



(10) 申请公布号 CN 104363816 A

(43) 申请公布日 2015.02.18

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

G02B 23/26 (2006.01)

2012-233024 2012. 10. 22 JP

2014. 12. 16

PCT/IP2013/074102 2013.09.06

W02014/065025 JA 2014. 05. 01

地址 日本东京都

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

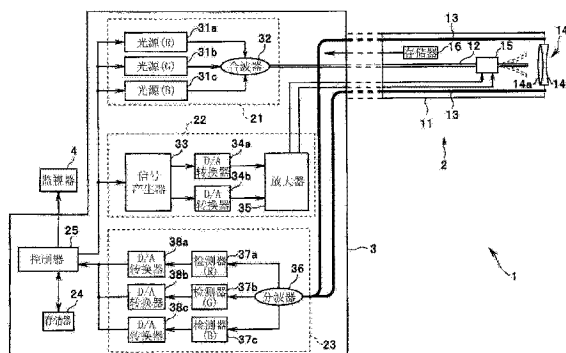
公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

权利要求书1页 说明书6页 附图3页

扫描型内窥镜系统

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,其具有配置于隔着导光部相对的位置上的一对以上的驱动部,并且通过驱动驱动部,以使得照射在被摄体上的照明光的照射位置描绘与规定的扫描图案对应的轨迹的方式使导光部摇动;以及驱动信号输出部,其针对在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,输出具有以规定的正电压值为中心的波形的第1驱动信号,并且针对一对驱动部中的另一个驱动部,输出具有以规定的负电压值为中心的波形的第2驱动信号。



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,其具有配置于隔着所述导光部相对的位置上的一对以上的驱动部,并且通过驱动所述驱动部,能够以使得照射在被摄体上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的方式使所述导光部摇动;以及

驱动信号输出部,其构成为,针对在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,输出具有以规定的正电压值为中心的波形的第1驱动信号,并且针对所述一对驱动部中的另一个驱动部,输出具有以规定的负电压值为中心的波形的第2驱动信号。

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压电元件形成,

所述第1驱动信号的振幅值和所述第2驱动信号的振幅值分别被设定为不超过与所述压电元件的矫顽电场相当的电压值。

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1和所述另一个驱动部的所述压电元件以成为沿着所述规定的轴方向的相同的极化方向的方式被预先实施了极化处理,并且所述压电元件形成为所述极化方向上的厚度彼此相同。

4. 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驱动信号和所述第2驱动信号为彼此相同的相位,

将所述规定的正电压值和所述规定的负电压值中的一方的电压值的正负反转后得到的值等于所述规定的正电压值和所述规定的负电压值中的另一方的电压值。

5. 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,其接收向所述被摄体照射的所述照明光的返回光;

光检测部,其构成为生成与在所述受光部中接收到的所述返回光的强度对应的信号并进行输出;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,尤其涉及扫描被摄体而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,提出了用于使插入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,已知在相当于上述插入部的部分上不具有固体摄像元件的扫描型内窥镜和构成为具有该扫描型内窥镜的系统。

[0003] 具体而言,具有扫描型内窥镜的系统例如构成为,使引导从光源部发出的照明光的照明用光纤的前端部摇动,从而按照预先设定的扫描图案二维地扫描被摄体,通过配置于照明用光纤的周围的受光用光纤接收来自该被摄体的返回光,根据由该受光用光纤接收的返回光生成该被摄体的图像。而且,作为具备与这种系统类似的结构的技术,例如,已知在美国申请公开 2008/0218824 号中公开的扫描束系统。

[0004] 另外,上述现有的扫描型内窥镜例如构成为,对构成为具有预先被实施了极化处理的压电元件的致动器施加不超过与该压电元件的极化方向的厚度对应的矫顽电场的大小的电压,从而使得照明用光纤摇动。

