

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580029623.0

[43] 公开日 2007 年 8 月 1 日

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

G02B 23/24 (2006.01)

[22] 申请日 2005.9.2

[21] 申请号 200580029623.0

[30] 优先权

[32] 2004.9.7 [33] JP [31] 260131/2004

[32] 2004.9.7 [33] JP [31] 260133/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/016127 2005.9.2

[87] 国际公布 WO2006/028019 日 2006.3.16

[85] 进入国家阶段日期 2007.3.2

[71] 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 野口利昭 内村澄洋 吉川达也
河内昌宏 小野田文幸 森山宏树
外山隆一 丹羽宽 黑岛尚士
长谷川准 铃木英理 小川章生
后町昌纪 伊藤宣昭 糸谷聰

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 黄纶伟

权利要求书 3 页 说明书 26 页 附图 18 页

[54] 发明名称

内窥镜

[57] 摘要

本发明提供一种能够简单地改变插入部的硬度等、操作性良好，同时可以减轻用于改变弯曲部的形状的弯曲机构的重量的内窥镜。本发明的内窥镜包括：插入部，其被插入被检体内部；导电性伸缩部件，其使所述插入部可在长度方向上伸缩，并根据电压的施加状态来伸缩；以及电极，其用于对所述导电性伸缩部件施加从电源供给的电压。

1.一种内窥镜，其特征在于，该内窥镜包括：

插入部，其被插入到被检体内部；

导电性伸缩部件，其使所述插入部可在长度方向上伸缩，并根据电压的施加状态来伸缩；以及

电极，其用于对所述导电性伸缩部件施加从电源供给的电压。

2.一种内窥镜，该内窥镜具有改变插入部的硬度的硬度改变装置，该内窥镜的特征在于，该内窥镜具有硬度改变装置，所述硬度改变装置包括：

硬度改变部件，其沿着所述插入部的长度方向配置，通过被压缩而改变硬度；

压缩力施加单元，其根据施加的电信号，对所述硬度改变部件施加压缩力；以及

指示操作单元，其进行对于所述压缩力施加单元的指示操作。

3.如权利要求 2 所述的内窥镜，其特征在于，所述硬度改变部件沿着所述插入部的长度方向配置了多个。

4.如权利要求 3 所述的内窥镜，其特征在于，所述指示操作单元产生改变沿着所述插入部的长度方向配置了多个的所述硬度改变部件中的任意位置的硬度改变部件的硬度的指示信号。

5.如权利要求 2 所述的内窥镜，其特征在于，所述压缩力施加单元使用可根据施加的电信号的值来调整对所述硬度改变部件施加的压缩力的人工肌肉构成。

6.如权利要求 2 所述的内窥镜，其特征在于，所述指示操作单元被设置在操作部或所述插入部的后端的把持部的周边部。

7.如权利要求 2 所述的内窥镜，其特征在于，所述压缩力施加单元具有所述硬度改变部件的功能。

8.如权利要求 3 所述的内窥镜，其特征在于，所述压缩力施加单元与各硬度改变部件邻接地分别分割而形成，以便能够对沿着所述插入部

的长度方向配置了多个的各硬度改变部件分别作用压缩力。

9.如权利要求 8 所述的内窥镜，其特征在于，所述压缩力施加单元在各硬度改变部件的长度方向上邻接地分别分割而形成。

10.如权利要求 8 所述的内窥镜，其特征在于，所述压缩力施加单元在插入部的外皮管的内周方向上分割成多个来形成，所分割的各压缩力施加单元兼有各硬度改变部件的功能。

11.如权利要求 2 所述的内窥镜，其特征在于，所述压缩力施加单元与产生所述电信号的电信号发生单元连接。

12.如权利要求 2 所述的内窥镜，其特征在于，所述指示操作单元与控制单元进行连接，所述控制单元通过该指示操作单元的指示信号进行对所述压缩力施加单元的电信号的施加控制。

13.如权利要求 12 所述的内窥镜，其特征在于，所述控制单元进行以下处理，即产生表示由所述指示操作单元的指示信号设定的硬度的信息。

14.如权利要求 2 所述的内窥镜，其特征在于，该内窥镜还具有在插入部的外周面上的至少一处的位置上、使突起部自由伸缩的突出机构。

15.一种内窥镜，该内窥镜具有细长的插入部，该内窥镜的特征在于，该内窥镜包括：

突出机构，其在所述插入部的外周面上的至少一处的位置上，通过电信号而使突起部自由伸缩；以及

指示操作单元，其进行所述突起部的伸缩的指示操作。

16.如权利要求 15 所述的内窥镜，其特征在于，所述突出机构在所述插入部的长度方向的多处具有自由伸缩的突起部。

17.如权利要求 15 所述的内窥镜，其特征在于，所述突起部由人工肌肉构成。

18.一种内窥镜，该内窥镜具有细长的插入部，该内窥镜的特征在于，该内窥镜包括：

成对的人工肌肉，其通过电信号的施加而产生扭转所述插入部的扭转力；以及

选择单元，其对所述成对的人工肌肉中的各个人工肌肉选择性地进行电信号的施加操作。

19.如权利要求 18 所述的内窥镜，其特征在于，所述成对的人工肌肉由以右缠绕或左缠绕而螺旋状地缠绕在所述插入部的外皮的内周面上的带状的人工肌肉形成。

20.如权利要求 18 所述的内窥镜，其特征在于，所述成对的人工肌肉被配置形成在所述插入部的后端的接口的周向上。

21.一种内窥镜，该内窥镜包括具有弯曲部的插入部，该内窥镜的特征在于，

所述内窥镜具有：

导电性伸缩部件，其沿着所述内窥镜的插入轴方向具有规定长度，并根据电压的施加状态而在所述内窥镜的插入轴方向上伸缩来改变所述弯曲部的形状；以及

至少一对电极，其被设置在隔着所述导电性伸缩部件而相对的位置上，用于对所述导电性伸缩部件施加电压。

22.如权利要求 21 所述的内窥镜，其特征在于，所述导电性伸缩部件由导电性高分子部件构成。

23.一种内窥镜，该内窥镜包括具有弯曲部的插入部和操作部，该内窥镜的特征在于，

所述内窥镜包括：

一个或多个弯曲片，其设置在所述弯曲部上；

弯曲用金属线，其被插入设置在所述插入部以及所述操作部中，与所述一个或多个弯曲片的至少一端连接，以使设置在所述弯曲部的所述一个或多个弯曲片转动；

导电性伸缩部件，其被设置为与所述弯曲用金属线的一端连接，根据电压的施加状态而伸缩，使所述弯曲用金属线拉伸或松弛；以及

电极，其被设置在所述导电性伸缩部件上，以对所述导电性伸缩部件施加所述电压。

内窥镜

技术领域

本发明涉及将插入部插入体腔内等来进行内窥镜检查等的内窥镜。

背景技术

近年来，可以检查体腔内等被检体内部的内窥镜通过将插入部插入而在医疗领域等中被广泛使用。

例如在日本特开平 10-10228 号公报和日本特开平 10-276965 号公报中公开了为了能够容易地将插入部插入体腔内等而能够改变插入部中的硬度的内窥镜。

在这些公报中，公开了如下技术：为了改变硬度，线圈，以及在该线圈内插入金属丝，在手边通过牵引金属丝而将线圈压缩使其变硬。在该情况下，在日本特开平 10-192223 号公报中的结构为设有牵引金属丝的操作柄，而在日本特开平 10-276965 号公报中的结构为能够通过转动操作柄来牵引金属丝。

这样，在以往例子的内窥镜中，用手把持操作柄，通过牵引或旋转来改变插入部的硬度。

此外，在内窥镜的弯曲部设有通过使弯曲部进行弯曲动作而能够使弯曲部的前端部朝向希望的部位的机构。作为具有所述机构的内窥镜，例如，有日本特开 2003-38418 号公报中提出的内窥镜。

本发明鉴于所述方面而完成，其目的在于提供一种能够简单地改变插入部的硬度等、操作性良好，同时可以使用于改变弯曲部的形状的弯曲机构轻便化的内窥镜。

发明内容

本发明的内窥镜包括：插入部，其被插入被检体内部；导电性伸缩

部件，其使所述插入部可在长度方向上伸缩，并根据电压的施加状态来伸缩；以及电极，其用于对所述导电性伸缩部件施加从电源供给的电压。

附图说明

图 1 是具有本发明的第一实施方式的内窥镜的整体结构图。

图 2A 是在第一实施方式的内窥镜中，以不施加驱动电压的状态表示硬度改变机构的结构的纵向剖面图。

图 2B 是图 2A 的 2B—2B 线剖面图。

图 3A 是在第一实施方式的内窥镜中，以施加了驱动电压的状态表示硬度改变机构的结构的纵向剖面图。

图 3B 是图 3A 的 3B—3B 线剖面图。

图 4A 是以施加了驱动电压的状态表示第一实施方式的内窥镜中的作为第一变形例的硬度改变机构的结构的纵向剖面图。

图 4B 是图 4A 的 4B—4B 线剖面图。

图 5A 是以不施加驱动电压的状态表示第一实施方式的内窥镜中的作为第一变形例的硬度改变机构的结构的纵向剖面图。

图 5B 是图 5A 的 5B—5B 线剖面图。

图 6A 是表示第一实施方式的内窥镜中的作为第二变形例的插入部的一部分的结构的剖面图。

图 6B 是图 6A 的 6B—6B 线剖面图。

图 7 是在本发明的第二实施方式的内窥镜中，表示软性部中设置的硬度改变机构的结构的图。

图 8A 是表示设置了未施加驱动电压的状态下的硬度改变机构的插入部以及控制装置的结构的图。

图 8B 是表示对最前端的 EPAM 单元施加了驱动电压的状态下的插入部以及控制装置的一部分的结构的图。

图 9 是表示在第二实施方式的内窥镜中除了硬度改变机构之外还设置了突出变形机构的作为第二变形例的结构的图。

图 10A 是表示本发明的第三实施方式的内窥镜中的插入部的概略结构的图。

图 10B 是表示在图 10A 所示的软性部中使多个 EPAM 单元突出的状态的图。

图 11A 是表示图 10 中的设置了 EPAM 单元的部分的结构的图。

图 11B 是表示在图 11A 中在盘 (plate) 上设置的开口以及被安装为从内侧覆盖该开口的 EPAM 的结构的图。

图 12 是表示第三实施方式的内窥镜中的作为变形例的滑管 (sliding tube) 的概略结构的图。

图 13 是表示通过手边的操作来扭转插入部的扭转机构的结构的图。

图 14 是表示图 13 中的软性部的结构的剖面图。

图 15A 是表示图 13 的变形例的结构的立体图。

图 15B 是表示图 13 的变形例的结构的侧视图。

图 16 是表示接头的结构的横向剖面图。

图 17 是本发明的第四实施方式的内窥镜的整体结构图。

图 18 是第四实施方式的内窥镜具有的弯曲部的、内窥镜的插入轴方向上的剖面图。

图 19 是沿着图 18 的 19-19 线的剖面图。

图 20 是将图 18 的外管部分剖开的情况下的内窥镜的插入轴方向的剖面图。

图 21 是表示将第四实施方式的内窥镜插入体腔内时的状态的图。

图 22 是表示在第四实施方式的内窥镜的弯曲部中设置的、全部电极上施加了大致相同的电压时的、弯曲部的形状的变化的图。

图 23 是在第四实施方式的内窥镜的弯曲部中在两处设置了向四个方向弯曲的部分的情况下、内窥镜的插入轴方向上的剖面图。

图 24 是将图 23 的外管部分剖开的情况下、内窥镜的插入轴方向上的剖面图。

图 25 是在第四实施方式的内窥镜的弯曲部中在内管的内部的大致中心部设有芯线的情况下、内窥镜的插入轴方向上的剖面图。

图 26 是在第四实施方式的内窥镜的弯曲部中在内管的内部的大致中心部设有芯线的情况下、沿着图 25 的 26-26 线的剖面图。

图 27 是在第四实施方式的内窥镜的弯曲部中在内管的内部的大致中心部设有导管的情况下、内窥镜的插入轴方向上的剖面图。

图 28 是表示将第四实施方式的内窥镜具有的弯曲部中设置的弯曲机构用于滑管的情况下结构的图。

图 29 是表示第四实施方式的内窥镜中的作为变形例的内窥镜主体的结构的概略的图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的实施方式。

(第一实施方式)

图 1 至图 6B 有关本发明的第一实施方式，图 1 表示具有本发明的第一实施方式的内窥镜装置的整体结构，图 2A、图 2B、图 3A 以及图 3B 分别以不施加和施加了驱动电压的状态表示硬度改变机构的结构，图 4A、图 4B、图 5A 以及图 5B 分别以施加了以及不施加驱动电压的状态表示第一变形例的硬度改变机构的结构，图 6A 以及图 6B 表示第二变形例中的插入部的一部分的结构。

另外，图 2B 是图 2A 的 2B-2B 线剖面图，图 3B 是图 3A 的 3B-3B 线剖面图，图 4B 是图 4A 的 4B-4B 线剖面图，图 5B 是图 5A 的 5B-5B 线剖面图，图 6B 是图 6A 的 6B-6B 线剖面图。

如图 1 所示，内窥镜装置 1 由内置了摄像单元的第一实施方式的电子内窥镜（仅略记作内窥镜）2、对该内窥镜 2 供给照明光的光源装置 3、对从内窥镜 2 输出的摄像信号进行信号处理的信号处理装置 4、在画面上显示从该信号处理装置 4 输出的图像信号的彩色监视器 5 构成。

内窥镜 2 包括被插入被检体内部的细长的插入部 6、连接设置在该插入部 6 的后端侧的宽的操作部 7、从该操作部 7 的侧部延伸设置的通用电缆 8，在通用电缆 8 的端部设有连接器 9，该连接器 9 可自由装卸地与光源装置 3 连接。

插入部 6 从前端侧起由硬性的前端部 11、形成在该前端部 11 的后端的自由弯曲的弯曲部 12、形成在该弯曲部 12 的后端的长且具有可挠性的软性部（可挠部）13 构成，该软性部 13 的后端与操作部 7 的前端连接。在该软性部 13 的后端外周设有锥形形状且具有防弯功能的防弯部件 10。

插入部 6、操作部 7、通用电缆 8 内插入具有可挠性、由具有传输照明光的功能的光纤束构成的光导路 14，通过将从连接器 9 突出地固定的光导路连接部 15 连接到光源装置 3，光源装置 3 内的灯 16 的照明光由透镜 17 会聚后提供给光导路连接部 15 的端面。

通过该光导路 14 传输的照明光从固定在前端部 11 的照明窗上的前端面向前方射出，对患处等被摄体进行照明。被照明的被摄体通过在与照明窗邻接而设置在前端部 11 的观察窗上所安装的物镜 18 而在其成像位置形成光学像。在该成像位置，作为具有光电转换功能的摄像元件，例如配置有电荷耦合元件（略记作 CCD）19，将成像的光学像转换为电信号。

该 CCD19 与信号电缆 21 的一端连接，该信号电缆 21 插入插入部 6 内等，其后端连接到连接器 9 的电连接器 22，并通过连接在该电连接器 22 上的外部电缆 23 连接到信号处理装置 4。

由该信号处理装置 4 内的驱动电路 24 发生的 CCD 驱动信号被施加到 CCD19 上，从而由 CCD19 进行了光电转换的摄像信号被读出，并被输入信号处理装置 4 内的信号处理电路 25，由信号处理电路 25 转换为标准的图像信号。该标准的图像信号被输入彩色监视器 5，由 CCD19 摄像的内窥镜图像被彩色显示在内窥镜图像显示区域 5a 中。

与前端部 11 邻接设置的弯曲部 12 通过将环形状的多个弯曲片 26 在与邻接的弯曲片 26 上下、左右对应的位置通过铆钉互相自由旋转地连接而构成。

此外，最前端的弯曲片 26 或者前端部 11 所固定的弯曲金属线 27 的后端连接到操作部 7 内的链轮 28，该链轮 28 的轴上安装有进行弯曲操作的弯曲操作柄 29（图 1 中，为了简化而仅示出上下或左右方向的一对弯曲机构的概略）。

而且，用户可以通过进行将该弯曲操作柄 29 转动的操作，来牵引沿上下方向或左右方向配置的一对弯曲金属线 27 中的一个，将另一个松弛而将弯曲部 12 向牵引的弯曲金属线 27 侧弯曲。

操作部 7 上，在比设置了弯曲操作柄 29 的位置靠前的前方侧设有把持部 31，手术人员可以用把持了把持部 31 的一只手（的把持所不使用的拇指等手指）进行弯曲操作柄 29 的操作。

