



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104936503 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 23

(21) 申请号 201480005323. 8

(22) 申请日 2014. 01. 23

(30) 优先权数据

2013-062433 2013. 03. 25 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 07. 20

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/051368 2014. 01. 23

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/156253 JA 2014. 10. 02

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 金子 and 真 岩崎智树 桥本进

久津间祐二 川田晋 小鹿聪一郎

江藤忠夫 田边贵博

(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 黄纶伟

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

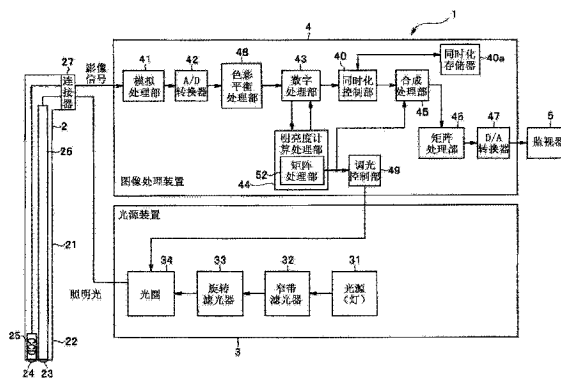
权利要求书1页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

内窥镜装置具有:照明部,其在规定时间内进行一次第1波段的光的照明,并且进行多次第2波段的光的照明;摄像部,其输出基于第1波段的光的照明的第1摄像信号和基于第2波段的光的照明的第2摄像信号;限幅处理部,其对第1摄像信号和第2摄像信号进行限幅;明亮度计算部,其根据第2波段的照明光的照明次数对第1摄像信号和第2摄像信号进行组合,从而计算第1明亮度和第2明亮度;合成比率计算部,其计算与明亮度目标值和第1明亮度对应的合成比率;合成处理部,其根据合成比率对第1摄像信号和第2摄像信号进行合成;调光控制部,其根据明亮度目标值和差分值对照明光的光量进行调整;以及设定部,其根据合成比率来设定限幅电平和明亮度目标值。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,该内窥镜装置具有:

照明部,其在规定的时间内进行一次第 1 波段的照明光的照明,并且进行 N 次第 2 波段的照明光的照明,其中, N 为大于等于 2 的整数;

摄像部,其对由所述照明部照明的被摄体进行摄像,输出基于所述第 1 波段的照明光的照明的第 1 摄像信号和基于所述第 2 波段的照明光的照明的第 2 摄像信号;

限幅处理部,其进行根据限幅电平来限制所述第 1 摄像信号和所述第 2 摄像信号中的亮度值的上限值的处理;

明亮度计算部,其通过使用了基于所述第 1 波段的照明光的照明的第 1 摄像信号和基于 K 次的照明的第 2 摄像信号的颜色转换矩阵处理,计算第 1 明亮度,通过使用了基于所述第 1 波段的照明光的照明的第 1 摄像信号和基于 N-K 次的照明的第 2 摄像信号的颜色转换矩阵处理,计算第 2 明亮度,其中, K 为大于等于 1 且小于 N 的整数;

合成比率计算部,其计算与明亮度目标值和所述第 1 明亮度之间的差分值对应的合成比率;

合成处理部,其对作为所述第 2 明亮度的基础的所述第 1 摄像信号和所述第 2 摄像信号乘以由所述合成比率计算部计算出的所述合成比率后,与作为所述第 1 明亮度的基础的所述第 1 摄像信号和所述第 2 摄像信号进行合成;

调光控制部,其根据所述明亮度目标值和所述差分值对所述照明部进行控制,从而对所述第 1 波段的照明光的光量和所述第 2 波段的照明光的光量进行调整;以及

设定部,其根据由所述合成比率计算部计算出的所述合成比率,来设定所述限幅电平和所述明亮度目标值。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述设定部设定为,与所述合成比率的增加成比例地,使所述限幅电平在规定的范围内增加。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

在所述合成比率为 0 以上且小于规定的阈值的情况下,所述设定部将所述明亮度目标值设定为第 1 值,在所述合成比率为所述规定的阈值以上且 1 以下的情况下,所述设定部将所述明亮度目标值设定为比所述第 1 值大的第 2 值。

4. 根据权利要求 3 所述的内窥镜装置,其特征在于,

在所述限幅处理部的前级,还具有对所述第 1 摄像信号和所述第 2 摄像信号实施色彩平衡调整的色彩平衡处理部,

所述设定部在检测到通过所述色彩平衡处理部的色彩平衡调整而使所述第 1 摄像信号和所述第 2 摄像信号中的至少一方的摄像信号的信号电平减小的情况下,与所述合成比率无关地,将所述明亮度目标值设定为所述第 2 值以上的第 3 值。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

$N = 2$ 且 $K = 1$ 。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及适于窄带光观察的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 由于观察对象部位为活体内部,所以,医疗用内窥镜需要对体内进行照明的光源装置。光源装置产生的照明光经由贯穿插入内窥镜的插入部的光导而从摄像部所处的前端部照射到观察对象组织。

[0003] 作为内窥镜的观察,广泛进行使用白色光等可视光的通常光观察。在面顺次式的内窥镜装置中,通过使白色光的光源透射过旋转滤光器,依次对体腔内的组织照射 R、G 和 B 这 3 种颜色的照明光。然后,以分时的方式取得与 R、G 和 B 这 3 种颜色的照明光对应的反射光图像,根据各反射光图像生成用于进行通常光观察的彩色图像。

[0004] 并且,以往还进行利用了照射光的波长特性的各种特殊光观察。例如,在国际公开编号 W02010/131620 号中,公开了用于进行窄带光观察作为特殊光观察的面顺次方式的摄像装置。在窄带光观察中,为了以高对比度观察血管,着眼于兼有被血液强力吸收且在粘膜表层强力反射 / 散射的特性的光的利用,通过依次对活体组织照射蓝色窄带光和绿色窄带光,对粘膜表层的毛细血管和深部的粗血管的对比度进行强调显示。

[0005] 在国际公开编号 W02010/131620 号的发明中,构成为能够依次照射绿色的窄带光 G 和蓝色的 2 个窄带光 B1 和 B2。在国际公开编号 W02010/131620 号的摄像装置中,使用根据与窄带光 G、B1 和 B2 对应的反射光图像(窄带图像)生成的窄带光观察图像进行窄带光观察。并且,在国际公开编号 W02010/131620 号的发明中,根据图像的平均明亮度来决定照射窄带光 B1 时得到的图像和照射窄带光 B2 时得到的图像的相加中使用的相加量。

[0006] 但是,根据国际公开编号 W02010/131620 号所公开的发明,例如产生如下课题:在将像素尺寸较小(饱和电平较低)的摄像元件搭载于摄像部中的情况下,产生由于该摄像元件的每个像素的饱和电平的偏差而引起的窄带光观察图像的画质降低。

