



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110464296 A

(43)申请公布日 2019. 11. 19

(21)申请号 201910802533.4

(22)申请日 2019.08.28

(71)申请人 青岛大学附属医院

地址 266000 山东省青岛市市南区江苏路
16号

(72)发明人 李璐 徐漫涛 邢东明

(74)专利代理机构 青岛发思特专利商标代理有
限公司 37212

代理人 巩同海

(51)Int.Cl.

A61B 1/31(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

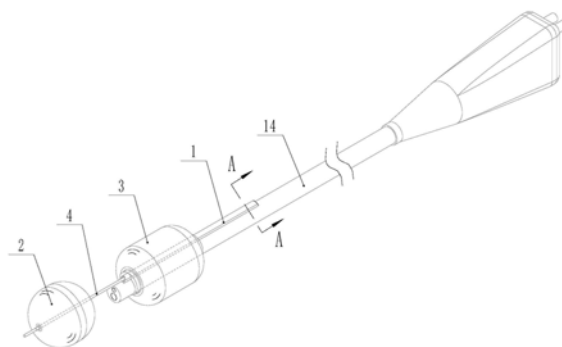
权利要求书1页 说明书5页 附图5页

(54)发明名称

用于内窥镜的双球囊导向半自动推进装置

(57)摘要

本发明涉及医疗器械领域,具体而言,涉及一种用于内窥镜的双球囊导向半自动推进装置,其包括,包括安装在内窥镜前端的壳体、安装在壳体内腔中的活塞、安装在活塞前端的连接管、连接在连接管前端的导向球囊以及包覆在壳体以及内窥镜外侧的定位球囊;壳体外壁上开有第一通道和第二通道,第一通道通过第一管道与泵体I连接,第二通道通过第二管道与泵体II连接;该发明所涉及的推进装置解决了现有技术中内窥镜在推进的过程中插入部前端与肠道内壁之间发生接触,容易损伤肠道粘膜组织,甚至造成穿孔的问题。



1. 一种用于内窥镜的双球囊导向半自动推进装置, 其特征在于, 包括安装在内窥镜(14)前端的壳体(1)、安装在壳体(1)内腔中的活塞(10)、安装在活塞(10)前端的连接管(4)、连接在连接管(4)前端的导向球囊(2)以及包覆在壳体(1)以及内窥镜(14)外侧的定位球囊(3);

壳体(1)前端开口, 后端封闭, 壳体(1)后端面开有通孔(9), 通孔(9)将壳体(1)内腔与外界连通, 壳体(1)的内腔通过密封件(7)分隔成前后两个区域: 前内腔(5)和后内腔(6); 壳体(1)外壁上开有第一通道(15)和第二通道(16), 第一通道(15)与壳体(1)的后内腔(6)相连通, 第二通道(16)与定位球囊(3)相连通;

活塞(10)前端带有若干连通孔(11), 连通孔(11)将壳体(1)的后内腔(6)与连接管(4)相连通。

2. 根据权利要求1所述的用于内窥镜的双球囊导向半自动推进装置, 其特征在于, 壳体(1)的后内腔(5)中还安装有限位件(8)。

3. 根据权利要求1所述的用于内窥镜的双球囊导向半自动推进装置, 其特征在于, 第一通道(15)通过第一管道(13)与泵体I连接, 第二通道(16)通过第二管道(12)与泵体II连接。

4. 根据权利要求1所述的用于内窥镜的双球囊导向半自动推进装置, 其特征在于, 定位球囊(3)充胀后径向的两端呈半球形, 中部为圆柱形。

5. 根据权利要求1所述的用于内窥镜的双球囊导向半自动推进装置, 其特征在于, 连接管(4)前端伸出导向球囊(2), 导向球囊(2)套接在连接管(4)上, 导向球囊(2)与连接管(4)的连接处密封, 连接管(4)与导向球囊(2)连通。

6. 根据权利要求5所述的用于内窥镜的双球囊导向半自动推进装置, 其特征在于, 连接管(4)的材料为弹性材料。

7. 根据权利要求6所述的用于内窥镜的双球囊导向半自动推进装置, 其特征在于, 导向球囊(2)两端径向呈一定角度扭转后固定在连接管(4)上, 保证导向球囊(2)在未充气状态下紧贴连接管(4)表面。

用于内窥镜的双球囊导向半自动推进装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,具体而言,涉及一种用于内窥镜的双球囊导向半自动推进装置。

