



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103889302 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 13

(21) 申请号 201380003540. 9
 (22) 申请日 2013. 04. 03
 (30) 优先权数据
 2012-126422 2012. 06. 01 JP
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2014. 04. 17
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/JP2013/060188 2013. 04. 03
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02013/179760 JA 2013. 12. 05
 (73) 专利权人 奥林巴斯株式会社
 地址 日本东京都
 (72) 发明人 酒井悠次 鹫泽勉 平川克己
 (74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127
 代理人 李辉 于靖帅

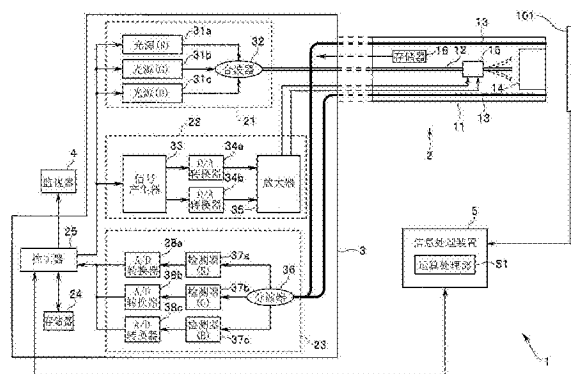
(51) Int. Cl.
 A61B 1/00(2006. 01)
 A61B 1/06(2006. 01)
 (56) 对比文件
 JP 特开 2011-101665 A, 2011. 05. 26,
 CN 102316326 A, 2012. 01. 11,
 US 2010/0168515 A1, 2010. 07. 01,
 CN 101500088 A, 2009. 08. 05,
 JP 特开 2011-217836 A, 2011. 11. 04,
 审查员 孙颖

权利要求书1页 说明书13页 附图8页

(54) 发明名称
内窥镜系统

(57) 摘要

内窥镜系统具有：内窥镜，其具有引导从光源发出的照明光的导光部件、对被摄体照射由导光部件引导的照明光的光学系统、以及使导光部件摆动以使得经由光学系统对被摄体照射的照明光的照射位置成为沿着规定扫描图案的照射位置的驱动部；坐标信息取得部，其取得能够确定沿着规定扫描图案照射的照明光的照射位置的坐标信息；以及校正信息取得部，其通过进行基于坐标信息的处理，以照明光中包含的规定波段的光为基准，取得用于对照明光中包含的规定波段以外的其他波段的光的倍率色差进行校正的校正信息。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,该内窥镜系统具有:

内窥镜,其具有引导从光源发出的照明光的照明用光纤、对被摄体照射由所述照明用光纤引导的所述照明光的光学系统、以及使所述照明用光纤摆动以使得经由所述光学系统对所述被摄体照射的所述照明光的照射位置成为沿着规定扫描图案的照射位置的驱动部;

坐标信息取得部,其取得能够确定沿着所述规定扫描图案照射的所述照明光的照射位置的坐标信息;

存储部,其预先存储有表示在将由于所述光学系统而产生的倍率色差的基准设定为规定波段的光的情况下的、其他波段的光的像高与像差量之间的对应关系的光学特性信息;

校正信息取得部,其在根据所述坐标信息检测到对与规定像高相当的位置照射了所述规定波段的光时,根据所述存储部中存储的所述光学特性信息检测所述规定像高处的所述其他波段的光的像差量,并且,将该检测出的像差量相对于最大像高所占的比例作为图像校正信息来取得,该最大像高根据通过所述驱动部而摆动的所述照明用光纤的最大振幅而被决定,该图像校正信息在根据所述其他波段的光的返回光而生成的图像的倍率色差的校正中使用;以及

图像处理部,其根据作为所述图像校正信息取得的所述比例实施图像校正处理。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述规定波段的光是绿色的光,并且,所述其他波段的光是红色的光和蓝色的光中的至少一方。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述光学系统仅具备具有正屈光力的光学部件。

内窥镜系统

技术领域

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

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,在日本特开 2011-101665 号公报中公开了在相当于所述插入部的部分不具有固体摄像元件的光扫描型电子内窥镜和构成为具有该光扫描型电子内窥镜的电子内窥镜系统。

[0003] 具体而言,在日本特开 2011-101665 号公报中公开了具有如下结构的电子内窥镜系统: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谐振运动,以预先设定的扫描图案(例如呈涡旋状)对被摄体进行扫描,利用配置在照明用光纤周围的受光用光纤接收来自该被摄体的返回光,使用按照各颜色成分对该受光用光纤接收到的返回光进行分离而得到的信号,生成该被摄体的图像。

[0004] 并且,在日本特开 2011-101665 号公报中公开了如下的校准方法来作为在所述电子内窥镜系统中产生的倍率色差的校准方法:使用根据从光源部射出的橙色光的光量而检测到的橙色成分,对根据从该光源部射出的红色光的光量而检测到的红色成分进行校正。

[0005] 但是,根据日本特开 2011-101665 号公报所公开的校准方法,除了监视器中显示的图像的生成时使用的红色光、绿色光和蓝色光的光源以外,还需要设置倍率色差的校准时使用的橙色光的光源,所以,其结果,产生用于进行倍率色差的校准的结构烦杂化的课题。

[0006] 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简易地对使用扫描型内窥镜取得图像时产生的倍率色差进行校准的内窥镜系统。

发明内容

[0007] 用于解决课题的手段

[0008] 本发明的一个方式的内窥镜系统具有:内窥镜,其具有引导从光源发出的照明光的导光部件、对被摄体照射由所述导光部件引导的所述照明光的光学系统、以及使所述导光部件摆动以使得经由所述光学系统对所述被摄体照射的所述照明光的照射位置成为沿着规定扫描图案的照射位置的驱动部;坐标信息取得部,其取得能够确定沿着所述规定扫描图案照射的所述照明光的照射位置的坐标信息;以及校正信息取得部,其通过进行基于所述坐标信息的处理,以所述照明光中包含的规定波段的光为基准,取得用于对所述照明光中包含的所述规定波段以外的其他波段的光的倍率色差进行校正的校正信息。

附图说明

[0009] 图 1 是示出本发明的实施例的内窥镜系统的主要部分的结构图。

[0010] 图 2 是示出在被摄体的表面设定的假想 XY 平面的一例的图。

- [0011] 图 3 是示出设置在内窥镜中的物镜光学系统的结构的一例的图。
- [0012] 图 4 是示出图 3 的物镜光学系统中产生的倍率色差的像差图。
- [0013] 图 5 是示出提供到设于内窥镜中的致动器的第 1 驱动信号的信号波形的一例的图。
- [0014] 图 6 是示出提供到设于内窥镜中的致动器的第 2 驱动信号的信号波形的一例的图。
- [0015] 图 7A 是用于说明对图 2 的假想 XY 平面照射照明光的情况下的、从点 SA 到点 YMAX 的照明光的照射坐标在时间上的变位的图。
- [0016] 图 7B 是用于说明对图 2 的假想 XY 平面照射照明光的情况下的、从点 YMAX 到点 SA 的照明光的照射坐标在时间上的变位的图。
- [0017] 图 8 是示出进行图像校正处理时可利用的校准用图卡 (chart) 的一例的图。
- [0018] 图 9 是用于说明使用图 8 的校准用图卡进行的处理的概要的流程图。
- [0019] 图 10 是用于说明在图 9 的步骤 S2 中进行的图像校正处理的具体例的流程图。
- [0020] 图 11 是示出进行图像校正处理时可利用的校准用图卡的与图 8 不同的例子的图。

具体实施方式

- [0021] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行说明。
- [0022] 图 1~图 11 涉及本发明的实施例。图 1 是示出本发明的实施例的内窥镜系统的主要部分的结构图。
- [0023] 例如如图 1 所示,内窥镜系统 1 构成为具有能够插入到被检者的体腔内的扫描型的内窥镜 2、与内窥镜 2 连接的主体装置 3、与主体装置 3 连接的监视器 4、以及与主体装置 3 连接的信息处理装置 5。
- [0024] 内窥镜 2 具有形成为能够插入到被检者的体腔内的细长形状且具有挠性的插入部 11。另外,在插入部 11 的基端部设有用于以拆装自如的方式使内窥镜 2 与主体装置 3 连接的未图示的连接器等。
- [0025] 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 提供的照明光引导至物镜光学系统 14 的导光部件的功能,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。
- [0026] 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被固定部件等固定的状态配置在设于插入部 11 的前端部的物镜光学系统 14 的光入射面的附近。即,照明用光纤 12 引导的照明光经由物镜光学系统 14 对被摄体进行照射。
- [0027] 另外,在本实施例中,作为与后述物镜光学系统 14 的设计数据对应的设计值,例如,优选设定为照明用光纤 12 的包含光出射面的端部的数值孔径 NA 为 0.0963。
- [0028] 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物镜光学系统 14 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 的内部的合波器 36 上。
- [0029] 在插入部 11 的前端部侧的照明用光纤 12 的中途部安装有致动器 15,该致动器 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。