[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提高窄带光观察图像的画质的内窥镜装置。

发明内容

[0008] 用于解决课题的手段

[0009] 本发明的一个方式的内窥镜装置具有:照明部,其在规定的时间内进行一次第 1 波段的照明光的照明,并且进行 N 次($N \geq 2$ 的整数)第 2 波段的照明光的照明;摄像部,其对由所述照明部照明的被摄体进行摄像,输出基于所述第 1 波段的照明光的照明的第 1 摄像信号和基于所述第 2 波段的照明光的照明的第 2 摄像信号;限幅处理部,其进行根据限幅电平来限制所述第 1 摄像信号和所述第 2 摄像信号中的亮度值的上限值的处理;明亮度计算部,其通过使用了基于所述第 1 波段的照明光的照明的第 1 摄像信号和基于 K 次($1 \leq K < N$ 的整数)的照明的第 2 摄像信号的颜色转换矩阵处理,计算第 1 明亮度,通过使用了基于所

述第 1 波段的照明光的照明的第 1 摄像信号和基于 N-K 次的照明的第 2 摄像信号的颜色转换矩阵处理,计算第 2 明亮度;合成比率计算部,其计算与明亮度目标值和所述第 1 明亮度的差分值对应的合成比率;合成处理部,其对作为所述第 2 明亮度的基础的所述第 1 摄像信号和所述第 2 摄像信号乘以由所述合成比率计算部计算出的所述合成比率后,与作为所述第 1 明亮度的基础的所述第 1 摄像信号和所述第 2 摄像信号进行合成;调光控制部,其根据所述明亮度目标值和所述差分值对所述照明部进行控制,从而对所述第 1 波段的照明光的光量和所述第 2 波段的照明光的光量进行调整;以及设定部,其根据由所述合成比率计算部计算出的所述合成比率,设定所述限幅电平和所述明亮度目标值。

附图说明

- [0010] 图 1 是示出本发明的实施例的内窥镜装置的结构的一例的框图。
[0011] 图 2 是示出光源装置中设置的旋转滤光器的结构的一例的图。
[0012] 图 3 是示出明亮度计算处理部的具体结构的一例的框图。
[0013] 图 4 是示出合成比率 a 与限幅亮度 Yc 之间的相关性的一例的图。
[0014] 图 5 是示出合成比率 a 与限幅亮度 Yc 之间的相关性的与图 4 不同的例子的图。

具体实施方式

[0015] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行了说明。

[0016] 图 1~图 5 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装置的结构框图。

[0017] 如图 1 所示,内窥镜装置 1 具有用于对作为被检体的活体的内部进行观察的内窥镜 2、为了进行活体内部的观察而照射窄带的照明光的光源装置 3、对在窄带的照明光下拍摄到的摄像信号进行信号处理的图像处理装置 4。由图像处理装置 4 生成的窄带图像被供给到监视器 5。作为监视器 5,可以采用通常的彩色监视器。即,监视器 5 具有 RGB 输入端子(省略图示),对 RGB 输入端子供给 R 图像、G 图像和 B 图像的信号来进行彩色显示。

[0018] 内窥镜 2 具备具有能够插入体腔内的程度的外径的挠性的插入部 21,在插入部 21 的内部贯穿插入有用于引导从光源装置 3 照射的光的由石英纤维等构成的光纤 26。光纤 26 的一端与连接器 27 连接,该连接器 27 以装卸自如的方式与光源装置 3 连接。光纤 26 的另一端配置在设于插入部 21 的前端的前端部 22 上的照明透镜 23 的附近。另外,连接器 27 与光源装置 3 连接,并且还与后述图像处理装置 4 连接。

[0019] 来自光源装置 3 的照明光由光纤 26 引导到插入部 21 的前端部 22,通过照明透镜 23 扩散而对被检体进行照射。并且,在前端部 22 中设有用于根据来自被检体的返回光而形成被检体的光学像的物镜 24、以及配置在其成像位置的作为摄像元件的 CCD(电荷耦合元件)25。构成摄像单元的 CCD 25 由设于图像处理装置 4 中的未图示的 CCD 驱动电路驱动(省略图示),对被检体进行摄像,将摄像得到的被检体的光学像转换为影像信号,输出到图像处理装置 4。

[0020] 光源装置 3 具有由氙气灯等构成的光源 31。光源 31 发出接近白色光的波段的光。在光源 31 的照射光路上配设有窄带滤光器 32、旋转滤光器 33 和光圈 34。

[0021] 窄带滤光器 32 使从光源 31 发出的光的波段成为窄带而射出到旋转滤光器 33。旋

转滤光器 33 将穿过窄带滤光器 32 的光的波段限制为窄带光观察所需要的波段。光圈 34 通过对穿过旋转滤光器 33 的光的光量进行限制,对光量进行调整。光圈 34 通过后述调光控制部 49 控制光圈量。

[0022] 图 2 是示出光源装置中设置的旋转滤光器的结构的一例的图。旋转滤光器 33 为圆板形状,在周方向上以相等的角度设置有 3 个开口,在 3 个开口中分别安装有滤光器 33G、33B1、33B2。滤光器 33G 将绿色 (G) 的波段作为透射波段,滤光器 33B1、33B2 将蓝色 (B) 的波段作为透射波段。

[0023] 通过窄带滤光器 32 和旋转滤光器 33,从滤光器 33G 透射例如以 540nm 为中心的 530-550nm 的窄带的 G 照明光,从滤光器 33B1 透射例如以 415nm 为中心的 400-430nm 的窄带的 B 照明光 (以下称为 B1 照明光),与滤光器 33B1 同样,从滤光器 33B2 透射例如以 415nm 为中心的 400-430nm 的窄带的 B 照明光 (以下称为 B2 照明光)。这样,透射过滤光器 33B1、33B2 的窄带的 B1 照明光、B2 照明光为相同波段。

[0024] 该旋转滤光器 33 的中心安装在未图示的旋转用马达的旋转轴上,被旋转驱动。在旋转用马达的旋转轴等上安装有未图示的编码器,能够通过编码器来检测旋转用马达的旋转、即旋转滤光器 33 的旋转。后述图像处理装置 4 对旋转用马达的旋转进行控制,使得旋转滤光器 33 的旋转速度恒定 (省略图示)。

[0025] 这样,在本实施例中,使用来自光源装置 3 的窄带的照明光对被检体进行摄像。因此,与利用通常广泛使用的宽带的照明光的情况相比,照明光量容易不足。特别是在光纤 26 的光学传送特性方面,存在短波长 B 侧的传送损失进一步增大的倾向,从前端部 22 的照明透镜 23 作为照明光射出的情况下的 B 照明光的射出光量容易变小。