背景技术

[0002] 在传统手动推进内窥镜的过程中,内窥镜导管与肠道内壁之间直接接触,接触区域会产生挤压、拉伸及摩擦现象,易造成肠道黏膜组织的损伤。除此之外,由于肠道并非笔直,而是多弯曲、多褶皱的弹性通道,传统手动推进方法无法保证内窥镜沿着肠道内壁平稳滑动,甚至可能会出现内窥镜卡在肠道的弯曲或褶皱处还继续推进的情况。严重情况下可能会给病人造成巨大痛苦,引发痉挛,导致内窥镜手术无法继续进行,因此,一种辅助内窥镜推进的装置是现代医疗所迫切需要的。

发明内容

[0003] 本发明的主要目的在于提供一种用于内窥镜的双球囊导向半自动推进装置,以解决现有技术中内窥镜在推进的过程中插入部前端与肠道内壁之间发生接触,容易损伤肠道粘膜组织,增加病人在检查和治疗过程中的痛苦的问题。

[0004] 为了实现上述目的,本发明采用以下的技术方案:

[0005] 一种用于内窥镜的双球囊导向半自动推进装置,其包括安装在内窥镜前端的壳体、安装在壳体内腔中的活塞、安装在活塞前端的连接管、连接在连接管前端的导向球囊以及包覆在壳体以及内窥镜外侧的定位球囊;

[0006] 壳体前端开口,后端封闭,壳体后端面开有通孔,通孔将壳体内腔与外界连通,壳体的内腔通过密封件分隔成前后两个区域:前内腔和后内腔;壳体外壁上开有第一通道和第二通道,第一通道与壳体的后内腔相连通,第二通道与定位球囊相连通;

[0007] 活塞前端带有若干连通孔,连通孔将壳体的后内腔与连接管相连通。

[0008] 进一步的,壳体中的后内腔中还安装有限位件。

[0009] 进一步的,第一通道通过第一管道与泵体I连接,第二通道通过第二管道与泵体II连接。

[0010] 进一步的,定位球囊充胀后径向两端呈半球形,中部为圆柱形。

[0011] 进一步的,连接管前端伸出导向球囊,导向球囊套接在连接管上,导向球囊与连接管的连接处密封,连接管与导向球囊连通。

[0012] 进一步的,连接管的材料为弹性材料。

[0013] 进一步的,导向球囊两端径向呈一定角度扭转后固定在连接管上,保证导向球囊在未充气状态下紧贴连接管表面。

[0014] 本发明具有以下有益效果:

[0015] 该发明所涉及的推进装置操作两个冲洗吸引泵泵体I和泵体II即可实现对于导向球囊和定位球囊的充胀、泄放、保持和活塞的前进、后退、保持等多个单独状态的特定组合

控制,控制方便,导向球囊以及定位球囊的交替前进减小了内窥镜对肠道壁的摩擦,减小检查过程中对患者造成的损伤。

附图说明

[0016] 图1是该发明的外形结构及安装示意图;

[0017] 图2是图1的A-A剖面结构示意图;

[0018] 图3是图2的B-B剖面结构示意图;

[0019] 图4是活塞端面结构示意图;

[0020] 图5(1)-图5(3)是该发明所涉及的推进装置工作状态示意图之一;

[0021] 图6(4)-图6(9)是该发明所涉及的推进装置工作状态示意图之二;

[0022] 其中,上述附图包括以下附图标记:1、壳体;2、导向球囊;3、定位球囊;4、连接管;5、内腔I;6、内腔II;7、密封件;8、限位件;9、通孔;11、连通孔;12、第二管道;13、第一管道;14、内窥镜;15、第一通道;16、第二通道。

具体实施方式

[0023] 下面结合附图对本发明作进一步说明。

[0024] 本发明可以用许多不同的形式来实施,并且不局限于此处描述的实施例。图示各部分并不一定依照其相对的尺寸而绘图,某些尺寸与其他相关尺度的比例会被凸显而显得夸张,且不相关或不重要的细节部分亦未完全绘出,以求图示的简洁。

[0025] 如图1所示,所述双球囊导向半自动推进内窥镜包括安装在内窥镜前端的壳体1、安装在壳体内腔中的活塞10、安装在活塞前端的连接管4、连接在连接管前端的导向球囊2以及包覆在壳体以及内窥镜14外侧的定位球囊3;

[0026] 壳体与内窥镜主体为一体式设计,参考传统内窥镜外形设计方案,增设的推进装置整体相当于是设置在内窥镜外表面上,并略有嵌入,使得内窥镜前端略微隆起。本发明对内窥镜传统设计方案的影响较小,可看作是额外增加的部分。活组织检查通道、送气送水通道、电子成像系统等本文未讨论的内窥镜组件可以沿用传统设计方案,它们并不构成本发明的任何部分。

