



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113350653 A

(43) 申请公布日 2021.09.07

(21) 申请号 202010143001.7

(22) 申请日 2020.03.04

(71) 申请人 南微医学科技股份有限公司

地址 210032 江苏省南京市浦口区高新技术开发区高科三路10号

(72) 发明人 高端贵 王继伟 李晓春 刘峰亮
顾威 管明勋

(74) 专利代理机构 北京弘权知识产权代理有限公司 11363

代理人 逯长明 许伟群

(51) Int.Cl.

A61M 25/00 (2006.01)

A61B 1/313 (2006.01)

A61B 1/018 (2006.01)

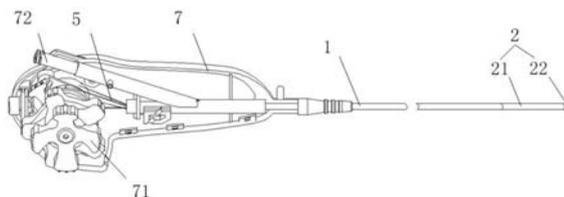
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

一种多功能导管

(57) 摘要

本申请提供一种多功能导管,包括多腔管结构的导管主体和远端管。其中,远端管包括位于近端的软质端,和位于远端的功能端;导管主体和软质端内设有工作腔道和镜头腔道,所述功能端上还设有连通所述镜头腔道的通孔;所述镜头腔道为沿导管主体和软质端延伸的圆形管腔结构;所述镜头腔道的内壁上设有多个置容槽,以通过多个所述置容槽容纳镜头组件中的光感芯片。本申请提供的导管可以通过镜头腔道中的多个置容槽形成容纳光感芯片的空间,可在不增加镜头腔道直径的前提下安装镜头组件,从而减小导管整体直径,以适应相对于消化道更复杂的胆道环境。



1. 一种多功能导管,其特征在于,包括:
导管主体(1),为多腔管结构;
远端管(2),为多腔管结构,连接在所述导管主体(1)的远端;
其中,所述导管主体(1)和远端管(2)内设有工作腔道(3);所述远端管(2)的远端端面上设有连通所述工作腔道(3)的通孔;所述导管主体(1)和远端管(2)内还设有镜头腔道(6),所述远端管(2)的远端端面上设有连通所述镜头腔道(6)的通孔;
所述镜头腔道(6)为沿导管主体(1)和远端管(2)延伸的管腔结构;所述镜头腔道(6)的内壁上设有多个置容槽(61),以通过多个所述置容槽(61)容纳镜头组件中的光感芯片。
2. 根据权利要求1所述的多功能导管,其特征在于,所述置容槽(61)为直角V形槽;所述镜头腔道(6)内设有四个置容槽(61),以形成能够容纳镜头组件中的光感芯片的矩形空间。
3. 根据权利要求2所述的多功能导管,其特征在于,四个所述置容槽(61)所形成的矩形空间与所述镜头腔道(6)同轴。
4. 根据权利要求1所述的多功能导管,其特征在于,所述远端管(2)包括软质端(21)和功能端(22);所述软质端(21)位于所述远端管(2)的近端,所述功能端(22)位于所述远端管(2)的远端。
5. 根据权利要求4所述的多功能导管,其特征在于,所述功能端(22)连通所述工作腔道(3)的通孔端面为倾斜面。
6. 根据权利要求4所述的多功能导管,其特征在于,所述工作腔道(3)直径大于或等于所述软质端(21)外径的48%,所述工作腔道(3)直径大于或等于所述导管主体(1)外径的45%。
7. 根据权利要求4所述的多功能导管,其特征在于,导管主体(1)和软质端(21)内还设有多个操作腔道(4);所述功能端(22)上设有连通所述操作腔道(4)的多个连接孔;
每个所述操作腔道(4)中设有操纵丝(5),所述操纵丝(5)的远端固定在所述操作腔道(4)的连接孔内,以通过多个所述操纵丝(5)牵引所述功能端(22),使远端管(2)定向弯曲。
8. 根据权利要求4所述的多功能导管,其特征在于,导管主体(1)包括加强层(11),所述加强层(11)包覆在所述导管主体(1)和软质端(21)的外壁;所述加强层(11)为编织网管结构,包括位于内层的金属编织网和位于外层的塑料基质管。
9. 根据权利要求4所述的多功能导管,其特征在于,所述功能端(22)为外径与所述软质端(21)相等的圆柱形结构,所述功能端(22)的硬度大于所述软质端(21)的硬度。
10. 根据权利要求1所述的多功能导管,其特征在于,所述导管主体(1)的外径小于或等于3.7mm;所述工作腔道(3)的直径大于或等于1.8mm。

