

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103006165 A

(43) 申请公布日 2013. 04. 03

(21) 申请号 201210546744. 4

(22) 申请日 2012. 12. 14

(71) 申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路 800 号

(72) 发明人 陈卫东 邓韬 王贺升 王晓舟

(74) 专利代理机构 上海汉声知识产权代理有限公司 31236

代理人 郭国中

(51) Int. Cl.

A61B 1/005(2006. 01)

A61B 1/012(2006. 01)

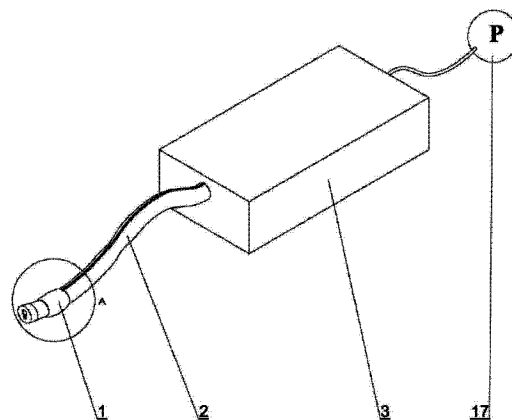
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 15 页

(54) 发明名称

刚度可变的柔性内窥镜机器人

(57) 摘要

本发明公开了一种刚度可变的柔性内窥镜机器人,导管部件的一端与驱动部件相连接,球囊部件设置在导管部件自由端的端部,流体供给部件通过流体用管与球囊部件相连接; ,导管部件由软质硅胶制成,其内部设有若干内嵌绳线以及硬质固定节,内嵌绳线的第一端与硬质固定节相连接,内嵌绳线的第二端与驱动部件固定连接。内嵌绳线的拉拽以及导管的推送由驱动部件控制,球囊部件可拆卸的安装在导管部件上并可沿其外周面大范围移动,流体供给部件通过流体导管向球囊部件排给流体以控制其膨胀和收缩。本发明一方面能可控的改变导管刚度,减少其与人体组织间作用,降低患者不适感;另一方面能较精确的控制导管末端位姿,降低操作者工作强度。



1. 一种刚度可变的柔性内窥镜机器人,包括导管部件、驱动部件、流体供给部件以及球囊部件,其中,所述导管部件的一端与驱动部件相连接,所述球囊部件设置在导管部件自由端的端部,所述流体供给部件通过流体用管与球囊部件相连接;其特征在于,所述导管部件由软质硅胶制成,其内部设有内嵌绳线以及硬质固定节,所述内嵌绳线的第一端与硬质固定节相连接,所述内嵌绳线的第二端与驱动部件固定连接。

2. 根据权利要求1所述的刚度可变的柔性内窥镜机器人,其特征在于,所述导管部件内部设有工作通道和转向通道,其中,所述工作通道位于中心部位,并轴向贯穿整个导管部件;所述若干转向通道分布于工作通道径向的外侧,用于放置内嵌绳线,所述硬质固定节为若干个,其中一个内嵌于导管部件顶端部位,其余则任意设置在导管部件内部的不同位置;所述内嵌绳线的数量与硬质固定节的数量相适配。

3. 根据权利要求2所述的刚度可变的柔性内窥镜机器人,其特征在于,所述转向通道等角度圆周分布于工作通道径向的外侧。

4. 根据权利要求2所述的刚度可变的柔性内窥镜机器人,其特征在于,所述工作通道包括器械通道和光纤通道,其中,所述器械通道用于插置各类器械工具,所述光纤通道内嵌微型摄像头,其顶端设有照明部件,其末端与图像采集装置相连接;所述若干硬质固定节均为环状,所述器械通道和光纤通道从硬质固定节的中心通孔处穿过;所述转向通道包括顶端转向通道和中部转向通道,所述顶端转向通道和中部转向通道等角度圆周分布于导管部件内部。

5. 根据权利要求1所述的刚度可变的柔性内窥镜机器人,其特征在于,所述球囊部件为中空结构,其可拆卸地安装在导管部件上,并可沿导管部件外周面移动;所述球囊部件包括可缩胀部件,所述可缩胀部件的两端设有固定部件,所述球囊部件侧壁内设有轴向设置的球囊流体通道和径向设置的吸盘流体通道,所述球囊部件的前端内嵌定型机构,所述球囊部件在与导管部件相接触处嵌有吸盘装置。

6. 根据权利要求1所述的刚度可变的柔性内窥镜机器人,其特征在于,所述驱动部件包括丝杠底座、丝杠滑块、微型电机、绕线轮盘、推进底座以及导管固定件,其中,所述微型电机固定在推进底座上,所述推进底座与丝杠滑块相对固定;所述导管固定件与推进底座相接触,其接触部分设有用于内嵌绳线与流体用管穿过的孔径;所述丝杠底座通过其内部安置的电机带动螺杆控制丝杠滑块直线运动;所述内嵌绳线的第二端与绕线盘轮固定连接,所述微型电机通过带动绕线轮盘完成对内嵌绳线的收放。

7. 根据权利要求1所述的刚度可变的柔性内窥镜机器人,其特征在于,所述流体供给部件包括球囊供给用结构和吸盘供给结构,所述球囊供给结构和吸盘供给结构均通过流体用管与球囊部件相连接,用于控制球囊部件膨胀和收缩。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的刚度可变的柔性内窥镜机器人,其特征在于,所述导管部件端部与球囊部件之间设有用于防止球囊部件脱离导管部件的限位结构。

9. 根据权利要求1至7中任一项所述的刚度可变的柔性内窥镜机器人,其特征在于,所述任一内嵌绳线外表面设有一层用于保护导管部件的软质硅胶细管。

10. 根据权利要求8所述的刚度可变的柔性内窥镜机器人,其特征在于,所述任一内嵌绳线外表面设有一层用于保护导管部件的软质硅胶细管。

刚度可变的柔性内窥镜机器人

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗内窥镜技术领域的内窥镜机器人系统,具体是一种刚度可变的柔性内窥镜机器人。

背景技术

[0002] 一般地,内窥镜由操作部分与插入部分构成,插入部分又分为软质部分与弯曲部分。其中,软质部分为从操作部分延伸出来的细长软管,具有挠性;弯曲部分位于软质部分顶端,相对较短,通过操作部分可控制其在一个或两个方向上弯曲。

[0003] 目前,医用内窥镜的插入部分相对于人体组织较为坚硬,插入体腔的主要方法为在患者体外施力推进。推进过程中,当插入的导管在体腔深处遇到狭小、弯曲等复杂环境时,一方面由于软质部分无法主动弯曲,与人体组织间作用较大,患者不适感较强烈;另一方面,由于人体组织的柔韧性,外部推力一旦解除,插入部分会因组织反推力被推回,推进效果不佳。这些也导致了操作者难以精确控制导管末端位姿,在目标区域精细操作时可能需要反复调整,长时间工作易疲劳。

[0004] 为了解决上述问题,球囊式内窥镜及球囊插入辅助工具相继被提出,例如,日本专利公报特开昭 59-181121 号提出的,通过内窥镜器械通道插入一球囊装置至最前段,并可在远近方向上移动。该球囊装置能够在一定程度上减少推进中阻力,但由于球囊必须通过器械通道,实际可使用的球囊较小。另外,如日本专利公报特开平 8-299261 号所述的内窥镜,在插入部分外周安置有一气囊,通过管内的丝杠进给结构可在远近方向上移动气囊。虽然该装置中气囊体积有所增加,但其进退量依赖于丝杠结构的开孔大小,实际可移动量小,操作也比较费时。此外,还有如日本专利公报特开 2002-301019 号提出的一种双气囊式内窥镜装置,通过插入部及其外套管上的两气囊在腔内交替膨胀、收缩,实现了二者的交替固定、推进。

[0005] 在上述内窥镜及现有产品实例中,球囊辅助部件大多数都固定在插入导管前端,或仅能够在前端小范围内移动,作用区域十分有限,而且也仍无法控制软质部分的刚度。摩擦大、推进难、操作繁琐等内窥镜常见的问题依然不同程度的存在。

[0006] 因此,为进一步改善内窥镜性能,降低操作者工作强度,减轻患者痛苦,自主式或半自主式内窥镜逐渐成为生物医疗器械行业竞相研究和开发的重点。如我国上海交通大学研制的,国内专利申请号为 200410054206.9 的主动式肠道内窥镜机器人系统,利用仿生学原理,采用直线电磁驱动方式,使机器人在肠道中蠕动。又如哈尔滨工业大学研制的,国内专利申请号为 200910072751.3 的连续体型半自主式内窥镜机器人,通过多个关节万向节环串联,采用钢丝与弹簧配合驱动,可实现十个自由度的复合弯曲运动以适应肠道复杂状况。此外,日本 Tohoku 大学利用记忆合金驱动,研制成适于肠道或血管环境的蛇形驱动装置;美国加州理工学院研制出气动型内窥镜机器人系统,通过气体压力的增大和减小来控制机体的前进与倒退。

[0007] 上述几种内窥镜机器人系统,相对于传统内窥镜可控自由度明显增多,但现有实

例中几乎全部采用了传统硬质材料,装置刚度均不可变。而且,大部分系统都采用形状记忆合金或者气流进行驱动。一方面,进行腔内操作的医疗器械采用硬质材料会存在一定的安全隐患,也会给患者带来一定不适感;另一方面,记忆合金或气流驱动的方式都难以精确控制,实用性较差。

发明内容

[0008] 本发明针对现有技术中存在的上述不足,提供了一种刚度可变的柔性内窥镜机器人。

[0009] 本发明是通过以下技术方案实现的。

[0010] 一种刚度可变的柔性内窥镜机器人,包括导管部件、驱动部件、流体供给部件以及球囊部件,其中,所述导管部件的一端与驱动部件相连接,所述球囊部件设置在导管部件自由端的端部,所述流体供给部件通过流体用管与球囊部件相连接;所述导管部件由软质硅胶制成,其内部设有若干内嵌绳线以及硬质固定节,所述内嵌绳线的第一端与硬质固定节相连接,所述内嵌绳线的第二端与驱动部件固定连接。

