



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510120275.X

[45] 授权公告日 2008年11月12日

[11] 授权公告号 CN 100431476C

[22] 申请日 2005.11.9  
 [21] 申请号 200510120275.X  
 [30] 优先权  
     [32] 2004.11.9 [33] JP [31] 2004-324914  
 [73] 专利权人 富士能株式会社  
     地址 日本国埼玉县  
 [72] 发明人 町田光则  
 [56] 参考文献  
     US20030093105A1 2003.5.15  
     US6135981A 2000.10.24  
     US6007482A 1999.12.28  
     JP2001-340462A 2001.12.11  
 审查员 王 锐

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公  
 司  
 代理人 刘 建

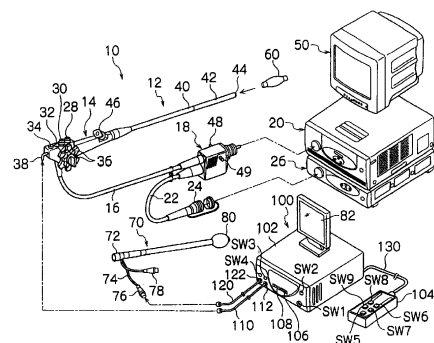
权利要求书1页 说明书9页 附图4页

## [54] 发明名称

内窥镜装置及其操作方法

## [57] 摘要

本发明的内窥镜装置是由内窥镜(10)、套管(70)、以及球囊控制装置(100)构成。在内窥镜(10)的插入部(12)上安装第1球囊(60)，在插入辅助器械(70)的顶端部安装第2球囊(80)。第1球囊(60)和第2球囊(80)通过球囊控制装置(100)进行空气的提供、吸引，从而控制膨胀、收缩。在膨胀时，第1球囊(60)和第2球囊(80)成为大小大致相同的球形，相对肠道(90)的摩擦阻力大致相等而构成。由此，本发明提供可以抑制球囊压迫肠道等体腔的内窥镜装置及其操作方法。



1. 一种内窥镜装置，

其具备：内窥镜，在插入部的顶端部安装有第 1 球囊；插入辅助器械，具备比所述插入部的外径更大的内径，覆盖所述插入部并引导该插入部的插入的同时在顶端部安装有第 2 球囊；球囊控制装置，控制所述第 1 球囊和所述第 2 球囊的气压，

通过所述球囊控制装置使所述第 1 球囊和所述第 2 球囊发生膨胀，从而将所述插入部或所述插入辅助器械固定在体腔，并且将所述插入辅助器械的顶端位于已膨胀的第 1 球囊的附近再使第 2 球囊膨胀，其中，

所述第 1 球囊和所述第 2 球囊是由对于所述体腔的摩擦阻力相等的材质构成，并且，膨胀率相等，

所述球囊控制装置将所述第 1 球囊和所述第 2 球囊的气压控制成相同的压力，使膨胀时的所述第 1 球囊和所述第 2 球囊成为相同大小，

所述第 1 球囊和所述第 2 球囊在膨胀时对于体腔的摩擦阻力相等，

所述球囊控制装置通过将所述第 1 球囊和所述第 2 球囊的气压控制成相同的压力，从而使所述第 1 球囊和所述第 2 球囊维持相同大小。

## 内窥镜装置及其操作方法

### 技术领域

本发明涉及内窥镜装置及其操作方法，特别是涉及观察小肠活大肠等深部消化道的内窥镜装置及其操作方法。

### 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。因此提出了在内窥镜的插入部覆盖插入辅助器械而插入到体腔内并利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的方法。

例如，在专利文献 1 和 2 中，公开了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（也称为套管或滑动管）的顶端部设置第 2 球囊的内窥镜装置。第 1 球囊或第 2 球囊可以通过膨胀使插入部或插入辅助器械固定在小肠等肠道内。因此，反复进行第 1 球囊或第 2 球囊的膨胀、收缩，同时交替插入插入部和插入辅助器械，由此可以将插入部插入到小肠等的弯曲复杂的肠道的深部。

专利文献 1：特开昭 51-11689 号公报

专利文献 2：特开平 11-290263 号公报

但是，就专利文献 1 和 2 的内窥镜装置而言，当使两方的球囊膨胀并对插入部或插入辅助器械进行推拉操作时，球囊压迫肠壁，肠道的负担有可能增大。为此，膨胀时的球囊和肠道的摩擦阻力变得重要，但对此，在两专利文献中都没有公开。