一种多功能导管

技术领域

[0001] 本申请涉及医疗器械技术领域,尤其涉及一种多功能导管。

背景技术

[0002] 在微创手术中,通常采用细长器械穿过患者体内腔道,到达病灶部位进行诊疗,由于微创手术需要较高的精确性和可判断性,其可视化尤为重要,因此,微创手术需要借助细长的内窥设备或导管辅助操作。细长的导管除需要包含液体(气体)进出、数据传输、照明以及方向偏转等腔道外,还需要提供诊疗器械进出的工作腔道,使得其外径很难做到较小,一般其直径超过5mm以上,这对于胆管或者胰管等狭窄腔道,是无法直接进行可视化诊疗操作。

[0003] 通常,在检查胆道或者胰管等较小腔道时,可先采用十二指肠内窥镜通过消化道插入到十二指肠乳头附近,然后通过该内窥镜的工作腔道置入导丝,再通过导丝来引导插入各种细长诊疗器械,并不断借助X射线来判定这些腔道内部的情况以及调整导丝和细长器械所在的位置。十二指肠内窥镜无法进入胆道,只停留在十二指肠乳头外,这种手术方式的直观性较差,尤其是在进入胆道分支时,由于复杂的胆道环境,使得操作难度较大。

[0004] 胆道镜通过常规的十二指肠内窥镜的工作腔道到达十二指肠乳头后,再继续进入胆道,相当于内窥镜的子镜,其外径允许其通过十二指肠内窥镜工作腔道,同时具备工作腔道、液体(气体)进出、数据传输、照明以及方向偏转等腔道。胆道镜自身的工作腔道为1.2mm,只能通过1.1mm以下的器械进行诊疗,而现有的ERCP诊疗导管器械的外径普遍在1.8-2.5mm,无法适用上述胆道镜。

发明内容

[0005] 本申请提供了一种多功能导管,以解决的现有内窥镜不适用于胆道手术环境的问题。

[0006] 本申请提供一种多功能导管,包括:多腔管结构的导管主体和远端管,所述远端管连接在所述导管主体的远端;其中,所述导管主体和远端管内设有工作腔道;所述远端管的远端端面上设有连通所述工作腔道的通孔;所述导管主体和远端管内还设有镜头腔道,所述远端管的远端端面上设有连通所述镜头腔道的通孔;

[0007] 所述镜头腔道为沿导管主体和远端管延伸的管腔结构;所述镜头腔道的内壁上设有多个置容槽,以通过多个所述置容槽容纳镜头组件中的光感芯片。

[0008] 可选的,所述置容槽为直角V形槽;所述镜头腔道内设有四个置容槽,以形成能够容纳镜头组件中的光感芯片的矩形空间。

[0009] 可选的,四个所述置容槽所形成的矩形空间与所述镜头腔道同轴。

[0010] 可选的,所述远端管包括软质端和功能端;所述软质端位于所述远端管的近端,所述功能端位于所述远端管的远端。

[0011] 可选的,所述功能端连通所述工作腔道的通孔端面为倾斜面。

[0012] 可选的,所述工作腔道直径大于或等于所述软质端外径的48%,所述工作腔道直径大于或等于所述导管主体外径的45%。

[0013] 可选的,所述导管主体和软质端内还设有多个操作腔道;所述功能端上设有连通所述操作腔道的多个连接孔;

[0014] 每个所述操作腔道中设有操纵丝,所述操纵丝的远端固定在所述操作腔道的连接孔内,以通过多个所述操纵丝牵引所述功能端,使远端管定向弯曲。

[0015] 可选的,所述导管主体包括加强层,所述加强层包覆在所述导管主体和软质端的外壁;所述加强层为编织网管结构,包括位于内层的金属编织网和位于外层的塑料基质管。

[0016] 可选的,所述多功能导管还包括连接在所述导管主体近端的手柄,所述手柄上设有同轴的多个转动件;

