

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102438534 A

(43) 申请公布日 2012. 05. 02

(21) 申请号 201080018769. 6

(22) 申请日 2010. 04. 29

(30) 优先权数据

12/432, 647 2009. 04. 29 US

12/432, 702 2009. 04. 29 US

12/432, 691 2009. 04. 29 US

12/432, 686 2009. 04. 29 US

12/432, 675 2009. 04. 29 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 10. 27

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2010/033050 2010. 04. 29

(87) PCT申请的公布数据

W02010/127174 EN 2010. 11. 04

(71) 申请人 霍洛吉克公司

地址 美国马萨诸塞州

(72) 发明人 艾伯特·春-奇·秦

罗伊·休伊特·沙利文

埃里克·卡尔·利切尔

威廉·卢卡斯·丘尔奇利

罗纳德·大卫·亚当斯

威廉·哈威克·格鲁贝尔

大卫·雅各布斯

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 寇英杰 田军锋

(51) Int. Cl.

A61B 17/3201 (2006. 01)

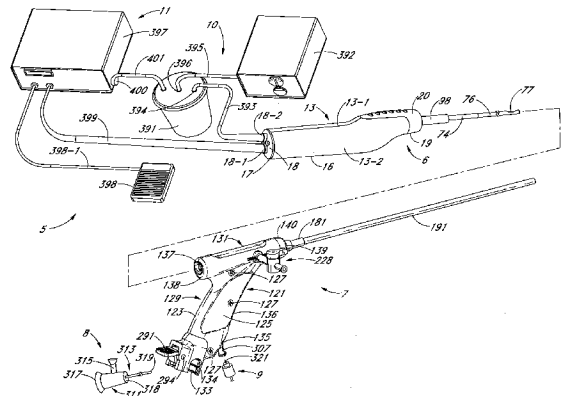
权利要求书 1 页 说明书 30 页 附图 44 页

(54) 发明名称

具有较高往复运动速率的组织移除装置

(57) 摘要

公开一种组织移除装置。装置包括外管状本体、内管状本体以及内管状本体上的切削刃。外管状本体包括窗口,通过移动切削刃可打开或关闭该窗口。切削刃具有超过内管的材料的硬度的硬度。切削刃可以具有至少大约 50 的洛氏 C 硬度,而内管具有不大于大约 40 的洛氏 C 硬度。切削刃可以通过铣削步骤形成,内管可以通过拉伸步骤形成。可以通过内管以至少大约 1.8 克 / 分钟的速率移除被切削刃切断的组织,并且外管状本体可具有不大于大约 3.5mm 的外径。



1. 一种组织移除装置,包括:
细长的外管状本体,所述细长的外管状本体具有近端端部、远端端部以及侧向开口;
细长的内管,所述细长的内管设置在所述外管内,并且能够运动以打开和关闭所述侧向窗口;
在所述内管上的至少一个组织切削刃,所述至少一个组织切削刃用于切断延伸到所述侧向窗口内的组织;
其中,所述切削刃具有超过所述内管的材料的硬度的硬度。
2. 如权利要求 1 所述的组织移除装置,所述组织移除装置构造成使得以至少大约 1.8gm/min 的速率移除由所述切削刃切断的组织,并且所述外管状本体具有不大于大约 3.5mm 的外径。
3. 如权利要求 1 所述的组织移除装置,其中,所述切削刃具有至少大约 50 的洛氏 C 硬度。
4. 如权利要求 1 所述的组织移除装置,其中,所述内管具有不大于大约 40 的洛氏 C 硬度。
5. 如权利要求 1 所述的组织移除装置,其中,所述切削刃通过铣削步骤形成,并且所述内管通过拉伸步骤形成。
6. 如权利要求 1 所述的组织移除装置,还包括在所述内管和所述外管之间的涂层。
7. 如权利要求 6 所述的组织移除装置,其中,所述涂层位于所述内管的外表面上。
8. 如权利要求 6 所述的组织移除装置,其中,所述涂层包括氮化钛合金。
9. 如权利要求 6 所述的组织移除装置,其中,所述涂层包括至少大约 50 的洛氏 C 硬度。
10. 如权利要求 6 所述的组织移除装置,其中,所述涂层包括至少大约 60 的洛氏 C 硬度。
11. 如权利要求 6 所述的组织移除装置,其中,所述涂层包括至少大约 70 的洛氏 C 硬度。
12. 一种用于在外管状套筒内进行轴向往复运动的管状切割部件,所述切割部件具有细长的管状本体,所述细长的管状本体具有近端端部、远端端部以及切割尖端,其中,所述管状本体在拉伸操作中形成,并且所述切割尖端在铣削操作中形成。
13. 一种用于在外管状套筒内进行轴向往复运动的管状切割部件,所述切割部件具有细长的管状本体,所述细长的管状本体具有近端端部、远端端部以及切割尖端,其中,所述管状本体具有不大于大约 40 的洛氏 C 硬度,并且所述切割尖端具有至少大约 50 的洛氏 C 硬度。

具有较高往复运动速率的组织移除装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请是 2008 年 4 月 4 日提交的美国专利申请序列号 12/098, 250(发明名称为“用于组织移除的方法、系统以及装置”)的部分继续申请,该申请在美国专利法 35U. S. C. § 119(e) 下要求 2007 年 4 月 6 日提交的美国临时申请 No. 60/910, 618、2007 年 4 月 6 日提交的美国临时专利申请序列号 60/910, 625 以及 2007 年 11 月 9 日提交的美国临时专利申请序列号 60/986, 912 的优先权,所有这些申请被结合在此,作为参考。本申请是 2008 年 4 月 4 日提交的美国专利申请序列号 12/098, 318(发明名称为“用于在执行医疗手术时使用的系统以及适于在所述系统中使用的导引装置”)的部分继续申请,该申请在美国专利法 35U. S. C. § 119(e) 下要求 2007 年 4 月 6 日提交的美国临时申请序列号 60/910, 618 和 2007 年 4 月 6 日提交的美国临时专利申请序列号 60/910, 625 的优先权,所有这些申请被结合在此,作为参考。

技术领域

[0003] 本申请总体上涉及用于组织移除的方法、系统以及装置,并且更具体地,涉及适用于子宫肌瘤和它的异常妇科组织移除的方法、系统以及装置。

背景技术

[0004] 人们认为子宫肌瘤在相当大百分比的女性人口中发生,可能在所有妇女的至少 20%至 40%中发生。子宫肌瘤是子宫的平滑肌层中普遍存在的明确的非癌性肿瘤。在许多情况下,子宫肌瘤可以长到具有几厘米的直径并且可以引起如月经过多(延长或大量经期出血)、盆腔压痛以及生殖功能障碍的症状。

[0005] 用于子宫肌瘤的当前治疗包括药物治疗、子宫切除术、子宫动脉栓塞术以及子宫镜切除术。药物治疗通常涉及 NSAIDS(非甾体类抗炎药)、雌孕激素组合以及 GnRH(促性腺激素释放激素)类似物的应用。然而,当前的药物治疗基本上无效且仅仅是减轻作用。相比之下,子宫切除术涉及从病人体内切除子宫的手术。为此,子宫切除术代表了将子宫肌瘤从病人体内除去的高效途径。因此,在美国通常每年执行几十万例子宫切除术以治疗子宫肌瘤。尽管它们被广泛使用,但是子宫切除术还是具有某些缺点,诸如生育能力的损失、性功能障碍以及诸如出血、损害身体、感染、疼痛以及延长恢复期之类的与主要的外科手术过程通常相关联的风险。子宫动脉栓塞术涉及将导管插入到股动脉中并且接着将导管引导至子宫肌瘤动脉。接着,较小的颗粒从导管注射到子宫肌瘤动脉中,从而阻断其血液供应并且使其最终萎缩和死亡。虽然该过程造成的创伤比子宫切除术小,但是其经常导致与疼痛有关的术后并发症。此外,培训成执行子宫动脉栓塞术的医生通常是介入放射科医生,与特别地培训成处理妇科问题的医生不同,然而特别地培训成处理妇科问题的医生通常不具有执行基于导管的子宫动脉栓塞术的技术。

[0006] 子宫镜切除术通常涉及将子宫镜(即,成像显示器)通过阴道——即,经子宫颈地插入到子宫中,接着利用通过子宫镜传送至子宫肌瘤的装置将子宫肌瘤从子宫切掉。子宫

镜切除术通常落入两种类型中的一种。在一种类型中,以环形切割线为形式的电烙装置固定地安装在子宫镜的远端端部上,子宫镜和电烙装置的组合被称为电切镜。电流利用电切镜至子宫的传输通常是单极的,并且通过施加于病人的皮肤的传导垫由至用于装置的电源部件的传导路径完成回路。以此方式,通过使环与参与的子宫壁的部分接触来移除组织。例如在 1999 年 5 月 25 日公布的、发明人为 Thompson 的美国专利 No. 5, 906, 615 中公开了这种装置的示例。

[0007] 在另一种子宫镜切除术中,机电切割器通过子宫镜中的工作通道插入。接着,通过使切割器与参与的子宫壁的部分接触来移除组织,该切割器通常具有转动的切割仪器。例如在 2007 年 6 月 5 日公布的、发明人为 Cesarini 等人的美国专利 No. 7, 226, 459 ;2000 年 3 月 7 日公布的、发明人为 Savage 等人的美国专利 No. 6, 032, 673 ;1998 年 3 月 24 日公布的、发明人为 Alden 等人的美国专利 No. 5, 730, 752 ;2006 年 3 月 2 日公开的、发明人为 Shener 等人的美国专利申请公开 No. US 2006/0047185 A1 以及 1999 年 3 月 11 日公开的 PCT 国际公布 No. WO 99/11184 中公开了机电切割器种类的子宫镜切除术的示例,所有这些专利申请及专利被结合在此,作为参考。

[0008] 在上述种类的子宫镜切除术两者中,在子宫肌瘤移除之前,子宫通常膨胀以在子宫内产生工作空间。(因为子宫是松弛器官,所以这样一种工作空间通常不会自然地存在于子宫中。同样,子宫的壁在处于放松状态时通常相互接触。)用于在子宫内产生这样一种工作空间的传统技术是在足够的压力下通过子宫镜将流体施加于子宫以使子宫膨胀。传统地用于使子宫膨胀的流体的示例包括如二氧化碳的气体或更常见地,如水或某些水溶液(例如,盐溶液或基于糖的水溶液)的液体。在利用电切镜实现切除的部位处,通常必须的是,膨胀流体不导电以使电不传导至不期望的位置。然而,因为在压力(该压力可以大到 100mmHg 或更大)下施加膨胀流体,所以尤其在切割组织时,存在膨胀流体可以被子宫中的血管吸收,即,进入血管内渗的风险,对病人而言,该吸收可能是非常有害的。因为过度内渗可导致死亡,所以通常利用测量系统在连续的基础上监控流体吸收。

[0009] 然而,尽管存在前述的进入血管内渗的风险,但是利用对流体吸收的适当监控,子宫镜切除术是用于移除子宫肌瘤的高效且安全的技术。但是,子宫镜切除术的一个缺点是其通常要求对病人施加麻醉。这是因为传统的电切镜通常具有超过 7mm 的直径并且因为机械切割器类型的装置通过其插入类型的传统子宫镜通常具有大约 9mm 的直径。相比之下,在不造成病人明显不适的情况下,子宫颈通常不能扩大至大于大约 5.5mm 的直径。结果,由于对麻醉的需要,子宫镜切除术通常在医院手术室中执行,并且因此承担由所需的环境和支持人员而产生的较大成本。

发明内容

[0010] 本发明提供用于组织移除的新颖性方法、系统以及装置。如上所述的方法、系统以及装置可用于例如移除子宫肌瘤和其它的异常妇科组织。

[0011] 根据本发明的一个方面,提供一种组织移除装置,组织移除装置包括 (a) 外壳; (b) 外管,外管固定于外壳并且从外壳向远端延伸,外管包括切除窗口; (c) 内管,该内管布置在外管内,内管能够相对于外管滑动和转动,内管包括远端端部;以及 (d) 驱动机构,该驱动机构用于使内管相对于外管转动并且同时用于使内管相对于外管平移地摆动,以使内

管的远端端部在来回移动通过切除窗口的同时转动,其中,驱动机构包括成形为包含双螺旋凹槽的驱动轴,驱动轴可以在平移中静止。

[0012] 根据本发明的一个方面提供一种组织移除装置。装置包括具有近端端部、远端端部以及侧向开口的细长的外管状本体。细长的内管设置在外管内,并且能够移动以打开和关闭侧向窗口。至少一个组织切削刃设置在内管上,用于切断延伸到窗口内的组织。切削刃可以形成在切割尖端上,该切割尖端被焊接、硬焊、软焊到或以其它方式附接于内管的远端端部。切削刃具有超过内管的材料的硬度的硬度。

[0013] 组织移除装置可以构造成使得以至少大约 1.8 克/分钟的速率移除通过切削刃切断的组织,并且外管状本体具有不大于大约 3.5mm 的外径。切削刃可以具有至少大约 50 的洛氏 C 硬度,而内管具有不大于大约 40 的洛氏 C 硬度。

[0014] 在一个实施方式中,切削刃通过铣削步骤形成,并且内管通过拉伸步骤形成。装置可进一步包括在内管和外管之间的涂层。涂层可以位于内管的外表面上,并且可以包括氮化钛合金。涂层可以包括至少大约 50 的洛氏 C 硬度,在一些实施方式中至少大约 60 的洛氏 C 硬度以及最优地至少大约 70 的洛氏 C 硬度。

[0015] 本发明的另外的方面、特征以及优点将在下列描述中被部分地阐述。实施方式将被描述得足够详细以使得本领域技术人员能够实践本发明,并且可以理解,在不脱离本发明的范围的情况下,可以使用其它的实施方式,并且可以进行结构或过程的改变。因此,无限定意义地进行下述详细说明,并且本发明的范围由所附权利要求最佳地限定。

附图说明

[0016] 在此并入到本说明书中并且构成本说明书的一部分的附图示意出本发明的各种实施方式并且,其与描述一起起到说明本发明的原理的作用。在附图中,类似的附图标记表示类似的部件:

[0017] 图 1 是根据本发明的教导构造的组织移除系统的第一实施方式的部分分解立体图;

[0018] 图 2(a) 至 2(d) 是图 1 中示出的组织移除装置的各种视图,组织移除装置在图 2(a) 至 2(c) 中示出为与真空管的远端端部和外部驱动轴在一起;

[0019] 图 3 是图 1 中示出的导引装置的立体图;

[0020] 图 4(a) 和 4(b) 是图 1 中示出的导引装置的分解立体图;

[0021] 图 5 是图 1 中示出的导引装置的右立体图,其中,外壳的右半体被移除;

[0022] 图 6 是图 1 中示出的导引装置的纵向截面图;

[0023] 图 7 是以截面图示出的图 1 中示出的导引装置的放大局部立体图,其中,仅示出歧管、溢放口以及护套;

[0024] 图 8 是图 1 中示出的导引装置的多腔护套的放大远端端视图;

[0025] 图 9 是图 1 中示出的导引装置的仪器引导组件的局部放大视图;

[0026] 图 10(a) 和 10(b) 是可以在图 1 中示出的组织移除装置中使用的替代性内管状部件的局部纵向截面图;

[0027] 图 11 是可以在图 1 中示出的组织移除装置中使用的替代性指示器套筒的侧视图;

[0028] 图 12 是以部分截面图示出可以在图 1 中示出的组织移除系统中使用的组织移除装置和导引器的替代性组合的局部侧视图；

[0029] 图 13(a) 和 13(b) 是以部分截面图示出可以在图 1 中示出的组织移除系统中使用的组织移除装置和导引器的又一替代性组合的局部侧视图；

[0030] 图 14 是以部分截面图示出可以在图 1 的组织移除系统中使用的替代性组织移除装置的局部侧视图；

[0031] 图 15(a) 和 15(b) 分别是可以在图 1 的组织移除系统中使用的另一替代性组织移除装置的局部立体图和局部部分分解立体图；

[0032] 图 16 是可以在图 1 的组织移除系统中使用的另一替代性组织移除装置的局部侧视图；

[0033] 图 17 是可以在图 1 的组织移除系统中使用的另一替代性组织移除装置的局部侧视图；

[0034] 图 18 是可以在图 1 的组织移除系统中使用的另一替代性组织移除装置的局部立体图；

[0035] 图 19 是可以在图 1 的组织移除系统中使用的另一替代性组织移除装置的局部立体图；

[0036] 图 20 是可以在图 1 的组织移除系统中使用的另一替代性组织移除装置的局部立体图；

[0037] 图 21 是可以在图 1 的组织移除系统中使用的另一替代性组织移除装置的局部立体图；

[0038] 图 22(a) 至 22(e) 是可以在图 1 的组织移除系统中使用的另一替代性组织移除装置的各种视图（在图 22(c) 至 22(e) 中未示出真空外壳以显示安置在其内的构件）；

[0039] 图 23 是插入到图 1 中示出的导引器中的本发明的闭塞器的局部截面图；

[0040] 图 24 是根据本发明构造的闭塞器和导引器的替代性组合的侧视图；

[0041] 图 25(a) 和 25(b) 分别是根据本发明构造的闭塞器和导引器的另一组合的未装配侧视图和装配截面图；

[0042] 图 26(a) 至 26(c) 是图 1 中示出的导引装置的另一替代性导引装置的局部立体图,其中,替代性导引装置在图 26(b) 和 26(c) 中示出为处于部分分解状态；

[0043] 图 27 是根据本发明的教导构造的组织移除系统的第二实施方式的立体图；

[0044] 图 28(a) 至 28(d) 分别是图 27 中示出的切碎器组件的仰视分解立体图、俯视分解立体图、仰视部分分解图以及以截面图示出的局部侧视图；

[0045] 图 29(a) 和 29(b) 分别是图 27 中示出的驱动组件的部分分解俯视立体图和部分分解仰视立体图；

[0046] 图 30 是可以在图 27 的组织移除系统中使用的替代性组织移除装置的局部部分分解立体图；

[0047] 图 31(a) 和 31(b) 是可以在图 27 的组织移除系统中使用的另一替代性组织移除装置的局部部分分解立体图；

[0048] 图 32 是可以在图 27 的组织移除系统中使用的另一替代性组织移除装置的局部部分分解立体图；

[0049] 图 33 是可以在图 27 的组织移除系统中使用的另一替代性组织移除装置的局部部分分解立体图；

[0050] 图 34 是可以在图 27 的组织移除系统中使用的另一替代性组织移除装置的局部截面图；以及

[0051] 图 35 是可以在图 27 的组织移除系统中使用的另一替代性组织移除装置的局部截面图。

具体实施方式

[0052] 下面将主要在优化用于执行诸如子宫肌瘤或其它异常子宫组织移除之类的一或多个治疗或者诊断妇科或泌尿过程的装置和过程方面描述本发明。然而，本发明的装置和相关过程可以通过各种进入途径在整个身体的各项应用中使用。

[0053] 例如，本发明的装置可以经由开放式手术、诸如腹腔镜进入之类的微创式进入或诸如经由经过皮肤进入之类的极微创过程优化使用。另外，本发明的装置可以构造用于经由身体的自然开口中的任何一个进入治疗或诊断部位以完成经由耳朵、鼻子、嘴和经由经直肠途径、尿道途径以及阴道途径的进入。

[0054] 除了本文中详细描述的一个或多个妇科和泌尿过程的执行之外，本发明的系统、方法、设备以及装置可用于执行一个或多个附加过程，该一个或多个附加过程包括但不限于，进入诸如膀胱、胸部、肺、胃、肠、食道、口腔、直肠、鼻窦、耳咽管、心脏、胆囊、脊椎、肩、膝盖、臀部、脑、动脉、静脉以及各种管之类的各种器官和组织中的任何一个以及从上述中的任何一个的组织操作或移除。进入的通路包括但不限于，经子宫颈通路、经阴道壁路径、经子宫路径、经泡囊路径、经尿道路径以及其它的路径。

[0055] 现在参照图 1，示出组织移除系统的一个实施方式的部分分解立体图，组织移除系统根据本发明的教导构造并且总体上以附图标记 5 表示。

[0056] 系统 5 特别适合于移除子宫肌瘤和其它的异常妇科组织。然而，应当理解，系统 5 不限于这种应用并且可以在对本领域技术人员而言显而易见的其它的解剖中使用。

[0057] 系统 5 可以包括组织移除装置（或切碎器）6、导引装置 7、柔性子宫镜 8、流体供应件 9、真空组件 10 以及马达驱动组件 11。

[0058] 现在参照图 2(a) 至 2(d)，可以更详细地看到组织移除装置 6。装置 6 可以包括分别互补的左外壳半体 13-1 和右外壳半体 13-2，互补的左外壳半体 13-1 和右外壳半体 13-2 中的每一个均可以由刚性聚合物或其它合适的材料制成。半体 13-1 和 13-2 可以例如利用螺钉 15 结合在一起以形成包括圆形侧壁 16、开放近端端部 17 以及开放远端端部 19 的细长中空外壳 13。外壳 13 可以弯曲或以其它符合人体工学地成形用于舒适地配合在使用者的手中。近端盖 18 可以安装在近端端部 17 中，盖 18 可以成形为包括一对内腔 18-1 和 18-2。内腔 18-1 可用于容纳例如外部驱动轴，并且内腔 18-2 可用于容纳例如真空管。远端盖 20 可安装在远端端部 19 中，盖 20 成形为包括可以用于容纳例如一对同轴切割管的内腔。

[0059] 多个肋 14 可以沿着半体 13-1 和 13-2 的相应内表面整体地形成并适当地安置，肋 14 为外壳 13 提供结构加强并且用于使安置在外壳 13 内的机械构件中的某些对齐。

[0060] 装置 6 还可包括适于绕着其纵向轴线转动的内部驱动轴 21。轴 21 可以成形为包括近端端部 23 和远端端部 25，轴 21 可以由合适的刚性金属或聚合物制成的细长整体形

结构。轴 21 的近端端部 23 可以同轴地安装在外部驱动轴 29 的远端端部 27 上并且固定于外部驱动轴 29 的远端端部 27, 外部驱动轴 29 插入穿过安装在外壳 13 中的保持器 28。以此方式, 轴 21 的转动可以机械地联接于轴 29 的转动。轴 21 的远端端部 25 可以插入穿过环形衬套 31 中的开口 30, 衬套 31 可以经由设置在衬套 31 中的周向狭槽 32 匹配地安装在肋 14-1 上。

[0061] 装置 6 可进一步包括适合于绕着其纵向轴线转动的平移驱动轴 35。轴 35 可以成形为包括近端端部 37、中间部 39 以及远端端部 41, 轴 35 可以为由合适的刚性金属或聚合物制成的细长整体形结构。轴 35 的近端端部 37 可以同轴地安装在内部驱动轴 21 的远端端部 25 上并且固定于内部驱动轴 21 的远端端部 25。以此方式, 轴 35 的转动可以机械地联接于轴 21 的转动。中间部 39 可以成形为包括双螺旋部, 该双螺旋部包含右旋螺纹螺旋通道 42 和左旋螺纹螺旋通道 43。螺旋通道 42 和 43 可以具有相同或不同的螺距, 但是优选地具有相同的螺距。螺旋通道 42 和 43 可以在它们各自的端部处平滑地混合在一起以形成连续凹槽, 使得可以存在从一个螺旋通道到另一个螺旋通道的平稳过渡。轴 35 的远端端部 41 的尺寸可以适当地设计成容纳在环形衬套 45 中的开口 44 内, 衬套 45 可以经由设置在衬套 45 中的周向狭槽 46 匹配地安装在肋 14-2 上。应当注意, 虽然轴 35 适合于转动, 但是轴 35 可以在平移中静止。

[0062] 装置 6 还可以包括适合于绕着其纵向轴线转动的齿轮组件 50。齿轮组件 50 可以成形为包括近端直齿轮 51 和远端管部 52, 齿轮组件 50 可以为由合适的刚性金属或聚合物制成的细长整体形结构。齿轮组件 50 可以在双螺旋部和远端端部 41 之间的区域中同轴地安装在轴 35 的中间部 39 上, 并且齿轮组件 50 可以利用径向地插入穿过管部 52 并且进入设置在轴 35 中的开口内的销固定于轴 35。以此方式, 直齿轮 51 的转动可以机械地联接于轴 35 的转动。

[0063] 装置 6 可进一步包括摆动平移组件 61。平移组件 61 又可包括支架 62 和通道接合部件 63。支架 62 可以成形为包括近端部 64、中间部 65 以及远端部 66, 支架 62 可以为由合适的刚性金属或聚合物制成的整体形结构。近端部 64 和远端部 66 的顶部可以延伸超过中间部 65 的顶部并且可以成形为分别包括环 67-1 和 67-2, 环 67-1 和 67-2 相互对齐。纵向孔 68-1 可以设置在支架 62 的底部附近, 孔 68-1 的尺寸可以适当地设计成同轴地容纳轴 35 的中间部 39, 同时允许中间部 39 在其内自由地转动。通道接合部件 63 可以成形为包括基部 69 和棘爪 70, 通道接合部件 63 可以为由合适的刚性金属或聚合物制成的整体形结构。基部 69 可以布置在开口 68-2 中, 开口 68-2 可以从中间部 65 的顶部向下延伸成与孔 68-1 连通, 其中, 棘爪 70 在轴 35 的双螺旋部内行进。以此方式, 当轴 35 转动时, 棘爪 70 可以连续地来回行进通过轴 35 的双螺旋部, 从而使支架 62 平移地摆动。如可以理解的, 支架 62 平移地摆动的速度可例如通过使轴 35 的双螺旋部的平移长度、通道 42 和 43 的角度、轴 29 的转动速度等变化来改变。如将在下面进一步讨论的, 理想的是使装置 6 运行以使得支架 62 以大约 2.8 周期 / 秒平移地摆动。

[0064] 装置 6 可进一步包括适合于绕着其纵向轴线转动的轴 72。轴 72 可以成形为包括近端部 72-1 和远端部 72-2, 轴 72 可以为由合适的刚性金属或聚合物制成的细长整体管状结构。近端部 72-1 可以插入穿过支架 62 的环 67-1 和 67-2 并且可以相对于环 67-1 和 67-2 自由地转动。远端部 72-2 可以是细长直齿轮形式。远端部 72-2 可以与齿轮组件 50 的

直齿轮 51 啮合以使直齿轮 51 的转动引起轴 72 的转动。远端部 72-2 可以是细长的使得即使当远端部 72-2 相对于直齿轮 51 平移地移动时,其可以保持与直齿轮 51 的啮合。取决于例如两个齿轮上的相对直径(两个齿轮的转动速度的比与两个齿轮的直径的比成反比),远端部 72-2 转动的速度(以及因此轴 72 转动的速度)可以与直齿轮 51 转动的速度相同或不同。因此,通过适当地设计直齿轮 51 和远端部 72-2 的尺寸,可以实现期望的转动速度,即使在外部驱动轴的转动速度固定的情况下。例如,在示出的实施方式中,远端部 72-2 具有为直齿轮 51 的直径的四分之一的直径,并且因此以四倍的齿轮 51 的速度转动。因此,如果外部驱动轴具有大约 1500rpm 的转动速度,则齿轮 51 将以 1500rpm 转动并且远端部 72-2 将以 6000rpm 转动。如可以理解的,远端部 72-2 的转动速度不取决于平移组件 61 的与轴 35 的双螺旋部的相互作用;因此,远端部 72-2 可以基于期望平移速度的要求获得比可能的转动速度更高或更低的转动速度。尽管存在上述情况,但是轴 72 平移地联接于支架 62。因此,当支架 62 平移地摆动时,轴 72 也如此。

[0065] 装置 6 还可以包括溢放口部件 74,溢放口部件 74 可以为由刚性聚合物或金属制成的整体形管状结构。溢放口部件 74 的近端端部可以固定地安装在保持器 75 中,保持器 75 可以安装在外壳 13 的远端端部处,其中,溢放口 74 的远端端部从外壳 13 向远端延伸一短距离,诸如,例如,大约 2 英寸。

[0066] 装置 6 还可以包括切割机构。在本实施方式中,切割机构可以包括外管状部件 76 和内管状部件 77,内管状部件 77 转动地移动,并且同时以将在下面进一步描述的方式相对于外管状部件 76 平移地摆动。外管状部件 76 可以成形为包括开放近端端部、封闭远端端部 81 以及内腔 82,内腔 82 从开放近端端部 79 延伸至刚好在封闭远端端部 81 之前的点,外管状部件 76 可以由不锈钢或另一类似的合适的材料制成的整体形结构。部件 76 可以同轴地安装在溢放口部件 74 内,其中,部件 76 的近端端部布置在溢放口部件 74 的近端端部内,并且其中,部件 76 的远端端部 81 向远离延伸超过溢放口部件 74 的远端端部延长的距离,诸如,例如 5 英寸。部件 76 的近端端部可以固定在保持器 75 内。

[0067] 外管状部件 76 还可以成形为包括切除窗口 89,组织可以被捕捉并吸入到切除窗口 89 内,窗口 89 定位成靠近远端端部 81,诸如例如,距该远端端部 0.25 英寸。窗口 89 可以成形为包括近端端部 89-1 和远端端部 89-2。近端端部 89-1 可以向近端逐渐倾斜,并且远端端部 89-2 可以向远端逐渐倾斜。更具体地,窗口 89 可以具有大约 0.55 英寸的长度,近端端部 89-1 可以为具有例如 0.085 英寸的曲率半径的径向端部,并且远端端部 89-2 可以为具有例如 0.150 英寸的曲率半径的径向端部。窗口 89 可以在管状部件 76 的圆周的大部分上延伸,诸如,例如,圆周的大约 60%。

[0068] 外管状部件 76 可以具有小于大约 5.5mm 的外径。然而,为了使伤害病人的风险降低和为了避免对病人施加麻醉的需要,外管状部件 76 优选地具有小于大约 5mm 的外径、更优选为小于 4mm 的外径、甚至更优选为小于 3mm 的外径以及又甚至更优选为小于 2mm 的外径。然而,如果装置 6 使用在手术室环境中,其中,可用全身麻醉,外管状部件 76 的直径可以增大以使组织移除最大化。在此情况下,外管状部件 76 可以具有通常小于约 12mm 的直径、优选为小于大约 11mm 的直径以及对于某些应用,小于 10mm 的直径。取决于特定的临床应用,外管状部件 76 可以构造成具有不大于大约 9mm 的外径、在一些应用中小于大约 8mm 的外径、优选为小于 7mm 的外径以及更优选为小于 6mm 的外径,其中,OD 期望地最小化。

[0069] 内管状部件 77 可以成形为包括近端端部 91、远端端部 92 以及纵向内腔 93, 内管状部件 77 可以由不锈钢或另一类似合适的材料制成的细长整体形结构。远端端部 92 可以成形为包括外部斜面, 诸如, 例如大约 20 度的外部斜面。管状部件 77 的中间长度可以同轴地容纳在轴 72 内并且可以固定联接于轴 72 以便与其一起平移运动和转动运动。管状部件 77 的近端端部 91 可以可滑动地安装在真空管连接器 95 内, 真空管连接器 95 又可以联接于插入穿过盖 18 的内腔 18-2 的真空管 393。O 形环 96 可以安装在连接器 95 内以保持与管状部件 77 的良好密封。安装在外壳 13 内的环形衬套 98 可用于容纳管状部件 77 并且保持其对齐。

[0070] 管状部件 76 和 77 可以布置成使得在管状部件 77 处于完全缩回 (即, 近端) 位置时, 管状部件 77 的远端端部 92 可以充分地撤回以允许组织进入窗口 89 (优选地, 其中, 管状部件的远端端部 92 安置成靠近窗口 89), 并且在管状部件 77 处于完全前进 (即, 远端) 位置时, 管状部件 77 的远端端部 92 可以向远端安置在窗口 89 的远端端部 89-2 处。以此方式, 当管状部件 77 平移且转动地移动经过窗口 89 时, 可以剪切窗口 89 内的组织。为了促进组织的这种剪切, 内管状部件 77 的外径可以仅比外管状部件 76 的内径略小 (例如, 大约 0.002 英寸)。

[0071] 已经证明, 由转动的内管 77 和外管 76 的接触产生的热能可以导致咬接, 其中, 两个管状部件熔合在一起。为了减轻该咬接风险, 内管 77 的外表面已经覆盖有低摩擦且低磨损的涂层 (即, 氮化钛)。可替代地, 涂层可以由外管 76 的内表面承载。涂层可以具有至少大约 50 的洛氏 C 硬度、优选为, 至少大约 60 的洛氏 C 硬度以及在某些装置中, 至少大约 70 的洛氏 C 硬度。