### 发明内容

本发明正是鉴于上述情况而完成的发明，其目的在于，提供一种可以减轻由球囊施加给体腔的负担的内窥镜装置及其操作方法。

本发明之一为了达到上述目的，提供一种内窥镜装置，其具备：在插入部的顶端部安装有第1球囊的内窥镜、和覆盖上述插入部并引导该插入部的插入同时在顶端部安装有第2球囊的插入辅助器械，通过使上述第1球囊和上述第2球囊发生膨胀而将上述插入部或上述插入辅助器械固定在体腔；其中，上述第1球囊和上述第2球囊在膨胀时相对体腔的摩擦阻力相等。

根据本发明之一，膨胀时的第1球囊和第2球囊相对于体腔的摩擦阻力相同，所以当使两方的球囊膨胀而对插入部或插入辅助器械进行推拉操作时，可以防止球囊压迫体腔。另外，在两方的球囊中，可以设定成最难损伤到体腔且可以确实可靠地固定在体腔上的摩擦阻力。

本发明之二是在本发明之一中，上述第1球囊和上述第2球囊是由相对于上述体腔的摩擦阻力相等的材质构成。因此，根据本发明之二，膨胀时的摩擦阻力在第1球囊和第2球囊变成相等。

本发明之三是在本发明之一或二中，上述第1球囊和上述第2球囊是由膨胀率相等的材质构成。因此，根据本发明之三，通常可以使第1球囊和第2球囊膨胀成相同大小且与球囊的内压无关。由此，可以使膨胀时的摩擦阻力在第1球囊和第2球囊相等。

本发明之四是在本发明之一至三的任何发明中，上述第1球囊和上述第2球囊在膨胀时与体腔接触的接触面积相等。根据本发明之四，接触面积相等，所以在对插入部或插入辅助器械进行推拉操作时的摩擦阻力相等。

本发明之五为了达到上述目的，提供一种如下所示的内窥镜装置的操作方法，所述的内窥镜装置具备：在插入部的顶端部安装有第1球囊的内窥镜、和覆盖上述插入部并引导该插入部的插入同时在顶端部安装有第2球囊的插入辅助器械；其中，使用在膨胀时相对体腔的摩擦阻力相等的上述第1球囊和上述第2球囊，固定在上述体腔中。

根据本发明之五，第1球囊和第2球囊在膨胀时相对体腔的摩擦阻力相等，所以当使两方的球囊膨胀而对插入部或插入辅助器械进行推拉操作

时，可以防止球囊压迫体腔。另外，在两方的球囊中，可以设定成最难损伤到体腔且可以确实可靠地固定在体腔上的摩擦阻力。

根据本发明的内窥镜装置及其操作方法，膨胀时的第1球囊和第2球囊相对体腔的摩擦阻力相等，所以当使两方的球囊膨胀而对插入部或插入辅助器械进行推拉操作时，可以防止球囊压迫体腔。由此，可以提供对被检查者的负担少的内窥镜装置。

## 附图说明

图1是表示本发明的内窥镜装置的系统构成图。

图2是表示实内窥镜的插入部的顶端部的立体图。

图3是表示本发明的内窥镜装置的操作方法的示意图。

图4是表示本实施方式的球囊的膨胀时的形状的侧视图。

图5是表示球囊的其他形状的侧视图。

图中：10—内窥镜，12—插入部，14—手持操作部，20—光源装置，26—处理器，50—监视器，60—第1球囊，70—插入辅助器械，80—第2球囊，100—球囊控制装置，102—装置主体，104—手动开关。

## 具体实施方式

下面，按照附图对本发明的内窥镜装置及其操作方法的优选实施方式进行详细描述。图1是表示本发明的内窥镜装置的实施方式的系统构成图。如图1所示，内窥镜装置主要由内窥镜10、插入辅助器械70、和球囊控制装置100构成。

如图1所示，内窥镜10具有手持操作部14、和连接设置在该手持操作部14上并插入到体腔内的插入部12。在手持操作部14上连接有通用电缆16，在通用电缆16的顶端上设置有LG连接器18，LG连接器18以可以自由装卸的方式连结在光源装置20上，由此向后述的照明光学系统54（参照图2）输送照明光。另外，在LG连接器18上通过电缆22与电连接器24连接，该电连接器24以可以自由装卸的方式连结在处理器26上。