此外，在比该把持部 31 靠前的前端侧设有处置器具插入口 32，通过从该处置器具插入口 32 将处置器具插入而经由内部的处置器具通道将处置器具的前端侧从前端部 11 的通道出口中突出，从而能够进行息肉的切除等处置。

此外，在本实施方式中，插入部 6 内插有例如可改变软性部 13 的硬度的硬度改变机构 33。该硬度改变机构 33 被容纳在软性的管 34 内，在该软性的管 34 的前端被固定在插入部 6 内的例如将弯曲部 12 和软性部 13 连接的硬性且环状的连接管 35 上，后端被固定在把持部 31 内部的框等上。

另外，也可以将软性的管 34 的前端固定在兼有连接管 35 的功能的最后端的弯曲片 27 上。包含该连接管 35 的弯曲片 26 由橡胶管等具有弹性的外皮覆盖。

图 2A、图 2B、图 3A 以及图 3B 分别以不施加和施加了驱动电压的状态表示硬度改变机构 33 的结构。另外，图 2A 表示不施加驱动电压的状态下的硬度改变机构 33 的纵向剖面图，图 2B 表示图 2A 中的 2B-2B 线剖面。此外，图 3A 表示不施加驱动电压的状态下的硬度改变机构 33 的纵向剖面图，图 3B 表示图 3A 中的 3B-3B 线剖面。

软性的管 34 内在长度方向上以规定间隔配置位置固定的位置固定部件 36，在邻接的位置固定部件 36 之间，配置有：盘簧（簧圈）37，其作为硬度改变部件，通过压缩，弯曲的硬度根据该压缩状态而变大地发生变化；以及圆环状的导电性高分子人工肌肉（略记为 EPAM）38，其配置在该盘簧 37 中的长度方向的两侧，用于从两侧对盘簧 37 作用（施加）压缩力。

作为导电性伸缩部件的各 EPAM38 在圆环的内周面以及外周面上安装有电极 39，两电极 39 在位置固定部件 36 的外周位置与管 34 的内周面上形成的印刷图形电连接。

而且，该印刷图形在管 34 的后端与电缆 41 的前端连接，该电缆 41 的后端经由与连接器 9 的电连接器 22 连接的外部电缆 23 内的电缆而连接到信号处理装置 4 内的控制电路 42。

此外，在操作部 7 中的例如接近把持部 31 的位置，设有作为进行变更硬度的指示操作的指示操作单元的硬度变更用杆 43，连接在该硬度变更用杆 43 上的电缆 44 也连接到控制电路 42。

另外，在硬度变更用杆 43 的基端例如设有电位计，电位计的电阻值对应于硬度变更用杆 43 的倾斜操作而变化。而且，与倾斜角对应的（与电阻值的变化对应的）信号被输入控制电路 42。

而且，手术人员等用户通过把持了把持部 31 的一个手中的食指等可以使硬度变更用杆 43 倾斜，与该倾斜角对应的信号被输入控制电路 42，控制电路 42 内的未图示的 CPU 发生与倾斜角对应的驱动电压。

具体来说，倾斜角越大则发生越大的驱动电压。该驱动电压经由电缆 41 被施加到构成硬度改变机构 33 的 EPAM38 的电极 39。

如图 2A 所示，在未施加驱动电压的状态下，是盘簧 37 上未作用压缩力的柔软状态，并且是对于弯曲的外力的硬度低的状态。而在施加了驱动电压的图 3A 所示的状态下，通过 EPAM38 在长度方向上伸展，在其间配置的盘簧 37 从两侧被按压而被压缩，从而盘簧 37 成为接近于紧密缠绕状态的状态。

这样，在从两侧按压的被压缩的状态下，成为难以变形的状态，该硬度改变机构 33 的对于弯曲的外力的硬度提高（增大）。因此，能够提高插入该硬度改变机构 33 的软性部 13 的对于弯曲的外力的硬度。

另外，控制电路 42 内的 CPU 借助驱动电压对信号处理电路 25 发送与硬度改变机构 33 设定的硬度对应的信息。信号处理电路 25 在由 CCD19 摄像的图像所对应的图像信号上叠加与硬度对应的信息后输出。

然后，在彩色监视器 5 中的内窥镜图像显示区域 5a 的附近的硬度信

息显示部 5b 中显示与硬度对应的信息。通过该显示，用户能够在观察内窥镜图像的状态下容易地掌握当前设定的硬度状态。

另外，图 1 中，在硬度信息显示部 5b 中，示出当前设定的硬度值为 h。

这样，根据本实施方式，用户可以通过把持了把持部 31 的手中的食指等使硬度变更用杆 43 倾斜而进行硬度改变的指示操作，并能够通过该指示操作而简单地变更软性部 13 的硬度。

从而，例如将内窥镜 2 的插入部 6 从肛门插入大肠的深侧的情况下，可以改变硬度，所以能够顺利地进行插入作业。在该情况下，在以往例子中，在要变更硬度的情况下，把持的手不能进行该操作，需要由另一只手来进行，操作性低。

此外，在以往例子中，在要提高硬度的情况下，需要用于牵引硬度变更用金属线的力量，因此存在需要大的操作力量的缺点。

而在本实施方式中，由于通过把持的手中的食指等能够进行操作，因此能够提高操作性。

在本实施方式中，由于具有对 EPAM38 施加电信号，使 EPAM38 伸展，通过该伸展对作为硬度改变部件的盘簧 37 作用压缩力而能够提高其硬度的电压缩驱动单元（压缩施加单元），所以改变硬度的作业仅通过进行使作为指示操作单元的硬度变更用杆 43 倾斜的操作就可以得以实现，不需要大的操作力量而能够简单地进行。

这样，根据本实施方式，可以大幅地提高插入作业等中的操作性。

另外，在本实施方式中，采用了在各盘簧 37 的两侧配置有 EPAM38 的结构，但也可以采用不使用一个 EPAM38 而将盘簧 37 的一端邻接到位置固定部件 36 的结构。此外，采用省去了位置固定部件 36 的结构而能够成为更简单的结构。

此外，采用盘簧 37 作为其弯曲硬度由于被施加压缩力而变化的硬度改变部件，但不限定于此，例如也可以采用管状的弹性部件。

图 4A、图 4B、图 5A 以及图 5B 表示作为本实施方式的第一变形例的硬度改变机构 33B。

在该硬度改变机构 33B 中，配置为在难以伸缩且具有可挠性的圆管形状的套（管）46 的内侧镶嵌了圆管形状的 EPAM 管 47，进而在 EPAM 管 47 的内侧安装有大致圆管形状的按压部件 48。

在该按压部件 48 的内侧，在最内周的导管 49 的外侧配置有滑动片 50 和盘簧（簧圈）51。

大致圆环形状的滑动片 50 中的一个端部外周形成有切割为圆锥状或具有圆角的圆锥形状的切口部。而且，使形成了切口部的一个端面彼此互相相对地配置滑动片 50，此时，结构配置为在通过邻接的滑动片 50 中的两个切口部形成的空间（空隙部）插入按压部件 48 的楔形的突起部 48a。

此外，在未设有切口部的另一个端面彼此相对的滑动片 50 之间配置有盘簧 51。

上述按压部件 48 为在半径方向自由变形的大致圆管形状，在规定间隔的内周面位置上设有向半径内侧突出的突起部 48a，各突起部 48a 被配置为与滑动片 50 中的切口部接近或轻微接触。

此外，在未设置切口部的一侧邻接的滑动片 50 之间，配置硬度通过设为压缩状态而变高的盘簧 51，盘簧 51 两端以微弱的力量按压滑动片 50。在该状态下，盘簧 51 容易弯曲，处于硬度低的状态。

此外，在 EPAM 管 47 的内周面以及外周面上分别设有电极 52，两电极 52 从 EPAM 管 47 的后端经由图 1 所示的电缆 41 连接到控制电路 42。

图 4A 以及图 4B 表示从控制电路 42 对 EPAM 管 47 的电极 52 施加了驱动电压的状态下的剖面结构，将驱动电压关断或将驱动电压的值减小的状态下的剖面结构如图 4A 以及图 4B 至图 5A 以及图 5B 这样变化。

换言之，通常对圆筒状的 EPAM 管 47 的外周面和内周面的电极 52 施加驱动电压，EPAM 管 47 扩张，使其壁厚变薄。

驱动电压从该状态起降低时，EPAM 管 47 返回原来的厚度。此时，由于外周面侧的膨胀被套 46 限制，因此 EPAM 管 47 内周面侧厚度增大，按压部件 48 变形而直径缩小，此时，在突起部 48a 的位置，滑动片 50

向将盘簧 51 紧缩的方向压迫（压缩）。

盘簧 51 部分通过缩短而提高硬度，同时邻接的滑动片 50 通过按压部件 48 的压迫而难以弯曲，硬度提高。

在上述第一实施方式或第一变形例中，在插入部 6 内设有横截面尺寸小的硬度改变机构 33 或 33B，但如以下说明的第二变形例这样，也可以在插入部 6 的外皮部分形成硬度改变机构 33C。

图 6A 以及图 6B 表示将第一实施方式的硬度改变机构 33 的横截面的尺寸增大而应用在软性部 13 的外皮部分所形成的硬度改变机构 33C。

如图 6A 所示，容纳了硬度改变机构 33C 的管 34' 的前端固定在例如连接管 35 的后端。该管 34' 形成软性部 13 的外皮。

在该管 34' 的内侧，在其长度方向上以规定间隔配置位置固定部件 36'，在邻接的位置固定部件 36' 之间配置有圆环形状的 EPAM38'，以从两侧夹住盘簧 37'。

各 EPAM38' 在圆环的内周面以及外周面上设有电极 39'，两电极 39' 在位置固定部件 36' 的外周位置与形成于管 34' 的内周面上的印刷图形电连接。

而且，该印刷图形在管 34' 的后端与图 1 所示的电缆 41 的前端连接，该电缆 41 的后端与信号处理装置 4 内的控制电路 42 电连接。

如图 6A 的 6B-6B 线剖面图的图 6B 所示，在该硬度改变机构 33C 内侧的例如上下、左右方向插入将弯曲部 12 弯曲的弯曲金属丝 27。此外，在该硬度改变机构 33C 的内侧插入光导路 14、信号电缆 21、通道管 56 等插入部内置物。

在这样的结构中，用户也可以通过把持了把持部 31 的手中的食指等使硬度变更用杆 43 倾斜而进行硬度改变的指示操作，并能够通过该指示操作而简单地变更软性部 13 的硬度。

另外，图 6A 以及图 6B 以对图 2A 以及图 2B 的硬度改变机构 33 应用的例子进行了表示，但很明显对于图 4A 以及图 4B 的硬度改变机构 33B 也可以通过增大导管的内径而同样地应用。

另外，在上述实施方式以及变形例中，在软性部 13 内的硬度改变机

构 33～33C 中对其长度方向的硬度相同地进行变更，但如后述的实施方式（具体来说，例如图 8A 或图 8B 所示的硬度改变机构 64B 及其控制装置 76）这样，也可以变更长度方向的任意位置附近的硬度。

例如，在图 2A 以及图 2B 的结构的情况下，将配置在各盘簧 37 的两侧的 EPAM37 的内周面的电极 39 分别通过各个电缆连接到控制电路 42，并且作为指示操作单元还设置选择要施加驱动电压的位置的 EPAM37 的选择单元，将该选择单元的选择信号输入控制电路 42 即可。

（第二实施方式）

接着，参照图 7 说明本发明的第二实施方式。图 7 表示本发明的第二实施方式的内窥镜中的插入部的结构。

在本实施方式中，插入部 6 的软性部 13 由外皮管 61 覆盖，在该外皮管 61 的内侧形成有由作为导电性伸缩部件的 EPAM62 和插入部件 63 形成的圆管形状的硬度改变机构 64。

该硬度改变机构 64 将带形状的多个 EPAM62 和在邻接的 EPAM62 之间的小的空隙部分配置的自由伸缩的插入部件 63 在周向上连接成为圆管形状，从而形成硬度改变机构 64。另外，插入部件 63 可以通过具有弹性的粘结剂等形成。

在为带形状且与长度方向平行配置的各 EPAM62 的内周面以及外周面上设有电极 65，各电极 65 例如在各 EPAM62 的后端，内周面侧和外周面侧分别被连通，如第一实施方式这样，经由电缆 41 连接到控制电路 42。

此外，控制电路 42 与操作部中设置的硬度变更用杆 43 连接，用户通过进行将该硬度变更用杆 43 倾斜的操作，控制电路 42 相应于倾斜角而将改变硬度用的驱动电压经由电缆 41 施加到 EPAM62 上。

EPAM62 通过被施加驱动电压而在周向上伸展（厚度方向上变薄），按压插入部件 63 而压迫邻接的 EPAM62，其硬度变高。

在第一实施方式中，使用通过施加电信号而伸展并发生压缩力的作用为压缩力施加单元的 EPAM38 和其硬度通过施加该压缩力而变化的作用为硬度改变部件的盘簧 37 等形成硬度改变机构 33，但在本实施方式中，通

过 EPAM62 具有两者的功能（即压缩力施加单元和硬度改变部件的功能）。

另外，在圆管形状的硬度改变机构 64 的内侧，与图 6A 以及图 6B 的情况同样，插入光导路 14、信号电缆 21、通道管 56 等插入部内置物。根据这样的结构的本实施方式，与第一实施方式中的图 6A 以及图 6B 的情况同样，用户可以进行用把持了操作部 7 的把持部 31 的手的食指等使硬度变更用杆 43 倾斜的操作，控制电路 42 对应于该倾斜角而通过电缆 41 对 EPAM62 施加硬度改变用的驱动电压。

而且，如上所述，压迫邻接的 EPAM62 而使其硬度变高，并能够简单地改变软性部 13 的硬度。

本实施方式与第一实施方式具有同样的效果，同时具有能够以更简单的结构具有与第一实施方式同样的功能的效果。

另外，在图 7 中，在周向上将 EPAM62 分割为多个，并将多个 EPAM62 配置在插入部 6 的长度方向上，在邻接的 EPAM62 之间配置有由粘结剂等构成的插入部件 63，但也可以不设置插入部件 63 而例如通过不设置电极 65 的 EPAM 形成。在该情况下，由于可以通过圆管形状的 EPAM 形成，所以能够降低成本。

此外，也可以代替将多个 EPAM62 与插入部 6 的长度方向平行地配置，而通过将 EPAM62 对于外皮管 61 的内周面螺旋状地配置，从而通过一行或两行的 EPAM 形成硬度改变机构。

在该情况下，电极有（相对的部分的）一处或两处即可。由此，可以在形成了软性部 13 等硬度改变机构的部分的全长进行硬度改变。

接着，参照图 8A 以及图 8B 说明本实施方式的第一变形例的结构。图 8A 表示设置了为不施加驱动电压的状态下的硬度改变机构的插入部以及控制装置的结构，图 8B 表示例如在最前端的 EPAM 单元施加了驱动电压的状态下的插入部以及控制装置的一部分的结构。

如图 8A 以及图 8B 所示，插入部 6 中的软性部 13 的外皮管 61 的前端被固定在连接管 35 上。在该外皮管 61 的内侧，在长度方向上以规定长度为单位通过未图示的弹性粘结剂等连接多个 EPAM 单元 71a、71b、

71c、71d、…、71m 而形成硬度改变机构 64B。

在该情况下，各 EPAM 单元 71i ($i=a \sim m$) 稍微远离而在长度方向上邻接地被连接。换言之，通常为不对各 EPAM 单元 71i 作用压迫力的状态，在该状态下，软性部 13 容易变形，为硬度低的状态。

各 EPAM 单元 71i 由圆环状的 EPAM72 和在其内周面以及外周面上设置的电极 73 形成，外周面的电极 73 通过未图示的引线等在外周面整体被连接，以使电极 73 导通。

而且，通过与最后端的 EPAM 单元 71m 的外周面的电极 73 连接的共用的信号线 74 连接到电源供给部 78 的地电位。

另一方面，各 EPAM 单元 71i 中的内周面上设置的各电极 73 分别连接到信号线 75i 的前端，该信号线 75i 的后端经由设置在内窥镜外部的控制装置 76 内的开关 77i 连接到电源供给部 78。

此外，各开关 77i 由来自控制部 79 的导通/截止控制信号 Si 而被导通/截止。

此外，该控制部 79 能够根据设置在操作部 7 中的容易操作位置的例如轨迹球 80 的指示操作单元的指示操作，将任意的开关 77i 导通/截止。

用户通过将轨迹球 80 例如在水平方向上旋转，从而能够相应于该旋转角而选择要从截止到导通的开关 77a～77m。而且，通过进行压入轨迹球 80 的操作，控制部 79 输出对应的控制信号 Si 并使所选择的开关 77i 从截止变为导通。