[0030] 这里,以后,作为与相当于插入部 11 的长度方向的轴的插入轴(或物镜光学系统 14 的光轴)垂直的假想平面,以在被摄体的表面设定图 2 所示的 XY 平面的情况为例进行说明。图 2 是示出在被摄体的表面设定的假想 XY 平面的一例的图。

[0031] 具体而言,图 2 的 XY 平面上的点 SA 表示假想设定为在相当于从纸面近前侧朝向里侧的方向上存在插入部 11 的插入轴的情况下的、该插入轴与纸面的交点。并且,图 2 的 XY 平面中的 X 轴方向被设定为从纸面左侧朝向右侧的方向。并且,图 2 的 XY 平面中的 Y 轴方向被设定为从纸面下侧朝向上侧的方向。并且,构成图 2 的 XY 平面的 X 轴和 Y 轴在点 SA 交叉。

[0032] 致动器 15 构成为具有 X 轴用致动器(未图示),其根据从主体装置 3 的驱动器单元 22 输出的第 1 驱动信号进行动作,以使照明用光纤 12 的包含光出射面的端部在 X 轴方向上摆动;以及 Y 轴用致动器(未图示),其根据从主体装置 3 的驱动器单元 22 输出的第 2 驱动信号进行动作,以使照明用光纤 12 的包含光出射面的端部在 Y 轴方向上摆动。而且,伴随所述 X 轴用致动器和 Y 轴用致动器的动作,照明用光纤 12 的包含光出射面的端部以点 SA 为中心呈涡旋状摆动。

[0033] 另外,在本实施例中,作为与后述物镜光学系统 14 的设计数据对应的设计值,例如,优选设定为通过致动器 15 而摆动的照明用光纤 12 的(包含光出射面的端部的)长度为 3.4mm。

[0034] 在插入部 11 的内部设有存储器 16,该存储器 16 例如预先存储有包含根据物镜光学系统 14 的特性而决定的光学特性信息等的与内窥镜 2 相关联的各种信息的内窥镜信息。而且,在内窥镜 2 和主体装置 3 连接时,通过主体装置 3 的控制器 25 读出存储器 16 中存储的内窥镜信息。另外,存储器 16 中存储的物镜光学系统 14 的光学特性信息在后面进行详细说明。

[0035] 这里,参照图 3 和图 4 对设于插入部 11 的前端部的物镜光学系统 14 的具体结构例进行说明。图 3 是示出设置在本实施例的内窥镜中的物镜光学系统的结构的一例的图。图 4 是示出图 3 的物镜光学系统中产生的倍率色差的像差图。

[0036] 例如如图 3 所示,物镜光学系统 14 由具有正屈光力的 2 个平凸透镜构成。并且,本实施例的物镜光学系统 14 设计成具有下述设计数据。

[0037] 另外,在下述物镜光学系统 14 的设计数据中,曲率半径示出为 r ,面间隔示出为 d ,各透镜相对于 d 线(587.6nm)的折射率示出为 n_d ,各透镜的 d 线的阿贝数示出为 v_d 。并且,在下述物镜光学系统 14 的设计数据中,曲率半径 r 的“ ∞ ”表示无限大,面编号的“物体面”中的 $D = 7.50(\text{mm})$ 表示物镜光学系统 14 的焦点位置。并且,在没有特意记载的情况下,设曲率半径 r 和与面间隔 d 等距离有关的数据的单位为毫米(mm)。并且,下述物镜光学系统 14 的设计数据和图 3 内的“物体面”表示观察对象物的表面。并且,下述物镜光学系统 14 的设计数据和图 3 内的“像面”表示对呈涡旋状摆动的照明用光纤 12 的光出射面的轨迹进行投影的假想面。

[0038] (设计数据)

[0039]

面编号	r	d	nd	vd
物体面	∞	7.50		
1	∞	0.50	1.89019	40.76
2	-0.5100	0.06		
3	0.4750	0.40	1.89019	40.76
4	∞	0.06		
像面	∞			

[0040] 另一方面,在设计成具有上述设计数据的物镜光学系统 14 中,例如产生图 4 所示的倍率色差。

[0041] 另外,图 4 的单点划线表示以绿色波段的光(以后也称为 G 光)为基准的情况下(规定为 G 光的倍率色差=0 的情况下)的、红色波段的光(以后也称为 R 光)的像高(相当于图 4 的“FIY”)与由于倍率色差而引起的像差量之间的相关。并且,图 4 的双点划线表示以 G 光为基准的情况下、蓝色波段的光(以后也称为 B 光)的像高与由于倍率色差而引起的像差量之间的相关。并且,与图 4 的“FIY”的最大值相当的最大像高是与被摄体的表面的从点 SA 到后述点 YMAX 的距离(例如 0.2(mm))大致一致的值,并且,是根据通过致动器 15 而摆动的照明用光纤 12 的最大振幅决定的值。

[0042] 即,作为根据物镜光学系统 14 的特性决定的光学特性信息,在插入部 11 的存储器 16 中一并存储有上述设计数据、以及表示将图 4 的像差图所例示的由于物镜光学系统 14 而产生的倍率色差的基准设定为 G 光的情况下的、R 光和 B 光的像高与像差量之间的对应关系的数据。

[0043] 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。

[0044] 光源单元 21 构成为具有光源 31a、光源 31b、光源 31c、合波器 32。

[0045] 光源 31a 例如构成为具有激光光源等,在通过控制器 25 的控制而接通时,将 R 光射出到合波器 32。

[0046] 光源 31b 例如构成为具有激光光源等,在通过控制器 25 的控制而接通时,将 G 光射出到合波器 32。

[0047] 光源 31c 例如构成为具有激光光源等,在通过控制器 25 的控制而接通时,将 B 光射出到合波器 32。

[0048] 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 光进行合波并将其提供到照明用光纤 12 的光入射面。

[0049] 驱动器单元 22 构成为具有信号产生器 33、数字模拟(以下称为 D/A)转换器 34a 和 34b、放大器 35。

[0050] 信号产生器 33 构成为,根据控制器 25 的控制,生成例如图 5 所示的规定波形的信号,作为使照明用光纤 12 的包含光出射面的端部在 X 轴方向上摆动的第 1 驱动信号,并将其输出到 D/A 转换器 34a。图 5 是示出提供到设于内窥镜中的致动器的第 1 驱动信号的信号波形的一例的图。

[0051] 并且,信号产生器 33 构成为,根据控制器 25 的控制,生成例如图 6 所示的、使所述第 1 驱动信号的相位偏移 90° 后的波形的信号,作为使照明用光纤 12 的包含光出射面的端部在 Y 轴方向上摆动的第 2 驱动信号,并将其输出到 D/A 转换器 34b。图 6 是示出提供到设于内窥镜中的致动器的第 2 驱动信号的信号波形的一例的图。

[0052] D/A 转换器 34a 构成为,将从信号产生器 33 输出的数字的第 1 驱动信号转换为模拟的第 1 驱动信号并将其输出到放大器 35。

[0053] D/A 转换器 34b 构成为,将从信号产生器 33 输出的数字的第 2 驱动信号转换为模拟的第 2 驱动信号并将其输出到放大器 35。

[0054] 放大器 35 构成为,对从 D/A 转换器 34a 和 34b 输出的第 1 和第 2 驱动信号进行放大并将它们输出到致动器 15。

[0055] 这里,图 5 中例示的第 1 驱动信号的振幅值(信号电平)以成为最小值的时刻 T1 为起点逐渐增加,在时刻 T2 成为最大值后逐渐减小,在时刻 T3 再次成为最小值。

[0056] 并且,图 6 中例示的第 2 驱动信号的振幅值(信号电平)以成为最小值的时刻 T1 为起点逐渐增加,在时刻 T2 附近成为最大值后逐渐减小,在时刻 T3 再次成为最小值。

[0057] 然后,当图 5 所示的第 1 驱动信号被提供到致动器 15 的 X 轴用致动器、并且图 6 所示的第 2 驱动信号被提供到致动器 15 的 Y 轴用致动器时,照明用光纤 12 的包含光出射面的端部呈以点 SA 为中心的涡旋状摆动,根据这种摆动,呈图 7A 和图 7B 所示的涡旋状对被摄体的表面进行扫描。图 7A 是用于说明对图 2 的假想 XY 平面照射照明光的情况下的、从点 SA 到点 YMAX 的照明光的照射坐标在时间上的变位的图。图 7B 是用于说明对图 2 的假想 XY 平面照射照明光的情况下的、从点 YMAX 到点 SA 的照明光的照射坐标在时间上的变位的图。

[0058] 具体而言,在时刻 T1,对与被摄体的表面的点 SA 相当的位置照射照明光。然后,从时刻 T1 到时刻 T2,伴随第 1 和第 2 驱动信号的振幅值的增加,被摄体的表面中的照明光的照射坐标以点 SA 为起点向外侧以描绘第 1 涡旋状的轨迹的方式变位,进而,当到达时刻 T2 时,对被摄体的表面中的照明光的照射坐标的最外点即点 YMAX 照射照明光。然后,从时刻 T2 到时刻 T3,伴随第 1 和第 2 驱动信号的振幅值的减少,被摄体的表面中的照明光的照射坐标以点 YMAX 为起点向内侧以描绘第 2 涡旋状的轨迹的方式变位,进而,当到达时刻 T3 时,对被摄体的表面中的点 SA 照射照明光。

