[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/00 (2006.01)

[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510005848.4

[45] 授权公告日 2008 年 12 月 17 日

[11] 授权公告号 CN 100443038C

[22] 申请日 2005.1.27

[21] 申请号 200510005848.4

[30] 优先权

[32] 2004. 1.30 [33] JP [31] 2004 - 023713

[32] 2004. 1.30 [33] JP [31] 2004 - 023715

[32] 2004. 2.25 [33] JP [31] 2004 - 049467

[32] 2004.11. 5 [33] JP [31] 2004 - 322798

[73] 专利权人 富士能株式会社

地址 日本国埼玉县

共同专利权人 SRJ 公司

[72] 发明人 糸井启友

[56] 参考文献

JP2002 - 301019A 2002.10.15

JP10 - 248794A 1998.9.22

US2003/0069472A1 2003.4.10

DE19729499A1 1999.1.14

US6554793B1 2003.4.29

审查员 彭 燕

[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

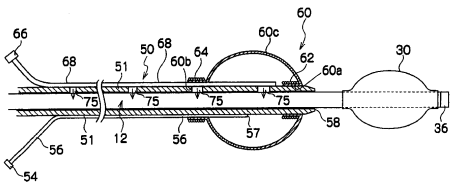
权利要求书 1 页 说明书 24 页 附图 20 页

[54] 发明名称

内窥镜的插入辅助器械和内窥镜装置

[57] 摘要

本发明提供一种内窥镜的插入辅助器械。从润滑液供给部(72)向套管(50)的管主体(51)提供润滑液。该润滑液从注入口(66)注入，并流向润滑液供给通路(68)，随后，借助在润滑液供给通路(68)以及管主体(51)上形成的多个开口(75、75…)提供给管主体(51)的内侧。开口(75、75…)以规定的间隔在从管主体(51)的基端部至顶端部的区域形成多个，所以润滑液可以被提供给管主体(51)的整个内周面。进而，开口(75、75…)是以自管主体(51)的基端部至顶端部其开口面积增大的方式形成的，所以润滑液的供给量在管主体(51)的整个内周面上比较均匀。由此，能够不增大插入辅助器械的直径而将润滑液均匀地提供给插入辅助器械的整个内周面。



1．一种内窥镜的插入辅助器械，是把内窥镜的插入部从其基端部插入、并从在所述基端部上形成的润滑液的注入口注入润滑液的内窥镜的插入辅助器械，其特征在于，

所述插入辅助器械在其外周面上具有与所述注入口连通并沿该插入辅助器械的轴向延伸设置的润滑液供给通路，在其内周面上具有与所述润滑液供给通路连通的开口部，从所述注入口注入的润滑液经由所述润滑液供给通路，从所述开口部提供给插入辅助器械的内周面和内窥镜插入部的外周面之间的间隙。

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，所述开口部形成在所述插入辅助器械的顶端附近。

3．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，

将注入所述润滑液供给通路的润滑液提供给插入辅助器械的内侧的开口以规定间隔形成多个，多个开口以随着从所述插入辅助器械的基端部朝向顶端部、其开口面积逐渐增大的方式形成。

4．根据权利要求 3 所述的内窥镜的插入辅助器械，其特征在于，所述润滑液供给通路设置有多条。

5．根据权利要求 3 所述的内窥镜的插入辅助器械，其特征在于，所述润滑液供给通路在所述插入辅助器械的外周面上被设成螺旋状。

内窥镜的插入辅助器械和内窥镜装置

技术领域

本发明涉及一种内窥镜的插入辅助器械和内窥镜装置，特别涉及当将内窥镜的插入部插入到体腔内时使用的内窥镜的插入辅助器械和使用该插入辅助器械的内窥镜装置。

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。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，由此防止插入部的多余的弯曲或挠曲（例如，专利文献1）。其中，套管是指用于小肠的插入辅助器械，滑动管是指用于大肠的插入辅助器械。

另外，还提出了在以往的套管的基端部上形成润滑液的注入口，通过从该注入口将润滑液注入到套管的基端内侧，改善内窥镜插入部相对套管的滑动性，缩短手术实施时间。作为润滑液，可以使用水、生理盐水等。

另外，在以往的内窥镜装置中，已知有在内窥镜插入部的顶端部设置第1球囊，同时在插入辅助器械的顶端部上设置有第2球囊的双球囊式内窥镜装置（例如，专利文献2以及专利文献3）。

在双球囊式内窥镜装置上，有时将插入部以及插入辅助器械以规定长度插入到肠道中，在使两个球囊膨胀且使两个球囊密接于肠壁的状态下，进行通过同时回拉插入部和插入辅助器械而使弯曲的肠道笔直收缩的操作。然后，通过反复进行插入部以及插入辅助器械的插入操作和上述回拉操作，牵拉肠道而将插入部插入到目标部位。另外，上述回拉操作是指在通过用手握持由弹性部件做成的插入辅助器械而使其弹性变形并密接于

插入部之后，回拉插入辅助器械，由此通过在插入辅助器械和插入部之间产生的摩擦阻力而同时回拉插入部（例如，专利文献 1）。

不过，在膨胀的第 1 球囊或第 2 球囊过度密接或粘连在肠壁上的情况下，如果强制回拉（拉拔）插入部以及套管，则有可能损伤肠壁。在这种情况下，即、当术者受到较大的拉拔阻力时，在以前使套管或插入部旋转并降低密接力，然后再次进行回拉操作。

专利文献 1：特开平 10－248794 号公报；

专利文献 2：特开 2001－340462 号公报；

专利文献 3：特开 2002－301019 号公报。

但问题是，在基端部形成有润滑液的注入口的上述以往的套管上，从注入口注入的润滑液没有充分遍及套管的整个内周面，不能够进一步改善内窥镜插入部的滑动性。

如果增大套管的直径并增大套管和内窥镜插入部之间的空隙，则能够使向基端部侧提供的润滑液遍及套管的整个内周面，所以能够消除这一问题。但是，因为套管也插入到体腔内，所以其直径优选是尽可能小的直径。因此，如果套管的直径是小直径，就不能将润滑液提供给套管的整个内周面，如果增大套管的直径，则相反产生不适于作为体腔内插入用部件的问题。

另外，以往的双球囊式内窥镜装置具有在上述的回拉操作时插入部相对于插入辅助器械易滑移、操作性差的缺点。

进而，在以前，在受到拉拔阻力时，根据术者的判断，确定随后的操作（是继续插入部以及套管的回拉操作，还是进行旋转插入部以及套管的操作）。为此，期待能够定量掌握回拉操作时产生的拉拔阻力并适当进行随后的操作的内窥镜装置。

发明内容

本发明是鉴于上述情况而提出的，目的是提供一种能够不增大插入辅助器械的直径并将润滑液均匀地提供给插入辅助器械的整个内周面的内窥镜的插入辅助器械。

本发明是鉴于上述情况而提出的，目的是提供一种能够改善插入部以

及插入辅助器械的回拉操作的操作性的内窥镜装置。

本发明是鉴于上述情况而提出的，目的是提供一种能够定量掌握插入辅助器械或套管、以及插入部的拉拔阻力的内窥镜装置。

为了达到上述目的，本发明之一是把内窥镜的插入部从其基端部插入并从在上述基端部上形成的润滑液的注入口注入润滑液的内窥镜的插入辅助器械，其特征在于，所述插入辅助器械在其外周面上具有与所述注入口连通并沿该插入辅助器械的轴向延伸设置的润滑液供给通路，在其内周面上具有与所述润滑液供给通路连通的开口部，从所述注入口注入的润滑液经由所述润滑液供给通路，从所述开口部提供给插入辅助器械的内周面和内窥镜插入部的外周面之间的间隙。

本发明之二的特征在于，所述开口部形成在所述插入辅助器械的顶端附近。

本发明之三的特征在于，将注入所述润滑液供给通路的润滑液提供给插入辅助器械的内侧的开口以规定间隔形成多个，所述多个开口以随着从所述插入辅助器械的基端部朝向顶端部、其开口面积逐渐增大的方式形成。

本发明之三着眼于内窥镜插入部和插入辅助器械之间、特别是想要增加润滑性的部分，是内窥镜的插入部被插入辅助器械的顶端开口部的内周角部摩擦的插入辅助器械的顶端部。如同本发明之 3 所述，通过在插入辅助器械上形成将由上述注入口提供的润滑液提供给插入辅助器械的内周面和内窥镜插入部的外周面之间的间隙的润滑油供给通路，能够直接将润滑液提供给插入辅助器械的顶端部。由此，本申请发明能够改善上述的特别是想要增强润滑性的部分的润滑性。另外，根据本发明之三所述，从注入口注入的润滑液流向润滑液供给通路，然后，借助在插入辅助器械上形成的多个开口而提供给插入辅助器械的内侧。开口以规定的间隔在从插入辅助器械的基端部到顶端部的范围内形成多个，所以润滑液可以被提供给插入辅助器械的整个内周面，进而，如本发明之三所述，开口随着从插入辅助器械的基端部向顶端部，其开口面积逐渐增大，所以润滑液的供给量在插入辅助器械的整个内周面均匀分布。由此，根据本发明，能够不增大插入辅助器械的直径而将润滑液均匀地提供给插入辅助器械的整个内周面。由此，可以一直获得良好的滑移性，所以能够改善插入部相对于插入辅助器械的滑动性，缩短手术实施时间。另外，可以一直获得良好的滑移性，由此能够使插入辅助器械的内外径细径化，并能够使插入辅助器械的内径接近内窥镜插入部的直径，所以能够提供小直

径的插入辅助器械。

根据本发明之四，其特征在于，设置有多条上述润滑液供给通路。通过在插入辅助器械上设置多条润滑液供给通路，能够在插入辅助器械的圆周上形成多个开口，所以润滑液的供给量在插入辅助器械的整个内周面上更加均匀。

根据本发明之五，其特征在于，上述润滑液供给通路在上述插入辅助器械的外周面上被设成螺旋状。由此，通过 1 条润滑液供给通路能够在插入辅助器械的圆周上形成多个开口。由此，和 1 条直杆状的润滑液供给通路相比，能够将润滑液均匀地提供给插入辅助器械的整个内周面。

为了达到上述目的，本发明之六是具备将球囊安装在插入部的顶端部的内窥镜、和插入该内窥镜的上述插入部并辅助该插入部插入到体腔内的插入辅助器械的内窥镜装置，其特征在于，在上述插入辅助器械的内周面上，形成可以在夹压该插入辅助器械而使其变形时而卡合在上述插入部的外周面上的卡合部。

根据本发明之六，当夹压插入辅助器械以使其在缩径方向上发生弹性变形时，在插入辅助器械的内周面上形成卡合在插入部的外周面上并防止插入部和插入辅助器械的相对滑动的卡合部件，所以在回拉操作时能够防止插入部相对插入辅助器械的滑动。由此，改善插入部和插入辅助器械的回拉操作的操作性。卡合部件只在使插入辅助器械发生上述弹性变形时进行卡合，所以在插入部相对插入辅助器械的插拔操作时不使插入辅助器械发生弹性变形。由此，上述插拔操作不会受到不良影响。

根据本发明之七，其特征在于，在上述插入部的外周面上形成有被上述插入辅助器械的上述卡合部所卡合的被卡合部。由此通过在插入部上形成被卡合部而能够确实可靠地防止滑移，并进一步改善操作性。

为了达到上述目的，本发明之八是具备将球囊安装在插入部的顶端部的内窥镜、和插入该内窥镜的上述插入部并辅助该插入部插入到体腔内的插入辅助器械的内窥镜装置，其特征在于，在上述插入部或上述插入辅助器械的至少一个上安装测量该插入部或插入辅助器械的拉拔力的拉拔力测量机构。在插入部或插入辅助器械上设置拉拔力测量机构，通过该拉拔力测量机构测量插入部或插入辅助器械的拉拔力，所以能够定量掌握拉拔

力。

根据本发明之九，其特征在于，在上述内窥镜装置上设置有当通过上述拉拔力测量机构测量的拉拔力超过规定值时使上述球囊的内压降低的球囊压力调节机构。当通过拉拔力测量机构测量的拉拔力超过规定的值时，通过球囊压力调节机构降低球囊的内压，所以降低球囊和肠壁之间的摩擦力，由此能够防止肠壁的损伤。通过球囊压力调节机构进行的球囊的内压调节，降低内压即可，例如单纯去除球囊内的气体并降低内压，在控制上是最容易的方法。

根据本发明之十，是具备将第 1 球囊安装在插入部的顶端部的内窥镜、和将第 2 球囊安装在顶端部并插入上述内窥镜的上述插入部且辅助该插入部插入到体腔内的套管的内窥镜装置，其特征在于，在上述插入部或上述套管的至少一个上安装有测量该插入部或套管的拉拔力的拉拔力测量机构。在插入部或套管上设置拉拔力测量机构，并通过拉拔力测量机构测量插入部或套管的拉拔力，所以能够定量掌握拉拔力。

根据本发明之十一，在上述内窥镜装置上设置有当通过上述拉拔力测量机构测量的拉拔力超过规定的值时使上述第 1 球囊或第 2 球囊中的至少一个球囊的内压降低的球囊压力调节机构。当通过拉拔力测量机构测量的拉拔力超过规定值时，通过球囊压力调节机构使第 1 球囊、第 2 球囊的内压降低，所以降低这些球囊和肠壁之间的摩擦力，并能够由此防止肠壁的损伤。通过球囊压力调节机构进行的第 1 球囊、第 2 球囊的内压调节，降低内压即可，单纯除去第 1 球囊以及第 2 球囊内的气体以降低内压，在控制上是最容易的方法。

根据本发明之十二，其特征在于，上述拉拔力测量机构是应变仪。当使用应变仪作为拉拔力测量机构时，能够将在插入部、插入辅助器械、套管上产生的微小变形作为电信号检测出，并作为电阻值表示，所以能够定量掌握拉拔力。

