(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国 际 局

(43) 国际公布日
2024 年 10 月 31 日 (31.10.2024)

WIPO | PCT

(10) 国际公布号
WO 2024/222687 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 1/015 (2006.01) *A61B 1/04* (2006.01)
A61B 1/018 (2006.01) *A61B 1/06* (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01) *A61B 1/303* (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2024/089364

(22) 国际申请日: 2024 年 4 月 23 日 (23.04.2024)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
202310443161.7 2023年4月23日 (23.04.2023) CN
202310443170.6 2023年4月23日 (23.04.2023) CN
202310443181.4 2023年4月23日 (23.04.2023) CN
202310443189.0 2023年4月23日 (23.04.2023) CN

(71) 申请人: 长沙迈吉尔医疗科技有限公司 (**CHANGSHA MAGILL MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD**) [CN/CN]; 中国湖南省长沙市高新开发区延农路 41 号 1 栋 101-201, Hunan 410205 (CN)。

(72) 发明人: 李大庆 (**LI, Daqing**); 中国湖南省长沙市高新开发区延农路 41 号 1 栋 101-201, Hunan 410205 (CN)。 徐雄 (**XU, Xiong**); 中国湖南省长沙市高新开发区延农路 41 号 1 栋 101-201, Hunan 410205 (CN)。 刘忠辉 (**LIU, Zhonghui**); 中国湖南省长沙市高新开发区延农路 41 号 1栋101-201, Hunan 410205 (CN)。

(74) 代理人: 北京派特恩知识产权代理有限公司 (**CHINA PAT INTELLECTUAL PROPERTY OFFICE**); 中国北京市海淀区苏州街3号大恒科技大厦南座五层503, Beijing 100080 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明，要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG,

(54) **Title:** VIDICON AND ENDOSCOPE

(54) 发明名称: 一种视像管以及内窥镜

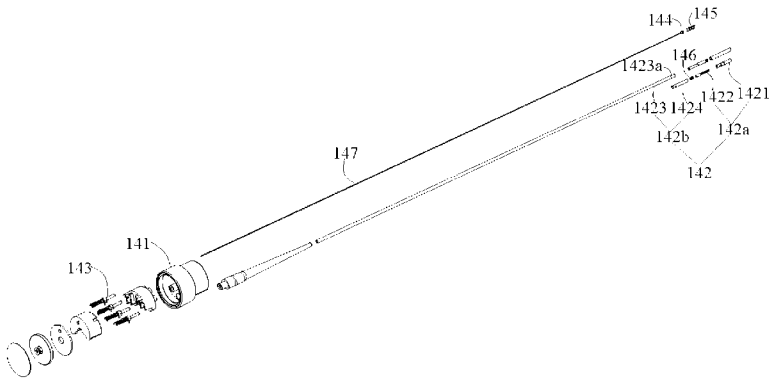


图 4

(57) **Abstract:** Provided in the present application are a vidicon and an endoscope. The vidicon is configured to be in insertion-pull fit with an endoscope mounting assembly, and comprises a core tube and an elastic member, wherein the core tube comprises a main insertion section and a head end section in the lengthwise direction of the core tube; the head end section is connected to a distal end of the main insertion section in a sleeved manner; the head end section and/or the main insertion section can axially move close to each other under the action of an external force; and the elastic member is arranged in the core tube, and can be compressed and reset so as to drive the head end section to tend to axially move away from the main insertion section. The vidicon provided in the embodiments of the present application has a simple structure, and is adaptive in terms of length, such that accurate and appropriate fitting between the tail end of the vidicon and a lumen, in which the vidicon is mounted, of the endoscope mounting assembly is realized; and the problem of the adaptability being reduced due to manufacturing and assembly errors can be effectively solved, thereby being convenient for the vidicon to acquire images with high quality, and reducing the probability of damage to the vidicon caused by a hard bump and collision when the vidicon is mounted.

WO 2024/222687 A1

[见续页]

BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明，要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:
— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

(57) 摘要: 本申请实施例提供一种视像管以及内窥镜，视像管用于与内窥镜安装组件插拔配合，视像管包括芯管和弹性件，芯管沿长度方向包括主插入段和头端段，头端段与主插入段的远端套接，头端段和/或主插入段能够在外力作用下朝向彼此靠近的方向产生轴向移动，弹性件设置于芯管内，所述弹性件可压缩并回复驱动头端段产生朝向远离主插入段的方向轴向移动的趋势。本申请实施例提供的视像管，结构简单，视像管的长度具有自适应功能，以实现视像管末端与内窥镜安装组件用于安装视像管的腔道准确且适度的配合，并且可以有效解决因制作及装配误差带来的适配性降低的问题，便于视像管获取高质量图像，降低视像管安装时出现硬性顶碰而造成的视像管损坏的几率。

一种视像管以及内窥镜

相关申请的交叉引用

本申请基于申请号为 202310443161.7、202310443181.4、202310443170.6、202310443189.0，申请日为 2023 年 04 月 23 日的中国专利申请提出，并要求该中国专利申请的优先权，该中国专利申请的全部内容在此引入本申请作为参考。

技术领域

本申请涉及医疗器械技术领域，尤其涉及一种视像管以及内窥镜。

背景技术

相关技术中，内窥镜一般具有经人体或者动物体自然腔道或者手术造口伸入人体或动物体内的插入管。这类内窥镜内设置有工作通道管、进液腔道以及视像装置，常作为可复用设备，使用结束后一般需采取高等级的消毒灭菌措施，例如浸泡消毒。而内窥镜内狭长且复杂的腔道结构，存在消毒灭菌不彻底而发生交叉感染的风险；并且，高等级的消毒灭菌措施，程序繁琐，成本高。相关技术中，将整个内窥镜作为一次性耗材，使用过后整体丢弃，虽然避免了高等级消毒灭菌问题，但是使用成本依然非常高昂。

为减少消毒灭菌问题、降低交叉感染几率以及降低使用成本，内窥镜的插入管内部设置有视像套管，套设在视像管外，并设置透明光学视窗封闭视像套管远端的设计，将成本高的视像管及相关视像系统设计作为可重复使用器械，将成本低的视像套管和插入管等部件作为一次性使用器械，减少交叉感染几率、降低使用成本。但是，此种内窥镜要求视像管的末端

光学系统与视像套管的光学视窗准确且适度地贴合，如果视像管的末端光学系统与视像套管的光学视窗配合不好，例如，二者未完全贴合，或者，二者之间存在过大的作用力，则会严重影响视像管的成像，甚至损坏视像管末端的光学系统及视像套管的光学视窗。

公开于该背景技术部分的信息仅仅旨在增加对本申请的总体背景的理解，而不应当被视为承认或者以任何形式暗示该信息已成为本领域一般技术人员所公知的现有技术。

发明内容

本申请实施例期望提供一种长度具有自适应功能、结构简单、使用成本低的视像管以及内窥镜。为达到上述目的，本申请实施例的技术方案是这样实现的：

一种视像管，用于与内窥镜安装组件插拔配合，包括：

芯管，所述芯管沿长度方向包括主插入段和头端段，所述头端段的近端与所述主插入段的远端套接，所述头端段和/或所述主插入段能够在外力作用下朝向彼此靠近的方向产生轴向移动；

弹性件，设置于所述芯管内，所述弹性件可压缩并可回复驱动所述头端段产生朝向远离所述主插入段的方向轴向移动的趋势。

一些实施方案中，所述头端段包括第一主体管和第一套接管，所述第一套接管作为独立的零部件固定于所述第一主体管近端；

所述主插入段包括第二主体管和第二套接管，所述第二套接管作为独立的零部件固定于所述第二主体管远端，所述头端段和所述主插入段通过所述第一套接管和所述第二套接管实现套接。

一些实施方案中，所述第二主体管的远端形成有第一收缩段，所述第一收缩段插入所述第二套接管的近端内部，所述第一套接管穿设于所述第二套接管的远端内部，所述弹性件的一端与所述第二主体管的远端部抵接，

所述弹性件的另一端与所述第一套接管的近端部抵接。

一些实施方案中，所述第二套接管内具有容纳腔，所述第一收缩段容纳于所述容纳腔内，所述第一套接管沿长度方向包括第一套接段和第二套接段，所述第一套接段的外径大于所述第二套接段的外径，所述第一套接段插入所述容纳腔内，所述容纳腔的远端侧壁向内突出形成限位壁，所述第一套接段的近端部与所述弹性件抵接，所述第一套接段的远端部可分离地抵靠在所述限位壁上。

一些实施方案中，所述第一套接段的周向外侧壁与所述容纳腔的侧壁相切。

一些实施方案中，所述第二套接管的近端形成有第二收缩段，所述第二收缩段插入所述第二主体管的远端内部，所述第一套接管套设于所述第二套接管的远端外部，所述弹性件的一端与所述第二主体管的远端部抵接，所述弹性件的另一端与所述第一套接管的近端部抵接。

一些实施方案中，所述第二套接管套接于所述第一套接管的外部，所述第二套接管的远端部与所述第一主体管的近端部沿轴向间隔设置，以限定所述头端段沿轴向的运动行程；或者，所述第一套接管套接于所述第二套接管的外部，所述第一套接管的近端部与所述第二主体管的远端部沿轴向间隔设置，以限定所述头端段沿轴向的运动行程。

一些实施方案中，所述弹性件为压缩弹簧。

一些实施方案中，所述头端段的远端集成有光学部件和光电转换部件，所述光电转换部件用于将光学部件的光信号转换为电信号，所述视像管包括信号线，所述信号线设于所述芯管内，并沿所述芯管的长度方向延伸，所述信号线的远端与所述光电转换部件相连。

一些实施方案中，所述视像管包括盘部，所述盘部与所述芯管的近端相连，所述盘部包括盘体以及沿所述盘体朝向靠近所述头端段的方向突出

的突出部，所述突出部的远端设有多个第一电气端子，所述信号线的近端与所述第一电气端子电连接。

本申请实施例提供一种内窥镜，包括：

所述内窥镜安装组件以及本申请任意实施例所述的视像管；

所述内窥镜安装组件包括：

手柄组件；

插入管组件，近端与所述手柄组件相连，所述插入管组件包括插入管，所述插入管的远端面具有出液口；

视像套管，穿设于所述插入管内部，所述视像套管内具有视像通道，所述视像套管的远端部具有封闭的光学视窗；

所述芯管可插入所述视像通道内，所述头端段的远端部可与所述光学视窗的内表面抵接。

一些实施方案中，所述视像套管在所述手柄组件的近端形成有视像插拔口，所述视像管通过所述视像插拔口与所述视像通道可分离地插拔配合。

一些实施方案中，所述视像套管包括沿长度方向相互连接的第一视像套管和第二视像套管，所述第一视像套管的近端在所述手柄组件的近端形成所述视像插拔口，所述第一视像套管具有第一视像通道，所述第二视像套管的近端伸入并固定于所述第一视像通道内，另一端穿入所述插入管内，所述第一视像通道的横截面沿近端至远端的方向逐渐减小。

一些实施方案中，所述视像套管具有多个第二电气端子，所述视像管包括盘部，所述盘部包括盘体以及朝向所述视像套管的方向突出于所述盘体的突出部，所述突出部朝向所述视像套管的一侧集成有多个第一电气端子，所述第一电气端子与所述第二电气端子可分离地导电连接，所述内窥镜安装组件包括用于与外部设备交互的数据交换接口，所述数据交换接口与所述第二电气端子电气导通。

一些实施方案中，所述视像套管的近端穿出所述手柄组件的近端部，所述视像套管的近端端部具有凹部和视像插拔口，所述视像套管的近端端部朝向靠近所述插入管远端的方向凹陷形成凹部，所述第二电气端子设置于所述凹部的远端并且所述第二电气端子沿所述视像管的插拔方向贯穿所述凹部的槽壁，所述第二电气端子的一端裸露于所述凹部内，另一端伸入手柄组件内的空间中，所述突出部伸入并固定于所述凹部内。

一些实施方案中，所述内窥镜安装组件包括线缆以及用于为所述视像管的视场提供照明的发光器，所述发光器设置于所述插入管的远端，所述线缆的一端与所述发光器电连接，另一端延伸至所述手柄组件。

一些实施方案中，所述内窥镜安装组件包括用于与外部设备交互的数据交换接口，所述线缆与所述数据交换接口电连接。

一些实施方案中，所述光学视窗包括入射透镜单元和反射棱镜，所述反射棱镜设置于所述视像套管内，所述入射透镜单元设置于所述视像套管的端部且位于所述反射棱镜的入光侧，所述入射透镜单元可接收外部光线并将外部光线折射汇聚至所述反射棱镜，所述反射棱镜用于通过反射作用将光线传输至所述视像通道内的视像管的入光部位。

一些实施方案中，所述反射棱镜的出光面垂直于所述视像套管的长度方向。

一些实施方案中，所述入射透镜单元的远端面为倾斜面，所述入射透镜单元朝向所述反射棱镜的一侧形成有圆弧形凹槽，所述圆弧形凹槽的表面为所述入射透镜单元的出光面，所述反射棱镜的入光面覆盖所述圆弧形凹槽。

一些实施方案中，所述反射棱镜至少具有面对面设置的第一反射面和第二反射面，所述第一反射面倾斜朝向所述圆弧形凹槽，所述第二反射面位于所述第一反射面的出光侧，使得从所述圆弧形凹槽出射的光线依次经

过所述第一反射面和所述第二反射面的反射后出光，或者，再经一次或多次光处理后出光。

一些实施方案中，所述手柄组件具有进液通道，所述插入管的内部具有自由空间，所述自由空间连通所述进液通道和所述出液口，所述内窥镜安装组件包括工作通道管，所述工作通道管内部形成有供手术器械通过的工作通道，所述工作通道管穿设于所述插入管内部，并在所述插入管的远端面形成有出口，其中，所述自由空间为所述插入管内未被占用的空间。

一些实施方案中，所述内窥镜安装组件包括接头部，所述手柄组件具有安装口，所述接头部可旋转地穿设于所述安装口中，所述插入管的近端密封插入所述接头部并固定于所述接头部内。

一些实施方案中，所述接头部具有流道，所述插入管的端部伸入所述流道内，所述内窥镜安装组件包括进液管，所述进液管的一端用于引入外部流体，另一端连接于所述流道的入口，所述流道和所述进液管内的空间共同限定出所述进液通道的至少一部分。

一些实施方案中，所述手柄组件包括手柄和设置于所述手柄底侧的手把，所述工作通道管和所述视像套管沿所述手柄的长度方向延伸，所述安装口设置于所述手柄靠近所述插入管的一端，所述接头部的至少一部分设置于所述手柄的远端内侧，所述进液管远离所述接头部的一端沿所述手把延伸至所述手把远离手柄的一端。

一些实施方案中，所述内窥镜安装组件包括设置于所述手柄组件外侧的转盘，所述转盘套设于所述插入管外周侧，所述转盘可转动地罩设在所述接头部的周围且与所述接头部可拆卸地固定在一起。

一些实施方案中，所述内窥镜安装组件包括端盖，所述手柄组件的近端端面设置有第一卡接部，所述端盖罩设于所述盘部周围，所述端盖的周向表面设置有第二卡接部，所述第一卡接部和所述第二卡接部可拆卸地卡

接，以将所述盘部抵靠在所述视像套管的近端部上。

一些实施方案中，所述插入管组件包括固定支架，所述固定支架设置于所述插入管的远端内侧；所述固定支架与所述插入管的内壁连接，所述固定支架形成有第一孔和第二孔，所述工作通道管约束于第一孔内，所述视像套管约束于第二孔内，以将所述工作通道管远端和所述视像套管远端固定在所述插入管内部。

一些实施方案中，所述固定支架的周向外表面的一部分朝向远离所述插入管的内壁的方向凹陷形成凹陷区，所述凹陷区与其相对的所述插入管的内壁围出所述出液口。

一些实施方案中，所述固定支架包括两个分体设计的安装块，所述工作通道管和所述视像套管沿第一方向排列，两个所述安装块沿第二方向相对设置并合围出所述第一孔和所述第二孔，其中，所述第一方向与所述第二方向垂直。

一些实施方案中，所述安装块朝向所述插入管的内壁的外周向表面具有弧形表面，所述弧形表面与所述插入管的内壁贴合。

一些实施方案中，所述内窥镜安装组件包括线缆以及用于为所述视像管提供照明的发光器，所述固定支架设有沿所述插入管的轴向贯穿所述固定支架的贯穿孔，所述线缆穿过所述贯穿孔并与所述发光器连接，所述插入管的内侧壁、所述工作通道管的外壁以及所述视像套管的外壁的相邻位置形成有三角区域，所述线缆布置在所述三角区域。

一些实施方案中，所述发光器包括电路板以及集成于所述电路板上的发光芯片，所述电路板贴附于所述固定支架的远端面，所述电路板和所述发光芯片的表面包覆有灌胶层。

一些实施方案中，所述插入管组件包括灌胶层，所述灌胶层构造为：向所述固定支架的远端面与所述插入管的内侧壁以及所述光学视窗的外侧

壁之间围设的区域灌胶而形成；所述灌胶层的外表面形成所述插入管的远端面的至少一部分。

一些实施方案中，所述视像套管包括管套和所述光学视窗，所述管套的远端开放，所述光学视窗封闭所述管套的远端部，所述灌胶层环绕于所述光学视窗的周向和所述插入管的内壁之间。

一些实施方案中，所述内窥镜安装组件包括转接部和排液管，所述转接部固定于所述手柄组件上，所述转接部包括对接的第一转接套和第二转接套，所述第一转接套的远端设置有插接腔，所述第二转接套的近端插入所述插接腔，所述第二转接套的部分周向表面与所述插接腔的内壁之间形成有空腔区域，对应于所述空腔区域的所述插接腔的侧壁上设有转接口，所述工作通道管的近端伸入并固定于所述第二转接套的远端内部，且与所述空腔区域连通，所述第二转接套的近端的内部形成有朝向所述第一转接套的方向扩张的扩张段；

所述排液管的一端与所述转接口连通，用于引出来自所述工作通道管的流体。

一些实施方案中，沿远离所述工作通道管的方向，所述扩张段的横截面积依次增大。

一些实施方案中，所述第二转接套包括密封轴段，所述密封轴段的周向表面与所述插接腔密封过盈配合，所述密封轴段的轴端面与所述插接腔面向所述轴端面的腔端面间隔设置，所述转接口设置于所述轴端面和所述腔端面之间的周向侧壁的底部。

一些实施方案中，所述第二转接套包括连接于所述密封轴段的近端的收缩轴段，所述收缩轴段的外径小于所述密封轴段的外径，所述扩张段从所述密封轴段的内部延伸至所述收缩轴段的近端端面。

一些实施方案中，所述第一转接套具有第一轴孔，所述插接腔位于所

述第一轴孔的远端，所述插接腔的内径大于所述第一轴孔的远端的内径，两者的交界处形成腔端面，所述第一转接套具有环台，所述环台位于所述插接腔内且环绕所述第一轴孔的远端部，所述环台与所述插接腔的周向侧壁间隔设置。

一些实施方案中，所述环台的端面和所述收缩轴段的端面间隔设置。

一些实施方案中，沿近端至远端的方向，所述第一轴孔的横截面面积连续减小。

一些实施方案中，所述内窥镜安装组件包括旋盖，所述旋盖可拆卸地盖设于所述第一转接套的近端，所述旋盖包括盖体以及从所述盖体内部朝向所述第一转接套突出的凸起，所述凸起伸入所述第一轴孔内并密封所述第一轴孔。

一些实施方案中，所述手柄组件包括手柄和设置于所述手柄的底侧的手把，所述工作通道管和所述视像套管沿所述手柄的长度方向延伸，所述排液管远离所述转接部的一端沿所述手把延伸至所述手把远离所述手柄的一端。

一些实施方案中，所述内窥镜安装组件包括转接头，所述转接头内部形成有相互连通的第一转接腔和第二转接腔，所述第一转接腔与所述转接口连通，所述第二转接腔与所述排液管靠近所述手柄的一端连通，所述第一转接腔沿所述手把的长度方向设置，所述第二转接腔沿所述手柄的长度方向设置。

