



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103429136 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 30

(21) 申请号 201280013720. 0

(22) 申请日 2012. 08. 24

(30) 优先权数据

2011-185127 2011. 08. 26 JP

2011-185128 2011. 08. 26 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 09. 17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/071496 2012. 08. 24

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/031701 JA 2013. 03. 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 桥本进 金子 and 真

(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 1/04(2006. 01)

G02B 23/24(2006. 01)

H04N 5/225(2006. 01)

H04N 5/232(2006. 01)

H04N 9/04(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2000-262459 A, 2000. 09. 26, 全文.

CN 1489446 A, 2004. 04. 14, 全文.

CN 101010029 A, 2007. 08. 01, 全文.

CN 101184427 A, 2008. 05. 21, 全文.

US 2008/0294105 A1, 2008. 11. 27, 全文.

CN 101584572 A, 2009. 11. 25, 全文.

US 2011/0069199 A1, 2011. 03. 24, 全文.

EP 2301415 A1, 2011. 03. 30, 全文.

审查员 王歆媛

权利要求书1页 说明书17页 附图12页

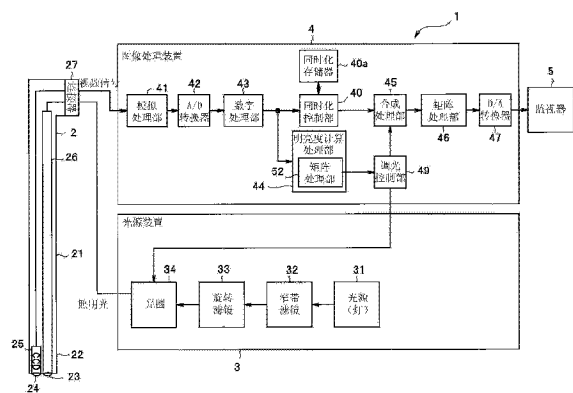
(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

内窥镜装置具有:照明单元,其在规定时间内进行第1频带的照明光的照明,并且进行2次以上的第1次数的第2频带的照明光的照明;摄像单元,其对由所述照明单元照明的被摄体进行摄像,输出基于所述第1频带的照明光的照明的第1摄像图像和基于所述第2频带的照明光的照明的第2摄像图像;明亮度计算单元,其通过使用了基于所述第1频带的照明光的照明的第1摄像信号和基于所述第1次数中的第1规定次的照明的第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频带的照明光的照明的第1摄像信号和基于所述第1次数中的所述第1规定次以外的照明的第2摄像信号的颜色转换矩阵处理,计算第2明亮度;以及合成单元,其在作为所述第2明亮度的基础的所述第1和第2摄像信号乘以基于所述第1明亮度和目标明亮度的差分与所述第2明亮度之比的系数后,与作为所述

第1明亮度的基础的所述第1和第2摄像信号进行合成。



CN 103429136 B

1. 一种内窥镜装置,其特征在于,具有:

照明单元,其在规定时间内进行第1频带的照明光的照明,并且进行第1次数的第2频带的照明光的照明,所述第1次数为2次以上;

摄像单元,其对由所述照明单元照明的被摄体进行摄像,输出基于所述第1频带的照明光的照明的第1摄像图像和基于所述第2频带的照明光的照明的第2摄像图像;

明亮度计算单元,其通过使用了基于所述第1频带的照明光的照明的第1摄像信号和基于所述第1次数中的第1规定次的照明的第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频带的照明光的照明的第1摄像信号和基于所述第1次数中的所述第1规定次以外的照明的第2摄像信号的颜色转换矩阵处理,计算第2明亮度;以及

合成单元,其将作为所述第2明亮度的基础的所述第1摄像信号和所述第2摄像信号都乘以基于所述第1明亮度和目标明亮度的差分与所述第2明亮度之比的系数后,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。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述第1次数是2次,

所述明亮度计算单元通过使用了所述第1摄像信号和基于所述第1次数中的第1次的照明的第2摄像信号的颜色转换矩阵处理来计算所述第1明亮度,通过使用了所述第1摄像信号和基于所述第1次数中的第2次的照明的第2摄像信号的颜色转换矩阵处理来计算所述第2明亮度。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述内窥镜装置具有矩阵处理部,该矩阵处理部进行与显示系统的输入对应的颜色转换处理,该显示系统进行基于所述第1摄像信号和所述第2摄像信号的显示,

在所述矩阵处理部的前级或后级进行所述合成单元的合成,或者与所述矩阵处理部的颜色转换处理同时进行所述合成单元的合成。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述第1频带是绿色的频带,所述第2频带是蓝色的频带。

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] 由于医疗用内窥镜的观察对象部位为活体内部,所以,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,广泛进行使用可视光的通常光观察(白色光观察:White Light Imaging:WLI)。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镜,依次对体腔内的组织照射 R、G、B 这 3 种颜色的照明光。然后,以时间分割的方式取得与 R、G、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 W02010/131620 号公报(以下为文献 1)中,公开了用于进行窄带光观察(Narrow Band Imaging:NBI)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] 在文献 1 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、B2。在文献 1 的摄像装置中,使用根据与窄带光 G、B1、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。

[0006] 但是,在文献 1 的发明中,根据摄像图像的平均明亮度来决定合成比率。摄像图像的平均明亮度不一定与人感觉到的明亮度相同,在文献 1 的发明中,存在无法结合手术医生的感觉来进行调光控制的问题。并且,窄带光 B1、B2 在时间上错开照射到活体组织。因此,当对基于窄带光 B1、B2 的图像进行合成时,存在在合成图像中产生模糊的问题。

[0007] 本发明的目的在于,提供能够抑制画质劣化、并且能够进行与手术医生的感觉对应的调光控制的内窥镜装置。

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:照明单元,其在规定时间内进行第 1 频带的照明光的照明,并且进行 2 次以上的第 1 次数的第 2 频带的照明光的照明;摄像单元,其对由所述照明单元照明的被摄体进行摄像,输出基于所述第 1 频带的照明光的照明的第 1 摄像图像和基于所述第 2 频带的照明光的照明的第 2 摄像图像;明亮度计算单元,其通过使用了基于所述第 1 频带的照明光的照明的第 1 摄像信号和基于所述第 1 次数中的第 1 规定次的照明的第 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

频带的照明光的照明的第 1 摄像信号和基于所述第 1 次数中的所述第 1 规定次以外的照明的第 2 摄像信号的颜色转换矩阵处理, 计算第 2 明亮度; 以及合成单元, 其在作为所述第 2 明亮度的基础的所述第 1 和第 2 摄像信号乘以基于所述第 1 明亮度和目标明亮度的差分与所述第 2 明亮度之比的系数后, 与作为所述第 1 明亮度的基础的所述第 1 和第 2 摄像信号进行合成。

附图说明

- [0010] 图 1 是示出本发明的一个实施方式的内窥镜装置的框图。
- [0011] 图 2 是示出旋转滤镜 33 的一例的说明图。
- [0012] 图 3 是示出明亮度计算处理部 44 的具体结构的框图。
- [0013] 图 4 是示出本发明的第 2 实施方式的框图。
- [0014] 图 5 是示出本发明的第 1 实施方式的内窥镜装置的框图。
- [0015] 图 6 是用于说明图 1 中的明亮度计算处理部 44 中的基于各照明光的摄像图像的明亮度检测处理的说明图。
- [0016] 图 7 是用于说明图 1 中的明亮度计算处理部 44 中的基于各照明光的摄像图像的明亮度检测处理的说明图。
- [0017] 图 8 是用于说明根据模式而变化的权重的曲线图。
- [0018] 图 9 是用于说明根据模式而变化的权重的曲线图。
- [0019] 图 10 是示出本发明的第 2 实施方式的框图。
- [0020] 图 11 是示出进行白平衡调整的一般电路的框图。
- [0021] 图 12 是示出从隔行转换为逐行的状况的时序图。
- [0022] 图 13 是用于说明中间值滤镜的作用的说明图。

具体实施方式

- [0023] 下面, 参照附图对本发明的实施方式进行详细说明。
- [0024] (第 1 实施方式)
- [0025] 图 1 是示出本发明的第 1 实施方式的内窥镜装置的框图。
- [0026] 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进行摄像而得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。
- [0027] 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。
- [0028] 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 CCD25 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视频信号,输出到图像处理装置 4。

[0029] 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镜 32、旋转滤镜 33 和光圈 34。

[0030] 窄带滤镜 32 使从光源 31 发出的光的频带成为窄带而射出到旋转滤镜 33。旋转滤镜 33 将穿过窄带滤镜 32 的光的波段限制为窄带光观察所需要的波段。光圈 34 通过对穿过旋转滤镜 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。

[0031] 图 2 是示出旋转滤镜 33 的一例的说明图。

[0032] 旋转滤镜 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镜 33G、33B1、33B2。滤镜 33G 将绿色(G)的波段作为透射波段,滤镜 33B1、33B2 将蓝色(B)的波段作为透射波段。

[0033] 通过窄带滤镜 32 和旋转滤镜 33,从滤镜 33G 透射例如以 540nm 为中心的 530-550nm 的窄带的 G 照明光,从滤镜 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),与滤镜 33B1 同样,从滤镜 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,透射过滤镜 33B1、33B2 的窄带的 B1 照明光、B2 照明光为相同波段。

[0034] 该旋转滤镜 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、即旋转滤镜 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,使得旋转滤镜 33 的旋转速度恒定(省略图示)。

[0035] 这样,在本实施方式中,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。

[0036] 因此,在本实施方式中,在旋转滤镜 33 的周方向上配置 2 个相同透射特性的滤镜 33B1、33B2,使用这 2 个滤镜 33B1、33B2,每当旋转滤镜 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 帧期间内使旋转滤镜 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。

[0037] 另外,说明了在 1.5 帧期间内进行 1 次基于 G 照明光的摄像、进行 2 次基于 B 照明光的摄像的例子,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。

[0038] 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,在本实施方式中,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。

[0039] 该情况下,在本实施方式中,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。

[0040] 图像处理装置 4 具有模拟处理部 41。模拟处理部 41 对来自内窥镜 2 的视频信号实施放大处理等规定模拟信号处理,并输出到 A/D 转换器 42。A/D 转换器 42 将模拟处理部 41 的输出转换为数字信号后,输出到数字处理部 43。

[0041] 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。来自内窥镜 2 的视频信号包含这些 G 信号、B1 信号和 B2 信号。同时化控制部 40 将这些 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,以颜色偏差最小的方式从同时化存储器 40a 中读出 G、B1、B2 的信号。

[0042] 在记录于同时化存储器 40a 中之前,明亮度计算处理部 44 根据 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。在本实施方式中,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,在本实施方式中,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 Y1。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,利用矩阵处理部 52 的矩阵处理,求出基于辅照明的亮度 Y2。

[0043] 图 3 是示出明亮度计算处理部 44 的具体结构的框图。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 /B1 信号、/G 信号、/B2 信号。R 图像明亮度计算部 51R、G 图像明亮度计算部 51G、B 图像明亮度计算部 51B 通过 /B1 信号、/G 信号、/B2 信号,分别求出明亮度。另外,在本实施方式中,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。明亮度计算部 51R、51G、51B 保持 /B1 信号、/G 信号、/B2 信号后,作为 Rf、Gf、Bf 输出到矩阵处理部 52。

[0044] 矩阵处理部 52 通过下述(1)式的矩阵运算,进行所输入的 R、G、B 图像的信号的颜色转换。该情况下,矩阵处理部 52 通过下述(1)式的矩阵运算,分别对主照明和辅照明进行矩阵处理。另外,(1)式的 α 、 β 、 γ 是矩阵系数。从矩阵处理部 52 向亮度计算部 53 供给通过针对主照明的矩阵处理或针对辅照明的矩阵处理而得到的输出 Rm、Gm、Bm。另外,在本实施方式中,向亮度计算部 53 供给 G 信号作为输出 Rm,向亮度计算部 53 供给 B 信号作为输出 Gm,向亮度计算部 53 供给 B 信号作为输出 Bm。

$$[0045] \quad \begin{pmatrix} Rm \\ Gm \\ Bm \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & \alpha & 0 \\ 0 & 0 & \beta \\ 0 & 0 & \gamma \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Rf \\ Gf \\ Bf \end{pmatrix} \quad \dots(1)$$