根据本发明的内窥镜的插入辅助器械，在插入辅助器械的外周面上，从插入辅助器械的基端部到顶端部延伸设置润滑液供给通路，并以规定间隔在润滑液供给通路和插入辅助器械上形成多个开口，同时以从插入辅助器械的基端部至顶端部使其开口面积增大的方式形成该开口，所以能够不

增大插入辅助器械的直径而将润滑液均匀地提供给插入辅助器械的整个内周面。

根据本发明的内窥镜装置，在插入辅助器械的内周面上形成卡合部，其在夹压插入辅助器械使其发生弹性变形时卡合在插入辅助器械的外周面上，所以在回拉操作时，能够防止插入部相对插入辅助器械的滑动，由此，能够改善插入部和插入辅助器械的回拉操作的操作性。

根据本发明的内窥镜装置，在插入部、插入辅助器械、套管上设置拉拔力测量机构，通过该拉拔力测量机构测量插入部、插入辅助器械、套管的拉拔力，所以能够定量掌握拉拔力。

附图说明

图 1 是应用了本发明的套管的内窥镜装置的系统构成图。

图 2 是表示内窥镜的插入部的顶端部的斜视图。

图 3 是表示装有第 1 球囊的插入部的顶端硬质部的斜视图。

图 4 是表示已插通插入部的套管的顶端部分的侧剖视图。

图 5 是表示在管主体上形成的润滑液供给通路的主要部分放大剖视图。

图 6 是表示在管主体上形成有多条润滑液供给通路的管主体剖视图。

图 7 是表示在管主体上形成有螺旋状的润滑液供给通路的例子的说明图。

图 8 是表示图 1 所示的内窥镜装置的操作方法的说明图。

图 9 是表示向套管的顶端部提供润滑液的套管的剖视图。

图 10 是本发明的实施方式的内窥镜装置的系统构成图。

图 11 是表示内窥镜的插入部的顶端部的斜视图。

图 12 是表示安装有第 1 球囊的插入部的顶端硬质部的斜视图。

图 13 是表示插通有插入部的套管的侧剖视图。

图 14 是表示在套管和插入部上形成有防滑部件的主要部分说明图。

图 15 是表示两个防滑部件的卡合状态的主要部分说明图。

图 16 是表示图 10 所示的内窥镜装置的操作方法的说明图。

图 17 是本发明的实施方式的内窥镜装置的系统构成图。

图 18 是表示内窥镜插入部的顶端部的斜视图。

图 19 是表示装有第 1 球囊的插入部的顶端部分的斜视图。

图 20 是插通有插入部的套管的侧剖视图。

图 21 是表示使球囊的内压降低的球囊压力调节装置的构成的框图。

图 22 是表示图 17 所示的内窥镜装置的操作方法的说明图。

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，60－第 2 球囊，66－注入口，68－润滑液供给通路，74－流槽部件，75－开口，76－热收缩片或热收缩管，100－球囊控制装置，102－装置主体，104－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，258－顶端部，260－第 2 球囊，280－卡合部，282－被卡合部，300－球囊控制装置，302－装置主体，304－手动开关；

410－内窥镜，412－插入部，414－手持操作部，426－球囊送气口，428－供气吸引口，430－第 1 球囊，436－顶端部，450－套管，451－管主体，452－握持部，458－顶端部，460－第 2 球囊，480、482－应变仪，492－LCD 显示部，494－电阻值设置刻度盘，496－警告灯，498－微计算机，500－控制装置，502－装置主体，504－手动开关，564、574－切换阀。

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以及内窥镜装置的优选实施方式进行说明。

图 1 是表示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由内窥镜 10、套管（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），该连接器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 以及顶端硬质部 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、照明透镜 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，按照使供气吸引口 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，并不限于使用线进行的缠绕固定，也可以通过把固定环或橡胶制带环套装在安装部 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 和握持部 52 所形成。如图 4 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 是挠性氨基甲酸酯类树脂的成型品，其外周面被润滑层覆盖，其内周面上也覆盖有润滑层。在管主体 51 的基端开口部 51A 上以水密状态嵌合有

在硬质的握持部 52 的顶端形成的连接口 52A，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 1 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，并如图 4 所示，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 φ25mm 时，第 2 球囊 60 的外径为 φ50mm。

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。

在套管 50 上设置有润滑液的注入口 66，该注入口 66 连接在润滑液供给通路 68 上。如图 1、图 4 所示，润滑液供给通路 68 从管主体 51 的基端部至顶端部沿着管主体 51 的轴方向而延伸设置。另外，如图 4 所示，在润滑液供给通路 68 以及管主体 51 上以规定的间隔形成多个开口 75、75…，该多个开口 75、75…将注入到润滑液供给通路 68 的润滑液提供给管主体 51 的内侧。进而，这些开口 75、75…是以从管主体 51 的基端部到顶端部其开口面积按顺序增大的方式形成的。开口 75 的形成间隔以及开口面积是根据从连接在注入口 66 上的图 1 的注射器等润滑液供给部 72 提供的润滑液的供给量来确定的。即，根据供给量，设置成可以将润滑液均匀地提

供给管主体 51 的整个内周面的间隔以及开口面积。其中，也可以根据开口 75 的形成间隔以及开口面积来设置润滑液的供给量。

在图 5（A）、（B）中表示的是润滑液供给通路 68 的制作方法的一个例子。其中，图 5 是在与轴方向垂直的方向上切断管主体 51 并对润滑液供给通路 68 的附近进行放大显示的图。该图所示的制作方法如图 5（A）所示，在管主体 51 上一体化形成截面 U 字形的流槽部件 74，通过后加工在其上形成开口 75。然后，用氨基甲酸酯类的热收缩片或热收缩管 76 覆盖流槽部件 74 或管主体 51 整体，使其热收缩。由此，如图 5（B）所示，制成用流槽部件 74 和热收缩片或热收缩管 76 形成的润滑液供给通路 68。另外，也可以按照将润滑液供给通路 68 埋置在管主体 51 中的方式一体化形成。

这种润滑液供给通路 68 可以如图 6 所示地在管主体 51 的外周面上形成多条（在图 6 中是 3 条）。另外，也可以不和管主体 51 一体化形成流槽部件 74，而将分体的流槽部件 74 粘接在管主体 51 上并形成开口 75，并如图 5 所示，使热收缩片或热收缩管 76 发生热收缩而制作润滑液供给通路 68。进而，如图 7（A）所示，也可以相对管主体 51 螺旋状形成或粘接流槽部件 74，并使热收缩片或热收缩管 76 如图 7（B）所示发生热收缩而制作润滑液供给通路 68。图 7 的开口 75，也是以从管主体 51 的基端部向顶端部的开口部面积按顺序增加的方式形成的。

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的装置主体 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 借助电缆 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 8（a）～（h）对内窥镜装置的操作方法进行说明。

首先，如图 8（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 8（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 8（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 8（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 8（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 8（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 8（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 8（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 8（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 8（d）所示的固定操作之后，进行图 8（e）所示的推入操作，进而按顺序反复进行图 8（f）所示的握持操作、图 8（g）所示的回拉操作、图 8（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。

在通过这种内窥镜装置实施手术的过程中，从图 1 的润滑液供给部 72 向套管 50 的管主体 51 提供润滑液。该润滑液是从注入口 66 注入的，然后流向润滑液供给通路 68，然后借助在润滑液供给通路 68 以及管主体 51 上形成的多个开口 75、75…提供给管主体 51 的内侧。

从管主体 51 的基端部至顶端部，以规定的间隔形成多个开口 75、75…，所以润滑液可以被提供给管主体 51 的整个内周面。然后，进而开口 75、75…以开口面积从管主体 51 的基端部朝向顶端部逐渐增大的方式形成，所以润滑液供给量在管主体 51 的整个内周面上是均匀的。

由此，根据实施方式的套管 50，不增加管主体 51 的直径，就能够将润滑液均匀地提供给管主体 51 的整个内周面。由此，可以一直获得良好的滑移性，所以能够改善插入部 12 相对管主体 51 的滑动性，并能够缩短手术实施时间。另外，可以一直获得良好的滑移性，由此能够使插入到体腔内的管主体 51 的内外径细径化，并能够使管主体 51 的内径接近内窥镜插入部 12 的直径，所以能够提供小直径的套管 50。

另外，如图 6 所示，通过在管主体 51 上设置多条润滑液供给通路 68，能够在管主体 51 的圆周上形成多个开口 75、75…，所以润滑液的供给量在管主体 51 的整个内周面上更加均匀。

进而，如图 7 所示，通过在管主体 51 上将润滑液供给通路 68 设置成螺旋状，能够由 1 条润滑液供给通路 68 在管主体 51 的圆周上形成多个开口 75、75…。由此，和 1 条直杆状的润滑液供给通路 68 相比，能够将润滑液均匀地提供给管主体 51 的整个内周面。

其中，在实施方式中，对具有球囊的套管 50 的例子进行了说明，不过也能够应用没有球囊而将内窥镜插入部引导至体腔内的滑动管。

图 9 是表示只在套管 50 的管主体 51 的顶端 58 附近形成有开口 75 的套管 50 的实施方式的剖视图，关于与图 4 所示的套管 50 相同的部件，附加相同的符号并省略其说明。

在图 9 的管主体 51 的外周面上，从管主体 51 的基端部至顶端 58 延伸设置与注入口 66 连通的润滑液供给通路 68，在润滑液供给通路 68 的顶端部 69 所位于的管主体 51 的顶端 58 的附近，形成开口 75，将注入到润滑液供给通路 68 的润滑液提供给管主体 51 的内侧。

在内窥镜插入部 12 和管主体 51 之间的尤其是想要增强润滑性的部分，是插入部 12 被管主体 51 的顶端开口部 59 的内周角部 59A 摩擦的套管 50 的顶端 58。如同图 9 的套管 50，在润滑液供给通路 68 的顶端部 69 所位于的管主体 51 的顶端 58 附近，形成开口 75，其将注入到润滑液供给通路 68 的润滑液提供给管主体 51 的内侧、即插入辅助器械的内周面和内窥镜插入部的外周面之间的间隙，由此能够直接将润滑液提供给管主体 51 的顶端 58。由此，根据图 9 的套管 50，能够改善特别想增强润滑性的部分的套管 50 的顶端 58 的润滑性。

图 10 是表示本发明的实施方式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 210、套管（相当于插入辅助器械）250、以及球囊控制装置 300 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 的顶端上设置有连接器（未图示），该连接器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，在规定位置上分别设有一对角旋钮 222、222、以及钳子插入部 224。并且，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 以及顶端硬质部 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 11 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、照明透镜 240、送气送水喷嘴 242、钳子口 244 等。另外，在顶端部 236 的外周面上设置供气吸引口 228，该供气吸引口 228 借助插通在插入部 212 内的内径为 0.8mm 左右的供气管（未图示）与图 10 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 10 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 12 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，按照使供气吸引口 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，在通过其弹性力而被密接在顶端部 236 上之后，通过未图示的环状的带环而牢固地嵌接在顶端部 236 的外周面上。

安装在顶端部 236 上的第 1 球囊 230，通过从图 11 所示的供气吸引口 228 供给的气体而使膨胀部 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 10 所示的套管 250 由管主体 251 和握持部 252 所形成。如图 13 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 是挠性氨基甲酸酯类树脂的成型品，其外周面被润滑层覆盖，内周面上也覆盖有润滑层。在管主体 251 上以水密状态嵌合有软质的握持部 252，握持部 252 可以相对于管主体 251 自由拆卸。并且，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。

如图 10 所示，在管主体 251 的基端侧设置有球囊送气口 254。在球囊送气口 254 上连接有内径为 1mm 左右的供气管 256，该管 256 粘接在管主体 251 的外周面上，并如图 13 所示延伸设置到管主体 251 的顶端部。

管主体 251 的顶端部 258 形成细头形状以防止肠壁的卷入等。另外，

在管主体 251 的顶端部 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，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 缠绕而被固定在管主体 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 Φ25mm 时，第 2 球囊 260 的外径为 Φ50mm。

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，则从供气吸引口 257 吸引气体，第 2 球囊 260 收缩。

在套管 250 的握持部 252 的内周面上，锯齿状形成数列（在图 13 中为 3 列）作为防滑部件的截面为三角形的卡合部 280、该卡合部 280 如图 14 所示，在与握持部 252 的轴方向垂直的方向上形成规定长度，同时也在和形成有该卡合部 280 的面对向的面上，同样地以锯齿状形成数列（在图 14 中为 3 列）卡合部 280。

另外，在插入部 212 的外周面的规定位置上，锯齿状形成数列（在图 14 中为 4 列）作为防滑部件的截面为三角形的被卡合部 282、该被卡合部 282 在与插入部 212 的轴方向垂直的方向上形成规定长度，同时也在和形成有该被卡合部 282 的面对侧的面上，同样地以锯齿状形成数列（在图 14 中为 4 列）被卡合部 282。

这些被卡合部 282 如图 14 所示地在握持部 252 为自然状态（没有弹性变形的状态）下没有卡合到握持部 252 侧的卡合部 280 上，另一方面，如图 15 所示，当在箭头所示的方向上夹压握持部 252 而使其在缩径方向上发生弹性变形时，以和握持部 252 侧的卡合部 280 进行如图 13 所示的啮合的方式进行卡合。即，关于握持部 252 的直径以及卡合部 280、282

的高度，其尺寸是在握持部252为图14的自然状态下不使卡合部280、282发生卡合的尺寸。另外，握持部252是用在发生弹性变形时不使卡合部280卡合在被卡合部282上的软质材料制成的。

其中，被卡合部282可以遍及插入部212的全长而连续形成，另外，也可以将多列作为一个组的群体，可以以规定间隔形成这些群体。此时，当在插入部212的最顶端形成的被卡合部282卡合在卡合部280上时，如图13所示，从球囊230不被顶端部258损伤的观点来看，优选在不接触套管250的顶端部258的位置上形成球囊230。

另一方面，图10的球囊控制装置300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300由具备未图示的泵和序列发生器等的装置主体302、用于遥控操作的手动开关304构成。

