



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710136135.0

[43] 公开日 2008 年 2 月 6 日

[11] 公开号 CN 101116607A

[22] 申请日 2007.7.18

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司
代理人 党晓林

[21] 申请号 200710136135.0

[30] 优先权

[32] 2006.8.1 [33] JP [31] 2006-210066

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 松浦伸之 高瀬精介 木村英伸
吉田尊俊 松井頼夫

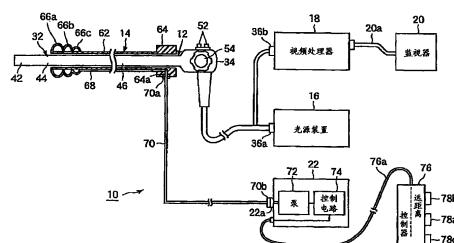
权利要求书 4 页 说明书 13 页 附图 6 页

[54] 发明名称

内窥镜用插入辅助器具以及内窥镜系统

[57] 摘要

本发明提供内窥镜用插入辅助器具，其能够在不给患者带来痛苦的范围内进一步增强气囊对体腔内壁的固定力。外套管(14)具有：主体部(62)、管路(68)以及多个气囊(66a、66b、66c)。主体部中穿插有内窥镜(12)的插入部(32)，并引导上述插入部向纵长方向移动。管路设在上述主体部中，并与向上述主体部的前端部供给流体或者将流体从上述主体部的前端部排出的气囊控制装置(22)连通。多个气囊在上述主体部的前端部的外周沿上述主体部的纵长方向配设，并且与上述管路连通，对应于经由上述管路的流体的供给/排出进行膨胀/收缩。当上述多个气囊分别膨胀时，配设在上述主体部的前端侧的气囊的外径比配设在比该气囊靠近基端侧的气囊的外径膨胀得大。



1、一种内窥镜用插入辅助器具，该内窥镜用插入辅助器具具有：

管体，上述管体中穿插有内窥镜的插入部，并引导上述插入部朝纵长方向移动；

管路，上述管路设在上述管体中，与向上述管体的前端部供给流体或者将流体从上述管体的前端部排出的进排装置连通；以及

多个气囊，上述多个气囊在上述管体的前端部的外周沿上述管体的纵长方向配设，并且与上述管路连通，对于经由上述管路的流体的供给/排出进行膨胀/收缩，

其特征在于，

当上述多个气囊分别膨胀时，配设在上述管体的前端侧的气囊的外径，比配设在比该气囊靠近基端侧的气囊的外径膨胀得大。

2、根据权利要求1所述的内窥镜用插入辅助器具，其特征在于，

关于上述气囊，配设在上述管体的前端侧的气囊的从前端到基端的长度，比位于比该气囊靠近基端侧的气囊的从前端到基端的长度大。

3、根据权利要求1或2所述的内窥镜用插入辅助器具，其特征在于，

在上述多个气囊中，分别使用相同材质，并且配设在上述管体的前端侧的气囊的壁厚比配设在比该气囊靠近基端侧的气囊的壁厚要薄。

4、根据权利要求1所述的内窥镜用插入辅助器具，其特征在于，

关于上述多个气囊，使上述多个气囊中的配设在前端侧的气囊，与配设在比该气囊靠近基端侧的气囊相比，由伸缩率高的材质形成。

5、根据权利要求1所述的内窥镜用插入辅助器具，其特征在于，

上述管路具有：

连接管路，上述连接管路与用于向上述多个气囊内供给/排出流体的进排装置连接；以及

多个气囊连通管路，上述多个气囊连通管路从上述连接管路分支，并分别与上述多个气囊连通，向各气囊内供给/排出流体，

在上述气囊连通管路中，与配设在上述管体的前端侧的气囊连通的

气囊连通管路，比与配设在比该气囊靠近基端侧的气囊连通的气囊连通管路，对流体的阻力小。

6、根据权利要求 5 所述的内窥镜用插入辅助器具，其特征在于，

在上述气囊连通管路中，与配设在上述管体的前端侧的气囊连通的气囊连通管路的截面积，比与位于比该气囊靠近基端侧的气囊连通的气囊连通管路的截面积大。

7、一种内窥镜用插入辅助器具，其特征在于，

上述内窥镜用插入辅助器具具有：

管体，上述管体中穿插有内窥镜的插入部，并引导上述插入部朝纵长方向移动；

管路，上述管路设在上述管体中，与向上述管体的前端部供给流体或者将流体从上述管体的前端部排出的进排装置连通；

多个气囊，上述多个气囊在上述管体的前端部沿上述管体的纵长方向配设，并且与上述管路连通，对应于经由上述管路的流体的供给/排出进行膨胀/收缩；以及

限制单元，上述限制单元在上述多个气囊分别膨胀时将上述多个气囊各自的膨胀量限制为，配设在上述管体的前端侧的气囊的外径比配设在比该气囊靠近基端侧的气囊的外径膨胀得大。

8、根据权利要求 7 所述的内窥镜用插入辅助器具，其特征在于，

上述限制单元形成为，使配设在上述管体的前端侧的气囊的从前端到基端的长度，比位于比该气囊靠近基端侧的气囊的从前端到基端的长度大。

9、根据权利要求 7 或 8 所述的内窥镜用插入辅助器具，其特征在于，

上述限制单元形成为，在上述多个气囊中分别使用相同材质，并且配设在上述管体的前端侧的气囊的壁厚比配设在比该气囊靠近基端侧的气囊的壁厚要薄。

10、根据权利要求 7 所述的内窥镜用插入辅助器具，其特征在于，

上述限制单元形成为，使上述多个气囊中的配设在前端侧的气囊，与配设在比该气囊靠近基端侧的气囊相比，由伸缩率高的材质形成。

11、根据权利要求 7 所述的内窥镜用插入辅助器具，其特征在于，
上述限制单元形成为：

上述管路具有：连接管路，上述连接管路与用于向上述多个气囊内供给/排出流体的进排装置连接；以及多个气囊连通管路，上述多个气囊连通管路从上述连接管路分支，并分别与上述多个气囊连通，向各气囊内供给/排出流体，

在上述气囊连通管路中，与配设在上述管体的前端侧的气囊连通的气囊连通管路，比与配设在比该气囊靠近基端侧的气囊连通的气囊连通管路，对流体的阻力小。

12、根据权利要求 11 所述的内窥镜用插入辅助器具，其特征在于

在上述气囊连通管路中，与配设在上述管体的前端侧的气囊连通的气囊连通管路的截面积，比与位于比该气囊靠近基端侧的气囊连通的气囊连通管路的截面积大。

13、一种内窥镜系统，其特征在于，

该内窥镜系统具有内窥镜和内窥镜用插入辅助器具，其中，

内窥镜具备：具有弯曲部的细长的插入部；和设在上述插入部的基端部并能够对上述弯曲部进行弯曲操作的操作部；

内窥镜用插入辅助器具具备：

管体，上述管体中穿插有上述内窥镜的上述插入部，并引导上述插入部朝纵长方向移动；

管路，上述管路设在上述管体中，与向上述管体的前端部供给流体或者将流体从上述管体的前端部排出的进排装置连通；以及

多个气囊，上述多个气囊在上述管体的前端部的外周沿上述管体的纵长方向配设，并且与上述管路连通，对应于经由上述管路的流体的供给/排出进行膨胀/收缩，

当上述多个气囊分别膨胀时，配设在上述管体的前端侧的气囊的外径比配设在比该气囊靠近基端侧的气囊的外径膨胀得大。

14、一种内窥镜系统，其特征在于，

上述内窥镜系统具备：

内窥镜，该内窥镜具备：具有弯曲部的细长的插入部；和设在上述插入部的基端部并能够对上述弯曲部进行弯曲操作的操作部；

管体，上述管体中穿插有上述内窥镜的上述插入部，并引导上述插入部朝纵长方向移动；

管路，上述管路设在上述管体中，与向上述管体的前端部供给流体或者将流体从上述管体的前端部排出的进排装置连通；

多个气囊，上述多个气囊在上述管体的前端部沿上述管体的纵长方向配设，并且与上述管路连通，对于经由上述管路的流体的供给/排出进行膨胀/收缩；以及

限制单元，上述限制单元在上述多个气囊分别膨胀时将上述多个气囊各自的膨胀量限制为，配设在上述管体的前端侧的气囊的外径比配设在比该气囊靠近基端侧的气囊的外径膨胀得大。

