



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110505850 A

(43)申请公布日 2019.11.26

(21)申请号 201880021439.9

(22)申请日 2018.01.31

(30)优先权数据

62/453466 2017.02.01 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/016177 2018.01.31

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/144565 EN 2018.08.09

(71)申请人 因特斯高普公司

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 J·B·赖安

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

代理人 胡强 许峰

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

A61B 17/3203(2006.01)

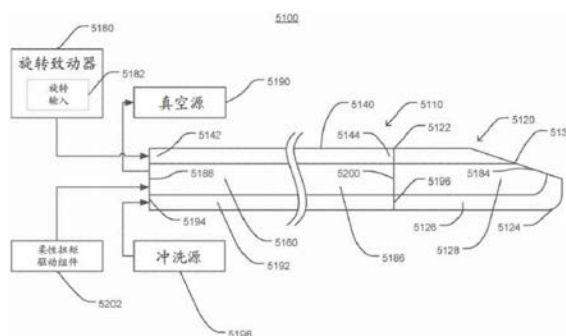
权利要求书2页 说明书40页 附图106页

(54)发明名称

用于内窥镜工具的外套管的旋转控制机构

(57)摘要

手术器械包括切割组件、外管和柔性扭矩部件。切割组件从第一近端延伸到第一远端。切割组件包括限定切割窗口的外套管和被设置在外套管内的内套管。外管从近侧管端延伸到远侧管端。远侧管端被联接到外套管。外管被构造成在近侧管端处接收扭矩并将扭矩传递到外套管以使外套管旋转。外管包括多根第一细线和多根第二细线，多根第一细线和多根第二细线均包括多于八根细线并且少于二十四根细线。柔性扭矩部件被联接到内套管的第三近端以使内套管旋转。



1. 一种手术器械,包括:

切割组件,其被构造成在受试者体内的部位处切割材料,所述切割组件从第一近端延伸到第一远端,所述切割组件包括外套管和设置在所述外套管内的内套管,所述外套管限定出切割窗口;

柔性外管,其从近侧管端延伸到远侧管端,所述远侧管端联接到所述外套管,所述柔性外管被构造成在所述近侧管端处接收扭矩并将所述扭矩传递到所述外套管以使所述外套管旋转,所述柔性外管包括多根第一细线和相对于所述多根第一细线以一定角度定向的多根第二细线,所述多根第一细线和多根第二细线均包括多于八根细线并且少于二十四根细线;以及

柔性扭矩部件,其联接到所述内套管的第三近端并被构造成使所述内套管相对于所述外套管旋转。

2. 根据权利要求1所述的手术器械,其中所述多根第一细线的数目和所述多根第二细线的数目均被选择成使得(1)与在所述近侧管端处接收的扭矩相关联的旋转速率和(2)基于被传递到所述外套管的扭矩的所述切割窗口的旋转速率之间的百分数差小于阈值差,其中所述阈值差小于或等于百分之三十。

3. 根据权利要求2所述的手术器械,其中所述阈值差小于或等于百分之十。

4. 根据权利要求2所述的手术器械,其中所述多根第一细线的数目和所述多根第二细线的数目均被选择为十二根细线。

5. 根据权利要求2所述的手术器械,其中所述多根第一细线中的至少两根相邻第一细线之间的间距随着细线数目的增大而减小。

6. 根据权利要求1所述的手术器械,其中所述多根第二细线相对于所述多根第一细线以一定角度定向以使得与相邻的第一细线接触的每根第二细线基本上垂直于所述相邻的第一细线。

7. 根据权利要求1所述的手术器械,其中所述柔性外管包括邻近所述多根第二细线的包括弹性体和减摩添加剂的基层、以及邻近所述多根第一细线的包括弹性体和减摩添加剂的顶层。

8. 根据权利要求1所述的手术器械,其中所述切割窗口包括材料进入端口,待切除的材料通过所述材料进入端口进入所述切割组件,所述手术器械还包括从所述材料进入端口延伸到材料离开口端的吸引通道,所述材料离开口端被构造成被联接到真空源使得已切除的材料经由所述材料进入端口接收在所述吸引通道中并在所述材料离开口端处自所述吸引通道移除。

9. 根据权利要求1所述的手术器械,还包括在所述柔性外管和所述柔性扭矩部件之间延伸的冲洗通道,所述冲洗通道被构造成在近侧冲洗端处接收流体并在远侧冲洗端处输出流体,所述远侧冲洗端邻近所述外套管。

10. 根据权利要求1所述的手术器械,其中所述多根第一细线和所述多根第二细线包括不锈钢。

11. 根据权利要求1所述的手术器械,其中所述柔性外管被构造成接收来自手动旋转致动器的扭矩。

12. 根据权利要求11所述的手术器械,其中所述柔性扭矩部件被构造成由与所述手动

旋转致动器分开的驱动组件旋转。

13. 根据权利要求1所述的手术器械,其中所述柔性外管的外径小于0.5英寸。

14. 根据权利要求1所述的手术器械,其中所述柔性外管的内径与外径的比值大于或等于0.5且小于或等于0.95。

15. 一种手术器械,包括:

切割组件,其从第一近端延伸到第一远端,所述切割组件包括外套管和被设置在所述外套管内的内套管,所述外套管限定出切割窗口;

柔性外管,其从近侧管端延伸到远侧管端,所述远侧管端被联接到所述外套管,所述柔性外管被构造成在所述近侧管端处接收扭矩并将所述扭矩传递到所述外套管以使所述外套管相对于所述内套管旋转,所述柔性外管包括多根第一细线和相对于所述多根第一细线以一定角度定向的多根第二细线,所述多根第一细线和多根第二细线均包括十二根细线;以及

柔性扭矩部件,其被联接到所述内套管的第三近端并被构造成使所述内套管相对于所述外套管旋转。

16. 根据权利要求15所述的手术器械,其中(1)与在所述近侧管端处接收的扭矩相关联的旋转速率和(2)基于被传递到所述外套管的扭矩的所述切割窗口的旋转速率之间的百分数差小于百分之十。

17. 根据权利要求15所述的手术器械,其中所述柔性外管包括邻近所述多根第二细线的包括弹性体和减摩添加剂的基层、以及邻近所述多根第一细线的包括弹性体和减摩添加剂的顶层。

18. 根据权利要求15所述的手术器械,还包括在所述柔性外管和所述柔性扭矩部件之间延伸的冲洗通道,所述冲洗通道被构造成在近侧冲洗端处接收流体并在远侧冲洗端处输出流体,所述远侧冲洗端邻近所述外套管。

19. 根据权利要求15所述的手术器械,其中所述柔性外管被构造成接收来自手动旋转致动器的扭矩。

20. 根据权利要求15所述的手术器械,其中所述柔性外管的内径与所述柔性外管的外径的比值大于或等于0.5且小于或等于0.95。

用于内窥镜工具的外套管的旋转控制机构

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2017年2月1日提交的标题为“MECHANISMS FOR CONTROLLING ROTATION OF OUTER CANNULA FOR USE IN ENDOSCOPIC TOOL”的美国临时申请号62/453,466的权益和优先权,其全部公开内容出于任何和所有目的被援引纳入本文。

背景技术

[0003] 受试者体内诸如肠上皮化生和息肉的化生,如果不治疗则可能导致诸如癌症的不利后果。这样,医生建议移除这样的生长物以防止发生癌症和其它不期望的疾病。

发明内容

[0004] 提供了一种改进的内窥镜器械,其可以精确地移除无蒂息肉并有效地从患者获得多个息肉的样本。特别地,改进的内窥镜器械能够清除一个或多个息肉并取出被清除的息肉,而不必在使用单独的切割工具和单独的样本取回工具之间交替。取样可与结肠镜检查结合使用。在一些实施方式中,内窥镜器械可以从患者体内切割并移除组织。在一些这样的实施方式中,内窥镜器械可以从通过柔性内窥镜进入患者体内基本上同时地切割并移除组织。

[0005] 一方面,手术器械包括切割组件、柔性外管和柔性扭矩部件。切割组件被构造成在受试者体内的部位处切割材料。切割组件从第一近端延伸到第一远端。切割组件包括外套管和被设置在外套管内的内套管。外套管限定出切割窗口。柔性外管从近侧管端延伸到远侧管端。远侧管端被联接到外套管。柔性外管被构造成在近侧管端处接收扭矩并将扭矩传递到外套管以使外套管旋转。柔性外管包括多根第一细线和多根第二细线,多根第一细线和多根第二细线均包括多于八根细线并且少于二十四根细线。柔性扭矩部件被联接到内套管的第三近端并被构造成使内套管相对于外套管旋转。

[0006] 另一方面,手术器械包括切割组件、柔性外管和柔性扭矩部件。切割组件从第一近端延伸到第一远端。切割组件包括外套管和被设置在外套管内的内套管。外套管限定出切割窗口。柔性外管从近侧管端延伸到远侧管端。远侧管端被联接到外套管。柔性外管被构造成在近侧管端处接收扭矩并将扭矩传递到外套管以使外套管旋转。柔性外管包括多根第一细线和多根第二细线,多根第一细线和多根第二细线均包括十二根细线。柔性扭矩部件被联接到内套管的第三近端并被构造成使内套管相对于外套管旋转。

[0007] 另一方面,手术器械包括端部执行器和柔性外管。端部执行器被构造成由柔性外管旋转,以在受试者身上或受试者体内的部位处执行手术过程。柔性外管从近侧管端延伸到远侧管端。远侧管端联接到端部执行器,使得柔性外管可以在近侧管端处接收扭矩并将扭矩传递到端部执行器。柔性外管包括多根第一细线和相对于多根第一细线以一定角度定向的多根第二细线。多根第一细线和多根第二细线均包括多于八根细线并且少于二十四根细线。

[0008] 另一方面,可插入内窥镜的单个器械通道内的内窥镜器械包括动力驱动的器械

头,该器械头被构造成在具有工作通道的柔性内窥镜到达的受试者体内的部位处切除材料。动力驱动的器械头具有第一远端和第一近端。动力驱动的器械头的第一远端限定出材料进入端口,被切除的材料可通过该材料进入端口进入柔性内窥镜器械。主体被联接到动力驱动的器械头的第一近端并且被构造成驱动动力驱动的器械头。主体包括柔性部,该柔性部具有第二远端和第二近端。柔性部的第二近端限定材料离开口。吸引通道从动力驱动的器械头的材料进入端口延伸到柔性部的材料离开口。柔性部的第二近端被构造成联接到真空源,使得经由材料进入端口进入吸引通道的被切除的材料在材料离开口处从吸引通道移除,同时内窥镜器械被设置在柔性内窥镜的器械通道内。

[0009] 在一些实施方式中,主体还包括动力致动器。动力致动器被联接到动力驱动的器械头的第一近端并且被构造成驱动动力驱动的器械头。在一些实施方式中,动力致动器是液压动力致动器、气动动力致动器或电动致动器中的一种。在一些实施方式中,动力致动器包括电动机、特斯拉转子和叶片转子中的至少一种。在一些实施方式中,内窥镜器械包括能量存储部件,其被构造成成为动力致动器提供动力。在一些实施方式中,吸引通道由动力驱动的器械头、动力致动器和柔性部限定。

[0010] 在一些实施方式中,动力致动器是液压动力致动器或气动动力致动器中的一种。在一些这样的实施方式中,柔性部包括流体入口管状构件和流体出口管状构件,流体入口管状构件被构造成供应冲洗以致动动力致动器,流体出口管状构件被构造成移除被供应以致动致动器的流体。在一些实施方式中,柔性部包括吸引管状构件,该吸引管状构件限定吸引通道的近侧部分。

[0011] 在一些实施方式中,动力致动器包括中空部分,中空部分流体地联接动力驱动的器械头的材料进入端口和柔性部的材料离开口。

[0012] 在一些实施方式中,器械包括接合组件,该接合组件被构造成在致动时接触内窥镜的器械通道的壁。在一些实施方式中,接合组件包括被构造成变形的柔顺环结构。

[0013] 在一些实施方式中,动力驱动的器械头包括外部结构和被设置在外部结构内的切割轴杆,切割轴杆被联接到动力致动器并且被构造成当动力致动器被致动时相对于外部结构旋转。在一些实施方式中,切割轴杆包括中空部分和材料进入端口。

[0014] 在一些实施方式中,柔性部包括中空柔性扭矩线缆。柔性扭矩线缆具有被构造成联接到动力驱动的器械头的第一近端的远侧区域并且具有被构造成联接到动力致动器的近侧区域。在一些实施方式中,柔性扭矩线缆限定吸引通道的一部分。柔性扭矩线缆的远侧区域被流体地联接到动力驱动的器械头的材料进入端口,并且柔性扭矩线缆的近侧区域包括材料离开口。

[0015] 在一些实施方式中,器械具有小于约5毫米的外径。在一些实施方式中,柔性部是动力驱动的器械头的长度的至少40倍。在一些实施方式中,动力致动器的外径小于约4毫米。

[0016] 根据另一个方面,内窥镜器械包括动力驱动的器械头,该器械头被构造成在受试者体内的部位处切除材料。动力驱动的器械头包括切割尖端和材料进入端口,该材料进入端口被构造成允许材料进入内窥镜器械的远端。主体被联接到动力驱动的器械头。该主体包括细长中空柔性管状构件,该管状构件包括材料离开口,该材料离开口被构造成允许材料从内窥镜器械的近端离开。吸引通道从动力驱动的器械头的材料进入端口延伸到细

长中空柔性管状构件的材料离开端口。柔性部的第二近端被构造成流体连接到真空源,使得经由动力驱动的器械头的材料进入端口进入吸引通道的被切除的材料经由材料离开端口从内窥镜器械移除。内窥镜器械被构造成穿过内窥镜的曲折器械通道。在一些实施方式中,器械的外径小于约5毫米,并且其中柔性管状构件至少72英寸长。

[0017] 在一些实施方式中,主体还包括动力致动器,该动力致动器被联接到动力驱动的器械头的第一近端,并且被构造成驱动动力驱动的器械头。在一些实施方式中,动力致动器是电动致动器,并且还包括被构造成联接到电源的导电线。在一些实施方式中,吸引通道由动力驱动的器械头、动力致动器和柔性部限定。在一些实施方式中,柔性管状构件限定了吸引通道的近侧部分。

[0018] 在一些实施方式中,动力致动器是液压动力致动器或气动动力致动器中的一种,并且还包括被构造成供应流体以致动动力致动器的流体入口管状构件和被构造成移除被供应以致动致动器的流体的流体出口管状构件。

[0019] 在一些实施方式中,器械包括接合组件,该接合组件被构造成在被致动时接触内窥镜的器械通道的壁。在一些实施方式中,接合组件包括真空器致动结构,该真空器致动结构被构造成当真空器被致动时移动到真空器致动结构不与器械通道接触的接合位置,并且被构造成当真空器未被致动时移动到真空器致动结构不与器械通道接触的缩回位置。

[0020] 在一些实施方式中,动力驱动的器械头包括外部结构和被设置在外部结构内的切割轴杆,切割轴杆被联接到动力致动器并被构造成当动力致动器被致动时相对于外部结构旋转。

[0021] 在一些实施方式中,柔性管状构件包括中空柔性扭矩线缆。柔性扭矩线缆具有被构造成联接到动力驱动的器械头的第一近端的远侧区域,并且具有被构造成联接到位于内窥镜器械外部的动力致动器的近侧区域。在一些实施方式中,柔性扭矩线缆还限定了吸引通道的一部分,其中柔性扭矩线缆的远侧区域被流体地联接到动力驱动的器械头的材料进入端口,并且柔性扭矩线缆的近侧区域包括材料离开端口。在一些实施方式中,器械包括围绕柔性扭矩线缆的护套。

[0022] 根据另一方面,一种适于与内窥镜一起使用的柔性内窥镜活检取回工具包括外壳、被联接到外壳的清除部件以及被设置在外壳内的样本取回管道,该样本取回管道用于取出被清除部件清除的被清除的材料。在各种实施例中,改进的柔性内窥镜可以被构造有集成的内窥镜活检取回工具,该工具包括清除部件和样本取回管道,该样本取回管道用于取出被清除部件清除的被清除的材料。

[0023] 根据另一方面,一种从患者身体取出息肉的方法包括将内窥镜器械设置在内窥镜的器械通道内,将内窥镜插入患者体内,致动内窥镜器械的清除部件以切割患者体内的息肉,以及致动内窥镜器械的样本取回部件以从患者体内移除被切割的息肉。

[0024] 根据又一方面,内窥镜包括由柔性外壳分开的第一端和第二端。器械通道从第一端延伸到第二端,并且内窥镜器械在内窥镜的第一端处被联接到器械通道。内窥镜器械包括清除部件和被部分地设置在器械通道内的样本取回管道。

[0025] 根据又一方面,可插入内窥镜的单个器械通道内的内窥镜器械包括切割组件,切割组件被构造成在受试者体内的部位处切除材料。切割组件包括外套管和被设置在外套管内的内套管。外套管限定开口,待切除的材料通过该开口进入切割组件。内窥镜器械还包括

柔性外管,该柔性外管被联接到外套管上,并被构造成使外套管相对于内套管旋转。柔性外管的外径可以小于内窥镜器械可插入的器械通道。内窥镜器械还包括柔性扭矩线卷,其具有被设置在柔性外管内的部分。柔性扭矩线卷具有被联接到内套管的远端。柔性扭矩线卷被构造成使得内套管相对于外套管旋转。内窥镜器械还包括近侧连接器,该近侧连接器被联接到柔性扭矩线卷的近端,并被构造成与驱动组件接合,该驱动组件被构造成使近侧连接器、柔性扭矩线卷和内套管在致动时旋转。内窥镜器械还包括吸引通道,该吸引通道具有被构造成与真空源接合的吸引端口。吸引通道部分地由柔性扭矩线卷的内壁和内套管的内壁限定,并且从被限定在内套管中的开口延伸到吸引端口。内窥镜器械还包括冲洗通道,该冲洗通道具有被限定在柔性扭矩线卷的外壁和柔性外管的内壁之间并且构造成将冲洗流体运送到吸引通道的第一部分。

[0026] 在一些实施方式中,近侧连接器是中空的,并且近侧连接器的内壁限定了吸引通道的一部分。在一些实施方式中,近侧连接器是刚性圆柱形结构并且被构造成被定位在驱动组件的驱动容座内。近侧连接器可包括被构造成与驱动组件接合的联接器和被构造成使内套管朝向外套管的远端偏置的张紧弹簧。在一些实施方式中,张紧弹簧的尺寸和偏置使得张紧弹簧使内套管的切割部分被定位在外套管的开口附近。在一些实施方式中,近侧连接器被旋转地且流体地联接到柔性扭矩线卷。

[0027] 在一些实施方式中,内窥镜器械还包括灌洗连接器,灌洗连接器包括冲洗进入端口和被联接到灌洗连接器和柔性外管的管状构件。管状构件的内壁和柔性扭矩线卷的外壁可以限定冲洗通道的第二部分,该第二部分被流体地联接到冲洗通道的第一部分。在一些实施方式中,内窥镜器械还包括旋转联接器,该旋转联接器将柔性外管联接到管状构件并且被构造成使柔性外管相对于管状构件旋转并使得外套管中限定的开口相对于内套管旋转。在一些实施方式中,灌洗连接器限定内孔,柔性扭矩线卷被设置在内孔中。

[0028] 在一些实施方式中,内窥镜器械还包括衬里,柔性扭矩线卷被设置在衬里内,衬里的外壁被构造成限定冲洗通道的一部分。在一些实施方式中,内套管被构造成相对于外套管旋转,并且吸引通道被构造成在内套管的开口处提供抽吸力。

[0029] 在一些实施方式中,柔性扭矩线卷包括多根细丝。多根细丝中的每根细丝可以在与多根细丝的一根或多根相邻细丝的缠绕方向相反的方向上缠绕。在一些实施方式中,柔性扭矩线卷包括多个层。多个层中的每一个可以在与多个层的一个或多个相邻层缠绕的方向相反的方向上缠绕。在一些实施方式中,每个层可以包括一根或多根细丝。

[0030] 在一些实施方式中,柔性外管具有超过内窥镜器械可插入的内窥镜的长度的长度。在一些实施方式中,柔性外管具有比柔性外管的外径大至少100倍的长度。在一些实施方式中,柔性部是切割组件的至少40倍长。

[0031] 提供本发明内容是为了以简化的形式介绍一些概念,这些概念将在下面的具体实施方式中进一步描述。本发明内容不旨在标识所要求保护的主题的关键特征或必要特征,也不旨在将本发明内容用于限制所要求保护的主题的范围。此外,所要求保护的主题不限于提供任何或所有优点或解决任何或所有现有技术问题的实施方式。

附图说明

[0032] 参照附图示意性示出和描述本发明,其中:

- [0033] 图1A示出了可以在体内形成的各种类型的息肉。
- [0034] 图1B示出了根据本发明的实施例的内窥镜的立体局部视图。
- [0035] 图1C示出了根据本发明的实施例的内窥镜器械的立体视图。
- [0036] 图2A和2B示出了根据本发明的实施例的与图1中示出的内窥镜联接的内窥镜器械的侧立体视图。
- [0037] 图3A和3B示出了根据本发明的实施例的与图1中示出的内窥镜联接的示例性内窥镜器械的侧立体视图。
- [0038] 图4A示出了根据本发明的实施例的可以与内窥镜联接的内窥镜器械的分解视图。
- [0039] 图4B示出了被联接到内窥镜的内窥镜器械的立体视图,示出了与内窥镜器械相关联的各种管道。
- [0040] 图5示出了根据本发明的实施例的与图1中示出的内窥镜联接的另一示例性内窥镜器械的侧立体视图。
- [0041] 图6示出了根据本发明的实施例的示例性内窥镜器械的放大视图。
- [0042] 图7示出了根据本发明的实施例的图6中示出的内窥镜器械的切割工具的外叶片的立体视图。
- [0043] 图8示出了根据本发明的实施例的图6中示出的内窥镜器械的切割工具的内叶片的立体视图。
- [0044] 图9示出了根据本发明的实施例的图6中示出的内窥镜器械的转子的立体视图。
- [0045] 图10示出了根据本发明的实施例的图6中示出的内窥镜器械的壳体的立体视图。
- [0046] 图11示出了根据本发明的实施例的图6中示出的内窥镜器械的帽的立体视图。
- [0047] 图12示出了根据本发明的实施例的图6中示出的内窥镜器械的联接构件的立体视图。
- [0048] 图13示出了被联接到内窥镜的内窥镜器械的立体视图,示出了与内窥镜器械相关联的各种管道。
- [0049] 图14示出了被联接到内窥镜的内窥镜器械的另一个立体视图,示出了与内窥镜器械相关联的各种管道。
- [0050] 图15是示出根据本发明的实施例的用于操作内窥镜器械的各种部件的概念系统架构图。
- [0051] 图16A示出了根据本发明的实施例的示例性内窥镜器械的分解视图。
- [0052] 图16B示出了根据本发明的实施例的图16A中示出的内窥镜器械的横截面视图。
- [0053] 图16C示出了根据本发明的实施例的示例性内窥镜器械的示例性接合组件的示意图。
- [0054] 图16D示出了根据本发明的实施例的当接合组件脱离时图16C中所示的接合组件的剖视图。
- [0055] 图16E示出了当接合组件被构造成与根据本发明的实施例的内窥镜的器械通道接合时图16A中所示的接合组件的剖视图。
- [0056] 图17A示出了根据本发明的实施例的示例性内窥镜器械的分解视图。
- [0057] 图17B示出了根据本发明的实施例的图17A中所示的内窥镜器械的横截面视图。
- [0058] 图18A示出了根据本发明实施例的利用特斯拉转子的示例性内窥镜器械的分解视

图。

[0059] 图18B示出了根据本发明的实施例的图18A中示出的内窥镜器械的横截面视图。

[0060] 图19A示出了根据本发明的实施例的被联接到动力致动和真空系统的示例性内窥镜器械。

[0061] 图19B示出了根据本发明的实施例的图19A中所示的动力致动和真空系统的横截面视图。

[0062] 图19C示出了根据本发明的实施例的图19A中示出的内窥镜器械的示例性头部的分解视图。

[0063] 图19D示出了根据本发明的实施例的具有接合组件的内窥镜器械的一部分的剖视图。

[0064] 图19E示出了根据本发明的实施例的处于脱离位置的图19D中所示的接合组件的剖视图。

[0065] 图19F示出了根据本发明的实施例的处于接合位置的图19D中所示的接合组件的剖视图。

[0066] 图20是示出根据本发明的实施例的用于操作内窥镜器械的各种部件的概念系统架构图。

[0067] 图21AA-21F示出了根据本发明的实施例的内窥镜组件的各个方面。

[0068] 图22A-22H示出了根据本发明的实施例的示例性柔性线缆的各种实施方式。

[0069] 图23AA-23BB示出了根据本发明的实施例的切割工具的示例性实施方式。

[0070] 图24A-24C示出了根据本发明的实施例的联接部件的驱动轴杆的各个方面。

[0071] 图25示出了根据本发明的实施例的示例性外壳部件。

[0072] 图26A-26E示出了根据本发明的实施例的示例性套筒轴承。

[0073] 图27A-27C示出了根据本发明的实施例的形成壳体的一部分的示例性基板。

[0074] 图28A-28D示出了根据本发明的实施例的形成壳体的一部分的示例性侧板。

[0075] 图29AA-29EE示出了根据本发明的实施例的套圈的一个方面。

[0076] 图30AA-30C示出了根据本发明的实施例的内窥镜组件的各个方面，其中尖端被压配合。

[0077] 图31AA-31AB和31B-31C示出了根据本发明的实施例的内窥镜组件的各个方面，其中尖端被压配合。

[0078] 图32示出了根据本发明的实施例的内窥镜工具的示例性柔性部的俯视图。

[0079] 图33是根据本发明的实施例的使用扭矩绳的内窥镜工具的示例性切割组件的横截面视图。

[0080] 图34A-34C是本文描述的内窥镜工具的一个实施方式的柔性部区域的不同构造的横截面视图。

[0081] 图35AA-35AC示出了根据本发明的实施例的内窥镜工具的多个部分的各种视图。

[0082] 图36示出了根据本发明的实施例的内窥镜工具的一个实施方式的柔性部区域的横截面视图。

[0083] 图37示出了根据本发明的实施例的内窥镜工具的一个实施方式的横截面视图。

[0084] 图38A和38B示出了根据本发明的实施例的内窥镜工具的一个实施方式的远侧部

分的各种视图。

[0085] 图39A和39B示出了根据本发明的实施例的沿着截面B-B和截面C-C的图38A和38B中所示的内窥镜工具的远侧部分的横截面视图。

[0086] 图40A示出了根据本发明的实施例的内窥镜工具和被构造成驱动内窥镜工具的驱动组件的一部分的立体视图。

[0087] 图40B示出了根据本发明的实施例的内窥镜工具和驱动组件的被构造成驱动图40A所示的内窥镜工具的一部分的立体视图。

[0088] 图41示出了根据本发明的实施例的内窥镜工具的俯视图和图40A-40B中所示的驱动组件的一部分的顶部暴露视图。

[0089] 图42示出了根据本发明的实施例的内窥镜工具和驱动组件的横跨图40A-40B中所示的截面A-A的一部分的横截面视图。

[0090] 图43示出了根据本发明的实施例的内窥镜的驱动连接器和图40A-40B中所示的驱动组件的一部分的放大视图。

[0091] 图44示出了根据本发明的实施例的内窥镜工具和图40A-40B中所示的驱动组件的一部分的立体视图。

[0092] 图45示出了根据本发明的实施例的内窥镜工具和驱动组件的横跨截面B-B的部分的横截面视图。

[0093] 图46示出了根据本发明的实施例的内窥镜工具的旋转联接器部段的放大横截面视图。

[0094] 图47A和图47B示出了根据本发明的实施例的内窥镜工具的旋转联接器的俯视图和横截面视图。

[0095] 图48是根据本发明的实施例的为在驱动组件内操作而插入的内窥镜工具的一部分的立体视图。

[0096] 图49示出了根据本发明的实施例的内窥镜工具和被构造成驱动内窥镜工具的驱动组件的另一实施方式。

[0097] 图50A是根据本发明的实施例的图49中所示的内窥镜工具和驱动组件的侧视图。

[0098] 图50B是根据本发明的实施例的沿着截面A-A截取的图49中所示的内窥镜工具和驱动组件的横截面视图。

[0099] 图51是根据本发明的实施例的包括具有改进的柔性外管的手术器械的手术系统的示意图。

[0100] 图52是根据本发明的实施例的图51的改进的柔性外管的横截面视图。

具体实施方式

[0101] A. 改进的内窥镜器械系统和方法

[0102] 本文提供的技术涉及改进的柔性内窥镜器械,其可以精确且有效地从患者获得单个和多个息肉和肿瘤的样本。特别地,改进的内窥镜器械能够从一个或多个息肉中清除样本并取出被清除的样本,而不必从患者体内的治疗部位移除内窥镜器械。

[0103] 图1A示出了可以在体内形成的各种类型的病变。尽管特别大的息肉和/或无蒂或扁平息肉必须使用活检钳逐个移除或使用内窥镜粘膜切除术(EMR)整体移除,但许多息肉

可通过圈套息肉切除术移除。最近的一项研究得出结论,凹陷的无蒂息肉的恶性率最高,为33%。同一项研究还发现,非息肉样肿瘤病变(无蒂息肉)占息肉患者的22%或所有接受结肠镜检查的患者的10%。切除结肠息肉存在多种障碍,即移除无蒂息肉的困难、移除多个息肉所花费的时间以及切除多个息肉时缺乏报销差异。由于切除较不易接近的无蒂息肉存在挑战,并且多个息肉对于每个患者需要更多的时间,大多数息肉被逐个移除,组织随着息肉的尺寸的增加而留下,导致取样偏差,其中剩余组织的病理未知,导致假阴性率增加。

[0104] 结肠镜检查不是完美的筛查工具。通过目前的结肠镜检查实践,内窥镜医师通过逐个EMR无蒂/扁平息肉使患者暴露于样本偏差。无蒂息肉使用现有技术以内窥镜检查移除是非常困难或不可能的,并且通常被不完全切除。目前用于息肉切除的结肠镜检查器械受限于它们不能充分移除无蒂息肉和完全移除多个息肉的效率低。在不完全切除后留下的无蒂息肉碎片会长成新的息肉并带来恶性肿瘤的风险。治疗受试者身体的其它部位病变例如巴雷特食管(Barrett's esophagus)和肺部肿瘤等的医生面临类似的问题。

[0105] 近年来,已采用内窥镜粘膜切除术(EMR)来移除无蒂息肉。EMR涉及使用注射来提升周围的粘膜,然后打开圈套器以切割息肉,并且最后使用活检钳或取回装置来移除息肉。对于钳来说,必须重复引入和移除注射针和圈套器通过结肠镜的长度,大约5.2英尺。

[0106] 本发明涉及一种内窥镜工具,其能够通过引入与当前代的结肠镜一起工作并且可以切割并移除任何息肉的柔性动力器械,来提供现有息肉移除工具的创新替代物,包括圈套器、热活检和EMR。本文所述的内窥镜工具可以设计成使医生能够更好地解决无蒂或大息肉以及在明显更短的时间内移除多个息肉。通过采用本文所述的内窥镜工具,医生可以在结肠直肠癌的早期诊断中变得更有效。

[0107] 通过以下描述将更全面地理解本发明,这应结合附图理解。在本说明书中,相同的数字表示本发明的各种实施例中的类似元件。在本说明书中,将关于实施例解释权利要求。本领域技术人员将容易理解,本文描述的方法、设备和系统仅仅是示例性的,并且可以在不脱离本发明的精神和范围的情况下进行变形。

[0108] 返回参照附图,图1B示出了根据本发明的实施例的内窥镜的立体局部视图。尽管本发明涉及适于与任何类型的内窥镜一起使用的内窥镜器械,但是为了方便起见,本发明的教导涉及与下胃肠镜(诸如结肠镜)一起使用的内窥镜器械。然而,应当理解的是,本发明的范围不限于用于与胃肠镜一起使用的内窥镜器械,而是延伸到任何类型的柔性内窥镜,包括但不限于支气管镜、胃镜和喉镜,或可用于治疗患者的其它医疗装置。

[0109] 根据各个实施例,典型的下胃肠镜100包括从第一端或头部102延伸到第二端或手柄部的基本上柔性的构件。头部102可以被构造成旋转,以便将头部102的尖端104定向在半球形空间内的任何方向上。手柄部具有控制器,该控制器允许内窥镜100的操作者使结肠镜朝向结肠内的感兴趣区域转向,并且用两个转向轮转过结肠段之间的拐角。

[0110] 一系列器械驻留在镜(scope)的尖端104的面106上,包括但不限于一个或多个水通道108A-108N(通常被称为水通道108,用于用水冲洗该区域)、一个或多个光源110A-110N(通常被称为光源110)、摄像机镜头112和器械通道120,内窥镜器械可以通过所述器械通道120进行多个操作。器械通道120可以基于所使用的内窥镜100的类型而改变尺寸。在各种实施例中,器械通道120的直径可在约2毫米至6毫米的范围内,或更具体地,约3.2毫米至4.3毫米的范围内。一些较大的镜可以具有两个器械通道120,使得两个工具可以同时传递到患

者体内。然而,较大的镜可能引起患者的不适并且可能太大而不能通过一些较小的腔进入患者的身体。

[0111] 图1C示出了根据本发明的实施例的内窥镜器械150的立体视图。内窥镜器械150被构造成通过图1B中描绘的内窥镜100的器械通道120进给。内窥镜器械150被构造成插入内窥镜的器械通道内,诸如图1B中描绘的内窥镜100的器械通道120。在一些实施方式中,内窥镜器械150的被构造成插入器械通道120内的部分的尺寸可以被设计成具有小于内窥镜的器械通道120的内径的外径。在一些这样的实施方式中,内窥镜器械150的尺寸可以被设计成具有足够小的外径,以在内窥镜盘绕或弯曲时可滑动地插入器械通道内。当内窥镜盘绕或弯曲时,器械通道可以形成包括一个或多个曲线和弯曲的曲折路径。在一个示例性实施方式中,内窥镜包括器械通道,当内窥镜被拉直时,该器械通道具有约4.3毫米的内径。然而,当内窥镜盘绕或弯曲时,内窥镜的弯曲附近的部分可以具有小于约4.3毫米的内径的间隙。在一些实施方式中,内窥镜可以具有约3.8毫米的间隙,而不是当内窥镜被拉直时实现的4.3毫米。在一些实施方式中,内窥镜可具有约3.2毫米的间隙。这样,在一些实施方式中,内窥镜器械150的尺寸可以被设计成使得其可以被可滑动地插入内窥镜的器械通道内,即使在内窥镜被盘绕或弯曲时也可以使用该器械通道。

[0112] 在一些实施方式中,内窥镜器械150包括动力驱动的器械头160,其被构造成切除受试者体内部位的材料。动力驱动的器械头160具有远端162和近端161。动力驱动的器械头160的远端162限定材料进入端口170,被切除的材料可通过该材料进入端口170进入内窥镜器械150。动力驱动的器械头160可以包括在远端162处的切割部段,该切割部段被构造成切割组织和其它材料。如本文所用,端口可以包括任何开口、孔或间隙,材料可通过该开口、孔或间隙进入或离开。在一些实施方式中,材料进入端口可以是开口,被切除的材料可以通过该开口进入内窥镜器械150。在一些实施方式中,待切除的材料可以被吸入材料进入端口,然后器械头可以在那里切除材料。

[0113] 主体152包括头部155和柔性部165。主体152的头部155的远端156被联接到动力驱动的器械头160的近端161。在一些实施方式中,主体152的头部155被构造成驱动动力驱动的器械头160。头部155的近端158可以被联接到柔性部165的远端166。柔性部165的近端176限定材料离开口175。柔性部165可包括中空柔性管状构件。

[0114] 内窥镜器械还包括吸引通道,该吸引通道从动力驱动的器械头160的材料进入端口170延伸到柔性部165的材料离开口175。在一些实施方式中,吸引通道由动力驱动的器械头160、主体152的头部155和主体的柔性部165限定。柔性部165的近端176被构造成联接到真空源,以使得经由材料进入端口170进入吸引通道的被切除材料在材料离开口175处从吸引通道被移除,同时内窥镜器械150被设置在内窥镜的器械通道内。

[0115] 头部155包括外壳,外壳具有外径,该外径被构造成使得内窥镜器械150可以被可滑动地插入内窥镜的器械通道内。在一些实施方式中,头部155可以包括动力致动器,其被构造成驱动该动力驱动的器械头160。在一些实施方式中,动力致动器被设置在头部155内。在一些实施方式中,动力致动器位于在内窥镜器械150的可以被插入内窥镜的器械通道的部分的外部。在一些实施方式中,动力致动器能够经由轴杆驱动该动力驱动的器械头,该轴杆可以将由动力致动器产生的运动转移到动力驱动的器械头。在一些实施方式中,动力致动器不是内窥镜器械150的一部分,而是被联接到动力驱动的器械头160。在一些实施方式

中,轴杆可以是柔性轴杆。在一些这样的实施方式中,柔性轴杆可以是柔性扭矩线卷,其附加细节在下面参照图19A-19C提供。

[0116] 内窥镜器械150的尺寸可以被设计成可插入到内窥镜的器械通道内。在一些实施方式中,内窥镜器械150的尺寸可以被设计成使得内窥镜器械可以被插入内窥镜的器械通道内,同时将内窥镜插入受试者体内。在一些这样的实施方式中,内窥镜(例如,结肠镜)可以是弯的或弯曲的,从而需要将内窥镜器械150的尺寸设计成使得其可以被插入弯的或弯曲的内窥镜中。

[0117] 在一些实施方式中,内窥镜器械150的头部155和动力驱动的器械头160可以是基本上坚硬的或刚性的,而柔性部165可以是相对柔性的或柔顺的。头部155和动力驱动的器械头160可以基本上是刚性的。这样,在一些这样的实施方式中,头部155和动力驱动的器械头160至少在厚度和长度上的尺寸可以设计成使得内窥镜器械150可以在内窥镜器械150插入内窥镜的器械通道内期间操纵通过急转弯和弯曲。在一些实施方式中,动力驱动的器械头160的长度可介于约0.2"-2",约0.2"和1"之间或在一些实施方式中介于0.4"与0.8"之间。在一些实施方式中,动力驱动的器械头160的外径可介于约0.4"-1.5",0.6"和1.2"与0.8"和1"之间。在一些实施方式中,主体的头部155的长度可介于约0.5"-3",约0.8"和2"与1"和1.5"之间。

[0118] 柔性部165的长度可以基本上和/或相对长于头部和动力驱动的器械头160的长度。在一些实施方式中,柔性部165可以足够长以使得内窥镜器械的组合长度超过可以插入器械的内窥镜的器械通道的长度。这样,柔性部165的长度可以具有超过约36"、约45"或约60"的长度。对于被构造成与其它类型的内窥镜一起使用的内窥镜器械,柔性部的长度可以短于36",但仍然足够长以允许内窥镜器械的主体同要与该器械一起使用的内窥镜具有大致相同的长度或大于其长度。

[0119] 柔性部165的外径也可以被构造成使得内窥镜器械可以被插入内窥镜的器械通道内。在一些实施方式中,柔性部165的外径的尺寸可以小于内窥镜的器械通道的相应内径。在一些这样的实施方式中,内窥镜器械的尺寸可以被设计成具有足够小的外径,以在内窥镜盘绕或弯曲时被可滑动地设置在内窥镜内。例如,内窥镜可以包括器械通道,当内窥镜被拉直时,该器械通道具有约4.3毫米的内径。然而,当内窥镜盘绕或弯曲时,内窥镜在该弯曲附近的部位可以具有小于约4.3毫米的内径的间隙。在一些实施方式中,内窥镜可以具有可低至3.2毫米的间隙。这样,在一些实施方式中,内窥镜器械的尺寸可以被设计成使得内窥镜器械即使在内窥镜盘绕或弯曲时也可以被可滑动地插入内窥镜的器械通道内。

[0120] 图2A和2B以及图3A和3B示出了根据本发明的实施例的与图1B中示出的内窥镜联接的内窥镜器械的侧立体视图。内窥镜器械220被构造成通过内窥镜100的器械通道120进给。如图2A和2B所示,内窥镜器械220能够延伸到内窥镜100的尖端104外部,而图3A和3B示出内窥镜工具220可以缩回到内窥镜内,以使得内窥镜器械220的任何部分都不延伸超出内窥镜100的尖端104。如将参照图4进一步详细描述,内窥镜器械220能够切割或清除息肉以及从治疗部位获得被清除的息肉,而不必从内窥镜100移除内窥镜器械220。

[0121] 图4A示出了适于与根据本发明的实施例的内窥镜100一起使用的内窥镜器械220的分解视图。内窥镜器械220包括用于清除在患者体内生长的息肉的清除部件,以及用于从手术部位取出被清除的息肉的样本取回部件。内窥镜器械220包括联接到帽420的管410。在

各种实施例中,帽420可以与管410密封接合。帽420可以与主轴430在主轴430的第一部分处对齐。在各种实施例中,主轴430可以基本上是中空的。主轴430可以被联接到转子440,转子440被构造成使主轴430旋转。主轴430的第二部分包括内叶片450,内叶片450可以被构造成与外叶片460相互作用。在一些实施方式中,外叶片460可以通过形成冲洗通道(未示出)的间隙与内叶片分离。壳体470被构造成包围帽420和转子440,如上面参照图2A和3A所示。应当理解,内窥镜器械220中可以包括其它部件,诸如垫圈、轴承、密封件等。

[0122] 图4B是部分插入内窥镜内窥镜器械的器械通道内的内窥镜器械的示意图。在各种实施例中,帽、连接器、转子和壳体可由注模塑料制成。主轴和套管可以由手术级钢制成,并且管可以由硅树脂制成。然而,应该理解的是,这些材料仅仅是可以使用的材料的示例。本领域技术人员将理解,可以使用其它材料代替上述材料。

[0123] 图4A中的管410的尺寸可以被设计成穿过图4A和4B中的内窥镜100的器械通道120。管410可包括一个或多个气动流体进入管道412、一个或多个气动流体离开管道414、一个或多个冲洗管道416,以及一个或多个抽吸管道418。气动流体进入管道412被构造成供应加压空气以气动地驱动转子440,同时气动流体离开管道414移除由气动流体进入管道412供应的空气以防止大量空气进入患者体内。冲洗管道416在内叶片450和外叶片460之间供应冲洗流体,诸如水,以帮助润滑内叶片450和外叶片460之间的区域。此外,冲洗流体然后从内叶片450的外部流动到内叶片450的内部。应当理解,内叶片450的内部可以经由帽420与管410的抽吸管道418对齐,使得进入内叶片450的任何流体可以穿过内叶片450进入管410的抽吸管道418。流过内叶片450的内部和抽吸管道418的冲洗流体有助于润滑抽吸管道418,通过抽吸管道418移除患者体内的被清除的息肉和其它废物。如上所述,管410在第一端处被联接到帽420,但是在第二端(未示出)处被联接到一个或多个部件。例如,在第二端处,气动空气进入管道412可以被联接到压缩空气源,而冲洗流体管道416可以被联接到供水源。另外,气动流体离开管道414可以被联接到压缩空气源或者简单地暴露在患者身体外部以便通气。

[0124] 在各种实施例中,抽吸管道418可以被联接到一次性盒,该一次性盒被构造成捕获被切割的息肉并将其存储以便稍后检查。在各种实施例中,一次性盒可包括多个收集箱。操作者可能能够选择收集特定的被切割的息肉的样本的收集箱。在选择收集箱时,抽吸管道418将收集的材料从患者体内供应到特定的收集箱。这样,操作者可能能够收集各个收集箱中的每个息肉的样本。以这种方式,可以确定单个息肉的癌性质。

[0125] 帽420的尺寸可以被设计成配合在管410的第一端内。在各种实施例中,管410的第一端可以包括被构造成与帽420联接的连接器。在各种实施例中,帽420可以压配合在管410的连接器内。这样,帽420可以包括与管410的管道匹配的相应管道。因此,来自压缩空气源的压缩空气可以通过管410的气动空气进入管道412和帽420的相应的气动空气进入管道朝向转子440供应。转子440可包括一个或多个转子叶片442,压缩空气冲击该转子叶片,从而使转子440旋转。然后,冲击转子叶片442上的空气可以通过帽的相应的气动空气离开管道和管410的气动空气离开管道414离开。转子440可以旋转的速度取决于空气的量和空气被供应到转子440的压力。在各种实施例中,转子440旋转的速度可以由内窥镜100的操作者控制。尽管本发明公开了用于操作转子的气动装置,但是一些实施例可以包括用于操作转子的液压装置。在这样的实施例中,可以在气动空气进入管道412中供应诸如水的流体来代替

压缩空气。

[0126] 如上所述,主轴430被联接到转子440,使得当转子440旋转时,主轴430也旋转。在各种实施例中,主轴430的第一端包括内叶片450,内叶片450相应地也与转子440一起旋转。内叶片450的尺寸可被设计成配合在外叶片460的直径内。在各种实施例中,从冲洗流体源供应的冲洗流体可以通过管410的冲洗流体管道416和帽420的相应管道,沿着内叶片450和外叶片460之间的空间供应,并且进入由内叶片450的内径限定的抽吸管道418。应当理解,由于抽吸管道418被联接到真空源,所以可以通过抽吸管道抽吸流体和其它材料。以这种方式,冲洗流体能够至少润滑抽吸管道418的大部分长度,从内叶片450的尖端452,通过主轴430、帽420和管410进入上述一次性盒。

[0127] 内叶片450可相对于外叶片460旋转,以使得内叶片450和外叶片460之间的相互作用导致在与内叶片450接触时切割息肉。在各种实施例中,可以利用其它切割息肉的机构,其可以包括或不包括使用转子440、内叶片450或外叶片460。

[0128] 清除部件通常可以被构造成清除息肉。例如,清除可以例如包括涉及从患者身体表面分离息肉或息肉的一部分的任何动作。因此,包括但不限于切割、圈套、切碎、切片、粉碎的动作全部或部分地也是清除的示例。因此,清除部件可以是能够从患者身体表面切割、圈套、切碎、切片、粉碎息肉的部件。这样,清除部件可以被实施为钳、剪刀、刀、圈套器、切碎机或可以清除息肉的任何其它部件。在一些实施例中,可以手动致动清除部件,以使得可以通过操作者施加的机械力的转移来操作清除部件,或者使用涡轮机、电机或任何其它力产生部件来自动致动以致动清除部件。例如,清除部件可以被液压、气动或电动地致动。在各种实施例中,穿过内窥镜的管或通道的单独管道可被构造成携带电线以向电动致动器(诸如电机)提供动力。

[0129] 根据各种实施例,清除部件可包括涡轮机组件,其由转子440,转子叶片442和主轴430组成。操作者可通过向涡轮机组件供应压缩空气来致动内窥镜器械的清除部件。当操作者准备好开始清除息肉时,操作者致动涡轮机组件,使得清除部件被致动。在实施例中,诸如图4中公开的实施例,致动清除部件可以构成使得内叶片450相对于外叶片460旋转。在致动时,操作者可以将内窥镜器械220朝向待清除的息肉移动,从而导致内叶片450清除息肉,使被清除的息肉的部分位于息肉生长区域周围的附近。然后,操作者可以解除涡轮机组件的驱动并致动通过抽吸管道418的抽吸。操作者然后可以使得内叶片靠近被切割的息肉,使被切割的息肉通过抽吸管道418被取出。在各种实施例中,当清除部件被致动时,内窥镜器械的抽吸部件可被致动,从而允许任何被清除的材料被抽吸部件取出。

[0130] 尽管上述实施例容纳了利用涡轮机组件的清除部件,但是本发明的范围不限于这些实施例。相反,本领域技术人员应当理解,清除部件可以手动操作,或者可以利用清除息肉的任何其它方式,使得被清除的息肉能够经由上述抽吸管道从手术部位取出。因此,清除部件的示例可包括但不限于剪刀、叶片、锯或可由涡轮机组件驱动或不可由涡轮机组件驱动的任何其它锋利工具。应当理解,使用能够将息肉切割成足够小的碎片的清除部件可能是合乎需要的,使得被切割的碎片可以经由抽吸管道取出而不必从内窥镜移除内窥镜器械。

[0131] 用于旋转至少一个切割工具叶片的涡轮机组件的几何形状和组件可以基于流体动力学。伯努利方程可用于解释流体压力和流体速度之间的转换。根据该等式,流体速度与

初始流体压力有关,方程如下:

$$[0132] \quad V = \sqrt{2 * \frac{P}{D}}$$

[0133] 其中V是速度,P是压力,以及D是质量密度。

[0134] 为了使流体达到所计算的速度,可以在出口处产生流体,使得流体流过的通道满足经验确定的L/D比为2,其中‘D’是流的湿润直径以及‘L’是通道的长度。

[0135] 为了进一步理解转子叶片和流体的相互作用,假设转子叶片被制成使得空气射流在平面上冲击转子叶片。可以应用线性动量方程来找到所产生的力:

$$[0136] \quad \sum F = \frac{d}{dt} (\iiint V_p * dVol.) + \sum (\dot{m}V)_{out} - \sum (\dot{m}V)_{in}$$

[0137] 其中: $\dot{m}$ 是冲击空气射流的质量流量,以及V是体积。

[0138] 假设控制体积保持恒定(叶片之间的体积),在叶片上产生的力可以被求解为:

$$[0139] \quad \sum F = \dot{m}(V_{out} - V_{in})$$

[0140] 在冲击式涡轮机中,量 V_{out} 和 V_{in} 是相同的,动量变化仅由流体的方向改变产生。质量流量 $\dot{m}$ 由待指定的泵定义。实际数值还需要考虑转子的速度。最后,单叶片-空气射流相互作用产生的力是:

$$[0141] \quad \sum F = \dot{m}(V_{jet} - V_{rotor}) - (V_{jet} - V_{rotor}) \cos \theta$$

$$[0142] \quad \sum F = \dot{m}(V_{jet} - V_{rotor})(1 - \cos \theta)$$

[0143] 其中‘ θ ’是入射空气射流与出射空气射流之间的角度差异。从理论上讲,最大扭矩量可以通过180°的‘ θ ’值产生,但这样做实际上会将入射射流发送到下一个叶片的背面。因此,该角度最好被给定低于180°的设计值15°至20°,以允许流体完全地离开。最后,力可以被定义为旋转扭矩:

$$[0144] \quad \sum T = (\dot{m}/r)(V_{jet} - V_{rotor})(1 - \cos \theta)$$

[0145] 可以考虑的第二力来自将空气射流从喷嘴重定向到涡轮机叶轮中。为了给涡轮机提供动力,空气射流可以从空气射流的方向转向90°到叶片方向。空气射流的转动将在固定外壳上产生力,该力是射流速度的函数,射流速度又与施加的压力成正比:

$$[0146] \quad \sum F = \dot{m}V_{jet}$$

[0147] 该力可以通过外壳和内窥镜之间的连接而被反作用,如果不这样做可能导致涡轮机组件在操作期间弹出。

[0148] 基于有限元方法(FEM)的计算分析表明,发现最大应力的区域位于叶片的根部附近,尖角位于其中。内窥镜中现有的空气喷嘴通道可以简化空气输入通道的设计。现有内窥镜中的空气喷嘴引导加压空气穿过物镜以移除水分,并且还提供被检查的腔体的膨胀或将加压水引导穿过物镜以清除碎屑。

