



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102469914 B

(45) 授权公告日 2014. 11. 05

(21) 申请号 201080032708. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 07. 08

A61B 1/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

审查员 孙颖

2009-228025 2009. 09. 30 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 01. 19

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2010/061590 2010. 07. 08

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/040104 JA 2011. 04. 07

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 田中秀树

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 李辉 于靖帅

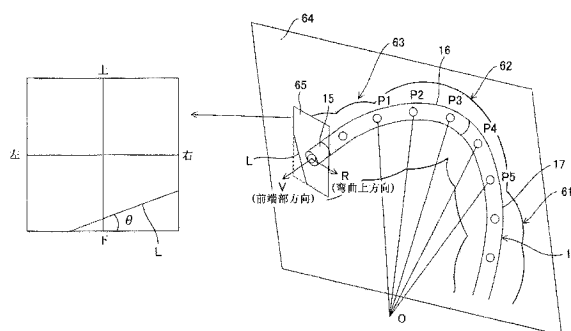
权利要求书1页 说明书13页 附图16页

(54) 发明名称

内窥镜装置以及弯曲驱动控制方法

(57) 摘要

内窥镜装置具有:插入部,其在前端侧设有弯曲部;弯曲驱动部,其以电气方式对弯曲部进行弯曲驱动;插入形状检测部,其检测插入部的前端侧的插入形状;以及弯曲控制部,其根据插入部的前端侧的屈曲信息,估计包含被插入到屈曲的管状体腔内的状态下的插入部的前端侧在内的屈曲的屈曲平面,利用估计出的屈曲平面的信息,进行对弯曲部进行弯曲驱动的控制。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,该内窥镜装置具有:
插入部,其在前端侧设有弯曲自如的弯曲部;
弯曲驱动部,其以电气方式对所述弯曲部进行弯曲驱动;
插入形状检测部,其检测所述插入部的前端侧的插入形状;以及
弯曲控制部,其根据所述插入形状检测部所检测的所述插入部的前端侧的屈曲信息,估计包含被插入到屈曲的管状体腔内的状态下的所述插入部的前端侧在内的屈曲的屈曲平面,利用估计出的屈曲平面的信息,进行对所述弯曲部进行弯曲驱动的控制,
所述弯曲控制部利用所述屈曲平面的信息,进行以沿着所述屈曲平面的方式对所述弯曲部进行弯曲驱动的控制。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,
该内窥镜装置还具有方位检测部,该方位检测部检测所述弯曲部的规定弯曲方向作为基准方位,其中,将所述弯曲部弯曲的上、下、左或右方向作为所述规定弯曲方向,
所述弯曲控制部根据估计出的所述屈曲平面的信息和所述基准方位的信息,进行以沿着所述屈曲平面的方式对所述弯曲部进行弯曲驱动的控制。
3. 根据权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述弯曲控制部还在所述插入部的前端附近设定以所述插入部的轴方向作为法线方向的假想平面,计算该假想平面与所述屈曲平面的交叉线,并且计算该交叉线与所述基准方位所成的角度。
4. 根据权利要求3所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述弯曲控制部将从所述弯曲部的当前的弯曲位置起的所述角度的方向决定为对所述弯曲部进行弯曲驱动的弯曲驱动方向,进行在所述角度的方向上对所述弯曲部进行弯曲驱动的控制。
5. 根据权利要求4所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述弯曲控制部在所述屈曲平面中的所述插入部的前端侧屈曲的屈曲方向的相反方向上,对所述弯曲部进行弯曲驱动。
6. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述弯曲控制部对包含所述屈曲平面的所述插入部的前端侧中沿着该插入部的长度方向取得的多个坐标实施主成分分析,估计所述屈曲平面。
7. 根据权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述弯曲控制部对包含所述屈曲平面的所述插入部的前端侧中沿着该插入部的长度方向取得的多个坐标实施主成分分析,估计所述屈曲平面。
8. 根据权利要求7所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述弯曲控制部在所述屈曲平面中的所述插入部的前端侧屈曲的屈曲方向的相反方向上,对所述弯曲部进行弯曲驱动。
9. 根据权利要求6所述的内窥镜装置,其特征在于,
在所述插入部的前端侧,在所述弯曲部的基端设有第2弯曲部。
10. 根据权利要求9所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述弯曲控制部进行如下控制:以追随所述弯曲部的弯曲驱动的控制状态的方式对所述第2弯曲部进行弯曲驱动。

内窥镜装置以及弯曲驱动控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及以电气方式对内窥镜的弯曲部进行弯曲驱动的内窥镜装置以及弯曲驱动控制方法。

背景技术

[0002] 在插入部的前端侧设置摄像单元和弯曲自如的弯曲部的内窥镜被广泛用于体腔内的检查和诊断等。

[0003] 并且,在将插入部顺畅地插入大肠等复杂屈曲的体腔内的情况下,有时需要熟练的技术。例如,大肠内的横行结肠由于挠曲而难以在原来的状态下插入深部侧的肝弯曲侧,因此,一般进行所谓的撩起,该撩起是去除横行结肠的翘曲而使其直线化的插入技法。

[0004] 但是,难以从内窥镜图像中得知是横行结肠朝哪个方向延伸的面等,所以难以决定应该弯曲的方向,并且难以进行顺畅的插入。

[0005] 另一方面,例如在日本特开 2006-116289 号公报中公开了如下的内窥镜装置:为了容易地使插入部顺畅地插入,除了通过设置在插入部的前端部的摄像单元而得到的摄像图像以外,还利用根据在插入部的长度方向上配置的位置检测线圈的位置检测而计算出的插入部的前端侧的插入形状(屈曲形状)的信息。

[0006] 但是,仅利用上述公报的现有例的插入形状,无法进行如下的弯曲控制:向去除例如大肠内的横行结肠中的翘曲的适当方向撩起,使得高精度地进行弯曲驱动。

[0007] 因此,优选根据插入部的前端侧的插入形状,以向去除横行结肠中的翘曲的方向撩起的方式进行弯曲驱动等,向适当方向高精度地对弯曲部进行弯曲驱动。该情况下,不需要上述现有例中的内窥镜图像,能够对弯曲部进行弯曲驱动,是更加有效的。

[0008] 本发明是鉴于上述问题点而完成的,其目的在于,提供如下的内窥镜装置以及弯曲驱动控制方法:能够根据插入部的前端侧屈曲的插入形状,向适当方向高精度地对弯曲部进行弯曲驱动。

发明内容

[0009] 用于解决课题的手段

[0010] 本发明的内窥镜装置的特征在于,该内窥镜装置具有:插入部,其在前端侧设有弯曲自如的弯曲部;弯曲驱动部,其以电气方式对所述弯曲部进行弯曲驱动;插入形状检测部,其检测所述插入部的前端侧的插入形状;以及弯曲控制部,其根据所述插入形状检测部所检测的所述插入部的前端侧的屈曲信息,估计包含被插入到屈曲的管状体腔内的状态下的所述插入部的前端侧在内的屈曲的屈曲平面,利用估计出的屈曲平面的信息,进行对所述弯曲部进行弯曲驱动的控制。

[0011] 本发明的弯曲驱动控制方法的特征在于,该弯曲驱动控制方法具有以下步骤:屈曲平面估计步骤,估计屈曲平面,该屈曲平面包含在设有弯曲自如的弯曲部的插入部的前端侧沿着管状体腔内屈曲的屈曲形状插入时的所述插入部的前端侧;假想平面设定步骤,

在所述插入部的前端附近设定将所述插入部的前端侧的轴方向作为法线方向的假想平面；以及弯曲驱动方向决定步骤，根据所述屈曲平面与所述假想平面的交叉线，决定对所述弯曲部进行弯曲驱动的弯曲驱动方向。

附图说明

- [0012] 图 1 是示出本发明的第 1 实施方式的内窥镜装置的整体结构的图。
- [0013] 图 2 是示出内窥镜和弯曲控制装置的结构图。
- [0014] 图 3 是示出将插入部插入大肠内时的处理顺序的流程图。
- [0015] 图 4 是示出决定规定区域的情况下的弯曲驱动方向的处理顺序的流程图。
- [0016] 图 5 是示出插入部经由大肠内的脾弯曲而插入到横行结肠侧的状态的说明图。
- [0017] 图 6 是示出在图 5 的状态下估计屈曲平面等的处理顺序的流程图。
- [0018] 图 7A 是示出针对通过主成分分析在屈曲平面上设定的 5 个点而计算出的第 1 主成分方向和第 2 主成分方向的图。
- [0019] 图 7B 是示出针对通过主成分分析在屈曲平面上设定的 5 个点而与第 1 主成分方向和第 2 主成分方向垂直的第 3 主成分方向的图。
- [0020] 图 8 是示出在滑轮角的坐标系上从当前的弯曲位置起对弯曲部进行弯曲驱动的方向的说明图。
- [0021] 图 9 示出本发明的第 2 实施方式的弯曲控制装置的结构。
- [0022] 图 10 是对第 2 弯曲部进行弯曲驱动时的说明图。
- [0023] 图 11 是示出第 2 实施方式的弯曲驱动处理的顺序的流程图。
- [0024] 图 12 是将第 2 实施方式的插入部的前端侧插入大肠内部时的说明图。
- [0025] 图 13 示出本发明的第 3 实施方式的弯曲控制装置的结构。
- [0026] 图 14 是示出第 3 实施方式的弯曲驱动处理的顺序的流程图。
- [0027] 图 15 是将第 3 实施方式的插入部的前端侧插入大肠内部时的说明图。
- [0028] 图 16 示出本发明的第 4 实施方式的弯曲控制装置的结构。
- [0029] 图 17 是对第 1 和第 2 弯曲部进行弯曲驱动时的说明图。
- [0030] 图 18 是将第 4 实施方式的插入部的前端侧插入大肠内部时的说明图。

具体实施方式

[0031] 下面，参照附图说明本发明的实施方式。

[0032] (第 1 实施方式)

[0033] 如图 1 所示，本发明的第 1 实施方式的内窥镜装置 1 具有：内窥镜 2，其被插入体腔内等；光源部 3，其对该内窥镜 2 供给照明光；信号处理部 4，其对内置于内窥镜 2 中的摄像单元进行信号处理；以及视频处理器 6，其内置有对内窥镜 2 的弯曲部进行弯曲控制的弯曲控制部 5 等。

[0034] 该内窥镜装置 1 还具有：传感线圈单元 7，其进行设置于内窥镜 2 中的位置检测用的源线圈的位置检测；插入形状检测装置 8，其根据来自该传感线圈单元 7 的检测信号检测内窥镜 2 的插入部 11 的插入形状并生成其图像；以及监视器 10A 和 10B，它们分别显示摄像单元拍摄的内窥镜图像和基于插入形状检测装置 8 的插入形状检测图像。

[0035] 内窥镜 2 具有 :被插入体腔内的细长的插入部 11、设置在该插入部 11 的后端的操作部 12、以及从该操作部 12 延伸出的通用软线 13,该通用软线 13 的后端的连接器 14 以装卸自如的方式与视频处理器 6 连接。

[0036] 并且,插入部 11 具有 :设置在其前端的硬质的前端部 15 ;弯曲部 16,其与该前端部 15 的后端相邻且弯曲自如地设置 ;以及长条的具有挠性的挠性管部 17,其从该弯曲部 16 的后端延伸到操作部 12 的前端。

[0037] 在操作部 12 中设有 :作为弯曲指示操作单元的弯曲用操纵杆 18,其对所述弯曲部 16 进行弯曲方向和弯曲角度的指示操作 ;模式选择开关 19,其进行自动弯曲(自动插入)模式和手动弯曲(手动插入)模式的选择 ;以及镜体开关 20,其进行静态图像的显示指示等。

[0038] 另外,在选择了自动弯曲模式的情况下,弯曲控制部 5 自动决定弯曲部 16 的弯曲驱动方向,手术操作者仅进行向深部侧推入插入部 11 的作业。在选择了手动弯曲模式的情况下,手术操作者操作操纵杆 18 进行弯曲部 16 的弯曲驱动方向的指示操作,弯曲控制部 5 将依据指示操作的弯曲驱动方向决定为针对弯曲部 16 的弯曲驱动方向。然后,手术操作者进行向深部侧推入插入部 11 的作业。

[0039] 在该内窥镜 2 的插入部 11 内等贯穿插入有传送照明光的光导 21,该光导 21 的后端从连接器 14 突出而成为入射端面。

[0040] 内置于光源部 3 中的灯 22 的照明光经由光圈 23 和聚光透镜 24 入射到该入射端面。另外,灯 22 通过由灯驱动电路 25 供给的灯驱动电源而点亮,产生照明光。

[0041] 并且,光圈 23 由光圈控制电路 26 控制供照明光通过的开口量(光圈量)。

[0042] 由光导 21 传送的照明光从固定于插入部 11 的前端部 15 上的光导前端面,进一步经由安装在照明窗上的照明透镜 27 (参照图 2)向外部射出,对体腔内的患部等被摄体进行照明。