内窥镜用插入辅助器具以及内窥镜系统

技术领域

本发明涉及对例如大肠等难以将内窥镜的插入部插入的部位进行辅助插入而变得容易插入的内窥镜用插入辅助器具以及内窥镜系统，

背景技术

例如在专利文献 1 中已公开有在前端部具有多个气囊的内窥镜用插入辅助器具。该内窥镜用插入辅助器具利用气囊将体腔内壁向外侧按压使其扩张，并且在相对于体腔内壁将辅助器具固定的状态下向手边侧牵引。于是，由于肠壁弯曲的部分以及扭曲的部分等成为大致笔直，因此能够提高插入部的插入性。

专利文献 1：日本特开平 10-155733 号公报

关于在上述的专利文献 1 中已公开的插入辅助器具，设有多个气囊的前端侧的一方的外径形成为比基端侧的外径细，或者形成为大致相同的外径。因此，即使在将气囊相对于体腔内壁固定的状态下将辅助器具向手边侧牵引，挂住体腔内壁的部分只是最靠近基端侧的气囊。因此，在专利文献 1 中公开的气囊对体腔内壁的固定力弱。这样，在进行将辅助器具向手边侧牵引的操作时，在操作中要求熟练。另外，如果要增强固定力，则要提高气囊的压力，进一步使其膨胀，这样可能给患者带来痛苦。因此，优选在不给患者带来痛苦的范围内进一步增强气囊对体腔内壁的固定力。

发明内容

本发明是为了解决上述课题而完成的，其目的在于提供能够在不给患者带来痛苦的范围内进一步增强气囊对体腔内壁的固定力的内窥镜用插入辅助器具和内窥镜系统。

为解决上述课题，本发明的内窥镜用插入辅助器具的特征在于，其具备：管体，上述管体中穿插有内窥镜的插入部，并引导上述插入部向纵长方向移动；管路，上述管路设在上述管体中，与向上述管体的前端部供给流体或者将流体从上述管体的前端部排出的进排装置连通；以及多个气囊，上述多个气囊在上述管体的前端部的外周沿上述管体的纵长方向配设，并且与上述管路连通，对应于经由上述管路的流体的供给/排出进行膨胀/收缩，当上述多个气囊分别膨胀时，配设在上述管体的前端侧的气囊的外径，比配设在比该气囊靠近基端侧的气囊的外径膨胀得大。

因此，通过使前端侧的气囊的外径比相邻的基端侧的气囊的外径大，从而能够提高例如体腔内的褶等进入气囊间的可能性。于是，提供了能够在不给患者带来痛苦的范围内进一步增强气囊对体腔内壁的固定力的内窥镜用插入辅助器具。

另外，关于上述气囊，优选配设在上述管体的前端侧的气囊的从前端到基端的长度，比位于比该气囊靠近基端侧的气囊的从前端到基端的长度大。

通过增加气囊的从前端到基端的长度能够扩大空间。因此，能够使更多量的流体流入。于是，能够使前端侧的气囊的外径比基端侧的气囊的外径大。

另外，在上述多个气囊中，优选分别使用相同材质，并且配设在上述管体的前端侧的气囊的壁厚比配设在比该气囊靠近基端侧的气囊的壁厚要薄。

因此，通过壁厚来调节多个气囊的膨胀程度，能够使前端侧的气囊的外径膨胀到比相邻的基端部的外径大的状态。

另外，关于上述多个气囊，优选在上述多个气囊中使配设在前端侧的气囊与配设在比该气囊靠近基端侧的气囊相比，由伸缩率高的材质形成。

因此，通过材质来调节多个气囊的膨胀程度，能够使前端侧的气囊的外径膨胀到比相邻的基端侧的气囊的外径大的状态。

另外，优选上述管路具有：连接管路，上述连接管路与用于向上述

多个气囊内供给/排出流体的进排装置连接；以及多个气囊连通管路，上述多个气囊连通管路从上述连接管路分支，并分别与上述多个气囊连通，向各气囊内供给/排出流体，在上述气囊连通管路中，与配设在上述管体的前端侧的气囊连通的气囊连通管路，比与配设在比该气囊靠近基端侧的气囊连通的气囊连通管路，对流体的阻力小。

通过减小流体对与管体的前端侧的气囊连通的气囊连通孔的阻力，从而能够向前端侧的气囊供给最多的流体。因此，能够使前端侧的气囊膨胀得最大。此时，能够同时结束膨胀。

另外，在上述气囊连通管路中，优选与配设在上述管体的前端侧的气囊连通的气囊连通管路的截面积，比与位于比该气囊靠近基端侧的气囊连通的气囊连通管路的截面积大。

因此，由于前端侧的气囊连通管路的截面积形成得大，所以能够减小流体的阻力。

另外，为解决上述课题，本发明的内窥镜用插入辅助器具的特征在于，上述内窥镜用插入辅助器具具有：管体，上述管体中穿插有内窥镜的插入部，并引导上述插入部朝纵长方向移动；管路，上述管路设在上述管体中，与向上述管体的前端部供给流体或者将流体从上述管体的前端部排出的进排装置连通；多个气囊，上述多个气囊在上述管体的前端部沿上述管体的纵长方向配设，并且与上述管路连通，对于经由上述管路的流体的供给/排出进行膨胀/收缩；以及限制单元，上述限制单元当上述多个气囊分别膨胀时将上述多个气囊各自的膨胀量限制为，配设在上述管体的前端侧的气囊的外径比配设在比该气囊靠近基端侧的气囊的外径膨胀得大。

通过限制单元能够使前端侧的气囊的外径比相邻的基端侧的气囊的外径大，从而能够提高例如体腔内的褶等进入气囊间的可能性。于是，提供了能够在不给患者带来痛苦的范围内进一步增强气囊对体腔内壁的固定力的内窥镜用插入辅助器具。