[0005] 但是,在使用上述的致动器构成扫描型内窥镜的情况下,在实现插入部的细径化时,需要使压电元件的极化方向的厚度尽可能变薄。另一方面,上述致动器存在如下问题点,即随着压电元件的极化方向的厚度减少,矫顽电场的大小也减少,由此导致该压电元件的极化的维持所需的印加电压的极限值受到较为严格的制约。

[0006] 对此,在美国申请公开 2008/0218824 号中并未特别提及能够解决上述问题点的手法等。因此,若采用美国申请公开 2008/0218824 号所公开的结构,则例如会产生无法将扫描型内窥镜对被摄体的扫描范围扩至规定的范围以上的课题。

[0007] 本发明就是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种相比以往能够扩大被摄体的扫描范围的扫描型内窥镜系统。

发明内容

[0008] 用于解决课题的手段

[0009] 本发明的一个方面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,其具有配置于隔着所述导光部相对的位置上的一对以上的驱动部,并且通过驱动所述驱动部,能够以使得照射在被摄体上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的方式使所述导光部摇动;以及驱动信号输出部,其构成为,针对在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,输出具有以规定的正电压值为中心的波形的第 1 驱动信号,并且针对所述一对驱动部中的另一个驱动部,输出具有以规定的负电压值为中心的波形的第 2 驱动信号。

附图说明

[0010] 图 1 是表示实施例的扫描型内窥镜系统的要部的结构的图。

[0011] 图 2 是用于说明设置于扫描型内窥镜中的致动器部的结构的截面图。

[0012] 图 3 是表示在设置于扫描型内窥镜中的致动器部的驱动中使用的第 1 驱动信号的波形的一例的图。

[0013] 图 4 是表示在设置于扫描型内窥镜中的致动器部的驱动中使用的第 2 驱动信号的波形的一例的图。

具体实施方式

[0014] 以下,参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0015] 图 1 至图 4 涉及本发明的实施例。图 1 是表示实施例的扫描型内窥镜系统的要部的结构的图。

[0016] 扫描型内窥镜系统 1 例如图 1 所示,构成为具有插入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。

[0017] 扫描型内窥镜 2 构成为具有插入部 11,该插入部 11 形成具有能够插入被检者的体腔内的细长形状和挠性。另外,在插入部 11 的基端部设有未图示的连接器等,用于将扫描型内窥镜 2 以自由拆装的方式连接于主体装置 3 上。

[0018] 在插入部 11 的内部从基端部到前端部的部分分别贯穿插入照明用光纤 12 和受光用光纤 13,该照明用光纤 12 具有将从主体装置 3 的光源单元 21 供给的照明光引导至聚光光学系统 14 的作为导光部的功能,该受光用光纤 13 接收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。

[0019] 包含照明用光纤 12 的光入射面的端部配置于在主体装置 3 的内部设置的合波器 32 上。此外,包含照明用光纤 12 的光出射面的端部以未通过固定部件等固定的状态配置于在插入部 11 的前端部设置的透镜 14a 的光入射面的附近。

[0020] 包含受光用光纤 13 的光入射面的端部固定配置于插入部 11 的前端部的前端面上的透镜 14b 的光出射面的周围。此外,包含受光用光纤 13 的光出射面的端部配置于在主体装置 3 的内部设置的分波器 36 上。

[0021] 聚光光学系统 14 具有透镜 14a 和透镜 14b,构成为能够会聚从照明用光纤 12 射入的照明光并使其向被摄体射出。

[0022] 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。

[0023] 另一方面,照明用光纤 12 和致动器部 15 例如以具备图 2 所示的位置关系的方式分别配置于垂直于插入部 11 的长边轴方向的截面上。图 2 是用于说明设置于扫描型内窥镜中的致动器部的结构的截面图。

[0024] 如图 2 所示,在照明用光纤 12 与致动器部 15 之间配置作为接合部材的套箍 41。具体地,套箍 41 例如通过氧化锆(陶瓷)或镍等形成。

[0025] 套箍 41 如图 2 所示,形成四棱柱,具有垂直于 X 轴方向(纸面的左右方向)的侧面 42a 和 42c、垂直于 Y 轴方向(纸面的上下方向)的侧面 42b 和 42d。此外,在套箍 41 的中心固定配置照明用光纤 12。另外,套箍 41 只要为棱柱即可,可以形成四棱柱以外的