[0149] 现在参照图4B,示出了被联接到内窥镜的内窥镜器械的立体视图,其示出了与所示的内窥镜器械相关联的各种管道。特别地,示出了向转子组件供应加压空气的气动空气进入管道412,而气动空气离开管道412(在该视图中未示出)将空气从转子组件移除到内窥

镜100外部。冲洗通道416示出为将冲洗流体运送到内窥镜器械220中,其中冲洗流体进入抽吸管道418,抽吸管道418将材料从患者体内运送到内窥镜外部的收集部件。如图4B所示,冲洗流体可以在冲洗流体进入开口419处进入抽吸管道418。应当理解,冲洗流体进入开口419的放置可以沿着抽吸管道放在任何位置。由于被施加到抽吸管道的吸力,冲洗流体可被迫进入抽吸管道,而没有在抽吸管道中流动的材料通过冲洗流体进入开口419流到抽吸管道外部的风险。此外,在一些实施例中,冲洗通道可以仅向内窥镜器械供应冲洗流体,同时将抽吸施加到抽吸管道。

[0150] 图5示出了根据本发明的实施例的与图1中示出的内窥镜联接的另一内窥镜器械的侧立体视图。附加内窥镜器械500的尺寸被设计成与限定内窥镜100的尖端104的器械通道120的壁联接。在各种实施例中,附加内窥镜器械500可以通过过盈配合或压配合的方式在内窥镜104的尖端104处可移除地被附接到内窥镜100的器械通道120。在其它实施例中,附加内窥镜器械500可以使用本领域技术人员已知的其它附接装置被联接到内窥镜100。

[0151] 现在参照图6,示出了附加内窥镜器械500的放大视图。附加内窥镜器械包括外叶片或支撑构件510、设置在外叶片510内的内叶片520、被联接到内叶片520并由壳体540包围的转子530。壳体被联接到帽550,帽550进一步被联接到连接器560。在一些实施例中,连接器560的尺寸可以被设计成与内窥镜100的器械通道120的内径接合。在一些实施例中,内窥镜器械的任何其它部件可以被构造成以将内窥镜器械固定到器械通道120的方式与内窥镜100接合。

[0152] 图7-12示出了根据本发明的实施例的图6中示出的附加内窥镜器械的各个部件的立体视图。与关于图1-4公开的内窥镜器械220相比,附加内窥镜器械500可适于配合在内窥镜100的器械通道120的第一端内。

[0153] 在各种实施例中,器械通道120的第二端可以被联接到真空源,其使得材料通过器械通道120被抽吸。抽吸管道从真空源延伸通过内窥镜的器械通道,并且进一步通过连接器560、帽550和转子530,到内叶片520的第一端,其具有由内叶片520的内径限定的开口。应当理解,连接器560、帽550、壳体540和转子530具有相应的中心孔566、556、546和536,这些中心孔566、556、546和536被对齐,以使得材料被允许经由器械通道120的第二端从内叶片520的开口流到真空源。

[0154] 另外,附加内窥镜器械500的壳体540包括气动空气进入端口542和气动空气离开口544,如图10所示。气动空气进入端口542可适于从压缩空气源通过气动空气进入管道接收压缩空气,该气动空气进入管道沿着内窥镜100的长度穿到患者体外,而气动空气离开口544可以适于通过气动空气离开管道排出冲击转子530的空气,该气动空气离开管道沿着内窥镜100的长度穿到患者体外。以这种方式,可以通过从压缩空气源供应压缩空气来致动转子,如上面参照图1-4所述。应当理解,尽管本文公开的转子和相关部件描述了使用气动空气,但是转子可以通过液压驱动。在这样的实施例中,气动空气管道可以被构造成将诸如水的液体运送到转子周围的区域和从转子周围的区域运送。

[0155] 现在还参照图13,应当理解,气动空气进入和离开管道可以通过内窥镜100的器械通道120从附加内窥镜器械延伸到气动空气源。在这样的实施例中,包括用于气动空气进入和离开管道以及抽吸管道的单独管道的管可以从内窥镜外部延伸到内窥镜内的附加内窥镜器械。管可以能够通过内窥镜的器械通道进给并且被联接到附加内窥镜器械500。在这样

的实施例中,附加内窥镜器械500可以构造成具有预定义的通道的附加部件,预定义的通道联接管的相应通道与附加内窥镜器械的气动空气进入和离开开口以及形成在附加内窥镜器械内的抽吸管道。另外,还可以在管内限定冲洗流体通道,以使得冲洗流体可以被供应到附加内窥镜器械500,冲洗流体从该处被转移到抽吸管道中。

[0156] 在各种实施例中,外叶片510的尖端可以是尖锐的并且可能在进入患者身体的腔时引起患者的不适。这样,在将附加内窥镜器械插入患者体内之前,可以将诸如凝胶帽或其它类似结构的防护结构(未示出)附接到外叶片,以防止外叶片接触到患者身体的表面而受伤。一旦将内窥镜器械插入患者体内,就可以从外叶片510释放防护结构。在各种实施例中,防护结构可在进入患者身体时溶解。

[0157] 现在参照图14,根据本发明的实施例示出了具有内置息肉移除组件的改进的内窥镜。改进的内窥镜1400在许多方面可以类似于传统的内窥镜,但是可以区别在于改进的内窥镜可以包括内窥镜1400的器械通道内的内置息肉移除组件1440。息肉移除组件1440可以包括涡轮机组件,其具有转子1442,转子叶片密封在壳体1444中,壳体1444具有一个或多个入口和出口端口,用于允许气动或液压流体以致动转子1442。入口端口可以被设计成使得流体可以以合适的角度与转子叶片相互作用以确保转子可以以期望的速度被驱动。

[0158] 另外,息肉移除组件1440可以被联接到连接器1420,连接器1420被构造成将息肉移除组件1440联接到管1470。管1470可以包括气动空气进入管道1412、气动空气离开管道(未示出)、冲洗流体管道1416和穿过涡轮机组件中心的抽吸管道1418。管1440的尺寸可以被设计成使得管1440可以被牢固地联接到连接器1420,以使得管1440的一个或多个管道被联接到连接器1440内的相应管道。连接器1420可以被设计成包括冲洗流体进入开口419,当管被联接到连接器时,其允许冲洗流体进入管1440的抽吸管道1418。

[0159] 内窥镜1400的涡轮机组件可被构造成与可移除的清除组件1460以使得清除组件在涡轮机组件运行时可操作的方式联接,该清除组件1460包括主轴和套管。

[0160] 在本发明的其它实施例中,内窥镜可以被设计成便于在单次操作中清除一个或多个息肉并移除与息肉相关的被清除的材料。在各种实施例中,内窥镜可包括一个或多个单独的通道,用于移除被清除的材料,供应冲洗流体,以及供应和移除气动或液压流体中的至少一种。另外,内窥镜可以包括可以被固定地或可移除地联接到内窥镜的一端的清除部件。在各种实施例中,基于清除部件的操作,还可以为清除部件设计单独的清除部件通道。另外,内窥镜可包括灯和摄像机。在一个实施例中,内窥镜可利用现有通道将气动或液压流体供应到内窥镜器械的致动器,以致动清除部件。例如,在图1所示的内窥镜中,水通道108A-N可以被修改以通过气动或液压方式向致动器供应流体。在这样的实施例中,内窥镜器械可包括连接器,该连接器具有能够联接到与内窥镜的现有通道108相关联的开口的第一端,而连接器的另一端暴露于致动器处的开口。

[0161] 在本发明的各种实施例中,内窥镜器械还可以被构造成检测某些组织层的存在。这可能对于医生采取额外的预防措施以在清除息肉时防止肠穿孔是有用的。在一些实施例中,内窥镜器械可配备有传感器,该传感器可与内窥镜外部的传感器处理部件通信以确定组织的类型。传感器可以收集温度信息以及密度信息,并将与这种信息相对应的信号提供给传感器处理单元,其可以识别被感测的组织类型。在一些实施方式中,传感器可以是电传感器。

[0162] 另外,内窥镜器械可配备有可注射染料部件,医生可通过该部件标记患者体内的特定区域。在其它实施例中,医生可以利用清除部件标记特定区域,而不使用可注射染料。

[0163] 尽管本发明公开了内窥镜器械的各种实施例,包括但不限于可以被附接到内窥镜的尖端的工具,以及可以通过内窥镜的长度进给的工具,本发明的范围通常不旨在限于这些实施例或内窥镜器械。相反,本发明的范围扩展到可以使用单个工具从患者体内清除和移除息肉的任何装置。这样,本发明的范围扩展到改进的内窥镜,其可以与本文描述的内窥镜器械的一些或所有部件一起构建。例如,本文还公开了一种改进的内窥镜,其具有集成的涡轮机组件并且被构造成被联接到清除部件。此外,内窥镜还可包括延伸通过内窥镜的长度的预定义管道,使得仅抽吸管道可由一次性管限定,而空气进入和离开管道以及冲洗管道永久地被限定在改进的内窥镜内。在其它实施例中,抽吸管道也是预定义的,但是被制造成使得抽吸管道可以被清洁和净化以用于多个患者。类似地,清除部件也可以是内窥镜的一部分,但也能够被清洁和净化以用于多个患者。此外,本领域技术人员应当理解,构成内窥镜器械的任何或所有部件可以被构建到现有的内窥镜中或者构建到新设计的内窥镜中,以用于从患者体内清除和移除息肉。

[0164] 现在参照图15,示出了示出根据本发明的实施例的用于操作内窥镜器械的各种部件的概念系统架构图。内窥镜系统1500包括配备有内窥镜器械220的内窥镜100,并且内窥镜100可以被联接到空气供应测量系统1510、冲洗系统1530和息肉移除系统1540。如上所述,在内窥镜100内延伸的管可以包括一个或多个气动空气进入管道412和一个或多个气动空气离开管道414。气动空气进入管道412被联接到空气供应测量系统1510,其包括一个或多个传感器、仪表、阀门和控制供应到内窥镜100以驱动转子440的气体(诸如空气)的量的其它部件。在一些实施例中,可以使用空气供应测量系统1510来控制供应到转子440的空气量。此外,可以由使用内窥镜100的医生手动地控制用于致动转子440的空气的输送。在一个实施例中,医生可以使用脚踏板或手动杠杆向转子440供应空气。

[0165] 然而,气动空气离开管道414可以不被联接到任何部件。结果,从转子440离开的空气可以简单地经由气动空气离开管道414离开内窥镜进入大气。在一些实施例中,气动空气离开管道414可以被联接到空气供应测量系统1510,使得离开气动空气离开管道414的空气经由气动空气进入管道412被供应回转子。应当理解,类似的设置可以用于液压驱动的涡轮机系统。

[0166] 内窥镜100还可以经由冲洗流体管道416联接到冲洗系统1530。冲洗系统1530可以包括被联接到冲洗源1532的流量计1534,用于控制从冲洗源1532流到内窥镜100的流体量。

[0167] 如上所述,内窥镜100还可包括用于从患者体内移除息肉的抽吸管道418。抽吸管道418可以被联接到息肉移除系统1540,其可以被构造成存储息肉。在各种实施例中,医生可能能够在息肉移除系统1540内的一个或多个盒1542中收集样本,使得可以单独测试被移除的息肉。

[0168] 在本发明的各种实施例中,内窥镜包括由柔性外壳分开的第一端和第二端,从第一端延伸到第二端的器械通道,以及包括清除部件的内窥镜器械和被设置在器械通道内的样本取回管道。内窥镜器械还可包括柔性管,样本取回管道被部分地设置在柔性管中,柔性管从内窥镜的第一端延伸到第二端。柔性管还可包括气动空气进入管道和流体冲洗管道。在各种实施例中,清除部件可包括涡轮机组件和切割工具。在内窥镜被构造成具有内置内

窥镜器械的各种实施例中,器械通道可以具有大于现有内窥镜的器械通道的直径。以这种方式,可以从患者体内抽吸较大部分的被清除的材料而不会堵塞抽吸管道。

[0169] 在其它实施例中,内窥镜可包括由柔性外壳分开的第一端和第二端;从第一端延伸到第二端的器械通道;以及在内窥镜的第一端处被联接到器械通道的内窥镜器械,内窥镜器械包括清除部件和被部分地设置在器械通道内的样本取回管道。在一些实施例中,内窥镜器械可以被可移除地附接到内窥镜器械。

[0170] 在本发明的其它实施例中,内窥镜系统包括内窥镜,该内窥镜包括由柔性外壳分开的第一端和第二端,以及从第一端延伸到第二端的器械通道和在内窥镜的第一端被联接到器械通道的内窥镜器械。内窥镜器械可包括清除部件和柔性管,柔性管的长度大于内窥镜的长度。此外,柔性管可包括样本取回管道、气动空气进入管道和流体冲洗管道、被构造成与靠近内窥镜的第二端的样本取回管道联接的一次性盒、被构造成与靠近内窥镜的第二端的气动空气进入管道联接的加压空气源、以及被构造成与靠近内窥镜的第二端的流体冲洗管道联接的流体冲洗源。在各种实施例中,内窥镜还可包括至少一个摄像机源和至少一个光源。在本发明的一些实施例中,气动空气进入管道将加压空气供应到靠近内窥镜的第一端的清除部件的涡轮机组件,并且流体冲洗管道将冲洗流体供应到靠近内窥镜的第一端的样本取回管道。

[0171] 图16A示出了内窥镜器械1600的分解局部视图,其类似于图1C中描绘的内窥镜器械150,其中内窥镜器械1600被构造成插入内窥镜的器械通道内,诸如图1B中描绘的内窥镜100。图16B示出了图16A中所示的内窥镜器械的横截面局部视图。如图16A和16B所示,内窥镜器械1600的头部可包括动力致动器1605、包括切割轴杆1610和外部结构1615的动力驱动的器械头1680以及被联接到柔性管状构件1630的远端的馈通连接器1620。柔性管状构件1630形成内窥镜器械1600的尾部。这样,图16A和16B示出了内窥镜器械1600的头部。

[0172] 内窥镜器械1600被构造成限定吸引通道1660,吸引通道1660从柔性管状构件1630的近端延伸到动力驱动的器械头1680的远侧尖端1614。在一些实施方式中,柔性管状构件1630的近端可以被构造成流体地联接到真空源。以这种方式,在柔性管状构件1630的近端处施加抽吸力时,在动力驱动的器械头1680的远侧尖端1614处或周围的材料可以在远侧尖端处进入内窥镜器械1600并且流过吸引通道1660一直到柔性管状构件1630的近端。

[0173] 动力致动器1605可以被构造成驱动动力驱动的器械头1680,其包括被设置在外部结构1615内的切割轴杆1610。在一些实施方式中,动力致动器1605可以包括被机械地联接到切割轴杆1610的驱动轴杆1608。在一些实施方式中,一个或多个联接元件可用于将驱动轴杆1608联接到切割轴杆1610的近端1611,以使得切割轴杆1610由驱动轴杆1608驱动。动力致动器1605可以是电动致动器。在一些实施方式中,电动致动器可以包括电端子1606,其被构造成接收导电线以用于向电动致动器1605提供电流。在一些实施方式中,电动致动器可以包括电机。在一些实施方式中,电机可以是微型电机,使得电机具有小于几毫米的外径。在一些实施方式中,动力致动器1605具有小于约3.8毫米的外径。除了具有小的占地面积之外,动力致动器1605可以被构造成满足特定的扭矩和旋转速度参数。在一些实施方式中,动力致动器1605可以被构造成产生足够的扭矩和/或以足够的速度旋转以能够从受试者体内切割组织。满足这些要求的电机的示例包括位于美国马萨诸塞州Fall River的Maxon Precision Motors, Inc制造的微电机。电机的其它示例包括任何类型的电机,包括

AC电机、DC电机、压电电机等。

[0174] 动力驱动的器械头1680被构造成联接到动力致动器1605,使得动力致动器1605可以驱动动力驱动的器械头。如上所述,切割轴杆1610的近端1611可被构造成联接到动力致动器1605的驱动轴杆1608。切割轴杆1610的与近端1611相对的远端1614可包括切割尖端1612。切割尖端1612可以包括一个或多个能够切割组织的尖锐表面。在一些实施方式中,切割轴杆1610可以是中空的并且可以在切割尖端1612处或周围限定材料进入端口1613,被切割的材料可以经由材料进入端口1613进入内窥镜器械1610。在一些实施方式中,切割轴杆1610的近端1611可以包括一个或多个出口孔1614,出口孔1614的尺寸被设计成允许材料从材料进入端口1613流动到从切割轴杆1610离开。如图16A和16B所示,出口孔1614被限定在切割轴杆1610的壁内。在一些实施方式中,这些出口孔1614的尺寸可以被设计成使得经由材料进入端口1613进入切割轴杆1610的材料可以经由出口孔1614流出切割轴杆1610。在一些实施方式中,切割轴杆1610的靠近驱动轴杆1608的部分可以是实心的,使得进入切割轴杆1610的所有材料经由出口孔1614流出切割轴杆1610。

[0175] 外部结构1615可以是中空的并且被构造成使得切割轴杆可以被设置在外部结构1615内。这样,外部结构1615具有大于切割轴杆1610的外径的内径。在一些实施方式中,外部结构1615的尺寸使得切割轴杆1610可以在外部结构1615内自由旋转而不接触外部结构1615的内壁。外部结构1615可以包括位于外部结构1615的远端1617处的开口1616,使得当切割轴杆1610被设置在外部结构1615内时,切割尖端1612和限定在切割轴杆1610中的材料进入端口1613被暴露。在一些实施方式中,切割轴杆1610的外表面和外部结构1615的内表面可以涂覆有耐热涂层,以在切割轴杆1610在外部结构1615内旋转时帮助减少热的产生。外部结构1615的近端被构造成附接到容纳动力致动器1605的外壳。

[0176] 馈通连接器1620可以被同心地定位在切割轴杆1610的限定出口孔1614的部分周围。在一些实施方式中,馈通连接器1620可以是中空的并且被构造成包围围绕切割轴杆1610的出口孔1614周围的区域,使得离开切割轴杆1610的出口孔1614的材料被包含在馈通连接器1620内。馈通连接器1620可以包括离开口1622,其可被构造成接收管状构件1630的远端。以这种方式,馈通连接器1620内的任何材料可以流入柔性管状构件1630的远端。馈通连接器1620可以用作允许切割轴杆1610和管状构件1630之间的流体连通的流体连接器。

[0177] 管状构件1630可被构造成联接到馈通连接器1620的离开口1622。通过切割轴杆1610、馈通连接器1620和柔性管状构件1630,吸引通道1660从切割轴杆1610的材料进入端口1613延伸到管状构件1630的近端。在一些实施方式中,管状构件1630可被构造成在管状构件1630的近端处联接到真空源。这样,当真空源在管状构件1630的近端施加抽吸时,材料可以经由切割轴杆1610的材料进入端口1613进入吸引通道,并且流过吸引通道1660朝向真空源并流出内窥镜器械1600。以此方式,吸引通道1660从内窥镜器械的一端延伸到内窥镜器械1600的另一端。在一些实施方式中,真空源可以应用于管状构件1630,使得治疗部位处的材料可以从治疗部位被抽吸,通过吸引通道1660并从内窥镜器械1600抽出,同时内窥镜器械1600保持被设置在内窥镜的器械通道内并且在被治疗的受试者体内。在一些实施方式中,可以处理切割轴杆1610、馈通连接器1620或管状构件1630的一个或多个表面以改进流体的流动。例如,切割轴杆1610、馈通连接器1620或管状构件1630的内表面可以涂覆有超疏水材料,以降低从患者体内移除的材料堵塞抽吸管道的风险。

[0178] 可以被联接到动力致动器1605的各种类型的器械头的示例在美国专利No.4,368,734、美国专利No.3,618,611、美国专利No.5,217,479、美国专利No.5,931,848和美国专利公开2011/0087260等中公开。在一些其它实施方式中,器械头可以包括能够由动力致动器(诸如动力致动器1650)驱动的任何类型的切割尖端,并且能够将组织切割成足够小的碎片,以使得组织可经由在内窥镜器械1600内限定的吸引通道从治疗部位被移除。在一些实施方式中,动力驱动的器械头1680可以被构造成包括可以移除来自治疗部位的材料的部分。在一些实施方式中,吸引通道的周长可以是几微米到几毫米的量级。

[0179] 在一些实施方式中,在动力致动器1620利用电流进行操作的情况下,可以经由将动力致动器电联接到电流源的一个或多个细线供应电流。在一些实施方式中,电流源可以在内窥镜器械1600的外部。在一些实施方式中,内窥镜器械1600可以包括能量存储部件,诸如被构造成向电致动器供应电能的电池。在一些实施方式中,能量存储部件可被定位在内窥镜器械内。在一些实施方式中,能量存储部件或其它电源可以被构造成向动力致动器供应足够的电流,使得动力致动器产生期望量的扭矩和/或速度,以使切割轴杆1610能够切割组织材料。在一些实施方式中,可足以切割组织的扭矩量可大于或等于约2.5牛毫米。在一些实施方式中,切割轴杆的旋转速度可以在1000至5000转每分钟(rpm)之间。然而,这些扭矩范围和速度范围是示例,并不旨在以任何方式进行限制。

[0180] 内窥镜器械1600可以包括其它部件或元件,诸如所示的密封件1640和轴承1625。在一些实施方式中,内窥镜器械1600可以包括本文未示出但可以被包括在内窥镜器械1600中的其它部件。这样的部件的示例可以包括传感器、线缆、细线以及其它部件,例如,用于与内窥镜的器械通道的内壁接合的部件,内窥镜器械可被插入该器械通道中。另外,内窥镜器械可以包括外壳,外壳包围动力致动器、馈通连接器1620、内窥镜器械1600的任何其它部件中的一个或多个。在一些实施方式中,内窥镜器械1600的尾部还可以包括柔性外壳,类似于图1C中所示的柔性部165,其可以承载一个或多个柔性管状构件,诸如柔性管状构件1630,以及任何其它细线、线缆或其它部件。

[0181] 在一些实施方式中,内窥镜器械可被构造成与被插入器械的内窥镜的器械通道接合。在一些实施方式中,内窥镜器械的头部的外表面可以与内窥镜的器械通道的内壁接合,使得内窥镜器械不会经历在器械通道不支持内窥镜器械时可能发生的任何不必要或不期望的移动。在一些实施方式中,内窥镜器械的主体的头部可以包括将主体的头部固定到器械通道的内壁的固定机构。在一些实施方式中,固定机构可以包括展开与内壁接合的摩擦元件。摩擦元件可以是密封件、O形环、夹子等。

[0182] 图16C示出了示例性内窥镜器械的接合组件的示意图。图16D示出了当接合组件脱离时接合组件的剖视图。图16E示出了当接合组件被构造成与内窥镜的器械通道接合时接合组件的剖视图。如图16C和16D所示,接合组件1650包括外壳部分1652,外壳部分1652限定围绕外壳部分的外表面1656的圆柱形凹槽1654。凹槽1654的尺寸使得柔性密封部件1670可以被部分地安置在凹槽1654内。圆柱形致动构件1660被构造成包围外壳部分1652。圆柱形致动构件1660可以沿着外壳部分1652的长度可滑动地移动。圆柱形致动构件1660被构造成通过按压固定构件1670的表面而接合固定构件1670。致动构件1660可在固定构件1670上施加力,使得固定构件1670变形,以致固定构件1670变得更加平坦和宽广。固定构件1670被构造成使得当固定构件1670变宽时,固定构件1670的外表面可以与被插入内窥镜器械的内窥

镜的器械通道的内表面接合。以这种方式,当致动圆柱形致动构件1660时,内窥镜器械1600可以与器械通道接合,从而防止内窥镜器械1600相对于器械通道移动。这可以有助于在治疗受试者时为操作者提供稳定性。在一些实施方式中,可以沿着内窥镜器械1600的各个部分定位一个以上的接合组件1650。

[0183] 图17A示出了根据本发明的实施例的示例性内窥镜器械1700的分解视图。图17B示出了内窥镜器械1700的横截面视图。内窥镜器械1700,类似于图16A和16B中所示的内窥镜器械1600,也可以被构造成被插入内窥镜的器械通道内,诸如图1B中描绘的内窥镜100。然而,内窥镜器械1700与内窥镜器械1600的不同之处在于内窥镜器械1700限定了穿过动力致动器1705延伸的吸引通道1760。以这种方式,进入内窥镜器械1700的材料进入端口1713的材料可以流动通过内窥镜器械1700并且以直线从内窥镜器械流出。

[0184] 如图17A和17B所示,内窥镜器械1700类似于内窥镜器械1600,除了内窥镜器械包括不同的动力致动器1705、不同的切割轴杆1710和不同的馈通连接器1720。动力致动器1705类似于图16A中所示的动力致动器1605,但不同之处在于动力致动器1705包括延伸通过动力致动器1705的长度的中空驱动轴杆1708。由于一些部件是不同的,所以其中内窥镜器械组装的方式也不同。

[0185] 在一些实施方式中,动力致动器1605可以是能够具有延伸通过电机长度的中空轴杆的任何致动器。驱动轴杆1708的远端1708a包括第一开口并且被联接到切割轴杆1705的近端1711。与切割轴杆1610不同,切割轴杆1710包括位于切割轴杆1710底部的流体出口孔1714。结果,切割轴杆1710的整个长度是中空的。驱动轴杆1708的近端1708b被构造成联接到馈通连接器1720,其与馈通连接器1620的不同之处在于馈通连接器1720包括中空孔1722,中空孔1722限定与驱动轴杆的近端对齐的通道,使得驱动轴杆1708和中空孔1722流体地联接。中空孔1722可以被构造成联接到柔性管状构件1730,其与柔性管状构件1630一样,从在远端处的馈通连接器延伸到近端,该近端被构造成联接到真空源。

[0186] 如图17A和17B所示,驱动轴杆1708可以是中空的,使得驱动轴杆1708在远端1708a处限定第一开口并且在驱动轴杆1708的近端1708b处限定第二开口。切割轴杆1710也是中空的并且在切割轴杆1710的底端1710a处限定开口1714。驱动轴杆1708的远端1708a被构造成联接到切割轴杆1710的底端1710a,使得驱动轴杆1708的第一开口与切割轴杆1710的底端1710a处的开口对齐。以这种方式,驱动轴杆1708可以被流体地联接到切割轴杆1710。切割轴杆1710的远端1710b包括切割尖端1712和材料进入端口1713。

[0187] 驱动轴杆1708的近端1708a经由馈通连接器1720流体地联接到柔性管状构件1730的远端。在一些实施方式中,馈通连接器1720联接驱动轴杆和柔性管状构件,使得柔性管状构件不随驱动轴杆旋转。柔性管状构件的近端可以被构造成联接到真空源。

[0188] 如图17B所示,内窥镜器械1700限定吸引通道1760,吸引通道1760从材料进入端口1713穿过切割轴杆、驱动轴杆、馈通连接器1720延伸到柔性管状构件1730的第二端。以这种方式,进入材料进入端口1713的材料可以流过内窥镜器械的长度并且在内窥镜器械的第二端处从内窥镜器械离开。

[0189] 内窥镜器械1700的其它部件类似于图16A和16B中所示的内窥镜器械1600中所示的那些部件。例如,外部结构1715、编码部件1606、密封件和轴承可以基本上类似于图16中描绘的外部结构1615、编码部件1606、密封件1640和轴承1625。可以包括其它部件(其中一

些被示出)以构造内窥镜器械并使器械正常工作。

[0190] 图18A示出了根据本发明的实施例的示例性内窥镜器械1800的分解视图。图18B示出了内窥镜器械1800的横截面视图。内窥镜器械1800,类似于图17A和17B中所示的内窥镜器械1700,也可以被构造成被插入内窥镜的器械通道内,诸如图1B中描绘的内窥镜100。然而,内窥镜器械1800与内窥镜器械1700的不同之处在于内窥镜器械1800包括气动或液压力致动器1805。

[0191] 在一些实施方式中,动力致动器1802包括特斯拉涡轮机,其包括特斯拉转子1805、外壳1806和连接器1830,连接器1830与外壳1806一起包围特斯拉转子1805。特斯拉转子1805可以包括多个盘1807,其间隔开并且尺寸被设计成使得特斯拉转子1805装配在外壳内。在一些实施方式中,特斯拉转子可以包括7至13个盘,其具有在约2.5毫米至3.5毫米之间的直径,以及在0.5毫米至1.5毫米之间的厚度。在一些实施方式中,盘以范围从0.2毫米到1毫米的间隙分开。特斯拉涡轮机1802还可包括沿着特斯拉转子1805的中心延伸的中空驱动轴杆1808。在一些实施方式中,驱动轴杆1808的远端1808a被构造成被联接到切割轴杆1810,使得切割轴杆1810由特斯拉转子驱动。也就是说,在一些实施方式中,切割轴杆1810随着特斯拉转子1805的驱动轴杆1808旋转而旋转。在一些实施方式中,切割轴杆1810可包括类似于图16A中所示的切割轴杆1610的出口孔。在一些这样的实施方式中,馈通连接器流体地联接切割轴杆和柔性部,类似于图16A中所示的馈通连接器1630。

[0192] 特斯拉涡轮机1802的连接器1830可以包括至少一个流体入口端口1832和至少一个流体出口端口1834。在一些实施方式中,流体入口端口1832和流体出口端口1834被构造成使得流体可以经由流体入口端口1832进入特斯拉涡轮机1802,使特斯拉转子1805旋转,并经由流体出口端口1834离开特斯拉涡轮机1802。在一些实施方式中,流体入口端口1832被流体地联接到流体入口管状构件1842,其被构造成经由流体入口端口1832向特斯拉转子供应流体。流体出口端口1834被流体地联接到流体出口管状构件1844并且被构造成移除供应到特斯拉涡轮机1802的流体。从特斯拉涡轮机1802供应和移除的流体的量可以被构造成使得特斯拉转子1805可以产生足够的扭矩,同时以足够的速度旋转以使切割轴杆1810在治疗部位处切割组织。在一些实施方式中,流体可以是空气或任何其它合适的气体。在一些其它实施方式中,流体可以是任何合适的液体,诸如水。关于如何从气动或液压致动器(诸如特斯拉涡轮机1802)供应或移除流体的附加细节已在上面参照图4A-15进行了描述。

[0193] 连接器1830还包括抽吸端口1836,该抽吸端口1836被构造成联接到在中空的驱动轴杆1808的近端1808b处限定的开口。抽吸端口1836还被构造成联接到柔性管状构件1846的远端,类似于图17A中所示的柔性管状构件1730,该柔性管状构件1846被构造成在近端处联接到真空源。在一些实施方式中,柔性管状外壳可包括流体入口管状构件184、流体出口管状构件1844和柔性管状构件1846中的一个或多个。在一些实施方式中,柔性管状外壳可以包括其它管状构件和从内窥镜器械的头部到内窥镜器械1800的尾部的近端延伸的部件。

[0194] 切割轴杆1810和外部结构1815类似于图17A中描绘的内窥镜器械1700的切割轴杆1710和外部结构1715。切割轴杆1810是中空的并且在切割轴杆1810的近端1810b处限定开口。切割轴杆1810的近端1810b被构造成联接到驱动轴杆1808的远端1808a,使得在驱动轴杆1808的远端1808a处的开口与在切割轴杆1810的近端1808b处限定的开口对齐。以这种方式,驱动轴杆1808可被流体地联接到切割轴杆1810。切割轴杆1810的远端1810b包括切割尖

端1812和材料进入端口1813,类似于图16A和17A中所示的切割轴杆1610和1710。

[0195] 在一些实施方式中,冲洗开口1852可以被形成在外壳1806中。冲洗开口1852被构造造成被流体地联接到吸引通道1860。在一些这样的实施方式中,冲洗开口1852被构造造成被流体地联接到间隙(不清楚可见),该间隙将外部结构1815的壁和切割轴杆1810分开。以这种方式,供应给特斯拉涡轮机1802的流体可以经由冲洗开口1852进入间隙。流体可以朝向切割轴杆1810的材料进入端口1813流动,流体可以通过该材料进入端口1813进入吸引通道1860。在一些实施方式中,由于吸引通道1860被流体地联接到真空源,因此来自特斯拉涡轮机1802的流体可被引导作为冲洗流体与材料进入端口1813附近的任何其它材料一起流过吸引通道1860。以这种方式,冲洗流体可冲洗吸引通道1860以降低堵塞的风险。

[0196] 另外,当冲洗流体在分隔外部结构1815和切割轴杆1810的间隙中流动时,冲洗流体可用于减少热的产生。在一些实施方式中,切割轴杆1810和外部结构1815中的一个或两个可涂覆有耐热层,以防止切割轴杆和外部结构变热。在一些实施方式中,切割轴杆1810和外部结构1815中的一个或两个可以由耐热套筒围绕,以防止切割轴杆1810和外部结构1815变热。

[0197] 在一些实施方式中,可以利用其它类型的液压或气动动力致动器来代替特斯拉涡轮机。在一些实施方式中,可以使用多叶片转子。在一些这样的实施方式中,动力致动器可被构造造成被流体地联接到流体入口管状构件和流体出口管状构件,类似于图18B中所示的管状构件1842和1844。

[0198] 如上面关于图16A、17A和18A中描绘的内窥镜器械1600、1700和1800所述,内窥镜器械被构造造成满足特定尺寸要求。特别地,内窥镜器械可以足够长,以使得当内窥镜器械被完全插入内窥镜中时,动力驱动的器械头可以在一端延伸超出内窥镜的面,使得切割尖端暴露,同时内窥镜器械的尾部可以延伸出内窥镜的另一端,使得尾部可以被联接到真空源。这样,在一些实施方式中,内窥镜器械可以被构造造成比其中将插入内窥镜器械的内窥镜更长。此外,由于内窥镜具有器械通道,该器械通道具有不同直径,因此内窥镜器械还可以被构造造成具有足够小的外径,使得内窥镜器械可以被插入内窥镜的器械通道中,内窥镜器械将被插入该器械通道中。

[0199] 一些内窥镜,例如结肠镜,可以具有内径可以小到几毫米的器械通道。在一些实施方式中,内窥镜器械的外径可小于约3.2毫米。这样,作为内窥镜器械的一部分的动力致动器可以被构造造成具有小于内窥镜器械的外径的外径。同时,动力致动器可以被构造造成能够产生足够量的扭矩,同时以足以在受试者体内的治疗部位切割组织的速度旋转。

[0200] 在一些其它实施方式中,内窥镜器械可以被构造造成使得动力致动器根本不被容纳在内窥镜器械内或者至少在可以被插入内窥镜的器械通道内的内窥镜器械的一部分内。相反,内窥镜器械包括柔性线缆,该柔性线缆被构造造成将内窥镜器械的动力驱动的器械头联接到位于内窥镜外部的动力致动器。

[0201] 图19A示出了被联接到动力致动和真空系统1980的示例性内窥镜器械1900。内窥镜器械包括头部1902和尾部。尾部包括柔性线缆1920,柔性线缆1920可以向头部1902提供扭矩。动力致动和真空系统1980包括动力致动器1925、联接器1935和真空管1930,真空管1930被构造造成在第一端1932联接到联接器1935并且在第二端1934联接到真空源。在一些实施方式中,柔性线缆1920可以是中空的并且被构造造成将流体从头部1902运送到联接器

1935。

[0202] 图19B示出了图19A的动力致动和真空系统1980的横截面视图。动力致动器1925包括驱动轴杆1926,驱动轴杆1926被机械地联接到柔性线缆1920的近端1922。在一些实施方式中,驱动轴杆1926和柔性线缆1920经由连接器1935机械地联接。连接器1935包括真空端口1936,真空管1930的第一端1932可以被流体地联接到真空端口1936。可以封闭连接器1935,使得真空管1930和柔性线缆被流体地联接。以这种方式,施加在真空管1930中的抽吸可以一直通过柔性线缆1920被施加到内窥镜器械1900的头部1902。此外,柔性线缆1920中的任何材料可以流过柔性线缆,经由连接器1935到达真空管1930。在一些实施方式中,柔性线缆和真空管之间的联接可以发生在头部1902内。在这样的实施方式中,连接器1935可以被构造成足够小以被定位在头部1902内。

[0203] 图19C示出了图19A中所示的内窥镜器械1900的示例性头部的分解视图。头部包括壳帽1952、夹头1954、切割轴杆1956、轴杆连接器1958和头部外壳1960。在一些实施方式中,夹头1954朝向远端略微渐缩,使得夹头1954可以联接被设置在夹头1954内的切割轴杆1956。轴杆连接器1958被构造成将切割轴杆联接到柔性线缆1920的远端。头部1960和壳帽1952被构造成容纳轴杆连接器1958。

[0204] 图19D示出了具有接合组件的内窥镜器械1900的一部分的剖视图。在一些实施方式中,头部外壳1960可以包括用于与器械通道的内壁接合的接合组件。接合组件可类似于图16C中所示的接合组件1650。在一些实施方式中,接合组件可以经由真空源致动。图19E示出了处于脱离位置的图19D中所示的接合组件的剖视图。图19F示出了处于接合位置的图19D中所示的接合组件的剖视图。

[0205] 接合组件可以包括一对真空致动构件1962,其被构造成在延伸位置和缩回位置之间旋转,在延伸位置,构件1962向外延伸以与器械通道1990的壁接合,在缩回位置,构件1962被定位成使得它们基本平行于器械通道1990的壁。凹槽1964被流体地联接到在柔性线缆1920内限定的吸引通道1970。在一些实施方式中,流体通道1966将凹槽1964流体地联接到吸引通道1970。当真空源被应用于吸引通道1970时,抽吸力被施加到构件1962,使它们从缩回位置(如图19E所示)移动到延伸位置(如图19F所示)。在一些实施方式中,接合组件还可以包括由真空致动构件1964支撑的外环。外环1966可以被构造成帮助引导内窥镜器械穿过内窥镜的器械通道。特别地,外环可以防止内窥镜器械向一侧倾斜,倾斜会导致动力驱动的器械头撞击器械通道。

[0206] 内窥镜器械1900分别类似于图16A-18A中描绘的内窥镜器械1600、1700和1800,但不同之处在于内窥镜器械1900不包括内窥镜器械1900的头部1902内的动力致动器。相反,内窥镜器械1900包括柔性线缆1920,用于向内窥镜器械1900的动力驱动的器械头1904提供扭矩。在一些实施方式中,动力驱动的器械头1904可类似于图16A-18A中描绘的动力驱动的器械头。在一些实施方式中,柔性线缆1920可以是中空的,使得流体可以流过柔性线缆1920。在一些这样的实施方式中,柔性线缆1920的近端1922可以被构造成联接到真空源,而柔性线缆1920的远端1921可以被联接到动力驱动的器械头1904。以这种方式,进入材料进入端口1907的流体可以流过动力驱动的器械头1904并进入柔性线缆1920,流体可以流过柔性线缆1920并且可以在柔性线缆1920的近端1922处从内窥镜器械1900移除。

[0207] 在一些实施方式中,诸如柔性线缆1920的柔性线缆可以代替容纳在内窥镜器械内

的动力致动器和驱动轴杆。例如,图16A、17A和18A中描绘的内窥镜器械1600、1700和1800可以被构造成利用柔性线缆,该柔性线缆在远端处被联接到动力驱动的器械头的切割轴杆并且在近端处被联接到位于内窥镜器械的外部的动力致动器。位于内窥镜器械外部的动力致动器可显著大于动力致动器1605、1705或1805。当动力致动器被致动时,动力致动器产生的扭矩可以从动力致动器经由柔性线缆转移到动力驱动的器械头。柔性线缆1920被构造成将扭矩从动力致动器转移到切割轴杆。在一些实施方式中,柔性线缆1920是或者包括具有多根细丝和多个层的细线卷,其可以将柔性线缆的一端的旋转传递到柔性线缆的相对端。线缆的柔性使线卷即使在弯曲的线卷部段也能保持性能。柔性线缆1920的示例包括由位于美国加利福尼亚州圣安娜的ASAHI INTECC USA, INC制造的扭矩线卷。在一些实施方式中,柔性线缆1920可以被护套包围,以避免柔性线缆的外表面与其它表面之间的摩擦接触。在一些实施方式中,柔性线缆1920可涂覆有聚四氟乙烯(PFTE)以减少柔性线缆的外表面与其它表面之间的摩擦接触。

[0208] 图20是示出根据本发明的实施例的用于操作内窥镜器械的各种部件的概念系统架构图。内窥镜系统2000包括装配有内窥镜器械2002的内窥镜100,内窥镜器械2002包括柔性尾部2004。内窥镜器械例如可以是图4A-14、图16A、17A、18A和19A中所示的内窥镜器械220、1600、1700、1800或1900。该系统还包括控制内窥镜100的操作的内窥镜控制单元2005和控制内窥镜器械2002的操作的器械控制单元2010。

[0209] 此外,内窥镜器械还包括真空源1990、样本收集单元2030和组织感测模块2040。真空源1990被构造成流体地联接到形成吸引通道的一部分的柔性管状构件。以这种方式,从内窥镜器械通过吸引通道流向真空源1990的材料可以在样本收集单元2030处被收集。组织感测模块可以被通信地联接到被设置在内窥镜器械2000的远侧尖端处的组织传感器。在一些这样的实施方式中,组织感测模块还可被构造成被通信地联接到器械控制单元2010,使得组织感测模块可以发送指示控制单元2010停止动力致动器的致动的一个或多个信号。

[0210] 在动力致动器被电致动并且被设置在内窥镜器械内的一些实施方式中,动力致动器可以被电联接到器械控制单元2010。在一些这样的实施方式中,动力致动器经由一根或多根电缆联接到控制单元。在一些实施方式中,动力致动器可以是电池操作的,在这种情况下,管可以包括从控制单元延伸到动力致动器或用于致动动力致动器的电池的线缆。

[0211] 在一些实施方式中,其中动力驱动的器械头被联接到柔性扭矩线卷,该柔性扭矩线卷将动力驱动的器械头联接到驻留在内窥镜外部的动力致动器,动力致动器可以是器械控制单元的一部分。

[0212] 在本发明的各种实施例中,内窥镜包括由柔性外壳分开的第一端和第二端、从第一端延伸到第二端的器械通道、以及包括清除部件的内窥镜器械和被设置在器械通道内的样本取回管道。内窥镜器械还可包括柔性管,样本取回管道被部分地设置在柔性管中,柔性管从内窥镜的第一端延伸到第二端。柔性管还可包括气动空气进入管道和流体冲洗管道。在各种实施例中,清除部件可包括涡轮机组件和切割工具。在内窥镜被构造成具有内置内窥镜器械的各种实施例中,器械通道可以具有大于现有内窥镜的器械通道的直径。以这种方式,可以从患者体内抽吸较大部分的被清除的材料而不会堵塞抽吸管道。

[0213] 在其它实施例中,内窥镜可包括由柔性外壳分开的第一端和第二端;从第一端延伸到第二端的器械通道;在内窥镜的第一端处被联接到器械通道的内窥镜器械,内窥镜器

械包括清除部件和被部分地设置在器械通道内的样本取回管道。在一些实施例中，内窥镜器械可以被可移除地附接到内窥镜器械。

[0214] 在本发明的其它实施例中，内窥镜系统包括内窥镜，该内窥镜包括由柔性外壳分开的第一端和第二端、以及从第一端延伸到第二端的器械通道、和在内窥镜的第一端处被联接到器械通道的内窥镜器械。内窥镜器械可包括清除部件和柔性管，柔性管具有大于内窥镜的长度的长度。此外，柔性管可包括样本取回管道、气动空气进入管道和流体冲洗管道、被构造成与靠近内窥镜的第二端的样本取回管道联接的一次性盒、被构造成与靠近内窥镜的第二端的气动空气进入管道联接的加压空气源、以及被构造成与靠近内窥镜的第二端的流体冲洗管道联接的流体冲洗源。在各种实施例中，内窥镜还可包括至少一个摄像机源和至少一个光源。在本发明的一些实施例中，气动空气进入管道将加压空气供应到靠近内窥镜的第一端的清除部件的涡轮机组件，并且流体冲洗管道将冲洗流体供应到靠近内窥镜的第一端的样本取回管道。

[0215] 如上面关于图19A-19C所述，内窥镜工具可以包括柔性线缆，该柔性线缆可以被构造成由驻留内窥镜工具本身外部的动力致动器驱动。柔性线缆可以是扭矩线卷或绳索。

[0216] 图21AA-21F示出了内窥镜组件的各方面。特别地，图21AA-21F示出了内窥镜工具2110的各种视图，该内窥镜工具2110被联接到被封装在外壳2150中的动力致动器2120。如图21所示，动力致动器2120可以是经由滑轮系统可操作地联接到柔性线缆的电机。包括一个或多个结构（诸如基板2152、一个或多个侧板2154和顶板2156）的壳体2150可以包围电机2120。联接部件2130可以被构造成将柔性线缆2114联接到电机2120，同时提供抽吸机构以移除穿过内窥镜工具2110的任何流体。联接部件2130可包括抽吸端口2170，内窥镜工具2110内的流体可通过抽吸端口2170被移除和收集。在图21B中，被联接到正时带2164的一对滑轮2160和2162被构造成使得来自电机的旋转能量被传递到柔性线缆2114的一端。柔性线缆2114的另一端可以被联接到切割构件2112。本文参照图22A-22H描述了关于柔性线缆2114的附加细节。

[0217] 图22A-22H示出了示例性柔性线缆的各种实施方式。在一些实施方式中，柔性线缆可以由三根单独的线或细线制成。内细线可以具有左旋，中间细线可以具有右旋，并且外细线可以具有左旋。在一些实施方式中，内细线可以具有右旋，中间细线可以具有左旋，并且外细线可以具有右旋。在一些实施方式中，柔性线缆可以由两根单独的线或细线制成。在一些这样的实施方式中，内细线可以具有左旋并且外细线可以具有右旋。在一些其它实施方式中，内细线可以具有右旋并且外细线可以具有左旋。在一些实施方式中，细线绳可以加上正捻（S捻）或反捻（Z捻）。柔性线缆的示例包括由ASAHI INTECC制造的细线绳和扭矩线卷。在一些实施方式中，扭矩绳或线卷的外径受内窥镜的工作通道的尺寸的限制，内窥镜工具将与该工作通道一起使用。需要考虑的其它尺寸考虑因素包括为吸引通道、冲洗通道等提供足够的空间。在一些实施方式中，扭矩线卷或扭矩绳的外径可以在0.1毫米和4毫米之间的范围内。在一些实施方式中，扭矩线卷或绳可具有0.5毫米至2.0毫米的外径。

[0218] 返回参照图21D，示出了联接部件2130的横截面视图。联接部件2130将内窥镜工具的一端经由滑轮2160和2162联接到动力致动器2120以及联接到抽吸端口2170。联接部件包括收集室2181，内窥镜工具2110的吸引管2118内的流体在从联接部件2130被抽出之前可以在此被收集。联接部件包括收集室2181，收集室2181还可以包括驱动轴杆2186，驱动轴杆

2186被构造成与滑轮2162接合。柔性线缆或扭矩绳2114可以被联接到驱动轴杆2186的一端。驱动轴杆2186的相对端被联接到滑轮2162,使得驱动轴杆与电机2120可操作地联接。以这种方式,当电机旋转时,滑轮和正时带2164被构造成使驱动轴杆2186旋转,并且进而使扭矩绳2114旋转。图24A-24C示出了联接部件2130的驱动轴杆的各个方面。如图24A-24C所示,驱动轴杆2186可以被构造成经由开口2406接收柔性线缆的一端。一对孔2402a和2402b可以被构造成接收固定螺钉或其它固定构件以便将柔性线缆固定到驱动轴杆2186。

[0219] 联接部件2130还包括外壳部件2500,其经由开口2502将内窥镜工具的柔性部联接到抽吸端口2170。图25示出了示例性外壳部件2500。

[0220] 图26A-26E示出了示例性套筒轴承。

[0221] 图27A-27C示出了形成壳体的一部分的示例性基板2152。图28A-28D示出了形成壳体的一部分的示例性侧板。侧板还可以用作馈通安装座。

[0222] 在一些实施方式中,联接部件是内窥镜工具的一部分。在一些实施方式中,联接部件经由压缩配合部件2182联接到内窥镜工具的柔性部。

[0223] 内窥镜工具的柔性部包括外管,外管包括吸引管2118、扭矩绳2114和围绕扭矩绳2114的外周的护套2116。护套可有助于减少摩擦或形成扭结。吸引管2118被构造成联接到切割工具2190,使得经由开口2193进入切割工具2190的材料可以经由吸引管2118穿过内窥镜工具2110的长度。

[0224] 如图21E-21F所示,扭矩绳被构造成被联接到内套管2192,内套管2192形成切割工具的一部分。内套管2192可以被外套管2191包围或被设置在外套管2191内。开口2193在切割工具2190的一端处形成在外套管2191内。本文提供了切割工具2190的细节。图23AA-23BB示出了切割工具的示例性实施方式。切割工具可以是现有医疗装置中使用的任何类型的切割工具。图23AA-23BB中所示的切割工具仅出于示例的目的而示出,并且本发明不旨在限于这样的尺寸、形状或大小。可以使用市售的切割工具。在一些实施方式中,可以修改切割工具的长度。在一些实施方式中,内套管可以被结合到套圈,而外套管可以被联接到外吸引管。在一些实施方式中,外套管和吸引通道之间的连接可以被密封以防止材料通过连接处泄漏。

[0225] 在一些实施方式中,扭矩绳2114经由套圈2194联接到内套管2192。套圈可以是将扭矩绳联接到内套管的部件,使得扭矩绳内的旋转能量被传递到内套管。关于套圈的形状、尺寸和大小的附加细节在图29AA-29EE中示出。取决于内窥镜工具2110中使用的扭矩绳或柔性缆线的尺寸,套圈的形状和尺寸可以变化。此外,图29A-29E中所示的套圈仅为了示例的目的而示出,并不旨在限于图中所示的特定尺寸、形状或大小。在一些实施方式中,扭矩绳的端部可被插入并结合到短长度的皮下注射管。这样做可以更容易地将套圈附接到远端,并且夹紧到近端(朝向驱动轴杆)。在一些实施方式中,可使用填充有氰基丙烯酸酯诸如乐泰氰基丙烯酸酯粘合剂凝胶的石墨。也可以使用其它类似类型的材料来代替。

[0226] 图30AA-30C示出了内窥镜组件的各方面,其中尖端是压配合的。在一些实施方式中,内窥镜工具的柔性部可包括球囊结构,该球囊结构可被展开使得球囊结构可与内窥镜的内壁接合。球囊结构可以被联接到空气供应管线3006,空气供应管线3006被联接到空气供应源,使得当供应空气时,球囊可以膨胀并与内窥镜的内壁接合。在一些实施方式中,球囊结构可以不对称地膨胀,如图30AA-30AB所示。在一些实施方式中,空气供应源可以经由

脚踏板致动。冲洗管线3002可被构造成供应冲洗流体。冲洗流体可以朝向切割工具流动,其中冲洗流体然后可以流过抽吸通道3004。冲洗流体可以防止抽吸通道堵塞。如图30C所示,柔性线缆或扭矩绳可以压配合到切割工具一端的按钮中。

[0227] 图31AA-31AB和31B-31C示出了内窥镜组件的各方面,其中尖端是压配合的。在一些实施方式中,内窥镜工具的柔性部可包括球囊结构,该球囊结构可被展开使得球囊结构可与内窥镜的内壁接合。球囊结构可以被联接到空气供应源,使得当供应空气时,球囊可以膨胀并与内窥镜的内壁接合。在一些实施方式中,球囊结构可以对称地膨胀,如图31AA和31AB所示。冲洗管线可以被构造成供应冲洗流体。冲洗流体可以流向切割工具,其中冲洗流体然后可以流过抽吸通道。冲洗流体可以防止抽吸通道堵塞。如图31C所示,柔性线缆或扭矩绳可以被焊接到切割工具的一端。