另外，关于上述限制单元，优选形成为，使配设在上述管体的前端侧的气囊的从前端到基端的长度，比位于比该气囊靠近基端侧的气囊的

从前端到基端的长度大。

通过加大气囊的从前端到基端的长度，能够扩大空间。因此，能够使更多量的流体流入。于是，能够使前端侧的气囊的外径比基端侧的气囊的外径大。

另外，上述限制单元优选形成为，在上述多个气囊中分别使用相同材质，并且配设在上述管体的前端侧的气囊的壁厚比配设在比该气囊靠近基端侧的气囊的壁厚要薄。

因此，通过壁厚来调节多个气囊的膨胀程度，能够使前端侧的气囊的外径膨胀到比相邻的基端侧的气囊的外径大的状态。

另外，上述限制单元优选形成为，使上述多个气囊中的配设在前端侧的气囊，与配设在比该气囊靠近基端侧的气囊相比，由伸缩率高的材质形成。

因此，通过材质来调节多个气囊的膨胀程度，能够使前端侧的气囊的外径膨胀到比相邻的基端侧的气囊的外径大的状态。

另外，优选上述限制单元形成为，上述管路具有：连接管路，上述连接管路与用于向上述多个气囊内供给/排出流体的进排装置连接；以及多个气囊连通管路，上述多个气囊连通管路从上述连接管路分支，并分别与上述多个气囊连通，向各气囊内供给/排出流体，在上述气囊连通管路中，与配设在上述管体的前端侧的气囊连通的气囊连通管路，比与配设在比该气囊靠近基端侧的气囊连通的气囊连通管路，对流体的阻力小。

通过减小流体对连通管体的前端侧的气囊的气囊连通孔的阻力，从而能够向前端侧的气囊供给最多量的流体。因此，能够使前端侧的气囊膨胀得最大。此时，能够同时结束膨胀。

另外，优选在上述气囊连通管路中，与配设在上述管体的前端侧的气囊连通的气囊连通管路的截面积，比与位于比该气囊靠近基端侧的气囊连通的气囊连通管路的截面积大。

因此，由于前端侧的气囊连通管路的截面积形成得大，所以能够减小流体的阻力。

根据本发明，能够提供可在不给患者带来痛苦的范围内进一步增强

气囊对体腔内壁的固定力的内窥镜用插入辅助器具以及内窥镜系统。

附图说明

图 1 是表示本发明的第一实施方式的内窥镜系统的示意图。

图 2 是表示第一实施方式的内窥镜系统的外套管的示意的纵剖面图。

图 3 中 (A) ~ (D) 是表示使用第一实施方式的内窥镜系统将内窥镜的插入部插入大肠的次序的示意图。

图 4 中 (A) ~ (D) 是表示使用第一实施方式的内窥镜系统将内窥镜的插入部插入大肠的次序的示意图。

图 5 是表示本发明的第二实施方式的内窥镜系统的外套管的示意的纵剖面图。

图 6 是表示本发明的第三实施方式的内窥镜系统的外套管的示意的纵剖面图。

图 7 是表示本发明的第三实施方式的内窥镜系统的外套管的前端部的示意的纵剖面图。

图 8 中 (A) 是表示本发明的第四实施方式的内窥镜系统的外套管的前端部的示意的纵剖面图, (B) 是沿 (A) 中的 8B-8B 线的示意的横剖面图, (C) 是表示本发明的第四实施方式的内窥镜系统的外套管的前端部的示意的纵剖面图。

标号说明

10: 内窥镜系统; 12: 内窥镜; 14: 外套管 (over tube); 16: 光源装置; 18: 视频处理器; 20: 监视器; 20a: 电缆; 22: 气囊控制装置; 22a: 连接器; 32: 插入部; 34: 操作部; 36: 通用塞绳 (universal cord); 36a、36b: 连接器; 42: 前端硬质部; 44: 弯曲部; 46: 挠性管部; 52: 远程开关; 54: 弯曲操作旋钮; 62: 主体部; 64 把持部; 64a: 连接器; 66a: 第一气囊; 66b: 第二气囊; 66c: 第三气囊; 68 气囊连通管路; 70: 连接管路; 70a、70b: 连接器; 72: 泵; 74: 控制电路; 76: 远距离控制器; 76a: 连接电缆; 78a: 停止按钮; 78b: 加压按钮; 78c: 减压按钮。

具体实施方式

下面，一边参照附图一边对用于实施本发明的最佳方式（以下，称为“实施方式”）进行说明。

利用图 1 至图 4 对第一实施方式进行说明。

如图 1 所示，内窥镜系统 10 具有：内窥镜 12、外套管（插入辅助器具）14、光源装置 16、视频处理器 18、监控器 20 以及气囊控制装置（进排装置）22。

内窥镜 12 具有：细长的插入部 32、设在该插入部 32 的基端部的操作部 34 以及从操作部 34 延伸的通用塞绳 36。在通用塞绳 36 的端部的连接器 36a 上光学连接有光源装置 16。从该光源装置 16 射出的光经由通用塞绳 36、操作部 34、插入部 32 从插入部 32 的前端射出。在通用塞绳 36 的与上述的连接器 36a 分开延伸的端部的连接器 36b 上，还电连接有视频处理器 18。在该视频处理器 18 上经由电缆 20a 电连接有监视器 20。因此，当用后述的电荷耦合（CCD）元件等的固体摄像元件对被检部的光学像进行摄像时，用视频处理器 18 处理该信号，并由监视器 20 显示被摄像到的被检部的图像。

插入部 32 具有：硬质的前端硬质部 42、可以在上下方向及左右方向上弯曲的弯曲部 44 以及长尺寸且具有挠性的挠性管部 46。

前端硬质部 42 配设在插入部 32 的最前端的位置上。在该前端硬质部 42 上设有：照明光学系统；固体摄像元件等的观察光学系统；与处置器具穿插通道连通的钳子口；以及向体腔内供给空气和向观察透镜供给水的喷嘴（全部未图示）。处置器具穿插通道与操作部 34 的处置器具插入口（未图示）连通。

弯曲部 44 的前端部连接在前端硬质部 42 的基端部上。挠性管部 46 的前端部连接在弯曲部 44 的基端部上。操作部 34 的前端部连接在挠性管部 46 的基端部上。即，操作部 34 的前端部连接在插入部 32 的基端部上。

在该操作部 34 上设有远距离操作视频处理器 18 等的远程开关 52 和操作者进行转动操作的弯曲操作旋钮 54。当操作弯曲操作旋钮 54 时，上述的插入部 32 的弯曲部 44 从沿挠性管部 46 的纵长轴的方向朝脱离方向、

例如上下方向和左右方向弯曲。

如图 2 所示，外套管 14 具有：以包覆内窥镜 12 的插入部 32 的外周的方式配设的主体部（管体）62；设在该主体部 62 的基端部上的把持部 64；以及设在主体部 62 的前端部的外周面上的第一至第三气囊 66a、66b、66c。在主体部 62 和把持部 64 上形成有与第一至第三气囊 66a、66b、66c 连通的气囊连通管路 68。该气囊连通管路 68 的前端与第一至第三气囊 66a、66b、66c 连通。该气囊连通管路 68 的基端与设在把持部 64 上的连接器 64a 连通。

在该外套管 14 与气囊控制装置 22 之间，配设有连接管路 70。在该连接管路 70 的一端及另一端上分别设有连接器 70a、70b。连接管路 70 的一端的连接器 70a 连接在把持部 64 的连接器 64a 上。连接管路 70 的另一端的连接器 70b 连接在气囊控制装置 22 的连接器 22a 上。

气囊控制装置 22 具有：可供给/排出（抽吸）气体的泵 72；控制该泵的控制电路 74；以及经由连接电缆 76a 而电连接在控制电路 74 上的远距离控制器 76。在该远距离控制器 76 上配设有停止按钮 78a、加压按钮 78b 和减压按钮 78c。当按压停止按钮 78a 时，该信号输入控制电路 74。并且，控制电路 74 使泵 72 的动作停止。当按压加压按钮 78b 时，该信号输入控制电路 74。并且，控制电路 74 使泵 72 动作，从而将气体从连接管路 70 供给到外套管 14 的气囊连通管路 68 中。当按压减压按钮 78c 时，该信号输入控制电路 74。并且，控制电路 74 使泵 72 动作，使气体从连接管路 70 和外套管 14 的气囊连通管路 68 中排出。