[0059] 即,致动器 15 构成为,能够根据从驱动器单元 22 提供的第 1 和第 2 驱动信号,使照明用光纤 12 的包含光出射面的端部摆动,以使得经由物镜光学系统 14 对被摄体照射的照明光的照射位置成为沿着图 7A 和图 7B 中例示的涡旋形状的扫描图案的照射位置。

[0060] 另外,在本实施例中,沿着图 7A 和图 7B 的涡旋形状照射经由物镜光学系统 14 的照明光,进而,固定配置在物镜光学系统 14 的光出射面的周围的受光用光纤 13 接收来自被摄体的表面的返回光,与此相伴,生成 90° 的视场角(视野)的图像。

[0061] 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、模拟数字(以下称为 A/D)转换器 38a、38b 和 38c。

[0062] 分波器 36 构成为具有分色镜等,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)的各颜色成分的光,并将它们射出到检测器 37a、37b 和 37c。

[0063] 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

强度对应的模拟的 R 信号,并将其输出到 A/D 转换器 38a。

[0064] 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的 G 信号,并将其输出到 A/D 转换器 38b。

[0065] 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的 B 信号,并将其输出到 A/D 转换器 38c。

[0066] 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 信号并将其输出到控制器 25。

[0067] 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 信号并将其输出到控制器 25。

[0068] 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 信号并将其输出到控制器 25。

[0069] 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,存储有作为信息处理装置 5 的处理结果而得到的图像校正信息。另外,这种图像校正信息在后面详细说明。

[0070] 控制器 25 构成为读出存储器 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。

[0071] 控制器 25 构成为,能够将在插入部 11 与主体装置 3 连接时从存储器 16 输出的内窥镜信息输出到信息处理装置 5。并且,控制器 25 进行动作,以使得将从信息处理装置 5 输出的图像校正信息存储在存储器 24 中。

[0072] 控制器 25 构成为,根据在与从时刻 T1 到时刻 T2 相当的期间内从检测单元 23 输出的 R 信号、G 信号和 B 信号,生成 1 帧的图像。并且,控制器 25 构成为,根据在与从时刻 T2 到时刻 T3 相当的期间内从检测单元 23 输出的 R 信号、G 信号和 B 信号,生成 1 帧的图像。

[0073] 进而,控制器 25 在存储器 24 中存储有图像校正信息的情况下进行动作,以对各帧的图像实施基于该图像校正信息的图像校正处理,并以规定帧率在监视器 4 中显示实施了该图像校正处理的校正后的图像。

[0074] 信息处理装置 5 构成为具有运算处理部 51,该运算处理部 51 根据从控制器 25 输出的光学特性信息和从光照射坐标检测模块 101 输出的坐标信息,进行图像校正信息的取得处理。

[0075] 这里,具有作为坐标信息取得部的功能的光照射坐标检测模块 101 构成为具有位置检测元件(PSD:Position Sensitive Detector)等,检测接收到经由物镜光学系统 14 射出的照明光时的位置,并且输出与该检测到的位置对应的坐标信息。

[0076] 另外,在本实施例的光照射坐标检测模块 101 中预先进行设定,使得图 2、图 7A 和图 7B 中例示的 XY 平面上的点 SA 的坐标位置为 (0, 0)。即,从光照射坐标检测模块 101 输出的坐标信息是表示以图 2、图 7A 和图 7B 中例示的 XY 平面上的点 SA 的坐标位置 (0, 0) 为基准的相对的坐标位置的信息。

[0077] 因此,运算处理部 51 能够根据从具有以上所述的结构的光照射坐标检测模块 101 输出的坐标信息,确定从内窥镜 2 呈涡旋状照射的照明光的照射位置。

[0078] 并且,运算处理部 51 构成为,根据从光照射坐标检测模块 101 输出的坐标信息和从控制器 25 输出的内窥镜信息中包含的光学特性信息进行后述处理,由此取得图像校正

信息,并将该取得的图像校正信息输出到主体装置 3 的控制器 25。

[0079] 接着,下面对具有以上所述的结构的内窥镜系统 1 的各部的动作等进行说明。

[0080] 首先,手术医生等分别将内窥镜 2、监视器 4 和信息处理装置 5 的各部与主体装置 3 连接,在与内窥镜 2 的前端面对置的位置配置光照射坐标检测模块 101,进而,设定为从光照射坐标检测模块 101 输出的坐标信息被输入到信息处理装置 5。

[0081] 然后,当接通内窥镜系统 1 的各部的电源后,插入部 11 的存储器 16 中存储的内窥镜信息经由控制器 25 输出到信息处理装置 5。

[0082] 另外,根据本实施例,可以将能够确定内窥镜 2 的种类的 ID 信息作为内窥镜信息而存储在存储器 16 中,并且,将与多个内窥镜 2 的种类对应的光学特性信息存储在存储器 24 中。进而,在这种情况下,控制器 25 也可以根据从存储器 16 输出的 ID 信息来识别与主体装置 3 连接的内窥镜 2 的种类,根据该识别到的结果选择适合于内窥镜 2 的光学特性信息,将该选择出的光学特性信息输出到信息处理装置 5。

[0083] 另一方面,控制器 25 在刚刚将从存储器 16 读入的内窥镜信息输出到信息处理装置 5 的大致之后的定时,对光源单元 21 进行在断开光源 31a 和 31c 的状态下将光源 31b 从断开切换为接通的控制,并且,对驱动器单元 22 进行将第 1 和第 2 驱动信号输出到致动器 15 的控制。然后,通过这种控制器 25 的控制,G 光呈涡旋状照射到光照射坐标检测模块 101 的表面,从光照射坐标检测模块 101 依次输出与接收到该涡旋状照射的 G 光的坐标位置对应的坐标信息。

[0084] 具有作为校正信息取得部的功能的运算处理部 51 进行如下处理:当检测到从光照射坐标检测模块 101 输出与 G 光的规定像高对应的 1 个坐标信息时,根据光学特性信息分别检测该规定像高处的 R 光和 B 光的像差量,进而,根据该检测到的各像差量,分别取得根据 R 光的照射而生成的 R 图像的校正处理中使用的 R 图像校正信息、以及根据 B 光的照射而生成的 B 图像的校正处理中使用的 B 图像校正信息。

[0085] 具体而言,运算处理部 51 例如当检测到从光照射坐标检测模块 101 输出与 G 光的规定像高对应的 1 个坐标信息时,根据图 4 的像差图检测该规定像高处的 R 光的像差量,计算该检测到的 R 光的像差量相对于最大像高所占的比例 P(%),取得该计算出的比例 P(%) 的值作为 R 图像校正信息。并且,运算处理部 51 例如当检测到从光照射坐标检测模块 101 输出与 G 光的规定像高对应的 1 个坐标信息时,根据图 4 的像差图检测该规定像高处的 B 光的像差量,进而,计算该检测到的 B 光的像差量相对于最大像高所占的比例 Q(%),取得该计算出的比例 Q(%) 的值作为 B 图像校正信息。

[0086] 然后,运算处理部 51 将如上所述取得的 R 图像校正信息和 B 图像校正信息输出到控制器 25。

[0087] 当检测到从信息处理装置 5 输出 R 图像校正信息和 B 图像校正信息时,控制器 25 将各图像校正信息存储在存储器 24 中,并且,对光源单元 21 进行在接通光源 31b 的状态下将光源 31a 和 31c 从断开切换为接通的控制。然后,通过这种控制器 25 的控制,R 光、G 光和 B 光的混合光呈涡旋状照射到(光照射坐标检测模块 101 等的)任意的被摄体的表面,通过受光用光纤 13 接收对该任意的被摄体的表面照射的混合光的返回光,从检测单元 23 依次输出与该接收到的返回光对应的各颜色信号(R 信号、G 信号和 B 信号)。

[0088] 控制器 25 生成与从检测单元 23 输出的 R 信号对应的 R 图像,对该生成的 R 图像

实施基于存储器 24 中存储的 R 图像校正信息的图像校正处理。并且,控制器 25 生成与从检测单元 23 输出的 B 信号对应的 B 图像,对该生成的 B 图像实施基于存储器 24 中存储的 B 图像校正信息的图像校正处理。

[0089] 具体而言,作为所述图像校正处理,例如,控制器 25 进行使根据从检测单元 23 输出的 R 信号而生成的 R 图像收缩与存储器 24 中存储的 R 图像校正信息的比例相当的 P(%) 的处理。并且,作为所述图像校正处理,例如,控制器 25 进行使根据从检测单元 23 输出的 B 信号而生成的 B 图像膨胀与存储器 24 中存储的 B 图像校正信息的比例相当的 Q(%) 的处理。