[0046] 亮度计算部 53 通过针对所输入的信号 Rm (G 信号)、信号 Gm (B 信号) 和信号 Bm (B 信号) 的运算来求出亮度。即,亮度计算部 53 例如通过下述(2)式的运算而得到基于主照明的亮度 Y1。

[0047] $Y1=0.3Rm+0.59Gm+0.11Bm$

[0048] $=0.3(\alpha \cdot /G)+0.59(\beta \cdot /B1)+0.11(\gamma \cdot /B1) \cdots (2)$

[0049] 并且,亮度计算部 53 将输入到亮度计算部 53 的 B2 信号的电平设为 B2,例如通过下述(3)式的运算而得到基于辅照明的亮度 Y2。

[0050] $Y2=0.3Rm+0.59Gm+0.11Bm$

[0051] $=0.3(\alpha \cdot /G)+0.59(\beta \cdot /B2)+0.11(\gamma \cdot /B2) \cdots (3)$

[0052] 这里,上述(2)式和(3)式的 G 是 $G=Rm=\alpha Gf$ 。 α 与后述(6)式的 α 相同。根据后述(5)式, $Gt=(1+a)G$,在 $a=1$ 时, $Gt=2G$ 。因此, α 考虑 1/2 是很重要的。

[0053] 明亮度计算处理部 44 将所求出的亮度 Y1、Y2 和 $\Delta Y1$ 作为明亮度的信息,输出到调光控制部 49。调光控制部 49 求出作为目标的明亮度(亮度) Ys 与亮度 Y1 之差($Ys-Y1$)= $\Delta Y1$ 。在 $\Delta Y1 \leq 0$ 的情况下,由于仅通过主照明就能够得到作为目标的明亮度,所以,调光控制部 49 将基于辅照明的摄像图像的合成比率(系数) a 设为 0。并且,在 $\Delta Y1 > 0$ 的情况下,调光控制部 49 通过下述(4)式求出合成比率 a 。调光控制部 49 将所求出的合成比率 a 输出到合成处理部 45。

[0054] $\Delta Y1=Y2 \times a \quad a=\Delta Y1/Y2 \quad \cdots (4)$

[0055] 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。

[0056] 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 R、G、B 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,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。

[0057] 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,来变更明亮度计算处理部 44 中的上述(2)式和(3)式的系数。

[0058] 并且,调光控制部 49 根据所输入的明亮度的信息对光圈 34 进行控制,以得到作为目标的明亮度。例如,在摄像图像的明亮度为目标值以上的情况下,调光控制部 49 输出用于缩小光圈 34 的开口量的调光信号,在摄像图像的明亮度小于目标值的情况下,调光控制部 49 输出用于打开光圈 34 的调光信号。

[0059] 在本实施方式中,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。

[0060] 并且,例如,通过使 G 照明光的明亮度远远大于 B 照明光,在合成比率 a 成为 1 时,不会以电气方式进行多余的相乘,抑制了噪声的增加。下述(5)式表示基于 a 的合成信号。另外,(5)式的 Rin 、 Gin 、 Bin 分别表示 R 图像、G 图像、B 图像的输入,在本实施方式的窄带光观察中,分别为 B2、G、B1。并且,(5)式的 Rt 、 Gt 、 Bt 表示合成信号的 R 图像、G 图像、B 图像的输出。另外,在(5)式中,R 图像的输出为 B2,但是,通过后述矩阵处理而供给到监视器 5 的 R 图像的输出大致为 0。

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

[0062] 合成处理部 45 例如通过(5)式的运算来求出合成信号,将所求出的合成信号输出到矩阵处理部 46。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(6)式表示矩阵处理部 46 的矩阵处理的一例。另外,(6)式的 α 、 β 、 γ 是矩阵系数, R_{out} 、 G_{out} 、 B_{out} 表示矩阵处理后的 R 图像、G 图像、B 图像的输出。

[0063] α 、 β 、 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 、 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,由于具有该考虑,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。

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

[0065] 在上述(6)式中,对 R_t 乘以 0。因此,在上述(5)式中示出 $R_t=B_2$,但是,也可以是 $R_t=0$ 。

[0066] D/A 转换器 47 将矩阵处理部 46 的输出转换为模拟信号并输出到监视器 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 根据所输入的 RGB 输入对摄像图像进行彩色显示。这样,能够在监视器 5 的显示画面上进行窄带光观察。

[0067] 接着,对这样构成的实施方式的动作进行说明。

[0068] 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。

[0069] 从光源 31 照射的光通过窄带滤镜 32 和旋转滤镜 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。

[0070] 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 CCD25 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 信号的视频信号从内窥镜 2 提供给图像处理装置 4。

[0071] 另外,B1 信号、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。

[0072] 输入到图像处理装置 4 的视频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 的数字视频信号在数字处理部 43 中被分离为 G 信号、B1 信号和 B2 信号,并存储在同时化存储器 40a 中。

[0073] 明亮度计算处理部 44 被提供从同时化存储器 40a 读出的 G 信号、B1 信号和 B2 信号,利用矩阵处理部 52 的矩阵处理计算基于主照明的亮度 Y1 和基于辅照明的亮度 Y2。接着,调光控制部 49 求出目标亮度 Ys 与亮度 Y1 的差分 $\Delta Y1$,求出合成比率 a。如上所述,利用矩阵处理计算亮度 Y1、Y2,示出与监视器 5 中显示的情况下的明亮度相同的明亮度。

[0074] 合成比率 a 被供给到合成处理部 45,合成处理部 45 在基于主照明的摄像图像中,以基于合成比率 a 的比例合成基于辅照明的摄像图像。例如,合成处理部 45 使用上述(5)式得到合成信号。在(5)式中,在合成比率 a 为 0、即亮度 Y1 为目标亮度 Ys 以上的情况下,不进行基于辅照明的摄像图像的合成。因此,该情况下,在基于合成信号的合成图像中不会产生模糊,不会产生画质劣化。并且,在对基于辅照明的摄像图像进行合成的情况下,以与合成比率 a 对应的比例进行合成,进行得到必要明亮度所需要的最低限度的合成,能够抑制合成图像的画质的劣化。

[0075] 来自合成处理部 45 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。这样,在监视器 5 的显示画面上,显示充分明亮度且抑制了画质劣化的窄带光观察图像。

[0076] 这样,根据本实施方式,在 1 帧期间等规定期间内,通过对作为观察对象的同一部位照射多次相同的窄带照明光并进行合成,提高窄带光观察中的图像的明亮度。该情况下,通过利用矩阵处理求出图像的明亮度,能够进行与监视器中实际显示的图像的明亮度对应的明亮度检测,能够进行手术医生希望的明亮度的观察。并且,使用与检测到的图像的明亮度对应的合成比率对基于相同的窄带照明光的摄像图像的合成进行控制,进行用于得到所设定的明亮度的最低限度的合成处理,能够抑制画质的劣化。

[0077] 另外,在上述实施方式中,说明了由合成处理部 45 进行合成处理并由矩阵处理部 46 进行矩阵处理的例子,但是,也可以通过 1 次的矩阵处理而集中进行合成处理和矩阵处理。并且,还可以在矩阵处理后进行合成处理。

[0078] (第 2 实施方式)

[0079] 图 4 是示出本发明的第 2 实施方式的框图。在图 4 中,对与图 1 相同的结构要素标注相同标号并省略说明。

[0080] 在第 1 实施方式中,说明了采用窄带观察用的旋转滤镜 33 的例子,但是,本发明不仅能够应用于窄带观察,还能够应用于荧光观察等特殊光观察。本实施方式根据各种观察模式和用于实现这些观察模式的光源装置的结构等对合成比率 a 进行控制。要想根据光源装置的结构,需要考虑通过与光源装置之间的通信来进行判断。

[0081] 本实施方式的内窥镜装置 100 与第 1 实施方式的不同之处在于,代替图像处理装置 4 而采用具有控制部 105 的图像处理装置 104,并且,代替光源装置 3 而采用具有光源控制部 106 和旋转滤镜 113 的光源装置 103。

[0082] 作为旋转滤镜 113,不仅能够采用第 1 实施方式的旋转滤镜 33,还能够采用荧光观察等特殊观察用的旋转滤镜。例如,作为旋转滤镜 113,能够采用设有 1 个或 2 个激励光用的滤镜的旋转滤镜,并且,能够采用设有 1 个或 2 个窄带观察用的滤镜的旋转滤镜。

[0083] 光源控制部 106 保持与光源装置 103 有关的各种信息、例如与旋转滤镜 113 的结构有关的信息,并且,与控制部 105 之间收发所保持的信息。并且,光源控制部 106 由控制部 105 控制,进行光源 31 的点亮控制和旋转滤镜 113 的旋转控制。例如,在采用设有 2 个窄带观察用滤镜或激励光用滤镜的旋转滤镜作为旋转滤镜 113 的情况下,光源控制部 106 进行与第 1 实施方式相同的控制,在采用仅设有 1 个窄带观察用滤镜或激励光用滤镜的旋转滤镜作为旋转滤镜 113 的情况下,光源控制部 106 对光源 31 和旋转滤镜 113 进行控制,使得在取入 2 个通道的摄像信号的定时射出这些滤镜的透射光。

[0084] 控制部 105 根据与光源装置 103 有关的各种信息和与通过操作者的操作而指定的观察模式有关的信息,对合成处理部 45 和调光控制部 49 进行控制。并且,控制部 105 根据观察模式对光源控制部 106 进行控制。

[0085] 接着,对这样构成的实施方式的作用进行说明。

[0086] 例如,在采用第 1 实施方式的旋转滤镜 33 作为旋转滤镜 113 的情况下,控制部 105 对各部进行控制,以进行与第 1 实施方式相同的动作。另外,在合成比率 a 为 $0 \leq a < 1$ 的情况下,控制部 105 也可以对调光控制部 49 进行控制,使得调光控制部 49 根据亮度 Y_1 与目标亮度 Y_s 的比较进行调光控制。

[0087] 并且,在采用用于照射荧光观察用的激励光的滤镜作为旋转滤镜 113 的情况下,控制部 105 根据来自光源控制部 106 的信息,根据旋转滤镜 113 的结构对各部进行控制。例如,在旋转滤镜 113 具有 2 个激励光用的滤镜的情况下,与明亮度计算处理部 44 的输出无关,控制部 105 将合成处理部 45 的合成比率 a 设为 1。并且,该情况下,控制部 105 也可以对调光控制部 49 进行控制,使得调光控制部 49 根据亮度 (Y_1+Y_2) 与目标亮度 Y_s 的比较进行调光控制。

[0088] 并且,例如,在采用仅设有 1 个激励光用滤镜的滤镜作为旋转滤镜 113 的情况下,考虑到无法得到充分的明亮度,控制部 105 对图像处理装置 104 的各部进行控制,使荧光观察模式的动作停止。该情况下,控制部 105 也可以在监视器 5 上显示表示禁止所指定的观察模式下的动作的消息。

[0089] 并且,例如,在采用仅设有 1 个窄带观察用滤镜的滤镜作为旋转滤镜 113 的情况下,控制部 105 将合成比率 a 设为 0。同样,在采用仅设有 1 个特殊光观察用滤镜的滤镜作为旋转滤镜 113 的情况下,控制部 105 将合成比率 a 设为 0。

[0090] 另外,控制部 105 也可以根据操作者的设定来设定合成比率和调光控制。

[0091] 这样,在本实施方式中,根据光源装置的种类、观察模式等对合成比率进行控制,不仅能够得到与第 1 实施方式相同的效果,还能够进行与光源装置和观察模式对应的最佳的明亮度控制。

[0092] (第 3 实施方式)

[0093] 图 5 是示出本发明的第 3 实施方式的内窥镜装置的框图。在图 5 中,对与图 1 相同的结构要素标注相同标号并省略说明。

[0094] 本实施方式与第 1 实施方式的不同之处在于,代替明亮度计算处理部 44 而采用明亮度计算处理部 244。明亮度计算处理部 244 与明亮度计算处理部 44 同样,将所求出的明亮度输出到调光控制部 49。在本实施方式中,调光控制部 49 也求出由明亮度计算处理部 244 得到的亮度 Y_1 与作为目标的明亮度(亮度) Y_s 之差 $(Y_s-Y_1) = \Delta Y_1$ 。在 $\Delta Y_1 \leq 0$ 的情

