



(43) 申请公布日 2015.08.05

权利要求书2页 说明书7页 附图4页

[illegible]

1. 一种扫描型内窥镜系统,其特征在于,

该扫描型内窥镜系统具有:

导光部,其引导从光源发出的照明光;

光扫描部,其具有配置在隔着所述导光部对置的位置处的一对以上的驱动部,并且,通过对所述驱动部进行驱动,能够使所述导光部摆动,使得对被摄体照射的所述照明光的照射位置描绘与规定的扫描图案对应的轨迹;以及

驱动信号输出部,其构成为,针对所述光扫描部中沿着规定的轴方向配置的一对驱动部中的一个驱动部,输出具有第1波形或第2波形中的任意一种波形的第1驱动信号,并且,针对所述一对驱动部中的另一个驱动部,输出具有与所述第1驱动信号相同的波形且具有与所述第1驱动信号的相位不同的相位的第2驱动信号,其中,在所述第1波形中,以作为正值的第1电压值为中心而周期性地变动的电压值的最小值为0以上,在所述第2波形中,以作为负值的第2电压值为中心而周期性地变动的电压值的最大值为0以下。

2. 根据权利要求1所述的扫描型内窥镜系统,其特征在于,

所述一个驱动部和所述另一个驱动部分别由以成为相互不同的极化方向的方式预先实施了极化处理的压电元件形成。

3. 根据权利要求2所述的扫描型内窥镜系统,其特征在于,

形成所述一个驱动部的所述压电元件的极化方向和形成所述另一个驱动部的所述压电元件的极化方向为相互相反的方向。

4. 根据权利要求3所述的扫描型内窥镜系统,其特征在于,

所述光扫描部构成为,在对所述一个驱动部施加了与具有所述第1波形的所述第1驱动信号对应的交流电压时,相对于形成所述一个驱动部的所述压电元件的极化方向产生正向的电场,在对所述另一个驱动部施加了与具有所述第1波形的所述第2驱动信号对应的交流电压时,相对于形成所述另一个驱动部的所述压电元件的极化方向产生正向的电场。

5. 根据权利要求3所述的扫描型内窥镜系统,其特征在于,

所述光扫描部构成为,在对所述一个驱动部施加了与具有所述第2波形的所述第1驱动信号对应的交流电压时,相对于形成所述一个驱动部的所述压电元件的极化方向产生反向的电场,在对所述另一个驱动部施加了与具有所述第2波形的所述第2驱动信号对应的交流电压时,相对于形成所述另一个驱动部的所述压电元件的极化方向产生反向的电场。

6. 根据权利要求1所述的扫描型内窥镜系统,其特征在于,

所述第2驱动信号具有与所述第1驱动信号的相位相反的相位。

7. 根据权利要求1所述的扫描型内窥镜系统,其特征在于,

所述第1电压值是能够根据输入部的操作而变更的可变值。

8. 根据权利要求1所述的扫描型内窥镜系统,其特征在于,

所述第2电压值是能够根据输入部的操作而变更的可变值。

9. 根据权利要求1所述的扫描型内窥镜系统,其特征在于,

所述扫描型内窥镜系统还具有:

受光部,其接受对所述被摄体照射的所述照明光的返回光;

光检测部,其构成为生成并输出与所述受光部中接受到的所述返回光的强度对应的信号;以及

图像生成部,其构成为根据从所述光检测部输出的信号生成所述被摄体的图像。

扫描型内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及扫描型内窥镜系统,特别涉及对被摄体进行扫描并取得图像的扫描型内窥镜系统。

背景技术

[0002] 在医疗领域的内窥镜中,为了减轻被检者的负担,提出了用于使被插入到该被检者的体腔内的插入部细径化的各种技术。而且,作为这种技术的一例,公知有在与所述插入部相当的部分不具有固体摄像元件的扫描型内窥镜和具有该扫描型内窥镜而构成的系统。

[0003] 具体而言,具有扫描型内窥镜的系统构成为,例如,通过使引导从光源部发出的照明光的照明用光纤的前端部摆动,以预先设定的扫描图案对被摄体进行二维扫描,利用配置在照明用光纤周围的受光用光纤接受来自该被摄体的返回光,根据该受光用光纤接受到的返回光生成该被摄体的图像。而且,作为具有与这种系统类似的结构系统,例如公知有美国申请公开 2008/0218824 号所公开的扫描射束系统。

[0004] 但是,在所述这种现有的扫描型内窥镜中,例如构成为通过对使用预先实施了极化处理的压电元件而形成的致动器施加电压,从而使照明用光纤摆动。

[0005] 而且,在美国申请公开 2008/0218824 号中公开了如下结构:通过将与以 0 为中心具有正负振幅的驱动信号对应的交流电压施加给压电元件,使与所述照明用光纤相当的光学光纤摆动。

[0006] 但是,在将与所述驱动信号对应的交流电压施加给压电元件的情况下,需要使用对正振幅和负振幅双方进行放大的比较高价的大放大器来构成系统。因此,根据美国申请公开 2008/0218824 号所公开的结构,产生制造扫描射束系统时的成本增加这样的课题。