[0072] 装置 6 还可以包括指示器套筒 98。套筒 98 可以同轴地安装在溢放口部件 74 上并且固定地安装于溢放口部件 74, 套筒 98 可以由与溢放口部件 74 在视觉上容易区分开的材料制成的细长管状部件, 其中, 套筒 98 的近端端部 98-1 靠着外壳 13 的远端端部齐平定位。材料的适合于用作套筒 98 的示例可以为白色或彩色长度的收缩性包裹材料。套筒 98 的尺寸可以设计成使得在装置 6 插入到导引装置 7 内时, 使用者能够看见套筒 98 的远端端部 98-2 直到装置 6 的远端端部 81 前进超过导引器 7 的远端端部。换言之, 远端端部 98-2 可以用于指示装置 6 的远端端部 81 何时与导引器 7 的远端端部齐平定位。以此方式, 使用者可以安全地控制装置 6 的远端端部的位置, 并且因此在将装置 6 插入到病人体内时, 使其保持在导引器 7 内, 从而使在装置 6 的引入期间的裂伤和穿孔的风险降低。

[0073] 现在参照图 3 至 7, 导引器 7 可以包括外壳 121。外壳 121 又可包括左手柄半体 123 和右手柄半体 125。左手柄半体 123 和右手柄半体 125 可以通过多个螺钉 127 连结, 左手柄半体 123 和右手柄半体 125 可以由刚性聚合物或其它合适的材料模制或以其它方式制造。左手柄半体 123 和右手柄半体 125 可以利用合适的粘合剂、压销连结或者可以利用超声波或其它的方式焊接在一起, 而不是通过螺钉 127 连结。左手柄半体 123 和右手柄半体 125 共同地限定包括手柄部 129 和筒部 131 的中空枪形结构。手柄部 129 可以成形为包括设置在其底部端部 134 处的开口 133 和沿着接近底部端部 134 的其远端面 136 设置的开口 135。狭槽 133-1 可以设置在右手柄半体 125 中, 狭槽 133-1 从开口 133 朝向筒部 131 延伸一短距离。筒部 131 可以成形为包括设置在其近端端部 138 处的开口 137 和设置在其远端端部 140 处的开口 139。另外, 筒部 131 可以成形为包括在近端端部 138 和远端端部 140 的

中间位置处设置在右手柄半体 125 中的横向开口 141。

[0074] 左手柄半体 123 和右手柄半体 125 的内表面可以成形为包括互补成组的肋（未示出）。该肋可以为左手柄半体 123 和右手柄半体 125 提供结构加强并且可以有助于保持安置在外壳 121 内构件的正确安置和对齐。

[0075] 导引器 7 可进一步包括歧管 145。歧管 145 可以是成形为包括主要管状部件 147 和侧向管状部件 149 的整体形分支结构，歧管 145 可以由刚性聚合物或其它合适的材料模制或以其它方式制造。主要部件 147 可以包括近端端部 151、开放远端端部 153、侧壁 155 以及纵向内腔 157。主要部件 147 的近端端部 151 可以成形为包括相对较大直径的顶部开口 159 和相对较小直径的底部开口 161。侧向部件 149 可以包括开放近端端部 163、开放远端端部 165、侧壁 167 以及纵向内腔 169。侧壁 149 的内腔 169 可以通过开放远端端部 165 与主要部件 147 的内腔 157 流体连通。

[0076] 歧管 145 可以利用一对销 171 和 173 联接于外壳 121，该对销 171 和 173 可以从侧壁 155 延伸并且可以分别容纳在分别设置在左手柄半体 123 和右手柄半体 125 的内面上的中空凸台 175 内。在歧管 145 因此联接于外壳 121 的情况下，歧管 145 的近端端部 151 可以安置在筒部 131 中，其中，侧壁 155 紧密地配合在开口 139 内，并且其中，歧管 145 的远端端部 153 向远端延伸超过远端端部 140 一短距离。

[0077] 导引器 7 可进一步包括溢放口部件 181。溢放口部件 181 可以是成形为包括开放近端端部 183、开放远端端部 185、侧壁 187 以及纵向内腔 189 的整体形分支结构，溢放口部件 181 可以由刚性聚合物或其它合适的材料模制或以其它方式制造。溢放口部件 181 可以部分地插入到歧管 145 的内腔 157 内，并且可以紧密地配合在内腔 157 内且利用合适的粘合剂等固定地紧固于内腔 157，其中，溢放口部件 181 的近端端部 183 安置成刚好在侧向部件 149 的开放远端端部 165 远端，并且其中，溢放口部件 181 的远端端部 185 向远端延伸超过主要部件 147 的远端端部 153 一短距离。

[0078] 导引器 7 可进一步包括护套 191，在图 8 中也分开地示出护套 191。护套 191 可以是成形为包括近端端部 192、远端端部 193 以及侧壁 194 的刚性整体形结构，护套 191 可以由诸如尼龙 12 之类的合适的聚合物挤压或以其它方式制造。护套 191 可进一步成形为包括具有固定形状和大小的多个纵向内腔，该内腔包括顶部内腔 196、底部内腔 197 以及一对侧向内腔 198-1 和 198-2。如将在下面进一步讨论的，顶部内腔 196 可以用作仪器内腔，底部内腔 197 可以用作可视化内腔，并且侧向内腔 198-1 和 198-2 可以用作流入流体供应内腔。（开口（未示出）可以设置在靠近远端端部 193 的侧壁 194 中，该侧向开口与侧向内腔 198-1 和 198-2 流体连通，例如，以分配通过侧向内腔 198-1 和 198-2 向远端引导的流入流体供应中的一些。）护套 191 的近端端部 192 可以部分地插入到溢放口部件 181 的内腔 189 内，并且可以紧密地配合在内腔 189 内且利用合适的粘合剂等固定地紧固于内腔 189，其中，护套 191 的近端端部 192 与溢放口部件 181 的近端端部 183 齐平，并且其中，护套 191 的远端端部 193 向远端延伸超过溢放口部件 181 的远端端部 185 几英寸。

[0079] 护套 191 的尺寸可以设计成具有大约 5.5mm 的外径，护套 191 优选为将被插入到病人体内的导引器 7 的唯一构件，其中，内腔 196 具有大约 3mm 的直径，内腔 197 具有大约 2mm 的直径，并且内腔 198-1 和 198-2 每个都具有大约 1.33mm 的直径。可以进一步声明，外径与工作通道的比为导引器效率的示例性度量。可以看出，最佳比将为大约 1.0、优选为不

大于约 2.0 以及更优选为不大于约 1.9。在此处设置的情况下,这些直径的比为约 1.83,而预计系统具有 2.25 的比。通过因此设计护套 191 的尺寸,如果护套 191 插入穿过病人的子宫颈,则伤害病人的风险和对病人施行麻醉的需要可以最小化。然而,应当理解,用于护套 191 的上述尺寸仅是示例性的并且可以取决于如何使用导引器 7 而变化。

[0080] 导引器 7 可进一步包括安装在外壳 121 内以用于提供与内腔 196 对齐的连续通道的仪器引导组件,组织移除装置 6 可以插入到该仪器引导组件内。仪器引导组件可以包括引导本体 201。本体 201 可以是成形为包括近端部 203、远端部 205 以及中间部 207 的整体形管状结构,本体 201 可以由刚性聚合物或其它合适的材料模制或以其它方式制造。中间部 207 可以相对于近端部 203 和远端部 205 在内径和外径方面减小,以使环形座 208 在中间部 207 和远端部 205 的接合点处形成在本体 201 内。本体 201 的内表面可以从近端部 203 到中间部 207 向内逐渐缩小以便于装置 6 的到中间部 207 内的插入并且限制装置 6 可以插入到本体 201 内的程度。

[0081] 本体 201 可以紧密地配合在外壳 121 的开口 137 内并且利用合适的粘合剂等固定地紧固于外壳 121 的开口 137,其中,本体 201 的远端部 205 和中间部 207 安置在外壳 121 的筒部 131 内,并且其中,本体 201 的近端部 203 延伸穿过开口 137 并且向近端继续延伸超过外壳 121 的近端端部 138 一短距离。

[0082] 仪器引导组件还可以包括套筒 211。套筒 211 可以是成形为包括主要管状部件 213 和侧向管状部件 215 的整体形分支结构,套筒 211 可以由刚性聚合物或其它合适的材料模制或以其它方式制造。主要部件 213 可以包括开放近端端部 216、开放远端端部 217 以及纵向内腔 219。主要部件 213 的近端端部 216 可以成形为紧密地配合在本体 201 的远端部 205 内并且可以利用合适的粘合剂等粘结于本体 201 的远端部 205。侧向部件 215 可以包括开放近端端部 220、开放远端端部 221 以及纵向内腔 223。侧向部件 215 的内腔 223 可以通过开放近端端部 220 与主要部件 213 的内腔 219 流体连通。侧向部件 215 的远端端部 221 可以延伸穿过设置在外壳 121 的右手柄半体 125 中的开口 141 并且可以联接于阀 228。阀 228 可以为诸如旋塞阀之类的主动控制阀或诸如弹簧致动球阀之类的被动控制阀。阀 228 可以在其输出端部处连接于一定长度的管子(未示出)以及流体容器(未示出),以用于例如在装置 6 不存在于导引器 7 内时,引导以及收集例如穿过阀 228 的流出流体。

[0083] 仪器引导组件可进一步包括密封垫 231 和阀 233 的组合。密封垫 231 和阀 233 可以为固定地安置在本体 201 的座 208 和套筒 211 的近端端部 216 之间的弹性部件(见图 9)。密封垫 231 可以包括中央开口 235,密封垫 231 可以相对于阀 233 在近端定位。开口 235 的尺寸可以适当地设计成使得在装置 6 插入穿过开口 235 时,流体不能容易地在近端穿过在装置 6 的外侧周围的密封垫 231。阀 233 可以设计成使得在装置 6 不插入穿过阀 233 时,流体不能容易地在近端穿过阀 233,阀 233 可以成形为包括圆顶,该圆顶在其顶部处具有交叉缝。

[0084] 仪器引导组件可进一步包括管 241。管 241 可以包括近端端部 243 和远端端部 245,管 241 可以由不锈钢等制成的刚性海波管(hypotube)。近端端部 243 可以利用合适的粘合剂等固定地安装在套筒 211 的内腔 219 内。管 241 的远端端部 245 可以紧密地配合在护套 191 的内腔 196 内并且可以利用合适的粘合剂等固定在护套 191 的内腔 196 内。

[0085] 导引器 7 可进一步包括安装在外壳 121 内以用于提供与内腔 197 对齐的连续通道

的可视化引导组件,子宫镜 8 可以插入到该显像引导组件内。可视化引导组件可包括引导本体 251。本体 251 可以是成形为包括相对较大直径的近端部 253、相对较小直径的远端部 255 以及从近端部 253 到远端部 255 在直径方面逐渐缩小的中间部 257 的整体形管状结构,本体 251 可以由刚性聚合物或其它合适的材料模制或以其它方式制造。本体 251 可以布置在外壳 121 的手柄部 129 内,其中,近端部 253 与开口 133 向内隔开一短距离,并且其中,远端部 255 面向筒部 131。近端部 253 可以紧密地配合在外壳 121 的左手柄半体 123 和右手柄半体 125 之间并且利用粘合剂或其它合适的器件固定地装配在外壳 121 的左手柄半体 123 和右手柄半体 125。如将在下面进一步讨论的,近端部 253 的尺寸可以适当地设计成容纳子宫镜 8 的近端部,其中,本体 251 的中间部 257 的尺寸适当地设计成起到限制子宫镜 8 可以插入到本体 251 内的程度的止动件的作用。环形座 258 可以设置在远端部 255 内并且可以相对于远端部 255 的远端端部 259 在近端隔开。

[0086] 可视化引导组件可进一步包括引导连接器 261。引导连接器 261 可以是成形为包括相对较大直径的近端部 263、相对较小直径的远端部 265 以及从近端部 263 到远端部 265 在直径方面逐渐缩小的中间部 267 的整体形管状结构,引导连接器 261 可以由刚性聚合物或其它合适的材料模制或以其它方式制造。近端部 263 可以成形为紧密地配合在本体 251 的远端部 255 内并且可以利用合适的粘合剂粘结于本体 251 的远端部 255。

[0087] 可视化引导组件可进一步包括密封垫 271 和阀 273 的组合。密封垫 271 和阀 273 可以为固定地安置在本体 251 的座 258 和连接器 261 的近端部 263 之间的弹性部件。密封垫 271 可以包括中央开口,密封垫 271 可以相对于阀 273 在近端定位,该中央开口的尺寸适当地设计成使得在子宫镜 8 插入穿过该中央开口时,流体不能容易地在近端穿过子宫镜 8 的外侧周围的密封垫 271。阀 273 可以设计成使得在子宫镜 8 不插入穿过阀 273 时,流体不能容易地在近端穿过阀 273,阀 273 可以成形为包括圆顶,该圆顶在其顶部处具有交叉缝。

[0088] 可视化引导组件可进一步包括管 281。管 281 可以包括近端端部 283、远端端部 285 以及内腔 286,管 281 可以由合适的聚合物或其它材料制造的柔性整体形部件。近端端部 283 可以利用合适的粘合剂等固定地安装在连接器 261 的远端部 265 内。管 281 的远端端部 285 可以紧密地配合在护套 191 的内腔 197 内并且可以利用合适的粘合剂等固定在护套 191 的内腔 197 内。内腔 286 的尺寸可以适当地设计成使得子宫镜 8 的远端部可以插入到内腔 286 内并且以此方式被管 281 引导至内腔 197。

[0089] 导引器 7 可进一步包括用于将子宫镜 8 可逆地联接于可视化引导组件的机构。该机构可以包括凸轮锁定件 291。锁定件 291 可以是成形为包括杠杆 292 和支轴 293 的整体形结构,锁定件 291 可以由刚性聚合物或其它合适的材料制造。支轴 293 可以利用枢销 294 可枢转地安装在外壳 121 上,枢销 294 插入穿过支轴 293 中的横向开口 295,并且在其相反端部处固定地接收在分别设置在左手柄半体 123 和右手柄半体 125 中的开口 296 和 297 中。支轴 293 可以包括适合于在杠杆 292 朝向手柄部 129 枢转时摩擦地接合子宫镜 8 的近端部的面 298。

[0090] 导引器 7 可进一步包括管 301。管 301 可以是成形为包括近端端部 303 和远端端部 305 的柔性整体形结构,管 301 可以由合适的聚合物或其它的材料制造。近端端部 303 可以紧固于固定地安装在外壳 121 的开口 135 内的路厄式配件 (lure fitting) 307 的远端端部。远端端部 305 可以安置在歧管 145 的内腔 169 内并且可以利用粘合剂或其它合适的器

件固定在适当的位置。如将在下面进一步讨论的,路厄式配件 307 可以连接于流体供应件 9 的输出端。以此方式,通过配件 307 分配并且进入管 301 的流体可以通过管 301 引导至歧管 145。此后,歧管 145 中的流体可以在远端流动穿过护套 191 的内腔 198-1 和 198-2。

[0091] 现在返回参照图 1,子宫镜 8 可以包括近端部 311 和远端部 313,子宫镜 8 可以为例如,传统的柔性子宫镜。近端部 311 可以包括输入端口 315、输出端口 317 以及远端端部 318,近端部 311 可以为相对刚性、在长度方面紧凑以及在直径方面较宽。远端部 313 可以包括远端端部 319,远端部 313 可以为相对柔性、在长度方面细长以及在直径方面较窄。子宫镜 8 的尺寸可以适当地设计成使得近端部 311 的远端端部 318 可以容纳在本体 251 中,其中,远端部 313 向远端延伸穿过密封垫 271、阀 273、连接器 261、管 281 以及内腔 197,并且其中,远端端部 319 安置在护套 191 的远端端部 193 处或超过护套 191 的远端端部 193 一短距离。虽然在示出的实施方式中未呈现,但是子宫镜 8 的近端部 311 可以设有可用于与凸轮锁定件 291 紧密配合或以其它方式接合凸轮锁定件 291 的凹口或其它的物理特征。子宫镜 8 的远端端部 319 可以构造成允许观察诸如处于相对于远端部 313 的纵向轴线在 0 度角、15 度角或 30 度角的物体。以此方式,通过将子宫镜 8 放置在特定角度方位,子宫镜 8 可以用于观察装置 6 的远端端部的操作。可以通过使子宫镜 8 定向成使得输入端口 315 与狭槽 133-1 对齐并且延伸穿过狭槽 133-1 来确保这一角度定位。

[0092] 流体供应件 9 可以包括含流体的注射器、蠕动泵或具有可联接于路厄式配件 307 的输出端部 321 的另一合适的流体分配装置。流体供应件 9 可以包括用于以期望的速率分配来自其的流入流体的自动化装置(未示出)。

[0093] 真空组件 10 可以包括标本收集容器 391 和真空源 392。抽空管 393 的远端端部可以连接于真空管连接器 95 的近端端部,并且抽空管 393 的近端端部可以联接于容器 391 的第一端口 394。管 395 的远端端部可以联接于容器 391 的第二端口 396,并且管 395 的近端端部可以联接于真空源 392。以此方式,真空源 392 可用于将抽吸施加于装置 6,并且任何抽出的组织、液体或抽吸通过装置 6 的类似物质可以收集在容器 391 中。

[0094] 马达驱动组件 11 可以包括外壳 397,马达驱动组件 11 可以利用电源线(未示出)联接于诸如 AC 壁装电源插座之类的电源,其中,可以布置有电子设备(未示出)和马达(未示出)。脚踏板 398 可以通过电缆 398-1 联接于马达驱动组件并且可以用作使马达选择性地致动或停止的电源开关。轴 29 的近端端部可以机械地联接于马达以便旋转,并且轴 29 的远端端部可以以上述讨论的方式插入穿过安装块 18 中的开口 18-1 并且联接于内部轴 21。保护护套 399 可以覆盖轴 29 的大部分长度。马达驱动组件 11 可进一步包括真空传感器 400,使得可以监测容器 391 内的压力,真空传感器 400 可以通过管 401 联接于容器 391。以此方式,真空压力的突然增大可以表示堵塞已经发生。堵塞的出现可以经由定位在外壳 397 上的警报器(未示出)来表示。堵塞的检测通常清楚地表示装置 6 的进一步操作仅可以使堵塞情况恶化,并且可能必须停止组织移除。马达驱动组件 11 可以构造成使马达的致动与真空源 392 的致动同步。以此方式,打开马达将同时打开真空源 392。相应地,无论马达什么时候关闭,真空源 392 都可不起作用。

[0095] 在使用时,子宫镜 8 的远端端部 319 可以首先插入穿过导引器 7 的可视化引导通道,然后穿过歧管 145,并且接着穿过护套 191 的内腔 197。在子宫镜 8 因此插入导引器 7 内的情况下,凸轮锁定件 291 可以用于将子宫镜 8 的近端部 311 固定于导引器 7。接着,子宫

镜 8 的输入端部 315 和输出端部 317 可以分别联接于光源和照相机。可替代地,照相机可以被省略,并且可以用肉眼直接观察输出端部 317。接着,流体供应件 9 可以联接于导引器 7 的路厄式配件 307。护套 191 的远端端部 193 可以经子宫颈地,即,穿过阴道和子宫颈,插入到病人的子宫内。在将护套 191 的远端端部 193 引入到病人体内之前,子宫颈可以利用直径增大的闭塞器以传统方式逐渐地扩大。接着,可以通过将流体从流体供应件 9 分配到导引器 7 内来冲洗子宫中可能存在的血液和其它残余物,接着,该流体可以通过内腔 198-1 和 198-2 在远端离开导引器 7。阀 228 可以在该冲洗过程中打开以使在子宫中存在的流体和任何残余物可以通过护套 191 的内腔 196 在近端离开子宫,并且此后,可以通过在近端经过管 241,进入套筒 211 的主要部件 213 内,穿过套筒 211 的侧向部件 215 并且穿过阀 228 离开导引器 7。当冲洗过程完成时,阀 228 可以在流体可继续通过内腔 198-1 和 198-2 分配到子宫中时关闭,从而使子宫变得通过流体膨胀。当通过该流体使子宫充分地膨胀时,阀 228 可以在流体可继续分配到子宫中时打开。以此方式,子宫可以在流体连续地循环通过子宫时保持期望程度的膨胀。在子宫因此利用流体膨胀的情况下,子宫镜 8 可以用于检查子宫的内部。

[0096] 如果检测到希望移除的异常部位,则组织移除装置 6 可以,即,通过将外管状部件 76 和内管状部件 77 的远端端部在远端插入穿过导引器 7 的仪器引导通道并且接着穿过护套 191 的通道 196 来装载到导引器 7 内,其中,外壳 13 保持在病人体外。接着,装置 6 可以操纵成使得外管状部件 76 的窗口 89 可以安置成靠近肌瘤或其它的目标组织。然后,真空源 392 可以操作成使得抽吸施加于内管状部件 77,从而通过窗口 89 将组织吸取到外管状部件 76 内。另外,马达驱动组件 11 的马达可以被致动,从而同时使内管状部件 77 转动和在外管状部件 76 内平移地来回摆动,导致吸入穿过窗口 89 的组织被切割。接着,被切割的组织可以借助于上述抽吸从病人体内抽吸穿过内管状部件 77,并且此后,收集在容器 391 中。一旦子宫肌瘤或其它的目标组织已经因此被从病人体内移除,则真空源 392 和马达可以关闭,装置 6 可以从导引器 7 撤出,并且导引器 7 可以从病人体内撤出。装置 6 可以设计成一次性装置。如果这样,装置 6 则可以与抽空管 393 和柔性马达轴 398-2 断开并且被妥善处理。

[0097] 应当注意,虽然以上的讨论考虑利用导引器 7 将装置 6 引入到子宫中,但是可以将装置 6 经子宫颈地插入到子宫内而不使用导引器 7。在这种情况下,流体可以通过流体分配装置经子宫颈地给予到子宫以使子宫膨胀,并且此后,可以例如通过利用经子宫颈地插入到子宫内的超声波探针的超声波成像来完成子宫的观察。这种超声波探针可以与装置 6 分开或可以集成到装置 6 中。可替代地,可以通过 MRI 成像执行子宫的成像。

[0098] 虽然可以改变内管状部件 77 的转动运动的速度、内管状部件 77 的摆动平移运动的频率、内管状部件 77 的前进比(即,管状部件 77 平移地摆动的速度与管状部件 77 转动的速度的比)以及由真空源 392 提供抽吸的大小中的一个或更多个,但是已经在下列条件下实现特别良好的结果:管状部件 77 的转动的速度,至少 1100rpm、更优选为至少 5000rpm、甚至更优选为大约 6000rpm;管状部件 77 的摆动平移运动的频率,至少 1.5 周期/秒、更优选为大约 2.5 周期/秒至 4 周期/秒、甚至更优选为大约 2.8 周期/秒;优选为小于 0.25、更优选为小于 0.15 的前进比;以及在 200mmHg 至 650mmHg 的范围中的真空压力。优选地,以上参数选择成达到至少 1.5gm/min 的组织移除的速率,而同时外管状部件 76 具有不大于

大约 3.0mm 的外径。

[0099] 如可以理解的,当抽吸施加于内管状部件 77 时,位于子宫中的膨胀流体中的一些可以通过内管状部件 77 从子宫附带地抽出。如果来自子宫的膨胀流体的该损失干扰子宫的处于充分膨胀状态的保持,则来自子宫的膨胀流体的该损失可能是不良的。优选地,系统 5 构造和操作成使得在真空超过 300mmHg 的情况下,移除不大于大约 300cc/min 的体积的流体。其可以涉及例如,仅在特定的时间,例如,仅在用于使内管状部件 77 移动的马达致动时,或通过每当马达控制停止时利用内管状部件 77 使切除窗口 89 关闭来施加抽吸。

[0100] 通常,切碎器可以根据本发明构造成具有比诸如 Smith & Nephew 子宫镜切碎器之类的当前商业产品的外径或横截面小的外径或横截面,但是同时实现更高的组织切除速率。另外,根据本发明的切碎器可以在明显更高的真空下操作,同时将总流体流动控制在可接受的范围内。

[0101] 例如,根据本发明的切碎器中的吸取内腔的横截面面积通常将为不大于大约 12.0 平方毫米,并且经常不大于大约 10.0 平方毫米。在某些实施方式中,吸取内腔的横截面面积将不大于大约 8.0 平方毫米,并且对于某些应用,面积将为不大于大约 7.5 平方毫米。

[0102] 组织切除速率通常为至少大约 1.5gm/min,并且经常为至少大约 1.8gm/min。在某些实施方式中,组织切除速率为至少大约 2.0gm/min,并且在一个实施方式中为 2.2gm/min 或更多。

[0103] 根据本发明的切碎器可以被构造成具有不大于大约 350ml/min 的流体用量。在某些实施方式中,可以构造成不大于大约 300ml/min 或不大于大约 275ml/min 的流体用量。

[0104] 施加于本发明的切碎器的真空通常将在从大约 200mmHg 到大约 650mmHg 的范围内。切碎器通常将在至少大约 350mmHg 并且常常在至少大约 500mmHg 的真空下运行。

[0105] 在本发明的一个实施方式中,吸取内腔的横截面面积为大约 7.1mm²,并且在大约 600mmHg 的真空下产生大约 1.4gm/min 的组织切除速率。

[0106] 通常,根据本发明完成的过程将要求不大于大约 10 分钟,并且优选为不大于大约 8 分钟或 9 分钟的主动切碎。在这段时间内,引入到子宫内的总流体(例如,盐水)通常将为不大于大约 12 升,并且优选为不大于大约 10 升或 8 升。膨胀流体将优选地保持处于足够低的压力和足够短的时间,以使总盐水内渗保持在 2.5 升以下。

[0107] 在根据本发明的常用过程中,利用具有 3mm 的外径的切碎器,用于盐水的穿过切碎器的吸取的流体流动速率为大约 260ml/min(例如,在从大约 240ml/min 到大约 280ml/min 的范围内)。因此,在十分钟的过程中,大约 2.6 升的盐水被吸取穿过切碎器。在相同的过程中,组织切除速率通常超过大约 2gm/min。

[0108] 在比较实验中,根据本发明制造的装置与来自 Smith & Nephew 的往复子宫镜切碎器的性能进行比较。在利用预计装置进行的一系列实验中,真空平均地保持在 200mmHg 到 270mmHg 的范围内,切碎器速度为大约 1100rpm,组织切除速率为大约 1.4gm/min,穿过切碎器的流体流动速率为大约 247ml/min,并且切碎器的外径为 4.0mm。

[0109] 根据本发明构造的装置在 600mmHg 的真空和大约 6000rpm 的速度下操作,以通过切碎器产生大约 2.2gm/min 的切除速率和大约 266ml/min 的吸取流动速率。装置的外径为 3mm。

[0110] 因此,根据本发明的切碎器以吸取盐水的大致相当的流动速率通过较小外径的切

碎器产生明显更高的切除速率。为了使预计装置的切除速率增大,真空必须显著地增大。例如,当预计系统中的真空压力增大至大约 670mmHg 时,组织切割改进至 3.5gm/min,但是流体流动速率跳至 540ml/min。

[0111] 响应于增大的真空的增大的流体流动速率的一个挑战是代替流体必须以相等的速率浸入到作业地点。为了以足够的速率注入流体以使预计装置能够在更高的真空下运行,已经较大的预计切碎器的直径必须增大。申请人已经确定此处公开的切碎器的与光学系统结合的使用使子宫颈的扩张能够限制到不大于大约 5.5mm,其中,切碎器的外径不大于约 3mm。使切碎器的直径增大以适合更高的注入速率以及增大预计系统的已经较大的外径被认为越过痛觉阈值并且显然需要或期望在全身麻醉的情况下执行过程。申请人认为,对于许多病人,能够避免全身麻醉更有益处。

[0112] 现在参照图 10(a) 和 10(b),示出可以使用在组织移除装置 6 中的某些替代性内管状部件的局部纵向截面图。第一这种替代性内管状部件在图 10(a) 中示出并且总体以附图标记 411 表示。内管状部件 411 可以在某些方面与内管状部件 77 相似;然而,两个管状部件之间的一个显著区别是内管状部件 411 可以通过使分开的两个材料件连结在一起来形成,而内管状部件 77 可以由单个材料件制成的整体形结构。更具体地,内管状部件 411 可以包括近端杆 413 形式的第一件和远端尖端 415 形式的第二件,其中,远端尖端 415 优选地具有比切除窗口 89 的长度更长的长度,并且更优选地具有小于大约 2 英寸的长度,且在一个构造中大约 1 英寸的长度。近端杆 413 和远端尖端 415 可以由相同的材料制成或可以由不同的材料制成。诸如硬度超过大约 50 的洛氏 C 硬度的 400 系列不锈钢(例如,440C 不锈钢)之类的相对较硬的不锈钢材料优选地用于远端尖端 415,因为这些材料使得远端尖端 415 能够产生更锐利的边缘。另一方面,诸如 300 系列不锈钢(例如,304 不锈钢)之类的低硬度不锈钢材料可以优选地用于近端杆 413,因为这些材料可以例如通过挤压相对廉价地形成为长的管状结构,而较硬的不锈钢材料必须机加工以形成管状结构。这些近端管材料的洛氏 C 硬度为小于大约 40。近端杆 413 和远端尖端 415 可以通过焊接或其它合适的技术连结在一起。取决于期望的性能,可以使用各种切割器刃和窗口构造中的任何一个,包括在 Gruber 等人的 2008 年 4 月 4 日提交的美国专利申请序列号 No. 12/098,250 中公开的那些性能中的任何一个,该申请的公开内容被全部结合在此,作为参考。

[0113] 管状部件 411 和管状部件 77 之间的另一显著区别是尽管管状部件 77 可以在其整个长度上具有均一的内径,但是远端尖端 415 的内径与近端杆 413 的内径相比可被减小(例如,0.082 英寸对 0.085 英寸)。申请人相信,当具有与远端尖端 415 相似的外径的切割标本从远端尖端 415 移动到具有比切割标本的直径大的直径的近端杆 413 内时,从远端尖端 415 到近端杆 413 的内径方面的该增大可以导致在管状部件 411 中堵塞发生率的降低。近端杆 413 内的间隙便于标本的穿过管状部件 411 的近端运动。

[0114] 第二替代性内管状部件在图 10(b) 中示出并且总体上以附图标记 421 表示。管状部件 421 可以在某些方面与管状部件 411 相似,两个管状部件之间的主要区别是管状部件 421 可以由单个材料件制成的整体形结构,该单个材料件可以是例如 17-7 系列不锈钢。为了由具有均一内径的管状结构形成管状部件 421,首先可以锻压或轧制管状结构的远端端部以减小远端端部的内径,并且接着可以通过机械珩磨、扩张或化学蚀刻使结构的剩余部分的内径增大。

[0115] 现在参照图 11, 示出可以使用在组织移除装置 6 中的替代性指示器套筒 431 的侧视图。指示器套筒 431 可以在大多数方面与指示器套筒 98 相似, 两个指示器套筒之间的主要区别是套筒 431 可以沿着其长度设有标记或未标记的等级 433 以表示每个等级和套筒 431 的远端端部 431-1 之间的距离。因为套筒 431 的尺寸优选地设计成并且套筒 431 安置成使得套筒 431 的远端端部 431-1 表示装置 6 的远端端部 92 何时与导引器 7 的远端端部对齐, 等级 433 表示装置 6 的远端端部 92 和导引器 7 的远端端部之间的相对距离。等级 433 可以包括: 例如, 数字标记、符号、码标、环等。

[0116] 现在参照图 12, 其中以局部截面图示出可以使用在组织移除系统 5 中的组织移除装置和导引器的替代性组合的局部侧视图, 所述组织移除装置总体以附图标记 441 表示, 并且所述导引器总体以附图标记 443 表示。

[0117] 装置 441 和导引器 443 可以在大多数方面与装置 6 和导引器 7 相似, 主要区别是装置 441 可以包括固定地安装在溢放口部件 74 上的位置指示器环 445 而不是套筒 98, 并且导引器 443 可以包括近端部 447 而不是本体 201 的近端部 203, 近端部 447 适当地成形为仅提供与环 445 上的隆起部 445-1 和 445-2 的足够干扰, 使得可给予用户环 445 正在插入到近端部 447 中的触觉指示。

[0118] 现在参照图 13(a) 和 13(b), 其以局部截面图示出可以使用在组织移除系统 5 中的组织移除装置和导引器的另一替代性组合的局部侧视图, 所述组织移除装置总体以附图标记 451 表示, 并且所述导引器总体以附图标记 453 表示。

[0119] 装置 451 可以与装置 441 完全相同。导引器 453 可以在大多数方面与导引器 7 相似, 两个导引器之间的主要区别是导引器 453 可以成形为包括声室 455 并且可以附加地包括弹簧夹或弹簧箍 457。夹 457 可以具有固定端部 457-1 和自由端部 457-2, 固定端部 457-1 安装在声室 455 内, 自由端部 457-2 构造成当环 445 在远端移动经过夹 457 时通过环 445 偏转。夹 457 的通过环 445 的偏转使夹 457 摆动并且产生听觉信号。

[0120] 现在参照图 14, 以局部截面图示出可以使用在组织移除系统 5 中的替代性组织移除装置的局部侧视图, 所述组织移除装置总体以附图标记 470 表示。装置 470 的对本发明的理解不重要的某些方面未在此处示出和描述。