[0228] 图32示出了内窥镜工具的示例性柔性部的俯视图。在一些实施方式中,图32中所示的柔性部可与图30AA-30C和31AA-31AB和31B-31C中所示的实施方式一起使用。柔性部3202包括中心通道3204,柔性线缆穿过该中心通道3204。柔性部3202还包括两个吸引通道3406a和3406b、冲洗通道3408和空气供应通道3410。

[0229] 在一些实施方式中,扭矩绳的操作速度可以变化。在一些示例性实施方式中,扭矩绳可具有0.5千转每分钟(RPM)至20千转每分钟(RPM)范围内的操作速度。在一些实施方式中,扭矩绳可具有在1千转每分钟(RPM)和4千转每分钟(RPM)范围内的操作速度。在一些实施方式中,扭矩绳的操作速度可以变化。在一些示例性实施方式中,扭矩绳可以以5至100mN*m(毫牛顿米)的扭矩操作。在一些实施方式中,扭矩绳可以以20至50mN*m(毫牛顿米)的扭矩操作。然而,本领域技术人员应当理解,可以基于内窥镜工具的性能来改变柔性线缆的扭矩和运行速度。在一些实施方式中,各种因素有助于内窥镜工具的性能,包括抽吸量、切割器的类型、切割器中的开口的尺寸等。这样,操作柔性线缆的扭矩和运行速度可取决于多个因素。

[0230] 图33是使用扭矩绳的内窥镜工具的示例性切割组件的横截面视图。切割组件3300包括外套管3302、内套管3304(其包括被设置在外套管3302内的内切割器3306)、PTFE轴承3308、半顺应性球囊3310和多管腔挤压件3312。扭矩绳3314可以被联接到内切割器3306。外套管的直径可以在0.05英寸到适合于穿过内窥镜的器械通道的尺寸之间。

[0231] 图35AA-35AC示出了本文所述的内窥镜工具的一种实施方式的柔性部区域的不同构造的横截面视图。柔性部区域可包括吸引管腔3402、膨胀管腔3404、灌洗或冲洗管腔3406和扭矩绳。

[0232] 图35示出了内窥镜工具的部分的各种视图。内窥镜工具可包括外套管1、内切割器2、内套管3、扭矩绳4、三管腔挤压件5、球囊6、PTFE垫片7、两个侧臂8、近侧塞9、PTFE垫圈10和垫圈帽11。

[0233] 图36示出了本文所述的内窥镜工具的一种实施方式的柔性部区域的横截面视图。柔性部区域可包括外膨胀套3602、外线卷3604、扭矩线卷3606、被设置在扭矩线卷内的多管腔挤压件3608。多管腔挤压件3608可包括灌洗管腔3610和吸引管腔3612。

[0234] 图37示出了本文所述的内窥镜工具的一种实施方式的横截面视图。内窥镜工具包括外套管3702、内切割器3704、内扭矩线卷3706、外线卷3708、外膨胀套和球囊3710、以及多管腔挤压件3712。齿轮3714(诸如蜗轮)可与扭矩线卷接合以驱动内切割器。

[0235] 图38A和38B示出了本文所述的内窥镜工具的一种实施方式的远侧部分的各种视图。内窥镜工具包括限定开口3804的外切割器3802。内窥镜工具还包括被设置在外切割器内的内切割器3806。内切割器被联接到扭矩线卷3808。扭矩线卷被设置在PET热收缩器3810或其它类型的管内。外切割器被联接到编织轴杆3812以允许外切割器3802相对于内切割器3806旋转。

[0236] 图39A和39B示出了沿着截面B-B和截面C-C的图38A和38B中所示的内窥镜工具的远侧部分的横截面视图。

[0237] 在一些实施方式中,可插入内窥镜的单个器械通道内的内窥镜器械可包括动力驱动的器械头或切割组件,其被构造成切除受试者体内的部位处的材料。切割组件包括外套管和被设置在外套管内的内套管。外套管限定开口,待切除的材料通过该开口进入切割组件。内窥镜器械还包括柔性外管,该外管被联接到外套管并且被构造成使外套管相对于内套管旋转。柔性外管的外径可小于内窥镜器械可插入的器械通道。内窥镜器械还包括柔性扭矩线卷,其具有被设置在柔性外管内的部分。柔性扭矩线卷具有被联接到内套管的远端。柔性扭矩线卷被构造成使内套管相对于外套管旋转。内窥镜器械还包括近侧连接器,该近侧连接器被联接到柔性扭矩线卷的近端并且被构造成与驱动组件接合,该驱动组件被构造成使得近侧连接器、柔性扭矩线卷和内套管在致动时旋转。内窥镜器械还包括吸引通道,该吸引通道具有被构造成与真空源接合的吸引端口。吸引通道部分地由柔性扭矩线卷的内壁和内套管的内壁限定,并且从被限定在内套管中的开口延伸到吸引端口。内窥镜器械还包括冲洗通道,该冲洗通道具有被限定在柔性扭矩线卷的外壁和柔性外管的内壁之间并且被构造成将冲洗流体运送到吸引通道的第一部分。

[0238] 在一些实施方式中,近侧连接器是中空的,并且近侧连接器的内壁限定吸引通道的一部分。在一些实施方式中,近侧连接器是刚性圆柱形结构并且被构造成被定位在驱动组件的驱动容座内。近侧连接器可包括被构造成与驱动组件接合的联接器和被构造成使内套管朝向外套管的远端偏置的张紧弹簧。在一些实施方式中,张紧弹簧的尺寸和偏置使得张紧弹簧使内套管的切割部分被定位在外套管的开口附近。在一些实施方式中,近侧连接器被旋转地且流体地联接到柔性扭矩线卷。在一些实施方式中,张紧弹簧的尺寸和偏置可以使得内套管的远侧尖端可以接触外套管的内部远侧壁。这可以限制由于柔性扭矩线卷的旋转引起的内套管的远端处的抽打产生的任何横向或不期望的移动。

[0239] 在一些实施方式中,内窥镜器械还包括灌洗连接器,灌洗连接器包括冲洗进入端口和被联接到灌洗连接器和柔性外管的管状构件。管状构件的内壁和柔性扭矩线卷的外壁可以限定冲洗通道的第二部分,该第二部分被流体地联接到冲洗通道的第一部分。在一些实施方式中,内窥镜器械还包括旋转联接器,该旋转联接器将柔性外管联接到管状构件并且被构造成使柔性外管相对于管状构件旋转并使得外套管中限定的开口相对于内套管旋转。在一些实施方式中,灌洗连接器限定内孔,柔性扭矩线卷被设置在内孔中。

[0240] 在一些实施方式中,内窥镜器械还包括衬里,柔性扭矩线卷被设置在衬里内,衬里的外壁被构造成限定冲洗通道的一部分。在一些实施方式中,内套管被构造成围绕内套管的纵轴并且相对于外套管旋转,并且吸引通道被构造成在内套管的开口处提供抽吸力。

[0241] 在一些实施方式中,柔性扭矩线卷包括多根细丝。多根细丝中的每根细丝可以在与多根细丝的一根或多根相邻细丝的缠绕方向相反的方向上缠绕。在一些实施方式中,柔

性扭矩线卷包括多个层。多个层中的每一个可以在与多个层的一个或多个相邻层缠绕的方向相反的方向上缠绕。在一些实施方式中,每个层可以包括一根或多根细丝。关于柔性扭矩线卷的附加细节在上面关于至少图22A-22H的柔性线缆的讨论进行了描述。

[0242] 在一些实施方式中,柔性外管具有超过内窥镜器械可插入的内窥镜的长度的长度。在一些实施方式中,柔性外管具有比柔性外管的外径大至少100倍的长度。在一些实施方式中,柔性部是切割组件的至少40倍长。

[0243] 图40A-40B示出了内窥镜工具4000和驱动组件4050的一部分的立体视图,该部分被构造成驱动内窥镜工具。图40B示出了内窥镜工具和驱动组件的一部分的立体视图,该部分被构造成驱动图40A-40B中所示的内窥镜工具。现在还参照图41、42和43,图41示出了内窥镜工具4000的俯视图和图40A-40B中所示的驱动组件4050的一部分的顶部暴露视图。图42示出了内窥镜工具4000和横跨截面A-A的驱动组件4050的一部分的横截面视图。图43示出了内窥镜的驱动连接器和驱动组件4050的一部分的放大视图。图44示出了内窥镜工具4000和图40A-40B中所示的驱动组件的一部分的立体视图。图45示出了内窥镜工具和横跨截面B-B的驱动组件的一部分的横截面视图。图46示出了内窥镜工具的旋转连接器部段的放大横截面视图。图47A和图47B示出了内窥镜工具的旋转连接器的俯视图和横截面视图。

[0244] 如图40A-47B所示,内窥镜工具4000可以被构造成被插入内窥镜的器械通道内。内窥镜的示例可包括胃镜,诸如结肠镜、喉镜或任何其它柔性内窥镜。内窥镜工具可包括柔性部4002,柔性部4002的形状、尺寸被设计且被构造成被插入器械通道内,而内窥镜工具4000的其余部分可被构造成保持在内窥镜的器械通道外部。柔性部4002的形状和尺寸可以被设计成配合在器械通道内,并且被构造成在内窥镜被插入患者体内时导航通过由器械通道限定的曲折路径。在结肠镜的情况下,内窥镜可以形成超过至少60度的一系列弯曲,并且在一些情况下,超过90度。

[0245] 内窥镜工具4000可包括切割组件4010,切割组件4010被构造成切除受试者体内部位的材料。切割组件4010可以类似于图1C以及说明书和附图中的其它地方中描述的切割组件160。在一些实施方式中,切割组件4010可包括外套管和被设置在外套管内的内套管。外套管可以限定开口4012,待切除的材料可以通过开口4012进入切割组件4010。在一些实施方式中,开口4012限定穿过外套管的径向壁的一部分。在一些实施方式中,开口可以仅围绕外套管的半径的一部分延伸,例如,直到径向壁的圆周的三分之一。当吸引通道4090在吸引端口4092和开口4012之间延伸时,在吸引端口4092处施加的任何抽吸都会使抽吸力施加在开口4012处。抽吸力使材料被引入外套管的开口中,然后可以通过切割组件的内套管切割。

[0246] 内套管可包括切割部段,该切割部段被构造成邻近开口4012定位,使得经由开口4012进入切割组件的待切除材料可由内套管的切割部段切除。内套管可以是中空的,并且内套管的内壁可以限定吸引通道的一部分,该吸引通道可以延伸通过内窥镜工具的长度。内套管的远端可包括切割部段,而内套管的近端可打开,使得经由切割部段进入内套管的远端的材料可穿过内套管的近端。在一些实施方式中,内套管的远端可以与外套管的远端的内表面接触。在一些实施方式中,这可以允许内套管沿大致纵轴线相对于外套管旋转,从而在内套管旋转时为内套管提供更大的稳定性。在一些实施方式中,开口的尺寸可以决定由内套管切割或切除的材料尺寸。这样,开口的尺寸可以部分地基于由柔性扭矩线卷的内圆周限定的吸引通道的尺寸来确定。

[0247] 内窥镜器械4000可包括柔性扭矩线卷4080,其被构造成在柔性扭矩线卷4080的远端处联接到内套管的近端。柔性扭矩线卷可包括具有多根细丝和多个层的细线卷,其可以将柔性扭矩线卷的一端的旋转传递到柔性扭矩线卷的相对端。柔性扭矩线卷的每个细丝层可以沿与细丝层相邻的每个细丝层缠绕的方向相反的方向缠绕。在一些实施方式中,柔性扭矩线卷可包括沿顺时针方向缠绕的第一细丝层、沿逆时针方向缠绕的第二细丝层和沿顺时针方向缠绕的第三细丝层。在一些实施方式中,第一细丝层通过第二细丝层与第三细丝层分离。在一些实施方式中,每个细丝层可以包括一个或多个细丝。在一些实施方式中,细丝层可由不同材料制成或具有不同特性,例如厚度、长度等。

[0248] 扭矩线卷4080的柔性允许线卷即使在扭矩线卷4080的弯曲的部段中也能保持性能。柔性扭矩线卷4080的示例包括由位于美国加利福尼亚州圣安娜的ASAHI INTECC USA, INC制造的扭矩线卷。在一些实施方式中,柔性扭矩线卷4080可以由护套或衬里围绕,以避免柔性扭矩线卷4080的外表面与其它表面之间的摩擦接触。在一些实施方式中,柔性扭矩线卷4080可涂覆有聚四氟乙烯(PFTE)以减少柔性扭矩线卷4080的外表面与其它表面之间的摩擦接触。柔性扭矩线卷4080的尺寸、形状可被设计成或构造成具有外径,该外径小于内窥镜工具将被插入其中的内窥镜的器械通道的直径。例如,在一些实施方式中,柔性扭矩线卷的外径可以在1-4毫米的范围内。柔性扭矩线卷的长度可的尺寸可设计成超过内窥镜的长度。在一些实施方式中,柔性扭矩线卷4080的内壁可被构造成限定吸引通道的另一部分,该另一部分被流体地联接到由切割组件4010的内套管的内壁限定的吸引通道的部分。柔性扭矩线卷4080的近端可以被联接到近侧连接器组件4070,其细节在下面提供。

[0249] 内窥镜器械4000可包括柔性外管4086,其可被联接到外套管的近端。在一些实施方式中,柔性外管4086的远端可使用联接部件联接到外套管的近端。在一些实施方式中,外套管可被构造成响应于旋转的柔性外管而旋转。在一些实施方式中,柔性外管4086可以是中空的编织管,其外径小于内窥镜器械4000将被插入其中的内窥镜的器械通道。在一些实施方式中,柔性外管4086的长度的尺寸可以被设计成超过内窥镜的长度。柔性外管4086可以限定孔,柔性外管4086的一部分延伸穿过该孔。柔性外管4086可包括编织物、细丝或有助于柔性外管4086相对于柔性扭矩线卷旋转的其它特征,柔性扭矩线卷被部分地设置在柔性外管4086内。

[0250] 内窥镜器械4000可包括旋转连接器4030,旋转连接器4030被构造成被联接到柔性外管4086的近端。旋转连接器4030可被构造成允许内窥镜工具的操作者经由旋转突片4032旋转柔性外管4086,该旋转突片4032被联接到旋转连接器4030或者作为旋转连接器4030的集成部分。通过使旋转突片4032旋转,操作者可以沿着内窥镜的纵轴并相对于内窥镜和切割组件4010的内套管来旋转柔性外管和外套管。在一些实施方式中,当内窥镜在患者体内时,操作者可能想要在内窥镜器械被插入内窥镜内的同时旋转外套管。操作者可能希望旋转外套管以将外套管的开口定位到其中限定开口的外套管的径向壁的部分可以与内窥镜的摄像机对齐的位置,使得操作者可以经由开口观察进入内窥镜器械的材料以进行切除。这可能部分是因为开口沿着在外套管的一侧上延伸的径向壁被限定,而不是形成在外套管的轴向壁上的开口。

[0251] 在一些实施方式中,旋转连接器4030的近端4034可被联接到灌洗连接器4040。在一些实施方式中,旋转连接器4030可为旋转鲁尔部件,其允许旋转连接器4030的远端4036

相对于旋转连接器4030的近端4034旋转。以这种方式,当柔性外管4086旋转时,不会使得旋转连接器4030的近端所联接的部件旋转。在一些实施方式中,旋转连接器4030的近端4034可被联接到外部管状构件4044,外部管状构件4044被构造成将旋转连接器4030的近端4034联接到灌洗连接器4040。旋转连接器4030可沿旋转连接器4030的中心部分限定孔,柔性扭矩线卷4080的一部分延伸穿过该孔。在一些实施方式中,旋转连接器4030可以是公对公旋转鲁尔连接器。在一些实施方式中,旋转连接器可被构造成处理高达1200psi的压力。

[0252] 灌洗连接器4040可被构造成将冲洗流体引入内窥镜工具4000。灌洗连接器4040包括灌洗端口4042,灌洗端口4042被构造成与冲洗源(诸如水容器)接合。在一些实施方式中,灌洗连接器4040可以是在流体输送系统中使用的Y端口,其符合医疗装置工业标准并且尺寸被设计成联接到柔性外管4086或外管状构件4044,该外管状构件4044用于将灌洗连接器4040的远端4048联接到旋转连接器4030的近端4034。在一些实施方式中,灌洗连接器可以限定在灌洗连接器4040的近端4046和远端4048之间的中空通道,其尺寸被设计成允许柔性扭矩线卷4080穿过通过灌洗连接器4040限定的中空通道。

[0253] 如上所述,近侧连接器组件4070被构造成被联接到柔性扭矩线卷4080的近端。近侧连接器组件4070可被构造成与驱动组件4050接合,驱动组件4050被构造成经由近侧连接器组件4070和柔性扭矩线卷4080向内套管提供扭矩。近侧连接器组件4070可以进一步限定吸引通道的一部分并且被构造成将吸引通道流体地联接到真空源以便于移除进入吸引通道的材料。在一些实施方式中,近侧连接器组件4070的近端可包括吸引端口4092,进入内窥镜工具4000的材料可通过吸引端口4092从内窥镜工具4000抽出。

[0254] 在一些实施方式中,内窥镜工具4000可以被构造成由驱动组件4050驱动。驱动组件4050被构造成将来自能量源的旋转能量提供给内窥镜工具4000。驱动组件4050可以包括外壳4060,外壳4060可容纳第一斜齿轮4054和第二斜齿轮4056,第一斜齿轮4054和第二斜齿轮4056被定位成使得第一斜齿轮4054的旋转引起第二斜齿轮4056的旋转。第二斜齿轮4056可被联接到驱动容座,该驱动容座的尺寸和形状被设计成容纳并接合内窥镜工具4000的近侧连接器组件4070。在一些实施方式中,第一斜齿轮4054可经由旋转输入轴杆4052联接到电机(未示出)或其它旋转源。

[0255] 近侧连接器组件4070可包括中空驱动轴杆4072、中空驱动轴杆4072穿过的连接器4076以及被联接到中空驱动轴杆4072的张紧弹簧4074。驱动轴杆4072的远端可被联接到柔性扭矩线卷4080的近端。在一些实施方式中,驱动轴杆4072和柔性扭矩线卷4080可以永久地彼此联接。在一些实施方式中,驱动轴杆4072和柔性扭矩线卷4080可以使用连接器、压配合、焊接(诸如对接焊接)或任何其它附接装置联接,其允许柔性扭矩线卷4080在驱动轴杆4072旋转时旋转并允许穿过柔性扭矩线卷4080的材料流过驱动轴杆4072。驱动轴杆4072的近端可限定吸引端口4092。在一些实施方式中,吸引端口4092可被构造成接合真空源使得进入开口4012的材料流过吸引通道4090并通过吸引端口4092流出内窥镜工具。

[0256] 连接器4076(诸如六角形连接器)可以被构造成与中空驱动轴杆联接。在一些实施方式中,六角形连接器是中空驱动轴杆的一部分。连接器4076可包括外壁,该外壁被构造成与驱动容座4058的内壁接合。驱动容座4058被联接到第二斜齿轮4056并且被构造成在第二斜齿轮4056旋转时旋转。在一些实施方式中,驱动容座4058可以是中空圆柱形管。在一些实施方式中,驱动容座4058的近端4059可包括由驱动容座4058的内壁限定的开口,该

开口具有小于驱动容座4058的其余部分的内径的直径。在一些实施方式中,穿过驱动容座4058的近端4059的开口的直径可以足够大以接收驱动轴杆4072但是足够小以防止被联接到驱动轴杆4072的张紧弹簧4074穿过开口。在一些实施方式中,驱动容座的其余部分的内径的尺寸被设计成与联接器4076接合。

[0257] 张紧弹簧4074可以这样的方式被偏置,使得在内窥镜工具4000的操作期间,张紧弹簧4074可以防止驱动轴杆4072、柔性扭矩线卷4080和内套管朝向内窥镜工具4000的近端滑动。在一些实施方式中,在没有张紧弹簧4074的情况下,内套管可以远离内窥镜工具4000的远端滑动。这可能是由于要在开口4012处切除的材料施加的力。在一些实施方式中,张紧弹簧4074提供反作用力,当内套管在开口4012处与要切除的材料接触时,该反作用力防止内套管远离远端滑动。在一些实施方式中,张紧弹簧4074可以被构造成偏置内套管的远端以接触外套管的远端的内壁。在一些实施方式中,张紧弹簧4074的尺寸和偏置可以被设计成使得内套管的远侧尖端可以接触外套管的内部远侧壁。这可以限制由于柔性扭矩线卷的旋转引起的内套管的远端处的抽打产生的任何横向或不期望的移动。

[0258] 外壳4060可被构造成与吸引端帽4062和锁定套环4064接合。在一些实施方式中,吸引端帽4062可被构造成允许真空源保持与驱动轴杆4072的吸引端口4092的牢固连接。在一些实施方式中,吸引端帽4062可被构造成允许驱动轴杆4072旋转,同时保持真空源与驱动轴杆4072的吸引端口4092之间的牢固连接。在一些实施方式中,吸引端帽4062可以被构造成被固定到外壳4060的一部分,使得驱动轴杆4072的吸引端口可经由吸引端帽4062的开口接近。在一些实施方式中,真空源可以被联接到端帽4062,使得真空源不与驱动轴杆4072的近端一起旋转。在一些实施方式中,可以使用一个或多个轴承或衬套以便于驱动轴杆4072的吸引端口4092与真空源之间的流体连接,而不会使真空源与驱动轴杆4072一起旋转。

[0259] 锁定套环4064可以被构造成将灌洗连接器4040固定到近侧连接器组件4070。在一些实施方式中,锁定套环4064可以被构造成将灌洗连接器4040的近端4046固定到驱动组件4050的外壳4060。锁定套环4064可进一步被构造成防止近侧连接器组件4070与驱动容座4058脱离并朝向内窥镜工具4000的远端移动。在一些实施方式中,锁定套环4064可被构造成将衬里4082固定到柔性扭矩线卷4080、驱动轴杆4072或外壳4060,其中柔性扭矩线卷4080被设置在衬里4082内。在一些实施方式中,衬里4082可用作热收缩器以减少柔性扭矩线卷中产生的热量散逸到内窥镜工具的其它部件。在一些实施方式中,衬里4082的外壁可以限定冲洗通道的一部分,而衬里4082的内壁可以用于防止穿过吸引通道的任何材料通过柔性扭矩线卷的壁逸出。在一些实施方式中,衬里4082还可以防止穿过冲洗通道的冲洗流体通过柔性扭矩线卷4080的壁流入吸引通道4090。

[0260] 灌洗连接器4040的远端4048可以被构造成与外管4044的内壁接合。在一些实施方式中,灌洗连接器4040的远端4048可以压配合到外管4044的近端。在一些实施方式中,可以使用连接灌洗连接器4040的远端4048和外管的连接器。外管4044的内壁和衬里4082的外壁可以限定冲洗通道4096的一部分。外管4044可以从灌洗连接器4040的远端4048延伸到旋转联接器4030的近端4034。外管4044的远端可被构造成与旋转联接器4030的近端4034接合。

[0261] 在一些实施方式中,冲洗通道可以从冲洗进入端口延伸到外套管的开口。冲洗通道可以由外管状构件的内壁、旋转联接器、外管的内壁和外套管的内壁限定。在一些实施方

式中,冲洗通道也可以由内套管的外壁和柔性扭矩线卷4080的外壁限定。在一些实施方式中,内窥镜器械4000还可包括中空衬里4082,其尺寸被设计成适于围绕柔性扭矩线卷4080安装。在一些实施方式中,中空衬里4082可以用作冲洗通道4096和吸引通道4090之间的屏障。在一些实施方式中,中空衬里4082可以防止空气或其它流体通过柔性扭矩线卷4080的细丝渗透。另外,中空衬里可以允许吸引通道通过防止空气通过柔性扭矩线卷4080的细丝逸出或进入而在吸引通道的整个长度上保持抽吸力。

[0262] 如上所述,切割组件4010包括外套管。编织管4086被联接到外套管,使得旋转该旋转连接器4030的旋转突片4032导致外套管旋转。外套管包括位于外套管远端的开口4012。开口被限定在外套管的径向壁的一部分内,并且可以仅围绕外套管的半径的一部分延伸。当吸引通道4090在吸引端口4092和开口4012之间延伸时,在吸引端口4092处施加的任何抽吸都会使抽吸力施加在开口4012处。抽吸力使材料被引入外套管的开口中,然后通过切割组件的内套管切割。在一些实施方式中,可将吸出的材料收集在收集盒中。在一些实施方式中,收集盒可以被流体地联接到吸引通道的近端。

[0263] 内套管被设置在外套管内并且被构造成切除由于吸引通道4090中的抽吸力而被吸入或以其它方式进入开口4012的任何材料。内套管可以部分地基于切割表面和限定开口的外套管的壁之间的相互作用,切割、切除、去除、清除或剃刮开口4012处的材料。在一些实施方式中,切割表面相对于开口4012的旋转运动可以使材料被切割、切除、去除或剃刮。柔性扭矩线卷被联接到内套管并使内套管沿内套管的纵轴线旋转。由于外套管被联接到外管并且被不旋转地联接到内套管或柔性扭矩线卷,内套管相对于外套管旋转。内套管的外壁和外套管的内壁之间的间隙限定了冲洗通道的一部分,冲洗流体可以通过该部分从灌洗连接器4040流过部分地由外管4044、旋转连接器4030和柔性外管4086限定的冲洗通道部分,朝向内套管的切割表面流动。内套管可以限定吸引通道的一部分,被去除的或切除的材料和冲洗流体可以通过该部分从内套管的切割表面朝向吸引端口4092流动。

[0264] 切割组件4010的长度的尺寸可以被设计成允许内窥镜器械4000在被内窥镜插入患者体内时横穿内窥镜的长度。在一些实施方式中,内窥镜可以被设置在患者体内,并且内窥镜可以包括超过60度的弯曲。这样,切割组件4010的长度可以不超过几厘米。在一些实施方式中,切割组件4010的长度可以小于内窥镜工具4000的长度的1%,或者小于内窥镜工具可以被插入其中的内窥镜的柔性部的长度。如上所述,组织感测能力可以用切割组件作为组织传感器的一部分来实现。

[0265] 应当理解,可以使用一个或多个密封件、轴承和其它部件。密封件可用于保持压力,防止流体泄漏,或者将部件牢固地彼此接合。在一些实施方式中,轴承可用于允许部件相对于彼此旋转,而不会不利地影响内窥镜工具的部件或性能。

[0266] 图45示出了内窥镜工具和驱动组件的横跨截面B-B的一部分的横截面视图。如图45所示,第二斜齿轮4056可以被构造成与驱动组件4050的驱动容座4058接合。内窥镜工具4000的近侧连接器4070,包括连接器4076和驱动轴杆4072,可以被插入设置在驱动容座4058内。连接器4076的外壁的尺寸被设计成与驱动容座4058的内壁接合,使得当驱动容座4058旋转时,连接器4076也旋转。因为连接器4076被联接到驱动轴杆4072,当驱动容座4058旋转时,驱动轴杆4072也可以旋转。驱动轴杆的内壁限定了吸引通道4090的一部分。

[0267] 图46示出了内窥镜工具的旋转连接器部段的放大横截面视图。图47A和图47B示出

了内窥镜工具的旋转联接器的俯视图和横截面视图。

[0268] 如图46-47B所示,外管4044被构造成与旋转联接器4030接合。外管4044围绕衬里4082,衬里4082又围绕柔性扭矩线卷4080。柔性扭矩线卷4080的内壁可以限定吸引通道4090的一部分。外管4044的内壁和衬里4082的外壁或表面之间的空间限定了冲洗通道的一部分。突片4032可以被构造成由内窥镜工具的操作者旋转。在一些实施方式中,操作者可以在内窥镜工具被插入内窥镜的器械通道内的同时旋转突片4032并使外套管相对于内套管和内窥镜旋转。以这种方式,操作者可以通过将外套管旋转到期望位置来定位通过外套管限定的开口。在一些实施方式中,通过提供外套管可以相对于内窥镜旋转的机构,操作者在内窥镜工具被插入到内窥镜的器械通道内时不必关心开口的位置,因为操作者可能能够通过在内窥镜工具被插入内窥镜的同时使外套管旋转来调整开口的位置。

[0269] 图48是被插入用于在驱动组件内操作的内窥镜工具的一部分的立体视图。驱动组件4800包括驱动接口4810,其被构造成接收内窥镜工具4000的近侧连接器4070。近侧连接器4070可与驱动接口4810的驱动容座接合,以将驱动组件4800产生的旋转能量转移到内窥镜工具4000的切割组件。驱动组件4800可包括泵4820或其它流体移位装置,以控制冲洗流体至内窥镜工具4000的灌洗端口4042的流动。在一些实施方式中,泵4820可以是蠕动泵。在一些实施方式中,泵可以是任何容积式流体泵。在一些实施方式中,可以放置泵4820和灌洗端口4042之间的阀以控制进入内窥镜工具的冲洗流体的量。在一些实施方式中,泵4820操作的速度可以决定冲洗流体进入内窥镜工具的速率。驱动组件还可以包括夹管阀4830。在一些实施方式中,夹管阀可以被构造成控制施加到吸引通道的抽吸力的施加。

[0270] 在一些实施方式中,诸如控制开关的致动器可用于致动驱动组件4800。在一些实施方式中,致动器可以是脚踏板、手动开关或用于控制驱动组件4800的任何其它致动装置。在一些实施方式中,致动器可以被联接到驱动装置,诸如泵4820,使得当致动器被致动时,泵4820开始旋转,产生扭矩,该扭矩经由驱动接口4810被转移到内窥镜工具的近侧连接器。被施加到近侧连接器的扭矩可以经由柔性扭矩线卷转移到内套管,从而使内套管相对于外套管旋转。在一些实施方式中,致动器可以被联接到夹管阀,诸如夹管阀4830,以控制被施加到吸引通道的抽吸量。在一些实施方式中,致动器可以被构造成同时致动驱动装置和夹管阀,使得内套管在通过吸引通道施加抽吸的同时旋转。在一些实施方式中,致动器还可以被联接到冲洗控制开关或阀,其经由冲洗进入端口4042控制冲洗流体至内窥镜工具的流动。在一些实施方式中,致动器可被构造成致动驱动装置、用于吸引的夹管阀和同时用于冲洗的冲洗控制开关,使得内套管在通过吸引通道施加抽吸的同时旋转,并且冲洗流体被供应到内窥镜工具。

[0271] 在一些实施方式中,单独的冲洗控制开关可以被构造成控制冲洗流体通过内窥镜工具的冲洗通道的流动。操作者可以经由冲洗控制开关控制提供给冲洗通道的冲洗流体的体积。

[0272] 图40A-48中所示的驱动组件配置是驱动组件的一个示例配置。应当理解,内窥镜工具4000可以被构造成由其它驱动组件配置驱动。在一些实施方式中,内窥镜工具4000的近侧连接器部分可以被修改成与其它驱动组件配置接合。在一些实施方式中,内窥镜工具4000可以被构造成封装为一个或多个不同部件,其可在将内窥镜工具插入内窥镜的器械通道内之前组装。在一些实施方式中,内窥镜工具4000的近侧连接器可以在内窥镜工具的一

个或多个部件与驱动组件的部件接合之后由内窥镜工具的操作者组装在一起。

[0273] 图49示出了内窥镜工具和驱动组件的另一实施方式,该驱动组件被构造成驱动内窥镜工具。图50A是图49中所示的内窥镜工具和驱动组件的侧视图。图50B是沿着截面A-A截取的图49中所示的内窥镜工具和驱动组件的横截面视图。内窥镜工具4910类似于内窥镜工具4000,但与内窥镜工具4000的不同之处在于内窥镜工具4910具有不同的近侧连接器4912。在该实施方式中,近侧连接器4912可以被联接到柔性扭矩线卷,类似于图40A-43所示的柔性扭矩线卷4000,并且包括近侧连接器接合结构4914,其被构造成与驱动组件4950接合。近侧连接器接合结构的尺寸可以被设计成与驱动组件4950接合并包括被构造成接合驱动组件4950的一个或多个接合表面。接合表面可以被联接到被包括在近侧连接器4912内的驱动轴杆,使得当驱动组件4950向接合表面施加旋转力时,驱动轴杆旋转,其进而导致内窥镜工具4900的柔性扭矩线卷和切割组件旋转。在一些实施方式中,接合表面4914可以是圆柱形物体,其具有被构造成与驱动组件4950接合的外壁和被构造成与驱动轴杆的外壁接合的内壁。在一些实施方式中,近侧连接器4910还可包括翅片4916或防止近侧连接器4910和内窥镜工具4910相对于驱动组件4950旋转的其它结构。在一些实施方式中,翅片4916的一侧可搁置在安装结构4936a和4936b上或与安装结构4936a和4936b接合。以这种方式,当驱动组件在接合表面上施加旋转力时,翅片4916防止近侧连接器4910相对于驱动组件4950旋转。安装结构4936可以被构造成使得驱动组件4950的各种部件可以被安装在安装结构4936上或接收来自安装结构4936的支撑件。

[0274] 驱动组件4950可包括可伸缩臂4922、一个或多个弹簧加载轴承4924、驱动带4932和驱动轮4936以及一个或多个固定轴承4940。可伸缩臂4922可被构造成在第一位置和第二位置之间旋转。弹簧加载轴承4924可以被安装到可伸缩臂4922并且被定位成使得当可伸缩臂4922处于如图49和50A-B所示的第一位置时,弹簧加载轴承4924可以在近侧连接器4912上施加力,使得近侧连接器在驱动组件4950被致动时保持在适当位置。弹簧加载轴承4924可被定位成使得当内窥镜工具4910的近侧连接器4912与驱动组件4950接合时,弹簧加载轴承4924与被设置在近侧连接器4912内的驱动轴杆(未示出)的接合部件4916接合。接合部件4916可以被策略性地定位在近侧连接器4912上,使得当可伸缩臂4922处于第一位置时,弹簧加载轴承4924与接合部件4916接触。接合部件4916可以是圆柱形的并且围绕被设置在近侧连接器4912内的驱动轴杆。接合部件4916可以形成近侧连接器4912的外壁的一部分。在一些实施方式中,接合部件4916可以沿近侧连接器4912的纵轴旋转并相对于近侧连接器4912旋转。在一些实施方式中,驱动轮4936可以是弹性摩擦驱动轮。

[0275] 诸如电机或其它驱动源的驱动装置可以经由驱动带4934驱动被安装在安装轴杆4930上的驱动轮4936,驱动带4934在驱动装置被致动时移动。驱动带4934可以使驱动轮4936旋转。近侧连接器4912的接合部件4916可被构造成在内窥镜工具被定位在驱动组件4950内时接触驱动轮4936。驱动组件4950的固定轴承4940可被定位成将近侧连接器4912保持就位而驱动轮4936的旋转使接合部件4916旋转。固定轴承4940还可以提供使驱动轮4936和接合部件4916保持接触的力。

[0276] 如图50B所示,当可伸缩臂处于第一位置或接合位置时,弹簧加载轴承4924在第一侧与一个或多个接合部件4916接触,并且驱动轮4936在第二侧与接合部件4916接触。弹簧加载轴承可以允许接合部件4916在驱动轮旋转时旋转。翅片4914搁靠在驱动组件的安装结

构上,防止内窥镜工具旋转。当可伸缩臂处于第二位置或脱离位置时,弹簧加载轴承4924不与一个或多个接合部件4916接触。这样,内窥镜工具未被牢固地定位在驱动组件内,并且这样,致动驱动装置可以不使内窥镜工具内的柔性扭矩线卷旋转。

[0277] 应当理解,内窥镜器械的外径的尺寸可以被设计成在内窥镜被插入患者体内时被插入内窥镜的器械通道内。另外,内窥镜器械的尺寸可以被设计成足够大,使得内窥镜工具在器械通道的各个部分处与器械通道的内壁接触,以保持内窥镜器械的稳定性。如果内窥镜器械的外径远小于器械通道的内径,则在内窥镜器械和器械通道的内壁之间可能存在大量空间,这可允许内窥镜器械在操作期间移动、振动或以其它方式经历一些不稳定。

[0278] B. 用于内窥镜工具的改进的外套管控制机构

[0279] 应当理解,图40所示的内窥镜工具的外管4086的功能之一是允许内窥镜工具的操作者旋转外套管,使得操作者可以将通过外套管限定的切割窗口定位在操作者希望切除或以其它方式移除的组织的一部分附近。如上所述,外管可以被编织成使得在外管的近端处施加的旋转力可以被传递到外管的远端,当被联接到外套管时,这引起外套管的旋转。由于外管的长度和外管的柔性,在近端处施加的旋转力可能不会传递到外管的远端,这就产生了对外管的切割窗口的位置实现精确和/或精密控制的问题。因为外管4086还限定了将冲洗流体供应到手术部位的冲洗路径的一部分,外管内的冲洗流体还会干扰外管响应于在近端处施加的旋转力而精确地使外管旋转的能力。

[0280] 在一些实施方式中,外管可以是柔性扭矩线卷(称为“外部柔性扭矩线卷”),类似于被联接到内套管的柔性扭矩线卷。外部柔性扭矩线卷的尺寸可以被设计成类似于外管4086,并且可以具有大于被联接到内套管的柔性扭矩线卷的直径的直径。柔性扭矩线卷可以包括密封部件,诸如衬里、套筒或防止冲洗流体通过外部柔性扭矩线卷渗透或泄漏的其它部件。在一些实施方式中,密封部件可以被形成在柔性扭矩线卷的内壁上。在一些实施方式中,密封部件可以被形成在柔性扭矩线卷的外壁上。

[0281] 在一些实施方式中,旋转系统可被用于控制外套管自柔性外管的近端(其在手术过程中保持在受试者体外)的旋转。旋转系统可以被联接到柔性外管、安装在柔性外管上或被包括在柔性外管内。在一些实施方式中,旋转系统可以包括被联接到外套管的轴承,使得外套管可以响应于旋转系统的致动而相对于柔性外管旋转。

[0282] 在一些实施方式中,旋转系统可以包括靠近柔性外管的远端定位的一个或多个电磁体。多个电磁体可以被定位在柔性外管的半径周围的多个预定位置,并且包括延伸穿过柔性外管的长度的细线。电磁体可以经由电流致动,在施加电流时,这电流可以使电磁体产生磁场。被联接到外套管的铁磁部件可以响应于被施加的电流而被吸引到电磁体,导致外套管旋转。在一些实施方式中,电磁体可以产生足够的吸引力,以在切割组织期间使外套管保持锁定就位。在一些实施方式中,可以致动锁定机构,这在柔性扭矩线卷和内套管的致动期间使外套管锁定就位,使得外套管在手术中不旋转。在一些实施方式中,外管可以包括一系列具有已知极性的磁条。换言之,外套管可以被联接到电磁体,根据它如何被致动,可以基于磁条和电磁体的磁极性使外套管在顺时针方向或逆时针方向上旋转。

[0283] 在一些实施方式中,旋转系统可以包括从柔性外管的近端延伸到远端的多根细线或细丝。第一细线可以被联接到齿轮或其它线性运动到旋转运动的转换器,使得在拉动第一细线时,可以使被联接到齿轮的套管在第一方向上旋转。类似地,第二细线可以被联接到

另一齿轮或其它线性运动到旋转运动的转换器,使得在拉动第二细线时,第二细线可以使被联接到齿轮的套管在与第一方向相反的第二方向上旋转。被施加到第一或第二细线的线性力的大小可以确定外套管可以旋转的量。

[0284] 在一些实施方式中,旋转系统可以包括多个齿轮或电机,这些齿轮或电机被布置成依序且物理地联接到相邻的齿轮或电机,并且从柔性外管的近端延伸到远端。齿轮可以被嵌入管中或者形成或以其它方式粘附在柔性外管的径向表面上。在柔性外管的远端处的齿轮可以被旋转地联接到外套管,使得在近端处施加到第一齿轮的旋转力可依序地传递通过多个齿轮并使外套管旋转。

[0285] 在一些实施方式中,旋转系统可以包括电子控制模块,以控制外套管的旋转量。电子控制模块可以控制流至电磁体的电流大小并控制电流的时间以提供对外套管的精细控制。在一些实施方式中,电子控制模块可以控制被施加到细丝的线性力的大小,如上面一些实施方式中所述。

[0286] 在一些实施方式中,旋转系统可以包括朝向柔性外管的远端靠近外套管定位的电机。向电动机输送电流的一根或多根导电线可以被包括在柔性外管中,或者穿过柔性外管,或者在柔性外管内。电动机可以被旋转地联接到外套管,并且在接收电流时,可使外套管旋转。电机被致动的时间长度可以控制外套管的旋转量。在一些实施方式中,可以使用一个或多个齿轮来限制外套管从0度到360度的旋转量。

[0287] 用于改进到端部执行器的扭矩传递的具有柔性外管的手术器械

[0288] 进一步参照图40并且现在参照图51-52,在一些实施方式中,手术器械(诸如手术器械5100)可以被构造成使用专用外管而具有改进的扭矩传递。在各种实施方式中,手术器械被用于穿过迂回曲折的路径,诸如通过受试者的肠到达受试者体内将由手术器械的远端执行操作的部位。远端的各种部件(诸如内套管和外套管)预期使用由联接在手术器械的近端的致动器传递到远端的扭矩来旋转(近端可以位于受试者体外)。在现有系统中,已经发现在手术器械的近端处施加的扭矩和远端部件的最终旋转之间可以存在非比例关系。

[0289] 例如,如上所述,虽然编织外管可用于将扭矩从致动器传递到外管的远端以使外管旋转,但是在近端处施加的扭矩可能不会以成比例的方式传递至外管的远端,这就产生了对外套管的切割窗口的位置实现精确和/或精密控制的问题。在一些实施方式中,致动器可以是手动致动器,以被外科医生或使用手术器械执行手术过程的其它使用者旋转。为了有效地执行手术过程,使用者可能预期使用致动器的平稳体验,使得旋转致动器导致外套管的一致的、成比例的旋转响应。然而,由于现有系统的限制,已经发现旋转致动器可能导致非比例行为,包括但不限于:为了引起外套管的任何旋转,需要施加的最小阈值扭矩;在扭矩施加和旋转响应之间的显著的时间延迟,这与将与外管的长度成比例的预期时间延迟不一致;与通过致动器施加的扭矩不成比例的外套管的旋转响应(例如,作为致动器所施加的扭矩的函数的(i)通过致动器施加到外管的扭矩与(ii)通过外管施加到外套管的扭矩的比值不是恒定的)。这些和各种其它类似的行为可能导致“抖动”或其它不期望的旋转运动,限制了正在执行的手术过程的有效性。应当理解,虽然这些问题是在手术器械的背景下讨论的,但是它们可以类似地出现在任何使用柔性外管将扭矩从近端传递到远端以使在远端处的部件旋转的手术器械中。扭矩响应中这种不一致的一个可能原因可能是外管可以穿过曲折的路径并且包括一些弯曲。此外,在外管包围内部柔性扭矩线卷的一些实施例中,外管

和内部柔性扭矩线卷之间的相互作用可以干扰从近端到远端的扭矩传递。

[0290] 在一些实施方式中,可以基于通过外管的远端施加到外套管的扭矩 (“ $\tau_{远}$ ”) 的旋转速率来表示 (i) 通过致动器施加到外管近端的扭矩 (“ $\tau_{近}$ ”) 与 (ii) 通过外管施加到外套管的扭矩之间的关系。例如,与 $\tau_{近}$ 相关联的第一旋转速率可以同与 $\tau_{远}$ 相关联的外套管的第二旋转速率相比较 (基于 $\tau_{近}$), 以确定第一旋转速率和第二旋转速率之间的百分数差。旋转速率可以是瞬时速率或预定时间段内的平均速率 (例如,对于第一旋转速率,第一预定时间段可以大约是从致动器开始旋转到致动器终止旋转的时间;对于第二旋转速率,第二预定时间段可以大约是从外套管响应于致动器的旋转开始旋转到外套管终止旋转的时间)。旋转速率可以被表示为单位时间穿过的角度 (例如每秒度数或每秒弧度)。在一些实施方式中, $\tau_{近}$ 与 $\tau_{远}$ 的比值可被比作 $\tau_{近}$ 的函数,这可以指示作为 $\tau_{近}$ 的函数的外管旋转响应是否是线性的 (或非线性的)。这些和其它性能特征可以对应于外管将远侧部件旋转到期望角度位置的精准度和/或精确度。例如,关于限定出切割窗口的外套管,期望能够将切割窗口旋转到精确的角度位置,以便有效地切除材料。

[0291] 基于各种这样的考虑,已经确定,根据本发明构造的编织外管 (例如,将参照图51-52讨论的编织外管5140) 可以具有用于将扭矩从致动器传递到外套管或其它远侧部件的期望性能,诸如 $\tau_{近}$ 和 $\tau_{远}$ 之间相对低的百分数差和/或作为 $\tau_{近}$ 的函数的相对线性的旋转响应。

[0292] 进一步参照图51-52,示出了包括手术器械5110的手术系统5100。手术器械5110可以结合本文公开的各种内窥镜器械的特征,诸如内窥镜工具4000。如图51所示,手术器械5110包括切割组件5120、柔性外管5140和柔性扭矩部件5160。切割组件5120被构造成在受试者体内的部位切除材料。切割组件5120从第一近端5122延伸到第一远端5124。切割组件5120包括外套管5126和设置在外套管5126内的内套管5128。外套管限定出切割窗口5130。

[0293] 柔性外管5140从近侧管端5142延伸到远侧管端5144。远侧管端5144被联接到外套管5126。柔性外管5140被构造成在近侧管端5142处接收扭矩 (例如 $\tau_{近}$), 并将扭矩 (例如作为 $\tau_{远}$) 传递到外套管,以使外套管旋转。

[0294] 在一些实施方式中,手术系统5100包括旋转致动器5180。旋转致动器5180可以被联接到近侧管端5142,以使柔性外管5140旋转。旋转致动器5180可包括手动控制输入5182,其可被用于输入用于使近侧管端5142旋转的 $\tau_{近}$ (或者施加对应于期望的 $\tau_{近}$ 的控制扭矩,诸如如果旋转致动器5180包括齿轮和/或电动致动器来驱动近侧管端5142的旋转)。

[0295] 柔性外管5140包括多根第一细线5146和相对于多根第一细线5146以一定角度定向的多根第二细线5148。在一些实施方式中,多根第二细线5148被定向成使得与相邻的第一细线5146接触的每根第二细线5148基本垂直 (例如, $90^\circ \pm 15^\circ$; $\pm 10^\circ$; $\pm 5^\circ$) 于相邻的第一细线5146。

[0296] 在一些实施方式中,多根细线5146、5148的数目可以被选择成改进柔性外管5140向外套管5126传递扭矩的性能。然而,也可能存在抵消行为,这限制了仅基于细线数量来建模柔性外管5140的性能的能力 (或者仅基于增加细线数量来改进柔性外管5140的性能)。例如,随着细线数量的增加,相邻细线之间的间距可能减小,增加摩擦接触的风险,这可能降低将扭矩传递到远侧管端5144的效率。

[0297] 在一些实施方式中,第一细线5146的数目和第二细线5148的数目大于八根细线且小于或等于二十四根细线。例如,细线5146、5148的数目可以被设计成使得近侧管端5142和

远侧管端5144的旋转速率之间的百分数差(和/或远侧管端5144的预期旋转速率和远侧管端5144的实际旋转速率之间的百分数差,其中预期旋转速率与如上所述的平稳和/或成比例的旋转响应一致)可以小于阈值差。在一些实施方式中,阈值差小于或等于百分之三十。在一些实施方式中,阈值差小于或等于百分之二十。在一些实施方式中,阈值差小于或等于百分之十。在一些实施方式中,阈值差小于或等于百分之五。在一些实施方式中,作为 $\tau_{\text{近}}$ (例如,越过 $\tau_{\text{近}}$ 值的预定范围)的函数的 $\tau_{\text{近}}$ 与 $\tau_{\text{远}}$ 的比值的度量可以被用于表示柔性外管5140的性能;例如,比值的标准偏差与比值的平均值的比值可以小于阈值比值(这可以表明作为 $\tau_{\text{近}}$ 的函数的 $\tau_{\text{近}}$ 与 $\tau_{\text{远}}$ 的比值是如何恒定的)。阈值比值可以小于或等于0.3。阈值比值可以小于或等于0.2。阈值比值可以小于或等于0.1。阈值比值可以小于或等于0.05。

[0298] 在一些实施方式中,柔性外管5140的性能可以以总计大于八根细线和总计小于二十四根细线的范围内的值进行优化。在示例性实施方式中,柔性外管5140的性能已经被确定为利用十二根第一细线5146和十二根第二细线5148进行优化。应当理解,第一细线5146和第二细线5148的期望或最优数量可以取决于细线5146、5148的材料特性、细线5146、5148之间的间距以及手术系统5100的其它特性。细线5146、5148可以由不锈钢(例如,304V型硬回火不锈钢)制成。

[0299] 应当注意,在柔性外管5140的性能模拟中,柔性外管5140的模拟性能值与实验值不一致,并且不能确定具有十二根第一细线5146和十二根第二细线5148的柔性外管5140的优化性能。这样,基于已知的原理来确定具有期望性能的细线5146、5148的数目可能是困难的或不可能的,并且值得注意的是,本文描述的使用总计多于八根细线和总计少于二十四根细线的实施方式,特别是十二根第一细线5146和十二根第二细线5148,提供了优于其它实施方式的意想不到的性能优势。

[0300] 进一步参照图52,示出了柔性外管5140的横截面视图。在一些实施方式中,柔性外管5140包括邻近多根第二细线5148的基层5150和邻近多根第一细线5146的顶层5154。基层5150和顶层5154可以各自包括弹性体或减摩添加剂中的至少一种。在一些实施方式中,弹性体包括热塑性弹性体,诸如聚醚嵌段酰胺(例如PEBAX)。在一些实施方式中,减摩添加剂包括由Maine的Lewinston的Compounding Solutions, LLC制造的MOBILIZE。弹性体或减摩添加剂中的至少一种可以降低细线5146、5148在使用期间相互粘附、扭结或以其它方式经受摩擦损失的可能性,这将降低柔性外管5140将扭矩从近侧管端5142传递到远侧管端5144的效率。此外,当外管5140和内部柔性扭矩部件5160彼此接触时,例如当手术器械5100已经穿过曲折路径时,弹性体或减摩添加剂中的至少一种可以减少外管5140和内部柔性扭矩部件5160之间产生的摩擦。在手术器械可插入内窥镜的工作通道内的一些实施例,弹性体或减摩添加剂中的至少一种可减少外管5140和内窥镜的工作通道的内壁之间产生的摩擦。

[0301] 柔性外管5140限定有内径5156和外径5158。内径5156与外径5158的比值可以大于或等于0.5且小于或等于0.95。外径5148可以小于0.5英寸。外径5148可以小于0.25英寸。外径5148可以大于或等于0.05英寸且小于或等于0.5英寸。外径5148可以大于或等于0.11英寸并且小于或等于0.13英寸。