在装置主体302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306、用于第2球囊260的压力计308。另外，在装置主体302的前面板上安装有对第1球囊230进行气体的提供、吸引的管310、对第2球囊260进行气体的提供、吸引的管320。在各管310、320的中段分别设置液体蓄积槽330、340，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304上设置有：与装置主体302侧的停止开关SW2相同的停止开关SW3、指示第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、指示第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304借助导线350电连接在装置主体302上。

如上所述构成的球囊控制装置300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在膨胀第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16（a）～（h）对内窥镜装置的操作方法进行说明。

首先，如图16（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 16（b）所示，在套管 250 的顶端部 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 的顶端部 258 固定在肠道 270 中。

接着，如图 16（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 16（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 16（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 的顶端部 258 推入至第 1 球囊 230 的附近之后，如图 16（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 16（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。

此操作是同时回拉套管 250 以及插入部 212 的操作，在即将进行此操作之前，如图 13 所示，术者握住握持部 252，并在图 15 所示的箭头方向上夹压握持部 252 而使其在缩径方向上发生弹性变形，使握持部 252 侧的卡合部 80 卡合在插入部 212 侧的被卡合部 282 上。在此卡合状态下，对套管 250 进行回拉操作。由此，插入部 212 不相对套管 250 出现滑移，借助作为防滑部件的卡合部 280、282 ，和套管 250 进行一体化的回拉操作。

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 也会相对于肠道 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 16（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 16（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 16（d）所示的固定操作之后，进行图 16（e）所示的推入操作，进而按顺序反复进行图 16（f）所示的握持操作、图 16（g）所示的回拉操作、图 16（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，在实施方式中，在套管 250 和插入部 212 上都形成作为防滑部件的卡合部 280、被卡合部 282，但是当通过在某一方形成而能够获得回拉操作时所需的摩擦阻力时，可以只在某一方形成防滑部件。

另外，在实施方式中，作为插入辅助器械，对顶端具有球囊 260 的套管 250 进行了说明，但并不限于此，也可以在用于大肠镜的滑动管（不具有球囊的插入辅助器械）上设置实施方式的防滑部件。

图 17 是表示本发明的实施方式的内窥镜装置的构成图。该图所示的内窥镜装置是由内窥镜 410、套管（相当于插入辅助器械）450、以及控制装置 500 构成。

内窥镜 410 具有手持操作部 414、和连接设置在该手持操作部 414 上的插入部 412。在手持操作部 414 上连接有通用导线 415，在通用导线 415 的顶端设置有连接器（未图示），该连接器连接在未图示的处理器或者光源装置上。

在手持操作部 414 上并列设置有由术者操作的送气送水按钮 416、吸引按钮 418、快门按钮 420，同时，在规定位置分别设有一对角旋钮 422、422、以及钳子插入部 424。并且，在手持操作部 414 上还设置有球囊送气口 426，其用于向第 1 球囊 430 送去空气、或从球囊 430 吸引空气。

插入部 412 由柔性部 432、弯曲部 434 以及顶端硬质部 436 构成。弯曲部 434 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 414 上设置的一对角旋钮 422、422 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 436 的顶端面 437 朝向需要的方向。

如图 18 所示，在顶端硬质部 436 的顶端面 437 上的规定位置上设置有物镜光学系统 438、照明透镜 440、送气送水喷嘴 442、钳子口 444 等。另外，在顶端硬质部 436 的外周面上设置有供气吸引口 428，该供气吸引

口 428 借助插通插入部 412 内的内径为 0.8mm 左右的供气管（未图示）与图 17 的球囊送气口 426 连通。因此，通过向球囊送气口 426 供给气体，从顶端硬质部 436 的供气吸引口 428 吹出气体，另一方面，通过从球囊送气口 426 吸引气体，而可以从供气吸引口 428 吸引气体。

如图 17 所示，在插入部 412 的顶端硬质部 436 上，装有可自由拆卸、且由橡胶等弹性体构成的第 1 球囊 430。如图 19 所示，第 1 球囊 430 由中央的膨胀部 430c 和其两端的安装部 430a、430b 形成，按照使供气吸引口 428 位于膨胀部 430c 的内侧的方式而被安装在顶端硬质部 436 侧。安装部 430a、430b 的直径小于顶端硬质部 436 以及弯曲部 434 的直径，通过其弹性力而密接在顶端硬质部 436 上之后，通过未图示的环状带环部件将其牢固地嵌接在顶端硬质部 436 的外周面上。

安装在顶端硬质部 436 上的第 1 球囊 430，通过从图 18 所示的供气吸引口 428 吹出的气体而使膨胀部 430c 大致膨胀成球状。另一方面，通过从供气吸引口 428 吸引气体，使膨胀部 430c 收缩而密接在顶端硬质部 436 的外周面上。

图 17 所示的套管 450 是由管主体 451 和握持部 452 所形成。如图 20 所示，管主体 451 形成筒状，其内径稍微大于插入部 412 的外径。另外，管主体 451 是挠性氨基甲酸酯类树脂的成型品，其外周面被润滑层覆盖，其内周面上也覆盖有润滑层。在管主体 451 上以水密状态嵌合有硬质的握持部 452，握持部 452 可以相对于管主体 451 自由拆卸。并且，插入部 412 是从握持部 452 的基端开口部 452A 朝向管主体 451 插入的。

在如图 17 所示的管主体 451 的基端侧上设置球囊送气口 454。在球囊送气口 454 上连接内径为 1mm 左右的供气管 456，该管 456 粘接在管主体 451 的外周面上，并如图 20 所示，延伸设置到管主体 451 的顶端部。

管主体 451 的顶端部 458 形成细头形状以防止肠壁的卷入等。另外，在管主体 451 的顶端部 458 的基端侧上，装有由橡胶等弹性体构成的第 2 球囊 460。第 2 球囊 460 是在管主体 451 贯通的状态下安装的，由中央的膨胀部 460c 和其两端的安装部 460a、460b 构成。顶端侧的安装部 460a 在膨胀部 460c 的内部折回，该折回的安装部 460a 被 X 线造影线 62 缠绕而被固定在管主体 451 上。基端侧的安装部 460b 配置在第 2 球囊 460 的

外侧，由线 64 缠绕而固定在管主体 451 上。

膨胀部 460c 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 430 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 430 和第 2 球囊 460 送气时，第 2 球囊 460 的膨胀部 460c 的外径大于第 1 球囊 430 的膨胀部 430c 的外径。例如，当第 1 球囊 430 的外径为 φ25mm 时，第 2 球囊 460 的外径为 φ50mm。

上述的管 456 在膨胀部 460c 内部形成开口，从而形成供气吸引口 457。因此，当从球囊送气口 454 供给气体时，从供气吸引口 457 吹出气体而使膨胀部 460c 膨胀。另外，当从球囊送气口 454 吸引气体时，从供气吸引口 457 吸引气体，第 2 球囊 460 收缩。

如图 17 所示，在插入部 412 的规定位置上安装有测量插入部 412 的拉拔力的应变仪（例如惠斯登电桥回路：拉拔力测量机构）480。另外，在套管 450 的管主体 451 的规定位置上，也同样地安装有测量管主体 451 的拉拔力的应变仪（例如惠斯登电桥回路：拉拔力测量机构）482。这些应变仪 480、482 将插入部 412、管主体 451 上产生的微小变形作为电信号输出。

应变仪 480 连接在信号线 484 的一端上，该信号线 484 从插入部 412 开始被设置在手持操作部 414 上并从手持操作部 414 向外部延伸设置，另一端部连接在控制装置 500 的连接器 486 上。因此，从应变仪 480 输出的表示电阻的电信号借助信号线 484 被输出至控制装置 500。

另一方面，应变仪 482 连接在信号线 488 的一端上，该信号线 488 从管主体 451 开始被设置在握持部 452 上并从握持部 452 向外部延伸设置，另一端部连接在控制装置 500 的连接器 490 上。因此，从应变仪 482 输出的表示电阻的电信号借助信号线 488 被输出至控制装置 500。

控制装置 500 是对第 1 球囊 430 进行气体等流体的提供、吸引，并且对第 2 球囊 460 进行气体等流体的提供、吸引的装置，并且是根据从应变仪 480、482 输出的上述电信号将与插入部 412 的拉拔力、管主体 451 的拉拔力相对应的电阻值显示于 LCD 显示部 492 的装置。

另外，控制装置 500 由具备未图示的泵和序列发生器等的装置主体 502、和用于遥控操作的手动开关 504 构成。

在装置主体 502 的前面板上设置电源开关 SW1、停止开关 SW2、用于第 1 球囊 430 的压力计 506、用于第 2 球囊 460 的压力计 508。另外，在装置主体 502 的前面板上安装了对第 1 球囊 430 进行气体的提供、吸引的管 510、对第 2 球囊 460 进行气体的提供、吸引的管 520。在各管 510、520 的中段分别设置有液体蓄积槽 530、540，其用于在第 1 球囊 430、第 2 球囊 460 出现破损时，蓄积从第 1 球囊 430、第 2 球囊 460 反流的体液。

另外，在装置主体 502 的前面板上设置有 LCD 显示部 492、电阻值设置刻度盘 494、以及警告灯 496。电阻值设置刻度盘 494 是对在图 21 所示的微计算机 498 上设置的电阻值的阈值进行设置的刻度盘。即，是对施加在插入部 412 以及套管 450 上的拉拔力（牵拉力）的阈值进行设置的刻度盘。当显示超过所设置的电阻值（拉拔力）的电阻值的信号从应变仪 480 或应变仪 482 中被输出时，微计算机 498 对警告灯 496 进行亮灯控制。

另外，微计算机 498 根据从手动开关 504 输出的指令信号，控制向第 1 球囊 430 送气的泵 560 和加压/减压阀 562，同时根据从应变仪 480 输出的电信号对切换阀（球囊压力调节机构）564 进行切换控制。切换阀 564 由供给门 564A 以及漏出门 564B 构成，当从应变仪 480 输出的电信号超过上述设置的阈值时，进行从供给门 564A 向漏出门 564B 切换的操作。由此，第 1 球囊 430 内的气体借助管 510 从漏出门 564B 被放出到大气中，第 1 球囊 430 的内压降低。

而且，微计算机 498 根据从手动开关 504 输出的指令信号，控制向第 2 球囊 460 送气的泵 570 和加压/减压阀 572，同时根据从应变仪 482 输出的电信号对切换阀（球囊压力调节机构）574 进行切换控制。切换阀 574 由供给门 574A 以及漏出门 574B 构成，当从应变仪 482 输出的电信号超过上述设置的阈值时，进行从供给门 574A 向漏出门 574B 切换的操作。由此，第 2 球囊 460 内的气体借助管 520 从漏出门 574B 被放出到大气中，第 2 球囊 460 的内压降低。

图 17 所示的手动开关 504 上设置有：与装置主体 502 侧的停止开关 SW2 相同的停止开关 SW3、指示第 1 球囊 430 的加压/减压的 ON/OFF 开关 SW4、用于保持第 1 球囊 430 的压力的暂停开关 SW5、指示第 2 球囊 460 的加压/减压的 ON/OFF 开关 SW6、用于保持第 2 球囊 460 的压力的暂

停开关 SW7。该手动开关 504 借助导线 550 电连接在装置主体 502 的微计算机 498 上。

如上所述构成的控制装置 500 向第 1 球囊 430 和第 2 球囊 460 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 430 以及第 2 球囊 460 的状态。另外，从第 1 球囊 430 和第 2 球囊 460 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 430 以及第 2 球囊 460 的状态。

接着，根据图 22（a）～（h）对内窥镜装置的操作方法的一个例子进行说明。

首先，如图 22（a）所示，在用套管 450 罩住插入部 412 的状态下，把插入部 412 插到肠道（例如十二指肠降部）470 内。此时，使第 1 球囊 430 以及第 2 球囊 460 处于收缩状态。

接着，如图 22（b）所示，在套管 450 的顶端部 458 插入至肠道 470 的弯曲部的状态下，向第 2 球囊 460 提供气体而使其膨胀。由此，第 2 球囊 460 卡止在肠道 470 中，套管 450 的顶端部 458 固定在肠道 470 中。

接着，如图 22（c）所示，仅内窥镜 410 的插入部 412 插入到肠道 470 的深部。然后，如图 22（d）所示，向第 1 球囊 430 提供气体而使之膨胀。由此，第 1 球囊 430 固定在肠道 470 中。此时，第 1 球囊 430 膨胀时的尺寸小于第 2 球囊 460，所以施加给肠道 470 的负担较小，从而能够防止肠道 470 损伤。

接着，从第 2 球囊 460 吸引气体而使第 2 球囊 460 收缩，然后如图 22（e）所示，推入套管 450，并使之沿着插入部 412 插入。然后，在把套管 450 的顶端部 458 推入至第 1 球囊 430 的附近之后，如图 22（f）所示，向第 2 球囊 460 提供气体而使其膨胀。由此，第 2 球囊 460 固定在肠道 470 中。即，通过第 2 球囊 460 握持肠道 470。

接着，如图 22（g）所示，回拉套管 450。由此，肠道 470 大致笔直地收缩，套管 450 的多余的挠曲或弯曲消失。

接着，如图 22（h）所示，从第 1 球囊 430 吸引气体而使第 1 球囊 430 收缩。然后，尽可能地把插入部 412 的顶端硬质部 436 插到肠道 470 的深部。即，再次进行图 22（c）所示的插入操作。由此，能够把插入部 412

的顶端部 436 插入到肠道 470 的深部。当进一步把插入部 412 插入到深部时，在进行图 22（d）所示的固定操作之后，进行图 22（e）所示的推入操作，进而按顺序反复进行图 22（f）所示的握持操作、图 22（g）所示的回拉操作、图 22（h）所示的插入操作即可。由此，能够进一步把插入部 412 插到肠道 470 的深部。