[0121] 装置 470 在大多数方面可以与装置 6 相似, 两个装置之间的主要区别是: 尽管装置 6 可以包括包含与轴 72 的齿轮形远端部 72-2 啮合的直齿轮 51 的旋转机构, 但是装置 470 可以包括包含轴 472 的转动机构, 该轴 472 包括管状弹性远端部 472-2, 其接合用于与固定地安装在固定地联接于平移驱动轴 35 的圆柱形部件 478 的凹槽 476 内的弹性 O 形环 474 一起转动。

[0122] 现在参照图 15(a) 和 15(b), 分别示出可以使用在组织移除系统 5 中的另一替代性组织移除装置的局部立体图和局部分解立体图, 所述组织移除装置总体以附图标记 500 表示。装置 500 的对本发明的理解不重要的某些方面未在此处示出和描述。

[0123] 装置 500 可以在许多方面与装置 6 相似, 各自的组织移除装置之间的一个区别是: 装置 500 可包括安装托架 501。托架 501 可以成形为包括基部部分 503、近端块 505、远端块 507 以及中间块 509, 托架 501 可以由刚性金属或聚合物制成的整体形结构, 近端块 505 从基部部分 503 的近端端部向上延伸, 远端块 507 从基部部分 503 的远端端部向上延伸, 中间块 509 从基部部分 503 的中间部向上延伸。

[0124] 装置 500 和装置 6 之间的另一区别是：尽管装置 6 可包括内部驱动轴 21、平移驱动轴 35 以及齿轮组件 50，而装置 500 可以包括内部驱动轴 510、平移驱动轴 511 以及齿轮组件 512。内部驱动轴 510 可以成形为包括近端端部 513 和远端端部 515，内部驱动轴 510 可以是由合适的刚性金属或聚合物制成的细长整体形结构。轴 510 的近端端部 513 可以同轴地安装在外部驱动轴 29 的远端端部上面并且固定于外部驱动轴 29 的远端端部。以此方式，轴 510 的转动可以机械地联接于轴 29 的转动。轴 510 的中间部可以容纳在设置在支架 501 的块 505 中的纵向孔 520 内。齿轮组件 512 可以固定地安装在轴 510 的远端端部 515 上以致与轴 510 一起转动。齿轮组件 512 可以包括较大直径的近端直齿轮 523 和较小直径的远端直齿轮 525。平移驱动轴 511 可以成形为包括近端端部 537、中间部 539 以及远端端部 541，平移驱动轴 511 可以是由合适的刚性金属或聚合物制成的细长整体形结构。轴 511 的近端端部 537 是可以是与远端齿轮 525 啮合的直齿轮的形状。以此方式，轴 511 的转动可以机械地联接于轴 510 的转动，其中，轴 511 的转动速度取决于轴 510 的转动速度和齿轮 525 和近端端部 537 的相对大小。中间部 539 可以延伸穿过设置在托架 501 的块 509 中的纵向孔 509-1。中间部 539 可以成形为包括与轴 35 的双螺旋部相似的双螺旋部 540。轴 511 的远端端部 541 的尺寸可以适当地设计成容纳在设置于托架 501 的块 507 中的开口 544 内。应当注意，虽然轴 511 适合于转动，但是轴 511 可以在平移中静止。

[0125] 装置 500 和装置 6 之间的另一区别是：尽管装置 6 可以包括机械地联接于内管状部件 77 以致与其一起转动和平移地摆动的轴 72，而装置 500 可以包括机械地联接于内管状部件 77 以致与其一起转动和平移地摆动的细长轴 551。轴 551 可以成形为包括与近端齿轮 523 啮合的直齿轮，轴 551 可以由刚性金属或聚合物制成的整体形管状结构。齿轮可以是细长的使得即使当齿轮相对于近端齿轮 523 平移地移动时，其也可以保持与近端齿轮 523 啮合。取决于例如，两个齿轮的相对直径（两个齿轮的转动速度的比与两个齿轮的直径的比成反比），轴 551 转动的速度可以与齿轮 523 转动的速度相同或不同。因此，通过适当地设计齿轮的尺寸，可以实现期望的转动速度，甚至其中，外部驱动轴的转速是固定的。例如，在示出的实施方式中，轴 551 的齿轮可以具有为齿轮 523 的直径的三分之一的直径，并且因此以齿轮 523 的三倍的速度转动。同时，轴 511 的近端端部 537 可以具有为齿轮 525 的直径的三分之四的直径，并且因此以齿轮 525 的四分之三的速度转动。因此，如果外部驱动轴具有大约 2000rpm 的转速，则轴 551（和内管状部件 77）将以大约 6000rpm 转动，并且轴 511 将以大约 1500rpm 转动，在双螺旋部适当地成形的情况下，轴 511 可用于实现用于内管状部件 77 的大约 2.8 周期 / 秒的摆动平移速度。

[0126] 现在参照图 16，示出可以使用在组织移除系统 5 中的替代性组织移除装置的局部侧视图，所述组织移除装置总体上以附图标记 570 表示。装置 570 的对本发明的理解不重要的某些方面未在此处示出和描述。

[0127] 装置 570 可以在许多方面与装置 6 相似。两个装置之间的一个区别可以是：尽管装置 6 可以将内部驱动轴 21 固定于外部驱动轴 29 以便与外部驱动轴 29 一起转动，并且可以通过轴 72 和齿轮 51 的接合将内管状部件 77 的转动联接于内部驱动轴 21，而装置 570 可以将内管状部件 77 固定于外部驱动轴 29 以便与外部驱动轴 29 一起转动，并且可以通过一对直齿轮 572 和 574 的啮合将内部驱动轴 21 的转动联接于内管状部件 77。齿轮 572 可以同轴地插入在内管状部件 77 上面并且固定于内管状部件 77，齿轮 574 可以同轴地插入在

内部驱动轴 21 上面并且固定于内部驱动轴 21。齿轮 572 和 574 的大小可以分别设计成例如具有 1 : 4 的比,使得如果外部驱动轴 29 以大约 6000rpm 转动,则内管状部件 77 也以大约 6000rpm 转动,而内部驱动轴 21 以大约 1500rpm 转动。

[0128] 现在参照图 17,示出可以使用在组织移除系统 5 中的替代性组织移除装置的局部侧视图,所述组织移除装置总体以附图标记 580 表示。装置 580 的对本发明的理解不重要的某些方面未在此处示出和描述。

[0129] 装置 580 可以在许多方面与装置 6 相似。两个装置之间的一个区别可以是:尽管装置 6 可以将内部驱动轴 21 固定于外部驱动轴 29 以便与外部驱动轴 29 一起转动,并且可以通过轴 72 和齿轮 51 的接合将内管状部件 77 的转动联接于内部驱动轴 21,而装置 580 可以通过一对直齿轮 582 和 584 的接合将内部驱动轴 21 的转动联接于外部驱动轴 29,并且可以通过直齿轮 586 的与齿轮 582 的接合将内管状部件 77 的转动联接于外部驱动轴 29。齿轮 582 可以同轴地插入在外部驱动轴 29 上面并且固定于外部驱动轴 29,齿轮 584 可以同轴地插入在内部驱动轴 21 上面并且固定于内部驱动轴 21,齿轮 586 可以同轴地插入在内管状部件 77 上面并且固定于内管状部件 77。齿轮 582 和 584 的大小可以分别设计成例如具有 1 : 2 的比,并且齿轮 582 和 586 的大小可以分别设计成例如具有 2 : 1 的比。以此方式,如果外部驱动轴 29 以大约 3000rpm 转动,则内管状部件 77 以大约 6000rpm 转动,并且内部驱动轴 21 以大约 1500rpm 转动。

[0130] 现在参照图 18,示出可以使用在组织移除系统 5 中的替代性组织移除装置的局部立体图,所述组织移除装置总体以附图标记 600 表示。装置 600 对本发明的理解不重要的某些方面未在此处示出和描述。

[0131] 装置 600 可以在许多方面与装置 6 相似。两个装置之间的一个区别可以是用于使内管状部件 77 转动和使内管状部件 77 平移地往复运动的它们各自的机构。更具体地,装置 600 可以包括固定于外部驱动轴(未示出)以便与该外部驱动轴一起转动的内部驱动轴 603。内部驱动轴 603 可以包括近端部 605 和远端部 607。直齿轮 609 和锥齿轮 611 可以同轴地安装在远端部 607 上面并且固定于远端部 607 以便与远端部 607 一起转动,其中,锥齿轮 611 相对于直齿轮 609 在远端安置。直齿轮 613 可以同轴地安装在内管状部件 77 上面并且固定于内管状部件 77 以便与内管状部件 77 一起转动,齿轮 613 与齿轮 609 啮合以使内部驱动轴 603 的转动引起内管状部件 77 的转动。(与驱动轴 603 的转动速度相比,内管状部件 77 的转动速度可以通过齿轮 609 和 613 的相对直径控制)。相对于内部驱动轴 603 在远端安置的锥齿轮 615 可以与锥齿轮 611 啮合。鞍座 619 可以同轴地安装在内管状部件 77 上面,鞍座 619 固定于内管状部件 77 以便与内管状部件 77 一起平移运动,但是允许管状部件 77 在其中自由地转动。鞍座 619 和锥齿轮 615 可以通过从齿轮 615 的顶部表面 621 向上延伸的销(未示出)和设置在鞍座 619 的底部表面上的狭槽(未示出)相互联接,鞍座 619 中的狭槽接收锥齿轮 615 上的销。鞍座 619 中的狭槽可以垂直于内管状部件 77 的纵向轴线定向,并且鞍座 619 中的狭槽的尺寸适当地设计成使得当锥齿轮 615 转动时,锥齿轮 615 上的销在鞍座 619 中的狭槽内来回行进。以此方式,锥齿轮 615 的转动可以引起内管状部件 77 的平移摆动。

[0132] 现在参照图 19,示出可以使用在组织移除系统 5 中的替代性组织移除装置的局部立体图,所述组织移除装置总体以附图标记 700 表示。装置 700 的对本发明的理解不重要

的某些方面未在此处示出和描述。

[0133] 装置 700 可以在许多方面与装置 6 相似。两个装置之间的一个区别可以是用于使内管状部件 77 转动和使内管状部件 77 平移地往复运动的它们的各自的机构。更具体地, 装置 700 可以包括固定于外部驱动轴 (未示出) 以致与该外部驱动轴一起转动的内部驱动轴 703。直齿轮 705 和平移凸轮 707 可以同轴地安装在驱动轴 703 上面并且固定于驱动轴 703 以便与驱动轴 703 一起转动, 其中, 平移凸轮 707 相对于直齿轮 705 在远端安置。直齿轮 711 可以同轴地安装在内管状部件 77 上面并且固定于内管状部件 77 以便与内管状部件 77 一起转动, 齿轮 711 与齿轮 705 啮合使得内部驱动轴 703 的转动引起内管状部件 77 的转动。(与驱动轴 703 的转动速度相比, 内管状部件 77 的转动速度可以通过齿轮 705 和 711 的相对直径控制)。鞍座 713 可以同轴地安装在内管状部件 77 上面, 鞍座 713 固定于内管状部件 77 以便与内管状部件 77 一起平移运动但是允许管状部件 77 在其中自由地转动。鞍座 713 和平移凸轮 707 可以通过从鞍座 713 向下延伸的销 (未示出) 和设置在凸轮 707 中的环形凹槽 717 相互联接, 凹槽 717 接收鞍座 713 上的销。凸轮 707 中的凹槽 717 可以成形为从凸轮 707 的大约近端端部 707-1 延伸至凸轮 707 的大约远端端部 707-2, 并且在凸轮 707 的一个转动的过程中后退至凸轮 707 的大约近端端部 707-1。以此方式, 当凸轮 707 转动并且销在凹槽 717 内来回行进时, 内管状部件 77 可以对应地平移摆动。

[0134] 现在参照图 20, 示出可以使用在组织移除系统 5 中的替代性组织移除装置的局部立体图, 所述组织移除装置总体以附图标记 800 表示。装置 800 对本发明的理解不重要的某些方面未在此处示出和描述。

[0135] 装置 800 可以在许多方面与装置 6 相似。两个装置之间的一个区别可以是用于使内管状部件 77 转动和使内管状部件 77 平移往复运动的它们的各自的机构。更具体地, 装置 800 可以包括固定于外部驱动轴 (未示出) 以便与该外部驱动轴一起转动的内部驱动轴 801。直齿轮 803 可以同轴地安装在驱动轴 801 上面并且固定于驱动轴 801 以致与驱动轴 801 一起转动。另外, 平移凸轮 805 可以同轴地安装在驱动轴 801 上面并且固定于驱动轴 801 以便与驱动轴 801 一起转动。平移凸轮 805 可以包括管状部 805-1 和盘部 805-2, 盘部 805-2 以相对于管状部 805-1 的纵向轴线成非垂直的角度固定地安装在管状部 805-1 上。直齿轮 813 可以同轴地安装在内管状部件 77 上面并且固定于内管状部件 77 以便与内管状部件 77 一起转动, 齿轮 813 与齿轮 803 啮合使得内部驱动轴 801 的转动引起内管状部件 77 的转动。(与驱动轴 801 的转动速度相比, 内管状部件 77 的转动速度可以通过齿轮 803 和 813 的相对直径控制)。鞍座 819 可以同轴地安装在内管状部件 77 上面, 鞍座 819 固定于内管状部件 77 以便与内管状部件 77 一起平移运动, 但是允许管状部件 77 在其中自由地转动。鞍座 819 可以成形为包括凹部 821, 该凹部 821 可以接收盘部 805-2 的顶部。以此方式, 当驱动轴 801 转动时, 使盘部 805-2 来回“摇摆”, 鞍座 819 和因此内管状部件 77 可以对应地平移摆动。

[0136] 现在参照图 21, 示出可以使用在组织移除系统 5 中的替代性组织移除装置的局部立体图, 所述组织移除装置总体以附图标记 900 表示。装置 900 对本发明的理解不重要的某些方面未在此处示出和描述。

[0137] 装置 900 可以在许多方面与装置 6 相似。两个装置之间的一个区别可以是用于使内管状部件 77 转动和使内管状部件 77 平移地往复运动的它们的各自的机构。更具体地,

装置 900 可以包括固定于外部驱动轴（未示出）以致与该外部驱动轴一起转动的内部驱动轴 901。直齿轮 903 和蜗轮 905 可以同轴地安装在驱动轴 901 上面并且固定于驱动轴 901 以便与驱动轴 901 一起转动。直齿轮 907 可以同轴地安装在内管状部件 77 上面并且固定于内管状部件 77 以便与内管状部件 77 一起转动，齿轮 907 与齿轮 903 啮合使得内部驱动轴 901 的转动引起内管状部件 77 的转动。（与驱动轴 901 的转动速度相比，内管状部件 77 的转动速度可以通过齿轮 903 和 907 的相对直径控制）。蜗轮 911 可以与蜗轮 905 接合，使得当蜗轮 905 转动时蜗轮 911 转动。销 913 可以安装在蜗轮 911 的正面 911-1 的外围附近。往复运动臂 915 可以具有固定于销 913 的第一端部和固定于平移地联接于内管状部件 77 的块 917 的第二端部。以此方式，当蜗轮 911 转动并且销 913 在蜗轮 911 上的位置改变时，臂 915 使块 917 和内管状部件 77 平移地来回移动。

[0138] 如可以理解的，当组织移除装置留在病人体内，但是用于组织移除装置的切割马达已经被暂时关闭时，例如，在组织移除装置的操作员使切割停止以检查病人期间，期望使膨胀流体通过组织移除装置从病人的子宫流出的量最小化。至少对于损失的膨胀流体将需要被重新装满以使子宫保持膨胀的原因而言，膨胀流体的这种损失是不良的。在装置 6 中，通过检测用于装置 6 的马达何时将被关闭和在那此情形中，通过将内管状部件 77 相对于外管状部件 76 平移地安置成使得切除窗口 89 关闭而通过电子设备解决该问题。解决该问题的替代性方法以在图 22(a) 至 22(e) 中示出的组织移除装置 940 为示例。装置 940 对本发明的理解不重要的某些方面未在此处示出和描述。

[0139] 装置 940 可以在某些方面与装置 6 相似。然而，各装置之间的一个区别是装置 940 可以包括具有封闭近端端部 945 和侧向窗口 947 的内管状部件 943。弹簧座 949 可以同轴地安装在内管状部件 943 上面并且固定于内管状部件 943 以便与内管状部件 943 一起转动。弹簧 951 的近端端部可以固定于弹簧座 949，并且弹簧 951 的远端端部可以固定于同轴地安装在内管状部件 943 上面的阀部件 953，阀部件 953 能够相对于内管状部件 943 转动。阀部件 953 可以包括侧向窗口 955。依靠内管状部件 943 和阀部件 953 的各自的转动位置，侧向窗口 955 能够与侧向窗口 947 对齐。止动件 957 可以形成在内管状部件 943 上，止动件 957 能够与阀部件 953 可拆卸地接合以使阀部件 953 的转动与内管状部件 943 联接。真空外壳 959 可以同轴地安装在阀部件 953 上面，阀部件 953 能够在真空外壳 959 内自由地转动。外管状部件 76 可以固定地安装在真空外壳 959 上。一对 O 形环 961-1 和 961-2 可以设置成起到密封件的作用。

[0140] 在装置 940 的切割马达致动之前，阀部件 953 的侧向窗口 955 和内管状部件 943 的侧向窗口 947 成 90 度，不相互对齐。然而，一旦装置 940 的切割马达被致动，则内管状部件 943 开始转动。其使弹簧 951 试图松开，由此使阀部件 953 转动以使阀部件 953 的侧向窗口 955 与内管状部件 943 的侧向窗口 947 对齐。在阀部件 953 因此转动地与内管状部件 943 对齐的情况下，止动件 957 防止阀部件 953 相对于内管状部件 943 进一步转动。当装置 940 的切割马达接着被关闭时，弹簧 951 使阀部件 953 相对于内管状部件 943 转动回到其初始方位。

[0141] 如上所述，导引器 7 优选地包括阀 233，阀 233 设计成在装置 6 不插入到导引器 7 内时阻止流体从病人体内溢出。然而，可以存在期望同时使流体流入到病人体内和从病人体内流出而装置 6 不插入到导引器 7 内的情形。因此，现在参照图 23，示出安置在导引器 7

的通道内的闭塞器 965 的局部截面图。闭塞器 965 可以成形为包括钝的远端端部 967 和通向纵向延伸通道 971 的多个开口 969。如示出的,闭塞器 965 可以安置在仪器通道 196 中,或可以安置在流体输入通道 198-1 或流体输入通道 198-2 中,以提供双向流体流动(例如,其中,流体离开通道 198-1 或 198-2 流入在通道 198-1 或 198-2 与闭塞器 965 之间的空间中,以及其中,流体流出通过开口 969 进入闭塞器 965)。通过开口 969 进入通道 971 的流体流出可以通过闭塞器 965 的近端端部(未示出)离开闭塞器 965。

[0142] 在图 24 中示出替代性闭塞器 972,闭塞器 972 具有在沿着其长度的中间位置处的侧向开口 973,侧向开口 973 与设置在替代性导引器 977 中的流出流体通道 975 对齐。如果需要,闭塞器 972 可以由具有弯曲性的弹性部件制成,并且导引器 977 可以设有由柔性材料制成的护套 978。以此方式,闭塞器 972 可以用于为护套 978 提供弯曲,通过使闭塞器 972 的近端端部 979 转动,护套 978 可以用于操纵护套 978 的远端端部。

[0143] 现在参照图 25(a) 和 25(b),示出根据本发明的闭塞器和导引器的替代性组合,闭塞器总体以附图标记 980 表示,并且导引器总体以附图标记 981 表示。

[0144] 闭塞器 980 可以包括远端部件 982 和近端部件 983,闭塞器 980 可以在许多方面与闭塞器 965 相似。远端部件 982 可以是管状的并且可以包括开放远端端部 984、封闭近端端部 985 以及侧向开口 986,其中,近端部件 983 安装在远端部件 982 的近端端部 985 上面。

[0145] 导引器 981 可以在许多方面与导引器 7 相似,相应的导引器之间的一个区别是:导引器 981 可以附加地包括流体流出通道 987。通道 987 可以包括远端端部 987-1,当闭塞器 980 安装在导引器 981 中时,远端端部 987-1 可以与闭塞器 980 的侧向开口 986 对齐。以此方式,流出流体可以从闭塞器 980 流动至通道 987 并且可以通过通道 987 的近端端部 987-2 离开导引器 981。导引器 981 可以附加地包括阀 988-1 和阀 988-2。阀 988-1 可以用于控制流体通过通道 987 的流动,阀 988-1 可以为旋塞阀。阀 988-2 可以用于控制流体通过流入通道 989 的流动,阀 988-2 可以为旋塞阀。

[0146] 现在参照图 26(a) 至 26(c),示出导引装置 7 的替代性导引装置的各种视图,替代性导引装置总体以附图标记 990 表示。

[0147] 导引装置 990 可以在许多方面与导引装置 7 相似,导引装置 990 和导引装置 7 之间的一个区别可以是:尽管导引装置 7 可以包括具有顶部内腔 196、底部内腔 197 以及一对侧向内腔 198-1 和 198-2 的护套 191,但是导引装置 990 可以包括顶部管状部件 991、底部管状部件 992、套筒 993 以及远端盖 994。顶部管状部件 991 可以用作例如容纳例如组织移除装置 6 或闭塞器 965 的仪器通道。如示出的,底部管状部件 992 可以用于例如容纳子宫镜 8 的远端端部 319。套筒 993 的尺寸可以适当地设计成同轴地容纳顶部管状部件 991 和底部管状部件 992,并且套筒 993 可以成形为限定在套筒 993 的内表面和管状部件 991 和 992 的外表面之间的空间中的、在管状部件 991 和 992 的相反侧的一对流体通道 995,套筒 993 可以由不锈钢等制成。多个横向开口 996 可以靠近套筒 993 的远端端部 997 设置在套筒 993 上,开口 996 提供流体通道 995 的侧向进入。以此方式,可以通过使流体在远端穿过通道 995 并且接着通过开口 996 径向地离开来提供至病人体内的流体流入。从病人体内流出的流体可以在近端穿过盖 994 行进并且接着在近端穿过顶部管状部件 991(例如,通过穿过安置在顶部管状部件 991 中的仪器)。可以认为由导引装置 990 提供的流体流动方式可以在从病人体内移除血液和其它不良流体方面特别有效。盖 994 可以包括保持器 998,保持

器 998 可以容纳管状部件 991 和 992 的远端端部,并且保持器 998 可以插入到套筒 993 的远端端部 997 内并且固定于套筒 993 的远端端部 997。

[0148] 现在参照图 27,示出组织移除系统的第二实施方式的部分分解立体图,组织移除系统根据本发明的教导构造并且总体以附图标记 1007 表示。

[0149] 系统 1007 可以包括组织移除装置 1008、真空组件 1009 以及马达驱动组件 1010。虽然未在本实施方式中示出,但是系统 1007 还可以包括与以上描述的系统 5 的导引装置、柔性子宫镜以及流体供应件相似的导引装置、柔性子宫镜以及流体供应件。

[0150] 组织移除装置 1008 可以包括切碎器组件 1013 和驱动组件 1015,切碎器组件 1013 可以在下面进一步描述的方式可移除地安装在驱动组件 1015 上。

[0151] 现在参照图 28(a)至 28(d),可以更详细地看到切碎器组件 1013。切碎器组件 1013 可以包括外壳 1021。外壳 1021 可以是成形为包括近端端部 1023、远端端部 1025 以及侧壁 1027 的大致管状的部件,外壳 1021 可以为由刚性聚合物或金属制成的细长整体形结构。侧壁 1027 可以是通常圆筒形,其中,其底部表面的部分 1028 是倾斜的。纵向内腔 1029 可以从近端端部 1023 延伸至远端端部 1025。内腔 1029 的中间部 1031 可以在直径方面扩大并且能够通过侧壁 1027 上的开口 1033 进入。内腔 1029 的从近端端部 1023 向远端延伸至与中间部 1031 在近端隔开的点的近端部 1035 可以在直径方面扩大并且可以具有内螺纹。

[0152] 切碎器组件 1013 可以附加地包括一对管状衬套 1041 和 1043。衬套 1041 可以靠近内腔 1029 的中间部 1031 的近端端部置于内腔 1029 的中间部 1031 内,并且可以利用螺钉 1042 固定地紧固于外壳 1021,衬套 1041 可以为由刚性聚合物或金属制成的整体形结构。衬套 1043 可以靠近内腔 1029 的中间部 1031 的远端端部置于内腔 1029 的中间部 1031 内,并且可以利用螺钉 1044 固定地紧固于外壳 1021,衬套 1043 可以为由刚性聚合物或金属制成的整体形结构。衬套 1041 可以成形为包括孔 1045,并且衬套 1043 可以成形为包括孔 1047,孔 1045 和 1047 与外壳 1021 的内腔 1029 同轴地对齐。

[0153] 切碎器组件 1013 可进一步包括细长轴 1051。轴 1051 可以成形为包括近端部 1053、远端部 1055、中间部 1057 以及纵向孔 1059,轴 1051 可以为由黄铜或另一合适的刚性金属或聚合物制成的整体形结构。轴 1051 的近端部 1053 可能滑动地安装在衬套 1041 的孔 1045 中,并且轴 1051 的近端部 1053 的大小可以设计成在衬套 1041 的孔 1045 内自由地转动。轴 1051 的远端部 1055 可能滑动地安装在衬套 1041 的孔 1047 中,并且轴 1051 的远端部 1055 的大小可以设计成在衬套 1041 的孔 1047 内自由地转动。轴 1051 的中间部 1057 可以安置在衬套 1041 和 1043 之间并且可以呈现为具有相对于近端部 1053 和远端部 1055 增大的外径的齿轮形状。

[0154] 切碎器组件 1013 可进一步包括平移联接块 1061。块 1061 可以是成形为包括近端端部 1063、远端端部 1064、侧壁 1065 以及纵向孔 1066 的管状部件,块 1061 可以为由刚性聚合物或金属制成的整体形结构。块 1061 可以同轴地安装在轴 1051 的近端部 1053 上面,其中,孔 1066 的大小相对于近端部 1053 设计成使得近端部 1053 能够在孔 1066 内自由地转动。块 1061 的侧壁 1065 可以成形为大致对应于内腔 1029 的中间部 1031 的形状。以此方式,块 1061 可以在外壳 1021 内保持在转动中的静止。块 1061 可以相对于轴 1051 平移地固定,其中,扣环 1067 同轴地插入在近端部 1053 上面并且利用固定螺钉 1068 固定于近端部 1053。垫圈 1069 可以在块 1061 的远端端部 1063 和轴 1051 的中间部 1057 之间同

轴地插入在轴 1051 的近端端部 1053 上面,以防止当中间部 1057 转动时由中间部 1057 和块 1061 的远端端部 1063 之间的接触引起的任何磨损。块 1061 的侧壁 1065 可进一步成形为包括减小的外径的腰部 1070。以此方式,在块 1061 同轴地安装在轴 1051 的近端部 1053 上面的情况下,一对狭槽 1071-1 和 1071-2 可以形成在块 1061 和外壳 1021 之间。

[0155] 切碎器组件 1013 可进一步包括溢放口部件 1072。溢放口部件 1072 可以是成形为包括近端部 1073 和远端部 1074 的管状部件,溢放口部件 1072 可以由刚性聚合物或金属制成的整体形结构。近端部 1073 可以在直径方面比远端部 1074 略大并且可以包括分叉狭槽 1075。溢放口部件 1072 的近端部 1073 可以布置在内腔 1029 的远端部内,其中,溢放口 1072 的远端部 1074 从外壳 1021 的远端端部 1025 向远端延伸一短距离,诸如,例如大约 2 英寸。

[0156] 切碎器组件 1013 可进一步包括切割机构。在本实施方式中,切割机构可以包括外管状部件 1076 和内管状部件 1077,内管状部件 1077 转动地移动并且同时以在下面进一步描述的方式相对于外管状部件 1076 平移地摆动。外管状部件 1076 可以成形为包括开放近端端部 1079、封闭远端端部 1081 以及内腔 1083,外管状部件 1076 可以由不锈钢或另一类似合适的材料制成的整体形结构,内腔 1083 从开放近端端部 1079 延伸至刚好在封闭远端端部 1081 之前的点。部件 1076 可以同轴地安装在溢放口部件 1072 内,其中,部件 1076 的近端端部 1079 布置在溢放口部件 1072 的近端部 1073 内,并且其中,部件 1076 的远端端部 1081 向远端延伸超过溢放口部件 1072 的远端部 1074 一延长的距离,诸如,例如五英寸。部件 1076 的近端端部 1079 和溢放口部件 1072 的近端部 1073 的组合可以利用插入穿过外壳 1021 上的开口 1087 的螺钉 1085 固定地保持在外壳 1021 中,螺钉 1085 使溢放口部件 1072 的近端部 1073 紧密压靠在部件 1076 的近端端部 1079 上。

[0157] 外管状部件 1076 可进一步成形为包括切除窗口 1089,组织可以被捕捉并吸入到切除窗口 1089 内,窗口 1089 定位成靠近远端端部 1081,诸如,例如距该远端端部 0.25 英寸。窗口 1089 可以成形为包括近端端部 1089-1 和远端端部 1089-2。近端端部 1089-1 可以向近端逐渐倾斜,并且远端端部 1089-2 可以向远端逐渐倾斜。更具体地,窗口 1089 可以具有大约 0.55 英寸的长度,近端端部 1089-1 可以为具有例如 0.085 英寸的曲率半径的径向端部,并且远端端部 1089-2 可以为具有例如 0.150 英寸的曲率半径的径向端部。窗口 1089 可以管状部件 1076 的圆周的大部分上面延伸,诸如,例如圆周的大约 60%。

[0158] 外管状部件 1076 可以具有小于大约 5.5mm 的外径。然而,为了降低伤害病人的风险并且为了避免必须对病人施行麻醉,外管状部件 1076 优选地具有小于大约 5mm 的外径、更优选为小于 4mm 的外径、甚至更优选为小于 3mm 的外径以及又甚至更优选为小于 2mm 的外径。

[0159] 内管状部件 1077 可以成形为包括近端端部 1091、远端端部 1092 以及纵向内腔 1093,内管状部件 1077 可以由不锈钢或另一类似合适的材料制成的细长整体形结构。远端端部 1092 可以成形为包括外部斜面,诸如,例如大约 20 度的外部斜面。管状部件 77 的中间部可以容纳在轴 1051 的孔 1059 内,并且可以利用扣环 1094-1、开槽套筒 1094-2 以及一对固定螺钉 1095 固定地联接于轴 1051 以便与其一起平移运动和转动运动。环 1094-1 的近端部可以拧到轴 1051 的远端端部上,其中,环 1094-1 的远端部在部件 1077 上面延伸。套筒 1094-2 可以同轴地插入在部件 1077 和环 1094-1 之间,并且固定螺钉 1095 可以插入

穿过扣环 1094-1 中的横向开口 1096 以将环 1094-1 和套筒 1094-2 联接于部件 1077。管状部件 1077 可以具有合适的长度,使得在管状部件 1077 处于完全缩回(即,近端)位置时,管状部件 1077 的近端端部 1091 可以从外壳 1021 的近端端部 1023 向近端延伸一短距离,并且管状部件 1077 的远端端部 1092 可以充分地撤回以允许组织进入窗口 1089。同时,管状部件 1077 可以具有长度使得在管状部件 1077 处于完全前进(即,远端)位置时,管状部件 1077 的远端端部 1092 可以在窗口 1089 的远端端部 1089-2 的远端处安置。

[0160] 切碎器组件 1013 可进一步包括配件 1097。配件 1097 可以是成形为包括近端部 1098、远端部 1099 以及纵向内腔 1100 的管状部件,配件 1097 可以为由刚性聚合物或金属制成的整体形结构。近端部 1098 可以通过一定长度的管联接于真空组件 1009,近端部 1098 可以有毛刺。配件 1097 的远端部 1099 可以具有外螺纹以便与外壳 1021 的近端部 1035 匹配地接合。配件 1097 的内腔 1100 的尺寸可以设计成可滑动地接收管状部件 1077 的近端端部 1091。O 形环 1101 可以布置在内腔 1100 内,以围绕管状部件 1077 提供密封。

