

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/012 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410097944.1

[45] 授权公告日 2008 年 4 月 9 日

[11] 授权公告号 CN 100379379C

[22] 申请日 2004.12.6

[21] 申请号 200410097944.1

[30] 优先权

[32] 2003.12.5 [33] JP [31] 2003-407979

[32] 2003.12.9 [33] JP [31] 2003-410641

[32] 2004.3.29 [33] JP [31] 2004-096451

[32] 2004.11.5 [33] JP [31] 2004-322795

[73] 专利权人 富士能株式会社

地址 日本国埼玉县

[72] 发明人 藤仓哲也 川野裕隆

[56] 参考文献

JP2002-301019A 2002.10.15

US4000739A 1997.1.4

US5509908A 1996.4.23

US5423848A 1995.6.13

审查员 沈显华

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 汪惠民

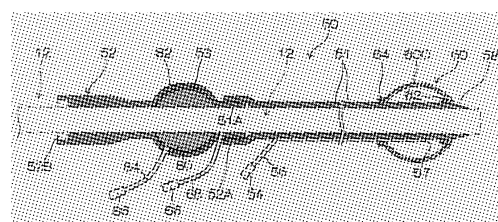
权利要求书 1 页 说明书 22 页 附图 23 页

[54] 发明名称

内窥镜的插入辅助器械

[57] 摘要

本发明提供一种能够防止反流的体液漏出的内窥镜的插入辅助器械。套管(50)由管主体(51)和形成有蓄液部(53)的握持部(52)形成。形成在握持部(52)的顶端的连接口(52A)，以水密状态嵌合在管主体(51)的基端开口部(51A)上，握持部(52)可以相对于管主体(51)自由拆卸。蓄液部(53)形成直径大于管主体(51)的直径的球状，其内部形成圆弧状的凹部(80)。在该凹部(80)中容纳有形成环状的海绵(82)。在实施手术时，从管主体(51)和插入部(12)之间的空隙反流的体液蓄积在凹部(80)，由海绵(82)吸收液体而防止从凹部(80)漏出。



1. 一种内窥镜的插入辅助器械，是把内窥镜的插入部插入的插入辅助器械，其特征在于，在所述插入辅助器械的基端部侧形成防止从该插入辅助器械的基端部和所述内窥镜的插入部之间漏出体液的流体漏出防止机构，该流体漏出防止机构是连接所述内窥镜的插入部的基端部和所述插入辅助器械的基端部并以可变更所述插入部的插拔方向的方式覆盖所述插入部的覆盖部件。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜的插入辅助器械，其特征在于，所述覆盖部件是筒状的伸缩部件。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜的插入辅助器械，其特征在于，所述伸缩部件是波纹管部件。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜的插入辅助器械，其特征在于，所述覆盖部件是大致筒状的弹性体。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜的插入辅助器械，其特征在于，所述弹性体是管，所述管的在一端形成的开口部密接安装于所述插入辅助器械的基端部，并且，在另一端形成的开口部，密接地、滑动自如地插通有所述内窥镜的插入部。

6. 根据权利要求5所述内窥镜的插入辅助器械，其特征在于，  
当所述插入辅助器械的内径设为  $a$ 、

所述管安装在所述插入辅助器械时的管的最大直径设为  $b$ 、

在所述管的另一端形成的开口部的直径设为  $c$ 、

从所述管相对所述插入辅助器械的固定部、到在所述管的另一端形成的开口部的边缘部的距离设为  $d$  时，

所述管形成为满足式  $d > a - c + (b - a) / 2$  的尺寸。

7. 根据权利要求1所述的内窥镜的插入辅助器械，其特征在于，所述内窥镜的插入部和/或所述插入辅助器械的顶端部安装膨胀自如的球囊。

## 内窥镜的插入辅助器械

### 技术领域

本发明涉及一种内窥镜的插入辅助器械，特别涉及一种在内窥镜的插入部插到体腔内时使用的内窥镜的插入辅助器械。

### 背景技术

当把内窥镜的插入部插到小肠等深部消化道时，如果只推压插入部，因为肠道复杂的弯曲，会导致力难以传递至插入部的顶端，向深部的插入比较困难。即，当在插入部上产生多余的弯曲或挠曲时，插入部进一步插到深部比较困难。因此提出了一种内窥镜装置，在内窥镜的插入部安装称之为套管或滑动管的插入辅助器械而插入到体腔内，使用该插入辅助器械引导插入部而插入到体腔内，由此防止插入部的多余的弯曲或挠曲（例如，专利文献1）。

另一方面，专利文献2中所公开的双球囊式内窥镜装置具有：在内窥镜插入部的顶端外周部装有自由膨缩的球囊的内窥镜、顶端外周部上装有自由膨缩的球囊且插通有内窥镜插入部并成为插入部插入时的导引器的套管。该双球囊式内窥镜装置按照规定步骤实施套管以及内窥镜插入部的插入动作和2个球囊的膨缩动作，由此内窥镜插入部插到消化道的深部。

专利文献1：特开平10-248794号公报；

专利文献2：特开2002-301019号公报。

但是，专利文献1的插入辅助器械的问题在于，当插入辅助器械插入到体腔内时，体液在体腔内压力的作用下从插入辅助器械和插入部之间的空隙反流，并从插入辅助器械的基端开口部漏到外面。

同样地，专利文献2的双球囊式内窥镜装置的套管也存在这样的问题，当把套管插到体腔内时，体液在体腔（消化道）内压力的作用下从套管和插入部之间的空隙反流，并从套管的基端开口部漏到外面。

## 发明内容

本发明正是鉴于上述情况而提出的，目的是提供一种能够防止从体腔侧反流的流体漏出的内窥镜的插入辅助器械。

为了达到上述目的，本发明之一是把内窥镜的插入部从基端部侧插入的插入辅助器械，其特征在于，设置有对上述插入辅助器械的基端部和上述内窥镜插入部之间进行密封的流体密封机构。

本发明的技术方案为：

一种内窥镜的插入辅助器械，是把内窥镜的插入部从基端部侧插入的插入辅助器械，在所述插入辅助器械的基端部侧形成防止从该插入辅助器械的基端部和所述内窥镜的插入部之间漏出体液的流体漏出防止机构，在该流体漏出防止机构上形成蓄液部，在该蓄液部中收纳吸液性材料。

一种内窥镜的插入辅助器械，是把内窥镜的插入部插入的插入辅助器械，在所述插入辅助器械的基端部侧形成防止从该插入辅助器械的基端部和所述内窥镜的插入部之间漏出体液的流体漏出防止机构，该流体漏出防止机构是连接所述内窥镜的插入部的基端部和插入该插入部的所述插入辅助器械的各基端部并以可变更所述插入部的插拔方向的方式覆盖所述插入部的覆盖部件之间，通过包覆所述插入部的筒状伸缩部件而连接。

根据本发明之一，由于设置有液体密封机构，故能够防止体液或向插入辅助器械供给的润滑液等流体从插入辅助器械的基端部和内窥镜插入部之间漏出来。

为了达到上述目的，本发明之二是把内窥镜的插入部插入的插入辅助器械，其特征在于，在上述插入辅助器械的基端部侧形成蓄液部。

根据本发明之二，在实施把插入辅助器械插入到体腔内的手术时，在体腔内压力的作用下从插入辅助器械和插入部之间的空隙反流出来的体液，蓄积于在插入辅助器械的基端部一侧所形成的蓄液部，所以能够防止反流的体液漏出来。

本发明之三的特征在于，在上述插入辅助器械的上述蓄液部上安装吸引机构。通过在蓄液部上安装吸引机构，能够把蓄积在蓄液部的体液排出蓄液部，所以能够防止因过度蓄积造成的液体自蓄液部漏出。

本发明之四的特征在于，在上述插入辅助器械的上述蓄液部中容纳吸液性部件，并且安装上述蓄液部，其相对插入辅助器械主体可以自由装卸。通过在蓄液部中容纳海绵等吸液性部件，蓄积在蓄液部的体液被保留在吸液性部件中。由此，即使插入辅助器械在实施手术的操作中出现上下颠倒，也能够防止体液从蓄液部漏出。另外，充分吸收体液的吸液性部件能够通过把蓄液部从插入辅助器械主体上卸下来而取出，更换新的吸液性部件，所以插入辅助器械可以重复使用。

本发明之五的特征在于，在上述内窥镜的插入部和/或上插入辅助器械的顶端部安装有自由膨缩的球囊。通过使该球囊膨胀而使球囊密接于肠壁等体壁，能够把插入辅助器械固定于体壁上。在这种状态下，使用手持操作部对从插入辅助器械的顶端部突出来的内窥镜插入部的弯曲部进行弯

曲操作，同时观察体壁。此时，因为插入辅助器械固定在体壁上，所以不必担心插入部的弯曲部或顶端部接触插入辅助器械，由此，弯曲部的弯曲操作性得到提高。另外，也能够适用于把具有球囊的插入辅助器械装在同样有球囊的内窥镜插入部上而使用的双球囊式内窥镜装置。该内窥镜装置通过按照规定步骤实施上述2个球囊的膨缩动作、内窥镜插入部的插拔动作、以及插入辅助器械的插拔动作，能够在回拉肠道时进行观察。

为了达到上述目的的发明，本发明之六的其特征在于，通过包覆上述插入部的筒状伸缩部件，对内窥镜的插入部和插入该插入部的插入辅助器械的各基端部之间进行连接。

根据本发明之六，通过包覆上述插入部的筒状伸缩部件，对内窥镜的插入部和插入该插入部的插入辅助器械的各基端部之间进行连接，所以从插入辅助器械和插入部之间的空隙反流的体液不会漏出来。由此，能够防止从体腔内反流的体液漏出来。另外，因伸缩部件的伸缩，能够较顺利地进行插入辅助器械以及插入部的插入动作和回拉动作。

本发明之七的特征在于，上述伸缩部件是波纹管部件。由此，能够容易地构成伸缩部件。

本发明之八的特征在于，上述伸缩部件的长度形成为，在最大伸长动作时，上述插入辅助器械的顶端部不接触上述插入部的第1球囊。由此，在插入辅助器械插到最深部时的行程末端，因为插入辅助器械顶端部不接触第1球囊，所以第1球囊不会由于接触插入辅助器械的顶端部而破损。关于伸缩部件伸长时的限制，当为伸缩方向在一个方向具有方向性的波纹管部件时，能够通过设定波纹管的皱褶长度和数量而实现，另一方面，当在伸缩方向上没有方向性时，例如是袋状部件时，能够通过安装在袋状部件上安装类似限制伸长量的金属线、细绳之类的限制用线材而实现。

本发明之九的特征在于，在上述伸缩部件上形成排液口。蓄积在伸缩部件和插入部之间的空隙的体液能够借助排液口从上述空隙排出到外面，另外，也可以在排液口上另外连接泵，通过泵的动力把上述体液排出去。而且，可以通过伸缩部件收缩时产生的压力作用，把蓄积在上述空隙中的体液从排液口排出。

为了达到上述目的，本发明之十是插入内窥镜插入部的插入辅助器

械，其特征在于，具有由弹性体构成的大致呈筒状的管，该管在一端形成有直径小于上述插入辅助器械的基端部直径的开口部，而在另一端形成有直径小于上述内窥镜插入部直径的开口部，上述管的在上述一端形成的开口部密接安装于上述插入辅助器械的上述基端部，并且，在上述另一端形成的上述开口部中密接地、滑动自如地插通有上述内窥镜的上述插入部。

根据本发明之十，通过弹力作用使形成在管的一端的开口部密接于插入辅助器械的基端部而进行安装，而且，通过弹力作用使形成在管的另一端的开口部密接于内窥镜的插入部而插通，且可以自由滑动。在把插入辅助器械插到体腔内进行手术时，在体腔内压力的作用从插入辅助器械和插入部之间的空隙反流的体液不会从管中漏出来，而蓄积在管中。即，因管的两端是分别通过弹力作用密接于上述部位而安装的，所以管发挥止回阀的功能。由此，能够防止体液漏出来。另外，当插入辅助器械给插入辅助器械和插入部之间的空隙提供润滑液而改善插入部相对于插入辅助器械的滑动性时，通过在上述管中具有蓄积上述润滑液的存留功能，在上述空隙中填充润滑液成为可能，所以能够一直得到良好的润滑性。而且，通过管的润滑液存留功能，也能够减少润滑液的供给量和供给次数。

本发明之十一是当在上述部位上安装管时改善插入部相对于插入辅助器械的插拔操作性的发明。考虑到插拔操作性，相对于插入辅助器械的基端部，插入部具有某种程度的自由度而插入。即，设置插入辅助器械的基端部和插入部之间的空隙，使之相对大于其他位置的空隙，利用该空隙，可适当改变插入部的插拔方向，由此改善术者的插拔操作性。因此，即使在装有管的情况下，也有必要维持这种插拔操作性。

因此，本发明之十一的特征在于，当把上述插入辅助器械的内径设为 a、上述管安装在上述插入辅助器械时的管的最大径设为 b、形成在上述管的另一端的开口部的直径设为 c、从上述管相对于上述插入辅助器械的固定部到形成在上述管的另一端的开口部边缘部的距离设为 d 时，上述管成为满足式  $d > a - c + (b - a) / 2$  的尺寸。由此，即使在插入部利用上述空隙最大限度地靠向一边时，由于管不受张力而是处于松弛，所以能够维持管的插拔操作性。

通过本发明的内窥镜的插入辅助器械，设置有密封插入辅助器械的基

端部和内窥镜的插入部而防止流体外漏的流体密封机构，所以能够防止流体从插入辅助器械的基端部插入部之间漏出。

另外，根据本发明的内窥镜的插入辅助器械，从插入辅助器械和插入部之间的空隙反流出来的体液，蓄积在插入辅助器械的基端部一侧所形成的蓄液部，所以能够防止反流的体液流出来。

并且，通过本发明的内窥镜插入辅助器械，由伸缩部件包覆插入辅助器械和插入部之间，所以能够防止从体腔内反流的体液漏出来，另外，因为伸缩部件的伸缩，能够较顺利地进行插入辅助器械以及插入部的插入动作和回拉动作。

另外，通过本发明的内窥镜插入辅助器械，从插入辅助器械和插入部之间的空隙反流出来的体液，蓄积在具有止回阀功能的管中，所以能够防止反流的体液流出来。

## 附图说明

图 1 是本发明的内窥镜装置的系统构成图。

图 2 是表示内窥镜插入部的顶端部的立体图。

图 3 是表示装有第 1 球囊的插入部的顶端部的立体图。

图 4 是表示套管的侧剖视图。

图 5 是表示插通有插入部的套管顶端部分的侧剖视图。

图 6 是表示本发明的内窥镜装置的操作方法的说明图。

图 7 是表示套管的其他例子的主要部分放大剖视图。

图 8 是应用了本发明的套管的内窥镜装置的系统构成图。

图 9 是表示内窥镜插入部的顶端部的立体图。

图 10 是表示装有第 1 球囊的插入部的顶端硬质部的立体图。

图 11 是套管的侧视图。

图 12 是表示插通有插入部的套管顶端部分的侧剖视图。

图 13 是表示装在内窥镜插入部上的套管的侧剖视图。

图 14 是表示套管的波纹管状伸缩部件的行程的说明图。

图 15 是表示图 1 所示的内窥镜装置的操作方法的说明图。

图 16 是表示套管的袋状部件的动作的说明图。

图 17 是在套管的波纹管状伸缩部件上设置有排液口的套管的侧剖视图。

图 18 是本发明的内窥镜装置的系统构成图。

图 19 是表示内窥镜插入部的顶端部的立体图。

图 20 是表示装有第 1 球囊的插入部的顶端部的立体图。

图 21 是表示套管的侧剖视图。

图 22 是安装在套管的握持部上的管的剖视图。

图 23 是套管和管的立体图。

图 24 是表示插入部向管的的插拔操作的说明图。

图 25 是表示本发明的内窥镜装置的操作方法的说明图。

图 26 是表示用于说明管的尺寸的示意图。

图中：10—内窥镜，12—插入部，14—手持操作部，26—球囊送气口，28—供气吸引口，30—第 1 球囊，36—顶端部，50—套管，51—管主体，52—握持部，53—蓄液部，54—球囊送气口，56—管，60—第 2 球囊，80—凹部，82—海绵，100—球囊控制装置，102—装置主体，104—手动开关；

110—内窥镜，112—插入部，114—手持操作部，126—球囊送气口，128—供气吸引口，130—第 1 球囊，136—顶端部，150—套管，152—波纹管状伸缩部件，153、155—环状套嵌部件，154—球囊送气口，156—管，159—衬垫，160—第 2 球囊，162—X 线造影系统，164—线，166—注入口，180—袋状部件，182—限制用线材，184、186—线材支撑部件，188—排液口，192—吸引泵，1100—球囊控制装置，1102—装置主体，1104—手动开关；