在手持操作部14上并列设置有送气送水按钮28、快门按钮32、以及功能切换按钮34，同时设有一对角旋钮36、36。在手持操作部14的基端

部，通过弯曲成 L 状的管形成有球囊送气口 38。通过向球囊送气口 38 送去空气等流体、或从球囊送气口 38 吸引空气等流体，可以使后述的第 1 球囊 60 膨胀或收缩。

插入部 12 从手持操作部 14 侧开始按顺序由柔性部 40、弯曲部 42 以及顶端部 44 构成。弯曲部 42 通过手持操作部 14 的一对角旋钮 36、36 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 44 朝向需要的方向。

如图 2 所示，在顶端部 44 的顶端面 45 上设置有观察光学系统 52、照明光学系统 54、54、送气送水喷嘴 56、钳子口 58。另外，在观察光学系统 52 的后方配设有 CCD（未图示），在支撑该 CCD 的基板上连接有信号电缆（未图示）。信号电缆与图 1 的插入部 12、手持操作部 14、通用电缆 16 等插通并延长设置到电连接器 24，与处理器 26 连接。由此，利用观察光学系统 52 摄入的观察图像在 CCD 的受光面成像并转换成电信号，然后该电信号通过信号电缆被输出到处理器 26，被转换成影像信号。由此，在与处理器 26 连接的监视器 50 上显示观察图像。

在图 2 的照明光学系统 54、54 的后方配设有光导（未图示）的射出端。该光导与图 1 的插入部 12、手持操作部 14、通用电缆 16 等插通，将入射端配设在 LG 连接器 18 内。因此，通过将 LG 连接器 18 连结到光源装置 20 上，从光源装置 20 照射的照明光通过光导被传输到照明光学系统 54、54，从照明光学系统 54、54 向前方照射。

图 2 的送气送水喷嘴 56 与通过图 1 的送气送水按钮 28 进行操作的阀（未图示）连通，进而该阀与在 LG 连接器 18 上设置的送气送水连接器 48 连通。在送气送水连接器 48 上连接未图示的送气送水机构，提供空气或水。因此，通过操作送气送水按钮 28，可以从图 2 的送气送水喷嘴 56 朝向观察光学系统 52 喷射空气或水。

图 2 的钳子口 58 与图 1 的钳子插入部 46 连通。由此，通过从钳子插入部 46 插入钳子等处置器械，可以将该处置器械从钳子口 58 导出。另外，钳子口 58 与通过图 1 的吸引按钮 30 进行操作的阀（未图示）连通，该阀进而与 LG 连接器 18 的吸引连接器 49 连通。因此，在吸引连接器 49 上连接未图示的吸引机构，通过利用吸引按钮 30 对阀进行操作，可以从钳子

口 58 吸引病变部等。

在插入部 12 的外周面，安装有由橡胶等弹性体构成的第 1 球囊 60。第 1 球囊 60 形成为两端部狭窄的大致筒状，在使插入部 12 插通将第 1 球囊 60 配置在需要的位置上之后，如图 2 所示，通过在第 1 球囊 60 的两端部镶嵌橡胶制的固定环 62、62，第 1 球囊 60 被固定在插入部 12 上。

在成为第 1 球囊 60 的安装位置的插入部 12 的外周面上，形成有通气孔 64。通气孔 64 与在图 1 的手持操作部 14 上设置的球囊送气口 38 连通，在球囊送气口 38 上通过后述的管 110 与球囊控制装置 100 连接。因此，通过球囊控制装置 100 提供、吸引空气，由此可以使第 1 球囊 60 膨胀、收缩。其中，第 1 球囊 60 通过提供空气而膨胀成大致球状，通过吸引空气而贴在插入部 12 的外表面上。

另一方面，图 1 所示的插入辅助器械 70 形成为筒状，具有比插入部 12 的外径稍大的内径，通过具备足够的挠性。在插入辅助器械 70 的基端设置硬质的握持部 72，从该握持部 72 插入插入部 12。

在插入辅助器械 70 的顶端附近安装有第 2 球囊 80。第 2 球囊 80 形成为两端狭窄的大致筒状，在贯通插入辅助器械 70 的状态下被安装，通过缠绕未图示的线进行固定。第 2 球囊 80 与贴附在插入辅助器械 70 的外周面上的管 74 连通，在该管 74 的基端部设置连接器 76。在连接器 76 上连接有管 120，通过该管 120 与球囊控制装置 100 连接。因此，通过球囊控制装置 100 提供、吸引空气，由此可以使第 2 球囊 80 膨胀、收缩。其中，第 2 球囊 80 通过提供空气而膨胀成大致球状，通过吸引空气而贴在插入辅助器械 70 的外表面上。