[0027] 如图2、图3所示,壳体前端开口,后端封闭,壳体后端面开有通孔9,通孔将壳体内腔与外界连通,壳体的内腔通过密封件7分隔成前后两个区域:前内腔5和后内腔6;壳体外壁上开有第一通道15和第二通道16,第一通道与壳体的后内腔相连通,第二通道与定位球囊相连通;第一通道通过第一管道13与泵体I连接,第二通道通过第二管道12与泵体II连接。如图2所示,第一通道和第二通道对称设置在壳体的两边偏下部分。

[0028] 如图4所示,活塞前端带有若干连通孔11,连通孔围绕活塞的轴线均匀分布,连通孔将壳体的后内腔与连接管相连通。

[0029] 泵体I和泵体II为两个外置的冲洗吸引泵,泵体I通过第一管道、第一通道、壳体后内腔与连接管相连通,进而与导向球囊相连通,通过控制泵体I注入或抽出流体,可以实现导向球囊的充胀或者泄放。

[0030] 泵体II通过第二管道、第二通道与定位球囊相连通,通过控制泵体II注入或抽出流体,可以实现定位球囊的充胀或者泄放。

[0031] 泵体I处于冲洗状态时,流体通过第一管道进入后腔体,从活塞的连通孔进入连接管内,最终到达导向球囊。

[0032] 泵体II处于冲洗状态时,流体通过第二管道进入第二管道中,最后流入定位球囊。

[0033] 导向球囊完全充胀后,其径向两端呈半球形,中部为圆柱形,圆柱形区域较短,约5mm,总体长约40mm,宽约40mm,高约40mm。导向球囊前端距离连接管前端约15mm。导向球囊完全充胀后可撑起肠道壁,在可以提供足够的轴向牵引力的同时,还可以与肠道轴形成夹角并灵活转动。

[0034] 定位球囊完全充胀后径向两端近似半球形,中部为圆柱形,圆柱形区域较长,约40mm,总体长约50mm,宽约40mm,高约40mm。定位球囊前端距离内窥镜前端约15mm,并且导管前端位于定位球囊的范围内,定位球囊完全充胀后可撑起肠道壁,可以将内窥镜前端稳定在现有位置上,并保持内窥镜前端与肠道同轴。

[0035] 壳体的内腔通过密封件分隔成前后两个区域:前内腔和后内腔;密封件距离壳体前端约45mm~50mm。壳体内腔前端与密封件前端之间为前内腔,用于收纳半自动推进内窥镜前尚未充胀的导向球囊。

[0036] 限位件8设置于壳体后内腔的内壁上,距离密封件后端约3mm,用于避免活塞移动时将导管和活塞腔的相通处封死。限位件后端到活塞前端的最大距离即为内窥镜推进循环的步长。

[0037] 活塞直径略大于壳体内腔直径,使得活塞和壳体内腔之间的最大静摩擦力较大,使得导向球囊完全充胀后再继续注入流体,所述活塞才会运动,或者,导向球囊完全泄放后再继续抽出流体,所述活塞才会运动,在此条件下,导向球囊完全充胀后再继续注入流体,活塞才会运动,导向球囊完全泄放后再继续抽出流体,活塞才会运动。

[0038] 当活塞后端的后内腔受到压缩时,活塞前端的后内腔中的压强大于活塞后端的后内腔中的压强,并且活塞前后压强形成的压力差大于活塞和后内腔内壁之间的最大静摩擦时,活塞朝着壳体后端移动。此时,活塞后端的后内腔区域受到压缩,其中的流体(通常为空气)沿着壳体后端面的通孔进入外环境中。需要说明的是,当活塞后端的后内腔扩张时,外环境中的流体从外环境中进入其中,保持平衡,条件相反时,外界流体则反向进入活塞后端的后内腔中。

[0039] 连接管与活塞同轴安装,连接管前端伸出导向球囊,导向球囊套接在连接管上,导向球囊与连接管的连接处密封,连接管与导向球囊连通。导向球囊小角度(约15°)扭转后固定在连接管前端。连接管前端较为柔软,可以在所述导向球囊泄放或充胀过程中自动扭转,并在推进过程中接触肠道内壁时易于变形而不会造成肠道损伤。

[0040] 连接管主体部分具有较好的弹性,可以避免在接触肠道内壁时造成过多的挤压,并且连接管和活塞的连接处进行了增厚处理,不易变形且可提供足够的轴向力,连接管的主体部分管壁厚度适中,弯曲时可以保证内部通道通畅,连接管与所述活塞的连接处进行了增厚处理,不易变形且可提供足够的轴向力。

[0041] 本发明的使用过程如下所述:

[0042] 图5(1)-图5(3)、图6(4)-图6(9)为本发明所涉及的推进装置工作状态示意图。包含了状态0-状态7。

[0043] 图5(1)对应状态0:状态0指的是内窥镜已进入人体,但尚未执行半自动推进步骤。

此时,导向球囊处于完全泄放状态,紧贴连接管外表面,并收纳于壳体前内腔中;定位球囊处于完全泄放状态,紧贴内窥镜和壳体的外表面;活塞停靠在壳体内腔的后端;泵体I和泵体II均处于保持状态,无液体的注入与抽出,此时推进状态处于状态0。