[0302] 返回参照图51,在一些实施方式中,切割窗口5130包括材料进入端口5184,待切除的材料通过材料进入端口5184进入切割窗口5130。手术器械5110可以包括从材料进入端口5184延伸到材料离开口5188的吸引通道5186。材料离开口5186被构造成联接到真空源

5190,使得被切除的材料经由材料进入端口5184被接收在吸引通道5186中,并在材料离开端口5188处从吸引通道5186移除。

[0303] 在一些实施方式中,手术器械5110包括冲洗通道5192。冲洗通道5192在柔性外管5140和柔性扭矩部件5160之间延伸,并且从近侧冲洗端5194延伸到远侧冲洗端5196。冲洗通道5192被构造成在近侧冲洗端5194处从冲洗源5198接收流体,并在远侧冲洗端5196输出流体。如上所述,应当理解,柔性外管5140内的冲洗流体也可以干扰外管5140响应于在近侧管端5142处施加的 $\tau_{\text{近}}$ 而精准旋转外管5126的能力。

[0304] 柔性扭矩部件5160联接到内套管5128的第三近端5200,使得柔性扭矩部件5160可以使内套管5128相对于外套管5126旋转。在一些实施方式中,柔性扭矩部件5160被构造成由柔性扭矩驱动组件5202旋转,该柔性扭矩驱动组件5202与旋转致动器5180分开。

[0305] 应当理解,本发明的方面不限于内窥镜工具,而是延伸到其它技术领域,在这些技术领域中,可能希望使这样位置处的部件旋转,在那里靠近该部件提供电机或旋转力发生器可能是不可能或不可行的。在类似于手术器械5110的各种手术器械中,类似于或等同于柔性外管5140的柔性外管可被用于有效地将扭矩传递到端部执行器。端部执行器可以是像外套管5126一样作为手术过程的一部分被驱动或旋转的部件。端部执行器可以包括但不限于部件,诸如叶片、夹钳、刮刀、真空器、夹具或电磁体。在一些实施方式中,手术器械包括端部执行器和柔性外管。端部执行器被构造成由柔性外管旋转,以在受试者身上或受试者体内的部位处执行手术过程。柔性外管从近侧管端延伸到远侧管端。远侧管端被联接到端部执行器,使得柔性外管可以在近侧管端处接收扭矩并将扭矩传递到端部执行器。柔性外管包括多根第一细线和相对于多根第一细线以一定角度定向的多根第二细线。多根第一细线和多根第二细线各自包括多于八根细线和少于二十四根细线。手术器械可以结合(或者是结合系统的一部分)本文所述的各种其它部件,包括但不限于被用于操纵手术器械的致动器和驱动组件、被用于经由手术器械输送流体的冲洗通道以及被用于从受试者体内移除材料的吸引通道。

[0306] 应当理解,本文所示的附图仅仅为了示意的目的而不意于以任何方式限制本申请的范围。此外,应当理解,本文提供的尺寸仅仅是示例性尺寸并且可以根据具体要求改变。例如,尺寸可以变化以改变吸引率、冲洗流动、所提供的扭矩的量、切割速度、切割效率等等。此外,应当理解,附图的细节是发明的一部分。此外,应当理解,形状、材料、尺寸、配置和其它细节仅为了示例而示出,并且本领域技术人员应当理解,设计选择可以改变本文所公开的形状、材料、大小和配置中的任何一个。为了发明的目的,术语“联接”意指将两个构件彼此直接或间接地连接。这种连接事实上可以是固定的或者可移动的。这样的连接可以通过如下实现:两个构件、或者两个构件和彼此一体形成单一主体的任何其它中间构件、或者两个构件、或者两个构件和彼此附接的任何其它中间构件。这样的连接事实上可以是永久的或者事实上可以是可拆卸的或者可拆除的。