[0043] 如图 2 所示,在前端部 15 (与照明窗相邻地)设有观察窗,在该观察窗上安装有摄像单元 31。

[0044] 该摄像单元 31 具有 :物镜 32,其安装在未图示的透镜框上,对被摄体的光学像进行成像 ;以及作为摄像元件的电荷耦合元件(简记为 CCD) 33,其摄像面配置在该物镜 32 的成像位置。

[0045] 而且,与 CCD33 连接的电缆贯穿插入在插入部 11 内等,如图 1 所示,其后端侧经由连接器 14 的电接点与构成信号处理部 4 的 CCD 驱动电路 36 和影像处理电路 37 连接。

[0046] CCD 驱动电路 36 产生 CCD 驱动信号,将该 CCD 驱动信号施加给 CCD33。CCD33 通过 CCD 驱动信号的施加对成像在摄像面上的光学像进行光电转换,作为 CCD 输出信号输出。

[0047] 该 CCD 输出信号被输入到影像处理电路 37,影像处理电路 37 生成将 CCD33 的摄像面的光学像显示为内窥镜图像的影像信号,将其输出到监视器 10A,从而在监视器 10A 的显示画面上显示内窥镜图像。

[0048] 另外,CCD33 被配置成与插入部 11 内的弯曲部 16 的弯曲方向具有规定关系。具体而言,设 CCD33 的摄像面的上方向为弯曲部 16 的上下左右的弯曲方向中的上方向。

[0049] 并且,影像信号被输入到光圈控制电路 26,该光圈控制电路 26 以规定周期对该影像信号的亮度信号成分进行积分等,计算平均明亮度。将从该平均明亮度的信号中减去与适当明亮度相当的基准值而得到的差分信号作为光圈控制信号,对光圈 23 的开口量进行

调整。然后,进行自动调光使得通过光圈 23 的照明光量成为基准值。

[0050] 并且,影像处理电路 37 具有通过图像处理来检测内窥镜图像中有无暗部的暗部检测电路 37a。该暗部检测电路 37a 进行的有无暗部的检测(判定)信息被发送到弯曲控制部 5。

[0051] 在选择了自动弯曲插入部 11 的自动弯曲模式的情况下,弯曲控制部 5 通常将暗部作为插入时的目标位置,按照使前端部 15 朝向(指向)暗部方向的方式,对弯曲部 16 的弯曲驱动方向和弯曲量(弯曲角)进行控制。

[0052] 并且,在手动插入模式中,手术操作者将暗部作为插入时的目标位置,按照使前端部 15 朝向暗部方向的方式,操作操纵杆 18 来设定弯曲部 16 的弯曲驱动方向和弯曲量(弯曲角)。

[0053] 在插入部 11 内设有未图示的处置器械用通道,该处置器械用通道的后端侧与设置在操作部 12 的前端附近的处置器械插入口 39 连通。

[0054] 并且,与插入部 11 的前端部 15 的后端相邻地设有弯曲部 16,设置在视频处理器 6 的内部的弯曲控制部 5 构成为进行图 2 所示的电动方式的弯曲驱动机构 50 的控制。通过图 2 的弯曲驱动机构 50 和弯曲控制部 5 构成弯曲控制装置 40。

[0055] 构成弯曲部 16 的多个弯曲块 51 被连接成在弯曲部 16 的长度方向上分别相邻的部分通过铆钉 52 而转动自如。

[0056] 各弯曲块 51 的弯曲方向由设置铆钉 52 的位置来确定,铆钉 52 交替或按照适当周期配置在左右位置和上下位置,除了上下方向和左右方向以外,弯曲部 16 还能够向任意方向弯曲。

[0057] 另外,在图 2 中,仅简化示出向上下方向弯曲的铆钉 52。并且,在插入部 11 内贯穿插入有向上下方向和左右方向弯曲的角度线(弯曲线) 53u、53d 和 53l、53r,这些角度线 53u、53d 和 53l、53r 的前端固定在前端部 15 上。

[0058] 并且,角度线 53u、53d 和 53l、53r 的后端固定于配置在操作部 12 内的上下弯曲用滑轮 54a 和左右弯曲用滑轮 54b 上。

[0059] 滑轮 54a、54b 通过电动马达 55a、55b 而正反自如地旋转,该电动马达 55a、55b 构成以电气方式对弯曲部 16 进行弯曲驱动的弯曲驱动单元。通过马达驱动部 56 的马达驱动信号对电动马达 55a、55b 进行驱动。马达驱动部 56 由弯曲控制部 5 控制。

[0060] 另外,在图 1 中,示出在视频处理器 6 的内部设置弯曲控制部 5 的结构例,但是,也可以在操作部 12 内部等内窥镜 2 的内部设置弯曲控制部 5。

[0061] 由马达驱动部 56 的马达驱动信号驱动的电动马达 55a、55b 使滑轮 54a、54b 旋转,通过滑轮 54a、54b 的旋转来牵引角度线 53u、53d、53l、53r,对弯曲部 16 进行弯曲驱动。

[0062] 在使滑轮 54a、54b 旋转的情况下,对应于滑轮 54a、54b 的旋转角来确定角度线 53u、53d、53l、53r 的牵引量,并且弯曲部 16 对应于牵引量而弯曲。因此,通过检测电动马达 55a、55b 或滑轮 54a、54b 的旋转角或角度线 53u、53d、53l、53r 的牵引量(移动量),能够检测弯曲部 16 的弯曲角。

[0063] 在本实施方式中,例如采用如下结构:通过安装在电动马达 55a、55b 的轴部的旋转编码器(以下简记为编码器) 57a、57b,借助滑轮 54a、54b 的旋转角来检测弯曲部 16 的弯曲角。

[0064] 即,根据编码器 57a、57b 的输出信号,能够检测滑轮 54a、54b 的旋转角,换言之,能够检测与滑轮 54a、54b 的旋转角对应的弯曲部 16 的弯曲角。因此,编码器 57a、57b 形成对弯曲部 16 的弯曲形状进行检测的弯曲形状检测单元。

[0065] 基于编码器 57a、57b 的输出信号的滑轮角或弯曲角的检测信号(检测值)被输入到马达驱动部 56。经由弯曲控制部 5 对该马达驱动部 56 输入作为弯曲指示操作单元的操纵杆 18 的弯曲驱动方向和弯曲角的指示值。

[0066] 然后,该马达驱动部 56 对电动马达 55a、55b 进行旋转驱动,使得编码器 57a、57b 的检测值追随指示值(与其一致)。

[0067] 弯曲控制部 5 对马达驱动部 56 赋予弯曲指示操作单元的指示值,马达驱动部 56 对电动马达 55a、55b 进行旋转驱动,使得弯曲角的检测值成为指示值,从而使弯曲部 16 弯曲到所指示的规定弯曲角度。

[0068] 手术操作者通过设置在操作部 12 上的操纵杆 18 进行向上下、左右的任意弯曲方向倾动的操作,由此,倾动的方向成为弯曲驱动方向的指示值,并且其倾动角成为弯曲角的指示值。

[0069] 手术操作者通过进行使操纵杆 18 向上下、左右的任意方向倾动的指示操作,上下方向操纵杆马达 58a 和左右方向操纵杆马达 58b 对应于倾动的方向进行旋转。

[0070] 编码器 59a、59b 检测该旋转角,编码器 59a、59b 的检测信号作为弯曲驱动方向和弯曲角的指示值被输入到弯曲控制部 5。另外,操纵杆马达 58a、58b 由弯曲控制部 5 控制,并且,编码器 59a、59b 的检测信号也被输入到弯曲控制部 5。

[0071] 然后,弯曲控制部 5 对马达驱动部 56 输出作为编码器 59a、59b 的检测信号的弯曲驱动方向和弯曲角的指示值,控制其动作。

[0072] 并且,在插入部 11 内,沿着其长度方向例如以规定间隔配置有源线圈 41,如图 1 所示,与源线圈 41 连接的信号线经由连接器 14 的电接点与设于视频处理器 6 内的源线圈驱动电路 43 连接。

[0073] 该源线圈驱动电路 43 经由信号线对各源线圈 41 依次施加交流的驱动信号,在各源线圈 41 的周围产生交流磁场。

[0074] 并且,如图 1 所示,在插入有插入部 11 的未图示的患者所躺的床的周边部等规定位置配置有由多个传感线圈 44 构成的传感线圈单元 7,通过多个传感线圈 44,检测由配置于插入部 11 内的源线圈 41 产生的磁场。

[0075] 然后,传感线圈 44 的检测信号由插入形状检测装置 8 内的放大器 45 放大后,被输入到源线圈位置计算电路 46,通过该源线圈位置计算电路 46,根据由传感线圈 44 检测到的信号中的振幅值和相位值计算各源线圈 41 的位置。

[0076] 由该源线圈位置计算电路 46 计算出的位置信息被输入到插入形状计算电路 47。该插入形状计算电路 47 根据将计算出的各源线圈 41 的位置连接起来而得到的形状,检测被插入到体腔内的插入部 11 的(屈曲的屈曲形状等的)插入形状,对检测到的插入形状进行建模,生成插入形状图像信号。

[0077] 即,插入形状计算电路 47 具有插入形状检测部 47a 的功能,该插入形状检测部 47a 至少检测包含插入部 11 的前端侧的屈曲形状的情况在内的插入形状。

[0078] 由插入形状计算电路 47 生成的插入形状图像信号被输入到监视器 10B 中,在其显

示画面上显示插入部 11 的前端侧屈曲时等的插入形状图像。

[0079] 并且,通过弯曲控制部 5 取得由插入形状计算电路 47 计算出的包含插入部 11 的前端侧的屈曲形状的情况在内的插入形状的坐标信息。如后所述,弯曲控制部 5 在进行对弯曲部 16 弯曲驱动的控制的情况下,特别利用插入部 11 的前端侧屈曲状态下的(作为插入形状的坐标信息的)屈曲坐标的信息。

[0080] 另外,如图 2 所示,在前端部 15 内安装有源线圈 41,源线圈位置计算电路 46 根据安装在前端部 15 上的多个源线圈 41 的位置,除了计算前端部 15 的位置以外,还计算前端部 15 的周方向中的上下、左右等方向中的特定方向。在前端部 15 内,多个源线圈 41 以偏离直线的配置关系配置,使得能够检测前端部 15 的周方向。

[0081] 通过前端部 15 内的多个源线圈 41 的配置,除了能够检测前端部 15 的位置和长度方向(也称为前端部方向)以外,还能够检测前端部 15 的绕轴的基准方位。

[0082] 在该前端部 15 内在固定状态下配置有 CCD33,还能够检测其摄像面的上方向(这与从弯曲的下方向朝向上方向的钟表的 12 点方向一致)。即,源线圈位置计算电路 46 具有检测前端部 15 的位置及其基准方位的位置/方位检测部 46a 的功能。另外,位置/方位检测部 46a 具有检测弯曲部 16 的基准方位的方位检测单元的功能。

[0083] 而且,源线圈位置计算电路 46 对弯曲控制部 5 输出前端部 15 的位置和基准方位的信息。

[0084] 弯曲控制部 5 例如由 CPU5a 构成,CPU5a 利用所输入的前端部 15 的位置和基准方位的信息,进行对弯曲部 16 弯曲驱动的控制。

[0085] 并且,本实施方式的弯曲控制部 5 判定体腔内的前端部 15 的位置是否到达规定区域。为了进行该判定,弯曲控制部 5 根据从前端部 15 被放置在体腔内的插入口位置的位置到被插入体腔内部的前端部 15 的位置的插入形状,检测插入长度。

[0086] 例如,通过预先存储前端部 15 被放置在肛门位置时的配置在前端部 15 内部的源线圈 41 的位置,能够检测前端部 15 被插入大肠内部的插入长度。

[0087] 并且,在本实施方式中,为了顺畅地插入到作为管状体腔内的大肠内的横行结肠的深部侧,作为弯曲控制单元的弯曲控制部 5 估计适于进行撩起的平面(后述的屈曲平面),进行对弯曲部 16 弯曲驱动的控制。

[0088] 更具体而言,构成弯曲控制部 5 的 CPU5a 具有屈曲平面估计部 5b 的功能,该屈曲平面估计部 5b 估计(生成)经由脾弯曲而插入挠曲的横行结肠内的插入部 11 中的弯曲部 16 或挠性管部 17 部分屈曲的平面,作为屈曲平面。并且,CPU5a 具有假想平面设定部 5c 的功能,该假想平面设定部 5c 在前端部 15 的位置临时设定将该前端部 15 的前端部方向作为法线方向的假想平面,以便沿着上述屈曲平面(更广义地讲为与屈曲平面平行的平面)决定使弯曲部 16 弯曲的弯曲方向。

[0089] 并且,CPU5a 具有角度计算部 5d 的功能,该角度计算部 5d 进行如下处理:如后所述求出上述屈曲平面与该假想平面的交叉线,并且将前端部 15 或弯曲部 16 的特定弯曲方向作为基准方位,计算该基准方位与交叉线所成的角度。而且,CPU5a 具有弯曲驱动方向决定部 5e 的功能,该弯曲驱动方向决定部 5e 将沿着该交叉线的方向决定为弯曲驱动方向。