[0044] 在状态0下泵体II进行冲洗,将流体通过第二管道、第二通道最终进入定位球囊中,直至定位球囊完全充胀。此时,导向球囊位于壳体前内腔内部,定位球囊撑起肠道壁,使内窥镜前端稳定在该位置上,并保持与肠道同轴,推进装置处于状态1,如图5(2)所示。

[0045] 在状态1下泵体I进行吸引,位于柱塞前端的壳体后内腔的压强小于位于柱塞后端的后内腔的压强,活塞带动连接管往限位件方向移动,直至活塞接触限位件。此时,导向球囊和连接管均处于推进装置外部,定位球囊在此过程中一直支撑在肠道壁上,导向球囊和定位球囊之间的距离较大,推进装置处于状态2,如图5(3)所示。

[0046] 在状态2下泵体I进行冲洗,将流体通过第一管道、第一通道经过壳体后内腔以及连接管最终进入导向球囊中,直至导向球囊完全充胀,特别说明的是,此步骤需要在活塞即将移动之前停止注入流体,可以通过实验估计活塞即将移动前可注入的流体最大量,在达到该最大量前停止泵体I的注入。此时,导向球囊和定位球囊均撑起肠道壁,导向球囊和定位球囊之间的距离较大,推进装置处于状态3,如图6(4)。

[0047] 在状态3下泵体II进行吸引,将定位球囊中的流体吸出,直至定位球囊完全泄放。此时,导向球囊撑起肠道壁,定位球囊紧贴内窥镜外表面,导向球囊和定位球囊之间的距离较大,推进装置处于状态4,如图6(5)。

[0048] 在状态4下泵体I进行冲洗,泵体I将流体通过第一管道、第一通道到达活塞前端的壳体后内腔由于导向球囊处于充满状态,且导向球囊定位在肠道壁上,因此在压强的作用下,壳体带动内窥镜沿着连接向前移动,直至内窥镜前端即将接触导向球囊,特别说明的是,此步骤需要在传感元件反馈信息的指导下进行,例如借助内窥镜自带的电子成像系统,或者在内窥镜前端设置距离传感器。由于导向球囊撑起了肠道壁,并且定位球囊与肠道壁无接触,活塞不运动,壳体沿着活塞前移,将连接管的大部分收回至壳体前内腔中,仅剩与导向球囊相连的小部分在外面,此时的状态为:导向球囊撑起肠道壁,定位球囊紧贴内窥镜外表面,导向球囊和定位球囊之间的距离较小,推进装置处于状态5,如图6(6)所示。

[0049] 在状态5下泵体II进行冲洗,直至定位球囊完全充胀。此时,导向球囊和定位球囊均撑起肠道壁,导向球囊和定位球囊之间的距离较小,内窥镜处于状态6,如图6(7)所示。

[0050] 在状态6下泵体I进行吸引,直至导向球囊完全泄放,特别说明的是,此步骤需要在活塞即将移动之前停止抽出流体,可以通过实验估计活塞即将移动前可抽出的流体最大量,在达到该最大量前停止泵体I的抽出。此时,导向球囊紧贴连接管外表面,定位球囊撑起肠道壁,导向球囊和定位球囊之间的距离较小,推进装置处于状态7,如图6(8)所示。

[0051] 在状态7下泵体I进行吸引,位于柱塞前端的壳体后内腔的压强小于位于柱塞后端的后内腔的压强,活塞带动连接管往限位件方向移动,直至活塞接触限位件,推进装置即可回到状态2,如图6(9)所示。

[0052] 从状态0到状态1为内窥镜半自动推进的初始准备过程;从状态2到状态7为内窥镜半自动推进的基本组成循环,重复执行该循环即可将内窥镜推进至肠道深处;内窥镜的推进实际发生在从状态4到状态5的过程中。

[0053] 在状态7下泵体II进行吸引,直至定位球囊完全泄放。此时内窥镜的状态近似于状

态0,不同之处在于导向球囊和小部分连接管留在推进装置的外面。由于完全泄放后的导向球囊和留在外面的连接管均较小,并且比较柔软,此时可手动将内窥镜抽出人体且不会造成肠道粘膜组织的明显损伤。

[0054] 在本发明的描述中,需要说明的是,术语“前端”、“后端”、“左右”“上”、“下”、“水平”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,例如:全文通篇使用的术语“前”指距离操作者最远的内窥镜的远端,或指面向所述远端的方向。术语“后”指距离操作者最近的内窥镜的端部,通常位于所关心的器官或身体部分之外,或指面向所述端部的方向。带有方向性的描述仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。