[0161] 现在参照图 29(a) 和 29(b),可以更详细地看到驱动组件 1015。驱动组件 1015 可以包括主体 1105。主体 1105 可以是成形为包括远端端部 1107、近端端部 1109 以及侧壁 1111 的大致槽状部件,主体 1105 可以为由刚性聚合物或金属制成的整体形结构。远端端部 1107 可以为大致圆形并且可以包括包含中央部 1115 和外围部 1117 的远端表面。中央部 1115 可以相对于外围部 1117 凹进。中央横向开口 1119 可以设置在中央部 1115 中,并且一对较小的横向开口 1120 可以在中央开口 1119 的相对侧设置在中央部 1115 中。近端端部 1109 可以为大致圆形并且可以包括包含中央部 1123 和外围部 1125 的近端表面。中央部 1123 可以相对于外围部 1125 凹进。中央横向开口 1127 可以设置在中央部 1123 中,并且一对较小的横向开口 1129 可以在中央开口 1127 的相对侧设置在中央部 1123 中。侧壁 1111 可以从远端端部 1107 延伸至近端端部 1109,但是仅超过它们各自的圆周的大约上半部。纵向凹槽 1131 可以沿着侧壁 1111 的外表面设置成容纳切碎器组件 1013 的外壳 1021 的对应部。凹槽 1131 可以包括延伸穿过侧壁 1111 的第一横向狭槽 1133 和延伸穿过侧壁 1111 的第二横向狭槽 1135。第一横向狭槽 1133 可以与远端端部 1107 隔开一短距离并且可以相对于侧壁 1111 大致圆周地定向。第二横向狭槽 1135 可以与近端端部 1109 和与第一横向狭槽 1133 隔开一短距离并且可以相对于侧壁 1111 大致纵向地定向。侧壁 1111 的内表面可以附加地成形为包括位于第一横向狭槽 1133 和第二横向狭槽 1135 之间的块 1141。块 1141 可以成形为在其底部表面上包括外部凹槽 1143,凹槽 1143 平行于第二横向狭槽 1135 延伸。支架 1145 可利用一对螺钉 1146 固定于块 1141 的底部表面,支架 1145 可以为由刚性聚合物或金属制成的整体形结构。支架 1145 可以成形为在其顶部表面上包括凹槽 1147,凹槽 1147 相对于凹槽 1143 互补地成形,其中,凹槽 1143 和 1147 共同地限定大致圆筒形的通道。

[0162] 驱动组件 1015 可以附加地包括用于驱动内管状部件 1077 的转动运动的机构。这种机构可以包括第一马达 1151。马达 1151 又可以包括第一端部 1152,该第一端部 1152 具有从第一端部 1152 延伸的轴 1153。第一端部 1152 可以容纳在主体 1105 的远端端部 1107 的中央部 1115 内,并且可以利用插入穿过开口 1120 并且到马达 1151 的第一端部 1152 中的互补开口 1157 内的螺钉 1156 固定于中内部 1115。在马达 1151 因此固定于远端端部 1107 的情况下,轴 1153 可以延伸穿过中央横向开口 1119 并且可以在中央横向开口 1119 内自由

地转动。电缆 1159 可以用于将马达 1151 连接于控制单元 1010。

[0163] 另外,用于驱动内管状部件 1077 的转动运动的上述机构可进一步包括联接块 1161 和齿轮 1162。联接块 1161 可以成形为包括远端基部 1163 和近端杆,联接块 1161 可以为由刚性聚合物或金属制成的整体形结构,近端杆从基部 1163 向近端延伸。基部 1163 可以成形为包括能够从其远端端部进入的腔 1164,马达 1151 的轴 1153 可以容纳在腔 1164 内并且利用螺钉 1165 固定,从而将轴 1153 机械地联接于块 1161。近端杆可以成形为包括增大的直径的远端部 1166 和减小的直径的近端部 1167。齿轮 1162 可以成形为包括远端管 1168 和近端带齿的轮 1169,齿轮 1162 可以为由刚性聚合物或金属制成的整体形部件。管 1168 可以同轴地安装在块 1161 的部分 1166 上并且利用螺钉 1170 机械地联接于块 1161 的部分 1166。轮 1169 可以安置成使得轮 1169 的部分延伸穿过狭槽 1133 以便与轴 1051 的中间部 1057 的啮合。以此方式,轮 1169 的转动引起轴 1051 的转动。杆 1165 的近端部 1167 可位于轴承 1173 内,杆 1165 的近端部 1167 可以向近端延伸超过轮 1169 一短距离,轴承 1173 位于由块 1141 和支架 1145 共同限定的通道的远端端部内。

[0164] 驱动组件 1015 可进一步包括用于驱动内管状部件 1077 的摆动平移运动的机构。这种机构可以包括第二马达 1181。马达 1181 又可以包括第一端部 1182,该第一端部 1182 具有从其延伸的轴 1183。第一端部 1182 可以容纳在本体 1105 的近端端部 1109 的中央部 1123 内,并且可以利用插入穿过开口 1129 并且到马达 1181 的第一端部 1182 上的互补开口 1187 内的螺钉 1186 固定于中央部 1123。在马达 1181 因此固定于近端端部 1109 的情况下,轴 1183 可以延伸穿过中央横向开口 1127 并且可以在中央横向开口 1127 内自由地转动。电缆 1189 可用于将马达 1181 连接于控制单元 1010。

[0165] 另外,用于驱动内管状部件 1077 的摆动平移运动的上述机构可进一步包括联接块 1191、螺纹螺栓 1192 以及支架 1193。联接块 1191 可以成形为包括近端开口 1194 和远端开口 1195,联接块 1191 可以为由刚性聚合物或金属制成的整体形结构。近端开口 1194 的尺寸可以设计成固定地容纳马达 1181 的轴 1183,从而将轴 1183 机械地联接于块 1191。远端开口 1195 的尺寸可以设计成固定地容纳螺纹螺栓 1192 的近端端部,从而将螺栓 1192 机械地联接于块 1191。螺栓 1192 的远端端部可以置于轴承 1196 内,轴承 1196 又可以置于由块 1141 和托架 1145 共同限定的通道的近端端部内。支架 1193 可以成形为包括孔 1197 和一对向上延伸的尖头 1198,支架 1193 可以为由刚性聚合物或金属制成的整体形结构。刚性轴环 1199 可以利用一对螺钉 1200 固定地安装在支架 1193 的孔 1197 内。轴环 1199 可以具有内螺纹以接合螺栓 1192。以此方式,当螺栓 1192 转动时,支架 1193 沿着螺栓 1192 的纵向轴线平移地移动,其中,支架 1193 的向近端或向远端平移运动分别由螺栓 1192 的顺时针或逆时针转动起作用。托架 1193 可以通过尖头 1198 机械地联接于轴 1051 以便平移运动,其中,尖头 1198 延伸穿过本体 1105 的狭槽 1135 并且容纳在切碎器组件 1013 的狭槽 1071-1 和 1071-2 内。

[0166] 如可以从以上描述中理解的,内管状部件 1077 转动的速度和内管状部件 1077 平移摆动的速度被分开地且独立地控制,其中,通过马达 1151 控制内管状部件 1077 的转动,并且其中,通过马达 1181 控制内管状部件 1077 的摆动平移。

[0167] 驱动组件 1015 可进一步包括本体 1201。本体 1201 可成形为包括远端端部 1203、近端端部 1205、侧壁 1207 以及腔 1208,本体 1201 可以为由刚性聚合物或金属制成的整体

形结构。远端端部 1203 在形状上可以是大致半圆形,并且近端端部 1205 在形状上可以是大致半圆形。侧壁 1207 在横向横截面方面可以是半圆形并且可以从远端端部 1203 延伸至近端端部 1205。在形状上与本体 1105 的凹槽 1131 相似的纵向凹槽 1209 可以沿着侧壁 1207 的顶部外表面设置成容纳切碎器组件 1013 的外壳 1021 的对应部。腔 1208 的尺寸可以设计成容纳马达 1151。一对纵向内腔 1213 可以设置在本体 1201 中,内腔 1213 延伸穿过远端端部 1203、近端端部 1205 以及侧壁 1207。内腔 1213 可以与本体 1105 中的对应的螺纹腔 1215 对齐以使本体 1201 的近端端部 1205 可以利用插入穿过本体 1201 并且到腔 1215 内的螺钉 1217 固定于本体 1105 的远端端部 1107。

[0168] 驱动组件 1015 可进一步包括锁止夹 1221。锁止夹 1221 可以成形为包括基部 1223、一对平行支腿 1225 以及一对平行支脚 1227,锁止夹 1221 可以由刚性聚合物或金属制成的整体形结构。支腿 1225 可以从基部 1223 向上延伸,其中,支腿 1225 与基部 1223 的端部向内隔开一短距离。支脚 1227 可以从支腿 1225 横向地延伸。基部 1223 可以容纳在设置在本体 1105 上的形状匹配的凹部 1229 内,并且可以通过将本体 1201 固定于本体 1105 而固定地保持在凹部 1229 内。在夹 1221 因此安装在本体 1105 上的情况下,支腿 1225 向上延伸超过本体 1105 并且可以插入到切碎器组件 1013 的外壳 1021 中的对应 L 形狭槽 1230 内。以此方式,夹 1221 可以用于将驱动组件 1015 可逆地且能够锁定地联接于切碎器组件 1013。更具体地,为了将驱动组件 1015 能够锁定地联接于切碎器组件 1013,可以将支脚 1227 插入到狭槽 1230 的近端部 1230-1 内,并且接着可以使支脚 1227 向远端滑动至狭槽 1230 的远端部 1230-2。为了使驱动组件 1015 与切碎器组件 1013 分开,支脚 1227 可以从远端部 1230-2 向近端滑动至近端部 1230-1 并且接着可以从狭槽 1230 移除。

[0169] 驱动组件 1015 可进一步包括本体 1231。本体 1231 可以成形为包括近端端部 1233、远端端部 1235 以及侧壁 1237 的大致圆筒形的部件,本体 1231 可以由刚性聚合物或金属制成的整体形结构。腔 1239 可以从远端端部 1235 向近端延伸,腔 1239 的尺寸设计成基本上容纳整个马达 1181,但除了马达 1181 的第一端部 1182 和轴 1183 之外。一对纵向内腔 1241 可以设置在本体 1231 中,内腔 1241 延伸穿过近端端部 1233、远端端部 1235 以及侧壁 1237。内腔 1241 可以与本体 1105 中的对应螺纹腔 1242 对齐,以使本体 1231 的远端端部 1235 可以利用插入穿过本体 1231 并且到腔 1242 内的螺钉 1243 固定于本体 1105 的近端端部 1109。凹槽 1245 可以沿着侧壁 1237 的顶部表面从近端端部 1233 纵向地延伸至远端端部 1235。凹槽 1245 可以与本体 1105 的凹槽 1131 对齐,以容纳切碎器组件 1013 的外壳 1021 的对应部。

[0170] 驱动组件 1015 可进一步包括端板 1251。端板 1251 可以是成形为在其顶部处包括保持环 1253 的大致盘形结构,端板 1251 可以由刚性聚合物或金属制成的整体形结构。保持环 1253 的尺寸可以设计成容纳切碎器组件 1013 的外壳 1021 的近端端部。一对开口 1255 可以设置在端板 1251 中。开口 1255 可以与本体 1231 中的对应螺纹腔 1257 对齐,以使端板 1241 可以利用插入穿过端板 1241 并且到腔 1257 内的螺钉 1259 固定于本体 1231 的近端端部 1233。

[0171] 驱动组件 1015 可进一步包括盖 1261。盖 1261 可以呈现为具有近端端部 1263 和远端端部 1265 的半管形状,盖 1261 可以由刚性聚合物或金属制成的整体形结构。盖 1261 的尺寸可以设计成分别补充本体 1105 的侧壁 1111 和本体 1201 的侧壁 1207。另外,

盖 1261 可以利用插入穿过盖 1261 中的开口 1269 并且到本体 1105 的近端端部 1109 中的对应腔 1271 内的螺钉 1267 以及利用插入穿过盖 1261 中的开口 1275 并且到本体 1105 的远端端部 1107 中的对应腔 1277 内的螺钉 1273 固定于本体 1105。另外,盖 1261 可以通过利用螺钉 1283 将盖 1261 连结于块 1281 和通过利用一对螺钉 1285 将块 1281 连结于本体 1201 的远端端部 1203 来固定于本体 1201。

[0172] 现在返回参照图 27,真空组件 1009 可以包括标本收集容器 1291 和真空源 1292。抽空管 1293 的远端端部可以插入在配件 1097 上面并且可以通过摩擦配合固定于配件 1097,并且抽空管 1293 的近端端部可以联接于容器 1291 的第一端口 1294。管 1295 的远端端部可以联接于容器 1291 的第二端口 1296,并且管 1295 的近端端部可以联接于真空源 1292。以此方式,真空源 1292 可用于将抽吸施加于装置 1008,并且被抽吸通过装置 1008 的任何抽出的组织、液体或类似物可以收集在容器 1291 中。

[0173] 控制单元 1010 可以包括电子设备(未示出),用于利用连接到电缆 1159 和 1189 的电缆 1298-1 控制马达 1151 和 1181 的操作。控制单元 1010 可以利用电源线(未示出)联接于诸如 AC 壁装电源插座之类的电源。脚踏板 1297 可以通过电缆 1298-2 联接于控制单元 1010 并且可以用作使马达 1151 和 1181 选择性地启动或停止的电源开关。控制单元 1010 可进一步包括真空传感器 1299 使得可以通过控制单元 1010 监控容器 1291 内的压力,真空传感器 1299 可以通过管 1300 联接于容器 1291。以此方式,真空压力的突然增大可以表示堵塞已经发生。堵塞的出现可以经由位于控制单元 1010 上的警报器(未示出)来表示。堵塞的检测通常清楚地表示装置 1008 的进一步操作仅可以使堵塞情形恶化,并且可能必须停止组织移除。控制单元 1010 可以构造成使驱动组件 1015 的致动与真空源 1292 的致动同步。以此方式,打开驱动组件 1015 将同时打开真空源 1292。相应地,无论驱动组件 1015 何时关闭,真空源 1292 都可以停止。

[0174] 在使用时,子宫镜的远端端部可以经子宫颈地插入到病人体内,并且合适的流体可以通过子宫镜的进入流体端口引导到子宫内直到子宫膨胀。接着,可以利用子宫镜的可视化通道执行子宫的观察和子宫肌瘤或其它的异常妇科组织的检测。外管状部件 1076 和内管状部件 1077 的远端端部可以通过子宫镜的工作通道插入并且到子宫内,其中,系统 1007 的其余部分保持靠近子宫镜。接着,装置 1008 可以操纵成使得外管状部件 1076 的窗口 1089 可靠近子宫肌瘤或其它的目标组织安置。然后,真空源 1292 可以操作成使抽吸施加于内管状部件 1077,由此通过窗口 1089 将组织吸入到外管状部件 1076 内。另外,马达 1151 和 1181 可以操作成使内管状部件 1077 同时地转动以及在外管状部件 1076 内平移地来回摆动,从而使通过窗口 1089 吸取的组织被切割。接着,切割的组织可以借助于上述抽吸通过内管状部件 1077 从病人体内抽吸出,并且之后收集在容器 1291 中。一旦子宫肌瘤或其它的目标组织已经因此被从病人体内移除,则真空源 1292 和马达 1151 和 1181 可以被关闭,装置 1008 可以从子宫镜撤出,并且子宫镜可以从病人体内撤出。接着,切碎器组件 1013 可以从驱动组件 1015 卸下并且与真空源 1292 断开。切碎器组件 1013 可以设计成一次性使用装置,并且如果这样,可以在病人体内使用之后被处理。相比之下,驱动组件 1015 可以在其处理之前用在许多不同的病人身上,其中,不同的切碎器组件 1013 优选地用于每一个病人。

[0175] 应当注意,虽然以上的讨论考虑通过子宫镜的工作通道插入装置 1008,但是可以

将装置 1008 经子宫颈地插入到子宫内而不使用子宫镜。在这种情况下,流体可以通过流体分配装置经子宫颈地分配至子宫以使子宫膨胀,并且此后,可以例如通过利用经子宫颈地插入到子宫内的超声波探针的超声波成像完成子宫的观察。这种超声波探针可以与装置 1008 分开或可以集成到装置 1008 中。可替代地,可以通过 MRI 成像执行子宫的成像。

[0176] 现在参照图 30,示出适合于使用在系统 1007 中的替代性组织移除装置的局部分解立体图,所述组织移除装置总体以附图标记 1450 表示。为了简单和清楚起见,装置 1450 的对本发明的理解不重要的某些方面未在此处示出和描述。

[0177] 装置 1450 可以在许多方面与装置 1008 相似,两个装置之间的主要区别是:装置 1008 的支架 1193 和平移联接块 1061 可以分别以装置 1450 的支架 1461 和平移联接块 1463 代替。装置 1450 的支架 1461 可以在许多方面与装置 1008 的支架 1193 相似,两个支架之间的主要区别是支架 1461 可以包括向上偏置的弹簧加载销 1465。装置 1450 的平移联接块 1463 可以在许多方面与装置 1008 的平移联接块 1061 相似,两个块之间的主要区别是 (i) 平移联接块 1463 可以成形为包括适合于容纳销 1465 的腔 1467 和 (ii) 平移联接块 1463 可以成形为包括分别从平移联接块 1463 的近端端部和远端端部朝向孔 1467 的开放端部向下倾斜的倾斜表面 1469-1 和 1469-2。在使用时,包括平移联接块 1463 的切碎器组件可以附接于包括支架 1461 的驱动组件,并且装置 1008 的平移马达可以被致动用于使支架 1461 在一个完整的周期内来回平移地移动。与支架 1461 和平移联接块 1463 最初可以相对于彼此平移地安置在何处无关,当支架 1461 在一个完整的周期内平移地移动时,销 1465 自动地确保与腔 1467 对齐。例如,如果销 1465 最初相对于平移联接块 1463 在近端安置,当支架 1461 向远端移动时,销 1465 的顶部表面行进越过倾斜表面 1469-1 并且接着容纳在腔 1467 中。该布置的一个优点是,在切碎器组件和驱动组件附接于彼此时,销 1465 和腔 1467 不必相互对齐。如可以理解的,因为切碎器组件可以为一次性物品,然而驱动组件可以是可重复使用物品,所以销 1465 和腔 1467 最初可以不相互对齐。

[0178] 现在参照图 31(a) 和 31(b),示出适合于在系统 1007 中使用的另一替代性组织移除装置的局部部分分解立体图,所述组织移除装置总体以附图标记 1500 表示。为了简单和清楚起见,装置 1500 的对本发明的理解不重要的某些方面未在此处示出和描述。

[0179] 装置 1500 可以包括切碎器组件 1513 和驱动组件 1515。切碎器组件 1513 和驱动组件 1515 在大多数方面可分别与切碎器组件 1013 和驱动组件 1015 相似,各自的切碎器组件和驱动组件之间的主要区别是:切碎器组件 1513 和驱动组件 1515 可以借助于设置在切碎器组件 1513 上的制动器 1517 和设置在驱动组件 1515 中的狭槽 1519 可拆卸地匹配固定于彼此。因此,当希望使用装置 1500 时,切碎器组件 1513 的制动器 1517 优选地插入到驱动组件 1515 的狭槽 1519 内,从而将切碎器组件 1513 和驱动组件 1515 物理地且操作地联接在一起。接着,可以以上述关于装置 1008 讨论的相同方式使用装置 1500。在已经使用装置 1500 之后,切碎器组件 1513 可以例如通过拉动分开它们各自的近端端部直到制动器 1517 被从狭槽 1519 移除而与驱动组件 1515 分开。如果需要,接着,可以处理切碎器组件 1513,然而,驱动组件 1515 可以被再使用。

[0180] 现在参照图 32,示出适合于在系统 1007 中使用的另一替代性组织移除装置的局部部分分解立体图,所述组织移除装置总体以附图标记 1600 表示。为了简单和清楚起见,装置 1600 的对本发明的理解不重要的某些方面未在此处示出和描述。

[0181] 装置 1600 可以包括切碎器组件 1613 和驱动组件 1615。切碎器组件 1613 和驱动组件 1615 在大多数方面可分别与切碎器组件 1013 和驱动组件 1015 相似,各切碎器组件和驱动组件之间的主要区别是:切碎器组件 1613 和驱动组件 1615 可借助于靠近切碎器组件 1613 的远端端部设置在切碎器组件 1613 上的钩 1617 和靠近驱动组件 1615 的远端端部设置在驱动组件 1615 中的对应狭槽 1619 可拆卸地固定于彼此。另外,驱动组件 1615 还可以包括在其近端端部处的弹簧保持部件 1621,用于接合切碎器 1613 的近端端部。因此,当希望使用装置 1600 时,切碎器组件 1613 的钩 1617 优选地插入到驱动组件 1615 的狭槽 1619 内,并且接着,弹簧保持部件 1621 接合切碎器组件 1613 的近端端部,从而将切碎器组件 1613 和驱动组件 1615 物理地且操作地联接在一起。接着,可以以上述关于装置 1008 讨论的相同方式使用装置 1600。在已经使用装置 1600 之后,切碎器组件 1613 可以例如通过拉动分开它们各自的近端端部直到钩 1617 被从狭槽 1619 移除而与驱动组件 1615 分开。如果需要,接着,可以处理切碎器组件 1613,然而,驱动组件 1615 可以被再使用。

[0182] 现在参照图 33,示出适合于在系统 1007 中使用的另一替代性组织移除装置的局部分解立体图,所述组织移除装置总体以附图标记 1700 表示。为了简单和清楚起见,装置 1700 的对本发明的理解不重要的某些方面未在此处示出和描述。

[0183] 装置 1700 可以包括切碎器组件 1713 和驱动组件 1715。切碎器组件 1713 和驱动组件 1715 在大多数方面可分别与切碎器组件 1013 和驱动组件 1015 相似,各切碎器组件和驱动组件之间的主要区别是:(i) 切碎器组件 1713 可以成形为包括腔 1717 和 (ii) 驱动组件 1715 可以成形为可移除地容纳在切碎器组件 1713 的腔 1717 内。(虽然未示出,切碎器组件 1713 和 / 或驱动组件 1715 优选地包括用于使驱动组件 1715 可释放地保持在腔 1717 内的机构。)因此,当希望使用装置 1700 时,驱动组件 1715 优选地插入到切碎器组件 1713 的腔 1717 内直到切碎器组件 1713 和驱动组件 1715 物理地且操作地联接于彼此。接着,可以以上述关于装置 1008 讨论的相同方式使用装置 1700。在已经使用装置 1700 之后,可以将驱动组件 1715 从切碎器组件 1713 的腔 1717 撤出。如果需要,接着,可以处理切碎器组件 1713,然而,驱动组件 1715 可以被再使用。

[0184] 虽然上面已经在移除病人的子宫内的组织方面讨论了本发明,但是应当理解,可以存在下述情形,其中,可以期望移除子宫肌瘤或位于病人子宫外部或病人体内的其它地方的其它组织。在该情况下,可以期望通过腹腔镜接近目标组织。然而,不幸地,因为组织将不浸泡在液体中而是将被空气简单地包围,所以在这种情况下,不能简单地施加抽吸来将组织吸取到装置的切除窗口中。因此,根据本发明,解决该问题的一个方法是将合适的材料传送至目标组织,在应用抽吸的情况下,该合适的材料则可以用于产生密封以促进目标组织到装置的切除窗口内的吸取。现在参照图 34,示出为了这一目的而设计的装置的实施方式,装置总体以附图标记 1800 表示。装置 1800 的对本发明的理解不重要的某些方面未在此处示出和描述。

[0185] 装置 1800 在某些方面可以与装置 6 相似。两个装置之间的一个区别是:装置 1800 可以包括内管状部件 1803 和外管状部件 1805。内管状部件 1803 和外管状部件 1805 可分别与装置 6 的内管状部件 77 和外管状部件 76 相似,但是除了 (i) 外管状部件 1805 可以包括适合于容纳来自供应件(未示出)的合适的液体或胶体(例如,水、甘氨酸、触变胶体等)的端口 1807 和 (ii) 内管状部件 1803 可以具有比外管状部件 1805 的内径小大约 0.005 英

寸至 0.006 英寸的外径（与装置 6 的大约 0.002 英寸相对）以允许液体或胶体通过端口 1807 传送至外管状部件 1805 以致通过切除窗口 1809 传送至目标组织。

[0186] 在图 35 中示出装置 1800 的替代性组织移除装置，所述可选择组织移除装置总体以附图标记 1900 表示。装置 1900 的对本发明的理解不重要的某些方面未在此处示出和描述。

[0187] 装置 1900 在大多数方面可与装置 6 相似。两个装置之间的主要区别是：尽管装置 6 可以包括外管状部件 76，但是装置 1900 可以包括外管状部件 1903。外管状部件 1903 可以与外管状部件 76 相似，除了外管状部件 1903 可以附加地成形为包括通道 1905，该通道 1905 具有近端输入端口 1907 和远端输出端口 1909。输入端口 1907 可以适于连接于供应件（未示出），用于合适的液体或胶体（例如，水、甘氨酸、触变胶体等）的容纳。远端端口 1909 可以安置成靠近切除窗口 1911。

[0188] 以上描述的本发明的实施方式旨在仅是示例性的，在不背离本发明的精神的情况下，本领域技术人员能够对其做出许多改型和改进。所有这些改型和改进旨在落入如在所附权利要求中限定的本发明的范围内。