[0011] 所述导管部件内部还设有工作通道和转向通道,其中,所述工作通道位于中心部位,并轴向贯穿整个导管部件;所述若干转向通道分布于工作通道径向的外侧,用于放置内嵌绳线,所述硬质固定节为若干个,其中一个内嵌于导管部件顶端部位,其余根据需要灵活设置在导管部件内部的不同位置;所述内嵌绳线的数量与硬质固定节的数量相适配。

[0012] 所述转向通道等角度圆周分布于工作通道径向的外侧。

[0013] 所述工作通道包括器械通道和光纤通道,其中,所述器械通道用于插置各类器械工具,所述光纤通道内嵌微型摄像头,其顶端设有照明部件,其末端与图像采集装置相连接;所述若干硬质固定节均为环状,所述器械通道和光纤通道从硬质固定节的中心通孔处穿过;所述转向通道包括顶端转向通道和中部转向通道,所述顶端转向通道和中部转向通道等角度圆周分布于导管部件内部。

[0014] 所述球囊部件为中空结构,其可拆卸地安装在导管部件上,并可沿导管部件外周面移动;所述球囊部件包括可缩胀部件,所述可缩胀部件的两端设有固定部件,所述球囊部件侧壁内设有轴向设置的球囊流体通道和径向设置的吸盘流体通道,所述球囊部件的前端内嵌定型机构,所述球囊部件在与导管部件相接触处嵌有吸盘装置。

[0015] 所述驱动部件包括丝杠底座、丝杠滑块、微型电机、绕线轮盘、推进底座以及导管固定件,其中,所述微型电机固定在推进底座上,所述推进底座与丝杠滑块相对固定;所述导管固定件与推进底座相接触,其接触部分设有用于内嵌绳线与流体用管穿过的孔径;所述丝杠底座通过其内部安置的电机带动螺杆控制丝杠滑块直线运动;所述内嵌绳线的第二端与绕线盘轮固定连接,所述微型电机通过带动绕线轮盘完成对内嵌绳线的收放。

[0016] 所述流体供给部件包括球囊供给用结构和吸盘供给结构,所述球囊供给结构和吸盘供给结构均通过流体用管与球囊部件相连接,用于控制球囊部件膨胀和收缩。

[0017] 所述导管部件端部与球囊部件之间设有用于防止球囊部件脱离导管部件的限位结构。

[0018] 所述任一内嵌绳线外表面设有一层用于保护导管部件的软质硅胶细管。

[0019] 本发明降低了导管硬度,使得导管插入部分柔软易形变;同时,通过在其不同部位

内嵌绳线,导管部件可以通过拉拽某一根或多根绳线来灵活调节自身刚度,并产生多自由度的弯曲形变。因此,本发明减小了插入部分与人体组织间相互作用,以减轻患者不适感;此外,球囊部件与导管部件相对独立,球囊可运动范围大,不再仅限于前端,增强了其在推进过程中的作用范围;球囊部件膨胀后如基座般固定于腔内,位于球囊部件前的一部分导管仍可以弯曲,使得导管末端弯曲时精确可控。

附图说明

- [0020] 图 1 是本发明装置的整体结构概略图;
- [0021] 图 2 是图 1 中区域 A 的局部放大图;
- [0022] 图 3 是图 1 中导管部件的纵剖面视图;
- [0023] 图 4 是图 1 中导管部件的俯视图;
- [0024] 图 5 是图 1 中导管部件的左视图;
- [0025] 图 6 是图 3 的 A--A 剖视图;
- [0026] 图 7 是图 3 的 C--C 剖视图;
- [0027] 图 8 是图 3 的 D--D 剖视图;
- [0028] 图 9 是图 3 的 E--E 剖视图;
- [0029] 图 10 是图 3 中区域 B 的局部放大图;
- [0030] 图 11 是图 3 中区域 F 的局部放大图;
- [0031] 图 12 是图 1 中球囊部件的立体图;
- [0032] 图 13 是图 12 球囊收缩时的示意图;
- [0033] 图 14 是图 12 球囊膨胀时的示意图;
- [0034] 图 15 是图 12 球囊的左视图;
- [0035] 图 16 是图 15 中区域 C 的局部放大图;
- [0036] 图 17 是图 15 的 A--A 剖视图;
- [0037] 图 18 是图 15 的 B--B 剖视图;
- [0038] 图 19 是图 18 中区域 F 的局部放大图;
- [0039] 图 20 是图 1 中驱动部件的内部结构概略图;
- [0040] 图 21 是本发明实施例中内窥镜刚进入腔内的示意图;
- [0041] 图 22 是本发明实施例中内窥镜遇到狭窄环境时的示意图;
- [0042] 图 23 是本发明实施例中内窥镜遇到拐角时的示意图;
- [0043] 图 24 是本发明实施例中内窥镜先后遇到两个拐角时的示意图;
- [0044] 图 25 是本发明实施例中内窥镜在目标区域精细操作的示意图;
- [0045] 图中,1 为球囊部件;2 为导管部件;3 为驱动部件;4 为器械通道;5 为光纤通道;6 为顶端固定节;7 为顶端转向通道;8 为中部固定节;9 为中部转向通道;10 为球囊可缩胀部件;11 为球囊流体通道;12 为微型吸盘;13 为球囊固定部件 a;14 为球囊固定部件 b;15 为吸盘流体通道;16 为轻质弹簧;17 为流体供给部件;18 为流体用管;19 为丝杠底座;20 为丝杠滑块;21 为微型电机;22 为推进底座;23 为绕线轮盘;24 为导管固定件。

具体实施方式

[0046] 下面对本发明的实施例作详细说明：本实施例在以本发明技术方案为前提下进行实施，给出了详细的实施方式和具体的操作过程，但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

[0047] 如图 1 所示，本实施例包括：导管部件 2、驱动部件 3、流体供给部件 17 以及球囊部件 1，其中，导管部件 2 的一端与驱动部件 3 相连接，球囊部件 1 设置在导管部件 2 自由端的端部，流体供给部件 17 通过流体用管 18 与球囊部件相连接；导管部件 2 由软质硅胶制成，其内部设有较牢固的内嵌绳线以及硬质固定节，内嵌绳线的第一端与硬质固定节相连接，其第二端与驱动部件 3 固定连接。本实施例中，内嵌绳线采用细钢丝，以下称作转向钢丝。

[0048] 导管部件 2，其相当于传统内窥镜的插入部分，用于插入体腔内进行内窥镜检查；球囊部件 1，其可装卸地安装在导管部件 2 上，用于辅助导管部件的插入与固定；驱动部件 3，相当于传统内窥镜的操作部分，用于提供推进动力，并控制主体导管 2 完成相关动作；流体供给部件 17，能够对球囊部件 1 进行流体的排给，以控制球囊的膨胀、收缩。

[0049] 导管部件 2，由较为柔软的医用硅胶脱模而成，本实施例中采用的硅胶硬度在 30A 左右。医用硅胶对人体组织无过敏反应，排异反应极少；同时相当稳定，与体液以及组织接触过程中能保持其原有的弹性和柔软度，耐高温、可消毒。

[0050] 导管 2 内还设有工作通道和转向通道。

[0051] 如图 2 和图 3 所示，工作通道位于中心部位，轴向贯穿整个导管部件 2，包含器械通道 4、光纤通道 5。器械通道 4 内可插入并更换各种窥镜辅助工具；光纤通道 5 内嵌微型摄像头，其顶端含 LED 灯以提供照明，末端直接连接图像采集装置，以实时获取腔体内图像。两种通道可以根据需要在尺寸上有不同规格。

[0052] 转向通道位于工作通道径向的外侧，内置转向钢丝，其一端与导管中硬质固定节连接，另一端固定在驱动部件 3 内绕线轮盘 23 上。附图中，除图 23、24、25 外，其他图内转向钢丝均未标出。

[0053] 硬质固定节为若干个，其中一个内嵌于导管部件顶端部位，以下称顶端硬质固定节；其余可根据需要灵活设置在导管部件中部的不同位置，以下称中部硬质固定节。转向钢丝的数量与硬质固定节的数量相适配，任一转向钢丝的第一端与某一特定硬质固定节相连接。

[0054] 相应地，转向通道分为顶端转向通道和中部转向通道，其中，设置在顶端转向通道中的转向钢丝与顶端硬质固定节连接，设置在中部转向通道的转向钢丝与中部硬质固定节相连接，具体为，如图 3 所示，本实施例中硬质固定节采用两个：顶端硬质固定节 6 内嵌于导管顶端部位，转向钢丝通过顶端转向通道 7 与其固定连接，中部硬质固定节 8 内嵌于导管中部，转向钢丝通过中部转向通道 9 与其固定连接。两个硬质固定节均为环状，在导管内位置固定，器械通道 4、光纤通道 5 从两者内部贯穿，如图 6 和图 8 所示。本实施例中，顶端转向通道 7 和中部转向通道 9 各为 4 个，等角度圆周分布于导管部件 2 内，如图 7、图 8 所示，具体规格也可根据需要适当调整。转向钢丝外部均紧套一层软质硅胶细管，防止钢丝切割管壁损坏通道。

[0055] 在导管部件 2 上可装卸地安装有球囊部件 1，用于辅助导管的插入与固定，可沿导管相对移动。如图 12 所示，该球囊部件主要结构包括：可缩胀部件 10，球囊流体通道 11，微型吸盘 12，球囊固定部件 13、14，吸盘流体通道 15 以及流体用管 19。该球囊部件既可以是

一次性使用的可处理品,也可以是使用后能够进行清洗消毒的重复使用品。

[0056] 如图 13、14 所示,球囊可缩胀部件 10 为中空袋状,采用伸缩性良好的材料如乳胶制成,通过球囊流体通道 11 充入或排出空气等流体。如图 17 所示,可缩胀部件 10 通过前后两个固定部件 13、14 固定,其材料采用具有挠性的硬质材料,如含氟树脂管或聚丙烯丝等,在接触处也可以使用粘接剂进一步密封。

[0057] 如图 17 所示,球囊流体通道 11 一端通至可缩胀部件 10,另一端连接流体用管 19(未图示)。流体用管 19 与导管部件 2 相对独立,采用硬质挠性材料,如较硬质的塑料管或内嵌有硬质塑料的硅胶软管等制成。流体用管 19 一方面用于输送流体,另一方面可通过对其推拉来带动顶端相连的球囊部件 1。球囊部件与导管部件之间相对独立,可在整个导管上移动,如图 2 所示,导管部件 1 前段还设有限位结构,防止球囊被过分推送而脱离导管。