一些实施方案中，所述排液管包括第一排液段、转弯段和第二排液段，所述排液管的局部朝向远离所述转接部的方向凸出形成所述转弯段，所述第一排液段伸入并固定于所述第二转接腔内，所述第二排液段沿所述手把的长度方向延伸，所述转弯段连接所述第一排液段和所述第二排液段。

本申请实施例提供的视像管，结构简单，视像管的长度具有自适应功

能，视像管的长度可根据内窥镜安装组件内用于安装视像管的腔道的长度自动适配，以实现视像管末端与内窥镜安装组件内用于安装视像管的腔道的准确且适度的配合，并且可以有效解决因视像管及内窥镜安装组件内用于安装视像管的腔道的制作误差及装配误差带来的适配性降低的问题，解决产品一致性的问题，从而便于视像管获取高质量图像，降低视像管在与内窥镜安装组件插拔配合时出现硬性顶碰而造成的视像管损坏的几率，减少使用成本，提高视像管的工作效率。

附图说明

图 1 为本申请一实施例的内窥镜的结构示意图；

图 2 为图 1 所示的内窥镜的爆炸示意图；

图 3 为本申请一实施例的视像管的结构示意图；

图 4 为图 3 所示视像管的爆炸示意图；

图 5 为图 3 所示视像管的剖面示意图；

图 6 为图 5 中 A 部的放大示意图；

图 7 为图 1 所示内窥镜的内部结构的配合示意图；

图 8 为图 1 所示内窥镜的内部结构在另一视角下的配合示意图；

图 9 为图 1 所示内窥镜的剖面示意图；

图 10 为图 9 所示内窥镜的远端的放大示意图；

图 11 为图 1 所示内窥镜的另一剖面示意图，图示省略了视像管；

图 12 为图 1 所示内窥镜的部分结构的剖面示意图；

图 13 为图 1 所示内窥镜的部分结构的另一剖面示意图；

图 14 为图 2 所示固定支架、视像套管、工作通道管、线缆以及发光器的配合示意图；

图 15 为图 12 所示结构在另一视角下的结构示意图；

图 16 为图 1 所示内窥镜的远端各组件配合的剖面示意图，图示省略了

发光器、线缆、管盖以及灌胶层；

图 17 为图 1 所示内窥镜的远端各组件配合的剖面示意图，图示省略了灌胶层；

图 18 为图 1 所示内窥镜的远端端面的剖面示意图；

图 19 为图 2 所示入射透镜单元和反射棱镜的结构示意图；

图 20 为图 1 所示内窥镜的远端各组件的剖面示意图；

图 21 为图 2 所示视像管与光学视窗的配合示意图，图示箭头为外部光线的方向。

图 22 为图 7 所示转接部和旋盖的剖面的放大示意图；

图 23 为本申请另一实施例的视像管的远端的剖面示意图；

图 24 为本申请再一实施例的视像管的远端的剖面示意图；

图 25 为本申请又一实施例的视像管的远端的剖面示意图。

具体实施方式

需要说明的是，在不冲突的情况下，本申请中的实施例及实施例中的技术特征可以相互组合，具体实施方式中的详细描述应理解为本申请的解释说明，不应视为对本申请的不当限制。

在本申请实施例的描述中，术语“内”、“外”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，仅是为了便于描述本申请实施例和简化描述，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申请实施例的限制。

本申请实施例提供一种视像管 14，包括芯管 142 和弹性件 146。

本申请实施例提供一种内窥镜 1，请参阅图 1 和图 2，内窥镜 1 包括内窥镜安装组件以及本申请任意实施例的视像管 14。

为便于描述，将工作过程中伸入或者靠近人体或动物体内部的一端称为远端，将操作者握持的一端或者靠近操作者握持的一端称为近端。

视像管 14 用于与内窥镜安装组件插拔配合，组成内窥镜 1，对人体或动物体内部组织进行检查、诊断和手术治疗。

请参阅图 3 和图 4，芯管 142 沿长度方向包括主插入段 142b 和头端段 142a，头端段 142a 的近端与主插入段 142b 的远端套接，头端段 142a 和/或主插入段 142b 能够在外力作用下朝向彼此靠近的方向产生轴向移动。

弹性件 146 设置于芯管 142 内，弹性件 146 可压缩并可回复驱动头端段 142a 产生朝向远离主插入段 142b 的方向轴向移动的趋势。

需要说明的是，所述的头端段 142a 和/或主插入段 142b 能够在外力作用下朝向彼此靠近的方向产生轴向移动，包括多种情况。一些实施例中，头端段 142a 在外力作用下朝向靠近主插入段 142b 的方向产生轴向移动；另一些实施例中，主插入段 142b 在外力作用下朝向靠近头端段 142a 的方向产生轴向移动；再一些实施例中，头端段 142a 和主插入段 142b 在外力作用下朝向彼此靠近的方向产生轴向移动。

具体地，视像管 14 与内窥镜安装组件插拔配合时，头端段 142a 远端面抵靠在内窥镜安装组件内用于安装视像管 14 的腔道的远端内表面时，头端段 142a 承受来自内窥镜安装组件内用于安装视像管 14 的腔道的远端面的外力作用，并朝向主插入段 142b 的方向产生轴向移动，此时，弹性件 146 受压产生压缩变形；当视像管 14 与内窥镜安装组件内用于安装视像管 14 的腔道完成安装配合后，弹性件 146 的回弹力驱使头端段 142a 产生朝向远离主插入段 142b 的方向轴向移动的趋势，使得头端段 142a 的远端面与内窥镜安装组件内用于安装视像管 14 的腔道的远端内表面保持抵靠状态，从而实现视像管 14 与内窥镜安装组件的稳定配合。

可以理解的是，弹性件 146 的回弹力驱使头端段 142a 产生朝向远离主插入段 142b 的方向轴向移动的趋势，可以是，头端段 142a 在弹性件 146 的回弹力作用下不产生轴向移动，并与内窥镜安装组件稳定配合，也可以

是，头端段 142a 在弹性件 146 的回弹力作用下朝向远离主插入段 142b 的方向轴向移动，从而与内窥镜安装组件稳定配合。

可以理解的是，视像管 14 安装进内窥镜安装组件后，头端段 142a 依旧承受外力作用，在视像管 14 拔出后，外力才撤销，视像管 14 完全拔出后，弹性件 146 恢复变形，头端段 142a 也在弹性件 146 的作用下复位至初始位置，所述的初始位置指的是头端段 142a 未被外力作用时的位置。

需要说明的是，内窥镜的远端具有能够聚光且光轴的传导方向可受控改变的光学视窗，光学视窗可以包括棱镜组以及凹透镜组等，视像管远端具有视像系统，视像系统将光学视窗的光进一步处理并汇聚传导，然后将光信号转换为电信号传输。视像系统为高精密组件，视像管在与内窥镜安装组件插拔配合时，视像系统应该与光学视窗完成准确对位，视像系统亦不能对光学视窗施加过大的作用力，也不允许出现视像管的长度超出内窥镜安装组件内用于安装视像管的腔道的长度，从而导致视像管与内窥镜安装组件无法匹配的问题。

因此，本申请实施例中，头端段 142a 和/或主插入段 142b 能够在外力作用下朝向彼此靠近的方向产生轴向移动，弹性件 146 可压缩并可回复驱动头端段 142a 产生朝向主插入段 142b 的方向轴向移动的趋势，以使得视像管 14 在与内窥镜安装组件插拔配合时，视像管 14 的长度具有自适应功能，视像管 14 的长度能够与内窥镜安装组件内部用于安装视像管 14 的腔道的长度自动适配，此外，还可以为头端段 142a 的远端面与光学视窗的轴向对准提供驱动力，以实现二者准确且适度的配合，降低头端段 142a 的远端面与内窥镜安装组件内用于安装视像管 14 的腔道强行配合而导致二者受损的几率，也降低头端段 142a 未能与内窥镜安装组件内用于安装视像管 14 的腔道紧密贴合而产生配合缝隙的几率，便于视像管 14 获取高质量图像。

可以理解的是，弹性件 146 的具体结构形式不限，只要能够受压缩并

产生回弹力使得头端段 142a 产生朝向远离主插入段 142b 的方向轴向移动的趋势即可，示例性地，弹性件 146 为压缩弹簧。

内窥镜安装组件用于安装视像管 14 的腔道的形成方式不限，一些示例中，内窥镜安装组件包括手柄组件 10、插入管组件 11 以及视像套管 13，插入管组件 11 包括插入管 110，插入管 110 的近端与手柄组件 10 相连，视像套管 13 穿设于插入管 110 内部，视像套管 13 内具有用于安装视像管 14 的视像通道 130，即该实施例中，内窥镜安装组件设置有视像套管 13 实现与视像管 14 的安装配合，视像管 14 即与视像套管 13 进行插拔配合，视像套管 13 的远端部具有封闭的光学视窗。芯管 142 插入视像通道 130 内，头端段 142a 的远端部与光学视窗的内表面抵接。

可以理解的是，该实施例中，光学视窗形成于视像套管 13 的远端部，光学视窗为集成有多个光学元件的部件，可对人体或者动物体组织内的光线进行聚光转向等处理，从而将光线传导至视像通道 130 内，供视像管 14 接收。视像管 14 可通过插入视像套管 13 内来实现与光学视窗的内表面的抵靠贴合。

具体地，芯管 142 插入视像通道 130 内，头端段 142a 在外力作用下朝向靠近主插入段 142b 的方向产生轴向移动，并且压缩弹性件 146 使弹性件 146 产生压缩变形，并且弹性件 146 具有回弹力推动头端段 142a 产生朝向远离主插入段 142b 的方向轴向移动的趋势，也为头端段 142a 与光学视窗的轴向对准提供驱动，头端段 142a 的周向受限于视像通道 130 周向内表面，从而使得头端段 142a 的远端部与光学视窗的内表面适度贴合，如此，使得芯管 142 的长度能够与视像通道 130 适配，并且，也能够使得视像套管 13 对视像管 14 形成保护，便于视像管 14 获取高质量图像。

光学视窗可以包括凹透镜以及全反射棱镜，聚光且能够改变光的方向，便于视像管 14 获取图像，凹透镜可以为平凹透镜等。

本申请实施例提供的视像管 14，结构简单，视像管 14 的长度具有自适应功能，视像管 14 的长度可根据内窥镜安装组件内用于安装视像管 14 的腔道的长度自动适配，以实现视像管 14 的远端与内窥镜安装组件用于安装视像管的腔道的准确且适度的配合，当视像管 14 的长度与内窥镜安装组件内用于安装视像管 14 的腔道的长度具有较大误差时，可通过外力作用使视像管 14 的头端段 142a 产生轴向移动来缩短视像管 14 的长度，并通过弹性件 146 的回弹作用使得头端段 142a 产生朝向远离主插入段 142b 的方向轴向移动的趋势，并且与内窥镜安装组件内用于安装视像管 14 的腔道的远端内表面抵接贴合，有效解决因视像管及内窥镜安装组件内用于安装视像管的腔道的制作误差及装配误差带来的适配性降低的问题，从而便于视像管 14 获取高质量图像，降低视像管 14 与内窥镜安装组件插拔配合时出现硬性顶碰而造成的视像管 14 损坏的几率，减少使用成本，提高视像管 14 的工作效率。

需要说明的是，上述的内窥镜安装组件内用于安装视像管 14 的腔道可以参照后面提及的视像通道 130。

手柄组件 10 上设置有进液通道。需要说明的是，进液通道为外部流体经过手柄组件 10 的一段通道，可以是管状腔体形成的通道，也可以是管状腔体形成的通道与其他组件形成的通道的结合。

插入管 110 的远端面具有出液口 110a。

可以理解的是，插入管 110 的内部具有自由空间，自由空间连通进液通道和出液口 110a，其中，自由空间为插入管 110 内部未被占用的空间。

可以理解的是，外部流体经进液通道、自由空间、出液口 110a 流向人体或动物体内，膨大观察区域以便观察或者冲洗人体或者动物体内部组织。外部流体可以为 5%的葡萄糖溶液或者生理盐水。

内窥镜安装组件包括工作通道管 12，工作通道管 12 内部形成有用于供

手术器械通过的工作通道，工作通道管 12 穿设于插入管 110 内部，并在插入管 110 的远端面形成有出口 12a。

手术器械从工作通道管 12 插入并从出口 12a 伸入人体或动物体内，手术器械的具体类型不限，例如，活检钳、剪刀、固定钻、触检探针、挟钩钳、电极等。

需要说明的是，对于一些需要通过自然腔道或者手术造口进入人体或者动物体的应用场景，就无侧视或者斜视功能的直型内窥镜来说，为了便于观察，操作者不得不握住内窥镜的手柄组件通过“挑”或者“撬”之类的调节操作获取合适的观察范围或视野。但是“挑”或者“撬”之类的调节操作一方面对于人体或者动物体的自然腔道或者手术造口的尺寸有要求，不能过小，另一方面此类调节操作也容易对人体或者动物体造成损伤。

相关技术中，内窥镜前端未采用具备斜视功能的光学设计，摄像头只可获取前方图像，而无侧视功能，为了获取视像管侧面影像，采取预弯视像管的方式，将内窥镜的远端预弯成一定角度以便于观察，但是预弯的角度在使用中会存在操作不便的问题，且视野范围不方便调整及器械实用不顺畅的问题。

可以理解的是，为便于插入人体或者动物体自然腔道或者手术造口，插入管的外径应尽可能的小，插入管内部设置有工作通道管、进液通道等多个通道，相应地，各通道的直径也严格受限。相关技术中，内窥镜的光学视窗形成于视像管远端部，光学视窗一般包括透镜、棱镜等光学元件，如果视像管设置在视像套管内，那么视像管远端的光学视窗的直径会进一步压缩，而导致用于接收人体或者动物体内部光线的透镜、棱镜等光学元件的外径易被压缩，在此情形下，如需解决手术中内窥镜观察视角不便的问题，使光学视窗具备侧视或者斜视功能，即入射光线经过光学视窗后，主光轴根据需要改变传播方向，可能出现视像管远端的光学视窗入瞳直径

变小，视像管所接收到的有效光线减少的问题。

本申请实施例中，采用直型的内窥镜1，大大减少对内窥镜进行“挑”或者“撬”之类的调节操作，便于操作者获取合适的观察角度，并且本申请实施例的内窥镜 1 的远端还具有可以聚光且光轴的传导方向可受控改变的光学视窗，光学视窗设置在视像套管 13 的远端，在视像套管 13 及视像管 14 的直径不变的情况下，光学视窗的有效直径能够增大，进而增大光学视窗的入瞳直径，使得视像管 14 能够接收到更多有效光线，使得视像管 14 获取的外部图像质量更高。人体或者动物体组织内的漫反射光线射入光学转向组件后可改变传导方向，使得内窥镜 1 具有侧视或者斜视功能。

视像管 14 与视像套管 13 的配合方式不限，一些实施例中，请参阅图 7 至图 10，视像套管 13 在所述手柄组件 10 的近端形成有视像插拔口 13a，视像管 14 通过视像插拔口 13a 与视像通道 130 可分离地插拔配合。视像通道 130 的远端在插入管 110 的远端面具有封闭的光学视窗，既保护视像管 14，又有利于视像管 14 获取人体或动物体内的图像。

需要说明的是，除了视像插拔口 13a 之外，视像通道 130 的其余部位均是封闭的。

使用时，可直接将视像管 14 经视像插拔口 13a 直接插入视像套管 13 或者从视像套管 13 内拔出，操作简单，便于拆装，且视像套管 13 可对视像管 14 进行防护，使得视像管 14 不会与人体或动物体内部组织或者液体接触，因此可以降低视像管 14 重复使用时交叉感染几率，降低视像管 14 的消毒等级，减少消毒成本。

需要说明的是，根据医疗消毒灭菌相关规范要求，可重复使用的器材，如果手术中与人体或动物体组织接触，则术后需要经过高等级消毒，如果手术器材不与人体或动物体组织接触，则可降低消毒等级，经一般消毒即可，例如擦拭。相关技术中，视像管的端部裸露于内窥镜的远端端部，会

接触人体或动物体体内分泌物等，还有可能会接触人体或动物体组织，因此，术后需进行高等级消毒，例如，浸泡消毒、高温蒸汽消毒、环氧乙烷消毒等。

手柄组件 10、插入管 110、工作通道管 12 和视像套管 13 的材质不限，插入管 110 可以为挠性管，也可以刚性管，插入管 110、工作通道管 12、视像套管 13 等可以为金属材质，也可以为塑料材质。例如，手柄组件 10 采用塑料材质，使用成本低，工作通道管 12、视像套管 13、插入管 110 采用钢管，强度高，重量轻。

手柄组件 10、插入管 110、工作通道管 12 和视像套管 13 可以作为一次性医疗器械进行使用，生产成本高的视像管 14 可重复使用，在使用完成后直接从视像套管 13 内拆出，经擦拭类低等级消毒过后即可再次使用。

本实施例中，视像套管 13 对视像管 14 进行防护，视像管 14 不与人体或动物体接触，也不与进入内窥镜 1 内的液体接触，避免因清洁消毒不完全而导致的交叉感染现象，并降低相关技术中因消毒次数过多而导致视像管前端镜头损坏而出现图像模糊的几率，视像管 14 可重复使用，在术后的消毒程序中无需经消毒液浸泡等高等级消毒过程，用擦拭等低等级消毒方式消毒过后即可再次使用，方便、快捷，使用成本低。

头端段 142a 和主插入段 142b 的具体结构不限，且实现套接的方式不限。

一些实施例中，请参阅图 4、图 5 和图 6，头端段 142a 包括第一主体管 1421 和第一套接管 1422，第一套接管 1422 作为独立的零部件固定于第一主体管 1421 近端，主插入段 142b 包括第二主体管 1423 和第二套接管 1424，第二套接管 1424 作为独立的零部件固定于第二主体管 1423 远端，头端段 142a 和主插入段 142b 通过第一套接管 1422 和第二套接管 1424 实现套接。

第一主体管 1421 可为第一套接管 1422 提供支撑，第二主体管 1423 可为第二套接管 1424 提供支撑，如此，可提升头端段 142a 和主插入段 1424 套接的稳定性，且第一套接管 1422 和第二套接管 1424 的轴向长度以及外径无需很大，只要能够实现套接即可，第二套接管 1424 的外径与第一主体管 1421 的外径可基本一致，无需另外增加尺寸，减小视像管 14 的安装空间，便于视像管 14 插入内窥镜安装组件内用于安装视像管 14 的腔道内，实现与内窥镜安装组件的插拔配合，具体地，便于视像管 14 插入视像通道 130 内。

第一主体管 1421、第一套接管 1422、第二主体管 1423、第二套接管 1424 材质不限，例如，第一主体管 1421、第一套接管 1422、第二主体管 1423、第二套接管 1424 采用不锈钢材质，加工精度高，材料强度大，且耐腐蚀。

第二套接管 1424 与第二主体管 1423 的配合方式不限，例如，可以是第二套接管 1424 套设在第二主体管 1423 外，也可以是第二主体管 1423 套设在第二套接管 1424 外。第一套接管 1422 与第二套接管 1424 的套接方式不限，例如，可以是第一套接管 1422 套接在第二套接管 1424 外，也可以是第二套接管 1424 套接在第一套接管 1422 外。只要能够使得视像管 14 的长度可自适应调节即可。

一些实施例中，请参阅图 6，第二主体管 1423 的远端形成有第一收缩段 1423a，第一收缩段 1423a 插入第二套接管 1424 的近端内部，第一套接管 1422 穿设于第二套接管 1424 的远端内部。

弹性件 146 的一端与第二主体管 1423 的远端部抵接，弹性件 146 的另一端与第一套接管 1422 的近端部抵接。

请参阅图 6，该实施例中，弹性件 146 设置在第二套接管 1424 内部，两端分别与第二主体管 1423 和第一套接管 1422 抵接。如此，使得弹性件

16 的安装更加可靠，增加视像管 14 长度调节的可靠性。

另一些实施例中，第二套接管 1424 的近端形成有第二收缩段，第二收缩段插入第二主体管 1423 的近端内部，第一套接管 1422 套设于第二套接管 1424 的远端外部。