[0007] 本发明是鉴于所述情况而完成的,其目的在于,提供与以往相比能够以廉价的结构进行被摄体的扫描的扫描型内窥镜系统。

发明内容

[0008] 用于解决课题的手段

[0009] 本发明的一个方式的扫描型内窥镜系统具有:导光部,其引导从光源发出的照明光;光扫描部,其具有配置在隔着所述导光部对置的位置处的一对以上的驱动部,并且,通过对所述驱动部进行驱动,能够使所述导光部摆动,使得对被摄体照射的所述照明光的照射位置描绘与规定的扫描图案对应的轨迹;以及驱动信号输出部,其构成为,针对所述光扫描部中沿着规定的轴方向配置的一对驱动部中的一个驱动部,输出具有第 1 波形或第 2 波形中的任意一种波形的第 1 驱动信号,并且,针对所述一对驱动部中的另一个驱动部,输出具有与所述第 1 驱动信号相同的波形且具有与所述第 1 驱动信号的相位不同的相位的第 2 驱动信号,其中,在所述第 1 波形中,以作为正值的第 1 电压值为中心而周期性地变动的电压值的最小值为 0 以上,在所述第 2 波形中,以作为负值的第 2 电压值为中心而周期性地变动的电压值的最大值为 0 以下。

附图说明

[0010] 图 1 是示出实施例的扫描型内窥镜系统的主要部分的结构图。

[0011] 图 2 是用于说明扫描型内窥镜中设置的致动器部的结构的剖视图。

[0012] 图 3 是示出扫描型内窥镜中设置的致动器部的驱动中使用的第 1 驱动信号的一例的图。

[0013] 图 4 是示出扫描型内窥镜中设置的致动器部的驱动中使用的第 2 驱动信号的一例的图。

[0014] 图 5 是示出扫描型内窥镜中设置的致动器部的驱动中使用的第 1 驱动信号的与图 3 不同的例子的图。

[0015] 图 6 是示出扫描型内窥镜中设置的致动器部的驱动中使用的第 2 驱动信号的与图 4 不同的例子的图。

具体实施方式

[0016] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0017] 图 1~图 6 涉及本发明的实施例。图 1 是示出实施例的扫描型内窥镜系统的主要部分的结构图。

[0018] 例如如图 1 所示,扫描型内窥镜系统 1 构成为具有:被插入到被检者的体腔内的扫描型内窥镜 2、与扫描型内窥镜 2 连接的主体装置 3、与主体装置 3 连接的监视器 4、能够针对主体装置 3 进行信息的输入和指示的输入装置 5。另外,输入装置 5 不限于构成为与图 1 所示的主体装置 3 分开的装置,例如也可以构成为与主体装置 3 成为一体的接口。

[0019] 扫描型内窥镜 2 构成为具有细长形状的插入部 11,该插入部 11 形成为能够插入到被检者的体腔内且具有挠性。另外,在插入部 11 的基端部设有用于使扫描型内窥镜 2 以拆装自如的方式与主体装置 3 连接的未图示的连接器等。

[0020] 在插入部 11 内部的从基端部到前端部的部分中分别贯穿插入有照明用光纤 12 和受光用光纤 13,该照明用光纤 12 具有作为将从主体装置 3 的光源单元 21 供给的照明光引导至会聚光学系统 14 的导光部的功能,该受光用光纤 13 接受来自被摄体的返回光并将其引导至主体装置 3 的检测单元 23。

[0021] 照明用光纤 12 的包含光入射面的端部配置在设于主体装置 3 的内部的合波器 32 上。并且,照明用光纤 12 的包含光出射面的端部以未通过固定部件等进行固定的状态配置在设于插入部 11 的前端部的透镜 14a 的光入射面的附近。

[0022] 受光用光纤 13 的包含光入射面的端部固定配置在插入部 11 的前端部的前端面中的透镜 14b 的光出射面的周围。并且,受光用光纤 13 的包含光出射面的端部配置在设于主体装置 3 的内部的分波器 36 上。

[0023] 会聚光学系统 14 构成为具有透镜 14a 和透镜 14b,能够使经由照明用光纤 12 入射到透镜 14a 的照明光会聚,从透镜 14b 向被摄体出射该会聚后的照明光。

[0024] 在插入部 11 的前端部侧的照明用光纤 12 的中途部设有致动器部 15,该致动器部 15 根据从主体装置 3 的驱动器单元 22 输出的驱动信号进行驱动。

[0025] 另一方面,照明用光纤 12 和致动器部 15 分别配置成在与插入部 11 的长度轴方向

垂直的截面中具有例如图 2 所示的位置关系。图 2 是用于说明扫描型内窥镜中设置的致动器部的结构的剖视图。

[0026] 如图 2 所示,在照明用光纤 12 与致动器部 15 之间配置有作为接合部件的套圈 41。具体而言,套圈 41 例如由氧化锆(陶瓷)或镍等形成。

[0027] 如图 2 所示,套圈 41 形成为四棱柱,具有与 X 轴方向(纸面的左右方向)垂直的侧面 42a 和 42c 以及与 Y 轴方向(纸面的上下方向)垂直的侧面 42b 和 42d。并且,在套圈 41 的中心固定配置有照明用光纤 12。另外,套圈 41 只要是棱柱即可,也可以形成为四棱柱以外的其他形状。

[0028] 如图 2 所示,致动器部 15 具有沿着侧面 42a 配置的致动器 15a、沿着侧面 42b 配置的致动器 15b、沿着侧面 42c 配置的致动器 15c、沿着侧面 42d 配置的致动器 15d。