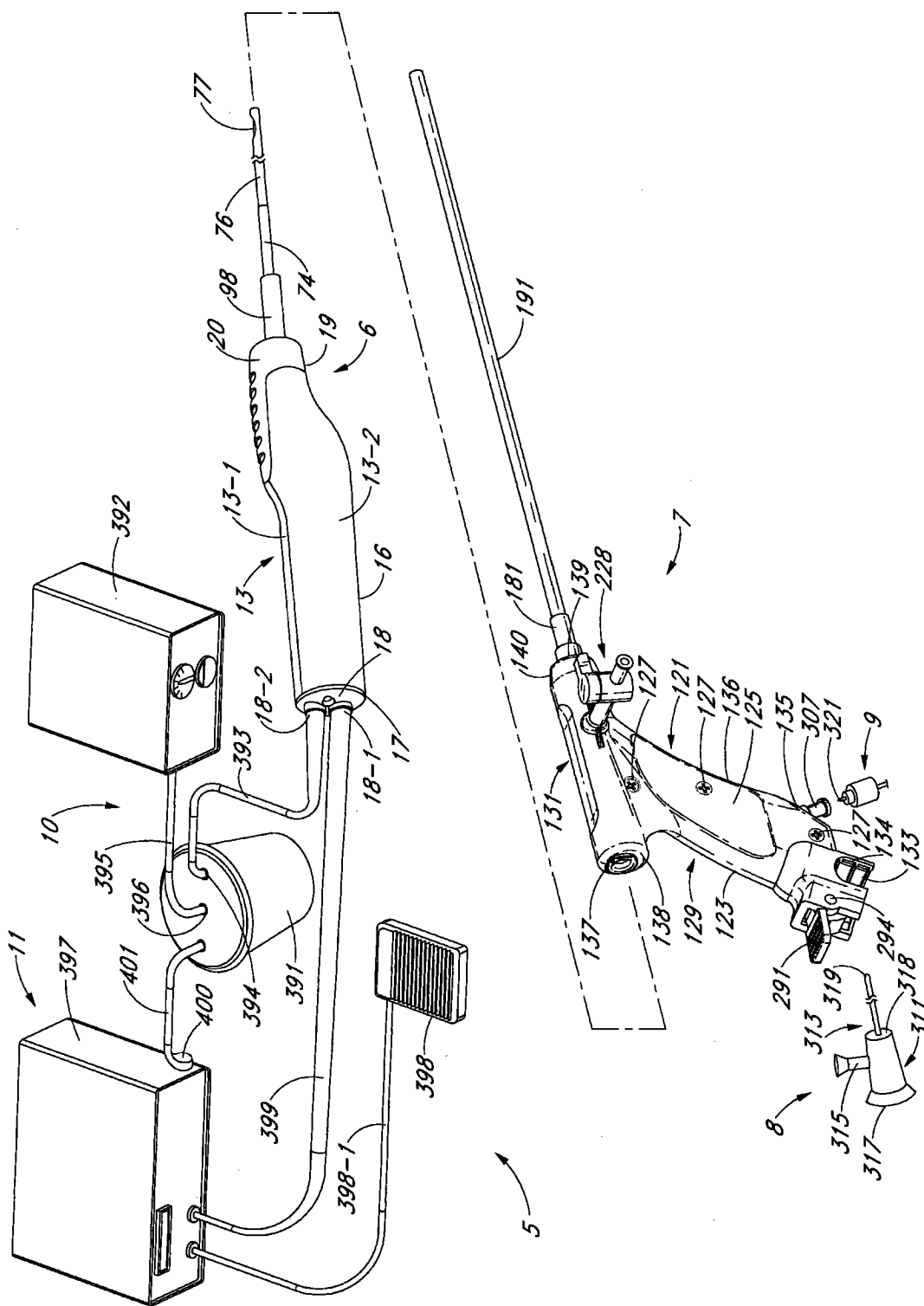


图 1

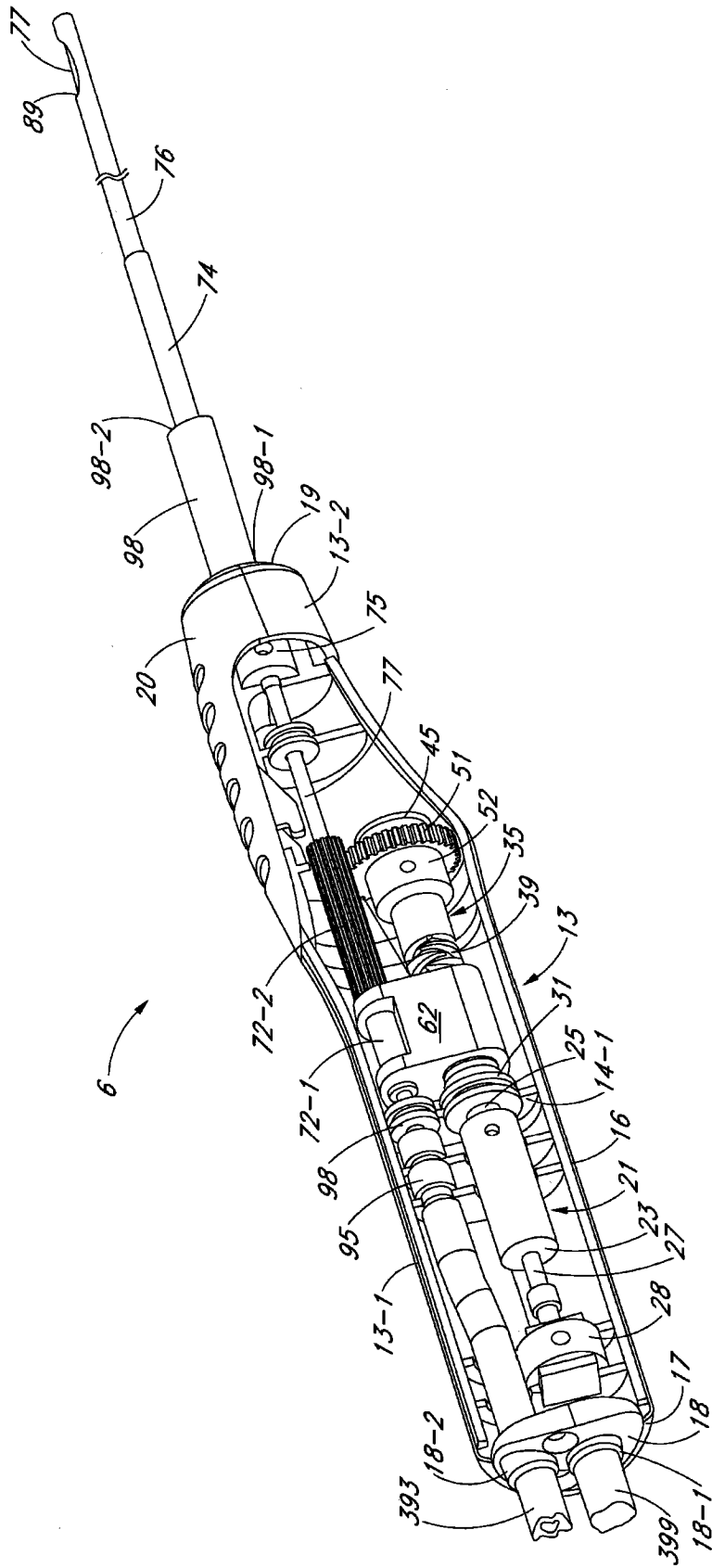


图 2A

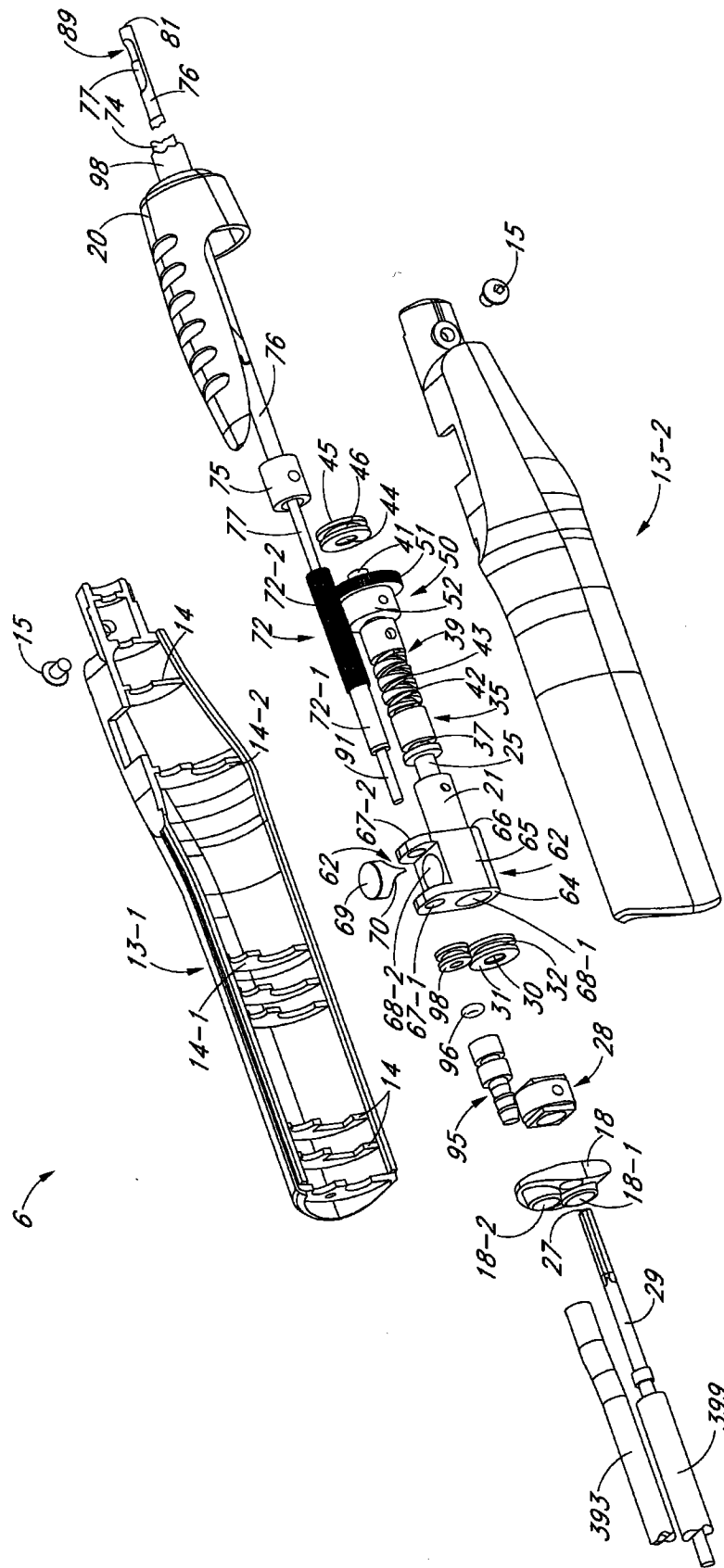


图 2B

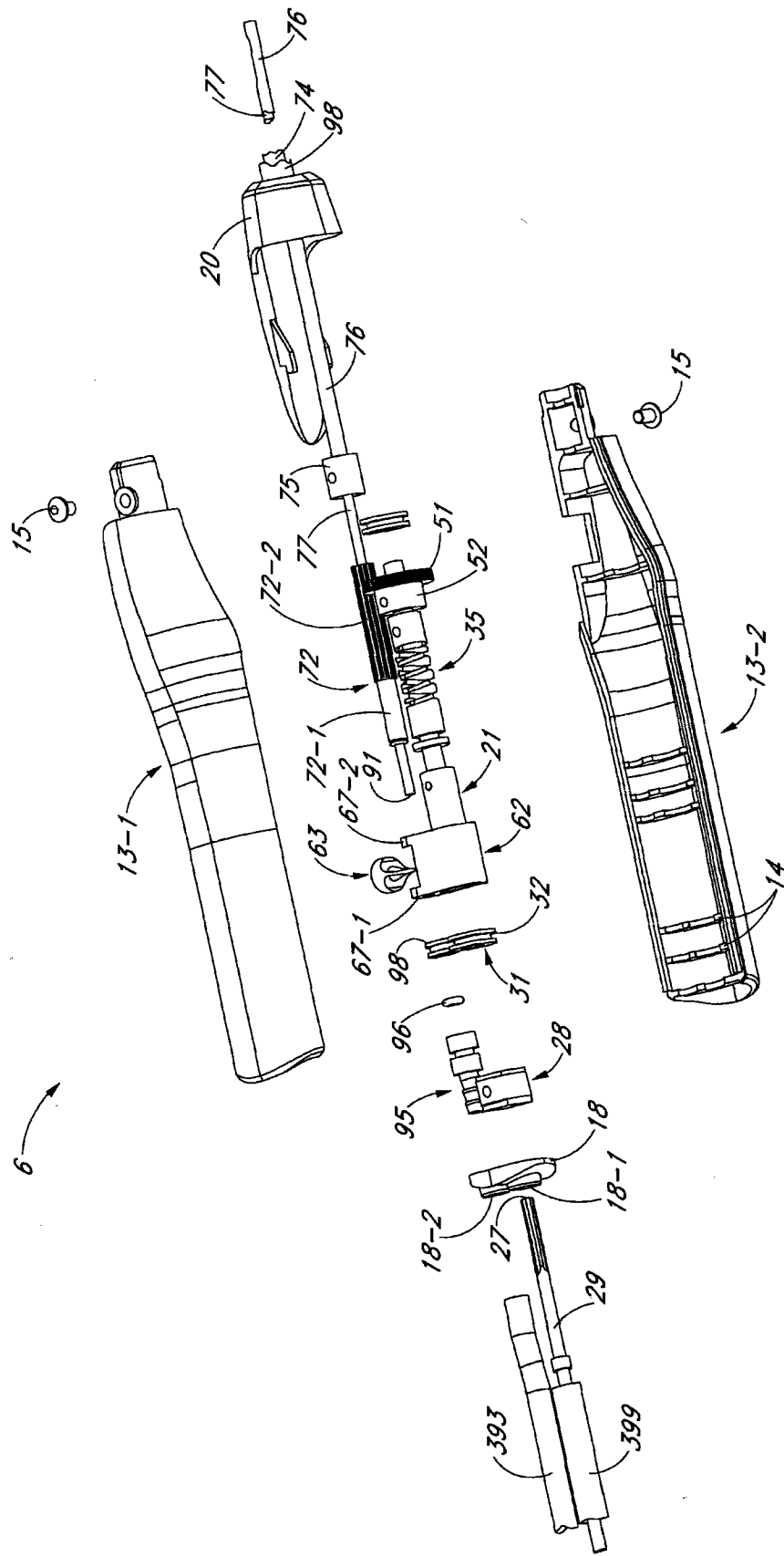


图 2C

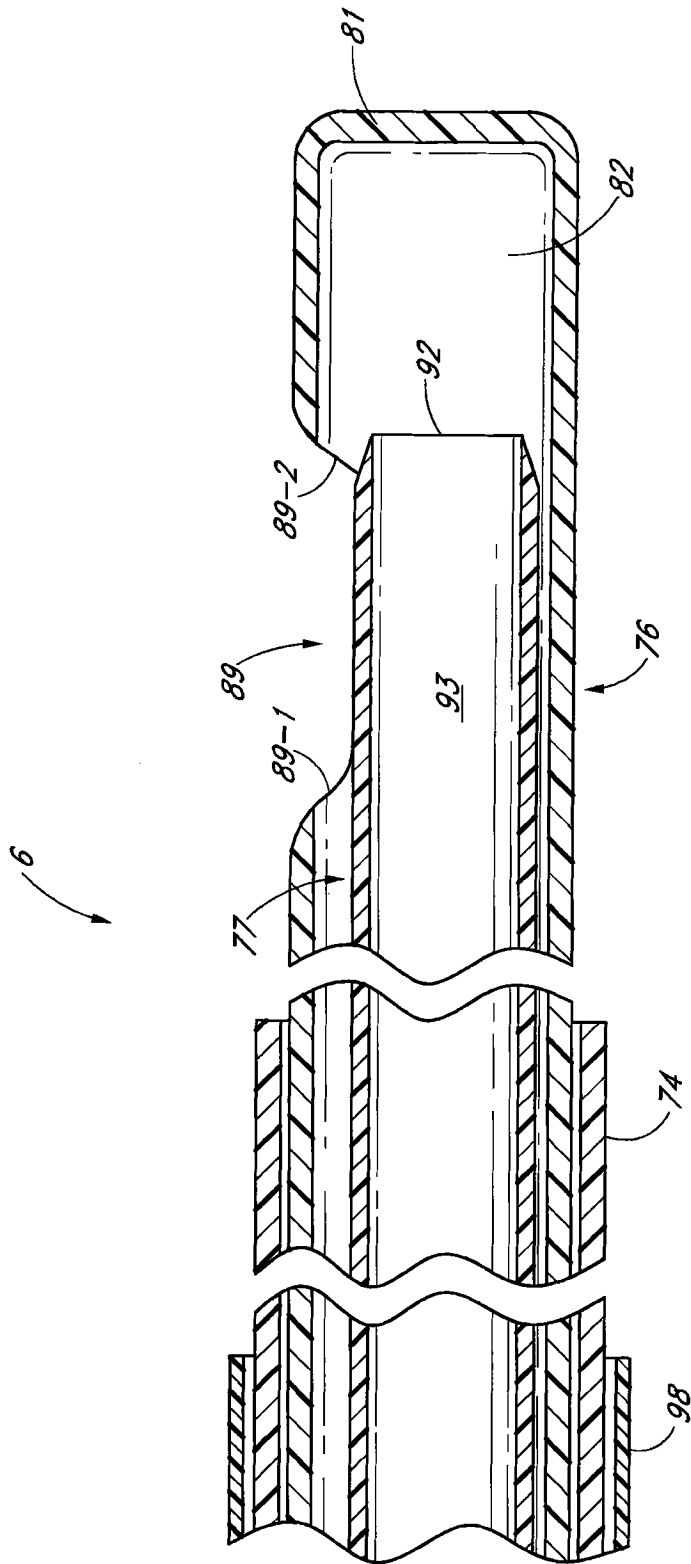


图 2D

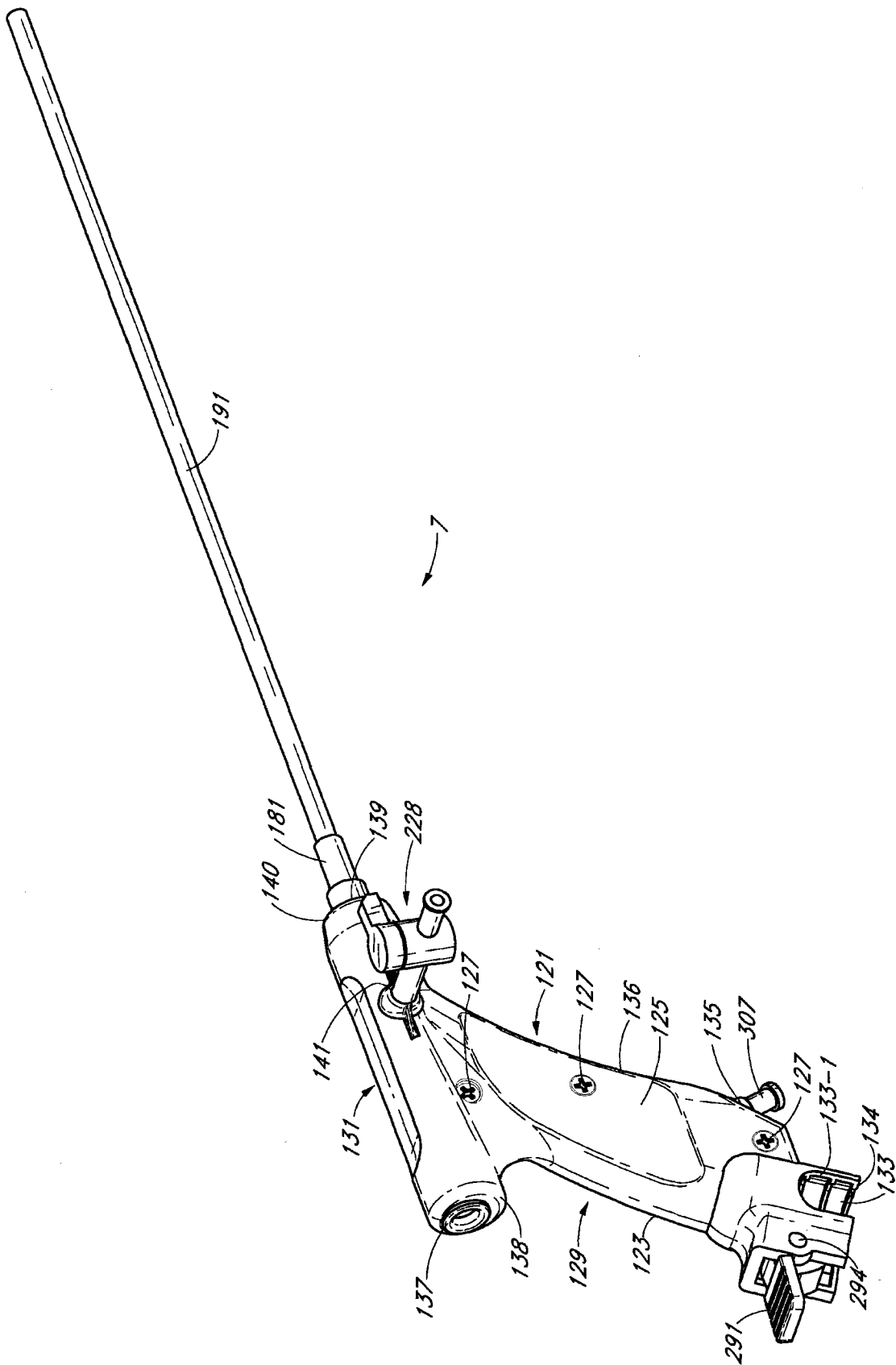


图 3

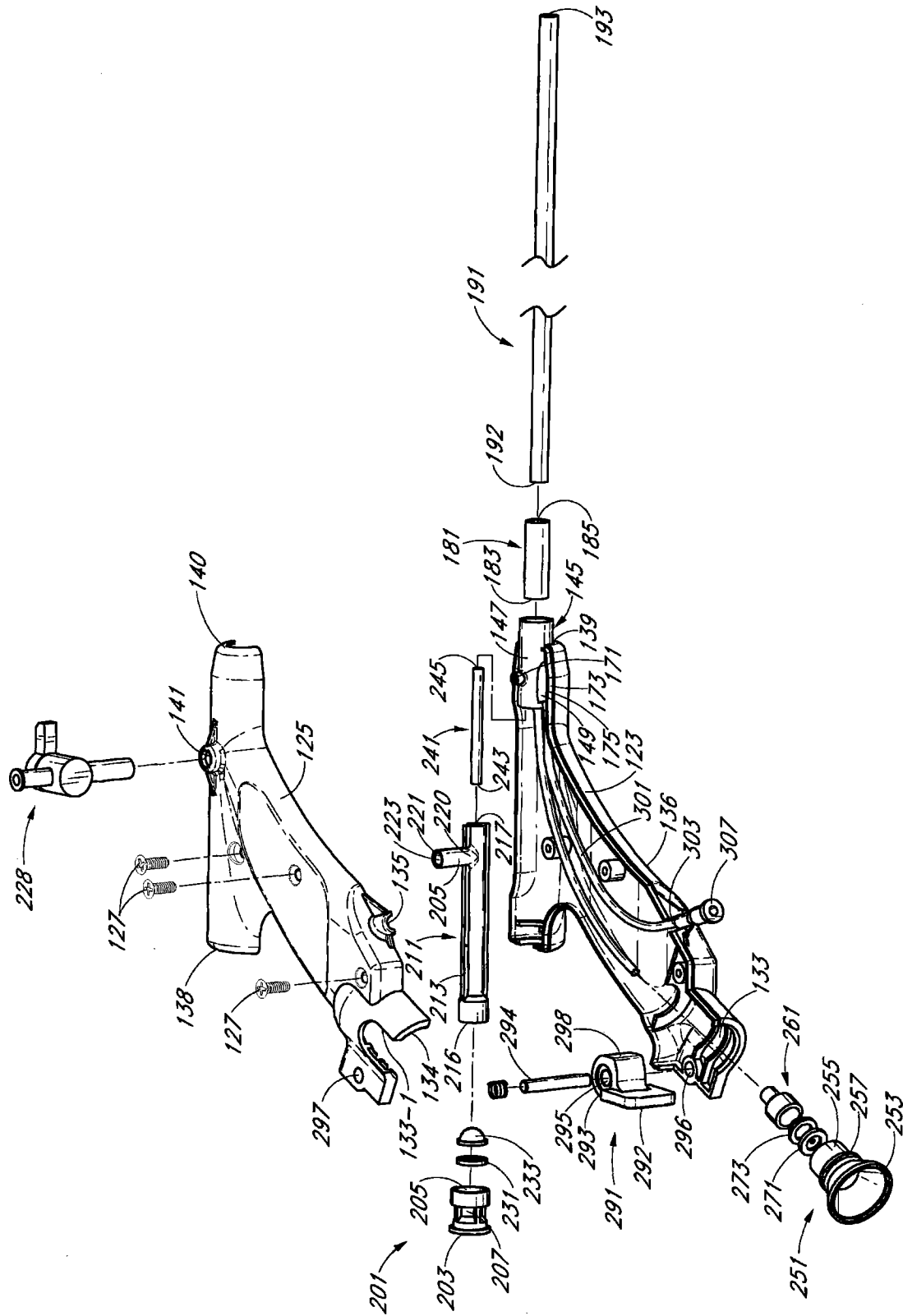


图 4A

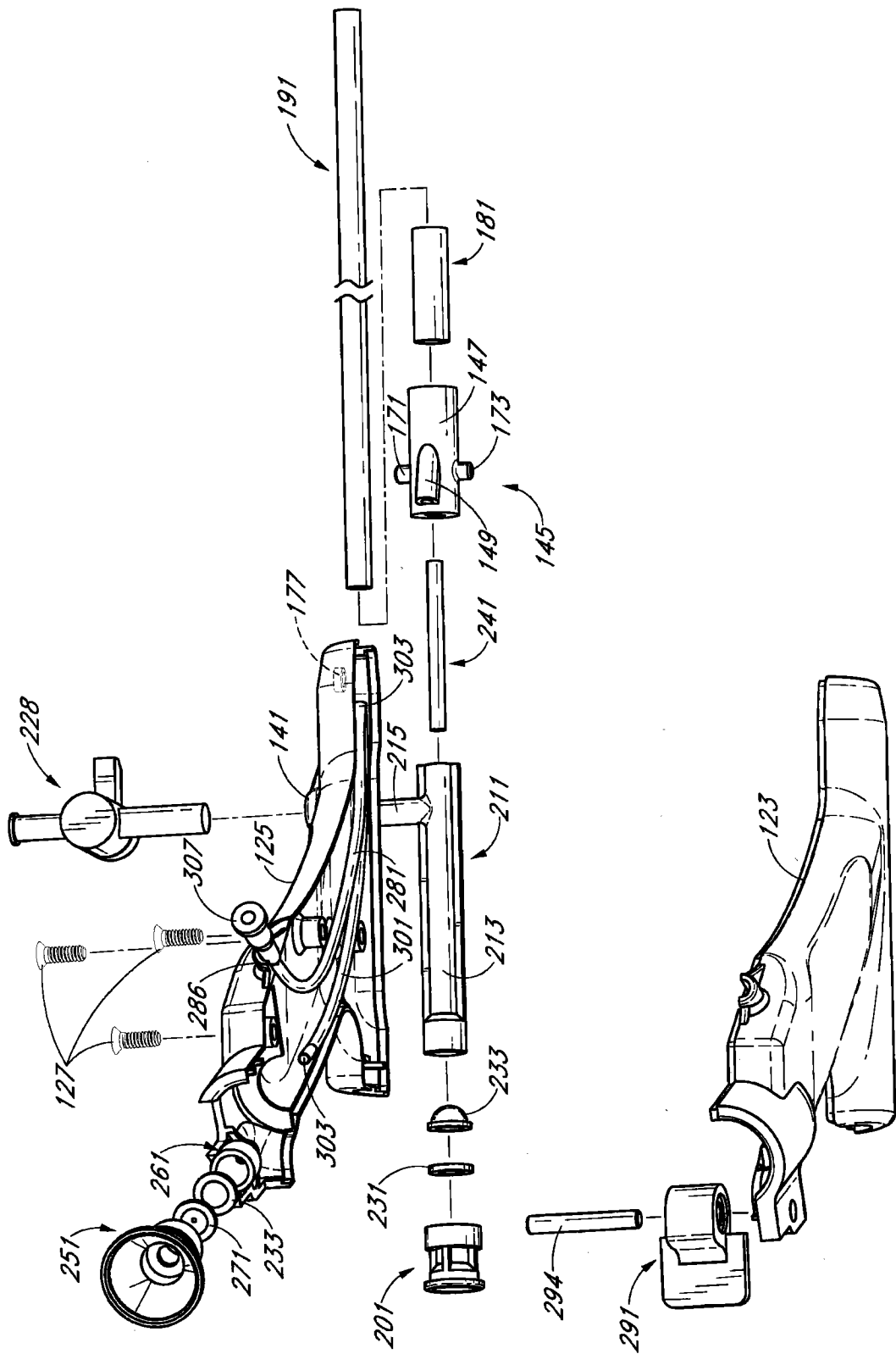


图 4B

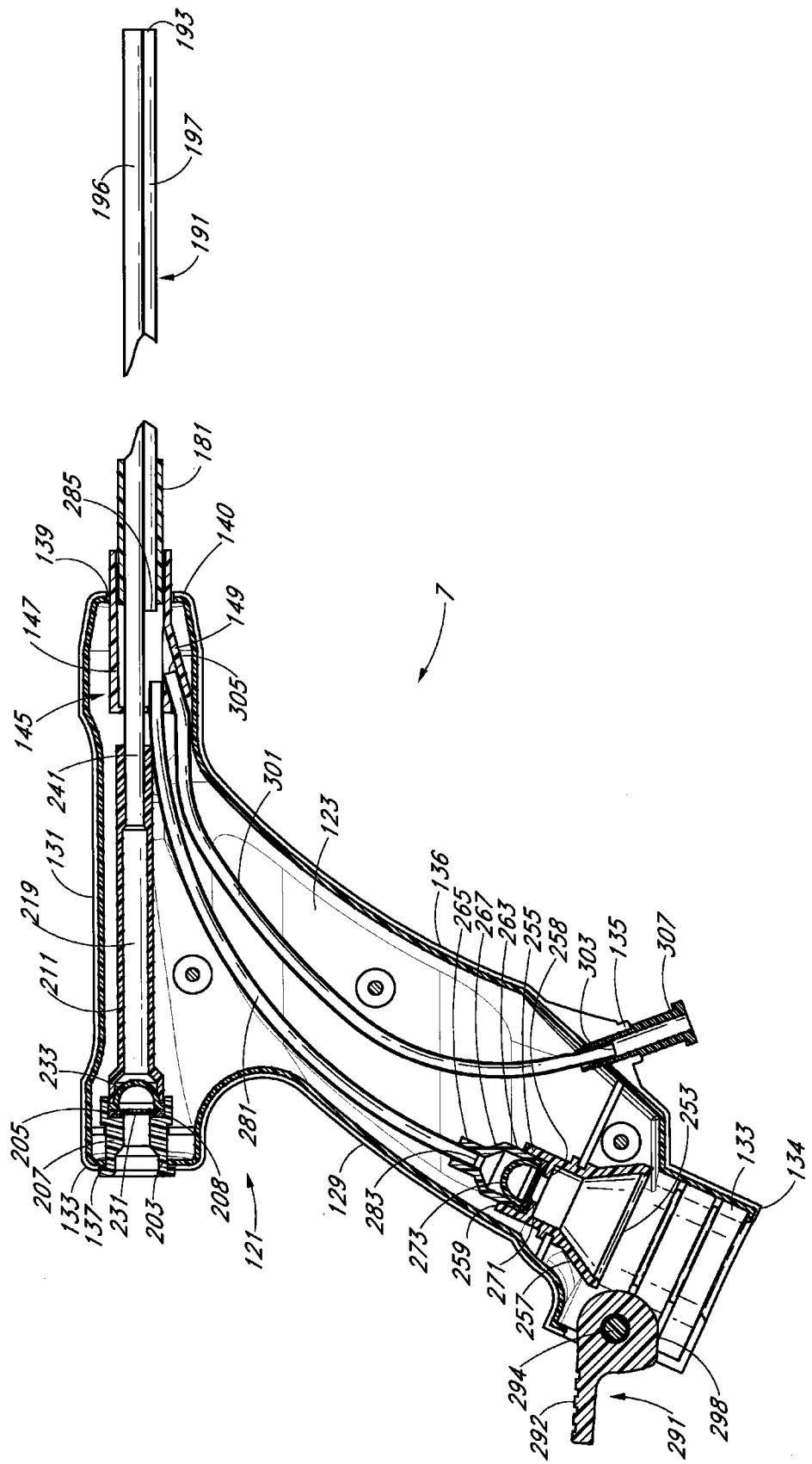


图 6

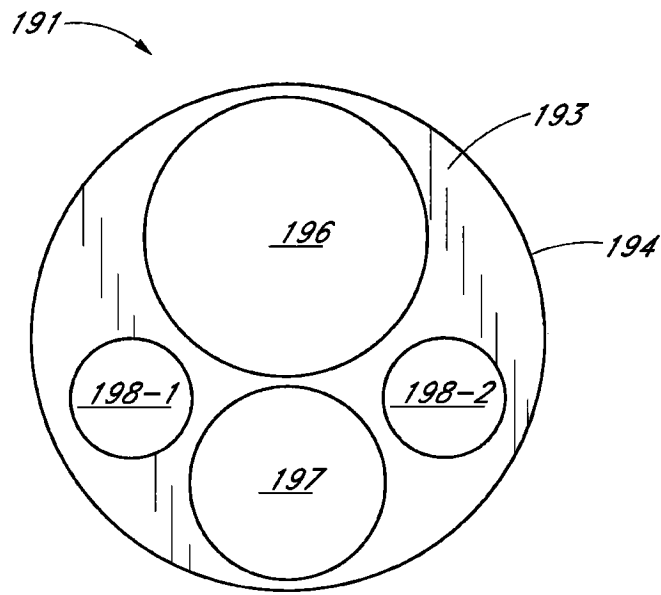


图 8

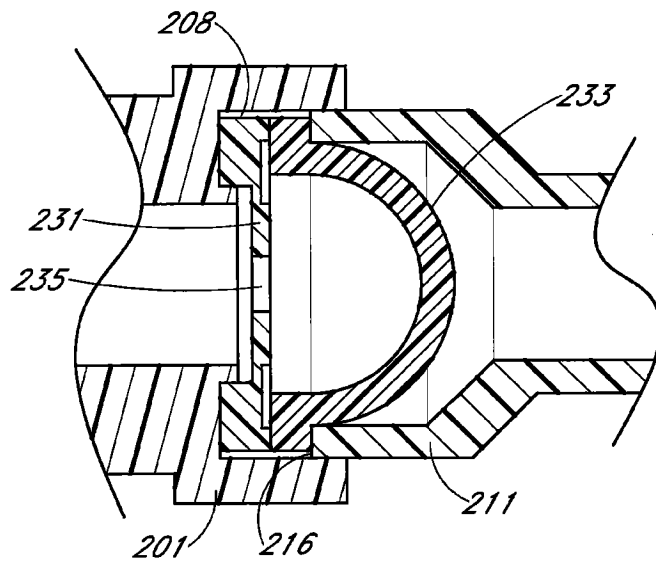


图 9

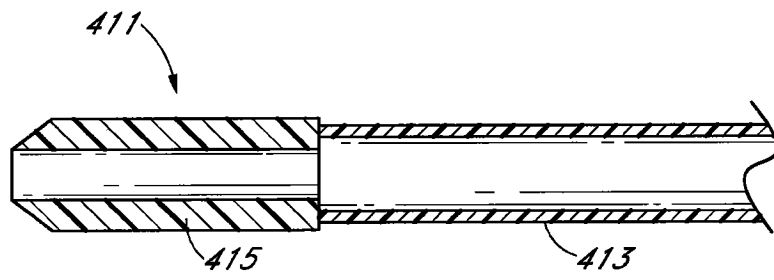


图 10A

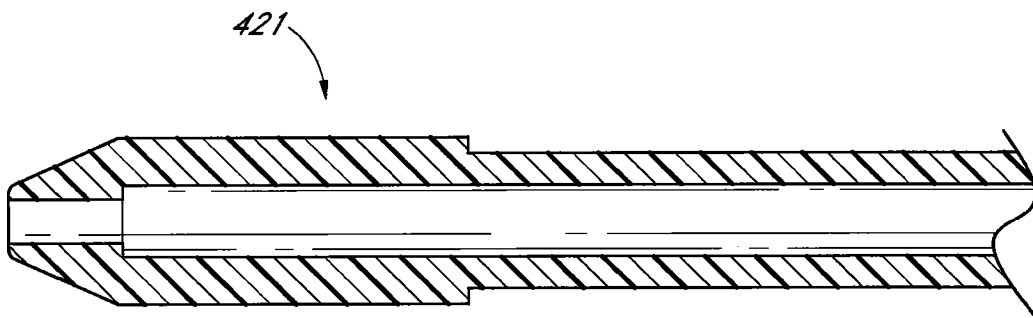