[0026] 因此,在本实施例中,在旋转滤光器 33 的周方向上配置 2 个相同透射特性的滤光器 33B1、33B2,使用这 2 个滤光器 33B1、33B2,每当旋转滤光器 33 旋转一次时,对作为观察对象的被检体的相同部位照射 2 次 B 照明光,通过其返回光进行基于 B 照明光的 2 次的摄像。例如,在 1.5 帧期间内使旋转滤光器 33 旋转一次,进行 2 次基于 B 照明光的摄像。然后,通过对 2 次的摄像进行合成,提高基于 B 照明光的摄像图像 (B 摄像图像) 的明亮度。

[0027] 另外,说明了在 1.5 帧期间内进行 1 次基于 G 照明光的照明的摄像、进行 2 次基于 B 照明光的照明的摄像的例子,但是,进行基于各颜色的窄带光的摄像的周期和次数能够适当设定。

[0028] 但是,基于窄带的 B1 照明光的返回光的 B1 摄像图像和基于 B2 照明光的返回光的 B2 摄像图像是在时间上错开的图像,通过对这些图像进行合成,画质可能劣化。因此,在本实施例中,在仅通过窄带的 B1 照明光、B2 照明光中的一个光得到充分明亮度的摄像图像的情况下,不进行合成。并且,在仅通过窄带的 B1 照明光、B2 照明光中的一个光无法得到充分明亮度的摄像图像的情况下,根据明亮度对基于另一个 B 照明光的摄像图像进行合成,由此能够抑制画质劣化并得到充分明亮度的摄像图像。

[0029] 该情况下,在本实施例中,图像处理装置 4 通过颜色转换矩阵处理求出摄像图像的明亮度,由此,进行与手术医生的感觉对应的明亮度控制。

[0030] 另一方面,根据以上所述的结构,内窥镜 2 的 CCD25 输出基于 G 照明光的返回光的 G 摄像图像作为 G 信号,输出基于 B1 照明光的返回光的 B1 摄像图像作为 B1 信号,输出基于 B2 照明光的返回光的 B2 摄像图像作为 B2 信号。即,在从内窥镜 2 输出的影像信号中包含

这些 G 信号、B1 信号和 B2 信号。

[0031] 图像处理装置 4 具有模拟处理部 41、A/D 转换器 42、色彩平衡处理部 48、数字处理部 43、同时化控制部 40、同时化存储器 40a、合成处理部 45、矩阵处理部 46、D/A 转换器 47、明亮度计算处理部 44、调光控制部 49。

[0032] 模拟处理部 41 对来自内窥镜 2 的影像信号实施放大处理等规定模拟信号处理，并将其输出到 A/D 转换器 42。

[0033] A/D 转换器 42 将模拟处理部 41 的输出转换为数字影像信号后，将其输出到色彩平衡处理部 48。

[0034] 色彩平衡处理部 48 将根据设置在图像处理装置 4 的前面板上的色彩平衡调整开关（省略图示）的操作而决定的校正系数与从 A/D 转换器 42 输出的数字影像信号中包含的各颜色信号（G 信号、B1 信号和 B2 信号）相乘，从而进行色彩平衡调整，将实施了该色彩平衡调整后的数字影像信号输出到数字处理部 43。

[0035] 数字处理部 43 通过对从色彩平衡处理部 48 输出的数字影像信号实施基于从明亮度计算处理部 44 输出的限幅亮度（限幅电平） Y_c 的限幅处理，将实施了该限幅处理后的数字影像信号中的亮度值的上限值限制为亮度值 Y_c 。并且，数字处理部 43 将实施了所述限幅处理后的数字影像信号分离为 G 信号、B1 信号和 B2 信号，将其输出到同时化控制部 40 和明亮度计算处理部 44。

[0036] 同时化控制部 40 将从数字处理部 43 输出的 G 信号、B1 信号和 B2 信号存储在用于存储 R 图像、G 图像和 B 图像的同时化存储器 40a 中。另外，在同时化存储器 40a 中，例如分别存储有 30 帧的 G 信号、B1 信号和 B2 信号。而且，同时化控制部 40 从同时化存储器 40a 中读出颜色偏差最小的 G 信号、B1 信号和 B2 信号，将其输出到合成处理部 45。

[0037] 明亮度计算处理部 44 根据从数字处理部 43 输出的 G 信号、B1 信号和 B2 信号，每 0.5 帧依次计算摄像图像的明亮度。在本实施例中，为了以在监视器 5 中实际显示的情况下的明亮度来评价摄像图像的明亮度，实施与在监视器 5 中显示时进行的矩阵处理相同的矩阵处理，求出明亮度。进而，在本实施例中，将基于 G 照明光和 B1 照明光的照明作为摄像必须使用的主照明，将基于 G 照明光和 B2 照明光的照明作为在图像的明亮度较暗的情况下辅助使用的辅照明。为了求出基于主照明的摄像图像的明亮度，明亮度计算处理部 44 根据 G 信号和 B1 信号，利用矩阵处理部 52 的矩阵处理，求出基于主照明的亮度 Y_1 。并且，为了求出基于辅照明的摄像图像的明亮度，明亮度计算处理部 44 根据 G 信号和 B2 信号，通过矩阵处理部 52 利用矩阵处理求出基于辅照明的亮度 Y_2 。图 3 是示出明亮度计算处理部的具体结构的一例的框图。

[0038] 平均值计算部 50 计算与 R 图像、G 图像、B 图像相当的信号的平均值即 SB1 信号、SG 信号和 SB2 信号。

[0039] R 图像明亮度计算部 51R、G 图像明亮度计算部 51G 和 B 图像明亮度计算部 51B 通过 SB1 信号、SG 信号和 SB2 信号，分别求出明亮度。另外，在本实施例中，使用 B1 信号作为 R 图像的信号，使用 G 信号作为 G 图像的信号，使用 B2 信号作为 B 图像的信号。

[0040] R 图像明亮度计算部 51R、G 图像明亮度计算部 51G 和 B 图像明亮度计算部 51B 保持 SB1 信号、SG 信号和 SB2 信号后，作为 R_f 、 G_f 和 B_f 输出到矩阵处理部 52。

[0041] 矩阵处理部 52 通过将从 R 图像明亮度计算部 51R、G 图像明亮度计算部 51G 和 B

图像明亮度计算部 51B 输出的 Rf、Gf 和 Bf 应用于下述数式 (1), 进行颜色转换的矩阵运算。该情况下, 矩阵处理部 52 通过使用了下述数式 (1) 的矩阵运算, 分别对主照明和辅助照明进行矩阵处理。另外, 下述数式 (1) 的 α 、 β 和 γ 是矩阵系数。

$$[0042] \quad \begin{pmatrix} Rm \\ Gm \\ Bm \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & \alpha & 0 \\ 0 & 0 & \beta \\ 0 & 0 & \gamma \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Rf \\ Gf \\ Bf \end{pmatrix} \quad \cdots(1)$$