在插入辅助器械 70 的基端侧设置有注入口 78。该注入口 78 与在插入辅助器械 70 的内周面形成的开口（未图示）连通。因此，通过用注射器等从注入口 78 注入润滑剂（例如水等），可以向插入辅助器械 70 的内部提供润滑剂。由此，当将插入部 12 插入到插入辅助器械 70 时，可以减小插入辅助器械 70 的内周面和插入部 12 的外周面的摩擦，可以顺畅地进行插入部 12 和插入辅助器械 70 的相对移动。

球囊控制装置 100 是对第 1 球囊 60 进行空气等流体的提供、吸引，并且同时对第 2 球囊 80 进行空气等流体的提供、吸引的装置。球囊控制

装置 100 主要由装置主体 102、和遥控用的手动开关 104 构成。

在装置主体 102 的前面设置电源开关 SW1、停止开关 SW2、第 1 压力显示部 106、第 2 压力显示部 108、以及第 1 功能停止开关 SW3、第 2 功能停止开关 SW4。第 1 压力显示部 106、第 2 压力显示部 108 是分别显示第 1 球囊 60、第 2 球囊 80 的压力值的面板，当出现球囊破损等异常情况时，在该压力显示部 106、108 上显示错误代码。第 1 功能停止开关 SW3、第 2 功能停止开关 SW4 是分别停止相对第 1 球囊 60、第 2 球囊 80 的空气提供、吸引功能的开关，在不使用第 1 球囊 60、第 2 球囊 80 中的一方时被操作。

在装置主体 102 的前面连接有向第 1 球囊 60 进行空气提供、吸引的管 110，以及向第 2 球囊 80 进行空气提供、吸引的管 120。在各管 110、120 和装置主体 102 的连接部分，设置用于防止在第 1 球囊 60 或第 2 球囊 80 破损时的体液的反流的反流防止单元 112、122。反流防止单元 112、122 是通过将用于气液分离的过滤器组装到中空圆盘状的盒子（未图示）的内部而构成，其中，所述的盒子以可以自由装卸的方式安装在装置主体 102 上。

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 SW5、支撑第 1 球囊 60 的加压/减压的 ON/OFF 开关 SW6、用于保持第 1 球囊 60 的压力的暂停开关 SW7、支撑第 2 球囊 80 的加压/减压的 ON/OFF 开关 SW8、用于保持第 2 球囊 80 的压力的暂停开关 SW9。该手动开关 104 借助导线 130 电连接在装置主体 102 上。其中，虽然没有图示，但在手动开关 104 上设置有显示第 1 球囊 60 或第 2 球囊 80 的送气状态、或排气状态的显示部。

如上所述构成的球囊控制装置 100 向各球囊 60、80 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各球囊 60、80 的状态。另外，从各球囊 60、80 吸引空气而使它们收缩，同时把其气压控制在一定数值而保持在收缩各球囊 60、80 的状态。

球囊控制装置 100 与球囊专用监视器 82 连接，在使各球囊 60、80 膨胀、收缩时，在球囊专用监视器 82 上显示各球囊 60、80 的压力值或膨胀、收缩状态。其中，各球囊 60、80 的压力值或膨胀、收缩状态可以叠加

(superimpose) 到内窥镜 10 的观察图像并显示于监视器 50。

不过，第 1 球囊 60 和第 2 球囊 80 的构成是在膨胀时相对肠道 90（参照图 3）的摩擦阻力相等。具体地说，当向第 1 球囊 60 和第 2 球囊 80 提供空气并时间规定的内压（例如 5.6kPa）时，如图 4 所示膨胀成相同大小的球形，并维持在相同大小。因此，相对肠道 90 的摩擦阻力在第 1 球囊 60 和第 2 球囊 80 相等。其中，两球囊 60、80 的内压优选为可以通过各球囊 60、80 握持肠道 90 的值，例如为 26.7hPa 以上 133.3hPa 以下。

接着，根据图 3（a）～（h）对如上所述构成的内窥镜装置的操作方法进行说明。

首先，如图 3（a）所示，在用插入辅助器械 70 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）90 内。此时，使第 1 球囊 60 以及第 2 球囊 80 收缩。

接着，如图 3（b）所示，在插入辅助器械 90 的顶端插入至肠道 90 的弯曲部的状态下，向第 2 球囊 80 提供空气而使其膨胀。由此，第 2 球囊 80 卡止在肠道 90 中，插入辅助器械 70 的顶端 58 固定在肠道 90 中。