[0058] 如图 17、图 18 所示,球囊部件 1 一端嵌有固定机构,本实施例中采用微型吸盘 12。吸盘流体通道 15 与流体用管 18 相连,并通过流体供给部件 17 控制吸盘对导管吸附或放松。本实施例中球囊流体通道 11、微型吸盘 12 与吸盘流体通道 15 各设有两个,对称的分布在球囊部件 1 上,如图 15 所示。

[0059] 固定机构仅将球囊可控地与导管相固定,并不限于本实施例中吸盘装置及其规格,也可以采用记忆合金、挠性高分子材料等部件代替。

[0060] 为使球囊部件 1 前段在推送过程中始终保持圆筒状,避免前端翻转或有异物进入其与导管间的缝隙,球囊前段设有定型结构。本实施例中采用一小段具有挠性的轻质弹簧 16,如图 17、图 18 所示。该弹簧仅用于保持外形,作为替代部件,也可以使用含氟树脂或其他高分子材料制成的韧性部件。

[0061] 如图 20 所示,驱动部件 3 与导管部件 2 末端相连,主要包括:丝杠底座 19,丝杠滑块 20,微型电机 21,绕线轮盘 23,推进底座 22 与导管固定件 24。

[0062] 丝杠底座 19 通过其内部安置的电机带动螺杆,以控制丝杠滑块 20 直线运动。微型电机 21 通过带动绕线轮盘 23 完成对转向钢丝的收放,微型电机均固定在推进底座 22 上,推进底座 22 与丝杠滑块 20 相对固定。导管固定件 24 主要用于将导管部件 2 以及流体用管 18 与推进底座 22 连接固定,其与推进底座 22 接触部分留有相关孔径,转向钢丝以及流体用管 18 从中贯穿。

[0063] 如图 1 所示,流体用管 18 贯穿驱动部件 3 后与流体供给部件 17 相连。本实施例中流体供给部件分为球囊供给用泵和吸盘供给用泵,两者可单独控制。此外,可以使用注射器等装置代替流体供给用泵,直接手动控制。

[0064] 下面,结合上述装置,针对插入体腔内进行内窥镜检查的情况进行说明。

[0065] 进行内窥镜检查前,如图 1 所示,将球囊部件 1 安置在导管 2 前端,随后将导管 2 以及流体用管 18 通过导管固定件 24 固定在推送底座 22 上,如图 20。最后将流体用管 18 与流体供给部件 17 相连,以及导管内的转向钢丝与驱动部件 3 内的绕线轮盘 23 相连,光纤通道 5 内的微型摄像头与图像采集装置相连。

[0066] 在开始进行内窥镜检查时,如图 2 所示,球囊处于收缩的状态,并通过微型吸盘 12 固定在导管前段。接着,通过微创手术切口将导管部件 2 插入患者体内。此后内窥镜将在体腔内可能遇到不同情况,如图 21 至图 24,对不同情况下本实施例的操作方法进行详细说明。

[0067] 如图 21 所示,当内窥镜刚进入腔内,所处环境并不太狭窄、拥挤,阻力较小。此时球囊部件 1 仍保持收缩状态并通过吸盘 12 固定在导管 2 上,操作者主要控制驱动部件 3 对内窥镜进行推进。

[0068] 这种情况下若内窥镜与腔内某个接触部位的摩擦较大,加上导管自身柔软,推送时可能发生一定的弯曲形变,导致推进效果不佳。此时可以控制驱动部件 3 中的所有微型电机 21 均转过同一较小角度,使得转向钢丝均拉紧其相连的固定节。这样导管自身将在一定程度上收缩,刚度有所增加,整体上变得不易弯曲,以有利于推进。

[0069] 随着内窥镜的不断深入,腔内环境会变得狭窄、拥挤,阻力也会逐渐增大,此时推送开始变得困难。

[0070] 如图 22 所示,当操作者通过内嵌的微型摄像头,观察到导管前段空间较为狭窄难以前进时,首先可控制流体供给部件 17 将流体供至球囊部件 1 内,使其膨胀并固定在腔内,导管前端的体腔空间也将相应增大。随后,控制流体供给部件 17 将微型吸盘 12 转换至放松状态,进而,一方面保持球囊与腔体的相对固定,一方面可以继续推送导管部件 2。当导管前半部分通过球囊后,停止推送并控制球囊收缩,再手动推送流体用管 18,将其顶部相连的球囊部件 1 推回至导管前段。最后,控制微型吸盘 12 恢复至吸附状态,重新将球囊固定于导管前端。

[0071] 如图 23 所示,当操作者发现内窥镜前方出现拐角或岔路时,可以主动控制导管 2 进行弯曲,减小内窥镜与人体组织作用。

[0072] 具体方法为,当导管需要朝某一方向弯曲时,拉拽相应侧连接至顶端的转向钢丝(图中虚线所示,以下简称顶端钢丝)即可,钢丝的拉拽通过微型电机 21 带动绕线轮盘 23 完成,拉拽后导管刚度也将会有所增加。随后,当导管前半部分通过拐角或岔路后,控制电机 21 放松顶端钢丝,使导管刚度复原。由于材质柔软,顶端钢丝放松至初位后,导管部件 2 仍能在腔体作用下被动地维持弯曲状态。

[0073] 同样的,拉拽某根连接在中部的转向钢丝(以下简称中部钢丝),导管后半段也能够弯曲。但由于前半段的限制作用,后半段弯曲程度有限,其作用主要在于辅助定形,以减小推进阻力,以下详细叙述。

[0074] 比图 23 所示情况更加复杂,当内窥镜刚通过某个拐角处或岔路后,前方继续又出现新的拐角或岔路,这种情况下如果直接拉拽顶端钢丝,导管整体的形变会增大其与人体组织的相互作用,特别是当前后两处拐角或岔路方向相反、整体行进路径呈 S 形时,推进会明显受阻,如图 24 所示。此时就需要利用本装置可控自由度高的特点,独立控制导管的某一部分弯曲,具体操作方法如下:

[0075] 首先,当导管通过一个拐角或岔路后,已拉紧的某根顶端钢丝仍保持紧绷,刚度不变。同时,控制微型电机 21 适量拉拽相同侧的中部钢丝,使其也绷紧,如图 24 中虚线所示。随后,放松绷紧的顶端钢丝至初始位置,并拉拽接下来需要弯曲侧的顶端钢丝,如图 24 中点画线所示。由于中部钢丝的定形作用,导管后半部依然能够保持先前的弯曲趋势,而前半部则可以在顶端钢丝的作用下朝新的方向弯曲,整个导管主动弯曲为 S 形且刚度较大,推进时组织阻力相对减小,进行更为容易。接着,当导管 2 前部分通过第二个拐角或岔路后,控制绕线轮盘 23 相继放松中部钢丝与顶端钢丝,使导管 2 恢复柔软,以继续推进。

[0076] 如图 25 所示,当内窥镜前端到达目标区域后(图中虚线区域),操作者可能需要在

一定区域内进一步精细操作,此时仅仅拉拽转向钢丝已经无法满足精确控制的要求。

[0077] 为提高控制精度,可将球囊部件 1 中微型吸盘 12 放松,再手动拉拽流体用管 18,将其顶端相连的球囊部件 1 沿导管后移一小段距离。随后,控制流体供给部件 17 分别使球囊部件膨胀、微型吸盘吸附。球囊膨胀后将与腔体相对固定,吸盘吸附使得导管与球囊相对固定。此时,若拉动固定于顶端的转向钢丝(如图 25 中点画线所示),仅位于球囊前的小部分导管可弯曲形变,相当于传统窥镜顶端的弯曲部分。此外,由于球囊部件 1 相当于基座般固定于腔内,球囊前端可弯曲导管相比传统内窥镜弯曲部分,自身不易移动与扭转,位姿更容易控制,使得控制精度得到提高。

[0078] 以上对本发明的具体实施例进行了描述。需要理解的是,本发明并不局限于上述特定实施方式,本领域技术人员可以在权利要求的范围内做出各种变形或修改,这并不影响本发明的实质内容。