[0055] 在本发明的描述中,还需要说明的是,除非另有明确的规定和限定,术语“设置”、“安装”、“相连”、“连接”、“连通”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或一体地连接;可以是机械连接,也可以是电连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,可以是两个元件内部的连通。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0056] 当然,上述内容仅为本发明的较佳实施例,不能被认为用于限定对本发明的实施例范围。本发明也并不仅限于上述举例,本技术领域的普通技术人员在本发明的实质范围内所做出的均等变化与改进等,均应归属于本发明的专利涵盖范围内。

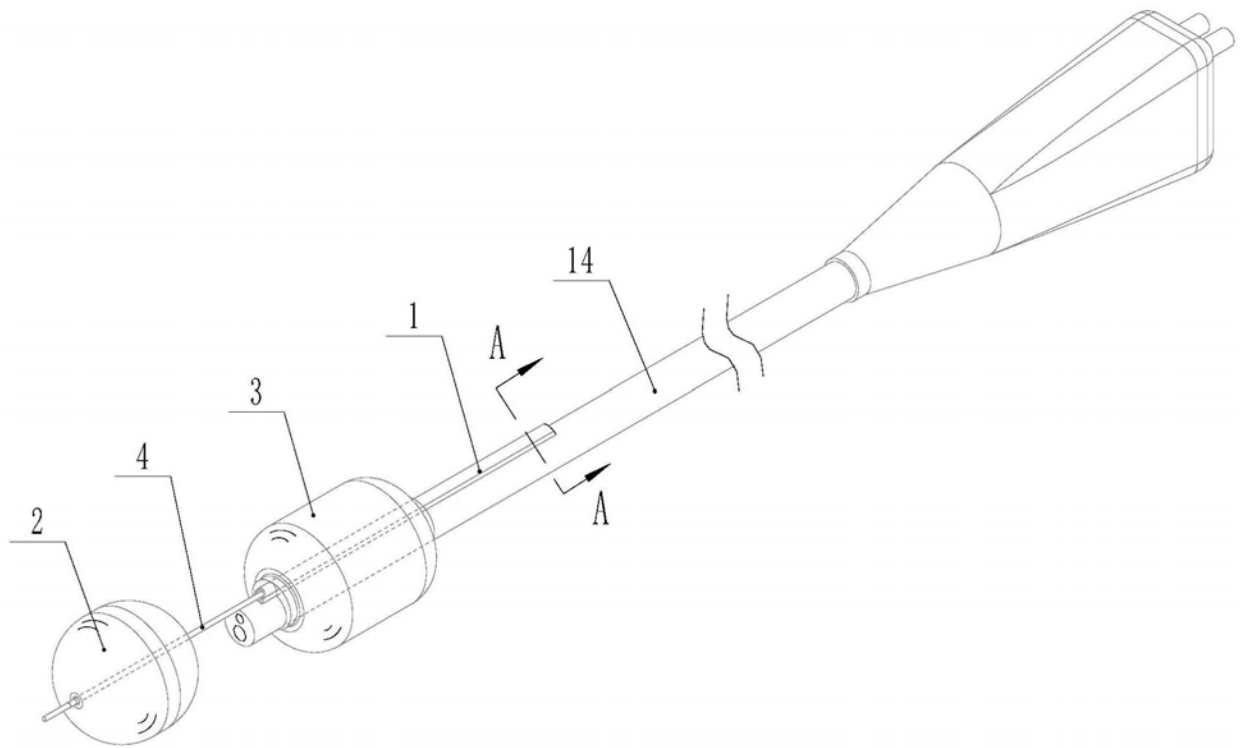


图1

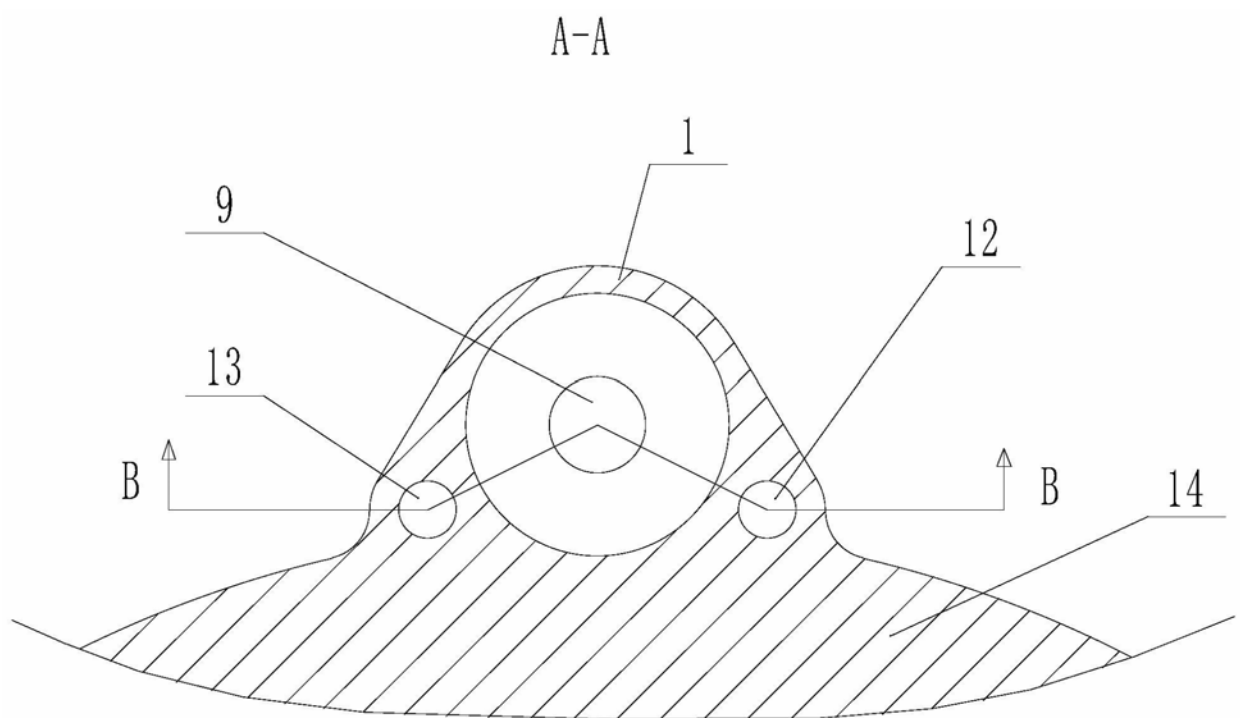


图2

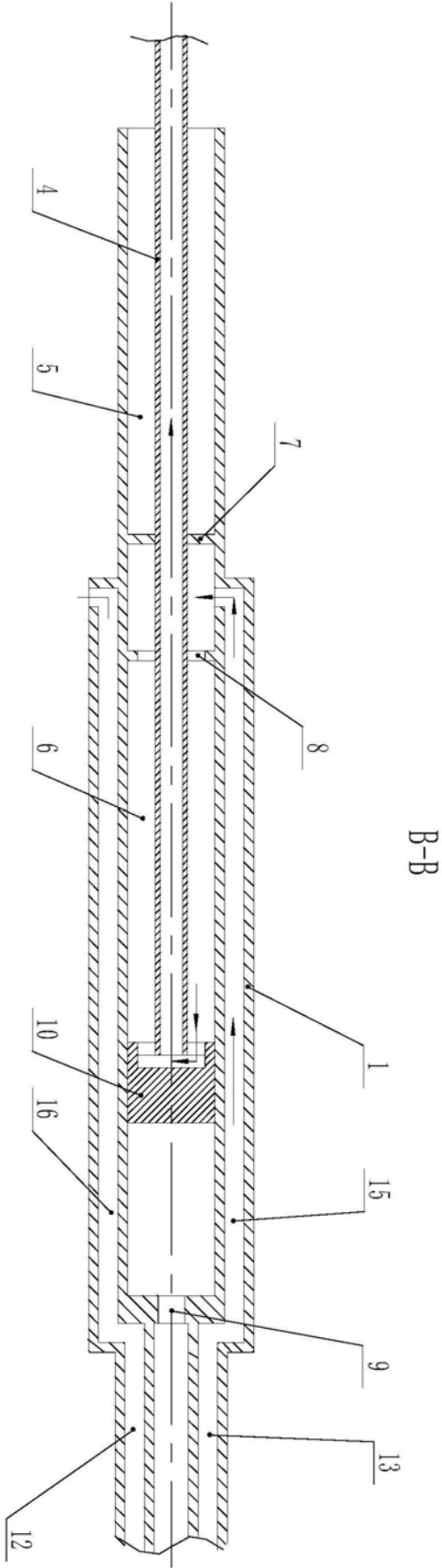


图3

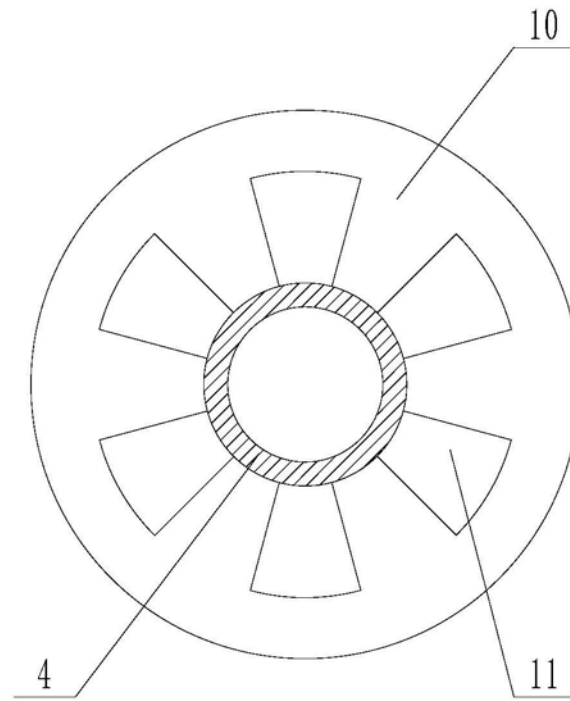


图4

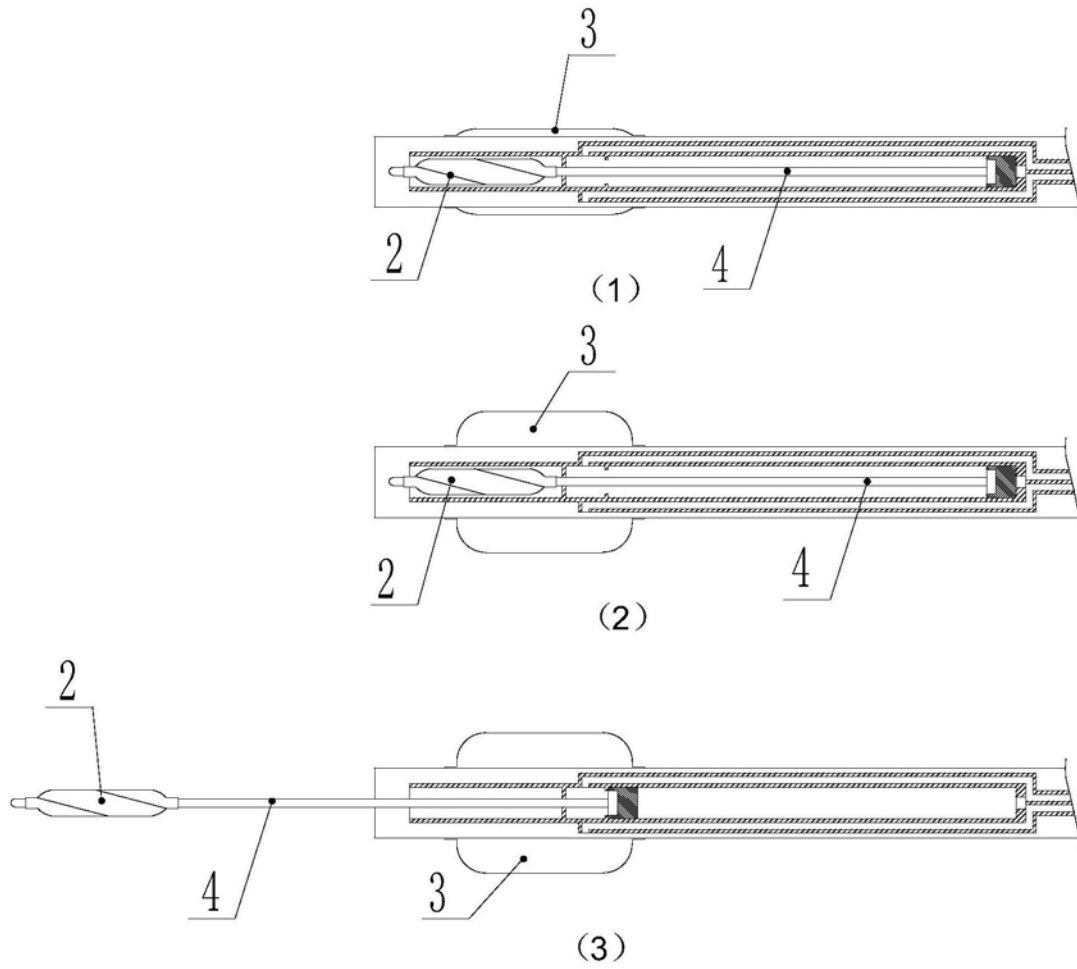


图5

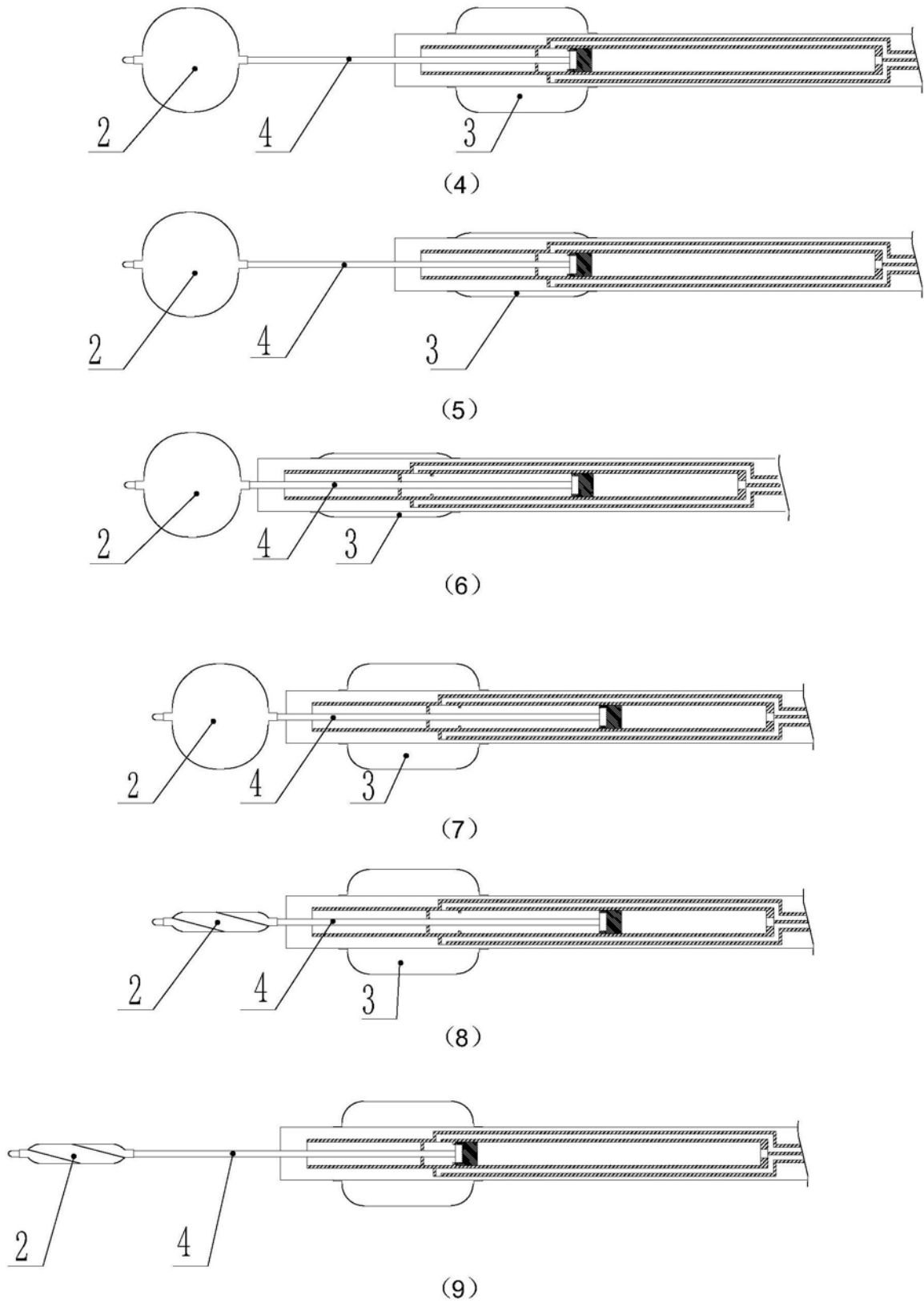