其他形状。

[0026] 致动器部 15 如图 2 所示,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。

[0027] 换言之,具有作为光扫描部的功能的致动器部 15 构成为具有一对致动器 15a 和 15c、一对致动器 15b 和 15d,该一对致动器 15a 和 15c 位于隔着照明用光纤 12 在 Y 轴上相对的(或与 Y 轴对称的)位置上且沿着 X 轴方向配置,一对致动器 15b 和 15d 位于隔着照明用光纤 12 在 X 轴上相对的(或与 X 轴对称的)位置上且沿着 Y 轴方向配置。

[0028] 致动器 15a、15b、15c 和 15d 构成为按照从驱动器单元 22 输出的驱动信号分别进行驱动。

[0029] 致动器 15a 例如通过压电元件形成,该压电元件以极化方向与 X 轴的负方向(图 2 的纸面从右向左的方向)一致的方式被预先实施了极化处理,根据从驱动器单元 22 输出的驱动信号,致动器 15a 在被施加了正值的电压时(在伴随驱动信号的供给而产生的电场的方向相对于极化方向为顺方向的情况下)沿着 Z 轴方向(纸面的法线方向)收缩,并且,致动器 15a 在被施加了负值的电压时(在伴随驱动信号的供给而产生的电场的方向相对于极化方向为逆方向的情况下)沿着 Z 轴方向伸长。

[0030] 致动器 15b 例如通过压电元件形成,该压电元件以极化方向与 Y 轴的负方向(图 2 的纸面从上向下的方向)一致的方式被预先实施了极化处理,致动器 15b 构成为,根据从驱动器单元 22 输出的驱动信号,在被施加了正值的电压时沿着 Z 轴方向收缩,并且在被施加了负值的电压时沿着 Z 轴方向伸长。

[0031] 致动器 15c 例如通过压电元件形成,该压电元件以极化方向与 X 轴的负方向一致的方式被预先实施例极化处理,致动器 15c 构成为,根据从驱动器单元 22 输出的驱动信号,在被施加了负值的电压时沿着 Z 轴方向收缩,并且在被施加了正值的电压时沿着 Z 轴方向伸长。

[0032] 致动器 15d 例如通过压电元件形成,该压电元件以极化方向与 Y 轴的负方向一致的方式被预先实施了极化处理,致动器 15d 构成为,根据从驱动器单元 22 输出的驱动信号,在被施加了负值的电压时沿着 Z 轴方向收缩,并且在被施加了正值的电压时沿着 Z 轴方向伸长。

[0033] 另外,根据本实施例,不限于使用具有上述极化方向和伸缩方向的致动器 15a ~ 15d 构成致动器部 15,还可以使用具有其他的极化方向和伸缩方向的致动器 15a ~ 15d 构成致动器部 15。

[0034] 在插入部 11 的内部设有存储器 16,该存储器 16 预先储存包括扫描型内窥镜 2 的个体识别信息等各种信息在内的内窥镜信息。而且,在扫描型内窥镜 2 与主体装置 3 连接时,通过主体装置 3 的控制器 25 读入储存于存储器 16 中的内窥镜信息。

[0035] 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。

[0036] 光源单元 21 构成为具有光源 31a、光源 31b、光源 31c、合波器 32。

[0037] 光源 31a 例如具有激光光源等,构成为在通过控制器 25 的控制而接通时,将红色波段的光(此后也称作 R 光)向合波器 32 射出。

[0038] 光源 31b 例如具有激光光源等,构成为在通过控制器 25 的控制而接通时,将绿色

波段的光（此后也称作 G 光）向合波器 32 射出。

[0039] 光源 31c 例如具有激光光源等，构成为在通过控制器 25 的控制而接通时，将蓝色波段的光（此后也称作 B 光）向合波器 32 射出。

[0040] 合波器 32 构成为能够将从光源 31a 发出的 R 光、从光源 31b 发出的 G 光和从光源 31c 发出的 B 光合波并供给给照明用光纤 12 的光入射面。