[0090] 然后,控制器 25 按照各帧对分别实施了图像校正处理后的校正后的 R 图像和 B 图像以及根据从检测单元 23 输出的 G 信号而生成的 G 图像进行合成,以规定帧率在监视器 4 中显示该合成后的图像。

[0091] 另外,在本实施例中,不限于以 G 光为基准(规定为 G 光的倍率色差=0)取得 R 图像校正信息和 B 图像校正信息的结构,例如,也可以构成为以 R 光为基准(规定为 R 光的倍率色差=0)取得 G 图像的校正处理中使用的 G 图像校正信息和 B 图像校正信息。或者,在本实施例中,还可以构成为以 B 光为基准(规定为 B 光的倍率色差=0)取得 R 图像校正信息和 G 图像校正信息。

[0092] 如上所述,根据本实施例,能够根据所述光学特性信息、以及在将规定的 1 个颜色成分的光照射到光照射坐标检测模块 101 的表面时检测到的坐标信息,来取得用于对伴随与该规定的 1 个颜色成分不同的其他颜色成分的光的照射而产生的倍率色差进行校正的信息。其结果,根据本实施例,与以往相比,能够简易地对使用扫描型内窥镜取得图像时产生的倍率色差进行校准。

[0093] 并且,根据本实施例,能够通过图像校正处理,对构成为仅具备具有正屈光力的光学部件的物镜光学系统 14 中产生的倍率色差进行校正。其结果,根据本实施例,能够简化扫描型内窥镜中的插入部的前端部的结构,并且能够对由于倍率色差而产生的颜色偏移进行校正。

[0094] 另外,根据本实施例,例如,在光学特性信息中包含能够确定物镜光学系统 14 的畸变的像差图等信息的情况下,也可以代替光照射坐标检测模块 101 而使用图 8 所示的校准用图卡 201 进行图像校正处理。图 8 是示出进行图像校正处理时可利用的校准用图卡的一例的图。

[0095] 校准用图卡 201 构成为适合于具有桶形畸变的物镜光学系统 14,如图 8 所示,具有在白色的背景区域内利用黑色描绘的由多个圆点构成的圆点图案。

[0096] 另外,图 8 的圆点图案中包含的各圆点被描绘成,圆点的直径随着从校准用图卡 201 的中央部朝向外缘部而增大、并且圆点彼此的间隔随着从校准用图卡 201 的中央部朝向外缘部而变宽。

[0097] 接着,下面对使用这种校准用图卡 201 的情况下的图像校正处理等进行说明。图 9 是用于说明使用图 8 的校准用图卡进行的处理的概要的流程图。

[0098] 首先,手术医生等分别将内窥镜 2、监视器 4 和信息处理装置 5 的各部与主体装置 3 连接。进而,手术医生等在与内窥镜 2 的前端面对置、并且圆点图案的中央的圆点与物镜光学系统 14 的光轴大致一致的位置上配置校准用图卡 201。

[0099] 然后,当接通内窥镜系统 1 的各部的电源后,将插入部 11 的存储器 16 中存储的内窥镜信息经由控制器 25 输出到信息处理装置 5。

[0100] 控制器 25 在刚刚将从存储器 16 读入的内窥镜信息输出到信息处理装置 5 的大致之后的定时,对光源单元 21 进行将光源 31a、31b 和 31c 从断开切换为接通的控制,并且,对驱动器单元 22 进行将第 1 和第 2 驱动信号输出到致动器 15 的控制。然后,通过这种控制器 25 的控制,R 光、G 光和 B 光的混合光呈涡旋状照射到校准用图卡 201 的表面,通过受光用光纤 13 接收对校准用图卡 201 的表面照射的混合光的返回光,从检测单元 23 依次输出与该接收到的返回光对应的各颜色信号(R 信号、G 信号和 B 信号)。

[0101] 然后,控制器 25 根据从检测单元 23 输出的 R 信号、G 信号和 B 信号生成 R 图像、G 图像和 B 图像,将该生成的各颜色的图像输出到信息处理装置 5。

[0102] 在与图 2 中例示的 XY 平面的点 SA 相当的坐标位置(0,0)和从控制器 25 输出的各图像中包含的圆点图案的中央的圆点的位置一致的状态下,运算处理部 51 取得该各图像中包含的圆点图案的各圆点的坐标位置。即,具有作为坐标信息取得部的功能的运算处理部 51 取得从控制器 25 输出的各图像中包含的圆点图案的各圆点的坐标位置,作为能够确定从内窥镜 2 呈涡旋状照射的照明光的照射位置的坐标信息。

[0103] 运算处理部 51 通过使用图案匹配来计测 G 图像内的圆点图案中包含的圆点的坐标位置在 R 图像内的圆点图案中偏移了何种程度,在 R 图像的各像素中计算表示 R 图像的像素相对于 G 图像的像素的颜色偏移的大小的颜色偏移量 RZP。

[0104] 然后,具有作为校正信息取得部的功能的运算处理部 51 取得如上所述求出的 R 图像的各像素中的颜色偏移量 RZP 作为 R 图像校正信息(图 9 的步骤 S1),然后,将该取得的 R 图像校正信息输出到主体装置 3 的控制器 25。

[0105] 并且,运算处理部 51 通过使用图案匹配来计测 G 图像内的圆点图案中包含的圆点的坐标位置在 B 图像内偏移了何种程度,在 B 图像的各像素中计算表示 B 图像的像素相对于 G 图像的像素的颜色偏移的大小的颜色偏移量 BZP。

[0106] 然后,具有作为校正信息取得部的功能的运算处理部 51 取得如上所述求出的 B 图像的各像素中的颜色偏移量 BZP 作为 B 图像校正信息(图 9 的步骤 S1),然后,将该取得的 B 图像校正信息输出到主体装置 3 的控制器 25。

[0107] 控制器 25 将从信息处理装置 5 输出的 R 图像校正信息和 B 图像校正信息存储在存储器 24 中。

[0108] 然后,控制器 25 生成与从检测单元 23 输出的 R 信号对应的 R 图像,对该生成的 R 图像实施基于存储器 24 中存储的 R 图像校正信息的图像校正处理(图 9 的步骤 S2)。并且,控制器 25 生成与从检测单元 23 输出的 B 信号对应的 B 图像,对该生成的 B 图像实施基于存储器 24 中存储的 B 图像校正信息的图像校正处理(图 9 的步骤 S2)。

[0109] 这里,以 R 图像的情况为例来说明在图 9 的步骤 S2 中进行的图像校正处理的具体例。图 10 是用于说明在图 9 的步骤 S2 中进行的图像校正处理的具体例的流程图。

[0110] 首先,控制器 25 从 R 图像内的各像素中,分别提取作为校正对象的关注像素以及位于该关注像素附近的多个附近像素(图 10 的步骤 S11)。

[0111] 具体而言,控制器 25 从 R 图像内的各像素中,例如分别提取作为校正对象的关注像素 PI、以及位于该关注像素附近的 4 个附近像素 PN1、PN2、PN3 和 PN4。

[0112] 接着,控制器 25 分别计算图 10 的步骤 S11 中提取出的关注像素与各附近像素之间的距离(图 10 的步骤 S12),进而,取得与该计算出的各距离对应的归一化值(图 10 的步骤 S13)。

[0113] 具体而言,控制器 25 例如计算关注像素 PI 与附近像素 PN1 之间的距离 DP1,计算关注像素 PI 与附近像素 PN2 之间的距离 DP2,计算关注像素 PI 与附近像素 PN3 之间的距离 DP3,计算关注像素 PI 与附近像素 PN4 之间的距离 DP4。进而,控制器 25 通过进行归一化以使得如上所述计算出的距离 DP1 ~ DP4 的合计值成为 1.0,分别取得与距离 DP1 对应的归一化值 DN1、与距离 DP2 对应的归一化值 DN2、与距离 DP3 对应的归一化值 DN3、与距离 DP4 对应的归一化值 DN4。

[0114] 控制器 25 通过图 10 的步骤 S13 中取得的归一化值对存储器 24 中存储的 R 图像校正信息中包含的各附近像素的颜色偏移量进行加权(图 10 的步骤 S14)。

[0115] 具体而言,控制器 25 根据存储器 24 中存储的 R 图像校正信息,例如进行将附近像素 PN1 的颜色偏移量 RZPN1 乘以归一化值 DN1、将附近像素 PN2 的颜色偏移量 RZPN2 乘以归一化值 DN2、将附近像素 PN3 的颜色偏移量 RZPN3 乘以归一化值 DN3、将附近像素 PN4 的颜色偏移量 RZPN4 乘以归一化值 DN4 的加权。

[0116] 控制器 25 根据图 10 的步骤 S14 中进行加权后的各附近像素的颜色偏移量,计算图 10 的步骤 S11 中提取出的关注像素的颜色偏移量(图 10 的步骤 S15)。