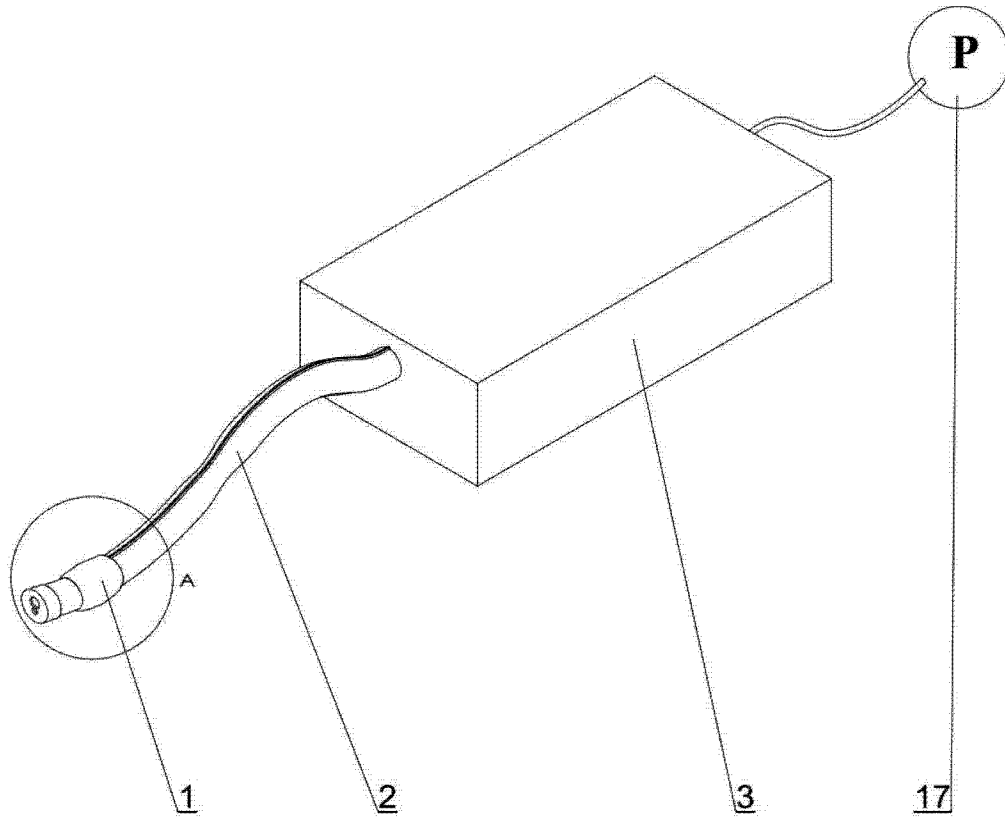


图 1

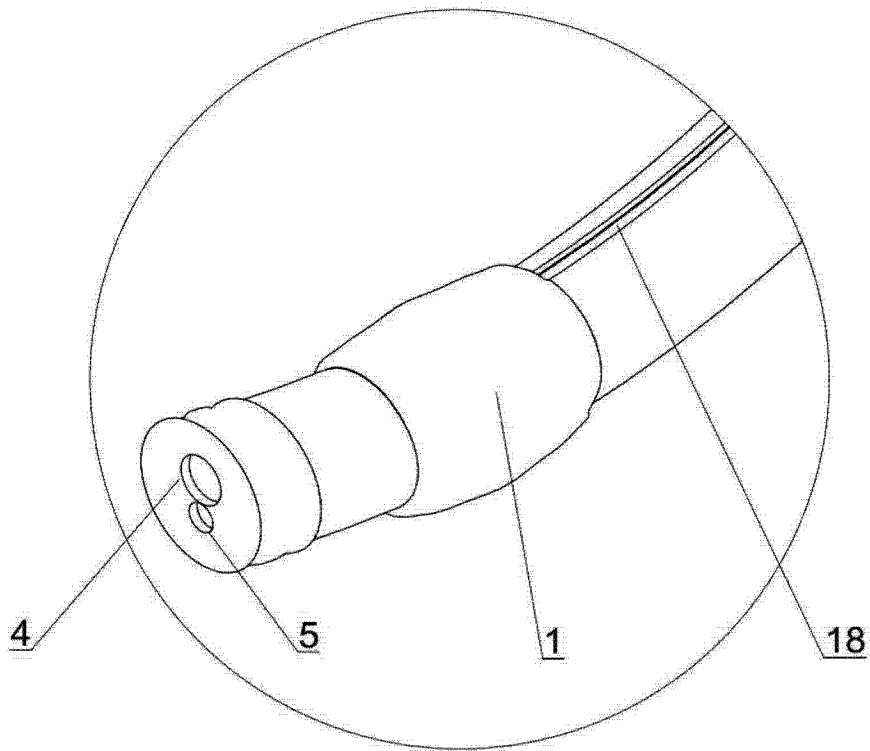


图 2

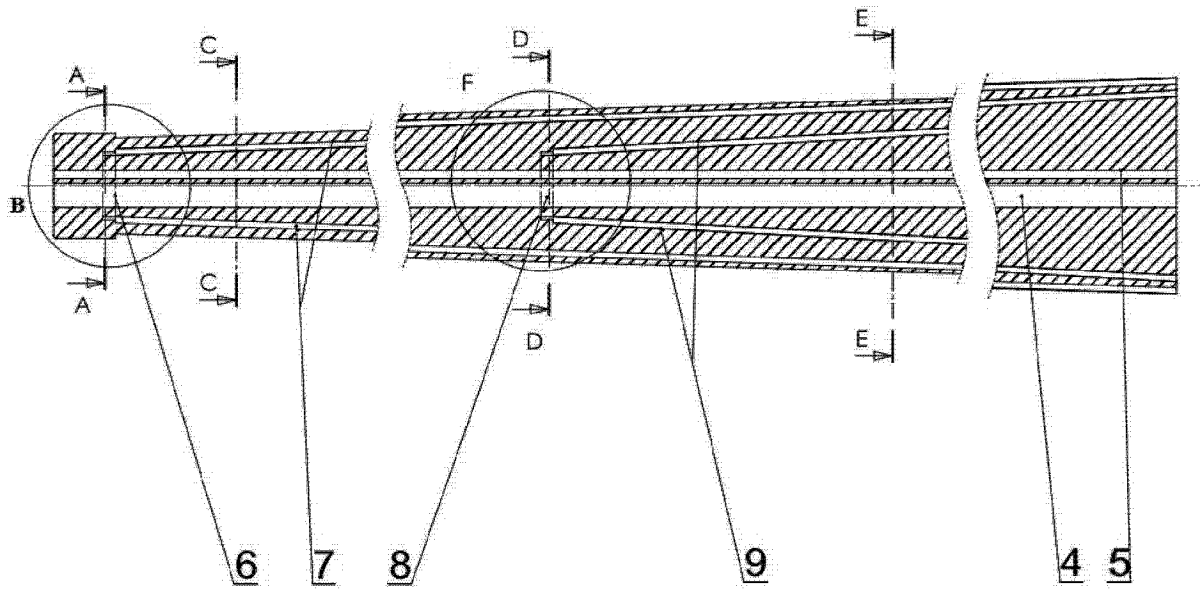


图 3

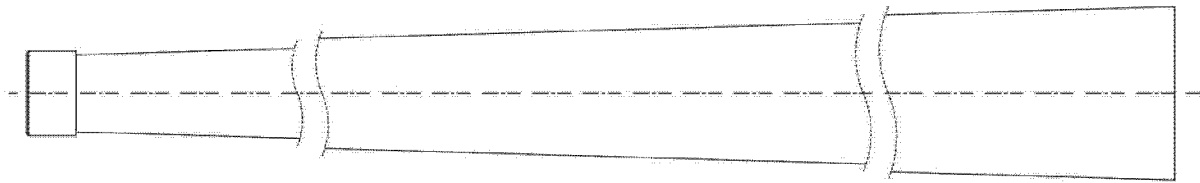


图 4

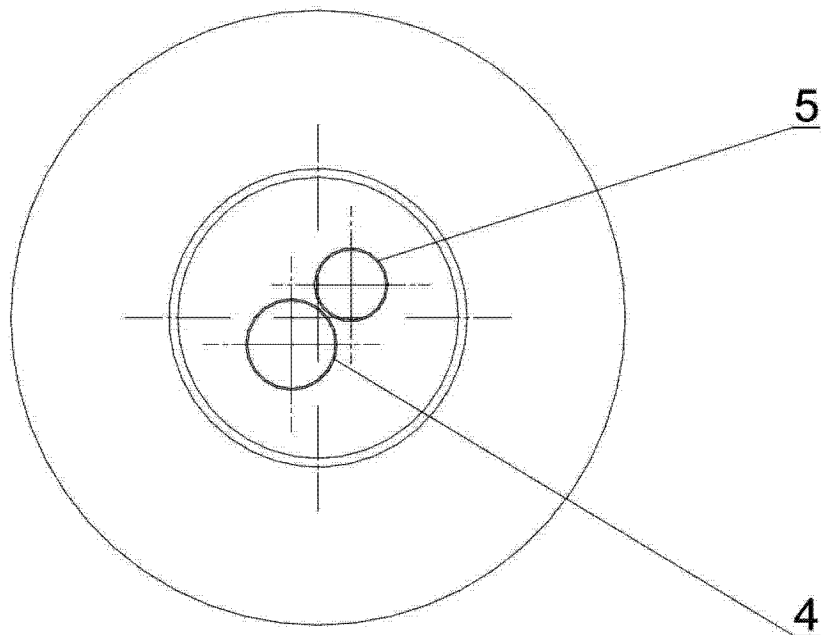


图 5

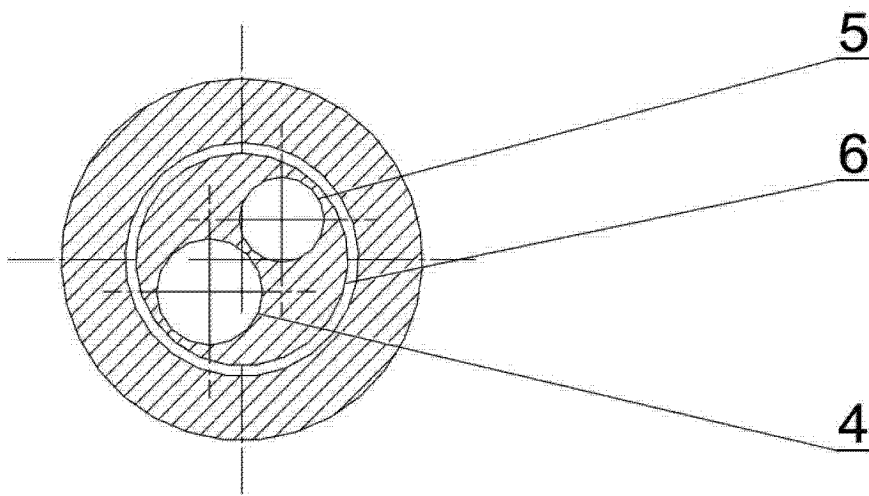


图 6

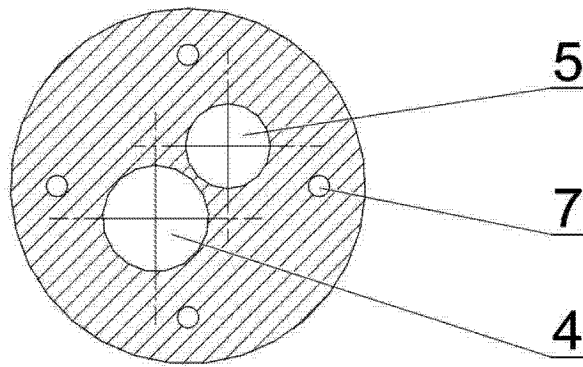


图 7

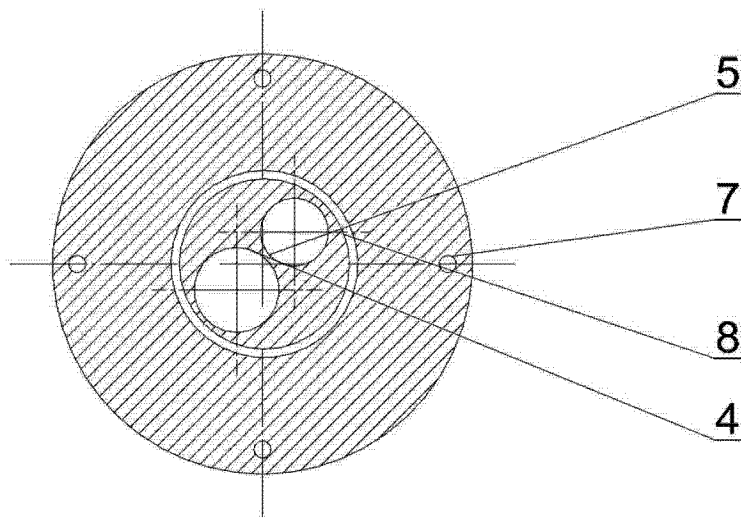