况下,由于仅通过主照明就能够得到作为目标的明亮度,所以,调光控制部 49 将基于辅照明的摄像图像的合成比率(系数) a 设为 0。并且,在 $\Delta Y1 > 0$ 的情况下,调光控制部 49 决定规定合成比率 a ($0 < a \leq 1$)。调光控制部 49 将合成比率 a 输出到合成处理部 45。

[0095] 例如,也可以在合成比率 a 为 $0 \leq a < 1$ 的情况下,调光控制部 49 根据亮度 $Y1$ 与目标亮度 Ys 的比较进行调光控制,在合成比率 a 为 1 的情况下,调光控制部 49 根据亮度 $Y1+Y2$ 与目标亮度 Ys 的比较进行调光控制。

[0096] 在本实施方式中,合成处理部 45 也根据合成比率 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,并输出合成摄像图像(合成信号)。即,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。另外,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。

[0097] 本实施方式的内窥镜装置 1 具有合成比率 a 例如为 0 的第 1 模式、合成比率 a 例如为 1 的第 2 模式、在基于辅照明的摄像图像中乘以合成比率 a ($0 < a < 1$) 并与基于主照明的摄像图像进行合成的第 3 模式。另外,说明了在第 1、第 2 模式中合成比率 a 为 0 或 1 的情况,但是,在第 1、第 2 模式中,也可以将合成比率 a 设定为 0 或 1 以外的值。并且,说明了具有第 1 模式~第 3 模式这 3 个模式的例子,但是,作为合成比率 a ,也可以设定 3 种以上的固定的合成比率,以 4 个以上的模式进行动作。

[0098] 但是,考虑如下情况:第 1 模式中的合成比率 a 为 0,第 2 模式中的合成比率 a 为 1,调光控制部 49 对光圈量的控制在第 1 模式和第 2 模式中显著不同。即,该情况下,在第 1 模式和第 2 模式中,射出光量显著不同,CCD25 的输出电平显著不同。因此,在明亮度计算处理部 244 中,在第 1 模式和第 2 模式中,在基于各照明光的摄像图像的明亮度检测处理相同的情况下,认为得到不与实际的明亮度对应的检测结果。

[0099] 并且,调光控制部 49 根据摄像图像的明亮度进行调光控制,与此相对,监视器 5 中显示的观察图像的明亮度基于合成信号。因此,在判定为在调光控制用的明亮度检测中不会产生光晕的情况下,也可能在监视器 5 上的观察图像中产生光晕。并且,根据与明亮度计算处理部 244 的明亮度计算无关地进行动作的 AGC 电路 48 的增益量,也可能产生同样的问题。

[0100] 因此,在本实施方式中,使基于各照明光的摄像图像的明亮度检测处理中使用的阈值在第 1 模式与第 2 模式之间变化,使得在 CCD25 的输出电平显著不同的情况下,也能够可靠地进行明亮度检测。

[0101] 并且,在本实施方式中,使基于各照明光的摄像图像的明亮度检测处理中使用的阈值根据合成比率 a 、AGC 电路 48 的增益的值而变化,使得与合成比率 a 的大小无关、或与 AGC 电路 48 的增益的大小无关,能够可靠地进行与显示对应的明亮度检测。

[0102] 图 6 和图 7 是用于说明图 5 中的明亮度计算处理部 244 中的基于各照明光的摄像图像的明亮度检测处理的说明图。明亮度计算处理部 244 例如将 1 个画面分割为规定像素数的块,求出画面的明亮度。另外,明亮度计算处理部 244 按照基于各照明光的每个摄像信号求出画面的明亮度。

[0103] 图 6 示出通过明亮度计算处理部 244 将有效像素区域 251 分割为 10×10 的块 252。在各块 252 中,在水平和垂直方向上包含有规定像素数的像素。明亮度计算处理部 244 按

照各块求出明亮度。例如,明亮度计算处理部 244 将各块中包含的像素的像素值的平均设为各块的明亮度(块明亮度)。现在,将 1 个画面中包含的 100 个块设为块 B1 ~ B100,将各块 B1 ~ B100 的明亮度设为 Bs1 ~ Bs100。

[0104] 图 7 (a) 示出按照块顺序排列由明亮度计算处理部 244 检测到的各块 B1 ~ B100 的明亮度 Bs1 ~ Bs100。如图 7 (b) 所示,明亮度计算处理部 244 按照值的大小的顺序排列明亮度 Bs1 ~ Bs100。在图 7 (b) 的例子中,块 B10 的明亮度 Bs10 最亮,接着,Bs20、Bs9、... 明亮度变暗,块 B91 是最暗的明亮度 Bs91 的块。

[0105] 接着,明亮度计算处理部 244 选择图 7 (c) 的粗虚线包围的区域、即明亮度顺序中第 2 ~ 第 5 个明亮度以及明亮度顺序中第 94 ~ 第 97 个明亮度。然后,明亮度计算处理部 244 将明亮度顺序中第 2 ~ 第 5 个明亮度的平均值设为画面内较亮区域的代表值(以下称为高亮度检波值) Ash,将明亮度顺序中第 94 ~ 第 97 个明亮度的平均值设为画面内较暗区域的代表值(以下称为低亮度检波值) Asd。另外,为了求出高亮度检波值和低亮度检波值,能够适当设定选择上位的明亮度还是下位的明亮度。

[0106] 明亮度计算处理部 244 通过对高亮度检波值和低亮度检波值中的至少一方赋予根据模式而变化的权重并进行相加,求出画面的明亮度。图 8 和图 9 是用于说明根据模式而变化的权重的曲线图。在图 8 中,横轴取比例,纵轴取权重,示出权重的变化。并且,在图 9 中,横轴取模式(合成比率),纵轴取阈值,示出阈值相对于模式和合成比率的变化。另外,图 8 和图 9 用于说明对高亮度检波值赋予的权重。

[0107] 还对明亮度计算处理部 244 赋予各画面的全部像素的像素值。明亮度计算处理部 244 求出全部像素中的像素值为阈值以上的像素的比例。例如,作为阈值,设定是否在像素中产生光晕的光晕判定所使用的值。该情况下,明亮度计算处理部 244 求出全部像素中的产生光晕的像素的比例。在图 8 的例子中,明亮度计算处理部 244 如产生光晕的情况那样,像素值为阈值以上的像素(以下称为高亮度像素)的比例越高,权重越大。

[0108] 明亮度计算处理部 244 将高亮度检波值乘以图 8 的权重后与低亮度检波值相加而得到的值设为画面的明亮度。因此,如产生光晕的情况那样,像素值为阈值以上的高亮度像素的比例越高,在高亮度检波值中乘以越大的权重,得到表示是更加明亮的画面的检测结果。

[0109] 在本实施方式中,使用于求出高亮度像素的比例的阈值根据模式、合成比率和 AGC 电路 48 的增益而变化。另外,在图 8 中,仅示出阈值相对于模式和合成比率的变化。例如,在图 8 中,当设合成比率 a 为 0 的第 1 模式时的阈值为 T 时,设合成比率 a 为 1 的第 2 模式时的阈值为 T/2。并且,设合成比率 a 为 $0 < a < 1$ 的第 3 模式时的阈值 T' 为 $T' = T / (1+a)$ 。

[0110] 在第 1 模式中,例如只能得到基于主照明的摄像图像。因此,调光控制部 49 减小光圈量,增大光源装置 3 的射出光量。因此,该情况下,CCD25 的输出成为高电平。另一方面,在第 2 模式中,对基于主照明和辅照明的摄像图像进行合成。因此,由于得到比较明亮的(合成)摄像图像,所以,调光控制部 49 增大光圈量,减少光源装置 3 的射出光量。因此,该情况下,CCD25 的输出成为较低电平。

[0111] 因此,在第 2 模式时,考虑对基于 B1、B2 照明光的摄像图像进行合成,与第 1 模式时相比,将用于求出高亮度像素的比例的阈值设定为较低。由此,明亮度计算处理部 244 与模式无关地适当判定高亮度像素的比例,能够进行准确的明亮度检测。

[0112] 并且,在第 3 模式时,合成比率 a 越大,阈值 T' 越低。由此,在第 3 模式时,明亮度计算处理部 244 也与合成比率 a 无关地适当判定高亮度像素的比例,能够进行准确的明亮度检测。

[0113] 并且,在第 3 模式时,也可以设 AGC 电路 48 的增益为 g ,通过 $T' = T/g$ 来控制阈值 T' 。该情况下,AGC 电路 48 的增益 g 越大,阈值 T' 越小。由此,在第 3 模式时,明亮度计算处理部 244 也与 AGC 电路 48 的增益 g 无关地适当判定高亮度像素的比例,能够进行准确的明亮度检测。

[0114] 明亮度计算处理部 244 这样按照各画面求出基于各照明光的摄像图像的明亮度后,通过上述(1)式的矩阵运算和(2)、(3)式的运算,计算亮度 $Y1$ 、 $Y2$ 。

[0115] 另外,说明了对高亮度检波值赋予权重的例子,但是,也可以求出与低亮度检波值相乘的权重。该情况下,例如,明亮度计算处理部 244 求出全部像素中的像素值为阈值以下的像素(以下称为低亮度像素)的比例。然后,明亮度计算处理部 244 只要根据模式使用于求出低亮度像素的比例的阈值变化即可。

[0116] 接着,对这样构成的实施方式的动作进行说明。

[0117] 手术医生在使用内窥镜装置 1 时,如图 5 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 204 连接。由此,得到图 5 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 204、监视器 5 分别成为动作状态,进行窄带光观察用的操作。

[0118] 从光源 31 照射的光通过窄带滤镜 32 和旋转滤镜 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。

[0119] 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 CCD25 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 信号的视频信号从内窥镜 2 提供给图像处理装置 204。

[0120] 另外,B1 信号、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。

[0121] 输入到图像处理装置 204 的视频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 的数字视频信号在数字处理部 43 中被分离为 G 信号、B1 信号和 B2 信号,存储在同时化存储器 40a 中。

[0122] 明亮度计算处理部 244 被提供从同时化存储器 40a 读出的 G 信号、B1 信号和 B2 信号,按照各画面求出基于各照明光的摄像图像的明亮度。明亮度计算处理部 244 针对基于各照明光的摄像图像的各画面,求出每个块的明亮度。明亮度计算处理部 244 求出块明亮度较亮、明亮度为上位的块明亮度的平均,设为高亮度检波值,求出块明亮度较暗、明亮度为下位的块明亮度的平均,设为低亮度检波值。明亮度计算处理部 244 通过在高亮度检波值和低亮度检波值中的至少一方中乘以根据模式、合成比率 a 或 AGC 电路 48 的增益而求出的权重并进行相加,针对基于各照明光的摄像图像求出各画面的明亮度。

[0123] 现在,设为仅使用了基于主照明的摄像图像的第 1 模式。该情况下,明亮度计算处理部 244 例如使用比较高的值作为用于求出高亮度像素的比例的阈值。由此,能够高精度

地检测高亮度像素。高亮度像素的比例越高,明亮度计算处理部 244 越增大与高亮度检波值相乘的权重。明亮度计算处理部 244 在高亮度检波值中乘以所求出的权重后,将其与低亮度检波值相加,求出画面的明亮度。

[0124] 另一方面,在以合成比率 $a=1$ 对基于主照明和辅照明的摄像图像进行合成的第 2 模式的情况下,明亮度计算处理部 244 例如使用比较低的值作为用于求出高亮度像素的比例的阈值。由此,能够高精度地检测高亮度像素。高亮度像素的比例越高,明亮度计算处理部 244 越增大与高亮度检波值相乘的权重。明亮度计算处理部 244 在高亮度检波值中乘以所求出的权重后,将其与低亮度检波值相加,求出画面的明亮度。