如图 1 和图 2 所示，在外套管 14 的前端配设有例如第一至第三这三个气囊 66a、66b、66c。这些气囊 66a、66b、66c 由例如硅酮橡胶、胶乳橡胶、具有弹性的弹性材料等形成。并且，这些气囊 66a、66b、66c 通过设在主体部 62 上的气囊连通管路 68 相互连通。并且，最前端侧的第一气囊 66a 膨胀时的外径形成为比相邻的第二气囊 66b 膨胀时的外径大。另外，形成为在各自膨胀时，与第二气囊 66b 相邻的第三气囊 66c 的外径比第二气囊 66b 的外径小。

另外，气囊 66a、66b、66c 是例如由一个筒状部件形成的。该筒状

部件的前端及基端通过例如由线 80 (参照图 7) 卷绕捆扎来固定。并且，为了形成第一至第三气囊 66a、66b、66c，而在适当的两处用线 80 进一步进行卷绕捆扎。并且，在这些由线 80 卷绕的部分上涂敷粘接剂而被固定。这样，形成了第一至第三气囊 66a、66b、66c。

接着，利用图 3 和图 4 对该实施方式的内窥镜系统 10 的作用进行说明。

将内窥镜 12 的插入部 32 经肛门插入图 3 (A) 所示的大肠 C 中，并且将外套管 14 的主体部 62 插入。

如图 3 (B) 所示，按压远距离控制器 76 的加压按钮 78b。信号从远距离控制器 76 经由连接电缆 76a 输入控制电路 74。控制电路 74 一边控制泵 72 一边使其动作。并且，使外套管 14 的气囊 66a、66b、66c 膨胀，并用这些气囊 66a、66b、66c 将肠壁向外侧按压而使其扩张。此时，用控制电路 74 对泵 72 进行控制等，并调节流体(气体)的速度和量，使气囊 66a、66b、66c 缓慢膨胀。因此，气囊 66a、66b、66c 缓慢地将肠壁向外侧按压而使其扩张。并且，通过气囊 66a、66b、66c 与肠壁的内壁之间的摩擦力，来保持外套管 14 相对于大肠 C 的位置。

另外，对气囊 66a、66b、66c 的加压会在到达所预定的压力时自动停止。或者，如果是在到达所预定的压力之前，通过按压停止按钮 78a，将该信号输入控制电路 74。控制电路 74 使泵 72 的动作停止。

如图 3 (B) 所示，当外套管 14 的气囊 66a、66b、66c 膨胀时，肠壁被向外侧按压而使其扩张，由此第一气囊 66a 的前端侧也扩张。因此，如图 3 (C) 所示，在保持外套管 14 的位置的状态下，将内窥镜 12 的插入部 32 移动到大肠 C 的深侧。此时，使插入部 32 的弯曲部 44 比外套管 14 的主体部 62 的前端更向前侧突出。

并且，对操作部 34 的弯曲操作旋钮 54 进行操作，如图 3 (D) 所示，使插入部 32 的弯曲部 44 弯曲。因此，大肠 C 变形为 S 字状。因此，大肠 C 在由内窥镜 12 的插入部 32 的弯曲部 44 和前端硬质部 42 大致夹持的状态下被保持。

操作远距离控制器 76 的减压按钮 78c 使泵 72 动作，如图 4 (A) 所

示，使外套管 14 的气囊 66a、66b、66c 收缩。此时，用控制电路 74 控制泵 72，尽可能快地将气体从气囊 66a、66b、66c 排出。于是，可以快速地转移到下面的操作。

如图 4 (B) 所示，使外套管 14 沿内窥镜 12 的插入部 32 向深侧移动。

如图 4 (C) 所示，使外套管 14 的气囊 66a、66b、66c 膨胀，并按压大肠 C 的肠壁使其扩张。此时也使气囊 66a、66b、66c 缓慢膨胀。并且通过气囊 66a、66b、66c 对外套管 14 的位置进行固定。

如图 4 (D) 所示，操作内窥镜 12 的操作部 34 的弯曲操作按钮 54，使插入部 32 的弯曲部 44 的弯曲状态成为笔直。即，解除插入部 32 的弯曲部 44 和前端硬质部 42 对大肠 C 的夹持。并且，在防止外套管 14 与内窥镜 12 的插入部 32 的相对移动的状态下将它们一起牵引。于是，通过将前端侧为大径、基端侧为小径的气囊 66a、66b、66c，由第一气囊 66a 的基端侧的部位将大肠 C 向手边侧（肛门侧）压出。同样地由第二气囊 66b 的基端侧的部位将大肠 C 向手边侧压出。另外，由第三气囊 66c 的基端侧的部位将大肠 C 向手边侧压出。于是，大肠 C 的内壁的褶被挂在第一气囊 66a 与第二气囊 66b 之间、第二气囊 66b 与第三气囊 66c 之间，并进一步挂在第三气囊 66c 的基端侧的部位上。因此，当一起牵引外套管 14 与内窥镜 12 的插入部 32 时，大肠 C 的褶处于被气囊 66a、66b、66c 分别挂住的状态下，所以大肠 C 被向手边侧牵引并被有效地叠积(缩短)。

并且，如图 3 (C) 所示，将内窥镜 12 的插入部 32 相对于外套管 14 插入到深侧。下面，进行同样的作业的同时将插入部 32 的前端插入到大肠 C 的深侧。

如以上说明的那样，根据本实施方式，可以得到以下的效果。

在外套管 14 的前端部设置多个气囊 66a、66b、66c，而且，第一气囊 66a 比第二气囊 66b 径大，第二气囊 66b 比第三气囊 66c 径大，由此当将大肠 C 叠积于肛门侧时，能够增大利用这些气囊 66a、66b、66c 挂住大肠 C 的内壁的作用。另外，能够大大获取当叠积大肠 C 时与肠壁接触的面积。因此，能够增大气囊 66a、66b、66c 对大肠 C 的肠壁的固定力。

另外，已对在该实施方式中使用三个气囊 66a、66b、66c 的情况进

行了说明，但也可以是例如两个或四个等，只要选择适当的数目即可。

接着，参照图 5 对第二实施方式进行说明。该实施方式是第一实施方式的变形例，对于与第一实施方式中说明过的部件相同的部件标以相同的标号，并省略其详细说明。

虽然第一至第三气囊 66a、66b、66c 分别例如单独地形成，但是由相同原料形成为相同的厚度。

如图 5 所示，连通气囊 66a、66b、66c 的气囊连通管路 68 的气囊连通孔 68a、68b、68c 相互的截面积不同。连通第一气囊 66a 与气囊连通管路 68 的第一气囊连通孔 68a 的截面积 α 形成为最大。连通第二气囊 66b 与气囊连通管路 68 的第二气囊连通孔 68b 的截面积 β 形成为比第一气囊连通孔 68a 小。连通第三气囊 66c 与气囊连通管路 68 的第三气囊连通孔 68c 的截面积 γ 形成为比第二气囊连通孔 68b 小。

