



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101453936 B

(45) 授权公告日 2011.02.16

(21) 申请号 200780019259.9

(22) 申请日 2007.05.18

(30) 优先权数据

152598/2006 2006.05.31 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008.11.25

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2007/060223 2007.05.18

(87) PCT申请的公布数据

W02007/138889 JA 2007.12.06

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 一村博信 高头英泰 野口梓

三宅清士 道口信行 后野和弘

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 党晓林

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

G02B 23/24 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 4-82532 A, 1992.03.16, 全文.

US 5178130 A, 1993.01.12, 说明书第3栏第12行至第62行、图2.

US 5749830 A, 1998.05.12, 说明书第42栏第20行至第29行, 第58栏第39行, 第69栏第55行、图35, 图46, 图66.

JP 特开 2003-153849 A, 2003.05.27, 说明书第[0014]段, 第[0025]段至第[0026]段、图2, 图3.

JP 特开 2003-153849 A, 2003.05.27, 说明书第[0014]段, 第[0025]段至第[0026]段、图2, 图3.

审查员 李妍

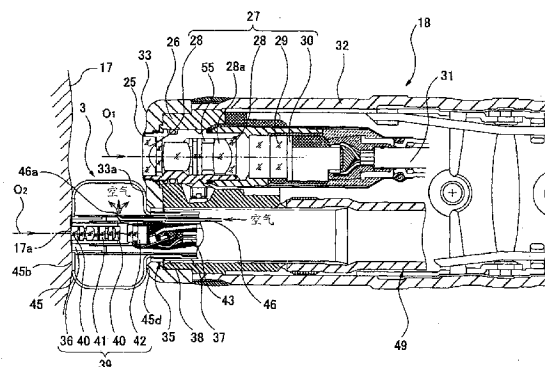
权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 18 页

(54) 发明名称

内窥镜及内窥镜系统

(57) 摘要

本发明提供内窥镜及内窥镜系统, 所述内窥镜具有插入部、抵接部、增大机构和观察机构。插入部是能够插入被检体的插入部。抵接部设于插入部的前端部。设于前端部的抵接部能够接触被检体。增大机构使抵接部的抵接面积增大。观察机构设于前端部, 观察由增大机构增大后的抵接部所抵接的被检体、或者观察通过增大后的抵接部离开预定距离的被检体。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,该内窥镜系统具有:

第一内窥镜,该第一内窥镜在插入被检体的插入部内设有观察关注部位的普通观察用的摄像单元,在该插入部的前端部设有观察窗和对上述关注部位进行照明的照明窗以及设置于上述插入部内的通道的开口;

第二内窥镜,该第二内窥镜能够相对于上述通道自由插拔,插入后,该第二内窥镜的前端部能够从上述第一内窥镜的上述通道的开口自由突出,并且在上述第二内窥镜的前端部内设有高倍率观察用的摄像单元,该高倍率观察用的摄像单元具有与上述第一内窥镜相比进行上述关注部位的高倍率观察的物镜;以及

在上述第二内窥镜的上述前端部设有由透明材料或者半透明材料形成的可自由膨胀收缩的抵靠球囊,上述抵靠球囊在上述第二内窥镜的上述前端部从上述第一内窥镜的上述通道的开口突出的状态下膨胀,在该膨胀状态下,上述球囊的前面部抵接于上述关注部位的周围,上述球囊的后面部抵接于上述第一内窥镜的插入部的前端部的前端面,从而将上述第二内窥镜的上述物镜紧贴在上述关注部位或者从上述关注部位离开预定距离,同时使从上述第一内窥镜的上述照明窗出射的照明光到达上述关注部位,从而上述第二内窥镜的上述物镜在相对该物镜的上述关注部位的位置被固定的状态下进行上述关注部位的高倍率观察。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述抵靠球囊由具有气密性和伸缩性的袋状膜部件构成,并随着流体供给机构的流体的供给而膨胀,在所述流体供给机构不供给流体的状态下,保持收缩状态。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述抵靠球囊的上述前面部以及上述后面部由低滑且低伸缩部件构成,在上述抵靠球囊处于膨胀状态时,上述抵靠球囊的上述前面部以及上述后面部形成为近似平面形状,并且上述前面部抵接在上述关注部位的周围。

4. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述抵靠球囊的上述前面部和上述后面部之间的距离被设定为与上述第一内窥镜的上述观察窗的近点观测侧的视场深度相同的距离。

## 内窥镜及内窥镜系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种能够使观察部与被检体抵接或离开来观察该被检体的内窥镜及内窥镜系统。

### 背景技术

[0002] 以往,日本特开 2004-350940 号公报公开了一种具有观察探头的内窥镜,该观察探头能够使观察部前端与被检体抵接或离开,并以高倍率观察该被检体。在该内窥镜中,在插入前端部同时设有具有普通倍率的普通观察部、和能够从插入部前端面出没的高倍率的高倍率观察探头。根据该内窥镜,例如在利用上述普通观察部进行观察而探寻到病变部位后,能够利用上述高倍率观察探头放大观察或放大拍摄病变部位。

[0003] 但是,上述日本特开 2004-350940 号公报公开的内窥镜(探头主体)的前端部为细小直径,以便插入其他内窥镜主体的处置器械插入孔中进行观察。因此,在使该前端部强力抵接于体壁时,由于抵接面积较小,所以容易施加局部的力量。并且,上述高倍率观察探头的前端端面的位置需要定位在上述普通观察部的近距离侧观测深度内的预定位置。但是,在上述内窥镜中,上述高倍率观察探头以单纯被推出的状态被保持着,所以上述高倍率观察探头在观测光轴方向的定位比较困难。另外,由于高倍率观察探头的前端部直径较小,所以在针对上述体壁的放大观察过程中夹紧力较小,有可能在与观察光轴正交的方向错位。

### 发明内容

[0004] 本发明就是为了解决上述问题而完成的,其目的在于,提供一种内窥镜及内窥镜系统,在观察探头的前端部较细的状态下,也能够容易进行上述前端部的定位并实现稳定的观察。

[0005] 本发明的内窥镜具有:能够插入被检体的插入部;设于上述插入部的前端部,能够与被检体接触的抵接部;使上述抵接部的抵接面积增大的增大机构;和观察机构,其设于上述前端部,对通过上述抵接部抵接或离开预定距离的被检体进行观察。

### 附图说明

[0006] 图 1 是表示本发明的第一实施方式的内窥镜观察装置的整体结构的图。

[0007] 图 2 是图 1 所示内窥镜观察装置的内窥镜插入部前端的放大剖面图,该图表示高倍率观察探头被收纳在钳子通道内的状态。

[0008] 图 3 是在使图 2 的高倍率观察探头突出、使抵靠球囊膨胀的状态下,包括处于与观察部位的活体粘膜抵接并观察关注部位的状态的摄像单元的放大剖面图。

[0009] 图 4 是在使图 2 的高倍率观察探头突出、使抵靠球囊膨胀的状态下,包括处于与观察部位的活体粘膜抵接并观察关注部位的状态的照明光学系统的放大剖面图。

[0010] 图 5 是表示在图 2 的内窥镜插入部前端配置的变焦机构部的普通观察探头的放大

剖面图。

[0011] 图 6 是图 2 的 A 向视图,该图表示内窥镜插入部前端的物镜窗和照明透镜窗以及观察探头观察窗的配置。

[0012] 图 7A 是表示在图 2 的内窥镜插入部前端,高倍率观察探头还处于收纳状态时的图。

[0013] 图 7B 表示高倍率观察探头从内窥镜插入部前端突出的状态的图。

[0014] 图 7C 表示高倍率观察探头的前端部的抵靠球囊膨胀的状态的图。

[0015] 图 7D 表示要使膨胀的抵靠球囊抵接于观察部位的关注部位的状态的图。

[0016] 图 8 是图 2 的高倍率观察探头在图 7D 所示状态时的剖面图。

[0017] 图 9 是图 8 的 B 向视图。

[0018] 图 10 是图 3 的高倍率观察探头的抵靠球囊的变形例的膨胀状态时的相当于图 8 的 B 向视图的图。

[0019] 图 11 是图 8 的抵靠球囊的变形例的侧视图。

[0020] 图 12 是表示图 3 的高倍率观察探头的抵靠球囊的其他变形例的膨胀状态的侧视图。

[0021] 图 13 是本发明的第二实施方式的高倍率观察探头的剖面图。

[0022] 图 14 是图 13 的 C 向视图。

[0023] 图 15 是本发明的第三实施方式的高倍率观察探头的观察探头的剖面图。

[0024] 图 16 是图 15 的 D 向视图。

[0025] 图 17 是本发明的第四实施方式的高倍率观察探头的剖面图。

[0026] 图 18 是图 17 的 E 向视图。

[0027] 图 19 是本发明的第五实施方式的高倍率观察探头的剖面图。

[0028] 图 20 是图 19 的 F 向视图。

## 具体实施方式

[0029] 以下,参照附图详细说明本发明的实施方式。

[0030] 如图 1~图 4 所示,本发明的第一实施方式的内窥镜观察装置 1 具有内窥镜 2、高倍率观察探头 3、光源装置 4A、视频处理器 5A、监视器 6、空气供给装置 66、视频处理器 5B 和记录装置 7。

[0031] 内窥镜 2 是第一内窥镜,具有能够插入作为被检体的体腔内的插入部 10。高倍率观察探头 3 是能够进行光学高倍率观察的第二内窥镜,其以能够进退的方式贯穿插入到内窥镜 2 的钳子通道(也称为处置器械通道)23 中。高倍率观察探头 3 内置有作为高倍率观察机构的高倍率摄像单元 39。光源装置 4A 向内窥镜 2 的光导管提供照明光。视频处理器 5A 进行针对内置于内窥镜 2 中的普通观察用的摄像单元 27 的信号处理。监视器 6 显示从视频处理器 5A 输出的影像信号。空气供给装置 66 是向高倍率观察探头 3 的抵靠球囊提供空气的流体供给机构,而且是增大机构。视频处理器 5B 进行针对设于高倍率观察探头 3 的摄像单元 39 的信号处理。记录装置 7 记录输出给监视器 6 的影像信号。

[0032] 另外,图 1 记载的光源装置 4B 是用于向后面叙述的第二实施方式的内窥镜观察装置的高倍率观察探头 3B(参照图 13)的光导管 47 提供照明光的光源装置。本实施方式的

高倍率观察探头 3 不具有内置照明光源,所以不需要该光源装置 4B。

[0033] 内窥镜 2 包括:具有挠性的细长的插入部 10;设于该插入部 10 的后端的操作部 11;和从该操作部 11 的侧部延伸出来的通用软线 12。在插入部 10 中内置有能够变倍的普通倍率的普通观察机构即摄像单元 27。设于通用软线 12 的基端部的连接器 13 装卸自如地连接于光源装置 4A。

[0034] 光源装置 4A 内置有产生白色光的灯 14。灯 14 的白色光由透镜聚光,并入射至从连接器 13 突出的光导管管头部分的光导管 15。该白色光由光导管 15 传输,从插入部 10 的前端面经过照明透镜 16(参照图 4、6)射出,对患部等观察部位 17 进行照明。

[0035] 插入部 10 由以下部分构成:硬质的前端部 18;设于该前端部 18 的后端的弯曲自如的弯曲部 19;和从该弯曲部 19 的后端延伸到操作部 11 的前端的长条的挠性部 20。弯曲部 19 能够通过操作设于操作部 11 的未图示的弯曲旋钮而向上下左右的任意方向弯曲。

[0036] 在构成插入部 10 的前端部 18 的前端部主体 26 中设有照明窗 24、观察窗(摄像窗)25。在照明窗 24 内,光导管 15 的前端部和构成照明光学系统的照明透镜 16 等配置在光导管 15 的前端面。观察窗(摄像窗)25 与照明窗 24 邻接设置,具有观察光轴  $O_1$  的变焦式普通观察用的物镜系统 28 在由透镜框保持的状态下配置在观察窗 25 内。在物镜系统 28 中内置有变焦透镜 28a。