[0117] 具体而言,控制器 25 例如计算将颜色偏移量 RZPN1 乘以归一化值 DN1 而得到的值、将颜色偏移量 RZPN2 乘以归一化值 DN2 而得到的值、将颜色偏移量 RZPN3 乘以归一化值 DN3 而得到的值、将颜色偏移量 RZPN4 乘以归一化值 DN4 而得到的值的总和,作为步骤 S11 中提取出的关注像素的颜色偏移量 RZPI。

[0118] 然后,控制器 25 在 R 图像内的各像素的颜色偏移量 RZPI 的计算未完成的情况下(图 10 的步骤 S16),反复进行图 10 的步骤 S11 ~ 步骤 S15 的处理。并且,控制器 25 在 R 图像内的各像素的颜色偏移量 RZPI 的计算完成时(图 10 的步骤 S16),对 R 图像实施基于该计算出的各像素的颜色偏移量 RZPI 的图像校正处理(图 10 的步骤 S17)。

[0119] 进而,控制器 25 通过应用图 10 的一连串处理,在对 B 图像实施了与对 R 图像实施的处理大致相同的图像校正处理后,按照每帧对实施了该图像校正处理后的校正后的 R 图像和 B 图像、以及根据从检测单元 23 输出的 G 信号而生成的未校正的 G 图像进行合成,以规定帧率在监视器 4 中显示该合成后的图像(图 9 的步骤 S3)。

[0120] 另外,以上所述的图像校正处理的方法也能够大致同样地应用于具有枕形畸变的物镜光学系统 14。具体而言,例如,通过进行基于包含以圆点的直径随着从校准用图卡的中央部朝向外缘部而减小、并且圆点彼此的间隔随着从该校准用图卡的中央部朝向外缘部而变窄的方式描绘的圆点图案的 R 图像和 B 图像的处理等,能够进行与所述处理大致相同的图像校正处理。

[0121] 另一方面,根据本实施例,例如,在光学特性信息中包含能够确定物镜光学系统 14 的畸变的像差图等信息的情况下,也可以代替光照射坐标检测模块 101 而使用图 11 所示的校准用图卡 301 进行图像校正处理。图 11 是示出进行图像校正处理时可利用的校准用图卡的与图 8 不同的例子的图。

[0122] 校准用图卡 301 构成为适合于具有桶形畸变的物镜光学系统 14,如图 11 所示,具

有在白色的背景区域内利用黑色的线段描绘的由多个格子构成的格子图案。

[0123] 另外,图 11 的格子图案中包含的各格子被描绘成,线宽随着从校准用图卡 301 的中央部朝向外缘部而变粗、格子间隔随着从校准用图卡 301 的中央部朝向外缘部而变宽、并且格子形状随着从校准用图卡 301 的中央部朝向外缘部而变形。

[0124] 接着,下面对使用这种校准用图卡 301 的情况下的图像校正处理等进行说明。

[0125] 首先,手术医生等分别将内窥镜 2、监视器 4 和信息处理装置 5 的各部与主体装置 3 连接。进而,手术医生等在与内窥镜 2 的前端面对置、并且格子图案的中央的顶点与物镜光学系统 14 的光轴大致一致的位置配置校准用图卡 301。

[0126] 然后,当接通内窥镜系统 1 的各部的电源后,将插入部 11 的存储器 16 中存储的内窥镜信息经由控制器 25 输出到信息处理装置 5。

[0127] 控制器 25 在刚刚将从存储器 16 读入的内窥镜信息输出到信息处理装置 5 的大致之后的定时,对光源单元 21 进行将光源 31a、31b 和 31c 从断开切换为接通的控制,并且,对驱动器单元 22 进行将第 1 和第 2 驱动信号输出到致动器 15 的控制。然后,通过这种控制器 25 的控制,R 光、G 光和 B 光的混合光呈涡旋状照射到校准用图卡 301 的表面,通过受光用光纤 13 接收对校准用图卡 301 的表面照射的混合光的返回光,从检测单元 23 依次输出与该接收到的返回光对应的各颜色信号(R 信号、G 信号和 B 信号)。

[0128] 然后,控制器 25 根据从检测单元 23 输出的 R 信号、G 信号和 B 信号生成 R 图像、G 图像和 B 图像,将该生成的各颜色的图像输出到信息处理装置 5。

[0129] 在与图 2 中例示的 XY 平面的点 SA 相当的坐标位置(0,0)和从控制器 25 输出的各图像中包含的格子图案的中央的顶点的位置一致的状态下,运算处理部 51 取得该各图像中包含的格子图案的各顶点的坐标位置。即,具有作为坐标信息取得部的功能的运算处理部 51 取得从控制器 25 输出的各图像中包含的格子图案的各顶点的坐标位置,作为能够确定从内窥镜 2 呈涡旋状照射的照明光的照射位置的坐标信息。

[0130] 运算处理部 51 通过使用图案匹配来计测 G 图像内的格子图案中包含的顶点的坐标位置在 R 图像内偏移了何种程度,在 R 图像的各像素中计算表示 R 图像的像素相对于 G 图像的像素的颜色偏移的大小的颜色偏移量 RZP。

[0131] 然后,具有作为校正信息取得部的功能的运算处理部 51 取得如上所述求出的 R 图像的各像素中的颜色偏移量 RZP 作为 R 图像校正信息(图 9 的步骤 S1)后,将该取得的 R 图像校正信息输出到主体装置 3 的控制器 25。

[0132] 并且,运算处理部 51 通过使用图案匹配来计测 G 图像内的格子图案中包含的顶点的坐标位置在 B 图像内偏移了何种程度,在 B 图像的各像素中计算表示 B 图像的像素相对于 G 图像的像素的颜色偏移的大小的颜色偏移量 BZP。

[0133] 然后,具有作为校正信息取得部的功能的运算处理部 51 取得如上所述求出的 B 图像的各像素中的颜色偏移量 BZP 作为 B 图像校正信息(图 9 的步骤 S1),然后,将该取得的 B 图像校正信息输出到主体装置 3 的控制器 25。

[0134] 控制器 25 将从信息处理装置 5 输出的 R 图像校正信息和 B 图像校正信息存储在存储器 24 中。

[0135] 然后,控制器 25 生成与从检测单元 23 输出的 R 信号对应的 R 图像,对该生成的 R 图像实施基于存储器 24 中存储的 R 图像校正信息的图像校正处理(图 9 的步骤 S2)。并

且,控制器 25 生成与从检测单元 23 输出的 B 信号对应的 B 图像,对该生成的 B 图像实施基于存储器 24 中存储的 B 图像校正信息的图像校正处理(图 9 的步骤 S2)。

[0136] 这里,以 R 图像的情况为例来说明在图 9 的步骤 S2 中进行的图像校正处理的具体例。

[0137] 首先,控制器 25 从 R 图像内的各像素中,分别提取作为校正对象的关注像素以及位于该关注像素附近的多个附近像素(图 10 的步骤 S11)。

[0138] 具体而言,控制器 25 从 R 图像内的各像素中,例如分别提取作为校正对象的关注像素 PI、以及位于该关注像素附近的 4 个附近像素 PN1、PN2、PN3 和 PN4。

[0139] 接着,控制器 25 分别计算图 10 的步骤 S11 中提取出的关注像素与各附近像素之间的距离(图 10 的步骤 S12),进而,取得与该计算出的各距离对应的归一化值(图 10 的步骤 S13)。

[0140] 具体而言,控制器 25 例如计算关注像素 PI 与附近像素 PN1 之间的距离 DP1,计算关注像素 PI 与附近像素 PN2 之间的距离 DP2,计算关注像素 PI 与附近像素 PN3 之间的距离 DP3,计算关注像素 PI 与附近像素 PN4 之间的距离 DP4。进而,控制器 25 通过进行归一化以使得如上所述计算出的距离 DP1 ~ DP4 的合计值成为 1.0,分别取得与距离 DP1 对应的归一化值 DN1、与距离 DP2 对应的归一化值 DN2、与距离 DP3 对应的归一化值 DN3、与距离 DP4 对应的归一化值 DN4。

[0141] 控制器 25 通过图 10 的步骤 S13 中取得的归一化值对存储器 24 中存储的 R 图像校正信息中包含的各附近像素的颜色偏移量进行加权(图 10 的步骤 S14)。

[0142] 具体而言,控制器 25 根据存储器 24 中存储的 R 图像校正信息,例如进行将附近像素 PN1 的颜色偏移量 RZPN1 乘以归一化值 DN1、将附近像素 PN2 的颜色偏移量 RZPN2 乘以归一化值 DN2、将附近像素 PN3 的颜色偏移量 RZPN3 乘以归一化值 DN3、将附近像素 PN4 的颜色偏移量 RZPN4 乘以归一化值 DN4 的加权。

[0143] 控制器 25 根据图 10 的步骤 S14 中进行加权后的各附近像素的颜色偏移量,计算图 10 的步骤 S11 中提取出的关注像素的颜色偏移量(图 10 的步骤 S15)。