如以下所说明的那样，各 EPAM 单元 71i 通过施加驱动电压而在插入部 6 的长度方向上扩展，压迫邻接的 EPAM 单元 71k ($k=i-1, i+1$) 的端面，其硬度提高。

从而，用户在水平方向上旋转轨迹球 80，通过选择要导通的开关 77a～77m，从而可以变更配置在软性部 13 的长度方向上的 EPAM 单元 71a～71m 中的任意位置的硬度(图 8A 中的轨迹球 80 附近的沿着水平方向的箭头所示的“位置”表示可以选择设定对硬度进行变更的位置)。

此外，通过将轨迹球 80 在上下方向上旋转，控制部 79 进行变更从电源供给部 78 输出的电源电压的控制。例如，在将轨迹球 80 向上方向

旋转的情况下,控制部进行控制使从电源供给部 78 输出的驱动电压增大。

反之,在向下方向旋转的情况下,控制部进行控制使从电源供给部 78 输出的驱动电压减小。然后,通过增大施加的驱动电压,可以提高设定的硬度值。

图 8A 是将所有的开关 77a~77m 设为截止的状态,在操作轨迹球 80,例如仅使开关 77a 导通的情况下,如图 8B 所示,驱动电压经由导通的开关 77a 被施加到 EPAM 单元 71a。

该 EPAM 单元 71a 其圆环形状的壁厚变薄并向长度方向伸展。然后,该 EPAM 单元 71a 的前端成为压迫连接管 35 的状态,而且 EPAM 单元 71a 的后端成为压迫邻接的 EPAM 单元 71b 的前端的状态,可以提高该 EPAM 单元 71a 部分的硬度。实际上,邻接的 EPAM 单元 71b 的一部分的硬度也发生变化。

在该情况下,通过将轨迹球 80 向上方向旋转,将驱动电压值增大,从而可以使 EPAM 单元 71a 伸展的比率进一步增大,并可以进一步提高其硬度。

根据具有这样的结构以及作用的本实施方式的第一变形例,可以简单地变更软性部 13 中的长度方向上的任意位置部分的硬度。从而,能够进一步提高插入的操作性。

另外,在该第一变形例中,也可以在邻接的 EPAM 单元 71i、71i+1 ($i=a$ 的情况下, $i+1$ 表示 b) 之间配置第一实施方式中说明过的盘簧 37,并主要通过作用于盘簧 37 的压缩力来变更硬度。

在该情况下,也可以变更插入部 6 的长度方向上的任意盘簧 37 部分的硬度。

接着,参照图 9 说明本实施方式的第二变形例。该内窥镜的插入部 6 的软性部 13 中形成的硬度改变机构 64C 的结构为,在图 8A 或图 8B 所示的软性部 13 中的硬度改变机构 64B 中,例如将以规定间隔在长度方向上配置的 EPAM 单元 71c 等变化为向半径外侧突出变形的突出变形机构 81。

具体来说,在软性部 13 的长度方向上以规定间隔(周期)配置的

EPAM 单元 71c 等（由 71j 代表）中，其 EPAM72 的壁厚比其它的厚，在施加了驱动电压的情况下，能够进行更大的变形。

此外，EPAM 单元 71j 的壁厚在外周面侧变厚，与邻接的 EPAM 单元 71i（具体来说为 71b、71d 等，除去 71c 等）相比，在外周面侧阶梯状地突出。从而，如以下这样，外周侧的外皮管 61 的壁厚减薄该厚壁的量，形成更容易变形的结构的外皮。

如上所述，向外周面侧突出的部分（即 EPAM 单元 71j）的外皮管 61 的壁厚呈阶梯差地变薄，该外皮管 61 中的薄壁的部分比厚壁的部分具有柔軟性，成为容易变形的结构。

而且，通过手边的轨迹球 80 的操作，在对 EPAM 单元 71i 施加了驱动电压的情况下，与本实施方式的第一变形例相同结构的 EPAM 单元 71a、71b、71d 等如本实施方式的第一变形例中说明的这样硬度发生变化。

相对于此，在通过轨迹球 80 的操作对厚壁的部分的 EPAM 单元 71c 等 EPAM 单元 71j 施加了驱动电压的情况下，使壁薄的外皮管 61 向半径外侧变形，如二点划线所示这样，可以使该部分变形以使从外周面突出的突出部伸缩自由。另外，通过停止驱动电压的施加，从而突出部被解除。

这样，在本变形例中，除了本实施方式的第一变形例的硬度改变机构 64B 的硬度改变作用之外，由于还可以使外周面自由伸缩地突出，所以能够更顺利地进行插入作业等。

换言之，在下部消化管用内窥镜中，在插入大肠内的条件下，固定在大肠内的做法有时能够顺利地进行插入作业，但在以往例子中，难以固定，为固定而需要球囊套（balloon sheath）等。

而在本变形例中，通过手边的轨迹球 80 的指示操作，可以使被指示操作的 EPAM 单元 71c 部分等从圆管形状的插入部 6 的外周面突出（膨胀），并能够简单地固定在大肠内壁等上。从而，能够顺利地进行插入作业等。

此外，在本变形例中，沿着插入部 6 的长度方向，键盘 82 等与控制部 79 连接，该键盘 82 进行指示对以规定的长度间隔设置的 EPAM 单元

71c 等施加驱动电压的时间间隔和施加驱动电压的时间间隔的施加时间的指示输入。

用户在从键盘 82 输入使 EPAM 单元 71c 等随时间突出的时间间隔的指示输入时，控制部 79 使用内部定时器等时间测量单元，以指示的时间间隔对厚壁的 EPAM 单元 71c 等施加驱动电压，而在指示的施加时间后停止施加驱动电压。而且，厚壁的 EPAM 单元 71c 等以指示的时间间隔向半径外侧方向突出，在指示的施加时间后解除突出。

通过这样，例如通过与体内的蠕动运动的定时同步地反复使厚壁的 EPAM 单元 71c 等突出以及解除突出，从而能够更顺利地进行插入部 6 的插入。

此外，也可以不仅对厚壁的 EPAM 单元 71c 等整体同步地重复施加以及停止施加驱动电压，而且按照在插入部 6 的长度方向上排列的顺序，错开指示的时间来施加以及停止施加驱动电压。

在这样的情况下，也可以更顺利地进行插入作业。

在本实施方式的第二变形例中，EPAM 单元 71c 等被圆环形状地设置，但也可以在周向上将圆环分割形成，从而在周向上分割的多个部分中进行选择，并对选择后的部分选择性地施加驱动电压。通过这样，也可以控制在周向上突出的部分。以下的第三实施方式与这样的结构类似。

(第三实施方式)

接着，参照图 10A、图 10B、图 11A 以及图 11B 说明本发明的第三实施方式。图 10A 以及图 10B 表示本发明的第三实施方式的内窥镜的插入部上设置的突出变形机构的结构。本实施方式目的在于提高插入作业的操作性，采用以下的结构。

如图 10A 所示，本实施方式中，在软性部 13 上沿其长度方向以规定间隔设置 EPAM 单元 84a、84b、84c、…而形成突出变形机构 85。这些，EPAM 单元 84a、84b、84c、…通过电缆 86 例如连接到图 8 所示的结构的控制装置 76。

而且，通过操作连接在控制装置 76 上的轨迹球 80，从而对任意的 EPAM 单元 84k ($k=a, b, c\dots$) 施加驱动电压，如图 10B 所示，膨胀而

能够形成突起部（或突出部）94。

另外，图 10B 表示在图 10A 所示的软性部 13 中使多个 EPAM 单元 84a、84b、84c 突出的状态。

图 11A 表示 EPAM 单元 84a 部分的横截面图，图 11B 表示以排除形成外皮的管 87 的方式设置在盘 88 上的开口 89 以及从内侧覆盖该开口 89 地安装的 EPAM90。

如图 11A 所示，形成外皮的管 87 和配置在内侧的内部管 91 之间配置有例如在左右方向的两侧分别设有开口 89 的大致半圆筒形状的盘 88，以及配置在各盘 88 的内侧并覆盖开口 89 地配置大致半圆筒形状的 EPAM90，例如由上端以及下端的连接部件 92 固定。

此外，在各 EPAM90 的内周面和外周面上分别设置电极 93，与电缆 86 分别连接。

图 11A 的实线是不对 EPAM90 的电极 93 施加驱动电压的状态，通过施加驱动电压使 EPAM90 在厚度方向上变薄，并且在与厚度方向正交的方向上伸展，从而如双点划线所示，可以使伸展的 EPAM90 从开口 89 向开口 89 的外侧突出地进行变形。

另外，在对 EPAM90 施加驱动电压而使其伸展的情况下，其外周面的外皮管 87 由 EPAM90 按压变形而变形为从外周面突出的形状。

根据这样的结构的本实施方式，由于设置了能够沿着插入部 6 中的长度方向使位于任意位置的 EPAM 单元 84k 自由伸缩地突出的突出变形机构 85，所以如第二实施方式中的第二变形例所说明这样，可以将插入部 6 简单地固定在大肠内壁等上，并且可以提高插入作业的操作性。

图 12 表示变形例，表示将应用于图 10A 的软性部 13 的突出变形机构 85 应用于滑管 95。根据该变形例，通过将现有的内窥镜的插入部插入该滑管 95 内来使用，从而能够简单地固定在大肠内壁上，并且可以提高插入作业的操作性。

另外，采用图 13 所示的结构，以能够简单地对插入部 6 进行扭转操作为目的，也可以采用设置了扭转机构 99 的结构。在图 13 所示的内窥镜的插入部 6 中，在软性部 13 的外皮 100（以及编织层 106）的内侧，

带形状的成对的作为导电性伸缩部件的 EPAM101a、101b 分别螺旋状地缠绕而形成扭转机构 99。

将 EPAM101a、101b 螺旋状地缠绕的方向分别为左缠绕、右缠绕这样向反方向缠绕。

这双层的 EPAM101 在其后端所固定的接口 102 中与电缆 103a、103b 连接，该电缆 113a、103b 分别通过开关 104a、104b 与电源供给部 105 连接。

图 14 表示图 12 的软性部 13 的剖面结构。

在外皮 100 的内侧内置有双层编织层带状的 EPAM101a、101b，各个 EPAM 分别为左缠绕、右缠绕这样向反方向缠绕。

而且，通过进行将开关 104a、104b 从截止设为导通的操作，通过使驱动电压为导通的 EPAM101 伸展，从而能够在截止的 EPAM101 侧扭转软性部 13。

这样，通过采用设置了对插入部 6 进行扭转的扭转机构 99 的结构，从而能够提高内窥镜检查中的操作性。例如，在大肠检查中，在将内窥镜插入到深处来进行作业时，手术人员采用顺利地进行插入的手法。其中，将内窥镜的插入部扭转的行为由于在检查中被最频繁地进行，因此该行为对手术人员的负担也增大。

在图 13 所示的结构中，通过手边的开关 104a、104b 的导通/截止操作而能够简单地扭转插入部 6，因此能够减轻扭转时的手术人员的负担。换言之，具有能够提高对于内窥镜检查的操作性的效果。

图 15A 以及图 15B 表示设置了变形例的扭转机构 99B 的插入部 6。另外，图 15A 以立体图表示插入部 6，图 15B 用侧视图表示插入部 6。

在图 13 的情况下，在软性部 13 内，将 EPAM101a、101b 互相反方向地螺旋状地设置，但在图 15A 以及图 15B 所示的变形例中，在软性部 13 的后端设置的接口 102 中的外周面例如切除一半左右，在该切口部左右对称地安装有 EPAM111a、111b。

另外，如图 16 所示，在安装了两个 EPAM111a、111b 的部分之间的切口部 102a 中嵌入设置在操作部侧接口 113 的内周面上的突出部 113a，

并进行旋转限制，以在周向进行定位，同时使得接口 102 不会意外地旋转。

在各 EPAM111a、111b 的内周面以及外周面上分别安装有电极 114（参照图 16），与电缆 103a、103b 的一端分别连接。各电缆 103a、103b 分别通过设置在中途的开关 104a、104b 与电源供给部 105 连接。

将该接口 102 安装在操作部侧接口 113 上，例如将开关 104 导通的情况下剖面图如图 16 所示。

被施加了驱动电压的 EPAM111b 在周向上伸展。在该情况下，EPAM111b 中的图 16 所示的下侧的端部由操作部侧接口 113 的突出部 113a 限制伸展，因此相反侧的端部将接口 102 在逆时针方向上按压并使其移动，从而接口 102 向逆时针方向旋转。在该情况下，另一个 EPAM111ab 也由于 EPAM111b 的伸展时的按压力而在周向上收缩。

在将开关 104a 导通的情况下，成为将上述 EPAM111b 和 111a 切换的动作，在该情况下，接口 102 向顺时针方向旋转。

在该变形例的情况下也能够简单地扭转插入部 6。根据本变形例，与图 13 的情况相比，能够通过仅在接口 102 部分设置 EPAM111a、111b 而实现，所以能够使成本更低。

（第四实施方式）

接着，参照图 17 至图 29 说明本发明的第四实施方式。

图 17 是本实施方式的内窥镜的整体结构图。图 18 是本实施方式的内窥镜具有的弯曲部的内窥镜的插入轴方向上的剖面图。图 19 是沿着图 18 的 19-19 线的剖面图。图 20 是将外管部分剖开的情况下内窥镜的插入轴方向上的剖面图。图 21 是表示将本实施方式的内窥镜插入体腔内时的状态的图。图 22 是表示在本实施方式的内窥镜的弯曲部中设置的全部电极上施加了大致相同的电压时的弯曲部的形状的变化的图。图 23 是在本实施方式的内窥镜的弯曲部中在两处设置了向四个方向弯曲的部分的情况下内窥镜的插入轴方向上的剖面图。图 24 是将图 23 的外管部分剖开的情况下内窥镜的插入轴方向上的剖面图。图 25 是在本实施方式的内窥镜的弯曲部中在内管的内部大致中心部设有芯线的情况下内窥

镜的插入轴方向上的剖面图。图 26 是在本实施方式的内窥镜的弯曲部中在内管的内部大致中心部设有芯线的情况下沿着图 25 的 26-26 线的剖面图。图 27 是在本实施方式的内窥镜的弯曲部中在内管的内部大致中心部设有导管的情况下内窥镜的插入轴方向上的剖面图。图 28 是表示将本实施方式的内窥镜具有的弯曲部中设置的弯曲机构用于滑管的情况下结构的图。图 29 是表示本实施方式的变形例的内窥镜主体的结构的概略的图。

如图 17 所示，本实施方式的内窥镜 203 由具有软性的插入部 221 以及设置在插入部 221 的后端的操作部 222 的内窥镜主体 218、和管单元 219 构成。管单元 219 是一次性管，具有设置在基端的综合连接部 252 与设置在操作部 222 的基端附近的连接部 251 自由装卸地连接的结构。此外，在管单元 219 的末端设有与未图示的 AWS（送气/送水/吸附）单元自由装卸地连接的观测仪器连接器（scope connector）241。

插入部 221 由设置在插入部 221 的前端的硬质的前端部 224、设置在前端部 224 的后端的自由弯曲的弯曲部 227、设置在从弯曲部 227 的后端到操作部 222 的部分的细长的可挠管部 253 构成。

在插入部 221 的前端部 224 设置的照明窗的内侧，作为照明单元，例如安装有 LED256。而且，从 LED256 照射的照明光经由与 LED256 一体安装的照明透镜向前方射出，对作为被检体的患处等进行照明。

另外，该 LED256 可以是发出白色光的 LED，也可以使用红（R）、绿（G）、蓝（B）的各波长带的光的 R 用 LED、G 用 LED 以及 B 用 LED 构成。作为形成照明单元的发光元件，不限定于 LED256，也可以使用 LD（激光二极管）等形成。进而，也可以代替 LED256，而使用由被设置为插入管单元 219 以及插入部 221 的光导纤维等导光单元和对该导光单元照射照明光的光源单元构成的照明单元。

此外，通过与该照明窗邻接设置的观察窗上安装的未图示的物镜和配置在该物镜的成像位置的具有改变增益的功能的 CCD225 形成对被检体进行拍摄的拍摄单元。

本实施方式的 CCD225 的 CCD 元件本身具有改变增益的功能，通过

该改变增益的功能能够容易地将 CCD 输出信号的增益改变到几百倍左右。因此，在通过 LED256 的照明光之下，得到 S/N 的降低少的明亮的图像。

一端分别连接到 LED256 以及 CCD225 并插入插入部 221 内的信号线的另一端连接到例如设置在操作部 222 内部并进行集中控制处理的控制电路 257。