[0041] 驱动器单元 22 具备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。

[0042] 信号产生器 33 构成为根据控制器 25 的控制，生成用于使包含照明用光纤 12 的光出射面的端部摇动的驱动信号，并将其输出给 D/A 转换器 34a 和 34b。

[0043] D/A 转换器 34a 和 34b 构成为将从信号产生器 33 输出的数字的驱动信号转换为模拟的驱动信号并输出给放大器 35。

[0044] 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，并将放大后的驱动信号输出给致动器部 15。

[0045] 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。

[0046] 分波器 36 具有分色镜等，构成为将从受光用光纤 13 的光出射面射出的返回光分离为 R（红）、G（绿）和 B（蓝）的每种颜色成分的光并向检测器 37a、37b 和 37c 射出。

[0047] 检测器 37a 构成为检测从分波器 36 输出的 R 光的强度，生成与该检测出的 R 光的强度对应的模拟的 R 信号，并将其输出给 A/D 转换器 38a。

[0048] 检测器 37b 构成为检测从分波器 36 输出的 G 光的强度，生成与该检测出的 G 光的强度对应的模拟的 G 信号，并将其输出给 A/D 转换器 38b。

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

[0050] A/D 转换器 38a 构成为将从检测器 37a 输出的模拟的 R 信号转换为数字的 R 信号，并将其输出给控制器 25。

[0051] A/D 转换器 38b 构成为将从检测器 37b 输出的模拟的 G 信号转换为数字的 G 信号，并将其输出给控制器 25。

[0052] A/D 转换器 38c 构成为将从检测器 37c 输出的模拟的 B 信号转换为数字的 B 信号，并将其输出给控制器 25。

[0053] 存储器 24 预先储存用于进行主体装置 3 的控制的控制程序等。此外，存储器 24 储存着由主体装置 3 的控制器 25 读入的内窥镜信息。

[0054] 控制器 25 具有 CPU 等，构成为读出储存于存储器 24 中的控制程序，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，具备作为光扫描部的功能的致动器部 15 根据按照上述控制器 25 的控制而从驱动器单元 22 输出的驱动信号，以使得照射在被摄体上的照明光的照射位置描绘与规定的扫描图案对应的轨迹的方式使照明用光纤 12 摇动。

[0055] 控制器 25 在插入部 11 连接于主体装置 3 时以将从存储器 16 输出的内窥镜信息储存于存储器 24 中的方式进行动作。

[0056] 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，并

将该生成的图像显示于监视器 4 上。

[0057] 接着,说明具有上述结构的扫描型内窥镜系统 1 的动作等。

[0058] 接通了内窥镜系统 1 的各部分的电源后,由控制器 25 读入储存于插入部 11 的存储器 16 中的内窥镜信息,将该读入的内窥镜信息储存于存储器 24 中。

[0059] 控制器 25 在将从存储器 16 读入的内窥镜信息储存于存储器 24 之后,对光源单元 21 进行将光源 31a、31b 和光源 31c 从关闭切换至打开的控制,并且对驱动器单元 22 进行用于从信号产生器 33 输出后述的第 1 和第 2 驱动信号的控制。

[0060] 信号产生器 33 根据控制器 25 的控制,作为用于驱动致动器 15a 和 15b 的驱动信号,例如生成具有图 3 所示的波形的第 1 驱动信号并将其输出给 D/A 转换器 34a。图 3 是表示在设置于扫描型内窥镜中的致动器部的驱动中使用的第 1 驱动信号的波形的一例的图。