[0017] 所述转动件连接操纵丝的近端,以通过所述转动件牵引所述操纵丝,控制远端管定向弯曲。

[0018] 可选的,所述手柄上还设有工作腔道入口,所述工作腔道入口为6%标准鲁尔接头,所述工作腔道入口连通工作腔道。

[0019] 可选的,每个所述转动件上连接有两个所述操纵丝,两个所述操纵丝在所述转动件转轴上的缠绕方向相反,以产生控制远端管定向弯曲的拉力。

[0020] 可选的,所述功能端为外径与所述软质端相等的圆柱形结构,所述功能端的硬度大于所述软质端的硬度。

[0021] 可选的,所述导管主体的外径小于或等于3.7mm;所述工作腔道的直径大于或等于1.8mm。

[0022] 由以上技术方案可知,本申请提供一种多功能导管,包括多腔管结构的导管主体和远端管。其中,所述导管主体和远端管内设有工作腔道和镜头腔道,所述远端管的远端端面上还设有连通所述镜头腔道的通孔;所述镜头腔道为沿导管主体和软质端延伸的管腔结构;所述镜头腔道的内壁上设有多个置容槽,以通过多个所述置容槽容纳镜头组件中的光感芯片。本申请提供的导管可以通过镜头腔道中的多个置容槽形成容纳光感芯片的空间,从而在不增加镜头腔道直径的前提下能够容纳镜头组件,减小导管整体直径,以适应相对于消化道更复杂的胆道环境。

附图说明

[0023] 为了更清楚地说明本申请的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,对于本领域普通技术人员而言,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0024] 图1为本申请一种多功能导管的结构示意图;

[0025] 图2为本申请导管主体的截面结构示意图;

[0026] 图3为本申请软质端的剖面结构示意图;

[0027] 图4为本申请手柄的立体结构示意图;

[0028] 图5为本申请一种功能端剖面结构示意图;

[0029] 图6为本申请功能端的立体结构示意图;

[0030] 图7为本申请另一种功能端横剖面结构示意图;

[0031] 图示说明:

[0032] 其中,1-导管主体;11-加强层;2-远端管;21-软质端;22-功能端;3-工作腔道;4-操作腔道;5-操纵丝;6-镜头腔道;61-置容槽;7-手柄;71-转动件;72-工作腔道入口;8-注液腔道。

具体实施方式

[0033] 下面将详细地对实施例进行说明,其示例表示在附图中。下面的描述涉及附图时,除非另有表示,不同附图中的相同数字表示相同或相似的要素。以下实施例中描述的实施方式并不代表与本申请相一致的所有实施方式。仅是与权利要求书中所详述的、本申请的一些方面相一致的系统和方法的示例。

[0034] 参见图1,为本申请一种多功能导管的结构示意图。由图1、图2可知,本申请提供一种多功能导管,主要包括:导管主体1和远端管2。导管主体1和远端管2均为多腔管结构。远端管2连接在所述导管主体1的远端,作为导管主体1远端的延伸。实际应用中,导管主体1的长度应足以满足从患者的体外一直延伸到患者的体内腔道的病灶位置;远端管2的长度要能够满足使导管的远端最大转向角度下的行程要求。

[0035] 所述导管主体1和远端管2内设有工作腔道3;所述远端管2的远端端面上设有连通所述工作腔道3的通孔;所述导管主体1和远端管2内还设有镜头腔道6,所述远端管2的远端端面上设有连通所述镜头腔道6的通孔。

[0036] 进一步地,所述远端管2包括位于近端的软质端21,和位于远端的功能端22。其中,功能端22上可以用来安装各种内窥镜探测部件,例如摄像头、光源等,还用来连接驱动远端管2转向的操纵丝。软质端21用于连接导管主体1和功能端22。本实施例中,所述软质端21的硬度小于所述导管主体1的硬度;软质端21相对于导管主体1更容易产生变形,以便能够顺利在导丝的指引下,进入到患者的体内腔道中,还能够减轻导管受到腔道组织壁的阻力,避免导管划伤患者的体内组织。

[0037] 需要说明的是,本申请所述软质端21的硬度小于所述导管主体1的硬度是指软质端21相对于导管主体1更容易产生变形,而并非材质本身的硬度差异。因此,在实际应用中,所述软质端21的硬度小于所述导管主体1的硬度可以通过不同材质实现,也可以通过易变形的结构实现。当通过不同材质实现硬度差异时,导管主体1可以采用硬质材料制成,如:聚四氟乙烯(PTFE)、聚酰胺(PA)和聚醚嵌段酰胺(Pebax)等塑料材质;软质端21可以采用软质材料制成,如调质硬度较低的聚四氟乙烯(PTFE)、聚酰胺(PA)、硅橡胶、聚氨酯(PU)和聚醚嵌段酰胺(Pebax)。当通过易变形结构实现硬度差异时,可以通过将软质端21设置为容易变形的波纹结构,薄管结构,多腔体结构等。