在弯曲部 227 中的外皮内侧设有由具有平行于插入轴的中心轴的导电性伸缩部件即 EAP (Electroactive Polymer, 电活化聚合体) 227A 和电极 227B 构成的作为弯曲机构的 EPAM (Electroactive Polymer Artificial Muscle, 电活化聚合体人工肌肉) 致动器 227a。此外，EPAM 致动器 227a 经由控制线 227d 连接到控制电路 257。另外，在后面叙述中说明包含 EPAM 致动器 227a 的弯曲部 227 的详细结构等。

此外，在插入部 221 内，插入送气送水管路 260a 以及吸附管路 261a，其后端部在连接部 251 中开口，构成管路连接部 251a 的一部分。而且，管路连接部 251a 与设置在管单元 219 的基端的综合连接部 252 的管连接器 252a 自由装卸地连接。

管路连接部 251a 和管连接器 252a 被连接后，送气送水管路 260a 与插入管单元 219 内的送气送水管路 260b 连接。吸附管路 261b 与插入管单元 219 内的吸附管路 261a 连接，同时在管连接器 252a 内分支而在外部开口，与作为可插入钳子等处置器具的处置器具插入口的钳子口 262 连通。该钳子口 262 在不使用的情况下通过钳子栓 262a 来闭塞。

送气送水管路 260b 以及吸附管路 261 b 的后端在观测仪器连接器 241 中被构成为送气送水接口 263 以及吸附接口 264。

此外，如图 17 所示，内窥镜主体 218 的操作部 222 上设有手术人员把持的把持部 268。此外，在把持部 268 及其周边，沿着操作部 222 的长度方向的轴设有进行释放、定格等遥控操作的例如三个观测仪器开关 SW1、SW2 以及 SW3，并分别连接到控制电路 257。

进而，在作为与操作部 222 中的设置了这些观测仪器开关 SW1、SW2 以及 SW3 的位置相反侧的上面而倾斜形成的斜面部 Sa 上，在手术人员

把持了把持部 268 的手可操作的位置上，设有具有防水结构的轨迹球 269。轨迹球 269 与控制电路 257 连接，手术人员通过将其转动而能够进行弯曲操作、遥控操作的设定等。

与控制电路 257 连接的电源线 271a 以及信号线 271b 经由在连接部 251 以及综合连接部 252 中形成的无接点传输部 272a 以及 272b，无接点地与被设置为插入管单元 219 内的电源线 273a 以及信号线 273b 电连接。电源线 273a 以及信号线 273b 在观测仪器连接器 241 中与具有电源以及信号接点的电连接器 274 连接。

接着，参照图 18 至图 20 说明设置在内窥镜主体 218 中的弯曲部 227 的详细结构。

弯曲部 227 由以下部分构成，即在弯曲部 227 的外皮内侧相对于内窥镜 203 的插入轴可向上下左右的四个方向弯曲的 EPAM 致动器 227a；由树脂等部件构成的外管 227b；为安装 EPAM 致动器 227a 而设置的安装凸缘 227e；大致管状且从 EPAM 致动器 227a 进一步向内侧设置的伸缩部件 227f 构成。作为外管 227b 的一部分的 EPAM 致动器 227a 的近旁部分为了弯曲部 227 容易伸缩，而作为薄壁部 227c，与外管 227b 的其它部分相比，形成为薄壁。此外，伸缩部件 227f 由伸缩性高且电绝缘性高的树脂等部件构成。

EPAM 致动器 227a 是沿着内窥镜 203 的插入轴方向具有规定长度的大致管状的形状，由通过电压的施加状态而在内窥镜 203 的插入轴方向上伸缩并变化弯曲部 227 的形状的作为导电性部件的 EAP227A，以及分别为薄板状形状的、被设置在隔着 EAP227A 相对的位置的、对 EAP227A 施加电压的四对电极 227B 构成。而且，四对电极 227B 分别被设置在与上下左右的弯曲方向对应的位置上。此外，控制线 227d 对于内管 227g 中设置的各部件保持电气绝缘状态，并与四对电极 227B 分别连接。此外，在伸缩部件 227f 以及被设置为连接在伸缩部件 227f 的后端部的由电气绝缘性高的树脂等部件构成的内管 227g 的内部，如图 18 所示，设有与 CCD225 连接的信号线、送气送水管路 260a 等。此外，图 19 是沿着图 18 的 19-19 线的剖面图，图 20 是将图 18 的外管部分剖开的情况下的内

窥镜的插入轴方向上的剖面图。

接着，说明将本实施方式的内窥镜主体 218 的插入部 221 插入体腔内时的弯曲部 227 的动作等。

在将内窥镜主体 218 的插入部 221 插入活体的体腔 301 内时，如图 21 所示，有时插入到不能顺利地进行内窥镜主体 218 的插入的位置。在该情况下，首先，手术人员在要对内窥镜 203 的插入轴弯曲弯曲部 227 的方向（在图 21 所示的情况下为右方向）上转动轨迹球 269。手术人员转动轨迹球 269 时，基于该转动，对控制电路 257 输出弯曲操作信号。控制电路 257 基于从轨迹球 269 输出的所述弯曲操作信号，对与所述弯曲操作信号指示的弯曲方向对应的 EPAM 致动器 227a 的电极 227B 输出具有与弯曲量对应的电压值的弯曲控制信号。然后，电极 227B 基于所述弯曲控制信号，对 EAP227A 施加电压。在图 21 所示的情况下，通过在面向纸面观看时相对于插入轴在左右方向上弯曲弯曲部 227，从而插入部 221 的插入变得顺利。因此，通过对弯曲部 227 上设置的四对电极 227B 内、相对于插入轴左侧设置的一对电极 227B 施加电压，从而 EAP227A 的左侧面伸展，弯曲部 227 相对于插入轴向右方向弯曲。由此，弯曲部 227 弯曲为表示为图 21 的虚线部的形状，可以将插入部 221 顺利地插入体腔 301 的深处。

另外，在可以进行从设置在弯曲部 227 的全部电极，即插入部 221 的弯曲部 227 上设置的四对电极 227B 对 EAP227A 施加大致相同的电压这样的操作的情况下，如图 22 所示，从 X 的状态到 Y 的状态，弯曲部 227 在插入轴方向上伸展。因此，可以在固定了插入部 221 在体腔内的位置的状态下，从该位置进一步观察体腔内的深处。

进而，如图 23 所示，内窥镜主体 218 的插入部 221 也可以具有弯曲部 302，该弯曲部 302 具有多个设置在可对内窥镜 203 的插入轴上下左右弯曲的位置的弯曲机构。另外，在从图 23 至图 27 所示的插入部 221 中，由于前端部 224 以及内管 227g 的内部结构与图 18 至图 20 中的结构相同，因此以后不进行详细的说明，也不进行图示。此外，在图 23 至图 27 所示的插入部 221 中，为了简化说明，外管 227b 假设形成为具有大致相同

的厚度，进而假设伸缩部件 227f 与内管 227g 一体形成。

弯曲部 302 除了所述弯曲部 227 的结构之外，还在比 EPAM 致动器 227a 靠近可挠管部 253 的位置的外皮内侧具有相对于内窥镜 203 的插入轴可向上下左右的四个方向弯曲的弯曲机构即 EPAM 致动器 227h。EPAM 致动器 227h 由作为导电性部件的 EAP227C 和设置在隔着 EAP227C 而相对的位置并对 EAP227C 施加电压的四对电极 227B 构成。另外，EPAM 致动器 227a 以及 EPAM 致动器 227h 的电极 227B 上分别连接的控制线 227d 为了可以对内管 227g 内部设置的各部件保持电气绝缘状态，例如在内管 227g 的外表面上爬行地设置。此外，图 24 是图 23 的外管部分为剖面的情况下内窥镜 203 的插入轴方向上的剖面图。

此外，如图 25 所示，也可以在内窥镜主体 218 的弯曲部 227，在内管 227g 的内部大致中心部设置芯线 227i。芯线 227i 由镍钛合金等超弹性材料形成，通过设置在内管 227g 内部的大致中心部，可以减轻手术人员将弯曲部 227 插入体腔内时的弯曲，并顺利地进行插入部 221 对体腔内的插入。图 26 是在弯曲部 227 的内管 227g 的内部大致中心部设有芯线 227i 的情况下的沿着图 25 的 26-26 线的剖面图。另外，如图 27 所示，在弯曲部 227 也可以设置由特富龙（注册商标）等部件形成的导管 227j 来代替芯线 227i。此外，导管 227j 也可以兼作送气送水管路 260a 或吸附管路 261a。

此外，如图 28 所示，为了顺利地将插入部 221 插入体腔内而使用的滑管 303 也可以具有由与 EPAM 致动器 227a 大致同样的结构构成的滑管弯曲机构 303a。

本实施方式的内窥镜 203 中，设置在弯曲部 227 的 EPAM 致动器 227a 由 EAP227A 以及四对电极 227B 构成。因此，与以往的弯曲机构相比，不需要设置弯曲片、弯曲金属线等，相应地能够将内窥镜本身重量减轻。其结果，手术人员能够更长时间连续进行使用内窥镜的处置。

此外，如图 29 所示，作为本实施方式的变形例的内窥镜主体 218a 具有软性的插入部 221a 以及设置在插入部 221a 的后端的操作部 222a。

插入部 221a 由设置在插入部 221a 的前端的与所述结构具有同样的

结构的前端部 224、设置在前端部 224 的后端的自由弯曲的弯曲部 401、以及设置在从弯曲部 401 的后端到操作部 222a 的部分的细长的可挠管部 253 构成。此外，在插入部 221a 的内部，与所述内管 227g 的内部具有同样的结构的信号线、管路等被设置为插入到插入部 221a。

构成弯曲机构的一部分的弯曲部 401 被设置为插入一个或多个弯曲片 401A、插入部 221a 以及操作部 222a，为了使弯曲片 401A 旋转，而由连接在弯曲片 401A 的周部的两端的两条弯曲用金属线 401B 和用于将弯曲片 401A 与弯曲用金属线 401B 连接的金属线托 401C 构成。

操作部 222a 作为弯曲机构的一部分，在内部设有被设置为与两条弯曲用金属线 401B 各自的一端连接的、使弯曲用金属线 401B 伸展或松弛的、作为导电性部件的 EAP401E，以及为了对 EAP401E 施加电压而设置的电极 401F。而且，电极 401F 在操作部 222a 的内部与控制电路 257 连接。此外，操作部 222a 在内部具有为了将弯曲用金属线 401B 和 EAP401E 连接而设置的连接部件 401D。另外，EAP401E 只要被设置在与弯曲用金属线 401B 的一端连接的位置上，则也可以不设置在操作部 222a 的内部，例如，可以设置在可挠管部 253 的基端部附近。

进而，在操作部 222a 中，在外装面上设有用于操作由弯曲部 401、EAP401E、电极 401F 构成的弯曲机构的操纵杆 270，在操作部 222a 的内部与控制电路 257 连接。

接着，说明将本变形例的内窥镜主体 218a 的插入部 221a 插入体腔内时的由弯曲部 401、EAP401E、电极 401F 构成的弯曲机构的动作等。

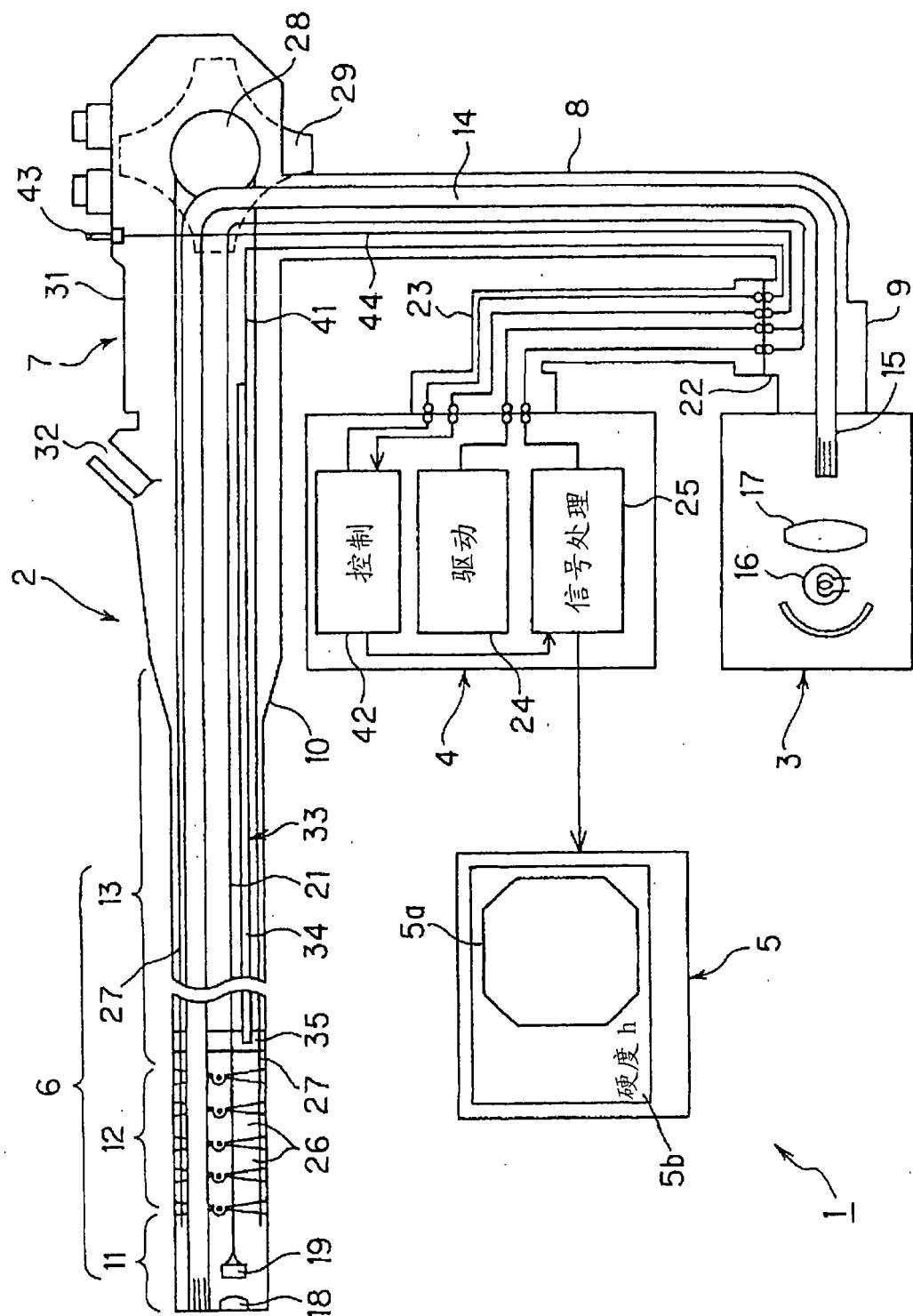
在将内窥镜主体 218a 插入体腔内时，在插入到例如图 21 所示的不能顺利地进行内窥镜主体 218a 的插入的位置的情况下，首先手术人员向要将弯曲部 401 对内窥镜 203 的插入轴弯曲的方向（在如图 21 所示的情况下，右方向）操作操纵杆 270。手术人员操作操纵杆 270 时，基于该操作，对控制电路 257 输出弯曲操作信号。控制电路 257 基于从操纵杆 270 输出的所述弯曲操作信号，对电极 401F 输出具有与弯曲量对应的电压值的弯曲控制信号。然后，电极 401F 基于所述弯曲控制信号，对 EAP401E 施加电压。例如，在如图 21 所示的情况下，通过将弯曲部 401 对于插入

轴向右方向弯曲，插入部 221a 的插入变得顺利。因此，控制电路 257 经由电极 401F 对相对于内窥镜 203 的插入轴设置在左侧的 EAP401E 施加电压。EAP401E 被施加电压时伸展，经由连接部件 401D 使相对于内窥镜 203 的插入轴设置在左侧的弯曲用金属线 401B 成为松弛状态。成为松弛状态的弯曲用金属线 401B 通过使弯曲片 401A 旋转，从而使弯曲部 401 弯曲为如图 21 的虚线部所示的形状。其结果，可以将插入部 221a 顺利地插入体腔内的深处。

作为本发明的实施方式的变形例的内窥镜主体 218a 作为弯曲机构的一部分，在操作部 222a 上设有 EAP401E 和电极 401F。因此，与以往的弯曲机构相比，不必设置用于牵引弯曲用金属线的电机等，相应地也可以减轻内窥镜本身的重量。其结果，手术人员能够在肉体负担比以往小的状态下，长时间连续进行使用内窥镜的处置。