[0043] 矩阵处理部 52 将通过针对主照明的矩阵处理或针对辅助照明的矩阵处理而得到的输出值 Rm、Gm 和 Bm 供给到亮度计算部 53。另外, 在本实施例中, 将 G 信号作为输出值 Rm 供给到亮度计算部 53, 将 B 信号作为输出值 Gm 供给到亮度计算部 53, 将 B 信号作为输出值 Bm 供给到亮度计算部 53。

[0044] 亮度计算部 53 例如将从矩阵处理部 52 供给的输出值 Rm(G 信号)、输出值 Gm(B 信号) 和输出值 Bm(B 信号) 应用于下述数式 (2) 进行运算, 由此求出基于主照明的亮度 Y1。

$$[0045] \quad Y1 = 0.3Rm + 0.59Gm + 0.11Bm$$

$$[0046] \quad = 0.3(\alpha \cdot SG) + 0.59(\beta \cdot SB1) + 0.11(\gamma \cdot SB1) \cdots (2)$$

[0047] 并且, 亮度计算部 53 例如通过将矩阵处理部 52 供给的输出值 Rm(G 信号)、输出值 Gm(B 信号) 和输出值 Bm(B 信号) 应用于下述数式 (3) 进行运算, 求出基于辅助照明的亮度 Y2。

$$[0048] \quad Y2 = 0.3Rm + 0.59Gm + 0.11Bm$$

$$[0049] \quad = 0.3(\alpha \cdot SG) + 0.59(\beta \cdot SB2) + 0.11(\gamma \cdot SB2) \cdots (3)$$

[0050] 明亮度计算处理部 44 求出目标亮度 (明亮度目标值) Y_s 与亮度 Y1 之差 ($Y_s - Y1$) = $\Delta Y1$ 。然后, 在 $\Delta Y1 \leq 0$ 的情况下、即能够仅通过主照明得到目标明亮度的情况下, 明亮度计算处理部 44 将基于辅助照明的摄像图像的合成比率 a ($0 \leq a \leq 1$) 的值设定为 0, 并且将限幅亮度 Y_c 和目标亮度 Y_s 的值分别设定为规定值。另一方面, 在 $\Delta Y1 > 0$ 的情况下、即无法仅通过主照明得到目标明亮度的情况下, 明亮度计算处理部 44 通过使用了下述数式 (4) 的运算, 求出合成比率 a 的值, 并且, 根据该求出的合成比率 a 的值分别设定限幅亮度 Y_c 和目标亮度 Y_s 的值。

$$[0051] \quad \Delta Y1 = Y2 \times a \quad a = \Delta Y1 / Y2 \cdots (4)$$

[0052] 在窄带光观察中, 使用基于窄带的 G 照明光和 B 照明光的各返回光的摄像图像。后述矩阵处理部 46 根据使用了窄带光的摄像而得到的 G 摄像图像和 B 摄像图像, 通过矩阵处理 (颜色转换矩阵处理) 生成 RGB 图像的信号成分。

[0053] 明亮度计算处理部 44 的矩阵处理部 52 中的矩阵处理是与矩阵处理部 46 中的矩阵处理相同的处理。即, 明亮度计算处理部 44 的矩阵运算用于得到与监视器 5 的 RGB 输入对应的信号, 由明亮度计算处理部 44 得到的亮度对应于监视器上显示的图像的亮度, 并对应于手术医生观察监视器 5 的情况下感觉到的图像的明亮度。

[0054] 另外, 显而易见, 能够根据监视器 5 中显示的窄带光观察图像所希望的色调, 来变更亮度计算部 53 的运算中使用的上述数式 (2) 和 (3) 的系数。

[0055] 明亮度计算处理部 44 将经由上述数式 (4) 的运算而得到的合成比率 a 输出到合成处理部 45, 将根据合成比率 a 的值而设定的限幅亮度 Y_c 输出到数字处理部 43。并且, 明亮度计算处理部 44 将根据合成比率 a 的值而设定的目标亮度 Y_s 以及差分 $\Delta Y1$ 输出到

调光控制部 49。

[0056] 调光控制部 49 根据从明亮度计算处理部 44 输出的目标亮度 Y_s 和差分值 ΔY_1 , 生成并输出用于对光圈 34 的光圈量进行调整的调光信号。具体而言, 调光控制部 49 例如生成并输出用于对光圈 34 的光圈量进行调整的调光信号, 使得接近从明亮度计算处理部 44 输出的目标亮度 Y_s , 即, 使得从明亮度计算处理部 44 输出的差分值 ΔY_1 的值接近 0。然后, 根据这种调光控制部 49 的控制, 对 G 照明光的光量和 B 照明光 (B1 照明光和 B2 照明光) 的光量进行调整。

[0057] 合成处理部 45 根据合成比率 a 对基于主照明的摄像图像和基于辅照明的摄像图像进行合成。即, 在合成比率 a 为 0 的情况下, 合成处理部 45 从数字处理部 43 向矩阵处理部 46 输出基于主照明的摄像图像、即仅使用了 G 信号和 B1 信号的信号。并且, 在合成比率 a 不是 0 的情况下, 合成处理部 45 将基于辅照明的摄像图像、即通过 G 信号和 B2 信号以及合成比率 a 得到的信号与基于主照明的摄像图像的信号进行合成。

[0058] 并且, 例如, 在 G 照明光的明亮度远远大于 B 照明光的情况下, 即在合成比率 a 的值成为 1 的情况下, 不会以电气方式进行多余的相乘, 抑制了噪声的增加。

[0059] 下述数式 (5) 是根据合成比率 a 对基于主照明的摄像图像和基于辅助照明的摄像图像进行合成时使用的运算式。

[0060] 另外, 下述数式 (5) 的 R_{in} 、 G_{in} 和 B_{in} 表示 R 图像、G 图像和 B 图像的输入。具体而言, 在本实施例的窄带光观察中, 将来自同时化控制部 40 的 B2 信号作为下述数式 (5) 的 R_{in} 而输入到合成处理部 45, 将来自同时化控制部 40 的 G 信号作为下述数式 (5) 的 G_{in} 而输入到合成处理部 45, 将来自同时化控制部 40 的 B1 信号作为下述数式 (5) 的 B_{in} 而输入到合成处理部 45。并且, 下述数式 (5) 的 R_t 、 G_t 和 B_t 表示合成信号的 R 图像、G 图像和 B 图像的输出。另外, 在下述数式 (5) 中, 示出为 $R_t = B_2$, 但是, 通过后述矩阵处理, 供给到监视器 5 的 R 图像的输出大致为 0。

$$[0061] \quad \begin{pmatrix} R_t \\ G_t \\ B_t \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1+a & 0 \\ a & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R_{in} \\ G_{in} \\ B_{in} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1+a & 0 \\ a & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B_2 \\ G \\ B_1 \end{pmatrix} \\ = \begin{pmatrix} B_2 \\ (1+a)G \\ a \cdot B_2 + B_1 \end{pmatrix} \quad \dots(5)$$

