



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103491847 A

(43) 申请公布日 2014. 01. 01

(21) 申请号 201280019500. 9
 (22) 申请日 2012. 04. 02
 (30) 优先权数据
 2011-127566 2011. 06. 07 JP
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2013. 10. 21
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/JP2012/058968 2012. 04. 02
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02012/169270 JA 2012. 12. 13
 (71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社
 地址 日本东京都
 (72) 发明人 武井俊二 道口信行
 (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)
 G01N 21/64 (2006. 01)
 G02B 23/24 (2006. 01)
 H04N 5/225 (2006. 01)
 H04N 5/238 (2006. 01)
 H04N 9/04 (2006. 01)

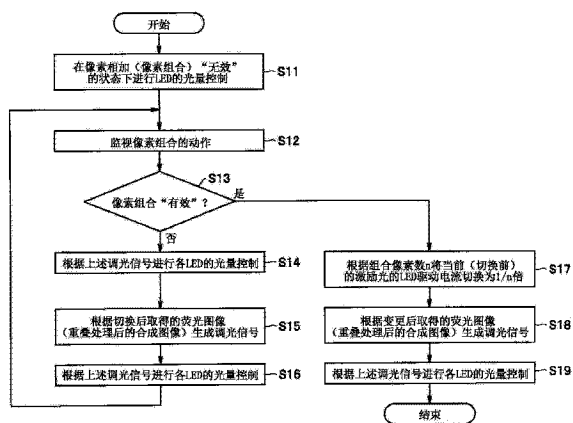
权利要求书3页 说明书14页 附图12页

(54) 发明名称

内窥镜装置和荧光观察的光量控制方法

(57) 摘要

内窥镜装置具有：光源部，其交替地对活体组织照射用于使其产生荧光的激励光和用于使其产生反射光的参照光；摄像部，其对来自活体组织的荧光和反射光进行摄像；信号处理部，其根据进行摄像而得到的信号生成图像信号；相加处理部，其根据对荧光进行摄像的情况下的荧光的图像信号，生成在像素间进行相加处理后的荧光的相加处理信号；光量控制部，其根据荧光的相加处理信号和反射光的图像信号，对激励光和参照光中的至少一方的光量进行控制，使得激励光和参照光的光量维持规定光量比；以及重叠处理部，其在维持了规定光量比的状态下进行重叠相加处理信号和反射光的图像信号的处理，将重叠后的合成图像信号输出到显示部。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,该内窥镜装置具有:

光源部,其具有用于交替地对活体组织照射用于使活体组织产生荧光的激励光和用于使活体组织产生反射光的参照光的光源;

摄像部,其具有规定像素数的对所述激励光照射到所述活体组织时的所述荧光和所述参照光被所述活体组织反射的反射光进行摄像的摄像元件;

信号处理部,其根据由所述摄像部进行摄像而得到的信号生成图像信号;

相加处理部,其根据对所述荧光进行了摄像的情况下的所述摄像部的信号或由所述信号处理部生成的所述荧光的图像信号,生成在相邻的多个像素间进行相加处理后的荧光的相加处理信号;

光量控制部,其基于所述相加处理部进行相加处理的像素数的变更,根据由所述相加处理部生成的所述荧光的相加处理信号和作为由所述信号处理部生成的所述反射光的图像信号的反射光信号,对所述激励光和所述参照光中的至少一方的光量进行控制,所述激励光和所述参照光的光量维持规定光量比;以及

重叠处理部,其在维持了所述规定光量比的状态下进行重叠所述荧光的相加处理信号和所述反射光信号的处理,将重叠了所述相加处理信号和所述反射光信号的重叠图像信号输出到显示部。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述内窥镜装置还具有像素数设定部,该像素数设定部对所述相加处理部根据多个像素生成1个像素的像素信号的相加处理的像素数进行设定,在所述相加处理的所述像素数被变更的情况下,所述光量控制部根据所述像素数刚刚变更之后的所述像素数的信息,对所述激励光的光量进行控制。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述光量控制部具有生成调光信号的调光部,该调光信号对所述光源部的所述激励光和所述参照光的光量进行控制,使得在所述光源部中的所述激励光和所述参照光的光量维持了所述规定光量比的状态下,所述重叠图像信号的明亮度成为规定明亮度,

所述调光部为了设定为所述规定明亮度,在判定为所述光源部产生所述激励光的光量需要为超过所述激励光的光量的上限值的值的情况下,对所述相加处理部进行控制,使得从当前的相加处理的像素数J增大到像素数K,并且,在刚刚增大像素数之后,进行将所述激励光的光量变更为J/K倍的控制。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述内窥镜装置还具有图像间相加处理部,该图像间相加处理部在按照时间序列摄像的复数P个图像间对所述荧光的图像信号进行相加处理,所述调光部根据所述图像间相加处理部的动作进行所述激励光的光量控制。