接着，如图 3（c）所示，仅内窥镜 10 的插入部 12 插入到肠道 90 的深部。然后，如图 3（d）所示，向第 1 球囊 60 提供空气而使之膨胀。由此，第 1 球囊 60 固定在肠道 90 中。

接着，从第 2 球囊 80 吸引气体而使第 2 球囊 80 收缩，然后如图 3（e）所示，推入插入辅助器械 70，并使之沿着插入部 12 插入。然后，在把插入辅助器械 70 的顶端推入至第 1 球囊 60 的附近之后，如图 3（f）所示，向第 2 球囊 80 提供空气而使其膨胀。由此，第 2 球囊 80 固定在肠道 90 中。即，通过第 2 球囊 80 握持肠道 90。

接着，如图 3（g）所示，回拉插入辅助器械 70。由此，成为肠道 90 收缩的状态。接着，如图 3（h）所示，从第 1 球囊 60 吸引气体而使第 1 球囊 60 收缩。然后，尽可能地把插入部 12 的顶端部 44 插入到肠道 90 的深部。即，再次进行图 3（c）所示的插入操作。由此，能够把插入部 12 的顶端部 44 插入到肠道 90 的深部。当进一步把插入部 12 插入到深部时，在进行图 3（d）所示的固定操作之后，进行图 3（e）所示的推入操作，进而按顺序反复进行图 3（f）所示的握持操作、图 3（g）所示的回拉操作、

图 3 (h) 所示的插入操作。由此，能够进一步把插入部 12 插到肠道 90 的深部。

不过，如图 3 (f) 或图 3 (g) 所示，在使两球囊 60、80 膨胀时，两球囊 60、80 成为尺寸大致相同的球状。因此，相对肠道 90 的摩擦阻力在两球囊 60、80 大致相等，可以防止在回拉插入辅助器械 70 时肠道 90 被压迫。即，在第 1 球囊 60 侧的摩擦阻力比第 2 球囊 80 侧的摩擦阻力小的情况下，当回拉插入辅助器械 70 时不拉回插入部 12 而是留在肠道 90 内，插入部 12 有可能压迫肠道 90，相反，在第 2 球囊 80 侧的摩擦阻力比第 1 球囊 60 侧的摩擦阻力小的情况下，当回拉插入辅助器械 70 时第 2 球囊相对肠道 90 滑动，扩大第 1 球囊 60 和第 2 球囊 80 的间隔，有可能压迫肠道 90，但本实施方式中，因为两球囊 60、80 的摩擦阻力大致相等，可以防止压迫肠道 90。

另外，在本实施方式中，在两球囊 60、80 中，在极力防止向肠道 90 的压迫的同时，可以设定成能确实可靠地握持肠道 90 那样的摩擦阻力。即，在本实施方式中，通过使两球囊 60、80 的摩擦阻力大致相等，可以将向肠道 90 的摩擦阻力设定在必要的最小限。

进而在本实施方式中，因为是以相同的提供压力成为相同的大小的构成，在肠道 90 进行蠕动运动的情况下，两球囊 60、80 模仿插到 90 的活动以相同的方式膨胀收缩，所以相对肠道 90 的摩擦阻力通常相等，可以更确实可靠地防止肠道 90 的损伤。

其中，第 1 球囊 60 和第 2 球囊 80 的构成可以是在膨胀时相对肠道 90 的摩擦阻力变成相等。因此，例如，第 1 球囊 60、第 2 球囊 80 可以是不同的提供压力。

另外，第 1 球囊 60 和第 2 球囊 80 的材质并不限于橡胶，可以选择硅等其他材质。另外，优选第 1 球囊 60 和第 2 球囊 80 选择相同的材质，但只要摩擦阻力大致相等，就可以选择不同的材质。

进而，第 1 球囊 60 和第 2 球囊 80 在膨胀时的形状并不限于球状，例如，如图 5 (a) 所示，在插入部 12 或插入辅助器械 70 的轴方向上可以为长的椭圆状。另外，如图 5 (b) 所示，可以是在轴方向的两端部具有圆锥状部分的大致圆筒状。这些形状具有圆周面，与肠道 90 面接触，所以得

到稳定的摩擦阻力。另外，第1球囊60和第2球囊80并不限于相同的形状，只要摩擦阻力大致相等，可以是不同的形状。

其中，第1球囊60和第2球囊80优选不仅在膨胀时大小和形状相等，而且在自然状态下也相等，而且膨胀率相同。当如此构成时，第1球囊60和第2球囊80成为相同的形状且与提供压力无关，所以通常可以得到相同的摩擦阻力。进而，此时，也可以变更提供压力而使用。