图6

专利名称(译)	用于内窥镜的双球囊导向半自动推进装置		
公开(公告)号	CN110464296A	公开(公告)日	2019-11-19
申请号	CN201910802533.4	申请日	2019-08-28
[标]申请(专利权)人(译)	青岛大学附属医院		
申请(专利权)人(译)	青岛大学附属医院		
当前申请(专利权)人(译)	青岛大学附属医院		
[标]发明人	李璐 徐漫涛 邢东明		
发明人	李璐 徐漫涛 邢东明		
IPC分类号	A61B1/31 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00064 A61B1/00078 A61B1/00131 A61B1/31		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及医疗器械领域，具体而言，涉及一种用于内窥镜的双球囊导向半自动推进装置，其包括，包括安装在内窥镜前端的壳体、安装在壳体内腔中的活塞、安装在活塞前端的连接管、连接在连接管前端的导向球囊以及包覆在壳体以及内窥镜外侧的定位球囊；壳体外壁上开有第一通道和第二通道，第一通道通过第一管道与泵体I连接，第二通道通过第二管道与泵体II连接；该发明所涉及的推进装置解决了现有技术中内窥镜在推进的过程中插入部前端与肠道内壁之间发生接触，容易损伤肠道粘膜组织，甚至造成穿孔的问题。