图 8

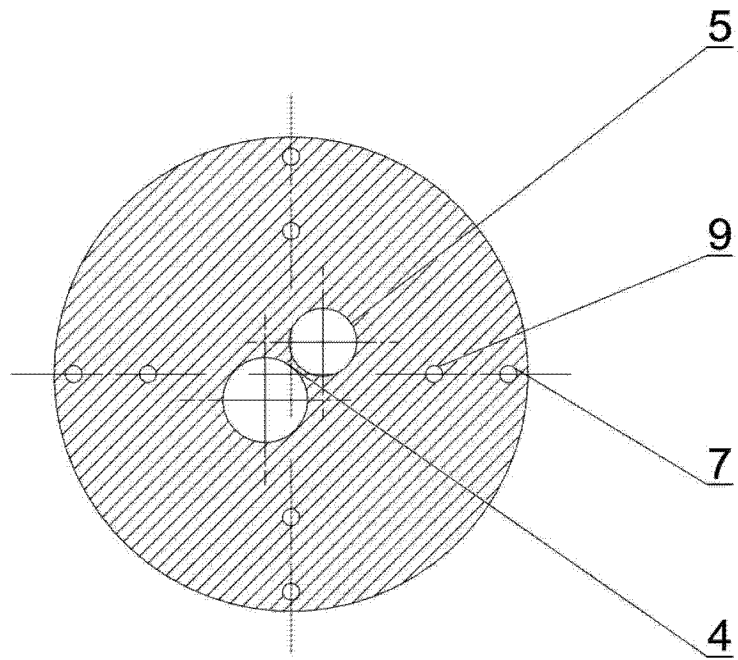


图 9

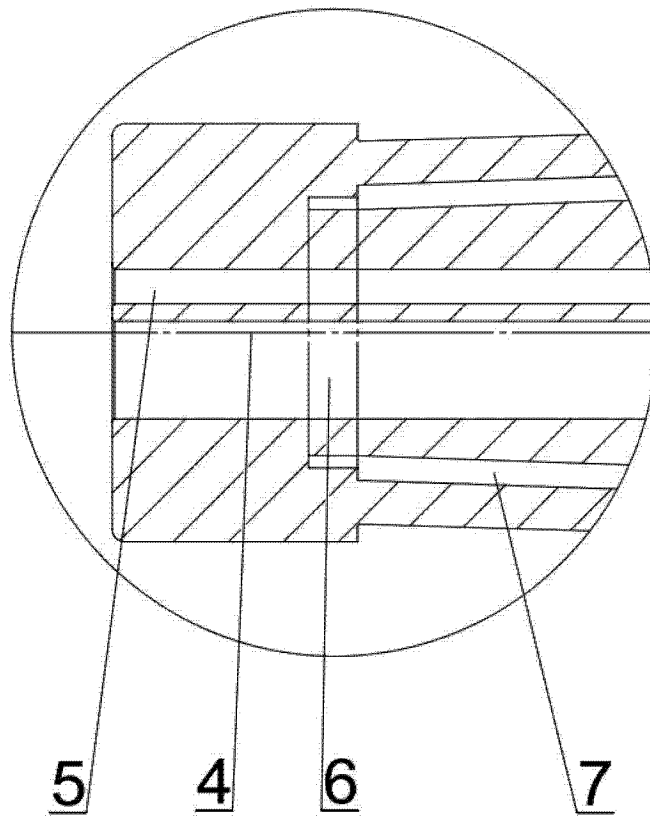


图 10

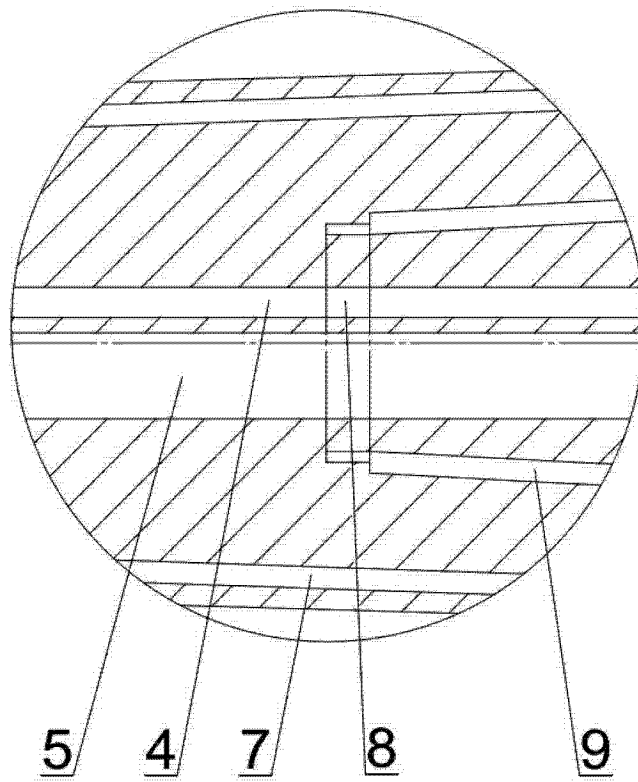


图 11

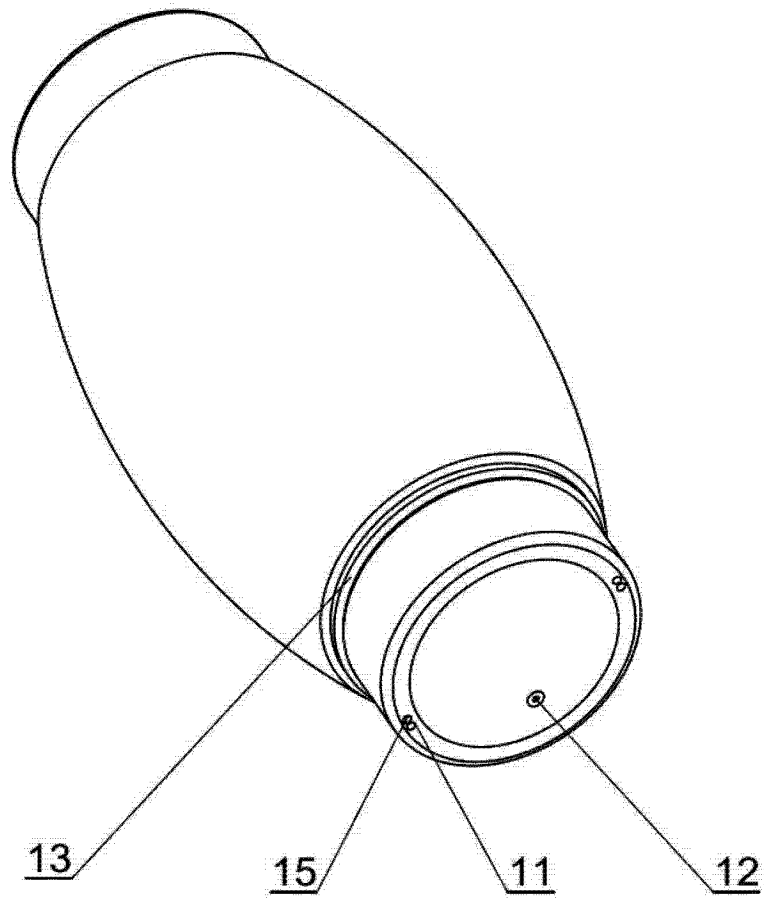


图 12

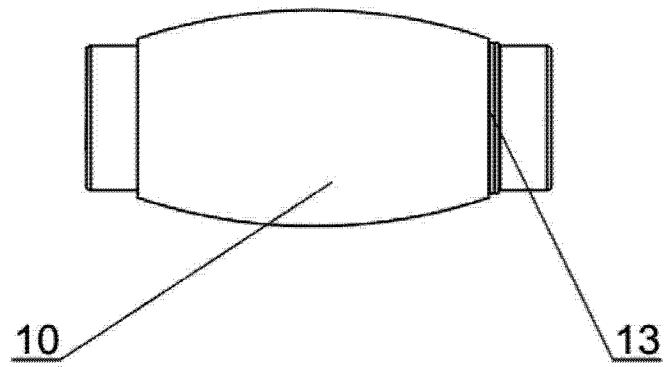


图 13

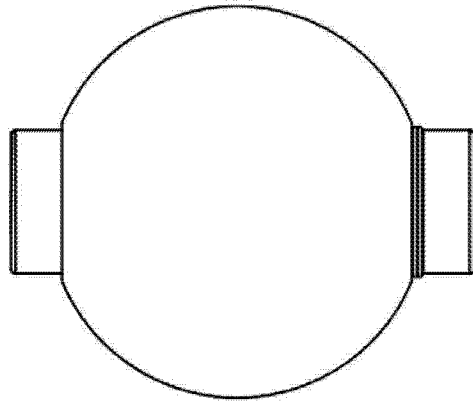


图 14

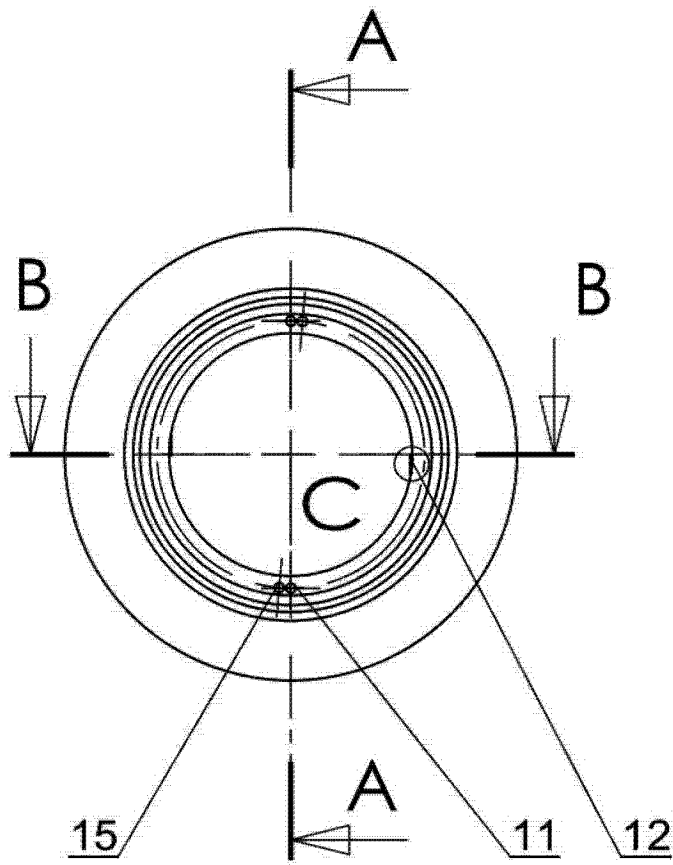