[0029] 换言之,具有作为光扫描部的功能的致动器部 15 构成为具有位于隔着照明用光纤 12 而相对于 Y 轴对置(或相对于 Y 轴对称)的位置且沿着 X 轴方向配置的一对致动器 15a 和 15c、以及位于隔着照明用光纤 12 而相对于 X 轴对置(或相对于 X 轴对称)的位置且沿着 Y 轴方向配置的一对致动器 15b 和 15d。

[0030] 致动器 15a、15b、15c 和 15d 构成为分别根据从驱动器单元 22 输出的驱动信号进行驱动。

[0031] 致动器 15a 构成为,例如由预先实施了极化处理以使极化方向与 X 轴负方向(图 2 的纸面中从右向左的方向)一致的压电元件形成,根据从驱动器单元 22 输出的驱动信号,在被施加正值电压时(在伴随着驱动信号的供给而产生的电场的方向相对于极化方向为同方向的情况下)沿着 Z 轴方向(纸面的法线方向)收缩,并且,在被施加负值电压时(在伴随着驱动信号的供给而产生的电场的方向相对于极化方向为反方向的情况下)沿着 Z 轴方向伸长。

[0032] 致动器 15b 构成为,例如由预先实施了极化处理以使极化方向与 Y 轴负方向(图 2 的纸面中从上向下的方向)一致的压电元件形成,根据从驱动器单元 22 输出的驱动信号,在被施加正值电压时沿着 Z 轴方向收缩,并且,在被施加负值电压时沿着 Z 轴方向伸长。

[0033] 致动器 15c 构成为,例如由预先实施了极化处理以使极化方向与 X 轴的正方向(图 2 的纸面中从左向右的方向)一致的压电元件形成,根据从驱动器单元 22 输出的驱动信号,在被施加正值电压时沿着 Z 轴方向收缩,并且,在被施加负值电压时沿着 Z 轴方向伸长。即,在本实施例中,构成为形成致动器 15a 的压电元件的极化方向和形成致动器 15c 的压电元件的极化方向成为相互相反的方向。

[0034] 致动器 15d 构成为,例如由预先实施了极化处理以使极化方向与 Y 轴的正方向(图 2 的纸面中从下向上的方向)一致的压电元件形成,根据从驱动器单元 22 输出的驱动信号,在被施加正值电压时沿着 Z 轴方向收缩,并且,在被施加负值电压时沿着 Z 轴方向伸长。即,在本实施例中,构成为形成致动器 15b 的压电元件的极化方向和形成致动器 15d 的压电元件的极化方向成为相互相反的方向。

[0035] 另外,根据本实施例,不限于使用具有所述极化方向和伸缩方向的致动器 15a ~ 15d 构成致动器部 15,也可以使用具有其他极化方向和伸缩方向的致动器 15a ~ 15d 构成致动器部 15。

[0036] 在插入部 11 的内部设有存储器 16,该存储器 16 预先存储有包含扫描型内窥镜 2

的个体识别信息等各种信息的内窥镜信息。而且,在扫描型内窥镜 2 和主体装置 3 被连接时,通过主体装置 3 的控制器 25 读入存储器 16 中存储的内窥镜信息。

[0037] 另一方面,主体装置 3 构成为具有光源单元 21、驱动器单元 22、检测单元 23、存储器 24、控制器 25。

[0038] 光源单元 21 构成为具有光源 31a、光源 31b、光源 31c、合波器 32。

[0039] 光源 31a 构成为例如具有激光光源等,在通过控制器 25 的控制而接通时,将红色波段的光(以下也称为 R 光)射出到合波器 32。

[0040] 光源 31b 构成为例如具有激光光源等,在通过控制器 25 的控制而接通时,将绿色波段的光(以下也称为 G 光)射出到合波器 32。

[0041] 光源 31c 构成为例如具有激光光源等,在通过控制器 25 的控制而接通时,将蓝色波段的光(以下也称为 B 光)射出到合波器 32。

[0042] 合波器 32 构成为能够对从光源 31a 发出的 R 光、从光源 31b 发出的 G 光、从光源 31c 发出的 B 光进行合波并将其供给到照明用光纤 12 的光入射面。

[0043] 驱动器单元 22 具有作为驱动信号输出部的功能,构成为具有信号产生器 33、D/A 转换器 34a 和 34b、放大器 35。

[0044] 信号产生器 33 构成为根据控制器 25 的控制,生成用于使照明用光纤 12 的包含光射出面的端部摆动的驱动信号,并将其输出到 D/A 转换器 34a 和 34b。

[0045] D/A 转换器 34a 和 34b 构成为将从信号产生器 33 输出的数字驱动信号转换为模拟驱动信号并将其输出到放大器 35。

[0046] 放大器 35 构成为对从 D/A 转换器 34a 和 34b 输出的驱动信号进行放大并将其输出到致动器部 15。

[0047] 另一方面,检测单元 23 构成为具有分波器 36、检测器 37a、37b 和 37c、A/D 转换器 38a、38b 和 38c。

[0048] 分波器 36 构成为具有分光镜等,将从受光用光纤 13 的光射出面出射的返回光分离为 R(红)、G(绿)和 B(蓝)的各颜色成分的光,并将它们射出到检测器 37a、37b 和 37c。