[0144] 具体而言,控制器 25 例如计算将颜色偏移量 RZPN1 乘以归一化值 DN1 而得到的值、将颜色偏移量 RZPN2 乘以归一化值 DN2 而得到的值、将颜色偏移量 RZPN3 乘以归一化值 DN3 而得到的值、将颜色偏移量 RZPN4 乘以归一化值 DN4 而得到的值的总和,作为步骤 S11 中提取出的关注像素的颜色偏移量 RZPI。

[0145] 然后,控制器 25 在 R 图像内的各像素的颜色偏移量 RZPI 的计算未完成的情况下(图 10 的步骤 S16),反复进行图 11 的步骤 S11 ~ 步骤 S15 的处理。并且,控制器 25 在 R 图像内的各像素的颜色偏移量 RZPI 的计算完成时(图 10 的步骤 S16),对 R 图像实施基于该计算出的各像素的颜色偏移量 RZPI 的图像校正处理(图 10 的步骤 S17)。

[0146] 进而,控制器 25 通过应用图 10 的一连串处理,在对 B 图像实施了与对 R 图像实施的处理大致相同的图像校正处理后,按照每帧对实施了该图像校正处理后的校正后的 R 图像和 B 图像、以及根据从检测单元 23 输出的 G 信号而生成的未校正的 G 图像进行合成,以规定帧率在监视器 4 中显示该合成后的图像(图 9 的步骤 S3)。

[0147] 另外,以上所述的图像校正处理的方法也能够大致同样地应用于具有枕形畸变的物镜光学系统 14。具体而言,例如,通过进行基于包含以线宽随着从校准用图卡的中央部朝

向外缘部而变细、格子间隔随着从该校准用图卡的中央部朝向外缘部而变窄、并且格子形状随着从该校准用图卡的中央部朝向外缘部而变形的的方式描绘的格子图案的R图像和B图像的处理等,能够进行与所述处理大致相同的图像校正处理。

[0148] 即,根据以上所述的使用适合于物镜光学系统 14 的畸变的规定的校准用图卡进行图像校正处理的方法,与以往相比,能够简易地对使用扫描型内窥镜取得图像时产生的倍率色差进行校准。

[0149] 本发明不限于上述各实施例,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。

[0150] 本申请以 2012 年 6 月 1 日在日本申请的日本特愿 2012-126422 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。