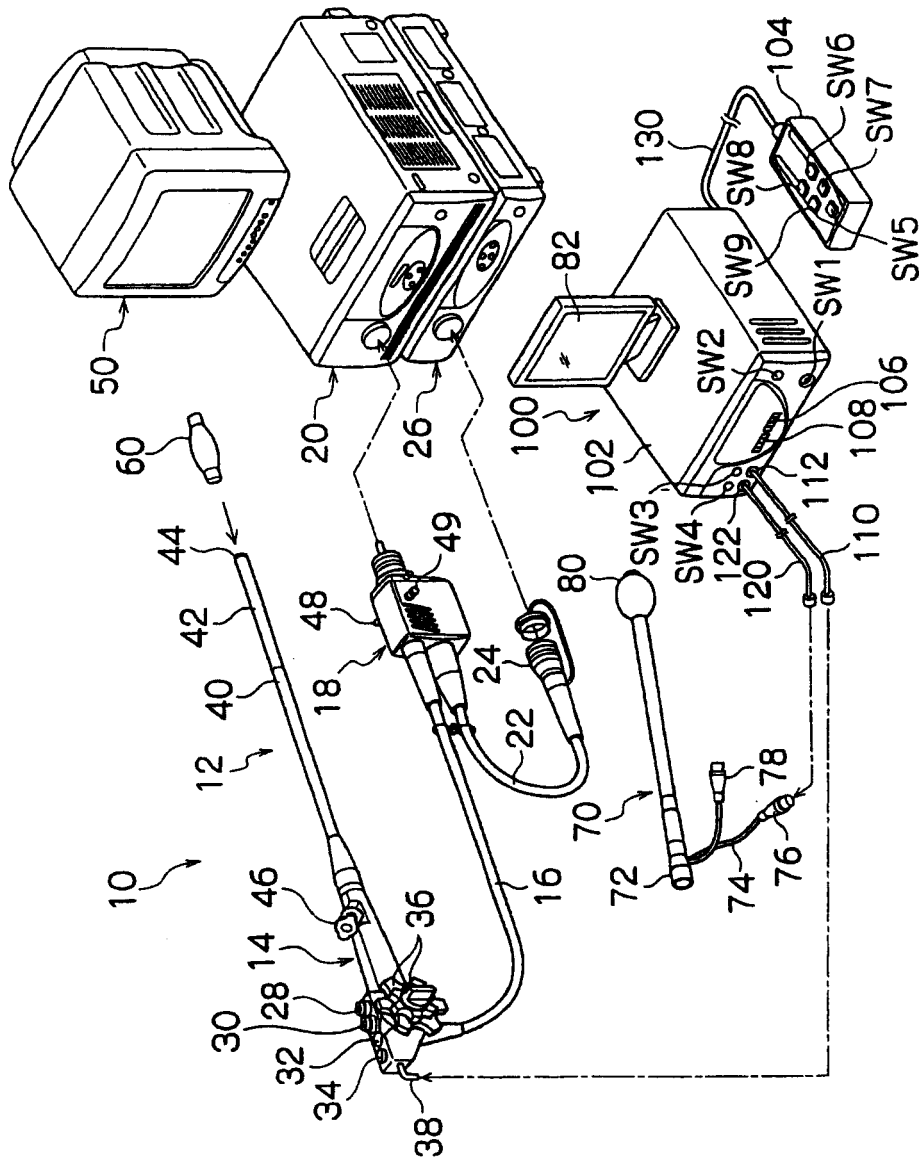


图 1

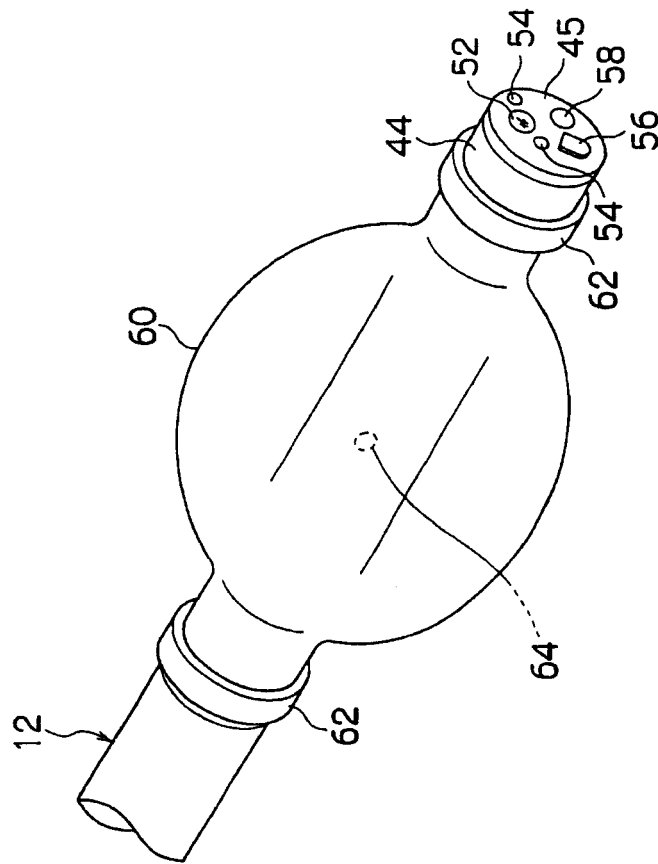


图 2

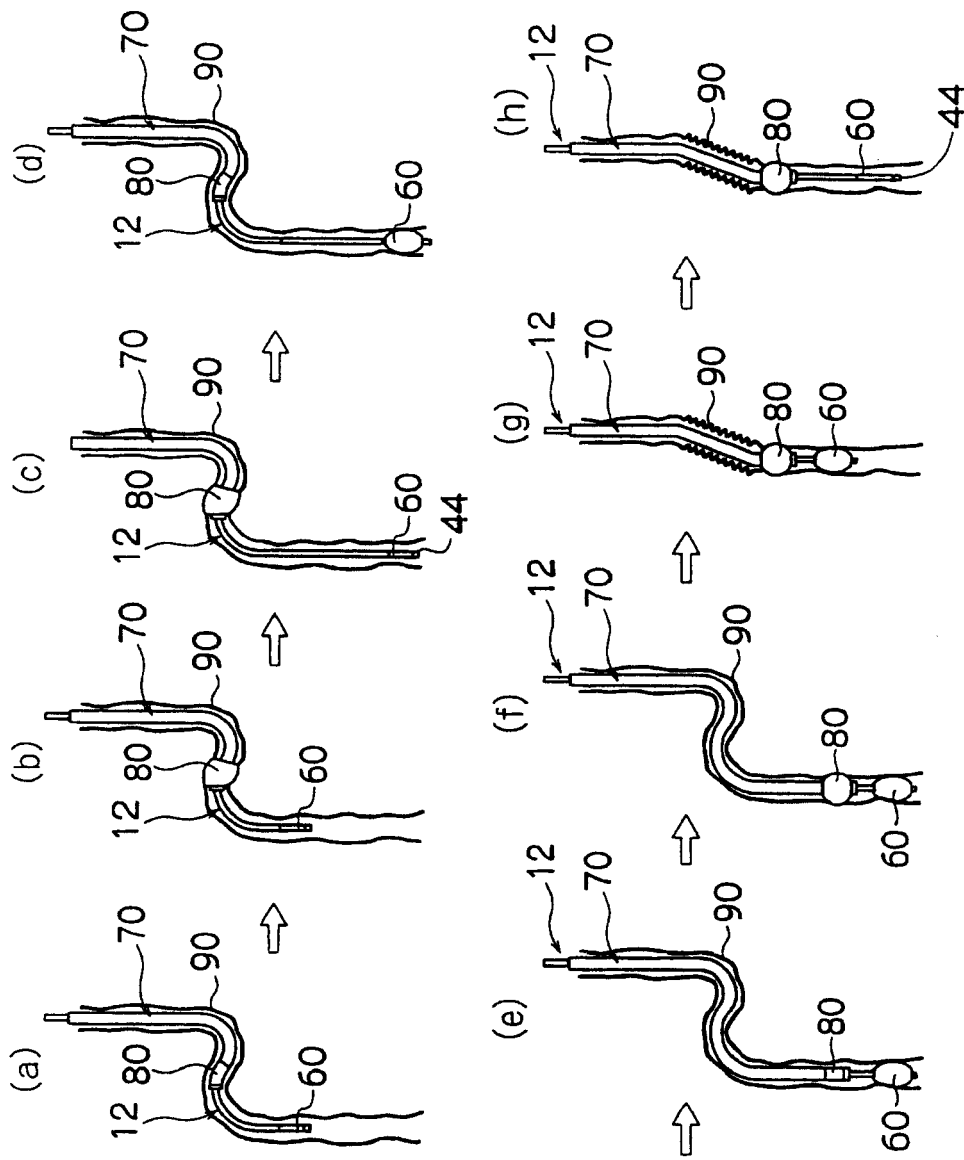


图 3

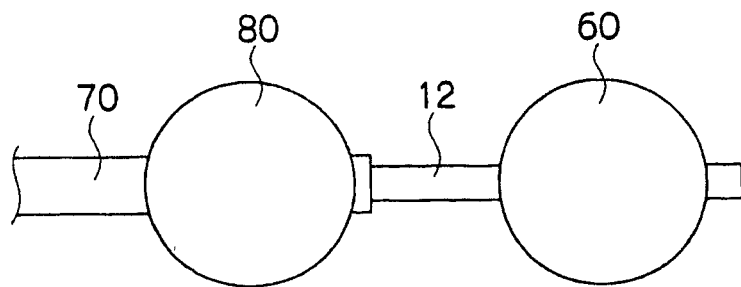


图 4

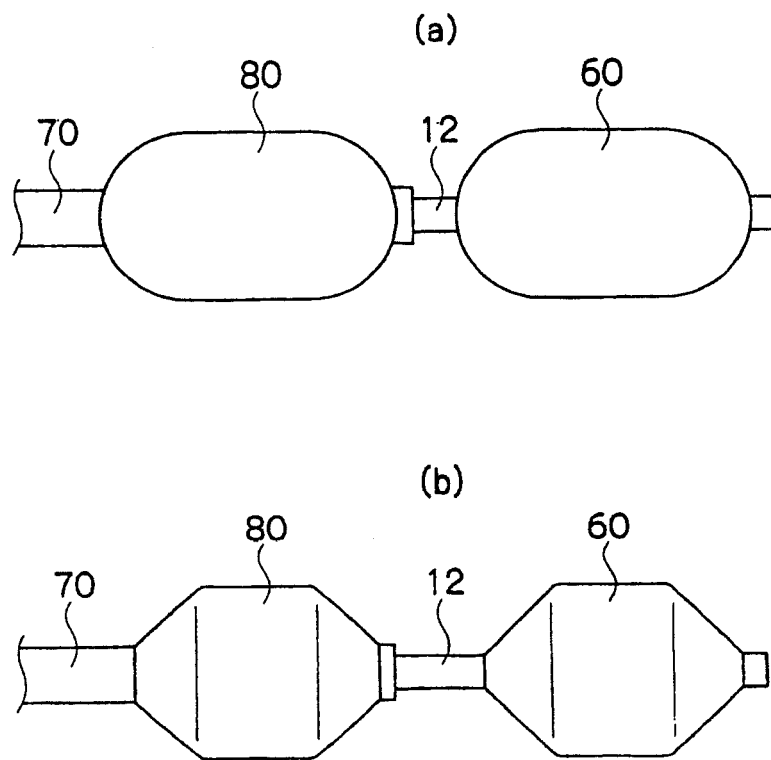


图 5

专利名称(译)	内窥镜装置及其操作方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN100431476C</a>	公开(公告)日	2008-11-12
申请号	CN200510120275.X	申请日	2005-11-09
[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	町田光则		
发明人	町田光则		
IPC分类号	A61B1/00 A61F2/958		
CPC分类号	A61B17/12045 A61B1/00154 A61B1/00091 A61B1/00082 A61B1/12 A61B2017/22065 A61B1/00156 A61B2017/22054 A61B1/01 A61B2017/12127 A61B1/00135 A61B17/12136		
代理人(译)	刘建		
审查员(译)	王锐		
优先权	2004324914 2004-11-09 JP		
其他公开文献	CN1771880A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明的内窥镜装置是由内窥镜(10)、套管(70)、以及球囊控制装置(100)构成。在内窥镜(10)的插入部(12)上安装第1球囊(60)，在插入辅助器械(70)的顶端部安装第2球囊(80)。第1球囊(60)和第2球囊(80)通过球囊控制装置(100)进行空气的提供、吸引，从而控制膨胀、收缩。在膨胀时，第1球囊(60)和第2球囊(80)成为大小大致相同的球形，相对肠道(90)的摩擦阻力大致相等而构成。由此，本发明提供可以抑制球囊压迫肠道等体腔的内窥镜装置及其操作方法。