210—内窥镜，212—插入部，214—手持操作部，226—球囊送气口，228—供气吸引口，230—第 1 球囊，236—顶端部，250—套管，251—管主体，252—握持部，253—蓄液部，254—球囊送气口，256—管，260—第 2 球囊，280—管，2100—球囊控制装置，2102—装置主体，2104—手动开关。

## 具体实施方式

下面，根据附图，对本发明的内窥镜的插入辅助器械的优选实施方式进行说明。

图1是表示应用了本发明第1实施方式的插入辅助器械的内窥镜装置的系统构成图。该图所示的内窥镜装置由内窥镜10、套管（相当于插入辅助器械）50、以及球囊控制装置100构成。

内窥镜10具有手持操作部14、连接设置在该手持操作部14上的插入部12。在手持操作部14上连接有通用导线15，在通用导线15的顶端上设置有连接器（未图示），其连接在未图示的处理器或光源装置上。

在手持操作部14上并列设置有由术者操作的送气送水按钮16、吸引按钮18、快门按钮20，同时，在规定位置分别设有一对角旋钮22、22、以及钳子插入部24。而且，在手持操作部14上还设置有球囊送气口26，其用于向第1球囊30送去空气、或从球囊30吸引空气。

插入部12由柔性部32、弯曲部34以及顶端部36构成。弯曲部34是由多个节环以可弯曲的方式连接而成，通过在手持操作部14上设置的一对角旋钮22、22的转动操作，可以进行远距离的弯曲操作。由此，能够使顶端部36的顶端面37朝向需要的方向。

如图2所示，在顶端部36的顶端面37上的规定位置上设置有物镜光学系统38、照明镜40、送气送水喷嘴42、钳子口44等。另外，在顶端部36的外周面上设置有供气吸引口28，该供气吸引口28借助插通插入部12内的内径为0.8mm左右的供气管（未图示）与图1的球囊送气口26连通。因此，通过向球囊送气口26供给气体，从顶端部36的供气吸引口28吹出气体，另一方面，通过从球囊送气口26吸引气体，而可以从供气吸引口28吸引气体。

如图1所示，在插入部12的顶端部36上，装有可自由拆卸、且由橡胶等弹性体构成的第1球囊30。如图3所示，第1球囊30由中央的膨胀部30c和其两端的安装部30a、30b形成，以使供气吸引口28位于膨胀部30c的内侧的方式而被安装在顶端部36侧。安装部30a、30b的直径小于顶端部36的直径，通过其弹性力而密接在顶端部36上之后，缠绕未图示的线进行固定。并且，并不限于使用线的缠绕固定，也可以通过把固定环套装在安装部30a、30b上而使安装部30a、30b固定在顶端部36上。

安装在顶端部 36 上的第 1 球囊 30，通过从图 2 所示的供气吸引口 28 吹出气体而使膨胀部 30c 大致膨胀成球状。另一方面，通过从供气吸引口 28 吸引气体，使膨胀部 30c 收缩而密接在顶端部 36 的外周面上。

图 1 所示的套管 50 由管主体 51 和形成有蓄液部 53 的握持部 52 所形成。如图 4 和图 5 所示，管主体 51 形成为筒状，其内径稍微大于插入部 12 的外径。另外，管主体 51 的构成是，由润滑层覆盖由氨基甲酸酯等构成的挠性树脂管的外侧，同时由润滑层覆盖其内侧。形成在硬质握持部 52 的顶端上的连接口 52A，以水密状态嵌合在管主体 51 的基端开口部 51A 上，握持部 52 可以相对于管主体 51 自由拆卸。并且，插入部 12 是从握持部 52 的基端开口部 52B 朝向管主体 51 插入的。

如图 4 所示，在管主体 51 的基端侧上设置球囊送气口 54。在球囊送气口 54 上连接内径为 1mm 左右的供气管 56，该管 56 粘接在管主体 51 的外周面上，并延伸设置到管主体 51 的顶端部。

管主体 51 的顶端 58 形成细头形状。另外，在管主体 51 的顶端 58 的基端侧上，装有由橡胶等弹性体构成的第 2 球囊 60。第 2 球囊 60 是在管主体 51 贯通的状态下安装的，由中央的膨胀部 60c 和其两端的安装部 60a、60b 构成。顶端侧的安装部 60a 在膨胀部 60c 的内部折回，该折回的安装部 60a 被 X 线造影线 62 缠绕而固定在管主体 51 上。基端侧的安装部 60b 配置在第 2 球囊 60 的外侧，由线 64 缠绕而固定在管主体 51 上。

膨胀部 60c 在自然状态（既未膨胀也未收缩的状态）下大致成球状，其尺寸大于第 1 球囊 30 在自然状态（既未膨胀也未收缩的状态）下的尺寸。因此，当以相同的压力向第 1 球囊 30 和第 2 球囊 60 送气时，第 2 球囊 60 的膨胀部 60c 的外径大于第 1 球囊 30 的膨胀部 30c 的外径。例如，当第 1 球囊 30 的外径为  $\phi 25\text{mm}$  时，第 2 球囊 60 的外径为  $\phi 50\text{mm}$ 。

上述的管 56 在膨胀部 60c 内部形成开口，从而形成供气吸引口 57。因此，当从球囊送气口 54 供给气体时，从供气吸引口 57 吹出气体而使膨胀部 60c 膨胀。另外，当从球囊送气口 54 吸引气体时，从供气吸引口 57 吸引气体，则第 2 球囊 60 收缩。并且，图 4 的符号 66 是用于向管主体 51 内注入水等润滑液的注入口，该注入口 66 借助细径管 68 与形成在握持部 52 顶端的连接口 52A 的附近连通。

另外，握持部 52 的蓄液部 53 形成直径大于管主体 51 的直径的球状，其内部形成圆弧状的凹部 80。在该凹部 80 中容纳有形成环状的海绵（吸液性部件）82。海绵 82 的内径大于插入部 12 的外径，所以不会给插入部 12 的插入带来障碍。对此，当通过 O 型圈等防止液体外漏时，必须在插入部 12 上勒紧 O 型圈，所以出现插入性不佳这一问题，本例能够消除这种不良情况。另外，海绵的形状并不限于环状，也可以形成大致圆筒状。另外，通过在形成为环状或大致圆筒状的海绵上形成开口，则能够在插通有插入部 12 的状态下借助开口把插入部 12 从海绵上卸下来。

在实施手术时，从管主体 51 和插入部 12 之间的空隙反流的体液蓄积在凹部 80，由海绵 82 吸收而防止从凹部 80 漏水。另外，在蓄液部 53 的凹部 80 上，借助细直径管 84 连通有吸水口 86，该吸水口 86 上连接注射器、泵等吸引机构，通过使吸引机构进行吸引动作而使蓄积在凹部 80 中的液体、以及海绵吸收的液体从蓄液部 53 被吸引除去。

另一方面，图 1 的球囊控制装置 100 是对第 1 球囊 30 进行气体等流体的提供、吸引，并且对第 2 球囊 60 进行气体等流体的提供、吸引的装置。球囊控制装置 100 由具备未图示的泵和序列发生器等装置主体 102、用于遥控操作的手动开关 104 构成。

在装置主体 102 的前面板上设置电源开关 SW1、停止开关 SW2、用于第 1 球囊 30 的压力计 106、用于第 2 球囊 60 的压力计 108。另外，在装置主体 102 的前面板上安装了对第 1 球囊 30 进行气体提供、吸引的管 110、对第 2 球囊 60 进行气体提供、吸引的管 120。在各管 110、120 的中段分别设置液体蓄积槽 130、140，其用于在第 1 球囊 30、第 2 球囊 60 出现破损时，蓄积从第 1 球囊 30、第 2 球囊 60 反流的体液。

另一方面，在手动开关 104 上设置有：与装置主体 102 侧的停止开关 SW2 相同的停止开关 SW3、支撑第 1 球囊 30 的加压/减压的 ON/OFF 开关 SW4、用于保持第 1 球囊 30 的压力的暂停开关 SW5、支撑第 2 球囊 60 的加压/减压的 ON/OFF 开关 SW6、用于保持第 2 球囊 60 的压力的暂停开关 SW7。该手动开关 104 借助导线 150 电连接在装置主体 102 上。

如上所述构成的球囊控制装置 100 向第 1 球囊 30 和第 2 球囊 60 提供气体而使它们膨胀，同时把其气压控制在一定数值而保持膨胀第 1 球囊 30

以及第2球囊60的状态。另外,从第1球囊30和第2球囊60吸引气体而使它们收缩,同时把其气压控制在一定数值而保持在收缩第1球囊30以及第2球囊60的状态。

接着,根据图6(a)~(h)对内窥镜装置的操作方法进行说明。

首先,如图6(a)所示,在用套管50罩住插入部12的状态下,把插入部12插到肠道(例如十二指肠降部)70内。此时,使第1球囊30以及第2球囊60处于收缩状态。

接着,如图6(b)所示,在套管50的顶端58插入至肠道70的弯曲部的状态下,向第2球囊60提供气体而使其膨胀。由此,第2球囊60卡止在肠道70中,套管50的顶端58固定在肠道70中。

接着,如图6(c)所示,仅内窥镜10的插入部12插入到肠道70的深部。然后,如图6(d)所示,向第1球囊30提供气体而使之膨胀。由此,第1球囊30固定在肠道70中。此时,第1球囊30膨胀时的尺寸小于第2球囊60,所以施加给肠道70的负担较小,从而能够防止肠道70损伤。

接着,从第2球囊60吸引气体而使第2球囊60收缩,然后如图6(e)所示,推入套管50,并使之沿着插入部12插入。然后,在把套管50的顶端58推入至第1球囊30的附近之后,如图6(f)所示,向第2球囊60提供气体而使其膨胀。由此,第2球囊60固定在肠道70中。即,通过第2球囊60握持肠道70。

接着,如图6(g)所示,回拉套管50。由此,肠道70大致笔直地收缩,套管50的多余的挠曲或弯曲消失。并且,当回拉套管50时,第1球囊30和第2球囊60都卡止在肠道70中,但第1球囊30的摩擦阻力小于第2球囊60的摩擦阻力。因此,即使第1球囊30和第2球囊60相对分开移动,摩擦阻力小的第1球囊30也会相对肠道70滑动,所以肠道70不会因两个球囊30、60的牵拉而受损。

接着,如图6(h)所示,从第1球囊30吸引气体而使第1球囊30收缩。然后,尽可能地把插入部12的顶端部36插到肠道70的深部。即,再次进行图6(c)所示的插入操作。由此,能够把插入部12的顶端部36插入到肠道70的深部。当进一步把插入部12插入到深部时,在进行图6

(d) 所示的固定操作之后, 进行图 6 (e) 所示的推入操作, 进而按顺序反复进行图 6 (f) 所示的握持操作、图 6 (g) 所示的回拉操作、图 6 (h) 所示的插入操作即可。由此, 能够进一步把插入部 12 插到肠道 70 的深部。

另外, 在如上所述的手术实施中, 在肠道 70 内压的作用下从套管 50 的管主体 51 和插入部 12 (参照图 4) 之间的空隙反流的体液, 蓄积在握持部 52 上所形成的蓄液部 53 的凹部 80 中, 所以能够防止反流的液体从握持部 52 的基端开口部 52B 漏出来。

另外, 通过连接在吸引口 86 上的注射器等吸引机构去吸引蓄积在蓄液部 53 的体液, 能够从蓄液部 53 排出蓄积在蓄液部 53 的体液, 所以能够防止因过度蓄积造成的自蓄液部 53 漏出。

而且, 在蓄液部 53 中容纳有海绵 82, 所以能够通过海绵 82 保留蓄积在蓄液部 53 的体液。由此, 当套管 50 在实施手术的操作中出现上下颠倒时, 也能够防止体液从蓄液部 53 漏出。另外, 在从管主体 51 上把握持部 52 拆卸下来之后, 充分吸收了体液的海绵 82 从蓄液部 53 被取出, 并换成新的海绵 82。由此, 使握持部 52 的重复使用成为可能。

还有, 在实施方式中, 对具有球囊的套管 50 的例子进行了说明, 但也能够使用没有球囊而把内窥镜插入部引导至体腔内的滑动管。另外, 握持部 52 的构造并不限于图 4 的例子, 如图 7 所示, 为了把海绵 82 容易地从凹部 80 中取出, 可以形成开放蓄液部 53 的开口部 88, 环状的帽 90 可以自由装卸的方式安装在该开口部 88 上。通过这种结构, 只需把帽 90 从开口部 88 拆卸下来, 能够容易地把海绵 82 从凹部 80 上卸下来。

图 8 表示应用了本发明的第 2 实施方式的套管的内窥镜装置的系统构成图。该图所示的内窥镜装置由内窥镜 110、套管 150、以及球囊控制装置 1100 构成。

内窥镜 110 具有手持操作部 114、连接设置在该手持操作部 114 上的插入部 112。在手持操作部 114 上连接有通用导线 115, 在通用导线 115 的顶端上设置有连接器 (未图示), 其连接在未图示的处理器或光源装置上。

在手持操作部 114 上并列设置有由术者操作的送气送水按钮 116、吸引按钮 118、快门按钮 120, 同时, 在规定位置上分别设有一对角旋钮 122、

122、以及钳子插入部 124。并且，在手持操作部 114 上还设置有球囊送气口 126，其用于向第 1 球囊 130 送去空气、或从球囊 130 吸引空气。

插入部 112 由柔性部 132、弯曲部 134 以及顶端硬质部 136 构成。弯曲部 134 是由多个节环以可弯曲的方式连接而成，通过在手持操作部 114 上设置的一对角旋钮 122、122 的转动操作，可以进行远距离的弯曲操作。由此，能够使顶端部 136 的顶端面 137 朝向需要的方向。

如图 9 所示，在顶端部 136 的顶端面 137 上的规定位置上设置有物镜光学系统 138、照明镜 140、送气送水喷嘴 142、钳子口 144 等。另外，在顶端部 136 的外周面上设置供气吸引口 128，该供气吸引口 128 借助插通在插入部 12 内的内径为 0.8mm 左右的供气管（未图示）与图 8 的球囊送气口 126 连通。因此，通过向球囊送气口 126 供给气体，从顶端部 136 的供气吸引口 128 吹出气体，另一方面，通过从球囊送气口 126 吸引气体，而可以从供气吸引口 128 吸引气体。

如图 8 所示，在插入部 112 的顶端部 136 上，装有可自由拆卸、且由橡胶等弹性体构成的第 1 球囊 130。如图 10 所示，第 1 球囊 130 是由中央的膨胀部 130c 和其两端的安装部 130a、130b 形成，以使供气吸引口 128 位于膨胀部 130c 的内侧的方式而被安装在顶端部 136 侧。安装部 130a、130b 的直径小于顶端部 136 的直径，通过其弹性力而密接在顶端部 136 上之后，缠绕未图示的线进行固定。并且，并不限于使用线的缠绕固定，也可以通过把固定环套装在安装部 130a、130b 上而使安装部 130a、130b 固定在顶端部 136 上。

安装在顶端部 136 上的第 1 球囊 130，通过从图 9 所示的供气吸引口 128 吹出气体而使膨胀部 130c 大致膨胀成球状。另一方面，通过从供气吸引口 128 吸引气体，使膨胀部 130c 收缩而密接在顶端部 136 的外周面上。

图 8 所示的套管 150 由管主体 151 和波纹管状伸缩部件 152 所形成。如图 12 和图 13 所示，管主体 151 形成筒状，其内径稍微大于插入部 112 的外径。另外，管主体 151 的构成是，由耐药涂层覆盖由氨基甲酸酯等构成的挠性树脂管外侧，同时也由耐药涂层覆盖其内侧。

波纹管状伸缩部件 152 是由氨基甲酸酯等构成的挠性树脂材料制成，固定在波纹管状伸缩部件 152 的顶端上的环状套嵌部件 153，以水密状态

嵌合（连接）在管主体 151 的基端开口部 151A 上。另外，如图 13 所示，固定在波纹管状伸缩部件 152 的基端部的环状套嵌部件 155，借助衬垫 159，以水密状态嵌合（连接）在形成于手持操作部 134 的顶端的大致圆锥台形状的防折部（插入部的基部）117 上。由此，套管 150 和插入部 112 的各基端部之间通过波纹管状伸缩部件 152 连接。另外，通过利用防折部 117 的锥形面，能使环状套嵌部件 155 的水密状态的套嵌容易进行。

如图 8 所示，在管主体 151 的基端侧设置有球囊送气口 154。在球囊送气口 154 上连接有内径为 1mm 左右的供气管 156，该管 156 粘接在管主体 151 的外周面上，并如图 11、图 12 所示延伸设置到管主体 151 的顶端部。

管主体 151 的顶端 158 形成细头形状。另外，在管主体 151 的顶端 158 的基端侧上，装有由橡胶等弹性体构成的第 2 球囊 160。如图 12 所示，第 2 球囊 160 是在管主体 151 贯通的状态下安装的，由中央的膨胀部 160c 和其两端的安装部 160a、160b 构成。顶端侧的安装部 160a 在膨胀部 160c 的内部折回，该折回的安装部 160a 被 X 线造影线 162 缠绕而固定在管主体 151 上。基端侧的安装部 160b 配置在第 2 球囊 160 的外侧，由线 164 缠绕而固定在管主体 151 上。