[0038] 本申请提供的技术方案中,如图3所示,所述导管主体1和软质端21内设有工作腔道3;所述功能端22上设有连通所述工作腔道3的通孔。工作腔道3可以在实际应用中用来插入辅助器械进行进一步诊疗,例如活检钳和激光碎石器械等,也可以通过工作腔道3来输送药剂等,以及对腔道进行冲洗并将腔道内的液体输送至体外。为了便于辅助器械的操作,所述工作腔道3直径大于或等于所述软质端21外径的48%,所述工作腔道3直径大于或等于所述导管主体1外径的45%。

[0039] 实际应用中,显然工作腔道3的直径越大,用于手术操作的空间也越大,因此越有

利于实施手术操作。但由于受人体体内腔道的限制,导管主体1和软质端21的直径不可能很大,因此工作腔道3的直径也不可能设置的很大。以胆管和胰管为例,受胆管和胰管腔道内径的影响,所述导管主体1的外径小于或等于3.7mm,即工作腔道3的直径设计要参考这一参数限制。

[0040] 进一步地,所述功能端22连通所述工作腔道3的通孔端面为倾斜面,倾斜面可以减少导管在消化道中行进时的阻力,便于到达病患位置。示例地,如图5、图6所示,倾斜面的倾斜角度可以为 45° 。显然,连通所述工作腔道3的通孔端面还可以由多个不同倾斜角度的面拼接构成,如图7所示,在功能端22的端面,从镜头腔道6位置过渡到工作腔道3可以由两个斜面构成,以使端面形状从平缓逐渐趋于锐利,便于进入消化道。

[0041] 本申请提供的技术方案中,如图2、图5、图6所示,所述导管主体1和软质端21内还设有镜头腔道6,所述功能端22上还设有连通所述镜头腔道6的通孔。功能端22上的通孔端面处可设有镜头组件,以便对消化道内的环境进行图像采集,镜头腔道6内部可以用于设置镜头组件的数据线等线材部件,以将镜头组件采集的图像数据传递至显示设备进行显示。

[0042] 镜头组件一般包括镜片和感光芯片。消化道内影像通过镜片的折射作用,到达感光芯片上,以产生图像信号。由于镜头组件的体积会受限于感光芯片形状限制,即感光芯片不能太小,以避免采集的图像分辨率过低。并且镜头组件中的镜片可以为多种形状,但感光芯片只能做成矩形结构,导致镜头组件需要的容纳空间较大。

[0043] 因此,本申请中,镜头腔道6为沿导管主体1和软质端21延伸的圆形管腔结构。镜头腔道6的内壁上设有多个置容槽61,以通过多个所述置容槽61容纳镜头组件中的光感芯片。实际应用时,多个置容槽61可以形成容纳感光芯片的矩形空间,从而适应感光芯片形状,减小镜头腔道6圆形管腔的直径。

[0044] 为了形成矩形结构,所述置容槽61为直角V形槽。所述镜头腔道6内设有四个置容槽61,以形成能够容纳镜头组件中的光感芯片的矩形空间。例如,4个置容槽61为直角V形槽,形成 $1.12 \times 1.12\text{mm}$ 的矩形容纳空间,可以容纳最大 $1.12 \times 1.12\text{mm}$ 的光感芯片,此时,镜头腔道6的圆形管腔直径为1.36mm或更小。而如果不采用上述置容槽61,则需要直径为1.7mm以上的圆形管腔才能容纳 $1.12 \times 1.12\text{mm}$ 的光感芯片。可见,通过镜头腔道6中的多个置容槽61形成容纳光感芯片的空间,可在不增加镜头腔道6直径的前提下安装镜头组件,从而减小导管整体直径。

[0045] 进一步地,四个所述置容槽61所形成的矩形空间与所述镜头腔道6同轴,可以实现在容纳镜头组件光感芯片的基础上,能够将光感芯片的中心位置限制在镜头腔道6的中心位置,便于进行安装固定。

[0046] 本实施例中,镜头组件可以实时对腔道影像进行获取,并通过数据线传输至导管近端的显示设备中,以便对导管于腔道内的行进情况,以及实际手术操作中的手术器械动作情况进行展示。