因此，当通过气囊连通管路 68 导入气体时，气体从第二气囊连通孔 68b 流入到第二气囊 66b 的流入量比气体从第三气囊连通孔 68c 流入到第三气囊 66c 的流入量多。另外，气体从第一气囊连通孔 68a 流入到第一气囊 66a 的流入量比气体从第二气囊连通孔 68b 流入到第二气囊 66b 的流入量多。

因此，能够使第一至第三气囊 66a、66b、66c 进行膨胀时的膨胀时间相互大致相同。于是，能够防止例如使第一至第三气囊 66a、66b、66c 中的任意一个处于过加压状态或者低加压状态。

另外，能够通过第一至第三气囊连通孔 68a、68b、68c 的截面积 α 、 β 、 γ 来限制各气囊 66a、66b、66c 的膨胀量。即，第一至第三气囊连通孔 68a、68b、68c 的截面积 α 、 β 、 γ 的关系是通过供给一次气体使第一气囊 66a 的外径膨胀得最大，接下来是第二气囊 66b 和第三气囊 66c，由此，成为限制气囊 66a、66b、66c 的膨胀量的限制单元。

接着，使用图 6 和图 7 对第三实施方式进行说明。该实施方式是第一实施方式的变形例，对于与第一实施方式中说明过的部件相同的部件标以相同的标号，并省略其详细说明。

图 7 表示将图 6 所示的外套管 14 绕主体部 62 的轴线旋转 90 度，并

扩大了第一至第三气囊 66a、66b、66c。

如图 7 所示，从第一气囊 66a 的前端到基端的长度 L_1 形成为，比从第二气囊 66b 的前端到基端的长度 L_2 长。另外，从第二气囊 66b 的前端到基端的长度 L_2 形成为，比从第三气囊 66c 的前端到基端的长度 L_3 长。

从第一气囊 66a 的前端到基端的长度 L_1 比从第二气囊 66b 的前端到基端的长度 L_2 长，由此能够扩大第一气囊 66a 内的空间。因此，与第二气囊 66b 相比，能够使更多量的流体流入第一气囊 66a。于是，能够使前端侧的第一气囊 66a 的外径比基端侧的第二气囊 66b 增大。第二气囊 66b 与第三气囊 66c 之间的关系也相同。

另外，虽然第一至第三气囊 66a、66b、66c 由相同原料形成，但是各自的壁厚不同。第一气囊 66a 的壁厚 t_1 形成为比第二气囊 66b 的壁厚 t_2 薄。第二气囊 66b 的壁厚 t_2 形成为比第三气囊 66c 的壁厚 t_3 薄。

因此，能够使第一至第三气囊 66a、66b、66c 膨胀时的膨胀时间相互大致相同。于是，能够防止例如使第一至第三气囊 66a、66b、66c 中的任意一个处于过加压状态或者低加压状态。

第一至第三气囊 66a、66b、66c 由相同材料形成，并且第一气囊 66a 的壁厚 t_1 形成为比第二气囊 66b 的壁厚 t_2 薄，第二气囊 66b 的壁厚 t_2 形成为比第三气囊 66c 的壁厚 t_3 薄。因此，由这些壁厚 t_1 、 t_2 、 t_3 之间的关系能够限制各气囊 66a、66b、66c 的膨胀量。即，第一至第三气囊 66a、66b、66c 的壁厚 t_1 、 t_2 、 t_3 之间的关系是通过供给一次气体使第一气囊 66a 的外径膨胀得最大，接下来是第二气囊 66b 和第三气囊 66c，由此成为限制气囊 66a、66b、66c 的膨胀量的限制单元。

另外，在该实施方式中，已对通过使用相同材料且壁厚变化，来使气囊 66a、66b、66c 的膨胀时间大致相同的情况进行了说明，但是如果壁厚大致一定，也优选使用伸缩率不同的材料（第一气囊 66a 最高，第三气囊 66c 最低）来使气囊 66a、66b、66c 的膨胀时间大致相同。在该情况下，图 6 所示的第一至第三气囊连通孔 68a、68b、68c 的截面积可以相同，也可以相互不同。通过与壁厚的关系和与原料的关系适当地进行设定。

另外，也优选第一至第三气囊 66a、66b、66c 由一个筒状部件形成。

该筒状部件的前端侧为薄壁，并随着向基端侧移位而呈线性地形成厚壁。并且，若将筒状部件由线 80 固定在适当的位置，则气囊 66a、66b、66c 的位置被限定。此时，还优选在使气囊 66a、66b、66c 收缩的状态下使第一至第三气囊 66a、66b、66c 的外径大致相同。在该情况下，在第一至第三气囊连通孔 68a、68b、68c 的截面积相同时，使第一至第三气囊 66a、66b、66c 膨胀。于是，由于第一气囊 66a 相对于第二气囊 66b 和第三气囊 66c 是薄壁，第二气囊 66b 相对于第三气囊 66c 形成为薄壁，因此第一气囊 66a 膨胀得最大，接下来第二气囊 66b 膨胀。由于第三气囊 66c 形成为壁最厚，因此膨胀得最小。

接着，参照图 8 对第四实施方式进行说明。该实施方式是第一实施方式的变形例，对于与第一实施方式中说明过的部件相同的部件标以相同的标号，并省略其详细说明。

如图 8 (B) 所示，第一至第三气囊 66a、66b、66c 分别具有一对袋状部 82a 和带状部 82b。

如图 8 (A) 所示，在主体部 62 的外周面上形成有第一至第四槽部 84a、84b、84c、84d。第一槽部 84a 和第二槽部 84b 之间的长度 L_1 形成为比第二槽部 84b 和第三槽部 84c 之间的长度 L_2 长。第二槽部 84b 和第三槽部 84c 之间的长度 L_2 形成为比第三槽部 84c 和第四槽部 84d 之间的长度 L_3 长。在该情况下，第一气囊 66a 形成为比第二气囊 66b 的壁薄，第二气囊 66b 形成为比第三气囊 66c 的壁薄。

因此，能够使第一至第三气囊 66a、66b、66c 膨胀时的膨胀时间相互大致相同。于是，能够防止例如使第一至第三气囊 66a、66b、66c 中的任意一个处于过加压状态或者低加压状态。

接着，参照图 8 (C) 对第四实施方式的变形例进行说明。

在图 8 (A) 所示的槽部 84a、84b、84c、84d 中，第二槽部 84b 被第一气囊 66a 的基端侧与第二气囊 66b 的前端侧共用。第三槽部 84c 被第二气囊 66b 的基端侧与第一气囊 66a 的前端侧共用。