[0125] 并且,在合成比率 a 为 $0 < a < 1$ 的范围的第 3 模式的情况下,根据合成比率 a 而使阈值变化。由此,能够高精度地检测高亮度像素。高亮度像素的比例越高,明亮度计算处理部 244 越增大与高亮度检波值相乘的权重。明亮度计算处理部 244 在高亮度检波值中乘以所求出的权重后,将其与低亮度检波值相加,求出画面的明亮度。

[0126] 并且,明亮度计算处理部 244 也可以根据 AGC 电路 48 的增益而使阈值变化。该情况下,也能够高精度地检测高亮度像素。高亮度像素的比例越高,明亮度计算处理部 244 越增大与高亮度检波值相乘的权重。明亮度计算处理部 244 在高亮度检波值中乘以所求出的权重后,将其与低亮度检波值相加,求出画面的明亮度。

[0127] 这样,由于用于求出高亮度像素的比例的阈值根据模式、合成比率 a 或 AGC 电路 48 的增益而变化,所以,与模式无关,能够高精度地求出画面的明亮度。

[0128] 明亮度计算处理部 244 针对基于各照明光的摄像图像,使用按照各画面求出的明亮度,例如通过基于上述(1)式的矩阵运算和上述(2)、(3)式,计算基于主照明的亮度 $Y1$ 和基于辅照明的亮度 $Y2$ 。如上所述,利用矩阵处理计算亮度 $Y1$ 、 $Y2$,示出与监视器 5 中显示的情况下的明亮度相同的明亮度。接着,调光控制部 49 求出目标亮度 Ys 与亮度 $Y1$ 的差分 $\Delta Y1$,决定合成比率 a 。

[0129] 合成比率 a 被供给到合成处理部 45,合成处理部 45 在基于主照明的摄像图像中,以基于合成比率 a 的比例合成基于辅照明的摄像图像。例如,合成处理部 45 使用上述(5)式得到合成信号。在(5)式中,在合成比率 a 为 0、即亮度 $Y1$ 为目标亮度 Ys 以上的情况下,不进行基于辅照明的摄像图像的合成。因此,该情况下,在基于合成信号的合成图像中不会产生模糊,不会产生画质劣化。

[0130] 来自合成处理部 45 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。这样,在监视器 5 的显示画面上,显示充分明亮度且抑制了画质劣化的窄带光观察图像。

[0131] 这样,根据本实施方式,在 1 帧期间等规定期间内,通过针对作为观察对象的同一部位照射多次相同的窄带照明光进行合成,提高窄带光观察中的图像的明亮度。该情况下,使用与模式、合成比率或 AGC 增益对应的阈值求出画面的明亮度,能够高精度地求出画面的明亮度。进而,通过利用矩阵处理求出基于各照明光的摄像图像的图像的明亮度,能够进行与监视器中实际显示的图像的明亮度对应的明亮度检测,能够进行手术医生希望的明亮度的观察。并且,在图像的明亮度充分明亮的情况下,由于不进行基于相同的窄带照明光的摄像图像的合成,所以,能够抑制画质的劣化。

[0132] 另外,在上述实施方式中,说明了由合成处理部 45 进行合成处理并由矩阵处理部 46 进行矩阵处理的例子,但是,也可以通过 1 次矩阵处理而集中进行合成处理和矩阵处理。并且,还可以在矩阵处理后进行合成处理。

[0133] 并且,在上述实施方式中,说明了使用于求出高亮度像素的比例的阈值根据模式等而变化的例子,但是,也可以使用于求出画面的明亮度的各种阈值根据模式、合成比率或 AGC 增益而变化。

[0134] 例如,在上述实施方式中,说明了如下例子:将画面分割为多个块,按照各块求出明亮度,在对多个块明亮度的代表值赋予权重的情况下,使用与模式等对应的阈值计算权重,但是,在求解多个块明亮度的代表值的情况下,如针对去除了与模式等对应的阈值以下的明亮度的块明亮度后的多个块明亮度求出代表值的情况那样,能够使用于决定块明亮度的代表值的阈值根据模式、合成比率或 AGC 增益而变化。

[0135] 即,由于摄像元件的输出电平根据模式等而变化,所以,在求解画面的明亮度的情况下,在需要设定与摄像元件的输出电平有关的阈值、即用于判别在像素单位或块单位中是高亮度还是低亮度的阈值时,使阈值根据模式、合成比率或 AGC 增益而变化即可。

[0136] 另外,在上述实施方式中,说明了窄带光观察的例子,但是,本发明同样能够应用于荧光观察,在使用了具有 2 个用于进行荧光观察的激励光用滤镜的旋转滤镜的情况下,能够进行与上述实施方式相同的合成处理和明亮度计算处理。

[0137] (第 4 实施方式)

[0138] 图 10 是示出本发明的第 4 实施方式的框图。在图 10 中,对与图 5 相同的结构要素标注相同标号并省略说明。

[0139] 在用于进行窄带光观察的内窥镜装置中,与进行通常光观察的内窥镜装置同样,为了使监视器中显示的色度成为期望状态,需要进行白平衡调整。例如,在上述第 3 实施方式中,根据模式或根据合成比率 a ,光圈量显著变化。这样,根据光圈量的变化,来自光源装置 3 的射出光的颜色变化。因此,需要进行与模式、合成比率 a 对应的白平衡调整。

[0140] 图 11 是示出进行白平衡调整的一般电路的框图。R 图像的信号 R_{ch} 、G 图像的信号 G_{ch} 、B 图像的信号 B_{ch} 分别被提供给 R 图像检波部 71R、G 图像检波部 71G、B 图像检波部 71B 进行检波。另外,在本实施方式的窄带观察中,作为 R、G、B 图像的信号,使用 B 信号、G 信号、B 信号。

[0141] 在图 11 的电路中,例如,考虑 G 照明光的明亮度远远大于 B 照明光的情况,在乘法器 72 中,在 G 信号中乘以规定系数例如 $1/2$ 。来自 R 图像检波部 71R 的 B 信号、来自乘法器 72 的 G 信号和来自 B 图像检波部 71B 的 B 信号被提供给白平衡调整部 73,乘以规定增益进行白平衡调整。

[0142] 另外,示出窄带光观察中的白平衡调整,但是,在荧光观察中,也能够使用与图 11 相同的电路进行同样的颜色平衡调整。例如,在采用具有激励光用的 2 个滤镜的旋转滤镜的情况下,在得到 R 图像的信号的同时照射 G 光,在得到 G 图像的信号的同时照射第 1 激励光,在得到 B 图像的信号的同时照射第 2 激励光。针对基于 G 光的照射的 G 信号使检波结果为 $1/2$,针对基于第 1、第 2 激励光的第 1、第 2 荧光信号直接使用检波结果,进行颜色平衡调整。

[0143] 但是,对应于图 11 的电路,当采用仅通过对基于各窄带照明光的摄像信号的信号

增益的调整来取得白平衡调整值的方法时,根据窄带滤镜 32 的特性,有时 G 照明光的光量远远大于从光源装置 3 射出的 B 照明光。该情况下,例如,需要使 B1、B2 信号的增益远远大于 G 信号的增益。这样,B1、B2 信号的有效电平范围变窄,动态范围变窄。

[0144] 因此,在本实施方式中,在取得白平衡调整值时,通过根据模式对各频带的射出光量进行控制,防止动态范围变窄。

[0145] 本实施方式与第 3 实施方式的不同之处在于,代替图像处理装置 204 而采用图像处理装置 260。图像处理装置 260 与第 3 实施方式的图像处理装置 204 的不同之处在于,代替调光控制部 49 而采用调光控制部 61,并且附加了调整值存储器 62 和白平衡处理部 63。

[0146] 调光控制部 61 具有与第 3 实施方式的调光控制部 49 相同的功能,并且具有对白平衡调整值的取得处理进行控制的功能。在第 1 模式和第 2 模式中,合成比率 a 不同。例如,设第 1 模式中的合成比率 a 为 0,第 2 模式中的合成比率 a 为 1。该情况下,在第 1 模式中,得到基于 G 照明光和 B1 照明光的摄像图像。根据窄带滤镜 32 的特性等,在 G 照明光的光量容易大于 B1 照明光的光量的情况下,调光控制部 61 在取得与第 1 模式对应的白平衡调整值时,在来自光源 31 的光穿过旋转滤镜 33 的滤镜 33G 的定时,增大光圈 34 的光圈量,在来自光源 31 的光穿过旋转滤镜 33 的滤镜 33B1 的定时,减小光圈 34 的光圈量。

[0147] 并且,在第 2 模式中,对基于 G 照明光、B1 照明光和 B2 照明光的摄像图像进行合成。因此,由于考虑基于 B 照明光的摄像图像相对于 G 摄像图像也得到充分的电平,所以,调光控制部 61 在取得与第 2 模式对应的白平衡调整值时,在来自光源 31 的光穿过旋转滤镜 33 的滤镜 33G 的定时和穿过滤镜 33B1、33B2 的定时,例如使光圈 34 的光圈量相同。

[0148] 白平衡处理部 63 在取得白平衡调整值时,根据 A/D 转换器 42 的输出而求出第 1 和第 2 模式用的各白平衡调整值,并将其存储在调整值存储器 62 中。调光控制部 61 根据取得与第 1 和第 2 模式对应的白平衡调整值时的光圈量,对第 1 和第 2 模式用的各白平衡调整值进行校正,并将其存储在调整值存储器 62 中。

[0149] 另外,只要根据基于 G 照明光的摄像图像的电平和基于 B 照明光的摄像图像的电平来决定取得白平衡调整值时的光圈量的控制即可。基于 B 照明光的摄像图像是根据合成比率 a 对基于 B1 照明光的摄像图像和基于 B2 照明光的摄像图像进行合成而得到的。因此,只要根据第 1 和第 2 模式时的合成比率 a 来设定取得与第 1 和第 2 模式对应的白平衡调整值时的光圈量即可。

[0150] 另外,调光控制部 61 通过控制光圈量来调整光量,但是,也可以对光源 31 的射出光量进行调整。

[0151] 在这样构成的实施方式中,按照每个模式决定白平衡调整值。在取得与第 1 模式对应的白平衡调整值时,调光控制部 61 以基于第 1 模式中设定的合成比率 a 的光圈量来限制 G 照明光和 B 照明光的光量。白平衡处理部 63 计算白平衡调整值,并输出到调整值存储器 62。调光控制部 61 读出调整值存储器 62 中存储的第 1 模式用的白平衡调整值,根据光圈量进行校正后,将其存储在调整值存储器 62 中。

[0152] 并且,在取得与第 2 模式对应的白平衡调整值时,调光控制部 61 以基于第 2 模式中设定的合成比率 a 的光圈量来限制 G 照明光和 B 照明光的光量。白平衡处理部 63 计算白平衡调整值,并输出到调整值存储器 62。调光控制部 61 读出调整值存储器 62 中存储的第 2 模式用的白平衡调整值,根据光圈量进行校正后,将其存储在调整值存储器 62 中。

[0153] 在实际使用时,白平衡处理部 63 根据模式而读出调整值存储器 62 中存储的第 1 或第 2 模式用的白平衡调整值,对摄像信号进行放大。其他作用与第 3 实施方式相同。

[0154] 这样,在本实施方式中,能够进行与各模式对应的白平衡调整,并且,在取得白平衡调整值时,对应于各模式的合成比率来限制各频带的照明光的光量,确保动态范围,并取得各模式的白平衡调整值。

[0155] 另外,在上述说明中,说明了第 1、第 2 模式,但是,显而易见,也可以按照第 3 模式的合成比率 a,通过上述方法来计算白平衡调整值。

[0156] 并且,说明了窄带光观察的例子,但是,显而易见,也同样能够应用于荧光观察的颜色平衡调整。

[0157] 另外,在内窥镜中设有常规(custom)开关,能够利用 1 个开关来切换测光、对比度的写入(toggle)、对焦等。即,在前面面板或键盘等上设有各种操作开关,存在能够分配任意功能的常规开关。以往,在光学放大功能的镜体中,仅通过专用的操作杆进行光学放大操作,但是,通过分配给常规开关,能够提高操作方法的自由度。在不使用操作杆的双焦点切换的镜体中,也将双焦点切换分配给常规开关。另外,关于光学放大和双焦点切换,可以在操作后显示成为某种状态。例如,在双焦点中,为了表示接近(Near)和通常(Far),可以在画面上显示 Near 或 Far。此时,为了与患者名等显示进行明确区分,通过使白和黑反转,或者成为较大字体,能够提高识别性。