图1A

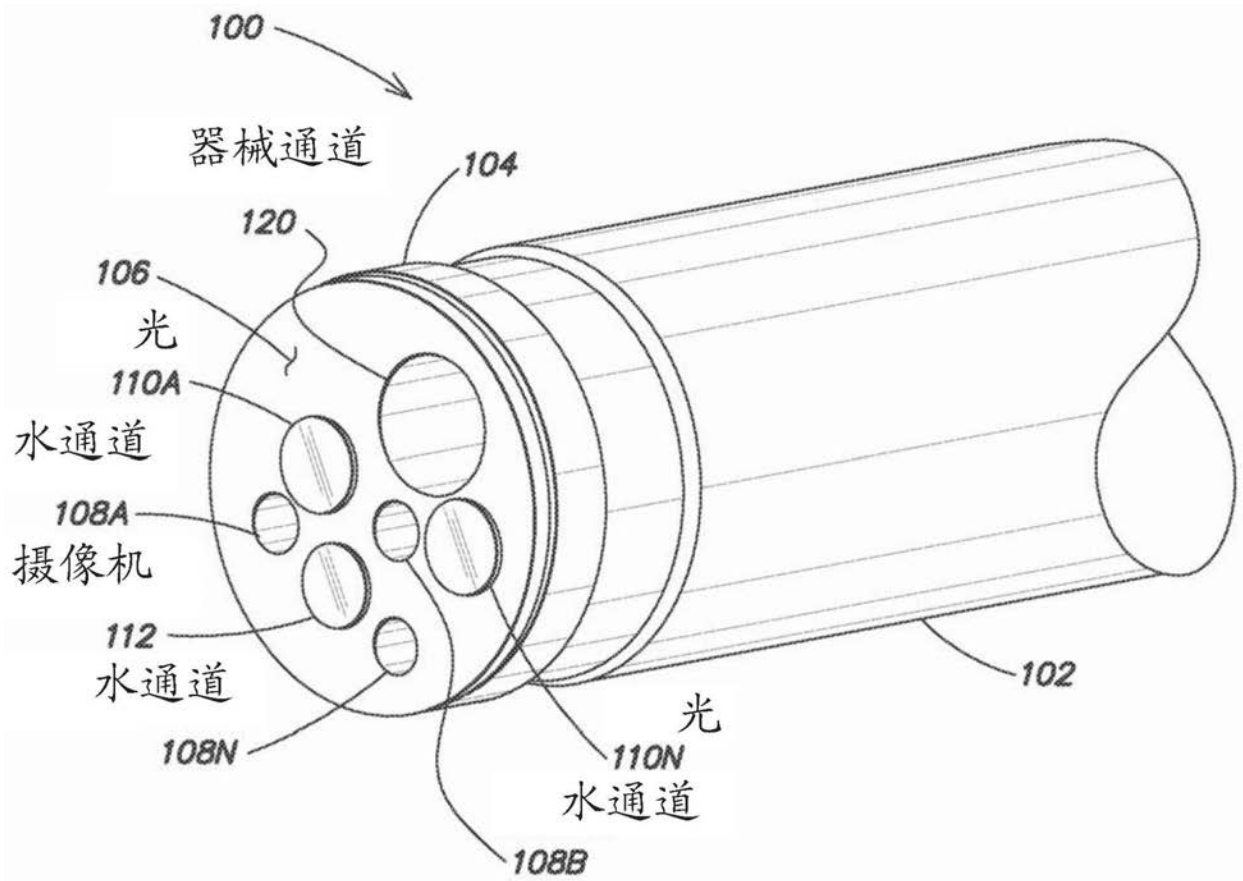


图1B

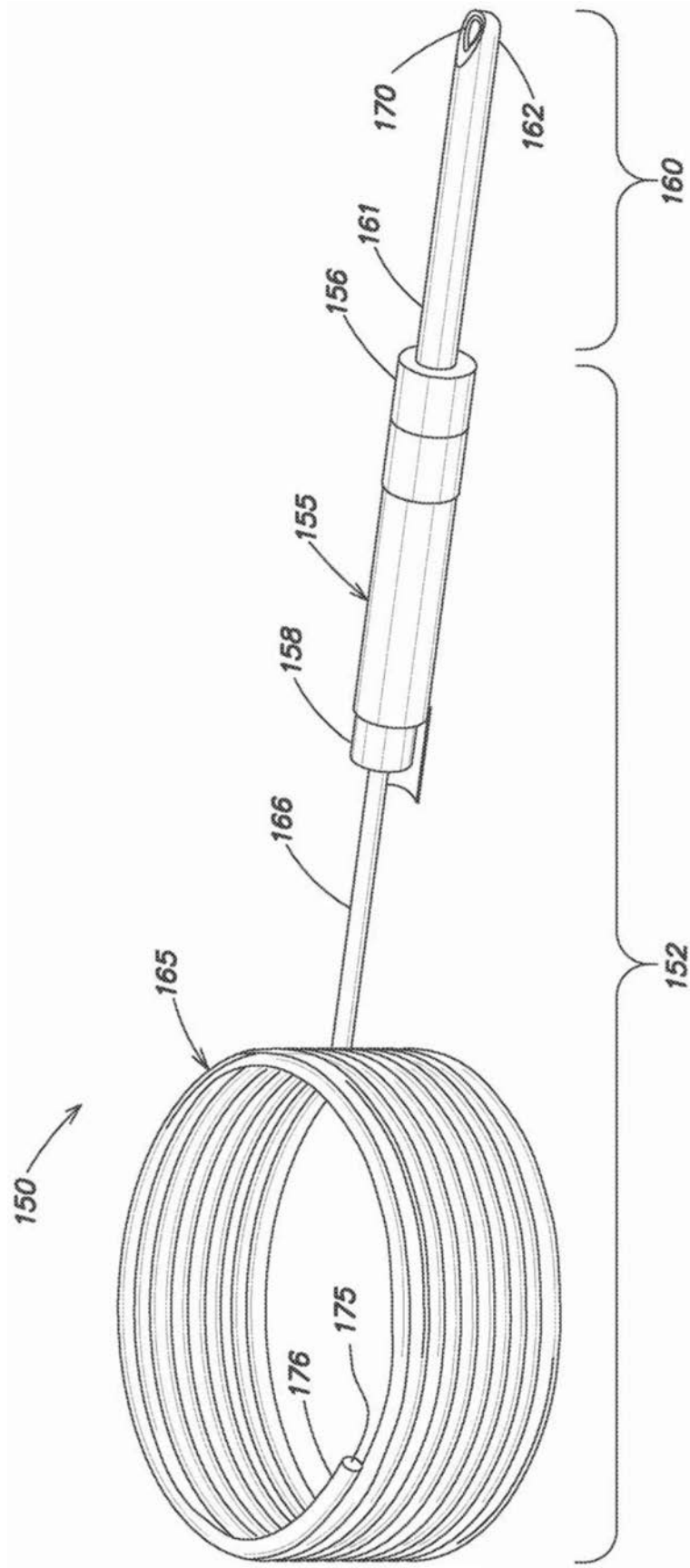


图1C

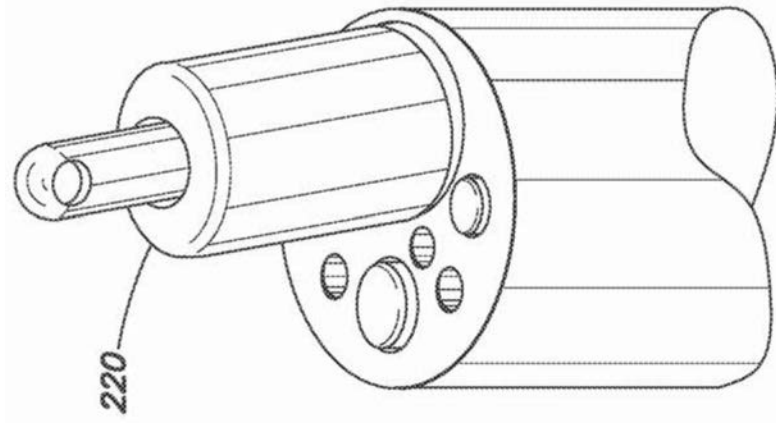


图2A

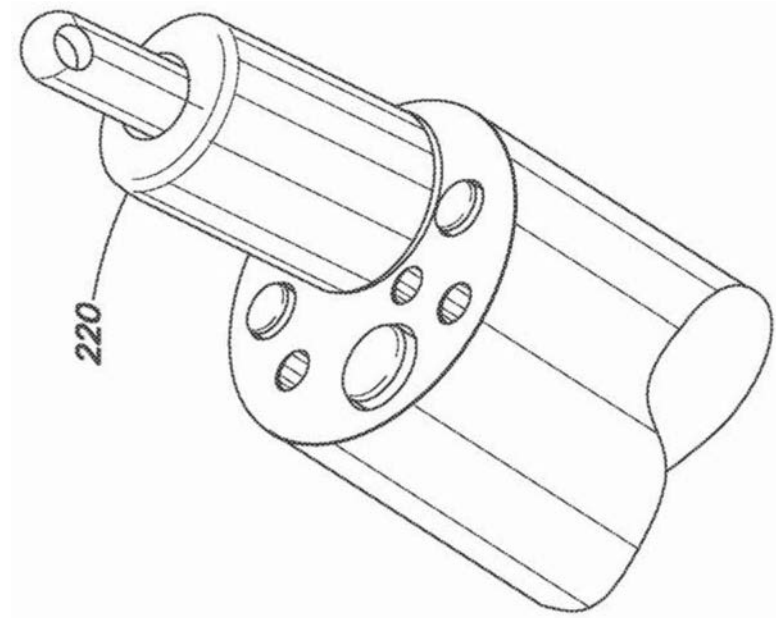


图2B

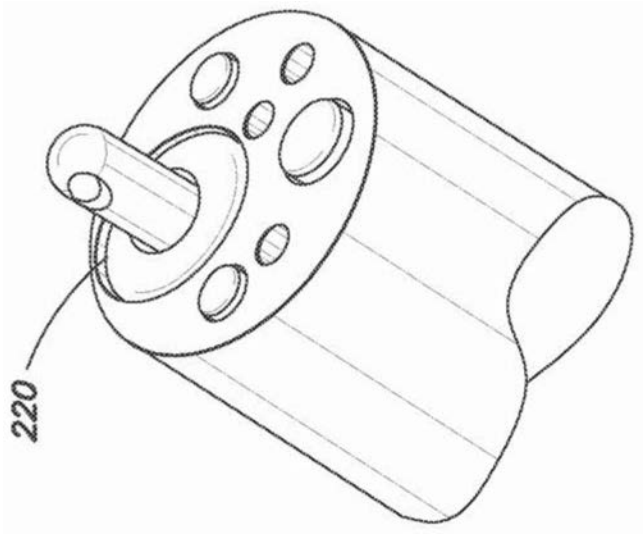


图3A

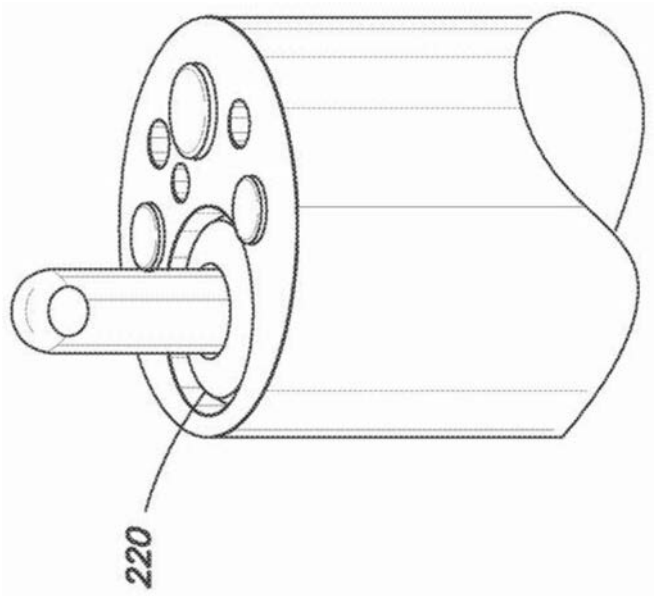


图3B

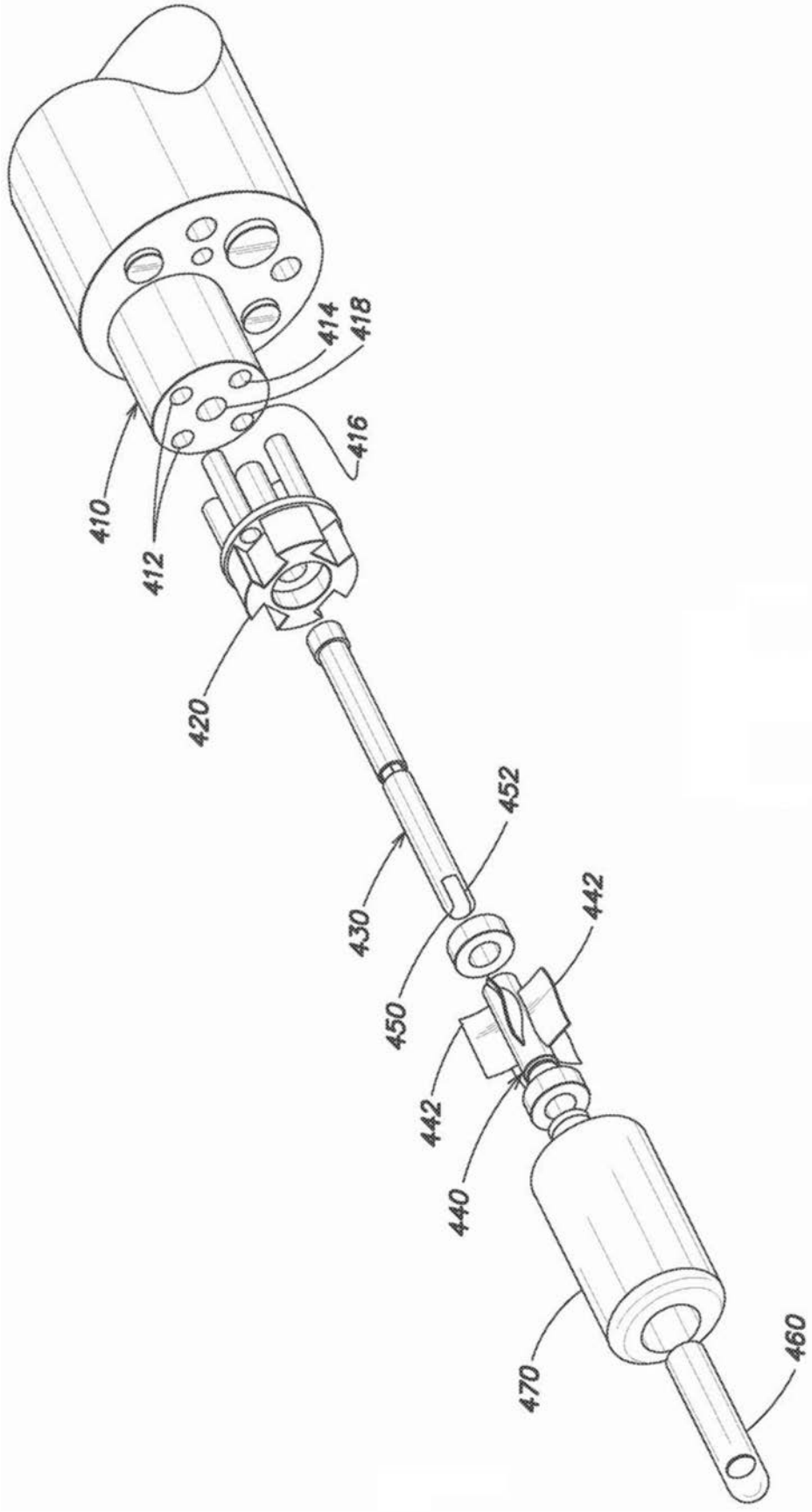


图4A

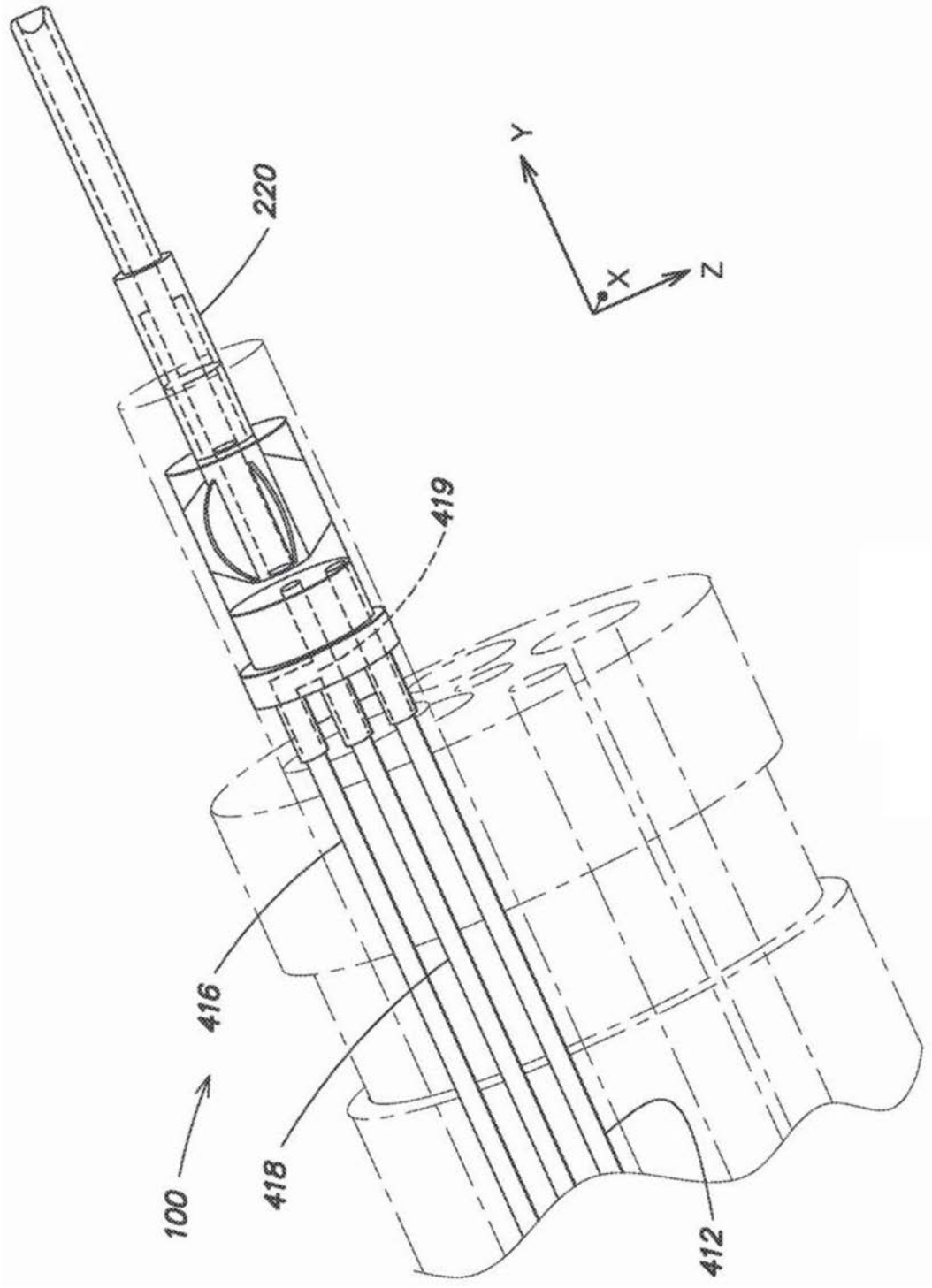


图4B

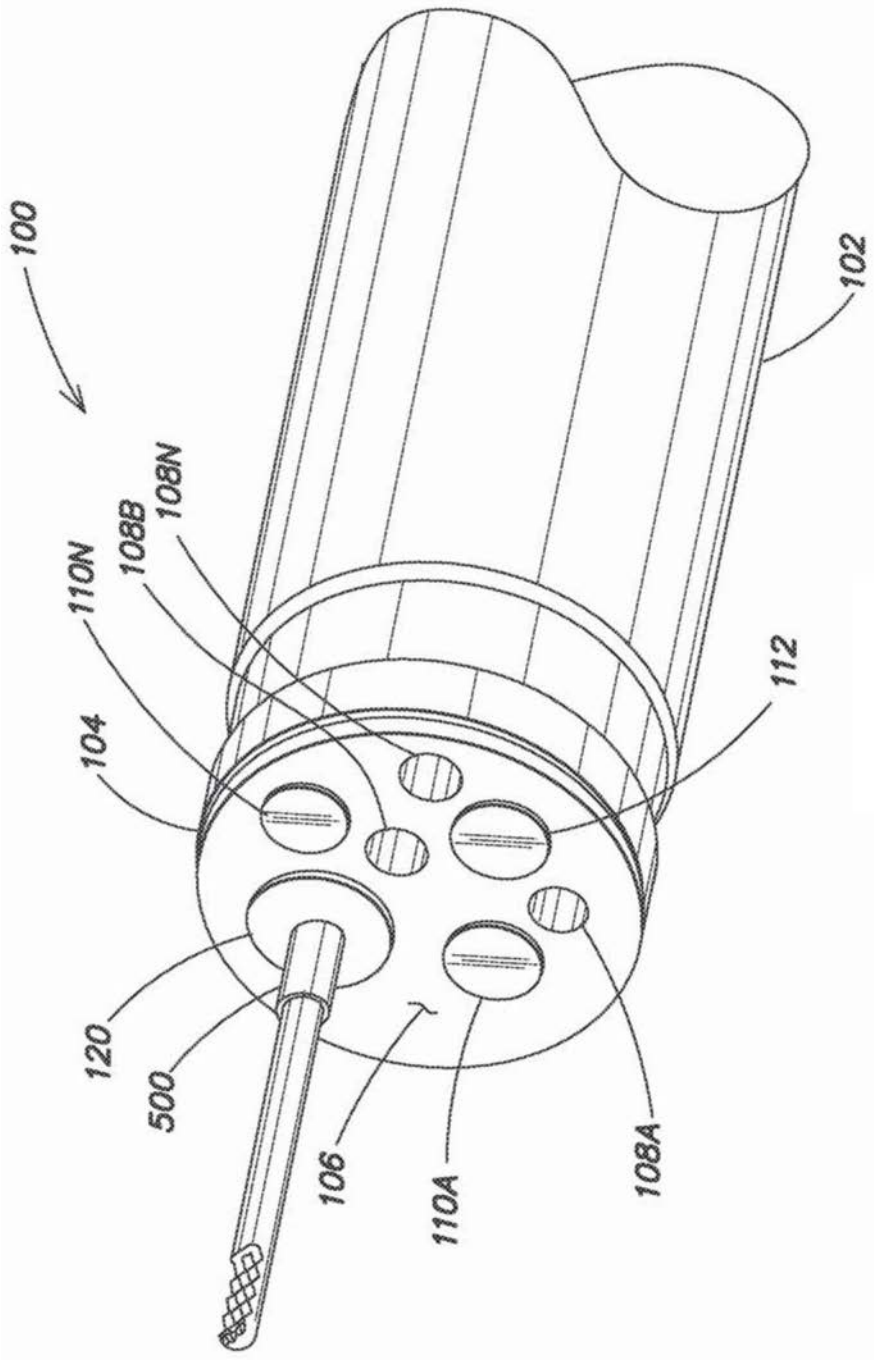


图5

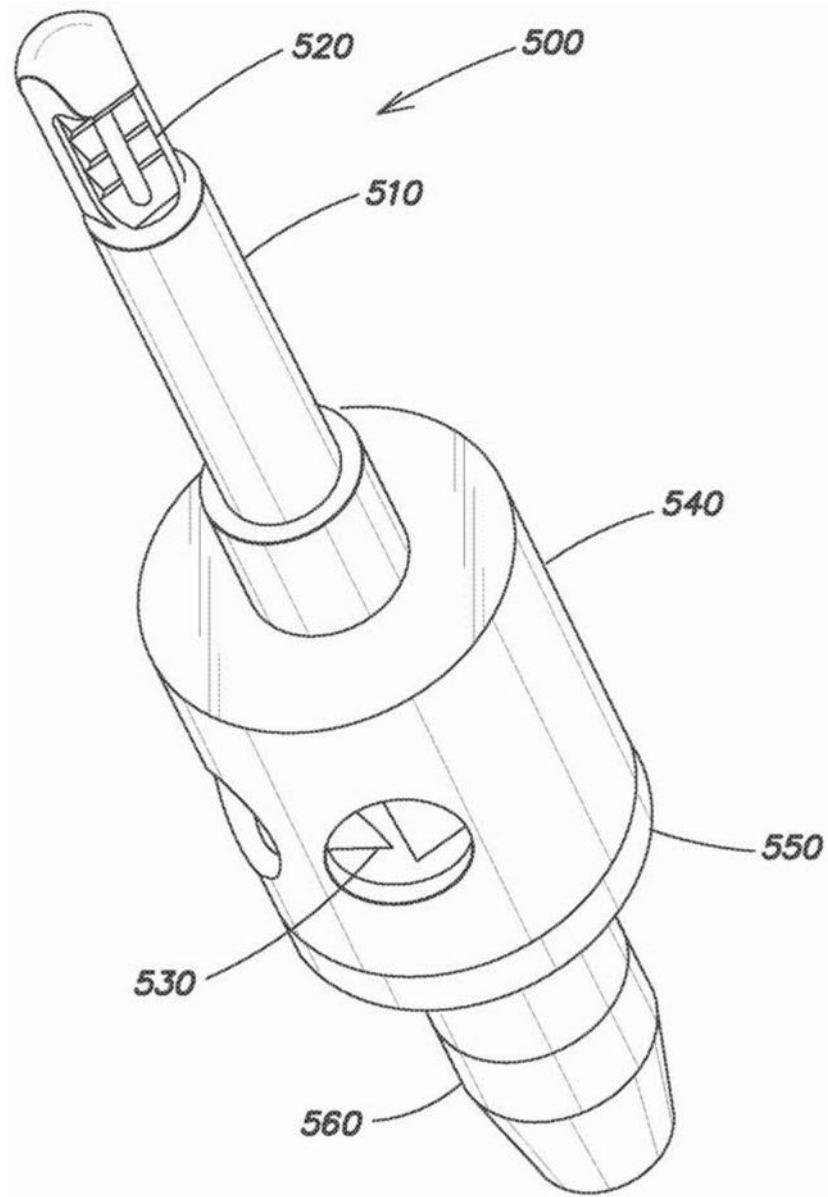


图6

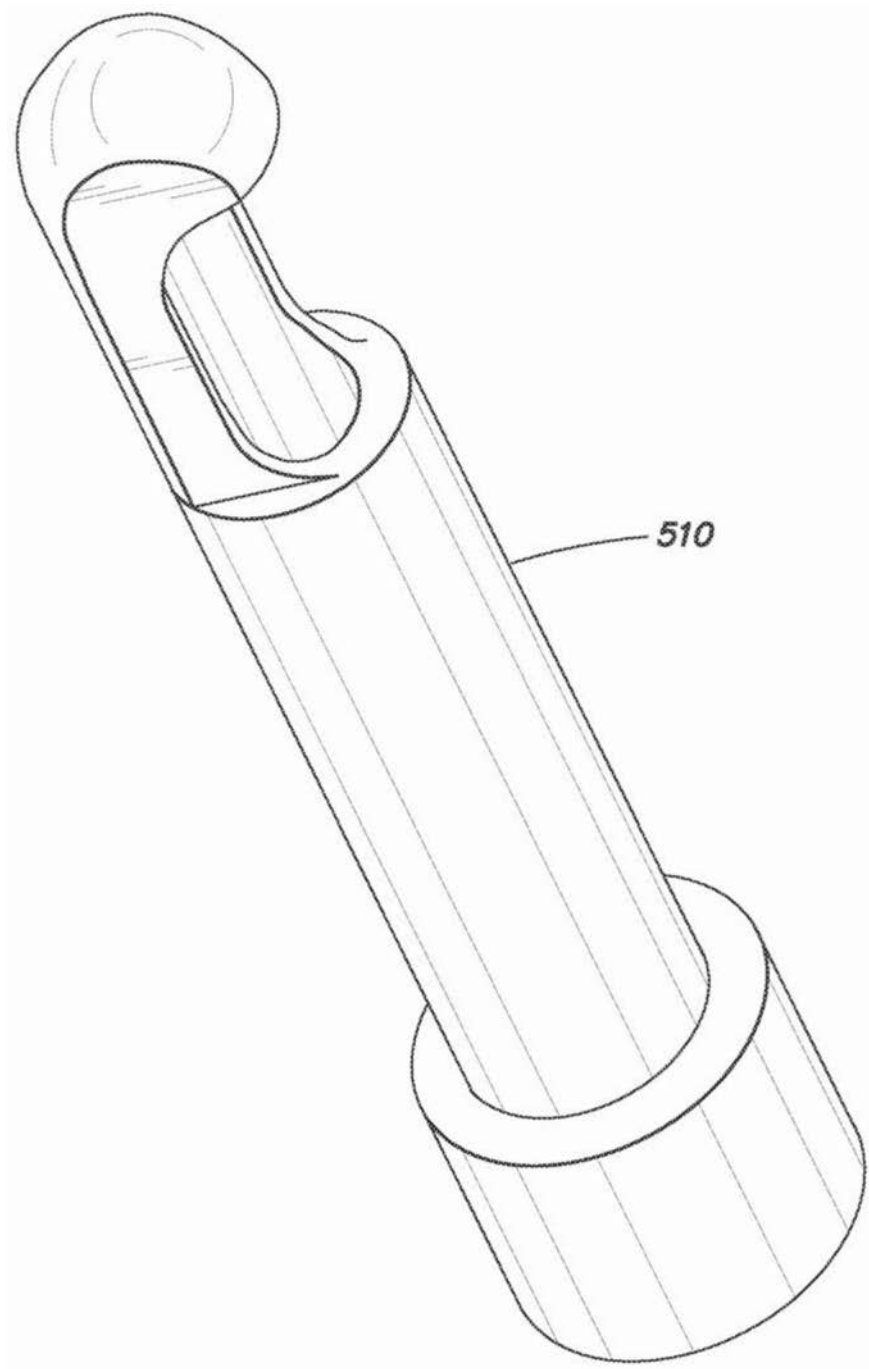


图7

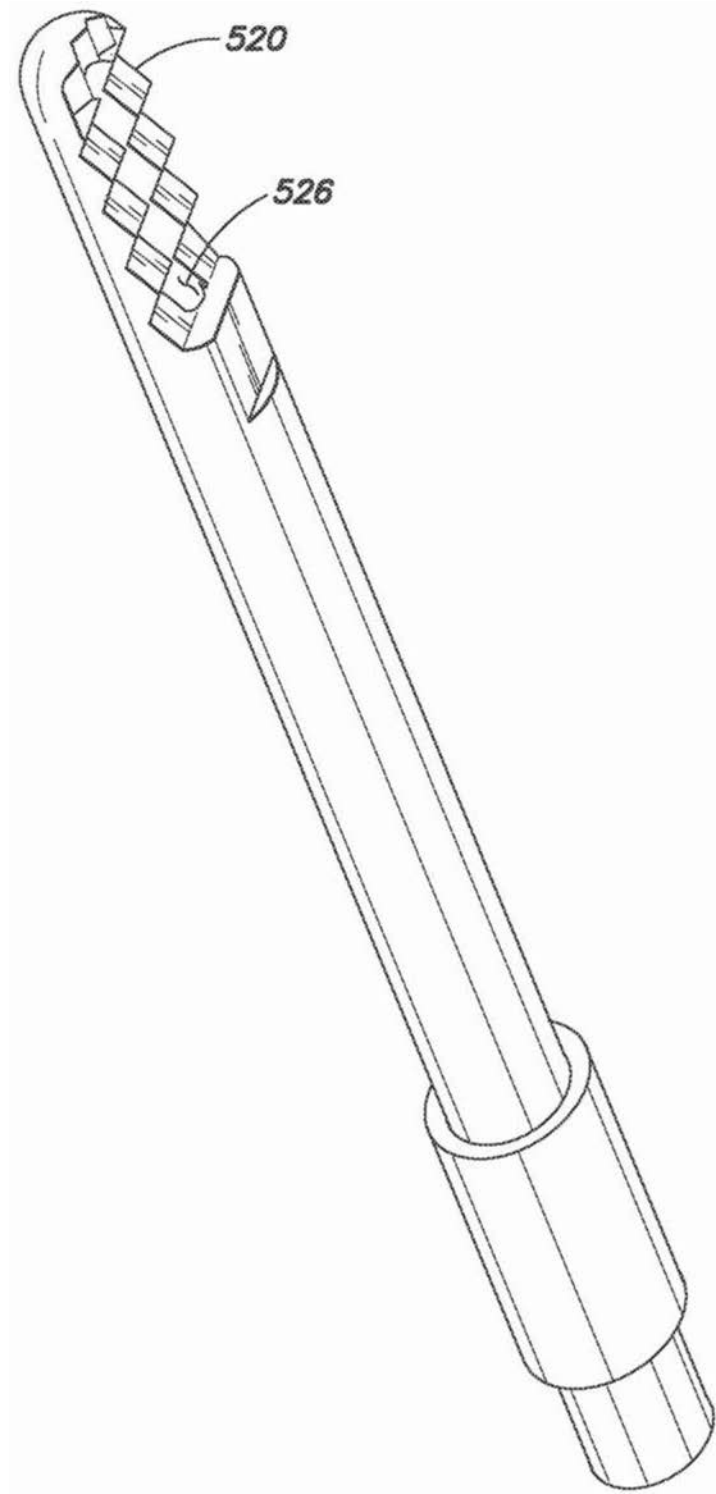


图8

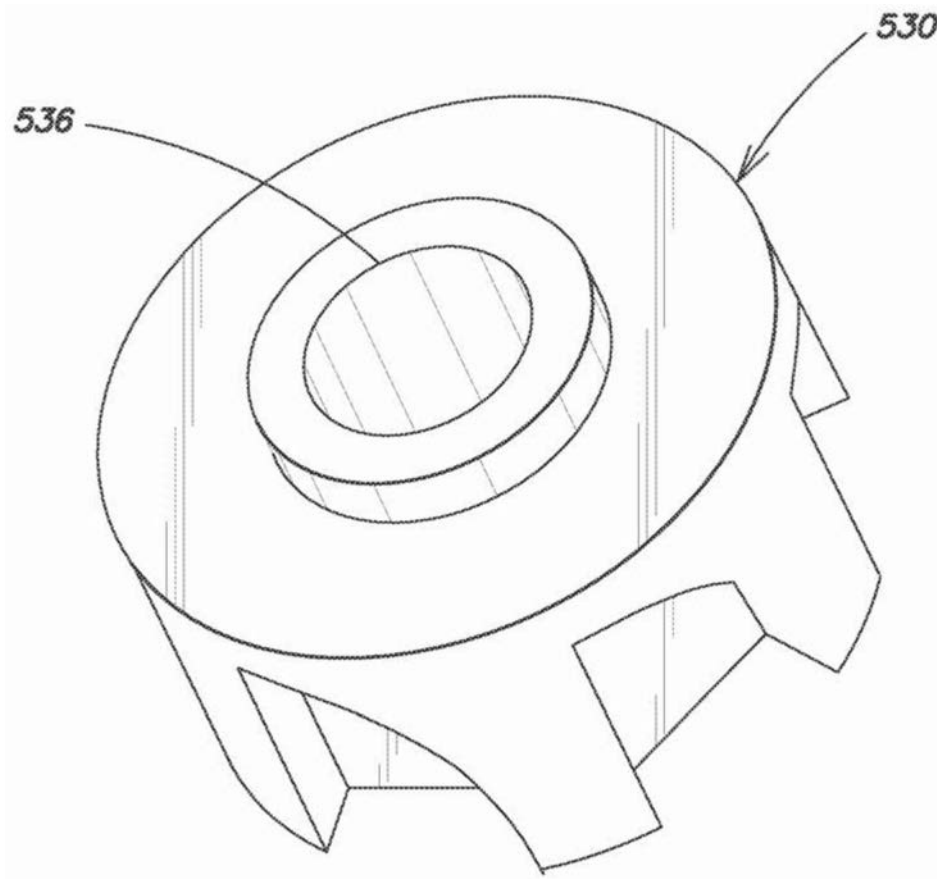


图9

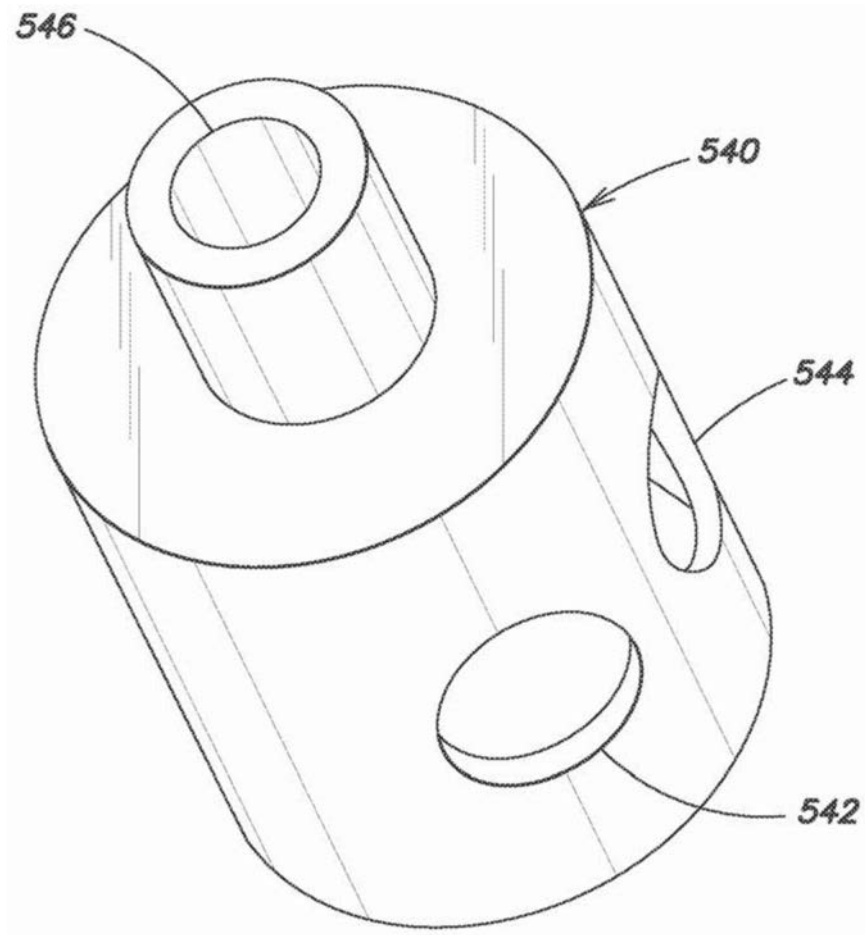


图10

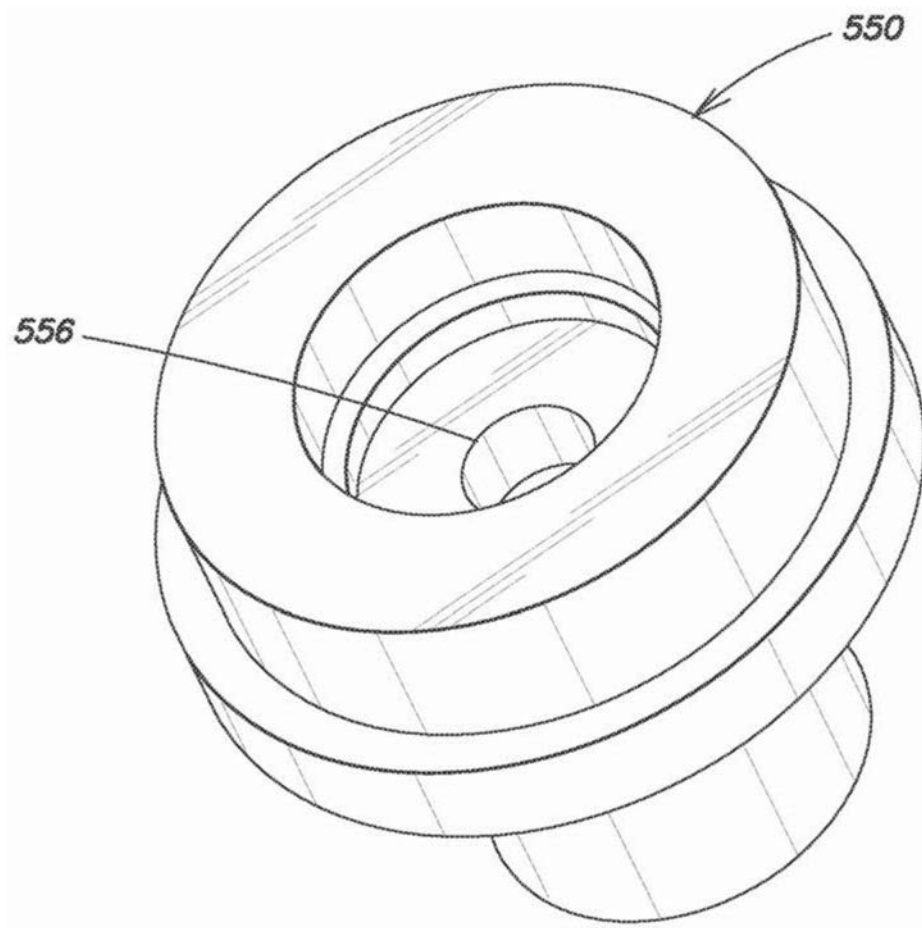


图11

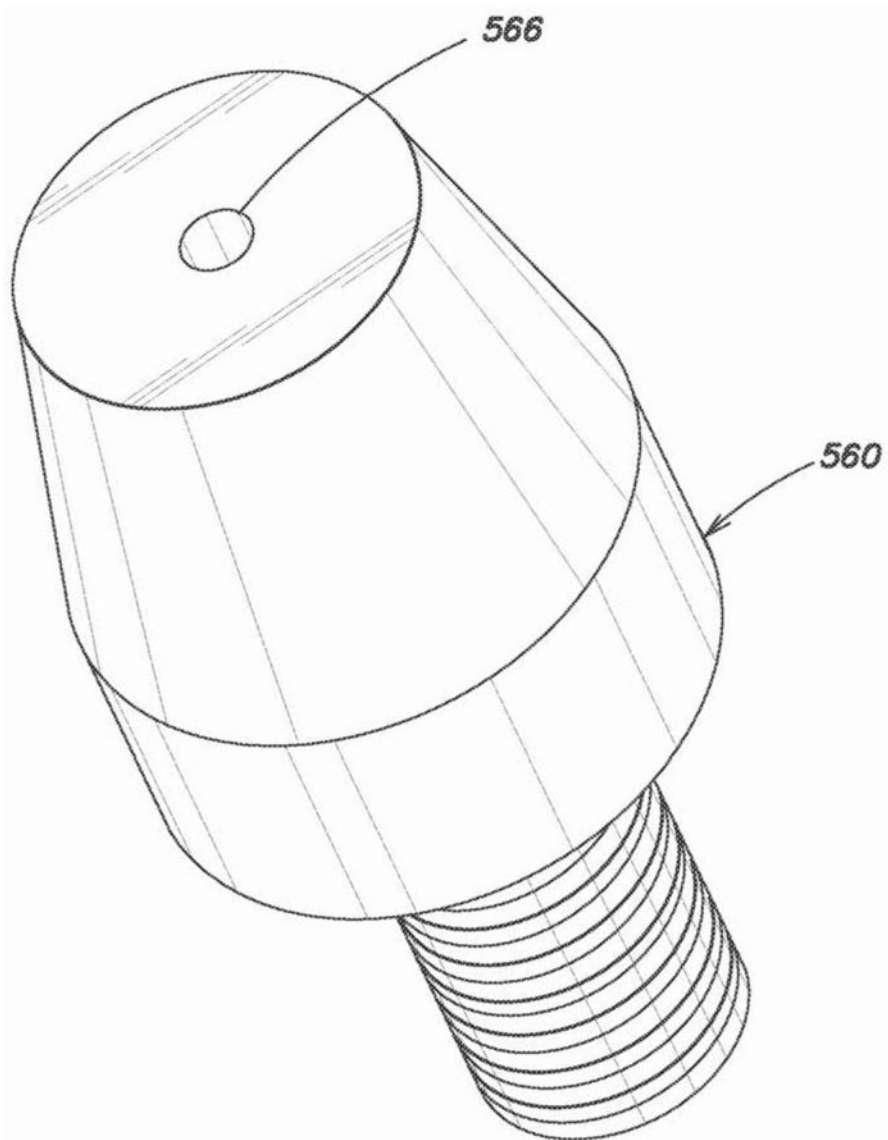


图12

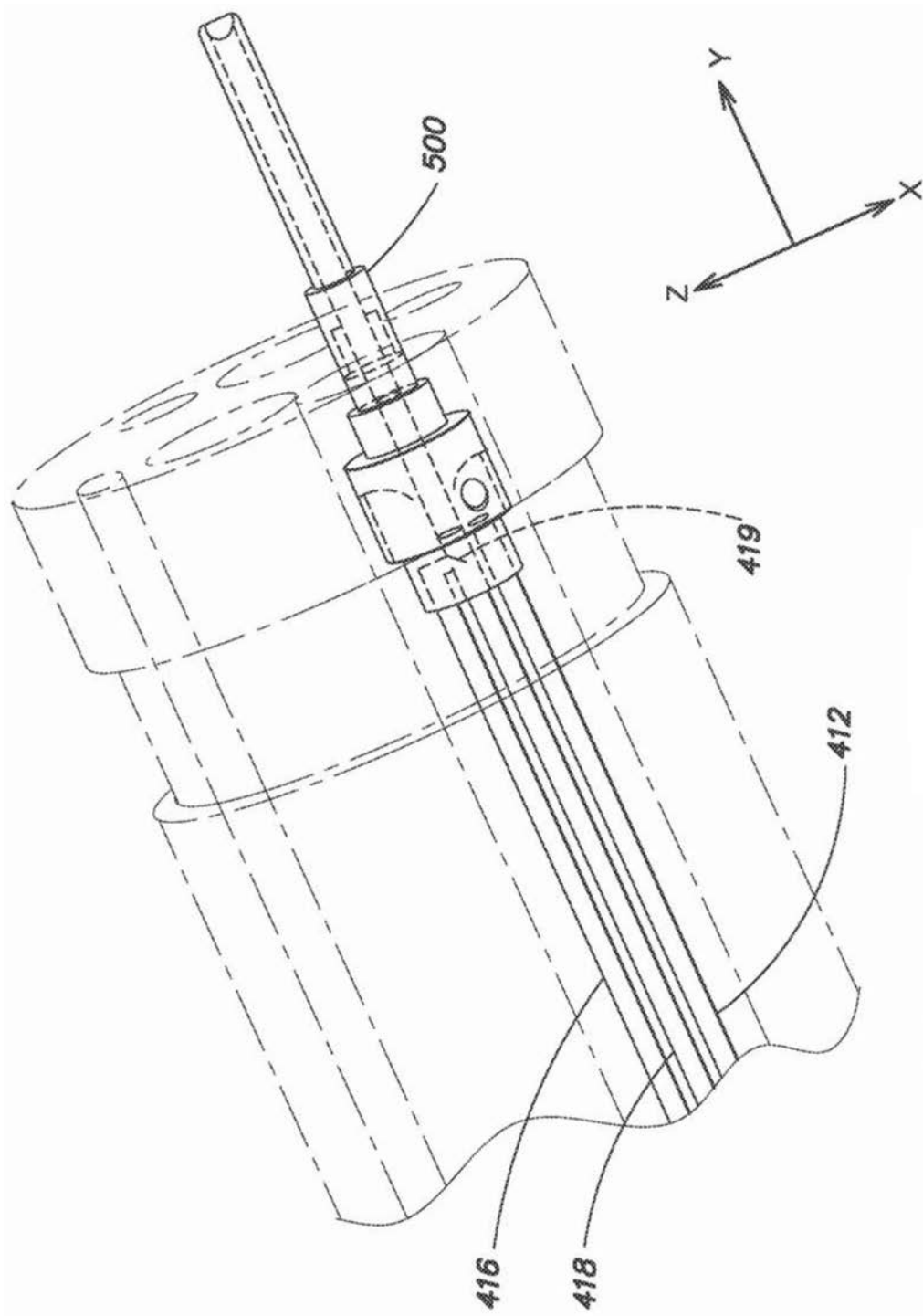


图13

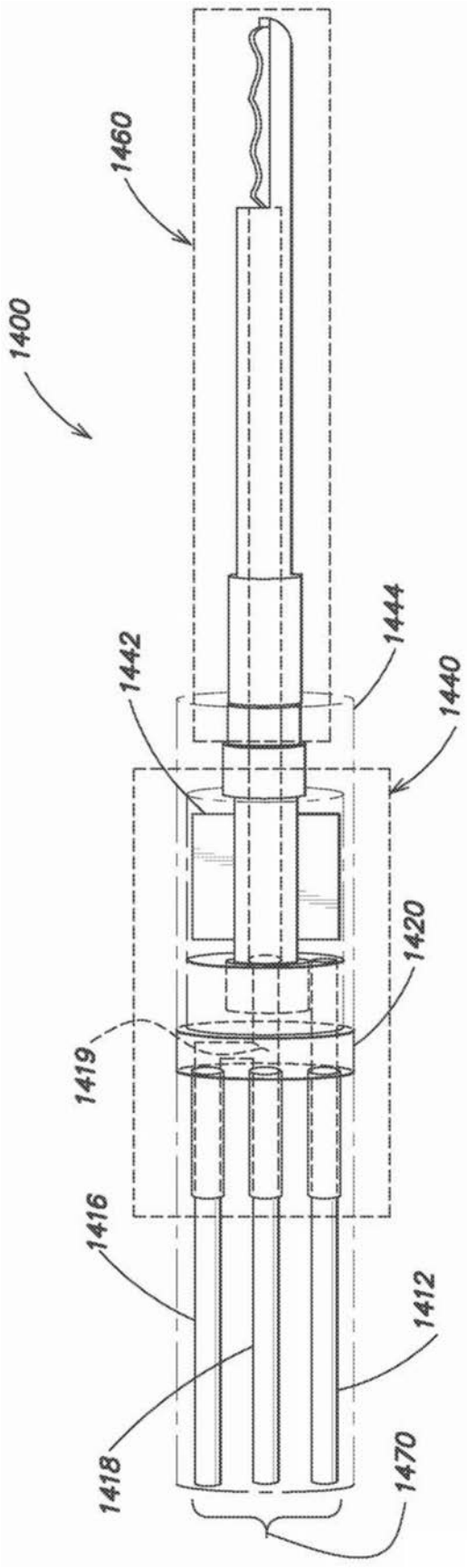


图14

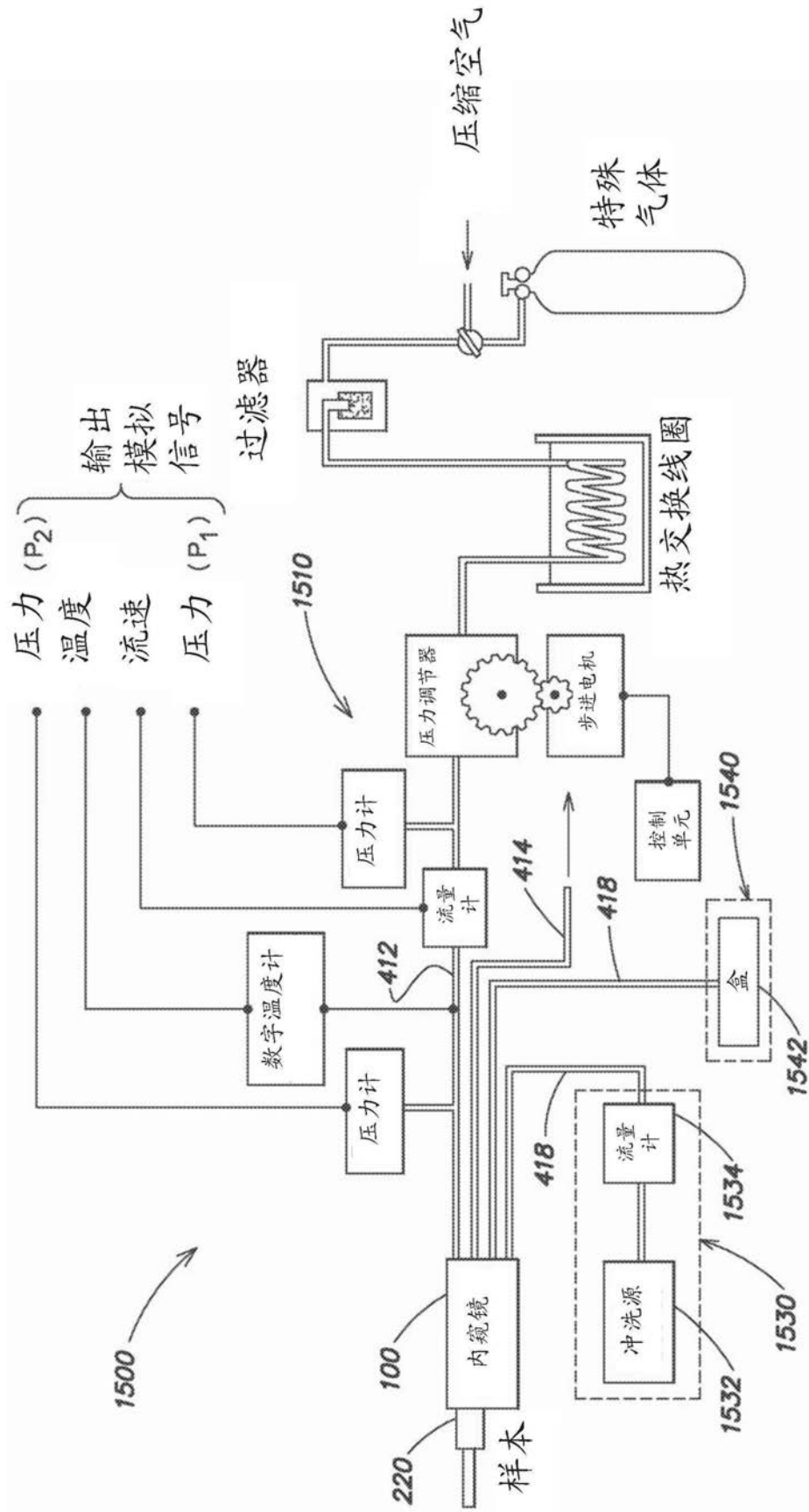


图15

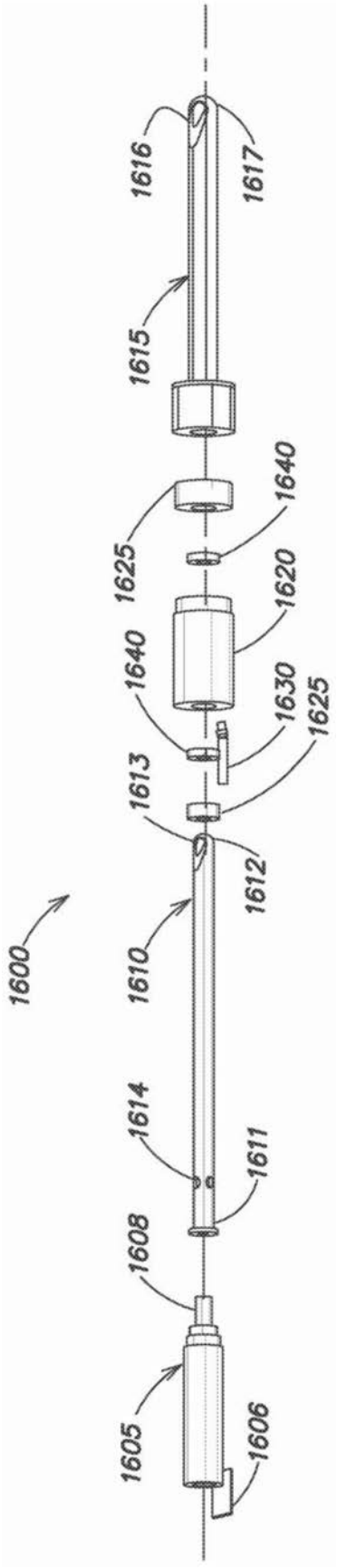


图16A

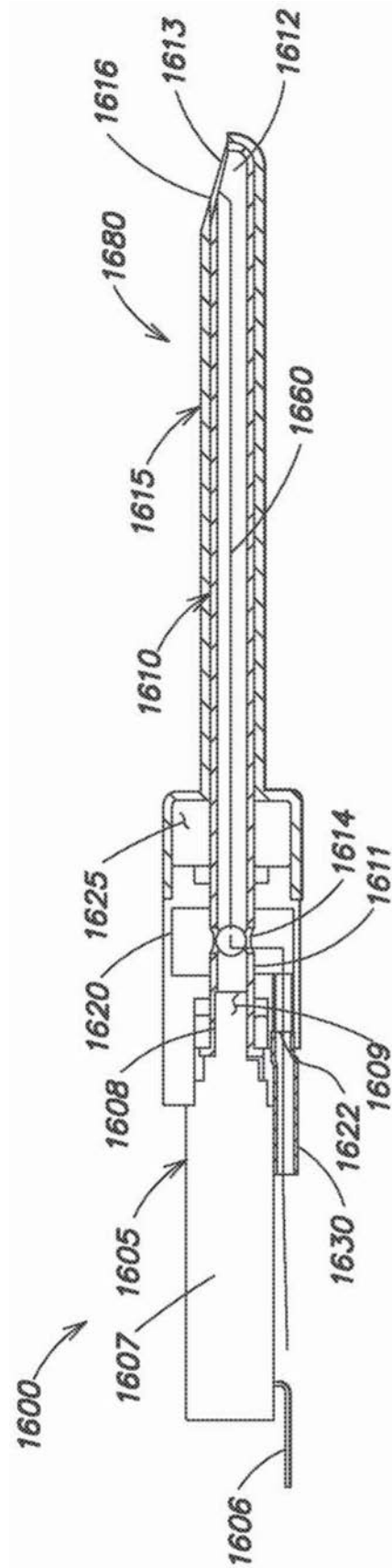


图16B

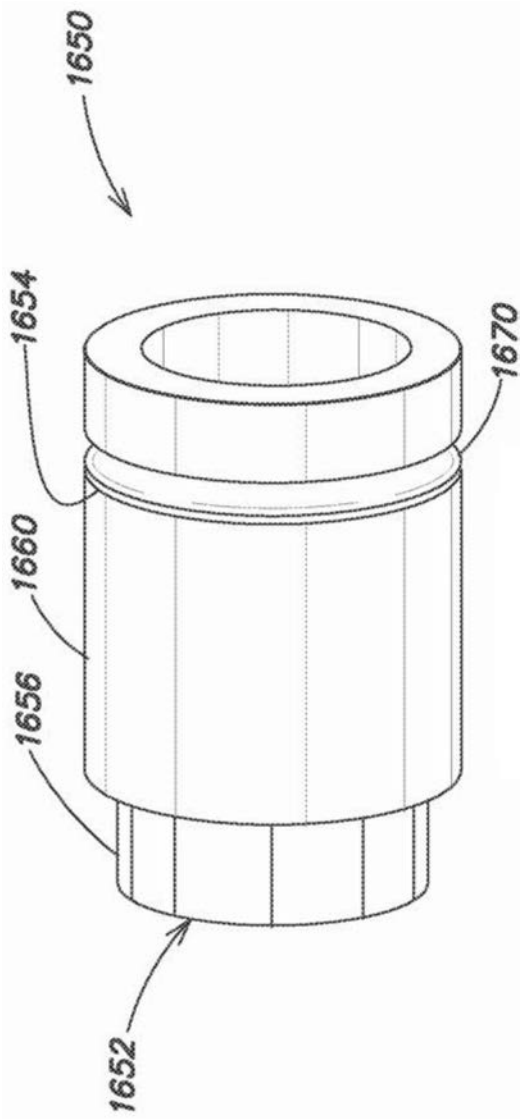


图16C

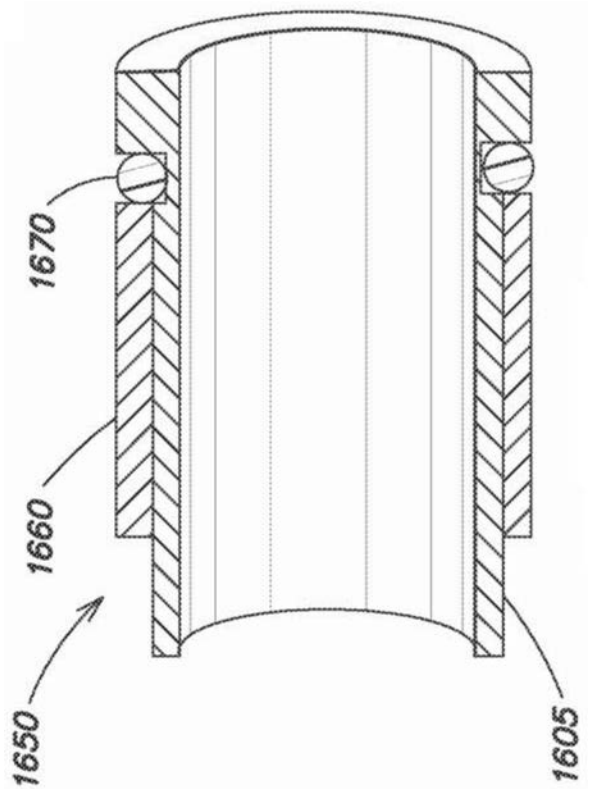


图16D

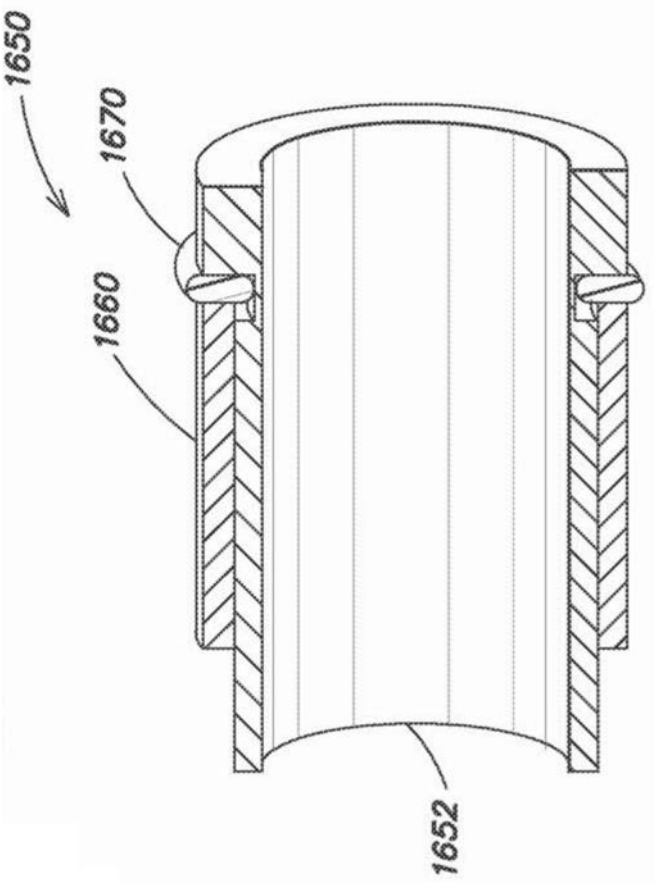


图16E

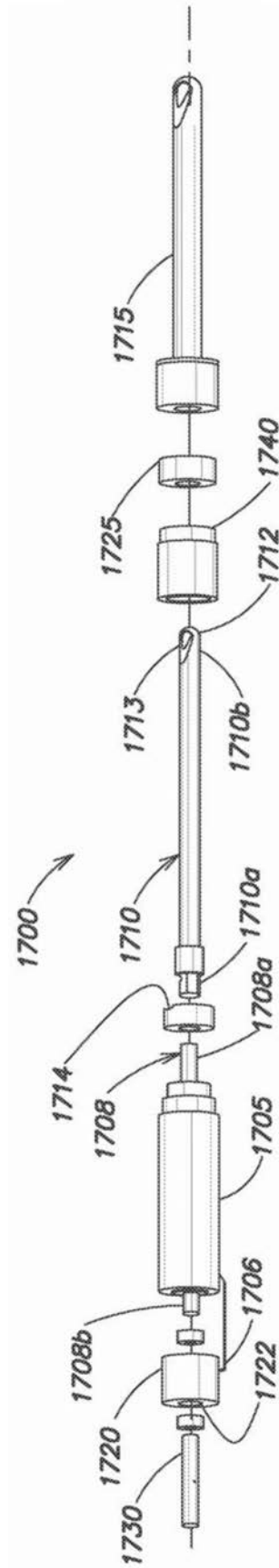


图17A

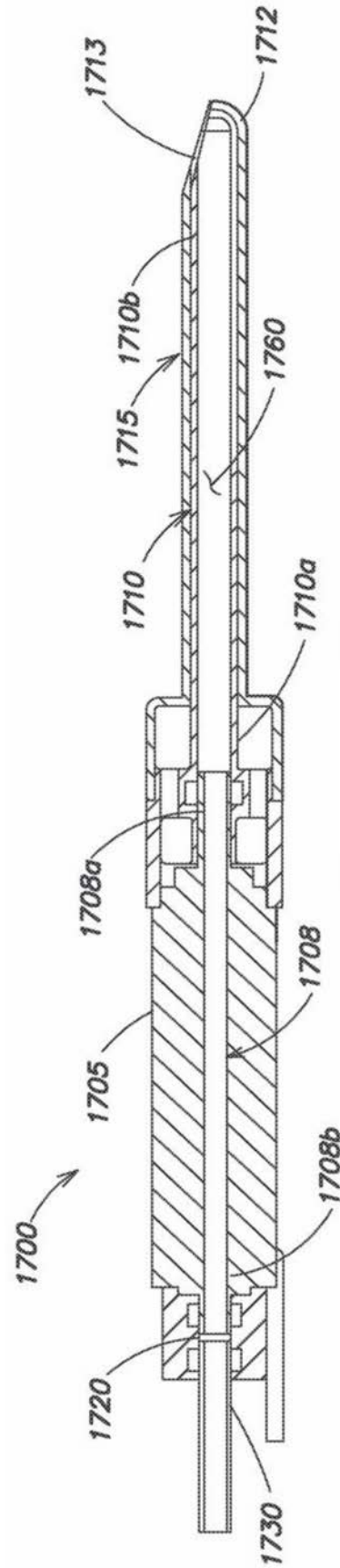


图17B

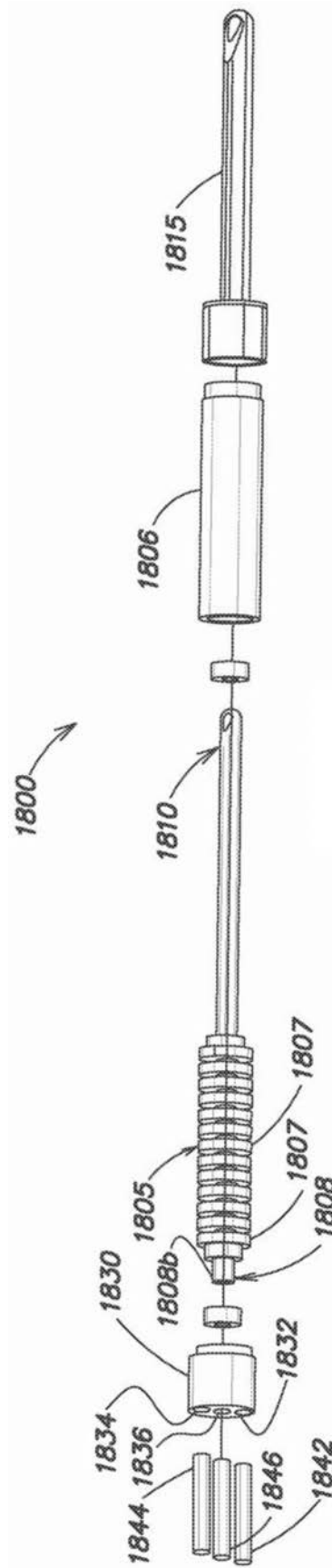


图18A

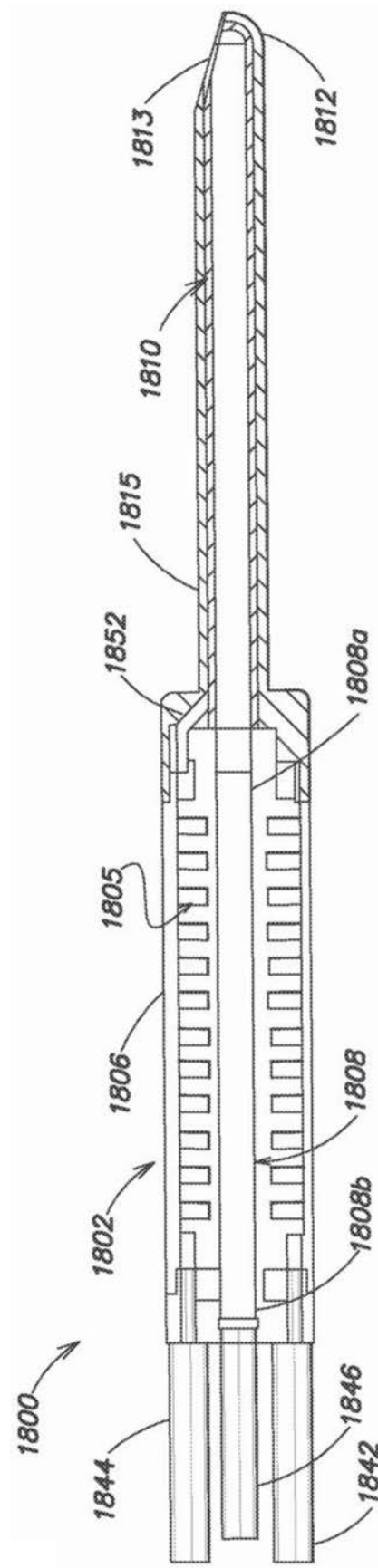


图18B

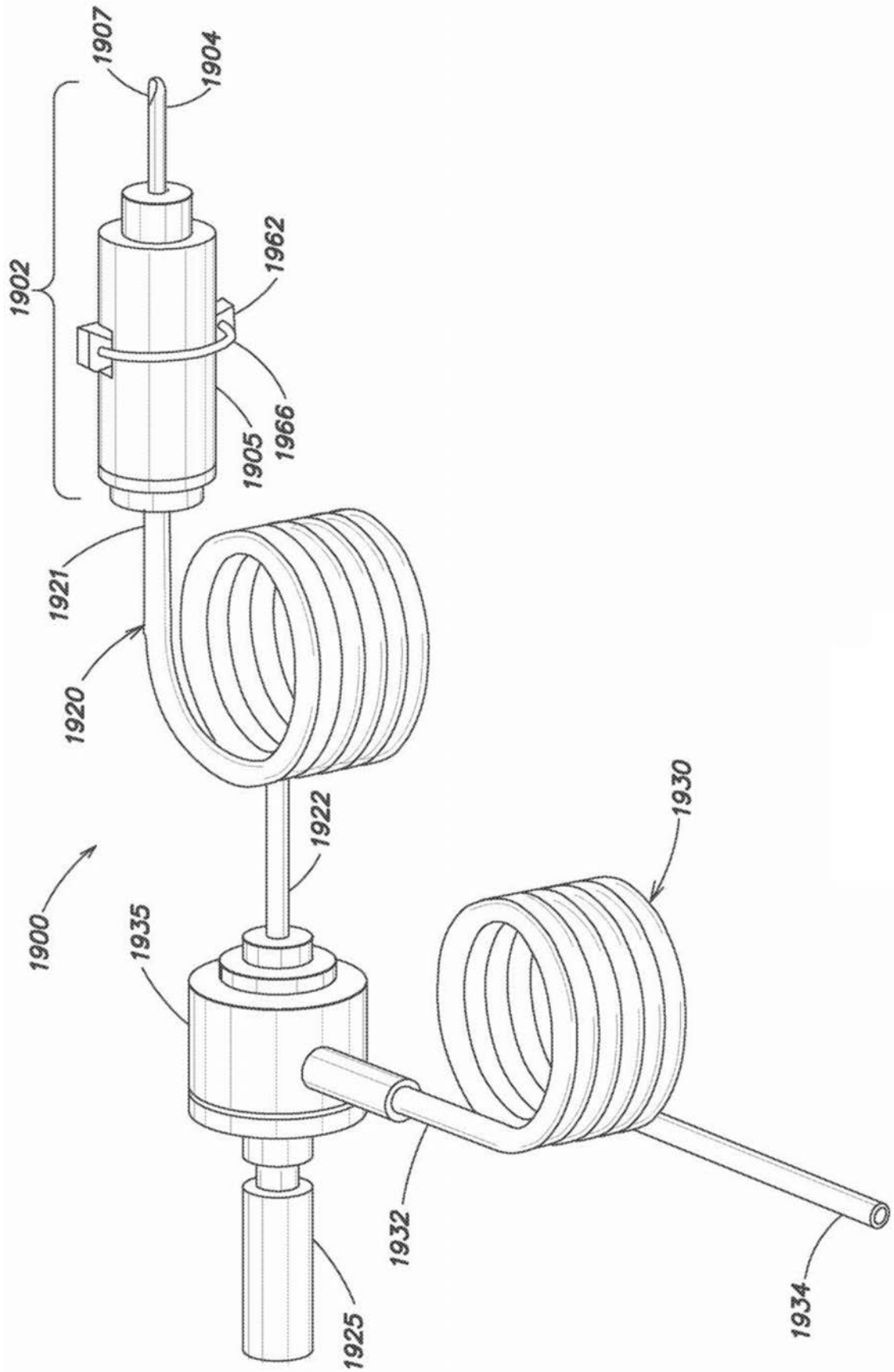


图19A

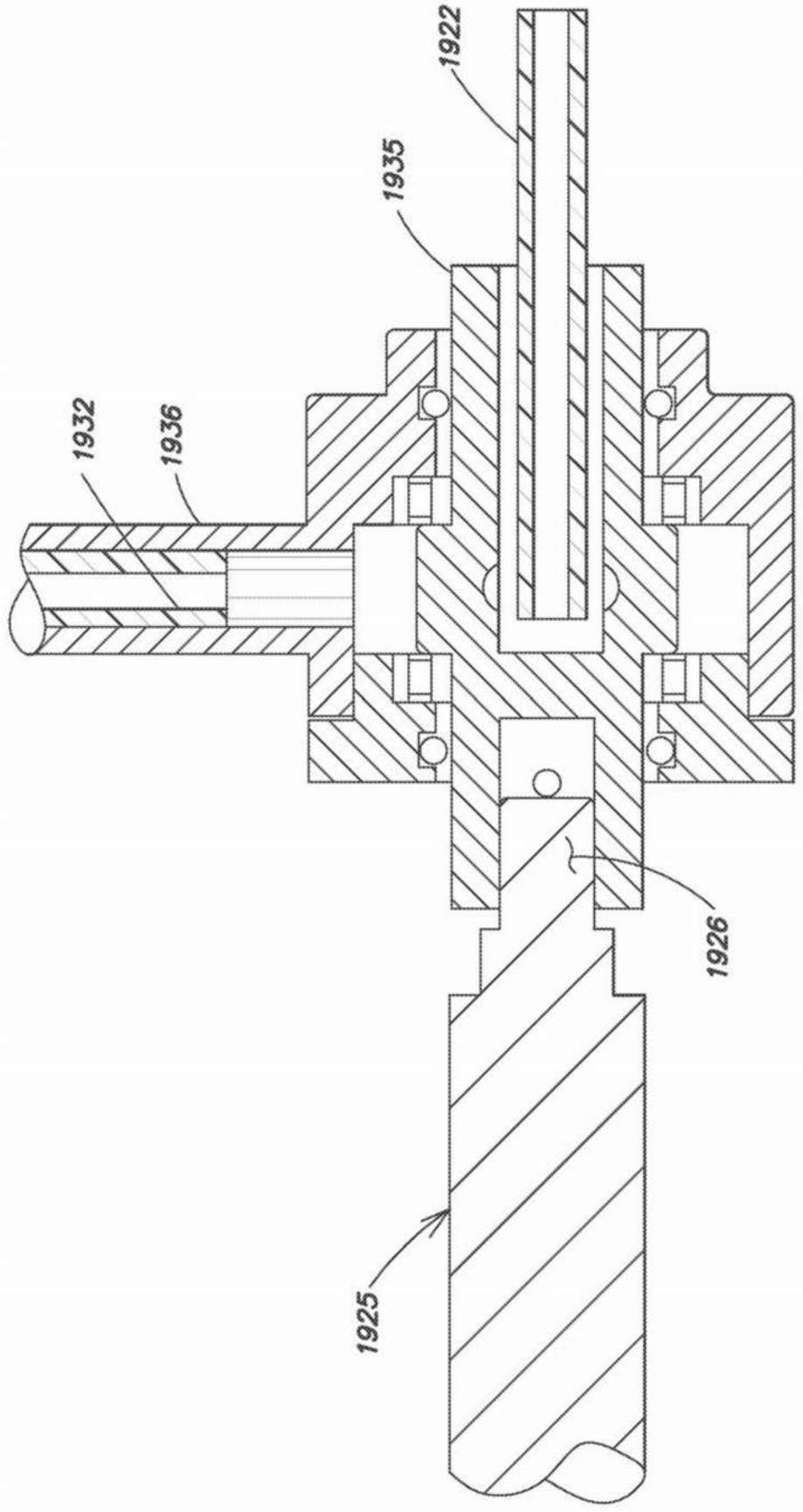


图19B

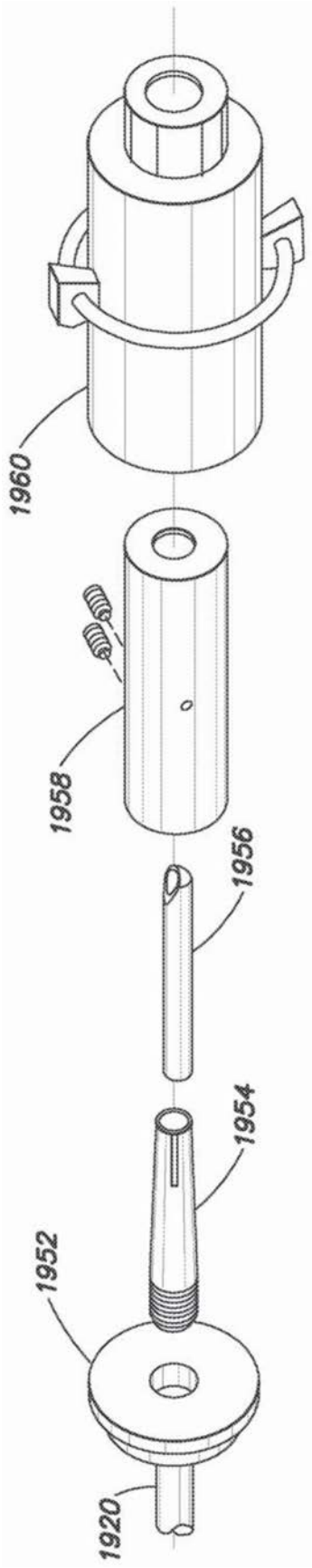


图19C

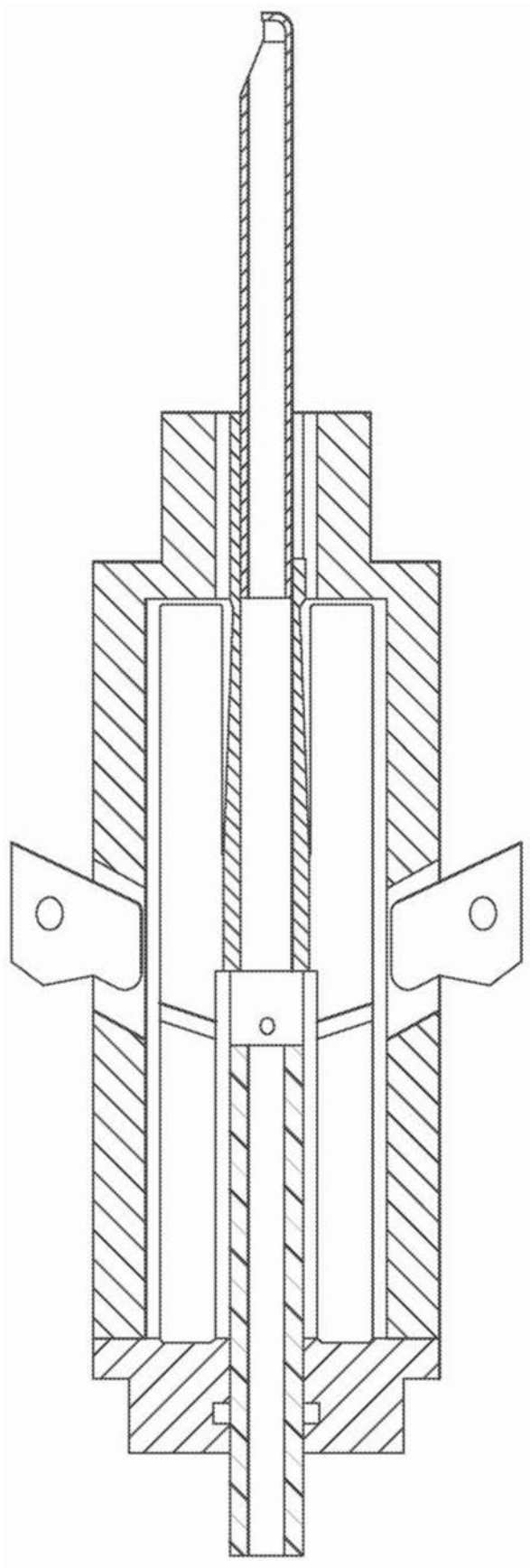


图19D

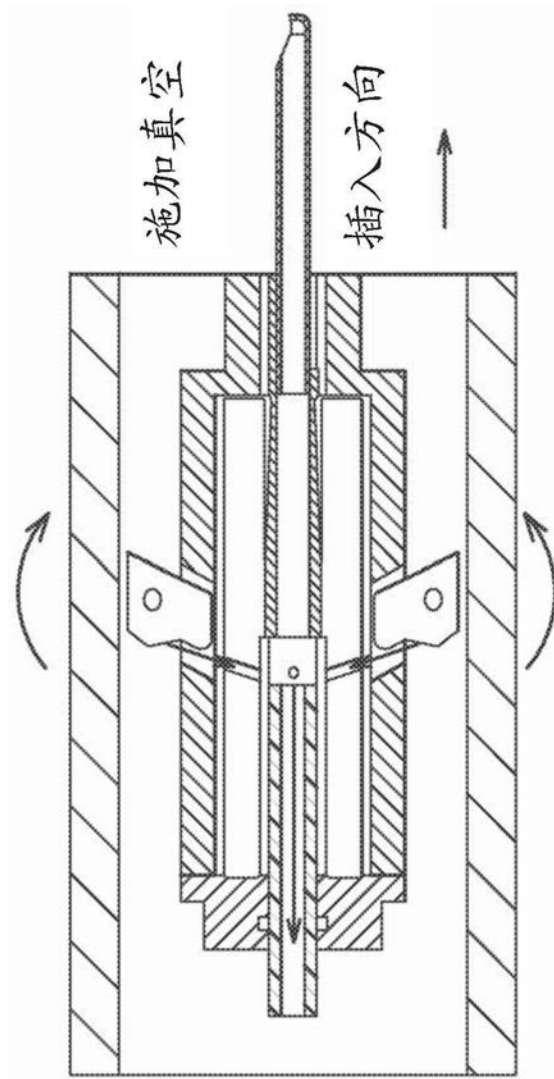


图19E

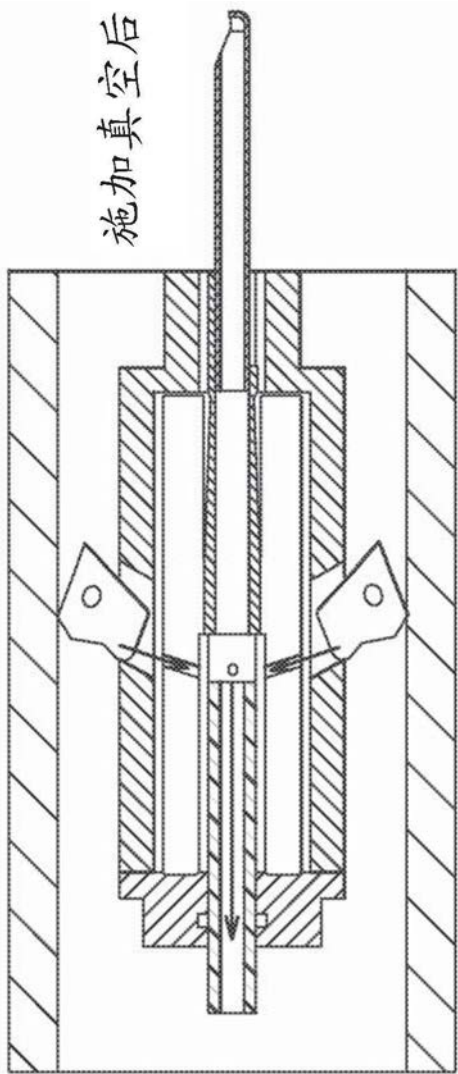


图19F

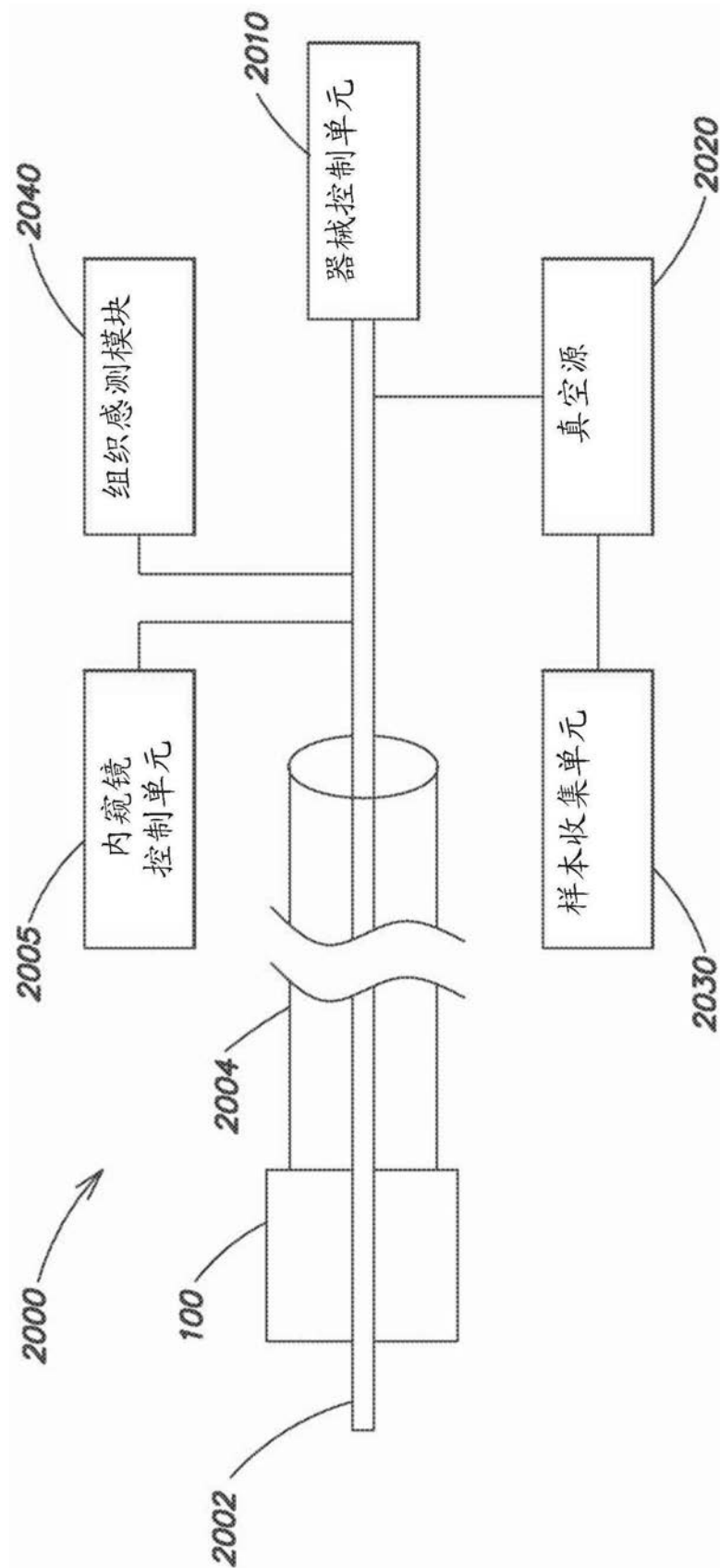


图20

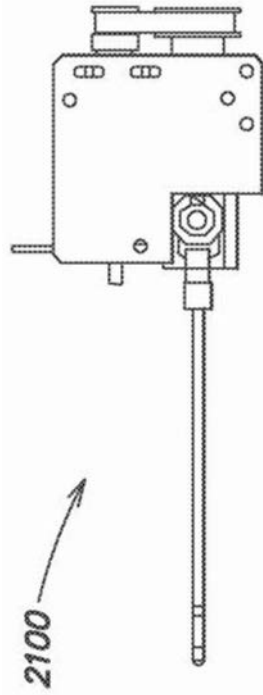


图21AA

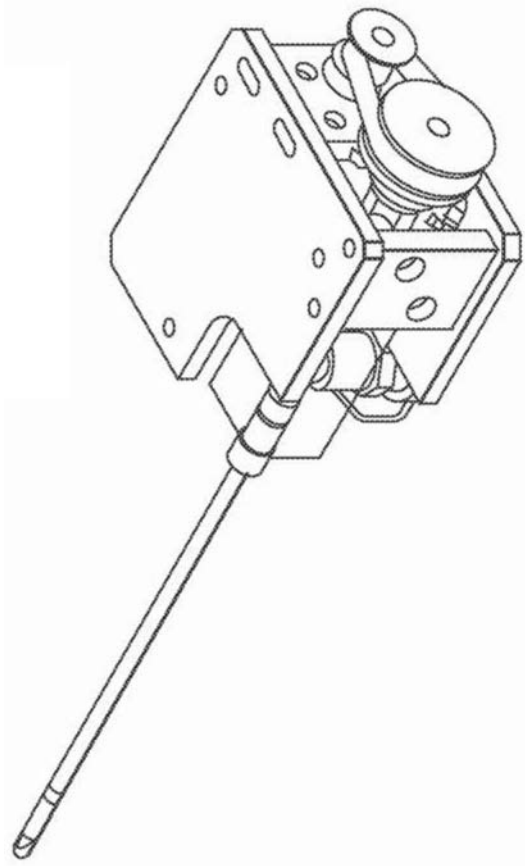


图21AB

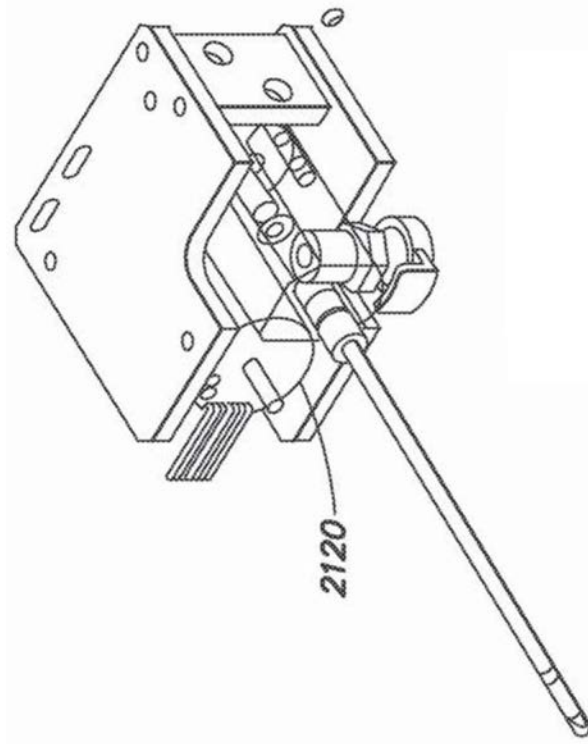


图21AC