与此相对，图 8 (C) 所示的槽部 92a、92b、94a、94b、96a、96b 分别分开设置。在该情况下，能够适当地设定气囊 66a、66b、66c 的位

置。即，能够适当地设定各气囊 66a、66b、66c 之间的距离。

到此为止，已参照附图对几个实施方式进行了具体的说明，但是本发明不限定于上述实施方式，包含在不脱离其要旨的范围内进行的所有实施。

根据上述说明能够得到下述事项的发明。另外，也可以组合各项。

【附记】

1、一种插入方法，该插入方法使用内窥镜用插入辅助器具将内窥镜的插入部插入到体腔内，该内窥镜用插入辅助器具具备：

管体，上述管体中穿插有内窥镜的插入部，并引导上述插入部朝纵长方向移动；

管路，上述管路设在上述管体中，与向上述管体的前端部供给流体或者将流体从上述管体的前端部排出的进排装置连通；以及

多个气囊，上述多个气囊在上述管体的前端部的外周沿上述管体的纵长方向配设，并且与上述管路连通，对应于经由上述管路的流体的供给/排出进行膨胀/收缩，

当上述多个气囊分别膨胀时，配设在上述管体的前端侧的气囊的外径比配设在比该气囊靠近基端侧的气囊的外径膨胀得大，

上述插入方法的特征在于，

与上述管体一起插入上述插入部；

使上述气囊膨胀，并与体腔内紧密接触；

在上述气囊与体腔内紧密接触的状态下，将上述管体和上述内窥镜的插入部拉到手边侧；以及

使上述插入部相对于上述管体前进；