[0061] 具体而言,信号产生器 33 根据控制器 25 的控制,例如生成如下的正弦波作为第 1 驱动信号,该正弦波的电压值以大于 0 的正的电压值 $VP1$ 为中心周期性地变动,并且具有不会超过(不会低于)与致动器 15a 和 15b 的矫顽电场相当的负的电压值 $VN1$ 的振幅值(峰值)(参照图 3)。

[0062] 此外,信号产生器 33 根据控制器 25 的控制,作为用于驱动致动器 15c 和 15d 的驱动信号,例如生成具有图 4 所示的波形的第 2 驱动信号并将其输出给 D/A 转换器 34b。图 4 是表示在设置于扫描型内窥镜中的致动器部的驱动中使用的第 2 驱动信号的波形的一例的图。

[0063] 具体而言,信号产生器 33 根据控制器 25 的控制,例如生成如下的正弦波作为第 2 驱动信号(参照图 4),该正弦波的电压值以小于 0 的负的电压值 $VN2$ 为中心周期性地变动,并且具有不会超过(不会高于)与致动器 15c 和 15d 的矫顽电场相当的正的电压值 $VP2$ 的振幅值(峰值)。

[0064] 另外,上述的负的电压值 $VN1$ 是根据致动器 15a 和 15b 中的压电元件的极化方向上厚度而确定的值。此外,上述的正的电压值 $VP2$ 是根据致动器 15c 和 15d 中的压电元件的极化方向上的厚度确定的值。因此,例如,在通过极化方向的厚度彼此相同的压电元件形成致动器 15a ~ 15d 的情况下,在上述的负的电压值 $VN1$ 与正的电压值 $VP2$ 之间, $VN1 = -VP2$ 的关系成立。

[0065] 另一方面,关于上述第 1 和第 2 驱动信号,以彼此为相同相位、且具有 $VP1 = -VN2$ 的关系的方式生成,以获取伴随致动器 15a ~ 15d 的驱动而对套箍 41 施加的力的平衡。

[0066] 而且,由信号产生器 33 生成的第 1 驱动信号在经过 D/A 转换器 34a 和放大器 35 之后,被输出给致动器 15a 和 15b。此外,由信号产生器 33 生成的第 2 驱动信号在经过 D/A 转换器 34b 和放大器 35 之后,被输出给致动器 15c 和 15d。

[0067] 这里,在对应于上述的第 1 驱动信号的交流电压被施加给致动器 15a、并且对应于上述的第 2 驱动信号的交流电压被施加给致动器 15c 的情况下,通过致动器 15a 的伸缩对套箍 41 施加的力与通过致动器 15c 的伸缩对套箍 41 施加的力相互抵消。因此,对应于上述的第 1 驱动信号的交流电压被施加给致动器 15a,并且对应于上述的第 2 的驱动信号的交流电压被施加给致动器 15c,由此,能够在维持未对致动器 15a 和 15c 施加电压的情况下(致动器 15a 和 15c 都未伸缩的情况下)的套箍 41 在 X 轴方向上的位置的同时,使照明用光纤 12 摇动。

[0068] 此外,在对应于上述的第 1 驱动信号的交流电压被施加给致动器 15b、并且对应于上述的第 2 驱动信号的交流电压被施加给致动器 15d 的情况下,通过致动器 15b 的伸缩对套箍 41 施加的力与通过致动器 15d 的伸缩对套箍 41 施加的力相互抵消。因此,对应于上述的第 1 驱动信号的交流电压被施加给致动器 15b,并且对应于上述的第 2 的驱动信号的交流电压被施加给致动器 15d,由此,能够在维持未对致动器 15b 和 15d 施加电压的情况下(致动器 15b 和 15d 都未伸缩的情况下)的套箍 41 在 Y 轴方向上的位置的同时,使照明用光纤 12 摇动。

[0069] 但是,例如通过将与电压值以电压值 0 为中心周期性变动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 摇动的情况下,实际上无需考虑对套箍 41 施加的力的平衡,而为了维持致动器 15a ~ 15d 的极化,需要与致动器 15a 和 15b 的矫顽电场相当的负的电压值 VN1 和与致动器 15c 和 15d 的矫顽电场相当的正的电压值 VP2 的范围内(VN1 以上且 VP2 以下的范围内)设定振幅值。