[0049] 检测器 37a 构成为检测从分波器 36 输出的 R 光的强度,生成与该检测到的 R 光的强度对应的模拟 R 信号,并将其输出到 A/D 转换器 38a。

[0050] 检测器 37b 构成为检测从分波器 36 输出的 G 光的强度,生成与该检测到的 G 光的强度对应的模拟 G 信号,并将其输出到 A/D 转换器 38b。

[0051] 检测器 37c 构成为检测从分波器 36 输出的 B 光的强度,生成与该检测到的 B 光的强度对应的模拟 B 信号,并将其输出到 A/D 转换器 38c。

[0052] A/D 转换器 38a 构成为将从检测器 37a 输出的模拟 R 信号转换为数字 R 信号并将其输出到控制器 25。

[0053] A/D 转换器 38b 构成为将从检测器 37b 输出的模拟 G 信号转换为数字 G 信号并将其输出到控制器 25。

[0054] A/D 转换器 38c 构成为将从检测器 37c 输出的模拟 B 信号转换为数字 B 信号并将其输出到控制器 25。

[0055] 在存储器 24 中预先存储有用于进行主体装置 3 的控制的控制程序等。并且,在存储器 24 中存储有由主体装置 3 的控制器 25 读入的内窥镜信息。

[0056] 控制器 25 构成为具有 CPU 等, 读出存储器 24 中存储的控制程序, 根据该读出的控制程序进行光源单元 21 和驱动器单元 22 的控制。即, 具有作为光扫描部的功能的致动器部 15 按照所述控制器 25 的控制, 能够根据从驱动器单元 22 输出的驱动信号使照明用光纤 12 摆动, 以使得向被摄体照射的照明光的照射位置描绘与规定的扫描图案对应的轨迹。

[0057] 控制器 25 进行动作, 以将在插入部 11 与主体装置 3 连接时从存储器 16 输出的内窥镜信息存储在存储器 24 中。

[0058] 控制器 25 构成为根据从检测单元 23 输出的 R 信号、G 信号和 B 信号生成图像, 使监视器 4 显示该生成的图像。

[0059] 接着, 对具有以上所述的结构扫描型内窥镜系统 1 的动作等进行说明。

[0060] 当扫描型内窥镜系统 1 的各部的电源接通后, 通过控制器 25 读入插入部 11 的存储器 16 中存储的内窥镜信息, 将该读入的内窥镜信息存储在存储器 24 中。

[0061] 控制器 25 在将从存储器 16 中读入的内窥镜信息存储在存储器 24 中之后, 针对光源单元 21 进行将光源 31a、31b 和光源 31c 从断开切换为接通的控制, 并且, 针对驱动器单元 22 进行用于从信号产生器 33 输出后述第 1 和第 2 驱动信号的控制。

[0062] 信号产生器 33 根据控制器 25 的控制, 生成具有例如图 3 所示的波形和相位的第 1 驱动信号, 作为用于对致动器 15a 和 15b 进行驱动的驱动信号, 并将其输出到 D/A 转换器 34a。图 3 是示出扫描型内窥镜中设置的致动器部的驱动所使用的第 1 驱动信号的一例的图。

[0063] 具体而言, 信号产生器 33 根据控制器 25 的控制, 例如生成并输出第 1 驱动信号 (参照图 3), 该第 1 驱动信号具有以作为正值的电压值 VPB 为中心而周期性变动的电压值的最小值 VPC 为 0 以上的波形, 并且具有与图 4 的第 2 驱动信号 (后述) 的相位相反的相位。

[0064] 并且, 信号产生器 33 根据控制器 25 的控制, 生成具有例如图 4 所示的波形和相位的第 2 驱动信号, 作为用于对致动器 15c 和 15d 进行驱动的驱动信号, 并将其输出到 D/A 转换器 34b。图 4 是示出扫描型内窥镜中设置的致动器部的驱动所使用的第 2 驱动信号的一例的图。

[0065] 具体而言, 信号产生器 33 根据控制器 25 的控制, 例如生成并输出第 2 驱动信号 (参照图 4), 该第 2 驱动信号具有与图 3 的第 1 驱动信号相同的波形 (以作为正值的电压值 VPB 为中心周期变动的电压值的最小值 VPC 为 0 以上的波形), 并且具有与图 3 的第 1 驱动信号的相位相反的相位。

[0066] 另外, 所述电压值 VPB 在第 1 驱动信号和第 2 驱动信号中是相同值, 并且, 只要电压值的最小值 VPC 为 0 以上即可, 可以是预先设定的固定值, 或者, 也可以是能够根据输入装置 5 的操作而变更的可变值。

[0067] 另一方面, 由信号产生器 33 生成的图 3 的第 1 驱动信号经由 D/A 转换器 34a 和放大器 35 后输出到致动器 15a 和 15b。并且, 由信号产生器 33 生成的图 4 的第 2 驱动信号经由 D/A 转换器 34b 和放大器 35 后输出到致动器 15c 和 15d。

[0068] 然后, 在与具有图 3 的波形和相位的第 1 驱动信号对应的交流电压被施加给致动器部 15 (致动器 15a 和 15b) 时, 相对于形成致动器 15a 的压电元件的极化方向产生正向 (X 轴的负方向) 的电场, 并且, 相对于形成致动器 15b 的压电元件的极化方向产生正向 (Y 轴