弹性件 146 的一端与第二主体管 1423 的远端部抵接，弹性件 146 的另一端与第一套接管 1422 的近端部抵接。

可以理解的是，该实施例中，请参阅图 23，弹性件 146 套设在第二套接管 1424 的外部，两端分别与第二主体管 1423 和第一套接管 1422 抵接。

具体地，在上述两种实施例中，弹性件 146 的两端与分别与第二主体管 1423 和第一套接管 1422 配合，视像管 14 与视像套管 13 进行插拔配合时，第一主体管 1421 受到来自视像套管 13 的远端的光学视窗的内表面朝向第二主体管 1423 方向的外力作用，进而推动第一套接管 1422 朝向靠近第二主体管 1423 的方向轴向移动，弹性件 146 受压缩变形，同时，第一套接管 1422 也承受来自弹性件 146 产生的回弹力的作用，从而使得第一套接管 1422 产生朝向远离第二主体管 1423 的方向运动的趋势，从而使得头端段 142a 的远端能够与光学视窗的内表面实现可靠地抵接配合。

可以理解的是，再一些实施例中，请参阅图 24，第二主体管 1423 的远端插入第二套接管 1424 的近端内部，第一套接管 1422 穿设于第二套接管 1424 的远端内部，弹性件 146 套设在第一套接管 1422 外，且位于第二套接管 1424 的远端部和第一主体管 1421 的近端部之间。

还一些实施例中，请参阅图 25，第二套接管 1424 的近端插入第二主体管 1423 的远端内部，第一套接管 1422 套设于第二套接管 1424 的远端外部，弹性件 146 设置于第一套接管 1422 内，且位于第二套接管 1424 的远端部和第一主体管 1421 的近端部之间。

在弹性件 146 位于第二套接管 1424 的远端和第一主体管 1421 的近端

的两种实施例中，在视像管 14 与视像套管 13 插拔配合时，第一主体管 1421 受到外力作用，推动第一套接管 1422 向靠近第二主体管 1423 的方向轴向移动，弹性件 146 受压变形，第一主体管 1421 受到来自弹性件 146 产生的回弹力的作用，使得第一套接管 1422 产生朝向远离第二主体管 1423 的方向运动的趋势，使得头端段 142a 的远端能够与光学视窗的内表面实现可靠地抵接配合。

一些实施例中，请参阅图 6，第二套接管 1424 内具有容纳腔 1424a，第一收缩段 1423a 容纳于容纳腔 1424a 内，第一套接管 1422 沿长度方向包括第一套接段 1422a 和第二套接段 1422b，第一套接段 1422a 的外径大于第二套接段 1422b 的外径，第一套接段 1422a 插入容纳腔 1424a 内，容纳腔 1424a 的远端侧壁向内突出形成限位壁 14241，第一套接段 1422a 的近端部与弹性件 146 抵接，第一套接段 1422a 的远端部可分离地抵靠在限位壁 14241 上。

第一套接段 1422a 的近端部与弹性件 146 抵接，远端部受限位壁 14241 的影响，即第一套接段 1422a 的轴向移动都限定在容纳腔 1424a 内，容纳腔 1424a 为第一套接段 1422a 的运动提供保护，使得第一套接段 1422a、弹性件 146 的运动不会受到其他部件的影响，避免发生剐蹭，增加视像管 14 的稳定性。

一些实施例中，请参阅图 6，第一套接段 1422a 的周向外侧壁与容纳腔 1424a 的侧壁相切，便于第一套接段 1422a 在容纳腔 1424a 内的移动，使得第一套接段 1422a 的运动更加平滑顺畅，减小运动过程中的阻力并且更有力于头端段 142a 的远端部与内窥镜安装组件用于安装视像管 14 的腔道的远端实现对准抵接，具体地，有利于头端段 142a 的远端部与视像套管 13 的远端的光学视窗的对准抵接。

一些实施例中，请参阅图 6，第二套接管 1424 套接于第一套接管 1422

的外部，第二套接管 1424 的远端部与第一主体管 1421 的近端部沿轴向间隔设置，以限定头端段 142a 沿轴向的运动行程。

在外力作用下，头端段 142a 能够朝向靠近主插入段 142b 的方向轴向移动，其运动行程受第二套接管 1424 的远端部与第一主体管 1421 的近端部沿轴向间隔设置的结构限制。

在弹性件 146 的回弹力作用下，头端段 142a 能够产生朝向远离主插入段 142b 的方向轴向移动的趋势，并且其运动行程受到第一套接段 1422a 的远端部与第二套接管 1424 的限位壁 14241 之间的距离限制。

即，头端段 142a 受外力作用朝向靠近主插入段 142b 的方向轴向移动时，第二套接管 1424 的远端部与第一主体管 1421 的近端部的间隔设置的结构限制其运动位移，头端段 142a 受弹性件 146 的回弹力的作用朝向远离主插入段 142b 的方向轴向移动时，第一套接段 1422a 的远端部与第二套接管 1424 的限位壁 14241 之间的轴向间距限制头端段 142a 的运动行程，以对头端段 142a 进行限位保护,避免头端段 142a 与内窥镜安装组件用于安装视像管 14 的腔道受到损伤，具体地，避免视像管 14 的远端与光学视窗受到损伤。

另一些实施例中，第一套接管 1422 套接于第二套接管 1424 的外部，第一套接管 1422 的近端部与第二主体管 1423 的远端部沿轴向间隔设置，以限定头端段 142a 沿轴向的运动行程。

在外力作用下，头端段 142a 能够朝向靠近主插入段 142b 的方向轴向移动，其运动行程受第一套接管 1422 的近端部与第二主体管 1423 的远端部沿轴向间隔设置的结构限制。

在弹性件 146 的回弹力作用下，头端段 142a 能够产生朝向远离主插入段 142b 的方向轴向移动的趋势，并且其运动行程受到第一套接段 1422a 的远端部与第二套接管 1424 的限位壁 14241 之间的距离限制。

即，头端段 142a 受外力作用朝向靠近主插入段 142b 的方向轴向移动时，第一套接管 1422 的近端部与第二主体管 1423 的远端部的间隔设置的结构限制其运动位移，头端段 142a 受弹性件 146 的回复力的作用朝向远离主插入段 142b 的方向轴向移动时，第一套接段 1422a 的远端部与第二套接管 1424 的限位壁 14241 之间的轴向间距限制头端段 142a 的运动行程，以对头端段 142a 进行限位保护，避免头端段 142a 与内窥镜安装组件用于安装视像管 14 的腔道受到损伤，具体地，避免视像管 14 的远端与光学视窗受到损伤。

可以理解的是，第一主体管 1421 与第一套接管 1422 的固定方式不限，第二主体管 1423 与第二套接管 1424 的固定方式不限，例如，胶粘、焊接等。

以第一主体管 1421 与第一套接管 1422 焊接配合、第二主体管 1423 与第二套接管 1424 焊接配合为例，结合图 6 简要说明本申请一实施例中的头端段 142a 与主插入段 142b 的安装过程。

安装时，先将第一套接管 1422 伸入第二套接管 1424 内，第一套接管 1422 的一部分留在第二套接管 1424 内，一部分穿出第二套接管 1424 的远端并伸入第一主体管 1421 的近端内侧，第一主体管 1421 与第一套接管 1422 伸入第一主体管 1421 内的结构进行焊接固定，如此，第一主体管 1421 与第一套接管 1422 形成头端段 142a，第一套接管 1422 未与第一主体管 1421 焊接的部分可以产生轴向移动，可以理解的是，第一主体管 1421 的近端部与第二套接管 1424 的远端部预留有间隙，以限定头端段 142a 的运动行程。将弹性件 146 置入第二套接管 1424 内，第二主体管 1423 远端的第一收缩段 1423a 伸入第二套接管 1424 内，将第二套接管 1424 与第一收缩段 1423a 焊接，如此，第二主体管 1423 与第二套接管 1424 形成主插入段 142b。

光学视窗的具体构造不限。一些实施例中，请参阅图 2、图 19 至图 21，

光学视窗包括入射透镜单元 134 和反射棱镜 135，反射棱镜 135 设置于视像套管 13 内，入射透镜单元 134 设置于视像套管 13 的端部且位于反射棱镜 135 的入光侧，入射透镜单元 134 用于接收外部光线并将外部光线折射聚集至反射棱镜 135，反射棱镜 135 用于通过反射作用将光线传输至视像通道 130 内的视像管 14 的入光部位。

入射透镜单元 134 可以是由一个或者多个凹透镜组合集成的单元，具体地，入射透镜单元可以是通过一个或者多个平凹透镜组合集成的单元。入射透镜单元 134 具有聚光作用，可扩大内窥镜 1 的观察视野。

内窥镜 1 工作时，人体或者动物体被观察部位反射的光线射入入射透镜单元 134，入射透镜单元 134 将接收到的光线折射聚集至反射棱镜 135，反射棱镜通过反射作用将光线传输至视像管 14 的入光部位，以使视像管 14 获取光信号。入射透镜单元 134 设置在视像套管 13 的端部，反射棱镜 135 在视像套管 13 内，便于视像管 14 获取良好的观察角度，并且充分利用视像套管 13 内的空间，无需扩大视像套管 13 的尺寸及插入管 110 的尺寸即可在视像套管 13 直径不变的情况下扩大入瞳直径，从而为视像管 14 获取高质量的光信号提供重要前提，增大视像管 14 的工作效率。

需要说明的是，在视像管 14 朝向反射棱镜 135 的投影中，视像管 14 的投影落入反射棱镜 135 的投影内，即，视像管 14 的入光部位的轮廓在反射棱镜 135 的出光部位的轮廓范围内，即，反射棱镜 135 的直径大于视像管 14 内部光学组件的直径，相对地，在视像套管 13 及视像管 14 的直径不变的情况下，光学视窗的直径能够增大，即，入射透镜单元 134 和反射棱镜 135 的直径能够增大，进而增加入射透镜单元 134 和反射棱镜 135 的有效耦合区域，从而增加入瞳直径，入射透镜单元 134 和反射棱镜 135 能够获取更大范围的人体或者动物体被观察部位的光线并汇聚传导至视像管 14 内，视像管 14 内部光学组件能够接收到的有效光线增加，使得视像管 14

获取的外部图像质量更高。

可以理解的是，装配时，入射透镜单元 134 和反射棱镜 135 可以通过卡接配合在一起，然后再与视像通道 130 的内侧壁通过粘接的方式固定连接，视像套管 13 的远端由反射棱镜 135 和入射透镜单元 134 密封，以使得视像套管 13 内部空间与外部空间完全隔离开来，从而使得插拔于视像通道 130 内的视像管 14 与人体或者动物体组织及液体完全隔离开来，便于视像管 14 获取外部图像。

一些实施例中，可以在插入管 110 的内壁的与凹透镜 134 的周向之间区域设置灌胶层，从而进一步地将入射透镜单元 134 粘接固定，防止入射透镜单元 134 意外脱落，确保视像通道 130 的密封效果，防止人体或者动物体内部液体进入视像套管 13 内，增加视像管 14 的工作可靠性。

一些实施例中，请参阅图 20 和图 21，反射棱镜 135 的出光面垂直于视像套管 13 的长度方向。

请参阅图 20，视像管 14 的远端面形成为直型平面，反射棱镜 135 的出光面垂直于视像套管 13 的长度方向，即反射棱镜 135 的出光面也形成为直型平面，便于视像管 14 的远端面与反射棱镜 135 的出光面紧密贴合，进一步使得视像管 14 获取高质量图像。

一些实施例中，请参阅图 20 和图 21，入射透镜单元 134 的远端面为倾斜面，入射透镜单元 134 朝向反射棱镜 135 的一侧形成有圆弧形凹槽 134a，圆弧形凹槽 134a 的表面为凹透镜 134 的出光面，反射棱镜 135 的入光面 135a 覆盖圆弧形凹槽 134a。

可以理解的是，圆弧形凹槽 134a 即为入射透镜单元 134 与反射棱镜 135 的耦合区域。

入射透镜单元 134 的远端面为倾斜面，即视像套管 13 的远端面为倾斜面，可以扩大观察范围，便于视像管 14 获取图像，操作者可减少对内窥镜

1 进行挑”或者“撬”之类的调节操作，便能获取合适的观察角度。

反射棱镜 135 的入光面 135a 覆盖圆弧形凹槽 134a，人体或者动物组织内的漫反射光线射入入射透镜单元 134，入射透镜单元 134 可将射入的光线折射汇聚传导至反射棱镜 135 的入光面 135a，从而经过反射作用被视像管 14 接收，降低光线损失的几率，增加内窥镜 1 的工作可靠性。

反射棱镜 135 可以为全反射棱镜，通过全反射作用将光线无损失地传导至视像管 14，进一步增加视像管 14 能够接收到的有效光线。

反射棱镜 135 实现反射的方式不限。一些实施例中，请参阅图 20 和图 21，反射棱镜 135 至少具有面对面设置的第一反射面 135b 和第二反射面 135c，第一反射面 135b 倾斜朝向圆弧形凹槽 134a，第二反射面 135c 位于第一反射面 135b 的出光侧，使得从圆弧形凹槽 134a 出射的光线依次经过第一反射面 135b 和第二反射面 135c 的反射后出光，或者，再经一次或多次光处理后出光。

可以理解的是，第一反射面 135b、第二反射面 135c 可以采用光学镀膜，也就是说，第一反射面 135b、第二反射面 135c 所对应的反射棱镜 135 的外表面进行光学镀膜，如此，实现第一反射面 135b、第二反射面 135c 的反射作用。

具体地，人体或者动物体被观察部位的光线射入入射透镜单元 134，经过圆弧形凹槽 134a 折射汇聚至第一反射面 135a，然后经第一反射面 135b 反射至第二反射面 135c 反射后出光，或者再经一次或者多次光处理后被视像管 14 接收，光处理可以为反射、汇聚、散射等。

需要说明的是，第一反射面 135b 和第二反射面 135c 面对面设置，第一反射面 135b 倾斜朝向圆弧形凹槽 134a，也就是说，第二反射面 135c 背向圆弧形凹槽 134a 设置，如此，经圆弧形凹槽 134a 发散后的光线必须先经第一反射面 135b 反射后才能被第二反射面 135c 接收。

可以理解的是，第一反射面 135b、第二反射面 135c 倾斜于视像套管 13 的长度方向设置，如此，便于使得人体或者动物体被观察部位光线被入射透镜单元 134 折射汇聚后能够经反射作用改变方向，以接近于平行光的方式被视像管 14 接收，降低人体或者动物体被观察部位光线经反射后进入视像管 14 的接收盲区的几率，减少光线损失，增加入射透镜单元 134 和反射棱镜 135 的工作可靠性，并且，内窥镜 1 通过旋转插入管 110 就能够改变视角，方便内窥镜 1 旁视，从而提高视像管 14 的工作效率，便于检查和手术。

一些实施例中，请参阅图 4 至图 6，头端段 142a 的远端集成有光学部件 145 和光电转换部件 144，光电转换部件 144 用于将光学部件 145 的光信号转换为电信号，视像管 14 包括信号线 147，信号线 147 设于芯管 142 内，并沿芯管 142 的长度方向延伸，信号线 147 的远端与光电转换部件 144 相连。

光学部件 145 可以是一个或者多个透镜，用于将光线汇聚传导至光电转换部件 144。

光电转换部件 144 用于将光学部件 145 的光信号转换为图像电信号。光电转换部件 144 可以是 CCD（Charge coupled Device，电荷耦合元件）或 CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor，互补金属氧化物半导体），还可以是其他类型，在此不做限制。

可以理解的是，光电转换部件 144 获取光信号，生成图像信号并传输。并且，内窥镜 1 可以通过图像处理板对原始的图像信号进行处理，例如对图像进行除噪点、修正广角畸变、提高对比度、消除红眼现象等，以使得图像的质量更好，然后将处理过后的图像传出。图像处理板的设置位置不限，可以是设置在视像管 14 上，可以是在手柄组件 10 内部，也可以是设置在外部设备上，只要能对图像进行处理即可。一些实施例中，视像管 14

的尺寸较小，信号传输路径相对较短，图像处理板可设置于外部设备上。

视像管 14 的与外部设备的信号传递方式不限，可以是有线传递，也可以是无线传递。

一些实施例中，请参阅图 2 至图 5，视像管 14 包括盘部 141，盘部 141 与芯管 142 的近端相连，盘部 141 包括盘体 1410 以及沿盘体 1410 朝向靠近头端部 142a 的方向突出的突出部 1411，突出部 1411 的远端设有多个第一电气端子 143，信号线 147 的近端与第一电气端子 143 电连接。

一些实施例中，请参阅图 7 至图 9，盘部 141 盖设于视像套管 13 的近端端部，盘部 141 包括盘体 1410 以及朝向视像套管 13 的方向突出于盘体 1410 的突出部 1411，第一电气端子 143 集成于突出部朝向视像套管 13 的一侧，第一电气端子 143 与光电转换部件 144 建立导电路径，并且光电转换部件 144 转换的电信号通过信号线 147 传递至第一电气端子 143。

视像套管 13 具有多个第二电气端子 133，第一电气端子 143 与第二电气端子 133 可分离地导电连接，内窥镜安装组件包括用于与外部设备交互的数据交换接口 1a，数据交换接口 1a 与第二电气端子 133 电气导通。

内窥镜 1 工作时，人体或动物体内被观察部位反射的光线通过光学视窗汇聚传导至光学部件 145，光学部件 145 将传入的光线进一步处理汇聚后传导至光电转换部件 144，光电转换部件 144 将光学信号转换为图像电信号，图像电信号通过信号线 147 传递至第一电气端子 143、第二电气端子 133，进而传递至数据交换接口 1a，然后可在外部设备上显示图像，从而获取被观察组织的清晰图像，以便诊断、治疗以及进行相应手术操作。第一电气端子 143 和第二电气端子 133 的连接方式不限。

请参阅图 7 至图 9，视像套管 13 的近端穿出手柄组件 10 的近端部，视像套管 13 的近端端部具有凹部 13b 和视像插拔口 13a，视像套管 13 的近端端部朝向靠近插入管 110 的方向凹陷形成凹部 13b，第二电气端子 133 设置

于凹部 13b 的远端并且第二电气端子 133 沿视像管 14 的插拔方向贯穿凹部 13b 的槽壁。

第二电气端子 133 的一端裸露于凹部 13b 内，以与第一电气端子 143 导电配合，另一端伸入手柄组件 10 内的空间中，以便于通过连接线与数据交换接口 1a 电连接，突出部 1411 伸入并固定于凹部 13b 内，也就是说，第一电气端子 143 和第二电气端子 133 沿视像管 14 的插拔方向进行导电连接。

如此，第二电气端子 133 既不会影响视像管 14 与视像套管 13 的插拔配合，其与数据交换接口 1a 的连接也不需与视像管 14 直接接触。

需要说明的是，视像管的插入方位亦会影响视像管 14 图像的获取，如果视像管插入时发生旋转或者偏转，会影响视像管获取正常方位的图像，因此，本申请实施例中，视像管 14 的突出部 1411 与视像套管 13 的凹部 13b 配合，可在视像管 14 插入视像套管 13 时起到限位定向作用，增加视像管 14 插入的可靠性，防止视像管 14 以任意旋转角度插入视像套管 13 内，影响成像。

可以理解的是，突出部 1411 的周向表面具有一定的锥度，沿靠近凹部 13b 的方向，突出部 1411 的横截面积逐渐减小，凹部 13b 对应于突出部 1411 的部位也具有一定锥度，沿近端至远端的方向，凹部 13b 的横截面积也逐渐减小，如此，在突出部 1411 与视像套管 13 上的凹部 13b 配合时，突出部 1411 和凹部 13b 的渐变结构能够便于视像管 14 的插拔，且突出部 1411 的周向表面能够与凹部 13b 的内壁紧密贴合，便于视像管 14 的限位定向，防止视像管 14 以任意角度发生旋转。另外，在视像管 14 插入视像套管 13 时，突出部 1411 也能够和位于其远端的头端段 142a 以及主插入段 142b 一起定位固定视像管 14，进一步增加视像管 14 的定位可靠性。