膨胀部 160c 在自然状态（既未膨胀也未收缩的状态）下大致成球状，其尺寸大于第 1 球囊 130 在自然状态（既未膨胀也未收缩的状态）下的尺寸。因此，当以相同的压力向第 1 球囊 130 和第 2 球囊 160 送气时，第 2 球囊 160 的膨胀部 160c 的外径大于第 1 球囊 130 的膨胀部 130c 的外径。例如，当第 1 球囊 130 的外径为  $\phi 25\text{mm}$  时，第 2 球囊 160 的外径为  $\phi 50\text{mm}$ 。

上述的管 156 在膨胀部 160c 内部形成开口，从而形成供气吸引口 157。因此，当从球囊送气口 154 供给气体时，从供气吸引口 157 吹出气体而使膨胀部 160c 膨胀。另外，当从球囊送气口 154 吸引气体时，则从供气吸引口 157 吸引气体，第 2 球囊 160 收缩。

图 11 的符号 166 是用于向管主体 151 内注入水等润滑液的注入口，该注入口 166 借助细径管 168 与管主体 151 的基端部侧连通。

在进行内窥镜操作时，波纹管状伸缩部件 152 在图 14 (a) 所示的最大伸长状态和图 14 (b) 所示的最大收缩状态之间反复伸缩。这里，在设

定波纹管状伸缩部件 152 的长度时，如下设定长度：使波纹管状伸缩部件 152 的最大伸长时和最大收缩时的差 A，满足内窥镜操作所需的移动量 B（例如， $40\text{cm} < A < 60\text{cm}$ ），且要保证最大伸长时套管 150 的顶端 158 不接触在第 1 球囊 130 上的间隔 C。波纹管状伸缩部件 152 的长度可以通过波纹管的皱褶长度和数量来进行调节。

另一方面，图 8 的球囊控制装置 1100 是对第 1 球囊 130 进行气体等流体的提供、吸引，并且对第 2 球囊 160 进行气体等流体的提供、吸引的装置。球囊控制装置 1100 由具备未图示的泵和序列发生器等装置主体 1102、用于遥控操作的手动开关 1104 构成。

在装置主体 1102 的前面板上设置电源开关 SW1、停止开关 SW2、用于第 1 球囊 130 的压力计 1106、用于第 2 球囊 160 的压力计 1108。另外，在装置主体 1102 的前面板上安装有对第 1 球囊 130 进行气体的提供、吸引的管 1110、对第 2 球囊 160 进行气体的提供、吸引的管 1120。在各管 1110、1120 的中段分别设置液体蓄积槽 1130、1140，其用于在第 1 球囊 130、第 2 球囊 160 出现破损时，蓄积从第 1 球囊 130、第 2 球囊 160 反流的体液。

另一方面，在手动开关 1104 上设置有：与装置主体 1102 侧的停止开关 SW2 相同的停止开关 SW3、支撑第 1 球囊 130 的加压/减压的 ON/OFF 开关 SW4、用于保持第 1 球囊 130 的压力的暂停开关 SW5、支撑第 2 球囊 160 的加压/减压的 ON/OFF 开关 SW6、用于保持第 2 球囊 160 的压力的暂停开关 SW7。该手动开关 1104 借助导线 1150 电连接在装置主体 1102 上。

如上所述构成的球囊控制装置 1100 向第 1 球囊 130 和第 2 球囊 160 提供气体而使它们膨胀，同时把其气压控制在一定数值而保持在膨胀第 1 球囊 130 以及第 2 球囊 160 的状态。另外，从第 1 球囊 130 和第 2 球囊 160 吸引气体而使它们收缩，同时把其气压控制在一定数值而保持在收缩第 1 球囊 130 以及第 2 球囊 160 的状态。

接着，根据图 15 (a) ~ (h) 对内窥镜装置的操作方法进行说明。

首先，如图 15 (a) 所示，在用套管 150 罩住插入部 112 的状态下，把插入部 112 插到肠道（例如十二指肠降部）170 内。此时，使第 1 球囊

130 以及第 2 球囊 160 处于收缩状态。

接着，如图 15 (b) 所示，在套管 150 的顶端 158 插入至肠道 170 的弯曲部的状态下，向第 2 球囊 160 提供气体而使其膨胀。由此，第 2 球囊 160 卡止在肠道 170 中，套管 150 的顶端 158 固定在肠道 170 中。

接着，如图 15 (c) 所示，仅内窥镜 110 的插入部 112 插入到肠道 170 的深部。然后，如图 15 (d) 所示，向第 1 球囊 130 提供气体而使之膨胀。由此，第 1 球囊 130 固定在肠道 170 中。此时，第 1 球囊 130 膨胀时的尺寸小于第 2 球囊 160，所以施加给肠道 170 的负担较小，从而能够防止肠道 170 损伤。

接着，从第 2 球囊 160 吸引气体而使第 2 球囊 160 收缩，然后如图 15 (e) 所示，推入套管 150，并使之沿着插入部 112 插入。然后，在把套管 150 的顶端 158 推入至第 1 球囊 130 的附近之后，如图 15 (f) 所示，向第 2 球囊 160 提供气体而使其膨胀。由此，第 2 球囊 160 固定在肠道 170 中。即，通过第 2 球囊 160 握持肠道 170。

接着，如图 15 (g) 所示，回拉套管 150。由此，肠道 170 大致笔直地收缩，套管 150 的多余的挠曲或弯曲消失。并且，当回拉套管 150 时，第 1 球囊 130 和第 2 球囊 160 都卡止在肠道 170 中，但第 1 球囊 130 的摩擦阻力小于第 2 球囊 160 的摩擦阻力。因此，即使第 1 球囊 130 和第 2 球囊 160 相对分开移动，摩擦阻力小的第 1 球囊 130 也会相对于肠道 170 滑动，所以肠道 170 不会因两个球囊 130、160 的牵拉而受损。

接着，如图 15 (h) 所示，从第 1 球囊 130 吸引气体而使第 1 球囊 130 收缩。然后，尽可能地把插入部 112 的顶端部 136 插到肠道 170 的深部。即，再次进行图 15 (c) 所示的插入操作。由此，能够把插入部 112 的顶端部 136 插入到肠道 170 的深部。当进一步把插入部 112 插入到深部时，在进行图 15 (d) 所示的固定操作之后，进行图 15 (e) 所示的推入操作，进而按顺序反复进行图 15 (f) 所示的握持操作、图 15 (g) 所示的回拉操作、图 15 (h) 所示的插入操作即可。由此，能够进一步把插入部 112 插到肠道 170 的深部。

另外，在如上所述的内窥镜装置的手术实施中，从套管 150 和插入部 112 之间的空隙反流的体液，流入以水密状态安装在套管 150 的基端部上

的波纹管状伸缩部件 152 中。波纹管状伸缩部件 152 的基端部借助环状套嵌部件 155 和衬垫 159，以水密状态套嵌在防折部 117 上，所以体液不会从波纹管状伸缩部件 152 的基端部漏出来。由此，能够防止从肠道内反流的液体漏出来。另外，波纹管状伸缩部件 152 在其轴向上、即在套管 150 和插入部 112 的插入方向上伸缩，所以能够较顺利地进行套管 150 以及插入部 112 地插入动作和回拉动作。

而且，通过套管 150，如图 14 (a) 所示，波纹管状伸缩部件 152 的长度形成为，当其最大伸长时，套管 150 的顶端部 158 不接触第 1 球囊 130。由此，能够防止在如图 14 (a) 所示的套管 150 插入时的行程末端，由于套管 150 的顶端部 158 的接触/触接而使第 1 球囊 130 受损。

在实施方式中，对伸缩方向在一个方向上具有方向性的波纹管状伸缩部件 152 进行了说明，但是如果是可伸缩性材料，则对其没有限制。例如，如图 16 (a)、(b) 所示，作为伸缩部件，也能够使用在伸缩方向上没有方向性的袋状部件 180。此时，在袋状部件 180 上安装限制袋状部件 180 的最大伸长量的类似金属线、细绳的限制用线材 182，使最大伸长时的套管 150 的顶端 158 不接触第 1 球囊 130 即可。

即，袋状材料 180 形成两端开口的筒状，其两端开口部固定有环状的线材支撑部件 184、186，这些线材支撑部件 184、186 上固定有数根线材 182、182……的两端部。如图 16 (a) 所示，线材 182 形成为如下的长度，即在线材 182 达到最大拉伸时（最大伸长时），其使套管 150 的顶端 158 不接触第 1 球囊 130。并且，线材支撑部 184 固定在管主体 151 的基端部，线材支撑部件 186 固定在环状套嵌部件 155 上。另外，图 16 的符号 A 是袋状部件 180 最大伸长时和最大收缩时的差，符号 B 是内窥镜操作时所需的移动量。另外，符号 C 表示袋状部件 180 最大伸长时的套管 150 的顶端 158 和第 1 球囊 130 的间隔。

图 17 (a)、(b) 是表示在波纹管状伸缩部件 152 的基端部侧设置了排液口 188 的例子。该排液口 188 设置在硬质的管体 190 上，以在波纹管状伸缩部件 152 伸缩时不被压碎。通过把波纹管状伸缩部件 152 的基端部固定到该管体 190 上，贯通波纹管状伸缩部件 152 的基端部而设置排液口 188。另外，该管体 190 固定在环状套嵌部件 155 上。

根据如上所述地具有排液口 188 的套管 150, 通过把吸引泵 192 连接在排液口 188 上, 在波纹管状伸缩部件 152 和插入部 112 之间的空隙中蓄积的体液能够由吸引泵 192 从上述空隙排出到外面。另外, 也可以不使用泵 192, 通过波纹管状伸缩部件 152 收缩时产生的压送作用, 把蓄积在上述空隙中的体液从排液口 188 排到外面。

图 18 应用了本发明的插入辅助器械的内窥镜装置的系统构成图。该图所示的内窥镜装置是由内窥镜 210、套管(相当于插入辅助器械) 250、以及球囊控制装置 2100 构成。

内窥镜 210 具有手持操作部 214、连接设置在该手持操作部 214 上的插入部 212。在手持操作部 214 上连接有通用导线 215, 在通用导线 215 的顶端设置有连接器(未图示), 其连接在未图示的处理器或光源装置上。

在手持操作部 214 上并列设置有由术者操作的送气送水按钮 216、吸引按钮 218、快门按钮 220, 同时, 在规定位置分别设有一对角旋钮 222、222、以及钳子插入部 224。接着, 在手持操作部 214 上还设置有球囊送气口 226, 其用于向第 1 球囊 230 送去空气、或从球囊 230 吸引空气。

插入部 212 由柔性部 232、弯曲部 234 以及顶端部 236 构成。弯曲部 234 是由多个节环以可弯曲的方式连接而成, 通过在手持操作部 214 上设置的一对角旋钮 222、222 的转动操作, 可以进行远距离的弯曲操作。由此, 能够使顶端部 236 的顶端面 237 朝向需要的方向。

如图 19 所示, 在顶端部 236 的顶端面 237 上的规定位置上设置有物镜光学系统 238、照明镜 240、送气送水喷嘴 242、钳子口 244 等。另外, 在顶端部 236 的外周面上设置有供气吸引口 228, 该供气吸引口 228 借助插通插入部 12 内的内径为 0.8mm 左右的供气管(未图示)与图 18 的球囊送气口 226 连通。因此, 通过向球囊送气口 226 供给气体, 从顶端部 236 的供气吸引口 228 吹出气体, 另一方面, 通过从球囊送气口 226 吸引气体, 而可以从供气吸引口 228 吸引气体。

如图 18 所示, 在插入部 212 的顶端部 236 上, 装有可自由拆卸、且由橡胶等弹性体构成的第 1 球囊 230。如图 20 所示, 第 1 球囊 230 由中央的膨胀部 230c 和其两端的安装部 230a、230b 形成, 以使供气吸引口 228 位于膨胀部 230c 的内侧的方式而被安装在顶端部 236 侧。安装部 230a、

230b 的直径小于顶端部 236 的直径，通过其弹性力而密接在顶端部 236 上之后，缠绕未图示的线进行固定。并且，并不限于使用线的缠绕固定，也可以通过把固定环套装在安装部 230a、230b 上而使安装部 230a、230b 固定在顶端部 236 上。

安装在顶端部 236 上的第 1 球囊 230，通过从图 19 所示的供气吸引口 228 吹出气体而使膨胀部 230c 大致膨胀成球状。另一方面，通过从供气吸引口 228 吸引气体，使膨胀部 230c 收缩而密接在顶端部 236 的外周面上。

图 18 所示的套管 250 是由管主体 251 和装有具有止回阀功能的管 280 的握持部 252 所形成。如图 21 所示，管主体 251 形成筒状，其内径稍微大于插入部 212 的外径。另外，管主体 251 的构成是，由润滑层覆盖由氨基甲酸酯等构成的挠性树脂管的外侧，同时也由润滑层覆盖其内侧。并且，如图 22 所示，插入部 212 是从握持部 252 的基端开口部 252A 朝向管主体 251 插入的。

在如图 18 所示的管主体 251 的基端侧上设置球囊送气口 254。在球囊送气口 254 上连接内径为 1mm 左右的供气管 256，该管 256 粘接在管主体 251 的外周面上，并延伸设置到管主体 251 的顶端部。

管主体 251 的顶端 258 形成细头形状。另外，在管主体 251 的顶端 258 的基端侧上，装有由橡胶等弹性体构成的第 2 球囊 260。第 2 球囊 260 是在管主体 251 贯通的状态下安装的，如图 21 所示，由中央的膨胀部 260c 和其两端的安装部 260a、260b 构成。顶端侧的安装部 260a 在膨胀部 260c 的内部折回，该折回的安装部 260a 被 X 线造影线 262 缠绕而固定在管主体 251 上。基端侧的安装部 260b 配置在第 2 球囊 260 的外侧，由线 264 缠绕而固定在管主体 251 上。

膨胀部 260c 在自然状态（既未膨胀也未收缩的状态）下大致成球状，其尺寸大于第 1 球囊 230 在自然状态（既未膨胀也未收缩的状态）下的尺寸。因此，当以相同的压力向第 1 球囊 230 和第 2 球囊 260 送气时，第 2 球囊 260 的膨胀部 260c 的外径大于第 1 球囊 230 的膨胀部 230c 的外径。例如，当第 1 球囊 230 的外径为  $\phi 25\text{mm}$  时，第 2 球囊 260 的外径为  $\phi 50\text{mm}$ 。

上述的管 256 在膨胀部 260c 内部形成开口，从而形成供气吸引口 257。因此，当从球囊送气口 254 供给气体时，从供气吸引口 257 吹出气体而使

膨胀部 260c 膨胀。另外，当从球囊送气口 254 吸引气体时，从供气吸引口 257 吸引气体，则第 2 球囊 260 收缩。并且，图 22 的符号 266 是用于向管主体 251 内注入水等润滑液的注入口，该注入口 266 借助细径管 268 与管主体 251 的基端侧连通。

图 22 所示的管 280 由天然橡胶或合成橡胶等弹性体构成并大致呈筒状。在管 280 的两端开口部中，安装在握持部（插入辅助器械的手持操作部的基端部）252 上的开口部 282 小于握持部 252 的基端部 253 的外径。由此，如图 23 所示，管 280 的开口部 282 通过弹性力而以扩径的状态安装在握持部 252 上。即，管 280 的开口部 282 的边缘部 283 通过弹性力而密接在握持部 252 的外表面上。

另外，在管 280 的两端开口部当中，如图 22 所示，安装在插入部 212 的外表面的开口部 284 小于插入部 212 的直径。如图 24 (A) 所示，通过把插入部 212 从其顶端部 236 挤进该开口部 284 中，开口部 284 的边缘部 285 通过弹性而扩径，从而密接在插入部 212 上。并且，管开口部 284 的直径被设置成是插入部 212 的外径的 70~90%。由此，插入部 212 通过弹性密接在开口部 284 的边缘部 285 上，并且自由滑动地插通开口部 284。

另一方面，图 18 的球囊控制装置 2100 是对第 1 球囊 230 进行气体等流体的提供、吸引，并且对第 2 球囊 260 进行气体等流体的提供、吸引的装置。球囊控制装置 2100 由具备未图示的泵和序列发生器等装置主体 2102、用于遥控操作的手动开关 2104 构成。

在装置主体 2102 的前面板上设置电源开关 SW1、停止开关 SW2、用于第 1 球囊 230 的压力计 2106、用于第 2 球囊 260 的压力计 2108。另外，在装置主体 2102 的前面板上安装了对第 1 球囊 230 进行气体的提供、吸引的管 2110、对第 2 球囊 260 进行气体的提供、吸引的管 2120。在各管 2110、2120 的中段分别设置液体蓄积槽 2130、2140，其用于在第 1 球囊 230、第 2 球囊 260 出现破损时，蓄积从第 1 球囊 230、第 2 球囊 260 反流的体液。