[0158] 并且,在各个功能中,有时通过写入来切换多个模式和电平。此时,通过从多个模式和电平中选择至少一个以上的模式和电平,能够利用常规开关容易地切换测光和对比度。例如,测光具有平均、峰值、自动这 3 个模式,如果事先在菜单中设定峰值和自动,则能够利用常规开关随时切换峰值和自动。同样,关于对比度,如果在伽马校正表中从标准、高、低、无校正这样的种类中设定标准和高,则容易切换。并且,也可以在设定中进行高和低二择其一,以使对比度 = 标准必定成为 1 个候选。此时,进行标准和特殊的切换操作,从高和 low 中设定特殊。这些不限于常规开关,在对功能进行操作的测光和对比度等各种功能开关中也可以实施。此时,在前面面板示出测光的 3 个模式,使能够切换的 2 个模式依次发光,并且,不能切换的模式不发光。并且,为了与不能切换的模式进行识别,使得清楚能够切换的 2 个模式,也可以在发光方式上下工夫。使选择中的模式发出强光,使能够选择的另 1 个模式发出弱光,使不能切换的模式熄灭。

[0159] 并且,也可以根据观察模式,在 1 个常规开关或 1 个功能开关中改变要实现的功能和图像处理。例如,在色彩这样的功能开关中,成为如下操作:如果是通常观察模式,则对色彩强调的电平进行变更,如果是 NBI 观察模式,则对色调模式进行变更。

[0160] 在镜体 ID 中存储有镜体的种类和 NBI 色调模式的编号。如果镜体的种类为大肠内窥镜或 NBI 色调模式为 3,则从 NBI 用的矩阵中读出与 NBI 色调模式 =3 对应的参数。也可以按照镜体 ID 的通信方式,根据镜体的种类进行实施,或者根据 NBI 色调模式进行实施。在前者的情况下,根据镜体的种类而使 NBI 色调模式的编号自动对应。并且,在没有镜体 ID 的情况下,通过使 NBI 色调模式 =2,能够实现大肠和食道中均能够应用的色调。

[0161] 并且,通过可以改变 NBI 色调模式的可变开关,能够使 NBI 色调模式从 3 变更为 1,或者从 1 变更为 2。由此,在食道中设 NBI 色调模式为 1,在胃中能够变更为 2。能够对应于用户的喜好。并且,也可以不进行基于镜体 ID 的 NBI 色调模式的设定,而使用用户预先设

定的 NBI 色调模式。例如,在用户使 NBI 色调模式成为 2 后,断开系统并再次接通时,调出上次使用的 2 即可。利用菜单设定是否使用镜体 ID 即可。

[0162] 能够在处理器中组合多种光源。举出能够对应的观察模式根据光源而不同的情况。由于与处理器之间的通信部根据光源的种类而不同,所以,处理器具有与各个光源对应的通信部即可。在处理器中利用 1 个连接器对应 2 个通信部即可。更具体而言,可以区分使用连接器内的多个销,也可以包含能够共用的销。对应于光源来改变处理器的通信部并改变信号规格即可。例如,举出使同步信号成为复合同步信号还是垂直同步信号的情况。

[0163] 利用缆线使镜体与处理器电连接,或者经由光源后利用缆线进行电连接。此时,在接通处理器的电源后,可能重新安装或更换镜体。该情况下,在从镜体未连接的状态转移到镜体连接的状态时,光源的彩色滤镜的旋转位置从不适当到适当需要花费时间。该情况下,观察画面紊乱。因此,在镜体未连接的情况下,通过保持未连接之前的彩色滤镜的旋转位置,始终能够进行适当的观察。这里所示的彩色滤镜的旋转位置是广义的,是指针对 CCD 的曝光定时。即,如果与彩色滤镜组合的开口调整器和彩色滤镜在旋转方向上的相对位置适当,则针对 CCD 的曝光定时正确,所以,包含这些情况来保持位置是很重要的。

[0164] 通过按压设于前面面板的开关,能够对白平衡进行操作。关于白平衡,必须分别对通常观察模式和 NBI 观察模式执行,例如,通过持续按压开关 4 秒左右,能够依次分别针对通常观察模式和 NBI 观察模式取得白平衡。但是,由于持续按压开关很麻烦,所以,也可以通过设定而不持续按压开关。具体而言,进行“白平衡开关保持 = 接通 / 断开”这样的设定。如果断开设定,则通过按压开关 1 秒左右,开始取得通常观察模式的白平衡,如果进行表示该情况的报知,则用户即使停止保持开关也不会中断白平衡,能够自动取得 NBI 观察模式的白平衡。在接通设定的情况下,如果在白平衡全部完成之前用户停止保持开关,则无法正确完成白平衡,无法取得白平衡值。

[0165] 至此,叙述了通过设定来保持白平衡开关的情况,但是,也可以根据要使用的内窥镜的种类而自动切换。可以通过镜体 ID 来检测内窥镜的种类,在得知是外科用的镜体时,进行动作以断开白平衡开关保持。这是因为,在外科的领域中,在操作开关的用户和保持内窥镜的用户不同的情况下,操作开关的定时出现偏差,有时很难保持。并且,在内窥镜上搭载 CCD 并以示出该 CCD 的种类的方式搭载有电阻元件等的情况下,可以在根据电阻值判定 CCD 的种类后,根据 CCD 的种类进行动作以断开白平衡开关保持。并且,也可以使用设定和镜体 ID 来实现。在镜体 ID 表示外科、进而设定为“白平衡开关保持 = 断开”的情况下,可以进行动作以断开白平衡开关保持。另外,在面顺次式内窥镜的情况下,白平衡具有吸收光源装置的颜色滤镜的制造偏差并使颜色再现性优良的作用。而且,具有在内窥镜的 CCD 进行 4 线读出时吸收各通道的偏差并防止通道间偏差的作用。在考虑这两个方面的白平衡中,举出 $3+4-1=6$ 这样的白平衡系数,以对应于 RGB 的 3 种颜色和 CCD 的 4 个通道。在设通道为 1 ~ 4 时,需要 $R1 \sim R4, G1 \sim G4, B1 \sim B4$ 的系数。

[0166] 作为视频输出,具有 SDI、DVI、DV 等多种连接器。这些视频输出具有已定的格式,存在有各自所需要的电路块。在向 SDI 输出隔行信号、向 DVI 输出逐行信号的情况下,作为 DVI 用的电路块,需要 IP 转换(隔行 - 逐行转换)。一边对 HD-SDI 输出水平 1920 点、垂直 1080 行的隔行的 HDTV,一边对其进行 IP 转换,成为 WUXGA 的 1920×1200 的逐行后输出到 DVI。正因为成为逐行,所以 1080 和 1200 存在差,因此利用黑色空余进行嵌入。并且,也可

以按照 SXGA 的 1280×1024 进行切出。并且,通过在 IP 转换时使用中间值滤镜,在显示文字时实现画质改善。

[0167] 利用图 12 的时序图对从隔行转换为逐行的状况进行说明。图 12 (a)示出针对场存储器的输入帧率 < 输出帧率的情况,图 12 (b)示出针对场存储器的输入帧率 > 输出帧率的情况。图 12 的圆数字 1 表示对 A 场的图像和前一个 B 场的图像进行合成处理后输出的期间,图 12 的圆数字 2 表示对 B 场的图像和前一个 A 场的图像进行合成处理后输出的期间。

[0168] 在逐行的输出图像的频率高于隔行时,P5 和 P6 所示的图像完全相同。即,在 P2、P6 等中,通过使相同场出现 2 次,吸收频率偏差。另一方面,在逐行的输出图像的频率低于隔行时,如 P1、P2 间那样设置不输出的隔行图像,吸收频率偏差。

[0169] 接着,利用图 13 的说明图对中间值滤镜的作用进行说明。作为输出帧,当前的输入场直接按照每 1 行进行输出。关于输出帧的 p1、p3、...,使用中间值滤镜的输出。在 a0、b0、a1 这 3 个输出帧中,探寻信号电平第 2 大的输出帧,作为 p1 进行输出。如果是静止的图像,则 b0 最适合作为 p1,如果是运动的图像,则 a0、a1 中的任意一方最为合适。采用着眼于此的方法。中间值滤镜按照 RGB 的每个颜色进行,按照每个像素进行。以图 13 的斜线部的像素为例时,如果是 R 图像,则在 R 图像的(a1、x)、(b1、x)、(a2、x)的 3 个输出帧中,探寻信号电平第 2 大的输出帧,得到输出。

[0170] 在 NBI 观察中很难确保光量。因此,存在增加驱动灯的电流来增加光量的方案。另一方面,在通常光观察中,已经能够确保充分光量的情况较多,仅在如经鼻镜体那样较细的内窥镜的情况下,存在希望增加光量的情况。因此,通过在镜体 ID 中设置标志,可以进行增加光量的动作,或者不进行增加光量的动作。关于这种动作,为了增加自由度而进行设定,当在“电流限制 = 接通 / 断开”这样的项目中例如断开时,所述标志无效,增加光量,当接通时进行动作,使得如果所述标志为“1”则增加光量,如果为“0”则不增加光量。

[0171] 在内窥镜不缺少 CCD 时,内窥镜的种类多种多样,存在驱动 CCD 的电路设置在内窥镜中的内窥镜以及设置在视频处理器中的内窥镜。在利用内窥镜内的电路驱动 CCD 的情况下,从视频处理器提供该电路所需要的内容。它们主要是电源、时钟、地线。并且,CCD 也存在多个种类,这些电源的电压、时钟的频率要求适当的电压和频率。为了将 CCD 的种类传递到视频处理器,在内窥镜中设置电阻值,通过利用电阻值对电压进行识别,实现 CCD 判别。在这种内窥镜与视频处理器的连接中,需要一定的考虑。例如,关于负责连接的触点销的长度,当延长电源、时钟、地线、CCD 判别用电阻部并缩短其他信号时,在视频处理器通电的期间内,也能够进行适当的连接。不限于此,也可以延长用于知晓内窥镜种类的信号。作为它们的效果,在取下内窥镜时,当电源、时钟、地线同时取下时,能够使同时需要它们的 CCD 用驱动器电路、A/D、AFE 这样的电路稳定化。并且,在连接内窥镜时,当电源和电阻部同时连接时,能够准备适当的时钟频率并发送到内窥镜。

[0172] 在冻结内窥镜图像并显示静态图像的期间内,也能够对备注栏等输入文字。此时,患者 ID 无法进行输入和变更。并且,与是否冻结无关,为了改变内窥镜图像的颜色,也可以在监视器画面上显示 GUI 作为菜单,使红色和蓝色变更一定量。

[0173] 本申请以 2011 年 8 月 26 日在日本申请的日本特愿 2011-185127 号和日本特愿 2011-185128 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。