[0062] 合成处理部 45 通过进行使用了上述数式 (5) 的运算来求出合成信号, 将该求出的合成信号输出到矩阵处理部 46。

[0063] 矩阵处理部 46 通过矩阵处理得到与监视器 5 的 RGB 输入对应的信号。下述数式 (6) 表示矩阵处理部 46 的矩阵处理的一例。另外, 下述数式 (6) 的 α 、 β 和 γ 是设定为与上述数式 (1) 的 α 、 β 和 γ 相同的值的矩阵系数。并且, 下述数式 (6) 的 R_{out} 、 G_{out} 和 B_{out} 表示矩阵处理后的 R 图像、G 图像、B 图像的输出。

[0064] α 、 β 和 γ 能够根据窄带光观察所希望的色调来变更。例如, 在 0.7 ~ 1.5 的范围内求出 α 、 β 和 γ , 并从多个候选中进行选择, 使得它们不会过大或过小。当超过该范围时, 噪声增加, 容易饱和。在该条件下, 仅 α 考虑上述 (5) 式的 $(1+a)$, 决定在 0.35 ~ 0.75 的范围内。当然, 由于存在该考虑, 所以, 虽然没有噪声增加或饱和增加, 但是, 需要以不丢失动态范围的方式扩张位宽。

$$[0065] \quad \begin{pmatrix} R_{out} \\ G_{out} \\ B_{out} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & \alpha & 0 \\ 0 & 0 & \beta \\ 0 & 0 & \gamma \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R_t \\ G_t \\ B_t \end{pmatrix} \quad \dots(6)$$

[0066] 在上述数式 (6) 中, 对 R_t 乘以 0。因此, 虽然在上述数式 (5) 中示出 $R_t = B_2$, 但是, 也可以是 $R_t = 0$ 。

[0067] D/A 转换器 47 将矩阵处理部 46 的输出转换为模拟信号并将其输出到监视器 5。即, (6) 式的 R_{out} 、 G_{out} 、 B_{out} 作为 RGB 输入而提供给监视器 5。监视器 5 显示与所输入的 RGB 输入对应的窄带光观察图像。

[0068] 接着, 对具有以上所述的结构的本实施例的内窥镜装置 1 的作用进行说明。

[0069] 手术医生在使用内窥镜装置 1 时, 如图 1 所示, 使内窥镜 2 的连接器 27 与光源装置 3 和图像处理装置 4 连接。由此, 得到图 1 所示的连接状态。手术医生操作未图示的电源开关, 使光源装置 3、图像处理装置 4、监视器 5 分别成为动作状态, 进行窄带光观察用的操作。

[0070] 从光源 31 照射的光通过窄带滤光器 32 和旋转滤光器 33 被转换为窄带的 G 照明光、B1 照明光和 B2 照明光, 通过光圈 34 调整明亮度后, 供给到内窥镜 2。各照明光经由光纤 26, 例如在 1/20 秒的周期内依次且大致连续地从照明透镜 23 照射到被检体侧。

[0071] 在对被检体的同一部位照射 G 照明光、B1 照明光和 B2 照明光的各个定时, CCD25 对基于来自该部位的返回光的光学像进行摄像。通过 CCD 25 的光电转换, 得到与 G 照明光、B1 照明光和 B2 照明光的各个返回光对应的 G 信号、B1 信号和 B2 信号。包含 G 信号、B1 信号和 B2 信号的影像信号从内窥镜 2 提供给图像处理装置 4。

[0072] 另外, B1 信号和 B2 信号是使用相同波段的照明光以相同露光量进行摄像而得到的信号, 除了在 1 帧内具有较短的定时偏差以外, 以大致相同的条件得到 B1 信号、B2 信号。

[0073] 输入到图像处理装置 4 的影像信号通过模拟处理部 41 实施了规定模拟处理后, 通过 A/D 转换器 42 转换为数字信号。来自 A/D 转换器 42 的数字影像信号在实施了色彩平衡处理部 48 的色彩平衡调整后, 被输入到数字处理部 43。

[0074] 数字处理部 43 对从色彩平衡处理部 48 输出的数字影像信号实施基于从明亮度计算处理部 44 输出的限幅亮度 Y_c 的限幅处理, 将实施了该限幅处理后的数字影像信号分离为 G 信号、B1 信号和 B2 信号, 并将其输出到同时化控制部 40 和明亮度计算处理部 44。

[0075] 明亮度计算处理部 44 根据矩阵处理部 52 中的矩阵处理, 分别计算基于主照明的亮度 Y_1 和基于辅助照明的亮度 Y_2 。并且, 明亮度计算处理部 44 计算目标亮度 Y_s 与亮度 Y_1 的差分值 ΔY_1 , 使用该计算出的差分值 ΔY_1 求出合成比率 a , 进而, 根据该求出的合成比率 a 的值, 分别设定限幅亮度 Y_c 和目标亮度 Y_s 的值。

[0076] 这里, 根据本实施例, 在图像处理装置 4 刚刚起动之后的定时, 目标亮度 Y_s 被设定为规定的初始值 Y_{db} , 并且, 在图像处理装置 4 处于动作状态的情况下, 目标亮度 Y_s 被设定为与合成比率 a 的值对应的值。具体而言, 例如, 在合成比率 a 为 0 以上且小于规定阈值 TH_1 的情况下, 目标亮度 Y_s 被设定为亮度 Y_t , 在合成比率 a 为规定阈值 TH_1 以上且 1 以下的情况下, 目标亮度 Y_s 被设定为比亮度 Y_t 大的亮度 Y_u 。

[0077] 另外, 根据本实施例, 不限于仅根据合成比率 a 的值来设定目标亮度 Y_s , 例如, 也可以是, 在检测到使用使从 A/D 转换器 42 输出的数字影像信号中包含的各颜色信号的信号

电平减小的（小于 1.0 的）校正系数进行了色彩平衡处理部 48 的色彩平衡调整的情况下，与合成比率 a 的值无关，明亮度计算处理部 44 将目标亮度 Y_s 设定为亮度 Y_u 以上的亮度 Y_w 。

[0078] 另一方面，根据本实施例，在图像处理装置 4 刚刚起动之后的定时，限幅亮度 Y_c 被设定为规定的初始值 Y_{dc} （例如 $Y_{dc} = 200$ ），并且，在图像处理装置 4 处于动作状态的情况下，限幅亮度 Y_c 被设定为与合成比率 a 的值对应的值。具体而言，例如，根据如图 4 那样规定了合成比率 a 与限幅亮度 Y_c 之间的相关性的数据来设定限幅亮度 Y_c 。图 4 是示出合成比率 a 与限幅亮度 Y_c 之间的相关性的一例的图。