[0037] 在物镜系统 28 后方的成像位置配置作为固体摄像元件的例如电荷耦合器件即 CCD 30,来构成摄像单元 27(图 2)。CCD 30 是对所成像的光学像进行光电转换的普通观察用摄像机构。另外,在 CCD 30 的前面配置有防护玻璃 29、光学滤光器。

[0038] 在操作部 11 的前端附近设有处置器械插入口 21,能够插入处置器械或高倍率观察探头 3 等。该处置器械插入口 21 与在其内部沿着插入部 10 的长度方向设置的钳子通道 23(参照图 2)连通,该钳子通道 23 由软性管 49 构成其一部分。

[0039] 在前端部主体 26 中形成有与形成钳子通道 23 的软性管 49 连通的通道用孔部。在钳子通道 23 内贯穿插入的高倍率用观察探头 3 的前端部 35 处于从钳子通道 23 的前端开口部 23a 出没自如的状态。另外,在高倍率用观察探头 3 的前端部 35 中内置有高倍率摄像单元 39。把前端部 35 的观察窗的观察光轴设为  $O_2$ 。

[0040] 另外,在前端部主体 26 的后端紧固有构成弯曲部 19 的最前端的弯曲块。弯曲块的外侧利用由富有弯曲性的橡胶管等构成的外装部件 32 水密地覆盖。

[0041] 插入部 10 的前端部 18 的前端罩 33 的前端面 33a 形成为与光轴  $O_1$  正交的平面,在该前端面 33a 上配置有观察窗 25、照明窗 24 和钳子通道 23 的前端开口部 23a。并且,如图 6 所示,观察窗 25 的光轴  $O_1$  与钳子通道 23 的前端开口部 23a 上的前端部 35 的观察窗的观察光轴  $O_2$  被配置在直线  $L_0$  上。两个照明窗 24 以跨越该直线  $L_0$  的状态对置配置。因此,照明光能够有效地照明摄像单元 27 和摄像单元 39 两者的被检体。

[0042] 在进行高倍率观察时,高倍率用观察探头 3 的前端部 35 经过钳子通道 23 的前端开口部 23a 按照图 1、3 所示突出。此时,使后面叙述的膨胀状态的抵靠球囊 45 的前端面 45b 抵接在期望以高倍率观察作为活体粘膜等被检体的观察部位 17 的局部的关注部位 17a 的表面上。于是,在该抵接状态下,前端部 35 被固定在预定位置,所以能够通过前端部 35 的观察窗进行关注部位 17a 的组织学细微结构的高倍率观察。

[0043] 并且,关于高倍率观察探头 3 的前端部 35 周围的详细结构,将在后面使用图 2 ~

图 4 进行说明。

[0044] 在图 2 所示的摄像单元 27 的 CCD 30 上连接着信号缆线 31 的前端。信号缆线 31 的后端侧连接于连接器 13 的侧部的连接器座,并通过连接于该连接器座的信号缆线 22 装卸自如地连接于视频处理器 5A。

[0045] 视频处理器 5A 内置有 CCD 驱动电路 61 和影像处理电路 62。CCD 驱动电路 61 产生驱动 CCD 30 的 CCD 驱动信号。影像处理电路 62 对通过被施加 CCD 驱动信号而从 CCD 30 输出的摄像信号进行信号处理,并生成影像信号。

[0046] 由影像处理电路 62 生成的影像信号输出给监视器 6,并在监视器 6 的普通观察图像显示区域 63 显示为普通观察的内窥镜图像。

[0047] 在高倍率摄像单元 39 侧的 CCD 42 上连接着信号缆线 43 的前端。信号缆线 43 的后端侧经过例如从连接器部 65 延伸出来的信号缆线 68 装卸自如地连接于视频处理器 5B。

[0048] 视频处理器 5B 的结构与视频处理器 5A 同样,内置有 CCD 驱动电路和影像处理电路。从视频处理器 5B 输出的、与由 CCD 42 摄像的摄像信号对应的影像信号被输入视频处理器 5A 的影像处理电路 62。

[0049] 另外,视频处理器 5A、5B 的影像处理电路进行下述信号处理:生成白色光照明下的与 CCD 42 的摄像信号对应的影像信号例如 RGB 颜色信号,把所生成的影像信号输出给影像处理电路 62。

[0050] 视频处理器 5A 中除普通观察影像信号外,还被输入从视频处理器 5B 输出的高倍率观察影像信号,通过其内部的未图示的混合器(mixer)输出给监视器 6。并且,通过高倍率观察探头 3 形成的高倍率(放大)观察图像被显示在监视器 6 的与内窥镜普通观察图像显示区域 63 邻接的高倍率观察图像显示区域 64 上。

[0051] 内置于内窥镜 2 中的摄像单元 27 如前面所述能够变倍,如图 5 所示,在摄像单元 27 的侧方配置有变焦驱动机构 50。变焦驱动机构 50 驱动物镜系统 28 的变焦透镜 28a 进退来进行变焦。

[0052] 变焦驱动机构 50 构成为具有驱动丝 52、支撑部件 51、透镜框 55 和连接部件 53。驱动丝 52 与观察光轴  $O_1$  平行地配置。支撑部件 51 利用管部件等构成,支撑驱动丝 52 使其能够进退。透镜框 55 保持变焦透镜 28a。连接部件 53 被螺合固定在透镜框 55 上,而且粘接固定在驱动丝 52 上。

[0053] 在通过摄像单元 30 进行普通观察图像的变焦时,转动操作设于操作部 11 的变焦操作旋钮(未图示)。于是,驱动丝 52 伴随着转动操作而进退移动,变焦透镜 28a 通过连接部件 53 沿着观察光轴  $O_1$  进退,由此能够进行变焦。

[0054] 高倍率观察探头 3 的前端部 35 利用图 2、图 3 所示的具有遮光性的硬质的细筒体 36 构成。在筒体 36 的后端水密地固定着软性护套(软性管)37 的前端,形成能够贯穿插入钳子通道 23 的挠性的插入部。

[0055] 在筒体 36 的中空部配置有能够进行高倍率观察的观察机构即高倍率摄像单元 39。高倍率摄像单元 39 由安装在设于筒体 36 内部的中心部的透镜框上的高倍率物镜系统 40、光学滤光器 41、和固定在透镜系统 40 后方的成像位置的固体摄像元件即 CCD 42 构成。高倍率摄像单元 39 的观察倍率例如是 200 ~ 1000 倍左右的监视倍率,能够观察组织细胞和线管等。另外,观察范围在  $700\mu\text{m} \times 700\mu\text{m}$  以下,观察分辨率在  $5\mu\text{m}$  以下。

[0056] 在筒体 36 的外圆周部装配有抵靠球囊 45,其由具有气密性和伸缩性并可以膨胀的袋状膜部件构成。抵靠球囊 45 的根部由绕线部 38 密闭地卷绕在筒体 36 上,后端部被粘接固定在软性护套 37 上。并且,贯穿插入观察探头 3 的内周而配置的增大机构即空气供给管 46 的空气供给孔 46a 位于抵靠球囊 45 的内周。由空气供给装置 66 提供的空气能够通过连接管 69 提供给空气供给管 46。另外,球囊 45 在膨胀状态下成为与被检体的抵接部。

[0057] 在普通观察状态下,观察探头 3 的前端部 35 处于不从插入部 10 的前端部 18 的前端面 33a 突出的状态。并且,抵靠球囊 45 如图 2 所示在收缩状态 45S 下,紧贴在筒体 36 的外周并在钳子通道内被保持为具有间隙的状态。在进行高倍率观察时,在使前端部 35 向钳子通道 23 的外方突出后,向抵靠球囊 45 提供空气,使收缩状态的抵靠球囊 45S 膨胀。

[0058] 具体地讲,在进行高倍率观察时,手术医生操作配置于内窥镜 2 的插入部 10 的钳子通道 23 中的观察探头 3 使其向前方移动。并且,如图 7B 所示,使前端部 35 从前端罩 33 的前端面 33a 向前方突出。然后,由空气供给装置 66 提供空气,如图 7C 所示,使抵靠球囊 45 膨胀。

[0059] 在使抵靠球囊 45 膨胀后,稍微回拉观察探头 3。于是,如图 7D、图 3 所示,形成膨胀状态的抵靠球囊 45 的后面部 45d 抵接于前端部 18 的前端面 33a 的状态。在该状态下,使成为抵靠球囊 45 的抵接面的前面部 45b 抵接于观察部位 17 的关注部位 17a 周围。于是,成为摄像单元 39 的物镜系统 40 前面的观察窗部紧贴在关注部位 17a 上的状态,从而能够利用摄像单元 39 进行高倍率观察。

[0060] 膨胀状态的抵靠球囊 45 的前面部 45b 与后面部 45d 之间的长度  $\delta 1$  被设定为与内窥镜 2 侧的摄像单元 27 的近点观测侧的视场深度相同的距离。因此,在内窥镜 2 的变焦放大状态下,即使是视场深度狭小的状态,也能够稳定观察窗并与被检体保持距离。在普通观察光学系统的变焦状态下也能够容易地进行观察。

[0061] 另外,抵靠球囊 45 在处于膨胀状态时,优选形成前面部 45b 和后面部 45d 近似平面的形状,尤其优选前面部 45b 以大面积抵接在观察部位 17 上的形状。另外,优选外周部 45a 形成近似圆筒形状的形状。并且,优选前面部 45b 形成不易打滑的面。

[0062] 这样,若膨胀状态的抵靠球囊 45 的前面部 45b 为近似平面的形状,则在使观察探头 3 的前端部 35 抵接于关注部位 17a 时,利用前面部 45b 增大抵接面积,由此能够减轻抵接部位波及的局部负荷。另外,如果前面部 45b 如后所述利用不易打滑的材料形成,则能够防止观察状态下的前端部 35 的错位。

[0063] 并且,在处于能够进行高倍率观察的状态时,在需要一并进行普通观察的情况下,通过使抵靠球囊 45 的外周部 45a 形成圆筒形状,能够减小内窥镜 2 侧的物镜系统 28 的视场受阻。

[0064] 另外,对于利用观察探头 3 的前端部 35 进行高倍率观察时的照明光,如图 4 所示,用于照明物镜系统 28 的视场的从照明透镜 16 射出的照明光进入关注部位 17a 的内部并反射。进而,关注部位 17a 的像通过观察探头 3 的前端部 35 的高倍率物镜系统 40 被取入。因此,优选抵靠球囊 45 利用透明材料或半透明材料形成,以使来自内窥镜 2 侧的照明窗 24 的照明光到达关注部位 17a。

[0065] 并且,通过如上所述使抵靠球囊 45 采用透明材料或半透明材料,从而如图 13 所示不必在高倍率观察探头 3B 的内部设置光导管 47 即可进行观察。因此,能够获得细径的高

倍率观察探头,能够适用于范围广的检查。

[0066] 并且,如上所述,为了在膨胀状态时获得圆筒形状的抵靠球囊 45,对于抵靠球囊 45 的例如前面部 45b 的直径  $D_0$  的范围,可以通过二色成形来配置不易打滑而且与其他部分相比伸展性小的材料,或者将厚度加厚。同样,后面部 45d 侧也可以配置伸缩性小的材料,或者将厚度加厚。另外,如上所述为了使其不易打滑,也可以对前面部 45b 赋予微小的凹凸。并且,关于圆筒部外周的中央部,也可以沿着周方向利用二色成形配置与其他部分相比伸展性小的材料,或者将厚度加厚。

[0067] 另外,还可以像图 10 所示的变形例的抵靠球囊那样,在前面部 45b 的周方向通过二色成形设置在径向方向伸长的少伸缩性部分 45be。并且,为了确保抵靠球囊的膨胀状态下的圆筒形状,也可以按照图 11 的变形例所示那样沿着抵靠球囊 45 的外周部配置少伸缩性部分 45ce。

[0068] 另外,作为不考虑使膨胀状态的抵靠球囊的前面部 45b 成为平面状、使外径成为圆筒状的抵靠球囊的变形例,也可以考虑图 12 的侧视图所示的抵靠球囊 45A。