可以理解的是，突出部 1411 和凹部 13b 都具有一定锥度，和/或视像套

管 13 的近端和视像管 14 的近端其它结构具有一定锥度，从而在视像管 14 装配时，对视像管 14 起到定位作用。示例性地，视像管 14 在外力作用下插入视像通道 130 内，弹性件 146 受压收缩，当突出部 1411 与凹部 13b 紧密配合时，此时突出部 1411 在外力作用下无法再向远端进行移动，视像管 14 的近端能够在突出部 1411 与凹部 13b 的配合下实现周向定位和轴向定位。而在外力无法推动视像管 14 前进时，弹性件 146 能够释放其弹性势能，从而推动头端段 142a 与光学视窗进行自适应贴合。突出部 1411 与凹部 13b 的配合还能够降低视像管 14 过度插入视像套管 13 而造成视像管 14 和光学视窗受损的几率，增加视像管 14 的自适应长度调节可靠性。

突出部 1411 的形状不限，示例性地，请参阅图 15，突出部 1411 的横截面大致呈月牙状，在视像管 14 与视像套管 13 进行插拔配合时，既能够与凹部 13b 配合限位定向，也不影响芯管 142 插入视像套管 13 内。

视像管 14 与手柄组件 10 的配合方式不限，例如卡接、螺纹连接等。

示例性地，请参阅图 7 至图 9，内窥镜安装组件包括端盖 15，手柄组件 10 的近端端面设置有第一卡接部 103，端盖 15 罩设于盘部 141 周围，即盘部 141 容纳于端盖 15 内部，端盖 15 的周向表面设置有第二卡接部 151，第一卡接部 103 与第二卡接部 151 可拆卸地卡接，以将盘部 141 抵靠在视像套管 13 的近端部上。

具体地，将视像管 14 插入视像套管 13 内，盘部 141 位于视像套管 13 的近端一侧，再将端盖 15 罩设在盘部 141 周围，通过旋转端盖 15 使得第一卡接部 103 和第二卡接部 151 卡接配合，端盖 15 的端面对盘部 141 施加朝向远端的作用力，进而将盘部 141 抵紧在视像套管 13 的端部，防止视像管 14 脱出或者松动。

第一卡接部 103 和第二卡接部 151 使得手柄组件 10 与视像管 14 的拆装更简便，便于医护人员的操作，提升操作便捷性，节约手术准备时间，

此外，也无需在视像管 14 上设置用于与手柄组件 10 相连的连接结构，使得盘部 141 的结构更加简单。

插入管组件 11 的具体构造不限，示例性地，请参阅图 2 和图 14，插入管组件 11 包括固定支架 111 和灌胶层 112，固定支架 111 与插入管 110 的内壁连接，固定支架 111 形成有第一孔 111a 和第二孔 111b，工作通道管 12 约束于第一孔 111a 内，视像套管 13 约束于第二孔 111b 内，以将工作通道管 12 的远端和视像套管 13 的远端固定在插入管 110 内部。

需要说明的是，第一孔 111a 与第二孔 111b 的形状不限，只要可以使得工作通道管 12 的远端和视像套管 13 的远端固定在插入管 110 内部即可，例如，第一孔 111a 和第二孔 111b 可以为圆形，如此，对工作通道管 12 和视像套管 13 的约束更强，提高固定支架 111 的固定效果。

固定支架 111 可以将工作通道管 12 和视像套管 13 的远端可靠地固定在插入管 110 内部，简单有效的对视像套管 13 和工作通道管 12 之间的相对位置进行了定位，且也对视像套管 13 和工作通道管 12 的远端起到支撑作用，避免视像套管 13 和工作通道管 12 在插入管 110 中形成悬臂支撑形态，工作通道管 12 和视像套管 13 之间不会发生干涉，降低内窥镜 1 在摆动过程中而导致视像套管 13 和工作通道管 12 晃动，增加了内窥镜 1 的工作稳定性。

一些实施例中，请参阅图 16，固定支架 111 的周向外表面的一部分朝向远离插入管 110 的内壁的方向凹陷形成凹陷区，凹陷区与其相对的插入管 110 的内壁围出出液口 110a，出液口 110a 与自由空间连通。

外部流体可经进液通道、自由空间从出液口 110a 流向人体或动物体，使得插入管 110 内的自由空间得到合理应用，又不会增大插入管 110 的外径，使得内窥镜 1 的端部直径较小。

出液口 110a 的数量可以为一个，也可以是多个，例如，出液口 110a

的数量为两个，增加外部流体流向人体或动物体的速度，提高内窥镜 1 的工作效率。

固定支架 111 的具体构造不限，一些实施例中，请参阅图 14 至图 18，固定支架 111 包括两个分体设计的安装块 1111，工作通道管 12 和视像套管 13 沿第一方向排列，两个安装块 1111 沿第二方向相对设置并合围出第一孔 111a 和第二孔 111b，其中，第一方向和第二方向垂直。两个安装块 1111 的构造，便于从工作通道管 12 和视像套管 13 的两侧夹住工作通道管 12 和视像套管 13，保障固定支架 111 能够有效地与工作通道管 12 和视像套管 13 接触，提升固定支架 111 的定位可靠性。

需要说明的是，第一方向和第二方向可以是任意方向，只要使得第一方向和第二方向垂直即可。具体地，第一方向指的是工作通道管 12 的中心和视像套管 13 的中心的连线方向。

装配时，可以将工作通道管 12、视像套管 13 以及安装块 1111 通过胶粘连接在一起，形成一个预装整体，再将该预装整体置入插入管 110 中。

一些实施例中，请参阅图 14 至图 18，安装块 1111 朝向插入管 110 的内壁的外周向表面具有弧形表面，弧形表面与插入管 110 的内壁贴合，插入管 110 对安装块 1111 起到支撑作用，且插入管 110 与安装块 1111 的连接更加紧密。

示例性地，安装块 1111 与插入管 110 的内壁可以采用胶粘的方式固定在一起。

一些实施例中，请参阅图 2 和图 15，内窥镜安装组件包括线缆 16 以及用于为视像管 14 的视场提供照明的发光器 17，线缆 16 的一端与发光器 17 电连接，另一端延伸至手柄组件 10。

发光器 17 设置于插入管 110 的远端，具体地，设置于固定支架 111 的远端面。

线缆 16 用于为发光器 17 传输电能，视像管 14 的视场所需的光照由发光器 17 提供，也就是说，该实施例中，视像管 14 无需集成发光器 17，可以节约发光器 17 所需的安装尺寸，减小对视像管 14 的尺寸要求。

线缆 16 的布置方式不限。

一些实施例中，请参阅图 14 至图 18，固定支架 111 设有沿插入管 110 的轴向贯穿固定支架 111 的贯穿孔 111c，线缆 16 穿过贯穿孔 111c 并与发光器 17 连接，插入管 110 的内侧壁、工作通道管 12 的外壁与视像套管 13 的外壁的相邻位置形成有三角区域，线缆 16 布置在三角区域。

需要说明的是，线缆 16 与发光器 17 不会伸入视像套管 13 以及工作通道管 12 内，不会对视像管 14 和手术器械的工作造成影响，线缆 16 充分利用插入管 110 内的自由空间，使得内窥镜安装组件的整体结构更加紧凑。

发光器 17 的具体结构不限。

一些实施例中，请参阅图 17，发光器 17 包括电路板 171 以及集成于电路板 171 上的发光芯片 172，电路板 171 贴附于固定支架 111 的远端面。

发光芯片 172 的类型不限，任何可以发光的部件均可作为发光芯片 172 使用，例如，发光二极管等，例如，发光芯片 172 为发光二极管，体积小、使用寿命长、高亮度、低热量。

发光芯片 172 的数量不限，可以是一个，也可以是多个，例如，可以将发光芯片 172 均匀设置在视像管 14 四周，以形成无影灯的效果，不会造成视觉盲区，避免因脏器内壁的褶皱产生阴影，影响诊断或者手术操作。

电路板 171 可以为柔性电路板 171（英文全称为 Flexible Printed Circuit，简称 FPC），发光芯片 172 可以通过表面组装技术安装于柔性电路板 171 上，然后再将柔性电路板 171 安装于固定支架 111 的远端面，同时将柔性电路板 171 与线缆 16 连接，线缆 16 可以与外部接口连接实现对发光器 17 的供电，例如，一些实施例中，线缆 16 与数据交换接口 1a 电连接，发光器 17

通过数据交换接口 1a 获取电能，进而实现照明，也就是说，数据交换接口 1a 可以是内窥镜 1 的数据和电源的集成接口，用于为内窥镜 1 内的用电器件提供电源接入。

可以理解的是，发光器 17 与外部空间绝缘设置，例如，发光器 17 与插入管 110 内的自由空间绝缘设置，防止人体或者动物体触电。

电路板 171 和发光芯片 172 的表面包覆有灌胶层 112，灌胶层 112 能够将电路板 171 及其电子器件与人体或动物体内环境进行电气绝缘，防止人体或动物体触电；此外，也使得电路板 171 和发光芯片 172 不会与人体或动物体内的液体直接接触，防止影响发光部件等器件的寿命和性能。

灌胶层 112 的具体构造不限，示例性地，灌胶层 112 的构造为：向固定支架111的远端面与插入管110的内侧壁以及光学视窗的外侧壁之间围设的区域灌胶而形成，灌胶层 112 的外表面形成插入管 110 的远端面的至少一部分。

灌胶层 112 一方面将插入管 110、固定支架 111、工作通道管 12、视像套管 13 远端面固定在一起，另一方面，灌胶层 112 起到填平作用，将插入管110的内侧壁与固定支架111的远端面以及光学视窗的外侧壁之间的区域填平，灌胶层 112 的外表面形成为插入管 110 的远端面的至少一部分，从而使得工作通道管 12 远端面、视像套管 13 远端面以及插入管组件 10 的远端面平齐，视像套管 13 和工作通道管 12 的端部不会突出至插入管 110 外，防止视像套管 13 以及工作通道管 12 的远端尖锐部位触碰甚至伤害人体或者动物体组织。

视像套管 13 的成型方式不限，可以是一体式成型结构，也可以是分体式结构，示例性地，请参阅图 9 和图 10，视像套管 13 包括管套和光学视窗，管套的远端开放，光学视窗封闭管套的远端部，灌胶层 112 环绕于光学视窗的周向和插入管 110 的内壁之间。

可以理解的是，光学视窗的设置使得视像套管 13 的远端处于透明封闭状态，以免视像管 14 与人体或动物体内部组织接触，增加消毒成本，并且，视像管 14 的头端段 142a 能够在外力作用下朝向主插入段 142b 移动，并能够在弹性件 146 的回弹力作用下产生朝向远离主插入段 142b 的方向运动的趋势，也为头端段 142a 与光学视窗的轴向对准提供驱动，头端段 142a 的周向受限于视像通道 130 周向内表面，从而使得视像管 14 的远端部能够可靠地抵靠在光学视窗的内表面上并与光学视窗的内表面保持适度贴合，使得视像管 14 能够可靠地获取人体或动物体内部图像，视像管 14 无需依靠其他辅助措施就能抵靠在光学视窗的内表面上，获取人体或动物体内部组织影像，视像管 14 后续可直接从视像通道 130 内取出，且不会对视像管 14 自身造成损伤。

可以理解的是，灌胶层 112 环绕于光学视窗的周向和插入管 110 的内壁之间，即灌胶层 112 不会对观察视野产生影响，也不会妨碍视像管 14 对图像的采集。

灌胶层 112 将光学视窗、固定支架 111、插入管 110 粘接固定在一起，形成为一个整体，使得插入管 110 的远端的稳定性更强，另外，灌胶层 112 也可以防止光学视窗脱落并且防止人体或者动物体内部组织液渗透进管套内，影响视像管 14 的正常工作。

以下，结合图 2、图 9 至图 18 对插入管组件 11 与工作通道管 12、视像套管 13 的装配过程进行简要阐述。

将工作通道管 12 和视像套管 13 分别装入插入管 110 内，将与插入管 110 的内侧壁、视像套管 13 的外壁、工作通道管 12 的外壁贴合的两个安装块 1111 的周向侧壁涂覆胶水，再分别将两个涂胶后的安装块 1111 装入插入管 110 内以固定工作通道管 12 和视像套管 13，并且可以由治具辅助定位插入管 110、工作通道管 12 以及视像套管 13，还可以通过治具确定固定支架

111 的插入深度具体地，将治具设置于插入管 110 内，固定支架 111 的插入深度确认后，待胶水固化后，可将治具从插入管 110 靠近手柄组件 10 的一端取出。

发光器 17 设置于固定支架 111 的远端面上，具体地，可使用胶粘的方式将发光器 17 固定于固定支架 111 的远端面，发光器 17 与线缆 16 连接，发光器 17 本身及发光器 17 与线缆 16 的连接处与外界绝缘设置，线缆 16 从固定支架 111 上的贯穿孔 111c 穿出延伸至手柄组件 10 内，可以采用胶封的方式将线缆 16 的远端固定在贯穿孔 111c 处，降低线缆 16 后续窜动的可能性，以及降低插入管 110 内的自由空间内流体进入固定支架 111 的几率。完成视像套管 13 远端部的光学视窗的装配后，可向固定支架 111 的远端面与插入管 110 的内侧壁以及光学视窗的外侧壁之间围设的区域灌胶形成灌胶层 112，进一步将发光器 17 固定在固定支架 111 的远端面上，并进一步密封固定视像套管 13、工作通道管 12 以及插入管 110 的远端。

可以理解的是，灌胶前，在工作通道管 12 的远端插入专用治具封闭出口 12a，防止灌胶进入工作通道管 12 内，待灌胶层 112 固化后，取出专用治具即可。

视像套管 13 的管套的具体构造不限。

一些实施例中，请参阅图 7 至图 10，管套包括沿长度方向相互连接的第一视像套管 131 和第二视像套管 132，第一视像套管 131 的近端在手柄组件 10 上形成视像插拔口 13a，第一视像套管 131 具有第一视像通道 1311，第二视像套管 132 的近端伸入并固定于第一视像通道 1311 内，另一端穿入于插入管 110 内。

视像管 14 通过视像插拔口 13a 穿过第一视像套管 131 再穿过第二视像套管 132 穿入插入管 110 内，即视像管 14 始终不会与插入管 110 产生接触。第一视像通道 1311 的横截面积沿近端至远端的方向逐渐减小，起到导向定

位作用，便于视像管 14 的插入，也可使得第二视像套管 132 更好地固定于第一视像通道 1311 内。

插入管 110 与手柄组件 10 的连接方式不限，可以是直接连接，也可以是通过其他部件连接在一起。一些实施例中，请参阅图 7 至图 10，内窥镜安装组件包括接头部 18，手柄组件 10 具有安装口 10a，接头部 18 可旋转地穿设于安装口 10a 中，插入管 110 的近端密封插入接头部 18 并固定于接头部 18 内。如此，以便于接头部 18 带动插入管 110 旋转以对插入管 110 的方位进行调整。

接头部 18 的具体结构不限。一些实施例中，请参阅图 7 至图 10，接头部 18 具有流道 181，插入管 110 的端部伸入流道 181 内，内窥镜安装组件包括进液管 19，进液管 19 的一端用于引入外部流体，另一端连接于流道 181 的入口，也就是说，流道 181 连通进液管 19 的末端和插入管 110 的近端的自由空间，流道 181 和进液管 19 内的空间共同限定进液通道的至少一部分。

外部流体经进液管 19 流入流道 181，再经插入管 110 的自由空间从出液口 110a 流入人体或动物体内，如此，外部流体利用插入管 110 内未被占用的自由空间流入人体或动物体，使被观察部位充液膨大，例如，向子宫充水，便于视像管 14 更好的观察，无需额外在插入管 110 内设置进液管道，减小对插入管 110 外径的要求，对自然腔道或者微创切口孔径要求小，提高内窥镜 1 的诊疗效率，减小对患者或者动物体的损伤。

进液管 19 引入外部流体的方式不限，例如，请参阅图 2，进液管 19 的进液管 19 设置有进水阀门 23，可以根据实际使用需要启动或者停止向人体或者动物体引入外部流体。

一些实施例中，请参阅图 2、图 7，手柄组件 10 包括手柄 101 和设置于手柄 101 底侧的手把 102，工作通道管 12 和视像套管 13 沿手柄 101 的长

度方向延伸，安装口 10a 设置于手柄 101 靠近插入管 110 的一端，接头部 18 的至少一部分设置于手柄 101 的远端内侧，如此，便于接头部 18 带动插入管 110 旋转调整方位，并且不与其组件发生剐蹭。

进液管 19 远离接头部 18 的一端沿手把 102 延伸至手把 102 远离手柄 101 的一端，可以避免在使用过程中对操作者产生干扰。

一些实施例中，请参阅图 2、图 7，内窥镜安装组件包括设置于手柄组件 10 外的转盘 20，转盘 20 套设于插入管 110 外周侧，转盘 20 可转动地罩设在接头部 18 的周围且与接头部 18 可拆卸地固定在一起。

即，转盘 20 可以带动接头部 18 转动，从而带动插入管 110 转动，使用时，操作者可以通过旋转转盘 20 带动插入管 110 以及设置于插入管 110 内的视像套管 13、视像管 14 等组件旋转，可以满足对内窥镜 1 的方位调整需求以及手术视野调整需求。

接头部 18 与转盘 20 的连接方式不限，例如，接头部 18 可以与转盘 20 通过螺钉固定在一起。

一些实施例中，请参阅图 2、图 7 和图 22，内窥镜安装组件包括转接部 21 和排液管 22。

转接部 21 固定于手柄组件 10 上。转接部 21 与手柄组件 10 的固定方式不限，例如，请参阅图 2 至图 7，手柄组件 10 的近端端部设置有通孔 10b，转接部 21 穿过通孔 10b 固定在手柄组件 10 的近端。

请参阅图 2 和图 22，转接部 21 包括对接的第一转接套 211 和第二转接套 212，第一转接套 211 的远端设置有插接腔 211a，第二转接套 212 的近端插入插接腔 211a，第二转接套 212 的部分周向表面与插接腔 211a 的内壁之间形成有空腔区域 2111，对应于空腔区域 2111 的插接腔 211a 的侧壁上设有转接口 211b。

工作通道管 12 的近端伸入并固定于第二转接套 212 的远端内部，且与

空腔区域 2111 连通。如此，手术器械能够经空腔区域 2111 伸入工作通道管 12 内进行手术操作，手术器械的伸入不会与其他组件发生干涉，便于操作。

工作通道管 12 与第二转接套 212 的配合方式不限，第二转接套 212 具有第二轴孔 212a，工作通道管 12 的近端固定于第二轴孔 212a 内部。工作通道管 12 与第二轴孔 212a 的固定方式不限，例如，包括但不限于胶粘。

排液管 22 的一端与转接口 211b 连通，用于引出来自工作通道管 12 的流体。

可以理解的是，为了满足病灶观察或者手术需求，插入管 110 的直径应尽可能的小，以减少对人体或者动物体的损伤。

本申请实施例中，排液管 22 通过转接部 21 与工作通道管 12 连通，排液管 22 不设置在插入管 110 的内部，使用工作通道管 12 即可将人体或者动物体内的液体引出，无需在插入管 110 内额外设置单独的排液管道，不占用插入管 110 的空间，对于自然腔道或者微创切口的孔径要求小，增加内窥镜 1 的工作可靠性。

具体地，当插入管 110 经人体或者动物体自然腔道置入时，较小的插入管 110 的直径，可以减少辅助扩展工具的使用，有效减少对人体或者动物体腔道的损伤；当插入管 110 自微创切口置入时，较小的插入管 110 的直径可以有效减少造口大小，降低对患者或者动物的损伤，为其快速痊愈创造条件。