的负方向)的电场。并且,在与具有图4的波形和相位的第2驱动信号对应的交流电压被施加给致动器部15(致动器15c和15d)时,相对于形成致动器15c的压电元件的极化方向产生正向(X轴的正方向)的电场,并且,相对于形成致动器15d的压电元件的极化方向产生正向(Y轴的正方向)的电场。

[0069] 即,通过将具有图3的波形和相位的第1驱动信号对应的交流电压施加给致动器15a和15b、将具有图4的波形和相位的第2驱动信号对应的交流电压施加给致动器15c和15d,能够取得伴随致动器15a~15d的驱动而对套圈41施加的力的平衡。

[0070] 但是,例如,在通过将与以电压值0为中心具有正负振幅的驱动信号对应的交流电压施加给致动器15a~15d这样的现有方式使照明用光纤12摆动(摆动)的情况下,需要使用对正振幅和负振幅双方进行放大的比较高价(昂贵)的放大器(作为放大器35)来构成主体装置3。

[0071] 与此相对,根据本实施例,由于与具有如下的波形的驱动信号对应的交流电压分别施加给致动器15a~15d,所以,能够使用仅对正振幅进行放大的比较廉价的放大器(作为放大器35)来构成主体装置3,其中,在所述波形中,以作为正值的电压值VPB为中心而周期性变动的电压值的最小值VPC为0以上。其结果,根据本实施例,能够维持与现有的扫描型内窥镜系统相同的功能,并且与以往相比能够以廉价的结构来进行被摄体的扫描。

[0072] 另外,通过对以上所述的实施例的结构进行适当变形,例如,也可以代替具有图3的波形和相位的第1驱动信号而将具有图5的波形和相位的第1驱动信号输出到致动器15a和15b,并且,代替具有图4的波形和相位的第2驱动信号而将具有图6的波形和相位的第2驱动信号输出到致动器15c和15d。关于具有这种结构的情况下的动作等,适当省略已述内容,下面进行说明。

[0073] 信号产生器33根据控制器25的控制,生成具有例如图5所示的波形和相位的第1驱动信号作为用于对致动器15a和15b进行驱动的驱动信号,并将其输出到D/A转换器34a。图5是示出扫描型内窥镜中设置的致动器部的驱动所使用的第1驱动信号的与图3不同的例子(示例)的图。

[0074] 具体而言,信号产生器33根据控制器25的控制,例如生成并输出第1驱动信号(参照图5),该第1驱动信号具有以作为负值的电压值VNB为中心而周期性变动的电压值的最大值VNC为0以下的波形,并且具有与图6的第2驱动信号(后述)的相位相反的相位。

[0075] 并且,信号产生器33根据控制器25的控制,生成具有例如图6所示的波形和相位的第2驱动信号,作为用于对致动器15c和15d进行驱动的驱动信号,并将其输出到D/A转换器34b。图6是示出扫描型内窥镜中设置的致动器部的驱动所使用的第2驱动信号的与图4不同的例子(示例)的图。

[0076] 具体而言,信号产生器33根据控制器25的控制,例如生成并输出第2驱动信号(参照图6),该第2驱动信号具有与图5的第1驱动信号相同的波形(以作为负值的电压值VNB为中心周期变动的电压值的最大值VNC为0以下的波形),并且具有与图5的第1驱动信号的相位相反的相位。

[0077] 另外,所述电压值VNB在第1驱动信号和第2驱动信号中是相同值,并且,只要电压值的最大值VNC为0以下即可,可以是预先设定的固定值,或者,也可以是能够根据输入装置5的操作而变更的可变值。

[0078] 另一方面,由信号产生器 33 生成的图 5 的第 1 驱动信号经由 D/A 转换器 34a 和放大器 35 后输出到致动器 15a 和 15b。并且,由信号产生器 33 生成的图 6 的第 2 驱动信号经由 D/A 转换器 34b 和放大器 35 后输出到致动器 15c 和 15d。

[0079] 然后,在与具有图 5 的波形和相位的第 1 驱动信号对应的交流电压被施加给致动器部 15(致动器 15a 和 15b)时,相对于形成致动器 15a 的压电元件的极化方向产生反向(X 轴的正方向)的电场,并且,相对于形成致动器 15b 的压电元件的极化方向产生反向(Y 轴的正方向)的电场。并且,在与具有图 6 的波形和相位的第 2 驱动信号对应的交流电压被施加给致动器部 15(致动器 15c 和 15d)时,相对于形成致动器 15c 的压电元件的极化方向产生反向(X 轴的负方向)的电场,并且,相对于形成致动器 15d 的压电元件的极化方向产生反向(Y 轴的负方向)的电场。

[0080] 即,通过将具有图 5 的波形和相位的第 1 驱动信号对应的交流电压施加给致动器 15a 和 15b、将具有图 6 的波形和相位的第 2 驱动信号对应的交流电压施加给致动器 15c 和 15d,能够取得伴随致动器 15a ~ 15d 的驱动而对套圈 41 施加的力的平衡。

[0081] 但是,例如,在通过将与以电压值 0 为中心具有正负振幅的驱动信号对应的交流电压施加给致动器 15a ~ 15d 这样的现有方式,使照明用光纤 12 摆动,的情况下,需要使用对正振幅和负振幅双方进行放大的比较高价的大放大器(作为放大器 35)来构成主体装置 3。