然而，在进行图 22（g）所示的回拉操作时，第 1 球囊 430 和第 2 球囊 460 膨胀并密接于肠道 470 上，所以术者借助套管 450 以及插入部 412 受到拉拔阻力。该拉拔阻力对应于以从设置在插入部 412 上的应变仪 480 输出的电信号为依据的电阻值、和以从设置在管主体 451 上的应变仪 482 输出的电信号为依据的电阻值，这些电阻值被显示在控制装置 100 的 LCD 显示部 492 上。由此，术者能够分别定量掌握插入部 412 的拉拔力以及套管 450 的拉拔力。

另外，在控制装置 500 的微计算机 498 中预先设置电阻值，该电阻值和相对于推测为对肠道 470 造成不良影响的拉拔力来预测规定安全率而设置的拉拔力对应。然后，在微计算机 498 中，根据从应变仪 480、482 输出的电信号而分别对电阻值进行计算，当计算的电阻值超过上述预先设置的电阻值时，警告灯 496 亮灯。由此，术者能够确认拉拔力超过了设置值，所以暂时停止回拉操作。此时，当只有应变仪 480 的电阻值超过设置值时，切换阀 564 从供给门 564A 被切换成漏出门 564B，所以第 1 球囊 430 的内压降低。另外，当只有应变仪 482 的电阻值超过设置值时，切换阀 574 从供给门 574A 被切换成漏出门 574B，所以第 2 球囊 460 的内压降低。因此，电阻值急剧下降，所以即使术者随后继续回拉操作，也不会对肠道 470 造成不良影响。

其中，切换阀 564、574 的切换控制不是必须的，根据警告灯 496 的亮灯而确认拉拔力超过了设置值的术者，也可以使插入部 412 或套管 450 相对肠道 470 转动，在使摩擦阻力降低之后继续回拉操作。

另外，在实施方式中，对顶端具有球囊 460 的套管 450 进行了说明，但并不限于此，也可以在用于大肠镜的滑动管（不具有球囊的插入辅助器械）上设置实施方式的拉拔力测量机构，从而定量掌握滑动管的拉拔力。

进而，在实施方式中，作为拉拔力测量机构例示了应变仪 482，但并

不限于此，例如可以用半透明的橡胶制作套管 450 或插入部 412，使光透过因牵拉而变薄的部分，根据其透光率来定量测量牵拉力，另外，也可以在套管 450 或插入部 412 上连接类似弹簧秤那样的基于弹簧的测量装置，借助该测量装置牵拉套管 450 或插入部 412，从而测量牵拉力。

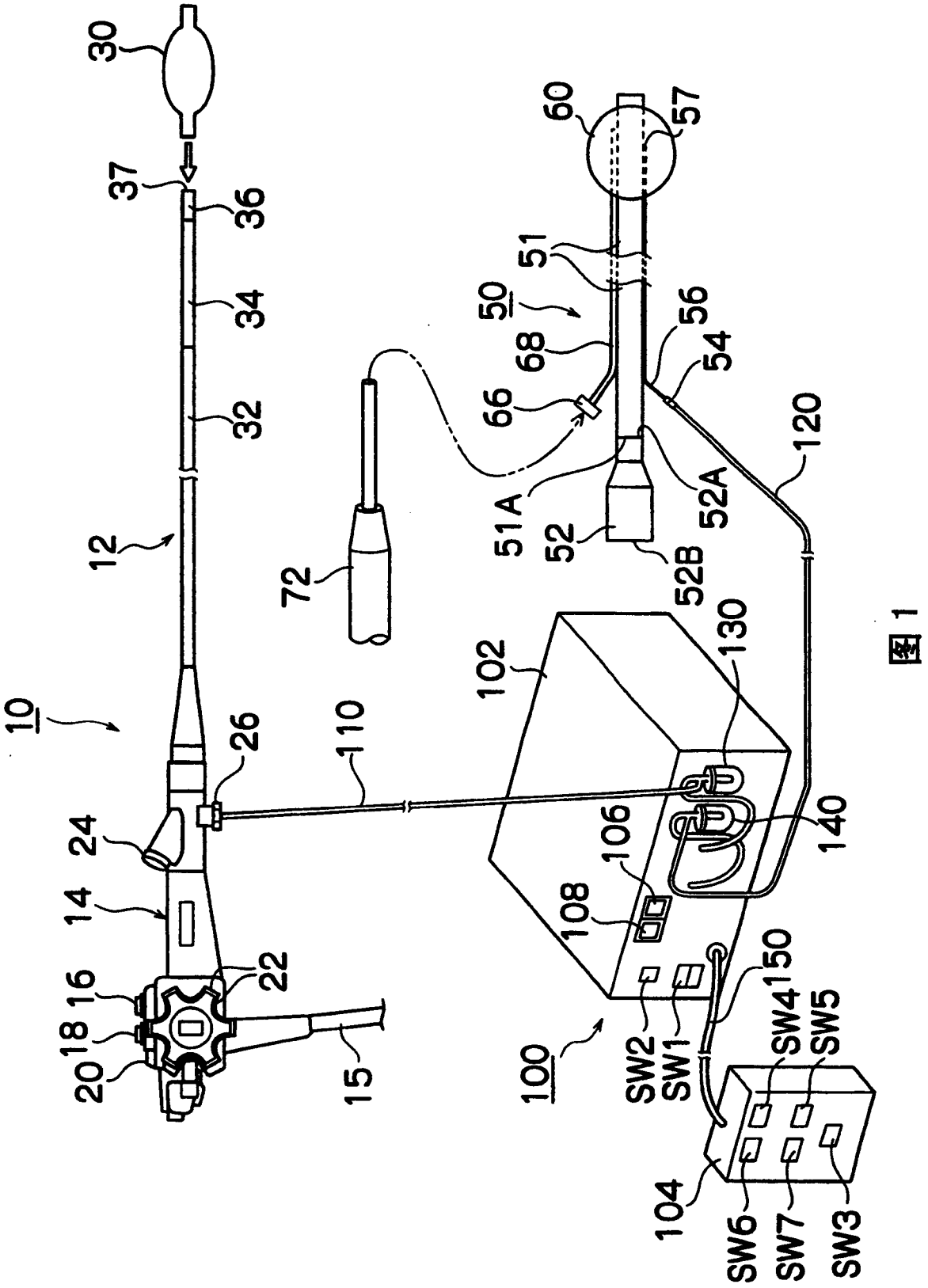

30
37
36
34
32
12
10
26
24
14
16
18
20
22
15
72
60
57
51
50
68
66
56
54
51A
52
52A
52B
120
102
130
110
106
140
108
150
100
SW2
SW1
SW4
SW5
104
SW6
SW7
SW3