[0069] 在此,说明具有上述结构的本实施方式的内窥镜观察装置 1 的观察动作。

[0070] 在进行活体粘膜的观察部位 17 的普通观察和高倍率观察时,将内窥镜 2 插入体内,利用设于内窥镜 2 的前端部 18 的普通观察用摄像单元 27 观察粘膜等观察部位 17。并且,当存在期望观察组织学的细微结构的关注部位 17a 时,对关注部位 17a 进行染色处理,然后从插入口 21 拔出色素散布机构的导管(未图示),接着按照图 1 所示将观察探头 3 从插入口 21 贯穿插入到钳子通道 23 内。并且,在使观察探头 3 的前端部 35 从钳子通道 23 的前端开口 23a 突出后,使收缩着的抵靠球囊 45AS 按照前面所述膨胀,在内窥镜 2 的普通观察状态下,按照前述图 3 所示,将抵靠球囊 45A 的前面部 45b 按压(接触)在关注部位 17a 的周围。

[0071] 在内窥镜 2 的观察范围内捕捉到关注部位 17a 的状态下,使如上所述在位于抵靠球囊 45 的中央的高倍率观察探头 3 的前端面上设置的物镜 40 紧贴在关注部位 17a 的表面上,由此能够定位而且不会晃动。即,能够容易地设定为图 3 所示的观察状态。

[0072] 在高倍率观察状态下,来自光源装置 4A 的照明光从照明透镜 16 射出。该照明光进入观察探头 3 的前端面所接触的粘膜表面的内部侧,并通过内部组织等散射后照明关注部位 17a。进而,关注部位 17a 的光学像成像于 CCD 42 上,该 CCD 42 配置在前端面被按压的状态下的高倍率物镜系统 40 的成像位置。

[0073] 并且,抵靠球囊 45 的前面部 45b 抵接于关注部位 17a 的周围,观察探头 3 的前端部 35 的物镜 40 被按压于关注部位 17a。因此,能够防止观察探头 3 的前端部 35 变得不稳定而导致其位置变化。即,将观察探头 3 保持为不晃动的状态,使聚焦于观察窗端面附近的关注部位 17a 的状态的光学像成像于 CCD 42。

[0074] 成像于 CCD 42 的像通过该 CCD 42 被光电转换,通过视频处理器 5B 内的影像处理电路被转换为影像信号,并与监视器 6 的内窥镜图像邻接地显示高倍率观察图像。因此,手术医生通过观察高倍率观察图像,能够容易准确地诊断该关注部位 17a。

[0075] 这样,根据本实施方式的内窥镜观察装置 1,在进行高倍率观察时,使配置在高倍率观察探头 3 的前端的膨胀状态的抵靠球囊 45 的前面部 45b 抵接于关注部位 17a 的周围,所以能够吸收因钳子通道 23 和观察探头 3 的间隙造成的松动,能够将前端部 35 的观察窗



保持为相对于关注部位 17a 不晃动的状态。

[0076] 并且,通过使抵靠球囊 45 的前面部 45b 可靠地抵接于关注部位 17a 的周围,可以使聚焦于物镜系统 40 前面的观察窗附近的关注部位 17a 的光学像成像于 CCD 42。并且,抵靠球囊 45 的更宽的前面部 45b 抵接于关注部位 17a 的周围。因此,即使高倍率观察探头 3 的前端部 35 为细径,也能够防止该前端部 35 埋入关注部位 17a 内。另外,由于抵靠球囊 45 的长度  $\delta 1$  对应于内窥镜 2 的可以清楚观察的近点侧的观察距离(视场深度),所以在从高倍率观察状态切换为内窥镜 2 的观察时,不需要变动内窥镜 2 的前端部与活体组织的距离,即可顺利进行观察。

[0077] 并且,只要是具有钳子通道的普通内窥镜,通过适用本实施方式的高倍率观察探头 3,即可进行可靠的高倍率(放大)观察。

[0078] 下面,参照图 13、图 14,说明适用于本发明的内窥镜观察装置的第二实施方式的高倍率观察探头。

[0079] 对于作为本实施方式的第二内窥镜的高倍率观察探头 3B,如图 13 所示,在探头内部的摄像单元 39 周围内置有作为照明机构的光导管 47。其他结构与适用于第一实施方式的高倍率观察探头 3 同样,在前端部 35B 内置高倍率摄像单元 39,在前端部的筒体 36 的外周上装配由伸缩部件构成的可以膨胀的抵靠球囊 45。以下,说明与高倍率观察探头 3 不同的部分。

[0080] 高倍率观察探头 3B 如图 1 所示,具备从连接器部 65 突出的光导管管头,该光导管管头装卸自如地连接于光源装置 4B。

[0081] 光源装置 4B 内部的灯 67 的白色光通过透镜从光导管管头入射至光导管 47。在处于高倍率观察探头 3B 的高倍率观察状态时,照明光通过光导管 47 传输到前端部 35B 的前端。该照明光从配置于物镜 40 周围的照明窗 47a 射出。此时,抵靠球囊 45 抵接于关注部位 17a 的附近,而且前端部的前端面接触关注部位 17a,由此照明光朝向粘膜表面的内部侧照射并通过内部组织等散射。被该照明光照射的组织像由高倍率物镜系统 40 取入,并成像于 CCD 42 的成像面。通过 CCD 42 将关注部位 17a 的光学像光电转换为电信号,该电信号通过视频处理器 5B 生成为影像信号。

[0082] 根据适用了本实施方式的高倍率观察探头 3B 的内窥镜观察装置,在所述第一实施方式的效果的基础上,在进行高倍率观察时,利用独立于内窥镜 2 的、设于高倍率物镜系统 40 周围的光导管 47 照明成像于 CCD 42 的范围,能够适当地照明关注部位 17a。

[0083] 并且,在本实施方式中,设置内窥镜 2 和高倍率观察探头 3B 分别独立的照明机构,所以在普通观察和高倍率观察时都能够利用充足的光量进行观察。

[0084] 下面,参照图 15、图 16,说明适用于本发明的内窥镜观察装置的第三实施方式的高倍率观察探头。

[0085] 如图 15 所示,对于作为本实施方式的第二内窥镜的高倍率观察探头 3C,在构成上述第一实施方式的高倍率观察探头 3 的筒体 36 的外周上装配的抵靠球囊的材料不同。即,在本实施方式的高倍率观察探头 3C 的筒体 36 上装配的抵靠球囊 45C 不是袋状膜部件,而是可以膨胀压缩的例如泡沫合成橡胶制等筒部件。因此,在本实施方式中,不需要用于提供使抵靠球囊 45C 膨胀的空气的供给装置。

[0086] 其他结构与适用于第一实施方式的高倍率观察探头 3 同样,在前端部 35C 内置高

倍率摄像单元 39。以下,说明与高倍率观察探头 3 不同的部分。

[0087] 适用于本实施方式的高倍率观察探头 3C 的抵靠球囊 45C 在插入内窥镜 2 的钳子通道 23 的状态下,收纳为被该通道内周压缩的状态(45CS)。进而,为了进行高倍率观察,在使前端部 35C 向通道的外方向突出的状态下,如图 15 所示,抵靠球囊 45C 成为膨胀状态。

[0088] 即,在进行高倍率观察时,使膨胀状态的抵靠球囊 45C 的前面部抵接于观察部位 17 的关注部位 17a 的周围,与适用于第一实施方式的高倍率观察探头 3 同样,能够利用高倍率摄像单元 39 进行观察。

[0089] 这样,在适用本实施方式的高倍率观察探头 3C 的情况下,在所述第一实施方式的效果的基础上,不需要空气供给装置 66,系统结构变简单。并且,膨胀状态的抵靠球囊 45C 的形状稳定,能够可靠地抵接于观察部位 17。

[0090] 下面,参照图 17、图 18,说明适用于本发明的内窥镜观察装置的第四实施方式的高倍率观察探头。

[0091] 如图 17 所示,对于作为本实施方式的第二内窥镜的高倍率观察探头 3D,在构成上述第一实施方式的高倍率观察探头 3 的筒体 36 的外周上装配的抵靠球囊的形状不同。即,在本实施方式的高倍率观察探头 3D 的筒体 36 的外周上装配的抵靠球囊 45D 利用具有空气室 71 的可以膨胀压缩的合成橡胶等形成。抵靠球囊 45D 不需要用于提供使抵靠球囊膨胀用的空气的供给装置。其他结构与适用于第一实施方式的高倍率观察探头 3 同样,在前端部 35D 内置高倍率摄像单元 39。以下,说明与高倍率观察探头 3 不同的部分。

[0092] 适用于本实施方式的高倍率观察探头 3D 的抵靠球囊 45D 在插入内窥镜 2 的钳子通道 23 的状态下,收纳为空气室 71 被该通道内周压缩的状态(45DS)。进而,为了进行高倍率观察,在使前端部 35D 向通道的外方向突出的状态下,如图 17 所示,抵靠球囊 45D 成为空气室 71 膨胀而且膨胀为圆筒状的状态。

[0093] 即,在进行高倍率观察时,使膨胀状态的抵靠球囊 45D 的前面部抵接于观察部位 17 的关注部位 17a 的周围,与适用于第一实施方式的高倍率观察探头 3 同样,能够利用高倍率摄像单元 39 进行观察。

[0094] 这样,在适用本实施方式的高倍率观察探头 3D 的情况下,在所述第一实施方式的效果的基础上,不需要空气供给装置 66,系统结构变简单。并且,膨胀状态的抵靠球囊 45D 的形状稳定,能够可靠地抵接于观察部位 17。

[0095] 下面,参照图 19、图 20,说明适用于本发明的内窥镜观察装置的第五实施方式的高倍率观察探头。

[0096] 如图 19 所示,对于作为本实施方式的第二内窥镜的高倍率观察探头 3E,在构成上述第一实施方式的高倍率观察探头 3 的筒体 36 的外周上装配的抵靠球囊的形状不同。即,在本实施方式的高倍率观察探头 3E 的筒体 36 的外周上装配的抵靠球囊 45E 与抵靠球囊 45 同样是袋状膜部件,其具有伸缩性而且可以膨胀,但膨胀状态下的抵靠球囊 45E 的前面部的形状不同。其他结构与适用于第一实施方式的高倍率观察探头 3 同样,在前端部 35E 内置高倍率摄像单元 39。以下,说明与高倍率观察探头 3 不同的部分。

[0097] 适用于本实施方式的高倍率观察探头 3E 的抵靠球囊 45E 在插入内窥镜 2 的钳子通道 23 的状态下,没有被提供空气,而被保持为紧贴在前端部 35E 的筒体 36 的外周部上的形状的收缩状态(45ES)。进而,为了进行高倍率观察,在使前端部 35E 向通道的外方向突出

的状态下,由空气供给装置 66 提供的空气从空气供给孔 46a 进入抵靠球囊 45E 内部,抵靠球囊 45E 膨胀成为图 19 所示的球囊膨胀状态。

[0098] 此时,膨胀状态的抵靠球囊 45E 的前面侧突出成为球囊前方部 45Eb 膨胀且距物镜系统 40 前面的观察窗为预定尺寸  $\delta 2$  的状态。

[0099] 在进行高倍率观察时,抵靠球囊 45E 的球囊前方部 45Eb 抵接在观察部位 17 的关注部位 17a 上。在该抵接状态下,关注部位 17a 与物镜系统 40 前面的观察窗离开上述预定尺寸  $\delta 2$ 。但是,该尺寸  $\delta 2$  被设定为高倍率摄像单元 39 的观测时的视场深度(能够观察的深度)内的距离。因此,在上述抵靠球囊 45E 与关注部位 17a 抵接的状态下能够实现聚焦状态。

[0100] 并且,突出的球囊前方部 45Eb 利用不易打滑的材料形成,相对于观察部位 17 不易打滑。因此,高倍率观察探头 3E 的前端部 35E 能够被可靠保持着而不晃动。

[0101] 并且,该抵靠球囊 45E 的球囊前方部 45Eb 的端部与后端面 45Ed 之间的距离  $\delta 1$  与高倍率观察探头 3 的情况同样,与内窥镜 2 侧的普通观察用摄像单元 27 的近点侧视场深度(观察深度)对应地设定。因此,在从高倍率观察探头 3 的高倍率观察状态切换为内窥镜 2 的观察时,不需要变动内窥镜 2 的前端部与活体组织的距离,即可顺利进行观察。