[0047] 本申请中,控制导管远端实现转向动作可以通过内窥镜中的导丝进行引导,但在导管远端运行到内窥镜所不能到达的胆管中时,则需要通过操纵丝5来控制导管远端进行转向,即本申请提供的部分实施例中,所述导管主体1和软质端21内还设有多个操作腔道4;所述功能端22上设有连通所述操作腔道4的多个连接孔;每个所述操作腔道4中设有操纵丝5,所述操纵丝5的远端固定在所述操作腔道4的连接孔内,以通过多个所述操纵丝5牵引所

述功能端22,使远端管2定向弯曲。

[0048] 实际应用中,操纵丝5的一端连接功能端22,另一端从导管的远端一直延伸到近端,因此可以通过在导管的近端拉动操纵丝5,来使操纵丝5牵引功能端22产生运动倾向,在远端管2上形成蛇骨弯曲。显然,能够满足手术操作的操纵丝5的数量要至少要有两条,而为了实现更灵活的转向操作,还可以适当增加操纵丝5及操作腔道4的数量。

[0049] 本实施例中为了满足操纵丝5的远端固定要求,可以将功能端22设置为金属或塑料结构,其与操纵丝5之间采用焊接或者嵌件注塑连接,以使操纵丝5的远端固定连接在功能端22上,实现通过调节操纵丝5的长度,控制远端管2实施转向。所述操纵丝5的直径要在0.35mm以下,可以选用坚固耐磨的金属丝或者塑料纤维。

[0050] 由以上技术方案可知,如图5所示,为了实现连贯的腔体,本申请中的导管主体1与软质端21、功能端22上的腔道布置方式是一致的,例如,导管主体1上设有一个工作腔道3、四个操作腔道4和一个镜头腔道6。即可以满足四个不同方向的偏转功能,不仅工艺简单,而且节省大量空间。并且能够同时实现转向、工作腔道、注吸液体和光学视觉等功能,其外径缩小至3.7mm以下,可以满足绝大部分ERCP器械的使用,即满足胆管和胰管的可视化诊疗要求。

[0051] 在本申请的部分实施例中,所述导管主体1包括加强层11,所述加强层11包覆在所述导管主体1、软质端21以及功能端22的外壁上。所述加强层11一方面可以增强整体导管的刚性,便于导管向患者的体内腔道进行输送;另一方面,还可以通过加强层11将导管主体1、软质端21以及功能端22进行连通,从而使导管主体1与远端管2不采用相同材料或一体式结构时,依然能够连接为一个整体,从而避免使用连接剂造成腔道及导管的变形。

[0052] 进一步地,所述加强层11为编织网管结构,包括位于内层的金属编织网和位于外层的塑料基质管。加强层11的管壁厚度单边至少要在0.1mm以上才能保持足够的连接强度,因此,在所述导管主体1的外径小于或等于3.7mm时,其内部的实体直径要小于3.5mm。以目前挤出技术及材料特性而言,导管主体1及软质端21(如采用PEBAX,硅胶等材料)能做到的有效极限壁厚为0.1mm,所以内部用于多腔设计的直径空间为3.3mm以下,进而用作工作腔道的直径可以设计为1.8mm以上,即所述工作腔道3的直径大于或等于1.8mm。

[0053] 在本申请的部分实施例中,如图4所示,所述多功能导管还包括连接在所述导管主体1近端的手柄7,所述手柄7上设有同轴的多个转动件71;所述转动件71连接操纵丝5的近端,以通过所述转动件71牵引所述操纵丝5,控制远端管2定向弯曲。其中,每个所述转动件71上连接有两个所述操纵丝5,两个所述操纵丝5在所述转动件71转轴上的缠绕方向相反,以产生控制远端管2定向弯曲的拉力。进一步地,所述手柄7上还设有工作腔道入口72,所述工作腔道入口72为6%标准鲁尔接头,所述工作腔道入口72连通工作腔道3。

[0054] 本实施例中,所述导管主体1的近端包含手柄7,手柄7中包含一对同轴转动件71即转动轮,每个转动轮在其转动轴的两侧分别连接两根操纵丝5,当所述多功能导管单独使用或配合十二指肠镜使用到达目标腔道后,医生单手握住手柄7或者将手柄7悬挂在配合其使用的其他内窥镜(如十二指肠镜)工作腔道附近。

[0055] 通过扭动手柄7上的同轴转动件71,分别带动手柄7中的同轴两个转动轮的转轴发生转动,当其中一个转动轮发生顺时针转动时,与其相连接的两根对称的操纵丝5将在导管主体1和远端管2中的操作腔道4中发生相对移动,并分别产生一拉一推相反方向的力,使得