[0070] 与此相对,根据本实施例,将与电压值以正的电压值 VP1 为中心周期性进行变动的第 1 驱动信号对应的交流电压施加给致动器 15a 和 15b,并且将与电压值以负的电压值 VN2 为中心周期性进行变动的第 2 驱动信号对应的交流电压施加给致动器 15c 和 15d,因而,对于负的电压值 VN1 和正的电压值 VP2 的振幅值(峰值)的限制得以缓和。其结果,根据本实施例,相比现有方式能够在较大范围内使照明用光纤 12 摇动,即能够相比以往扩大被摄体的扫描范围。

[0071] 另外,本发明不限于上述实施例,当然可以在不脱离发明主旨的范围内进行各种变更和应用。

[0072] 本申请以 2012 年 10 月 22 日在日本申请的特愿 2012-233024 号作为优先权主张的基础而提出申请,上述公开的内容在本申请说明书、权利要求书、附图中进行引用。

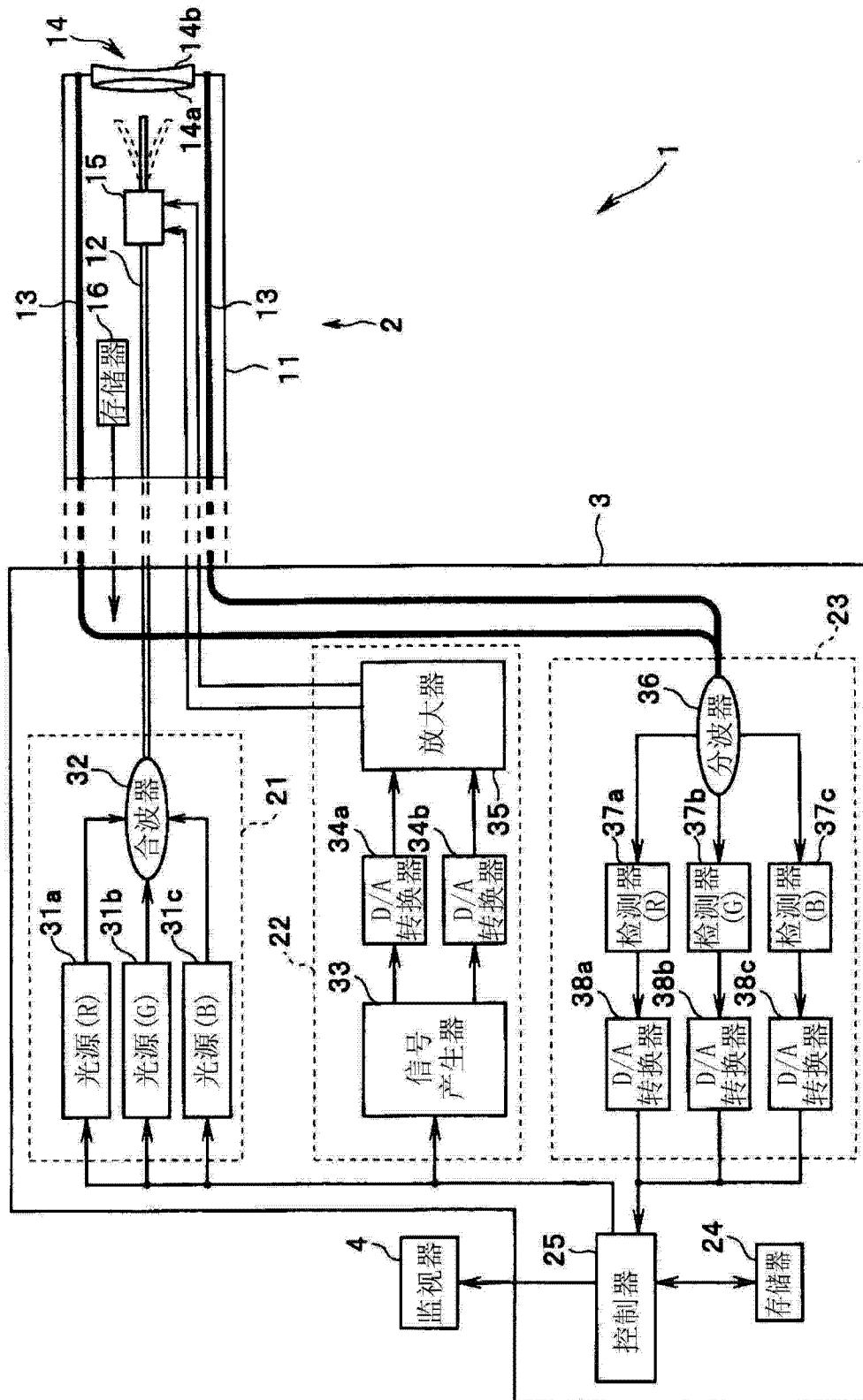


图 1