另外，本发明不限定于上述实施方式，在不脱离本发明的主旨的范围内当然可以进行各种变更或应用。

本申请是以 2004 年 9 月 7 日在日本申请的日本特愿 2004-260133 号以及 2004 年 9 月 7 日在日本申请的日本特愿 2004-260131 号作为要求优先权的基础而申请的，上述公开内容被本申请说明书、权利要求、附图所引用。



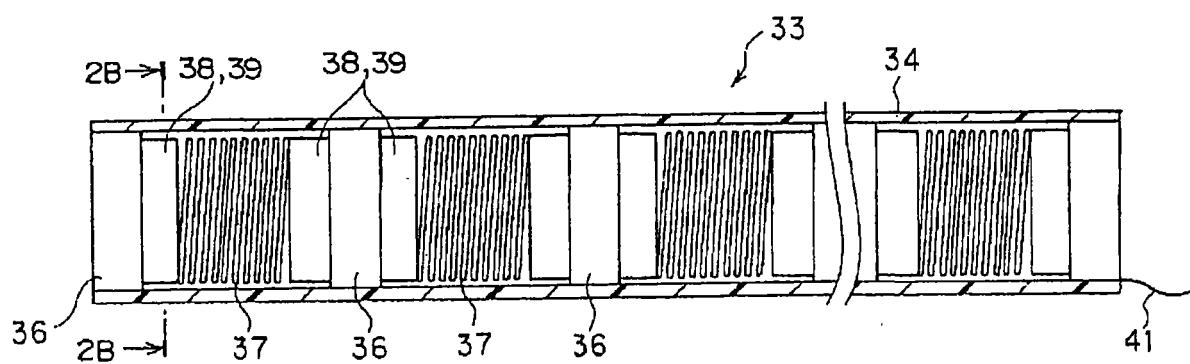


图 2A

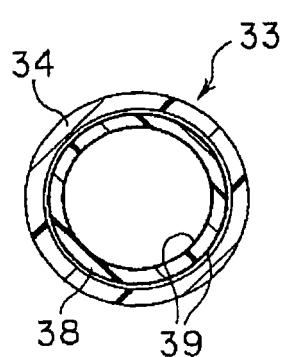


图 2B

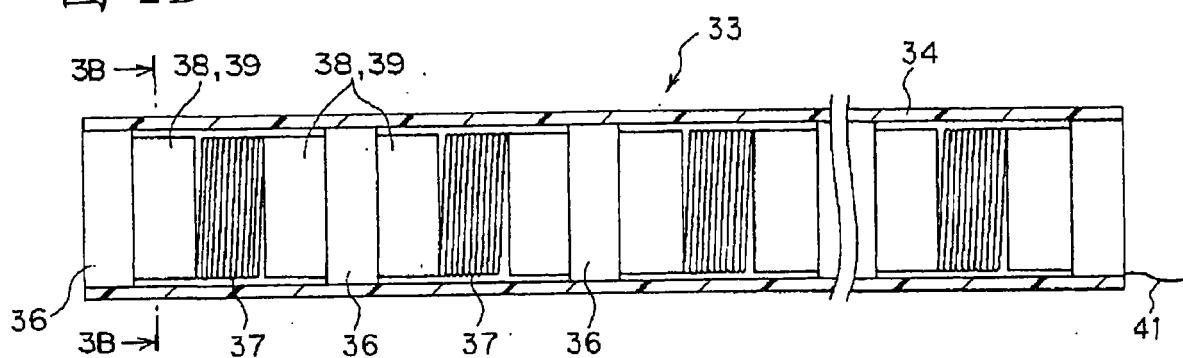


图 3A

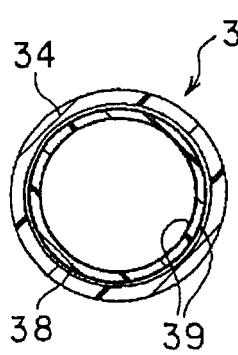


图 3B

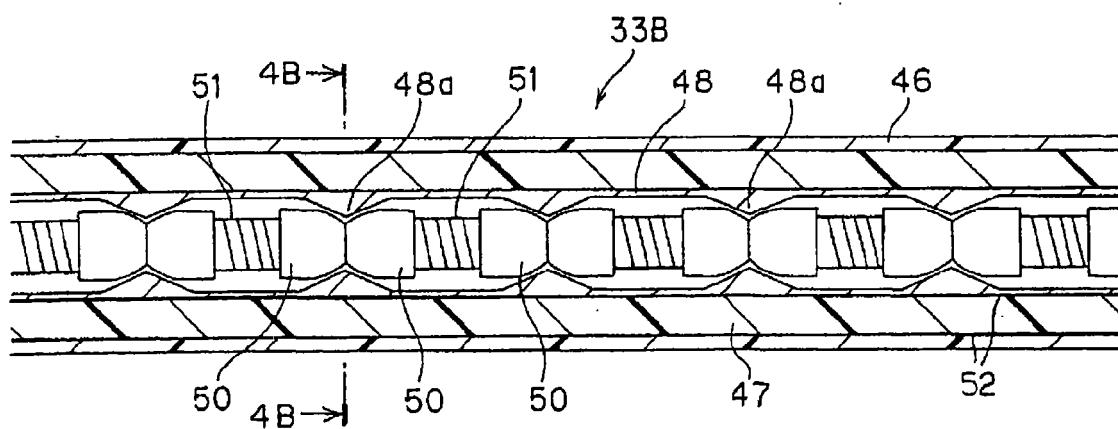


图 4A

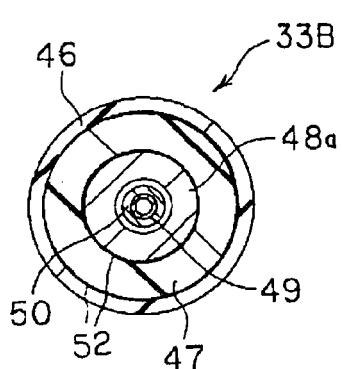


图 4B

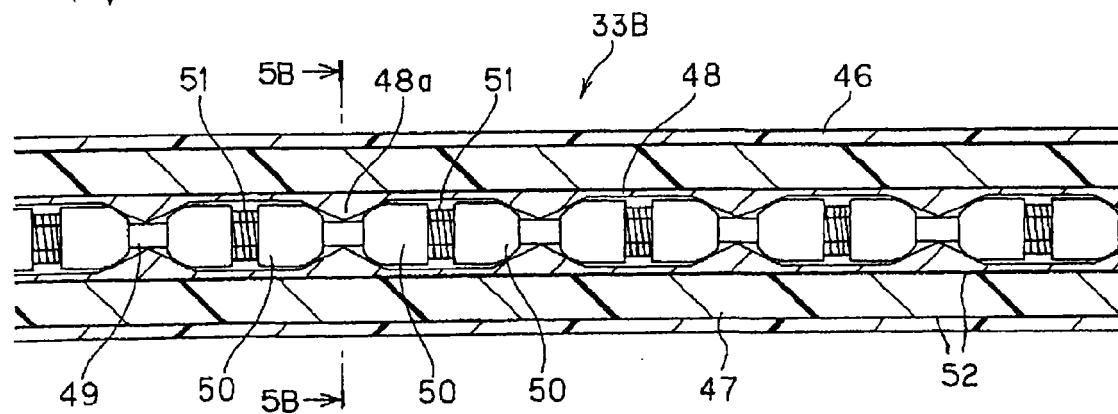


图 5A

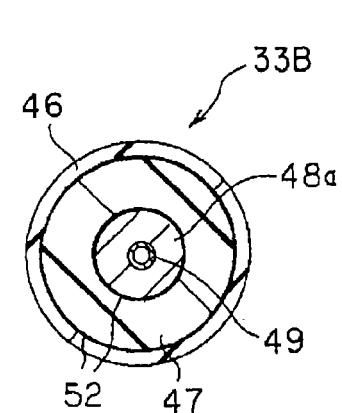


图 5B

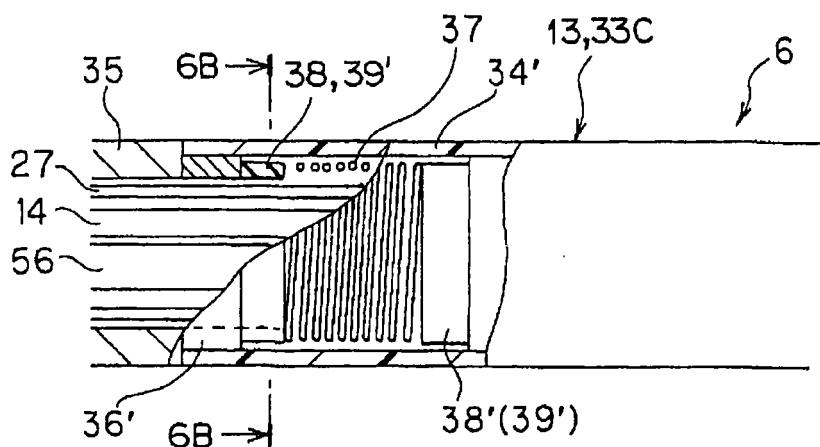


图 6A

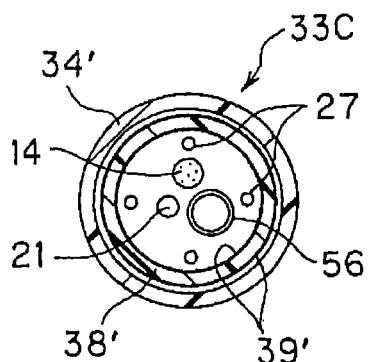


图 6B