[0079] 根据图 4，在 $a = 0$ 的情况下设定为限幅亮度 $Y_c = 160$ ，在 $a = 1$ 的情况下设定为限幅亮度 $Y_c = 200$ ，进而，在 $0 < a < 1$ 的情况下设定为， Y_c 的值与 a 的值的增加成比例地在 $160 < Y_c < 200$ 的范围内增加。即，根据图 4，在 $0 \leq a \leq 1$ 且 $160 \leq Y_c \leq 200$ 的范围内，合成比率 a 和限幅亮度 Y_c 具有比例关系。

[0080] 另外，根据本实施例，也可以根据如图 5 那样规定了合成比率 a 与限幅亮度 Y_c 之间的相关性的数据来设定限幅亮度 Y_c 。图 5 是示出合成比率 a 与限幅亮度 Y_c 之间的相关性的与图 4 不同的例子的图。

[0081] 根据图 5，在 $a = 0$ 的情况下设定为限幅亮度 $Y_c = 160$ ，在 $0.6 \leq a \leq 1$ 的情况下设定为限幅亮度 $Y_c = 200$ ，在 $0 < a < 0.6$ 的情况下设定为， Y_c 的值与 a 的值的增加成比例地在 $160 < Y_c < 200$ 的范围内增加。即，根据图 5，在 $0 \leq a \leq 0.6$ 且 $160 \leq Y_c \leq 200$ 的范围内，合成比率 a 和限幅亮度 Y_c 具有比例关系。

[0082] 明亮度计算处理部 44 将如上所述求出的合成比率 a 输出到合成处理部 45，将如上所述设定的限幅亮度 Y_c 输出到数字处理部 43。并且，明亮度计算处理部 44 将如上所述设定的目标亮度 Y_s 和差分值 ΔY_1 输出到调光控制部 49。

[0083] 调光控制部 49 根据从明亮度计算处理部 44 输出的目标亮度 Y_s 和 ΔY_1 ，生成并输出用于对光圈 34 的光圈量进行调整的调光信号。

[0084] 合成处理部 45 通过将从明亮度计算处理部 44 输出的合成比率 a 应用于上述数式 (5) 来求出合成信号，将该求出的合成信号输出到矩阵处理部 46。

[0085] 从合成处理部 45 输出的合成信号被提供给矩阵处理部 46 进行矩阵处理，得到显示系统中的 R 图像、G 图像和 B 图像的信号。矩阵处理部 46 的输出通过 D/A 转换器 47 返回模拟信号后，被供给到监视器 5。

[0086] 如上所述，根据本实施例，能够设定与合成比率 a 的值对应的目标亮度 Y_s 和限幅亮度 Y_c 。因此，根据本实施例，例如，在 CCD25 的像素尺寸较小（饱和电平较低）的情况下，也能够抑制由于每个像素的饱和电平的偏差而引起的画质的降低，其结果，与以往相比，能够提高窄带光观察图像的画质。

[0087] 另外，根据本实施例，例如，通过在图像处理装置 4 中设置能够蓄积多帧的从合成处理部 45 输出的合成信号的帧存储器（省略图示），在进行了用于使监视器 5 显示冻结图像的指示时，也可以从该存储器中蓄积的各合成信号中选择合成比率 a 的值最小的合成信号，并将其输出到矩阵处理部 46。

[0088] 并且，根据本实施例，例如，通过在图像处理装置 4 中设置能够蓄积多帧的从合成处理部 45 输出的合成信号的帧存储器（省略图示），在进行了用于使监视器 5 显示冻结图

像的指示时,也可以从该存储器中蓄积的合成信号中选择从该指示的定时起的经过时间为规定时间以下、并且合成比率 a 的值为规定值以下的合成信号,并将其输出到矩阵处理部 46。

[0089] 并且,根据本实施例,例如,在图像归档装置等周边设备与图像处理装置 4 连接时,也可以相互联动地切换该周边设备的设定和该图像处理装置 4 的设定。

[0090] 并且,根据本实施例,例如,也可以将表示物镜 24 的中心位置与 CCD25 的有效像素区域的中心位置的位置关系的信息预先存储在内窥镜 2 中设置的存储器(省略图示)中,并且,根据从该存储器中读入的该信息,进行使监视器 5 中显示的观察图像的中心位置与物镜 24 的中心位置一致的位置调整处理。

[0091] 并且,根据本实施例,例如,在使用使从 A/D 转换器 42 输出的数字影像信号中包含的各颜色信号的信号电平减小的(小于 1.0 的)校正系数进行了色彩平衡处理部 48 的色彩平衡调整的情况下,也可以进行用于降低光源 31 的光量的控制。

[0092] 并且,根据本实施例,例如,也可以将能够进行与手术医生的操作对应的各种指示的多个镜体开关(省略图示)设置在内窥镜 2 中,并且,根据检测到与图像处理装置 4 连接的内窥镜 2 中可使用的功能的结果,适当分配能够通过该多个镜体开关的操作来实施的指示。

[0093] 并且,根据本实施例,例如,也可以通过使拍摄运动剧烈的被摄体时的旋转滤光器 33 的旋转速度比拍摄运动平稳的被摄体时的旋转滤光器 33 的旋转速度快,减轻监视器 5 中显示的冻结图像的颜色偏差。

[0094] 并且,根据本实施例,例如,在使用设有发出 G 照明光的 LED、发出 B1 照明光的 LED、发出 B2 照明光的 LED 的光源装置的情况下,也可以按照各 LED 来设定能够生成适于观察的明亮度的窄带光观察图像的发光时间,并且,根据该设定的各 LED 的发光时间,使在监视器 5 中显示窄带光观察图像时的帧率变化。

[0095] 并且,根据本实施例,例如,也可以通过增加或减少光源 31 的驱动电流(斜坡电流),将从光源装置 3 照射的光的光量调整为光圈 34 的光圈量可调整的范围外的光量。

[0096] 并且,本实施例的调光控制部 49 例如也可以构成为,根据从明亮度计算处理部 44 输出的目标亮度 Y_s 和 ΔY_1 以及从光导纤维 26 照射的照明光的配光状态的检测结果来生成调光信号。

[0097] 本发明不限于上述实施例,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。

[0098] 本申请以 2013 年 3 月 25 日在日本申请的日本特愿 2013-62433 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。