[0090] 接着,参照图 3 的流程图说明本实施方式的作用。

[0091] 当接通图 1 所示的内窥镜装置 1 的电源后,内窥镜装置 1 的各部动作。如图 3 的

步骤 S1 所示,手术操作者将内窥镜 2 的插入部 11 的前端侧从肛门插入作为进行内窥镜检查的检查对象的大肠内。

[0092] 当开始向大肠内部插入后,如步骤 S2 所示,弯曲控制部 5 的 CPU5a 取得基于插入形状检测装置 8 的插入部 11 的插入形状的信息。并且,在接着的步骤 S3 中,CPU5a 取得弯曲部 16 的弯曲坐标的信息。

[0093] 并且,在接着的步骤 S4 中,CPU5a 取得基于暗部检测电路 37a 的来自内窥镜图像的暗部的信息。然后,如步骤 S5 所示,将暗部的位置作为插入目标方向,将插入部 11 的前端侧插入大肠的深部侧。

[0094] 并且,如步骤 S6 所示,CPU5a 监视插入长度,判定前端部 15 是否通过作为规定区域的脾弯曲而到达横行结肠内。该情况下,大肠中的脾弯曲的部位急剧屈曲,所以不仅是插入长度,CPU5a 还可以监视弯曲部 16 的弯曲角度的信息,利用有无规定角度以上的弯曲的信息,判定是否到达规定区域。

[0095] CPU5a 在判定为未到达规定区域的情况下,返回步骤 S2 的处理,重复进行步骤 S2 ~ S6 的处理。

[0096] 另一方面,在前端部 15 通过脾弯曲而到达横行结肠内的情况下(即,成为插入部 11 的前端侧在脾弯曲处屈曲的状态的情况下),CPU5a 进行步骤 S7 的弯曲驱动方向决定处理,在接着的步骤 S8 中,决定所决定的弯曲驱动方向中的弯曲驱动目标位置,进行对弯曲部 16 弯曲驱动的控制。即,在插入部 11 的前端侧到达规定区域的情况下,CPU5a 通过在后述的图 4 和图 6 中说明的弯曲驱动控制方法,进行对弯曲部 16 弯曲驱动的控制。

[0097] 在接着的步骤 S9 中,在将弯曲部 16 弯曲驱动到弯曲驱动目标位置的状态下,将前端部侧插入横行结肠的深部侧。

[0098] 然后,前端部 15 经由肝弯曲而被插入到上行结肠或盲肠附近,结束插入该插入部 11 的技法。然后,手术操作者例如一般拔出插入部 11 一边进行内窥镜检查。

[0099] 图 4 示出步骤 S7 的弯曲驱动方向决定处理的顺序。根据以下说明可知,实质的弯曲驱动方向决定处理是由图 4 中的框 F 包围的步骤 S16-S18。而且,步骤 S16-S18 是对弯曲部 16 进行弯曲驱动的驱动控制方法的主要处理顺序。

[0100] 当弯曲驱动方向决定处理开始后,在最初的步骤 S11 中,CPU5a 取得基于插入形状检测装置 8 的插入部 11 的插入形状的信息。并且,在接着的步骤 S12 中,CPU5a 取得弯曲部 16 的弯曲坐标的信息。

[0101] 另外,步骤 S11 和 S12 是与图 3 的步骤 S2 和 S3 相同的处理,在插入部 11 的前端侧的状态不变化或者变化量较小的情况下,也可以沿用步骤 S2 和 S3 的信息。

[0102] 在接着的步骤 S13 中,CPU5a 判定是否是自动弯曲模式。在不是自动弯曲模式(即,是手动弯曲模式)的情况下,在步骤 S14 中,CPU5a 针对操纵杆 18 的弯曲指示,经由编码器 59a、59b 取得与该弯曲指示对应的信息。

[0103] 然后,在接着的步骤 S15 中,CPU5a 依据操纵杆 18 的弯曲指示来决定弯曲驱动方向,进入步骤 S19 的处理。

[0104] 另一方面,在步骤 S13 中判定结果为选择了自动弯曲模式的情况下,进入构成作为自动弯曲驱动处理的一个形式的实质弯曲驱动方向决定处理的步骤 S16 的处理,在该步骤 S16 中,CPU5a 进行屈曲平面的估计(生成)处理。

[0105] 如后所述,在估计出该屈曲平面后,在接着的步骤 S17 中,CPU5a 进行假想平面的生成(设定)处理。进而,在接着的步骤 S18 中,CPU5a 进行基于屈曲平面与假想平面的交叉线的弯曲驱动方向的决定处理,进入接着的步骤 S19 的弯曲驱动目标位置的決定处理。

[0106] 接着,参照图 5 和图 6 说明上述弯曲驱动方向决定处理中的估计屈曲平面等的详细处理顺序。图 5 示出内窥镜 2 的插入部 11 的前端侧经由作为规定区域的大肠 61 中的脾弯曲 62 而被插入到横行结肠 63 侧的状态。

[0107] 这样,在插入部 11 的前端侧被插入规定区域内的状态下,如图 6 的步骤 S21 所示,弯曲控制部 5 的 CPU5a 确定(插入部 11 的前端侧的弯曲部 16 或挠性管部 17 的)插入形状部分的位置信息中的曲率半径最小的位置 P3。

[0108] 如图 5 所示,插入部 11 的屈曲角度在(急剧屈曲的)脾弯曲 62 的部分中最大,所以通过确定曲率半径最小的位置 P3,能够确定脾弯曲 62 内侧的屈曲的插入部 11 中的基准位置。

[0109] 在接着的步骤 S22 中,CPU5a 将屈曲的插入部 11 的插入形状部分中的曲率半径最小的位置 P3 作为基准位置,取得在该位置 P3 的前后(即,关于插入部 11 的长度方向的前后)以适当间隔相邻的 2 个点的位置 P1、P2 和 P4、P5 的坐标,取得合计 5 个点的坐标。另外,图 5 的 0 表示坐标系的原点。

[0110] 该情况下,也可以利用在插入部 11 的长度方向上以规定间隔配置的源线圈 41 的坐标。另外,5 个点是一个代表例,不限于该数量。

[0111] 在接着的步骤 S23 中,CPU5a 对所取得的 5 个点的位置 P1 ~ P5 的坐标实施主成分分析(PCA),估计(导出)与 5 个点的坐标分布对应的作为相互正交的坐标轴的第 1 主成分方向 Pc1、第 2 主成分方向 Pc2、第 3 主成分方向 Pc3。

[0112] 该情况下,第 1 主成分方向 Pc1 为插入部 11 上的 5 个点的坐标数据的分散情况(方差)最大的方向,第 2 主成分方向 Pc2 为与该第 1 主成分方向 Pc1 正交且方差次大的方向。而且,第 3 主成分方向 Pc3 为与第 1 主成分方向 Pc1 和第 2 主成分方向 Pc2(包含第 1 主成分方向 Pc1 和第 2 主成分方向 Pc2 的平面)正交的方向。

[0113] 图 7A 示出估计出的第 1 主成分方向 Pc1 和第 2 主成分方向 Pc2,包含该第 1 主成分方向 Pc1 和第 2 主成分方向 Pc2 的平面为估计出的屈曲平面 64。

[0114] 并且,图 7B 示出估计出的第 3 主成分方向 Pc3,该第 3 主成分方向 Pc3 为与插入部 11 的前端侧部分在脾弯曲 62 处屈曲的状态下的该屈曲的屈曲平面 64 垂直的法线方向。换言之,不是仅估计屈曲平面 64,还估计与其垂直的法线方向,由此,能够估计精度更高的屈曲平面 64。

[0115] 因此,步骤 S21 ~ S23 成为估计屈曲平面 64 的屈曲平面估计处理。

[0116] 在接着的步骤 S24 中,CPU5a 调查旋转方向(屈曲方向),该旋转方向是指从估计出的屈曲平面 64 中的插入部 11 的基端侧朝向前端侧沿着插入部 11 的屈曲形状进行追踪时的屈曲的插入部 11 在脾弯曲 62 处、(相对于与该屈曲平面 64 垂直的轴)向顺时针方向(右旋方向)或逆时针方向(左旋方向)的任意一个方向旋转(屈曲)。然后,CPU5a 将该旋转方向的相反方向设定为弯曲驱动方向的目标方向。

[0117] 作为该情况下的旋转方向或相反的旋转方向,通过 2 个矢量的外积的符号,区别右旋/左旋。具体而言,沿着插入部 11 的插入形状,通过以隔着脾弯曲 62 的方式设定在其

基端侧的第 1 矢量与设定在前端侧的第 2 矢量的外积的符号, 设为弯曲驱动方向的目标方向。通过矢量的外积处理, 进行弯曲驱动方向的目标方向的设定(估计)。

[0118] 当设图 5 的屈曲的插入形状的情况为左旋时, 设其相反的右旋方向为弯曲驱动方向的目标方向。

[0119] 在接着的步骤 S25 中, CPU5a 进行图 4 的步骤 S17 的假想平面的设定。因此, CPU5a 在前端部 15 的位置(在图 5 中为 C0)设定将前端部方向(在图 5 中为矢量 V)作为法线方向的假想平面 65。

[0120] 该情况下, 将弯曲的上方向(与 CCD33 的摄像面的上方向一致, 在图 5 中为矢量 R)等基准方位设定为假想平面 65 的基准方向。换言之, 使假想平面 65 中的基准方向与基准方位一致, 或者对应为规定关系。

[0121] 在接着的步骤 S26 中, CPU5a 计算该假想平面 65 与(实施主成分分析而估计出的)屈曲平面 64 的交叉线 L。

[0122] 在图 5 的左侧示出与(弯曲部 16 或摄像面的)上下、左右方向对应的状态下的假想平面 65 中的交叉线 L。

[0123] 在接着的步骤 S27 中, CPU5a 计算(估计)交叉线 L 与左右方向所成的角度 θ , 作为弯曲驱动方向。

[0124] 在这样计算为弯曲驱动方向后的接着的步骤 S28 中, CPU5a 从当前的弯曲位置起向角度 θ 的方向对弯曲部 16 进行弯曲驱动, 由此, 针对松弛状态下的横行结肠 63, 能够高精度地进行适当的撩起。然后结束图 6 的处理。

[0125] 图 8 示出基于滑轮角的坐标系中的弯曲部 16 的当前的弯曲位置(弯曲驱动位置)W 等。CPU5a 借助马达驱动部 56 对电动马达 55a、55b 进行驱动控制, 电动马达 55a、55b 从当前的弯曲位置 W 起向上述角度 θ 的方向对弯曲部 16 进行弯曲驱动, 通过前端部 15 侧进行撩起。

[0126] 通过前端部 15 侧使上述松弛状态下的横行结肠 63 撩起, 由此, 能够将横行结肠 63 设定为近似直线状态, 手术操作者容易顺畅地将插入部 11 插入。

[0127] 根据具有这种作用的本实施方式, 利用插入部 11 的前端侧经由脾弯曲 62 在横行结肠 63 侧屈曲并插入松弛状态下的横行结肠 63 的屈曲形状的信息, 能够高精度地估计记载该屈曲形状的屈曲平面 64。

[0128] 而且, 在估计出的该屈曲平面 64 上向屈曲方向的相反方向对弯曲部 16 进行弯曲驱动, 能够高精度地进行将横行结肠 63 设定为近似直线状态撩起, 容易顺畅地将插入部 11 插入。

[0129] 另外, 不限于在屈曲平面 64 上对弯曲部 16 进行弯曲驱动的情况, 也可以沿着与屈曲平面 64 平行的平面对弯曲部 16 进行弯曲驱动。

[0130] 并且, 本实施方式不限于在将插入部 11 的前端侧从脾弯曲 62 插入到横行结肠 63 侧时进行撩起的情况, 也可以应用于插入到其他部位的情况。并且, 本实施方式中的估计屈曲平面 64 的方法等能够广泛应用于将插入部 11 插入到屈曲的管状体腔内的情况。

[0131] (第 2 实施方式)

[0132] 接着, 说明本发明的第 2 实施方式。在第 1 实施方式中, 在内窥镜 2 的插入部 11 中, 在前端部 15 的后端设有一个弯曲部 16。

[0133] 与此相对,本实施方式的内窥镜 2B 是如下的 2 级弯曲内窥镜:其插入部 11 设置有相当于第 1 实施方式中的弯曲部 16 的第 1 弯曲部 16A,在该第 1 弯曲部 16A 的后端还设置有第 2 弯曲部 16B。

[0134] 图 9 示出第 2 实施方式的弯曲控制装置 40B 周边部的结构。

[0135] 第 1 弯曲部 16A 和第 2 弯曲部 16B 经由用于分别对第 1 弯曲部 16A 和第 2 弯曲部 16B 进行弯曲驱动的角度线 53A (53A 代表图 2 所示的 53u、53d、53l、53r)、53B (53B 采用与 53A 相同的结构) 而分别与第 1 弯曲驱动机构 50A、第 2 弯曲驱动机构 50B 连接。