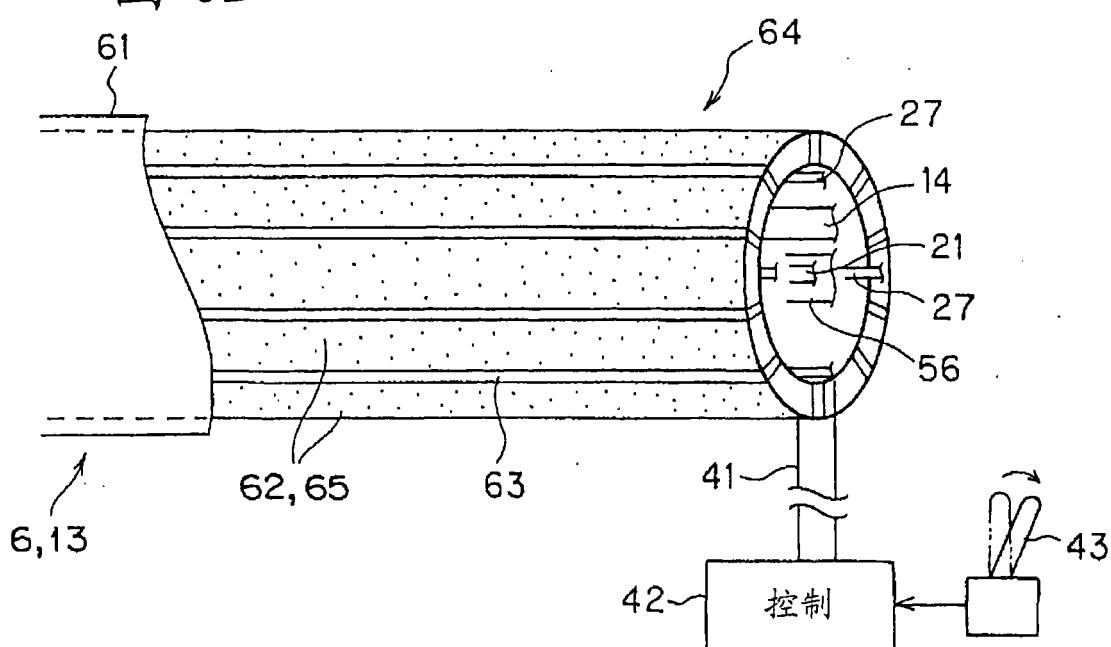


图 7

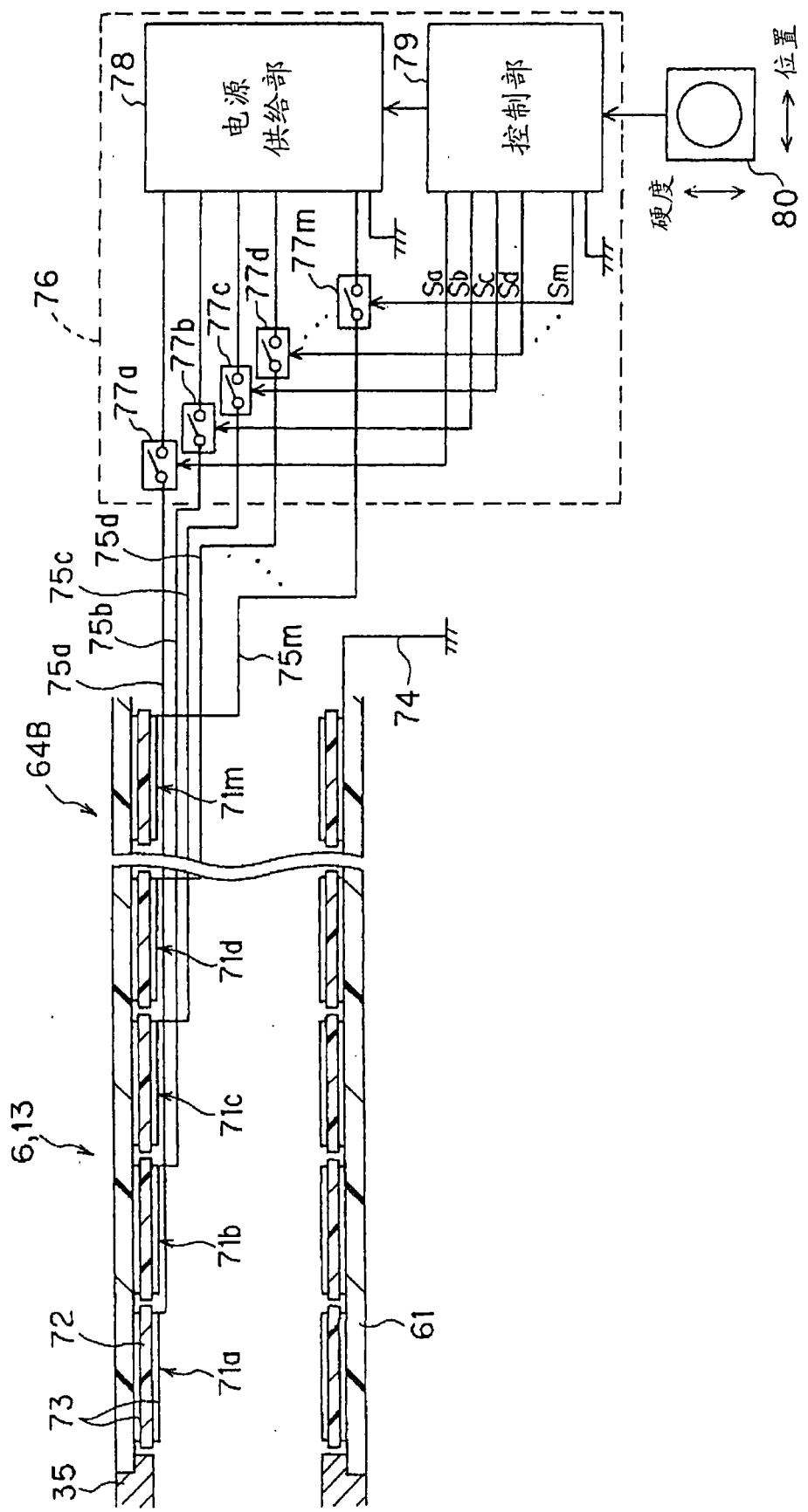


图 8A

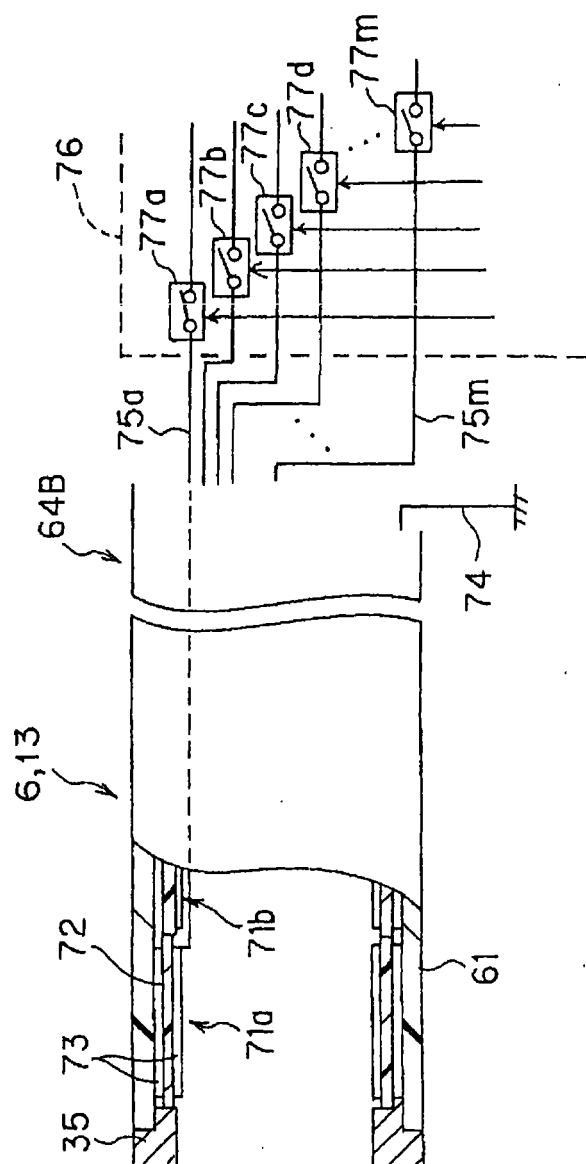


图 8B

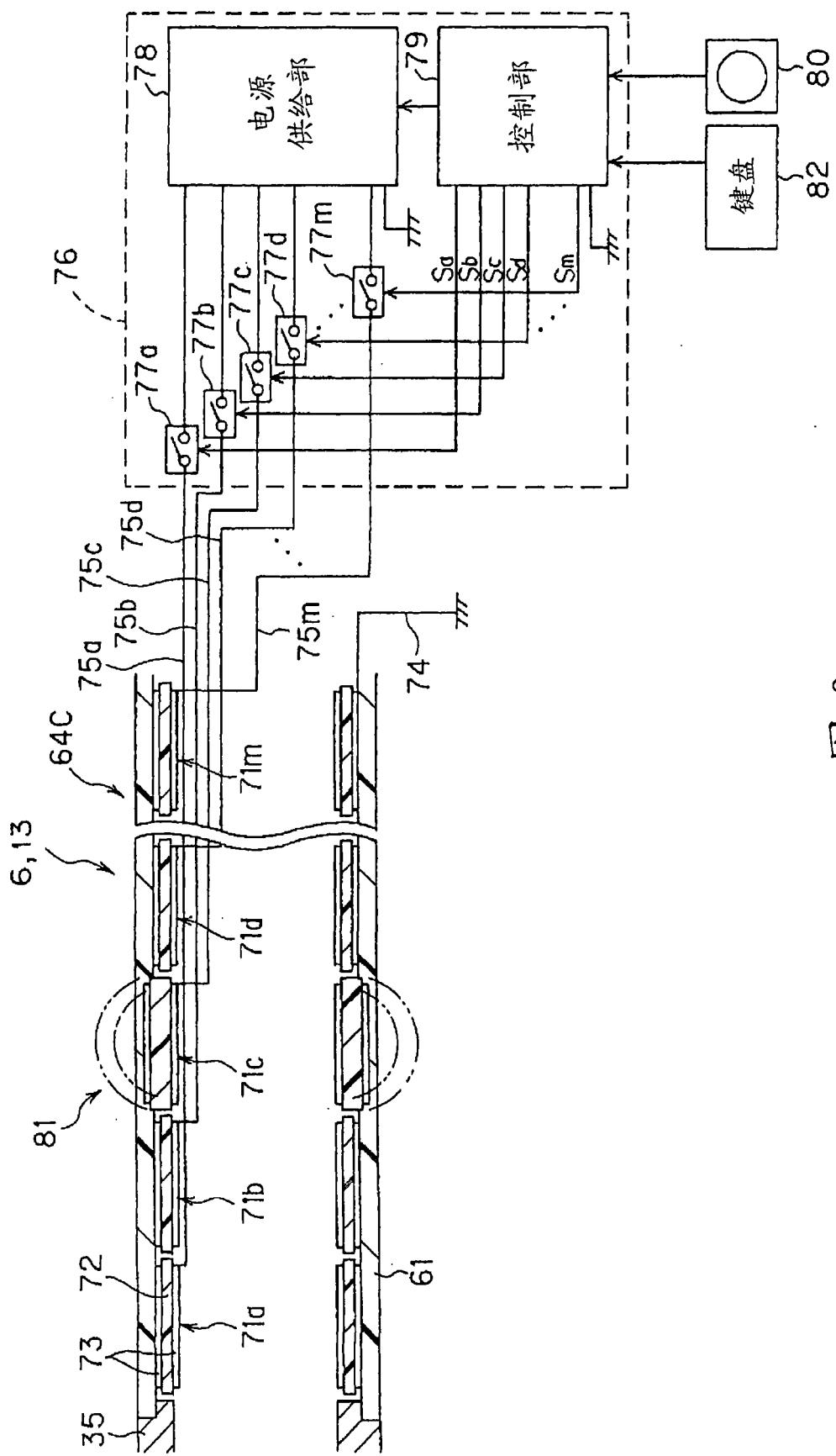


图 9

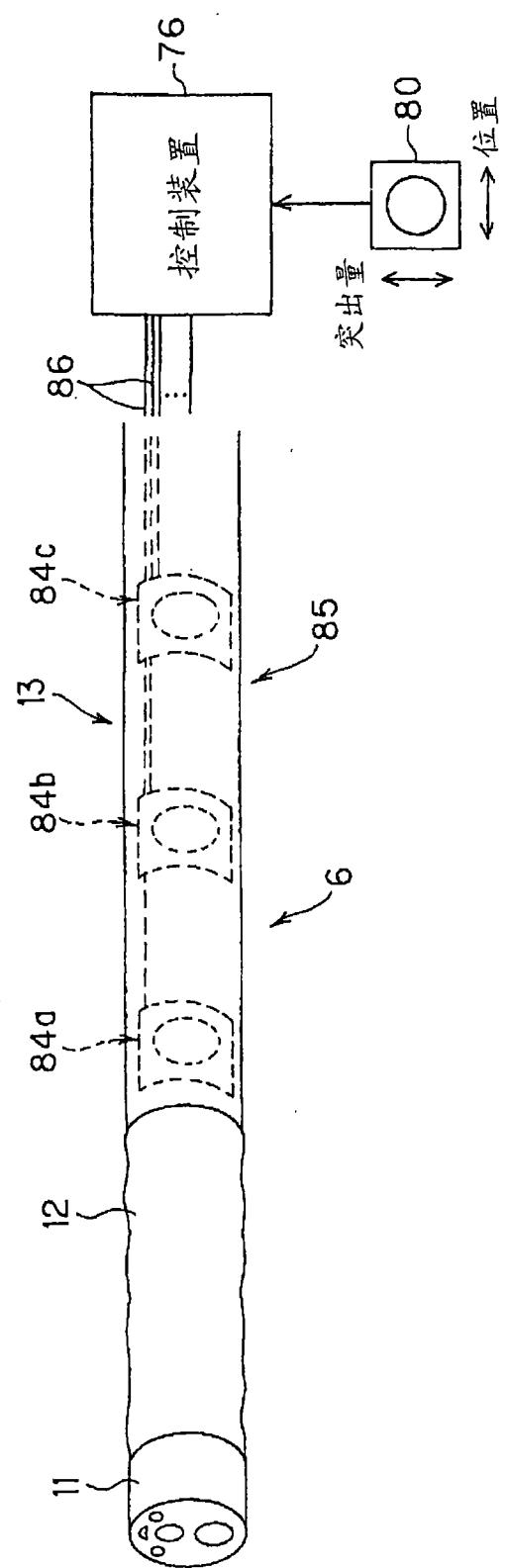


图 10A

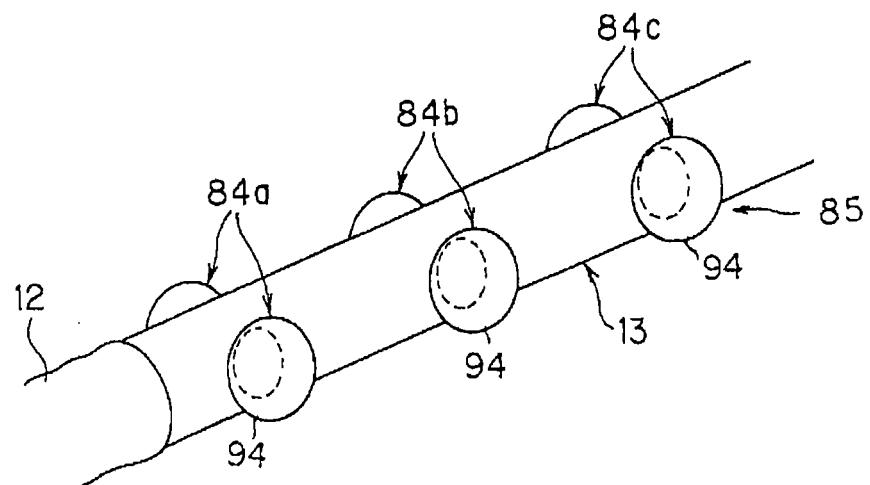


图 10B

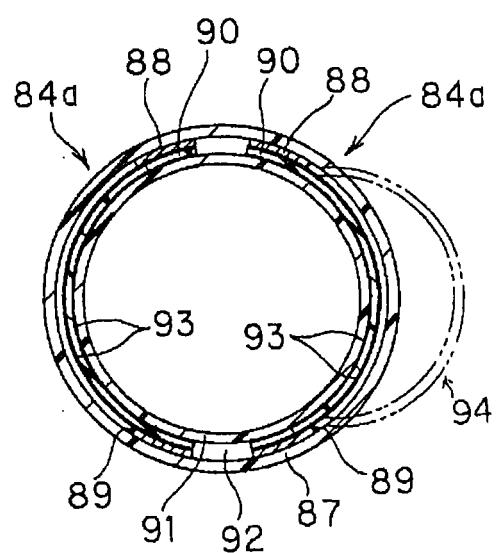


图 11A

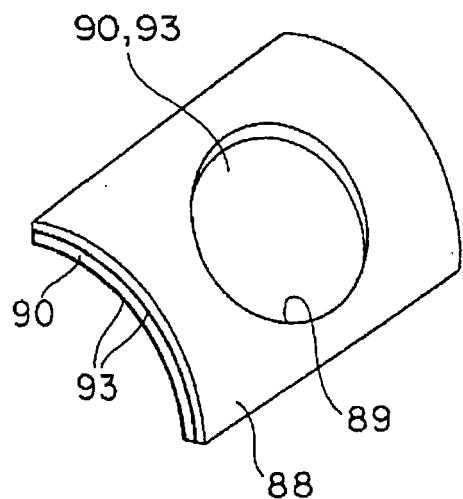


图 11B

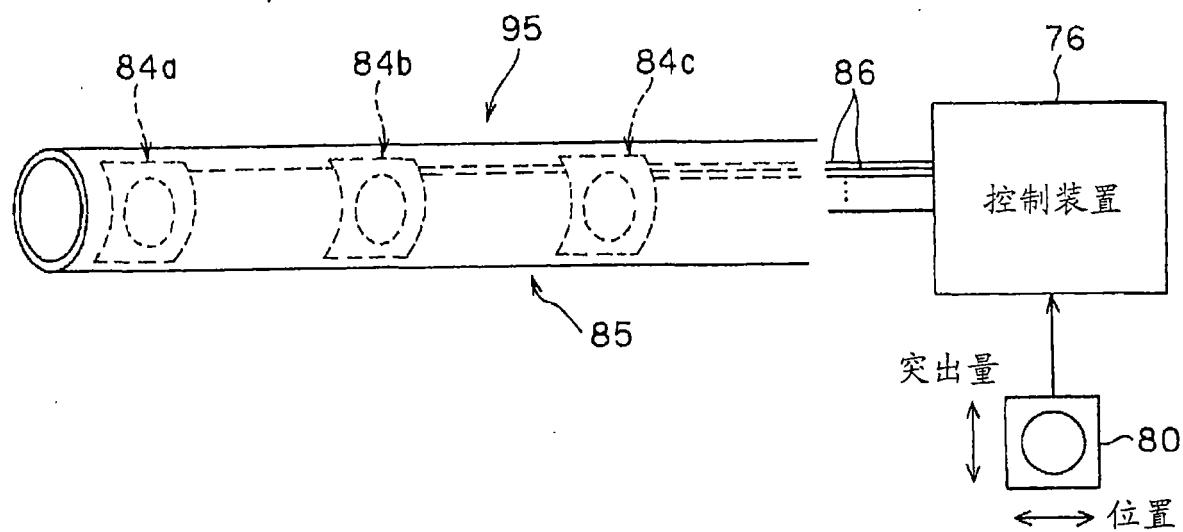


图 12

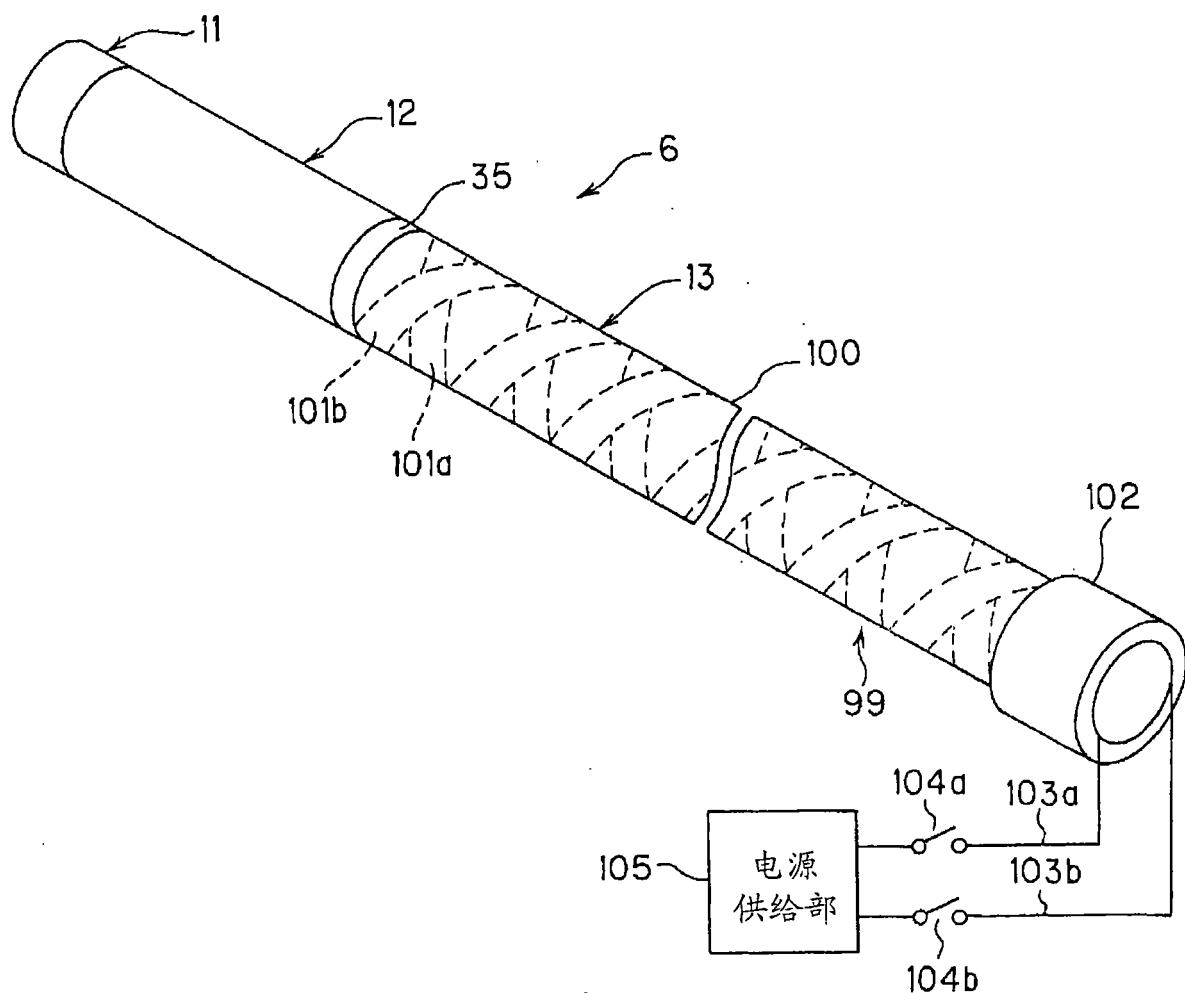


图 13

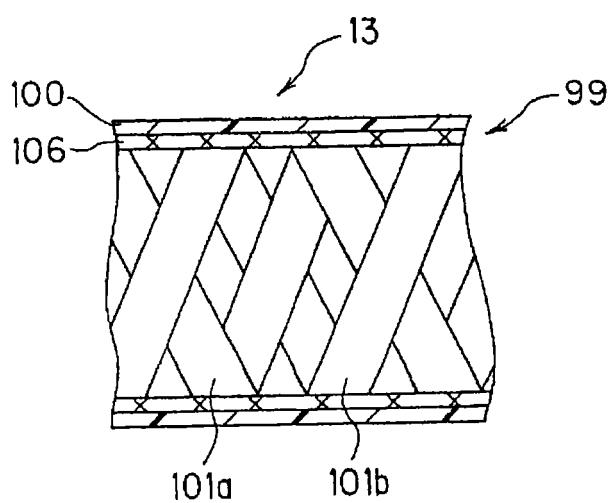


图 14

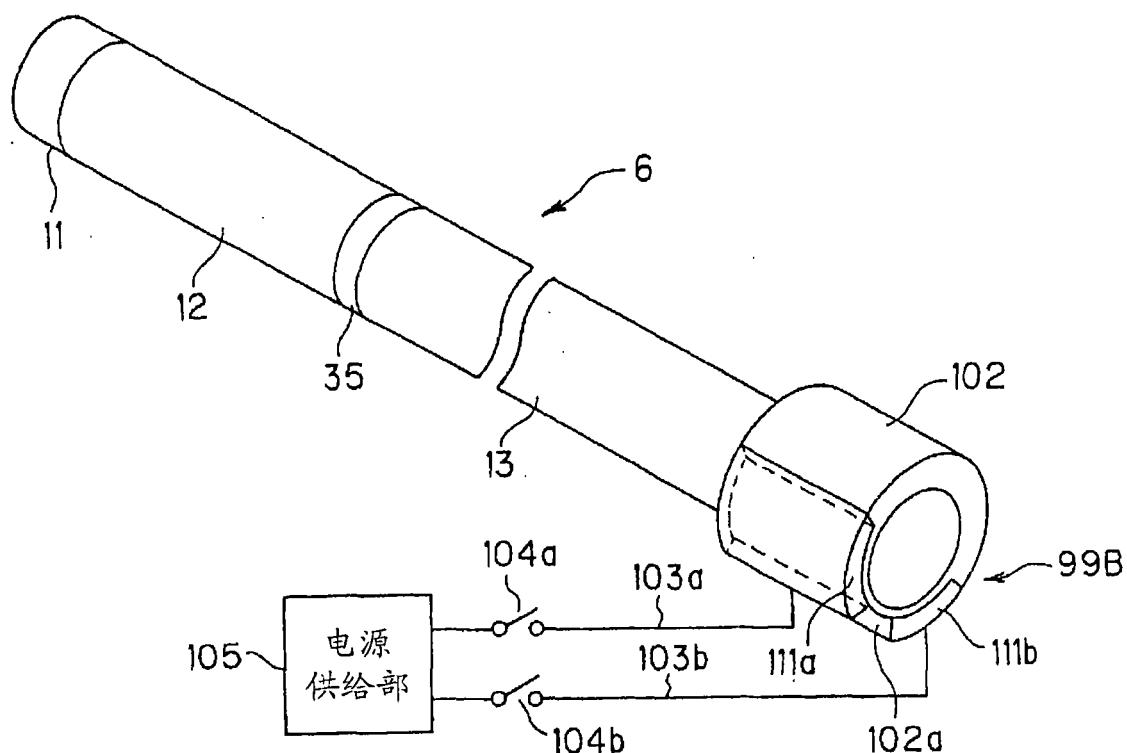


图 15A

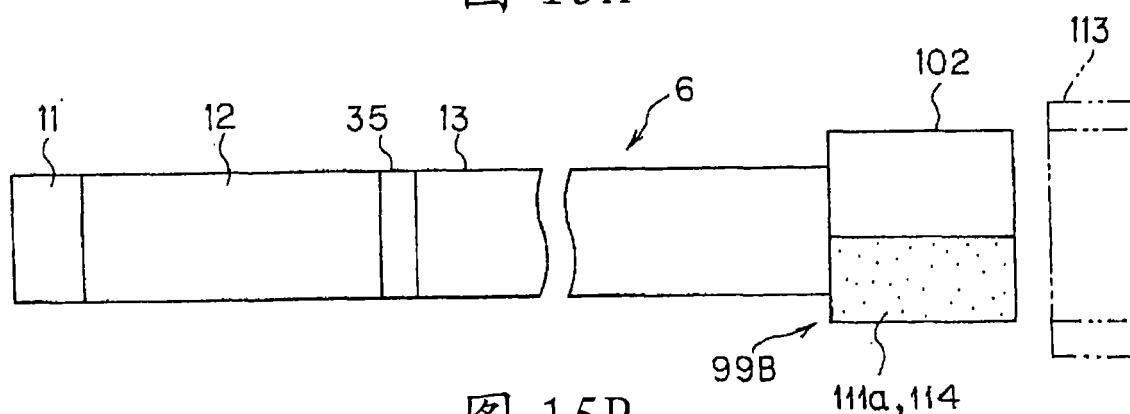


图 15B

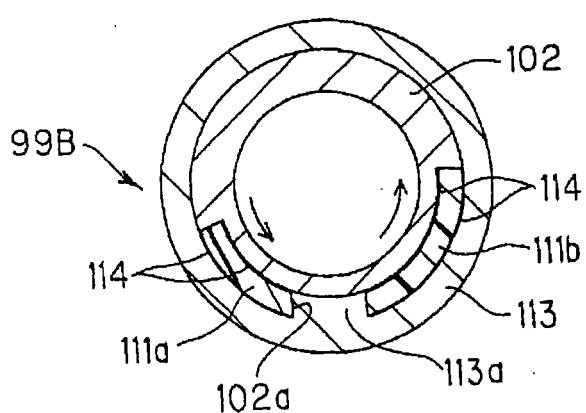