图 15

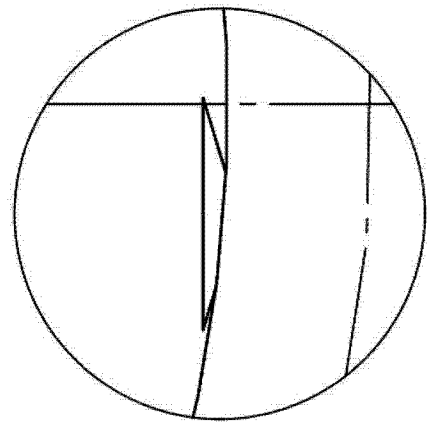


图 16

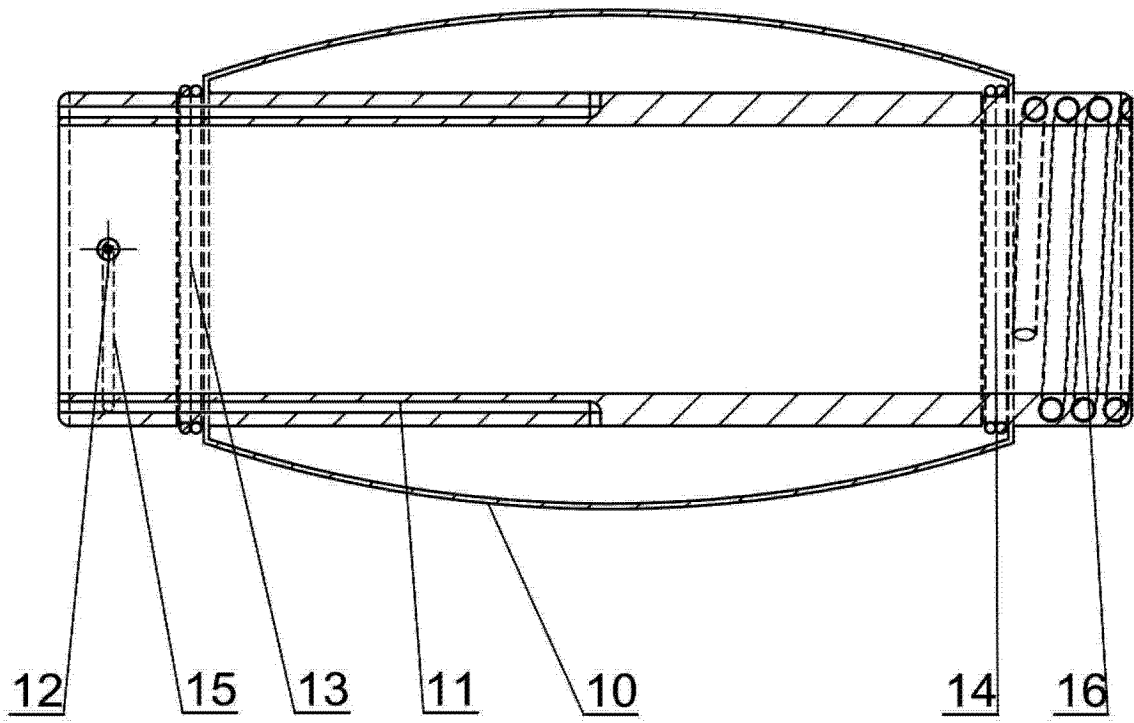


图 17

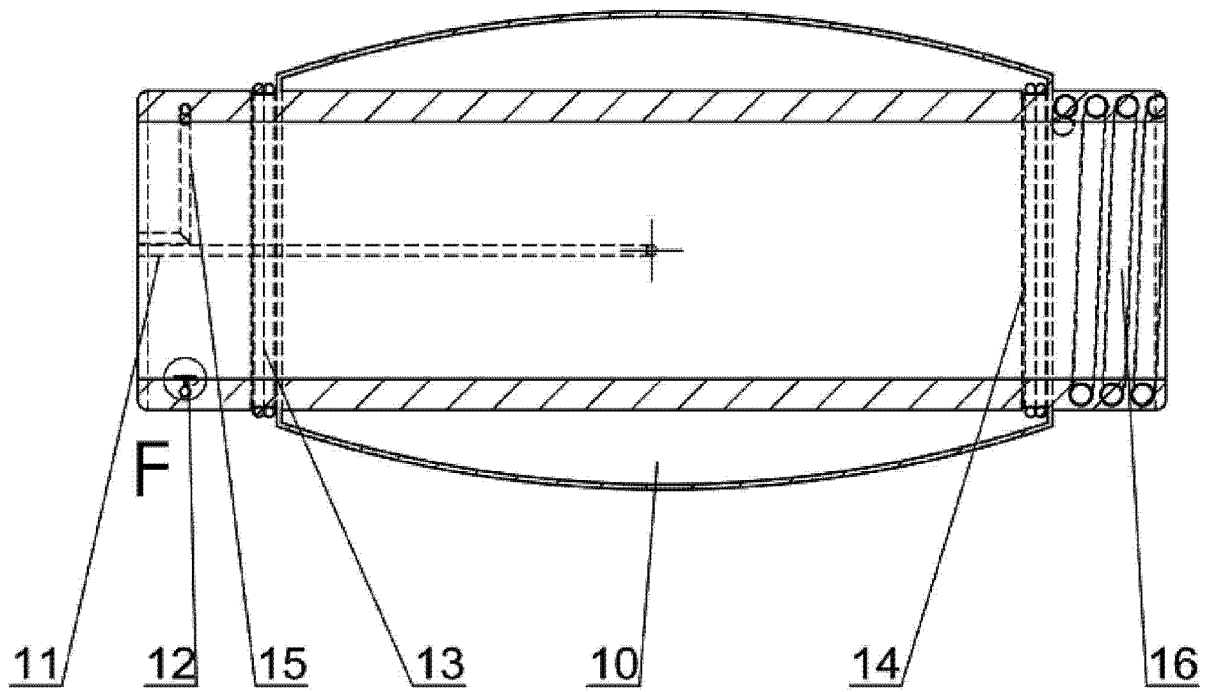


图 18

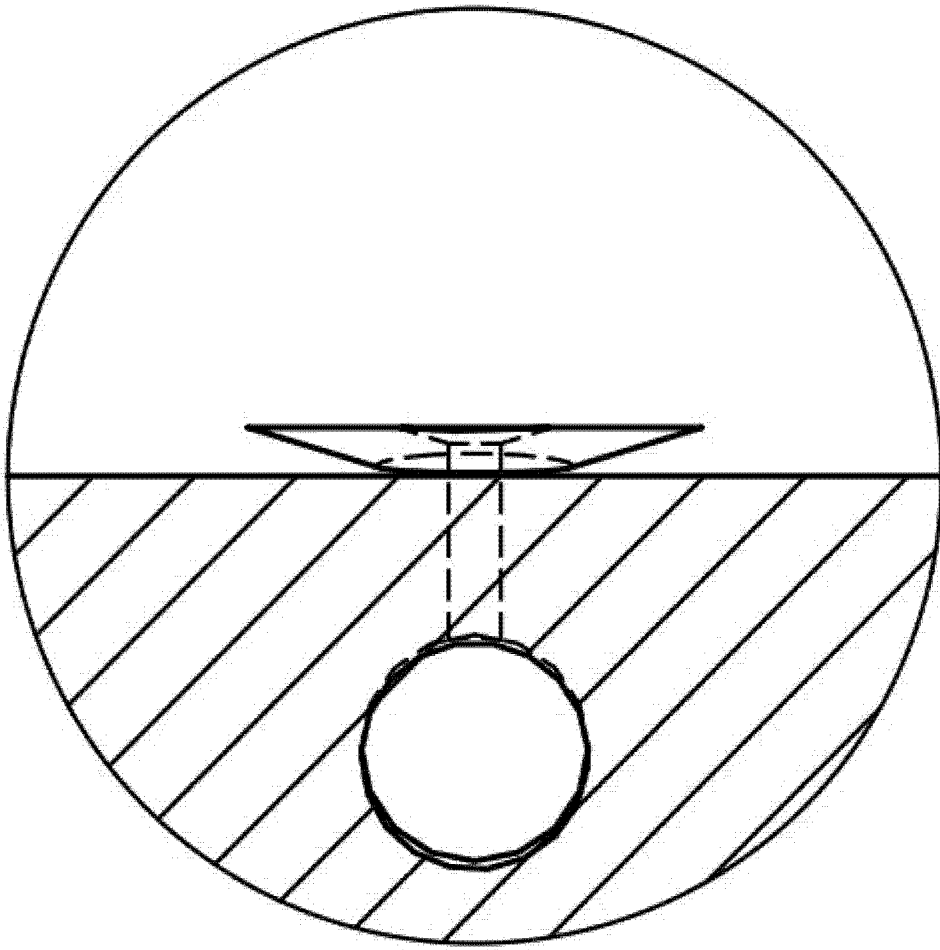


图 19

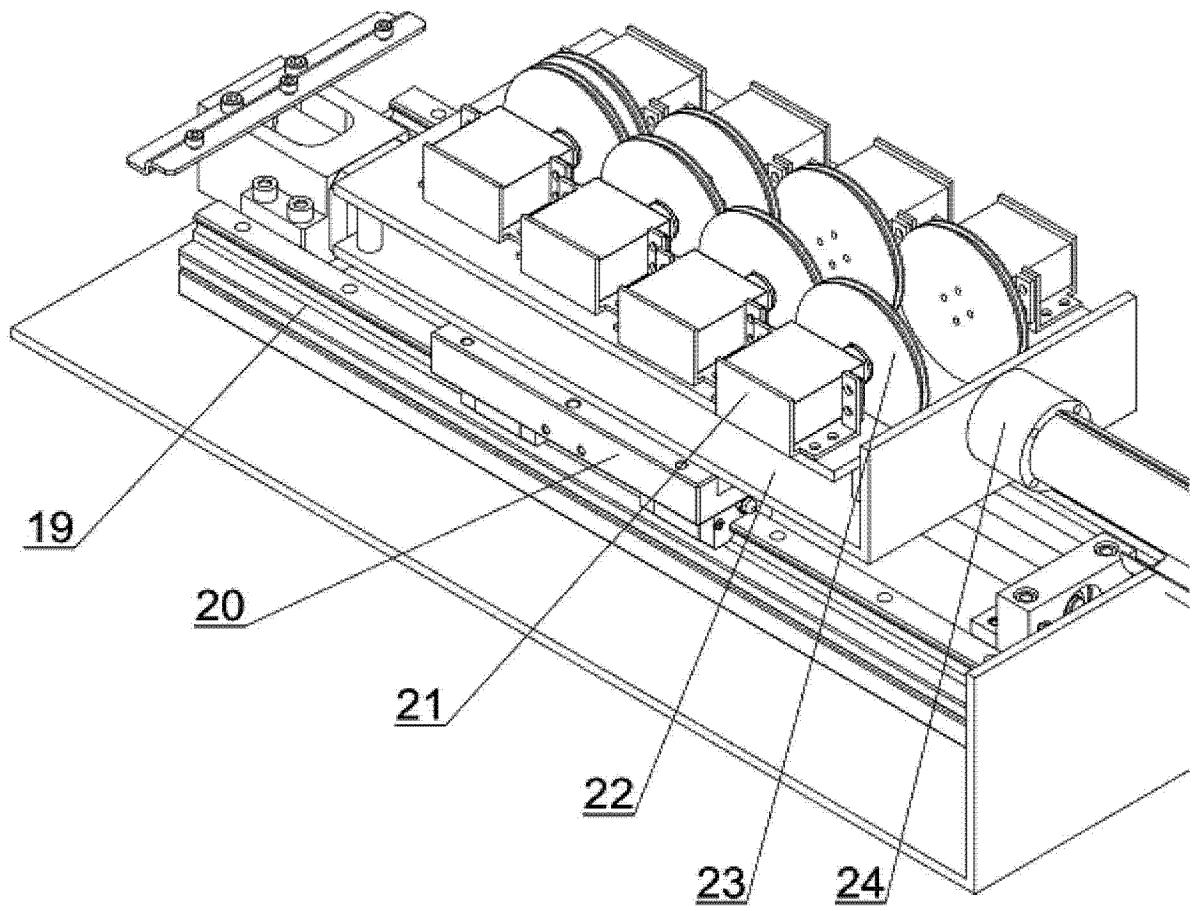


图 20

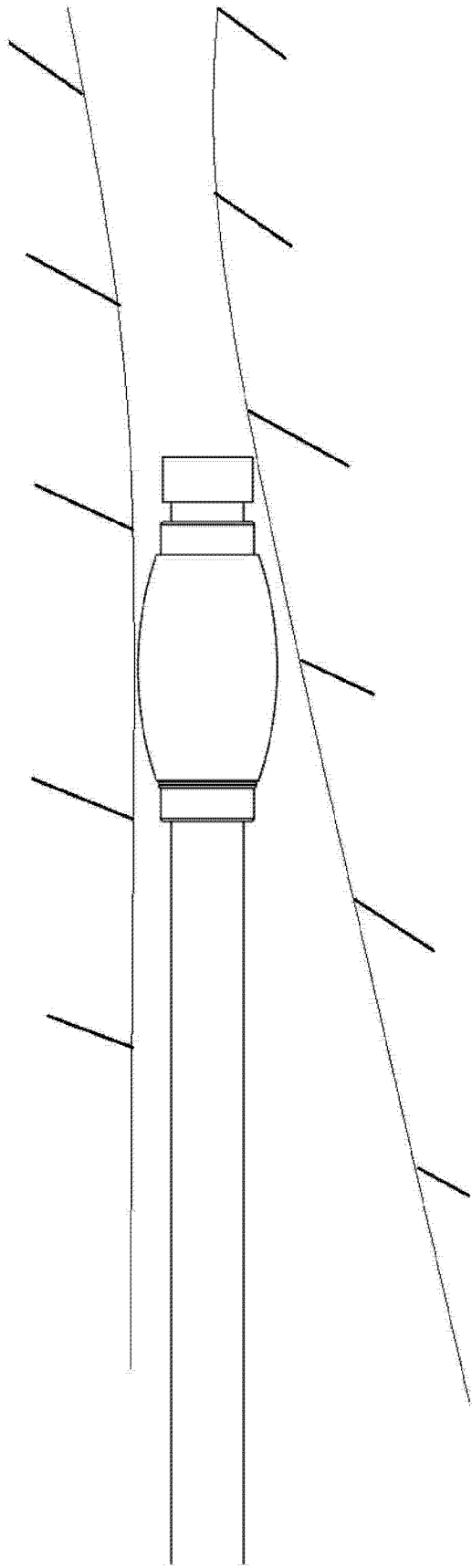


图 21

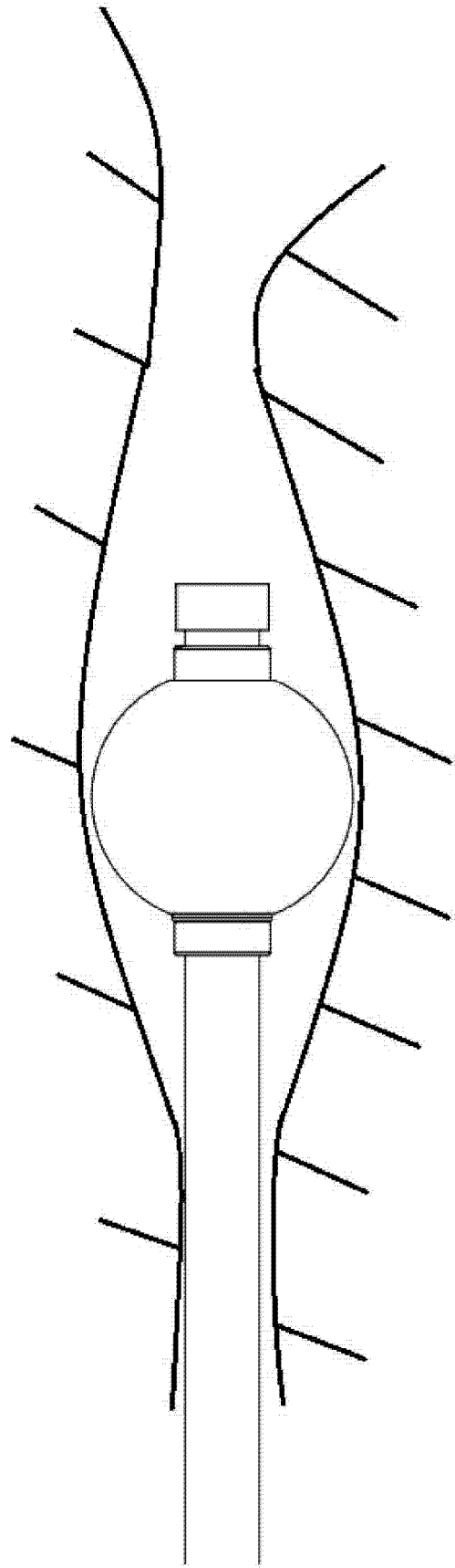


图 22