与其相连接的功能端22产生倾斜,并压缩远端管2中的软质端21,使得远端管2向预定方向弯曲。当转动轮发生逆时针转动时,远端管2将向另一个方向弯曲。同理,当另外一个转动轮发生顺时针和逆时针转动时,也将带动远端管2发生其他方向进行弯曲。

[0056] 在本实施例中,医生通过转动转动手柄7上的转动件71,控制远端管2在患者体内及配合的内窥镜的腔道中进入的方向,以及观察的方向,同时通过推送导管主体1近端的手柄7可以控制远端管2进出腔道的深度。另外,手柄7近端有一个结构为6%标准鲁尔接头的工作腔道入口72,工作腔道入口72与工作腔道3相连接,医生可以通过工作腔道入口72插入辅助器械进行进一步诊疗,如活检钳和激光碎石器械,也可以通过工作腔道入口72来注射液体对腔道进行冲洗并将腔道内的液体洗出至体外。

[0057] 在本申请的提供的部分实施例中,所述功能端22为外径与所述软质端21相等的圆柱形结构,所述功能端22的硬度大于所述软质端21的硬度。实际应用中,功能端22可以采用硬质塑料或者不锈钢材料制成圆柱形结构,并且在圆柱形结构上开设有与软质端21多腔道相对应的通孔。功能端22上可以通过硬质材料预先开设多个用于安装的孔,如相机孔,固定操纵丝5的孔,以及连通注液腔道8的药剂孔或注液孔等。因此,功能端22的硬度大于软质端21的硬度可以便于对各种安装部件进行固定,使整体工作过程更加稳定。另外,选用较高硬度的功能端22,还便于进行加工成孔,提高工艺精度。

[0058] 由以上技术方案可知,本申请提供一种多功能导管,包括多腔管结构的导管主体1和远端管2。其中,远端管2包括位于近端的软质端21,和位于远端的功能端22;软质端21的硬度小于导管主体1的硬度;导管主体1和软质端21内设有工作腔道;功能端22上设有连通工作腔道3的通孔;工作腔道3直径大于或等于软质端21外径的51%,工作腔道3直径大于或等于导管主体1外径的49%。本申请提供的导管可以通过远端管2的软质端21配合工作腔道3,实现转向功能使导管的远端可以适应相对于消化道更复杂的胆道环境。

[0059] 同时,所述镜头腔道6为沿导管主体1和软质端31延伸的圆形管腔结构;所述镜头腔道6的内壁上设有多个置容槽61,以通过多个所述置容槽61容纳镜头组件中的光感芯片。本申请提供的导管可以通过镜头腔道6中的多个置容槽61形成容纳光感芯片的空间,从而在不增加镜头腔道6直径的前提下能够容纳镜头组件,减小导管整体直径,以适应相对于消化道更复杂的胆道环境。

[0060] 另外,本申请提供的一种多功能导管,其工作腔道能够通过1.8mm的常规器械,方便医生使用,而且节约制造成本,降低配合使用的器械价格进一步降低患者的负担。

[0061] 本申请提供的实施例之间的相似部分相互参见即可,以上提供的具体实施方式只是本申请总的构思下的几个示例,并不构成本申请保护范围的限定。对于本领域的技术人员而言,在不付出创造性劳动的前提下依据本申请方案所扩展出的任何其他实施方式都属于本申请的保护范围。