排液管 22 引出人体或动物体内的液体方式不限，示例性地，在排液管 22 远离工作通道管 12 的一端可以外接负压设备，在需要抽吸时，负压设备产生负压，进而使得工作通道管 12 产生负压，便于将需要抽吸的液体抽吸出来。

具体地，在本申请实施例中，手术过程中如需抽吸排液，排液管 22 外接负压设备以产生负压，人体或者动物体内的液体经工作通道管 12 后在转

接部 21 内换向从转接口 211b 流出，进而从排液管 22 流出。

请参阅图 22，第二转接套 212 的近端的内部形成有朝向第一转接套 211 的方向扩张的扩张段 2121。

手术器械能够经空腔区域 2111、扩张段 2121 进入工作通道管 12 以进行手术操作。

需要说明的是，在使用内窥镜 1 进行手术或者检查时，如需要在操作手术器械的同时进行抽吸排液，部分人体或者动物体内的液体可能会非预期的沿着工作通道管泄露（流出或洒出），而非完全可控的经排液管排出。并且，非预期的从工作通道泄露的液体可能会将病原体意外转移至手术者或者污染手术环境，甚至会给患者或者动物体带来感染的风险。

因此，本申请实施例中，扩张段 2121 增大流道的有效容积，人体或动物内的液体流经扩张段 2121 时，流速减小，静压增大，在抽吸排液时，外部负压设备产生的负压正好引导静压增强后的人体或者动物体内部液体更趋向于沿扩张段 2121 朝向转接口 211b 流动，进而从排液管 22 流出。

本申请实施例提供的内窥镜安装组件，排液管 22 设置在插入管 110 外，人体或者动物体内的液体经工作通道管 12 后在转接部 21 内换向从转接口 211b 流出，进而从排液管 22 流出，如此，无需在插入管 110 内额外设置单独的排液通道，不占用插入管 110 的空间，减小对插入管 110 的外径的要求，对于自然腔道或者微创切口的孔径要求小。转接部 21 内扩张段 2121 与空腔区域 2111 以及插接腔 211a 连通，使得流道的有效容积迅速增大，人体或者动物体内的液体流经扩张段 2121 时，流速减小，静压增大，使得人体或者动物体内部液体能够更集中地流向转接口 211b，降低人体或者动物体内部液体从空腔区域 2111 的近端端部泄露的几率；并且，扩张段 2121 可以扩大手术器械的插入空间，降低手术器械置入死角的几率。

一些实施例中，请参阅图 22，沿远离工作通道管 12 的方向，扩张段

2121 的横截面积依次增大。

流体的流速受流量和流通面积的影响，流体流量不变时，流通面积增大，流体的流速就会减小。扩张段 2121 的横截面积依次增大，即流体的流通面积增大，流体的流速减小，流体的流动稳定性增强，便于扩张段 2121 引导流体集中流向转接口 211b。

具体地，排液时，人体或者动物体的内部液体经工作通道管 12 流向扩张段 2121 时，扩张段 2121 使得人体或者动物体的内部液体流通面积增大，流速减小，静压增大，从而使得人体或者动物体内部液体更集中地流向转接口 211b，进而从排液管 22 排出，进一步降低人体或者动物体内部液体从空腔区域 2111 的近端端部泄露的几率。扩张段 2121 的横截面积依次增大也便于手术器械的插入，降低手术器械置入死角的几率。

一些实施例中，请参阅图 22，第二转接套 212 包括密封轴段 2122，密封轴段 2122 的周向表面与插接腔 211a 密封过盈配合。实现第一转接套 211 和第二转接套 212 的密封连接，流体不会从第二转接套 212 内漏出。

可以理解的是，密封轴段 2122 的周向表面涂覆有胶粘剂，并与插接腔 211a 进一步粘接，以实现第二转接套 212 与第一转接套 211 的固定连接，从而增加第一转接套 211 与第二转接套 212 的连接稳固度，人体或动物体内部液体不会经空腔区域 2111 从密封轴段 2122 的周向表面漏出。

密封轴段 2122 的轴端面 2122a 与插接腔 211a 面向轴端面 2122a 的腔端面 211c 间隔设置，转接口 211b 设置于轴端面 2122a 和腔端面 211c 之间的周向侧壁的底部。轴端面 2122a 与腔端面 211c 间隔设置，也能够扩大容量，从而增加人体或者动物体的内部液体的流通面积，如此，更有利于人体或动物体内部液体顺畅地从转接口 211b 流出。

一些实施例中，请参阅图 22，第二转接套 212 包括连接于密封轴段 2122 的近端的收缩轴段 2123，收缩轴段 2123 的外径小于密封轴段 2122 的外径，

扩张段 2121 从密封轴段 2122 的内部延伸至收缩轴段 2123 的近端端面。

如此，一方面增大扩张段 2121 的延伸空间，从而增大人体或者动物体内部液体的流通面积，另外，也增大了扩张段 2121 朝向转接口 211b 的一侧的外部空间的容量，具体地，增大了空腔区域 2111 的容量，如此，扩张段 2121 与空腔区域 2111 连通，人体或动物体内部液体从扩张段 2121 流出后，也能够进入较大的空间，进一步增大人体或者动物体内部液体流经扩张段 2121 和空腔区域 2111 的流通面积，增大流经扩张段 2121 和空腔区域 2111 的人体或者动物体内部液体的静压，并且，也能够增大转接口 211b 的口径，从而更利于人体或者动物体内部液体集中地从转接口 211b 流向排液管 22。

一些实施例中，请参阅图 22，第一转接套 211 具有第一轴孔 211d，插接腔 211a 位于第一轴孔 211d 的远端，插接腔 211a 的内径大于第一轴孔 211d 的远端的内径，两者的交界处形成腔端面 211c，第一转接套 211 具有环台 2112，环台 2112 位于插接腔 211a 内且环绕第一轴孔 211d 的远端部，环台 2112 与插接腔 211a 的周向侧壁间隔设置。

可以理解的是，如需手术器械进行手术操作时，手术器械能够从第一轴孔 211d 的近端伸入，并经空腔区域 2111、扩张段 2121 进入工作通道管 12，进而进行手术操作。

环台 2112 的设置，一方面，进一步扩大转接部 21 内人体或动物体内部液体从扩张段 2121 流出后的流通空间，具体地，进一步扩大空腔区域 2111 的容量，便于人体或者动物体内部液体集中地从转接口 211b 流向排液管 22；另一方面，环台 2112 也便于从第一轴孔 211d 插入手术器械时，手术器械准确地经空腔区域 2111 插入第二轴孔 212a，从而进入工作通道管 12 进行工作，降低因空腔区域 2111 的空间太大而使得手术器械插入时顶到死角无法插入工作通道管 12 内的几率。因此，环台 2112 在保证空腔区域 2111 的

容量尽可能大的同时，也不会影响手术器械的正常插入。

一些实施例中，请参阅图 22，环台 2112 的端面和收缩轴段 2123 的端面间隔设置，便于手术器械的正常伸入，并且减小流体从空腔区域 2111 近端端部流入第一轴孔 211d 的风险。

一些实施例中，请参阅图 2、图 5 和图 22，内窥镜包括旋盖 24，旋盖 24 可拆卸地盖设于第一转接套 211 的近端，旋盖 24 包括盖体 241 以及从盖体 241 内部朝向第一转接套 211 突出的凸起 242，凸起 242 伸入第一轴孔 211d 内并密封第一轴孔 211d。

在未使用手术器械时，凸起 242 密封第一轴孔 211d，第一轴孔 211d 呈密封状态，人体或者动物体内部液体不会从第一轴孔 211d 流出，避免造成污染，影响正常手术操作。

在使用手术器械时，第一轴孔 211d 呈打开状态，如果同时需要排液，此时，手术器械可仍然停留在工作通道管 12 内，排液管 22 外接的负压设备产生负压，人体或者动物体内部液体经工作通道管 12、扩张段 2121、空腔区域 2111 集中地从转接口 211b 流向排液管 22，而不会经第一轴孔 211d 流出造成污染，从而实现边使用手术器械边排液的目的，增加内窥镜 1 的工作效率。

凸起 242 的材质不限，只要能够密封第一轴孔 211d 即可。示例性地，凸起 242 可以为医用塑料件。另一些实施例中，凸起 242 和盖体 241 可同为医用塑料件，一体成型，即，旋盖 24 可形成为一体式成型结构。

一些实施例中，请参阅图 22，从近端至远端的方向，第一轴孔 211d 的横截面积连续减小。

在凸起 242 伸入第一轴孔 211d 的过程中，第一轴孔 211d 的横截面积连续减小，使得凸起 242 固定在第一轴孔 211d 内，实现对第一轴孔 211d 的密封，增加旋盖 24 与第一转接套 211 的配合度和稳定性。

此外，第一轴孔211d的缓慢收缩结构也便于手术器械置入且降低手术器械插入死角的几率，第一轴孔211d的近端开口大，便于手术器械的置入，第一轴孔211d的远端开口小，且正对扩张段2121的近端开口，扩张段2121的近端开口大，如此，降低手术器械插入死角的几率，手术器械从第一轴孔211d的远端开口伸出后可顺畅地进入扩张段2121的近端开口，从而伸入工作通道管12内进行手术操作。

需要说明的是，手柄组件10的近端端部具有圆盘，通孔10b设置于圆盘上，在转盘20转动时，接头部18转动，会带动插入管110转动，同时也会带动圆盘转动，也就是说，在转盘20转动的时候，接头部18、转接部21、插入管110、视像套管13、视像管14都会转动，以便于对内窥镜1的方位调整及手术视野调整。

排液管22的设置方式不限，一些实施例中，请参阅图7，排液管22远离转接部21的一端沿手把102延伸至手把102远离手柄101的一端，可以避免在使用过程中对操作者产生干扰。

排液管22与转接口211b的连通方式不限，可以是直接连通，也可以是通过其他组件实现连通。

一些实施例中，请参阅图2和图22，内窥镜安装组件包括转接头213，转接头213内部形成有相互连通的第一转接腔213a和第二转接腔213b，第一转接腔213a和转接口211b连通，第二转接腔213b与排液管22靠近手柄101的一端连通，第一转接腔213a沿手把102的长度方向设置，第二转接腔213b沿手柄101的长度方向设置。

可以理解的是，如果排液管22直接连接转接口211b，而转接口211b与手柄组件10的内壁之间的距离较小，则会使得排水管22与转接口211b的连接空间不够，不便于实现排水管22与转接口211b的有效连接，本申请实施例中，设置转接头213以改变排液管22的连接方向，使得排液管22

能够与转接头 213 在空间较大的地方实现连接，从而实现与转接口 211b 的连通，如此，提高排液管 22 的生产安装以及连接的稳定性。

转接头 213 的具体构造不限，只要能够使得排液管 22 和转接口 211b 连通即可。

一些实施例中，请参阅图 8，排液管 22 包括第一排液段 221、转弯段 222 和第二出水段 223，排液管 22 的局部朝向远离转接部 21 的方向凸出形成转弯段 222，第一出水段 221 伸入并固定于第二转接腔 213b 内，第二出水段 223 沿手把 102 的长度方向延伸，转弯段 222 连接第一出水段 221 和第二出水段 223。

如此，排液管 22 的形状设计便于充分利用手柄组件 10 的内部空间，便于转接头 213、排液管 22 以及手柄组件 10 的生产装配，便于排液管 22 引出从转接口 211b 流出的人体或者动物体内部液体，并避免产生回流。另外，排液管 22 的形状设计也能够给手柄组件 10 内部留有富余空间，便于插入管 110 等组件的安装及方位调节。

可以理解的是，在内窥镜 1 工作过程中，需要转动插入管 110 以对插入管 110 等其他组件进行方位调节，从而便于获取高质量图像，排液管 22 的形状设计使得排液管 22 能够在手柄组件 10 内预留有足够冗余，从而使得在转动插入管 110 调整方位时，排液管 22 因此冗余的存在不会拉扯干扰插入管 110 的转动，增加内窥镜 1 的工作可靠性。

以下，以观察部位为子宫为例对内窥镜 1 的使用过程进行描述。

内窥镜 1 插入子宫前，将视像管 14 经视像插拔口 13a 穿入视像套管 13 内，视像管 14 的远端与光学视窗抵接，视像管 14 的头端段 142a 受到来自光学视窗的内表面朝向主插入段 142b 的方向的外力作用下，从而使得头端段 142a 朝向主插入段 142b 轴向移动，弹性件 146 受压缩变形，并产生回弹力使得头端段 142 产生朝向远离主插入段 142b 的方向运动的趋势，也为

头端段142a与光学视窗的轴向对准提供驱动，头端段142a的周向受限于视像通道130周向内表面，进而使得视像管14的远端部与视像套管13远端部可靠抵接在一起，并且保持适度贴合，端盖15上的第二卡接部151与视像管14上的第一卡接部103卡接，进液管19的进水一端与膨宫装置相连，膨宫装置提供膨宫液，膨宫液经进液管19、流道181、插入管110内的自由空间、出液口110a流进子宫内，使子宫充液膨大，数据交换接口1a与外部设备连接，线缆16与数据交换接口1a电连接，发光器17通过线缆16从数据交换接口1a处获取照明所需的电源。

将内窥镜1的远端置入子宫，发光器17为视像管14提供照明，通过一定的压力及速度注入膨宫液，使宫腔充盈，视野清晰，通过视像管14对子宫内部进行观察，光电转换部件144将光学信号转换为电信号，电信号经信号线147传递至第一电气端子143、第二电气端子133、数据交换接口1a，外部设备将图像电信号转换为视频图像显示出来，如需进行进一步的手术操作，可将相应的手术器械经第二开口21b、第一开口21a从工作通道管12伸入子宫内进行手术操作。

手术时，如需要抽吸，则可接负压设备进行抽吸，此时，手术器械仍可以保留在工作通道管12，或者，操作者也可以边抽吸边进行手术操作。需要抽吸排液时，排液管22外接负压设备以产生负压，使得子宫内的液体经工作通道管12从排液管22排出，手术完成后取出手术器械。最后，取出端盖15，将视像管14从视像套管13内拔出，进行简单消毒和擦拭，待下次使用，插入管组件11、工作通道管12、视像套管13等可作为医疗废物丢弃。

在本申请的描述中，参考术语“一个实施例”、“一些实施例”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本申请实施例的至少一个实施例或示

例中。在本申请中，对上述术语的示意性表述不是必须针对的是相同的实施例或示例。而且，描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。此外，在不相互矛盾的情况下，本领域的技术人员可以将本申请中描述的不同实施例或示例以及不同实施例或示例的特征进行结合。

以上所述仅为本申请的较佳实施例而已，并不用于限制本申请，对于本领域的技术人员来说，本申请可以有各种更改和变化。凡在本申请的精神和原则之内，所作的任何修改、等同替换、改进等，均应包含在本申请的保护范围之内。

权利要求书

1.一种视像管，用于与内窥镜安装组件插拔配合，包括：

芯管，所述芯管沿长度方向包括主插入段和头端段，所述头端段的近端与所述主插入段的远端套接，所述头端段和/或所述主插入段能够在外力作用下朝向彼此靠近的方向产生轴向移动；

弹性件，设置于所述芯管内，所述弹性件可压缩并可回复驱动所述头端段产生朝向远离所述主插入段的方向轴向移动的趋势。

2.根据权利要求 1 所述的视像管，所述头端段包括第一主体管和第一套接管，所述第一套接管作为独立的零部件固定于所述第一主体管近端；

所述主插入段包括第二主体管和第二套接管，所述第二套接管作为独立的零部件固定于所述第二主体管远端，所述头端段和所述主插入段通过所述第一套接管和所述第二套接管实现套接。

3.根据权利要求 2 所述视像管，所述第二主体管的远端形成有第一收缩段，所述第一收缩段插入所述第二套接管的近端内部，所述第一套接管穿设于所述第二套接管的远端内部，所述弹性件的一端与所述第二主体管的端部抵接，所述弹性件的另一端与所述第一套接管的端部抵接。

4.根据权利要求 3 所述的视像管，所述第二套接管内具有容纳腔，所述第一收缩段容纳于所述容纳腔内，所述第一套接管沿长度方向包括第一套接段和第二套接段，所述第一套接段的外径大于所述第二套接段的外径，所述第一套接段插入所述容纳腔内，所述容纳腔的远端侧壁向内突出形成限位壁，所述第一套接段的近端部与所述弹性件抵接，所述第一套接段的远端部可分离地抵靠在所述限位壁上。

5.根据权利要求 4 所述的视像管，所述第一套接段的周向外侧壁与所述容纳腔的侧壁相切。

6.根据权利要求 2 所述的视像管，所述第二套接管的近端形成有第二收

缩段，所述第二收缩段插入所述第二主体管的远端内部，所述第一套接管套设于所述第二套接管的远端外部，所述弹性件的一端与所述第二主体管的远端部抵接，所述弹性件的另一端与所述第一套接管的近端部抵接。

7.根据权利要求 2 所述的视像管，所述第二套接管套接于所述第一套接管的外部，所述第二套接管的远端部与所述第一主体管的近端部沿轴向间隔设置，以限定所述头端段沿轴向的运动行程；或者，所述第一套接管套接于所述第二套接管的外部，所述第一套接管的近端部与所述第二主体管的远端部沿轴向间隔设置，以限定所述头端段沿轴向的运动行程。

8.根据权利要求 1 所述的视像管，所述弹性件为压缩弹簧。

9.根据权利要求 1 所述的视像管，所述头端段的远端集成有光学部件和光电转换部件，所述光电转换部件用于将光学部件的光信号转换为电信号，所述视像管包括信号线，所述信号线设于所述芯管内，并沿所述芯管的长度方向延伸，所述信号线的远端与所述光电转换部件相连。

10.根据权利要求 9 所述的视像管，所述视像管包括盘部，所述盘部与所述芯管的近端相连，所述盘部包括盘体以及沿所述盘体朝向靠近所述头端段的方向突出的突出部，所述突出部的远端设有多个第一电气端子，所述信号线的近端与所述第一电气端子电连接。

11.一种内窥镜，包括：

所述内窥镜安装组件以及权利要求 1-10 任一项所述的视像管；

所述内窥镜安装组件包括:

手柄组件；

插入管组件，近端与所述手柄组件相连，所述插入管组件包括插入管，所述插入管的远端面具有出液口；

视像套管，穿设于所述插入管内部，所述视像套管内具有视像通道，所述视像套管的远端部具有封闭的光学视窗；

所述芯管可插入所述视像通道内，所述头端段的远端部可与所述光学视窗的内表面抵接。

12.根据权利要求 11 所述的内窥镜，所述视像套管在所述手柄组件的近端形成有视像插拔口，所述视像管通过所述视像插拔口与所述视像通道可分离地插拔配合。

13.根据权利要求 12 所述的内窥镜，所述视像套管包括沿长度方向相互连接的第一视像套管和第二视像套管，所述第一视像套管的近端在所述手柄组件的近端形成所述视像插拔口，所述第一视像套管具有第一视像通道，所述第二视像套管的近端伸入并固定于所述第一视像通道内，另一端穿入所述插入管内，所述第一视像通道的横截面沿近端至远端的方向逐渐减小。

14.根据权利要求 12 所述的内窥镜，所述视像套管具有多个第二电气端子，所述视像管包括盘部，所述盘部包括盘体以及朝向所述视像套管的方向突出于所述盘体的突出部，所述突出部朝向所述视像套管的一侧集成有多个第一电气端子，所述第一电气端子与所述第二电气端子可分离地导电连接，所述内窥镜安装组件包括用于与外部设备交互的数据交换接口，所述数据交换接口与所述第二电气端子电气导通。

15.根据权利要求 14 所述的内窥镜，所述视像套管的近端穿出所述手柄组件的近端部，所述视像套管的近端端部具有凹部和视像插拔口，所述视像套管的近端端部朝向靠近所述插入管远端的方向凹陷形成凹部，所述第二电气端子设置于所述凹部的远端并且所述第二电气端子沿所述视像管的插拔方向贯穿所述凹部的槽壁，所述第二电气端子的一端裸露于所述凹部内，另一端伸入手柄组件内的空间中，所述突出部伸入并固定于所述凹部内。