5. 根据权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述信号处理部重叠所述荧光的相加处理信号和所述反射光信号,生成虚拟彩色的图像信号作为所述重叠图像信号。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述光源部具有模式切换开关,该模式切换开关切换对活体组织照射所述激励光和所述参照光的荧光观察模式以及对所述活体组织照射白色光的通常观察模式,

在被切换为所述通常观察模式的情况下,所述信号处理部根据由所述摄像部进行摄像而得到的信号生成彩色的图像信号,将该彩色的图像信号输出到所述显示部。

7. 根据权利要求 3 所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述内窥镜装置还具有运动检测部,该运动检测部根据所述重叠图像信号中的不同时间的帧间的图像检测每个帧的运动量,所述运动检测部根据检测到的所述运动量的值,进行抑制所述相加处理部进行相加处理的所述像素数的上限值的控制。

8. 根据权利要求 4 所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述内窥镜装置还具有运动检测部,该运动检测部根据所述重叠图像信号中的不同时间的帧间的图像检测每个帧的运动量,所述运动检测部根据检测到的所述运动量的值,进行抑制所述相加处理部进行相加处理的所述像素数的上限值和所述图像间相加处理部在图像间进行相加的复数 P 的上限值的控制。

9. 根据权利要求 3 所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述内窥镜装置还具有图像间相加处理部,该图像间相加处理部在按照时间序列拍摄的复数 P 个图像间对所述荧光的图像信号进行相加处理,所述调光部进行控制,以根据所述图像间相加处理部的动作从“无效”到“有效”的变更,使所述激励光的光量成为“无效”时的光量的 $1/P$ 倍。

10. 根据权利要求 7 所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述运动检测部还具有评价像素数计算部,该评价像素数计算部根据所述运动量的值计算作为在每 1 帧中运动的像素数的评价像素数。

11. 根据权利要求 8 所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述运动检测部还具有评价像素数计算部,该评价像素数计算部根据所述运动量的值计算作为在每 1 帧中运动的像素数的评价像素数,所述运动检测部进行控制,使得在所述评价像素数为较大值的情况下,抑制所述图像间相加处理部的所述复数 P 的上限值,在所述评价像素数为较小值的情况下,抑制所述相加处理部进行相加处理的所述像素数的上限值。

12. 一种荧光观察的光量控制方法,其特征在于,该光量控制方法具有以下步骤:

照射步骤,光源部交替地对活体组织照射用于使所述活体组织产生荧光的激励光和用于使所述活体组织产生反射光的参照光;

摄像步骤,摄像部对所述激励光照射到所述活体组织时的所述荧光和所述参照光被所述活体组织反射的反射光进行摄像,该摄像部具备具有规定像素数的摄像元件;

信号处理步骤,信号处理部根据通过所述摄像步骤进行摄像而得到的信号生成图像信号;

相加处理步骤,根据对所述荧光进行摄像的情况下的所述摄像步骤的信号或通过所述信号处理步骤生成的所述荧光的图像信号,相加处理部生成在相邻的多个像素间进行相加处理后的荧光的相加处理信号;

光量控制步骤,基于所述相加处理步骤中的进行相加处理的像素数的变更,根据通过所述相加处理步骤生成的所述荧光的相加处理信号和作为通过所述信号处理步骤生成的所述反射光的图像信号的反射光信号,光量控制部对所述激励光和所述参照光中的至少一方的光量进行控制,所述激励光和所述参照光的光量维持规定光量比;以及

重叠处理步骤,重叠处理部在维持了所述规定光量比的状态下进行重叠所述荧光的相加处理信号和所述反射光信号的处理,将重叠了所述相加处理信号和所述反射光信号的重叠图像信号输出到显示部,

在所述光量控制步骤中,在所述相加处理的所述像素数被变更的情况下,根据所述像素数刚刚变更之后的所述像素数的信息,对所述激励光的光量进行控制。

13. 根据权利要求 12 所述的荧光观察的光量控制方法,其特征在于,

所述光量控制步骤具有如下的调光步骤:调光部生成调光信号,该调光信号对所述照射步骤中的所述激励光和所述参照光的光量进行控制,使得在所述照射步骤中的对所述活体组织照射的所述激励光和所述参照光的光量维持所述规定光量比的状态下,所述重叠图像信号的明亮度成为规定明亮度,

在所述调光步骤中,为了设定为所述规定明亮度,在判定为所述光源部应该产生的所述激励光的光量需要为超过所述激励光的光量的上限值的值的情况下,进行控制,使得从所述相加处理步骤中的当前的相加处理的像素数 J 增大到更大的像素数 K,并且,在刚刚增大像素数之后,进行将所述激励光的光量变更为 J/K 倍的控制。