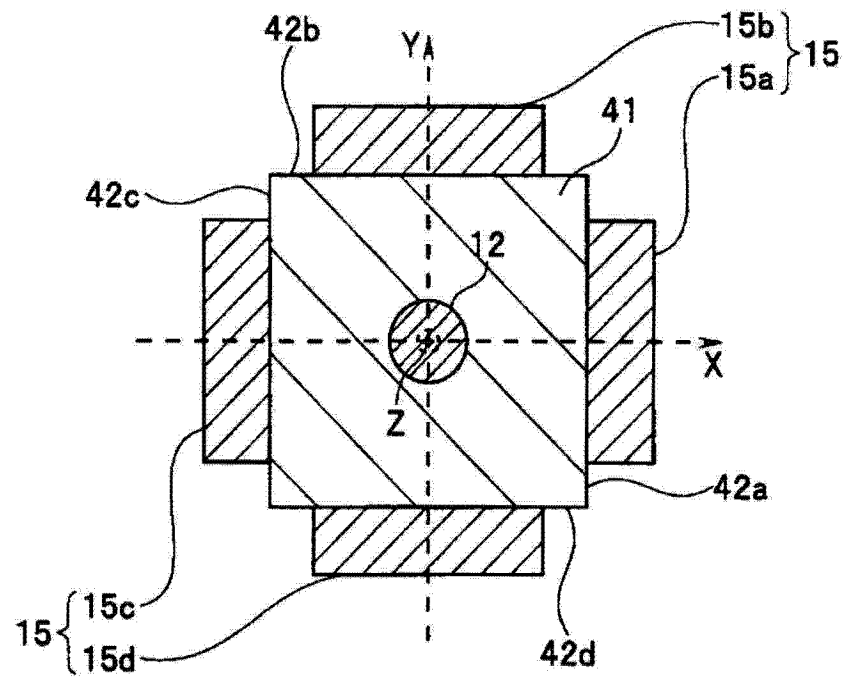


图 2

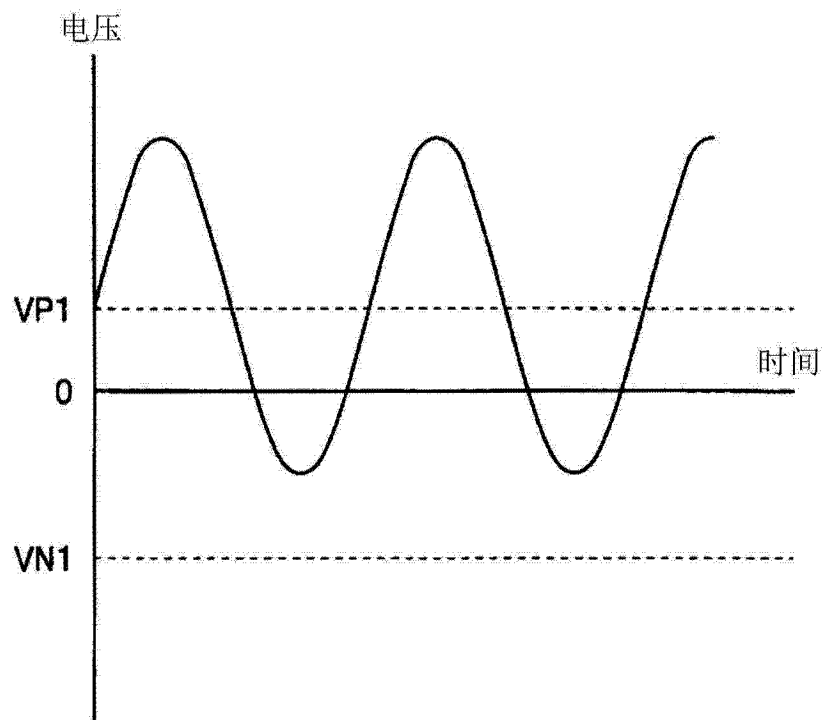


图 3

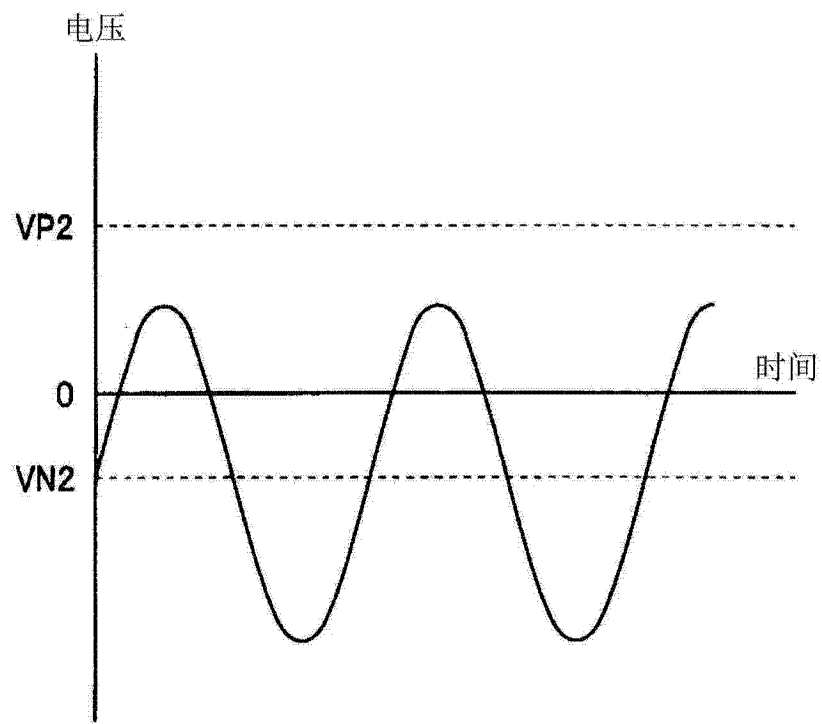


图 4

专利名称(译)	扫描型内窥镜系统		
公开(公告)号	CN104363816A	公开(公告)日	2015-02-18
申请号	CN201380031803.7	申请日	2013-09-06
[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	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 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/07 G02B23/26 A61B1/00165 G02B23/2469 A61B1/00172 A61B1/00013 G02B26/103 A61B1/042 A61B1/00098		
代理人(译)	李辉		
优先权	2012233024 2012-10-22 JP		
其他公开文献	CN104363816B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

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，其具有配置于隔着导光部相对的位置上的一对以上的驱动部，并且通过驱动驱动部，以使得照射在被摄体上的照明光的照射位置描绘与规定的扫描图案对应的轨迹的方式使导光部摇动；以及驱动信号输出部，其针对在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，输出具有以规定的正电压值为中心的波形的第1驱动信号，并且针对一对驱动部中的另一个驱动部，输出具有以规定的负电压值为中心的波形的第2驱动信号。