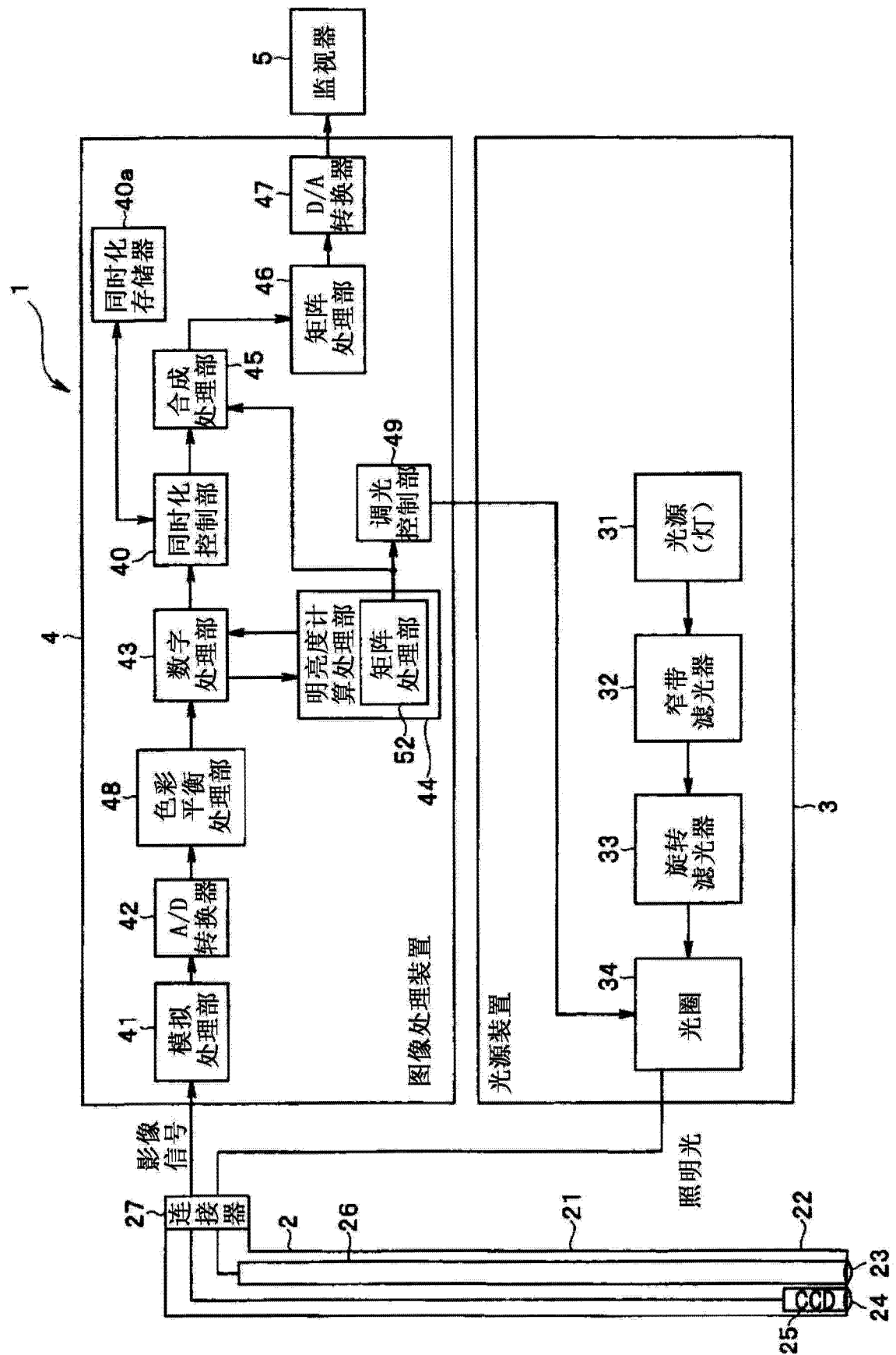


图 1

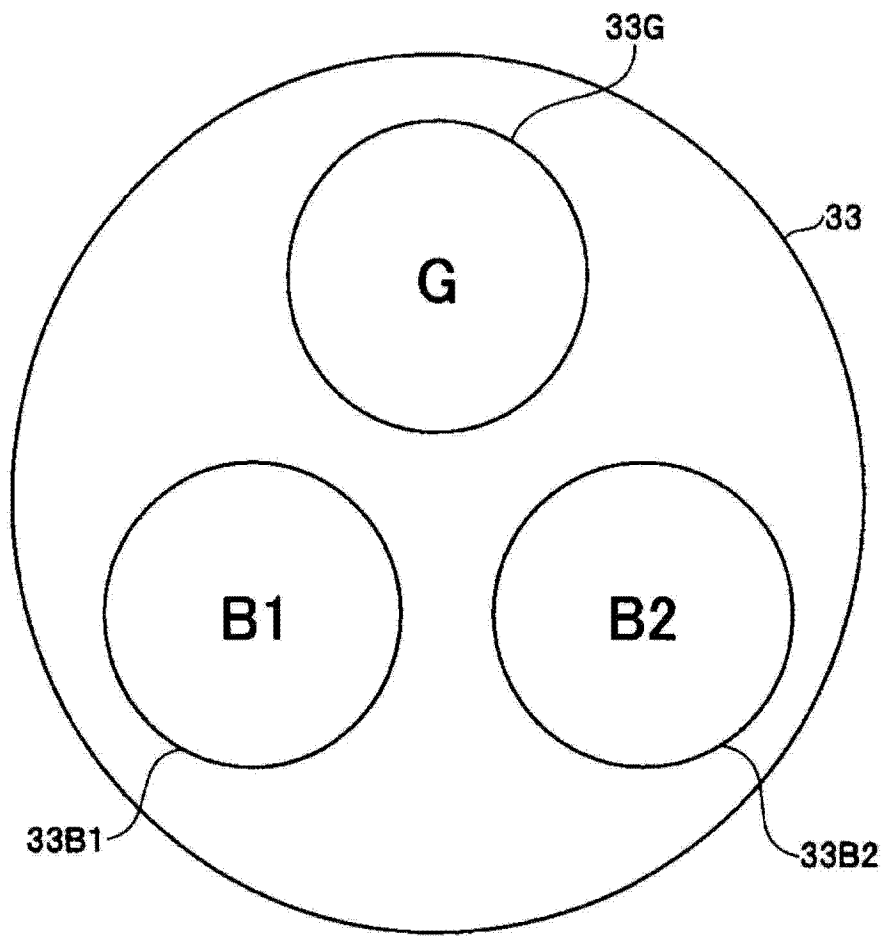


图 2

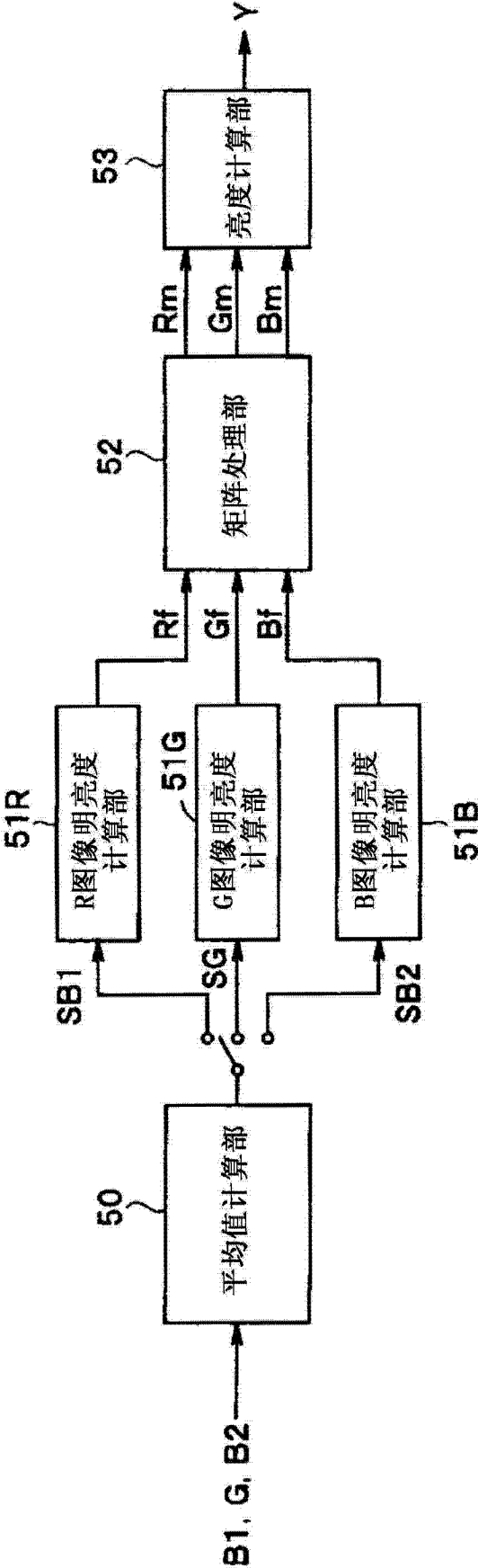


图 3

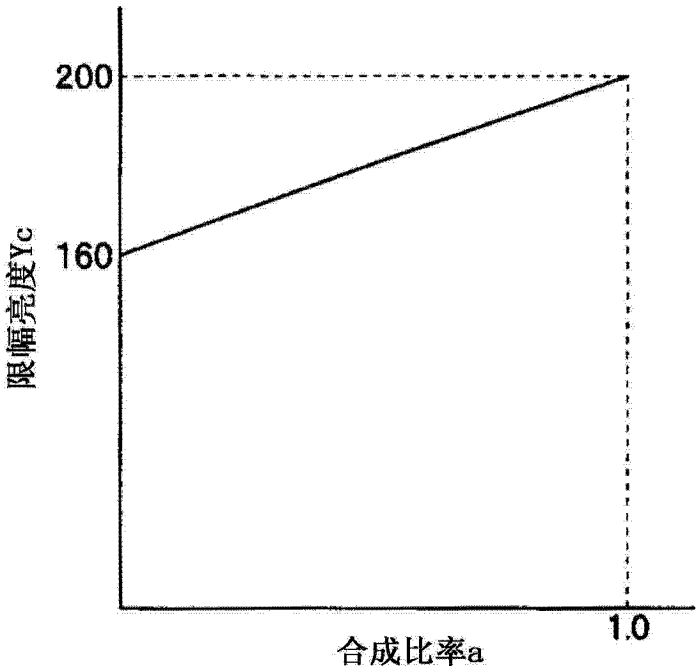


图 4

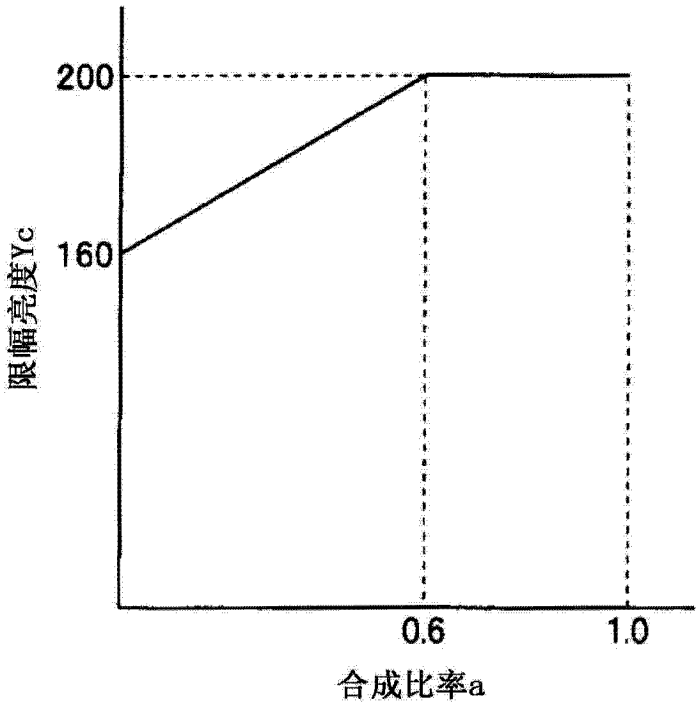


图 5

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN104936503A	公开(公告)日	2015-09-23
申请号	CN201480005323.8	申请日	2014-01-23
[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	金子和真 岩崎智树 桥本进 久津间祐二 川田晋 小鹿聪一郎 江藤忠夫 田边贵博		
发明人	金子和真 岩崎智树 桥本进 久津间祐二 川田晋 小鹿聪一郎 江藤忠夫 田边贵博		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	G06T2207/30004 G06T2207/20221 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T5/50 A61B1/00009 A61B1/0638 G06T2207/10024 A61B1/0646 A61B1/05 A61B1/07		
代理人(译)	李辉		
优先权	2013062433 2013-03-25 JP		
其他公开文献	CN104936503B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜装置具有：照明部，其在规定时间内进行一次第1波段的光的照明，并且进行多次第2波段的光的照明；摄像部，其输出基于第1波段的光的照明的第1摄像信号和基于第2波段的光的照明的第2摄像信号；限幅处理部，其对第1摄像信号和第2摄像信号进行限幅；明亮度计算部，其根据第2波段的照明光的照明次数对第1摄像信号和第2摄像信号进行组合，从而计算第1明亮度和第2明亮度；合成比率计算部，其计算与明亮度目标值和第1明亮度对应的合成比率；合成处理部，其根据合成比率对第1摄像信号和第2摄像信号进行合成；调光控制部，其根据明亮度目标值和差分值对照明光的光量进行调整；以及设定部，其根据合成比率来设定限幅电平和明亮度目标值。