另一方面，在手动开关 2104 上设置有：与装置主体 2102 侧的停止开关 SW2 相同的停止开关 SW3、支撑第 1 球囊 230 的加压/减压的 ON/OFF 开关 SW4、用于保持第 1 球囊 230 的压力的暂停开关 SW5、支撑第 2 球

囊 260 的加压/减压的 ON/OFF 开关 SW6、用于保持第 2 球囊 260 的压力的暂停开关 SW7。该手动开关 2104 借助导线 2150 电连接在装置主体 2102 上。

如上所述构成的球囊控制装置 2100 向第 1 球囊 230 和第 2 球囊 260 提供气体而使它们膨胀，同时把其气压控制在一定数值而保持膨胀第 1 球囊 230 以及第 2 球囊 260 的状态。另外，从第 1 球囊 230 和第 2 球囊 260 吸引气体而使它们收缩，同时把其气压控制在一定数值而保持在收缩第 1 球囊 230 以及第 2 球囊 260 的状态。

接着，根据图 25 (a) ~ (h) 对内窥镜装置的操作方法进行说明。

首先，如图 25 (a) 所示，在用套管 250 罩住插入部 212 的状态下，把插入部 212 插到肠道（例如十二指肠降部）270 内。此时，使第 1 球囊 230 以及第 2 球囊 260 处于收缩状态。

接着，如图 25 (b) 所示，在套管 250 的顶端 258 插入至肠道 270 的弯曲部的状态下，向第 2 球囊 260 提供气体而使其膨胀。由此，第 2 球囊 260 卡止在肠道 270 中，套管 250 的顶端 258 固定在肠道 270 中。

接着，如图 25 (c) 所示，仅内窥镜 210 的插入部 212 插入到肠道 270 的深部。然后，如图 25 (d) 所示，向第 1 球囊 230 提供气体而使之膨胀。由此，第 1 球囊 230 固定在肠道 270 中。此时，第 1 球囊 230 膨胀时的尺寸小于第 2 球囊 260，所以施加给肠道 270 的负担较小，从而能够防止肠道 270 损伤。

接着，从第 2 球囊 260 吸引气体而使第 2 球囊 260 收缩，然后如图 25 (e) 所示，推入套管 250，并使之沿着插入部 212 插入。然后，在把套管 250 的顶端 258 推入至第 1 球囊 230 的附近之后，如图 25 (f) 所示，向第 2 球囊 260 提供气体而使其膨胀。由此，第 2 球囊 260 固定在肠道 270 中。即，通过第 2 球囊 260 握持肠道 270。

接着，如图 25 (g) 所示，回拉套管 250。由此，肠道 270 大致笔直地收缩，套管 250 的多余的挠曲或弯曲消失。并且，当回拉套管 250 时，第 1 球囊 230 和第 2 球囊 260 都卡止在肠道 270 中，但第 1 球囊 230 的摩擦阻力小于第 2 球囊 260 的摩擦阻力。因此，即使第 1 球囊 230 和第 2 球囊 260 相对分开移动，摩擦阻力小的第 1 球囊 230 相对肠道 270 滑动，所

以肠道 270 不会因两个球囊 230、260 的牵拉而受损。

接着,如图 25 (h) 所示,从第 1 球囊 230 吸引气体而使第 1 球囊 230 收缩。然后,尽可能地把插入部 212 的顶端部 236 插到肠道 270 的深部。即,再次进行图 25 (c) 所示的插入操作。由此,能够把插入部 212 的顶端部 236 插入到肠道 270 的深部。当进一步把插入部 212 插入到深部时,在进行图 25 (d) 所示的固定操作之后,进行图 25 (e) 所示的推入操作,进而按顺序反复进行图 25 (f) 所示的握持操作、图 25 (g) 所示的回拉操作、图 25 (h) 所示的插入操作即可。由此,能够进一步把插入部 212 插到肠道 270 的深部。

另外,在如上所述的手术实施中,如图 24 (A) 所示,管 280 的开口部 282 的边缘部 283 通过弹性力密接安装于握持部 252 上,而且管 280 的开口部 284 的边缘部 285 通过弹性力密接安装于插入部 212 上,所以管 280 发挥止回阀的功能,由此,在肠道 270 内压的作用下从套管 250 的管主体 251 和插入部 212 (参照图 21) 之间的空隙反流的体液,不会从管 280 漏出而是蓄积在管 280 中。由此,能够防止体液的漏出。

另外,为了改善插入部 212 相对套管 250 的滑动性,如图 18 所示的套管 250 借助管 268 从注入口 266 向套管 250 提供润滑液。在管 280 中蓄积该润滑液而使管 280 具有存留功能,由此在套管 250 和插入部 212 之间的空隙中填充润滑液成为可能。由此,能够一直得到良好的润滑性。而且,通过管 280 的润滑液存留功能,也能够减少来自注入口 266 的润滑液供给量和供给次数。

关于具有套管 250 的内窥镜装置,考虑到插入部 212 相对套管 250 的插拔操作性,如图 22 所示,使插入部 212 相对于握持部 252 的基端部具有某种程度的自由度而插入。即,设置握持部 252 和插入部 212 之间的空隙 S,使之相对大于其他位置的空隙,利用该空隙 S 而可适当更改插入部 212 的插拔方向,由此改善术者的插拔操作性。因此,即使是在安装有管 280 的情况下,也需要维持该插拔操作性。

因此,如图 26 所示,当套管 250 的握持部 252 的内径设为 a、管 280 安装在握持部 252 上时的管 280 的管的最大径(握持部 252 的基端部 253 的外径)设为 b、管 280 的开口部 284 的直径设为 c、从相对于管 280 的

握持部 252 的固定部 252B 到管 280 的开口部 284 的边缘部 285 的最短距离设为  $d$  时, 实施方式的管 280 形成为满足式  $d > a - c + (b - a) / 2$  的尺寸。即, 设定  $d$  的长度, 使之大于如图 26 中的双点划线所示, 插入部 212 利用空隙  $S$  (参照图 22) 最大限度靠向一边时的上述固定 252B 至插入部 212 的距离  $e$  的长度。

由此, 即使插入部 212 利用空隙  $S$  而最大限度地靠向一边, 在作为管 280 的  $d$  长度部分的圆锥部分 281 (参照图 22) 上产生的松弛也不会消失。由此, 如图 24 (B)、(C) 所示, 当利用管 280 的空隙  $S$  进行插拔操作时, 插入部 212 不会受到来自圆锥部分 281 的任何强制力作用, 所以能够维持插拔操作性。