[0082] 与此相对,根据本变形例,由于与具有如下的波形的驱动信号对应的交流电压分别施加给致动器 15a ~ 15d,所以,能够使用仅对负振幅进行放大的比较廉价的放大器(作为放大器 35)来构成主体装置 3,其中,在所述波形中,以作为负值的电压值 VNB 为中心周期性变动的电压值的最大值 VNC 为 0 以下。其结果,根据本变形例,能够维持与现有的扫描型内窥镜系统相同的功能,并且与以往相比能够以廉价的结构来进行被摄体的扫描。

[0083] 另外,本发明不限于上述实施例和变形例,当然能够在不脱离发明主旨的范围内进行各种变更和应用。

[0084] 本申请以 2012 年 12 月 4 日在日本申请的日本特愿 2012-265538 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、权利要求书和附图中。

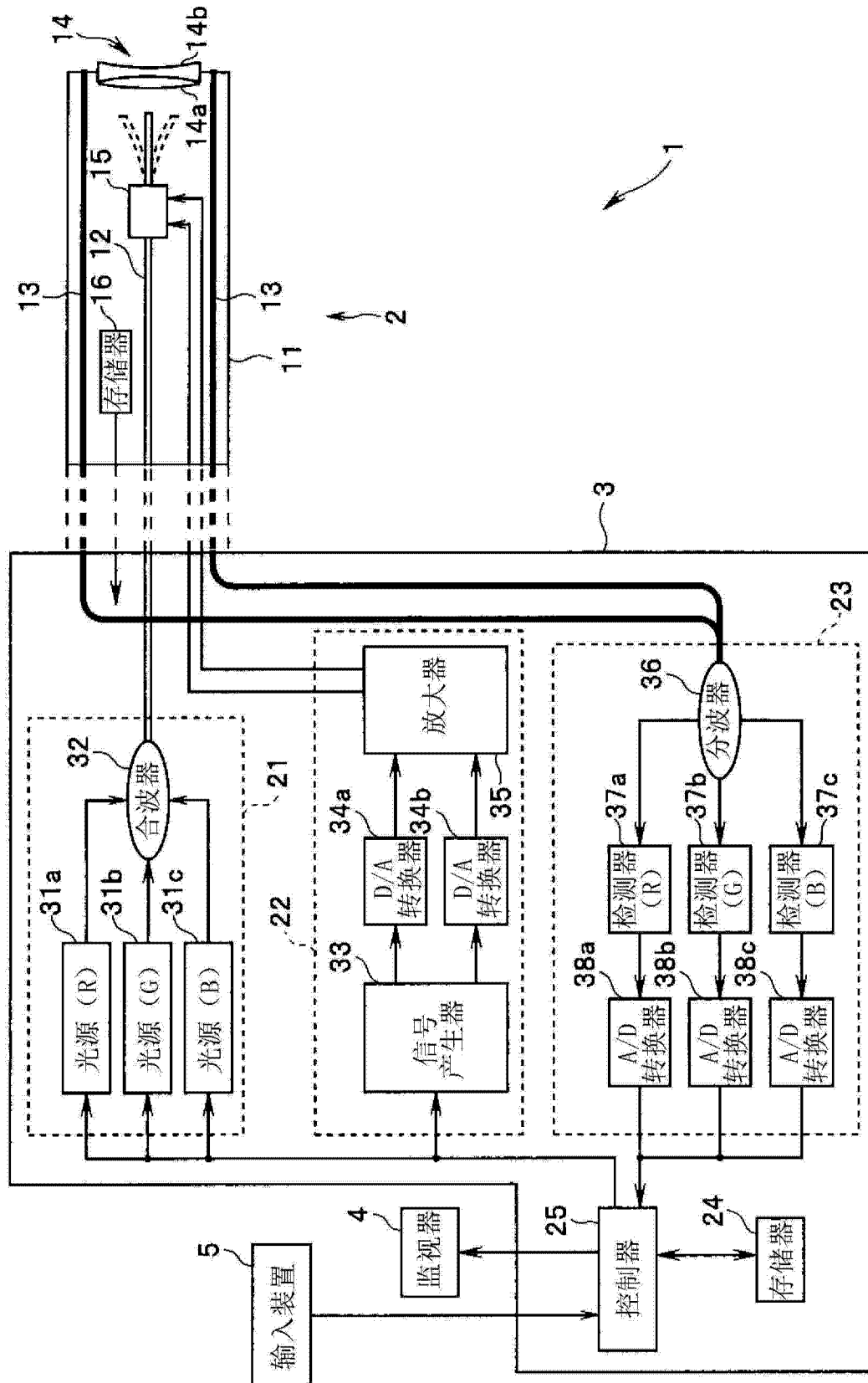


图 1