图 1

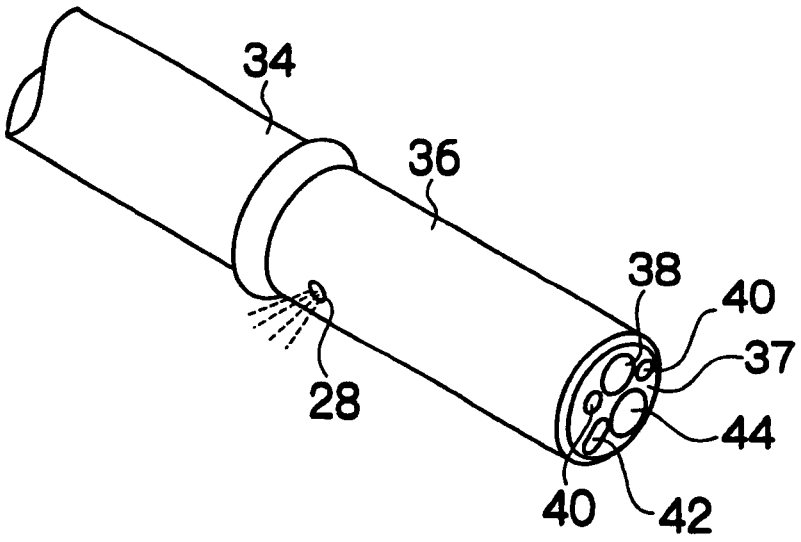


图 2

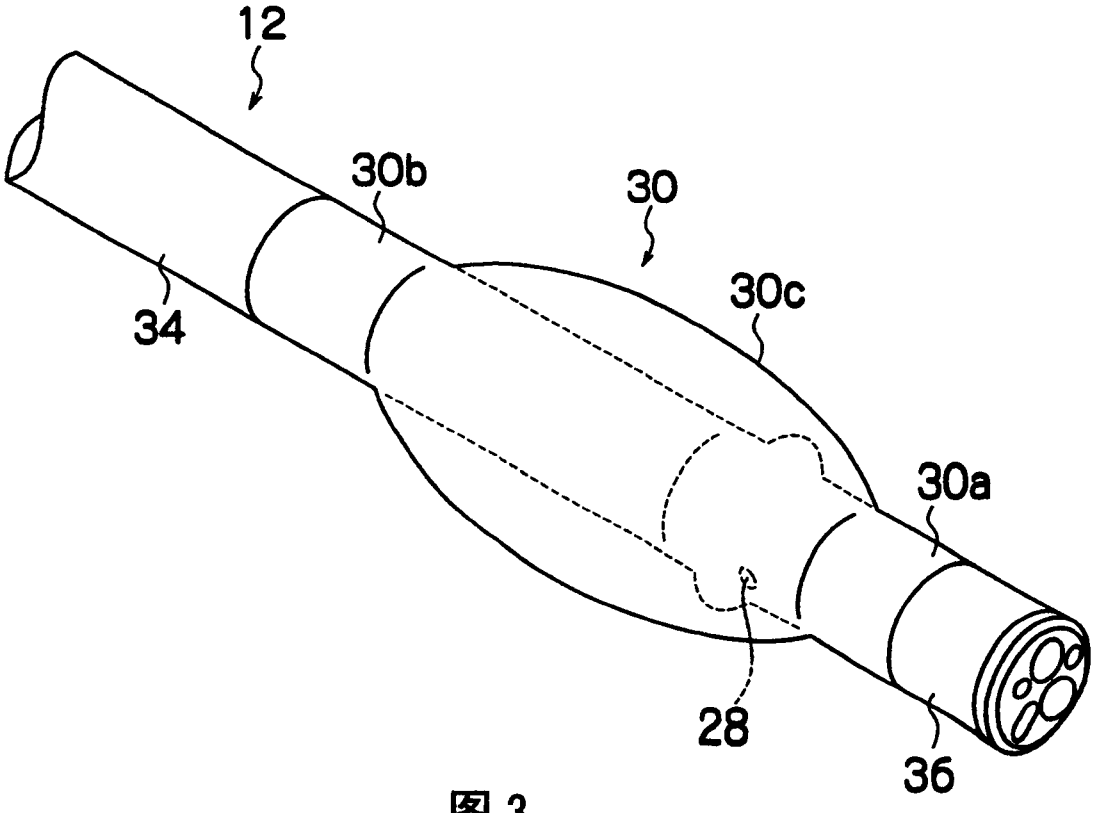


图 3

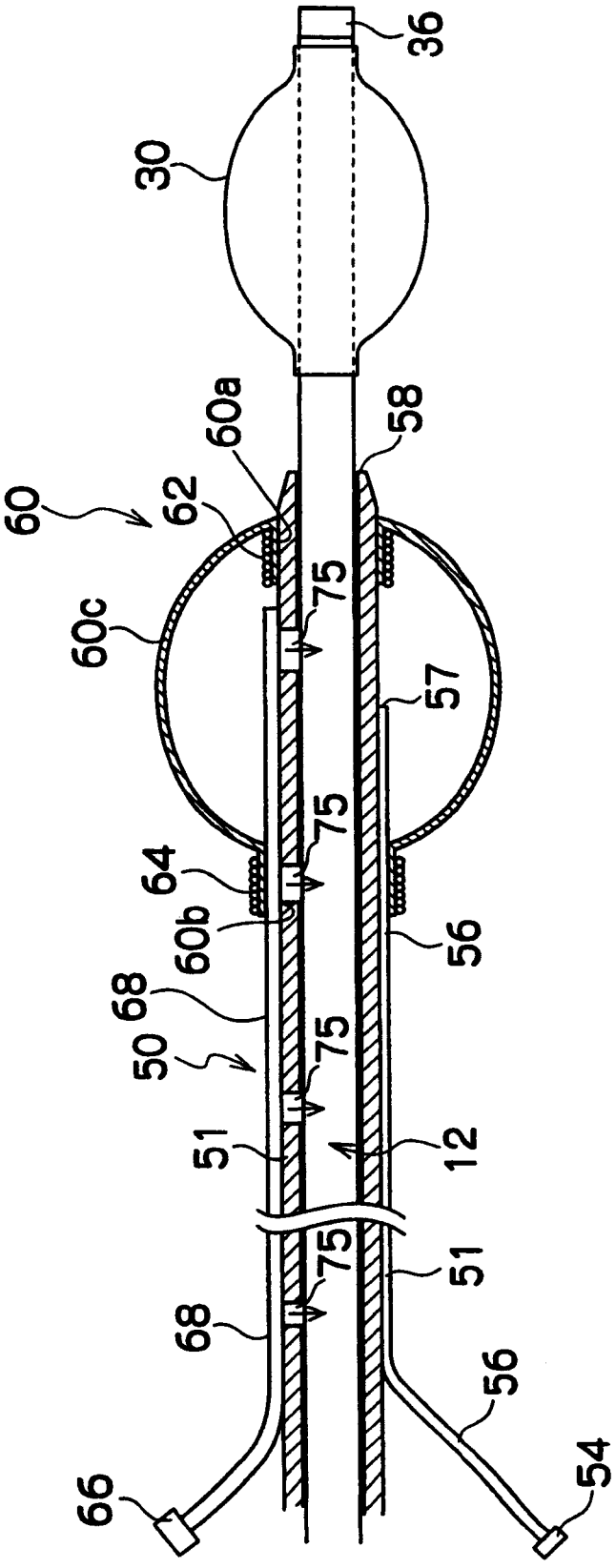

36
30
60a
58
60
62
75
60c
57
75
64
60b
56
68
50
75
51
12
75
51
68
56
66
54

图 4

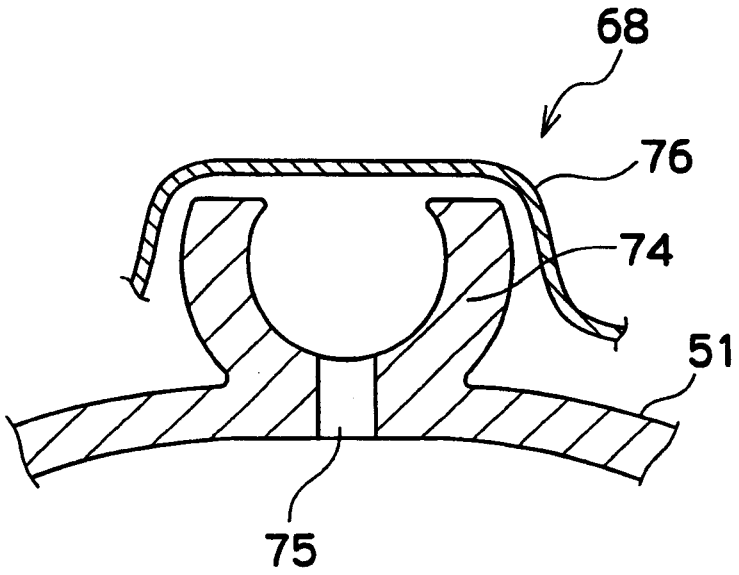


图 5A

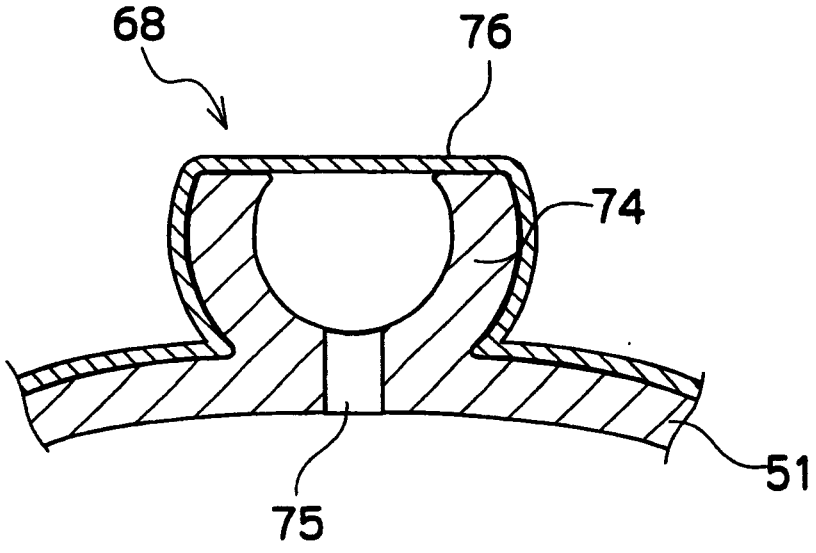


图 5B

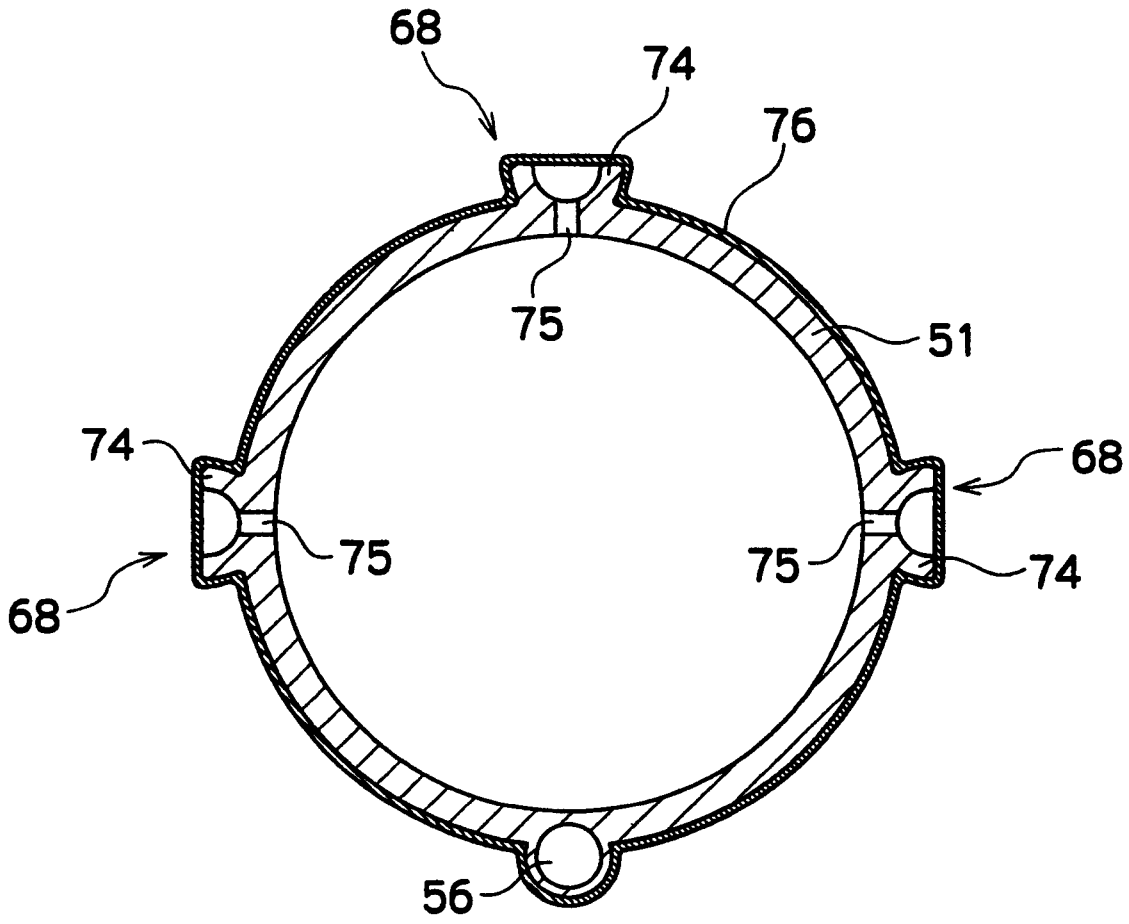


图 6

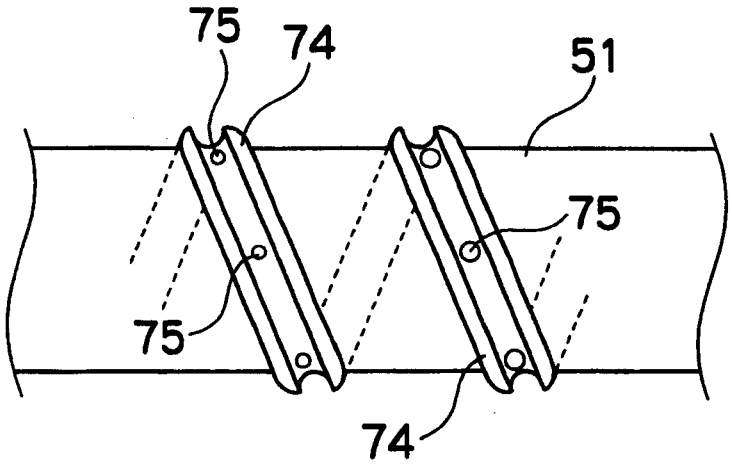


图 7A

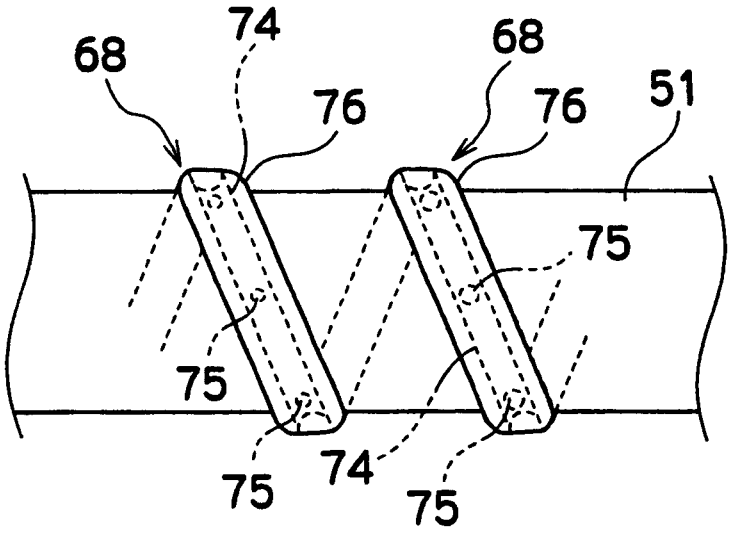
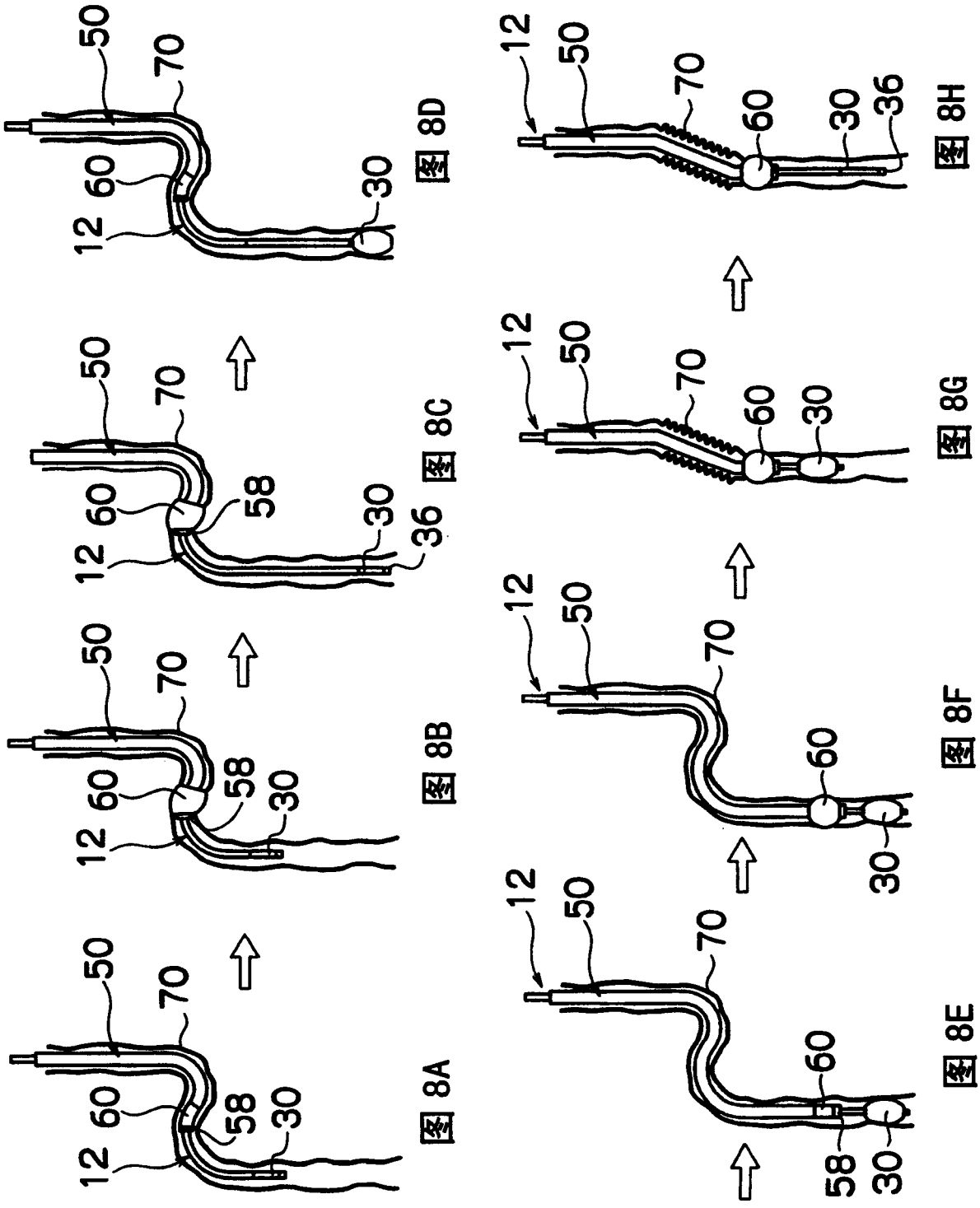