图 10B

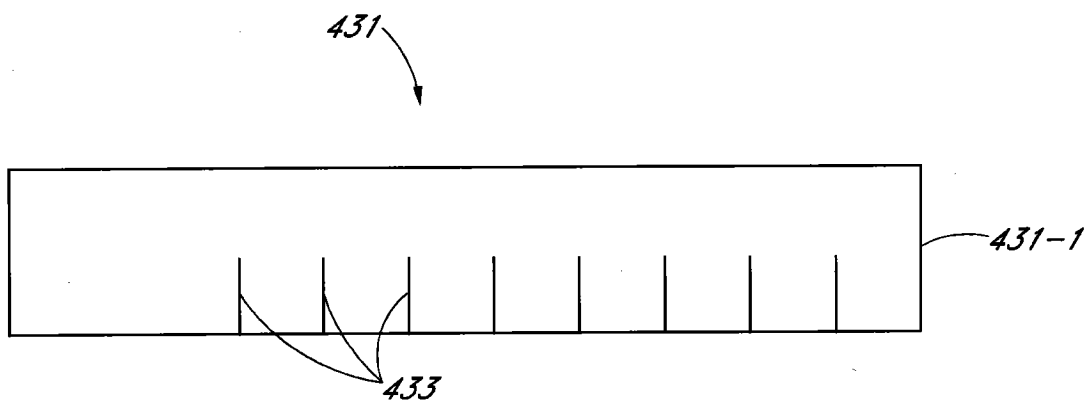


图 11

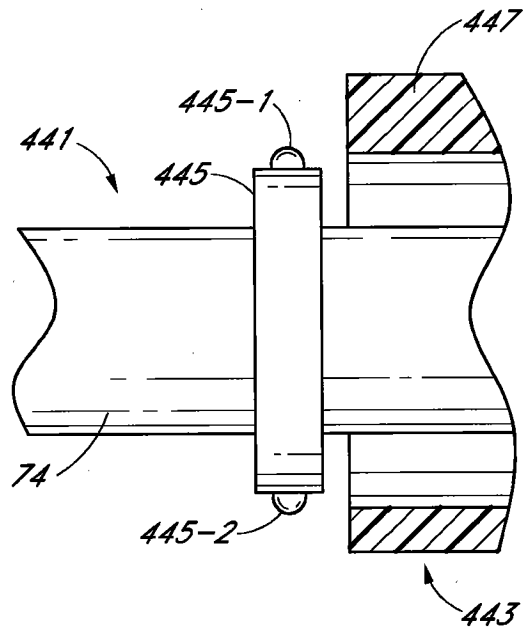


图 12

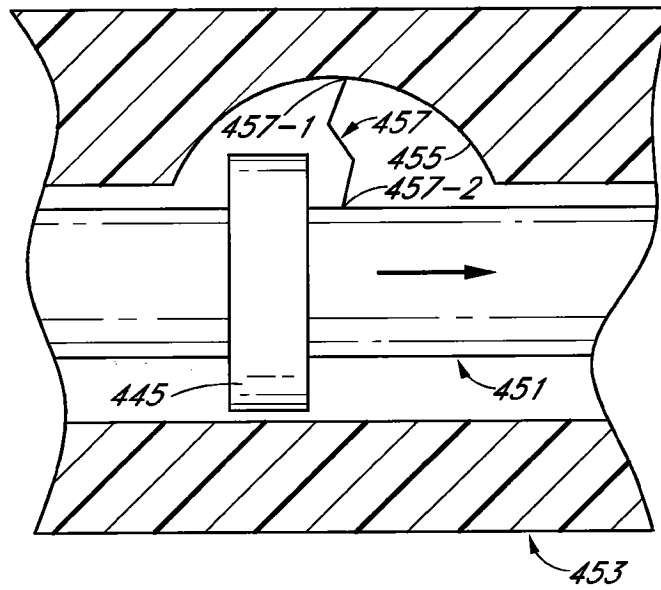


图 13A

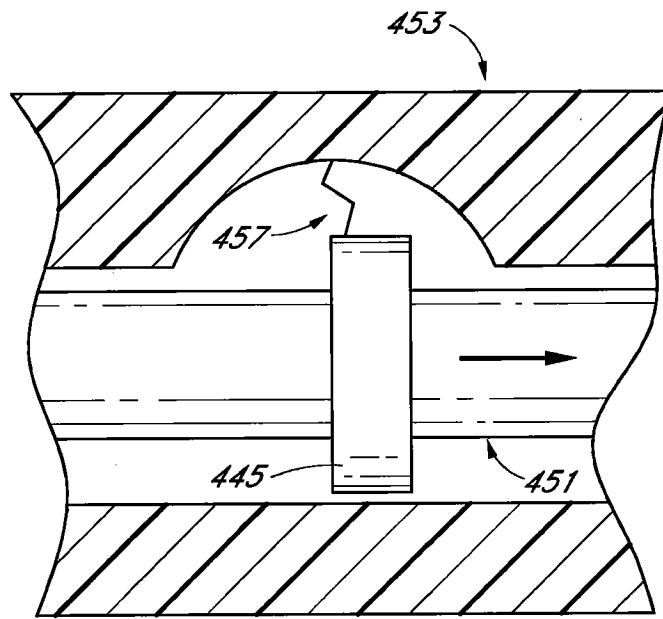


图 13B

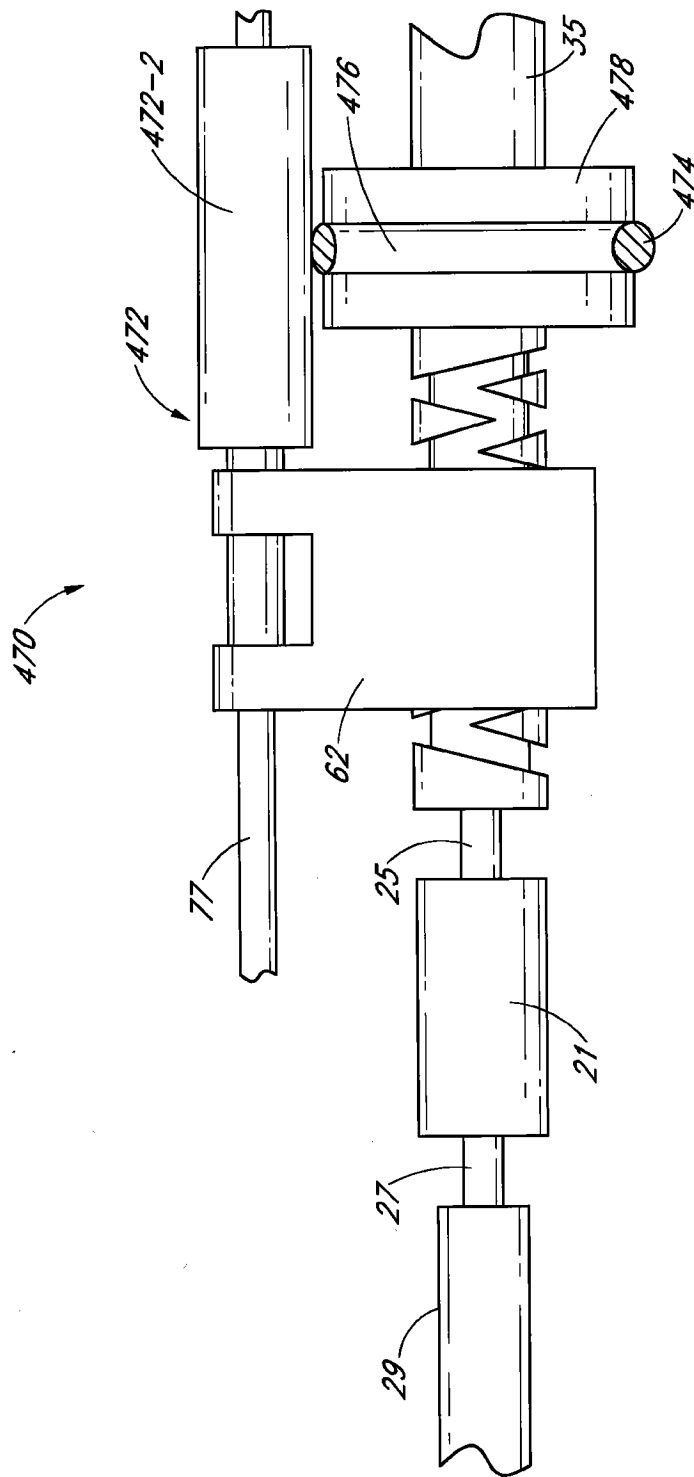


图 14

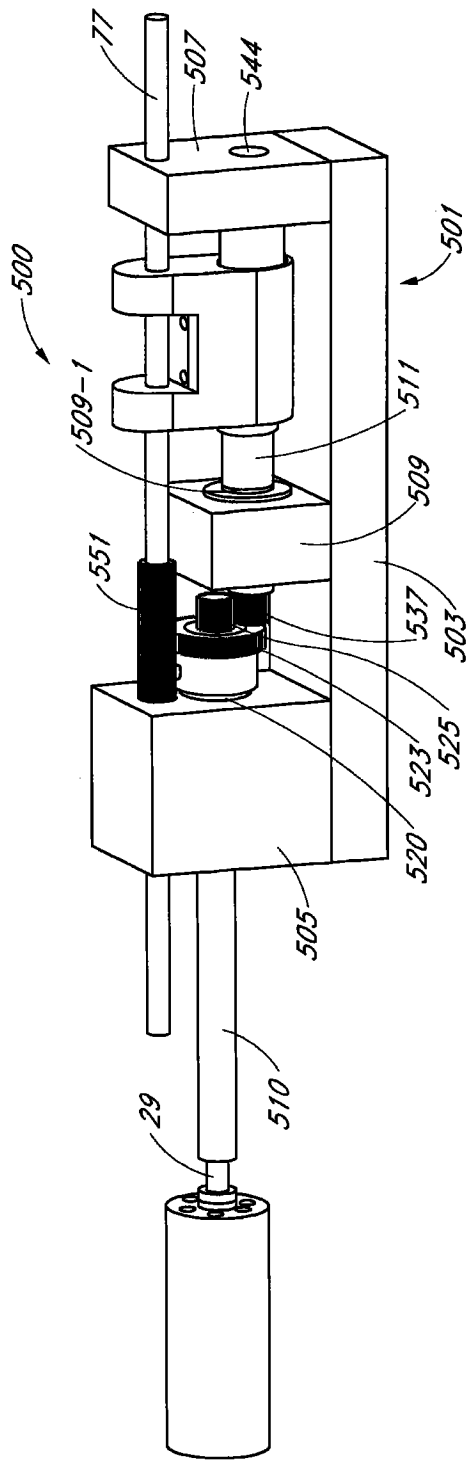


图 15A

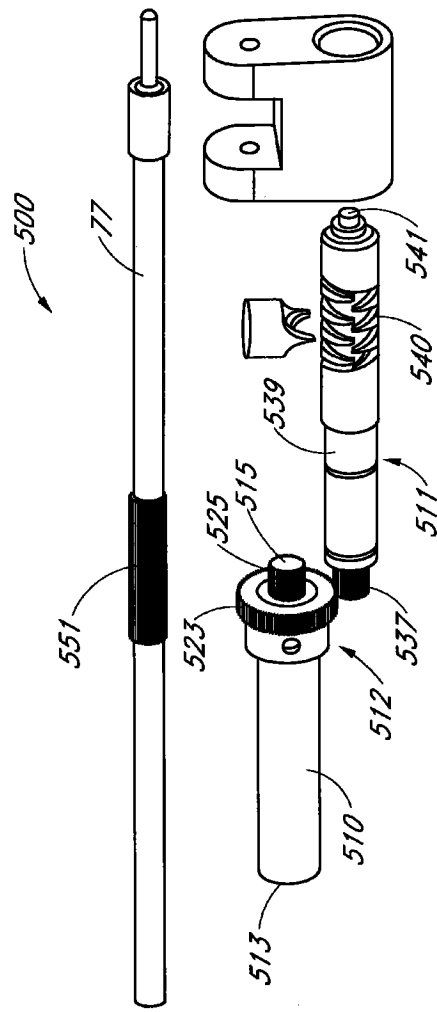


图 15B

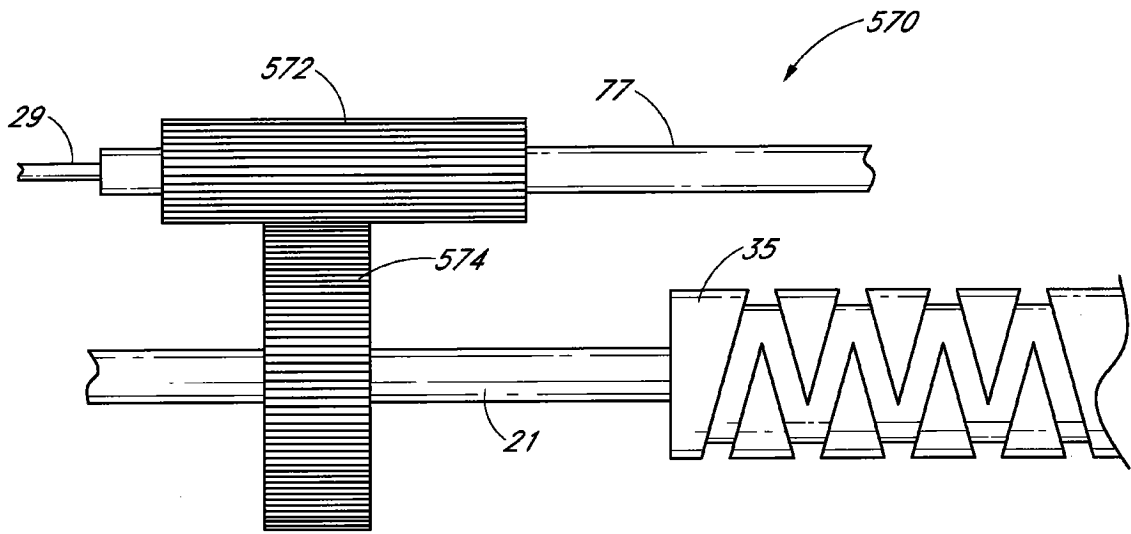


图 16

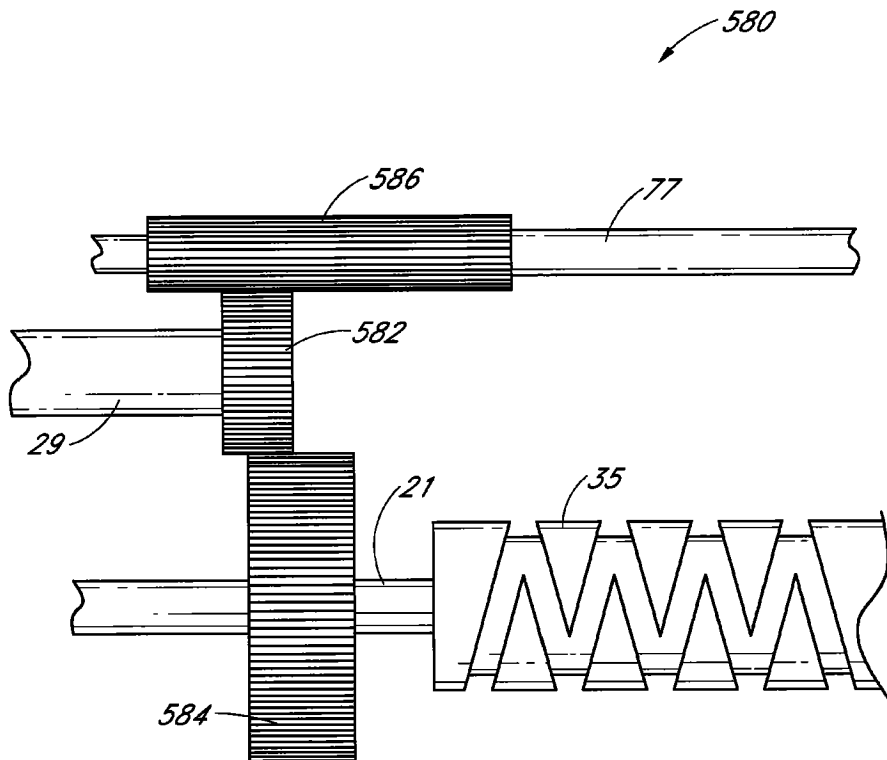


图 17

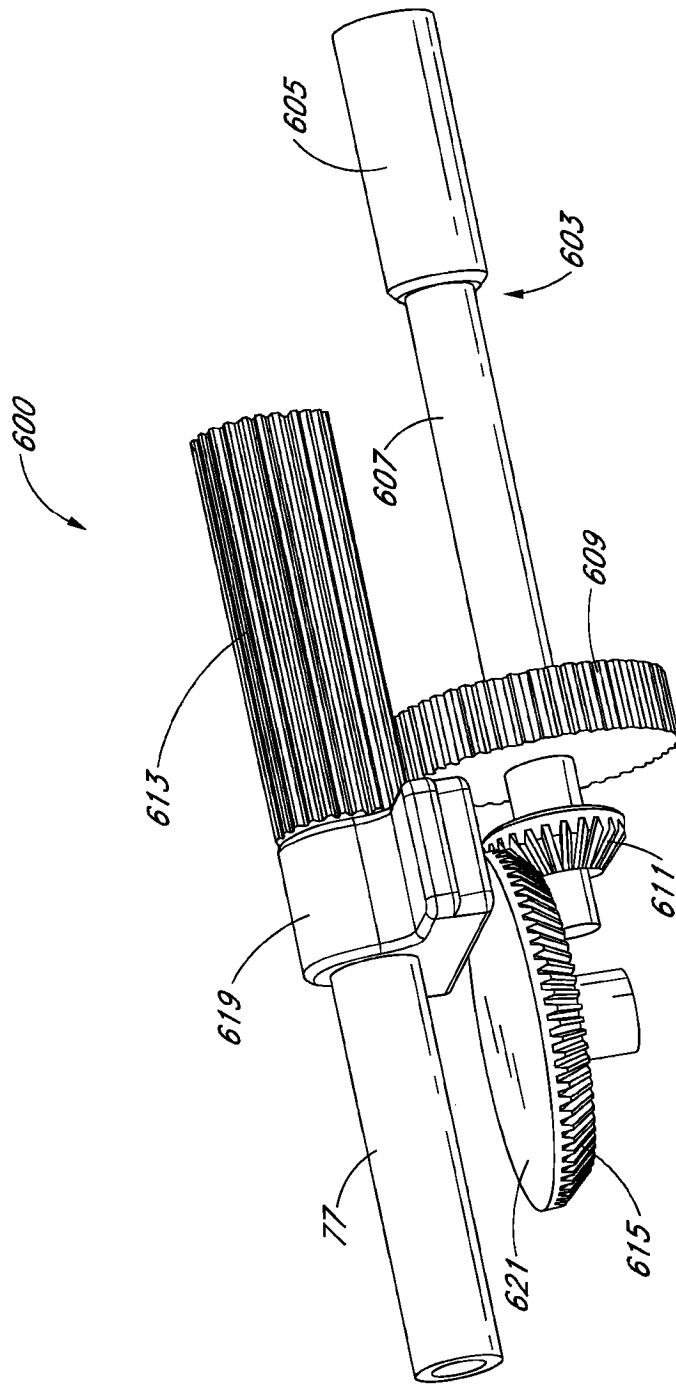


图 18

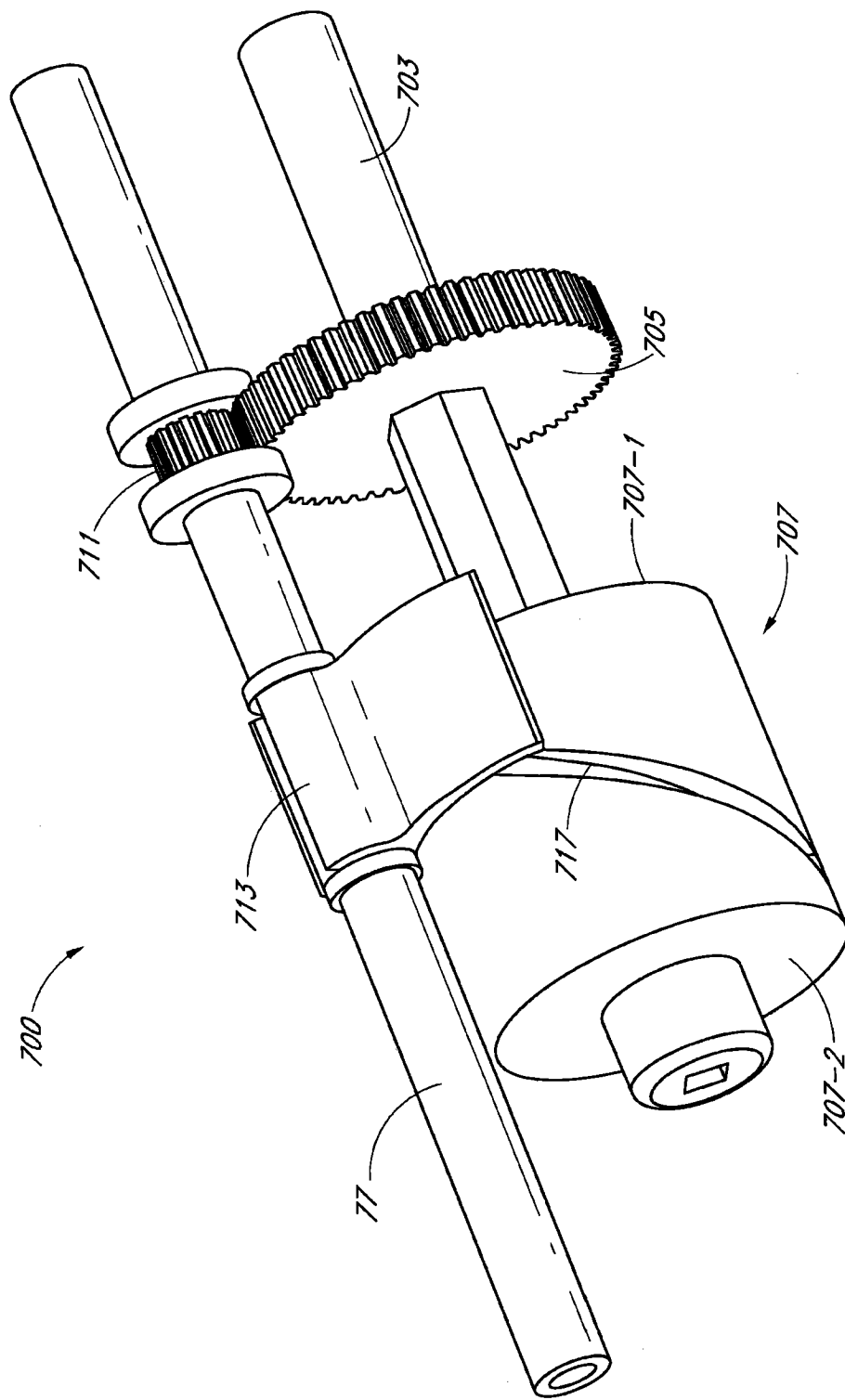


图 19

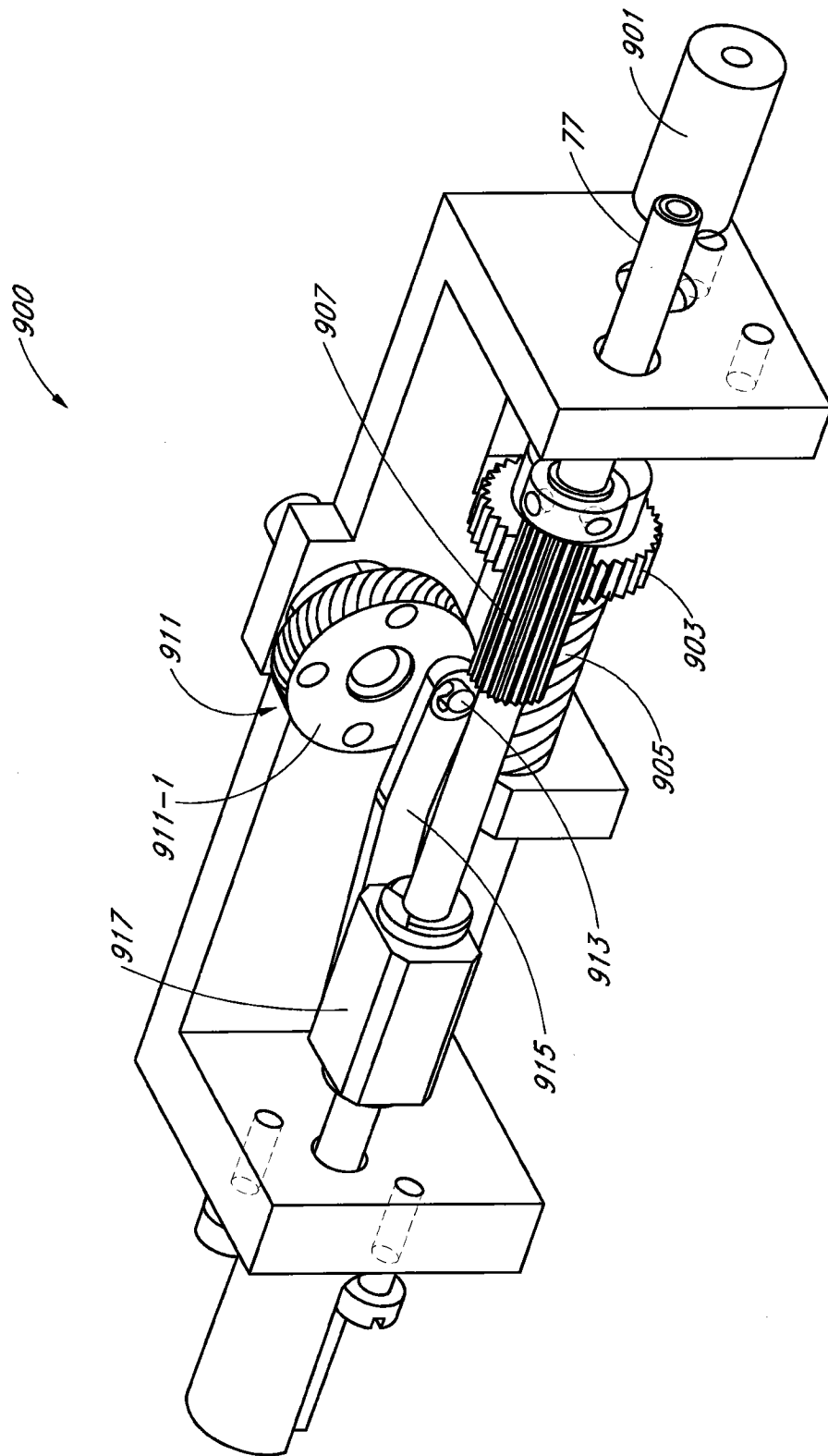


图 21