[0102] 这样,在适用本实施方式的高倍率观察探头 3E 的情况下,在前述第一实施方式的效果的基础上,在使膨胀状态的抵靠球囊 45E 抵接于观察部位 17 的状态下,能够更加可靠地保持前端部 35E 而使其不晃动。

[0103] 并且,在进行高倍率观察时,能够使关注部位 17a 与物镜系统 40 前面的观察窗始终离开预定距离  $\delta 2$ ,所以能够获得稳定的高倍率观察图像。

[0104] 本发明不限于上述实施方式,此外在实施阶段,可以在不脱离本发明宗旨的范围内进行各种变形。另外,在上述各个实施方式中包含各种阶段的发明,根据所公开的多个构成要素的适当组合可以提出各种发明。

[0105] 本发明以在 2006 年 5 月 31 日提出申请的特愿 2006-152598 号日本专利申请为基础并对其主张优先权,并且上述公开内容被引用于本申请的说明书、权利要求书及附图中。

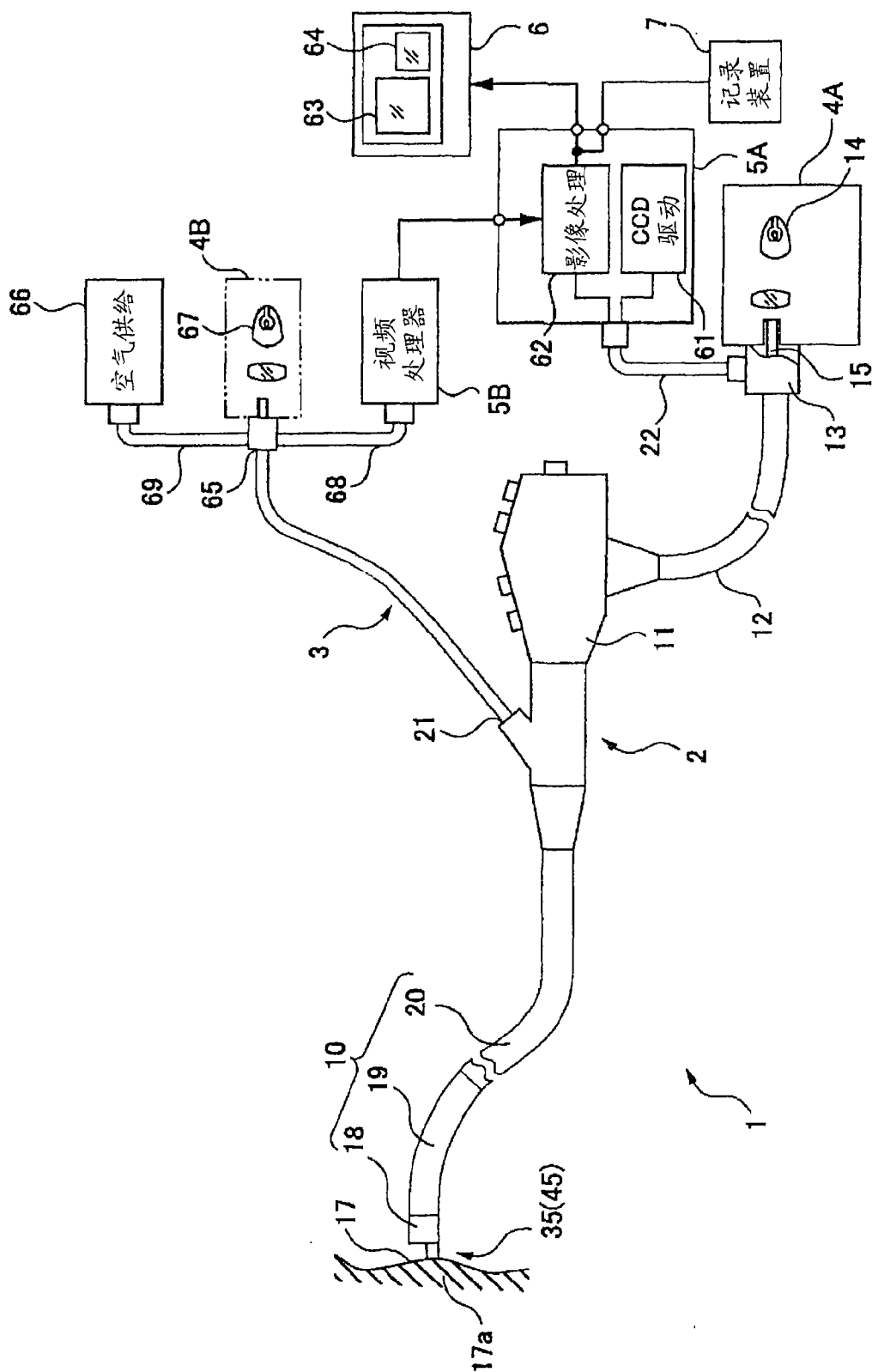


图 1

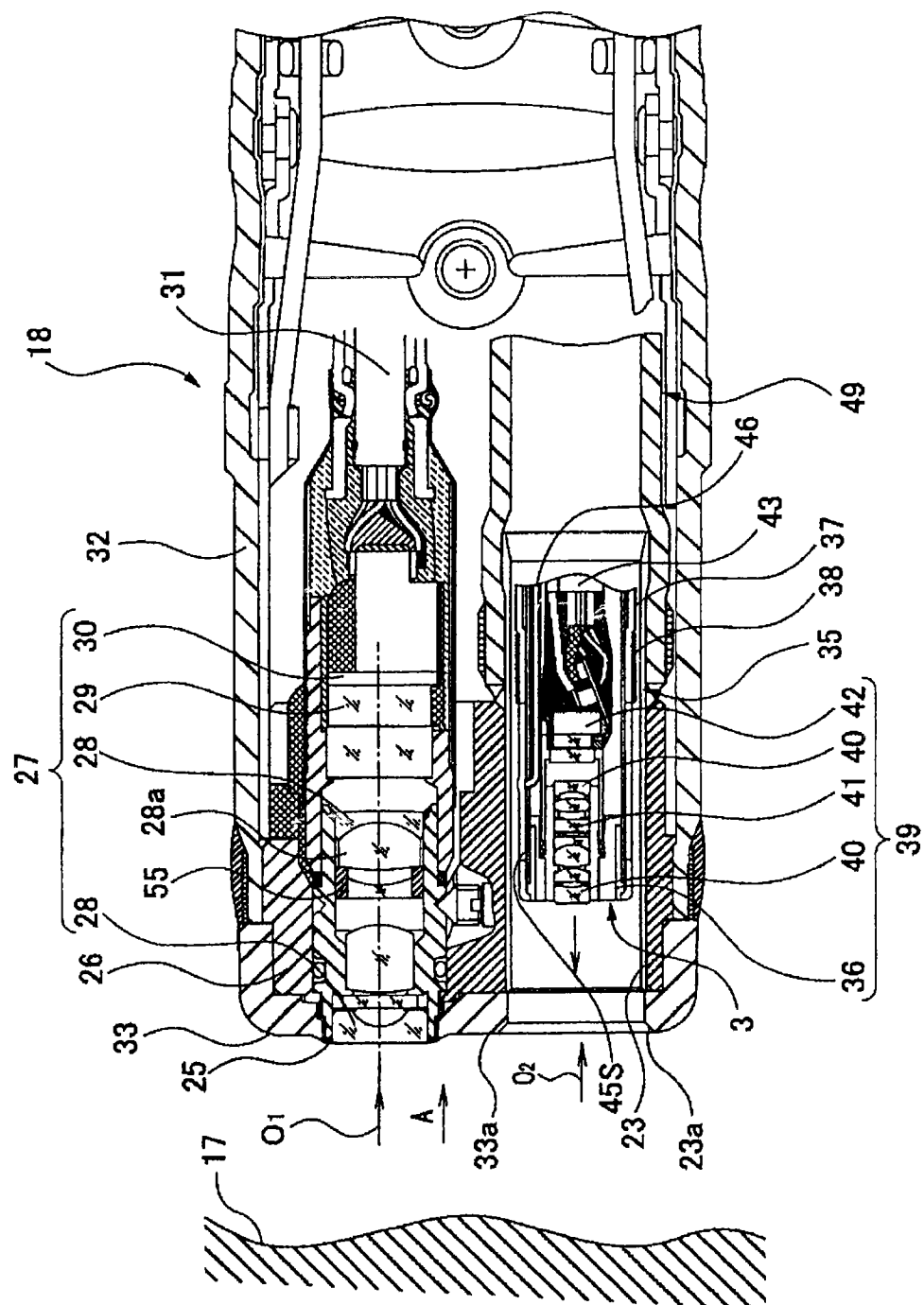


图 2

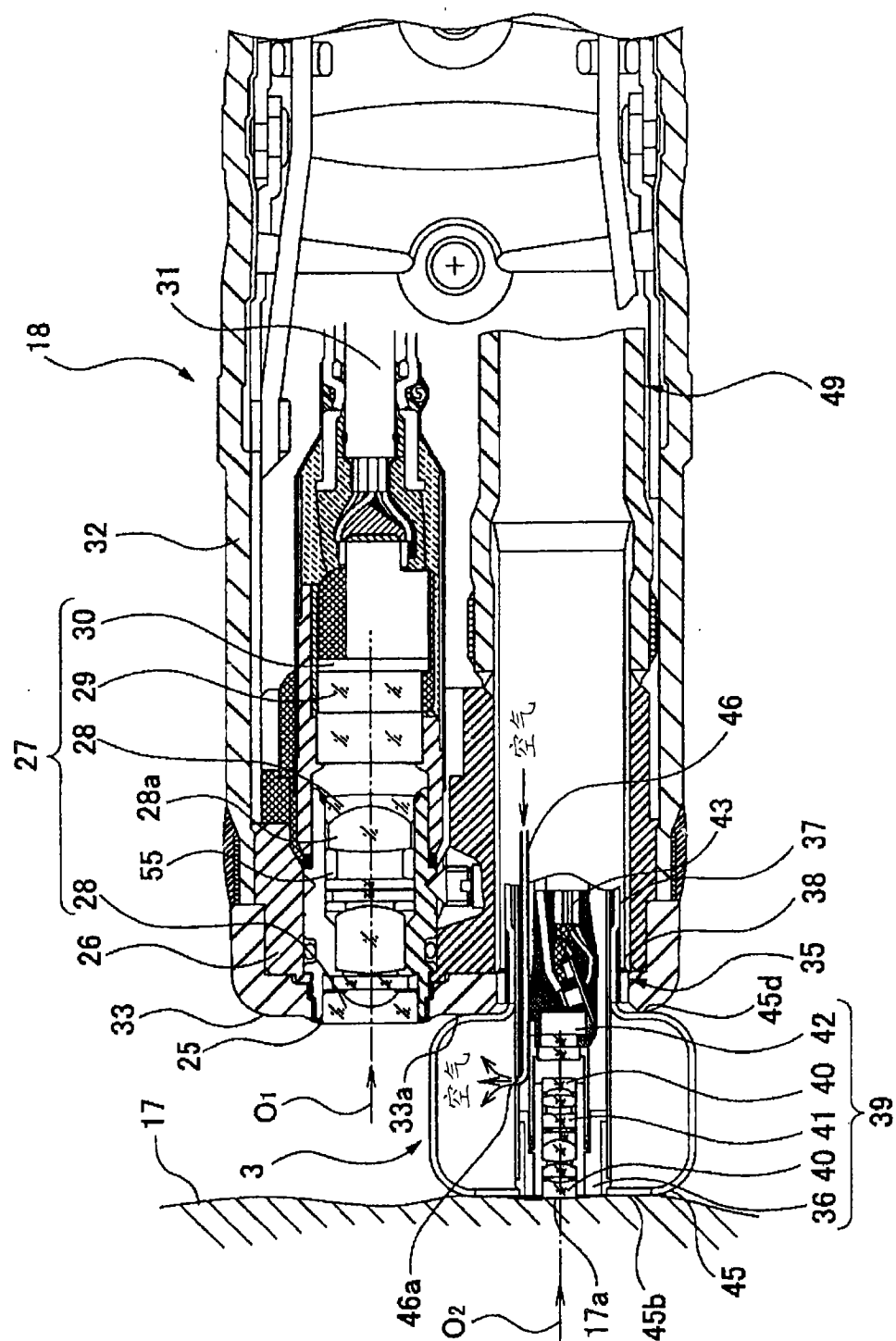
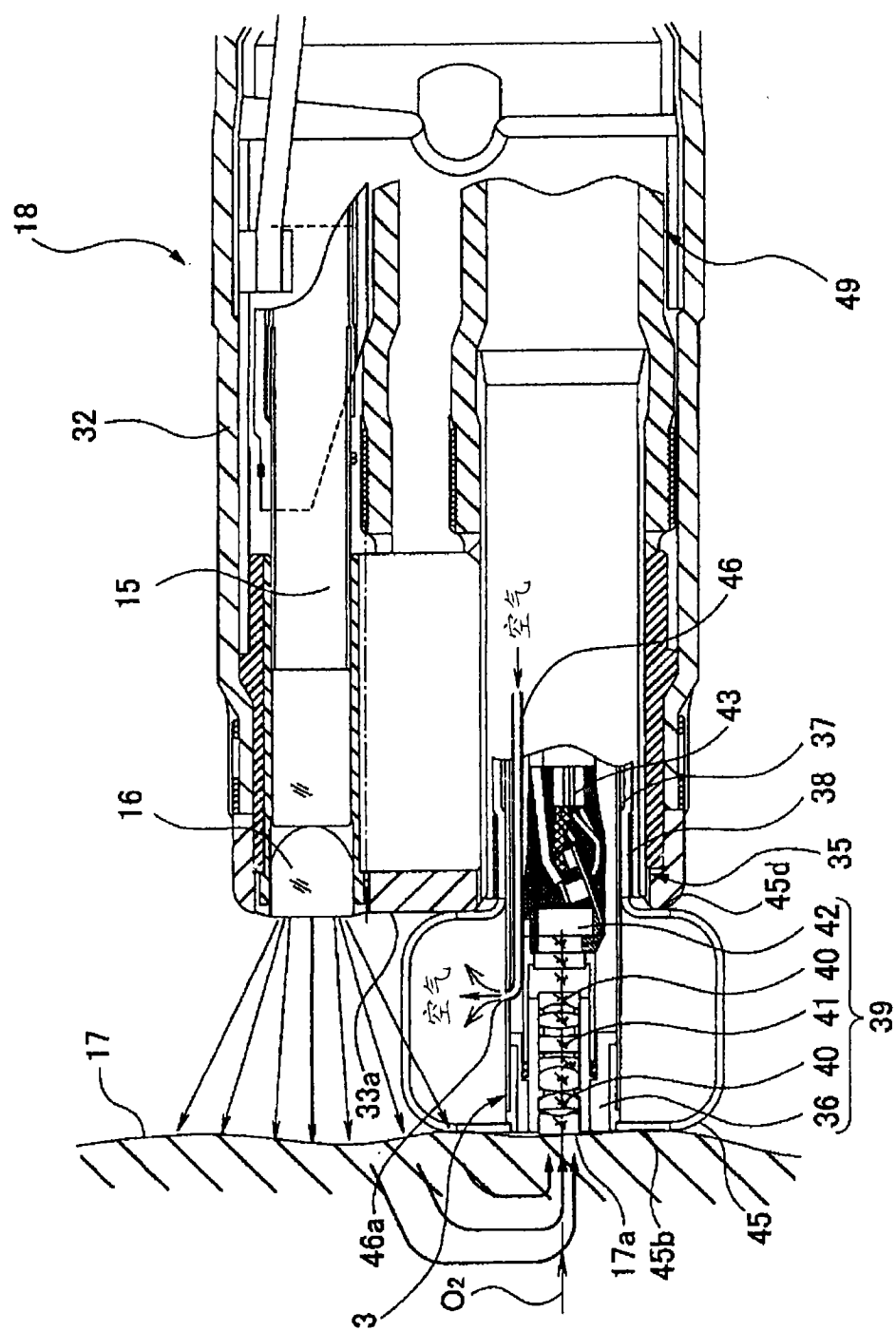



图 3