图 16

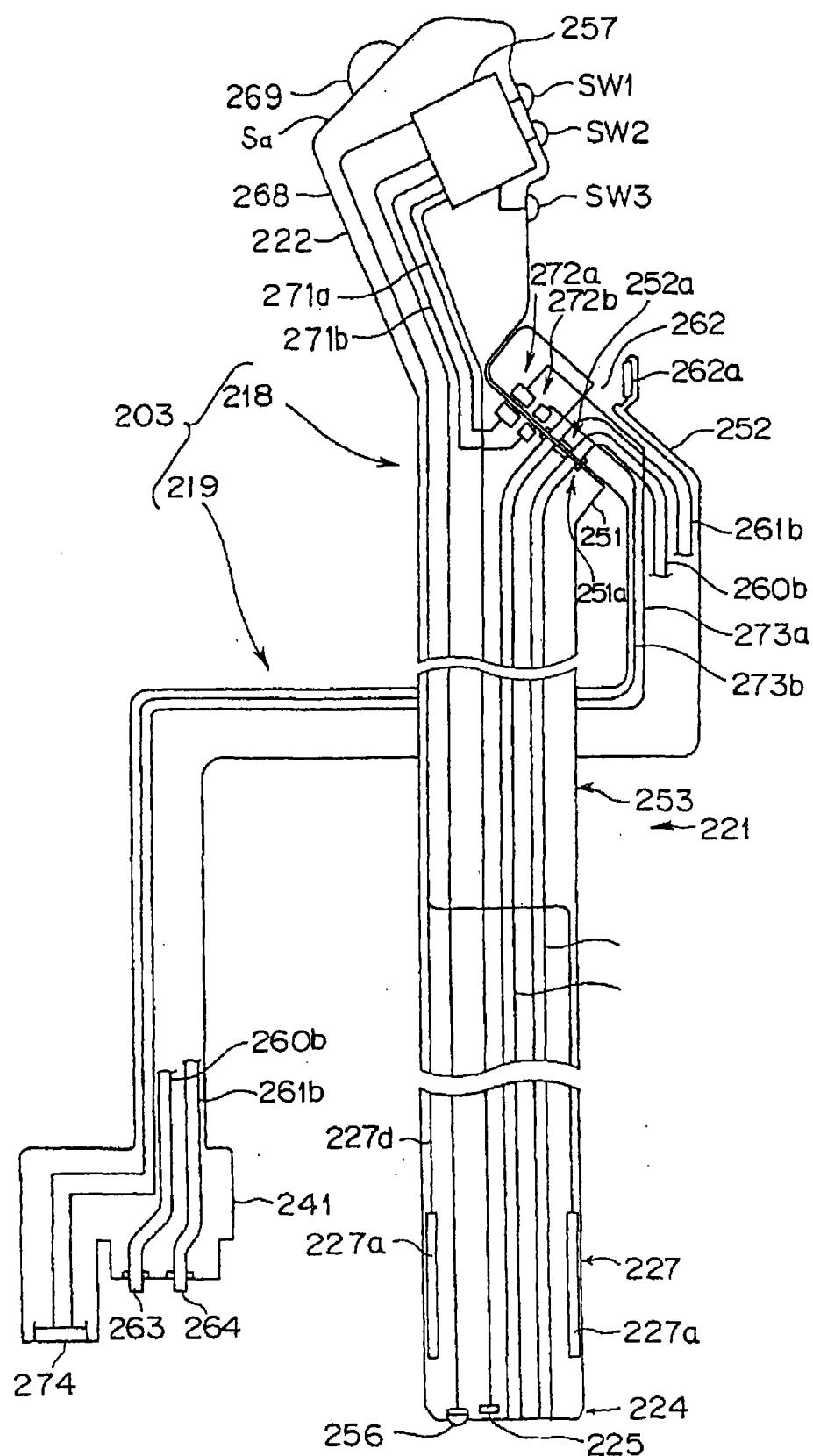


图 17

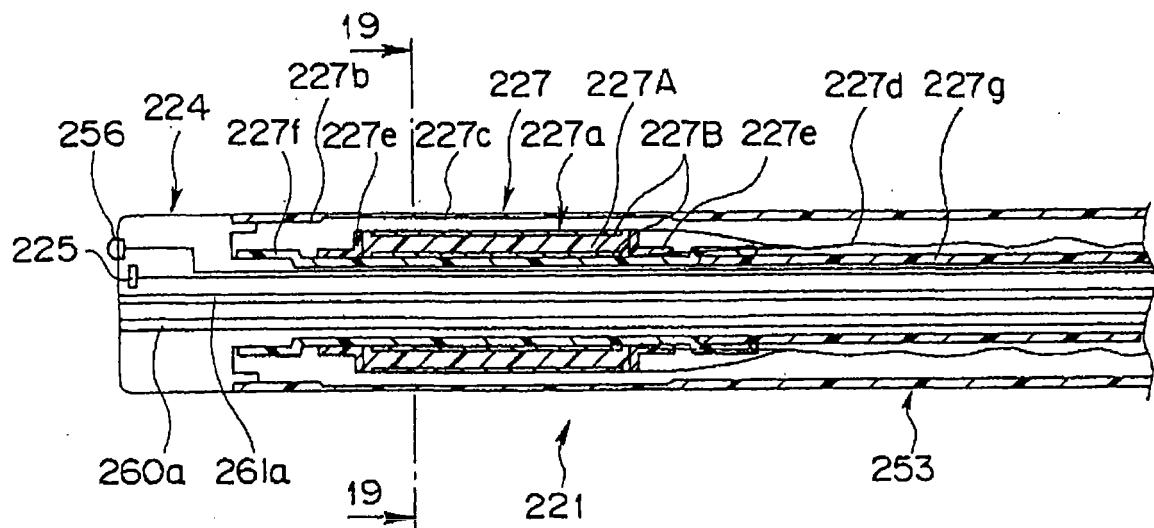


图 18

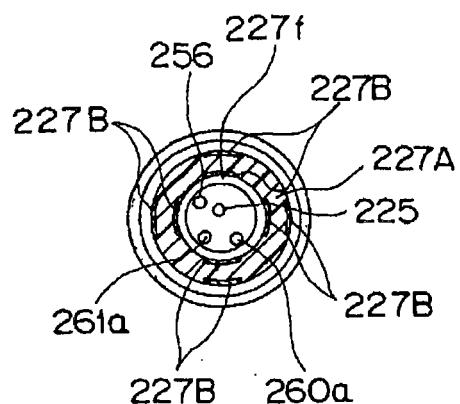


图 19

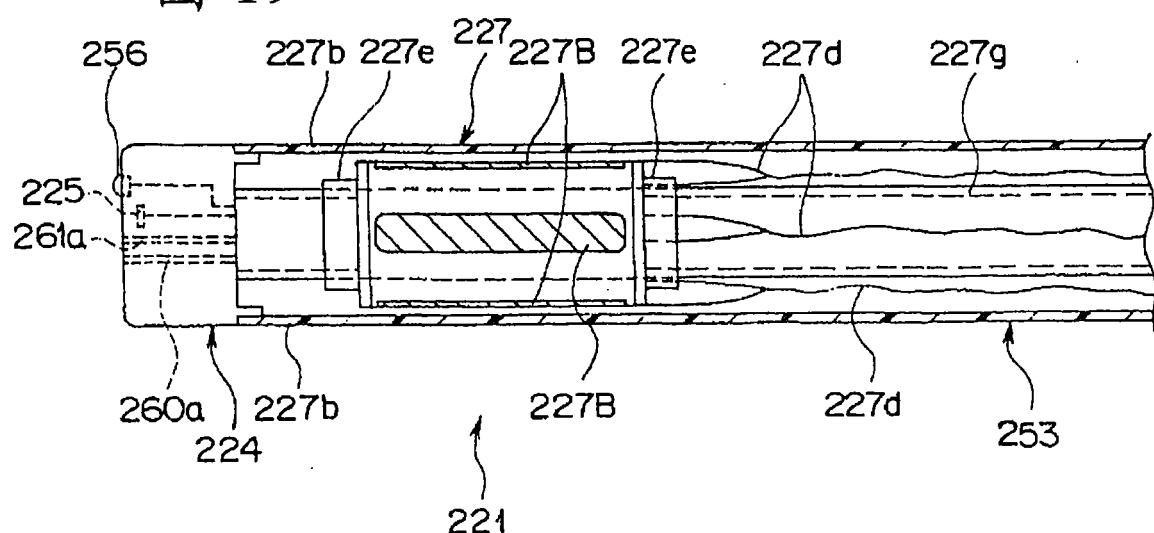


图 20

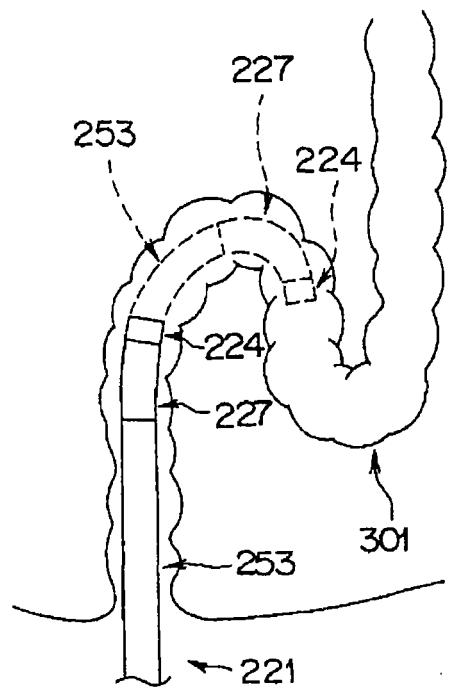


图 21

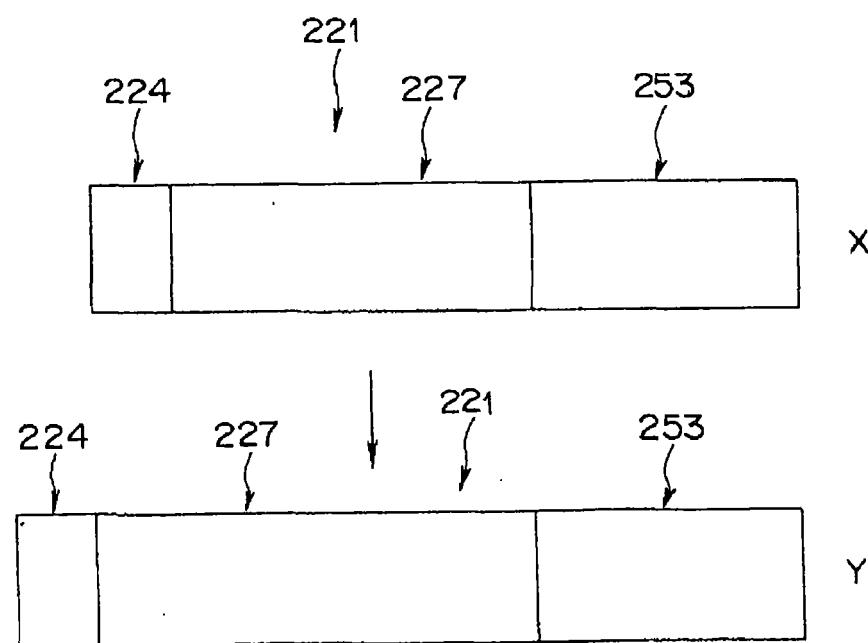


图 22

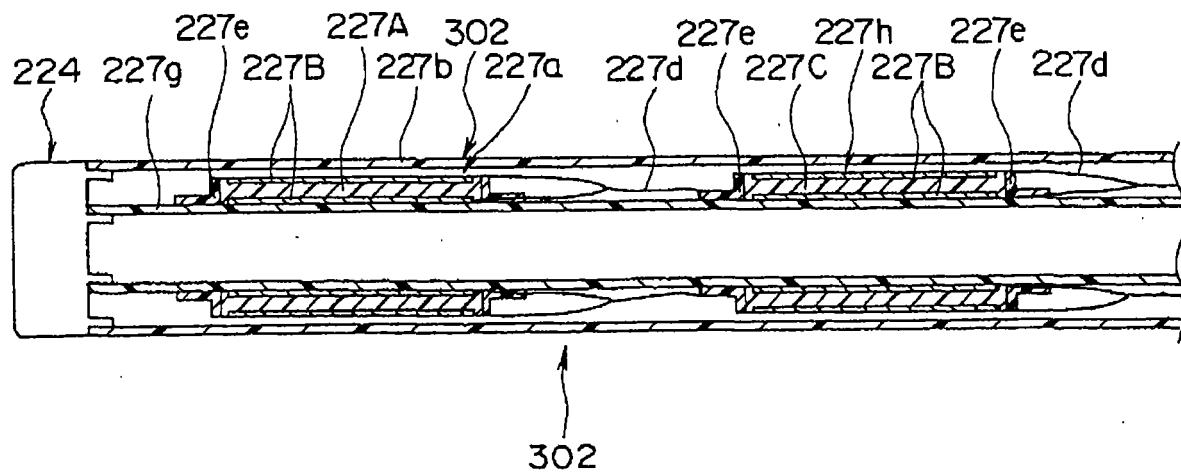


图 23

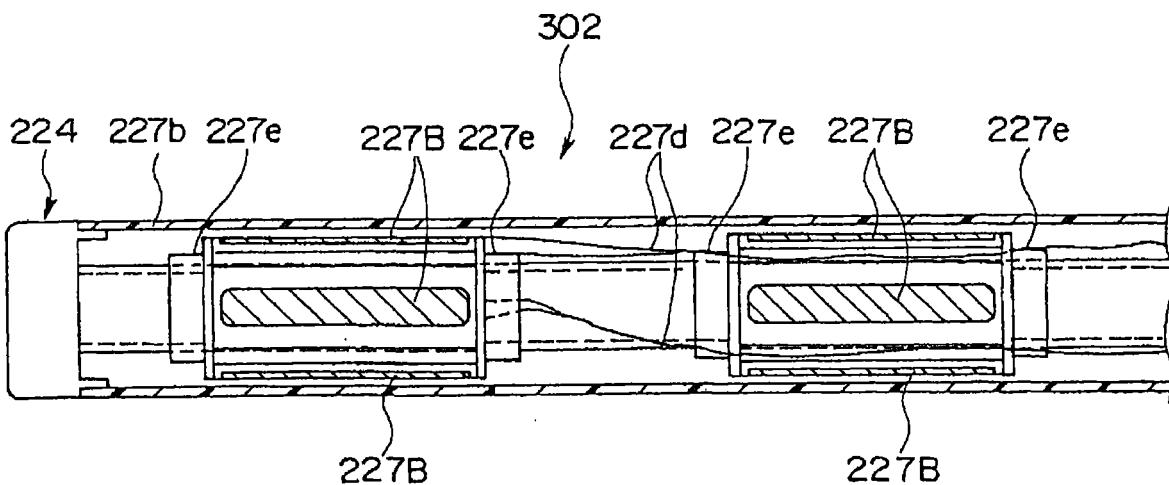


图 24

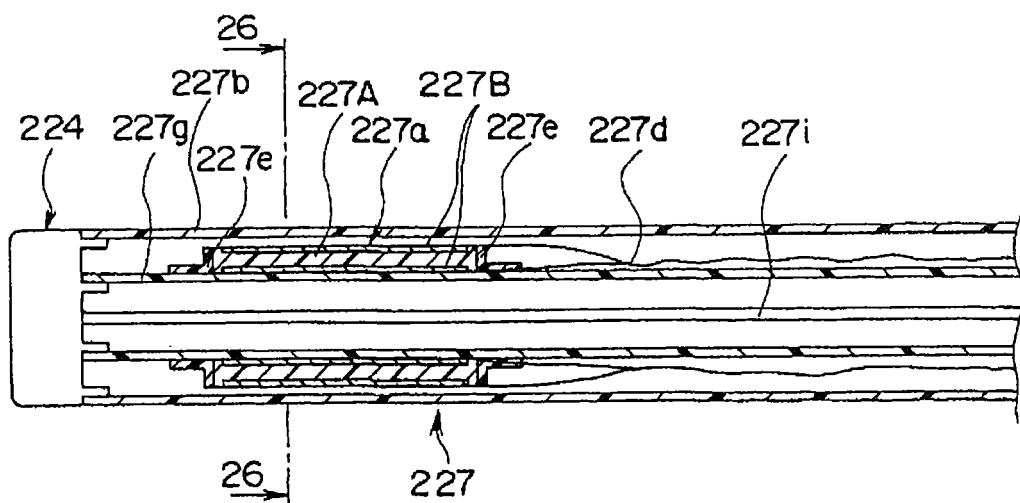


图 25

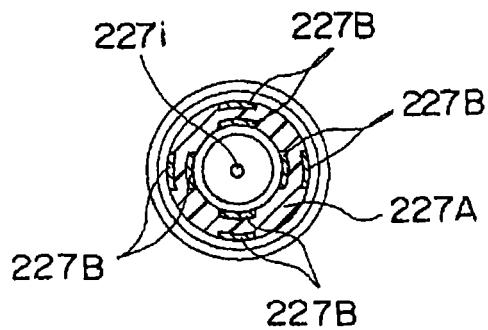


图 26

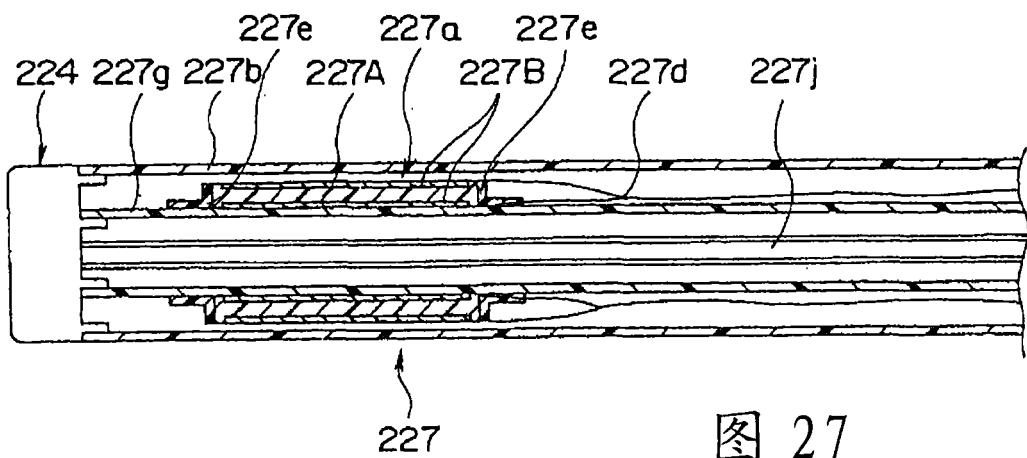


图 27

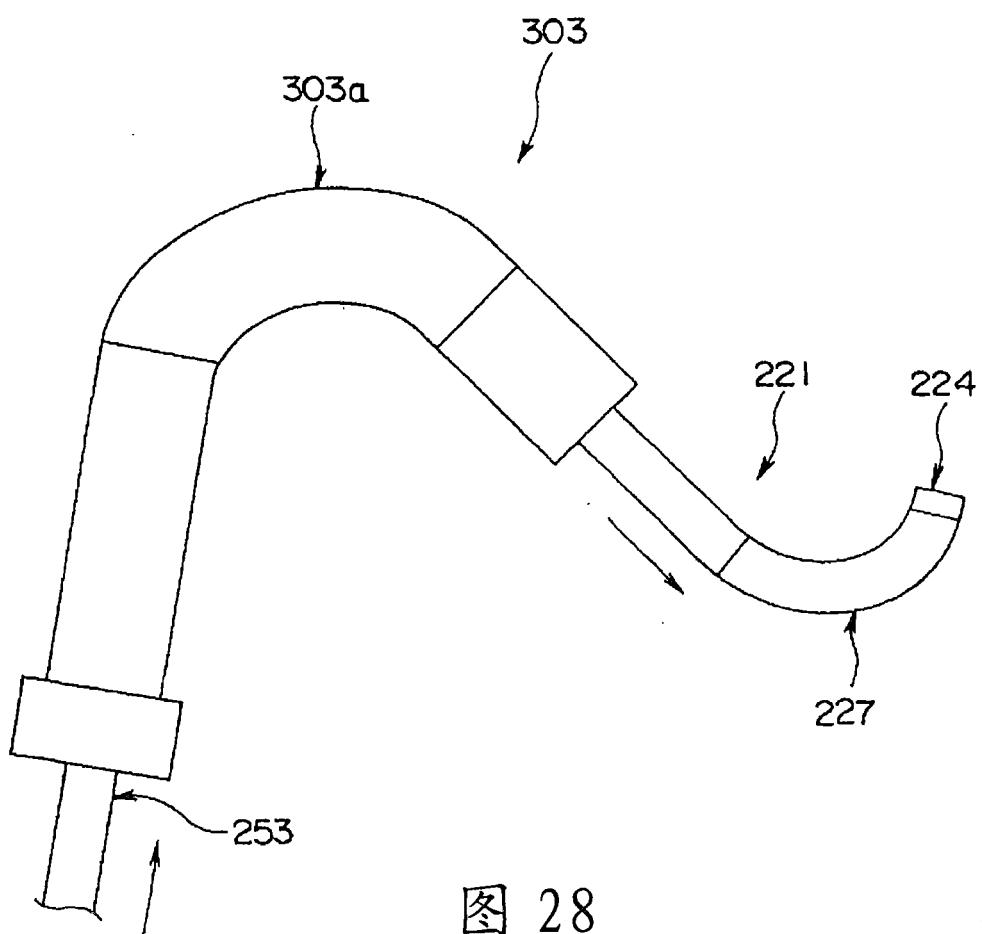


图 28

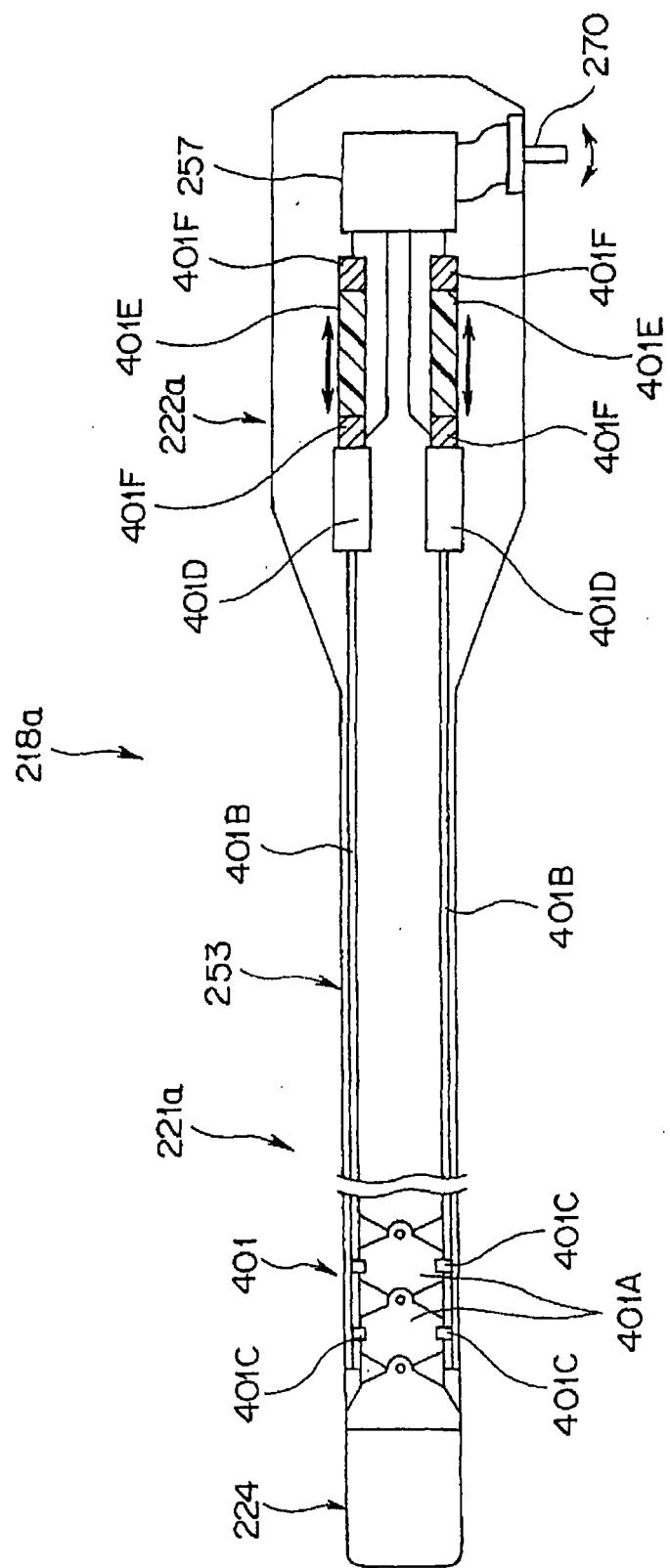


图 29

专利名称(译)	内窥镜		
公开(公告)号	CN101010027A	公开(公告)日	2007-08-01