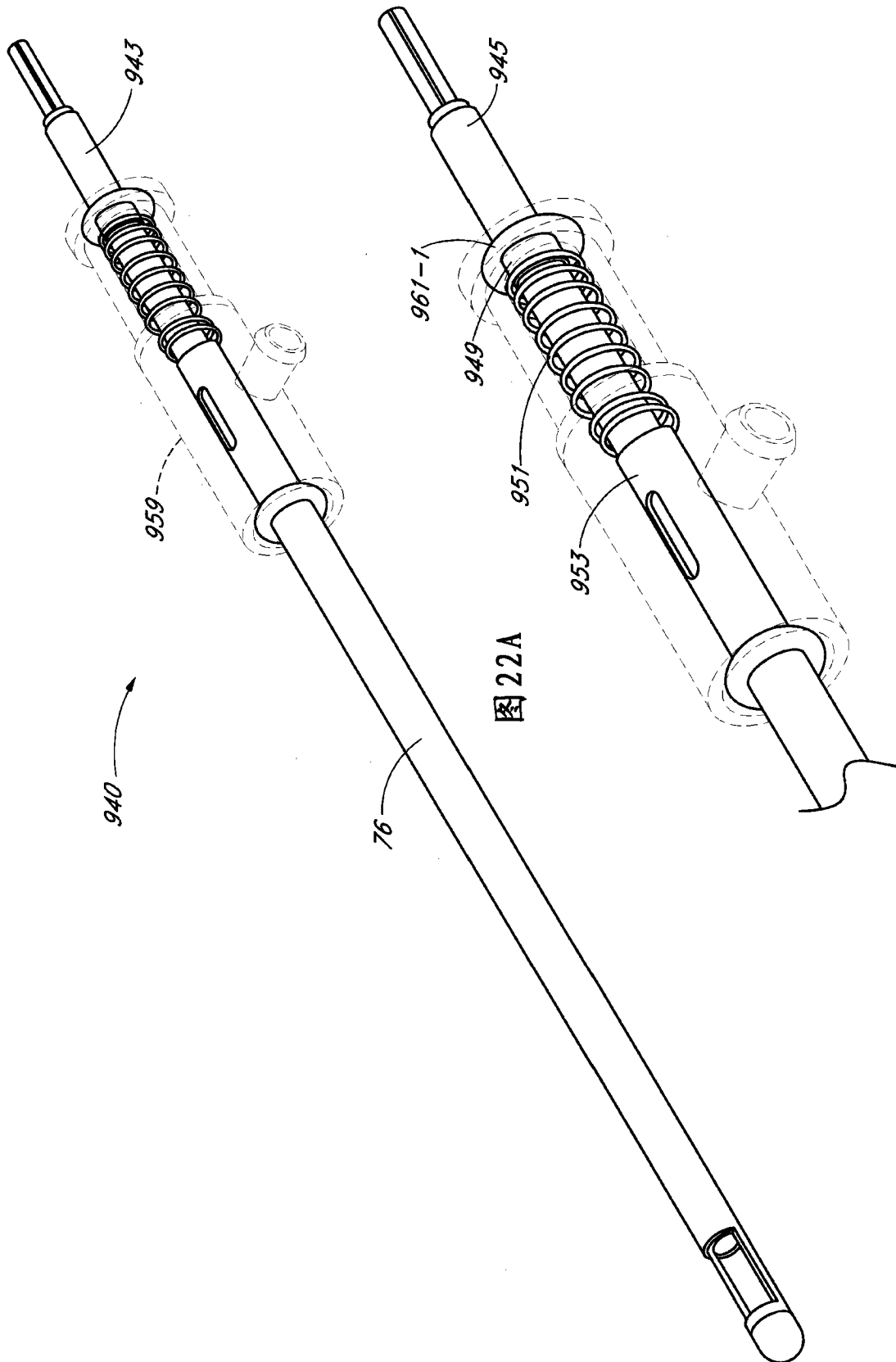


图 22B

图 22A

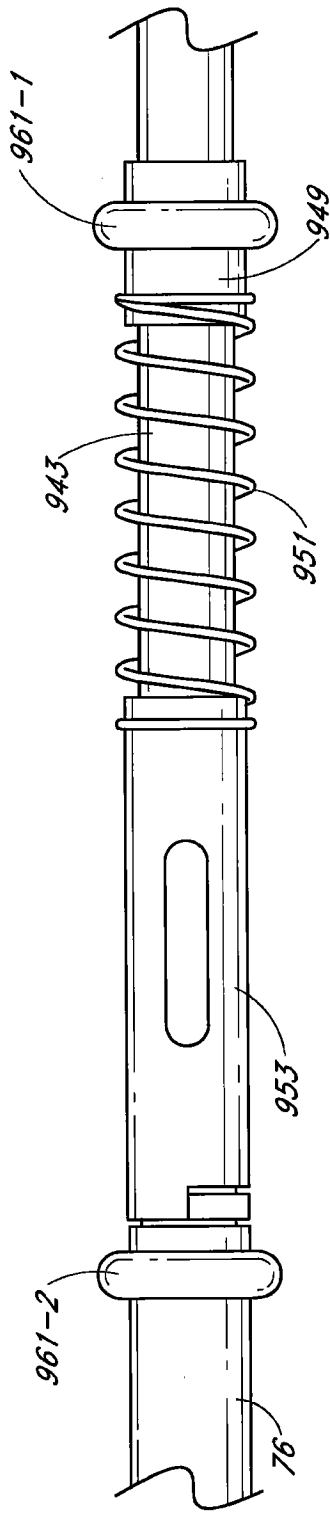


图 22C

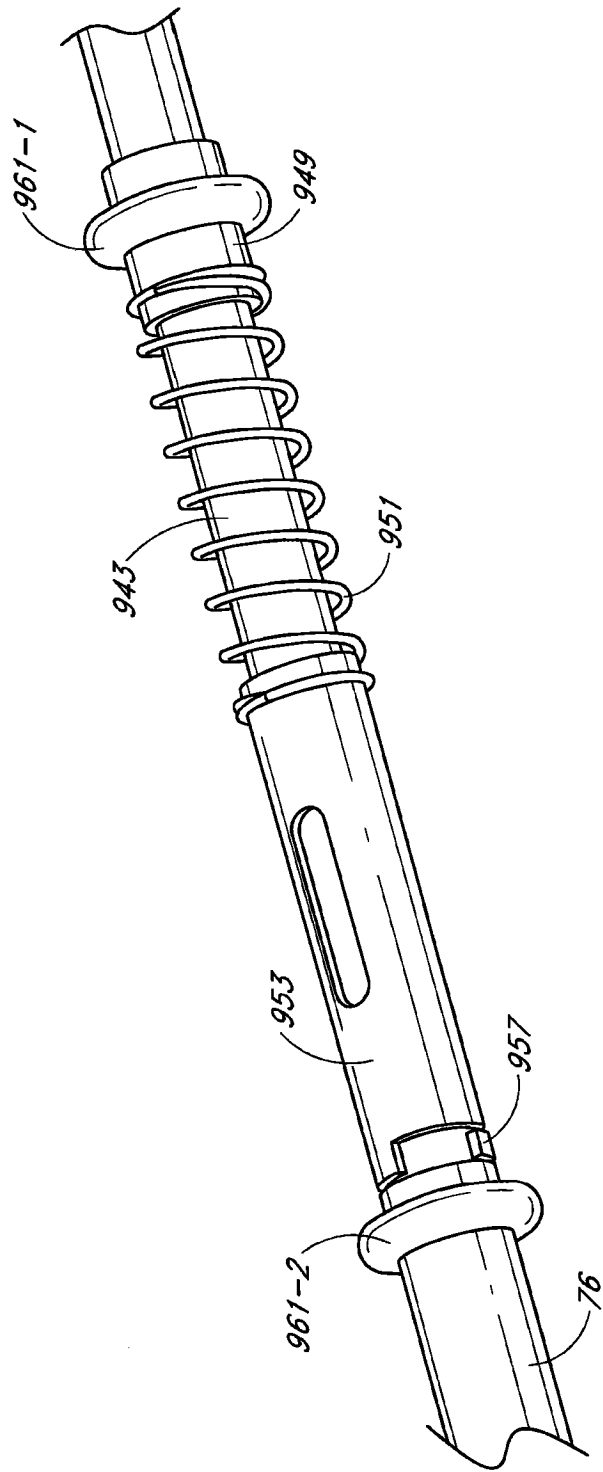


图 22D

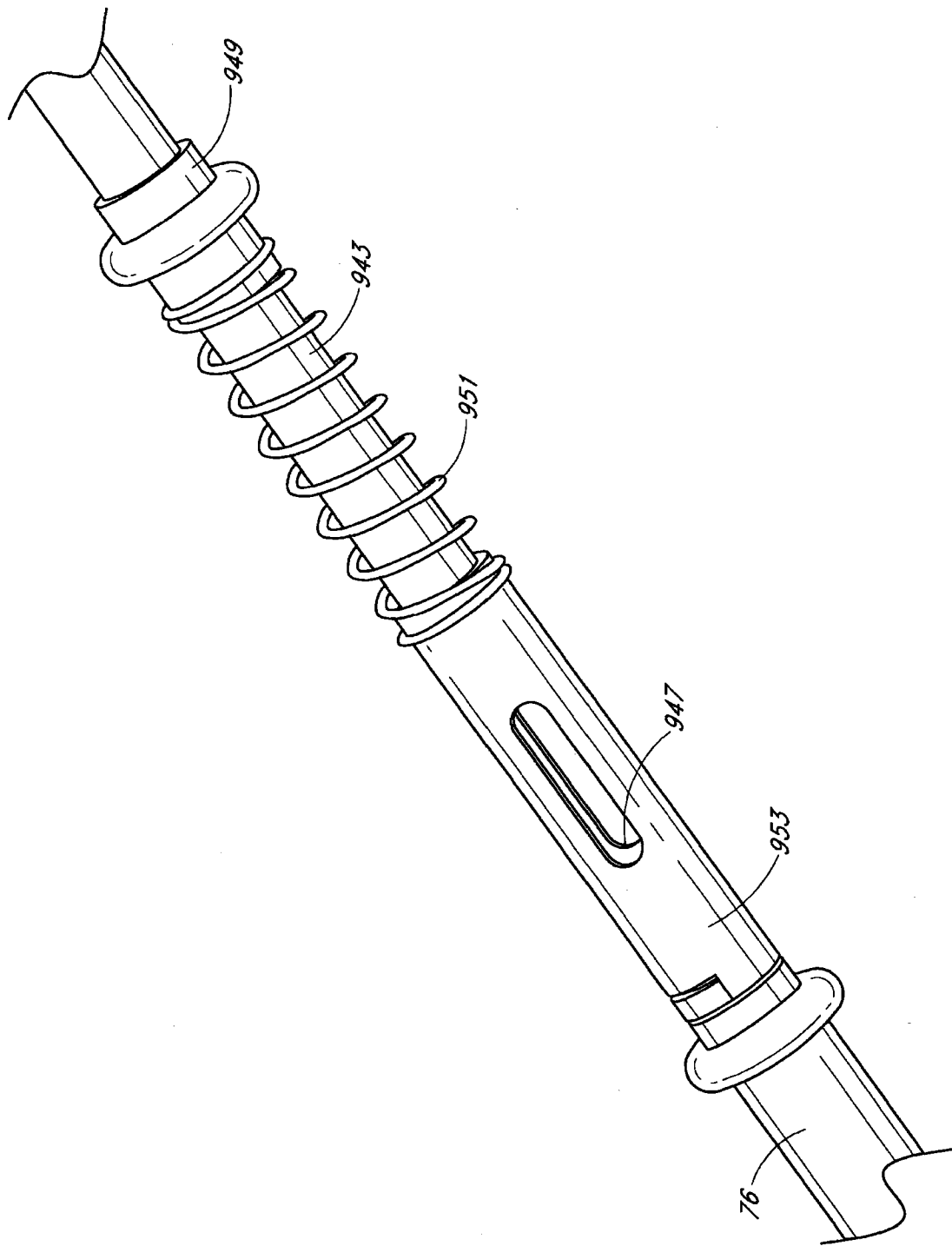


图 22E

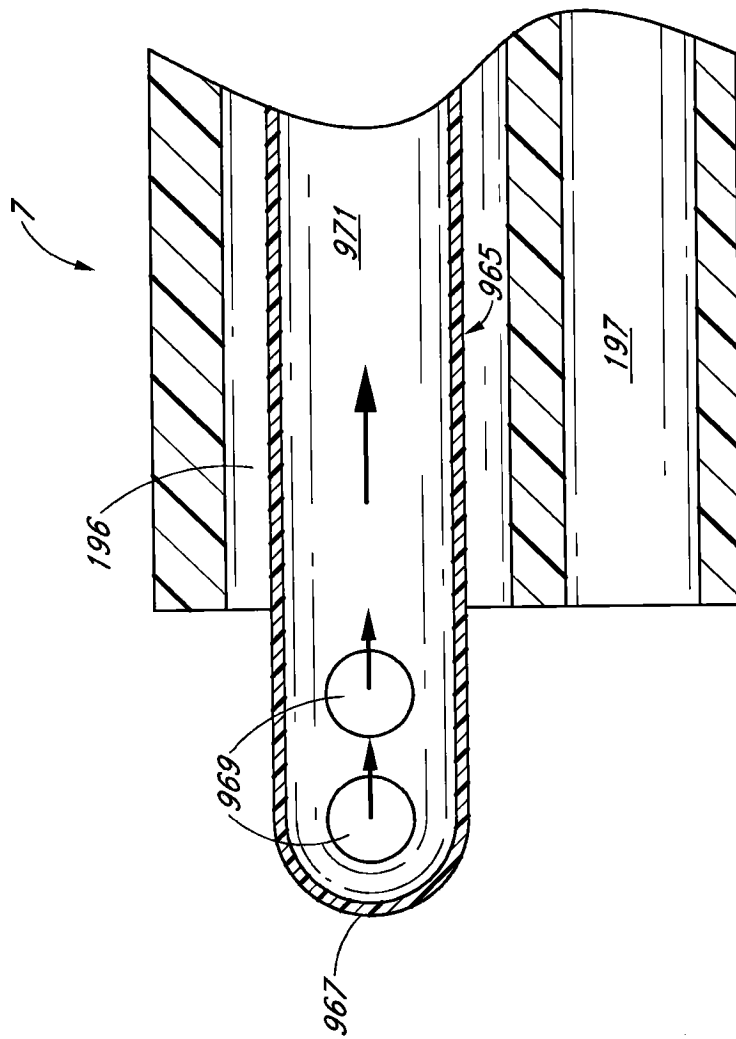


图 23

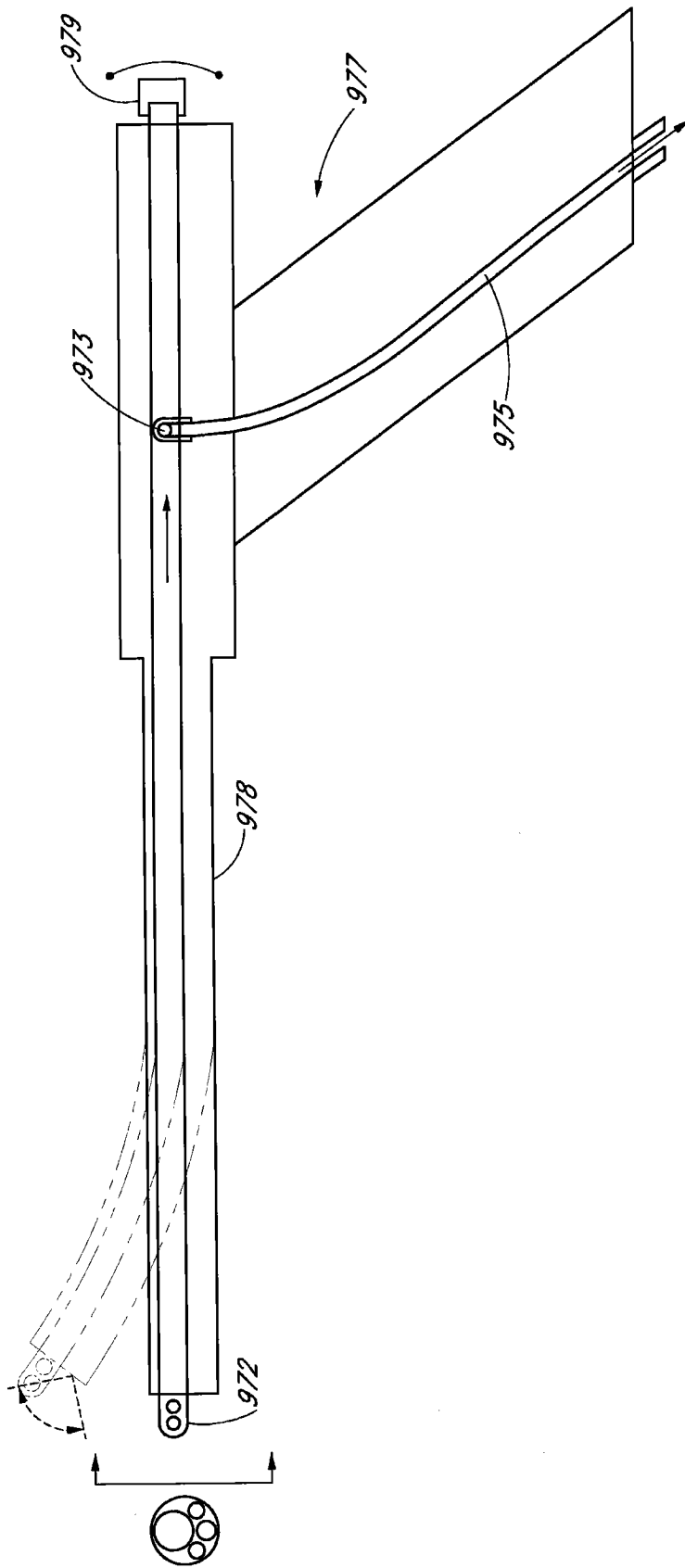


图 24

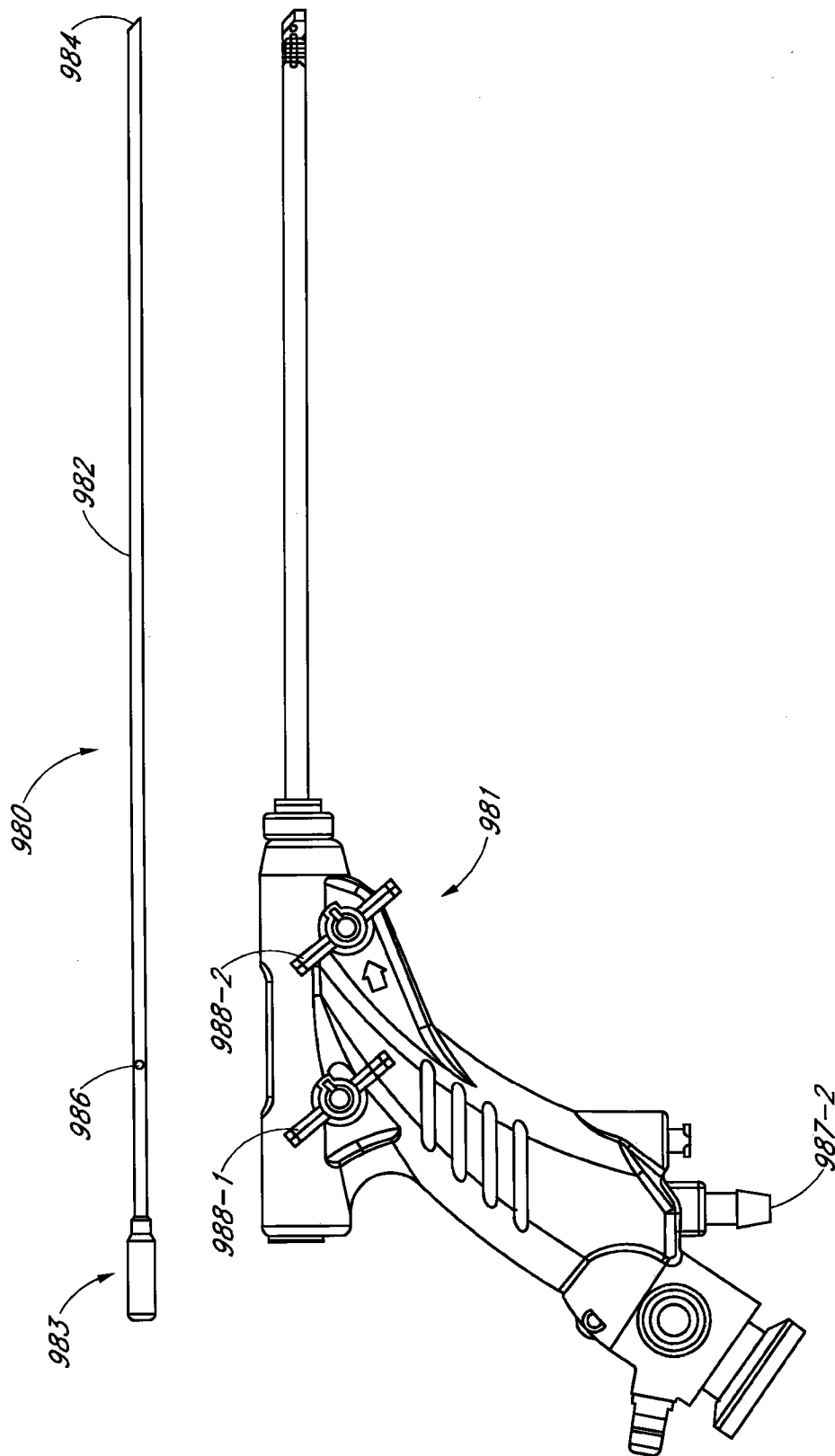


图 25A

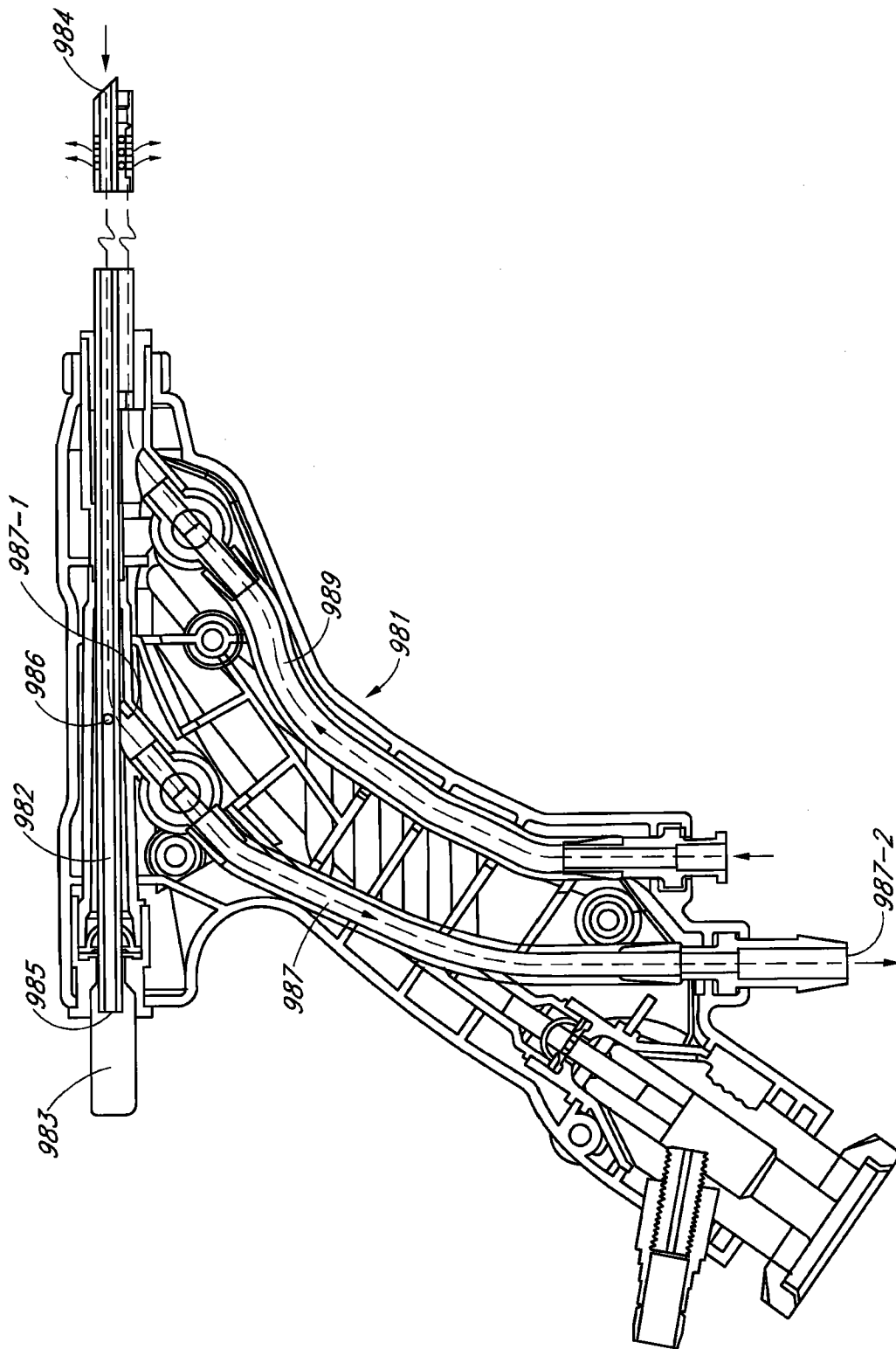


图 25B

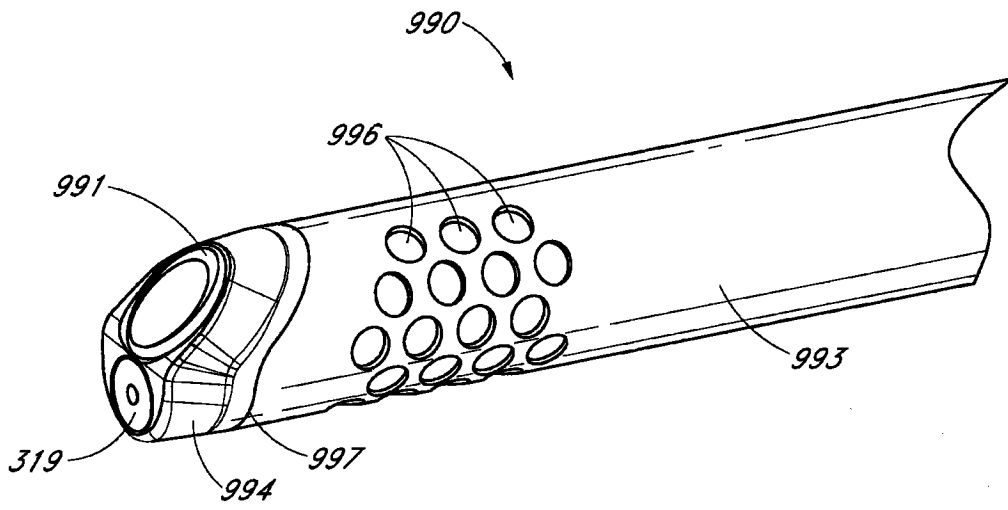


图 26A

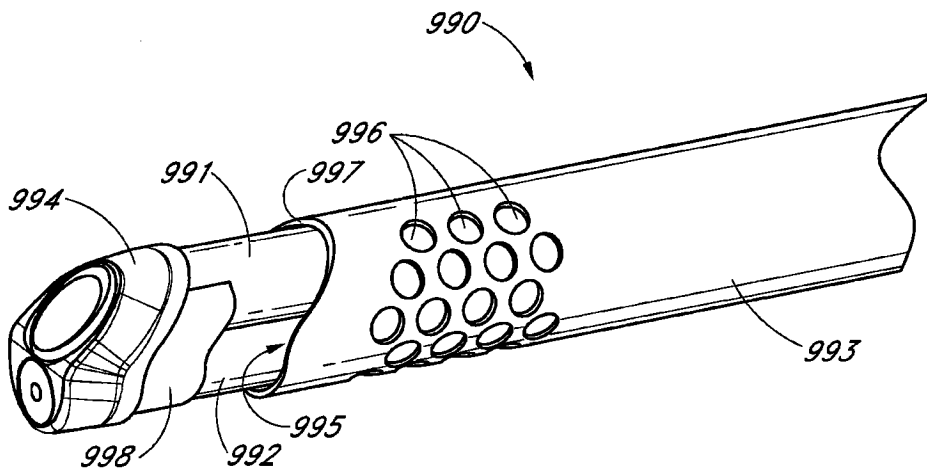


图 26B

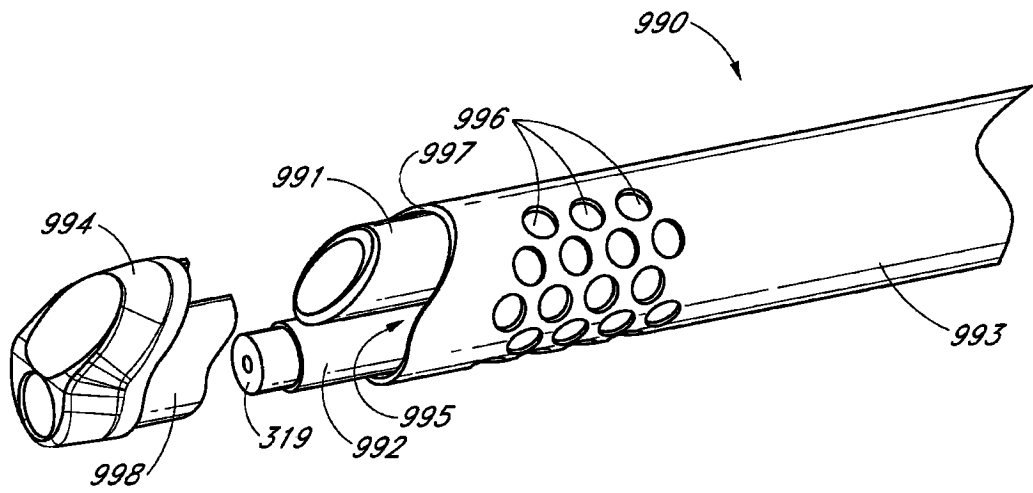


图 26C

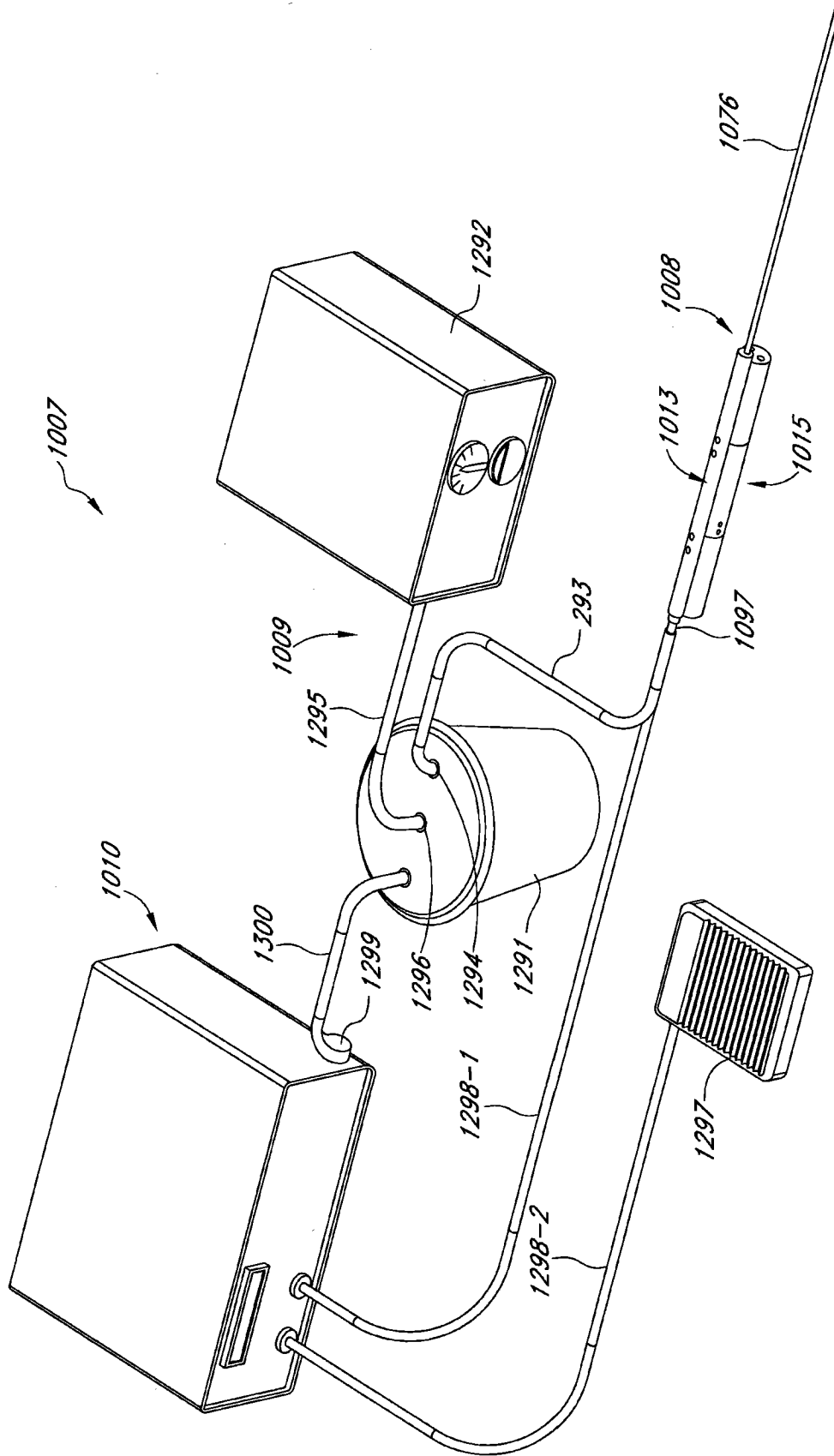


图 27

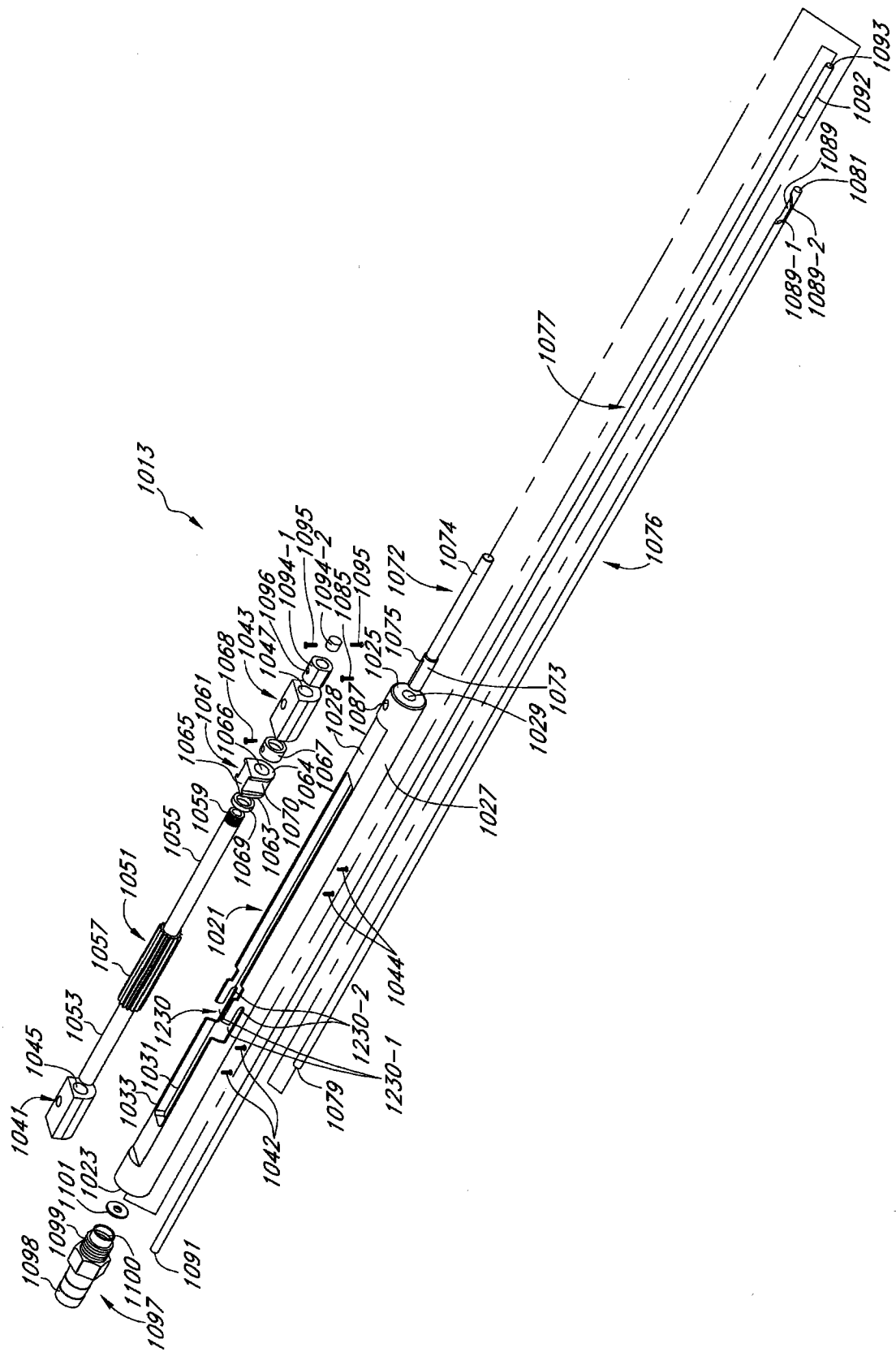