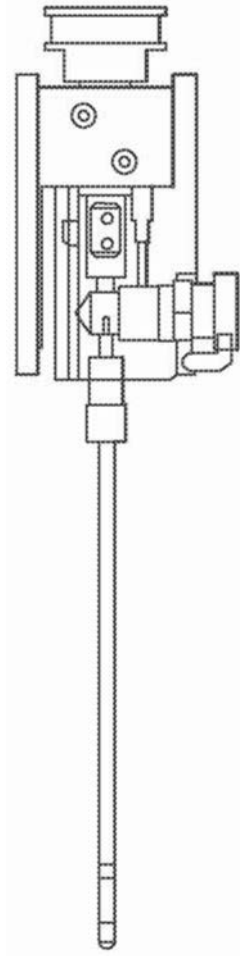


图21AD

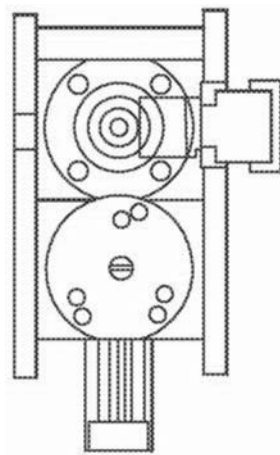


图21AE

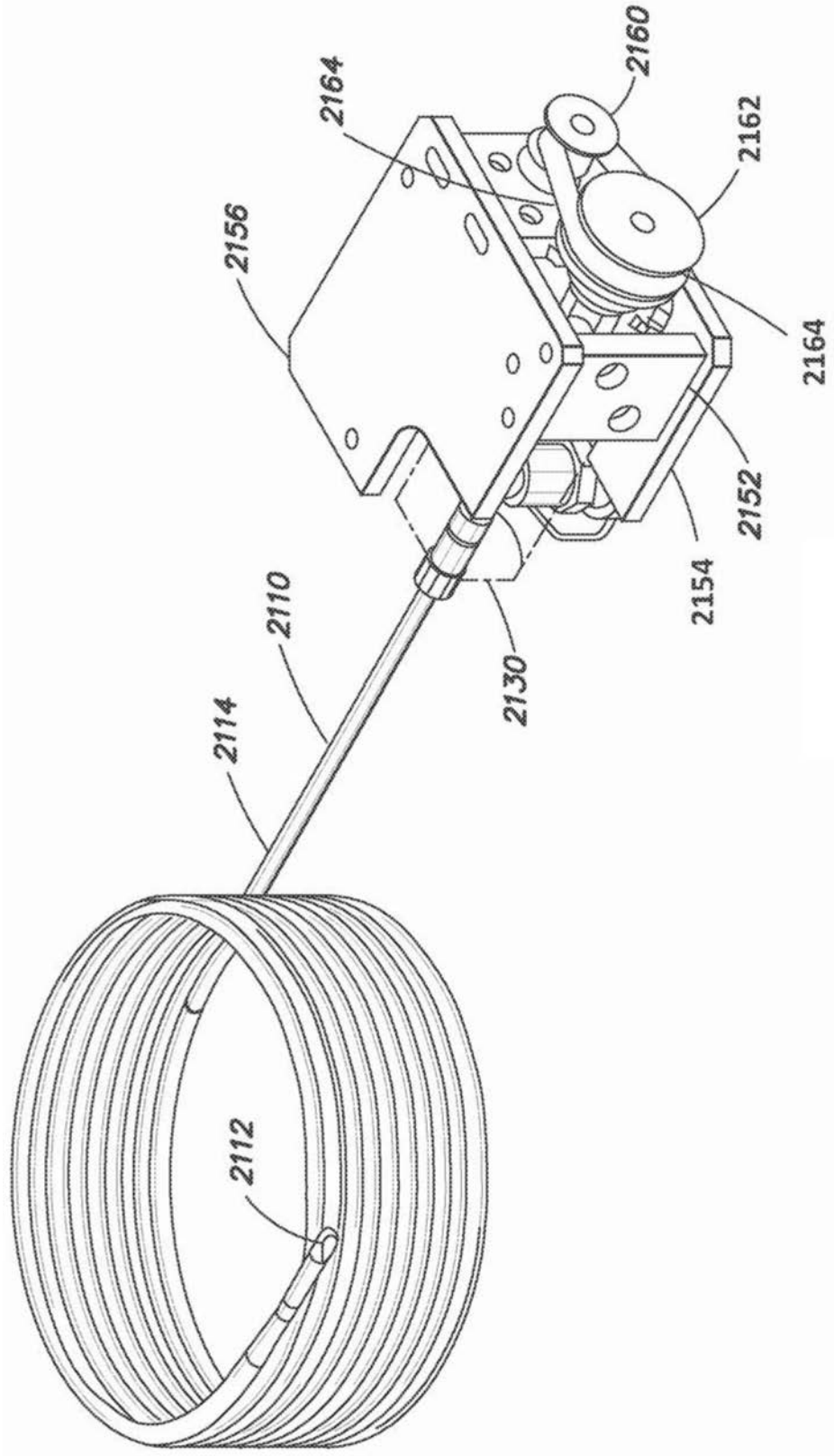


图21B

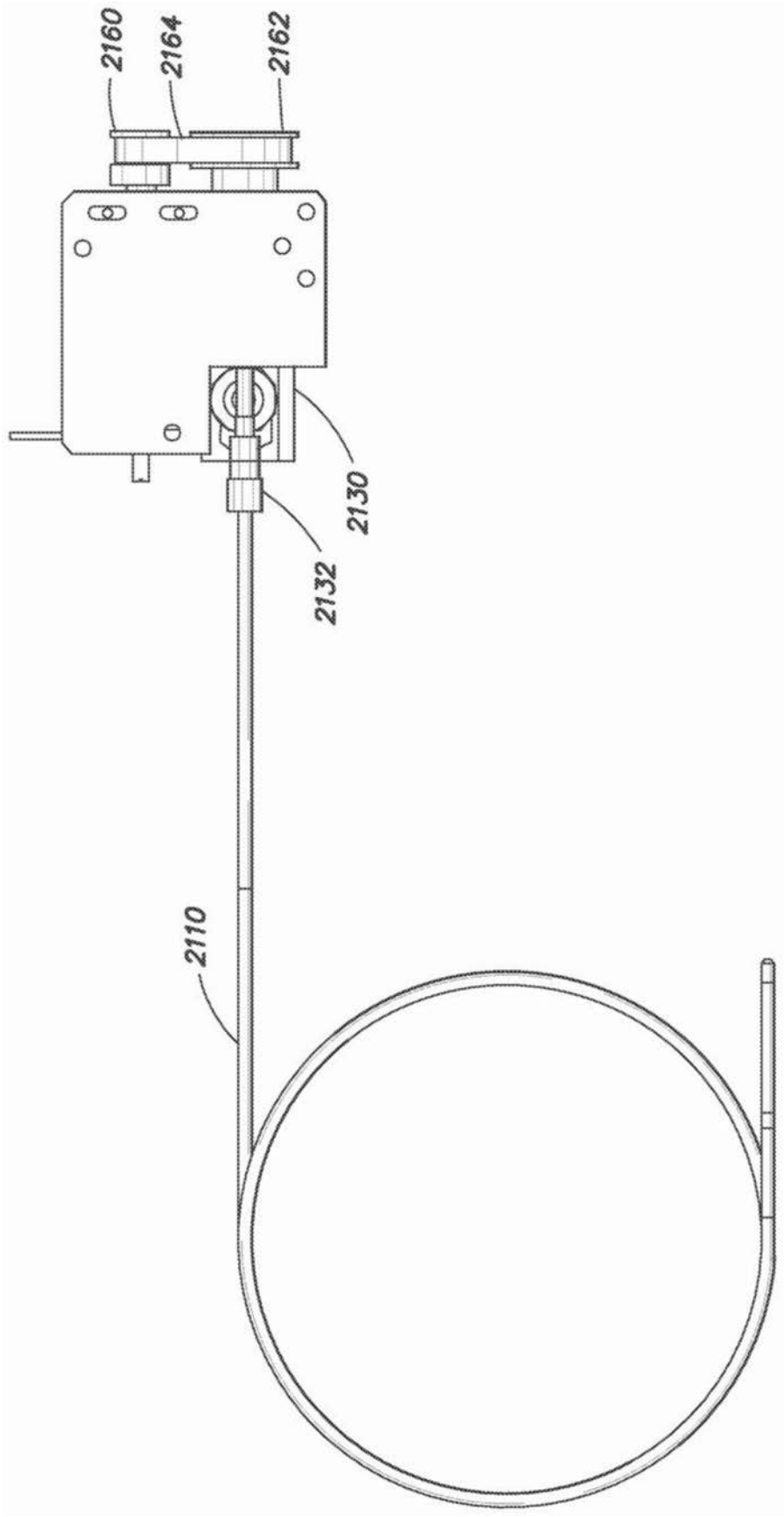


图21C

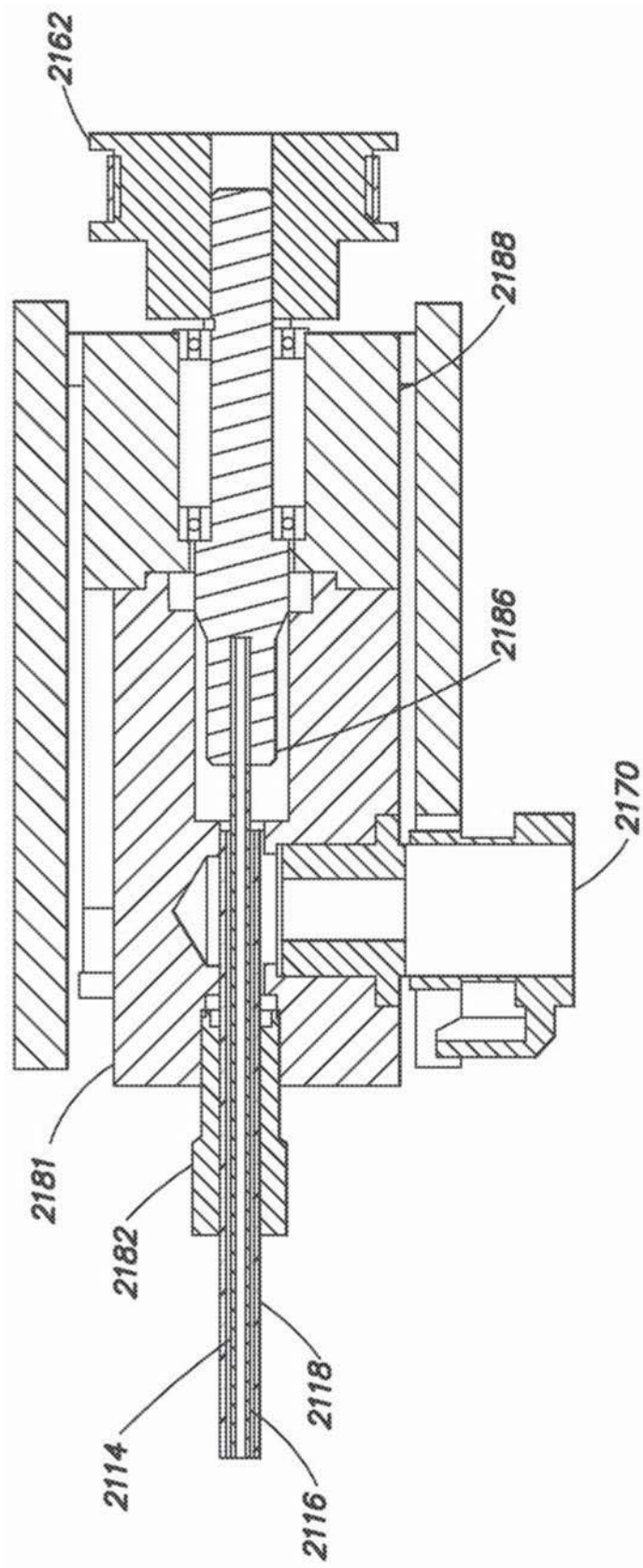


图21D

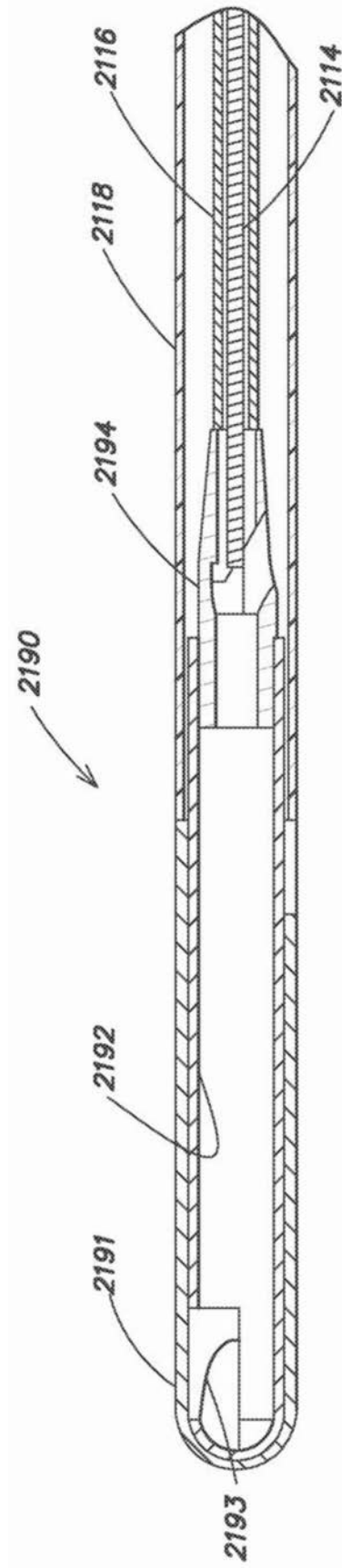


图21E

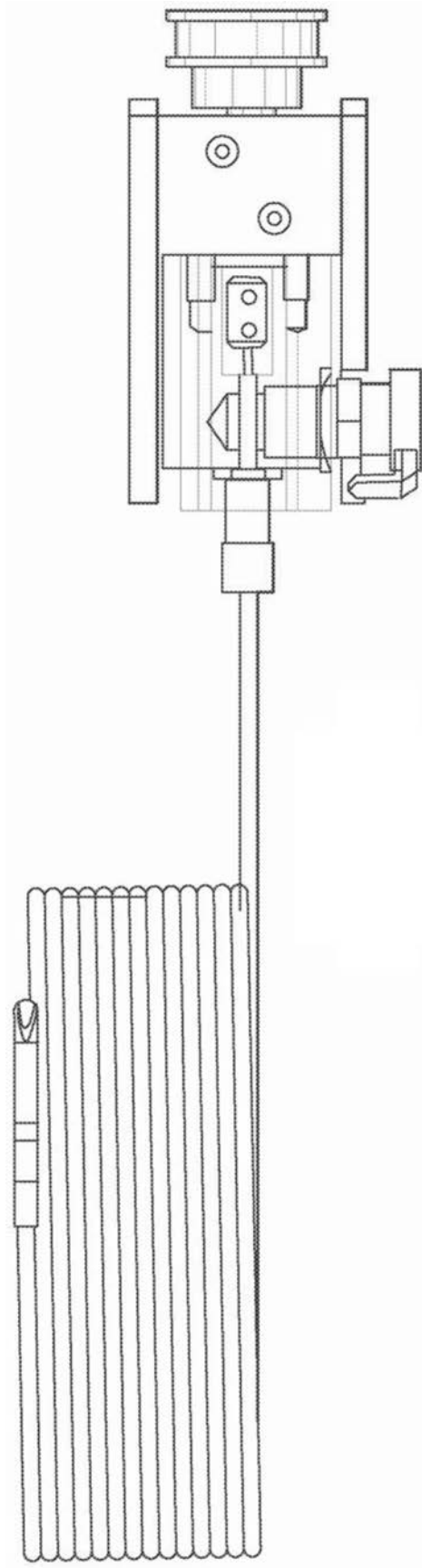


图21F

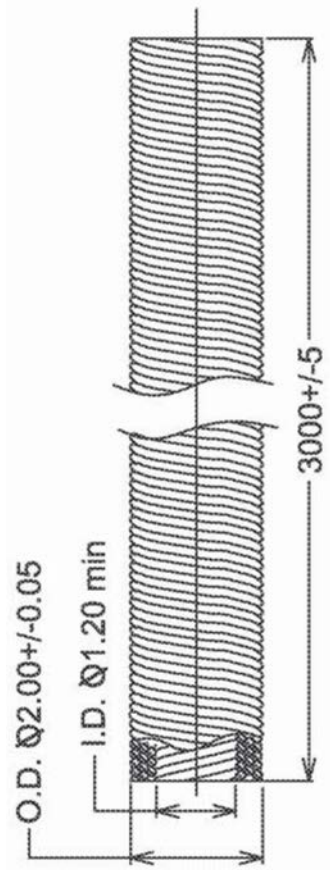


图22A

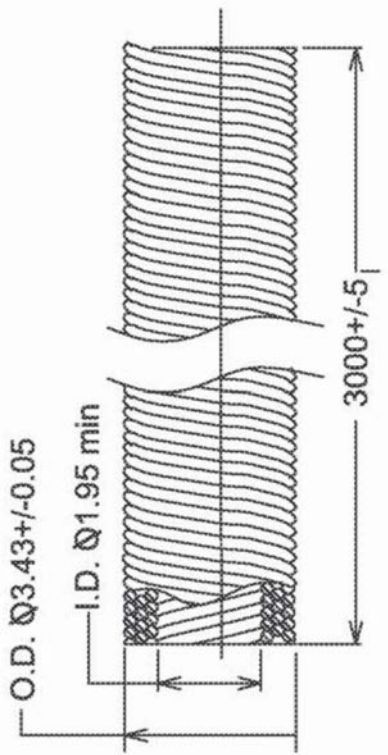


图22B

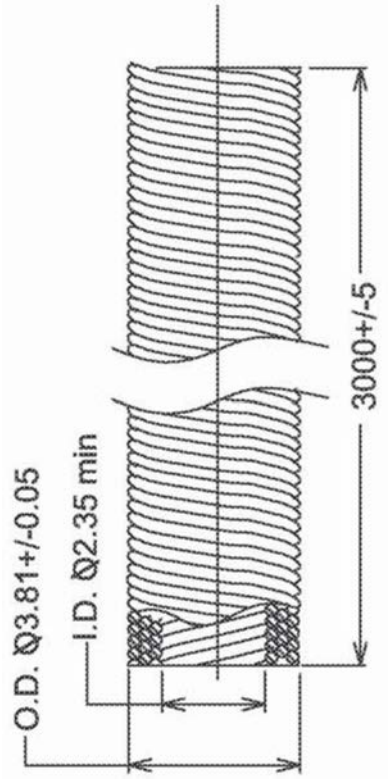


图22C

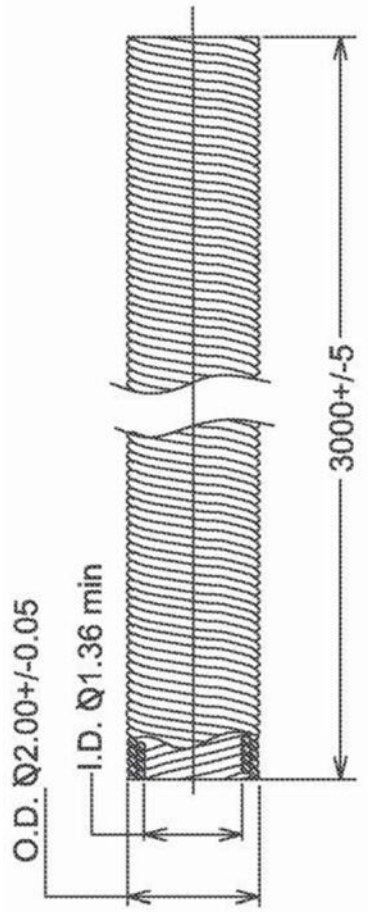


图22D

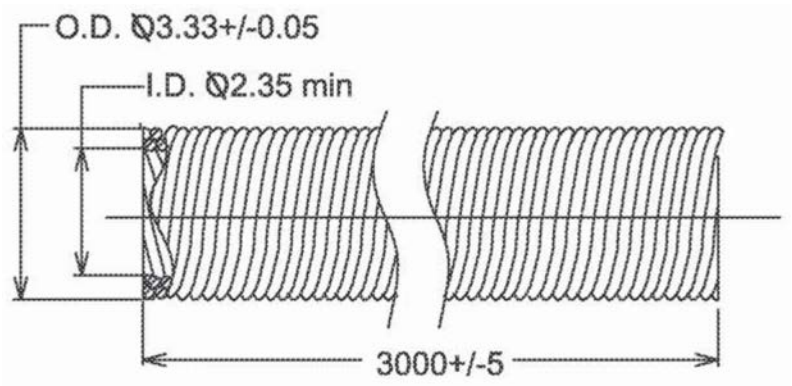


图22E

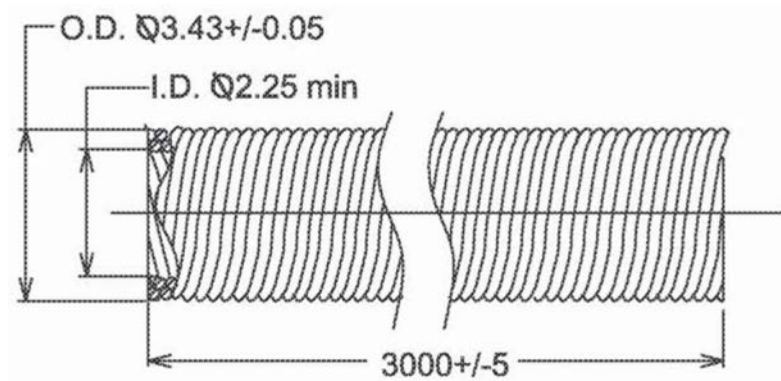


图22F

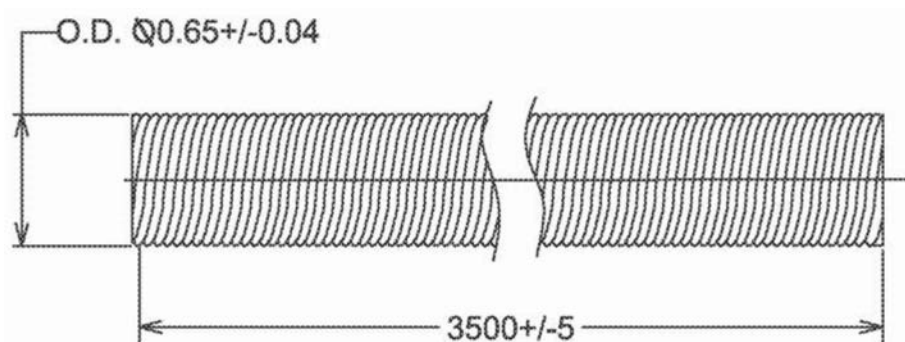


图22G

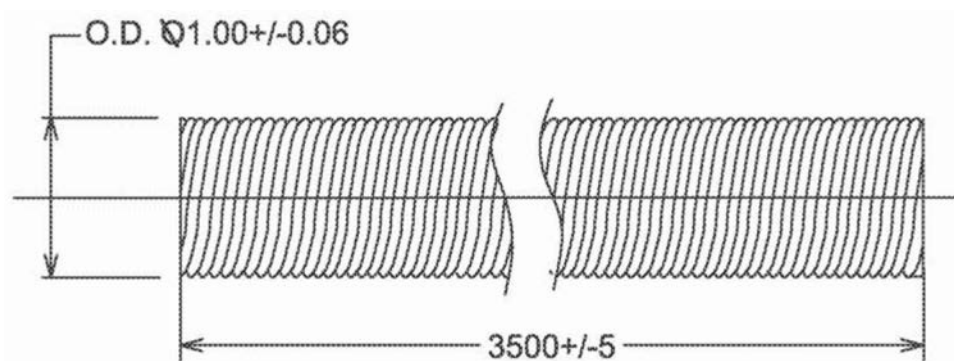


图22H

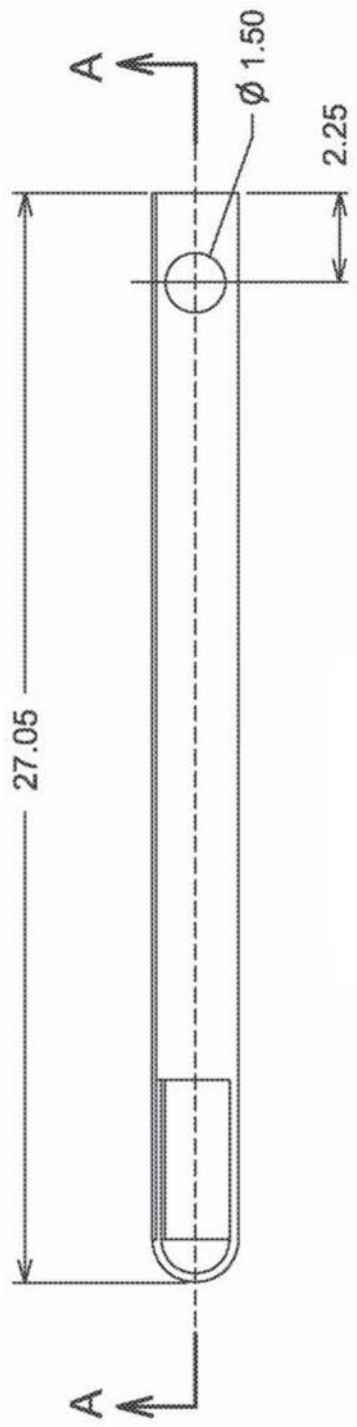


图23AA

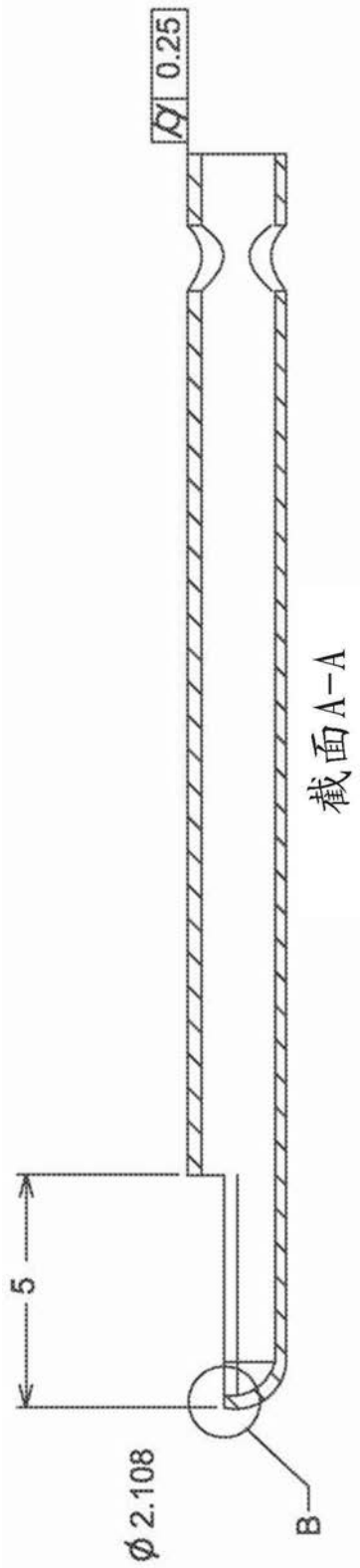


图23AB

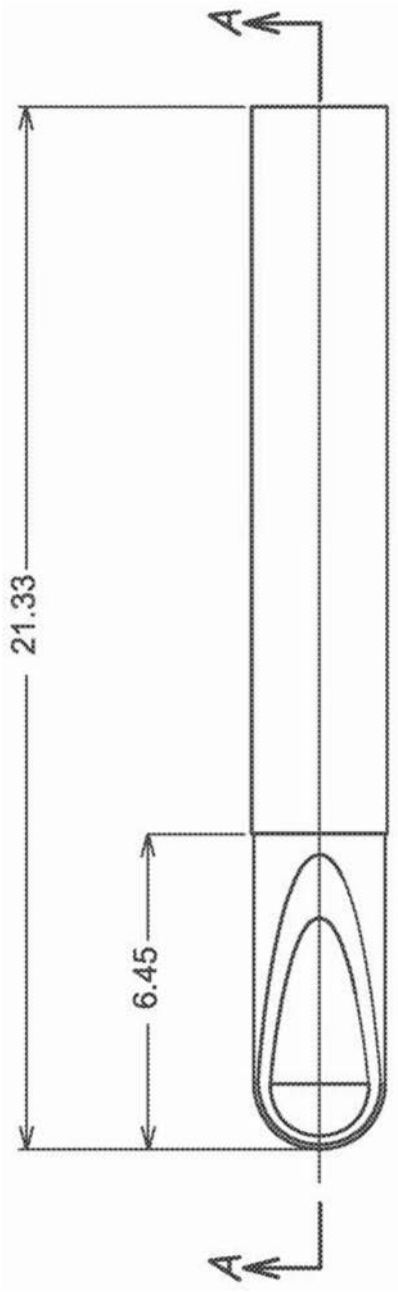


图23BA

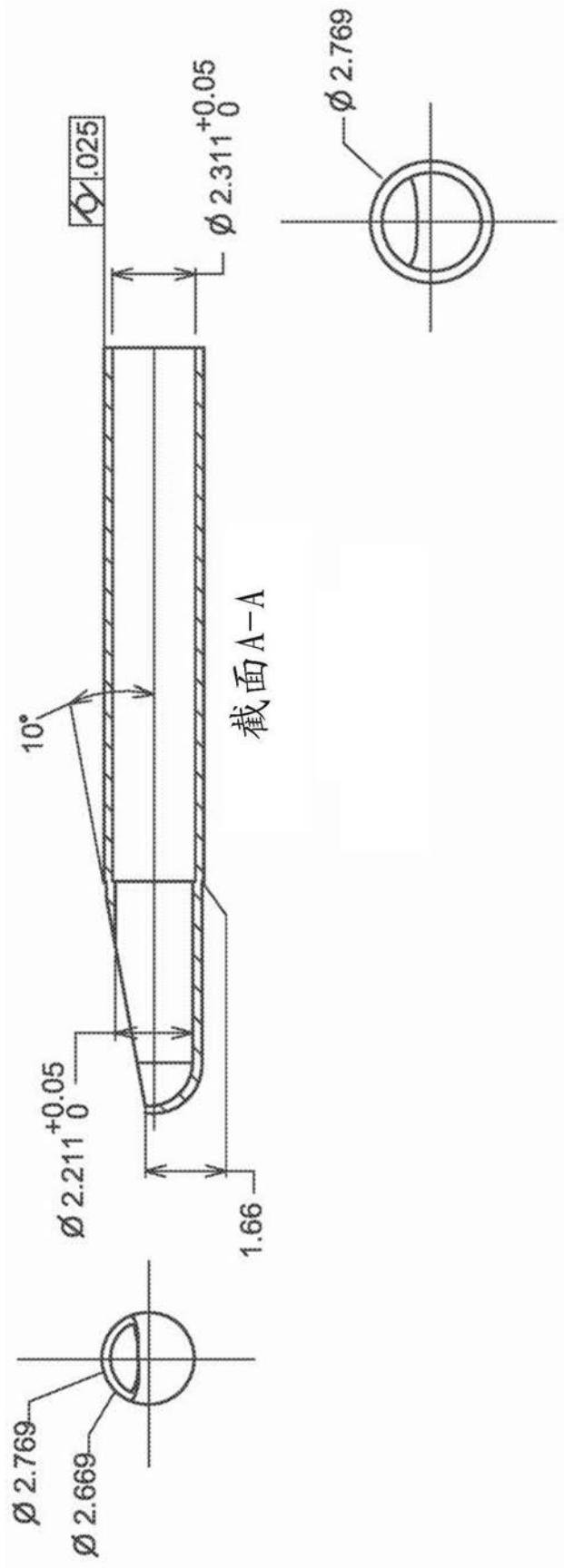
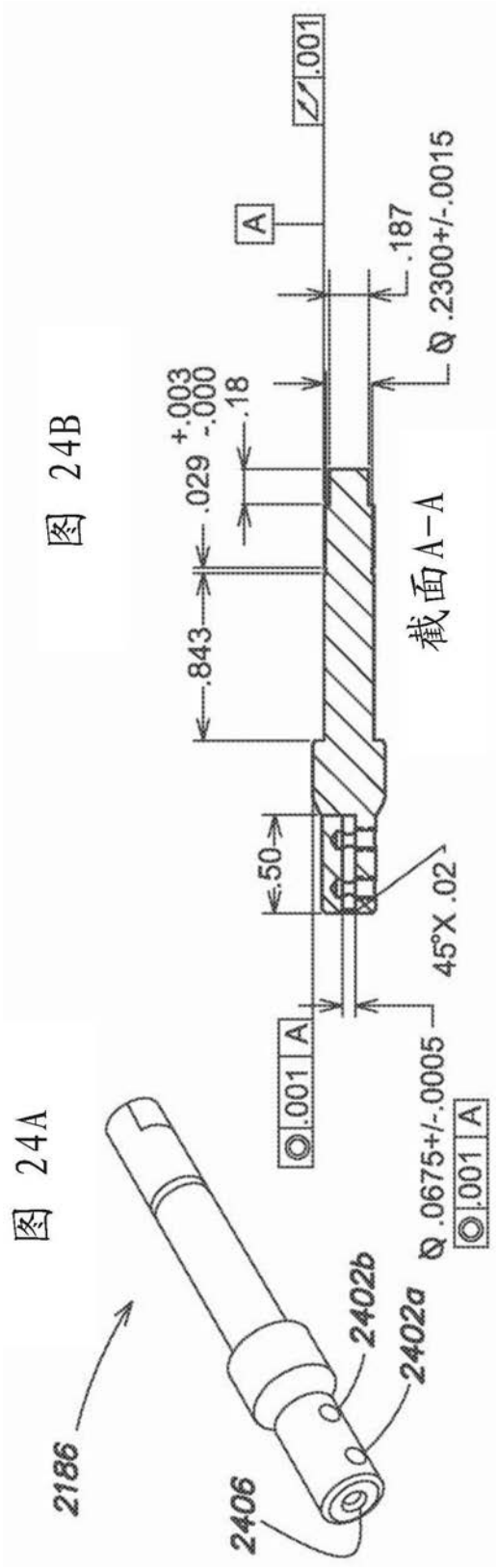


图23BB



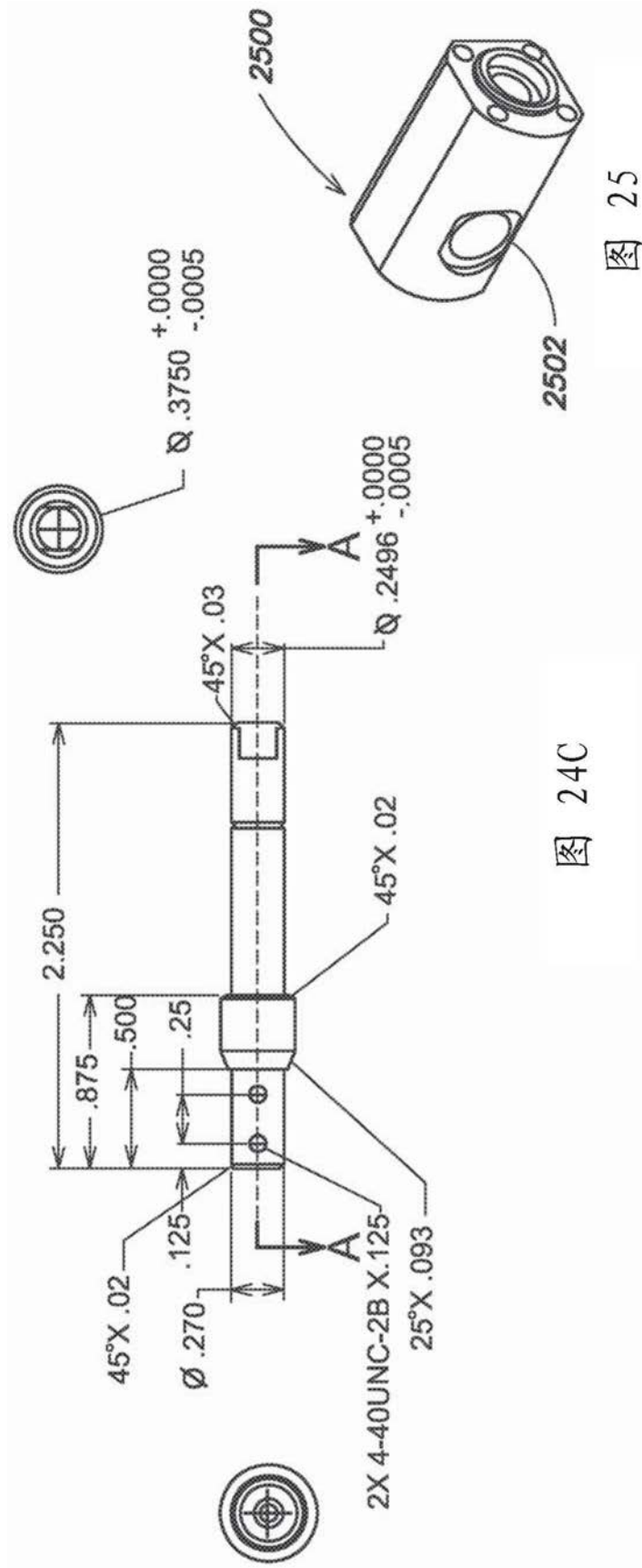


图 24C

图 25

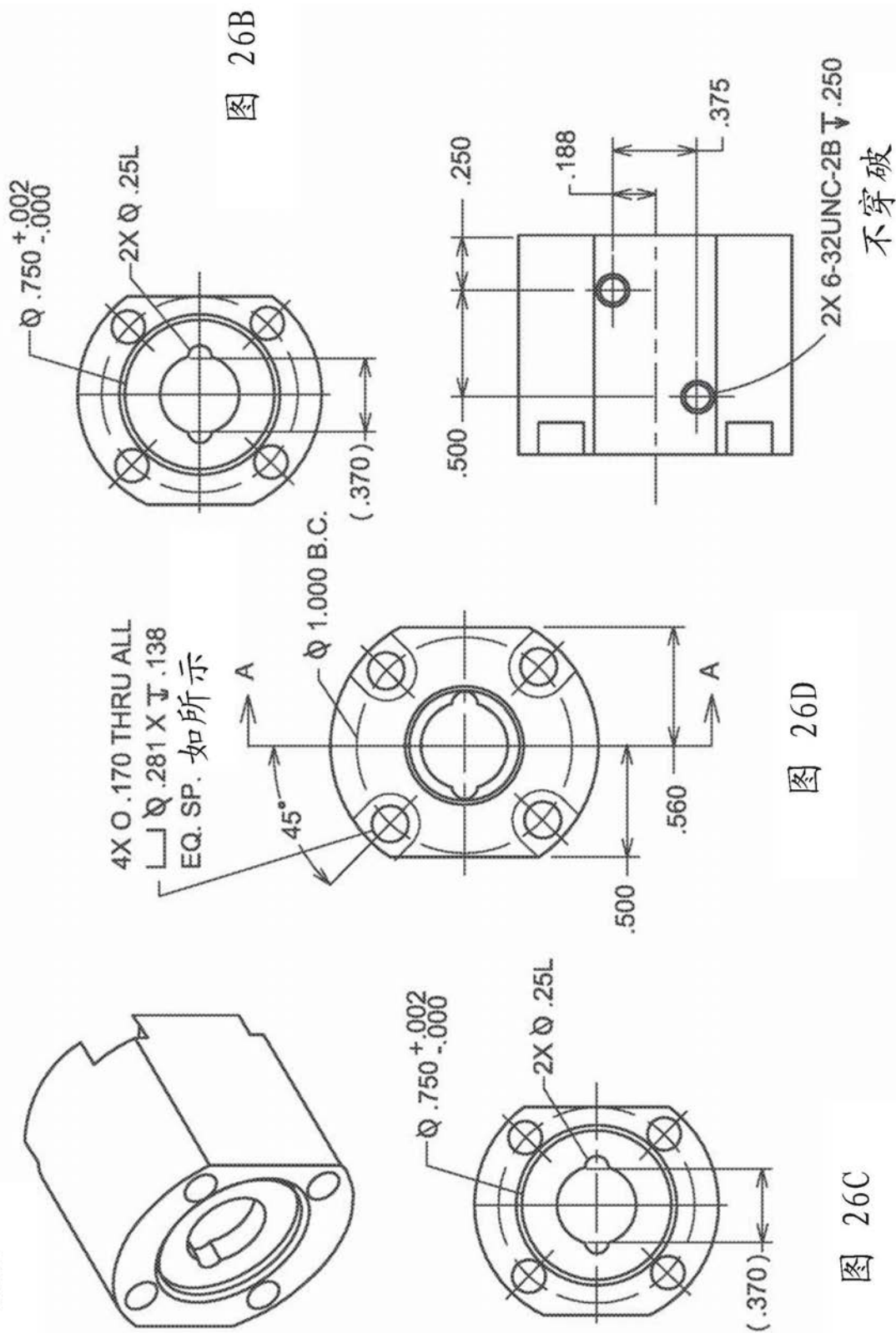
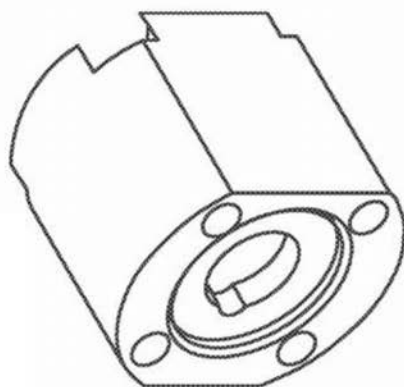


图 26E

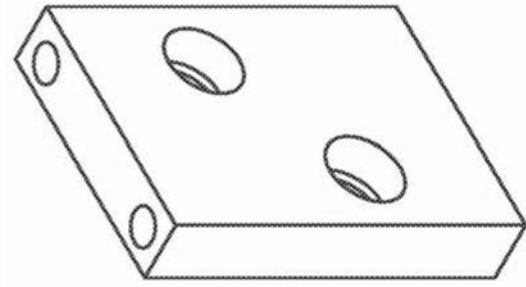


图28A

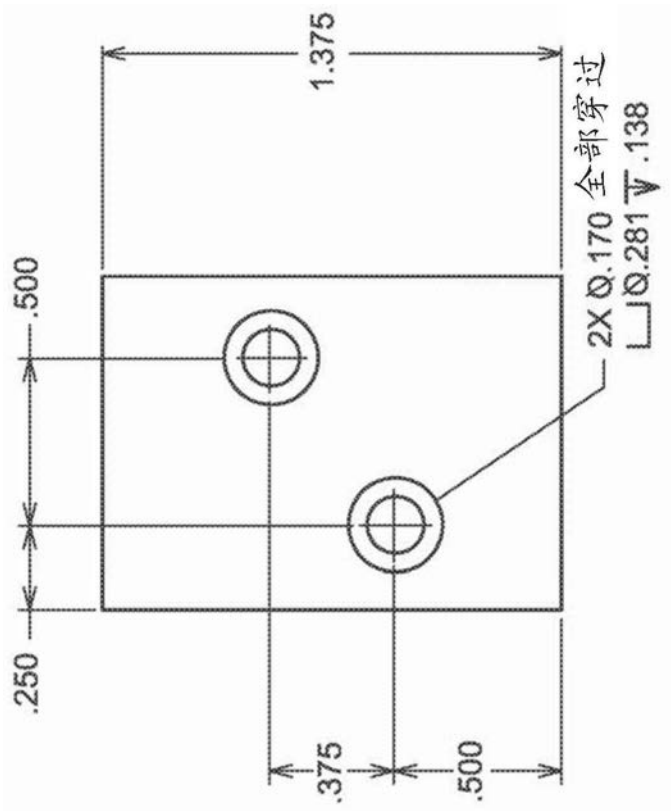


图28B

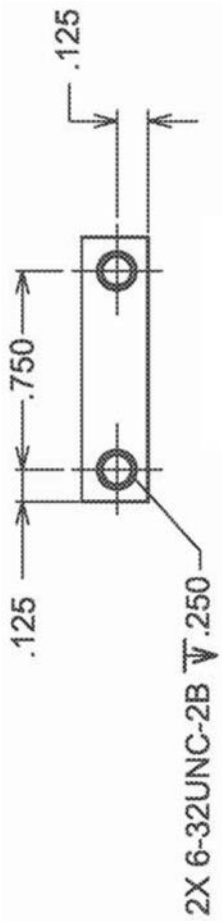


图28C

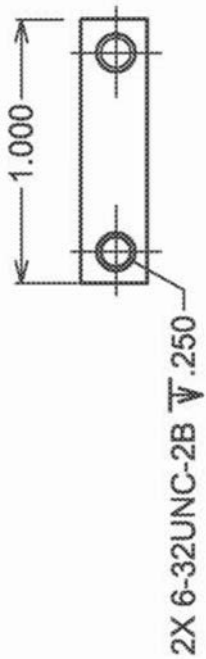


图28D

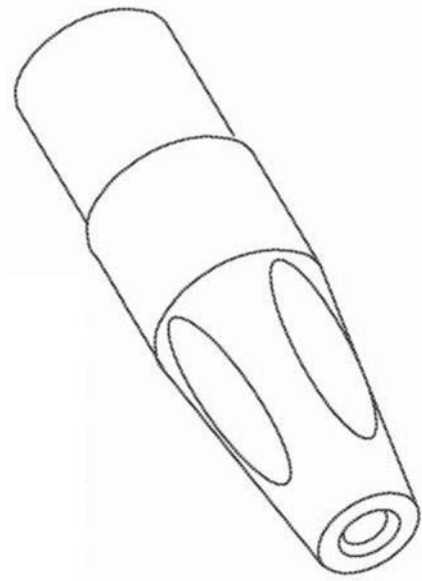


图29AA

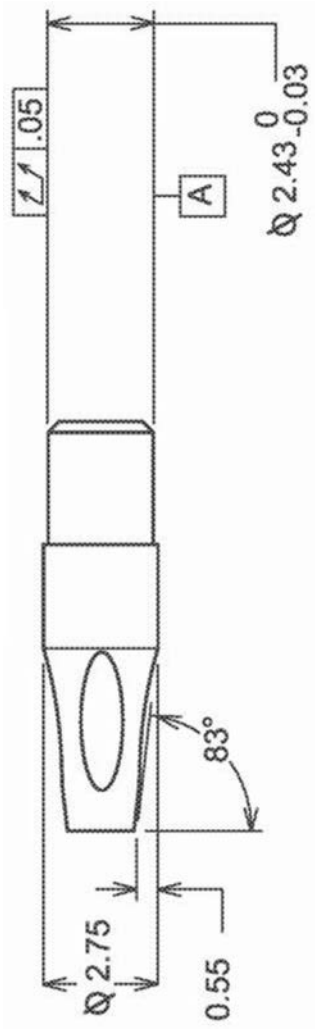


图29AB

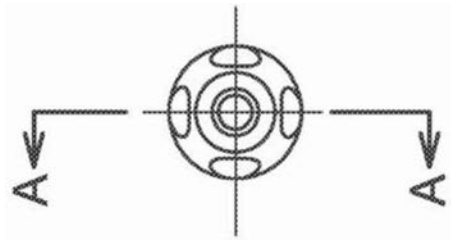
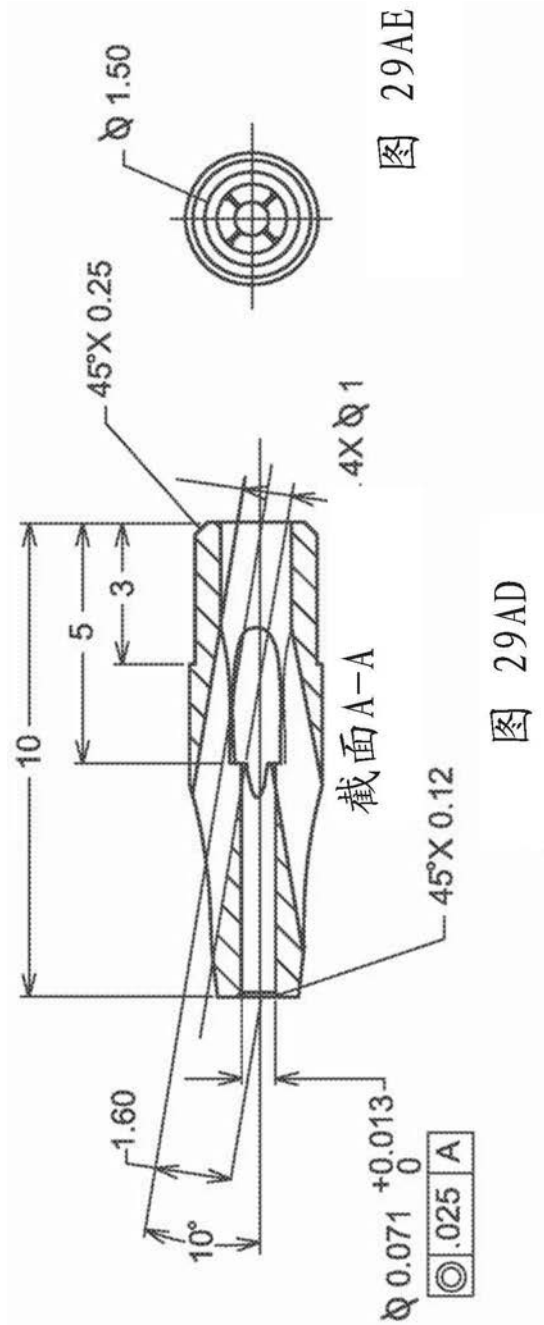


图29AC



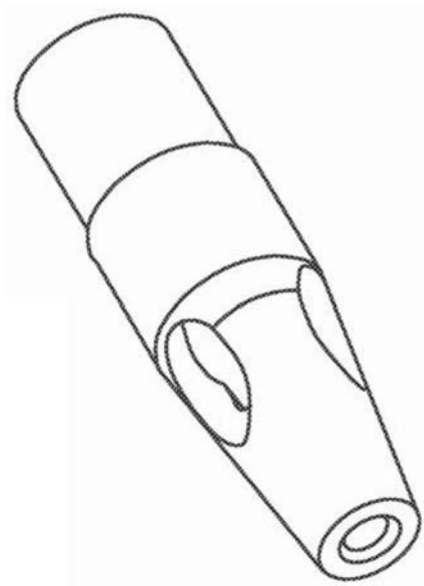


图29BA

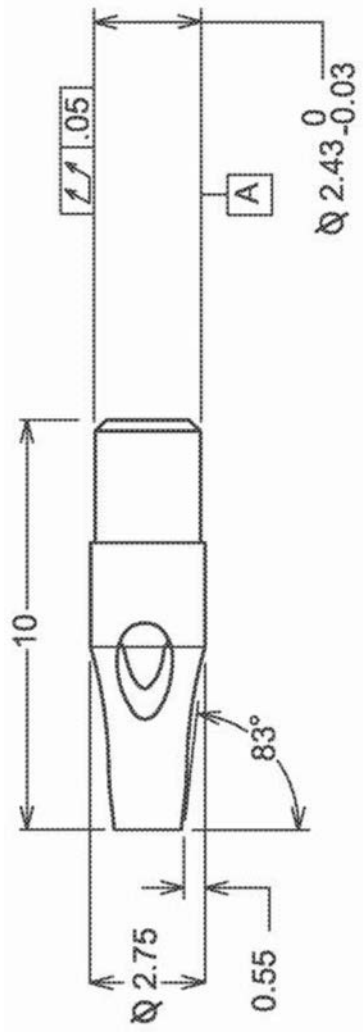


图29BB

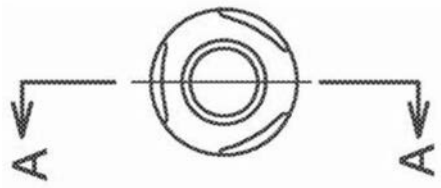
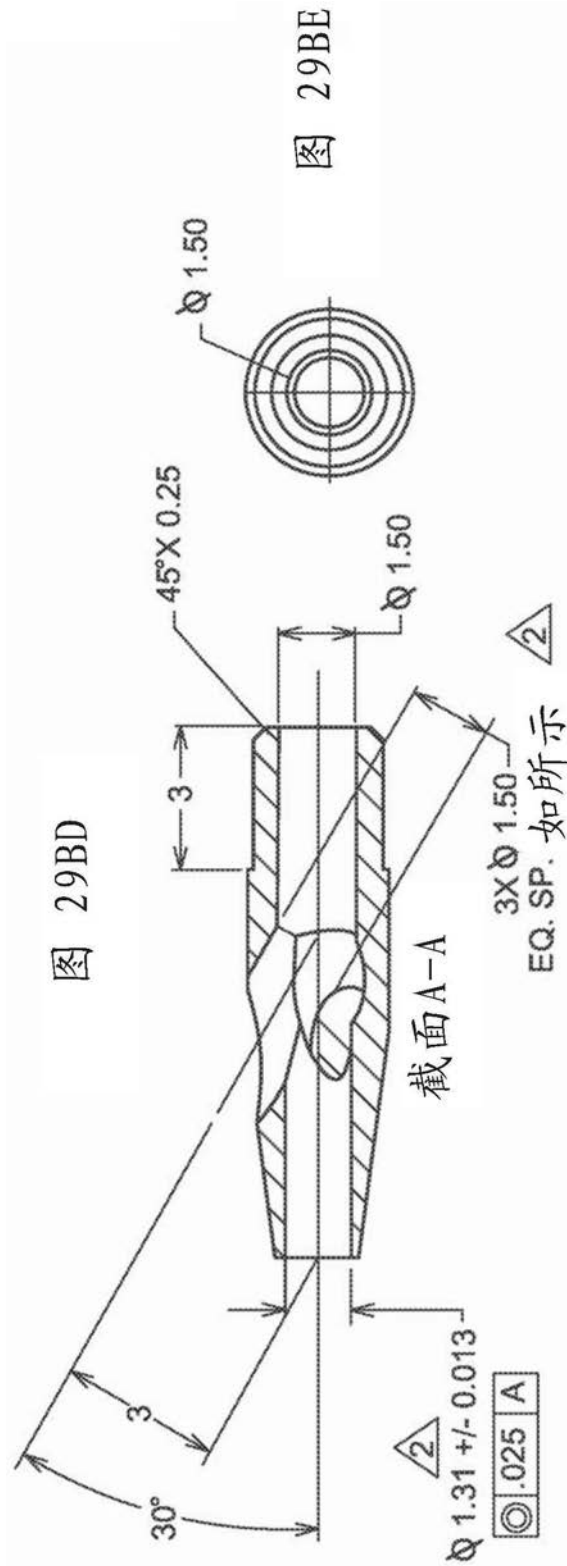


图29BC



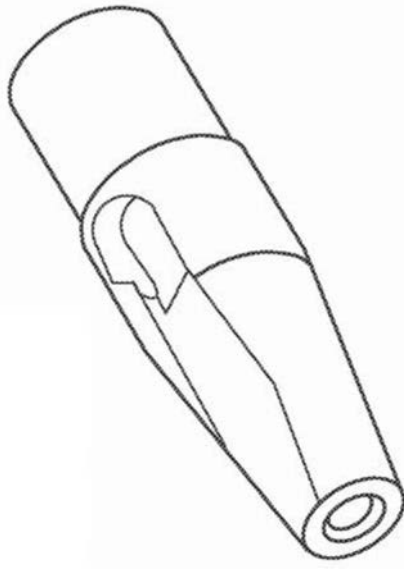


图29CA

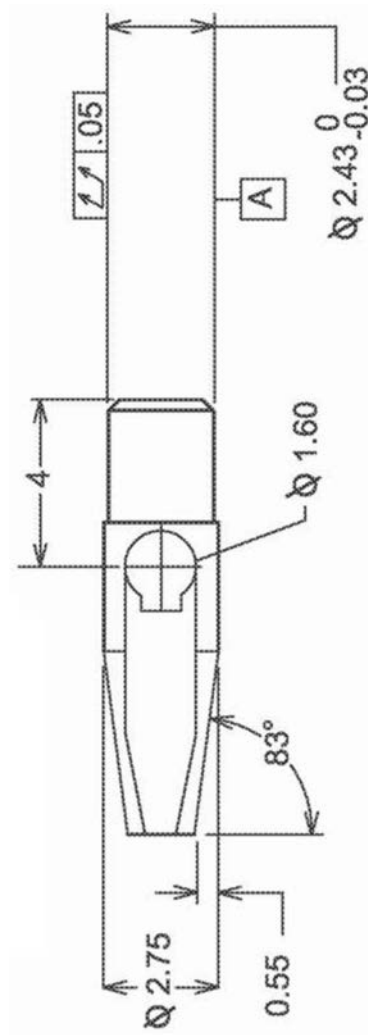
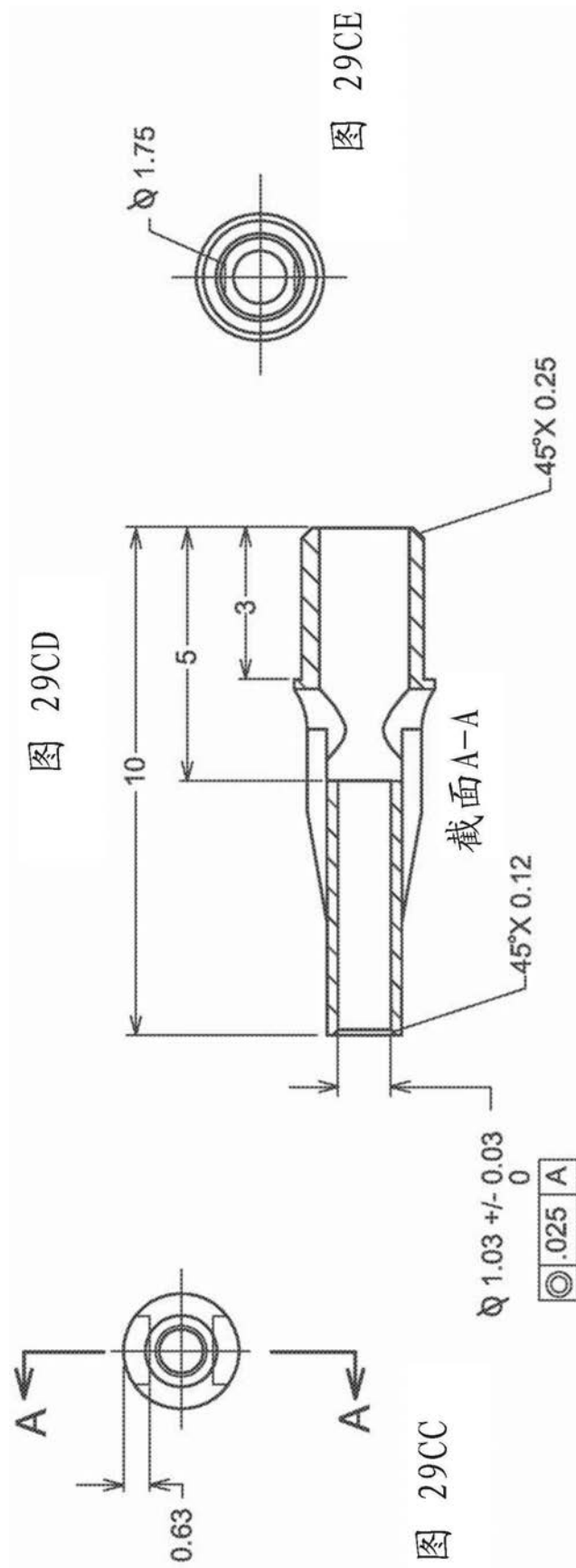