[0136] 并且,第 1 弯曲驱动机构 50A、第 2 弯曲驱动机构 50B 分别与由 CPU5a 构成的弯曲控制部 5 连接,CPU5a 控制第 1 弯曲驱动机构 50A、第 2 弯曲驱动机构 50B 的动作。

[0137] 在第 1 弯曲驱动机构 50A、第 2 弯曲驱动机构 50B 中分别设有操纵杆 18a、18b。另外,在本实施方式中,操纵杆 18b 不是必不可少的。

[0138] 并且,在弯曲控制部 5 上连接有插入模式选择开关 19。

[0139] 另外,第 1 弯曲部 16A 中的上下、左右的弯曲方向与第 2 弯曲部 16B 中的上下、左右的弯曲方向稍微错开安装,以避免在插入部 11 内贯穿插入的两个角度线 53A、53B 产生干扰。

[0140] 并且,由于因与肠管壁面接触而产生的外力,第 1 弯曲部 16A 和第 2 弯曲部 16B 被动弯曲(屈曲),所以有时根据与第 1 弯曲部 16A 的弯曲角对应的滑轮的旋转角和与第 2 弯曲部 16B 的弯曲角对应的滑轮的旋转角而检测到的弯曲驱动方向与实际的弯曲驱动方向错开。

[0141] 在本实施方式中,具有如下功能:对第 2 弯曲部 16B 的弯曲驱动进行控制,使其从属于第 1 弯曲部 16A 的弯曲驱动的控制状态。

[0142] 换言之,在本实施方式中,具有如下功能:进行根据第 1 弯曲部 16A 的弯曲驱动方向决定针对第 2 弯曲部 16B 的弯曲驱动方向的弯曲驱动控制。

[0143] 因此,例如,CPU5a 具有设定部 71 的功能,该设定部 71 将第 1 弯曲部 16A 的可弯曲驱动范围中的该第 1 弯曲部 16A 弯曲驱动范围设定为第 1 弯曲驱动范围。

[0144] 手术操作者通过操作其设定开关 71a,设定部 71 将第 1 弯曲驱动范围设定为所指示的值。

[0145] 然后,在该第 1 弯曲部 16A 到达该第 1 弯曲驱动范围的边界(简记为弯曲边界)的情况下,弯曲控制部 5 进行控制,以便对第 2 弯曲部 16B 进行弯曲驱动。

[0146] 图 10 示出被设定为第 1 弯曲部 16A 的可弯曲驱动范围的弯曲边界 72 以及第 1 弯曲部 16A 中的当前的弯曲位置到达弯曲边界 72 的状况。另外,弯曲边界 72 内侧的斜线所示的区域为设定部 71 所设定的第 1 弯曲驱动范围 73。

[0147] 作为本实施方式中的弯曲控制部 5 对第 2 弯曲部 16B 进行弯曲驱动的弯曲驱动方向,与第 1 实施方式同样,与第 1 弯曲部 16A 所构成的平面平行地移动,或者在与第 1 弯曲部 16A 的弯曲驱动方向相同的方向上移动(该情况下,如上所述稍微错开)。

[0148] 其他结构与第 1 实施方式大致相同。

[0149] 图 11 示出本实施方式的自动弯曲模式下的弯曲驱动处理的顺序。当弯曲驱动处理开始后,在最初的步骤 S31 中,与第 1 实施方式同样,CPU5a 将针对第 1 弯曲部 16A 的弯曲驱动方向决定为第 1 弯曲驱动方向。

[0150] 然后, CPU5a 控制第 1 弯曲驱动机构 50A, 第 1 弯曲驱动机构 50A 在第 1 弯曲驱动方向上对第 1 弯曲部 16A 进行弯曲驱动。

[0151] 在接着的步骤 S32 中, CPU5a 监视第 1 弯曲部 16A 进行弯曲驱动的弯曲驱动范围, 判定该弯曲驱动范围是否在第 1 弯曲驱动范围 73 以外、即是否超出弯曲边界 72。

[0152] 在符合该判定结果的情况下, 在接着的步骤 S33 中, CPU5a 在弯曲边界 72 保持第 1 弯曲部 16A, 将针对第 2 弯曲部 16B 的弯曲驱动方向决定为第 2 弯曲驱动方向。

[0153] 然后, CPU5a 控制第 2 弯曲驱动机构 50B, 第 2 弯曲驱动机构 50B 在第 2 弯曲驱动方向上对第 2 弯曲部 16B 进行弯曲驱动。然后结束图 11 的处理。并且, 在不符合步骤 S32 的判定结果的情况下, 也结束图 11 的处理。

[0154] 图 12 示出将本实施方式的内窥镜 2B 的插入部 11 插入大肠 61 内部时的动作说明图。另外, 从脾弯曲 62 向横行结肠 63 侧插入时的动作与第 1 实施方式大致相同, 所以对与第 1 实施方式时的脾弯曲 62 周边部不同的部位进行说明。

[0155] 图 12 (A) 的状态示出将第 1 弯曲部 16A 从直肠附近插入 S 状结肠 67 侧的状况, 示出在第 1 弯曲驱动方向上对第 1 弯曲部 16A 进行弯曲驱动使其到达第 1 弯曲驱动范围 73 的弯曲边界 72 的状态。

[0156] 然后, 在 CPU5a 决定了超出该弯曲边界 72 的第 1 弯曲驱动方向的情况下, 在使第 1 弯曲部 16A 保持该弯曲边界 72 的弯曲驱动状态的状态下, 对第 2 弯曲部 16B 进行弯曲驱动。

[0157] 该情况下, 插入部 11 的前端侧如图 12 (B) 所示, 容易顺畅地插入。另外, 如本实施方式那样, 如果不限第 1 弯曲部 16A 的弯曲驱动范围, 则如图 12 (C) 所示, 第 1 弯曲部 16A 的弯曲角 (以较小的曲率半径) 过大屈曲, 有时难以顺畅地插入。而且, 本实施方式能够消除这种情况。

[0158] 其他作用效果与第 1 实施方式相同。这样, 除了第 1 实施方式的效果以外, 本实施方式还能够消除第 1 弯曲部 16A 过度弯曲而难以插入的情况。

[0159] (第 3 实施方式)

[0160] 接着, 说明本发明的第 3 实施方式。图 13 示出本实施方式的弯曲控制装置 40C 的结构。该弯曲控制装置 40C 构成为, 在图 9 所示的第 2 实施方式的弯曲控制装置 40B 中还设置有弯曲起动开关 74。而且, 去除设定部 71 和设定开关 71a。

[0161] 在第 2 实施方式中, 弯曲控制部 5 进行如下控制: 在第 1 弯曲部 16A 超出弯曲边界 72 的情况下, 在将第 1 弯曲部 16A 保持在弯曲边界 72 的状态下, 对第 2 弯曲部 16B 进行弯曲驱动。

[0162] 在本实施方式中, 仅在弯曲起动开关 74 被接通的期间内, 弯曲控制部 5 进行在针对第 1 弯曲部 16A 的第 1 弯曲驱动方向上对第 2 弯曲部 16B 进行弯曲驱动的控制。

[0163] 另外, 也可以代替弯曲起动开关 74 而构成为根据能够以模拟量指示输入的操作杆等的操作, 调整针对第 2 弯曲部 16B 的弯曲驱动量。

[0164] 接着, 参照图 14 说明本实施方式的自动弯曲模式下的弯曲驱动处理。

[0165] 当弯曲驱动处理开始后, 在最初的步骤 S41 中, 与第 1 实施方式同样, CPU5a 将针对第 1 弯曲部 16A 的弯曲驱动方向决定为第 1 弯曲驱动方向。

[0166] 然后, CPU5a 控制第 1 弯曲驱动机构 50A, 第 1 弯曲驱动机构 50A 在第 1 弯曲驱动

方向上对第 1 弯曲部 16A 进行弯曲驱动。

[0167] 在接着的步骤 S42 中, CPU5a 判定弯曲起动开关是否被接通。在弯曲起动开关被接通的情况下, 在接着的步骤 S43 中, CPU5a 使第 1 弯曲部 16A 保持弯曲起动开关被接通之前的弯曲驱动状态, 将自此开始的针对第 1 弯曲部 16A 的弯曲驱动方向决定为针对第 2 弯曲部 16B 的第 2 弯曲驱动方向。

[0168] 然后, CPU5a 控制第 2 弯曲驱动机构 50B, 第 2 弯曲驱动机构 50B 在第 2 弯曲驱动方向上对第 2 弯曲部 16B 进行弯曲驱动。然后结束图 14 的处理。并且, 在不符合步骤 S42 的判定结果的情况下, 也结束图 14 的处理。

[0169] 本实施方式具有与第 2 实施方式类似的效果。在本实施方式中, 在手术操作者对第 1 弯曲部 16A 进行了弯曲驱动的情况下, 在仅该第 1 弯曲部 16A 弯曲时的曲率半径过小的情况下, 接通弯曲起动开关, 由此, 能够以曲率半径不会过小的方式进行弯曲驱动。除此之外, 具有与第 1 实施方式相同的效果。

[0170] 另外, 作为本实施方式的第 1 变形例, 也可以构成为具有第 2 实施方式和第 3 实施方式的功能。例如, 在图 13 的结构中, 设置设定部 71 和设定开关 71a, 并且设置用于选择(切换)第 2 实施方式和第 3 实施方式的功能的选择开关即可。

[0171] 该情况下, 具有第 2 实施方式和第 3 实施方式的作用效果。

[0172] 并且, 作为第 2 变形例, 也可以在弯曲起动开关 74 被接通的情况下, 在维持前端部 15 的前端部方向的状态下, 从第 1 弯曲部 16A 的弯曲驱动状态迁移到第 2 弯曲部 16B 的弯曲驱动状态。

[0173] 该情况下, 弯曲控制部 5 的 CPU5a 进行如下控制: 为了维持前端部 15 的前端部方向, 使第 1 弯曲部 16A 返回中立位置(没有弯曲的位置), 同时使第 2 弯曲部 16B (在可弯曲的最大角度的范围内) 弯曲。

[0174] 图 15 示出第 2 变形例的动作说明图。图 15 (A) 示出弯曲起动开关 74 被接通时的弯曲状态。在该状态下, 仅对第 1 弯曲部 16A 进行弯曲驱动。在图 15 (A) 中, 前端部 15 的前端部方向例如为右方向。

[0175] 弯曲控制部 5 的 CPU5a 经过图 15 (B) 所示的中途阶段而成为图 15 (C) 所示的弯曲状态, 结束该第 2 变形例的动作。根据本变形例, 能够在维持前端部 15 的前端部方向的状态下变更弯曲部 16A、16B 的弯曲状态。

[0176] (第 4 实施方式)

[0177] 接着, 说明本发明的第 4 实施方式。图 16 示出本实施方式的弯曲控制装置 40D 的结构。

[0178] 该弯曲控制装置 40D 在图 13 的结构中还具有调整部 75, 该调整部 75 调整(设定)同时对第 1 弯曲部 16A 和第 2 弯曲部 16B 进行弯曲驱动时的驱动比率。另外, 调整部 75 由 CPU5a 的处理功能实现。并且, 能够通过开关 75a 的选择操作来选择驱动比率。

[0179] 在本实施方式中, 在弯曲起动开关 74 断开的情况下, 进行与第 3 实施方式相同的动作。另一方面, 在弯曲起动开关 74 接通的情况下, 由 CPU5a 实现的调整部 75 按照由开关 75a 选择的驱动比率同时对第 1 弯曲部 16A 和第 2 弯曲部 16B 进行弯曲驱动。

[0180] 另外, 基于开关 75a 的驱动比率被设定为默认值为 1 的驱动比率。

[0181] 手术操作者能够通过调整部 75 调整对第 1 弯曲部 16A 和第 2 弯曲部 16B 进行弯

曲驱动时的驱动比率的指示值。

[0182] 图 17 示出本实施方式的弯曲控制部 5 的 CPU5a 的控制内容的说明图。

[0183] 图 17 示出针对第 1 弯曲部 16A 和第 2 弯曲部 16B 的当前的第 1 弯曲位置 W1 和当前的第 2 弯曲位置 W2。在该状态下,当弯曲起动开关 74 被接通时,CPU5a 将连接当前的第 1 弯曲位置 W1 和当前的第 2 弯曲位置 W2 的线上的例如中央位置,决定为作为目标弯曲位置的目标第 1 弯曲位置 Wt1 和目标第 2 弯曲位置 Wt2。另外,这里说明将驱动比率设为 1 的情况。

[0184] 然后,CPU5a 进行分别在目标第 1 弯曲位置 Wt1 和目标第 2 弯曲位置 Wt2 对第 1 弯曲部 16A 和第 2 弯曲部 16B 进行弯曲驱动的控制。另外,当通过开关 75a 变更驱动比率时,能够变更目标第 1 弯曲位置 Wt1 和目标第 2 弯曲位置 Wt2。