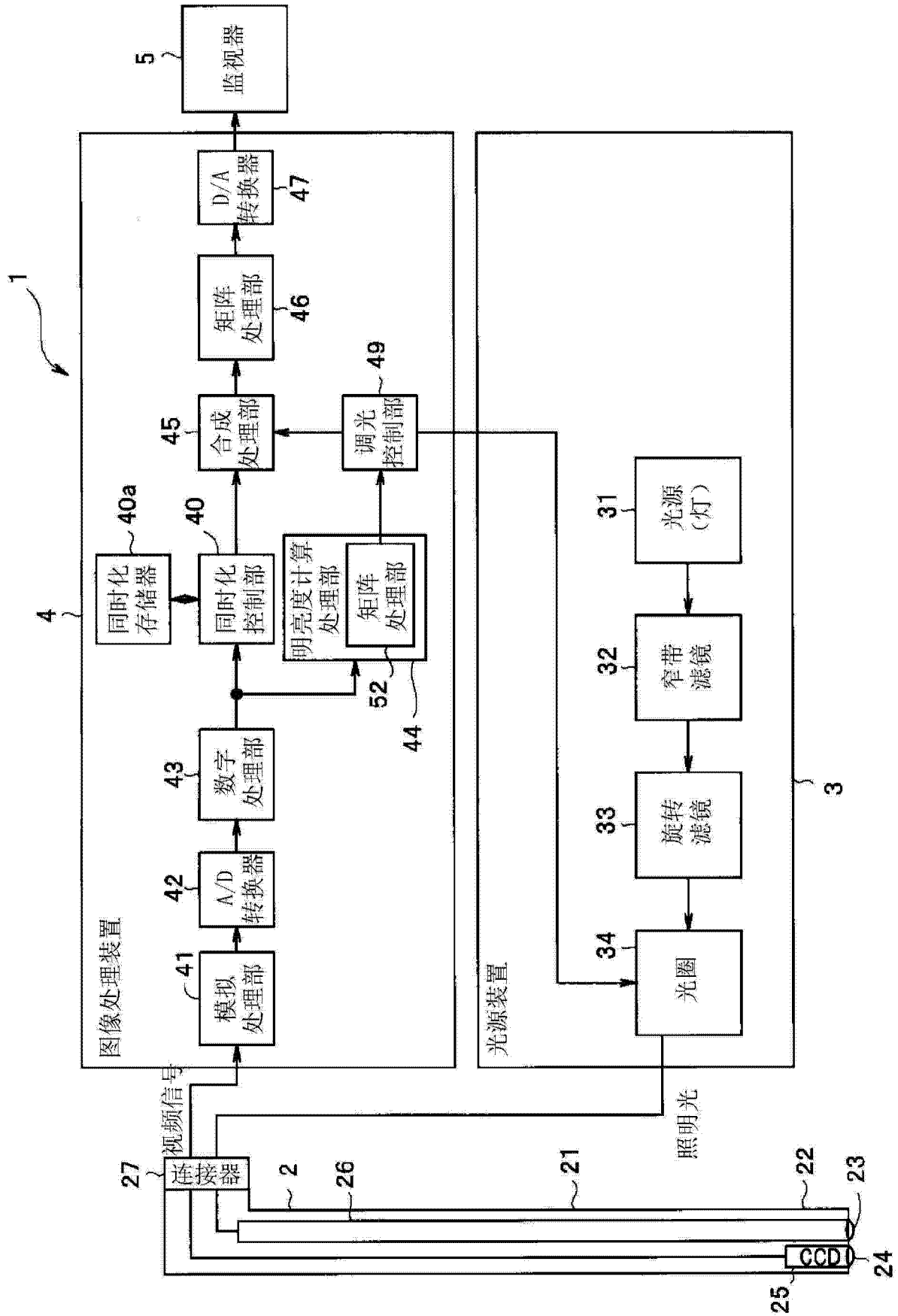


图 1

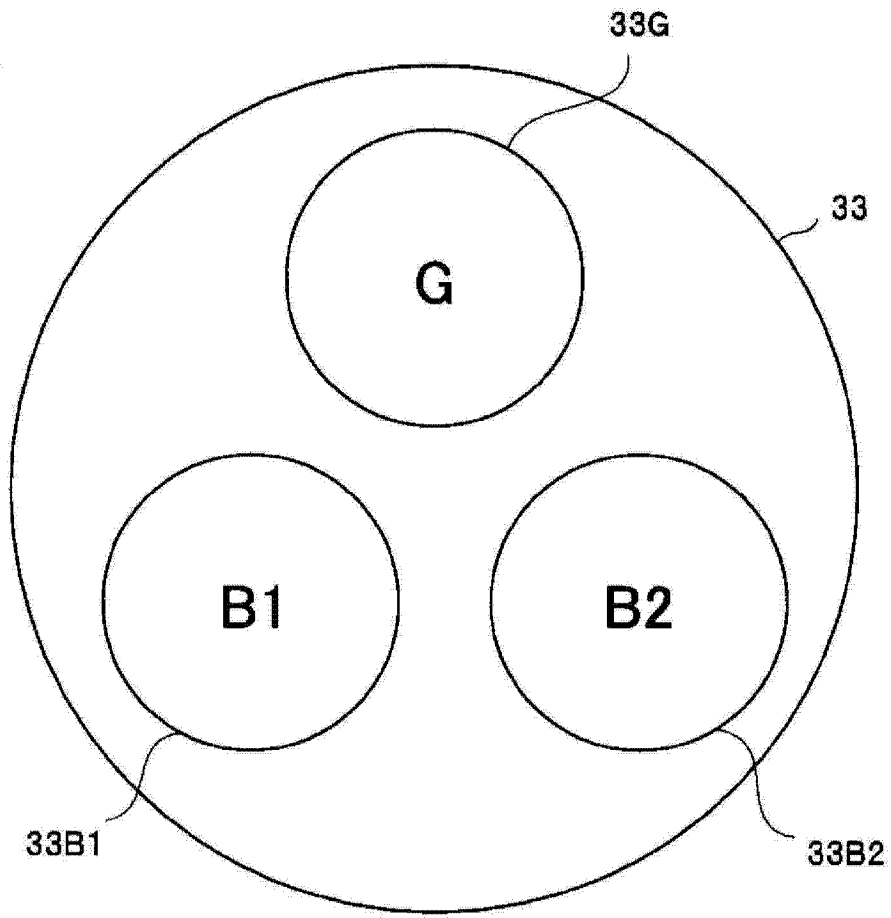


图 2

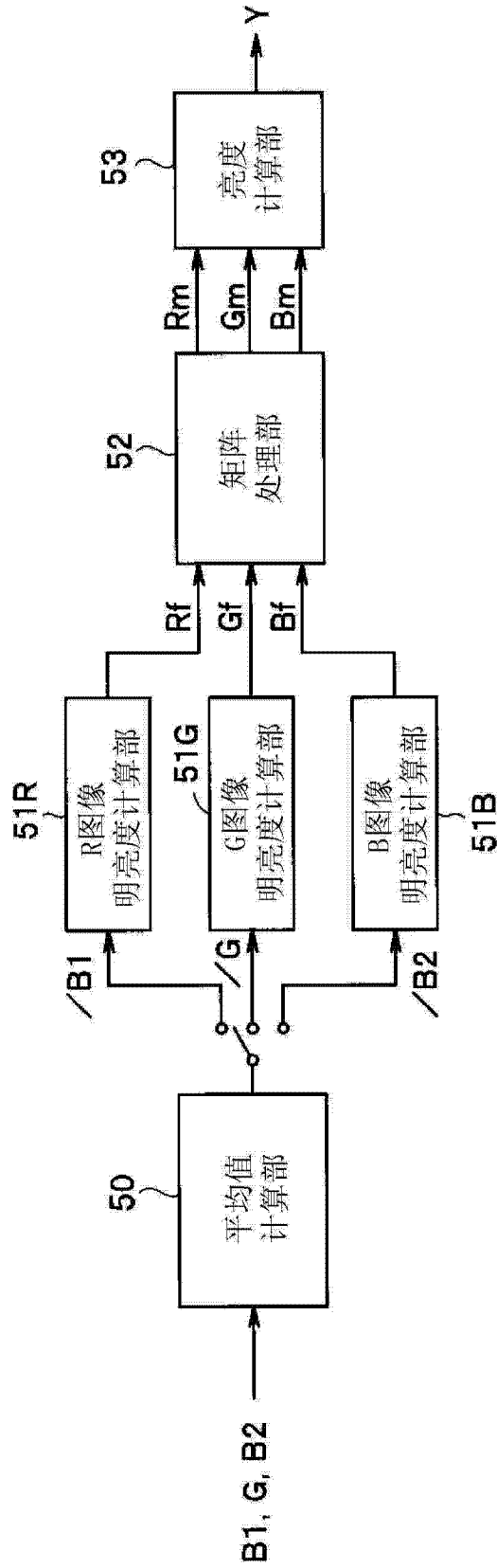


图 3

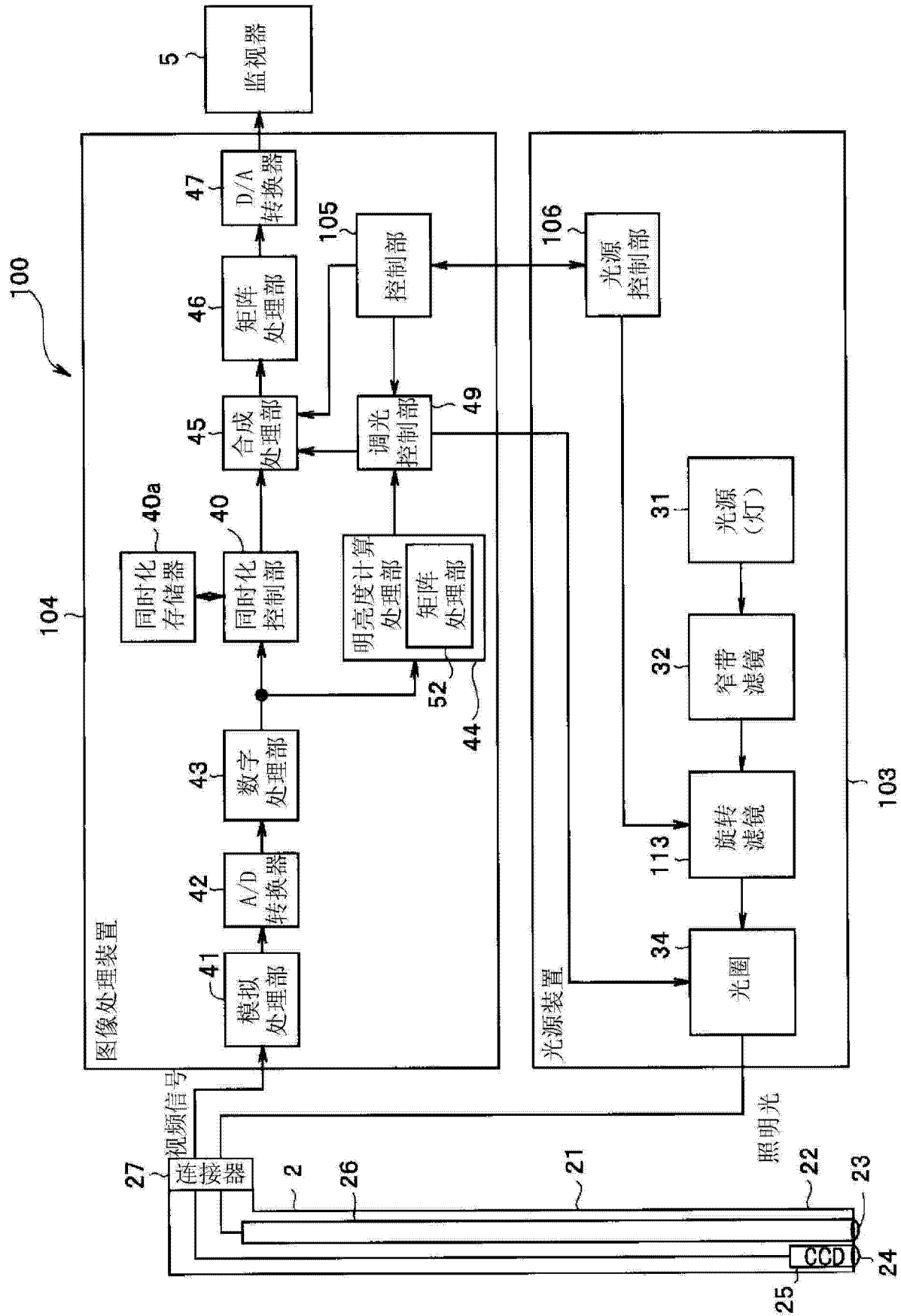


图 4

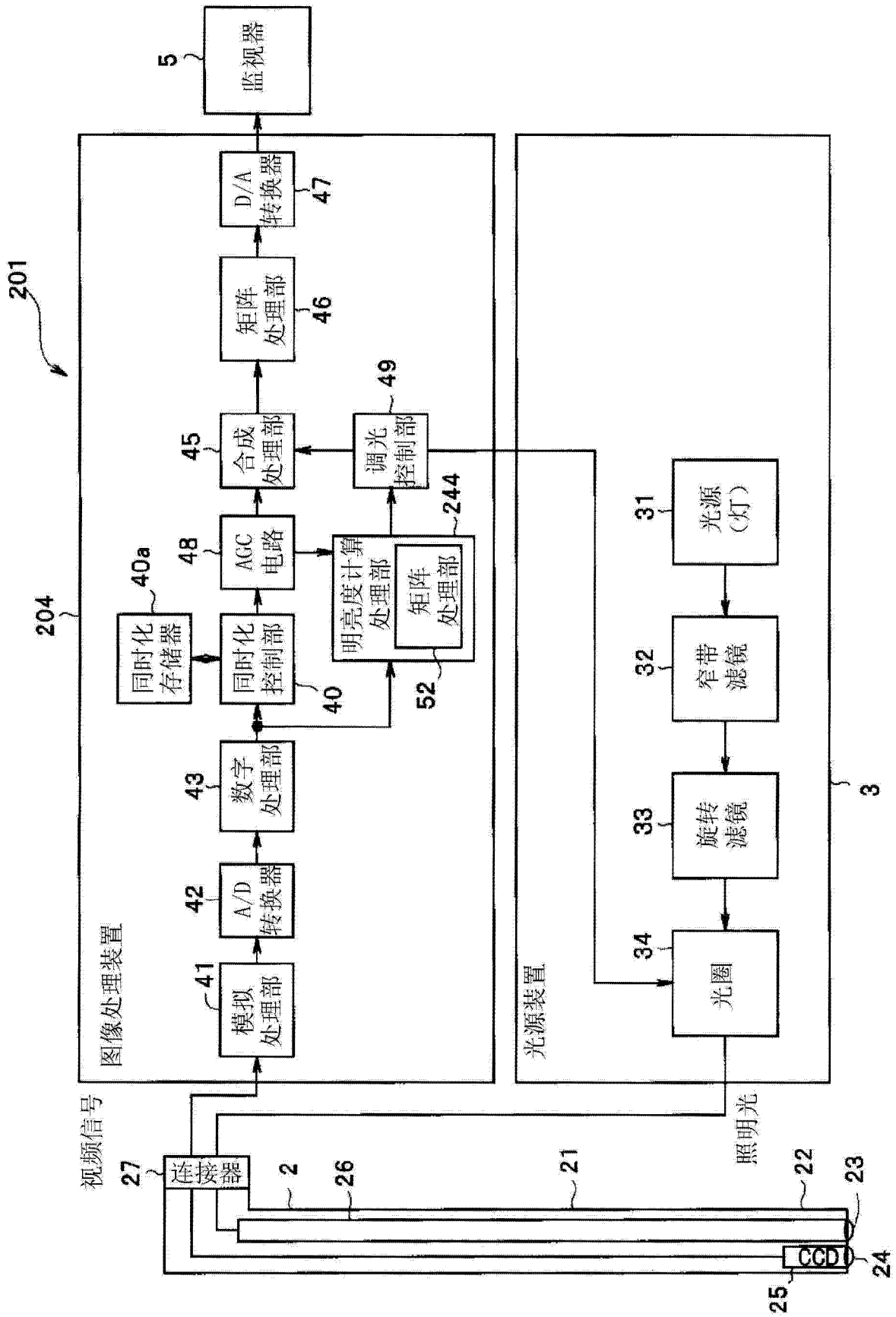


图 5

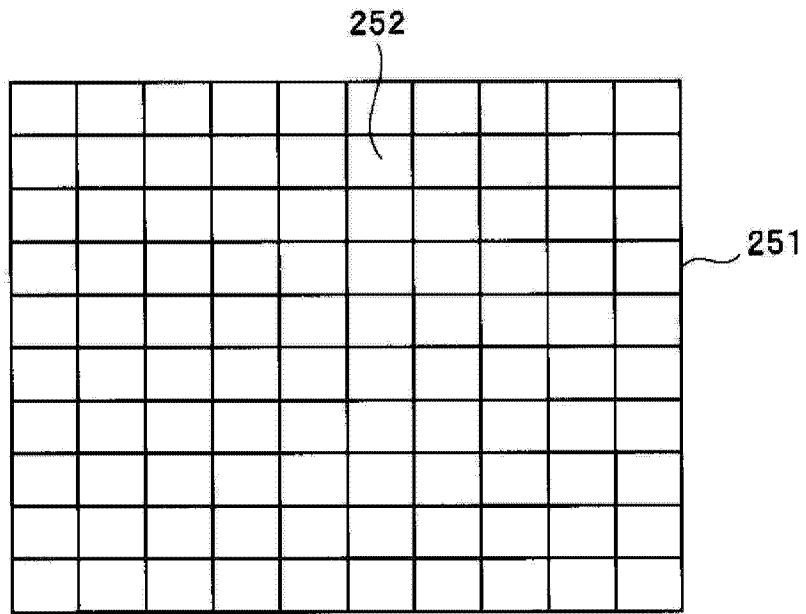


图 6

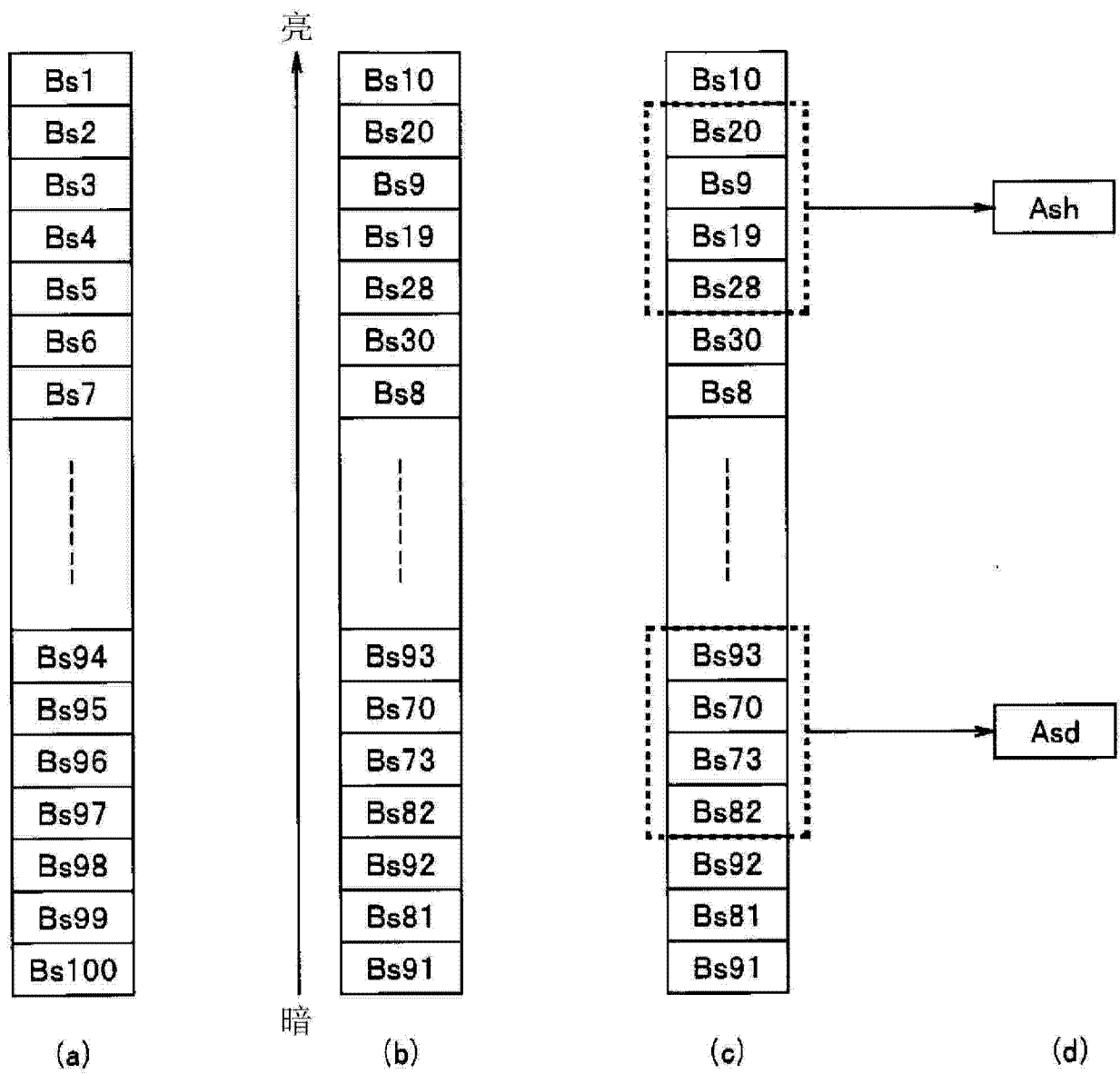


图 7

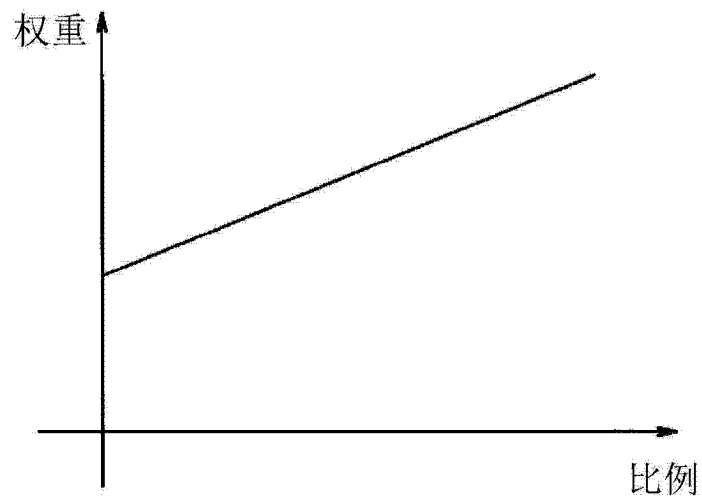


图 8

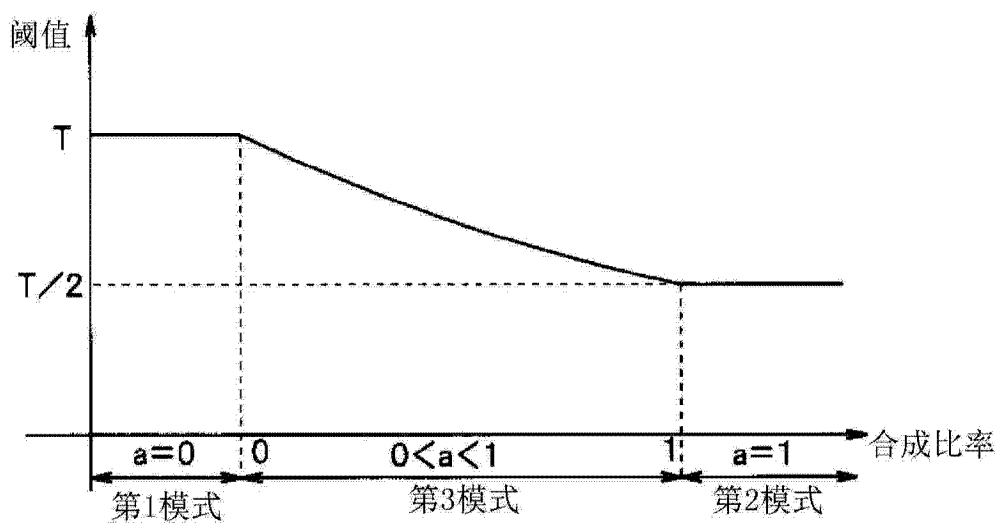


图 9

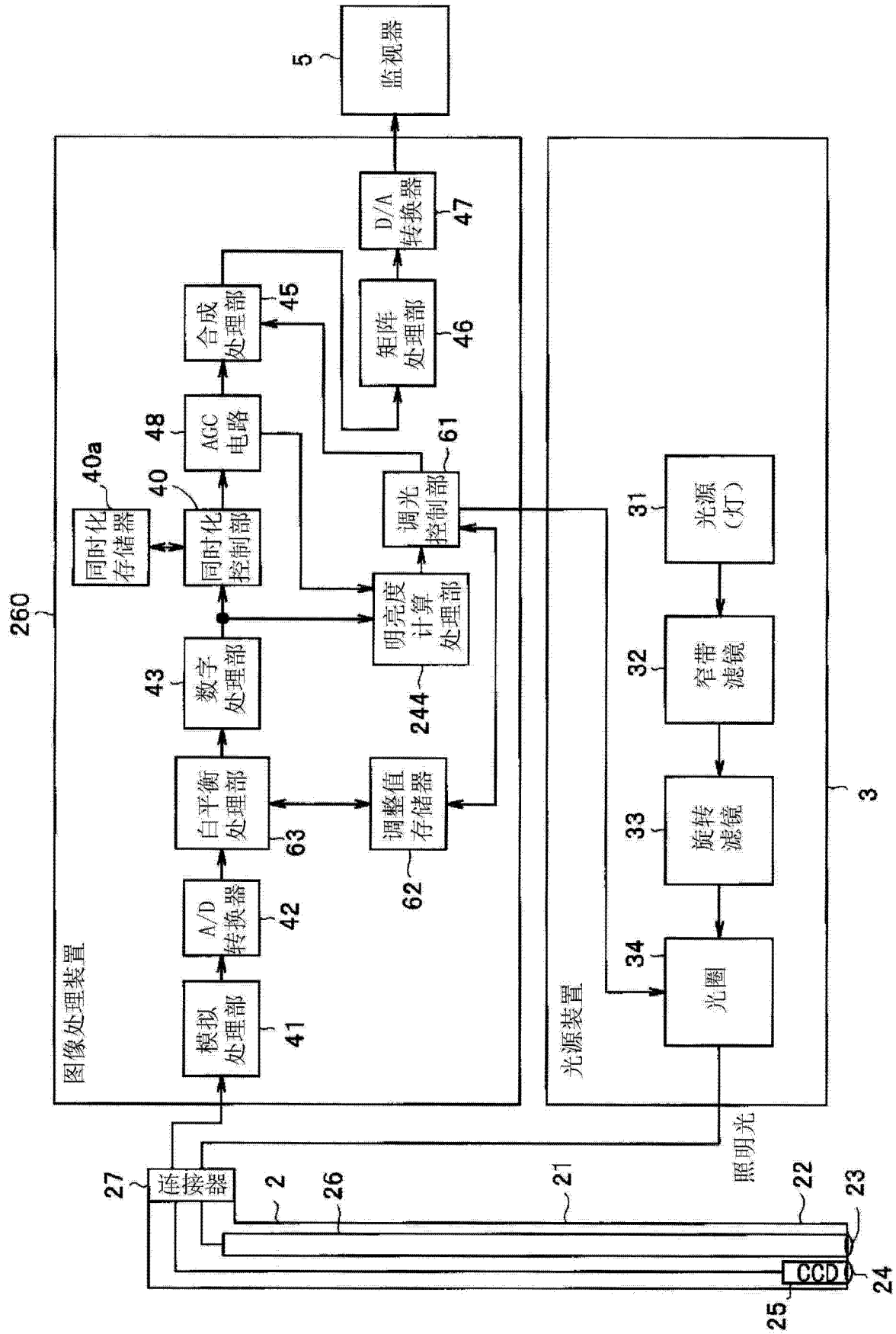


图 10

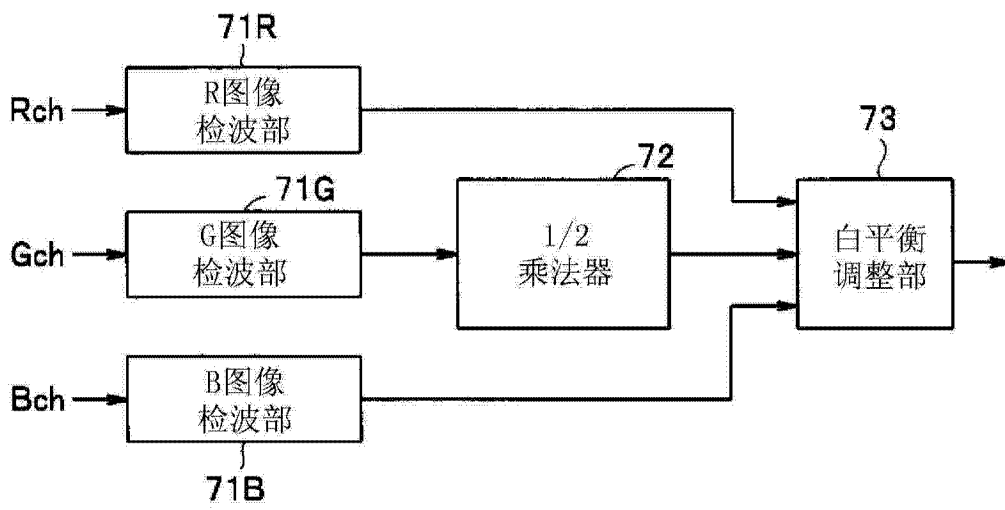
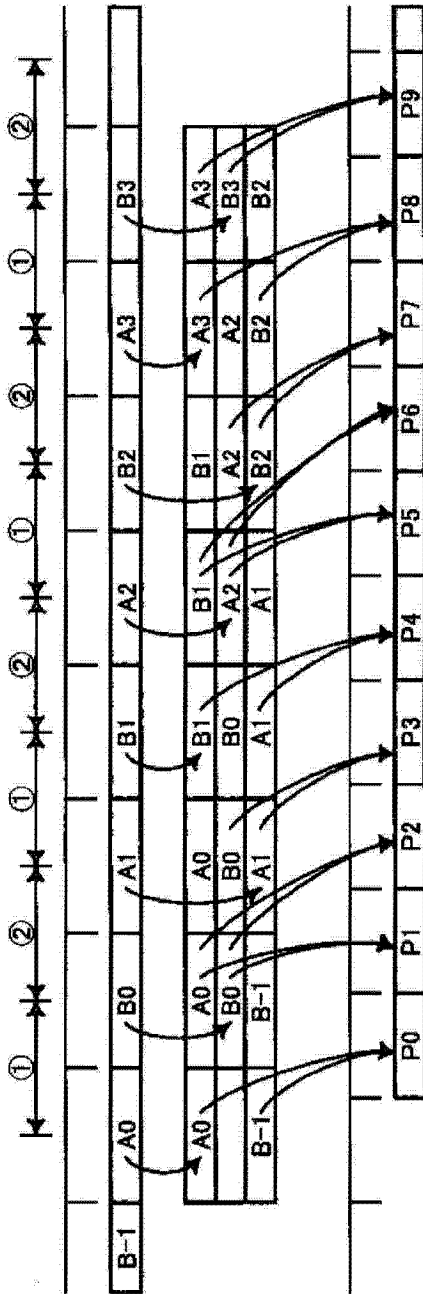