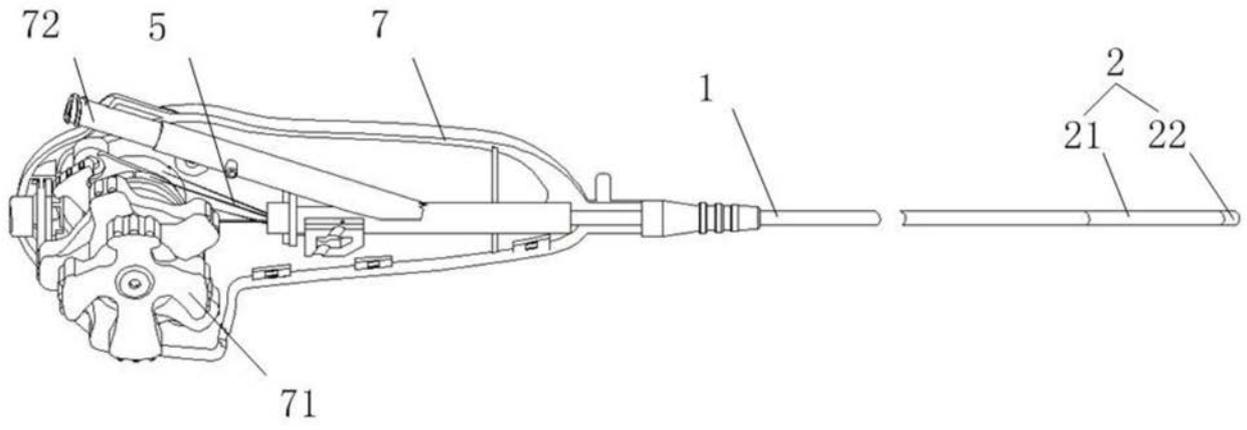


图1

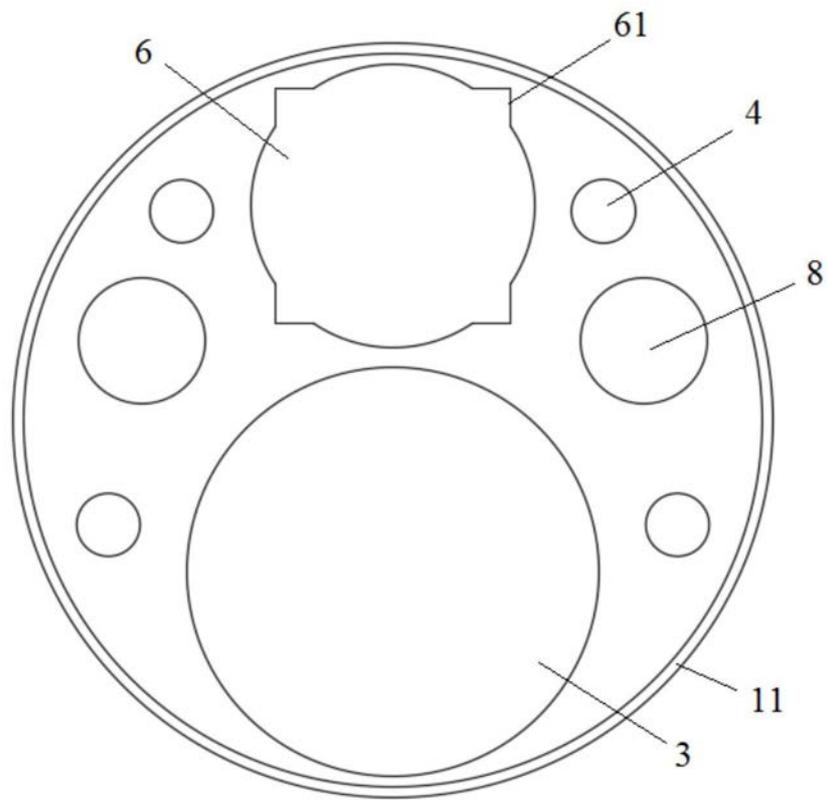


图2

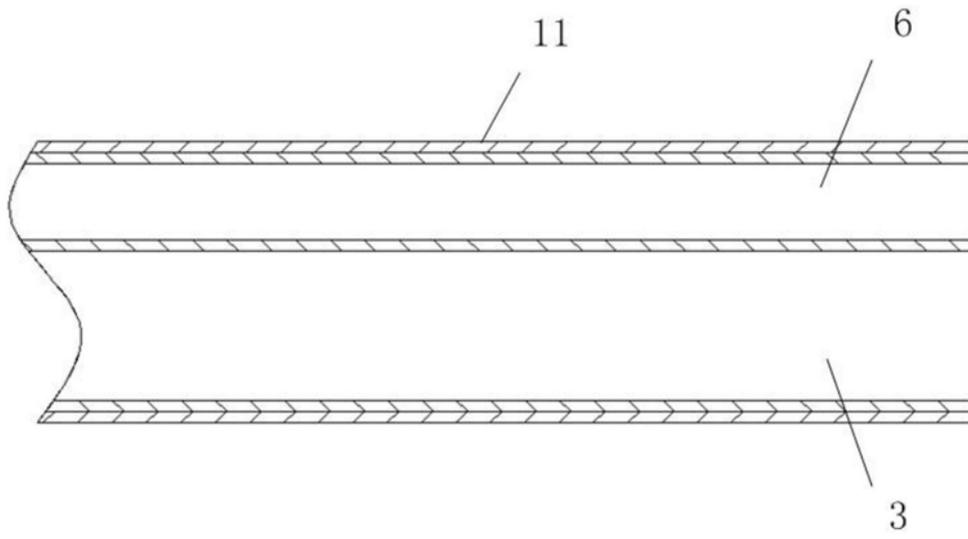


图3

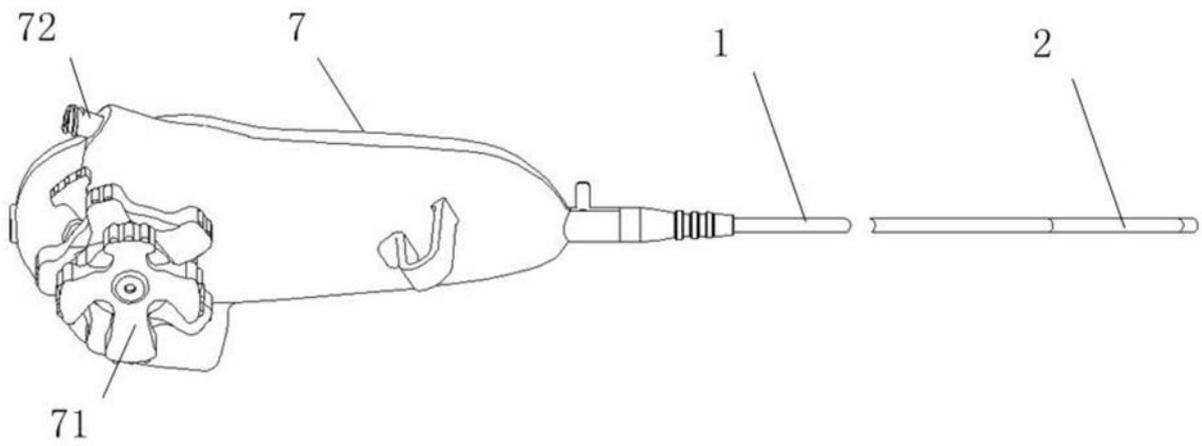