[0185] 对第 1 弯曲部 16A 和第 2 弯曲部 16B 的弯曲形状进行说明时,如图 18 (A)和图 18 (B)所示。

[0186] 例如如图 18 (A)所示,在仅对第 1 弯曲部 16A 进行弯曲驱动的情况下,有时过度地对第 1 弯曲部 16A 进行弯曲驱动。在该状态下,难以插入 S 状结肠 67 的深部侧。

[0187] 在这种情况下,通过接通弯曲起动开关 74,如成为作为相同目标弯曲位置的弯曲半径(屈曲半径)的图 18 (B)所示,能够对第 1 弯曲部 16A 和第 2 弯曲部 16B 进行弯曲驱动。

[0188] 当设定为图 18 (B)所示的状态时,成为容易插入 S 状结肠 67 的深部侧的状态。

[0189] 这样,根据本实施方式,能够同时对第 1 弯曲部 16A 和第 2 弯曲部 16B 进行弯曲驱动,能够可变地设定此时的驱动比率,所以与日本特开 2006-116289 号公报中仅对第 1 弯曲部 16A 进行弯曲驱动的情况相比,能够进行适于插入部位的弯曲驱动。

[0190] 并且,对上述实施方式进行部分组合等而构成的实施方式等也属于本发明。

[0191] 本申请以 2009 年 9 月 30 日在日本申请的日本特愿 2009-228025 号为优先权主张的基础进行申请,上述公开内容被引用到本申请说明书、权利要求书、附图中。