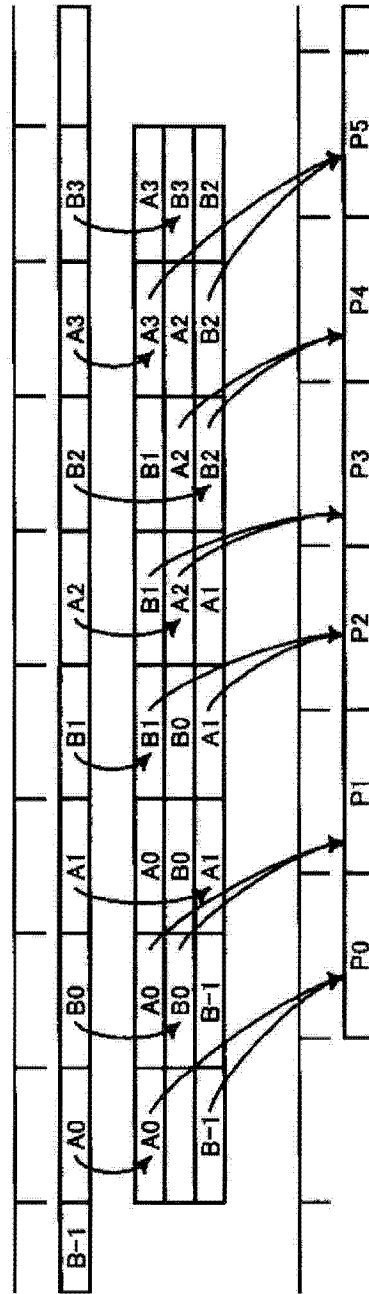
图 11



输入图像

(a) 场存储器

输出图像



输入图像

(b) 场存储器

输出图像

图 12

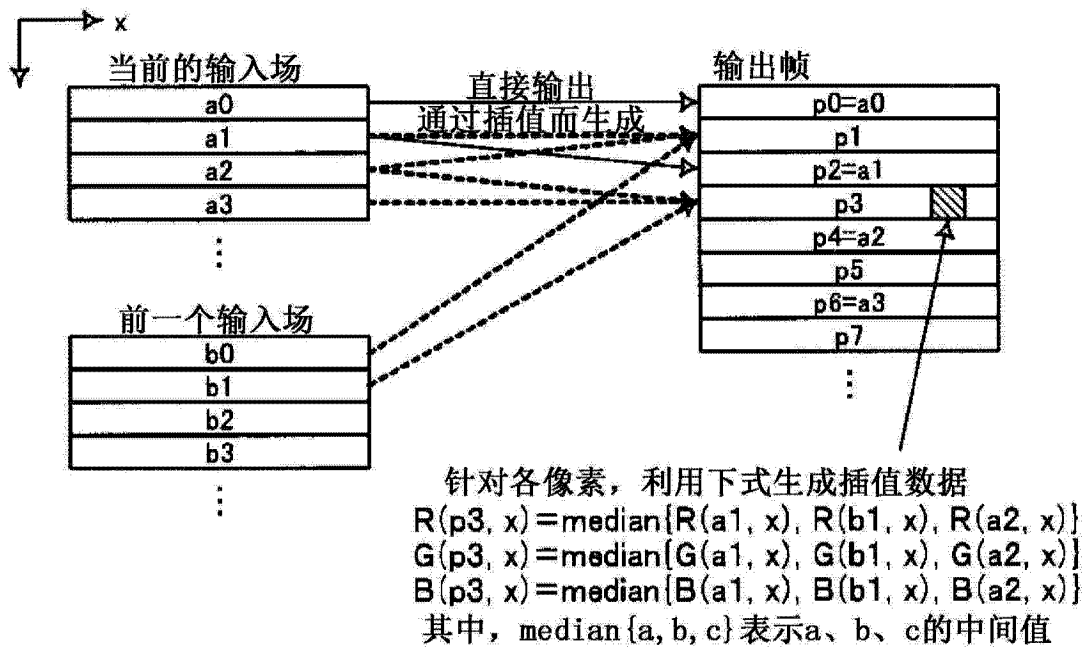


图 13

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN103429136B	公开(公告)日	2015-09-30
申请号	CN201280013720.0	申请日	2012-08-24
[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	桥本进 金子和真		
发明人	桥本进 金子和真		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225 H04N5/232 H04N9/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0646 G01N21/645 G02B23/2469 G02B2207/113 H04N5/2256 H04N5/2351 H04N5/2354 H04N5/2355 H04N9/735		
代理人(译)	李辉		
优先权	2011185127 2011-08-26 JP 2011185128 2011-08-26 JP		
其他公开文献	CN103429136A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜装置具有：照明单元，其在规定时间内进行第1频带的照明光的照明，并且进行2次以上的第1次数的第2频带的照明光的照明；摄像单元，其对由所述照明单元照明的被摄体进行摄像，输出基于所述第1频带的照明光的照明的第1摄像图像和基于所述第2频带的照明光的照明的第2摄像图像；明亮度计算单元，其通过使用了基于所述第1频带的照明光的照明的第1摄像信号和基于所述第1次数中的第1规定次的照明的第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频带的照明光的照明的第1摄像信号和基于所述第1次数中的所述第1规定次以外的照明的第2摄像信号的颜色转换矩阵处理，计算第2明亮度；以及合成单元，其在作为所述第2明亮度的基础的所述第1和第2摄像信号乘以基于所述第1明亮度和目标明亮度的差分与所述第2明亮度之比的系数后，与作为所述第1明亮度的基础的所述第1和第2摄像信号进行合成。