图 7B


12
50
70
60
58
30
36
图 8A
图 8B
图 8C
图 8D
图 8E
图 8F
图 8G
图 8H

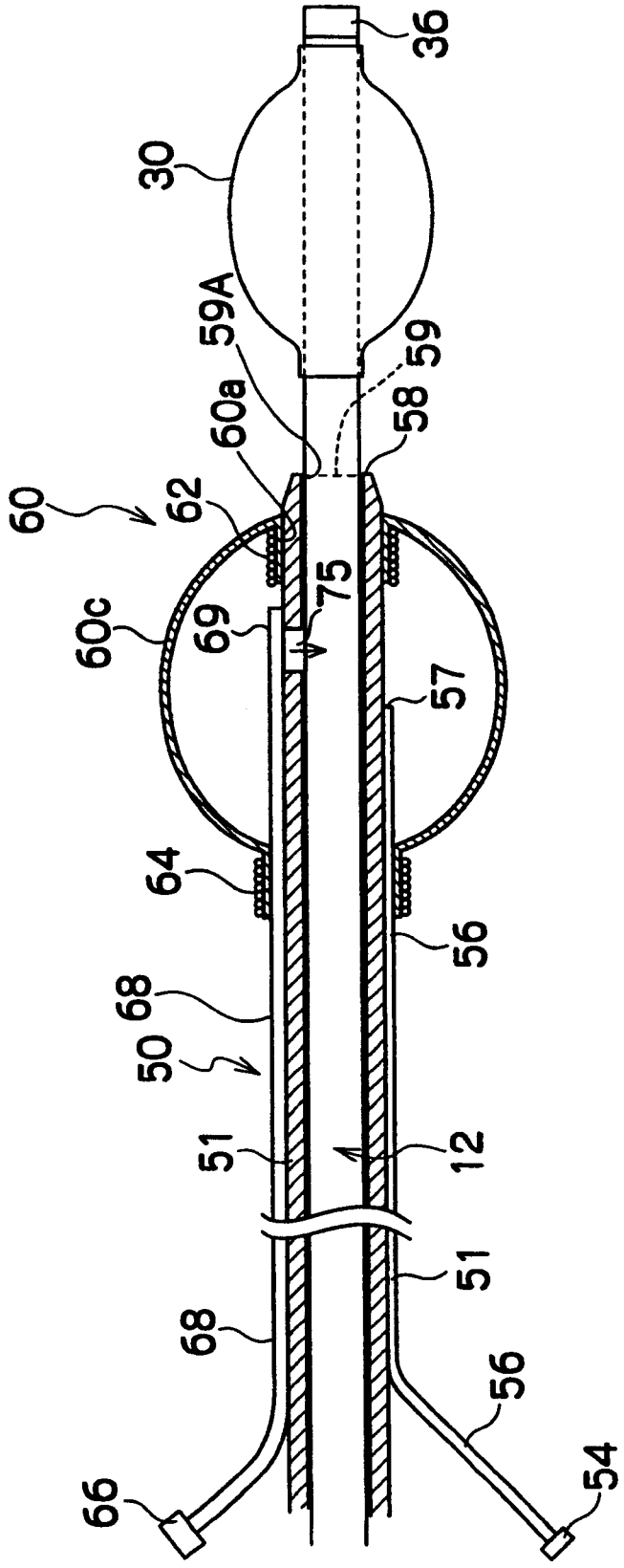


图 9

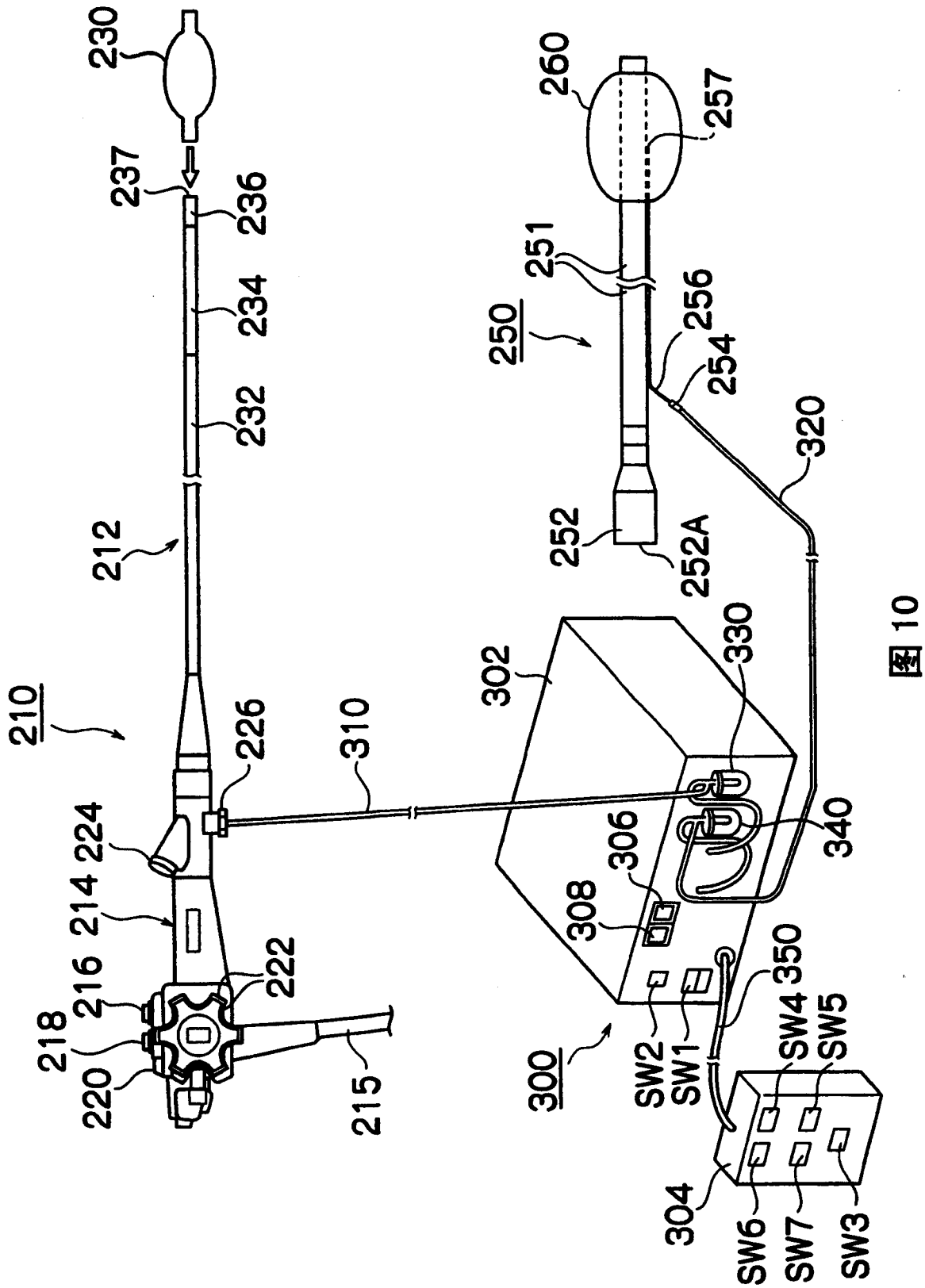

230
237
236
234
232
212
210
226
224
214
216
218
220
222
215
310
260
257
251
250
256
254
320
252
252A
302
330
306
308
340
350
300
SW2
SW1
SW4
SW5
304
SW6
SW7
SW3