图 28A

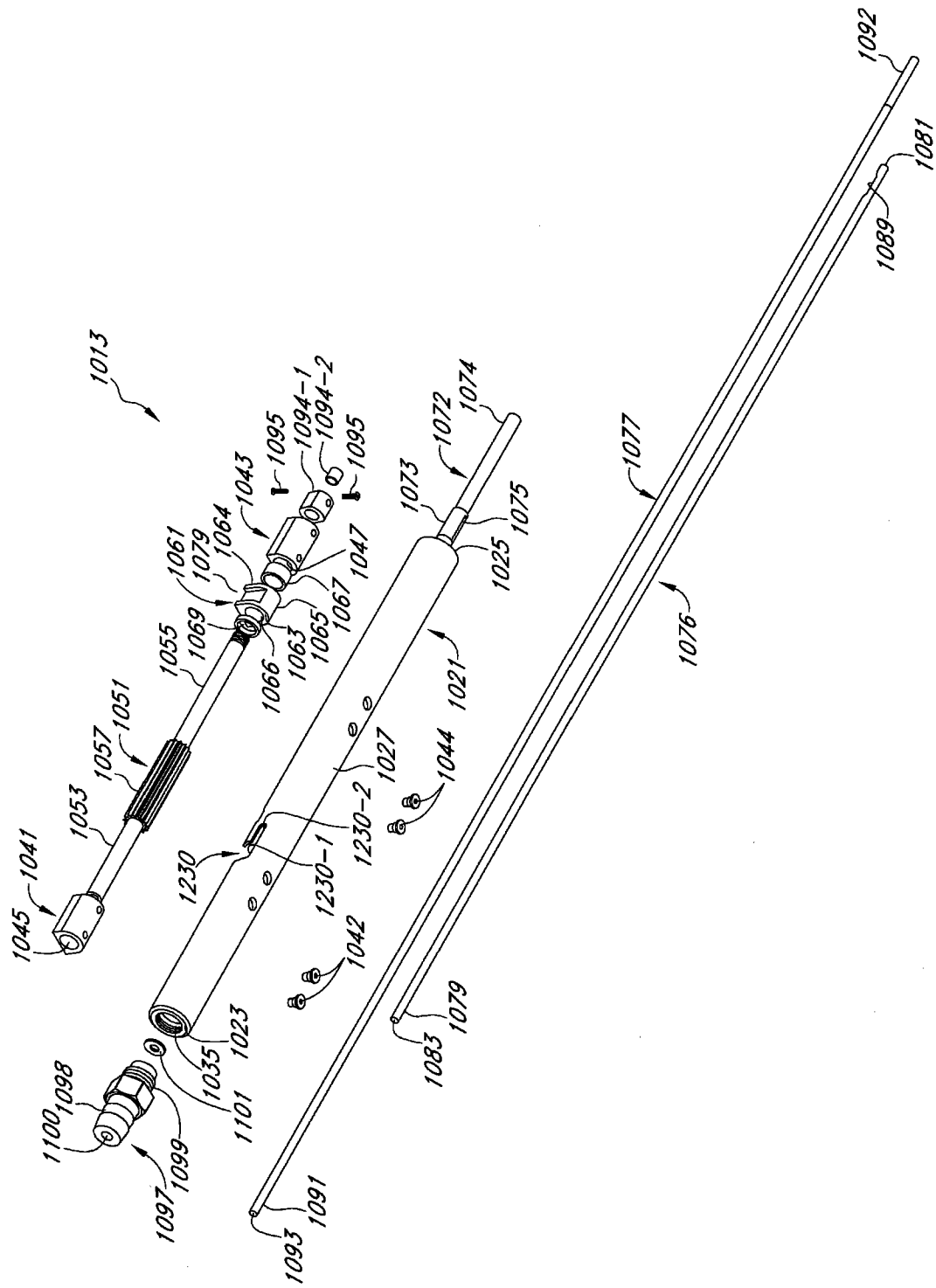


图 28B

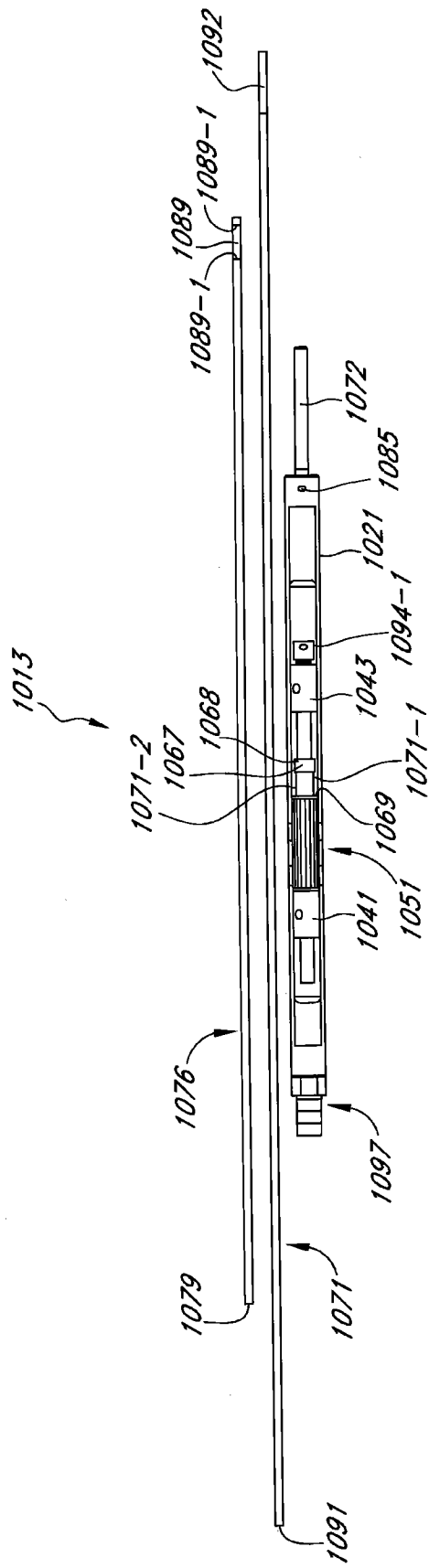


图 28C

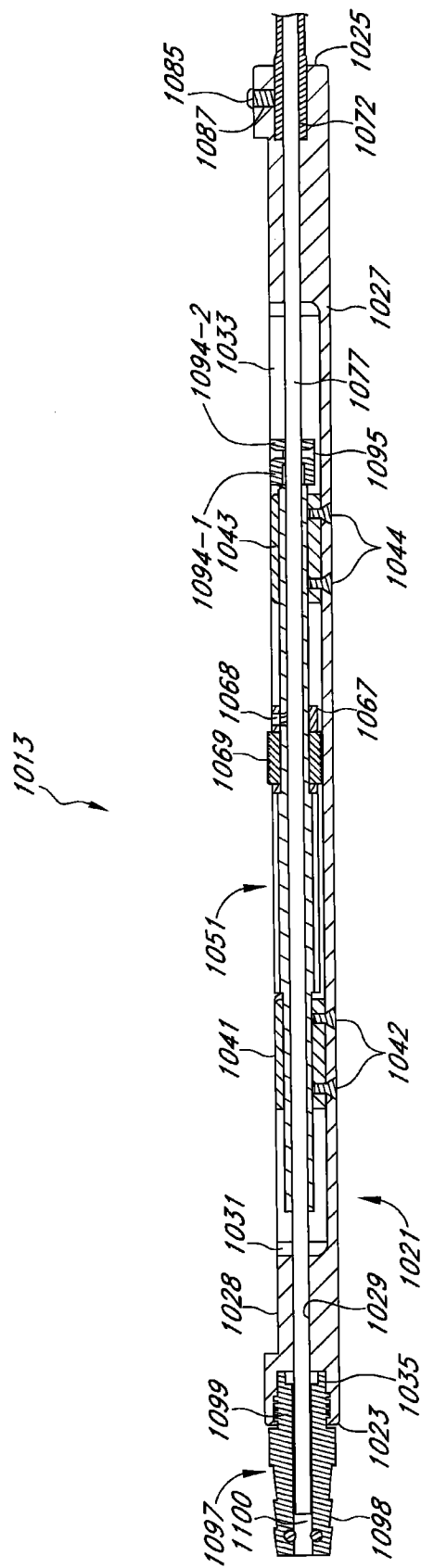


图 28D

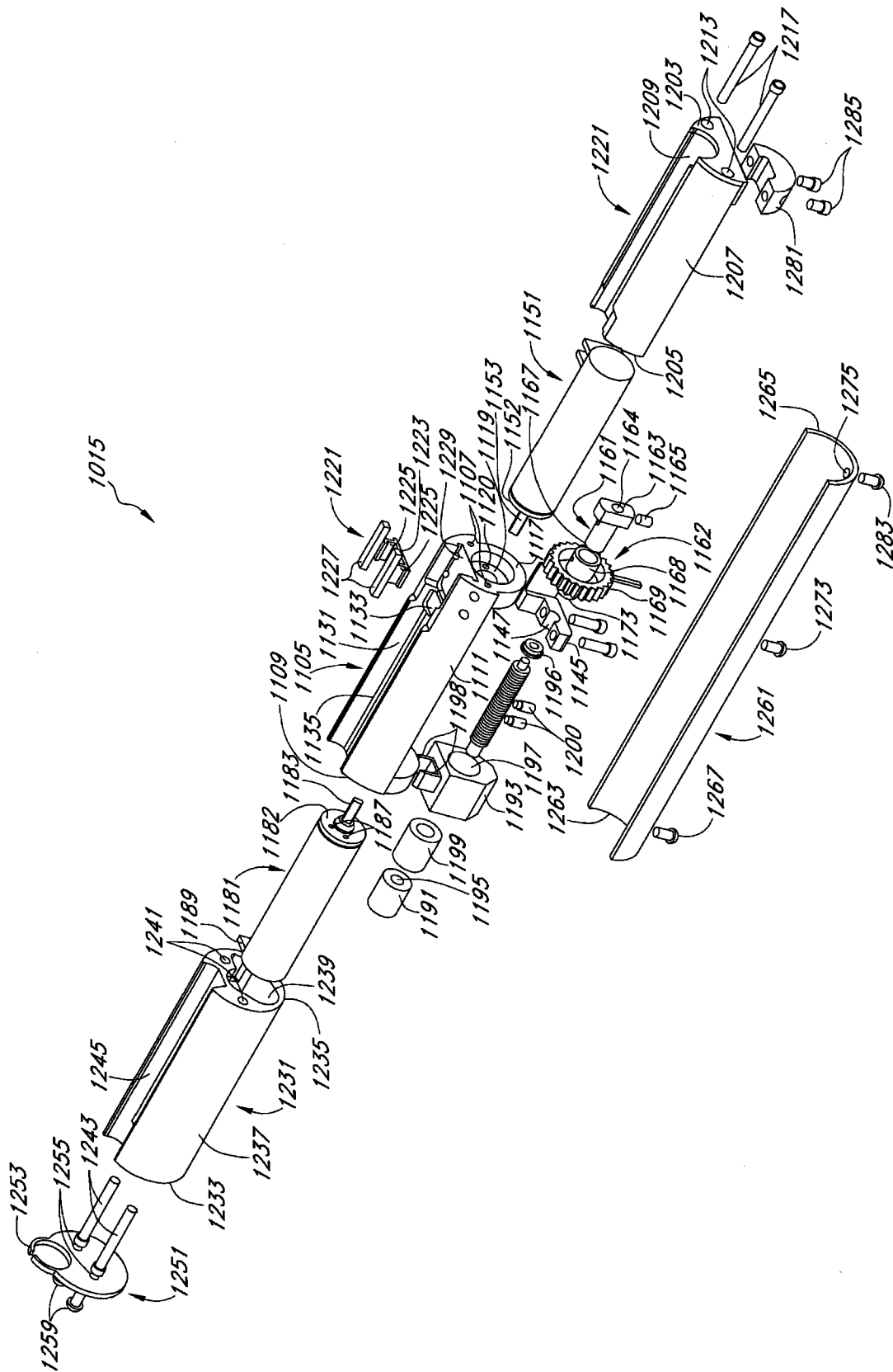


图 29A

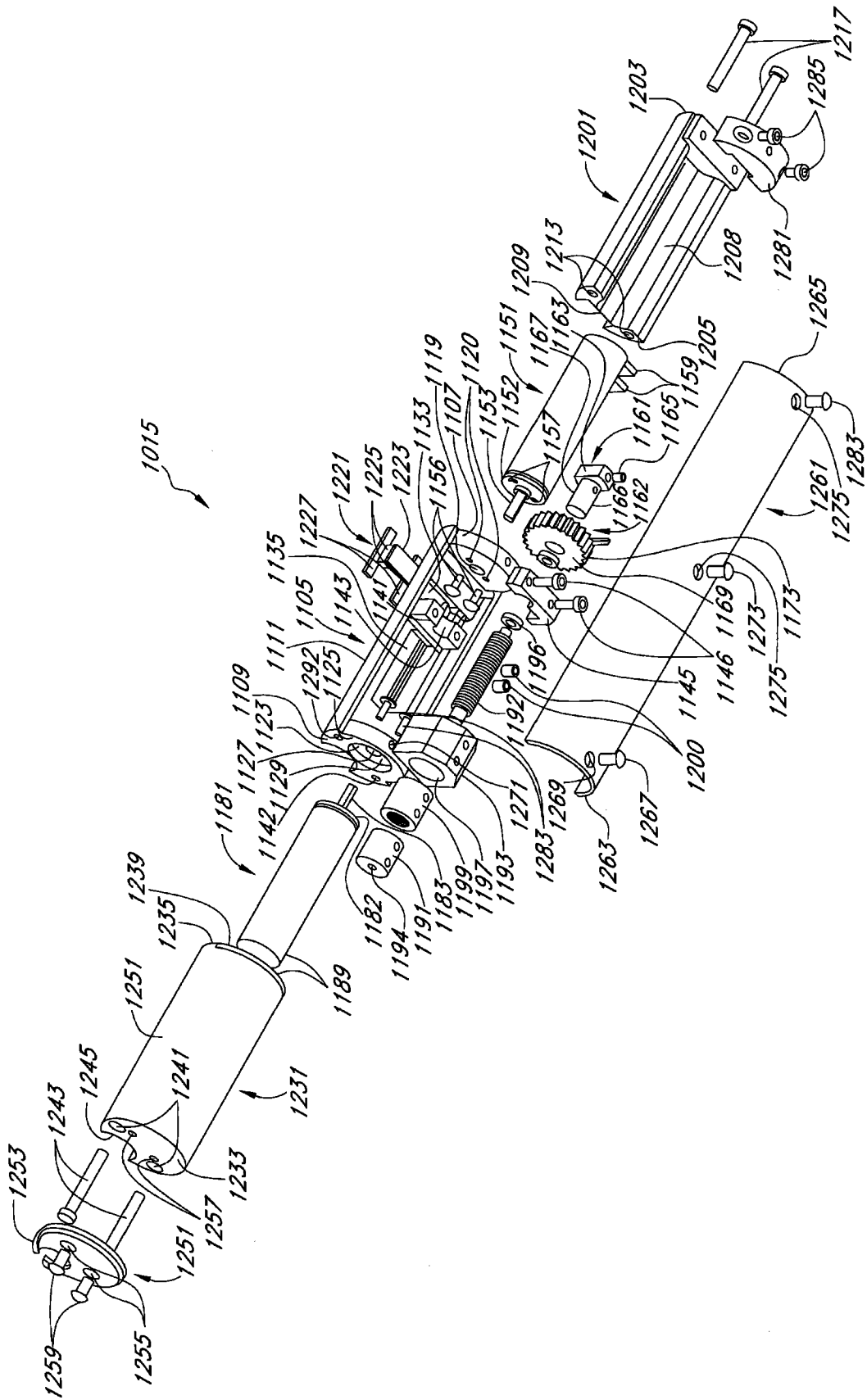


图 29B

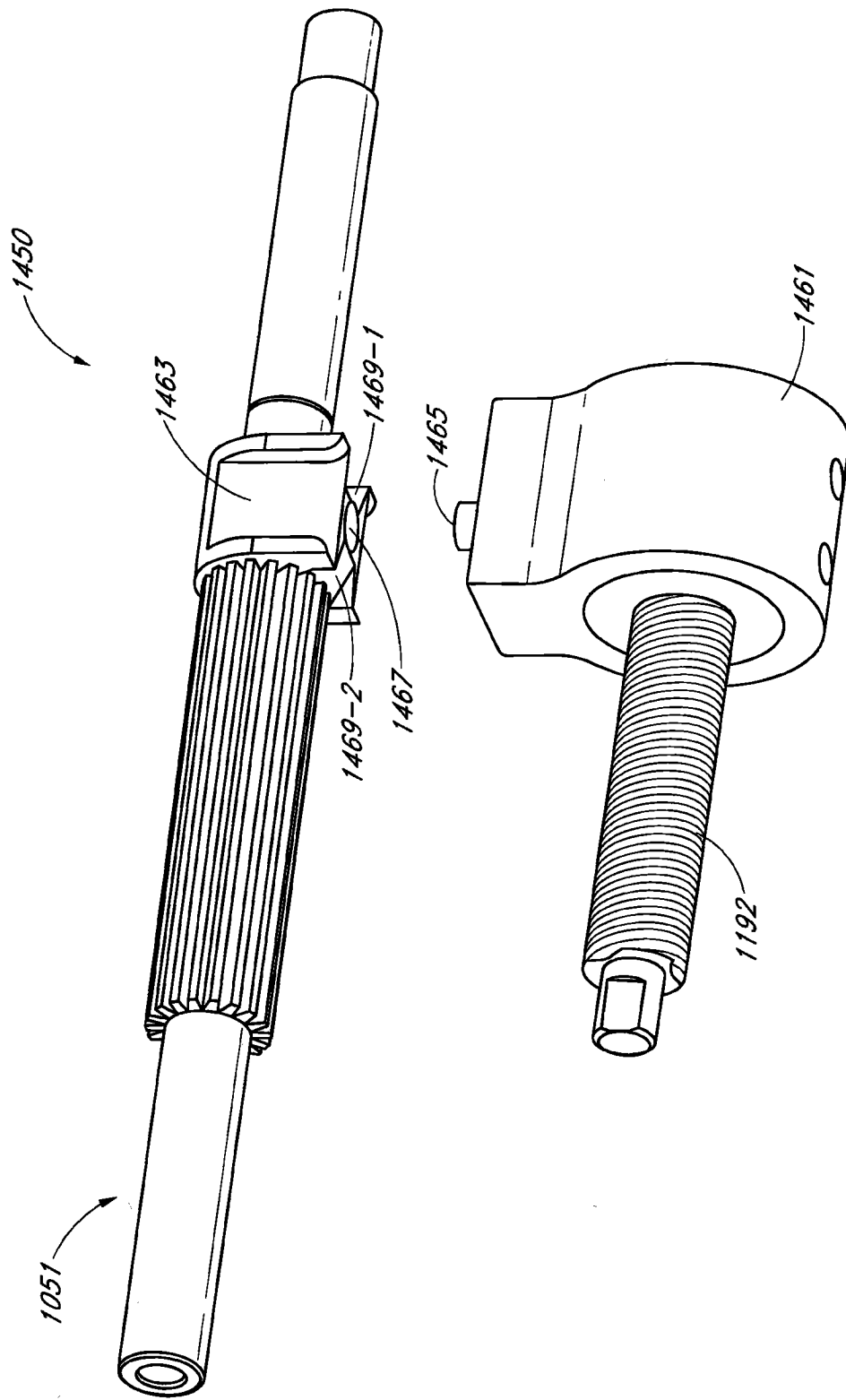


图 30

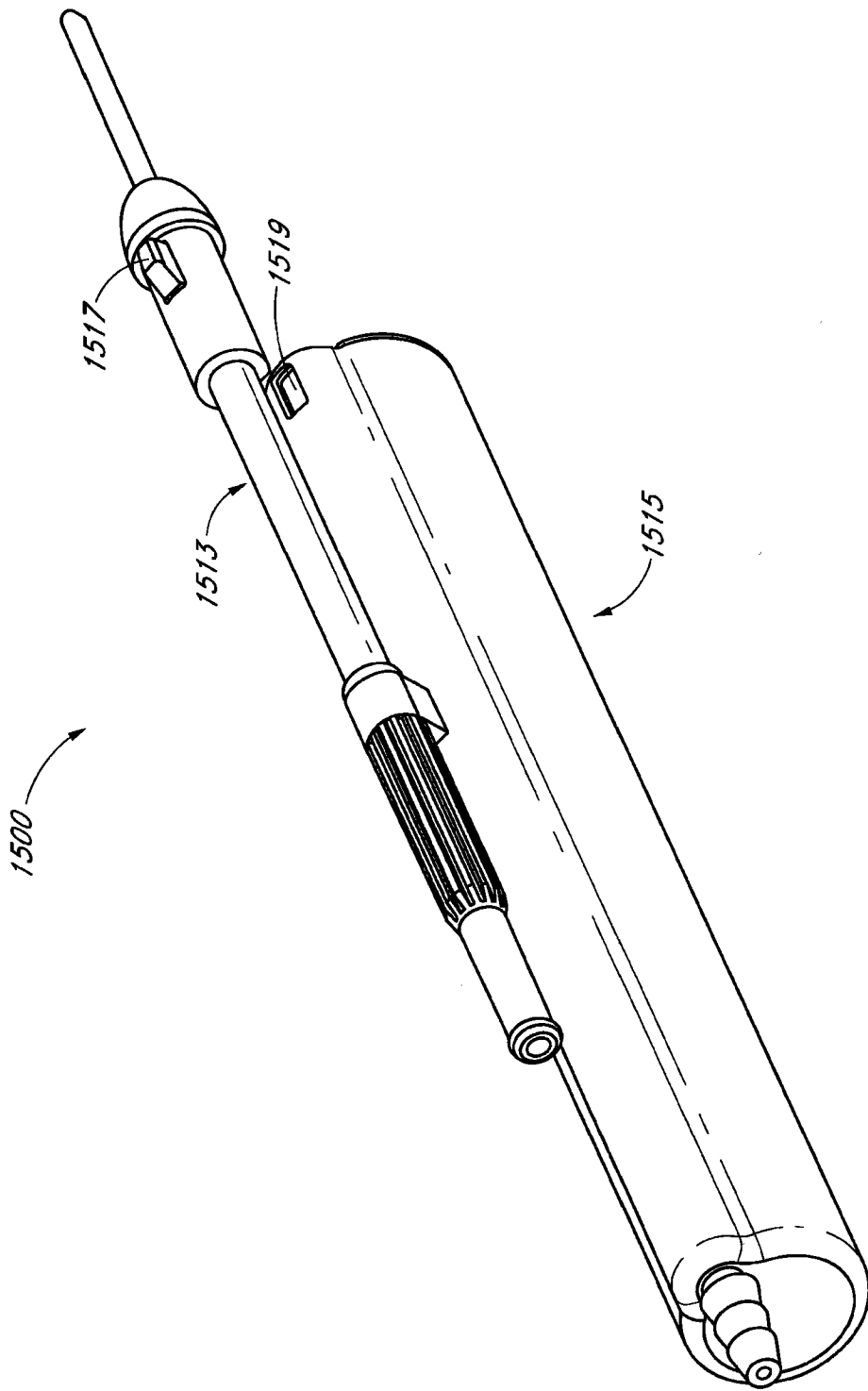


图 31A

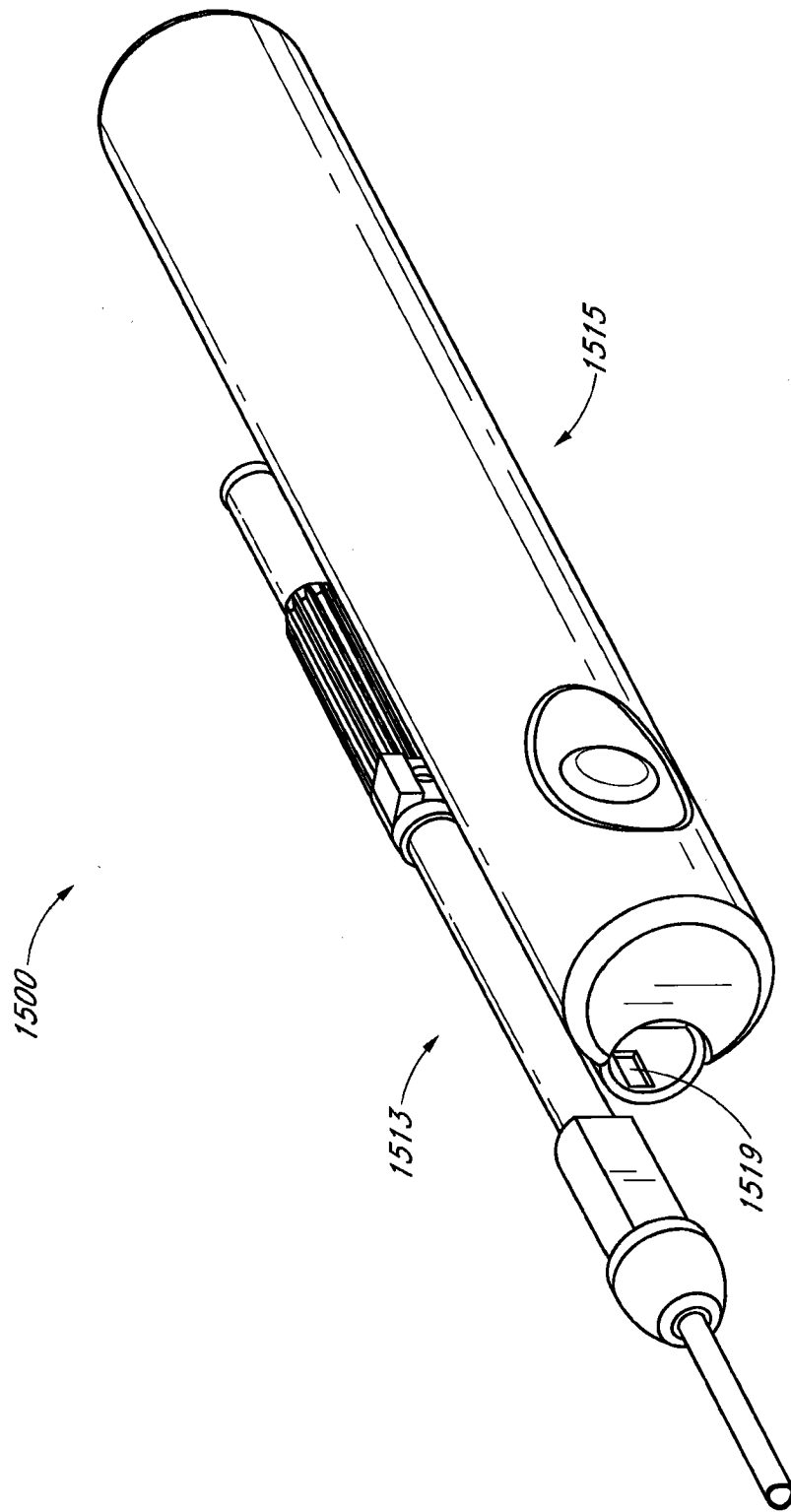


图 31B

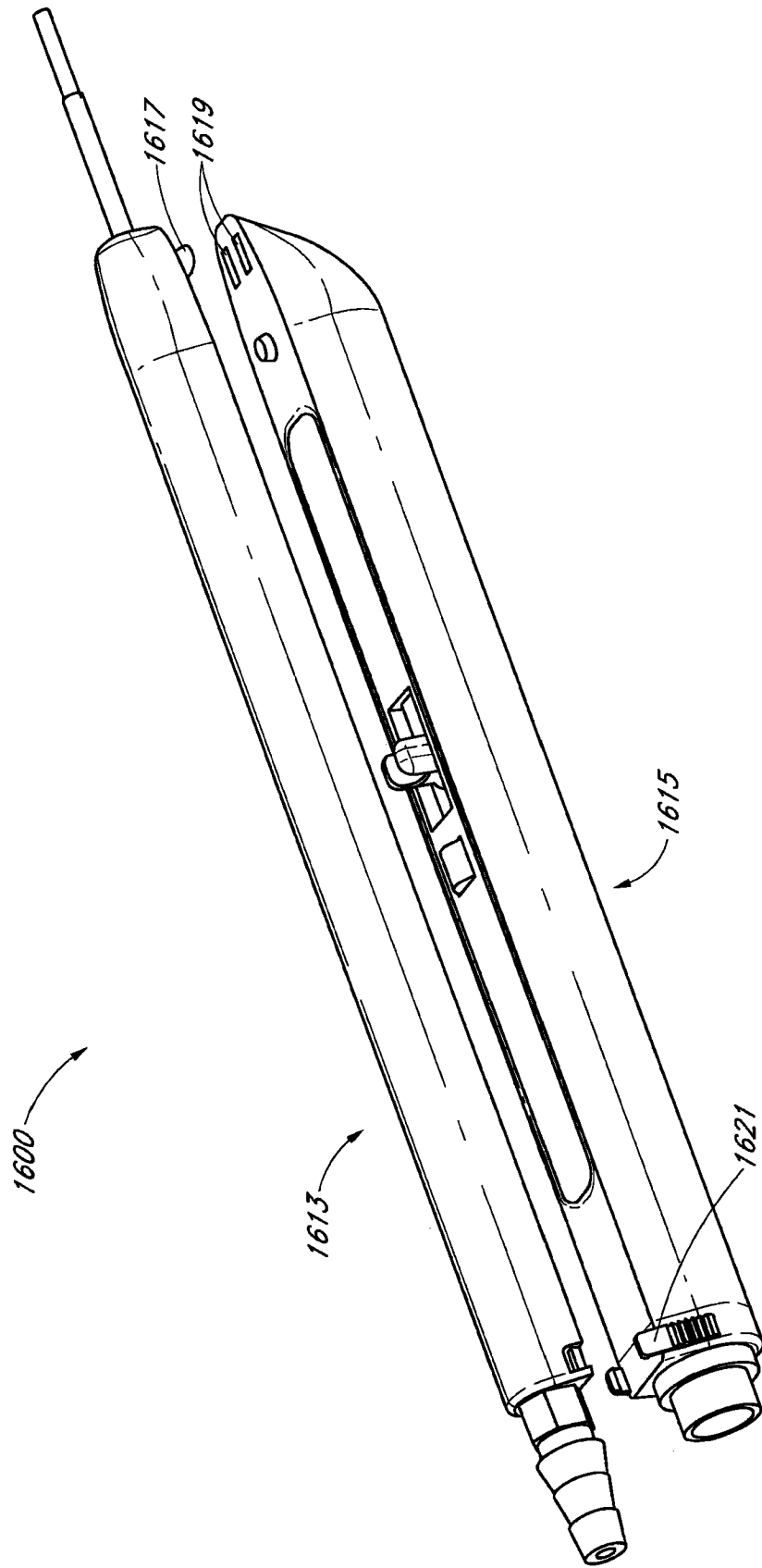


图 32

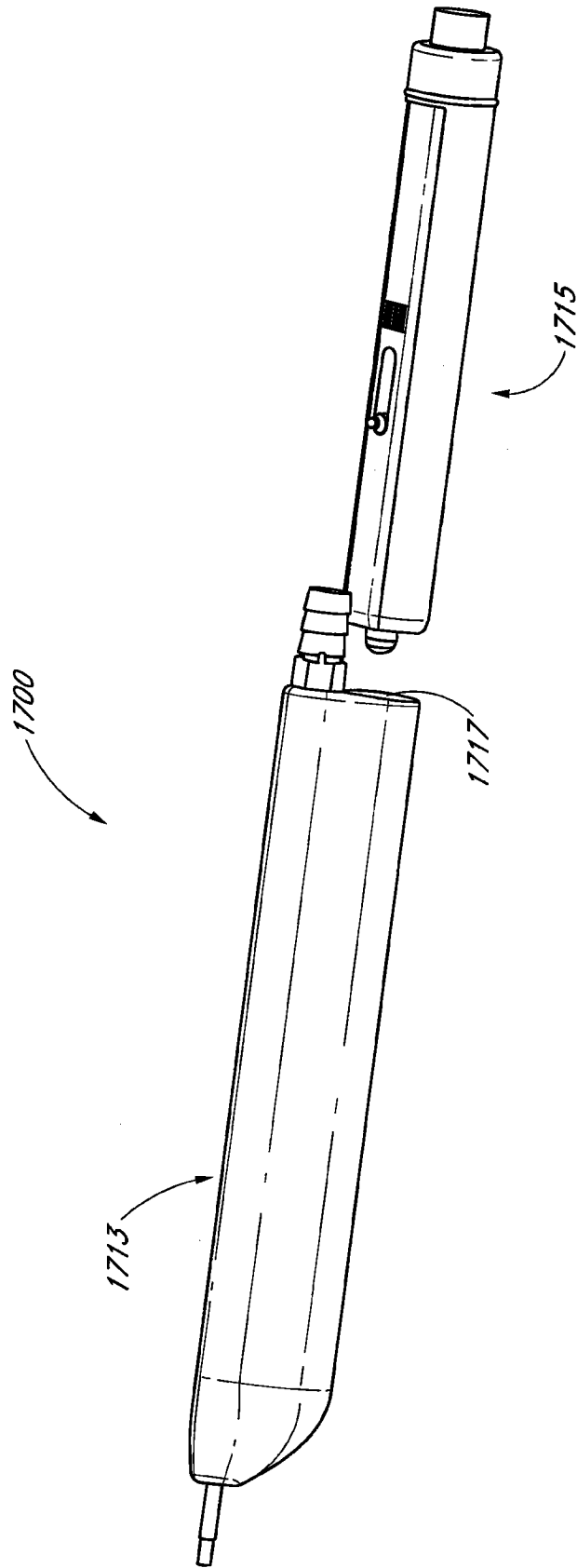


图 33

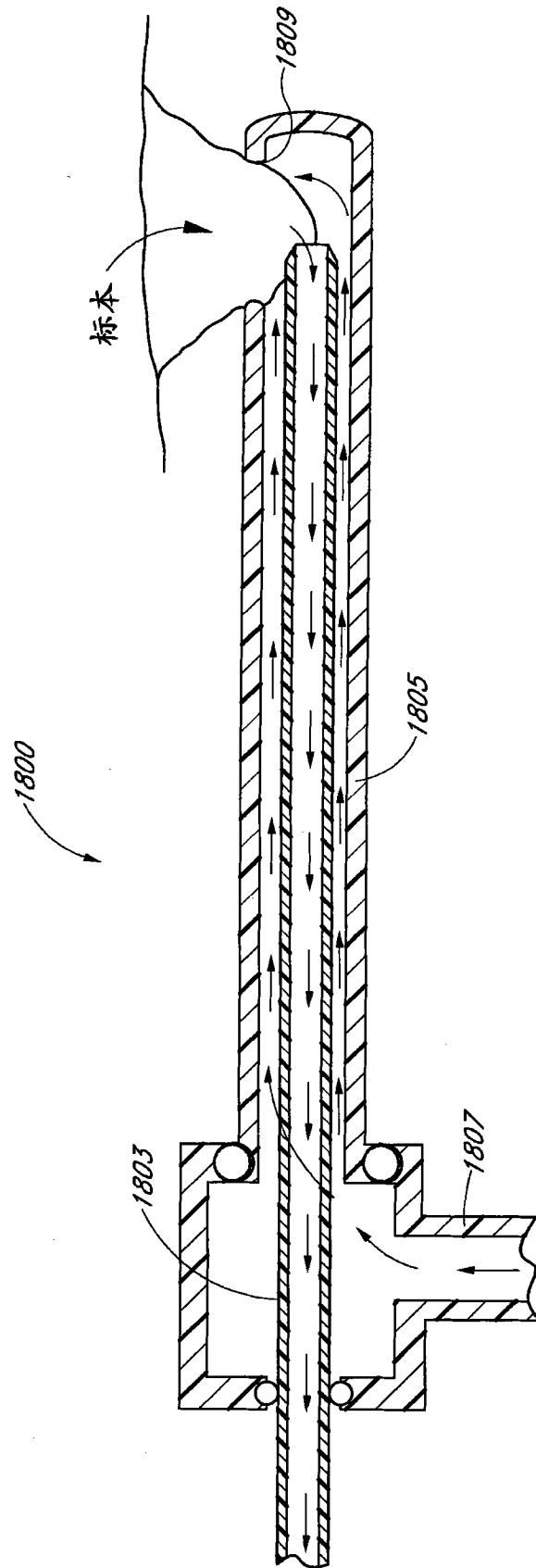


图 34

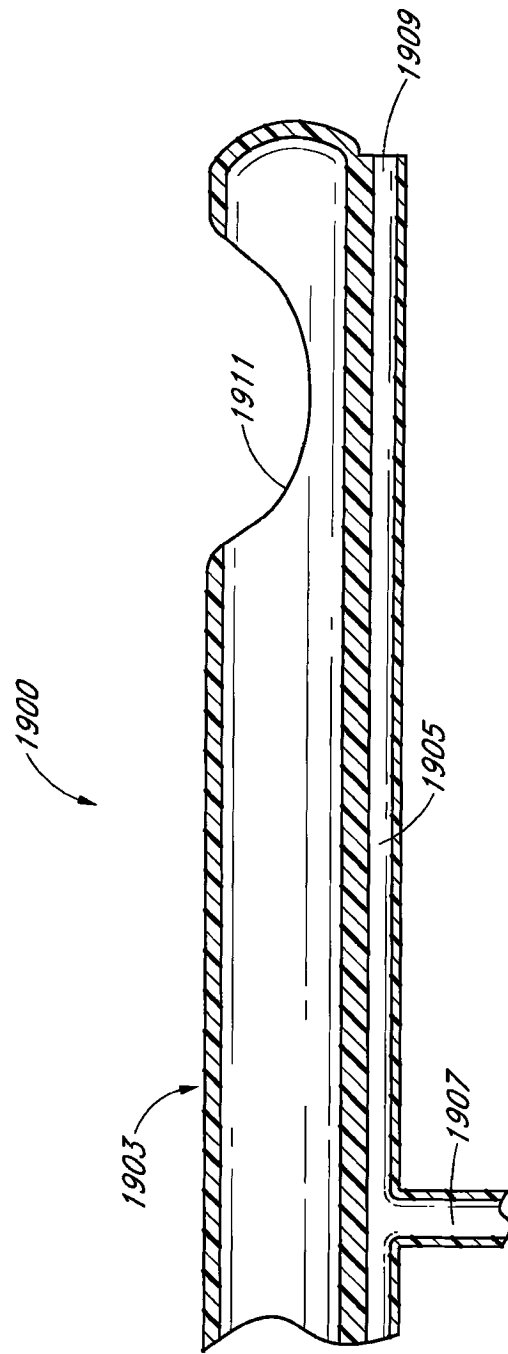


图 35