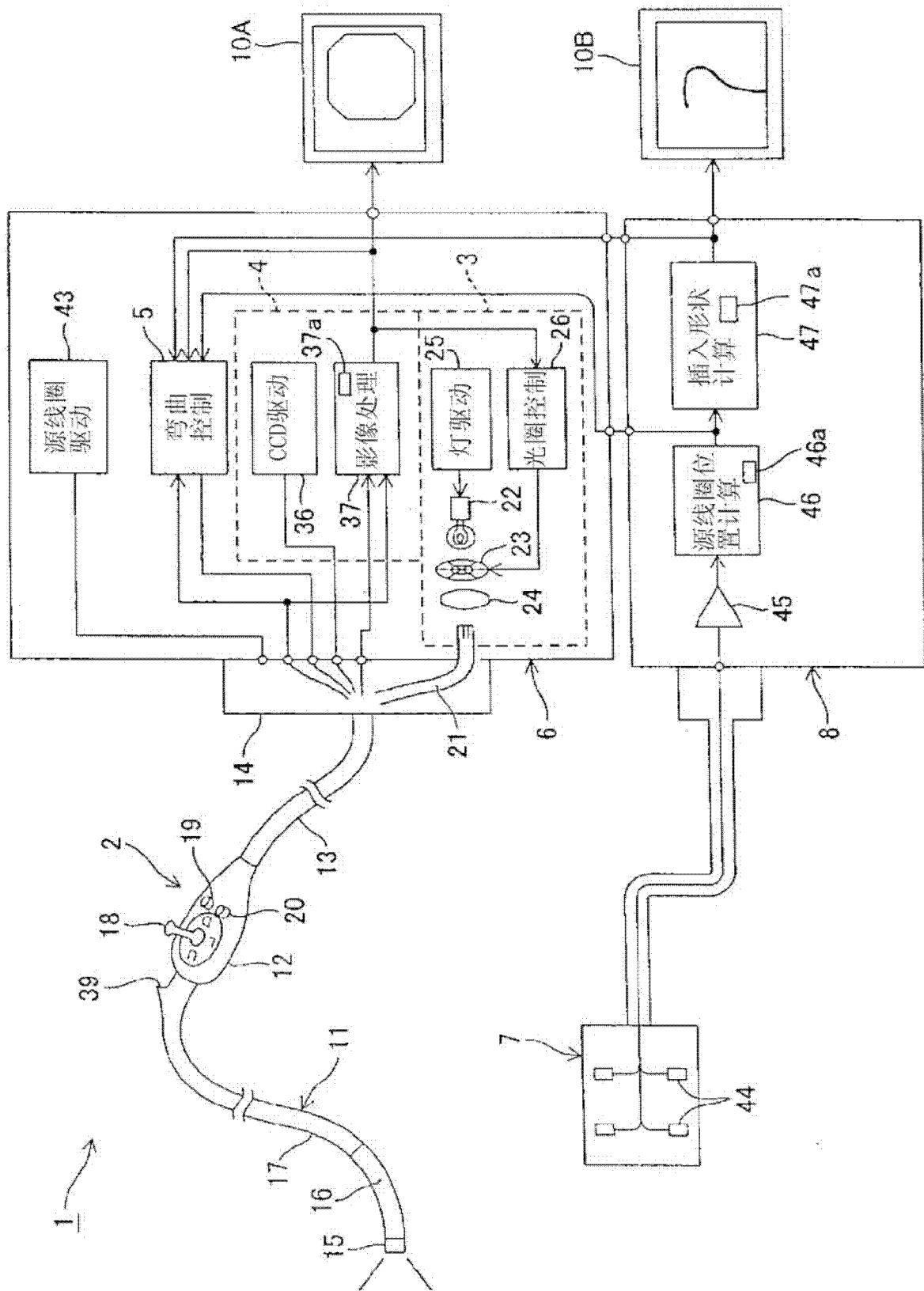


图 1

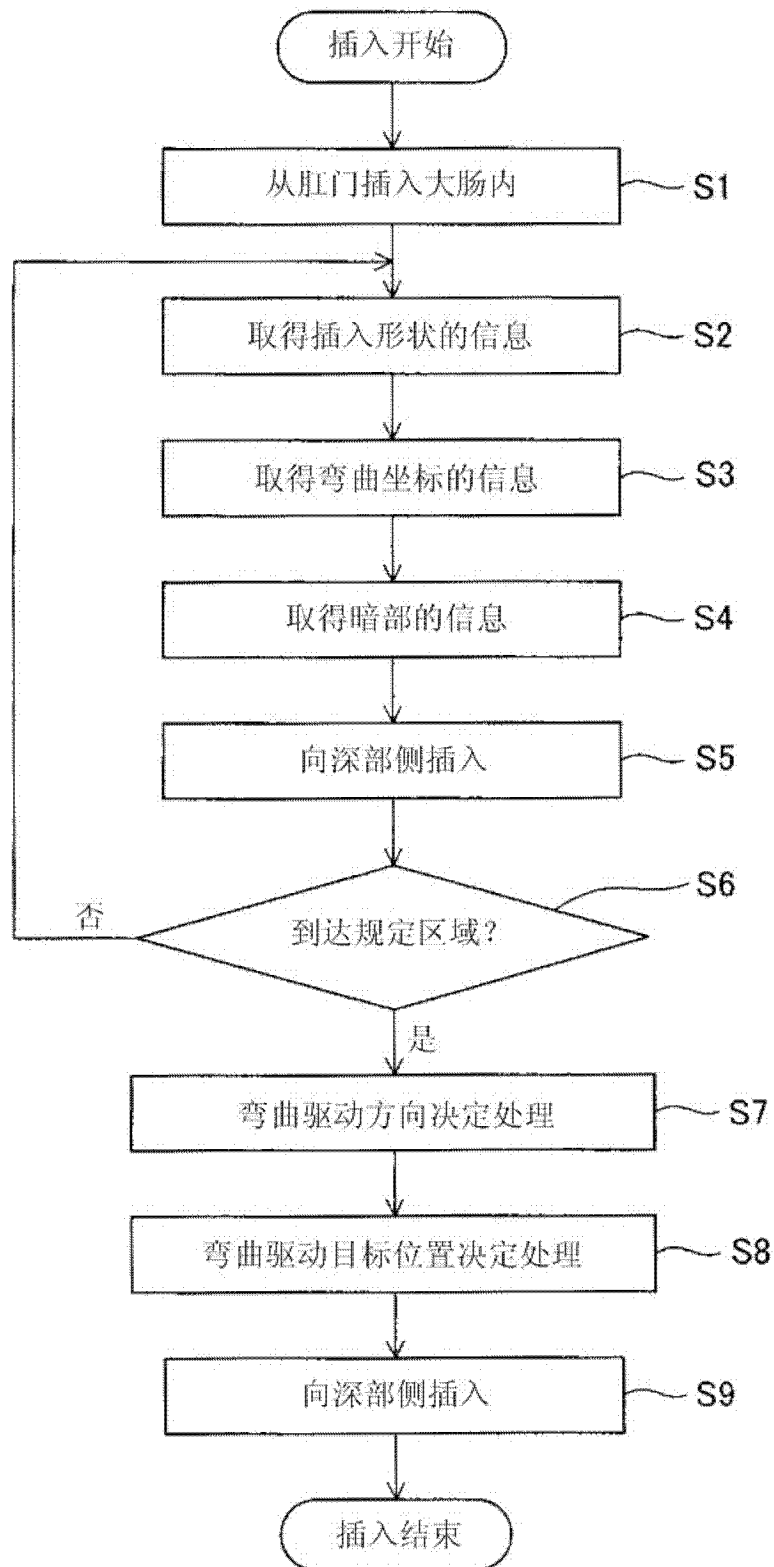


图 3

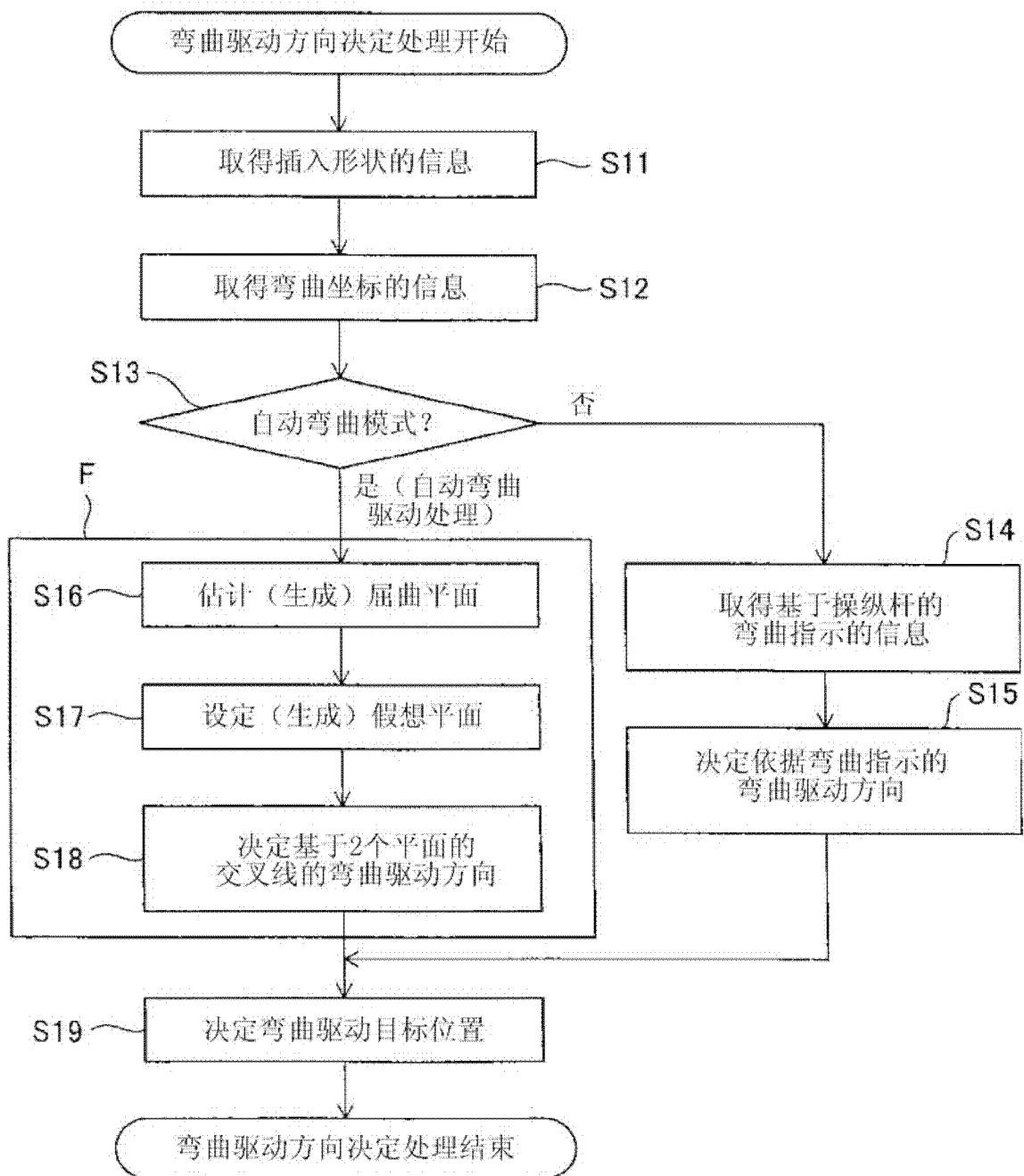


图 4

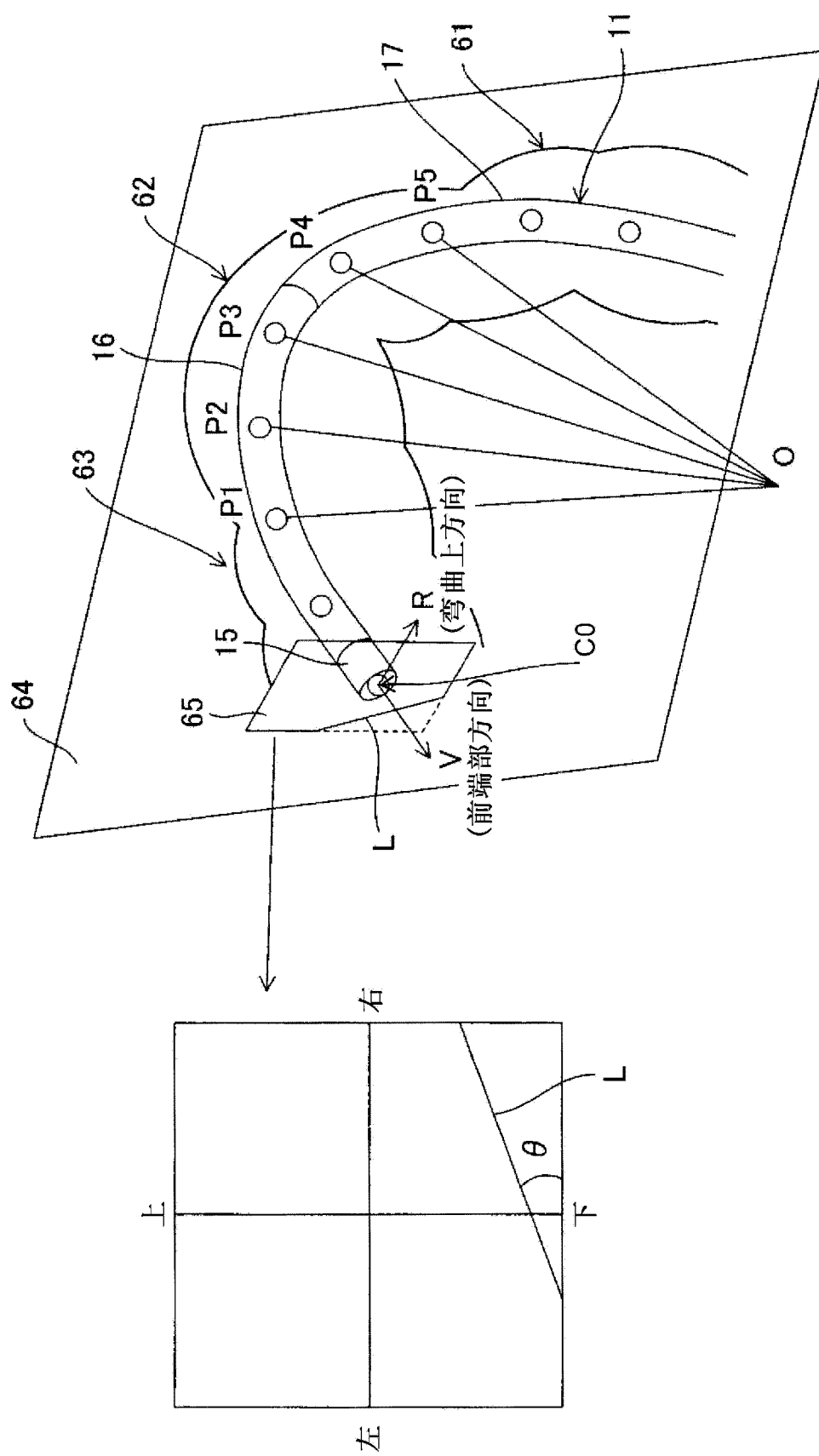


图 5

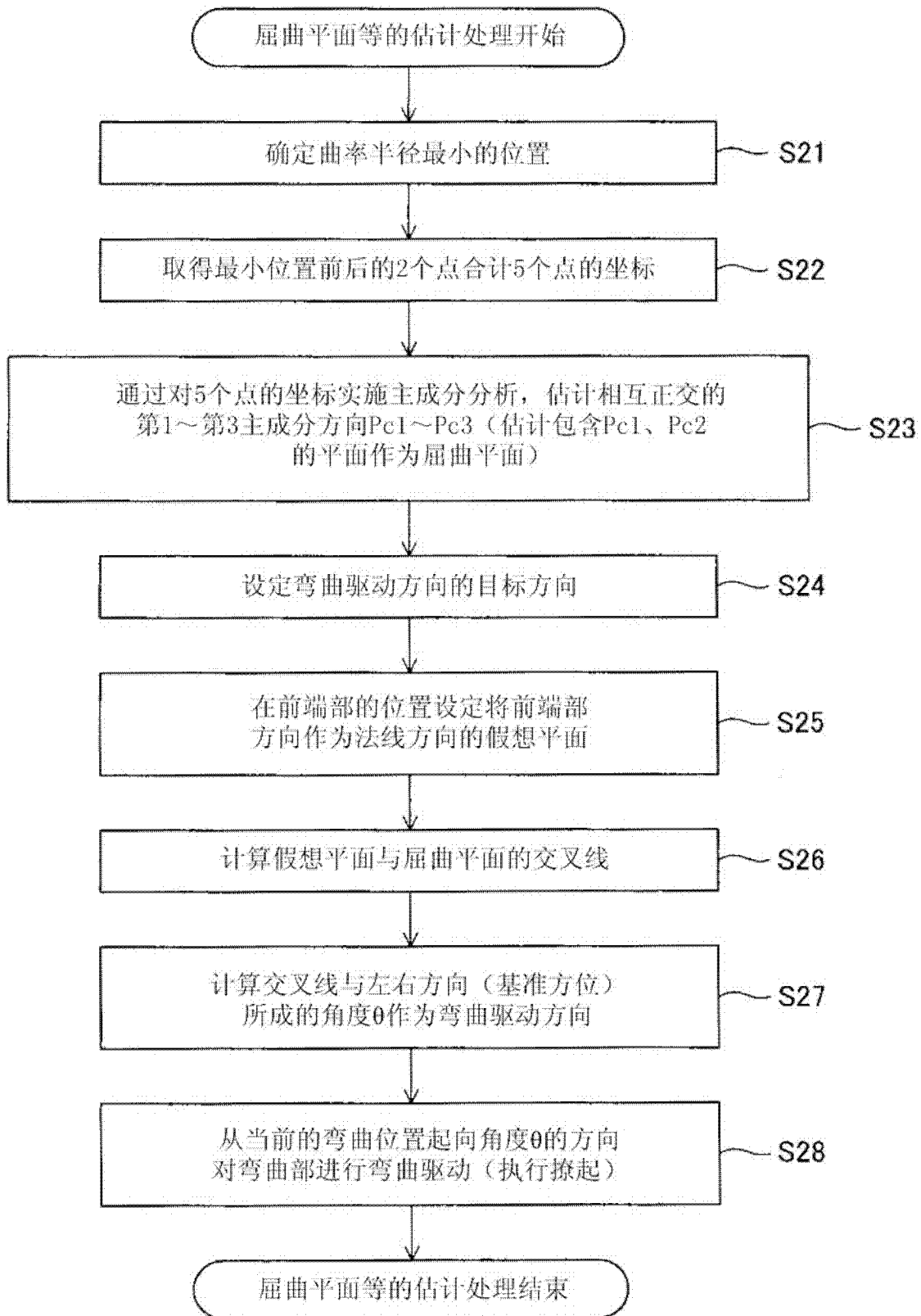


图 6

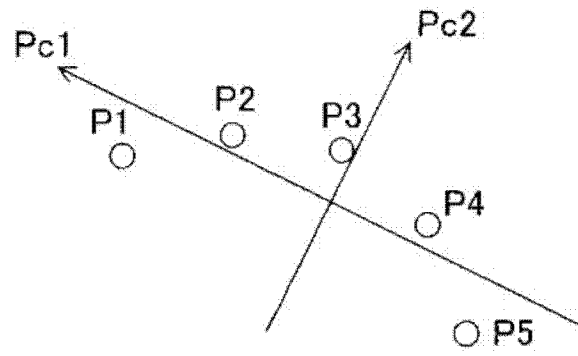


图 7A

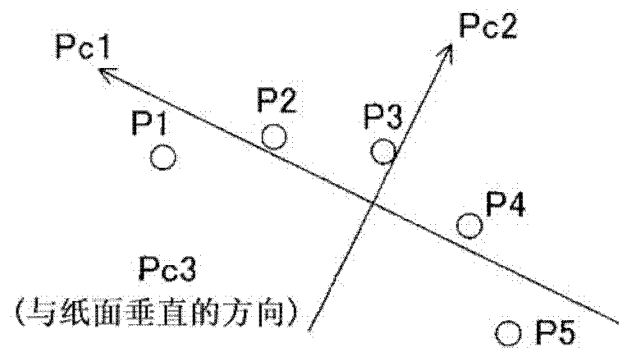


图 7B

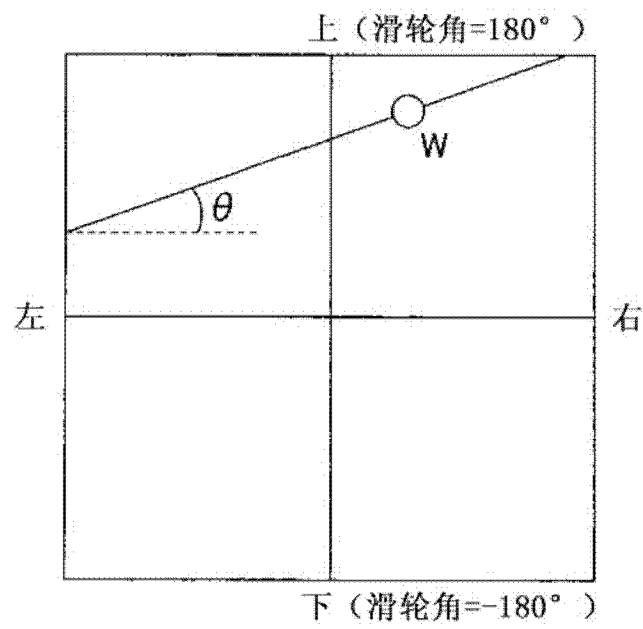


图 8

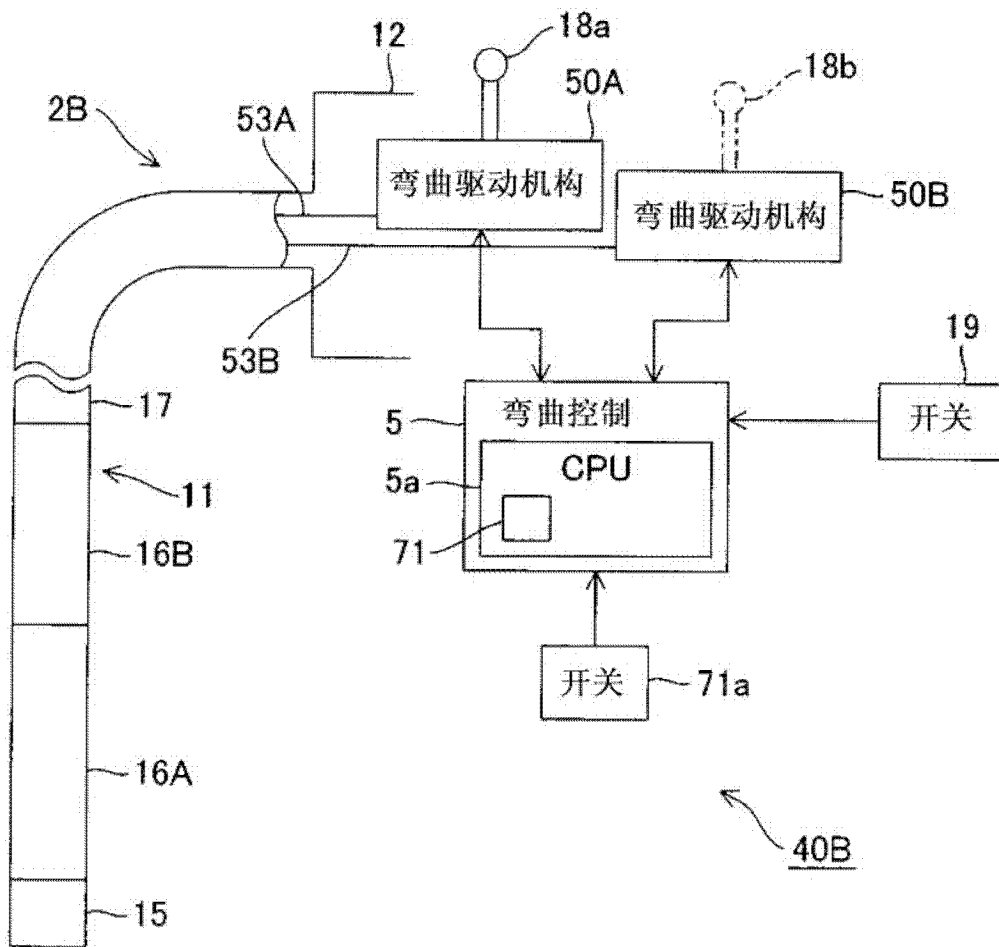


图 9

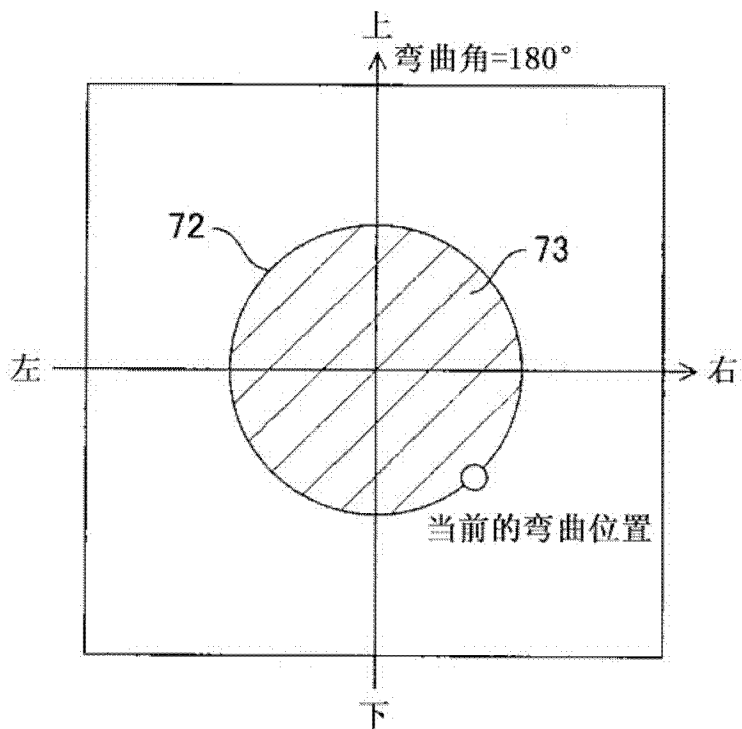


图 10