图 10

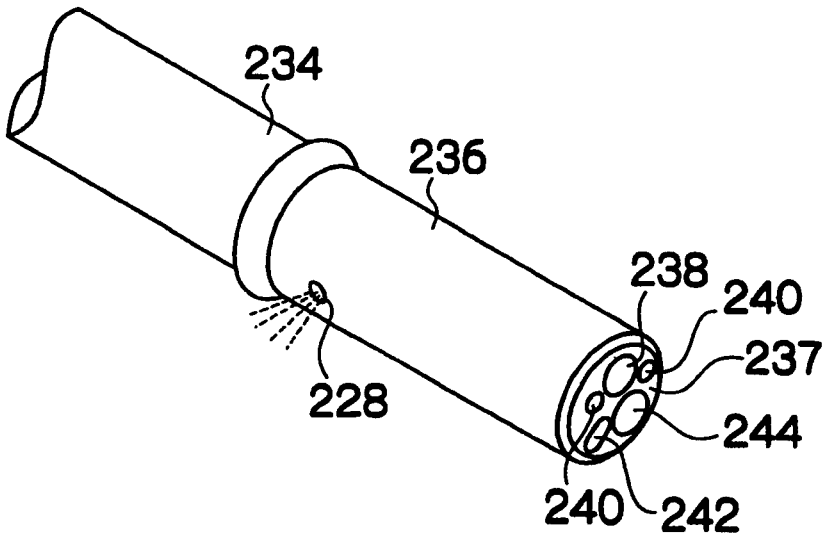


图 11

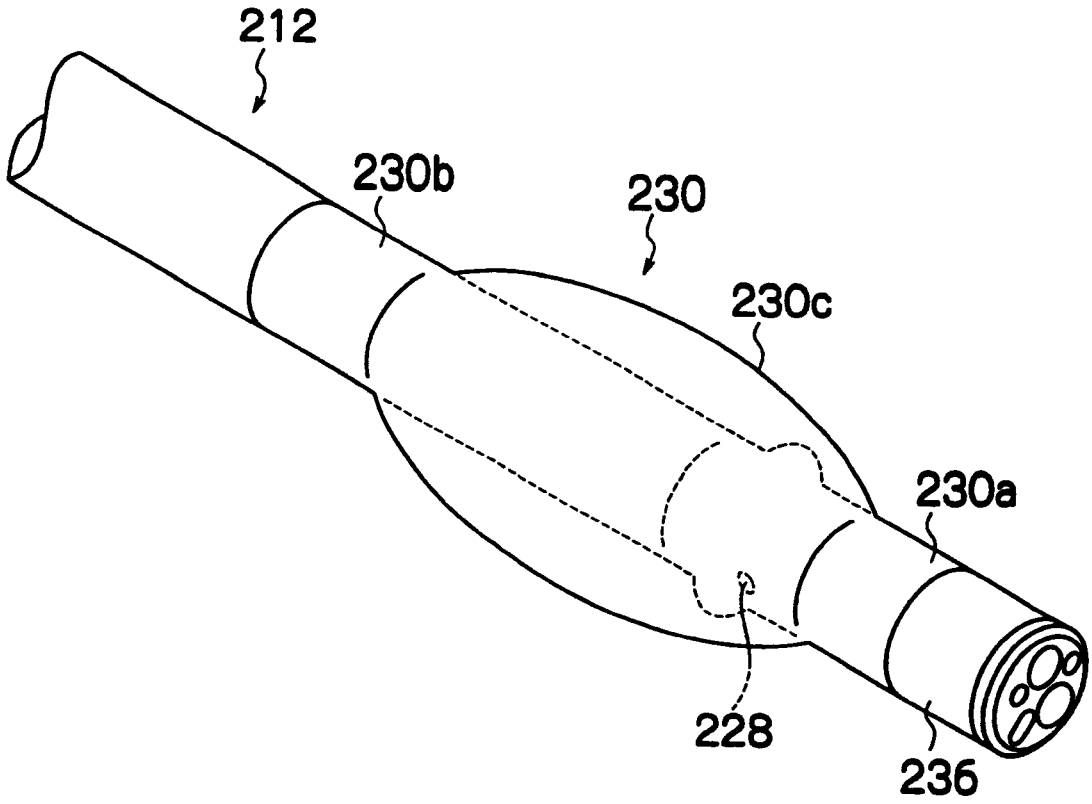


图 12

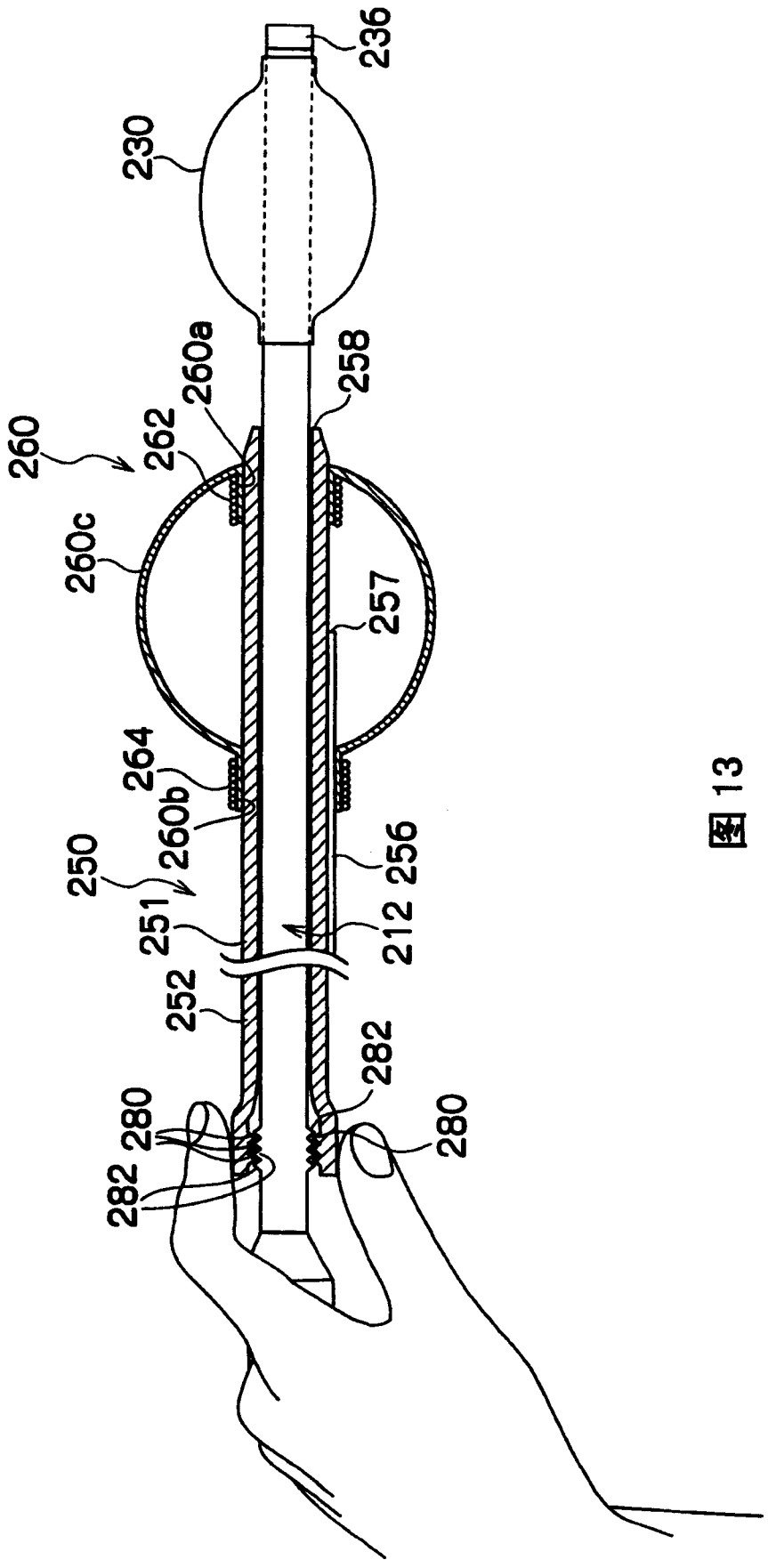

236
230
260a
258
260
262
260c
257
264
260b
250
256
251
212
252
282
280
280
282

图 13

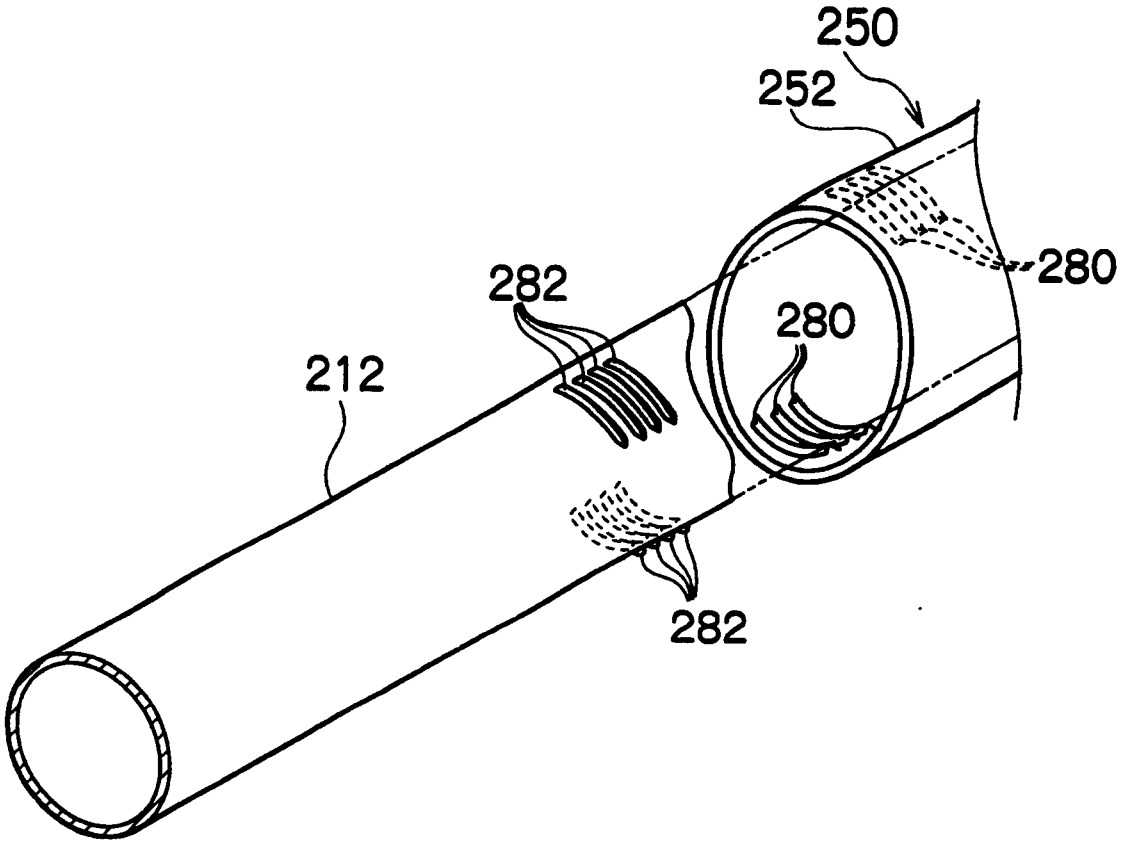


图 14

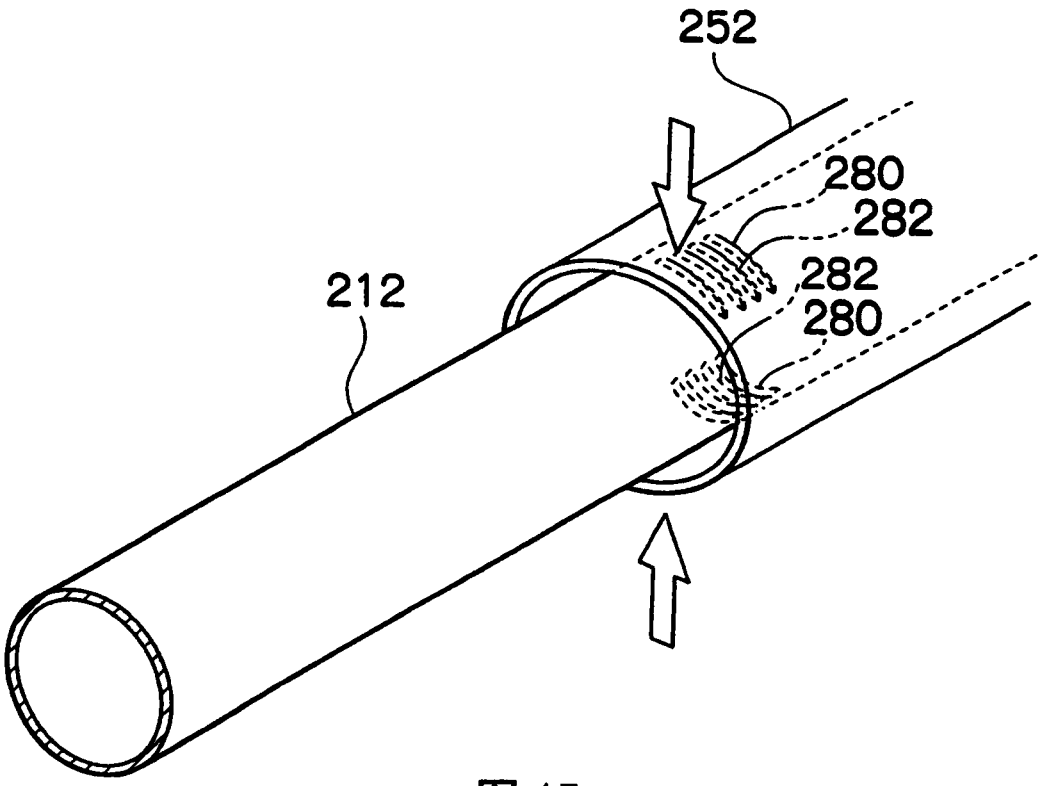
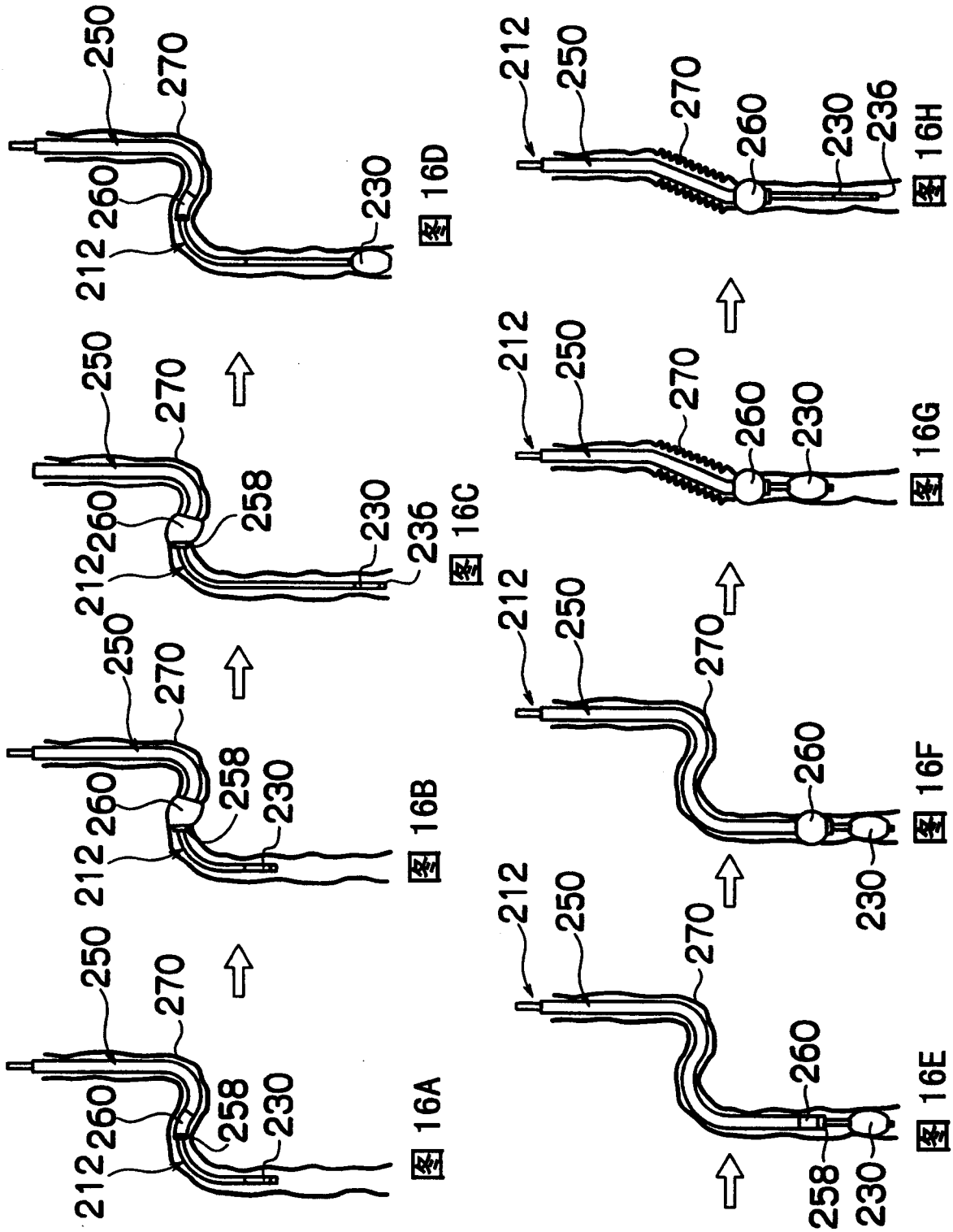


图 15


212
260
258
230
250
270
图 16A
212
260
258
230
250
270
图 16B
212
260
258
230
236
250
270
图 16C
212
260
230
250
270
图 16D
212
260
230
250
270
图 16E
212
260
230
250
270
图 16F
212
260
230
250
270
图 16G
212
260
230
236
250
270
图 16H

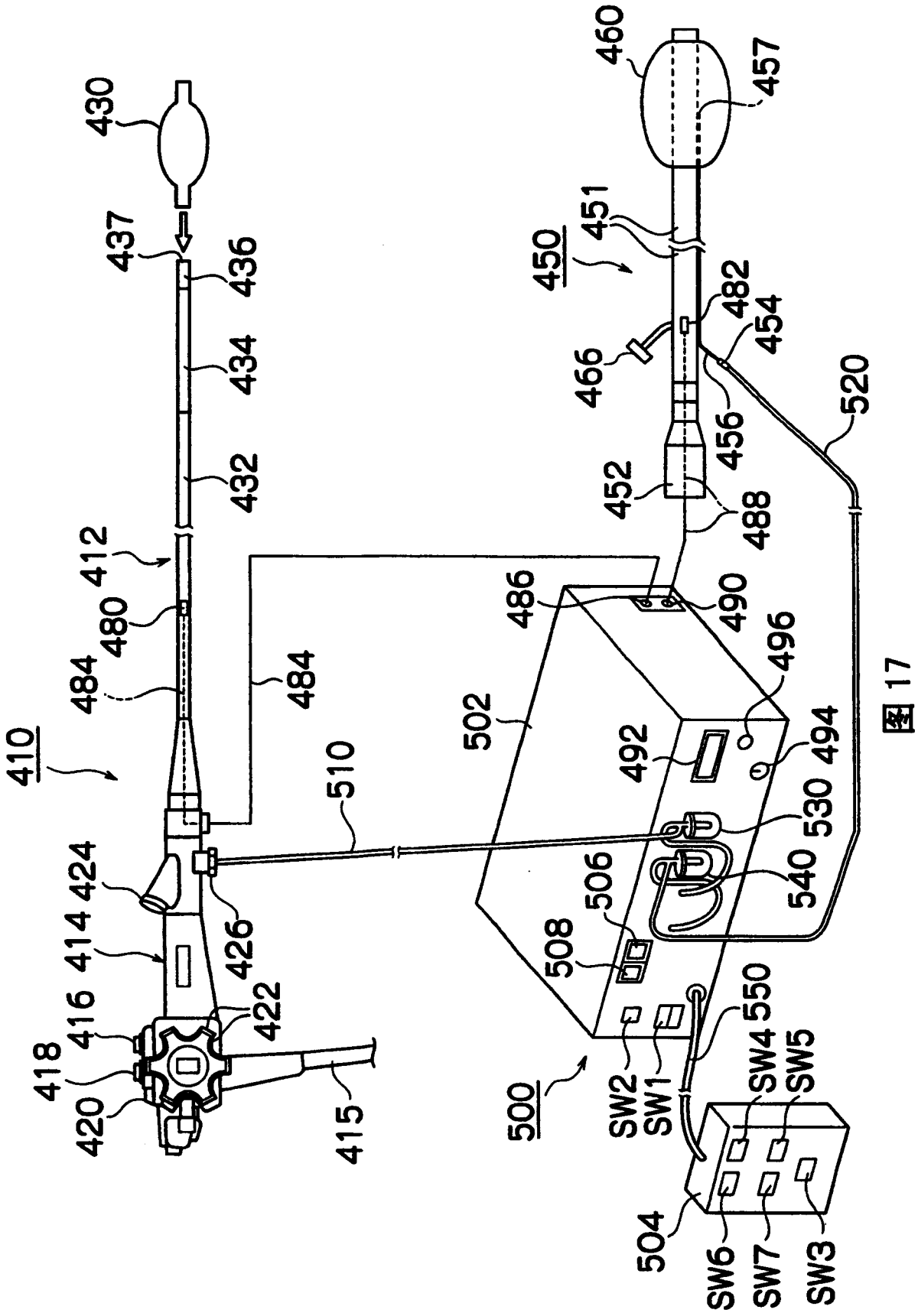

430
437
436
434
432
412
480
484
410
424
414
416
418
420
422
426
415
484
510
460
457
451
450
482
454
466
456
520
452
488
486
490
496
502
492
494
530
540
506
508
550
500
SW2
SW1
SW4
SW5
504
SW6
SW7
SW3