图4

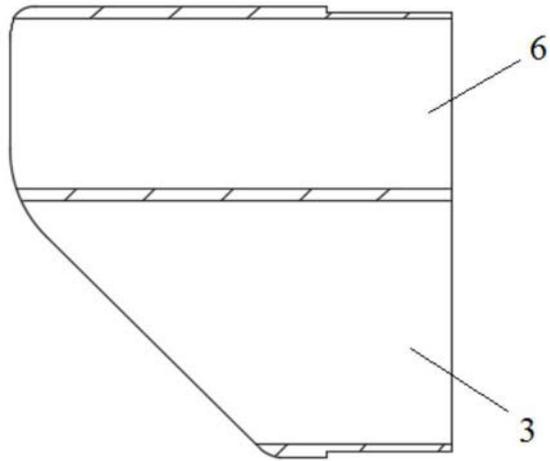


图5

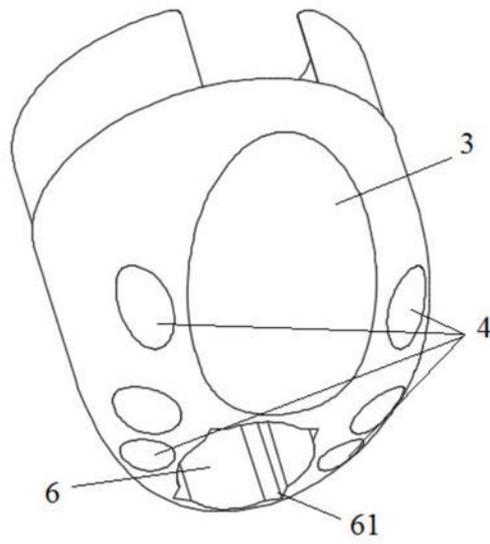


图6

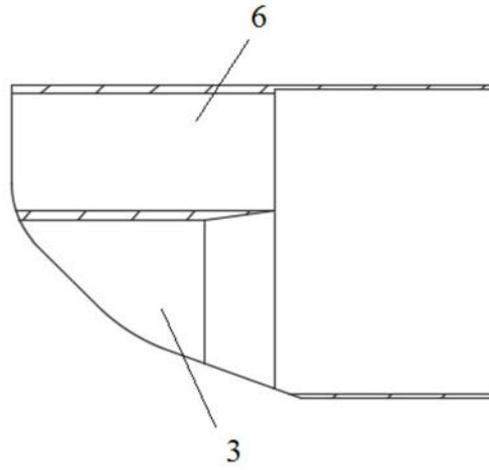


图7