还有, 在实施方式中, 对作为插入辅助器械而用于小肠检查的套管进行了说明, 但并不限于此, 也可以在用于检查大肠的滑动管上安装管 280。

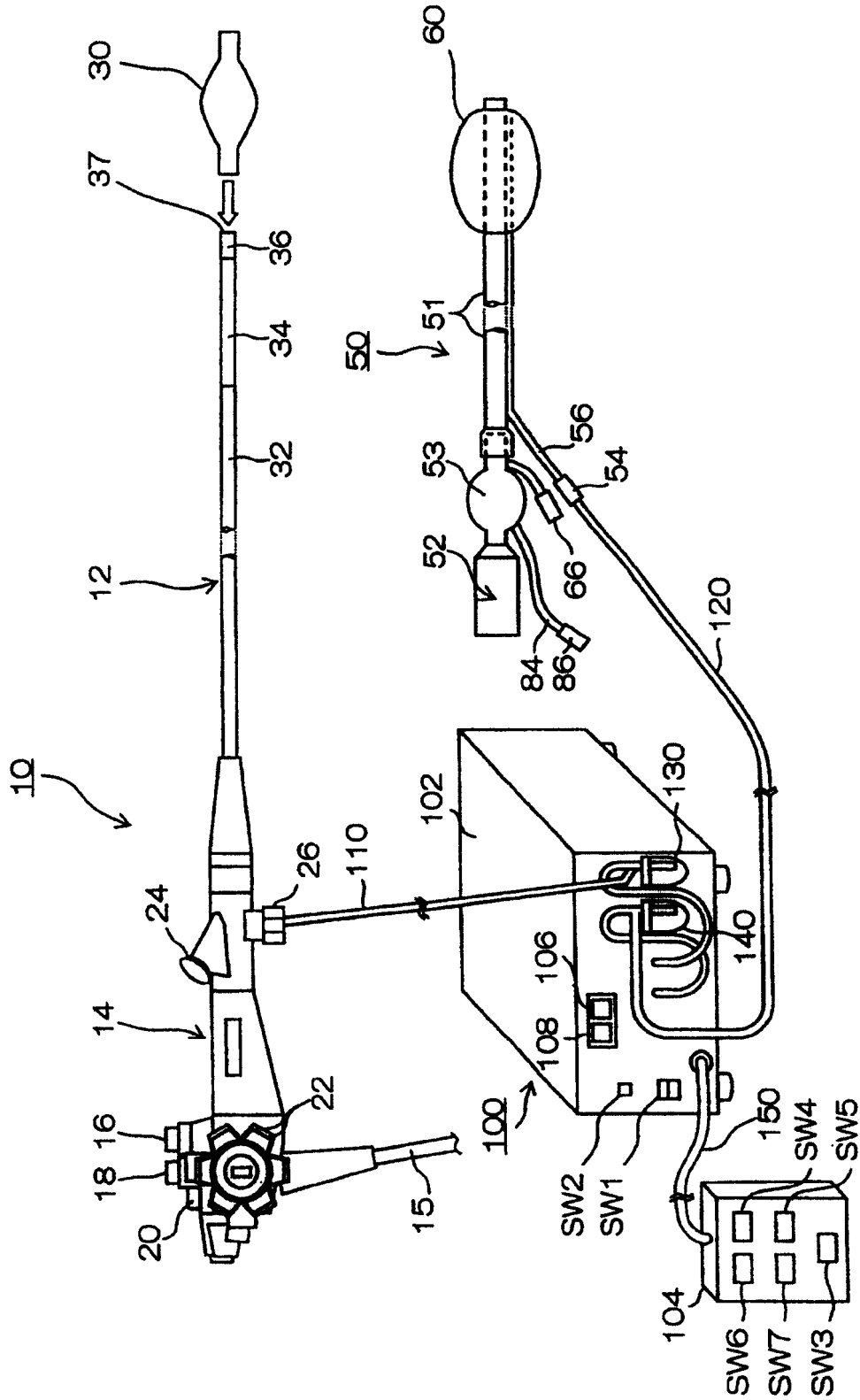


图 1

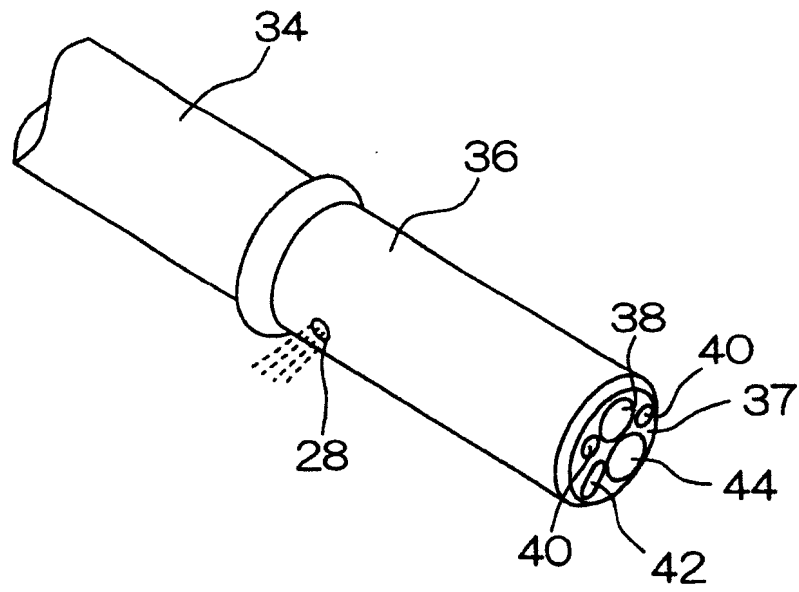


图 2

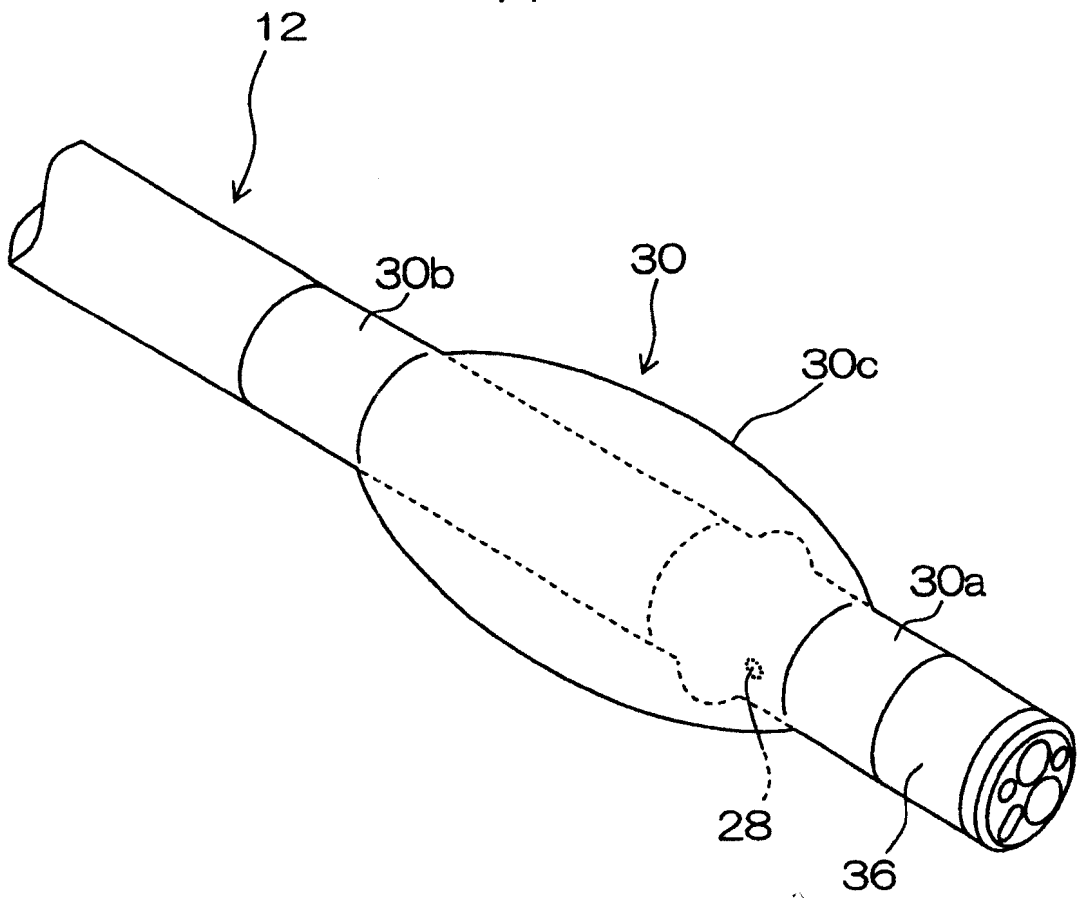


图 3

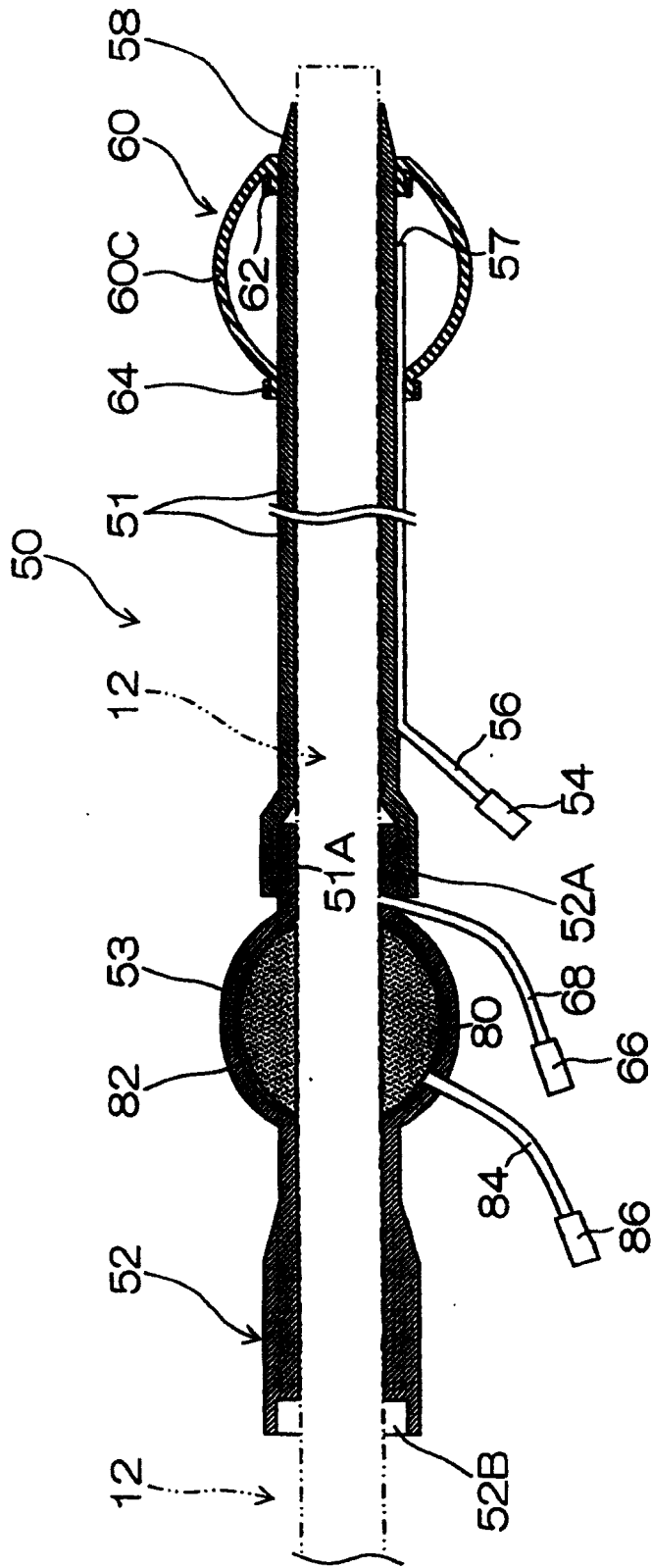


图 4

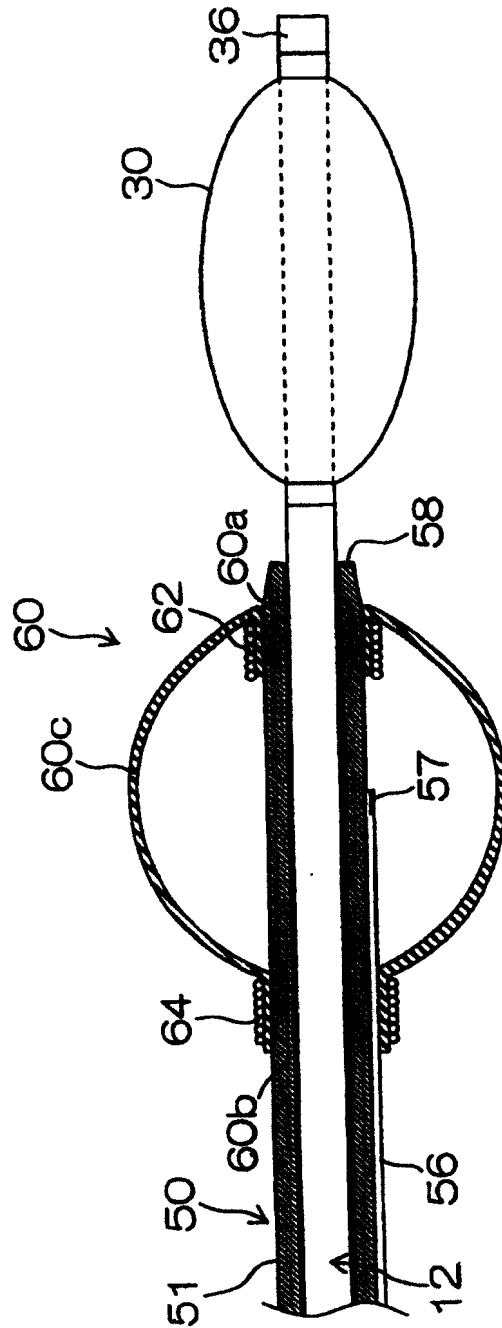


图 5

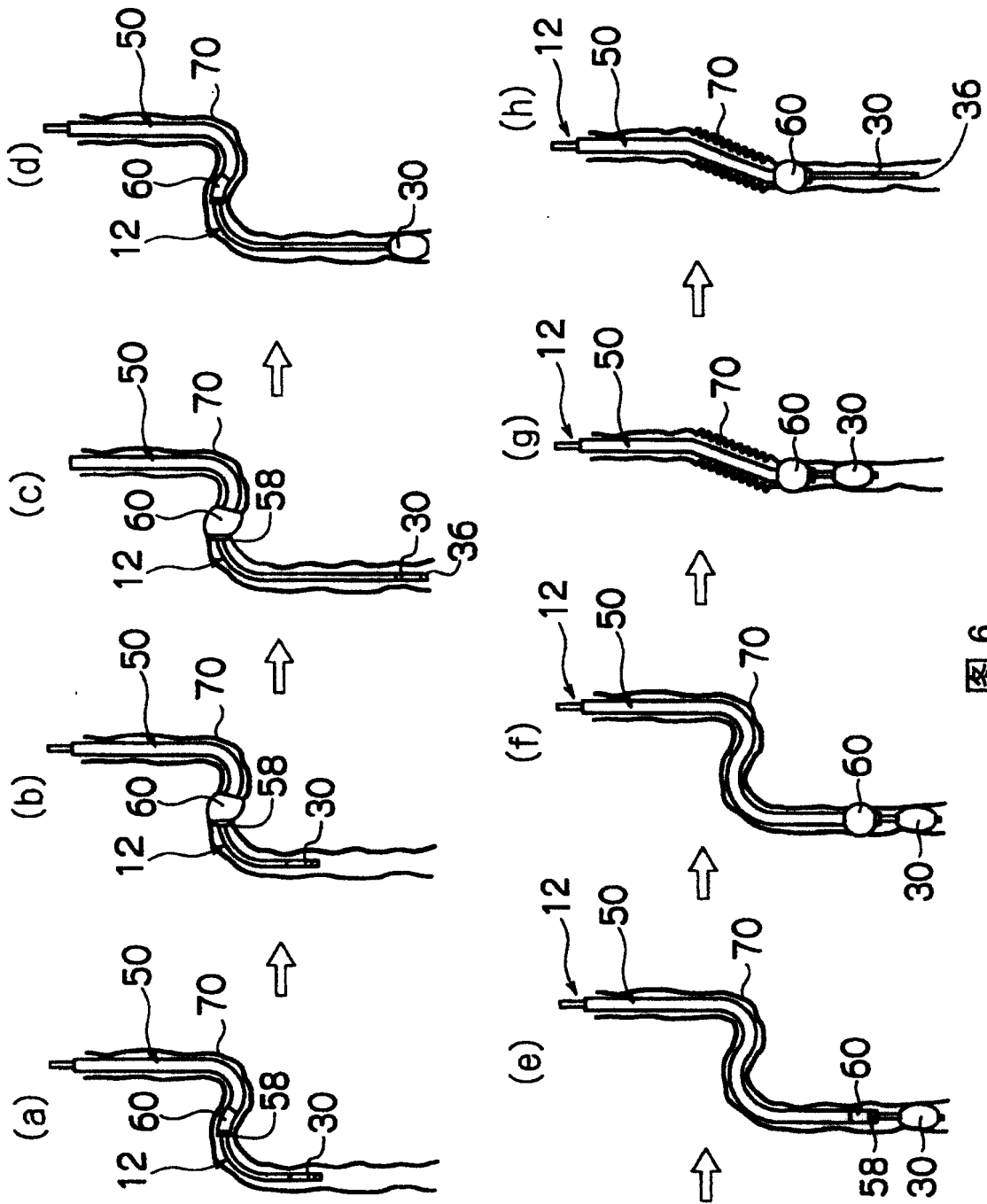


图 6

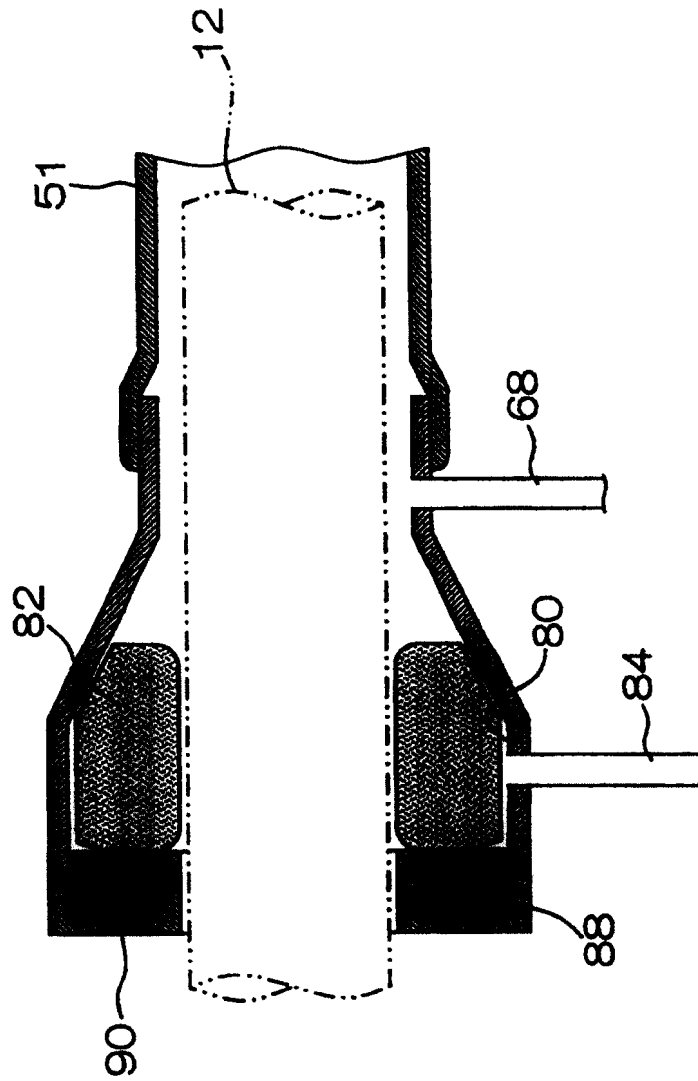


图 7

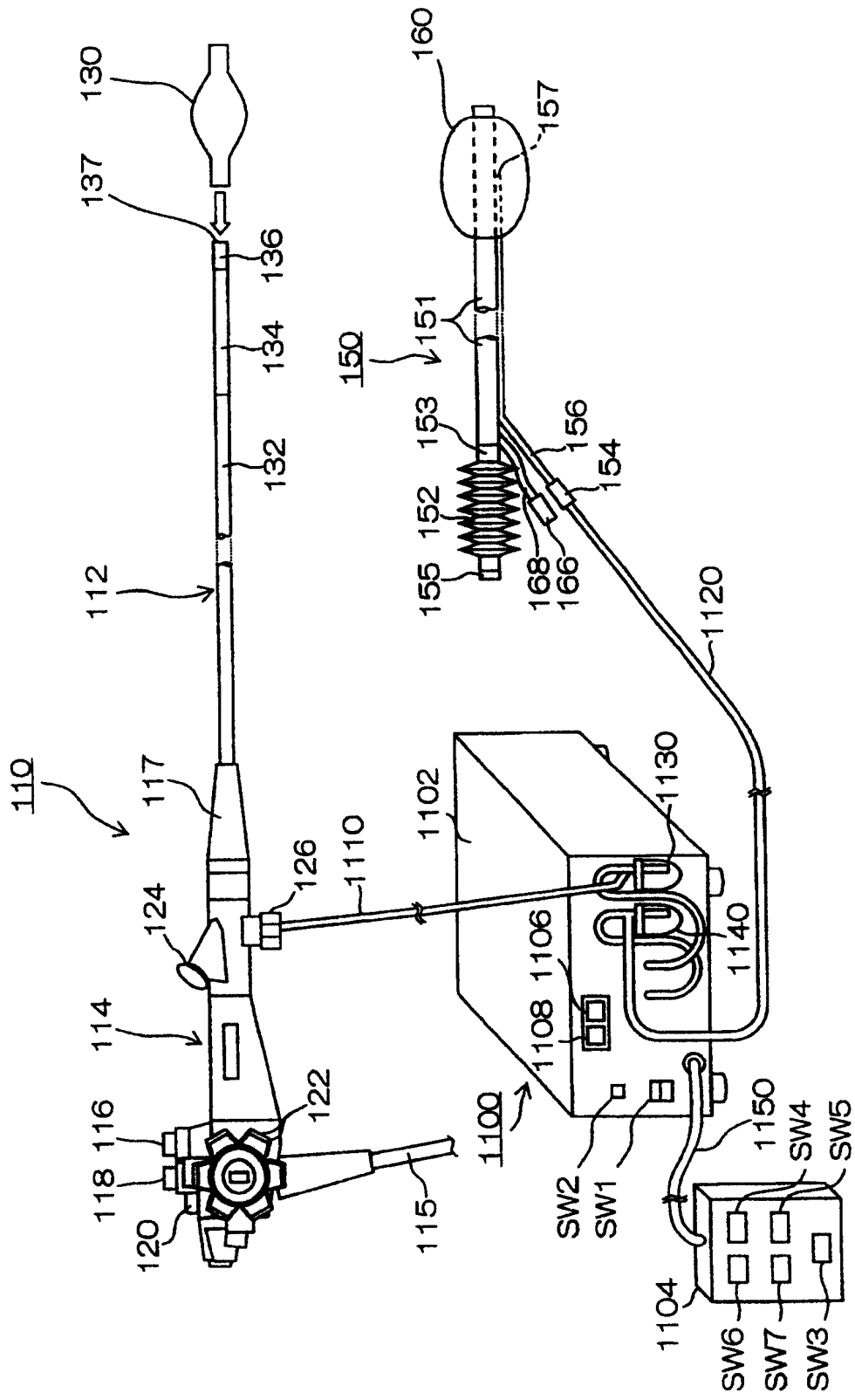


图 8

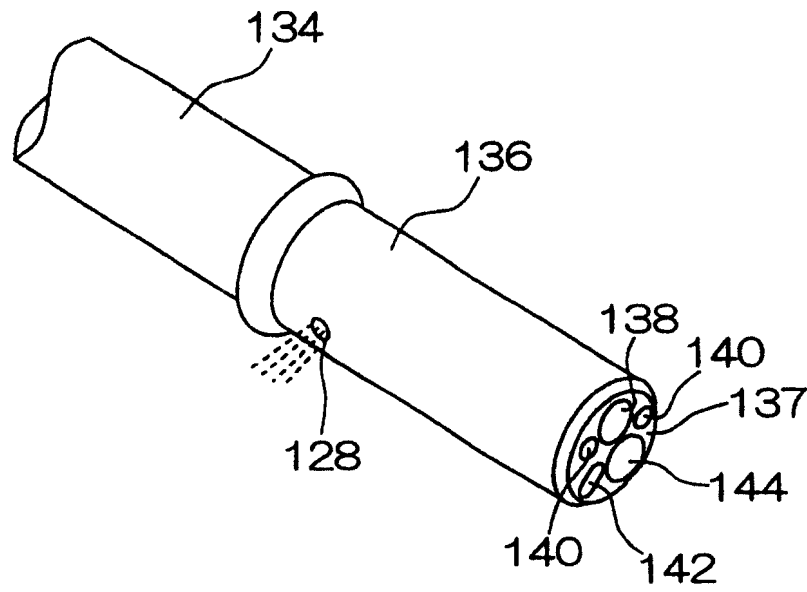


图 9

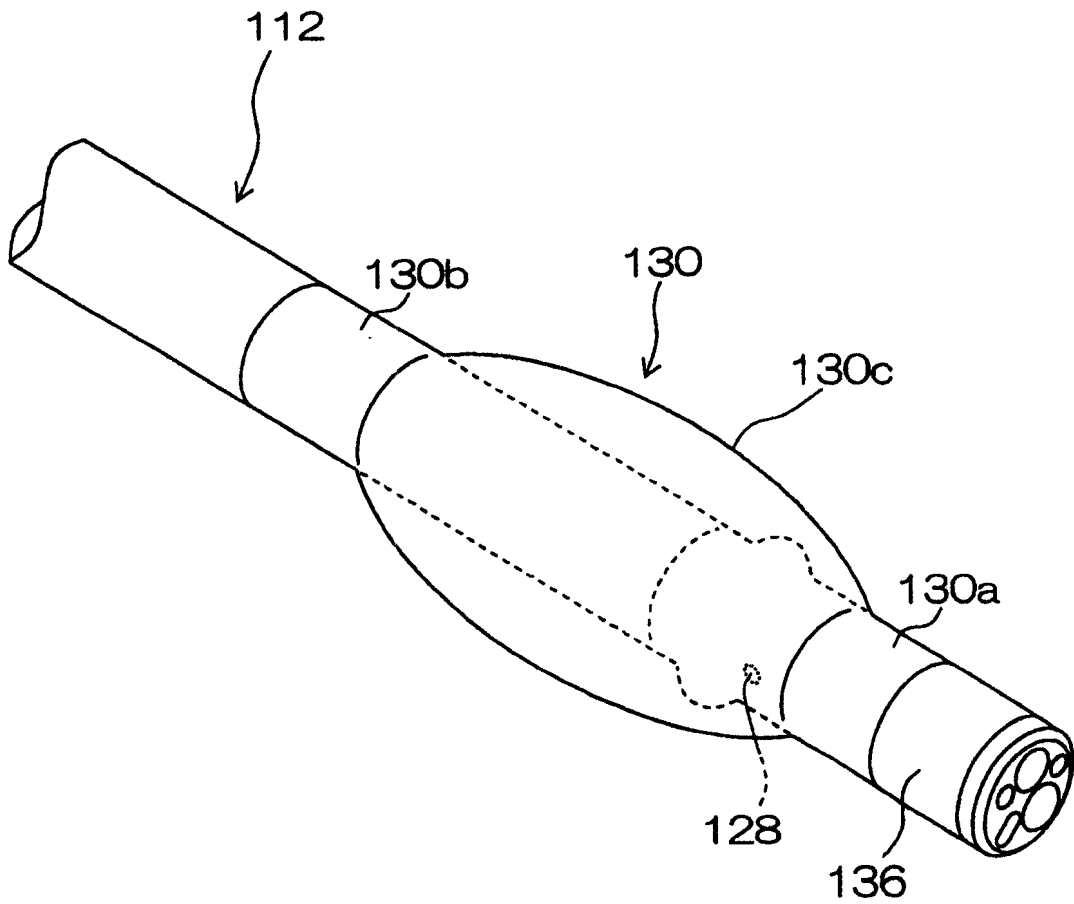