图29CB



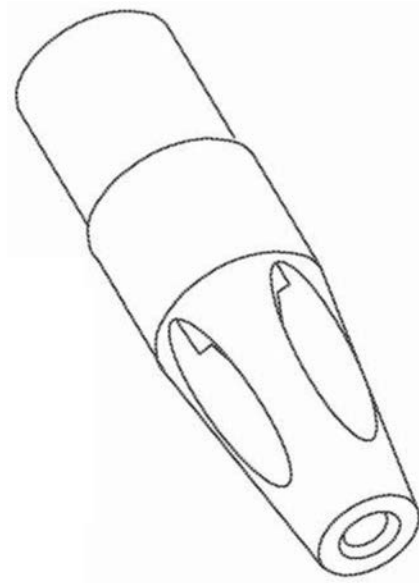


图29DA

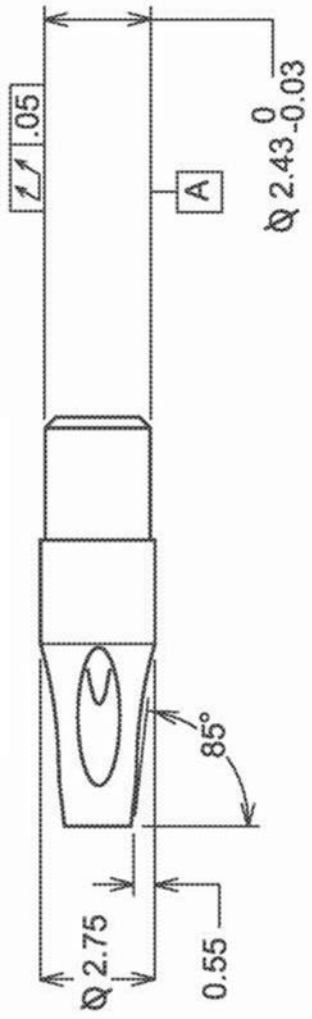


图29DB

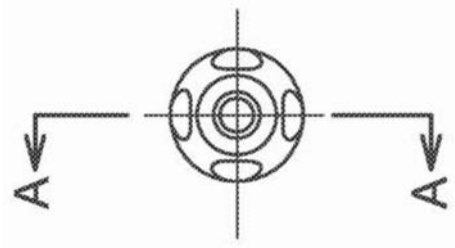


图29DC

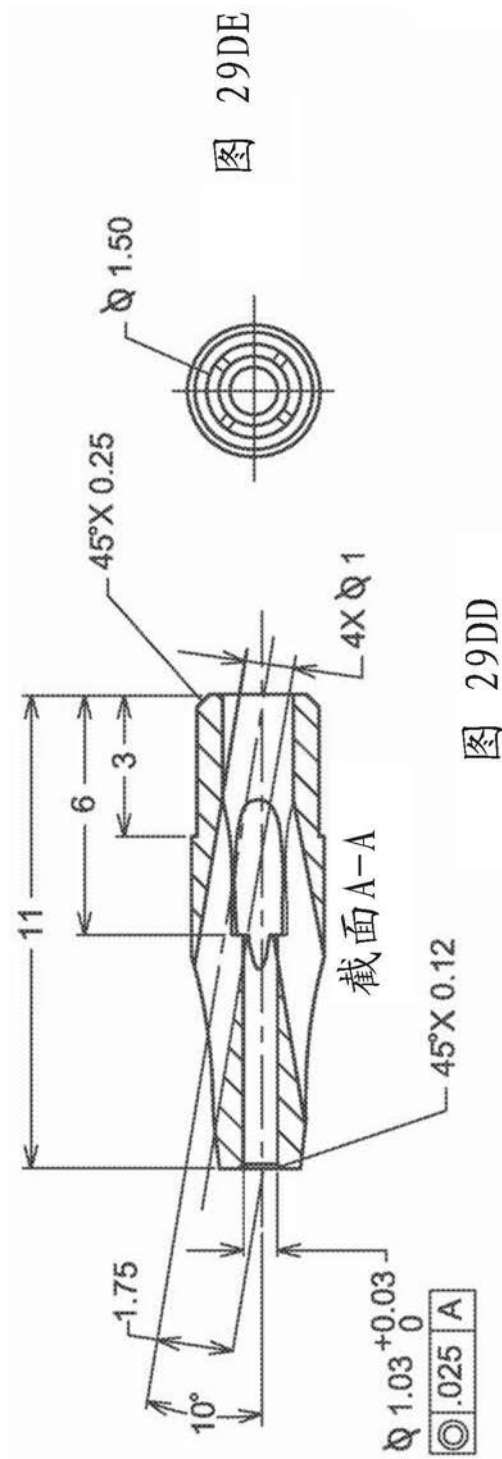


图 29DD

图 29DE

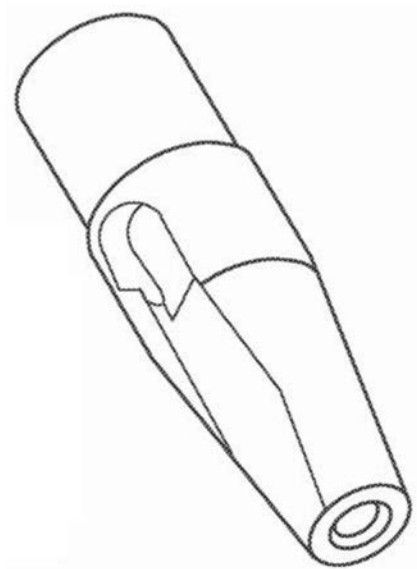


图29EA

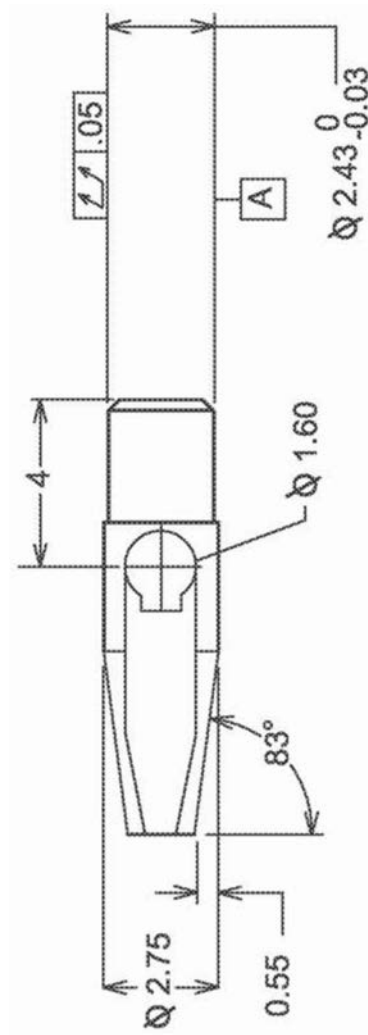
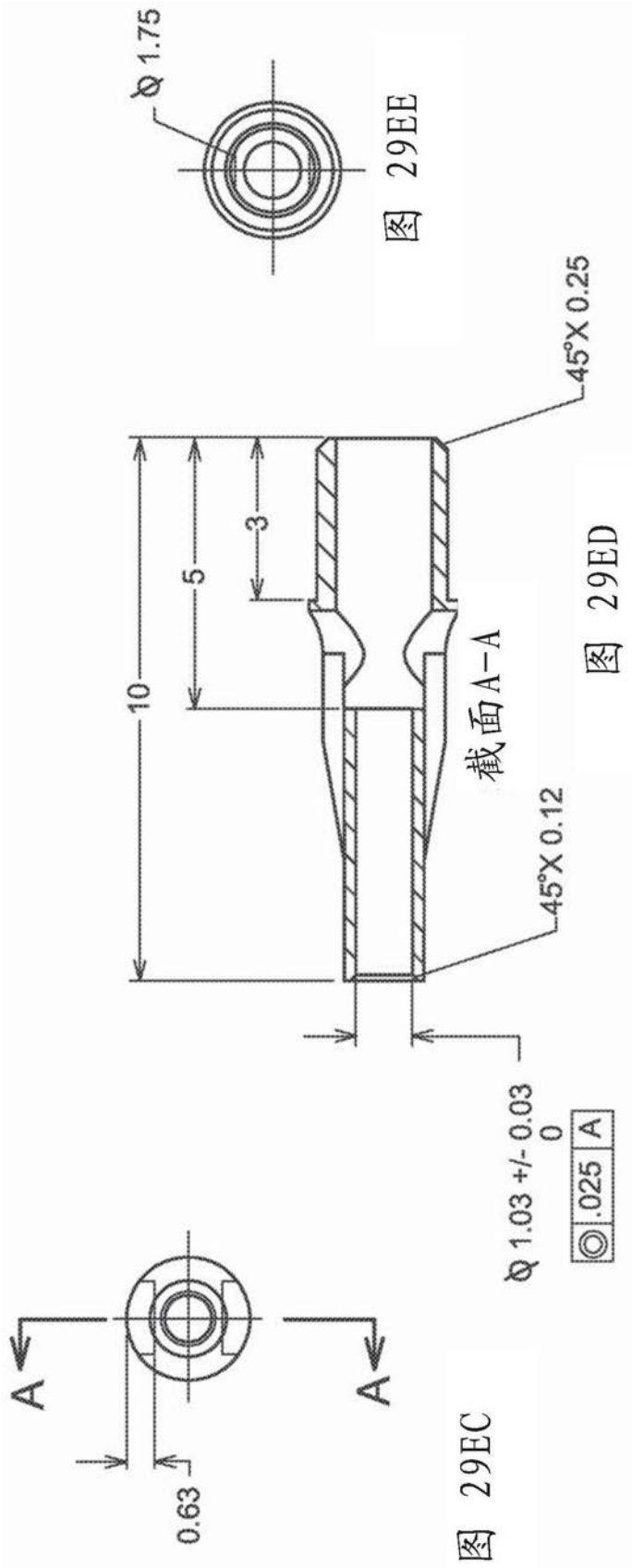


图 29EB



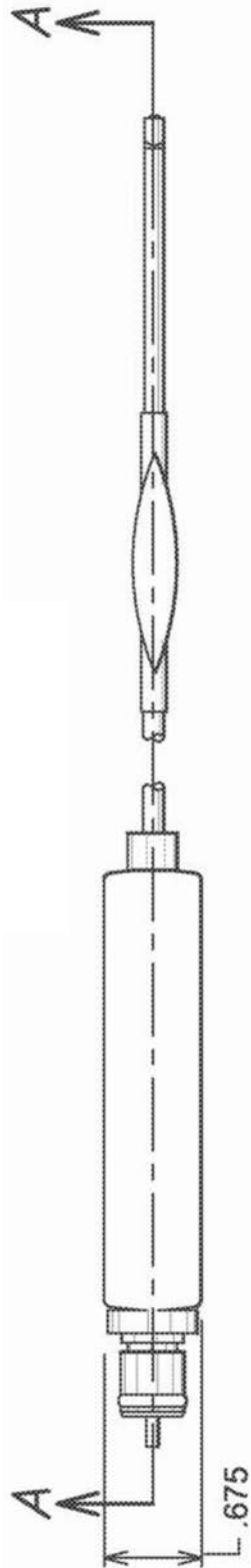


图30AA

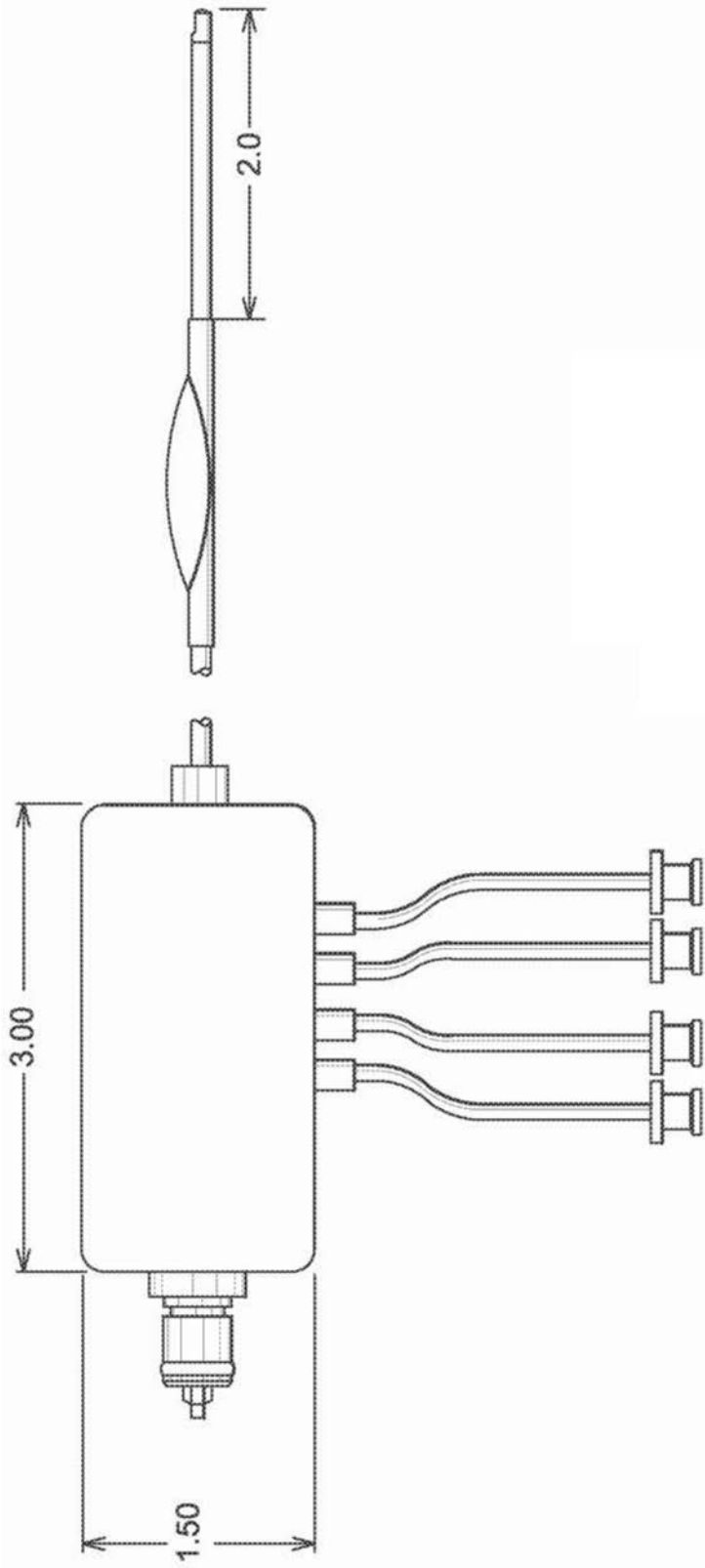


图30AB

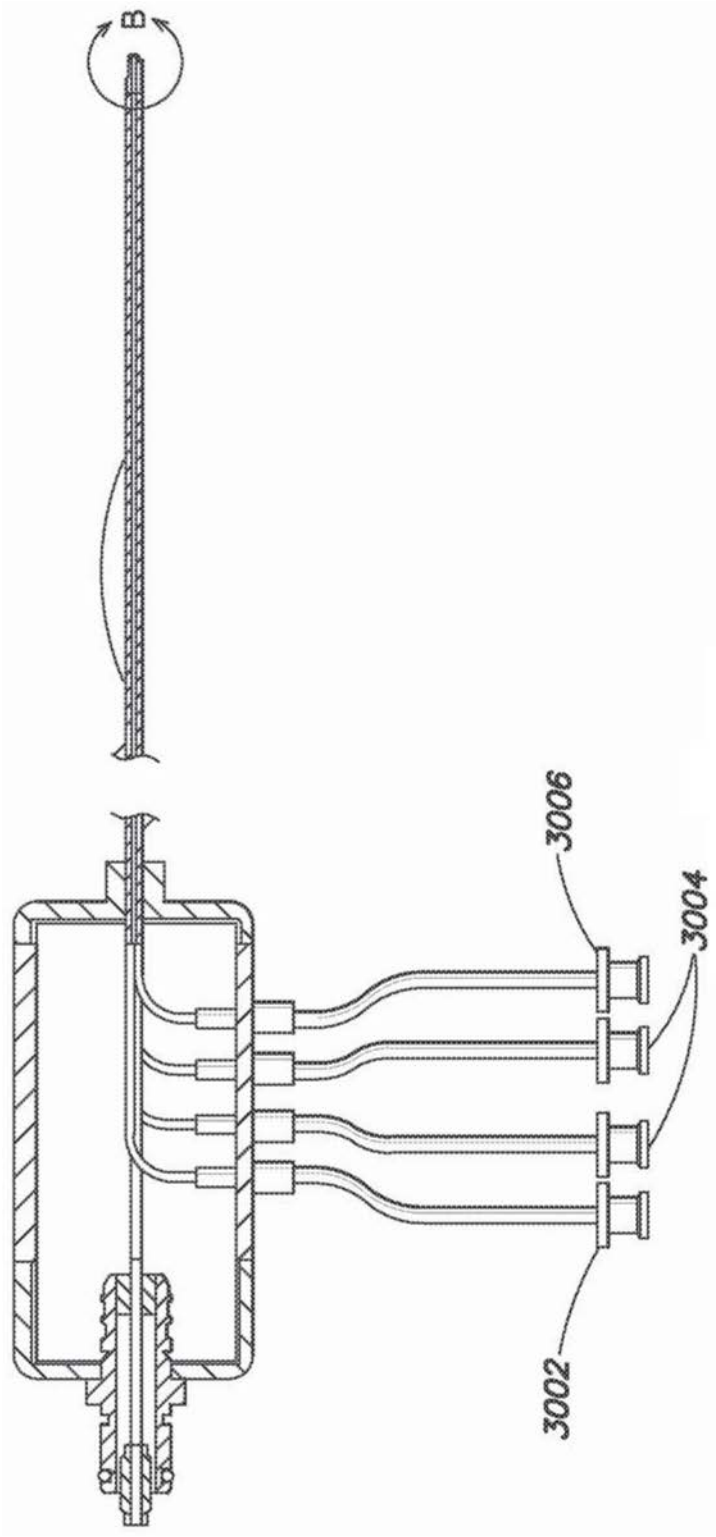


图30B

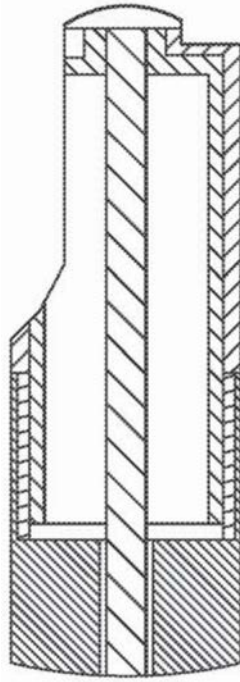


图30C

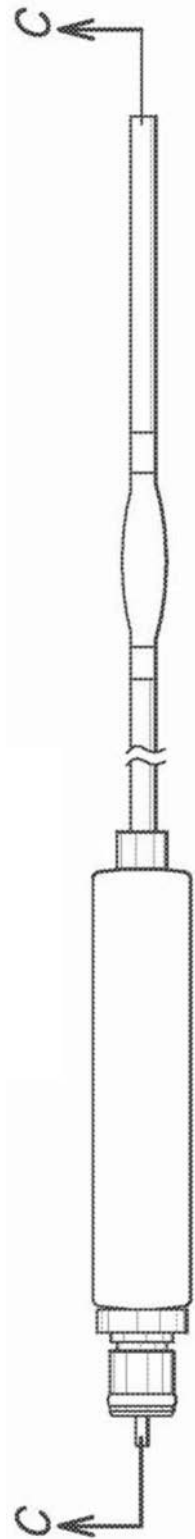


图31AA

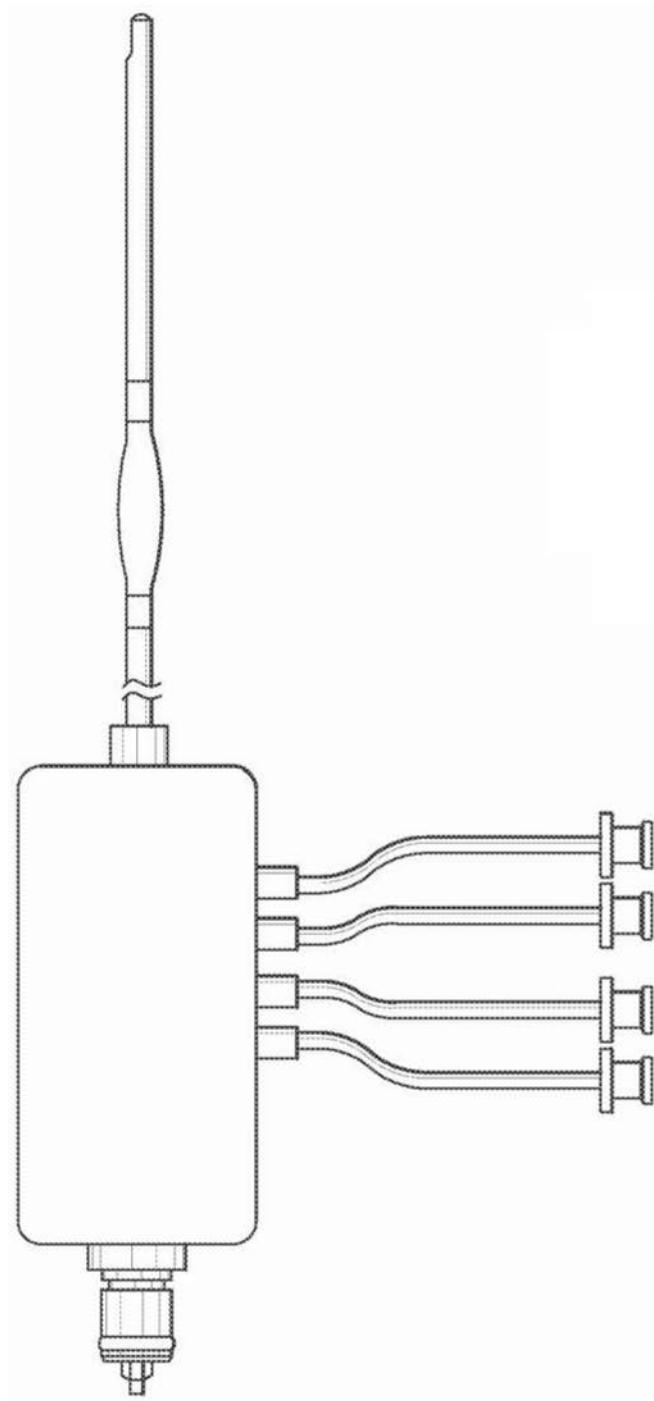


图31AB

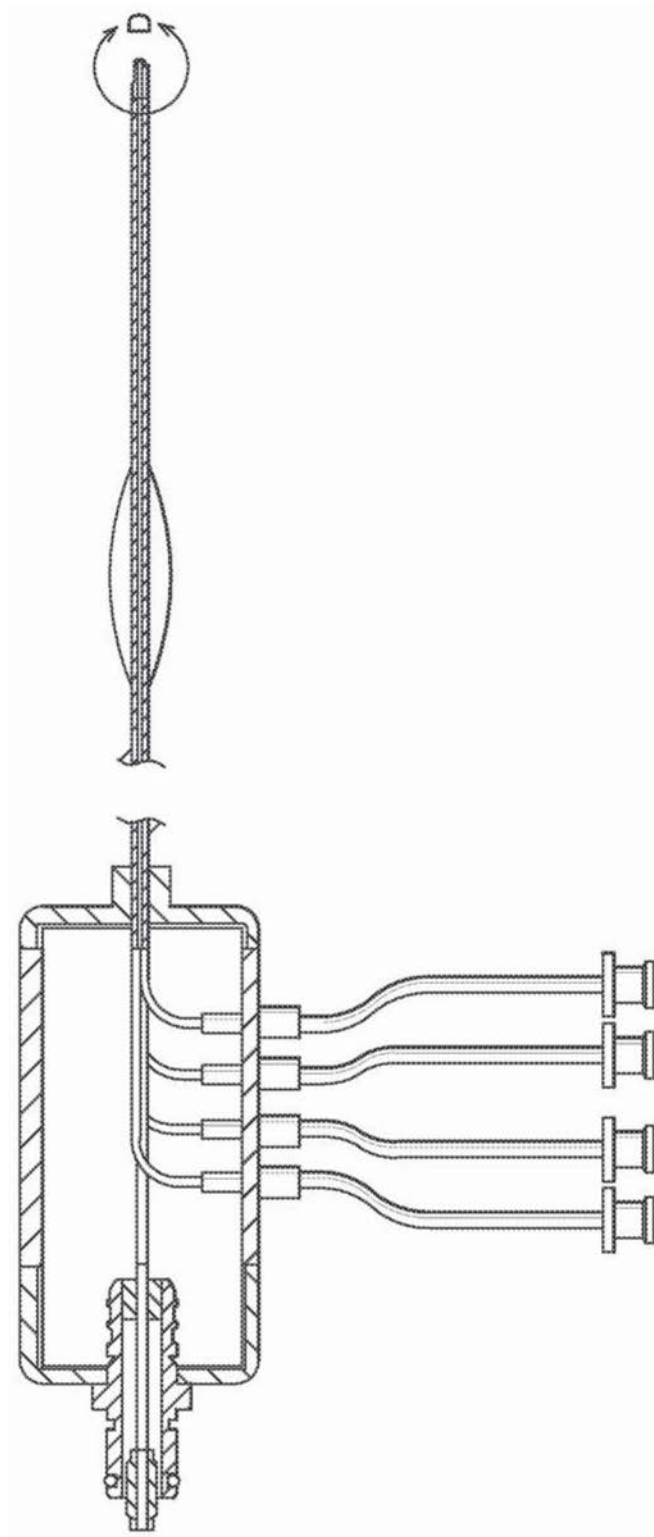


图31B

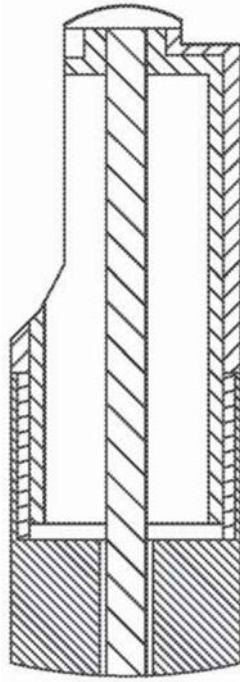


图31C

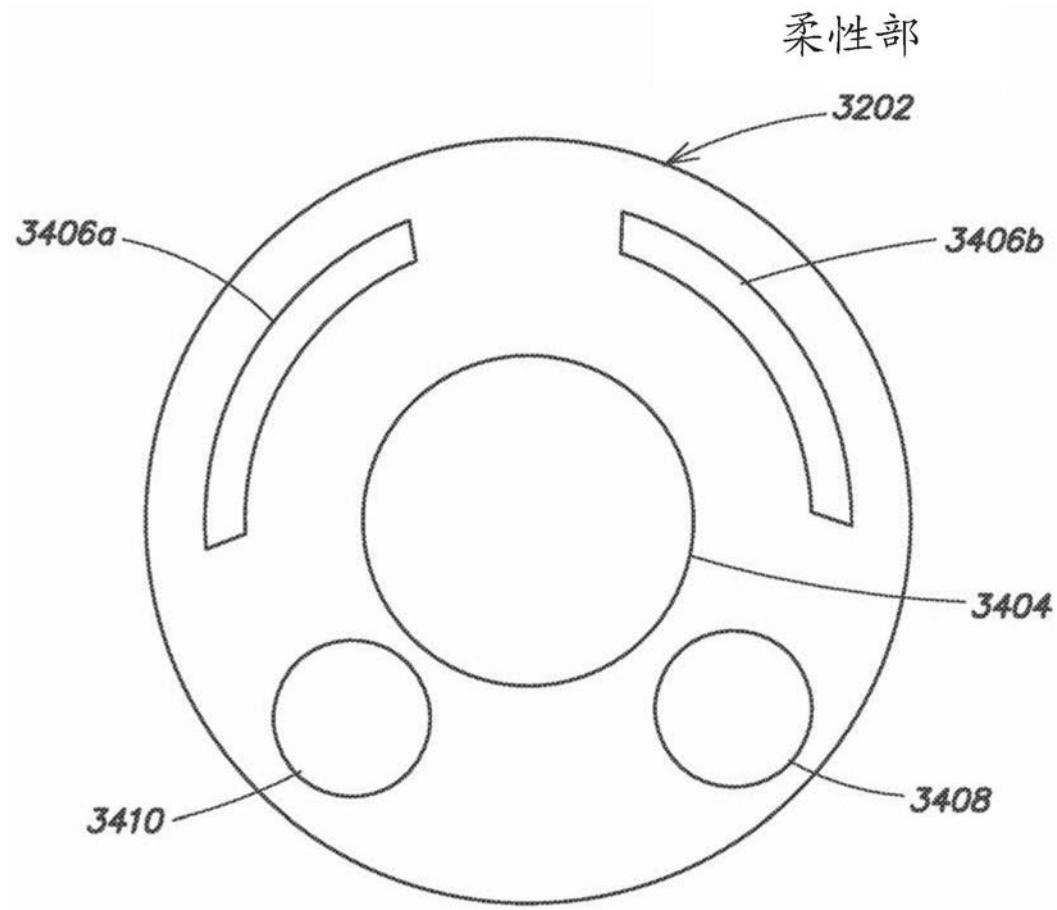


图32

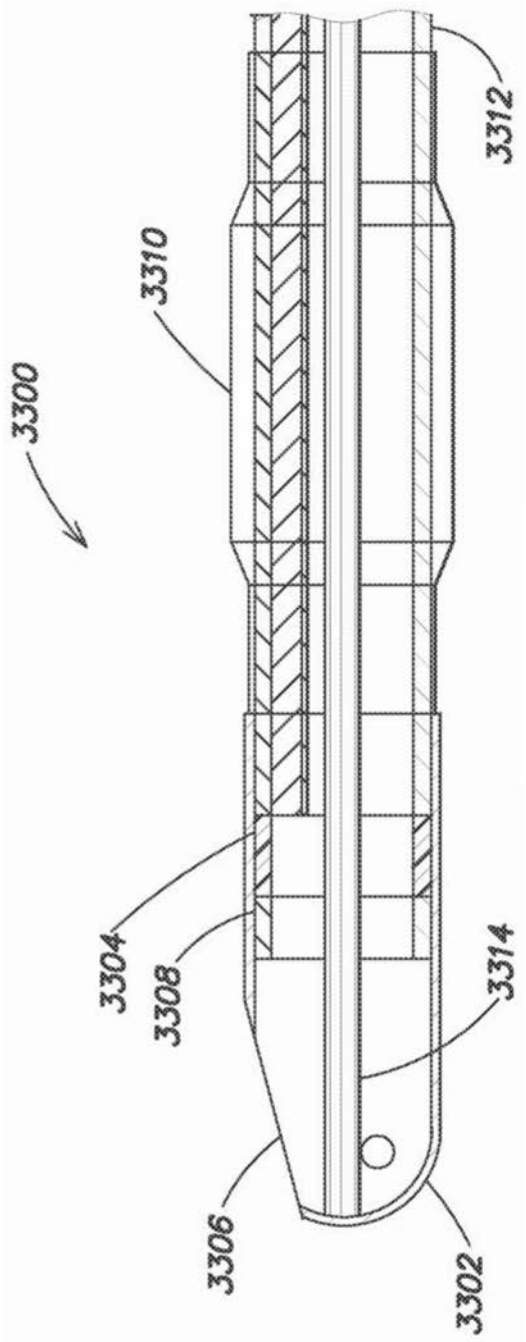


图33

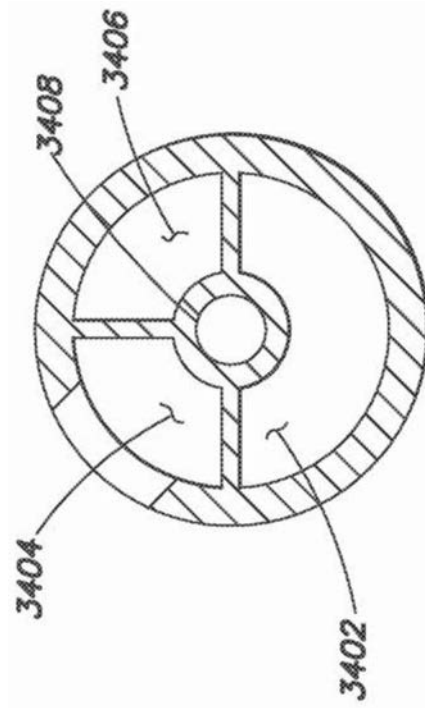


图34A

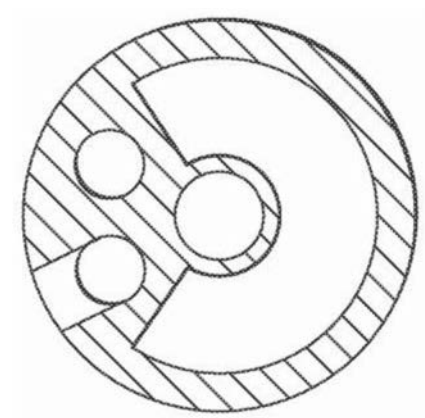


图34B

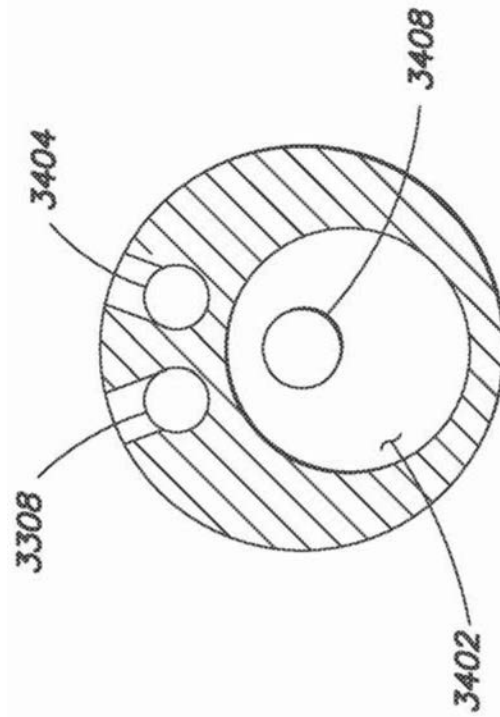


图34C

图 35AA

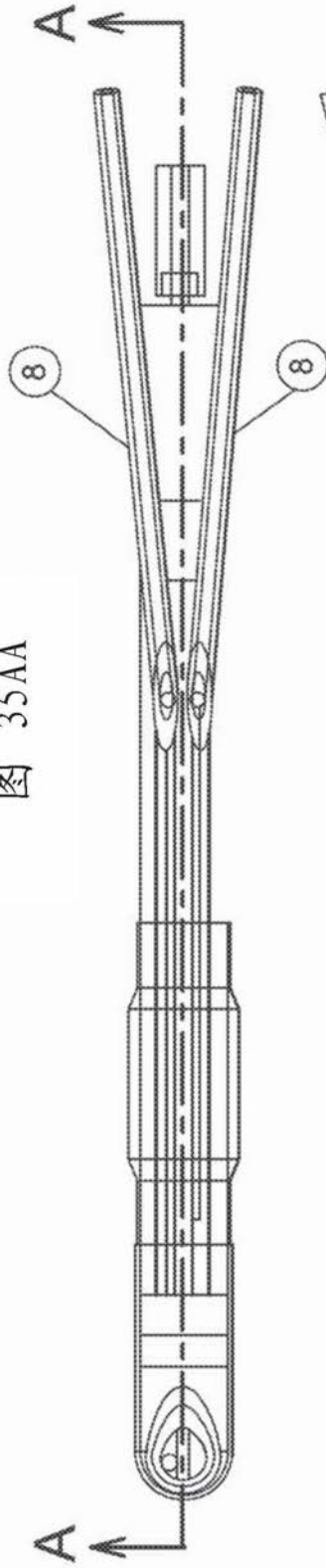


图 35AB

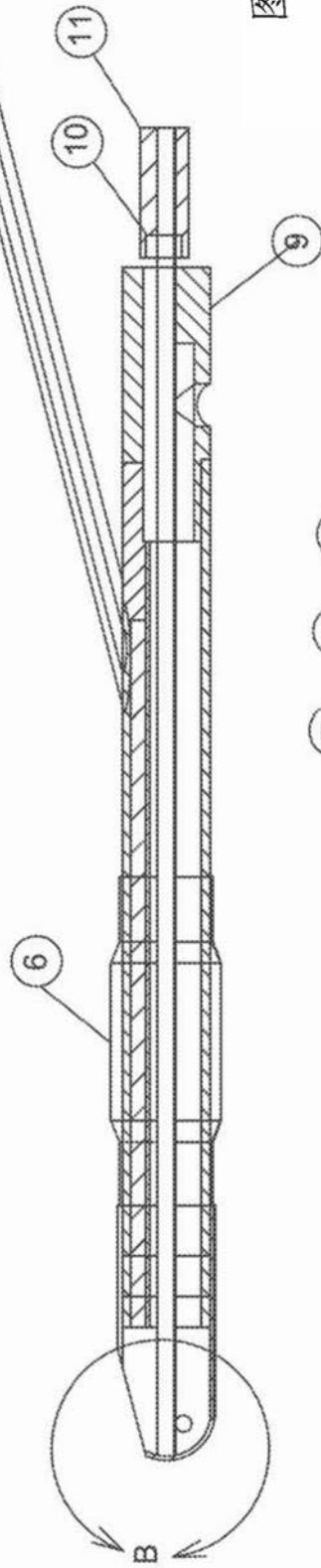
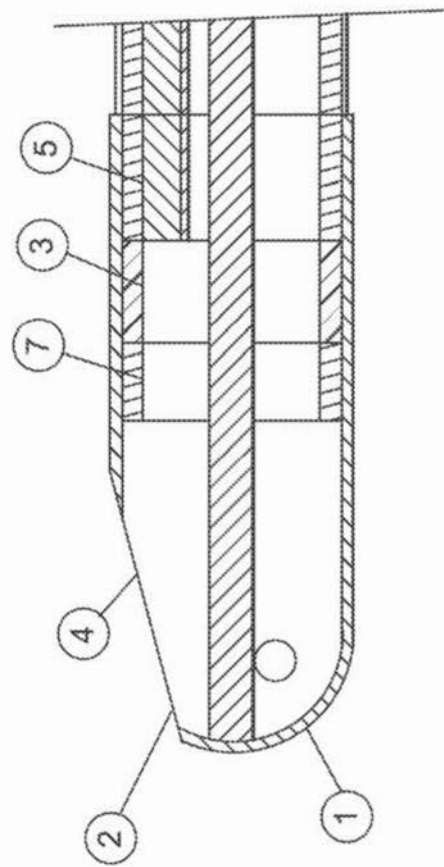