2、根据附记项 1 所述的插入方法，其特征在于，该插入方法还包含：

在使上述插入部相对于上述管体前进之后，使上述插入部弯曲，并使上述管体沿上述插入部前进。

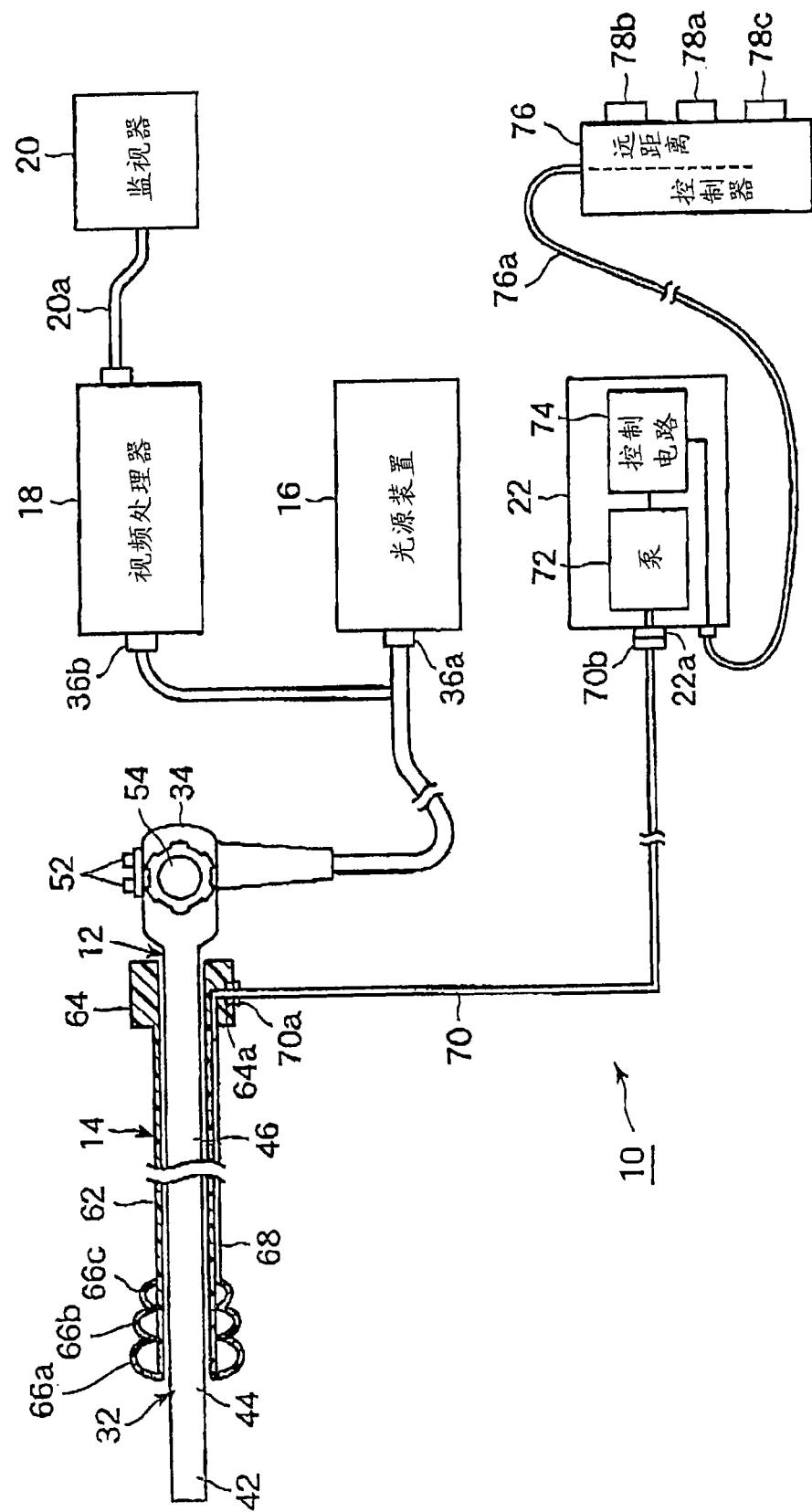


图 1

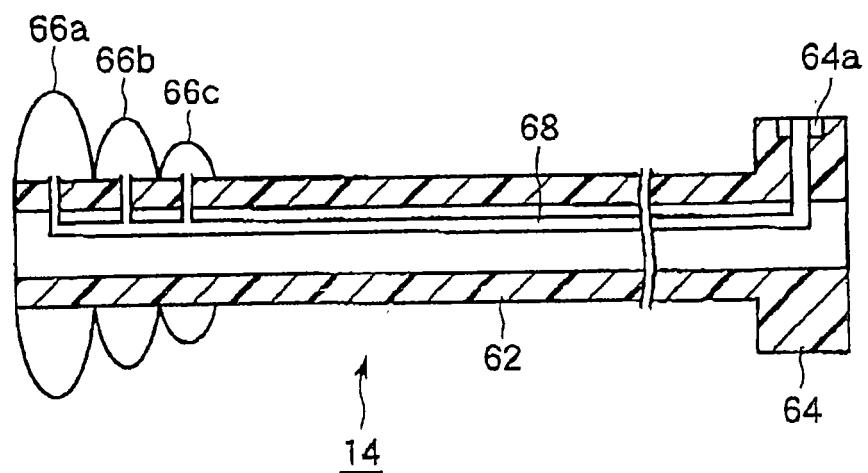


图 2

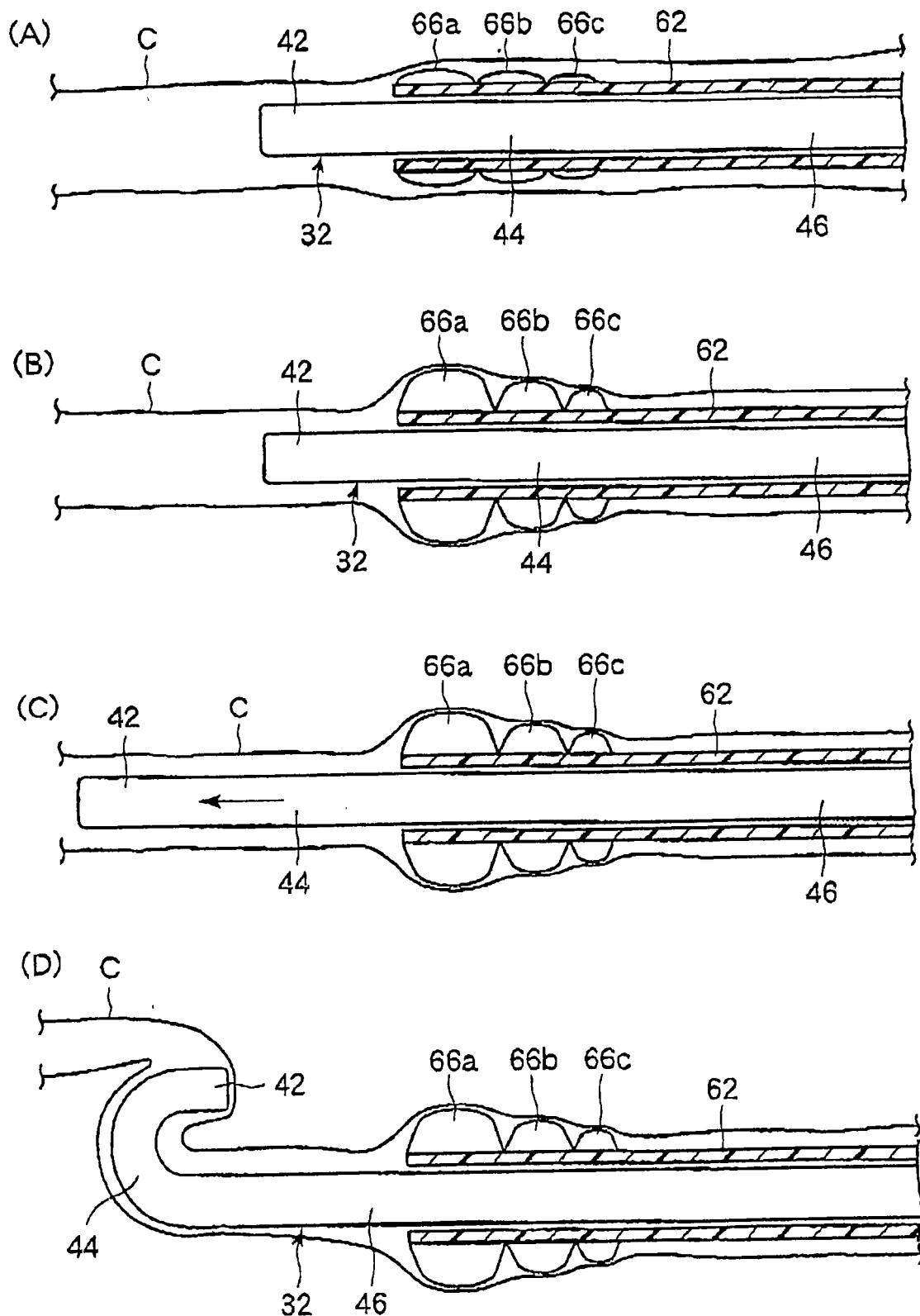


图 3

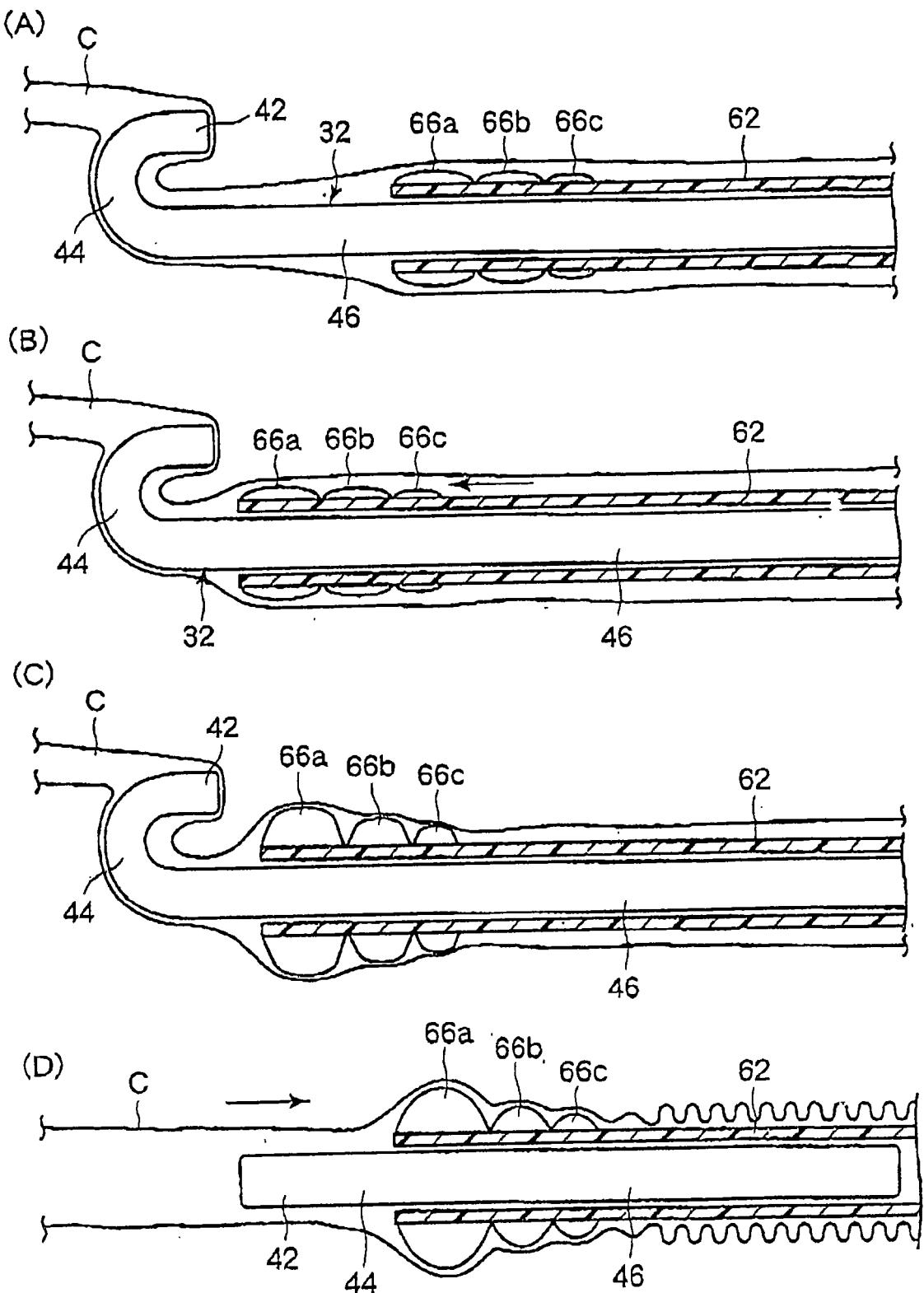


图 4

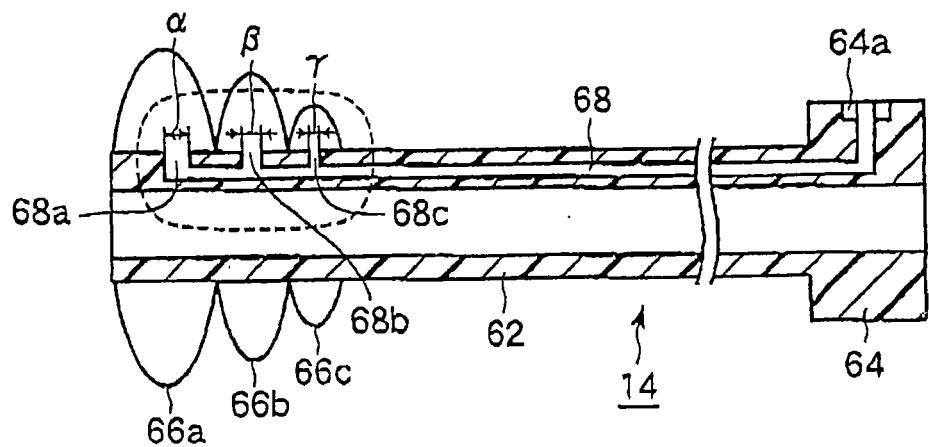


图 5

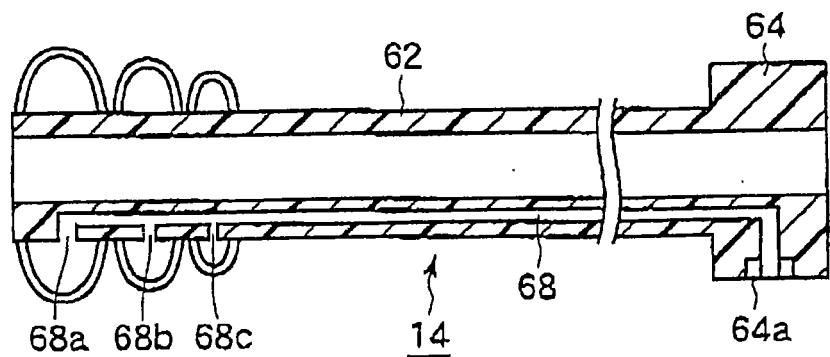


图 6

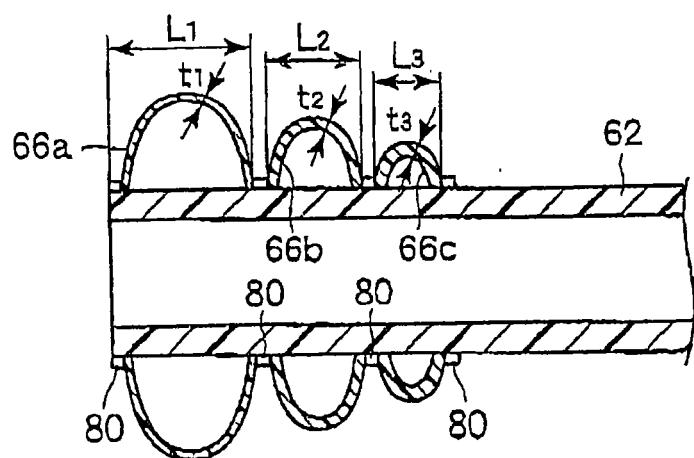


图 7

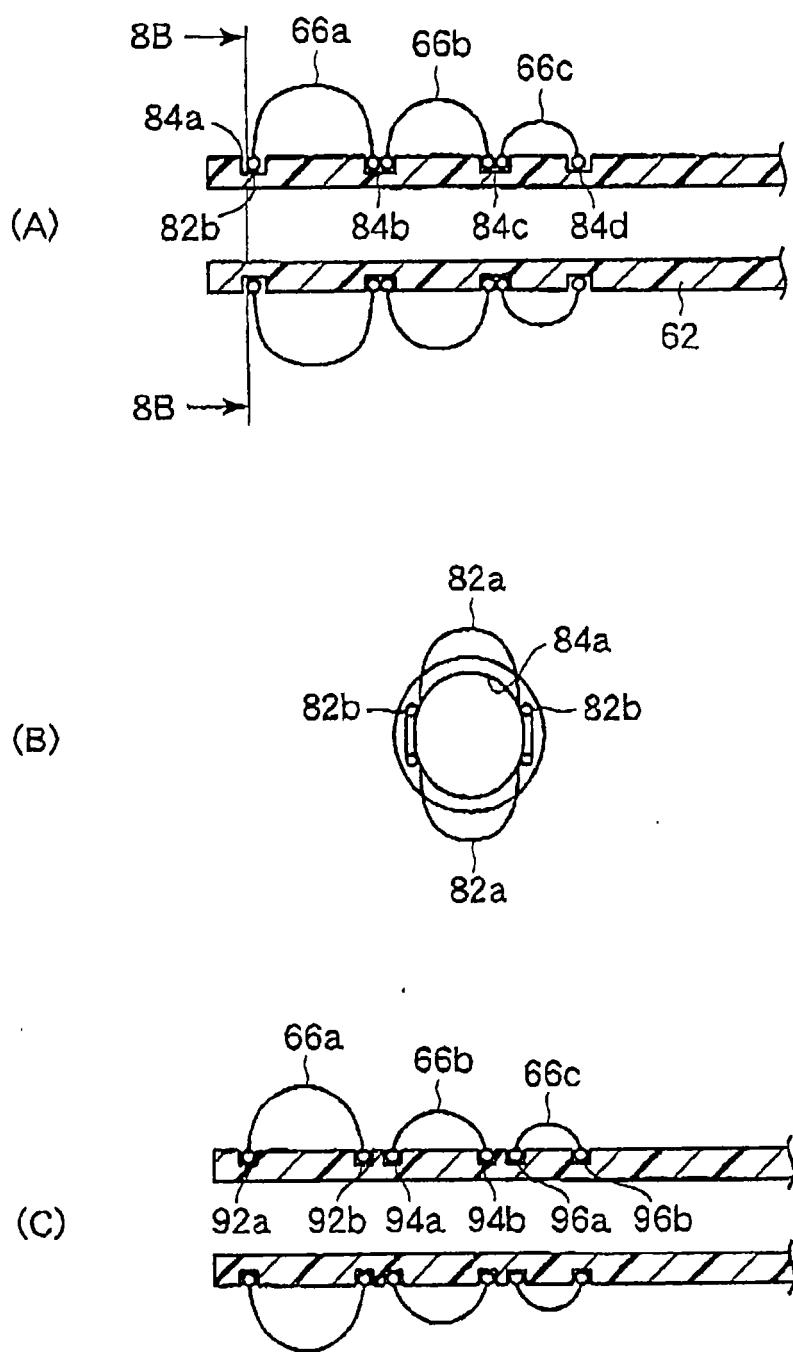


图 8

专利名称(译)	内窥镜用插入辅助器具以及内窥镜系统		
公开(公告)号	CN101116607A	公开(公告)日	2008-02-06
申请号	CN200710136135.0	申请日	2007-07-18
[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	松浦伸之 高瀬精介 木村英伸 吉田尊俊 松井頼夫		
发明人	松浦伸之 高瀬精介 木村英伸 吉田尊俊 松井頼夫		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00082 A61B1/04 A61B2017/22055 A61B1/00154 A61B2017/22069		
优先权	2006210066 2006-08-01 JP		
其他公开文献	CN101116607B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供内窥镜用插入辅助器具，其能够在不给患者带来痛苦的范围内进一步增强气囊对体腔内壁的固定力。外套管(14)具有：主体部(62)、管路(68)以及多个气囊(66a、66b、66c)。主体部中穿插有内窥镜(12)的插入部(32)，并引导上述插入部向纵长方向移动。管路设在上述主体部中，并与向上述主体部的前端部供给流体或者将流体从上述主体部的前端部排出的气囊控制装置(22)连通。多个气囊在上述主体部的前端部的外周沿上述主体部的纵长方向配设，并且与上述管路连通，对于经由上述管路的流体的供给/排出进行膨胀/收缩。当上述多个气囊分别膨胀时，配设在上述主体部的前端侧的气囊的外径比配设在比该气囊靠近基端侧的气囊的外径膨胀得大。