图 17

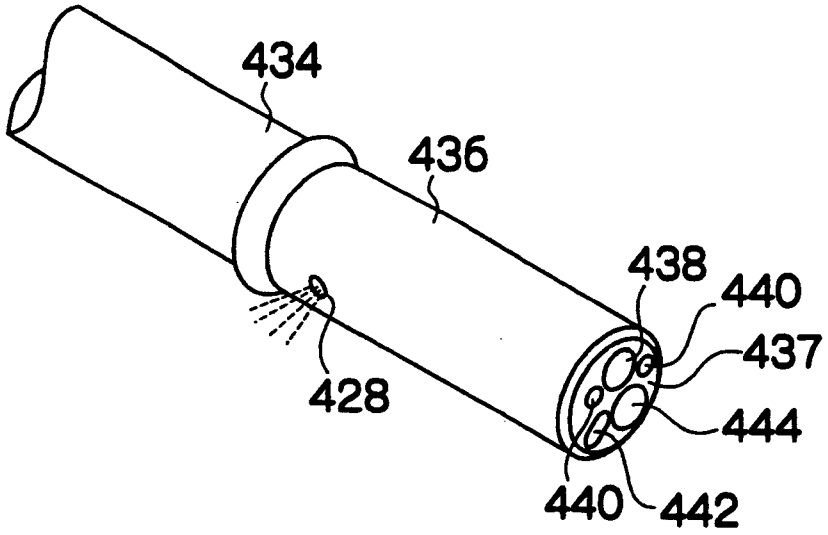


图 18

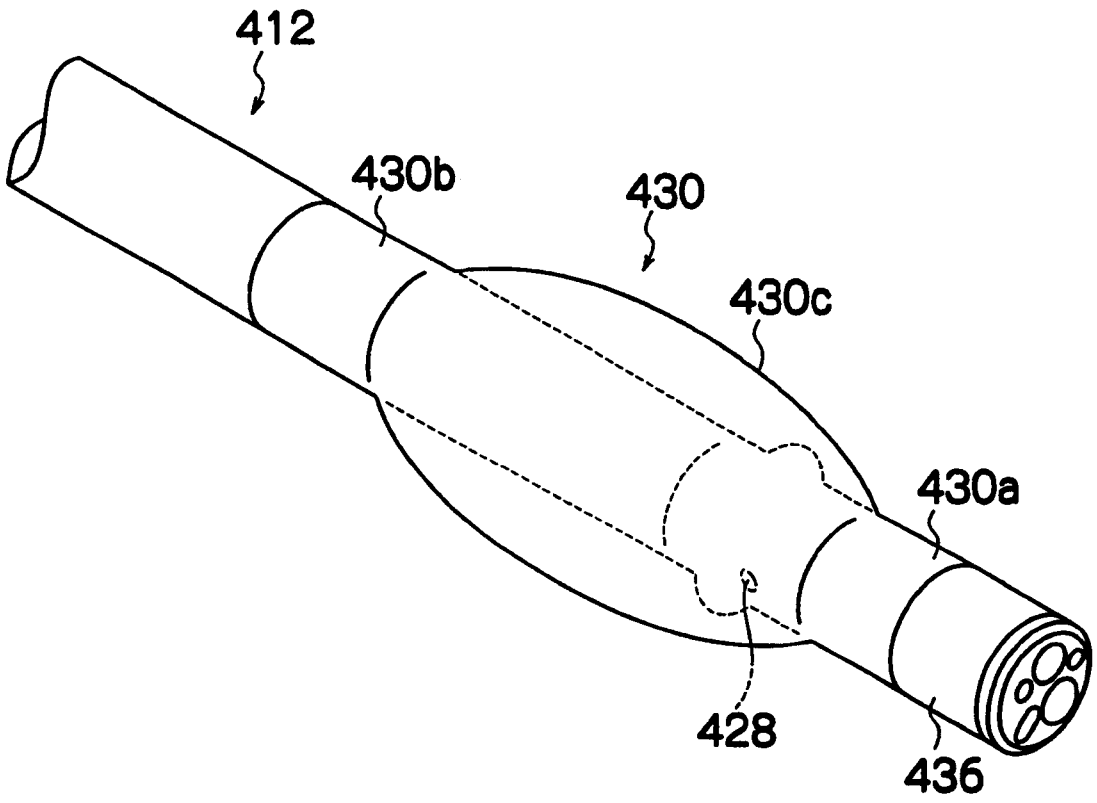


图 19

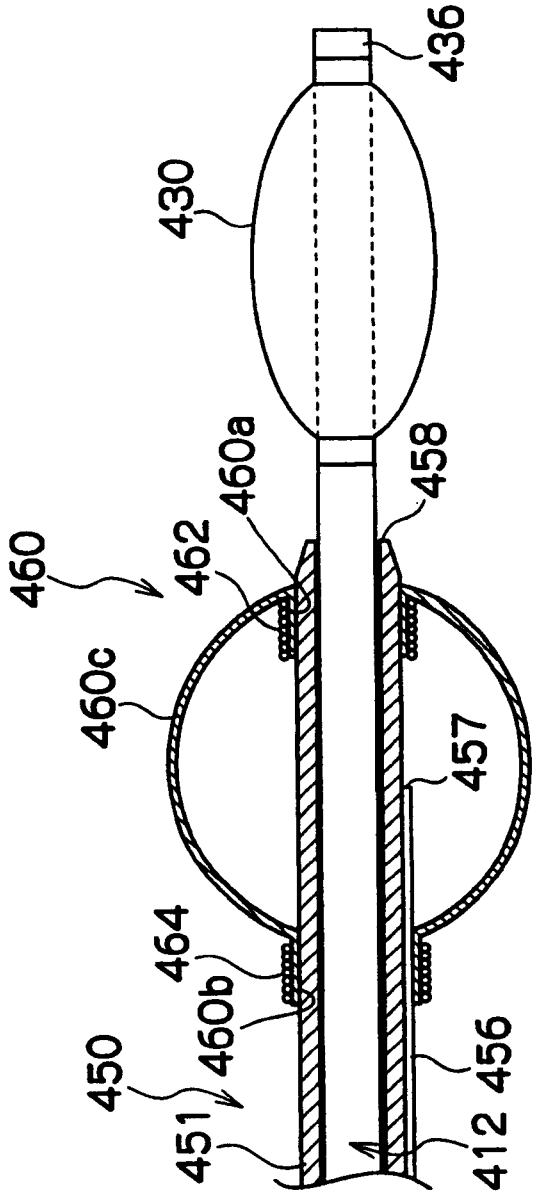


图 20

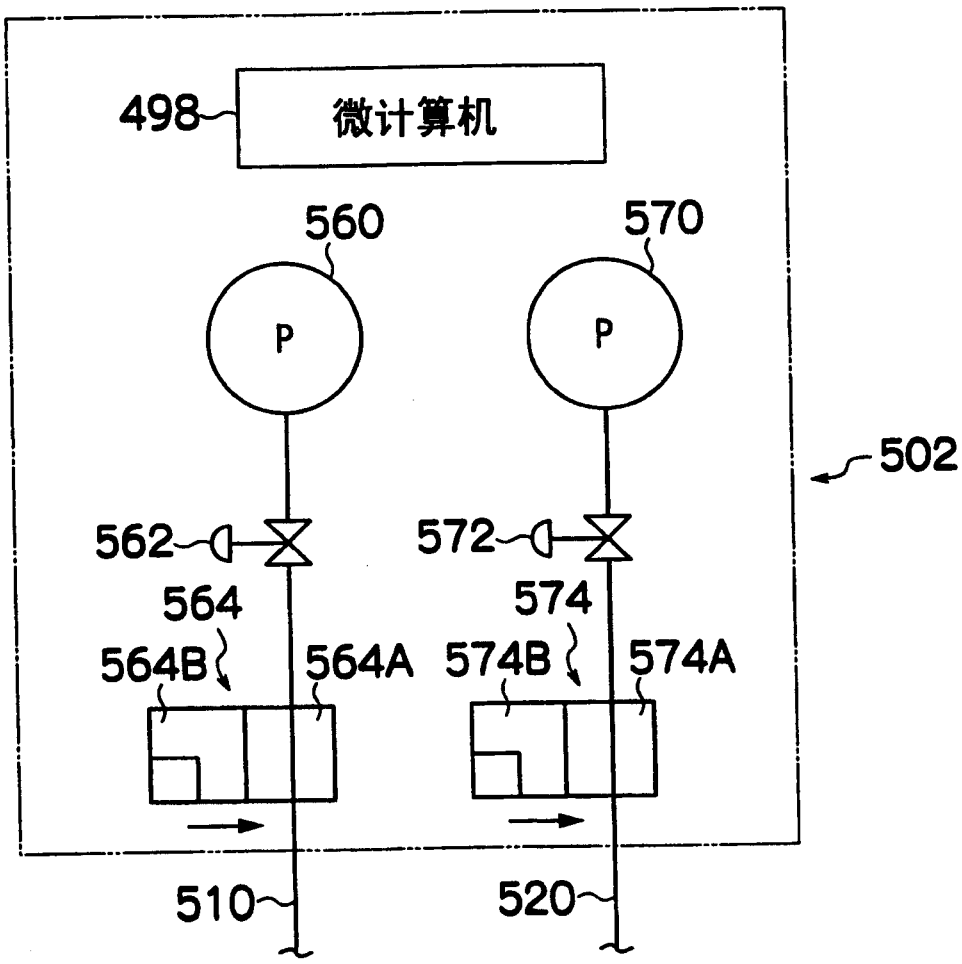
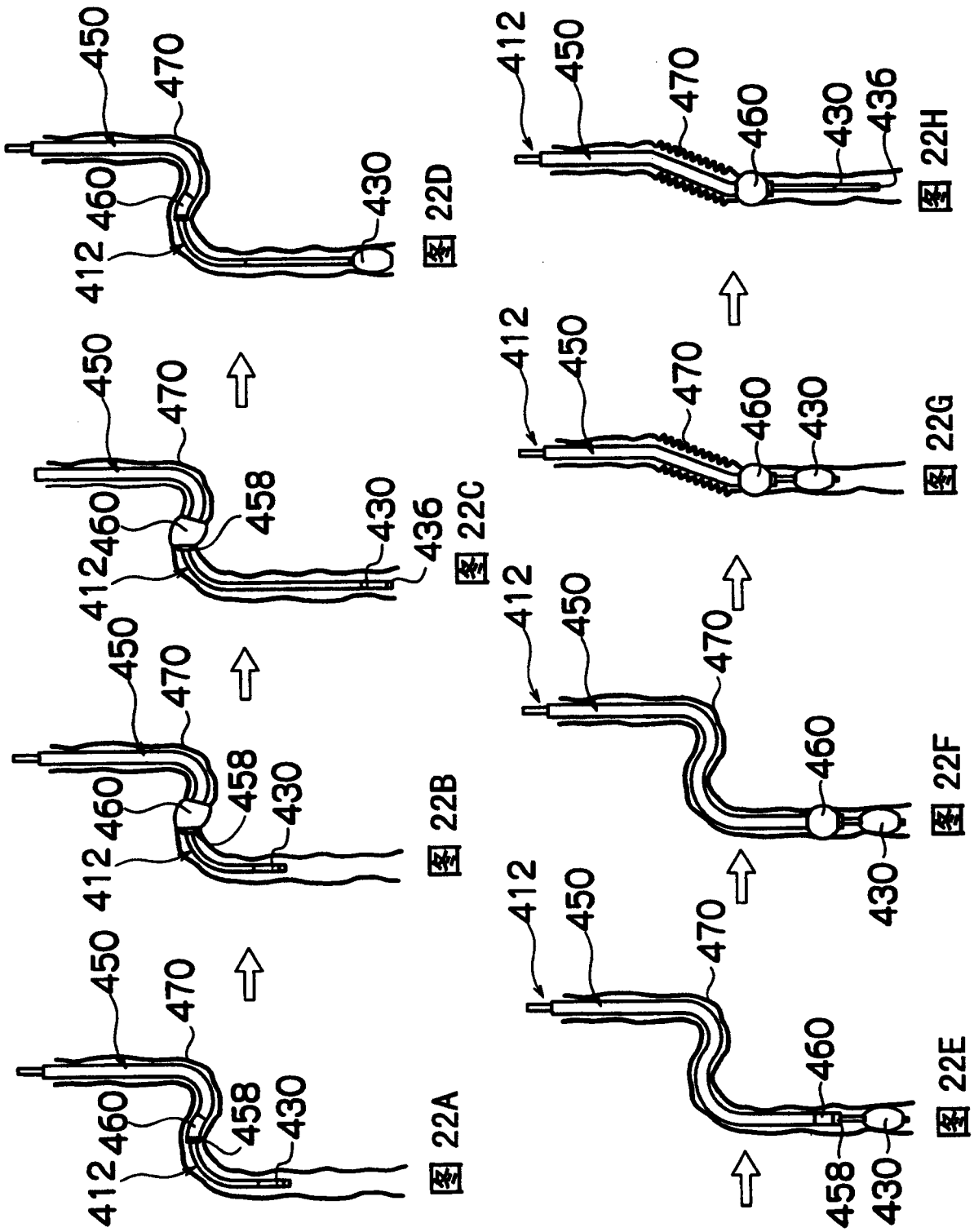

498
微计算机
560
570
P
P
502
562
572
564
574
564B
564A
574B
574A
510
520

图 21


412
460
458
430
450
470
图 22A
412
460
458
430
450
470
图 22B
412
460
458
430
436
450
470
图 22C
412
460
430
450
470
图 22D
458
430
412
450
470
460
图 22E
412
450
470
460
430
图 22F
412
450
470
460
430
图 22G
412
450
470
460
430
436
图 22H