4  


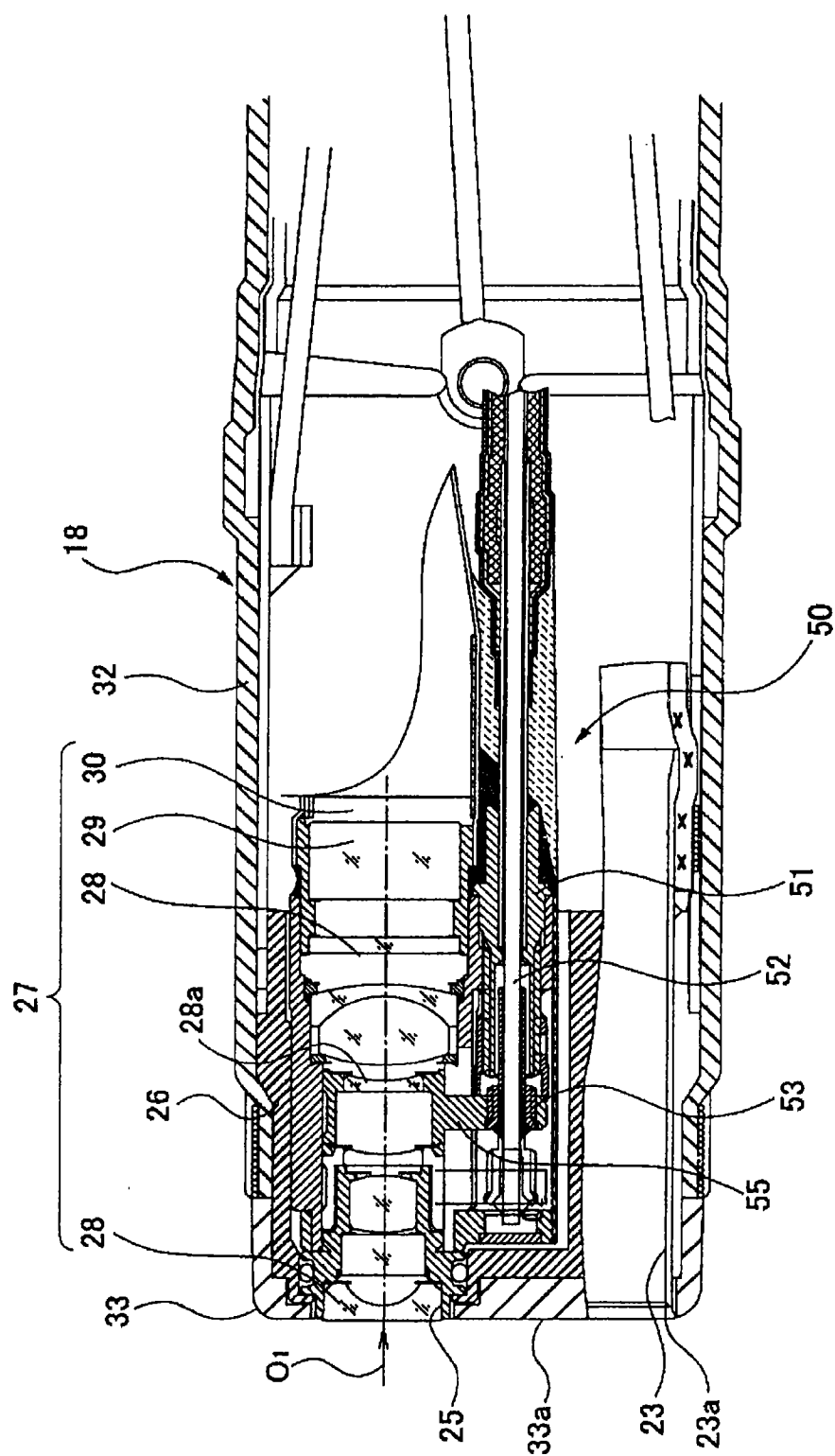
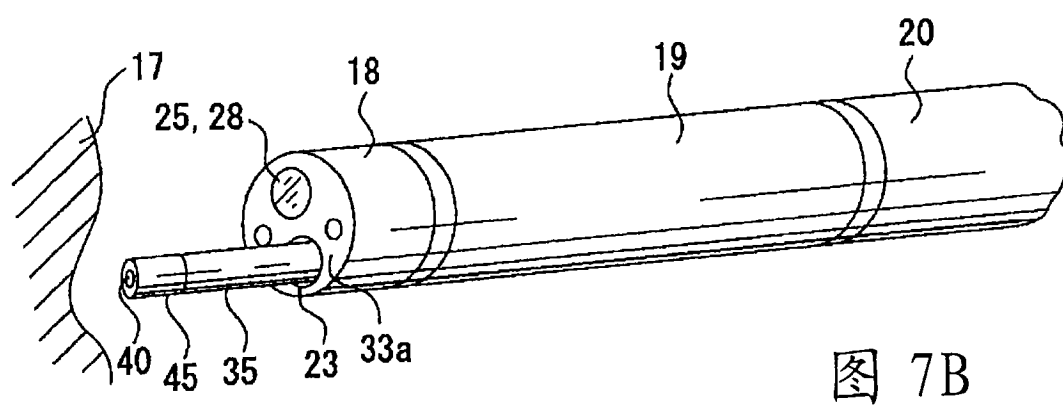
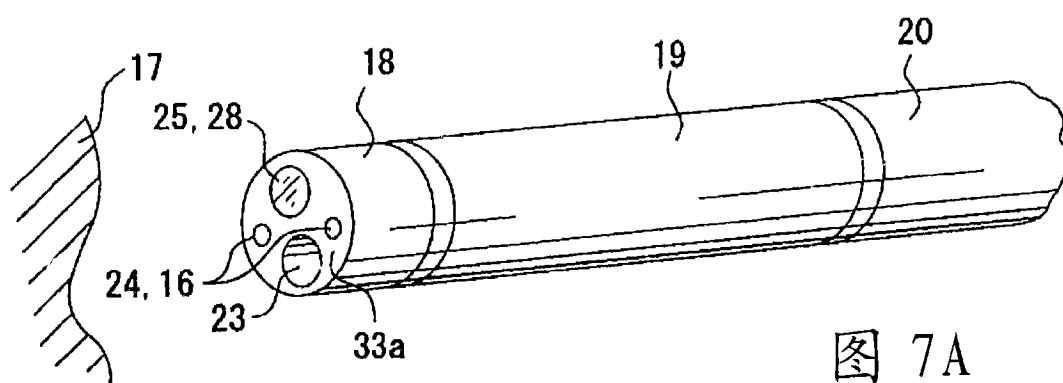
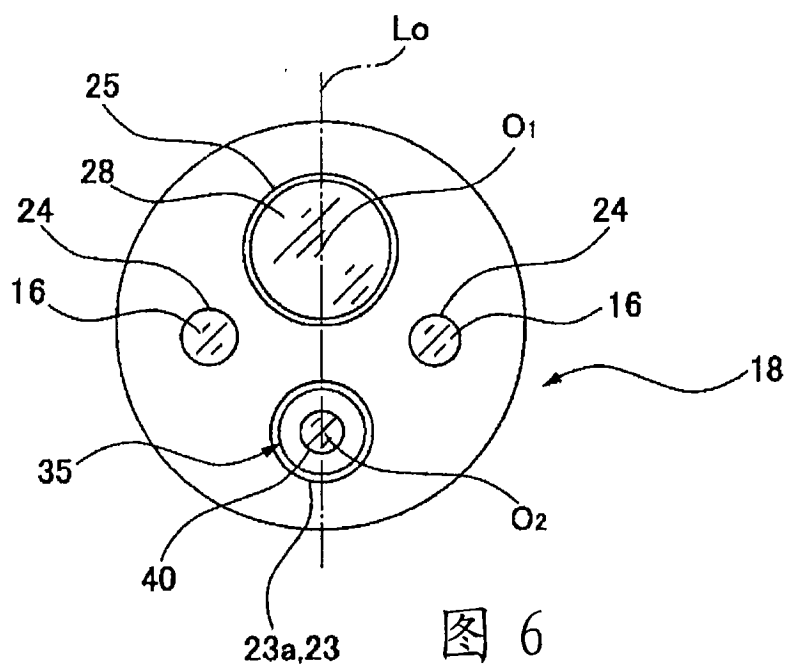
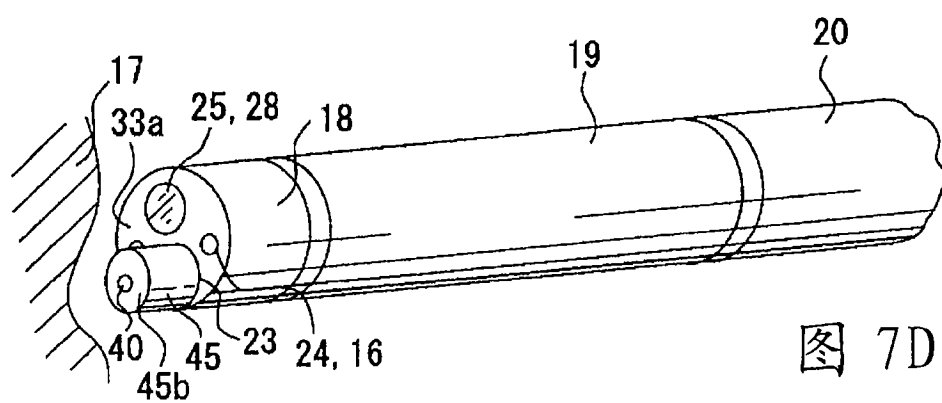
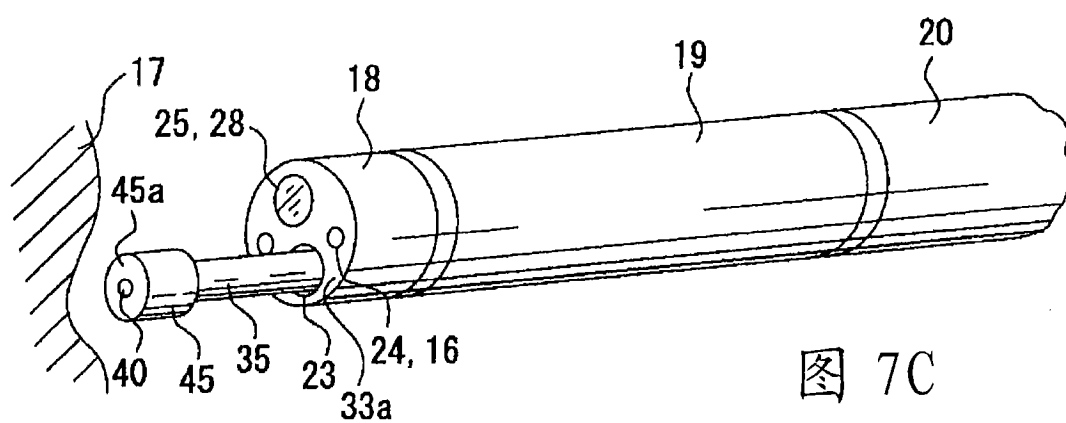
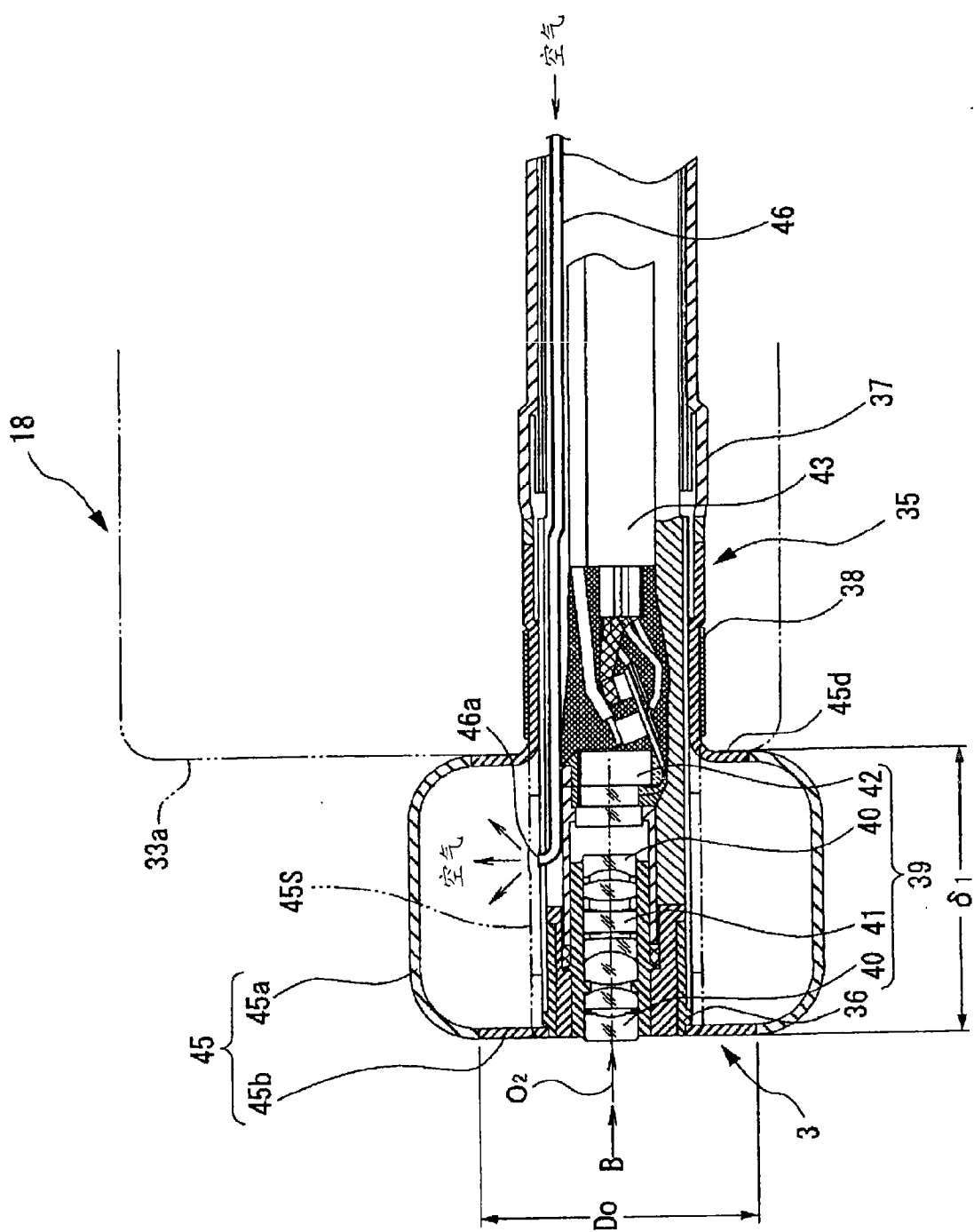