申请号	CN200580029623.0	申请日	2005-09-02
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	野口利昭 内村澄洋 古川达也 河内昌宏 小野田文幸 森山宏树 外山隆一 丹羽宽 黑岛尚士 长谷川准 铃木英理 小川章生 后町昌纪 伊藤宣昭 糸谷聰		
发明人	野口利昭 内村澄洋 古川达也 河内昌宏 小野田文幸 森山宏树 外山隆一 丹羽宽 黑岛尚士 长谷川准 铃木英理 小川章生 后町昌纪 伊藤宣昭 糸谷聰		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00082 A61B1/00147 G02B23/2476 A61B1/0055 A61B1/0051		
优先权	2004260131 2004-09-07 JP 2004260133 2004-09-07 JP		
其他公开文献	CN101010027B		
外部链接	Espacenet SIPO		
摘要(译)			

本发明提供一种能够简单地改变插入部的硬度等、操作性良好，同时可以减轻用于改变弯曲部的形状的弯曲机构的重量的内窥镜。本发明的内窥镜包括：插入部，其被插入被检体内部；导电性伸缩部件，其使所述插入部可在长度方向上伸缩，并根据电压的施加状态来伸缩；以及电极，其用于对所述导电性伸缩部件施加从电源供给的电压。

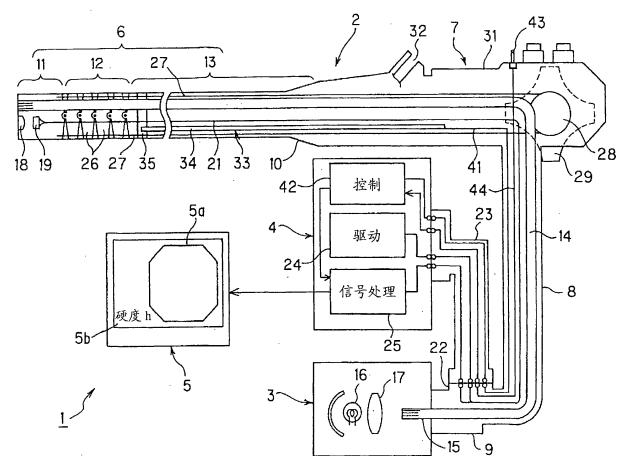


图 1