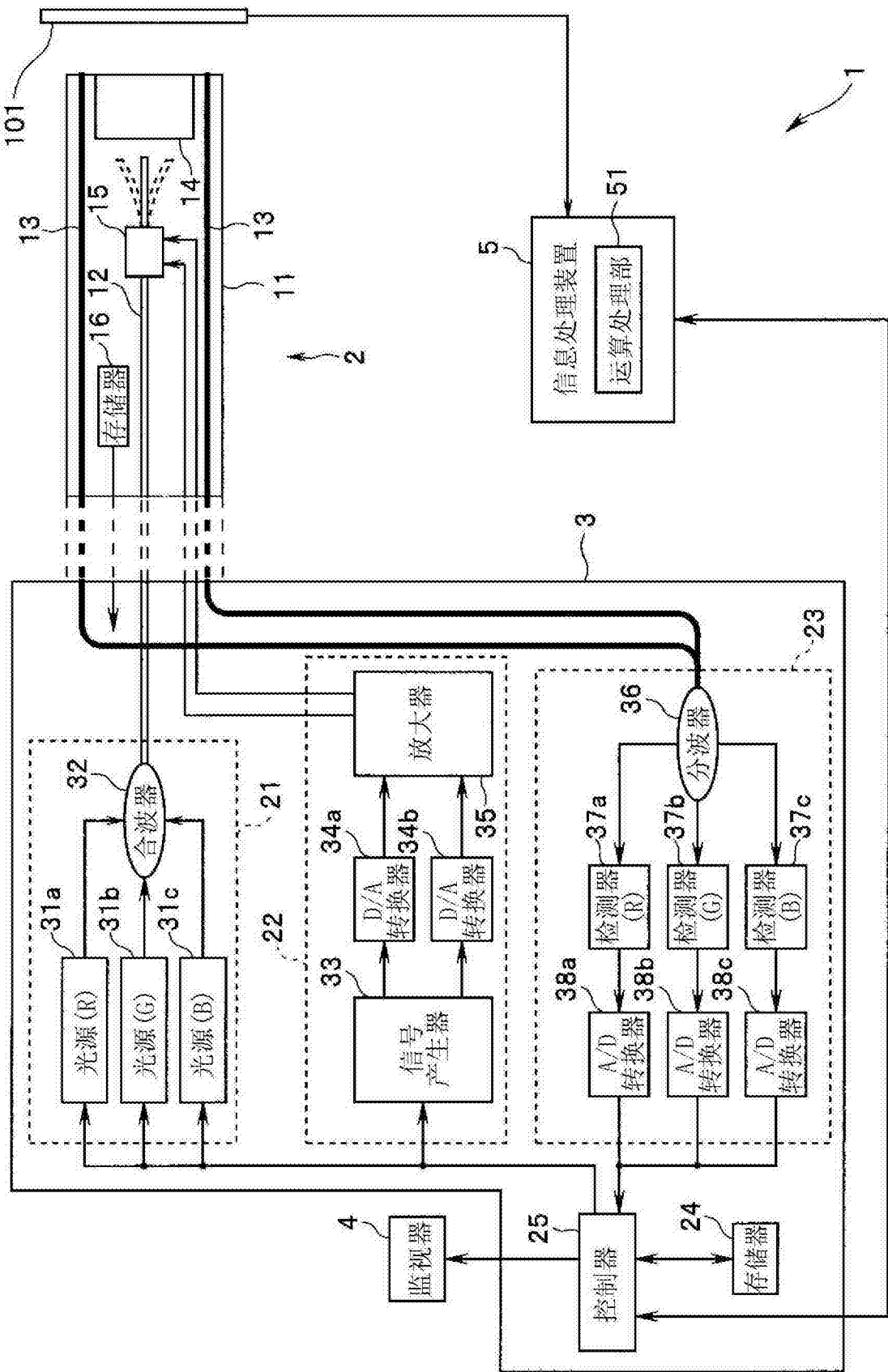


图 1

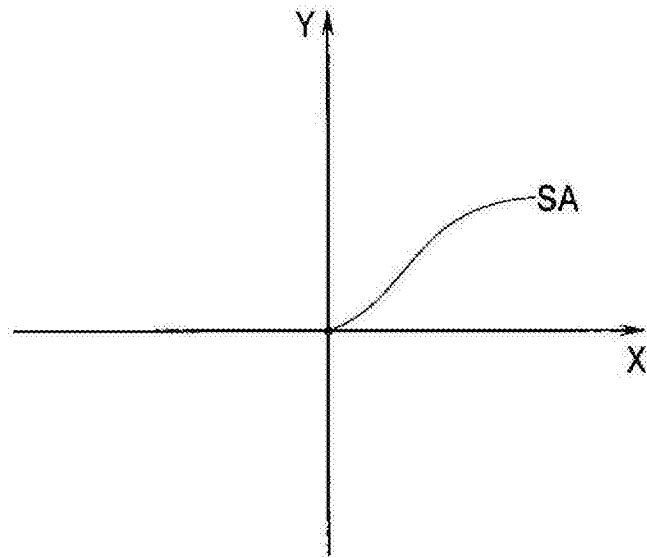


图 2

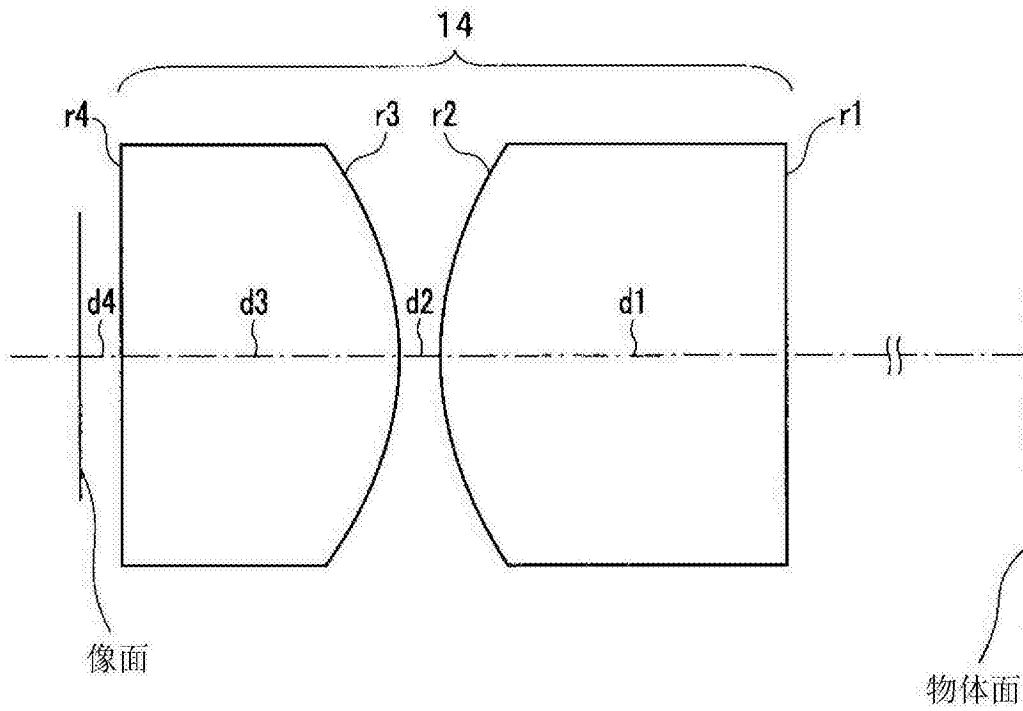


图 3

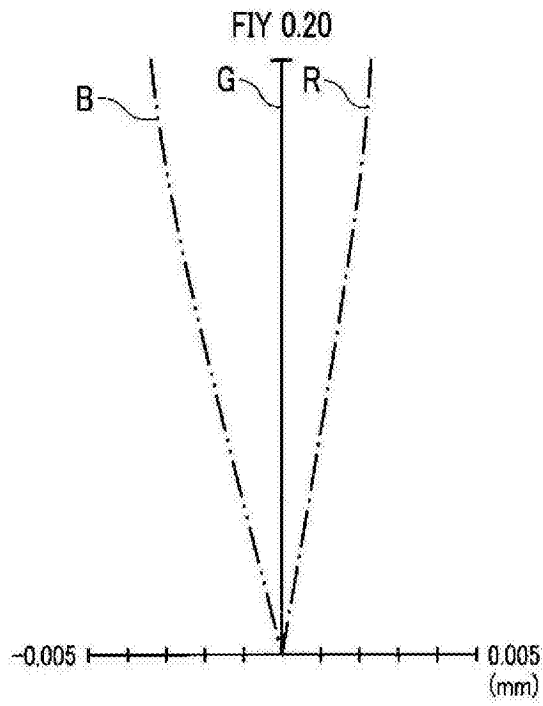


图 4

振幅(信号电平)

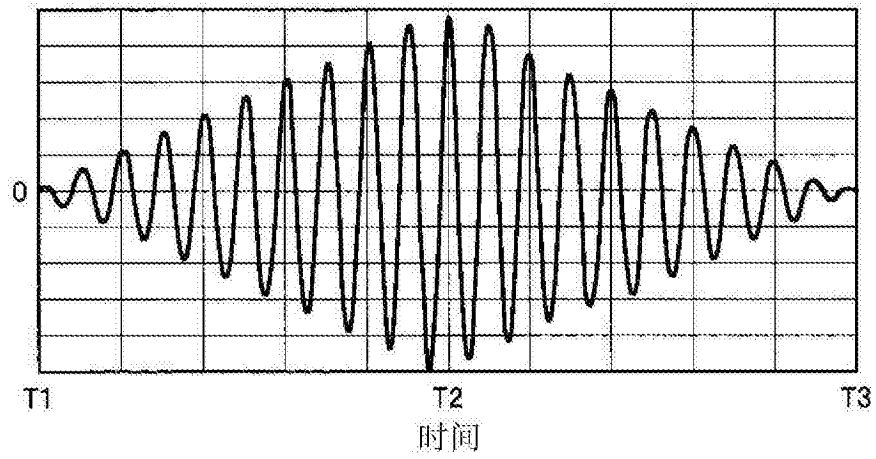


图 5

振幅(信号电平)