图 10

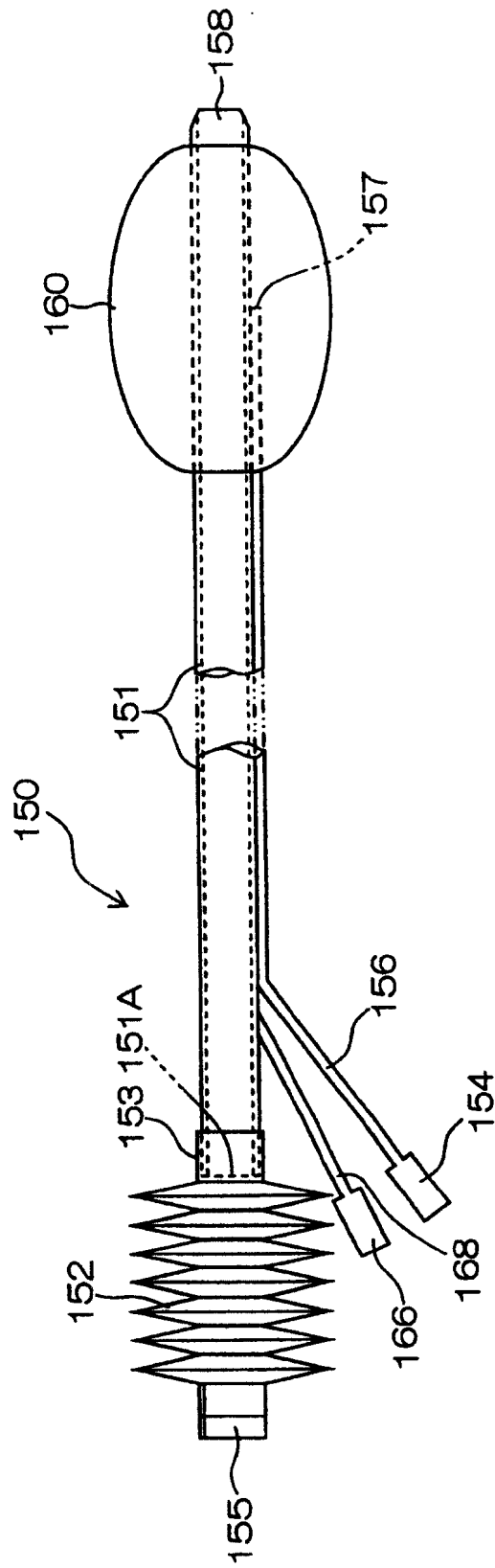


图 11

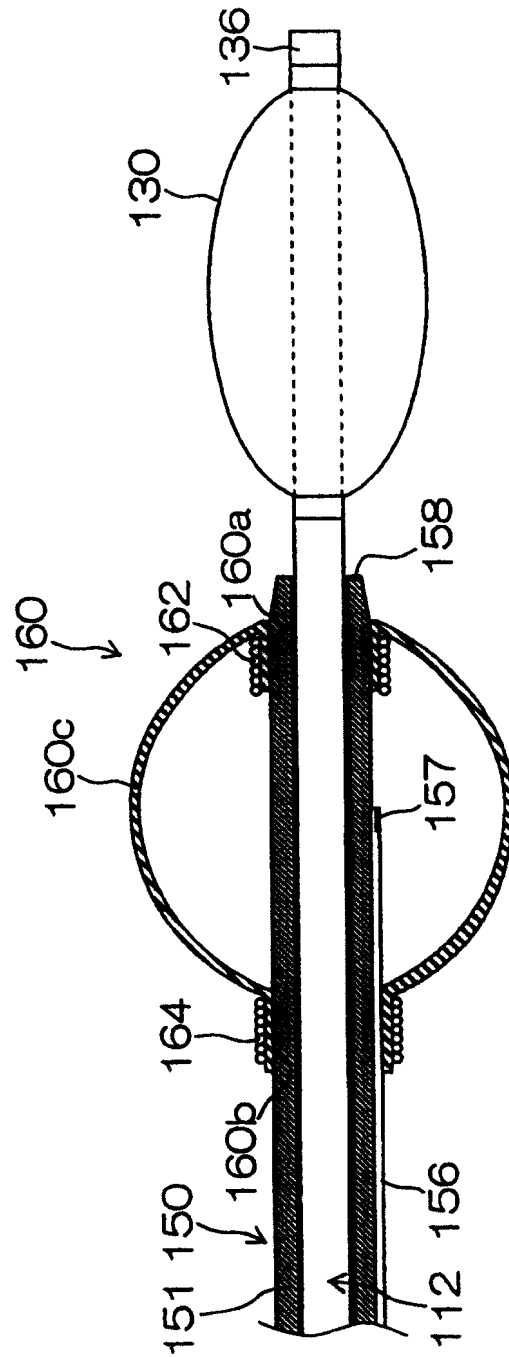


图 12

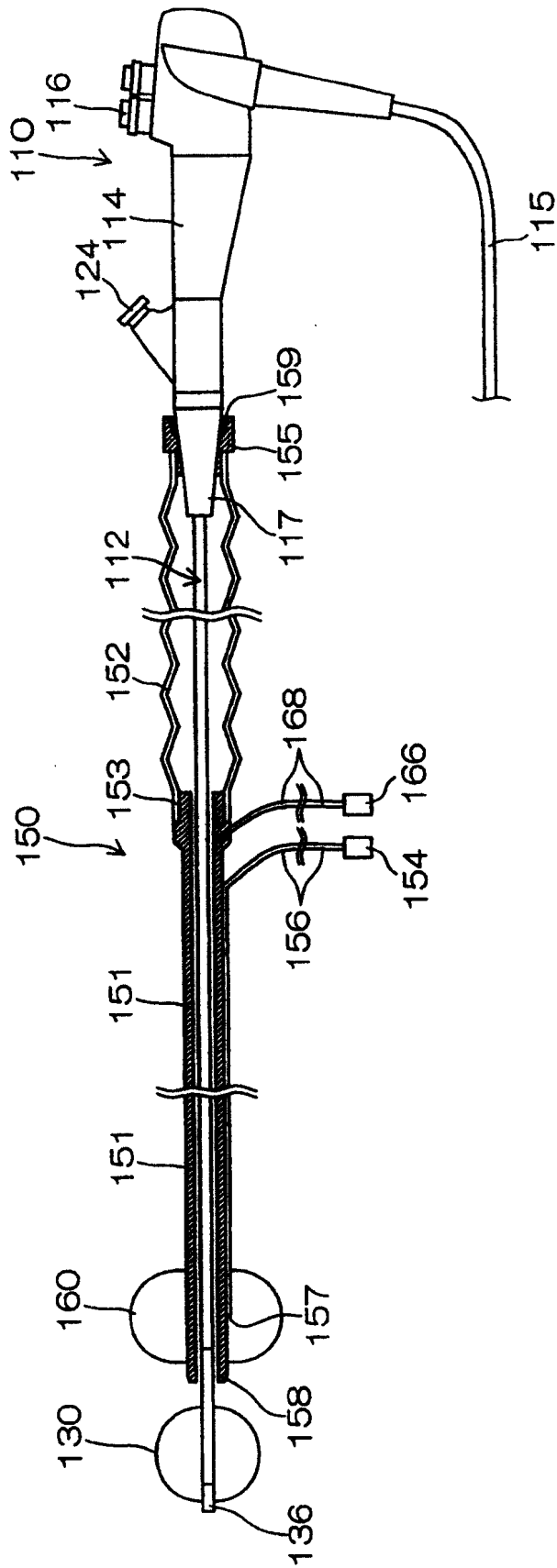


图 13

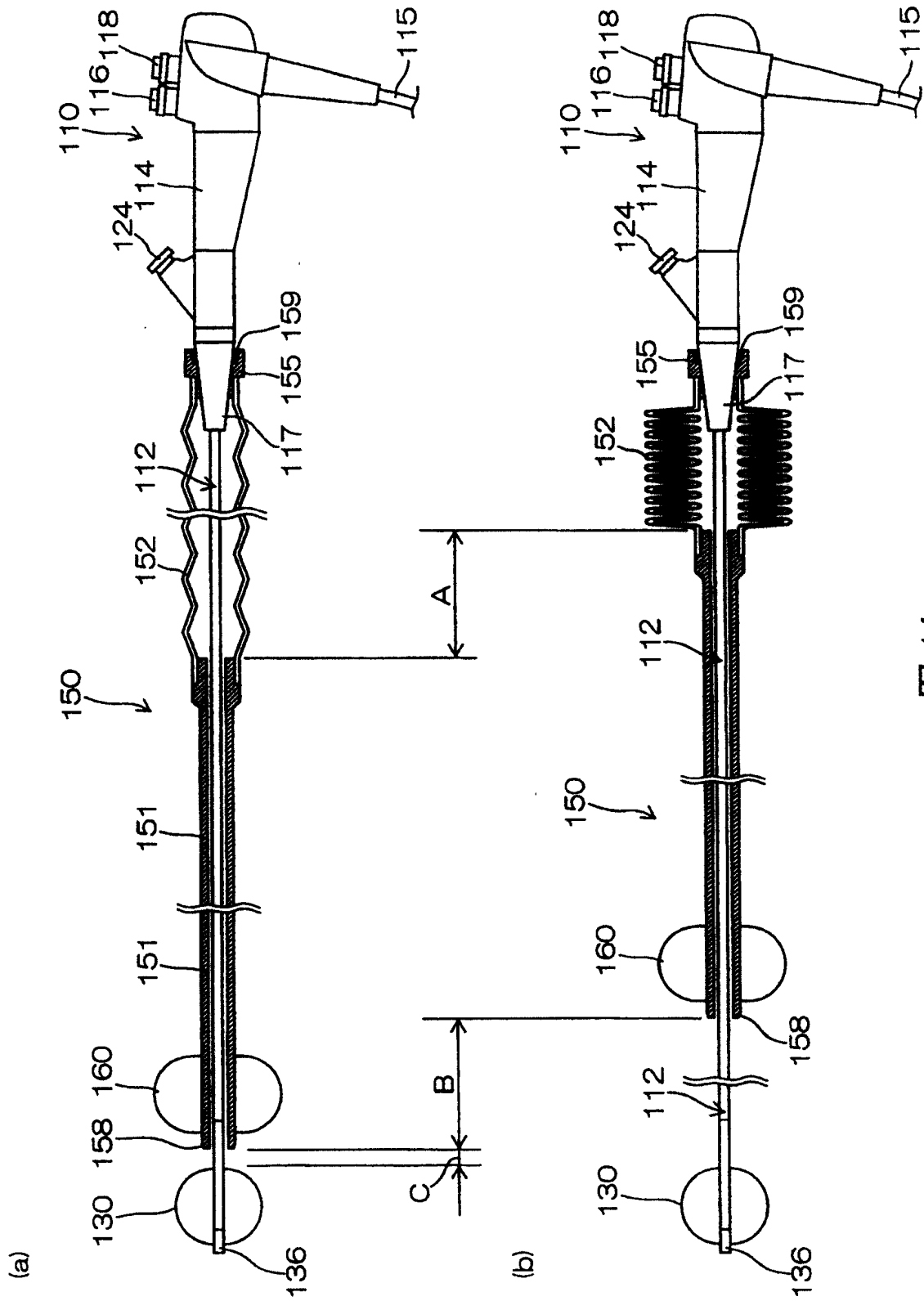


图 14

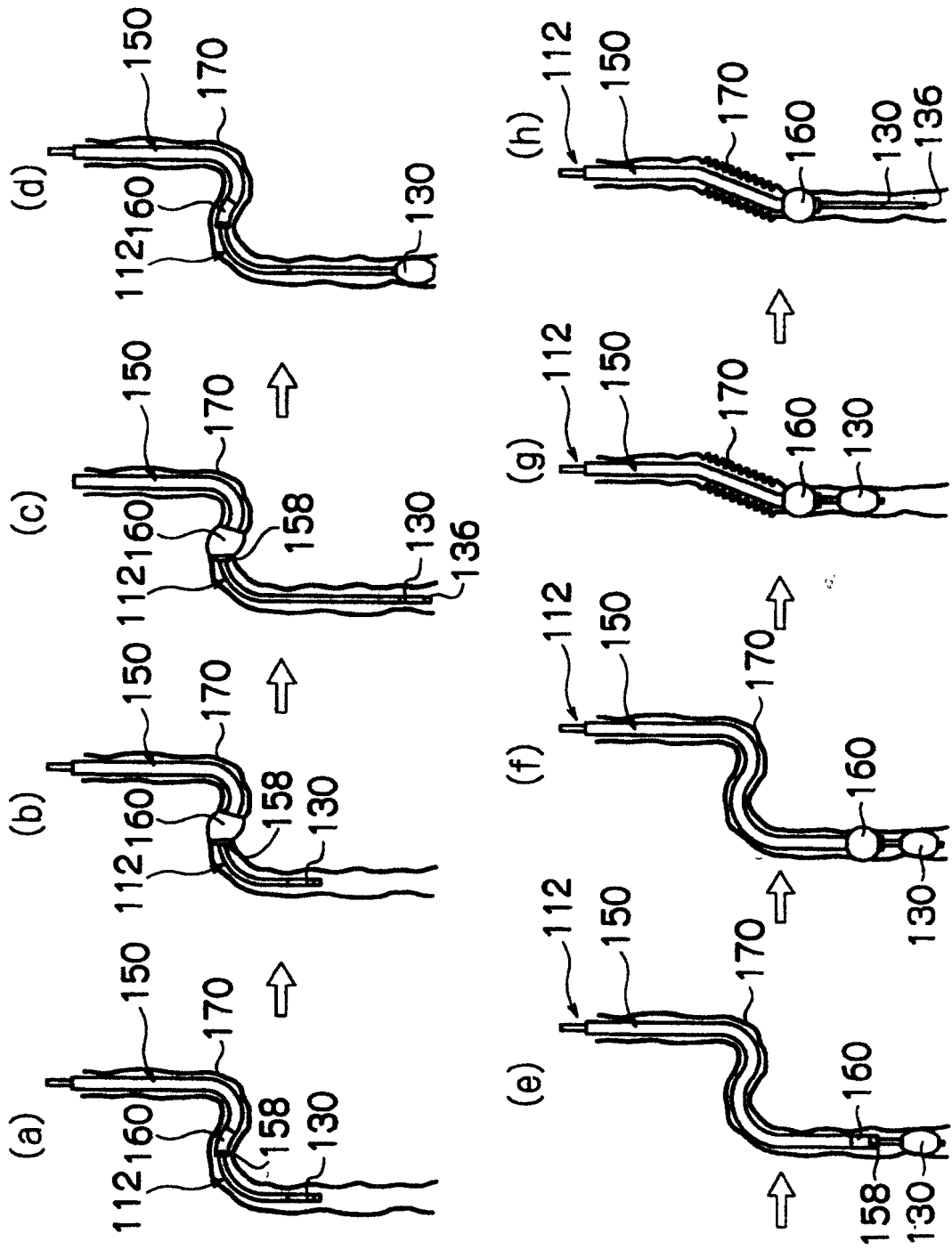


图 15

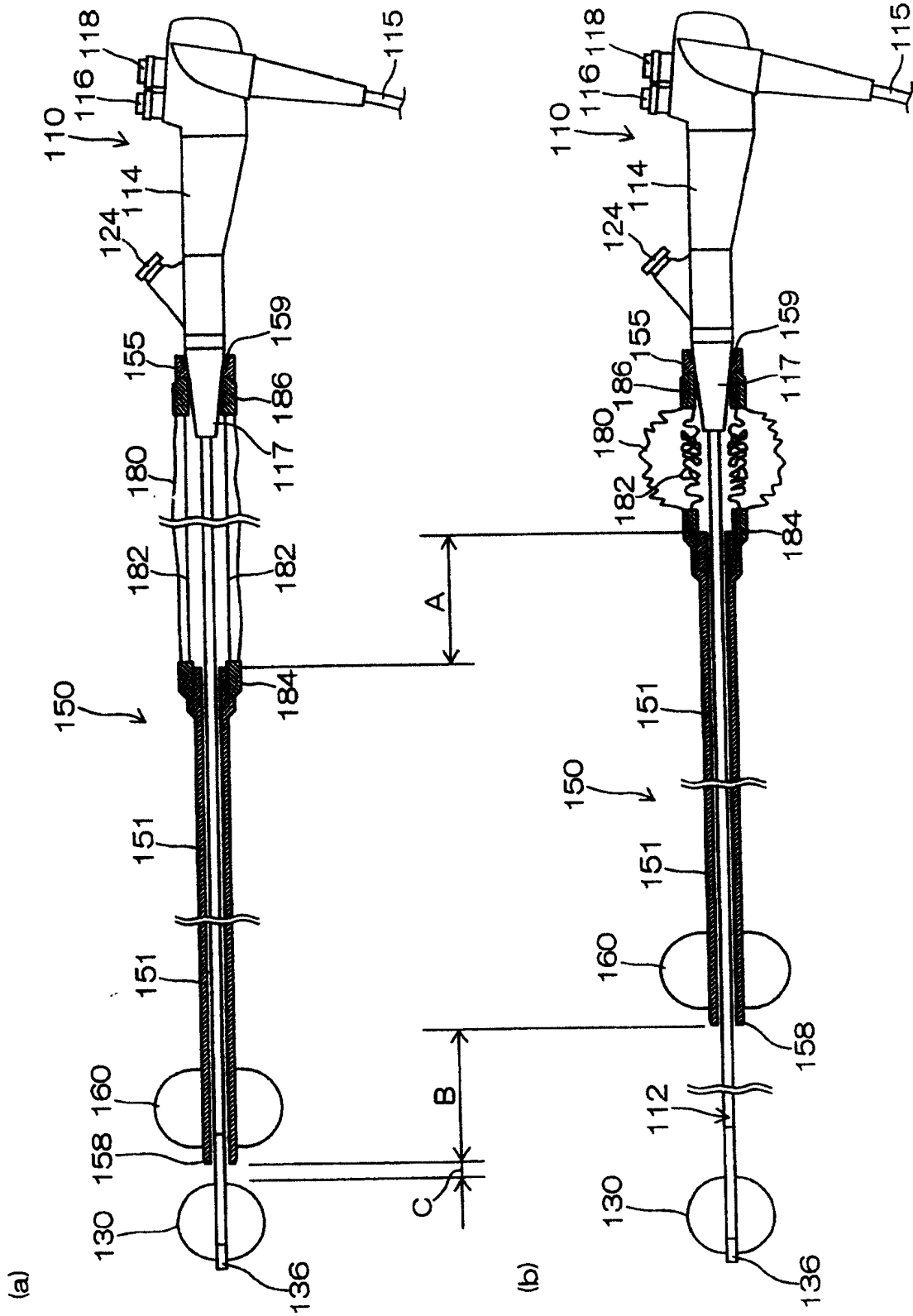


图 16

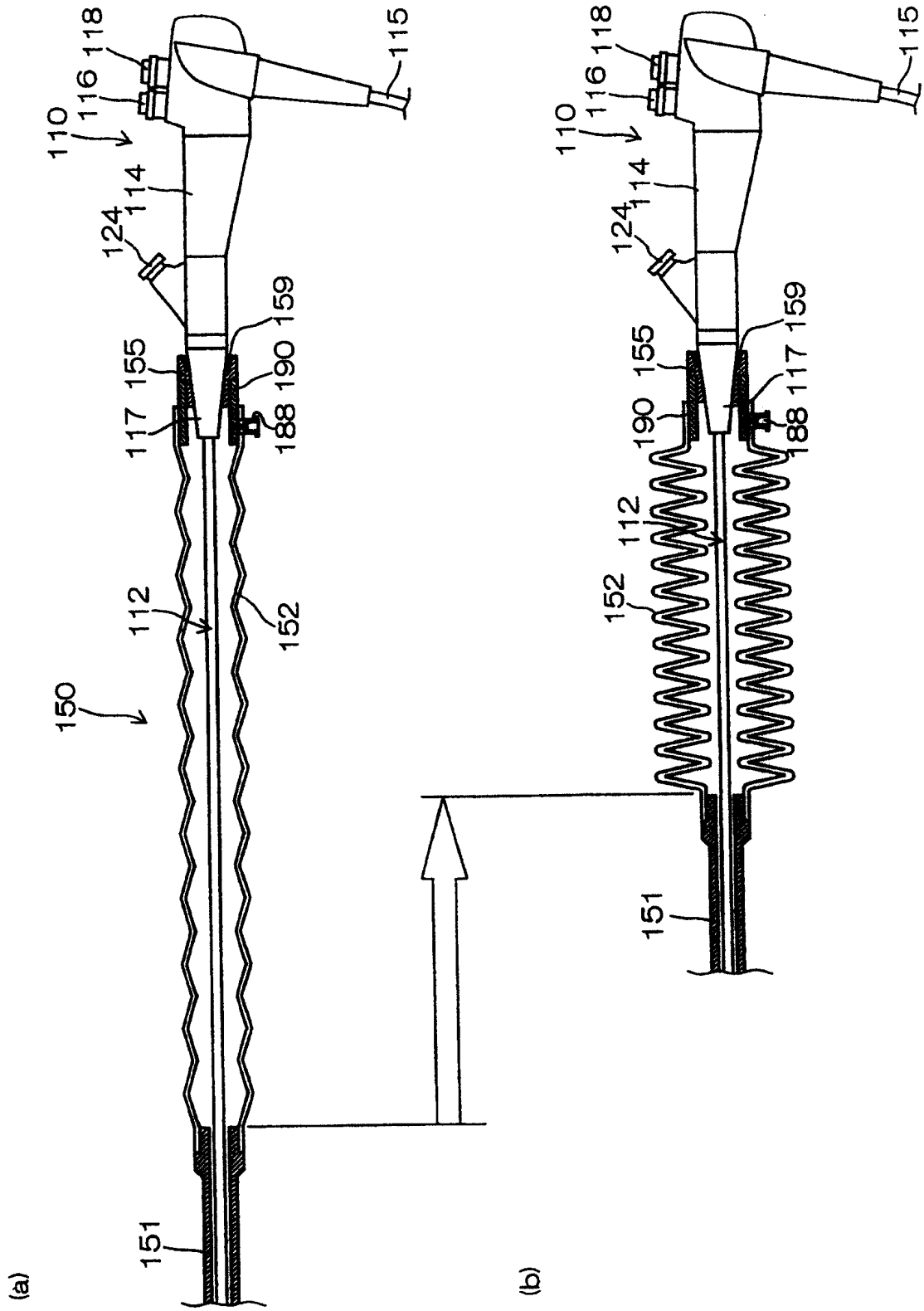


图 17

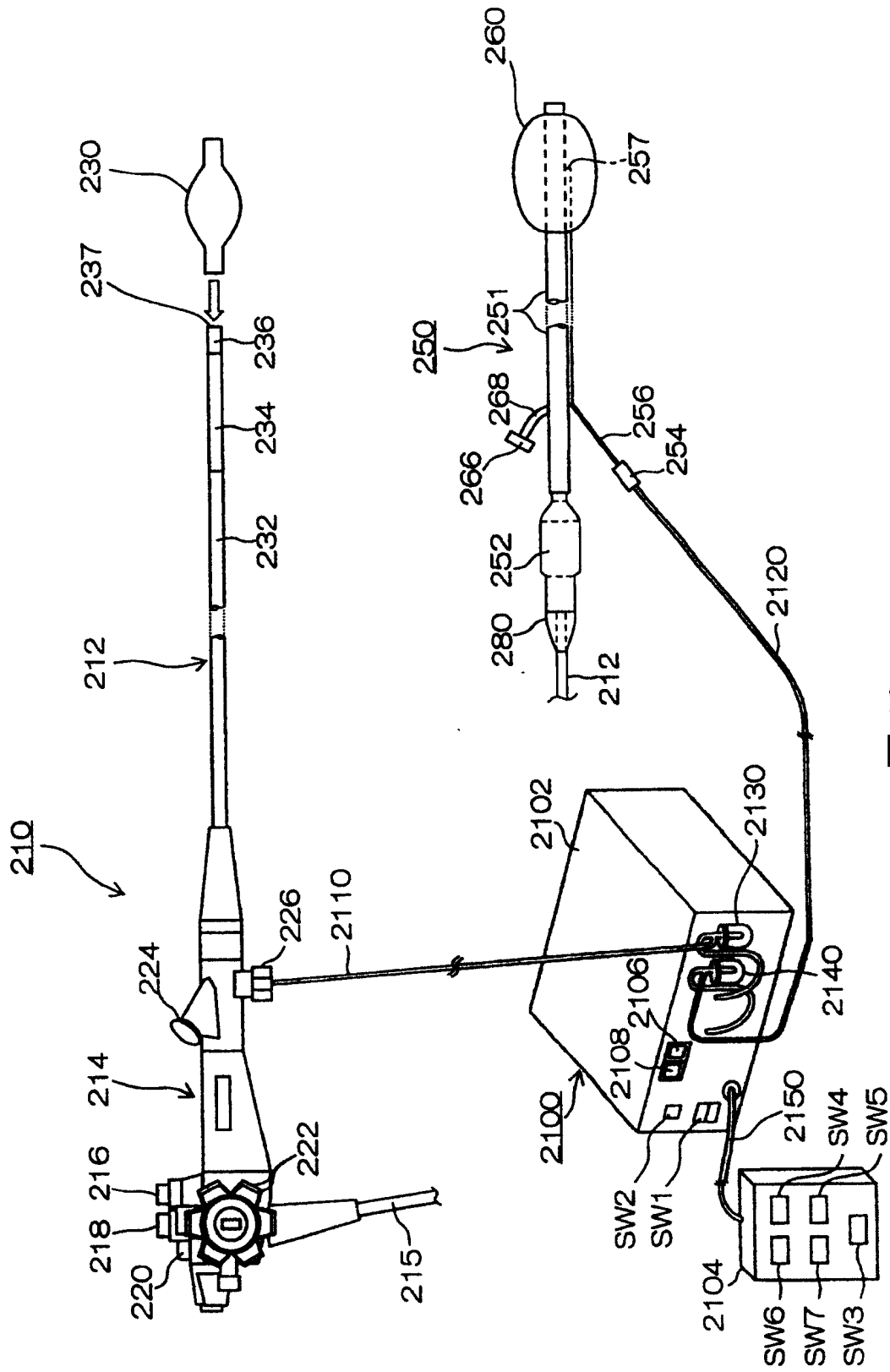


图 18

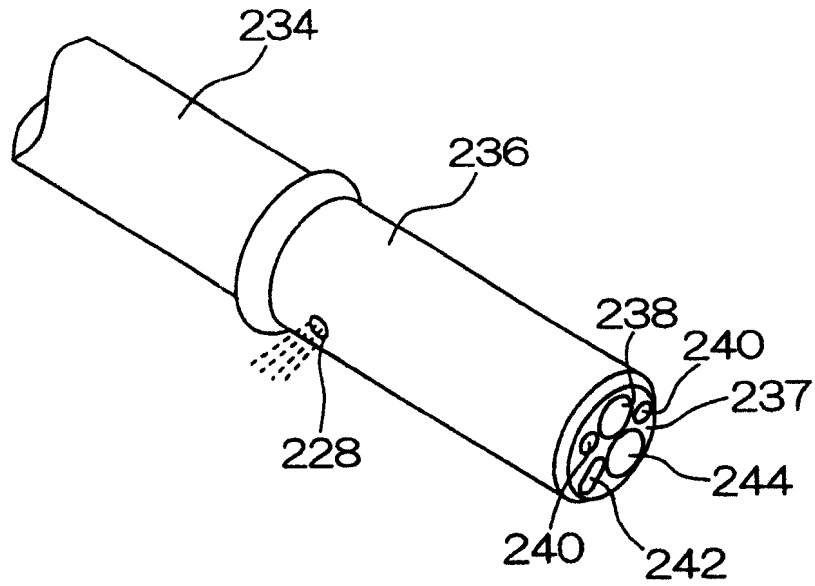


图 19

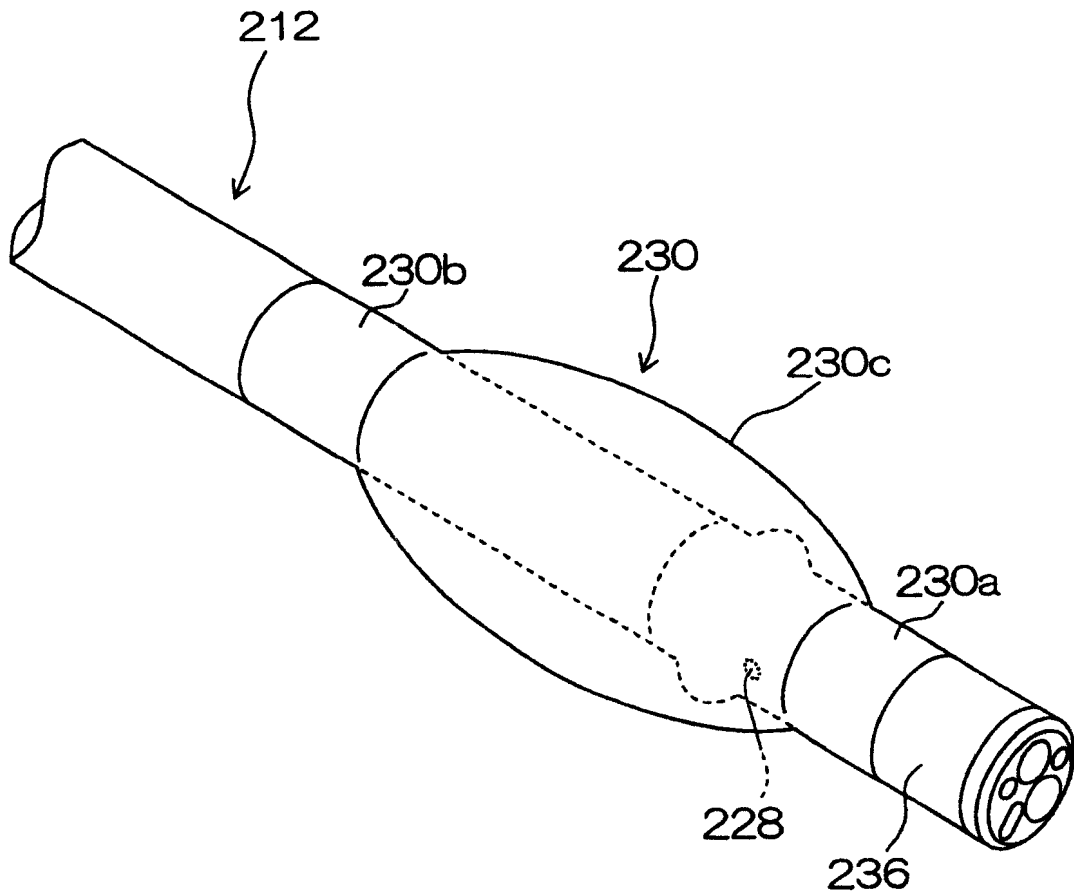


图 20

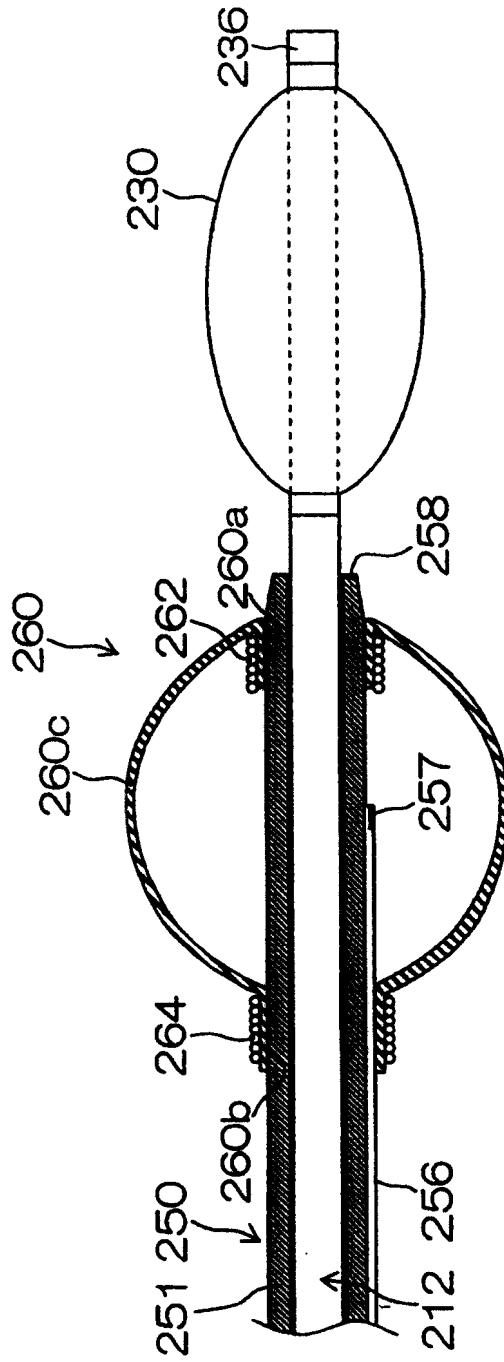