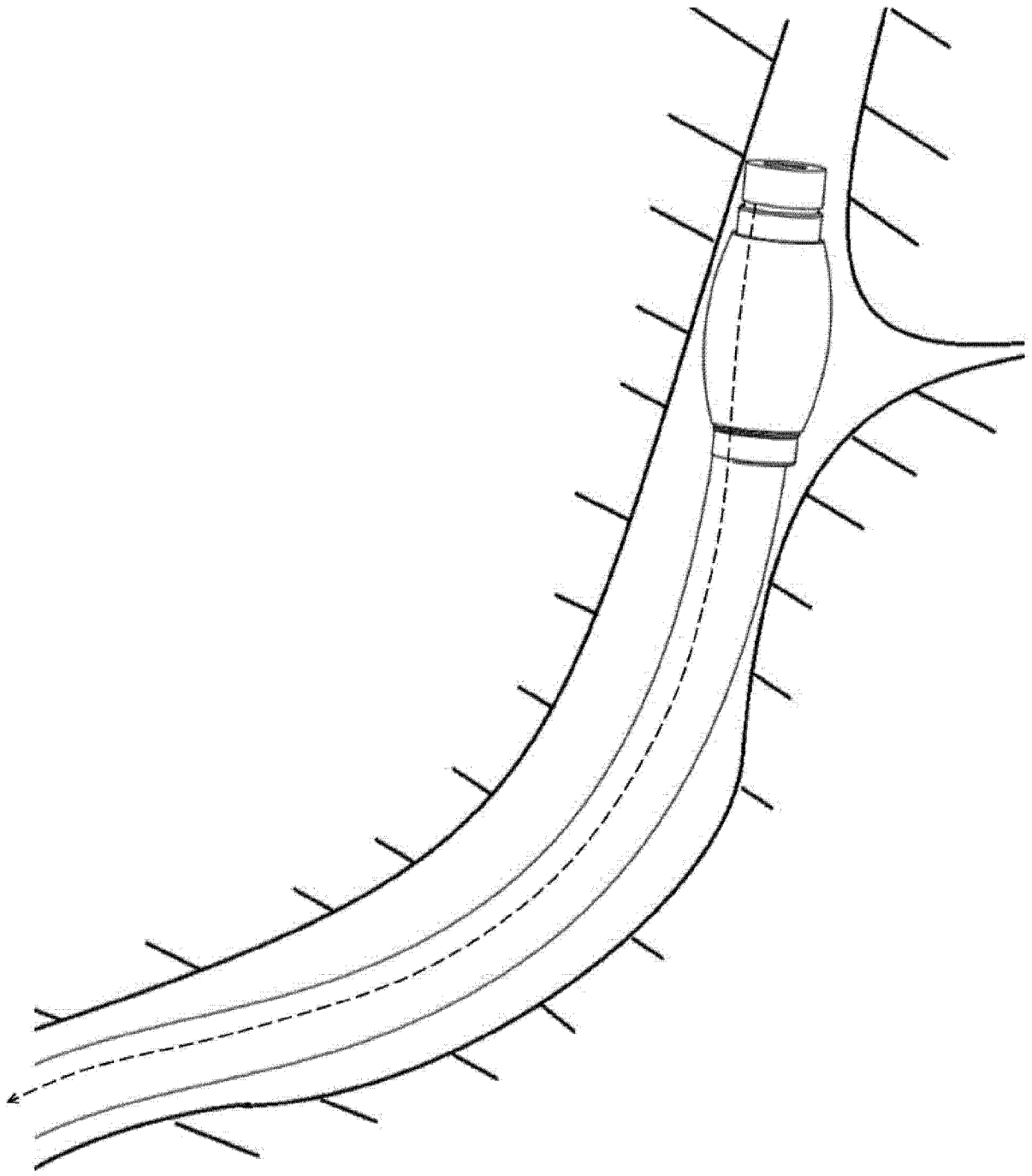


图 23

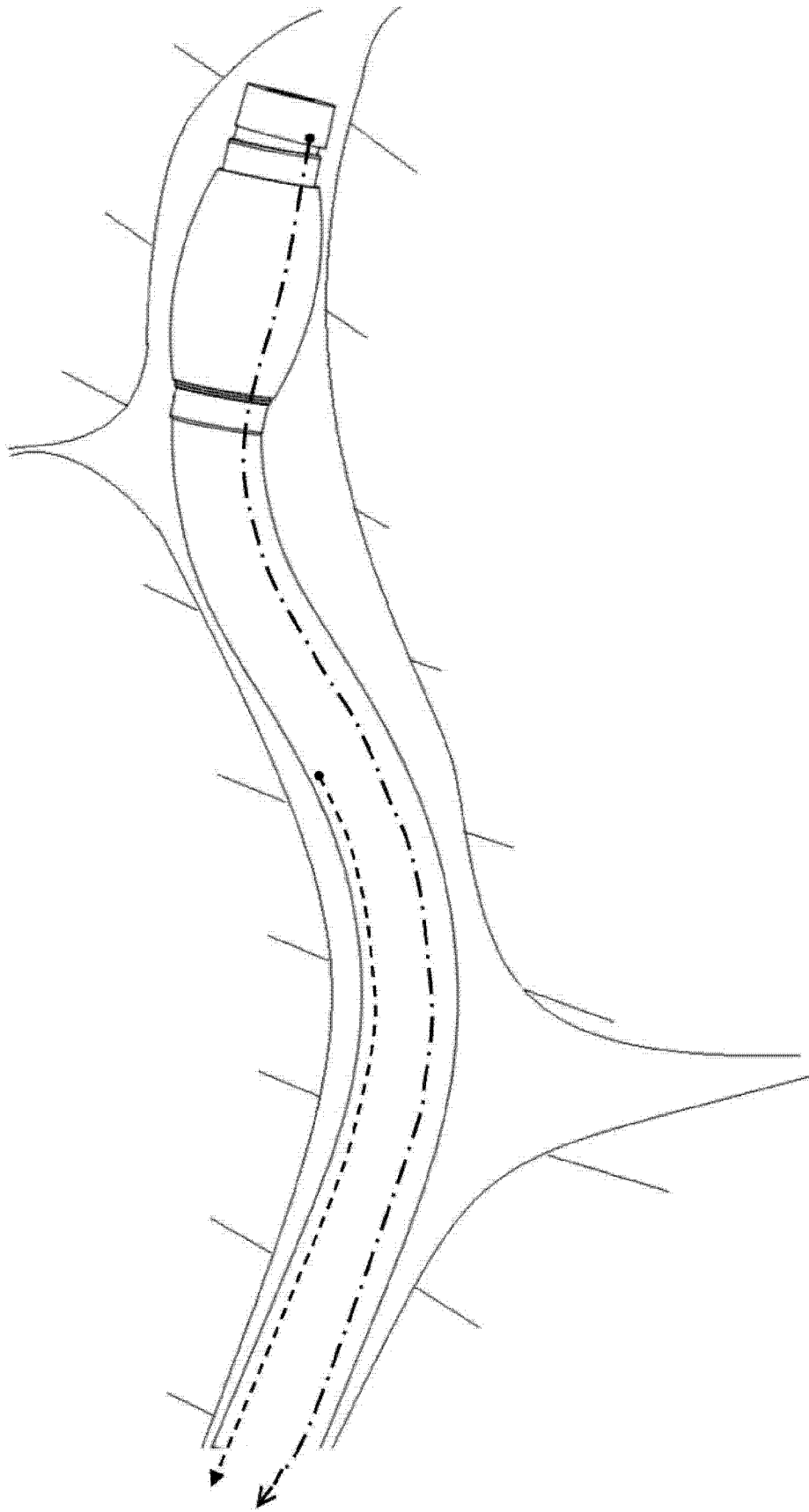


图 24

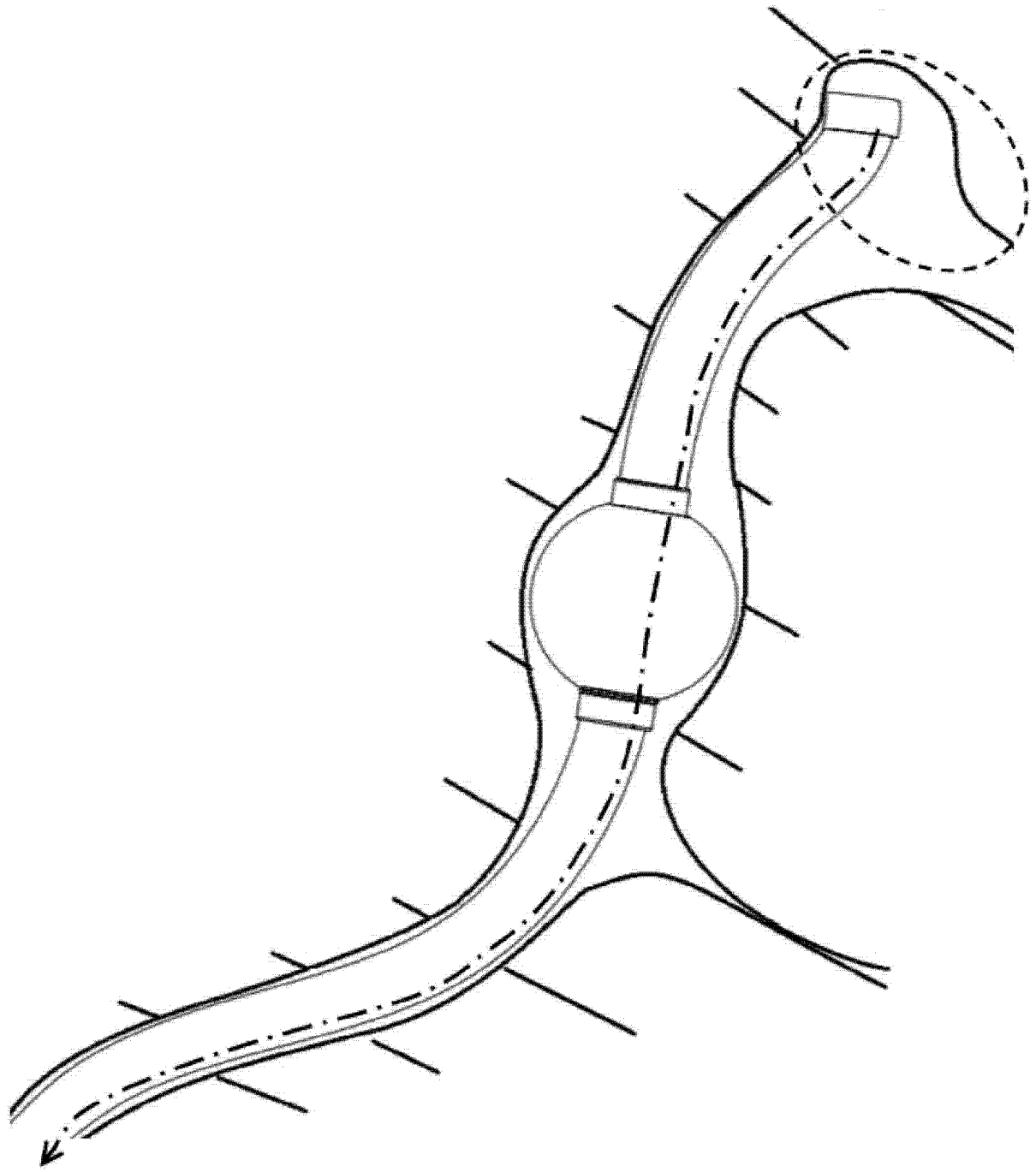


图 25

专利名称(译)	刚度可变的柔性内窥镜机器人		
公开(公告)号	CN103006165A	公开(公告)日	2013-04-03
申请号	CN201210546744.4	申请日	2012-12-14
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	陈卫东 邓韬 王贺升 王晓舟		
发明人	陈卫东 邓韬 王贺升 王晓舟		
IPC分类号	A61B1/005 A61B1/012		
其他公开文献	CN103006165B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种刚度可变的柔性内窥镜机器人，导管部件的一端与驱动部件相连接，球囊部件设置在导管部件自由端的端部，流体供给部件通过流体用管与球囊部件相连接；，导管部件由软质硅胶制成，其内部设有若干内嵌绳线以及硬质固定节，内嵌绳线的第一端与硬质固定节相连接，内嵌绳线的第二端与驱动部件固定连接。内嵌绳线的拉拽以及导管的推送由驱动部件控制，球囊部件可拆卸的安装在导管部件上并可沿其外周大范围移动，流体供给部件通过流体导管向球囊部件排给流体以控制其膨胀和收缩。本发明一方面能可控的改变导管刚度，减少其与人体组织间作用，降低患者不适感；另一方面能较精确的控制导管末端位姿，降低操作者工作强度。