16.根据权利要求 11 所述的内窥镜，所述内窥镜安装组件包括线缆以及用于为所述视像管的视场提供照明的发光器，所述发光器设置于所述插入

管的远端，所述线缆的一端与所述发光器电连接，另一端延伸至所述手柄组件。

17.根据权利要求 16 所述的内窥镜，所述内窥镜安装组件包括用于与外部设备交互的数据交换接口，所述线缆与所述数据交换接口电连接。

18.根据权利要求 11 所述的内窥镜，所述光学视窗包括入射透镜单元和反射棱镜，所述反射棱镜设置于所述视像套管内，所述入射透镜单元设置于所述视像套管的端部且位于所述反射棱镜的入光侧，所述入射透镜单元可接收外部光线并将外部光线折射汇聚至所述反射棱镜，所述反射棱镜用于通过反射作用将光线传输至所述视像通道内的视像管的入光部位。

19.根据权利要求 18 所述的内窥镜，所述反射棱镜的出光面垂直于所述视像套管的长度方向。

20.根据权利要求 18 所述的内窥镜，所述入射透镜单元的远端面为倾斜面，所述入射透镜单元朝向所述反射棱镜的一侧形成有圆弧形凹槽，所述圆弧形凹槽的表面为所述入射透镜单元的出光面，所述反射棱镜的入光面覆盖所述圆弧形凹槽。

21.根据权利要求 20 所述的内窥镜，所述反射棱镜至少具有面对面设置的第一反射面和第二反射面，所

述第一反射面倾斜朝向所述圆弧形凹槽，所述第二反射面位于所述第一反射面的出光侧，使得从所述圆弧形凹槽出射的光线依次经过所述第一反射面和所述第二反射面的反射后出光，或者，再经一次或多次光处理后出光。

22.根据权利要求 11 所述的内窥镜，所述手柄组件具有进液通道，所述插入管的内部具有自由空间，所述自由空间连通所述进液通道和所述出液口，所述内窥镜安装组件包括工作通道管，所述工作通道管内部形成有供手术器械通过的工作通道，所述工作通道管穿设于所述插入管内部，并在

所述插入管的远端面形成有出口，其中，所述自由空间为所述插入管内未被占用的空间。

23.根据权利要求 22 所述的内窥镜，所述内窥镜安装组件包括接头部，所述手柄组件具有安装口，所述接头部可旋转地穿设于所述安装口中，所述插入管的近端密封插入所述接头部并固定于所述接头部内。

24.根据权利要求 23 所述的内窥镜，所述接头部具有流道，所述插入管的端部伸入所述流道内，所述内窥镜安装组件包括进液管，所述进液管的一端用于引入外部流体，另一端连接于所述流道的入口，所述流道和所述进液管内的空间共同限定出所述进液通道的至少一部分。

25.根据权利要求 24 所述的内窥镜，所述手柄组件包括手柄和设置于所述手柄底侧的手把，所述工作通道管和所述视像套管沿所述手柄的长度方向延伸，所述安装口设置于所述手柄靠近所述插入管的一端，所述接头部的至少一部分设置于所述手柄的远端内侧，所述进液管远离所述接头部的一端沿所述手把延伸至所述手把远离手柄的一端。

26.根据权利要求 23 所述的内窥镜，所述内窥镜安装组件包括设置于所述手柄组件外侧的转盘，所述转盘套设于所述插入管外周侧，所述转盘可转动地罩设在所述接头部的周围且与所述接头部可拆卸地固定在一起。

27.根据权利要求 15 所述的内窥镜，所述内窥镜安装组件包括端盖，所述手柄组件的近端端面设置有第一卡接部，所述端盖罩设于所述盘部周围，所述端盖的周向表面设置有第二卡接部，所述第一卡接部和所述第二卡接部可拆卸地卡接，以将所述盘部抵靠在所述视像套管的近端部上。

28.根据权利要求 22 所述的内窥镜，所述插入管组件包括固定支架，所述固定支架设置于所述插入管的远端内侧；所述固定支架与所述插入管的内壁连接，所述固定支架形成有第一孔和第二孔，所述工作通道管约束于第一孔内，所述视像套管约束于第二孔内，以将所述工作通道管远端和所

述视像套管远端固定在所述插入管内部。

29.根据权利要求 28 所述的内窥镜，所述固定支架的周向外表面的一部分朝向远离所述插入管的内壁的方向凹陷形成凹陷区，所述凹陷区与其相对的所述插入管的内壁围出所述出液口。

30.根据权利要求 28 所述的内窥镜，所述固定支架包括两个分体设计的安装块，所述工作通道管和所述视像套管沿第一方向排列，两个所述安装块沿第二方向相对设置并合围出所述第一孔和所述第二孔，其中，所述第一方向与所述第二方向垂直。

31.根据权利要求 30 所述的内窥镜，所述安装块朝向所述插入管的内壁的外周向表面具有弧形表面，所述弧形表面与所述插入管的内壁贴合。

32.根据权利要求 28 所述的内窥镜，所述内窥镜安装组件包括线缆以及用于为所述视像管提供照明的发光器，所述固定支架设有沿所述插入管的轴向贯穿所述固定支架的贯穿孔，所述线缆穿过所述贯穿孔并与所述发光器连接，所述插入管的内侧壁、所述工作通道管的外壁以及所述视像套管的外壁的相邻位置形成有三角区域，所述线缆布置在所述三角区域。

33.根据权利要求 32 所述的内窥镜，所述发光器包括电路板以及集成于所述电路板上的发光芯片，所述电路板贴附于所述固定支架的远端面，所述电路板和所述发光芯片的表面包覆有灌胶层。

34.根据权利要求 28 所述的内窥镜，所述插入管组件包括灌胶层，所述灌胶层构造为：向所述固定支架的远端面与所述插入管的内侧壁以及所述光学视窗的外侧壁之间围设的区域灌胶而形成；所述灌胶层的外表面形成所述插入管的远端面的至少一部分。

35.根据权利要求 34 所述的内窥镜，所述视像套管包括管套和所述光学视窗，所述管套的远端开放，所述光学视窗封闭所述管套的远端部，所述灌胶层环绕于所述光学视窗的周向和所述插入管的内壁之间。

36.根据权利要求 22 所述的内窥镜，所述内窥镜安装组件包括转接部和排液管，所述转接部固定于所述手柄组件上，所述转接部包括对接的第一转接套和第二转接套，所述第一转接套的远端设置有插接腔，所述第二转接套的近端插入所述插接腔，所述第二转接套的部分周向表面与所述插接腔的内壁之间形成有空腔区域，对应于所述空腔区域的所述插接腔的侧壁上设有转接口，所述工作通道管的近端伸入并固定于所述第二转接套的远端内部，且与所述空腔区域连通，所述第二转接套的近端的内部形成有朝向所述第一转接套的方向扩张的扩张段；所述排液管的一端与所述转接口连通，用于引出来自所述工作通道管的流体。

37.根据权利要求 36 所述的内窥镜，沿远离所述工作通道管的方向，所述扩张段的横截面积依次增大。

38.根据权利要求 37 所述的内窥镜，所述第二转接套包括密封轴段，所述密封轴段的周向表面与所述插接腔密封过盈配合，所述密封轴段的轴端面与所述插接腔面向所述轴端面的腔端面间隔设置，所述转接口设置于所述轴端面和所述腔端面之间的周向侧壁的底部。

39.根据权利要求 38 所述的内窥镜，所述第二转接套包括连接于所述密封轴段的近端的收缩轴段，所述收缩轴段的外径小于所述密封轴段的外径，所述扩张段从所述密封轴段的内部延伸至所述收缩轴段的近端端面。

40.根据权利要求 39 所述的内窥镜，所述第一转接套具有第一轴孔，所述插接腔位于所述第一轴孔的远端，所述插接腔的内径大于所述第一轴孔的远端的内径，两者的交界处形成腔端面，所述第一转接套具有环台，所述环台位于所述插接腔内且环绕所述第一轴孔的远端部，所述环台与所述插接腔的周向侧壁间隔设置。

41.根据权利要求 40 所述的内窥镜，所述环台的端面和所述收缩轴段的端面间隔设置。

42.根据权利要求 40 所述的内窥镜，沿近端至远端的方向，所述第一轴孔的横截面面积连续减小。

43.根据权利要求 40 所述的内窥镜，所述内窥镜安装组件包括旋盖，所述旋盖可拆卸地盖设于所述第一转接套的近端，所述旋盖包括盖体以及从所述盖体内部朝向所述第一转接套突出的凸起，所述凸起伸入所述第一轴孔内并密封所述第一轴孔。

44.根据权利要求 36 所述的内窥镜，所述手柄组件包括手柄和设置于所述手柄的底侧的手把，所述工作通道管和所述视像套管沿所述手柄的长度方向延伸，所述排液管远离所述转接部的一端沿所述手把延伸至所述手把远离所述手柄的一端。

45.根据权利要求 44 所述的内窥镜，所述内窥镜安装组件包括转接头，所述转接头内部形成有相互连通的第一转接腔和第二转接腔，所述第一转接腔与所述转接口连通，所述第二转接腔与所述排液管靠近所述手柄的一端连通，所述第一转接腔沿所述手把的长度方向设置，所述第二转接腔沿所述手柄的长度方向设置。

46.根据权利要求 45 所述的内窥镜，所述排液管包括第一排液段、转弯段和第二排液段，所述排液管的局部朝向远离所述转接部的方向凸出形成所述转弯段，所述第一排液段伸入并固定于所述第二转接腔内，所述第二排液段沿所述手把的长度方向延伸，所述转弯段连接所述第一排液段和所述第二排液段。

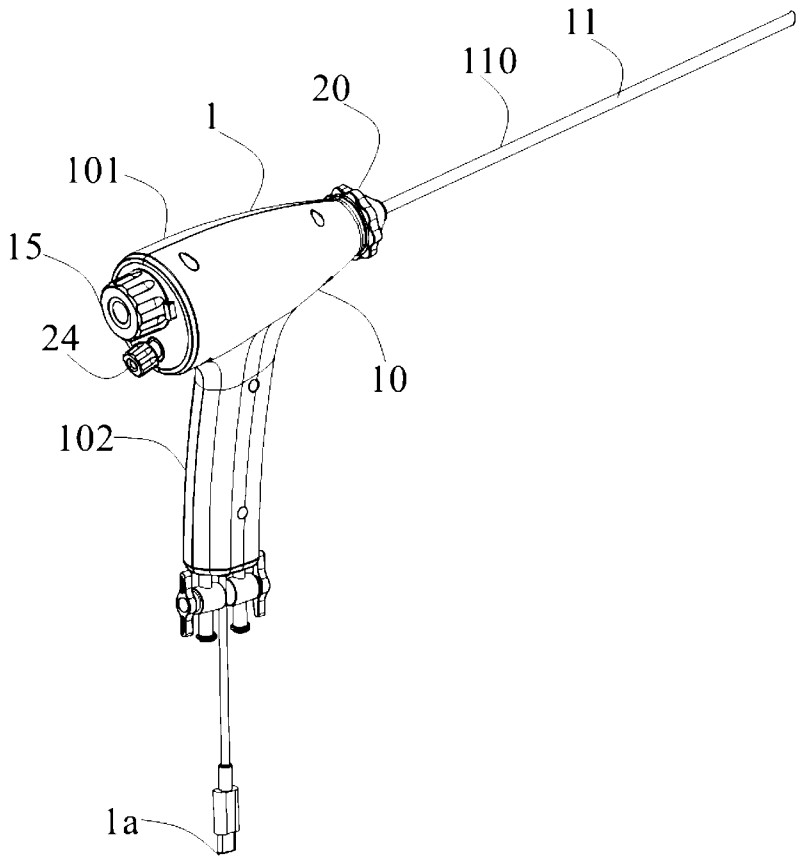


图 1

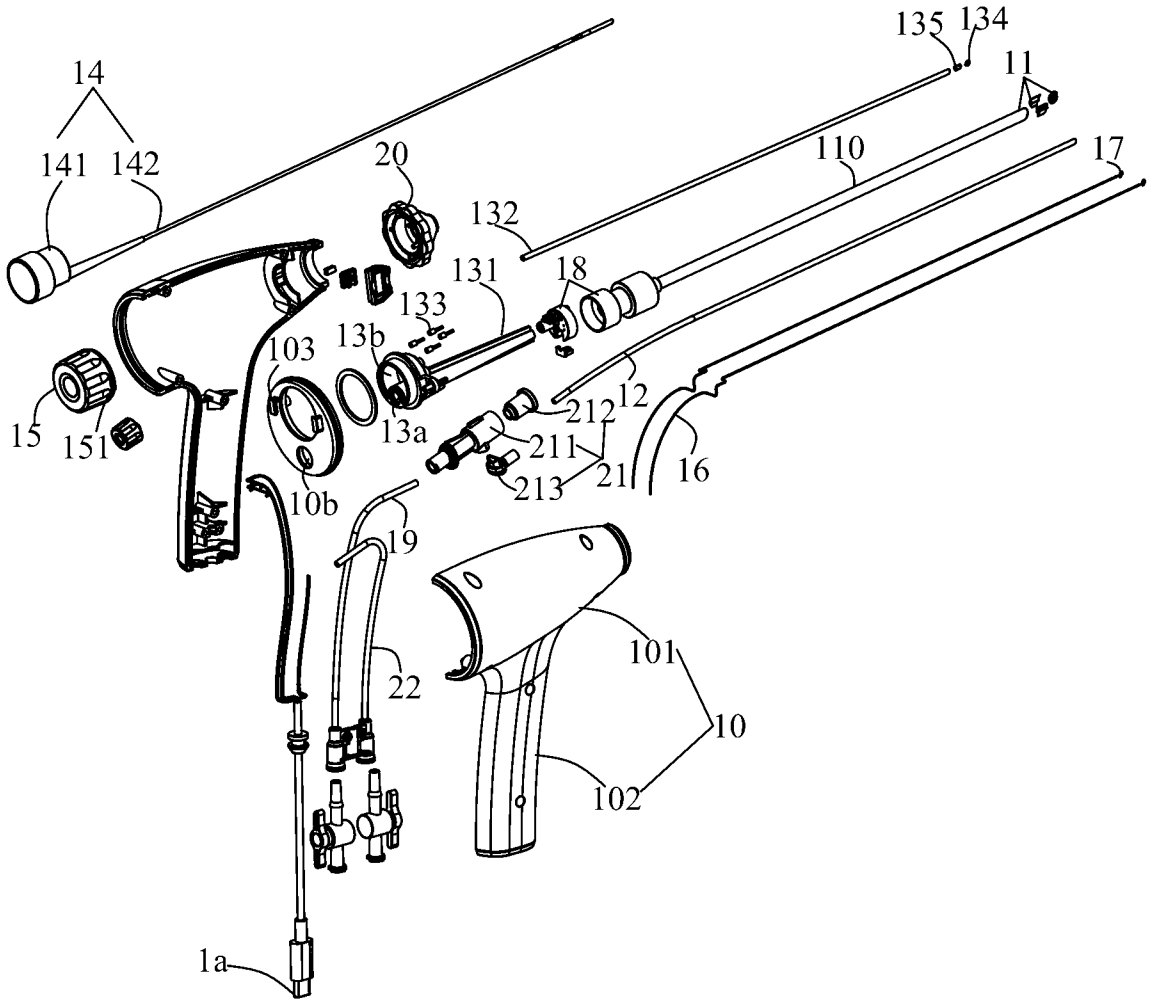

14
141
142
20
132
131
133
13b
103
18
135
134
11
110
17
15
151
13a
212
12
211
213
21
16
10b
19
22
101
10
102
1a