图 21



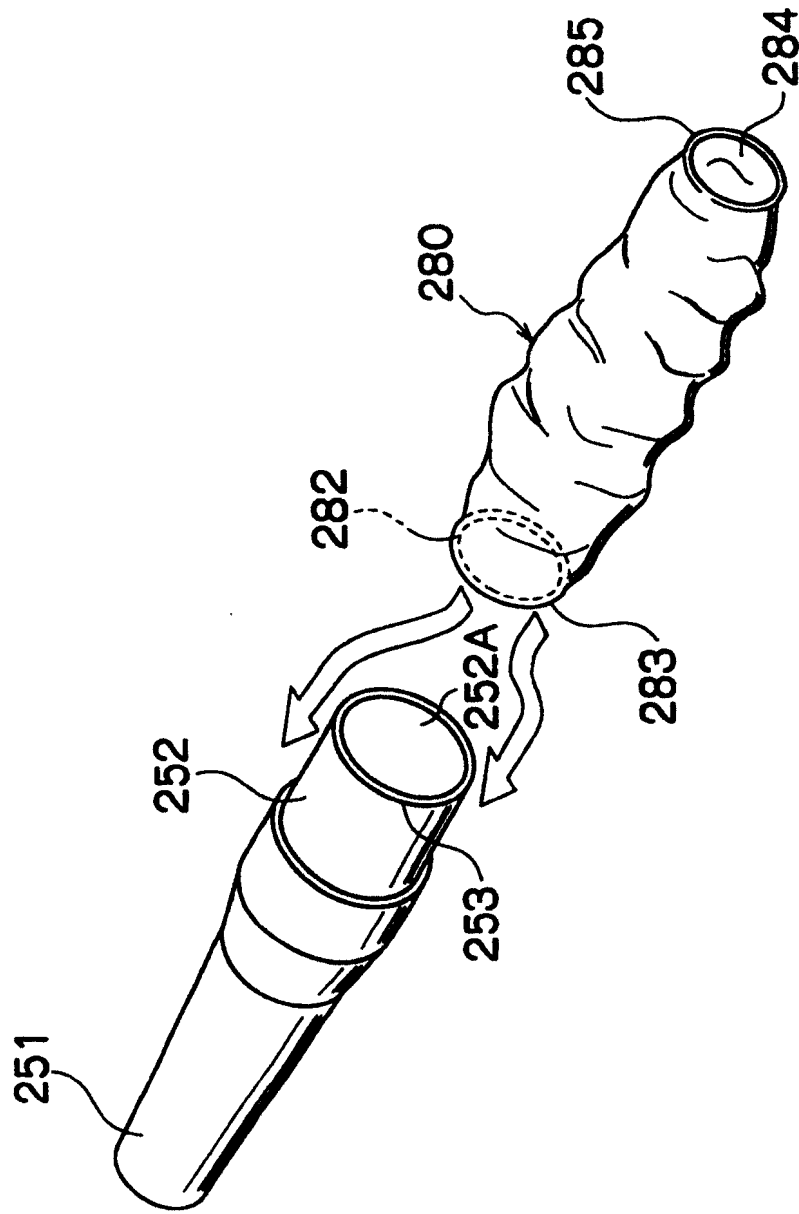


图 23

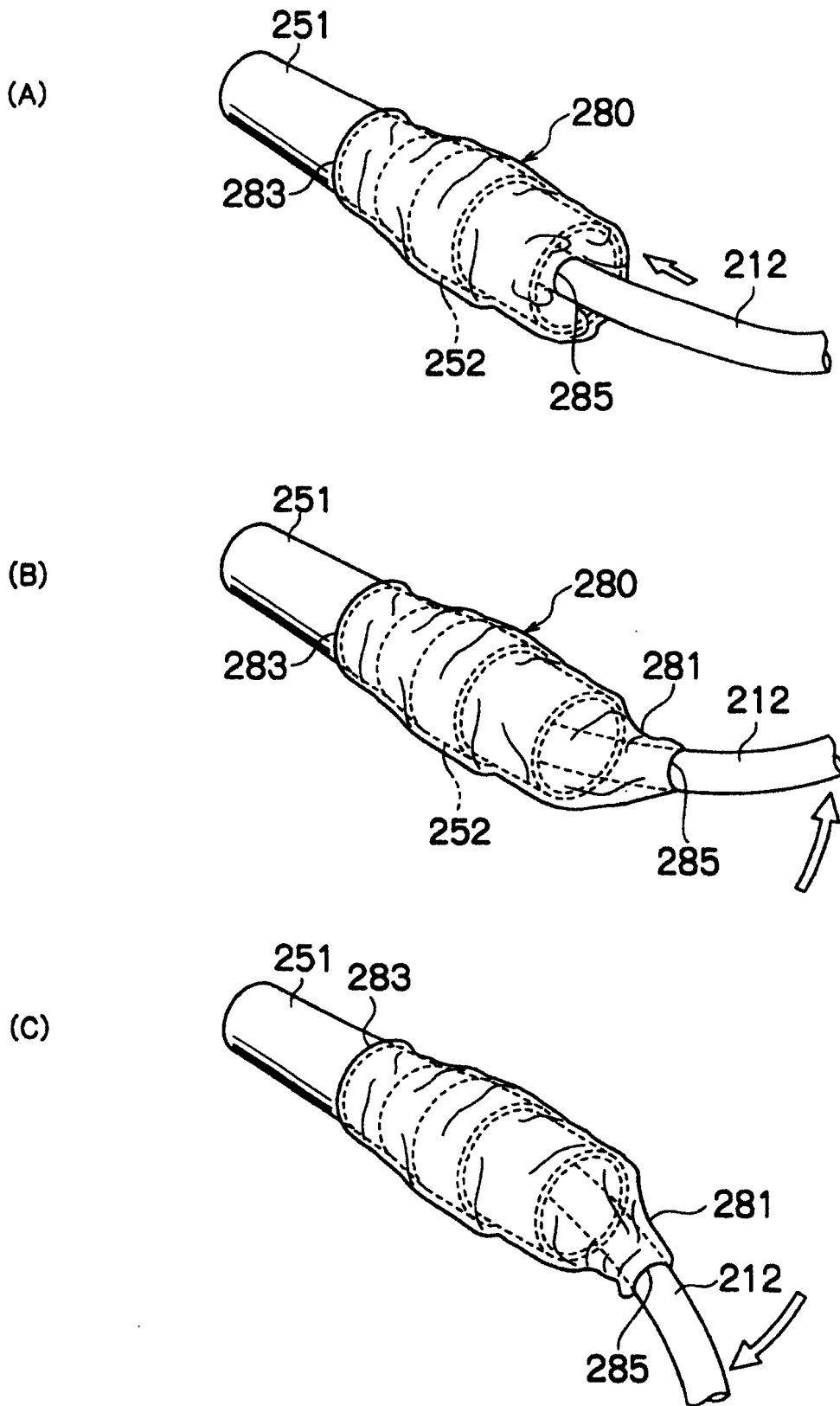


图 24

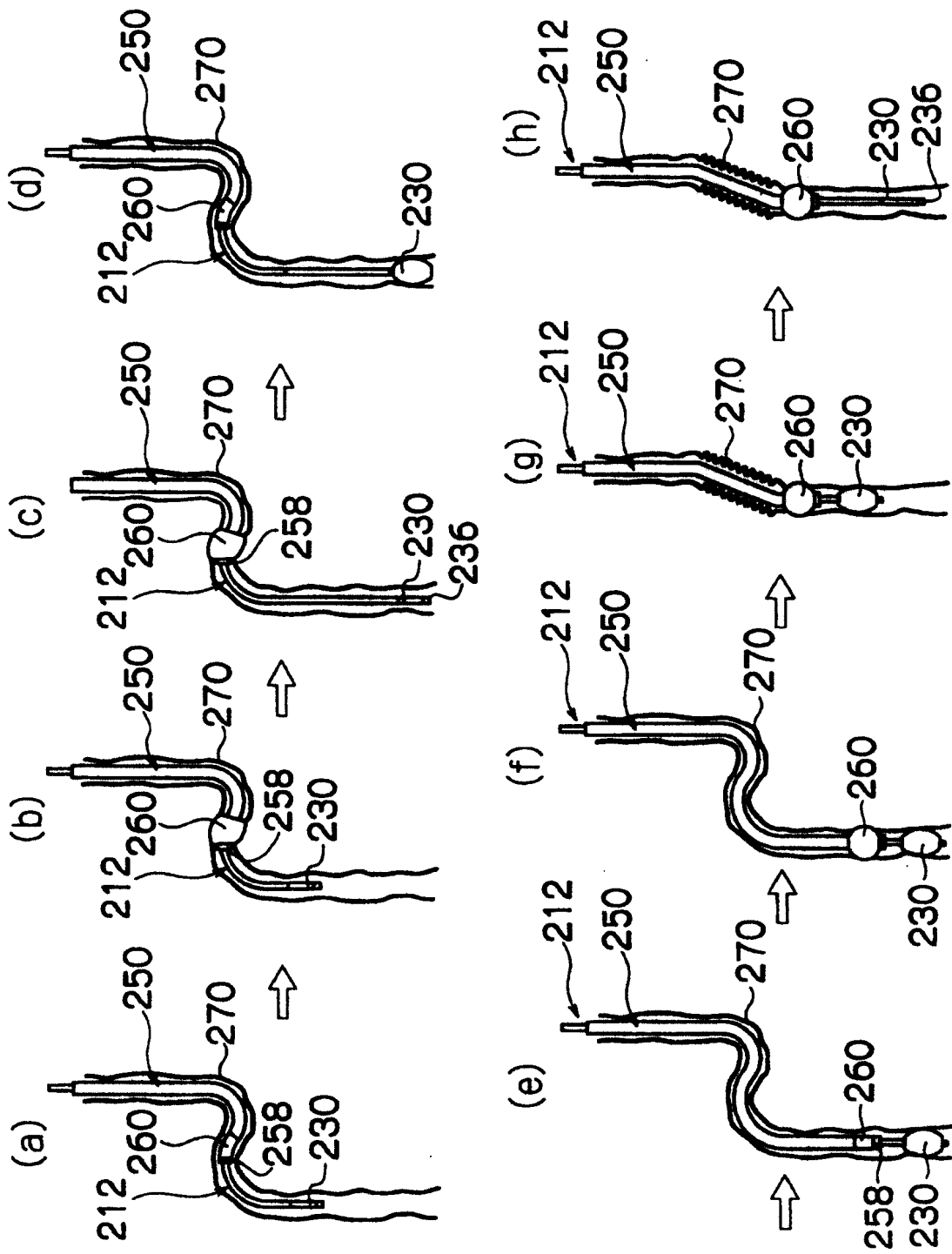


图 25

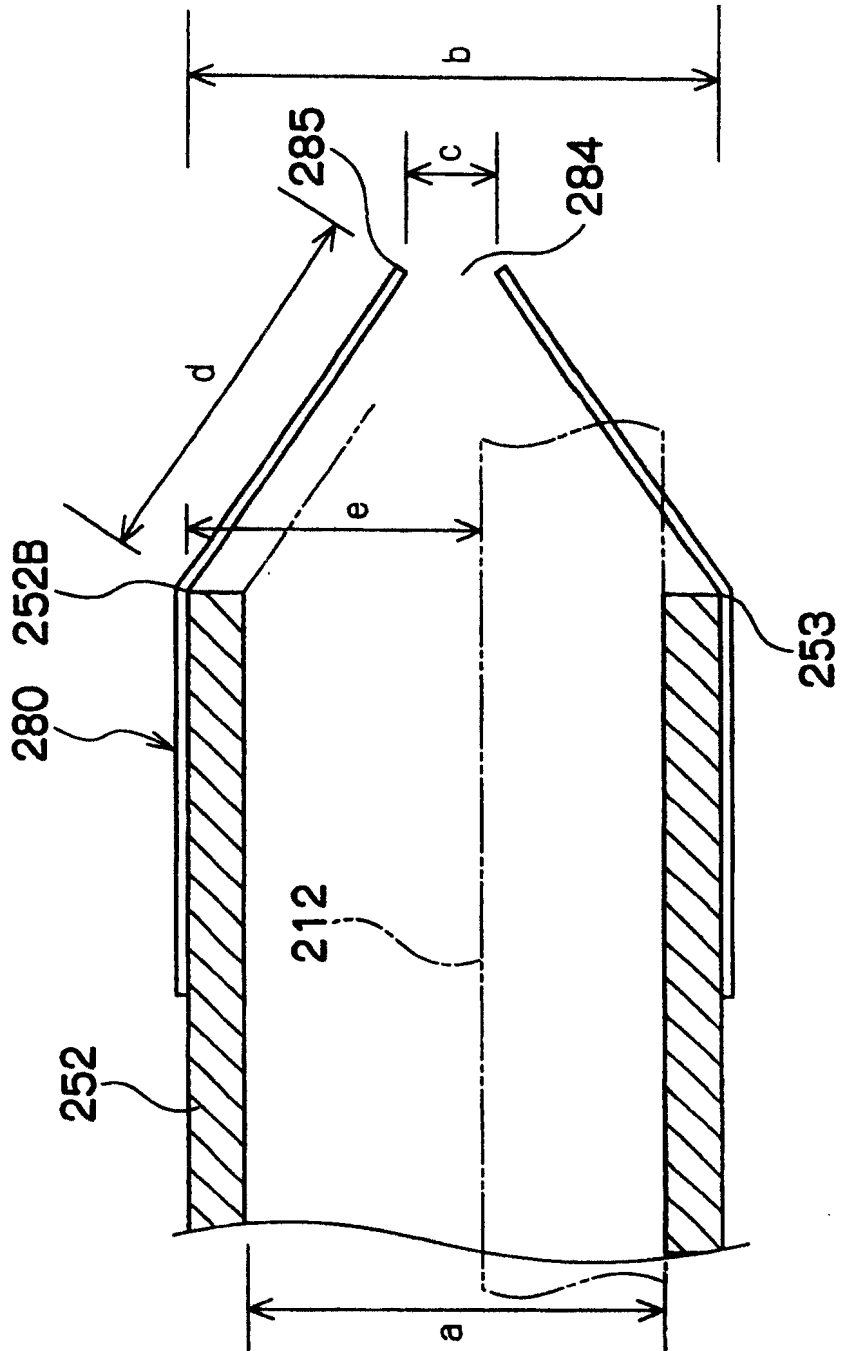


图 26

专利名称(译)	内窥镜的插入辅助器械		
公开(公告)号	<a href="#">CN100379379C</a>	公开(公告)日	2008-04-09
申请号	CN200410097944.1	申请日	2004-12-06
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士能株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士能株式会社		
[标]发明人	藤仓哲也 川野裕隆		
发明人	藤仓哲也 川野裕隆		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/012 A61B17/34 A61F2/958 A61M25/06		
CPC分类号	A61B17/3431 A61B17/3415 A61M25/10 A61B17/3417 A61M25/0662		
审查员(译)	沉显华		
优先权	2003407979 2003-12-05 JP 2003410641 2003-12-09 JP 2004096451 2004-03-29 JP 2004322795 2004-11-05 JP		
其他公开文献	CN1628600A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种能够防止反流的体液漏出的内窥镜的插入辅助器械。套管(50)由管主体(51)和形成有蓄液部(53)的握持部(52)形成。形成在握持部(52)的顶端的连接口(52A)，以水密状态嵌合在管主体(51)的基端开口部(51A)上，握持部(52)可以相对于管主体(51)自由拆卸。蓄液部(53)形成直径大于管主体(51)的直径的球状，其内部形成圆弧状的凹部(80)。在该凹部(80)中容纳有形成环状的海绵(82)。在实施手术时，从管主体(51)和插入部(12)之间的空隙反流的体液蓄积在凹部(80)，由海绵(82)吸收液体而防止从凹部(80)漏出。