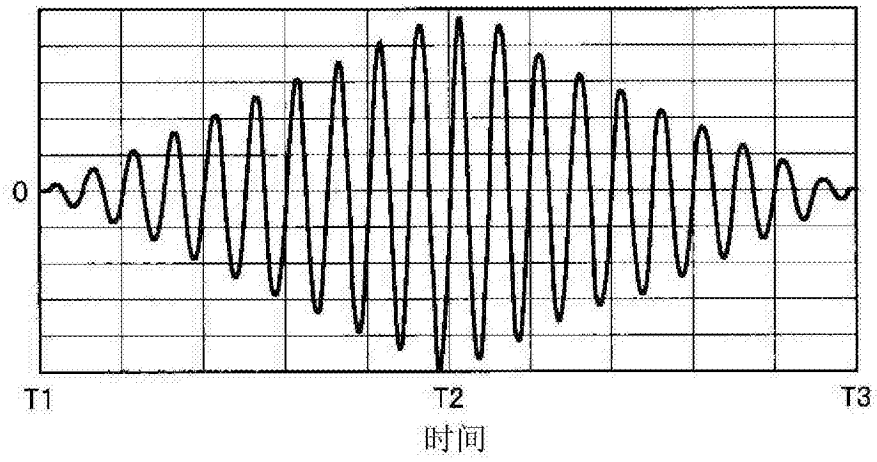


图 6

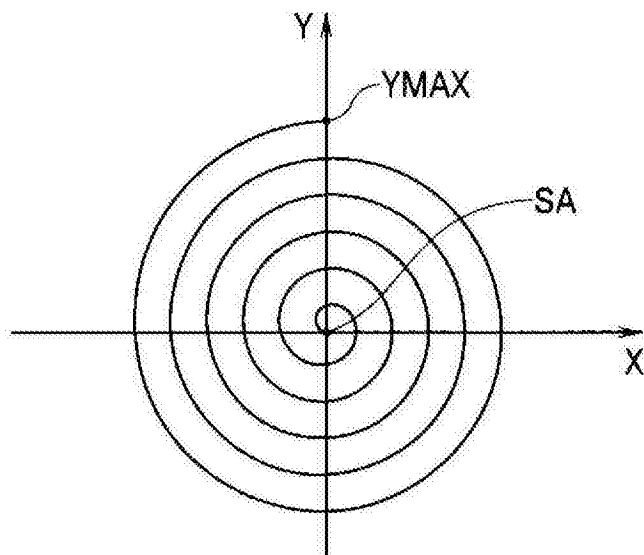


图 7A

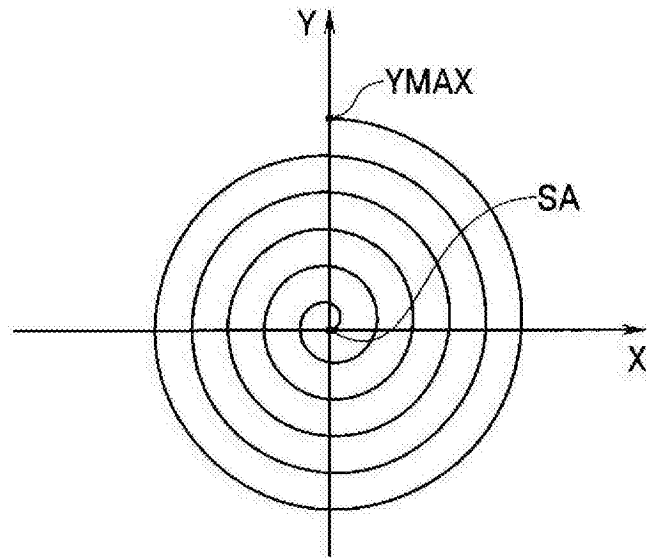


图 7B

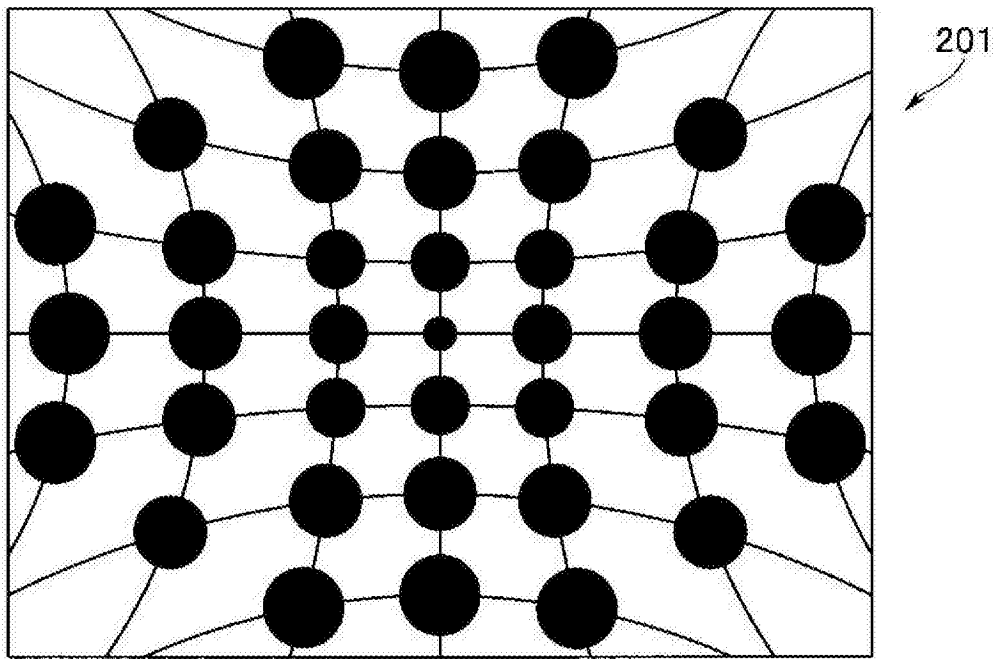


图 8

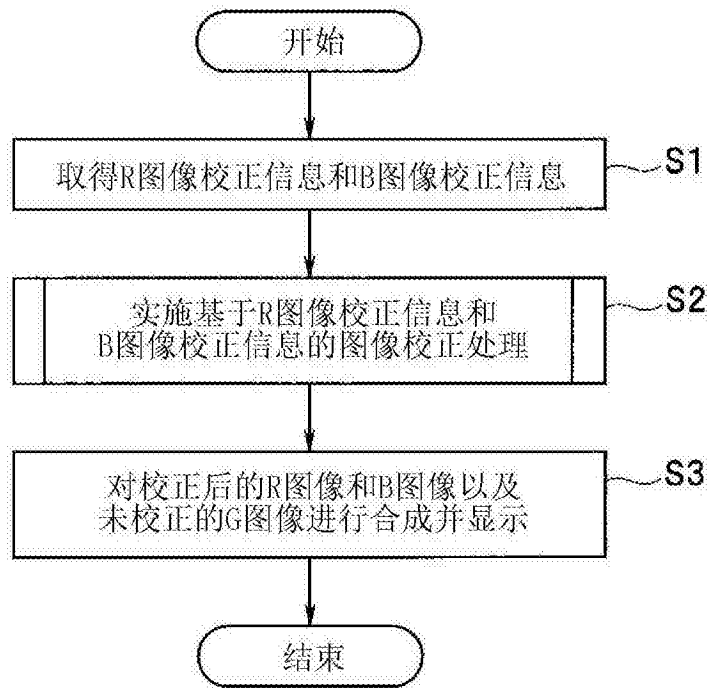


图 9

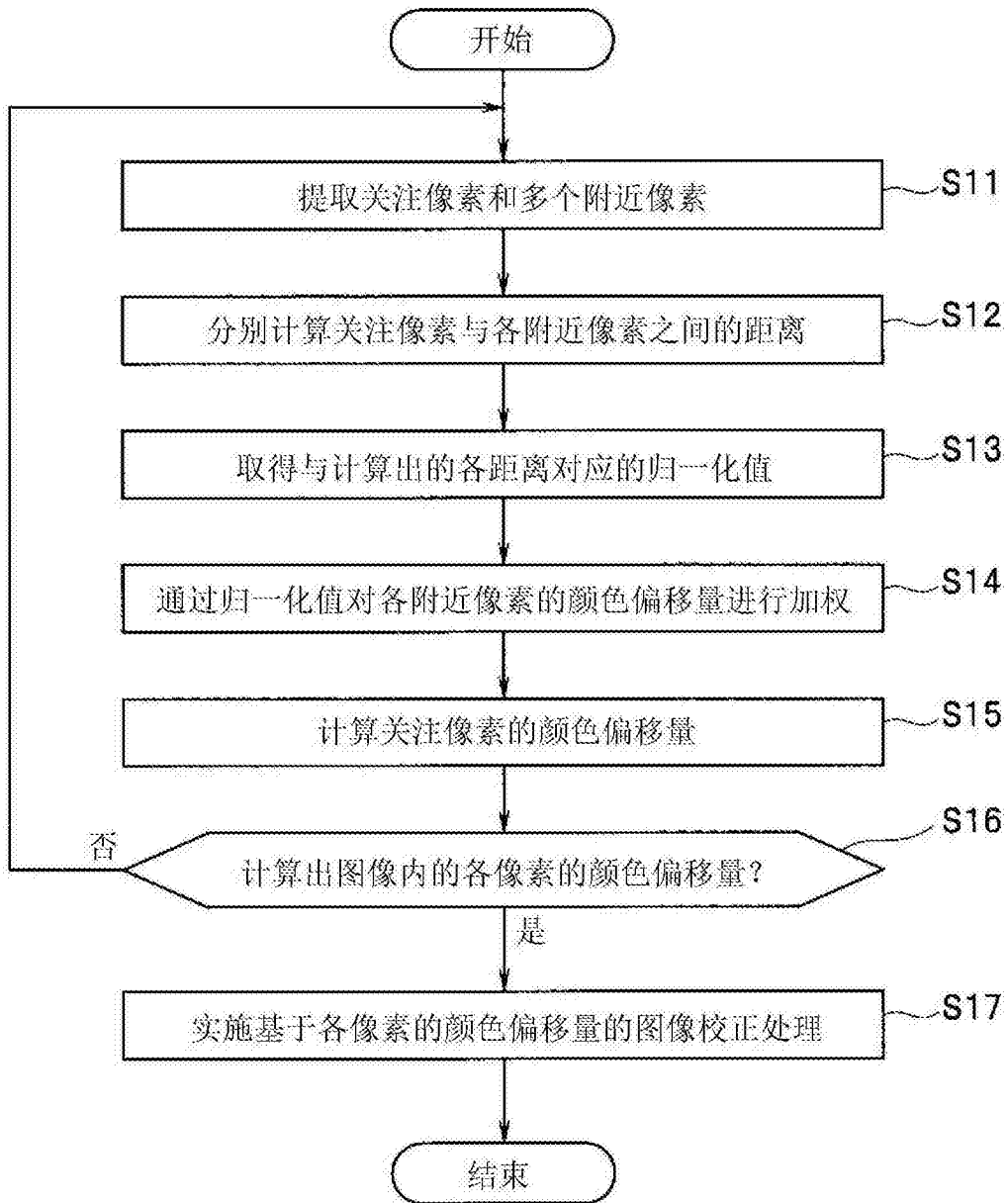


图 10

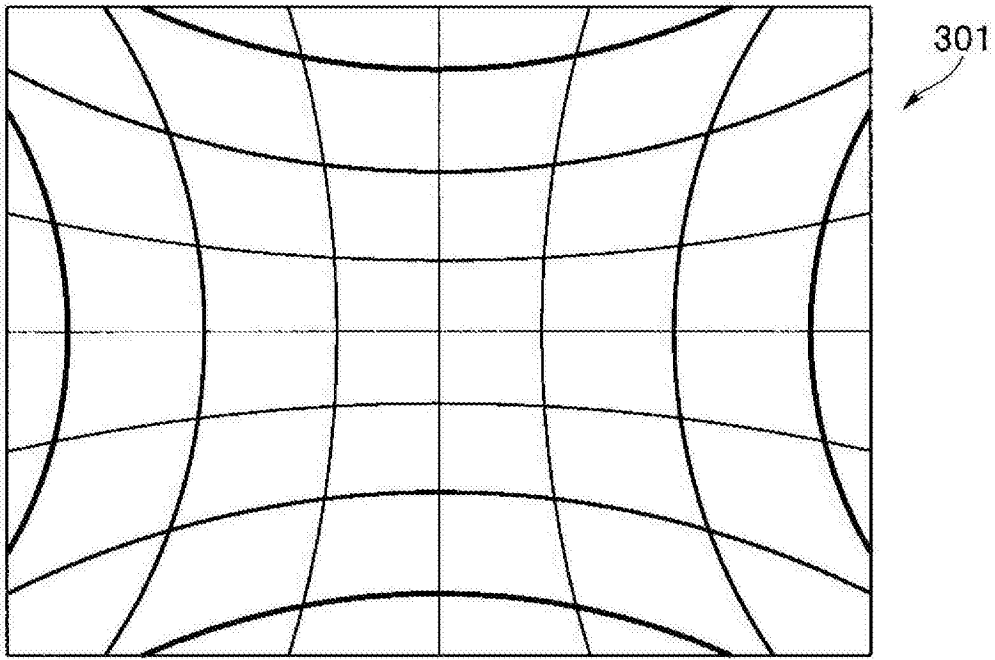


图 11

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN103889302B	公开(公告)日	2016-04-13
申请号	CN201380003540.9	申请日	2013-04-03
[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)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	酒井悠次 鹤泽勉 平川克己		
发明人	酒井悠次 鹤泽勉 平川克己		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00057 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00165 A61B1/00172 A61B1/06 A61B1/0638		
代理人(译)	李辉		
审查员(译)	孙颖		
优先权	2012126422 2012-06-01 JP		
其他公开文献	CN103889302A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜系统具有：内窥镜，其具有引导从光源发出的照明光的导光部件、对被摄体照射由导光部件引导的照明光的光学系统、以及使导光部件摆动以使得经由光学系统对被摄体照射的照明光的照射位置成为沿着规定扫描图案的照射位置的驱动部；坐标信息取得部，其取得能够确定沿着规定扫描图案照射的照明光的照射位置的坐标信息；以及校正信息取得部，其通过进行基于坐标信息的处理，以照明光中包含的规定波段的光为基准，取得用于对照明光中包含的规定波段以外的其他波段的光的倍率色差进行校正的校正信息。