图 5









$\infty$   

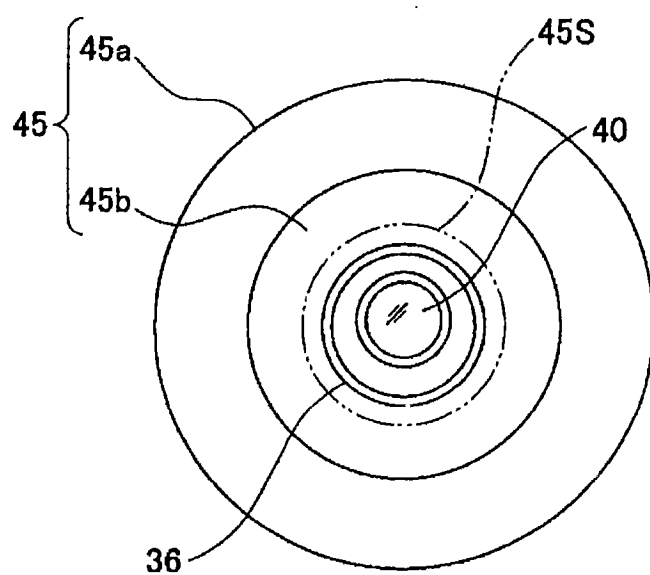



图 9

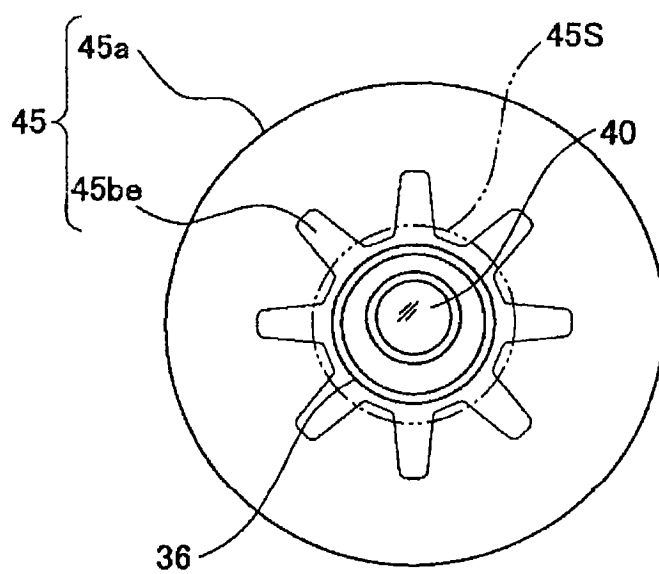


图 10

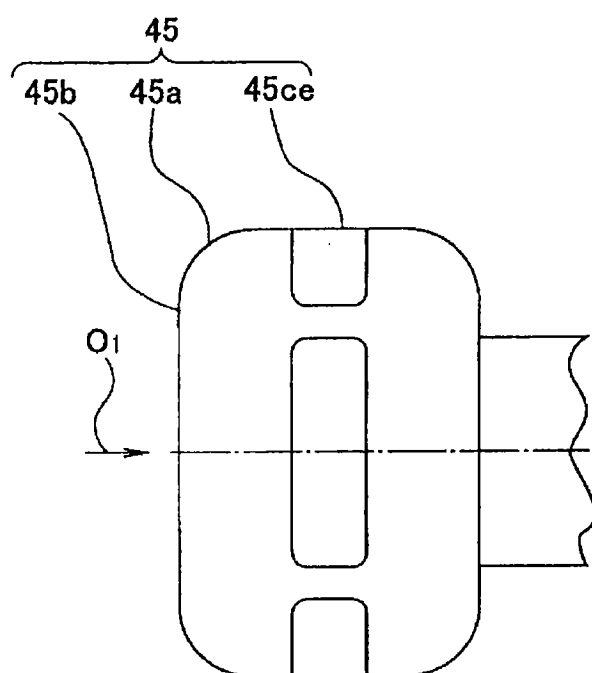


图 11

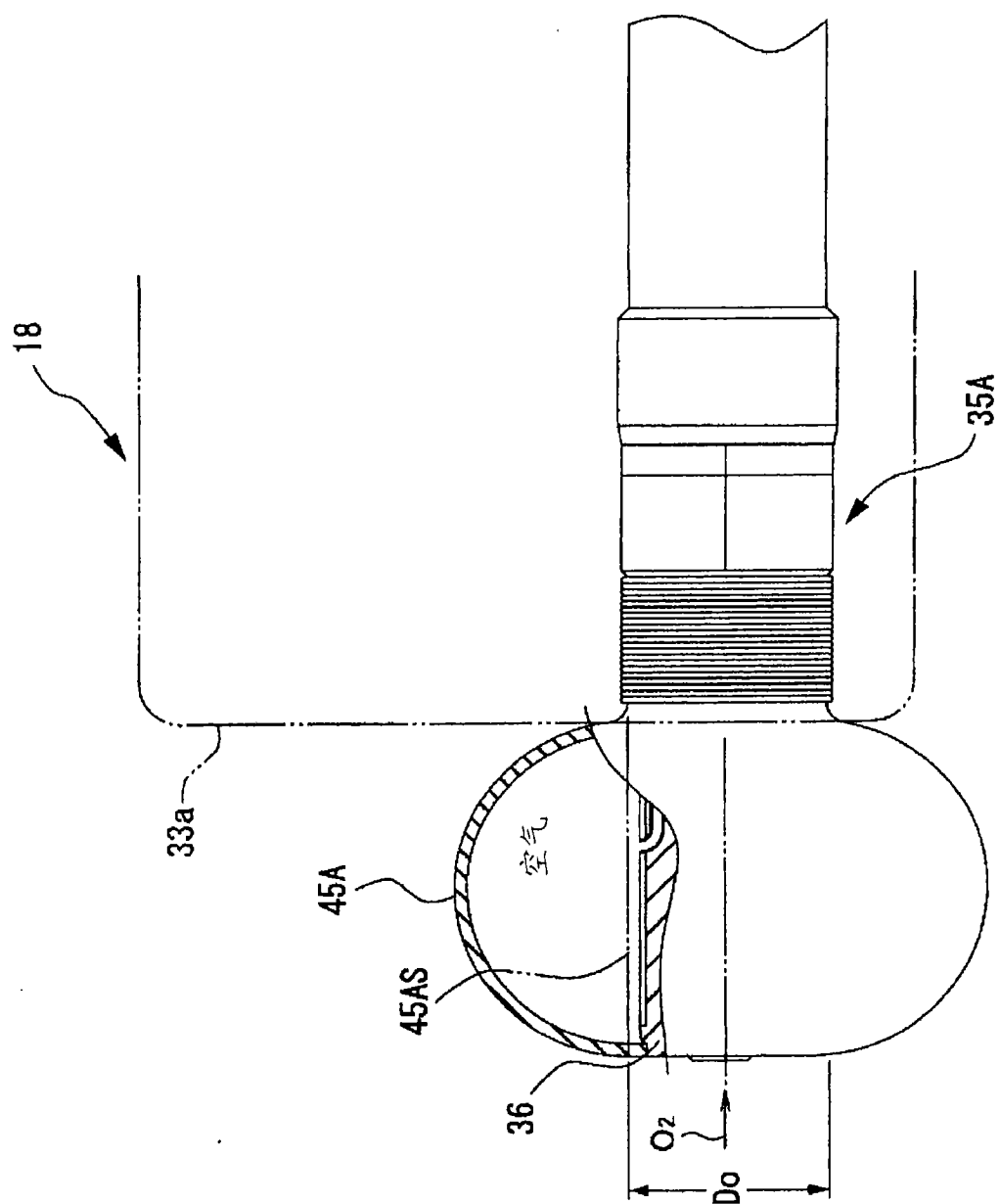


图 12

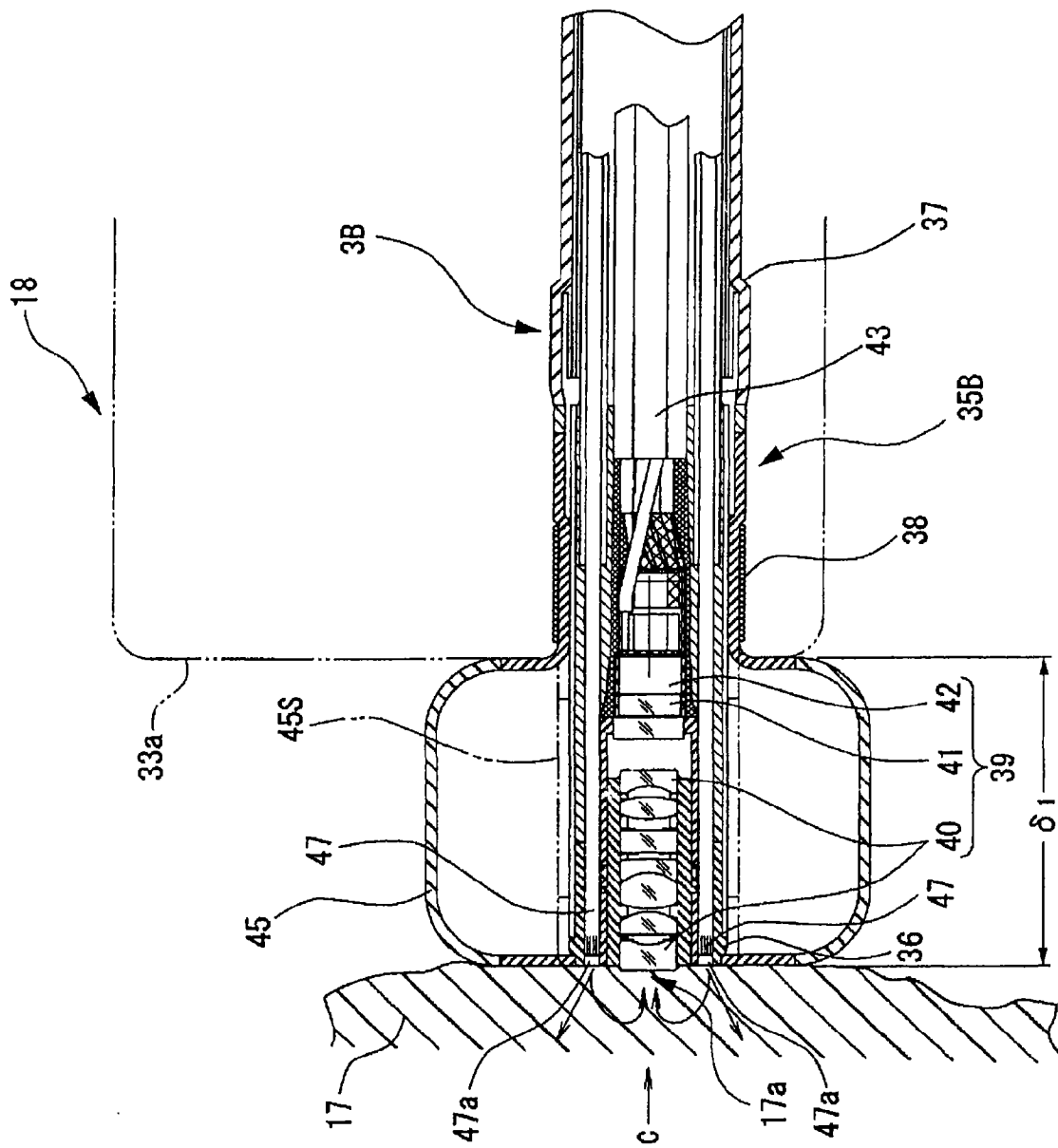


图 13

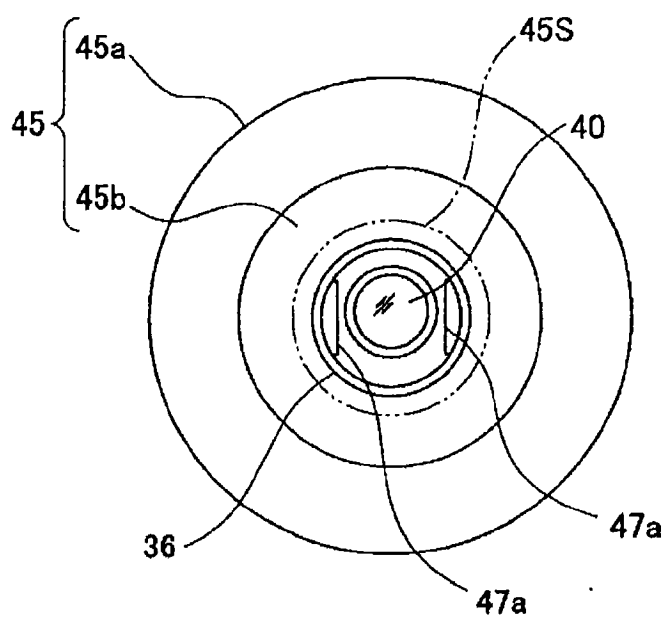


图 14

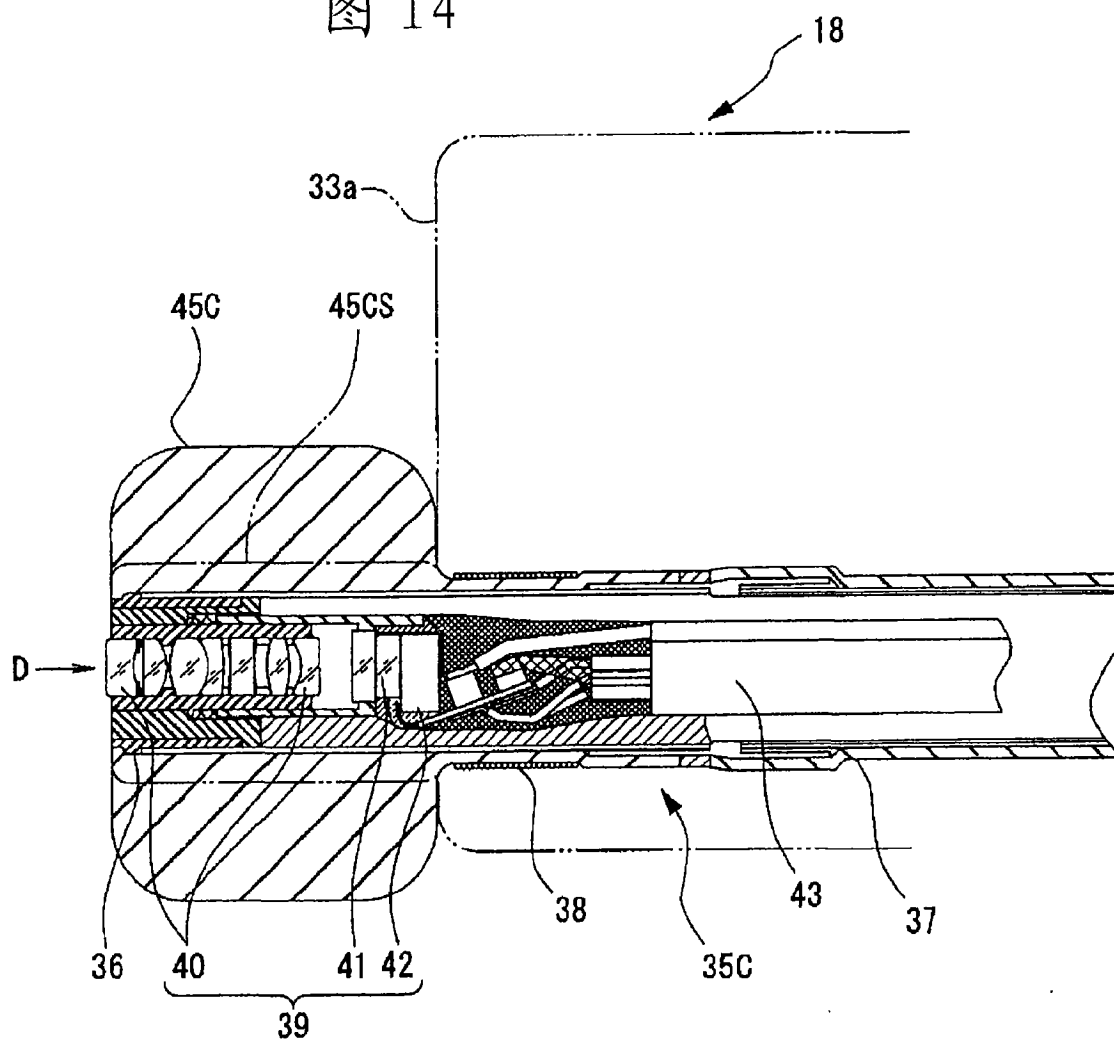


图 15



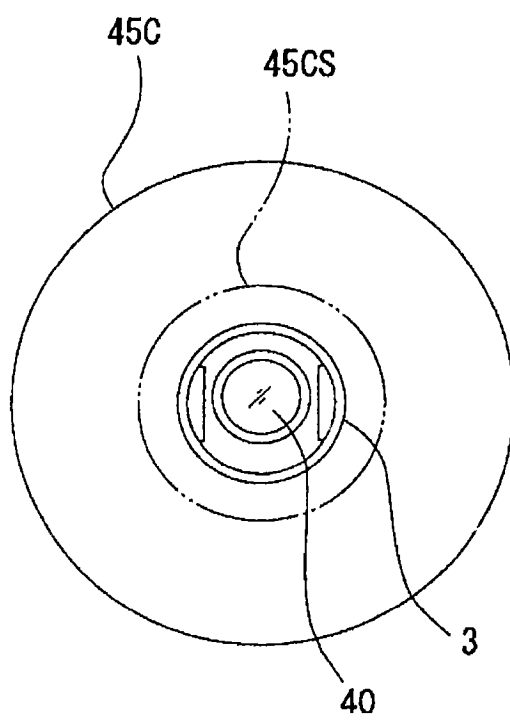


图 16

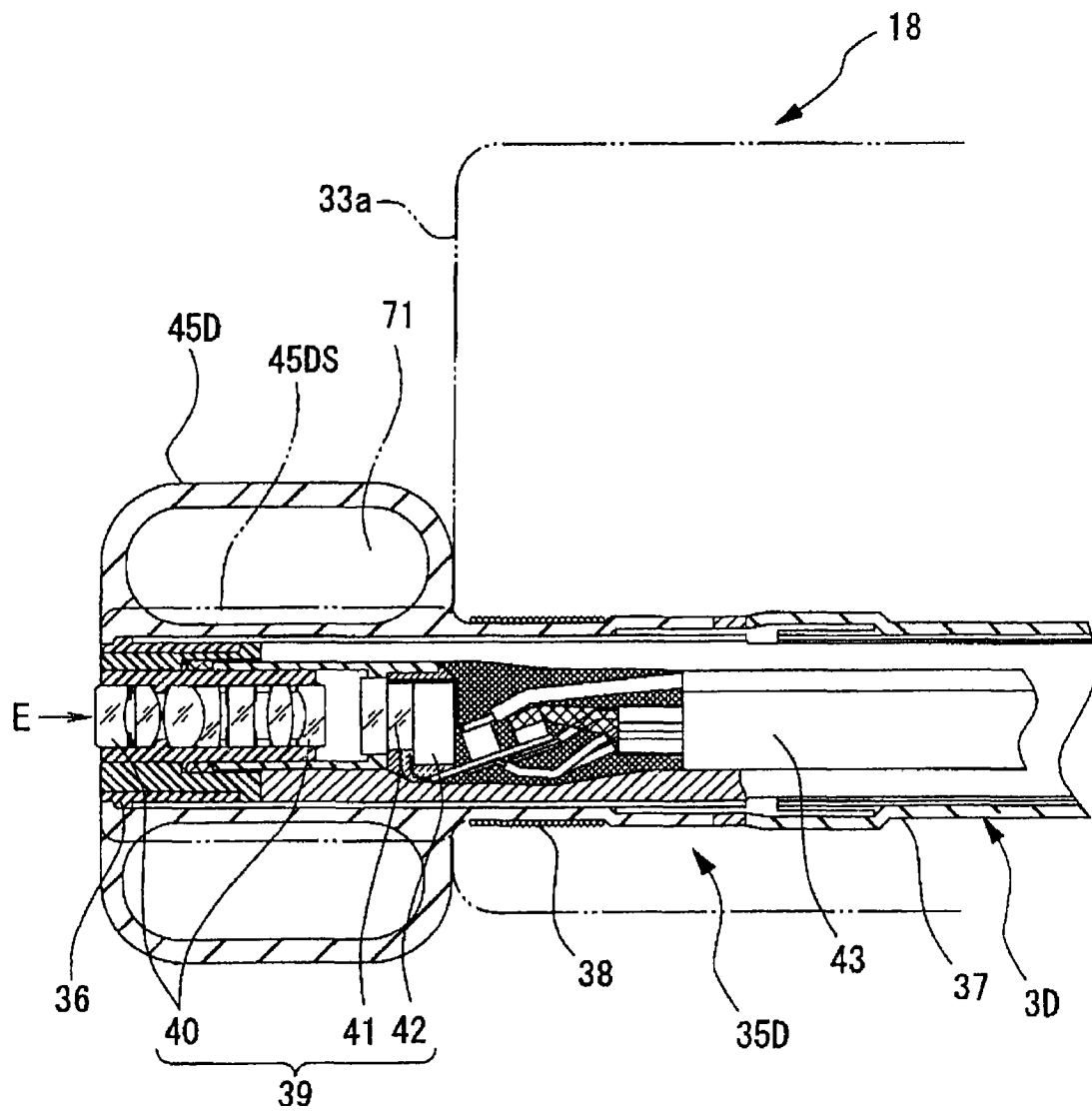


图 17

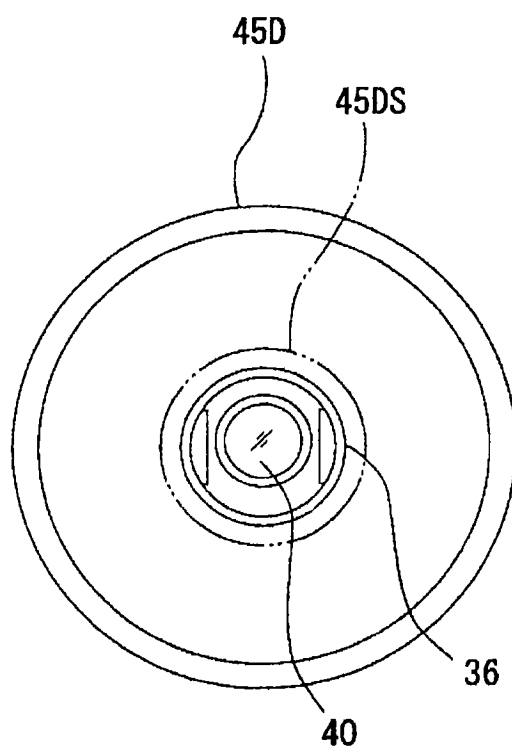


图 18

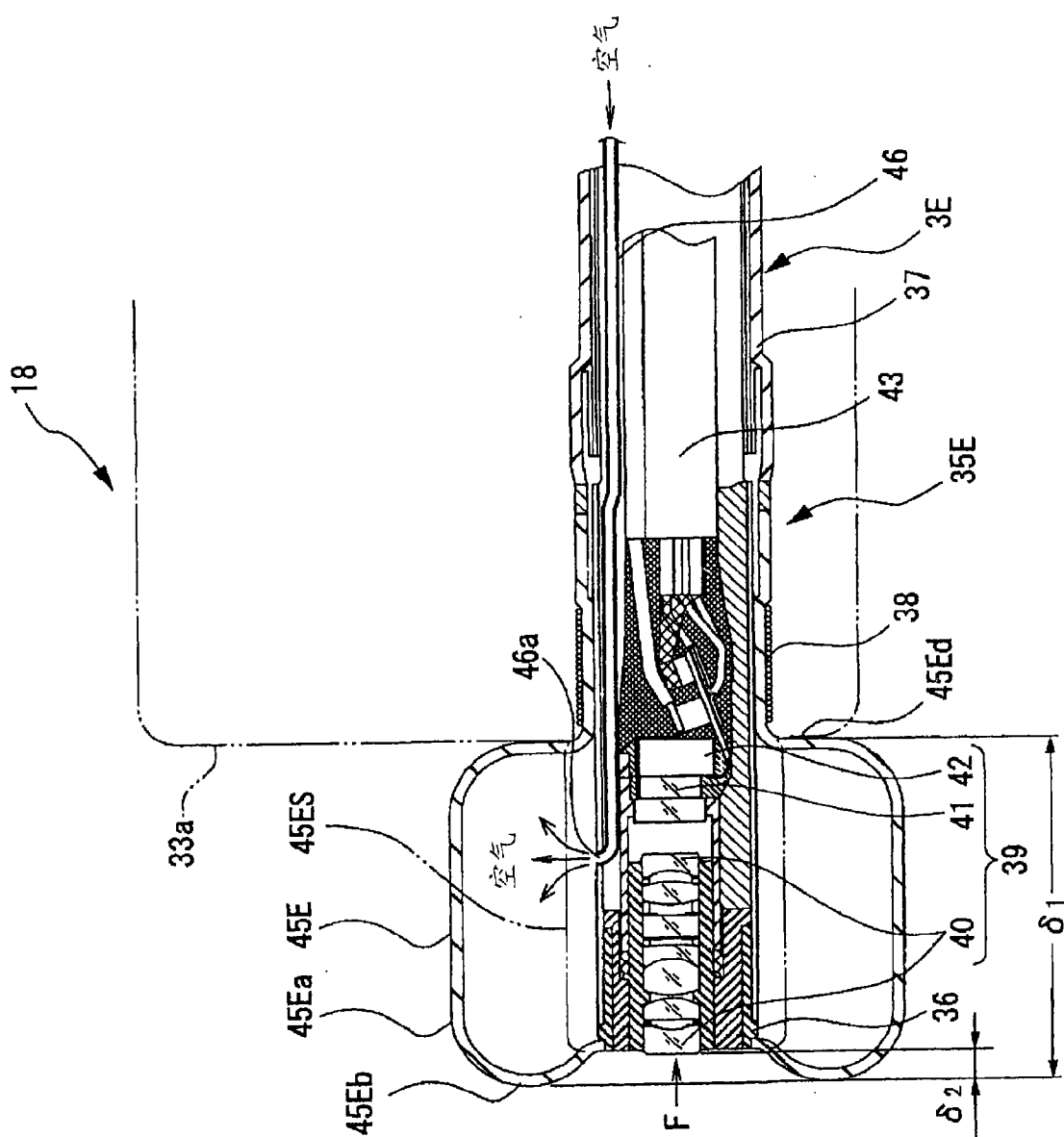


图 19

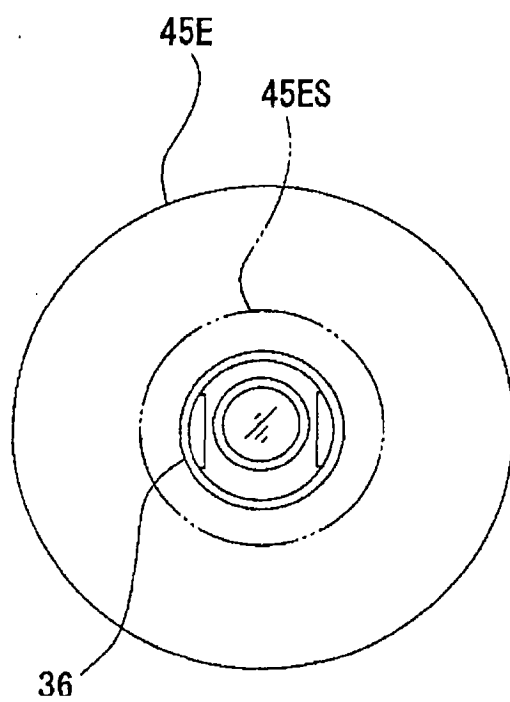


图 20

专利名称(译)	内窥镜及内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN101453936B</a>	公开(公告)日	2011-02-16
申请号	CN200780019259.9	申请日	2007-05-18
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	一村博信 高头英泰 野口梓 三宅清士 道口信行 后野和弘		
发明人	一村博信 高头英泰 野口梓 三宅清士 道口信行 后野和弘		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00082 A61B1/00 G02B23/2446 G02B23/2484 A61B5/6886 G02B23/2438 A61B1/0125		
审查员(译)	李妍		
优先权	2006152598 2006-05-31 JP		
其他公开文献	CN101453936A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明提供内窥镜及内窥镜系统，所述内窥镜具有插入部、抵接部、增大机构和观察机构。插入部是能够插入被检体的插入部。抵接部设于插入部的前端部。设于前端部的抵接部能够接触被检体。增大机构使抵接部的抵接面积增大。观察机构设于前端部，观察由增大机构增大后的抵接部所抵接的被检体、或者观察通过增大后的抵接部离开预定距离的被检体。