图 2

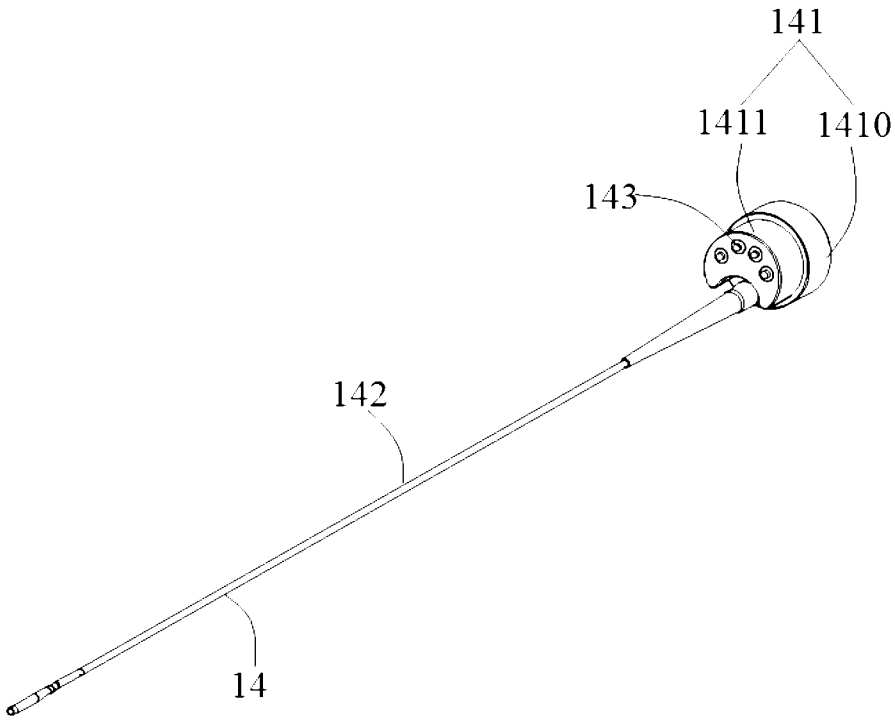

141
1411
1410
143
142
14

图 3

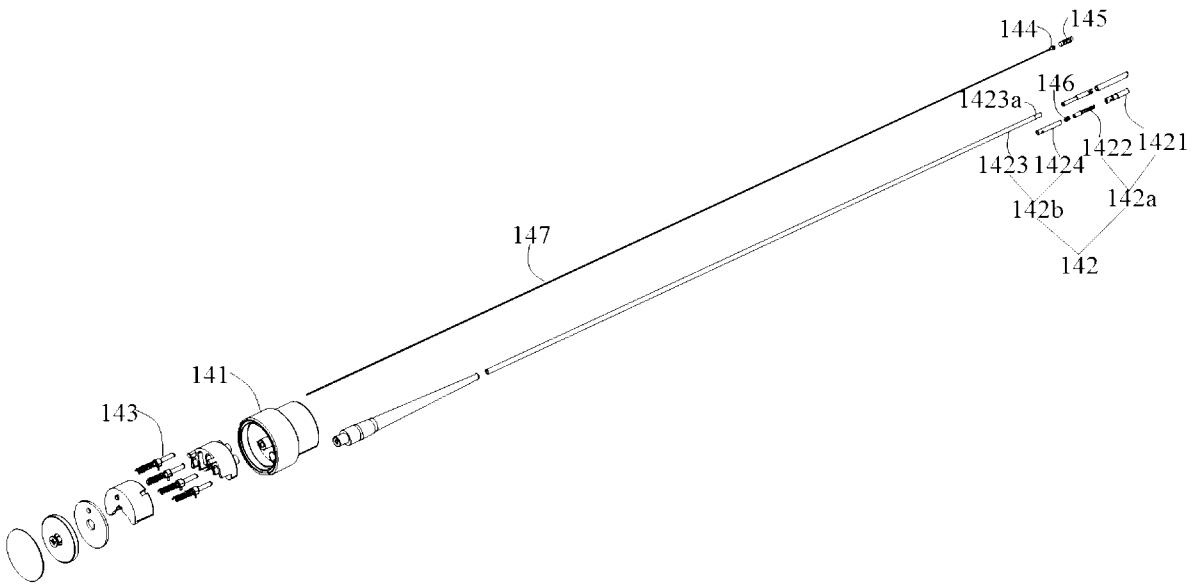

144
145
146
1423a
1422
1421
1423
1424
142b
142a
142
147
141
143

图 4

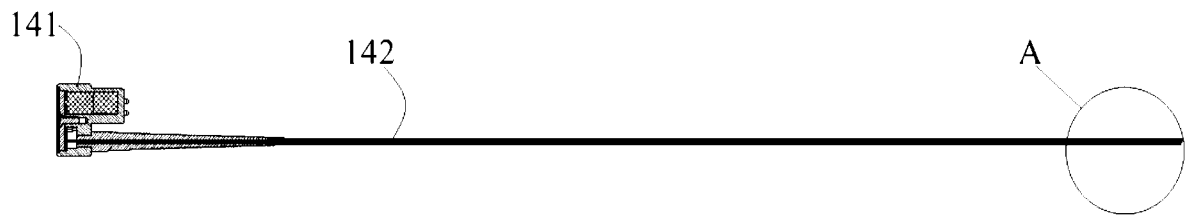

141
142
A

图 5

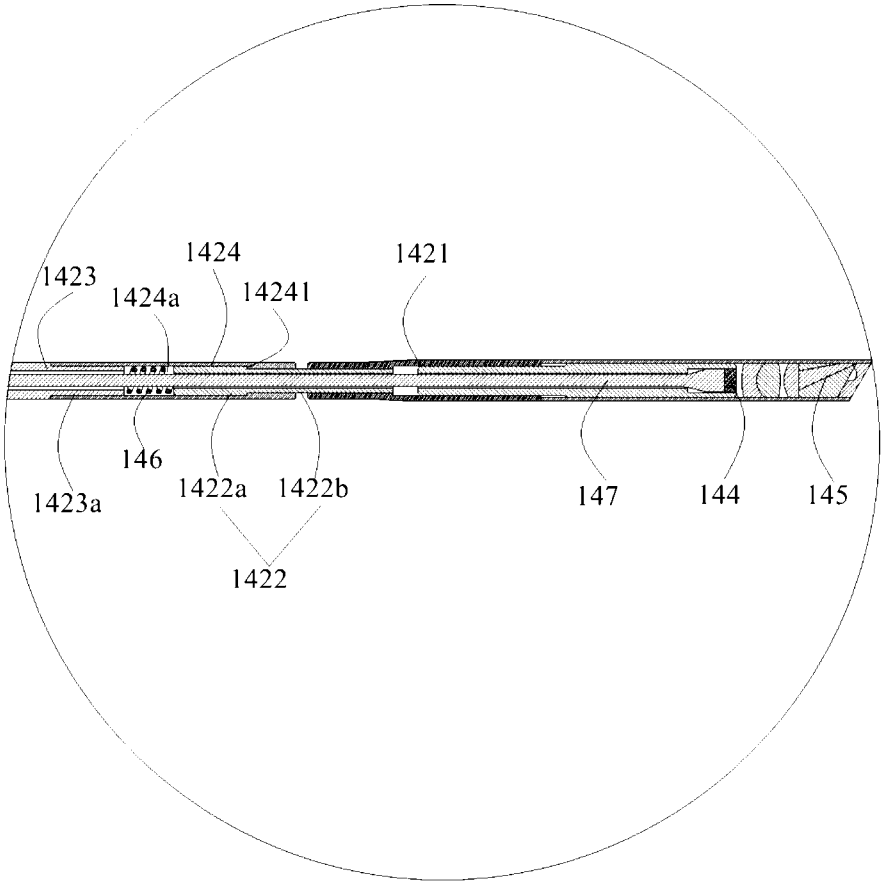

1424
1421
1423
1424a
14241
146
1422a
1422b
1423a
147
144
145
1422

图 6

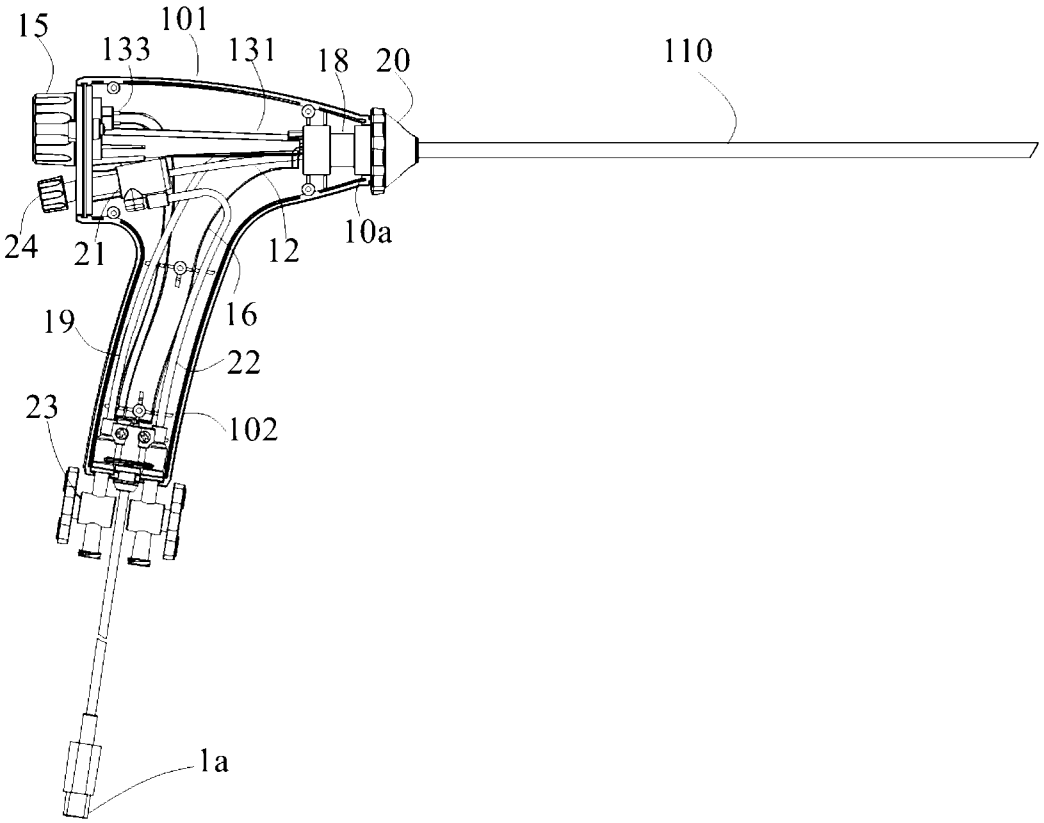

15
101
133
131
18
20
110
24
21
12
10a
19
16
22
23
102
1a

图 7

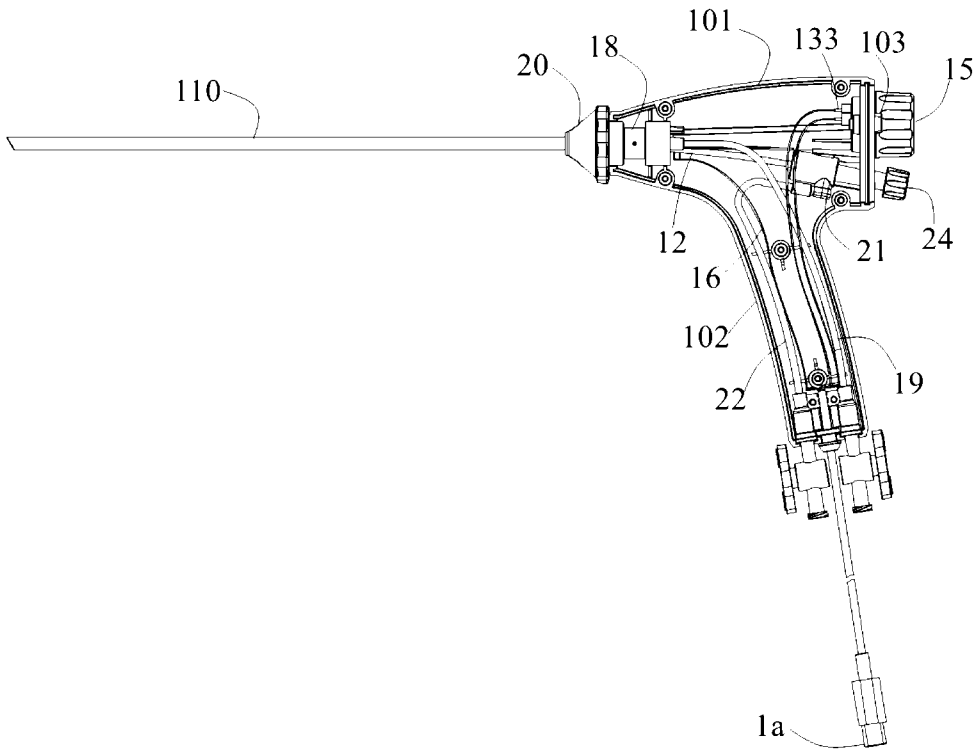

101
133
103
18
20
15
110
12
21
24
16
102
19
22
1a

图 8

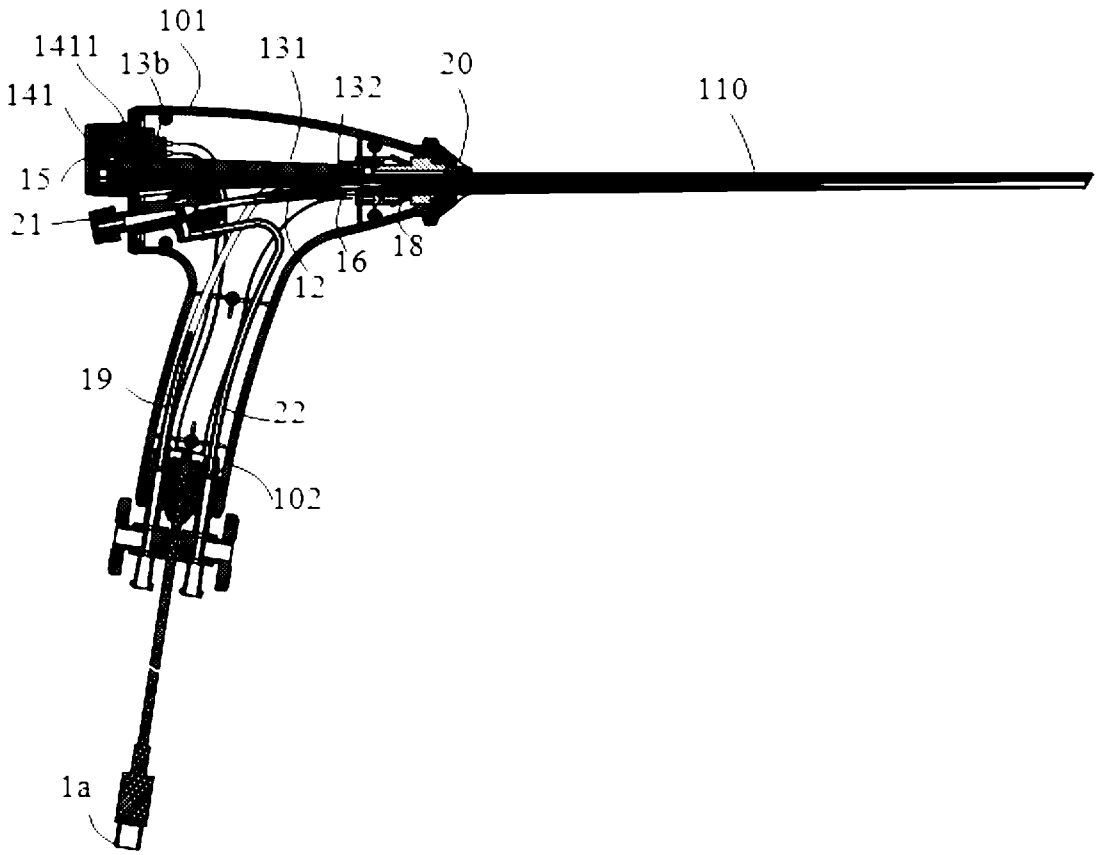


图 9

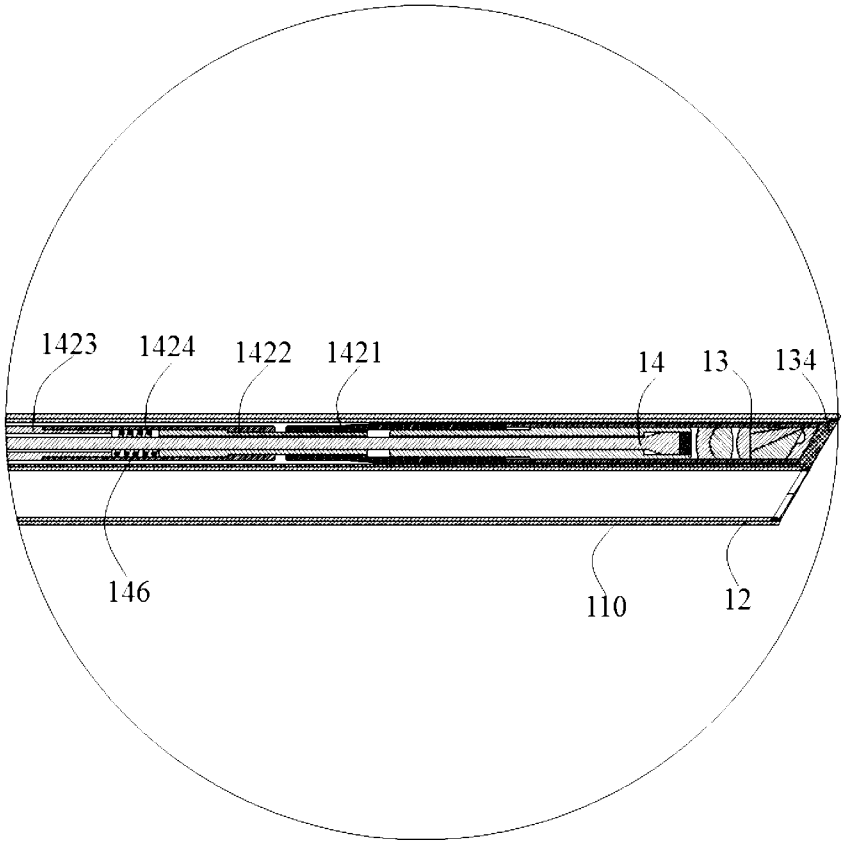


图 10

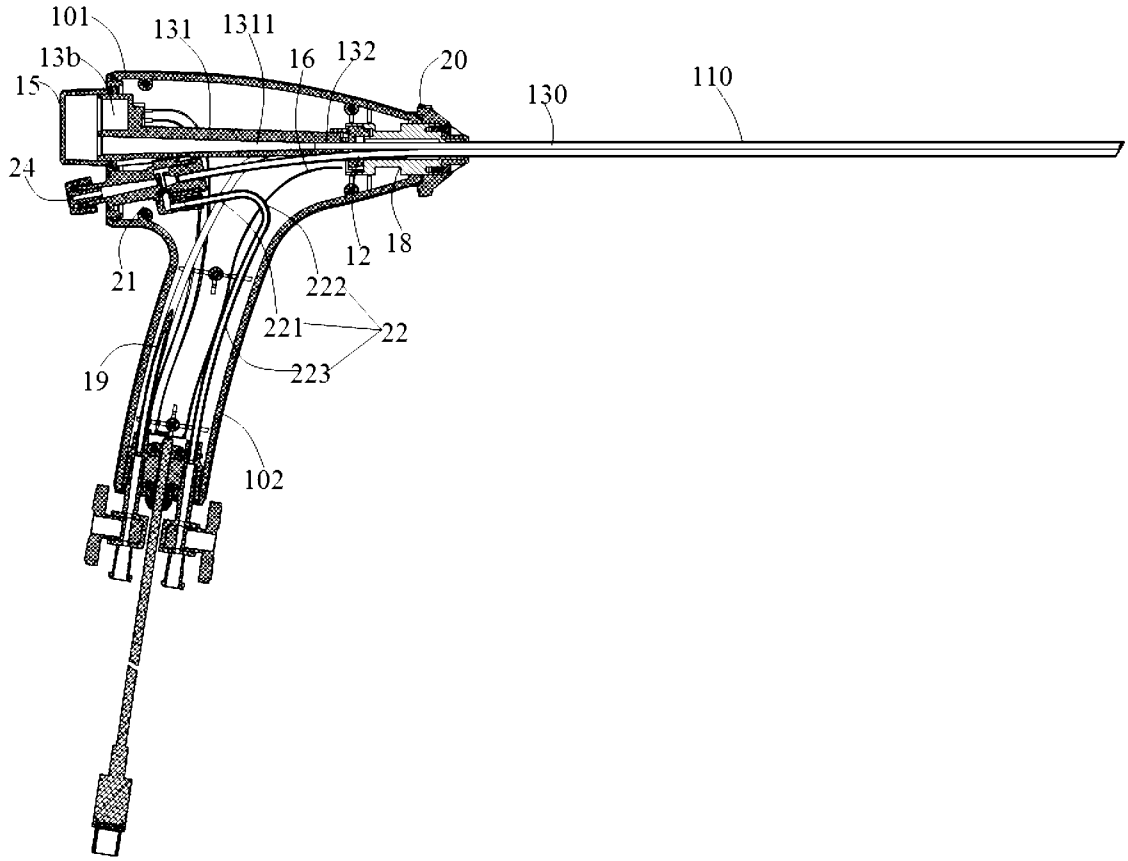

101
131
1311
16
132
20
13b
15
130
110
24
12
18
21
222
221
22
19
223
102

图 11

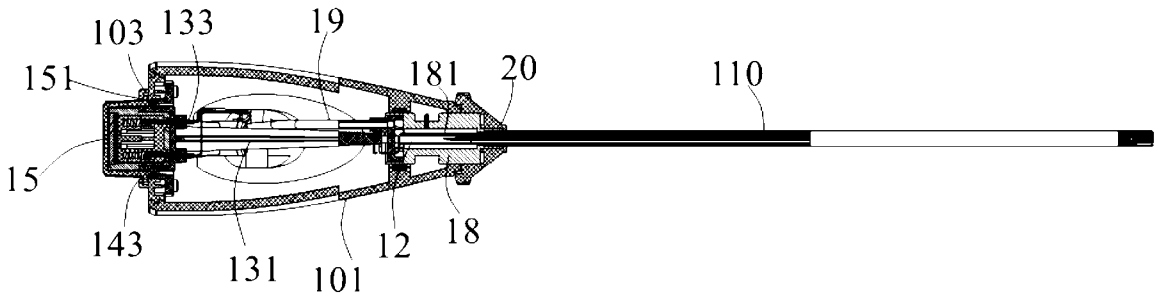

103
133
19
151
181
20
110
15
143
131
101
12
18

图 12

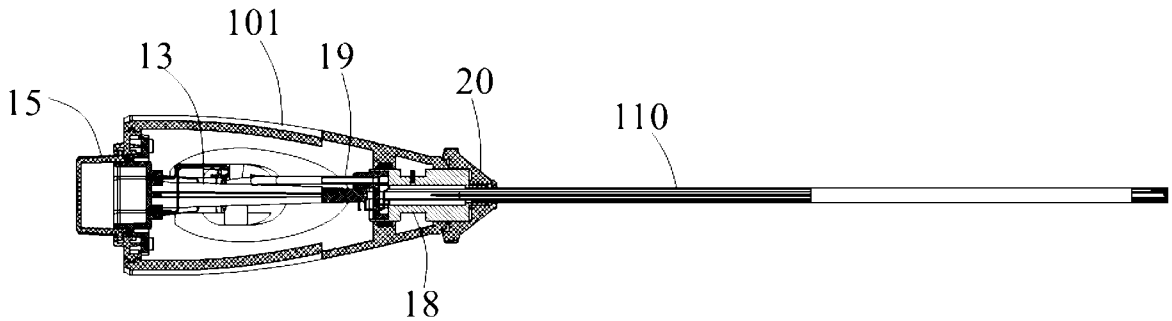

101
13
19
15
20
110
18

图 13

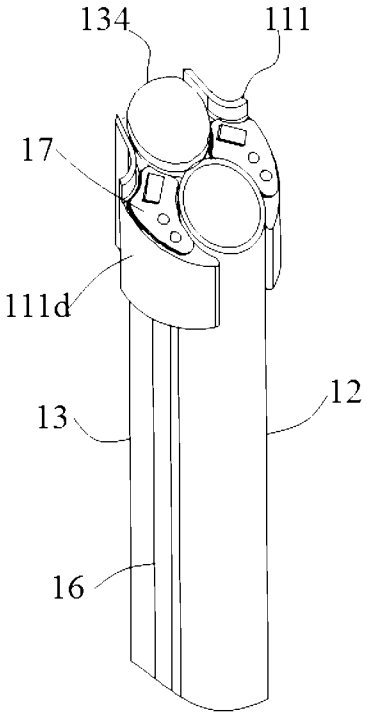


图 14

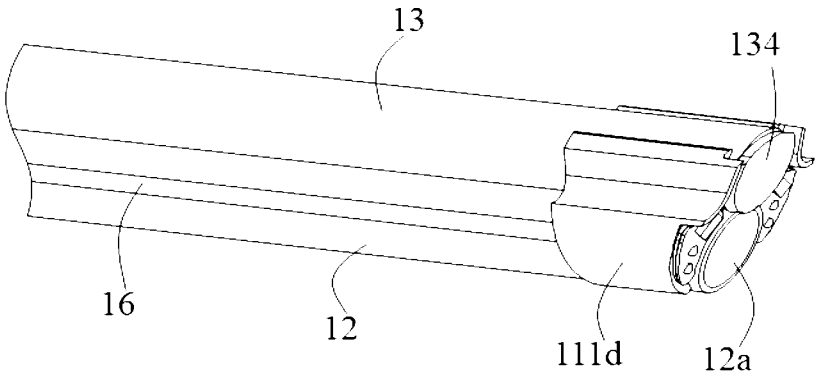


图 15

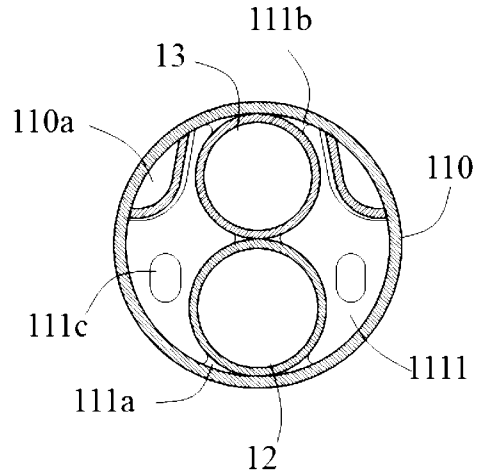

111b
13
110a
110
111c
1111
111a
12

图 16

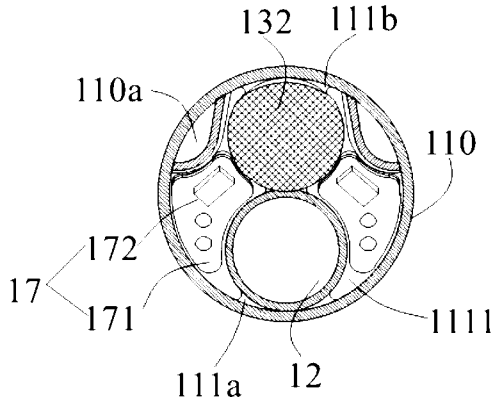

132
111b
110a
110
172
17
171
1111
111a
12

图 17

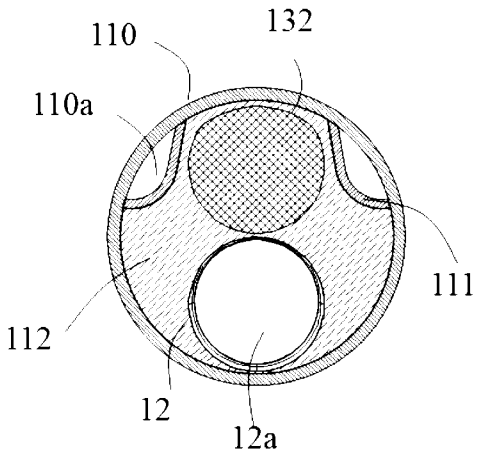

110
132
110a
111
112
12
12a

图 18

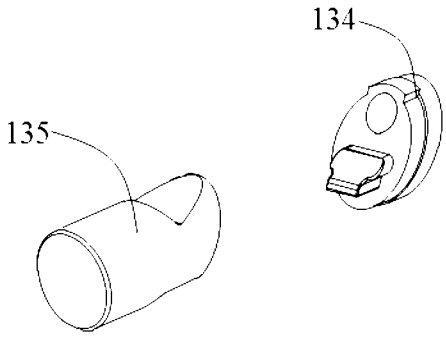

134
135

图 19

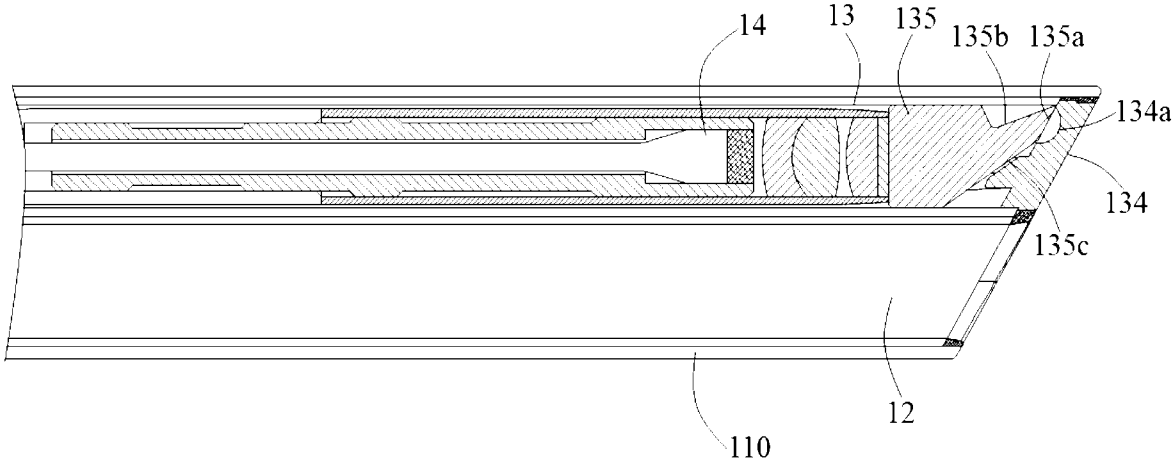

14
13
135
135b
135a
134a
134
135c
12
110

图 20

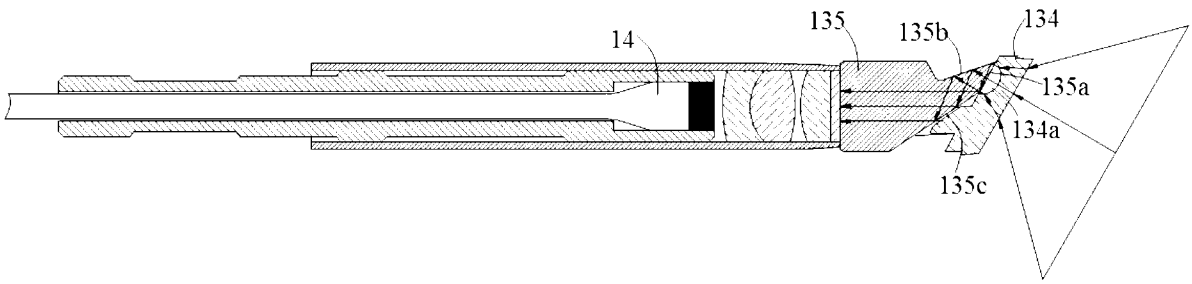

14
135
135b
134
135a
134a
135c

图 21

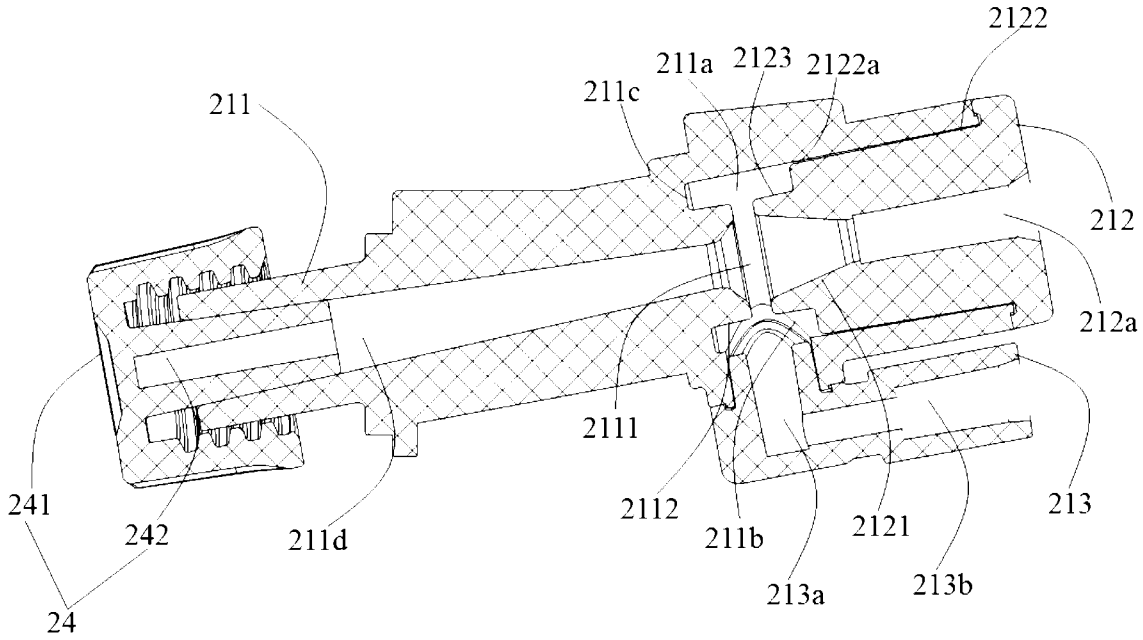

2122
211a
2123
2122a
211c
211
212
212a
2111
241
242
211d
2112
211b
2121
213
213a
213b
24

图 22

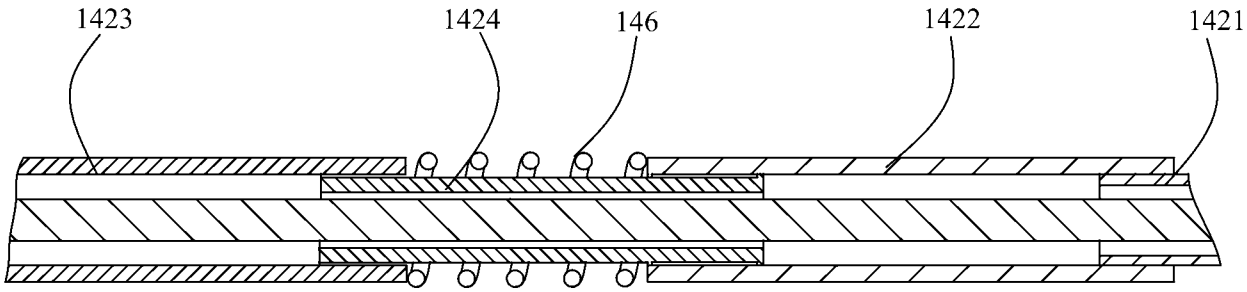

1423
1424
146
1422
1421

图 23

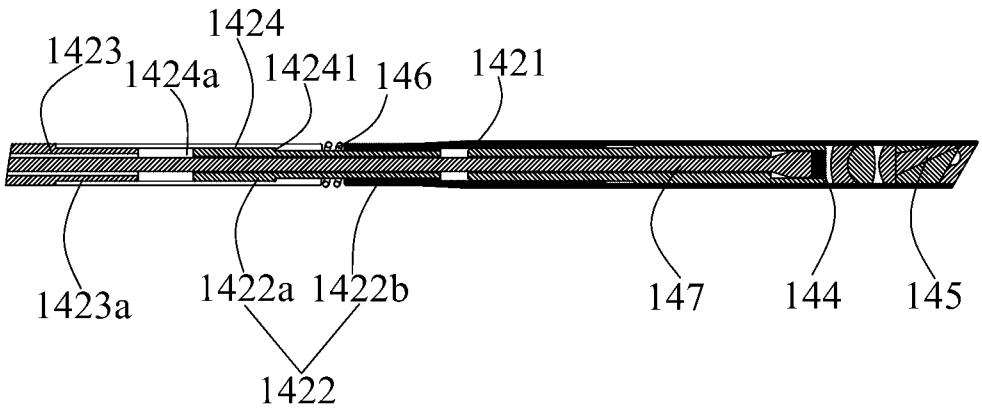

1424
1423
1424a
14241
146
1421
1423a
1422a
1422b
147
144
145
1422

图 24

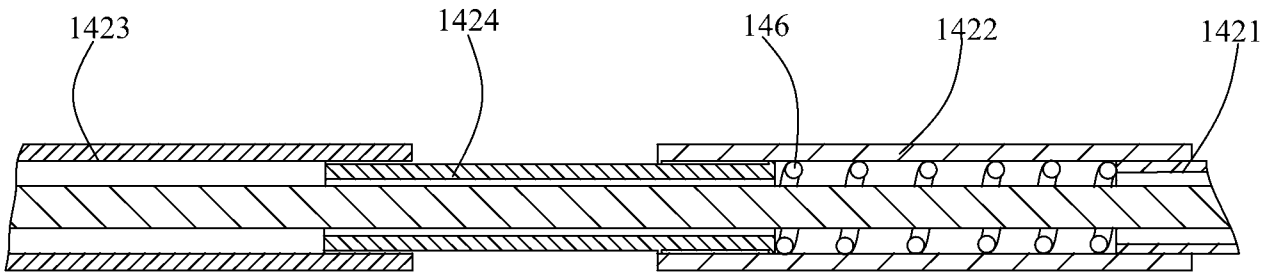


图 25

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2024/089364

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 1/015(2006.01)i; A61B1/018(2006.01)i; A61B1/00(2006.01)i; A61B1/04(2006.01)i; A61B1/06(2006.01)i; A61B1/303(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC: A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNTXT; ENTXTC; VEN; ENTXT; CNKI; IEEE: 长沙迈吉尔医疗科技有限公司, 李大庆, 刘忠辉, 徐雄, 内窥镜, 内镜, 腔镜, 插拔, 可拆卸, 弹性件, 弹簧, 压簧, 可压缩, 回复, 自适应, 自动匹配, 适配, 长度, 尺寸, 视像, 影像, 图像, 管, 通道, 腔, endoscope, pluggable, detachable, elastic, spring, self-adaption, adaptive, length, size, vidicon, CCD, video, channel

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 116530917 A (CHANGSHA MAIJIER MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 04 August 2023 (2023-08-04) claims, description, paragraphs [0005]-[0190], and figures 1-18	1-17, 22-35
PX	CN 220192965 U (CHANGSHA MAIJIER MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 19 December 2023 (2023-12-19) claims, description, paragraphs [0005]-[0190], and figures 1-18	1-17, 22-35
PY	CN 116530917 A (CHANGSHA MAIJIER MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 04 August 2023 (2023-08-04) claims, description, paragraphs [0005]-[0190], and figures 1-18	18-21, 36-46
PY	CN 220192966 U (CHANGSHA MAIJIER MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 19 December 2023 (2023-12-19) the claims	18-21
PY	CN 220192967 U (CHANGSHA MAIJIER MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 19 December 2023 (2023-12-19) the claims	36-46

☑ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☑ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"D" document cited by the applicant in the international application