图 35AC



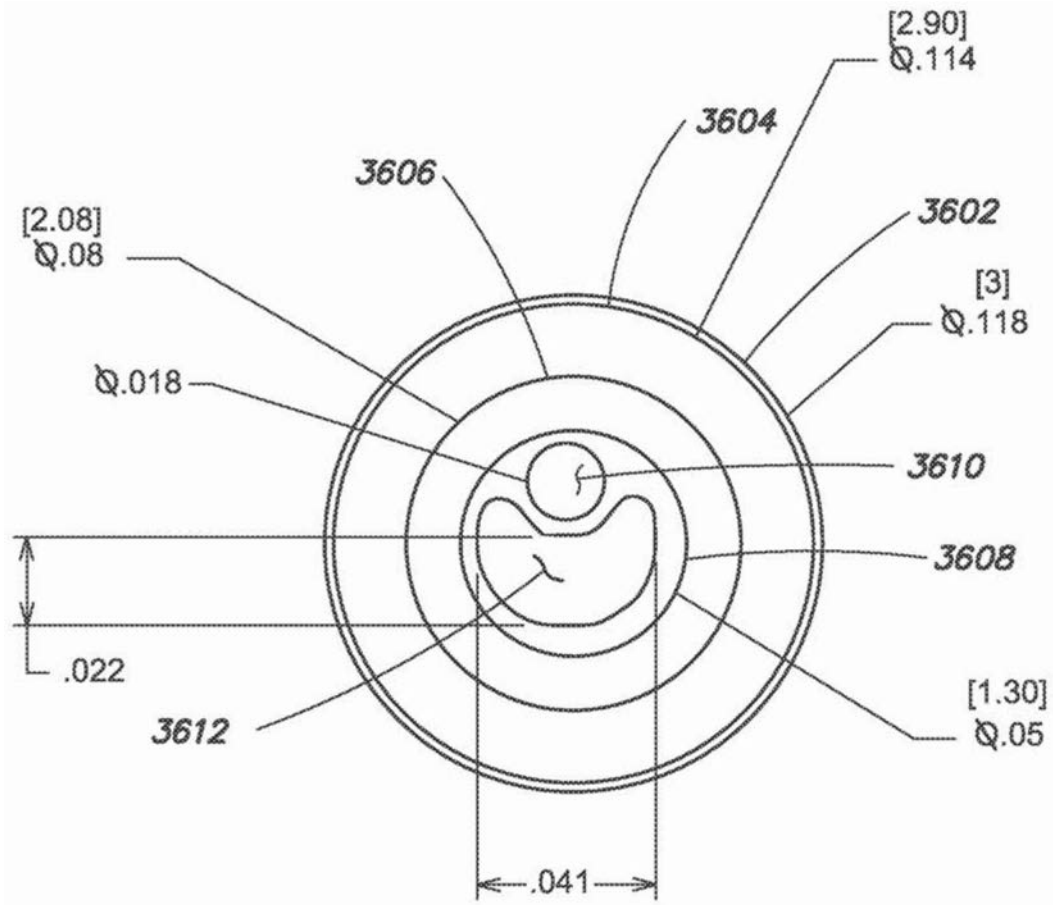


图36

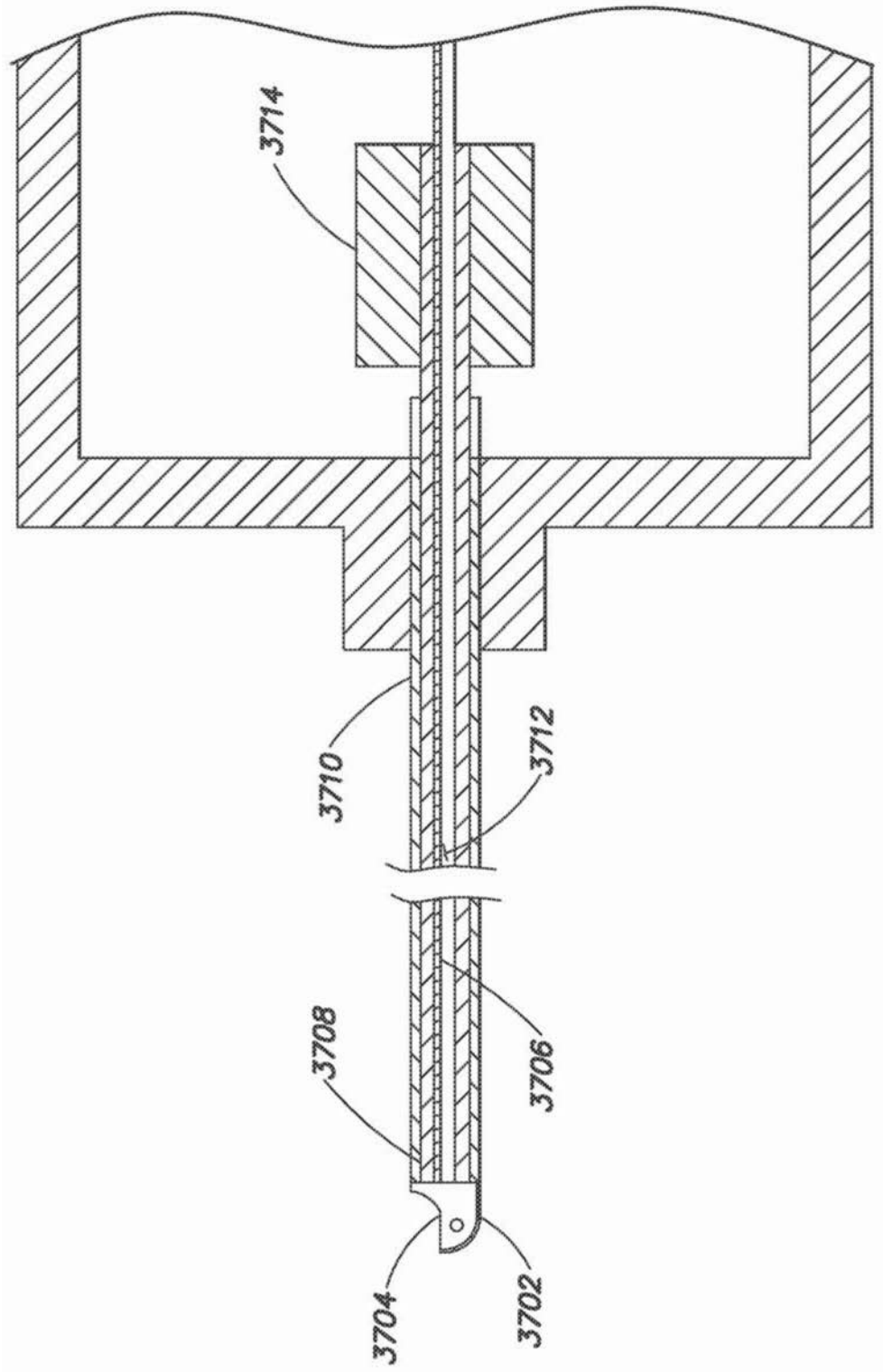


图37

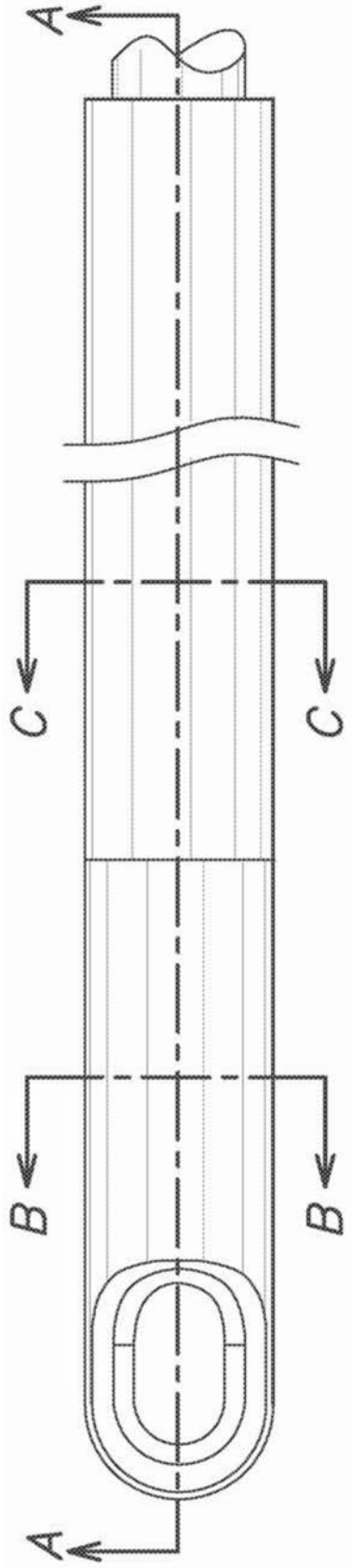


图38A

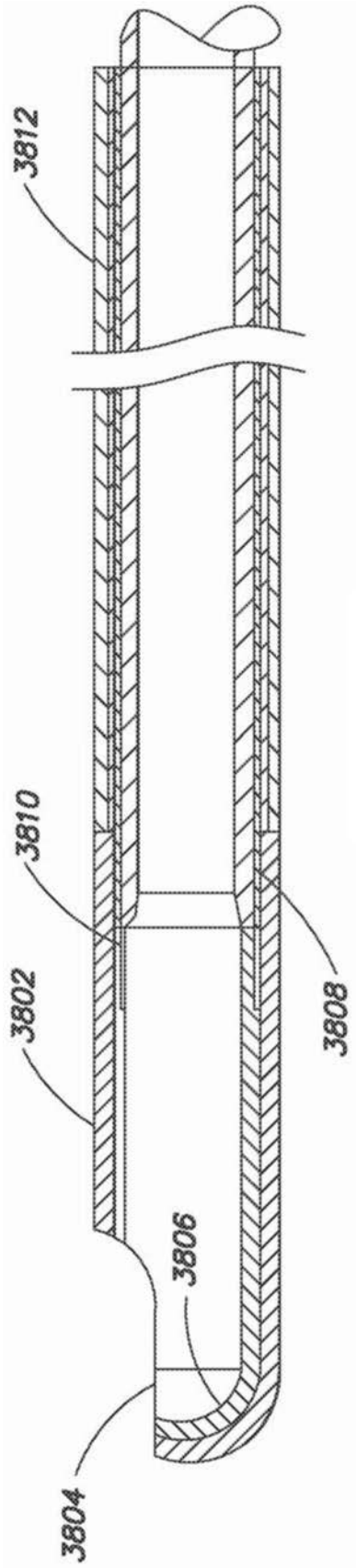


图38B

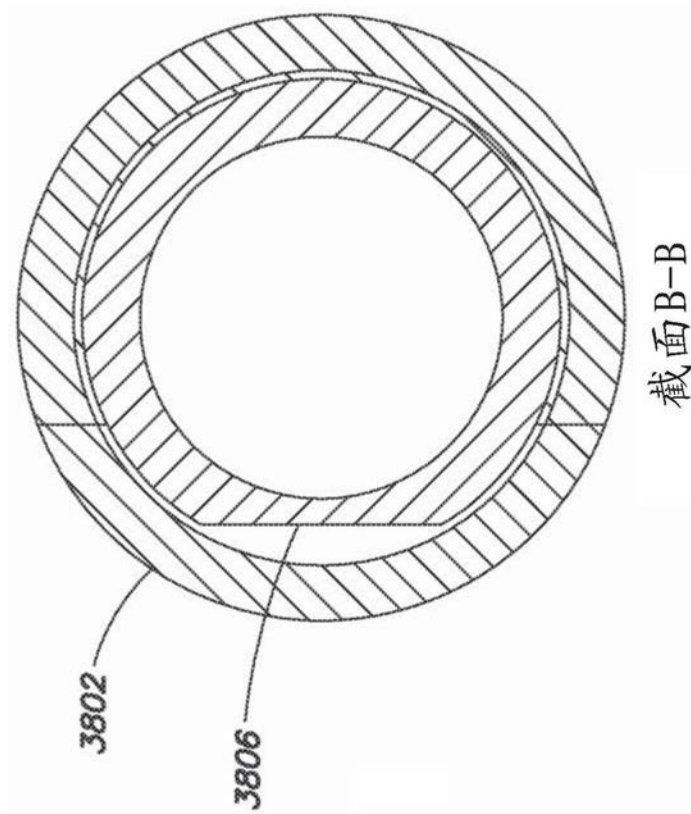


图39A

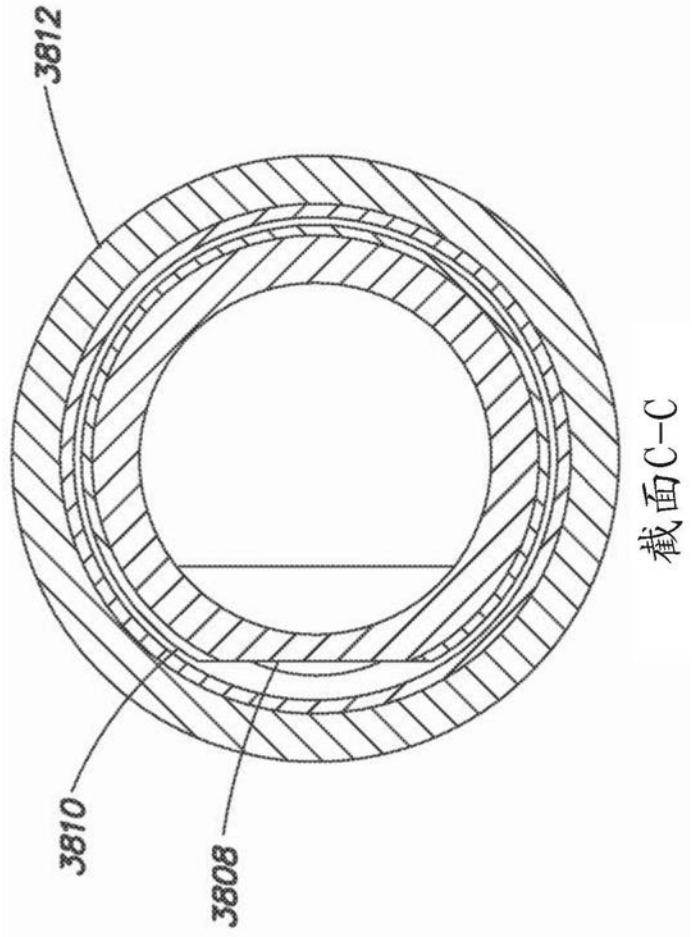


图39B

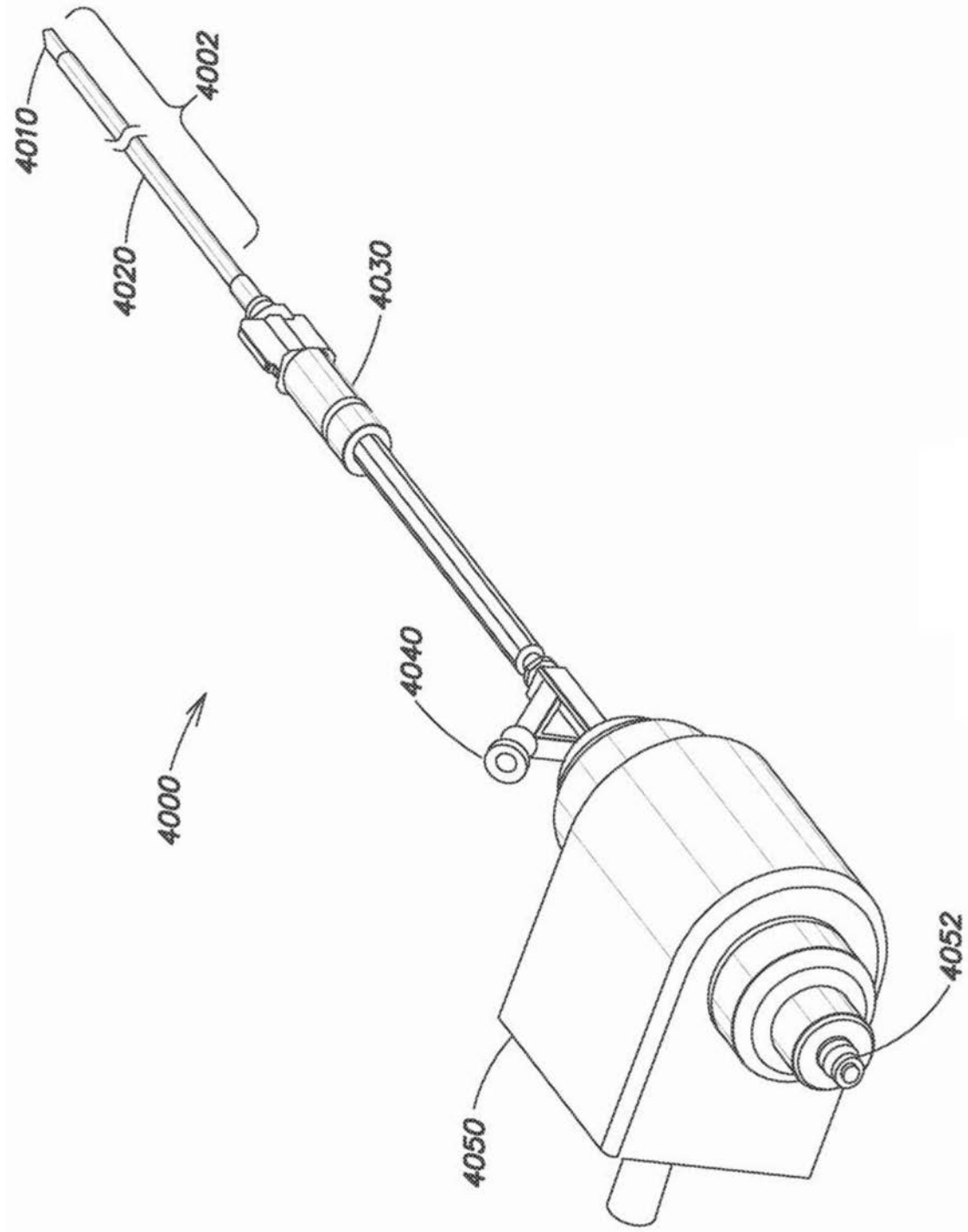


图40A

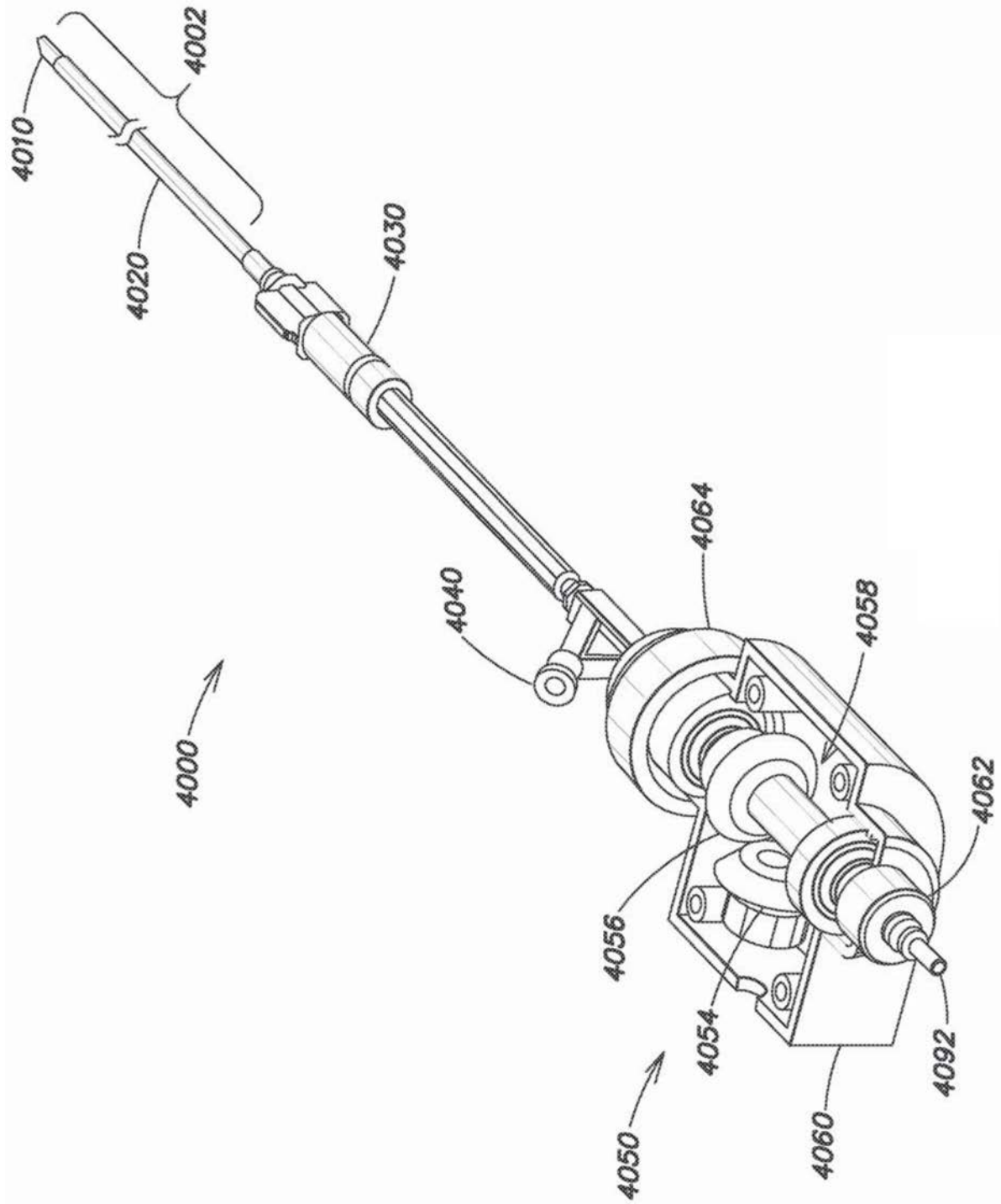


图40B

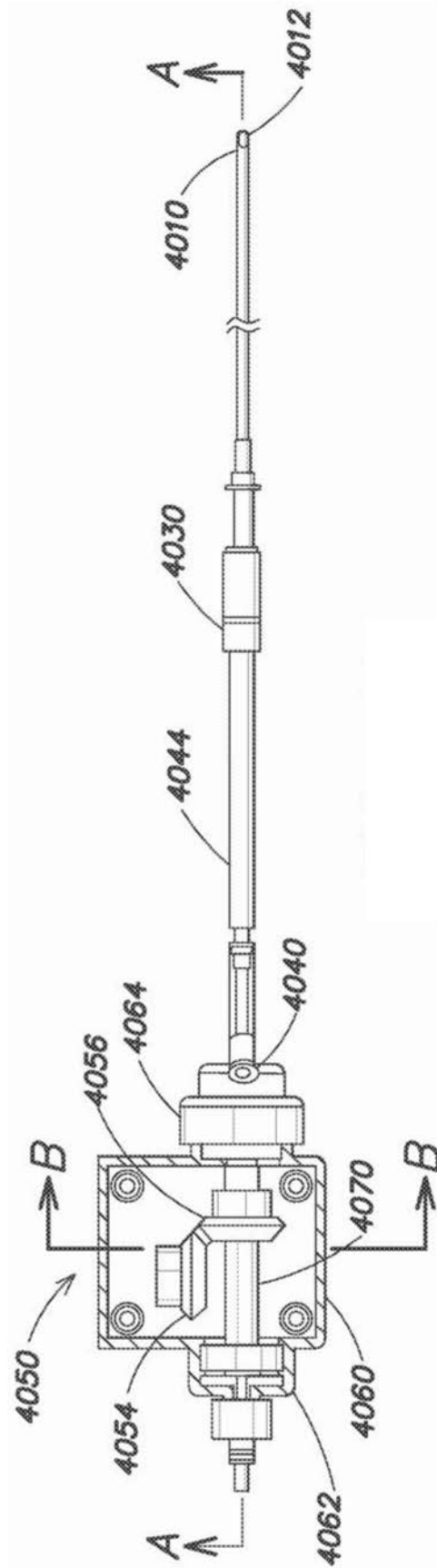


图41

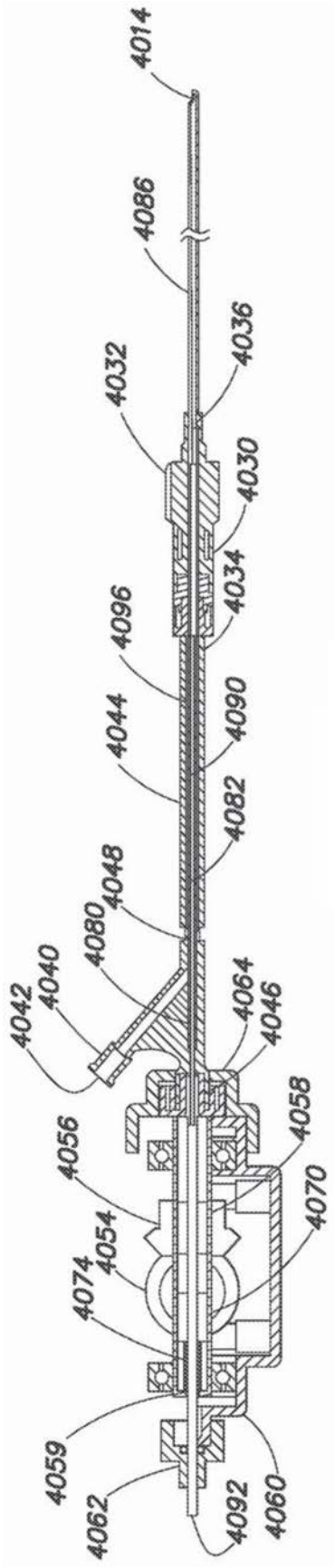


图42

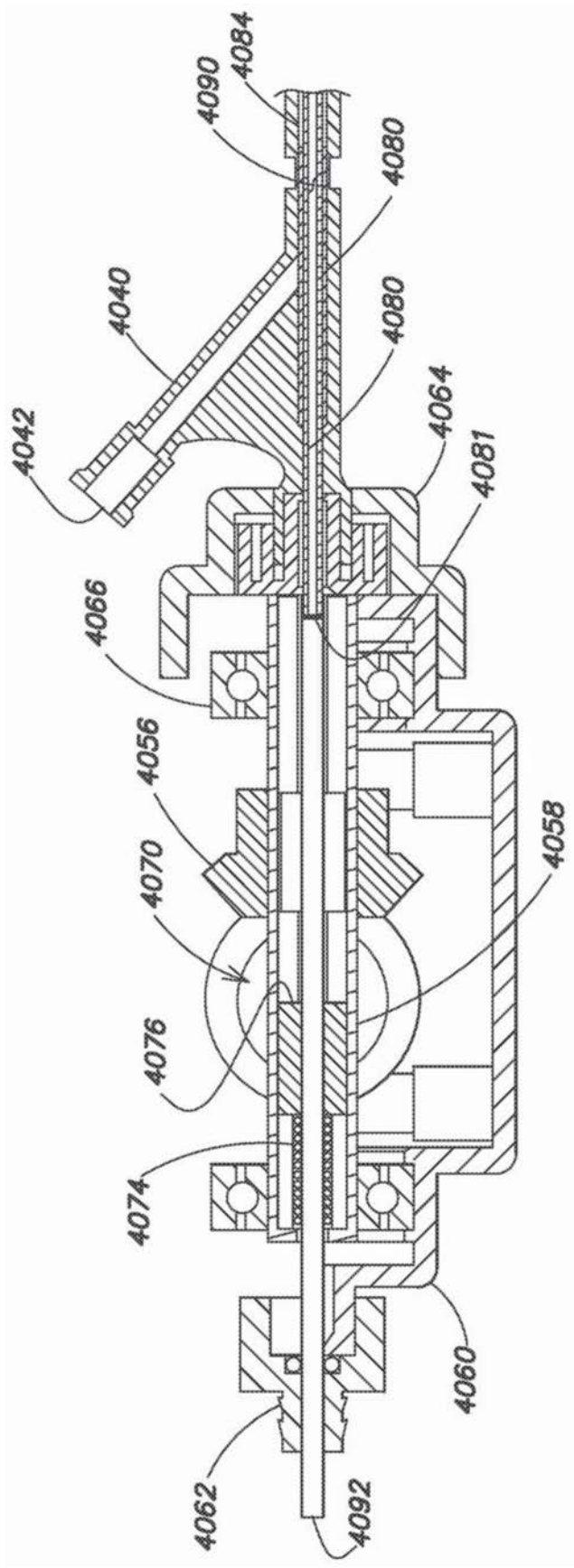


图43

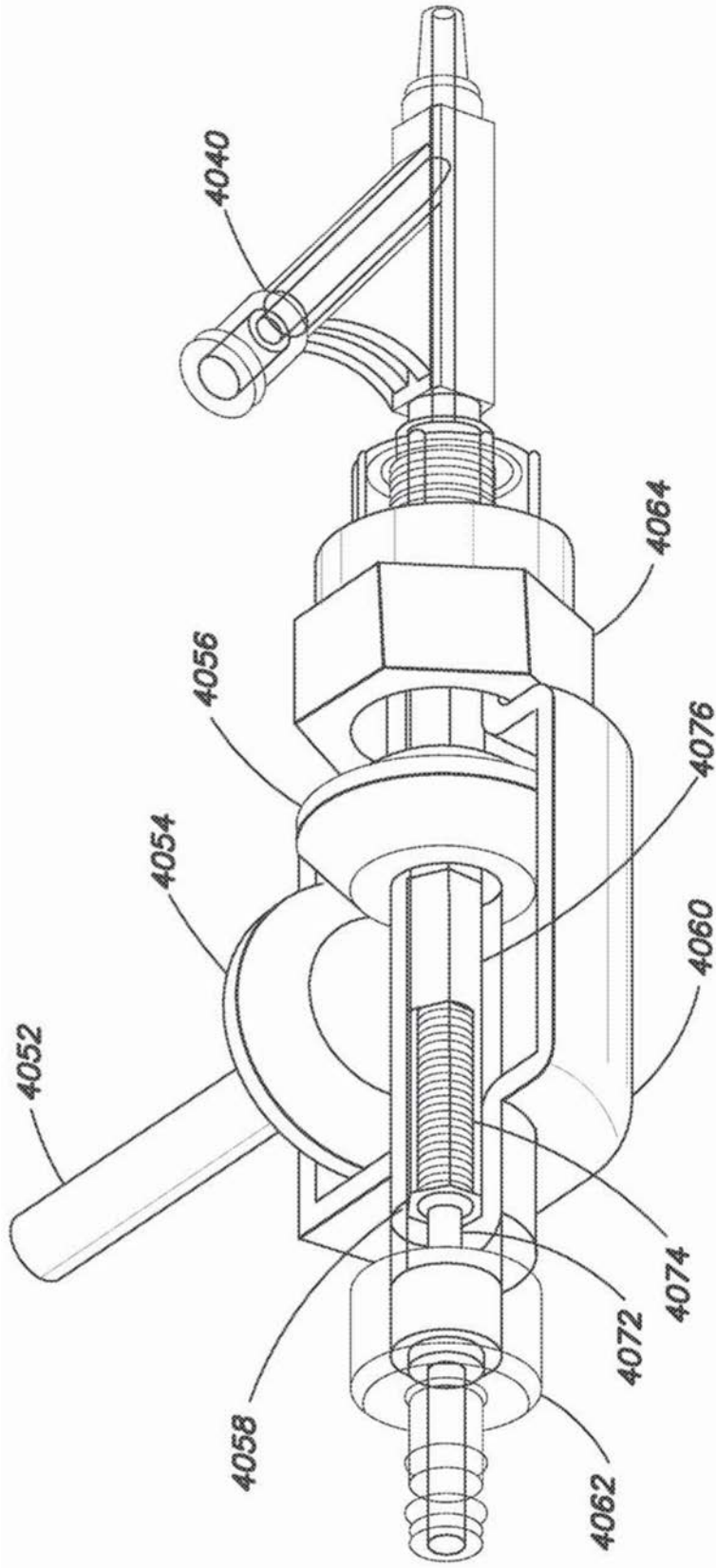


图44

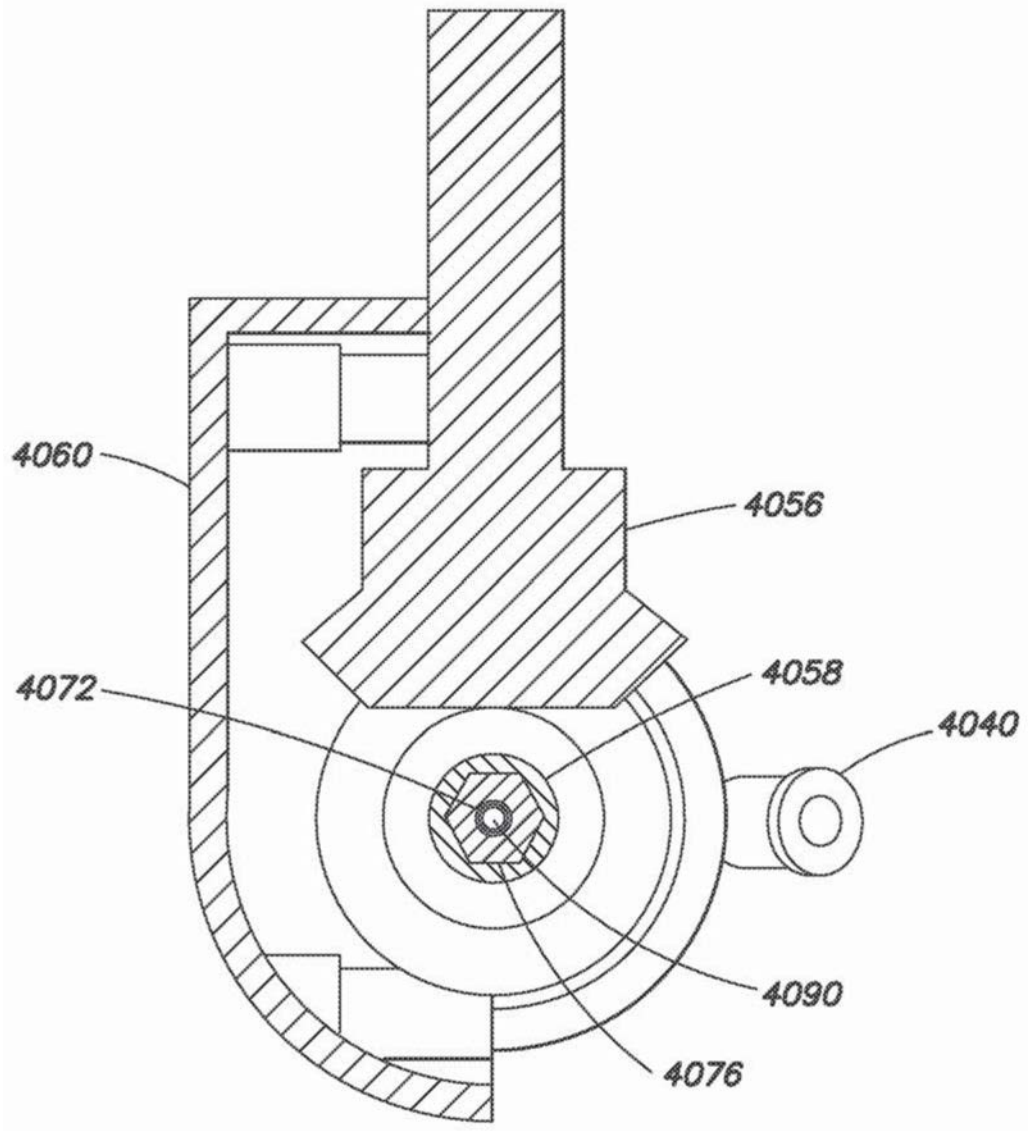


图45

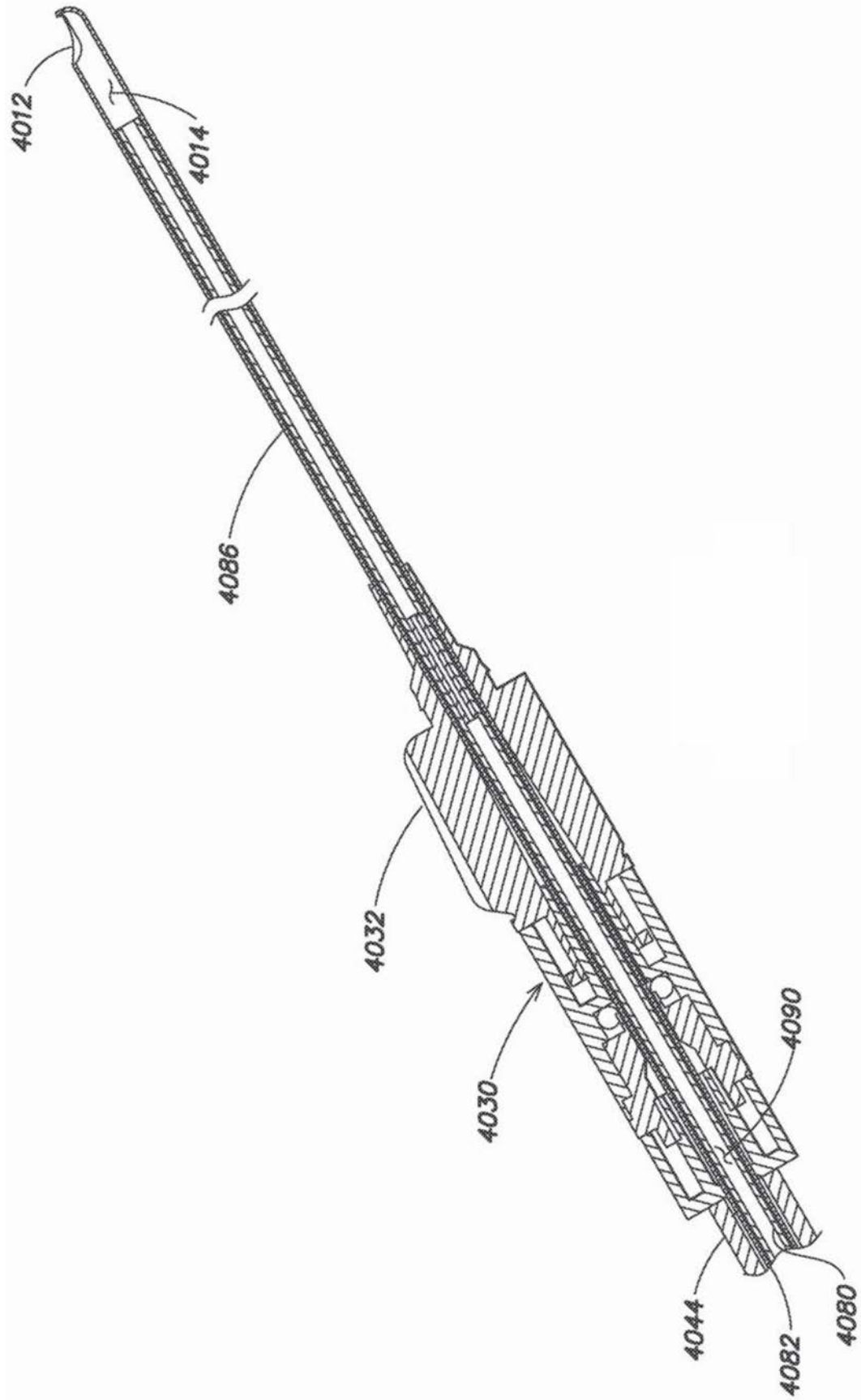


图46

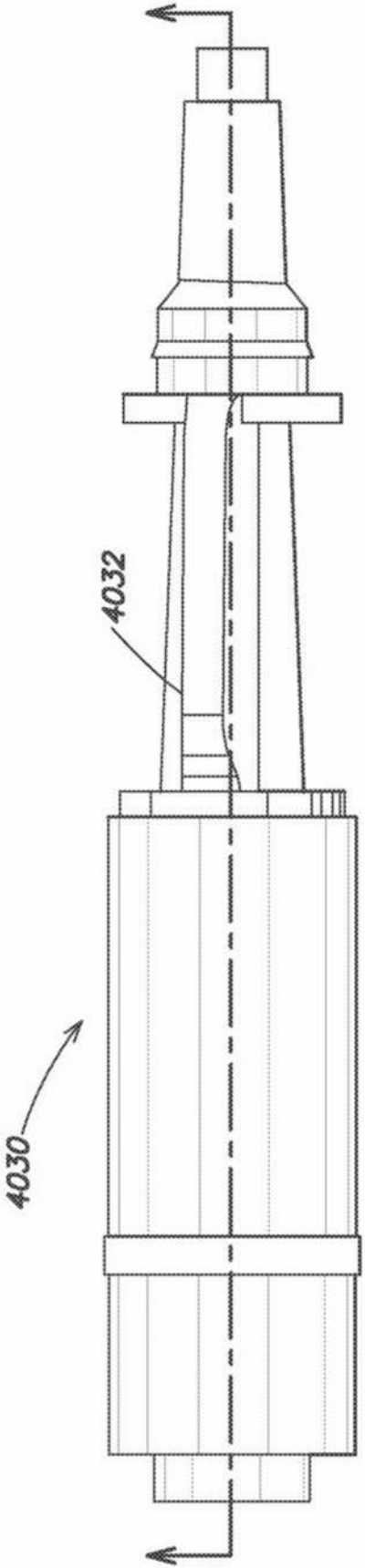


图47A

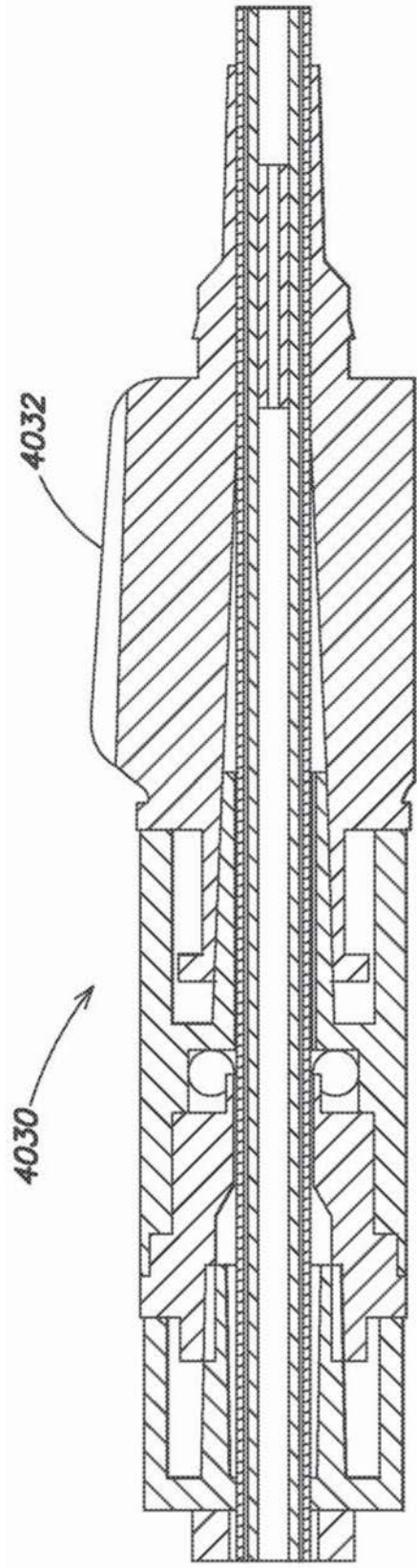


图47B

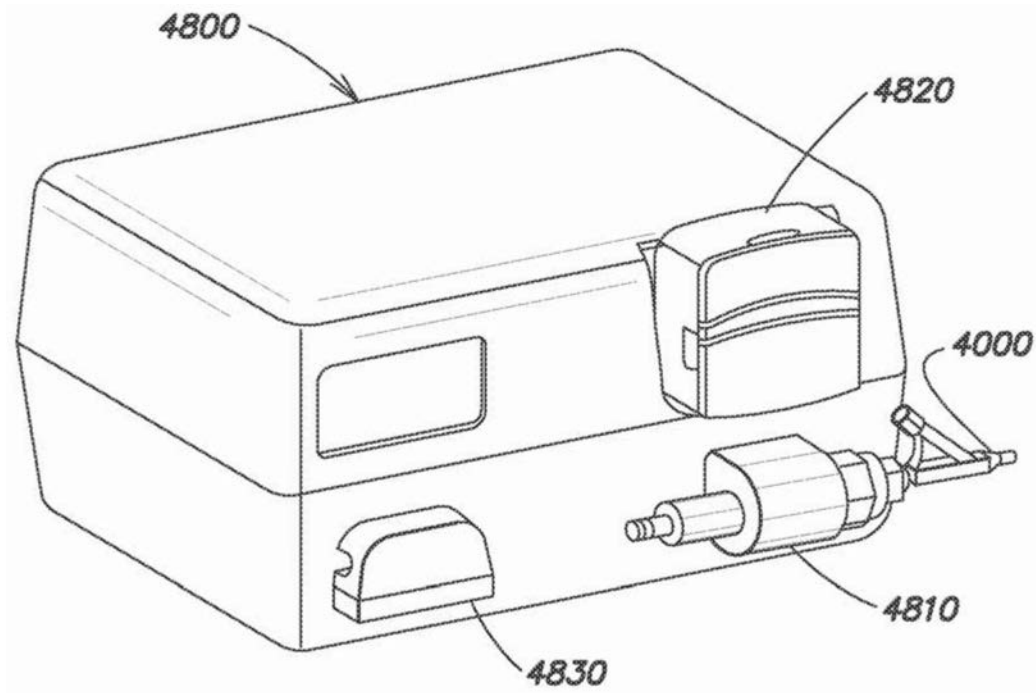


图48

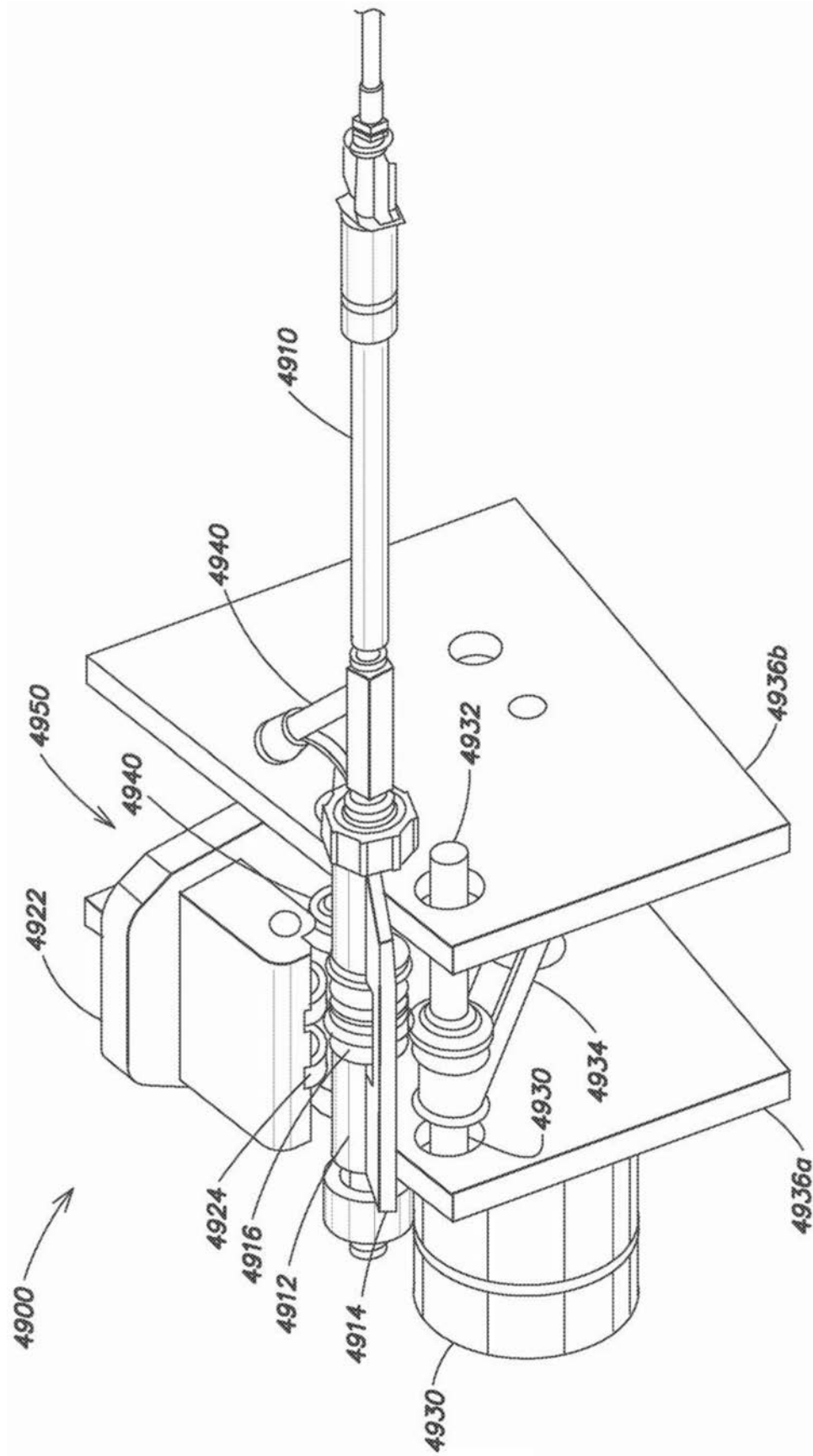


图49

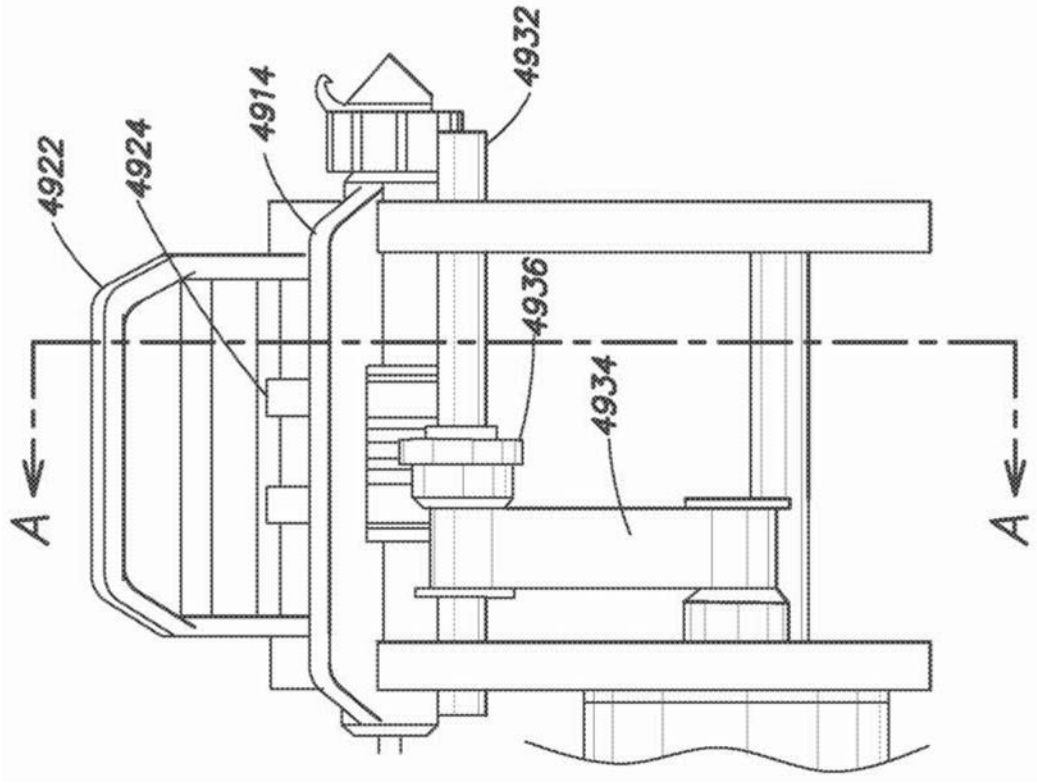


图50A

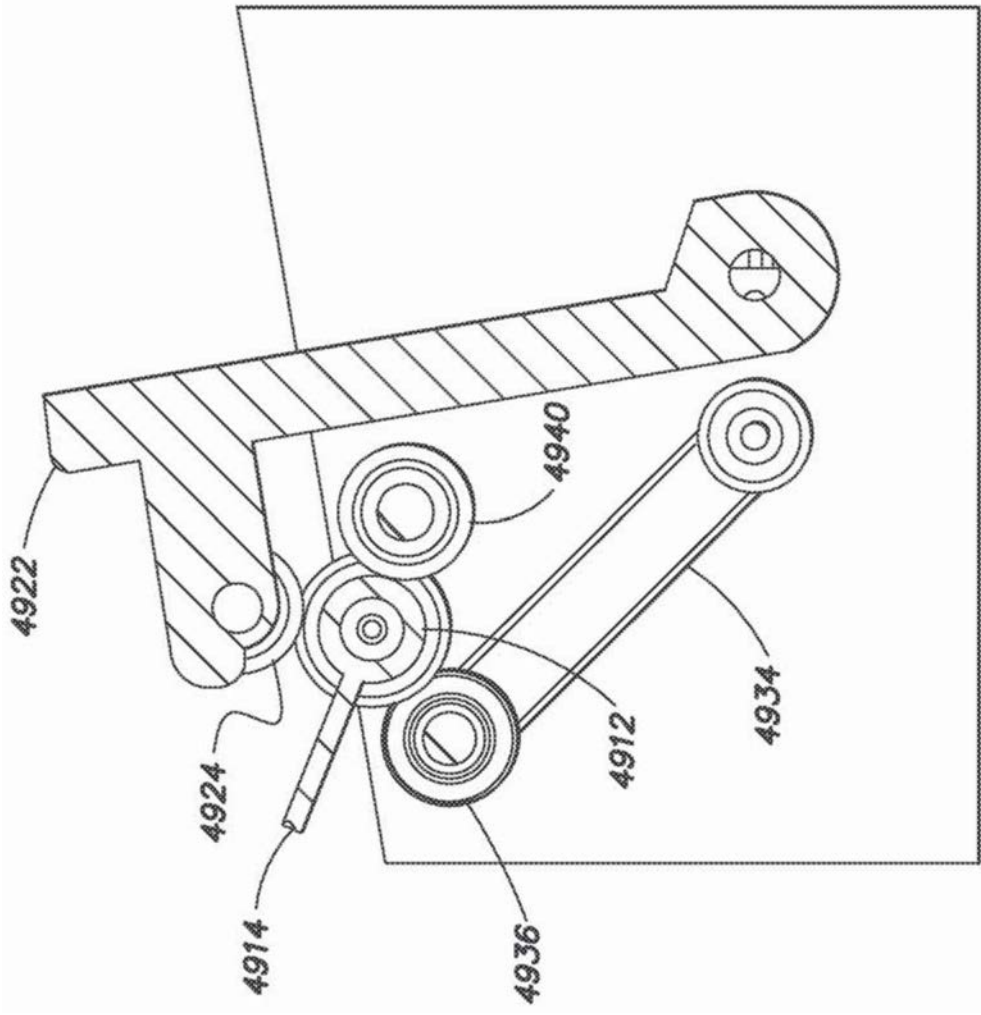


图50B

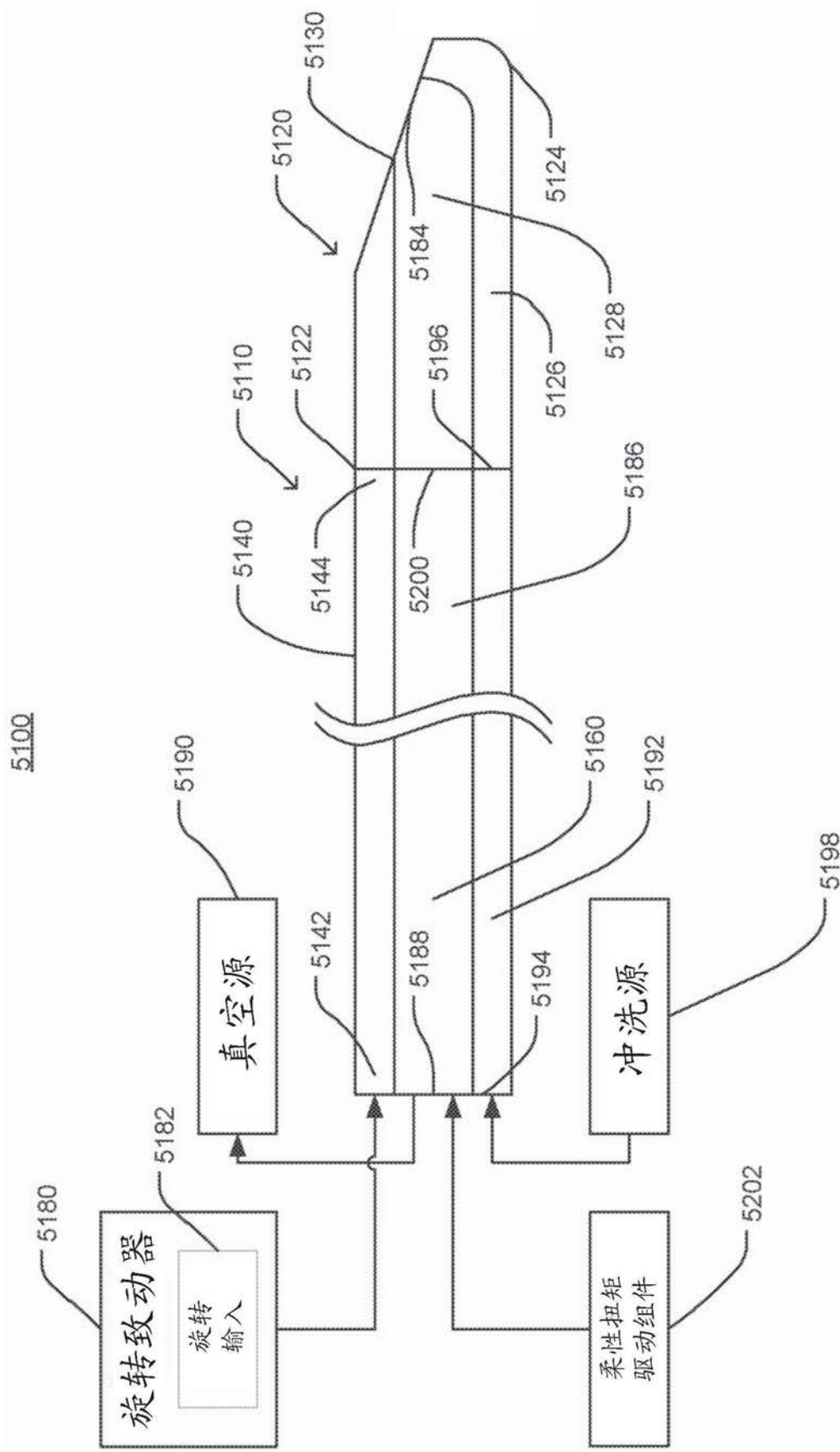


图51

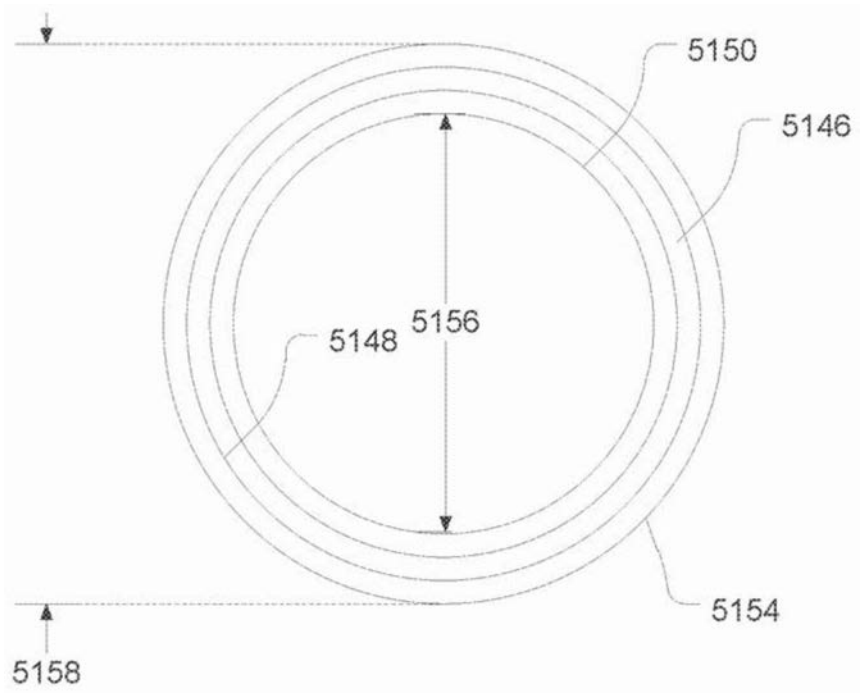


图52

专利名称(译)	用于内窥镜工具的外套管的旋转控制机构		
公开(公告)号	CN110505850A	公开(公告)日	2019-11-26
申请号	CN201880021439.9	申请日	2018-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	因特斯高普公司		
申请(专利权)人(译)	因特斯高普公司		
当前申请(专利权)人(译)	因特斯高普公司		
发明人	J·B·赖安		
IPC分类号	A61B17/32 A61B17/3203		
CPC分类号	A61B10/04 A61B17/32002 A61B2017/32032 A61B1/005 A61B17/320016 A61B17/3421 A61B2010/0208 A61B2017/00398 A61B2017/00557 A61B2017/00818 A61B2017/320032 A61B2017/320064 A61B2217/005 A61B2217/007		
代理人(译)	胡强 许峰		
优先权	62/453466 2017-02-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

手术器械包括切割组件、外管和柔性扭矩部件。切割组件从第一近端延伸到第一远端。切割组件包括限定切割窗口的外套管和被设置在外套管内的内套管。外管从近侧管端延伸到远侧管端。远侧管端被联接到外套管。外管被构造成在近侧管端处接收扭矩并将扭矩传递到外套管以使外套管旋转。外管包括多根第一细线和多根第二细线，多根第一细线和多根第二细线均包括多于八根细线并且少于二十四根细线。柔性扭矩部件被联接到内套管的第三近端以使内套管旋转。