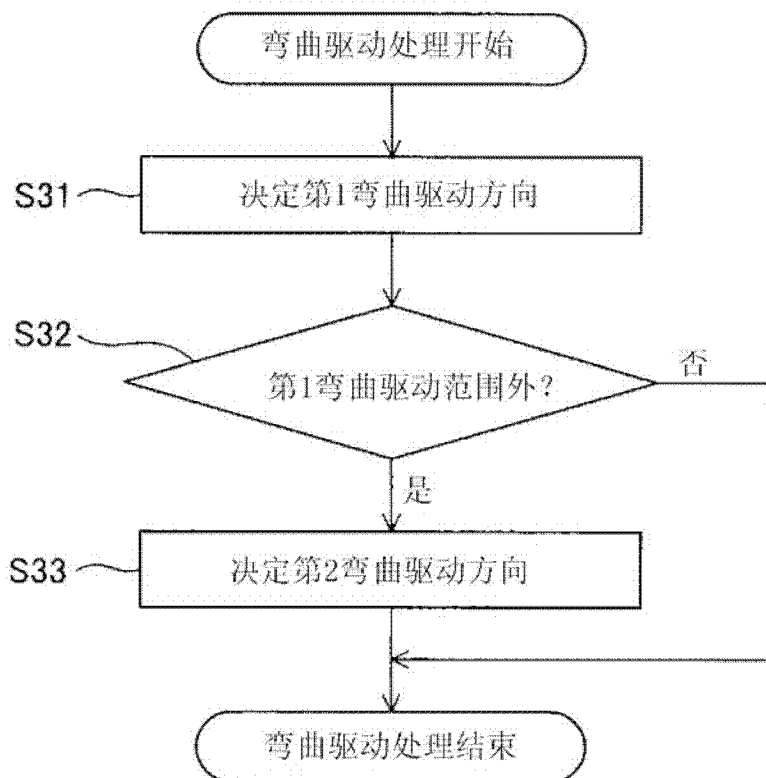


图 11

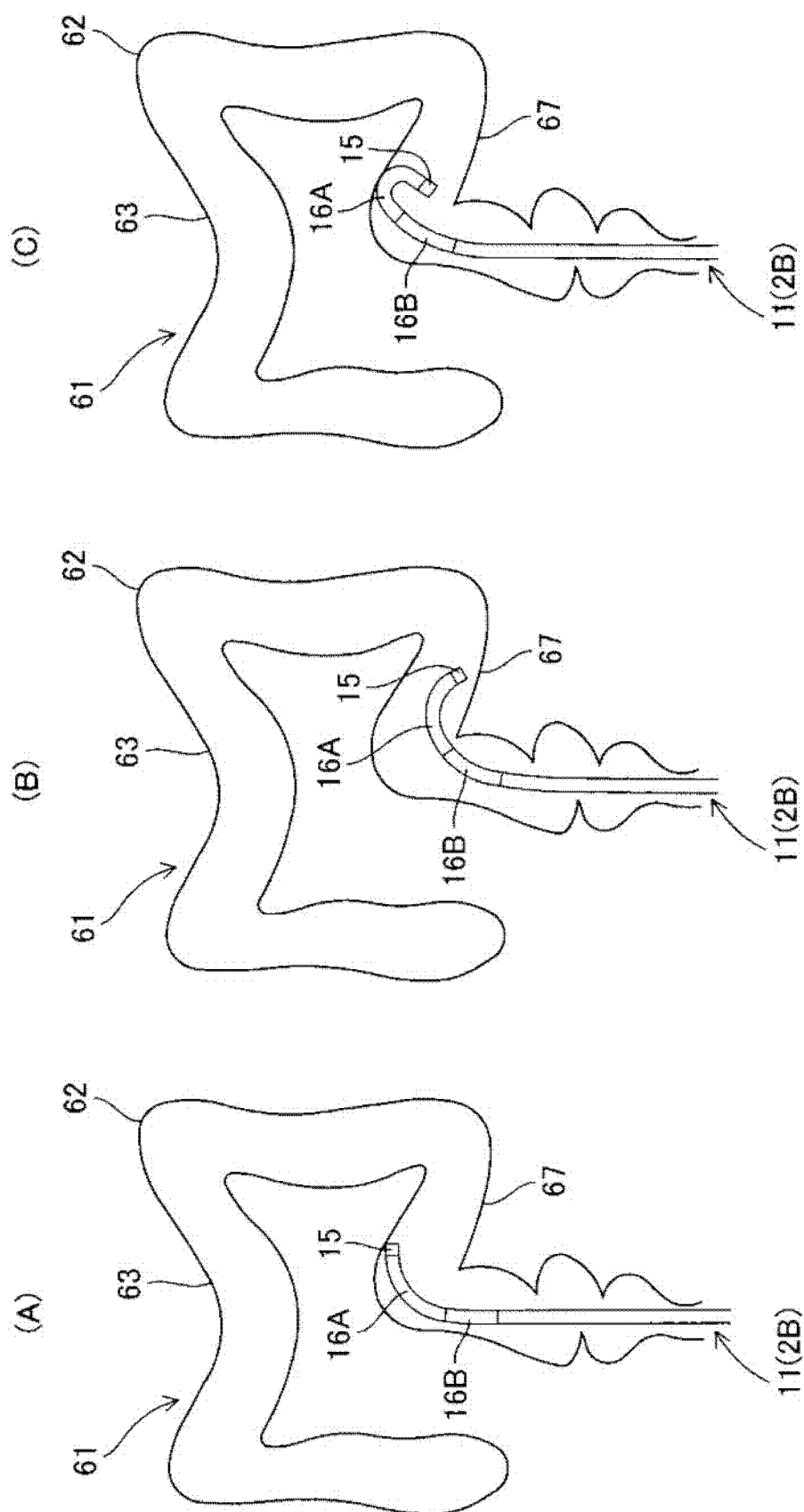


图 12

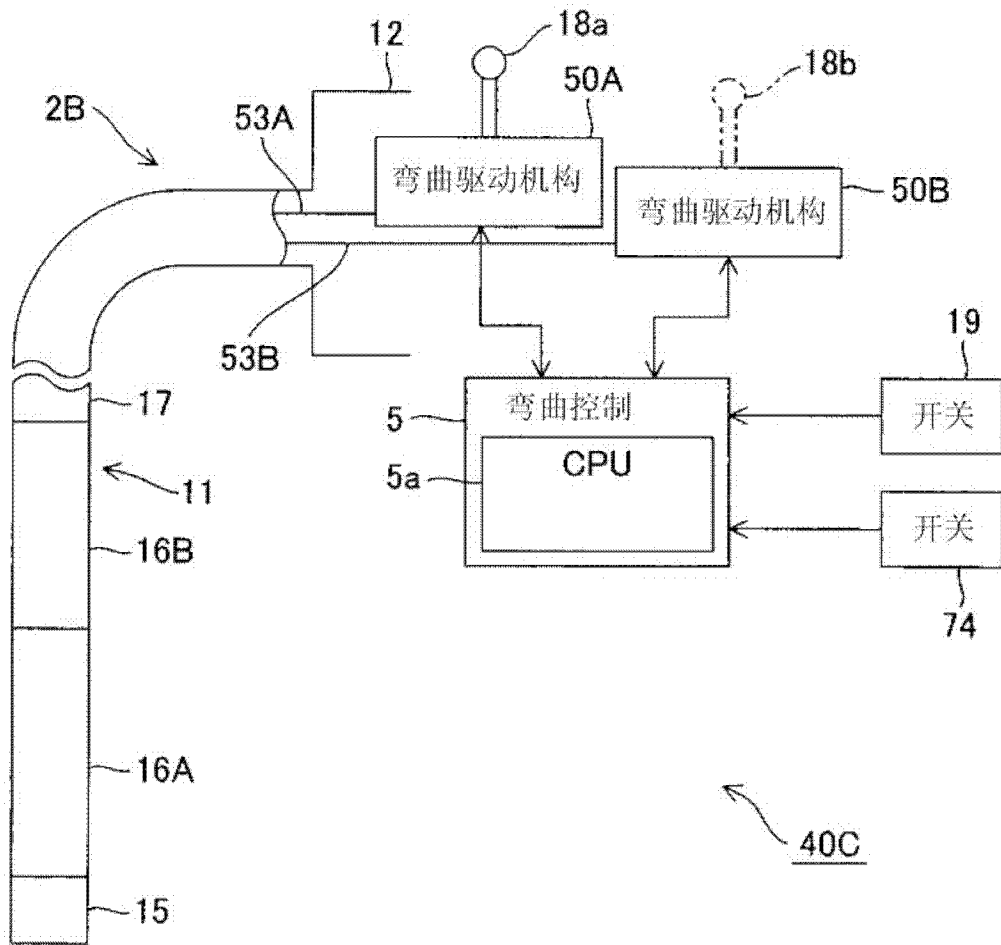


图 13

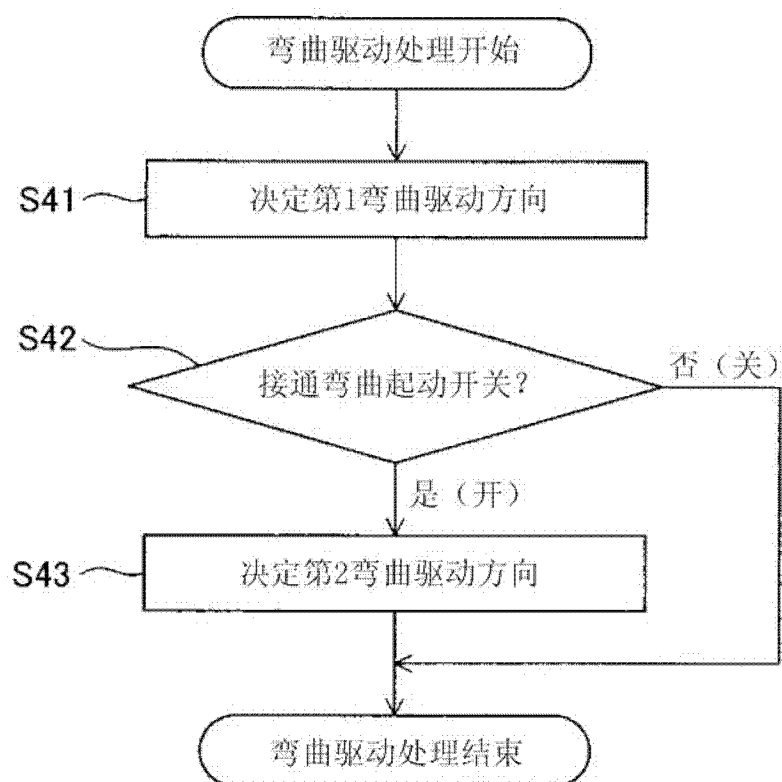


图 14

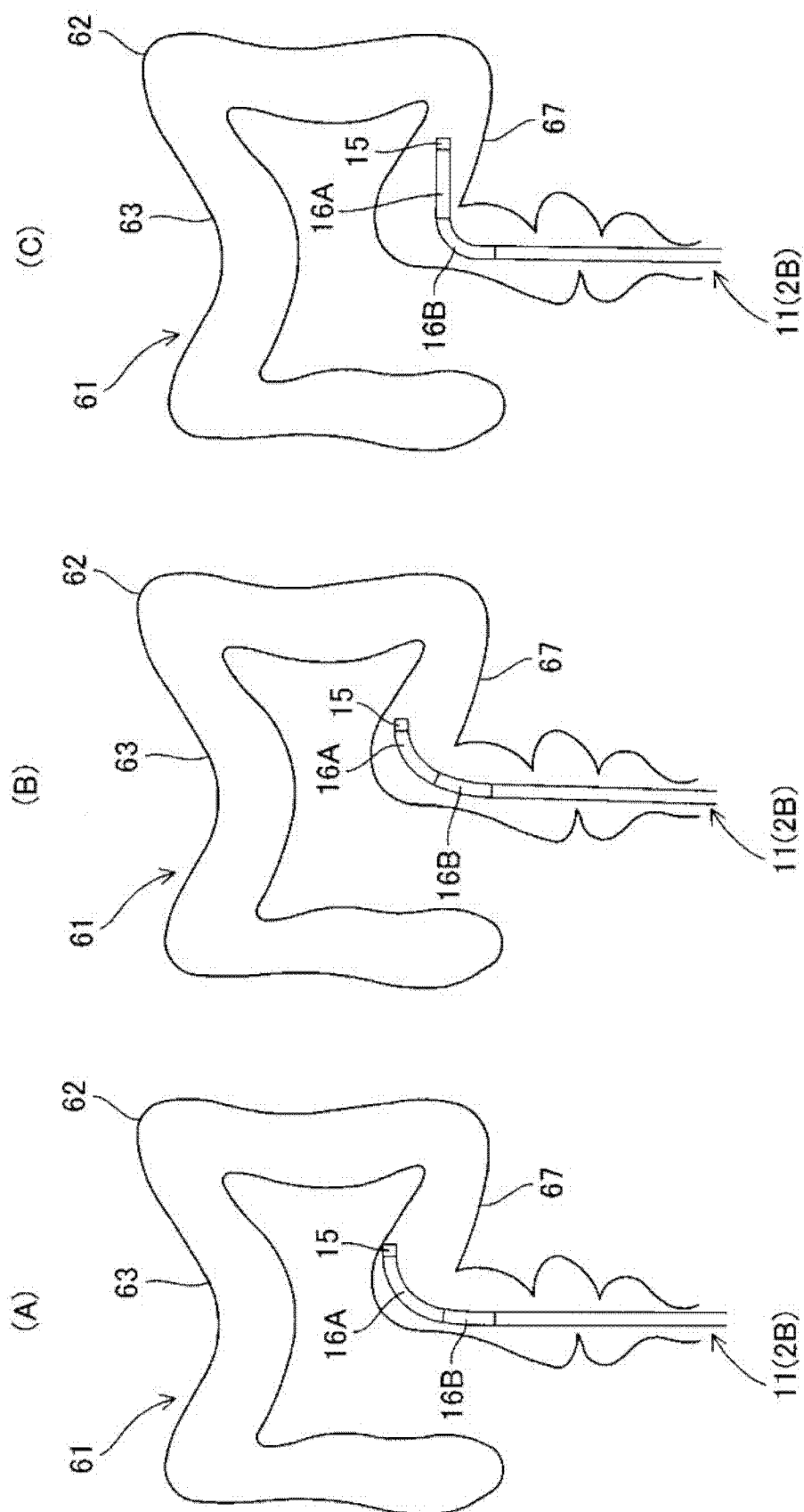


图 15

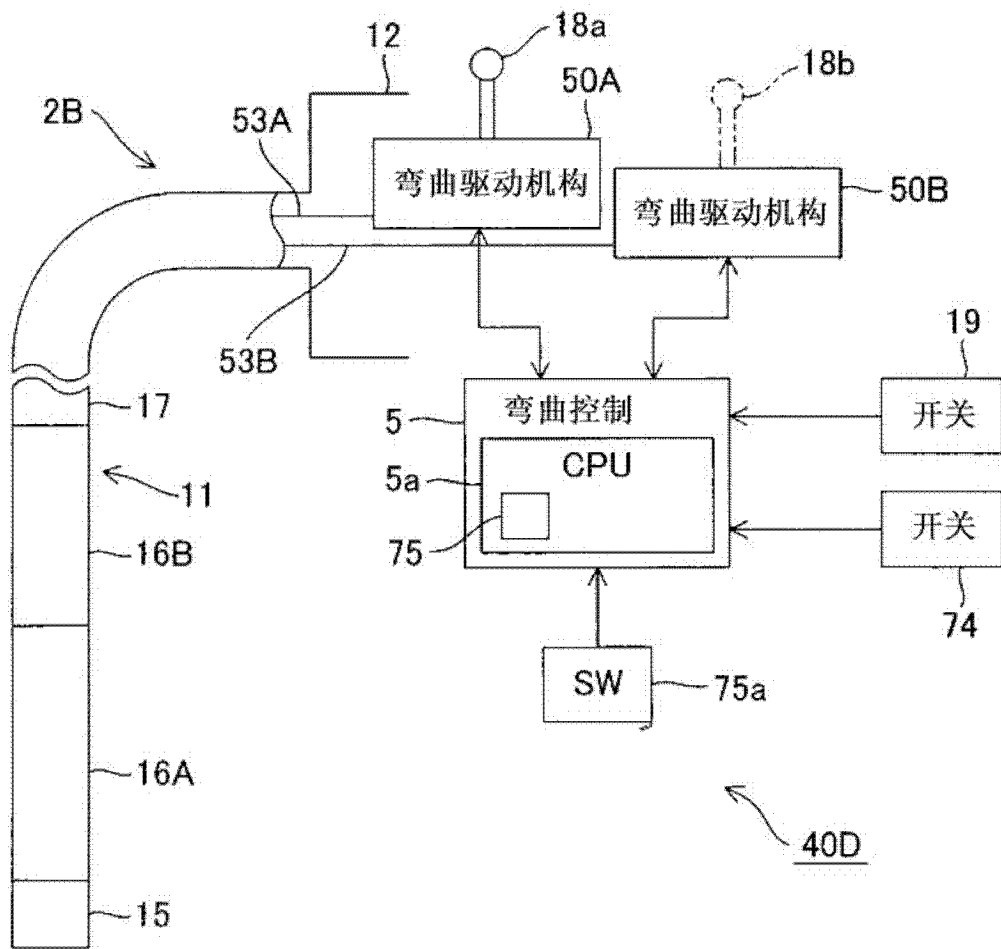


图 16

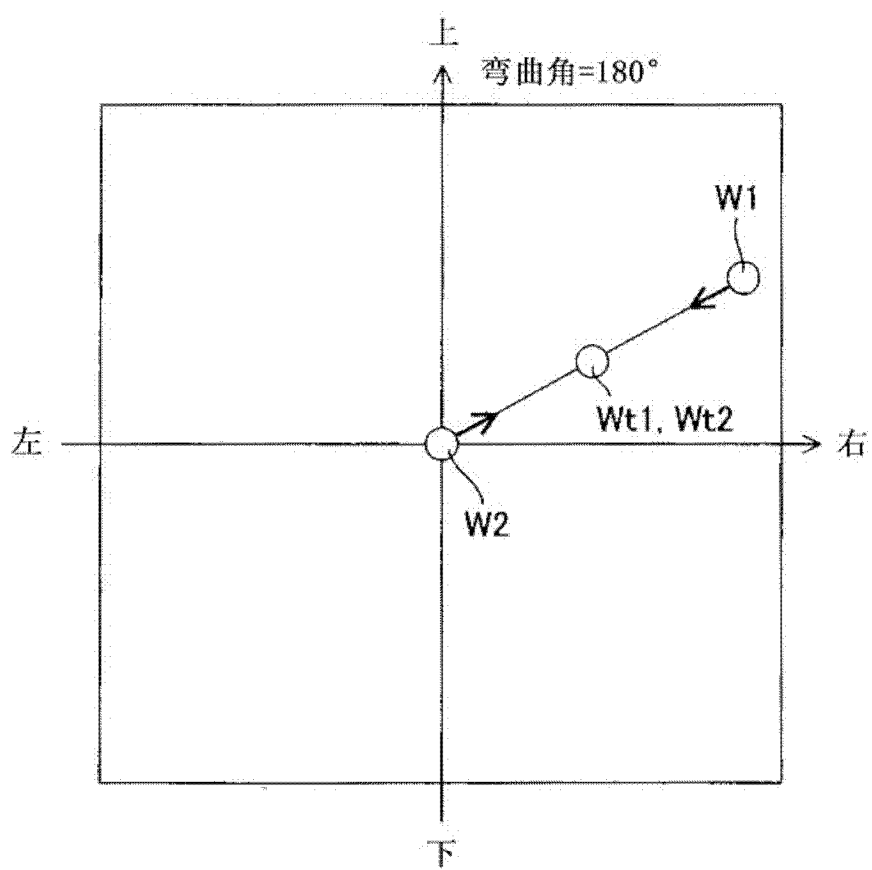


图 17

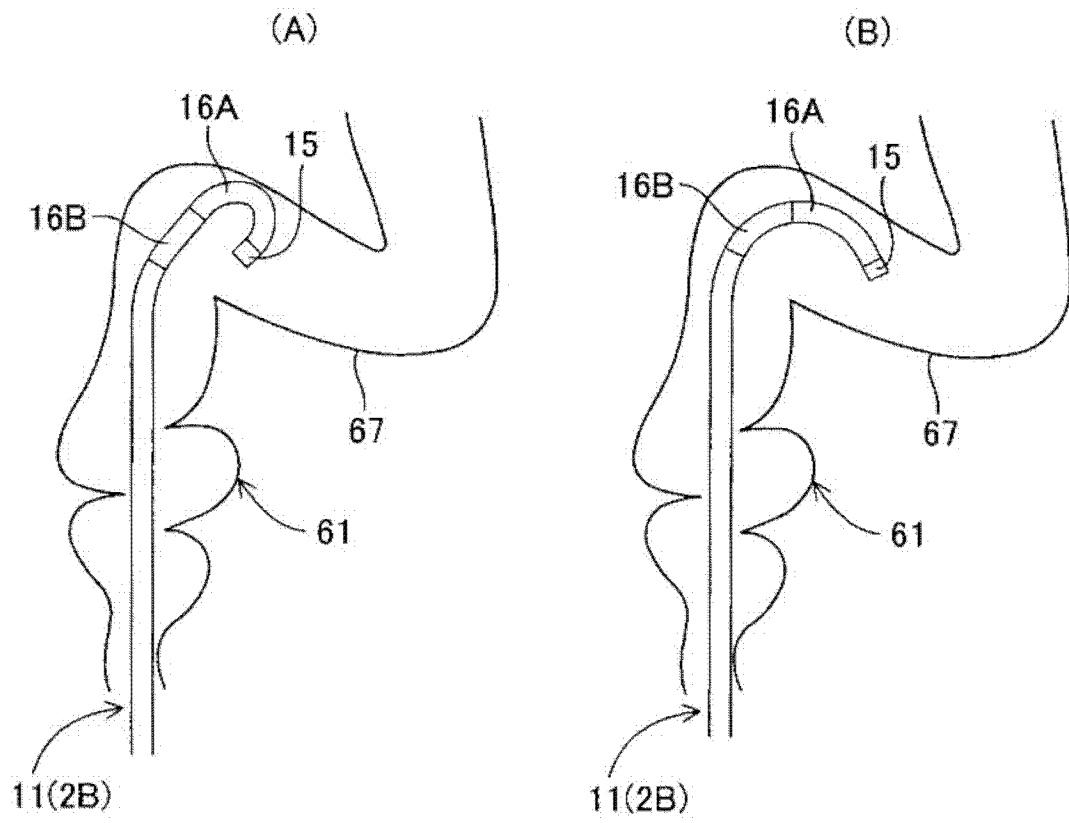


图 18

专利名称(译)	内窥镜装置以及弯曲驱动控制方法		
公开(公告)号	CN102469914B	公开(公告)日	2014-11-05
申请号	CN201080032708.5	申请日	2010-07-08
[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	田中秀树		
发明人	田中秀树		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/062 A61B1/00006 A61B1/0052 A61B5/065 A61B1/00039 A61B1/31 A61B5/064 A61B1/05 A61B1/0016		
代理人(译)	李辉		
审查员(译)	孙颖		
优先权	2009228025 2009-09-30 JP		
其他公开文献	CN102469914A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜装置具有：插入部，其在前端侧设有弯曲部；弯曲驱动部，其以电气方式对弯曲部进行弯曲驱动；插入形状检测部，其检测插入部的前端侧的插入形状；以及弯曲控制部，其根据插入部的前端侧的屈曲信息，估计包含被插入到屈曲的管状体腔内的状态下的插入部的前端侧在内的屈曲的屈曲平面，利用估计出的屈曲平面的信息，进行对弯曲部进行弯曲驱动的控制。