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
12 July 2024	**21 July 2024**

Name and mailing address of the ISA/CN	Authorized officer
China National Intellectual Property Administration (ISA/CN) **China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing 100088**	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2024/089364

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 115702773 A (CHANGSHA MAIJIER MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 17 February 2023 (2023-02-17) description, paragraphs [0004]-[0071], and figures 1-15	1-17, 22-35
A	CN 217723455 U (CHANGSHA MAIJIER MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 04 November 2022 (2022-11-04) entire document	1-46
A	EP 3808245 A1 (ENDOSCOPE SP. Z O.O.) 21 April 2021 (2021-04-21) entire document	1-46

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2024/089364

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
CN 116530917 A	04 August 2023	None	
CN 220192965 U	19 December 2023	None	
CN 220192966 U	19 December 2023	None	
CN 220192967 U	19 December 2023	None	
CN 115702773 A	17 February 2023	None	
CN 217723455 U	04 November 2022	None	
EP 3808245 A1	21 April 2021	EP 3808245 B1	17 May 2023

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2024/089364

A. 主题的分类

A61B 1/015(2006.01)i；A61B1/018(2006.01)i；A61B1/00(2006.01)i；A61B1/04(2006.01)i；A61B1/06(2006.01)i；A61B1/303(2006.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

IPC：A61B

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称，和使用的检索词（如使用））

CNTXT;ENTXTC;VEN;ENTXT;CNKI;IEEE：长沙迈吉尔医疗科技有限公司，李大庆，刘忠辉，徐雄，内窥镜，内镜，腔镜，插拔，可拆卸，弹性件，弹簧，压簧，可压缩，回复，自适应，自动匹配，适配，长度，尺寸，视像，影像，图像，管，通道，腔，endoscope，pluggable，detachable，elastic，spring，self-adaption，adaptive，length，size，vidicon，CCD，video，channel

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
PX	CN 116530917 A (长沙迈吉尔医疗科技有限公司) 2023年8月4日 (2023 - 08 - 04) 权利要求书、说明书第[0005]-[0190]段，附图1-18	1-17、22-35
PX	CN 220192965 U (长沙迈吉尔医疗科技有限公司) 2023年12月19日 (2023 - 12 - 19) 权利要求书、说明书第[0005]-[0190]段，附图1-18	1-17、22-35
PY	CN 116530917 A (长沙迈吉尔医疗科技有限公司) 2023年8月4日 (2023 - 08 - 04) 权利要求书、说明书第[0005]-[0190]段，附图1-18	18-21、36-46
PY	CN 220192966 U (长沙迈吉尔医疗科技有限公司) 2023年12月19日 (2023 - 12 - 19) 权利要求书	18-21
PY	CN 220192967 U (长沙迈吉尔医疗科技有限公司) 2023年12月19日 (2023 - 12 - 19) 权利要求书	36-46
A	CN 115702773 A (长沙迈吉尔医疗科技有限公司) 2023年2月17日 (2023 - 02 - 17) 说明书第[0004]-[0071]段，附图1-15	1-17、22-35

☑ 其余文件在C栏的续页中列出。

☑ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型：

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“D” 申请人在国际申请中引证的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件，或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件（如具体说明的）

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布，与申请不相抵触，但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件，单独考虑该文件，认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件，当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时，要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期	国际检索报告邮寄日期
2024年7月12日	2024年7月21日
ISA/CN的名称和邮寄地址 中国国家知识产权局 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088	受权官员 王静 电话号码 (+86) 0512-88997536

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
A	CN 217723455 U (长沙迈吉尔医疗科技有限公司) 2022年11月4日 (2022 - 11 - 04) 全文	1-46
A	EP 3808245 A1 (ENDOSCOPE SP Z O O) 2021年4月21日 (2021 - 04 - 21) 全文	1-46

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2024/089364

检索报告引用的专利文件	公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN 116530917 A	2023年8月4日	无	
CN 220192965 U	2023年12月19日	无	
CN 220192966 U	2023年12月19日	无	
CN 220192967 U	2023年12月19日	无	
CN 115702773 A	2023年2月17日	无	
CN 217723455 U	2022年11月4日	无	
EP 3808245 A1	2021年4月21日	EP 3808245 B1	2023年5月17日