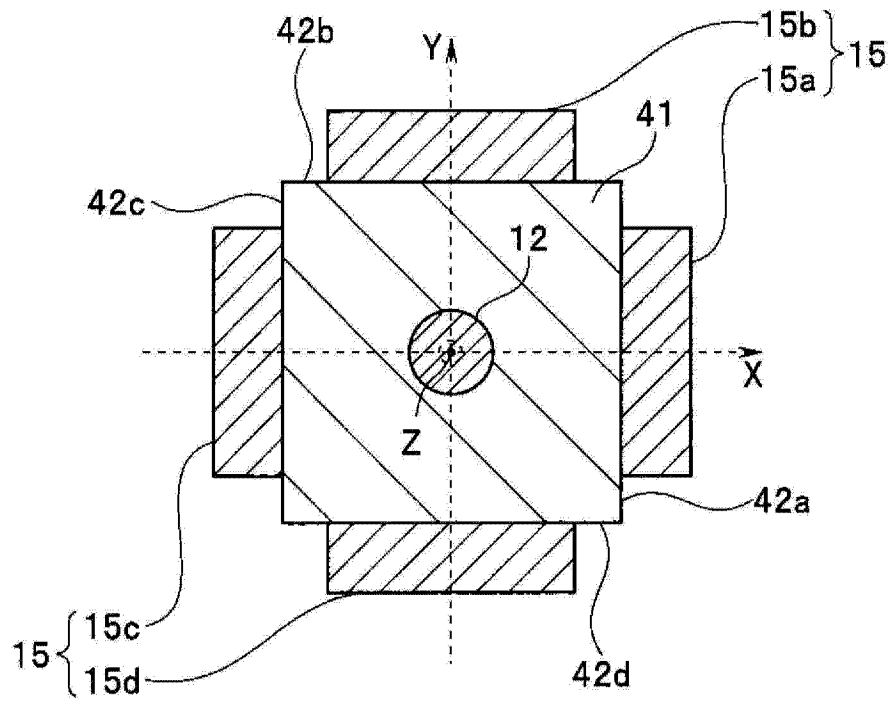


图 2

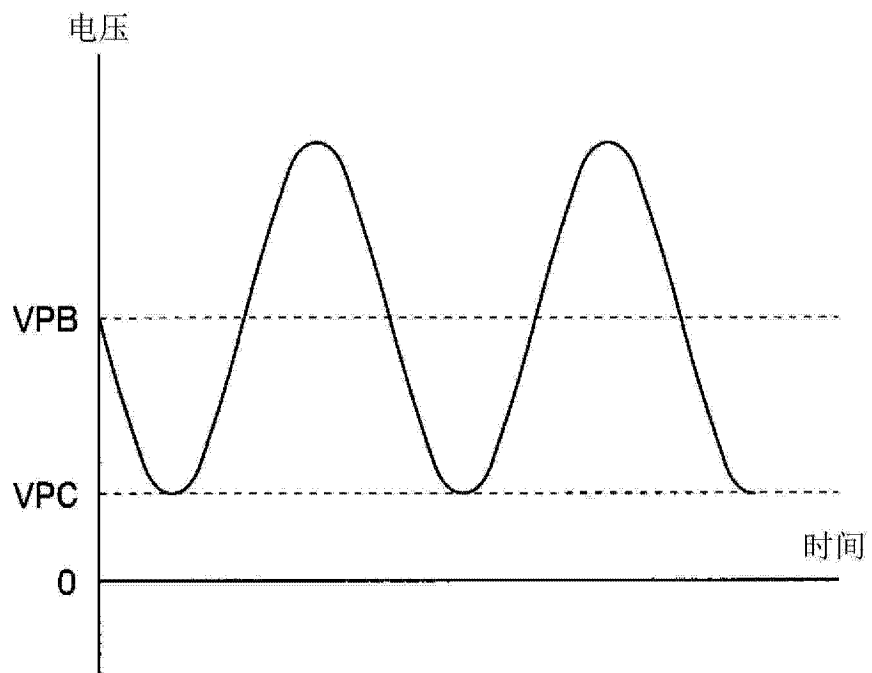


图 3

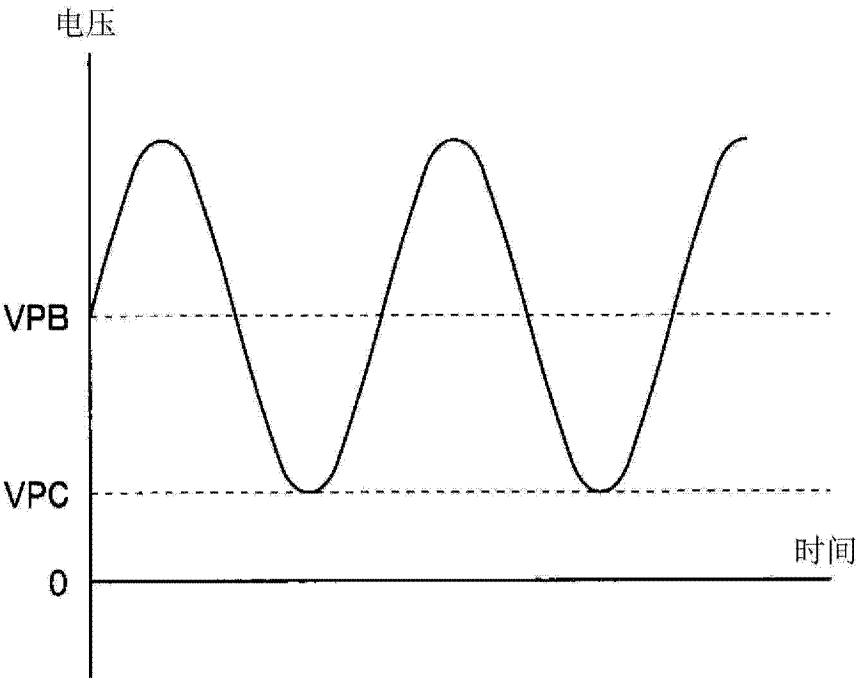


图 4

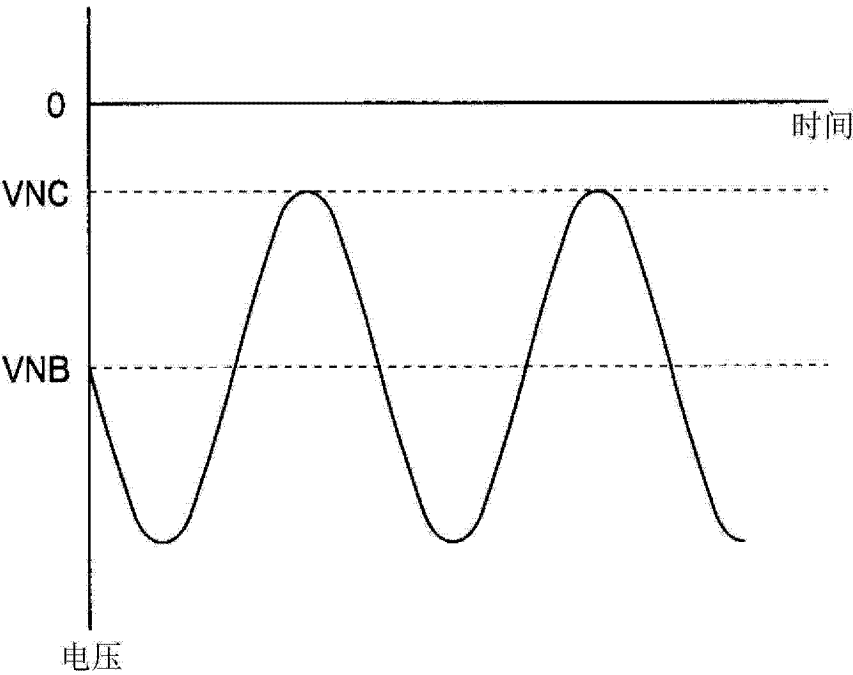


图 5

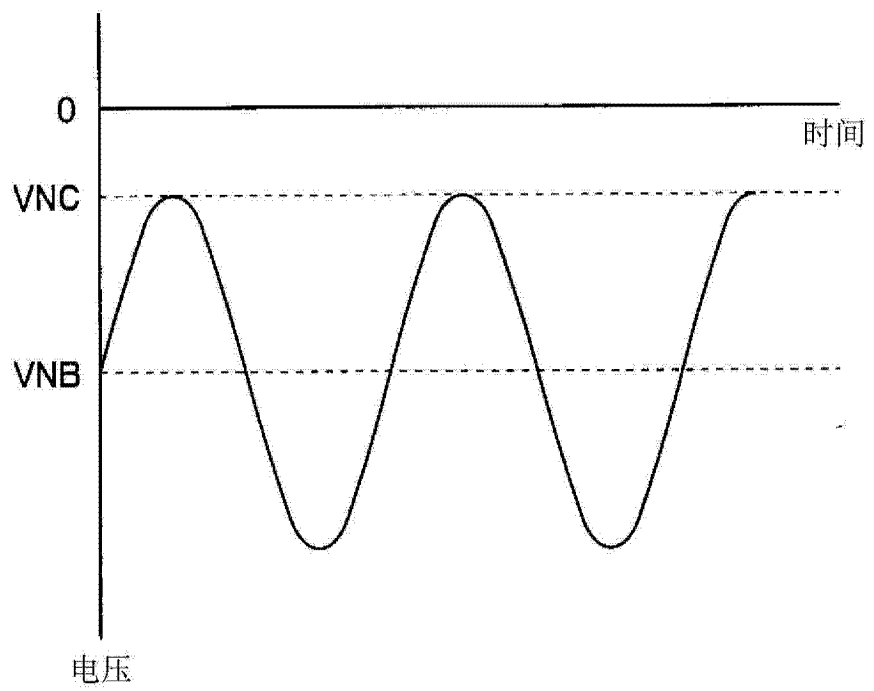


图 6

专利名称(译)	扫描型内窥镜系统		
公开(公告)号	CN104822305A	公开(公告)日	2015-08-05
申请号	CN201380062980.1	申请日	2013-11-08
[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	酒井悠次 冲田佳也		
发明人	酒井悠次 冲田佳也		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/07 A61B1/00098 A61B1/00006 A61B1/00059 A61B1/00172 G02B26/103		
代理人(译)	李辉		
优先权	2012265538 2012-12-04 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

扫描型内窥镜系统具有：照明用光纤；致动器部，其具有配置在隔着照明用光纤对置的位置处的一对以上的驱动部；以及驱动器单元，其针对致动器部中沿着规定的轴方向配置的一对驱动部中的一个驱动部输出具有第1波形或第2波形中的任意一种波形的第1驱动信号，并且，针对一对驱动部中的另一个驱动部输出具有与第1驱动信号相同的波形且具有与第1驱动信号的相位不同的相位的第2驱动信号，在该第1波形中，以正电压值为中心而周期性地变动的电压值的最小值为0以上，在该第2波形中，以负电压值为中心而周期性地变动的电压值的最大值为0以下。