14. 根据权利要求 13 所述的荧光观察的光量控制方法,其特征在于,

所述光量控制方法还具有如下的图像间相加处理步骤:图像间相加处理部在按照时间序列摄像的复数 P 个图像间对所述荧光的图像信号进行相加处理,在所述调光步骤中,根据所述图像间相加处理步骤的动作进行所述激励光的光量控制。

15. 根据权利要求 13 所述的荧光观察的光量控制方法,其特征在于,

所述光量控制方法还具有如下的运动检测步骤:运动检测部根据所述重叠图像信号中的不同时间的帧间的图像检测每个帧的运动量,在所述运动检测步骤中,根据检测到的所述运动量的值,进行抑制在所述相加处理步骤中进行相加处理的所述像素数的上限值的控制。

16. 根据权利要求 14 所述的荧光观察的光量控制方法,其特征在于,

所述光量控制方法还具有如下的运动检测步骤:运动检测部根据所述重叠图像信号中的不同时间的帧间的图像检测每个帧的运动量,在所述运动检测步骤中,根据检测到的所述运动量的值,进行抑制在所述相加处理步骤中进行相加处理的所述像素数的上限值和和所述图像间相加处理步骤中在图像间进行相加的复数 P 的上限值的控制。

内窥镜装置和荧光观察的光量控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及进行荧光观察的内窥镜装置和荧光观察的光量控制方法。

背景技术

[0002] 使用内窥镜的内窥镜装置广泛应用于医疗用领域中。并且,在现有的内窥镜的光源装置中,针对氙灯或卤素灯等白色光源,一般采用经由带通滤波器照射期望光的方式。

[0003] 近年来,发光二极管(简记为 LED)和半导体激光器等廉价且高输出的固体发光元件已经实用化,使用基于多个发光元件的组合而实现的内窥镜用的光源装置或照明装置。

[0004] 在这种光源装置中,具有能够按照每个波长而独立控制光量的优点,相反,在多个发光元件的照明下,在取得或生成 1 个图像或者重叠显示多个图像的情况下,如果未将多个发光元件的光量比控制成恒定,则所得到的图像的平衡等会发生变化。

[0005] 特别是在重叠基于荧光的图像(荧光像)和基于参照光的反射光的图像(反射像)等而同时进行显示的情况下,在两者的强度大幅不同的情况下,也希望将光量比控制成恒定。

[0006] 为了应对这种情况,例如在日本国特开 2008-259595 号公报的现有例中公开了如下结构:通过强度控制部,根据基于被检体的荧光像和反射像的观察图像数据的亮度值,对照明光成分相对于激励光成分的相对强度进行控制,并且,对荧光像与反射像之间的平衡进行调整。

[0007] 但是,在上述现有例的情况下,与反射光的情况相比,由于荧光的强度电平非常小,所以,有时很难简单地在光源装置侧或照明光侧将激励光和用于生成反射光的参照光的光量比控制成恒定。具体而言,即使将产生激励光的光源设定为最大发光量(发光量的上限值),有时也无法确保所需要的光量比。

[0008] 在这种情况下,如像素组合那样,根据荧光的图像中的 1 个像素的图像信号在相邻的多个像素间进行相加处理而生成 1 个像素的图像信号的方法是有效的。

[0009] 但是,在现有例中,并未公开如下内容:在这种像素间进行相加处理并使与荧光对应的激励光和参照光的光量比维持恒定,同时进行光量控制,由此,确保荧光的图像信号和反射光的图像信号的平衡,重叠显示两个图像信号。

[0010] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供如下的内窥镜装置和荧光观察的光量控制方法:能够应用于在像素间进行相加处理的情况,在重叠显示荧光的图像信号和反射光的图像信号的情况下,也能够以两个图像信号的平衡没有变化的方式进行显示。

发明内容

[0011] 用于解决课题的手段

[0012] 本发明的一个方式的内窥镜装置具有:光源部,其具有用于交替地对活体组织照射用于使活体组织产生荧光的激励光和用于使活体组织产生反射光的参照光的光源;摄

像部,其对所述激励光照射到所述活体组织时的所述荧光和所述参照光被所述活体组织反射的反射光进行摄像;信号处理部,其根据由所述摄像部进行摄像而得到的信号生成图像信号;相加处理部,其根据对所述荧光进行摄像的情况下的所述摄像部的信号或由所述信号处理部生成的所述荧光的图像信号,生成在像素间进行相加处理后的荧光的相加处理信号;光量控制部,其基于所述相加处理的切换,根据由所述相加处理部生成的所述荧光的相加处理信号和作为由所述信号处理部生成的所述反射光的图像信号的反射光信号,对所述激励光和所述参照光中的至少一方的光量进行控制,使得所述激励光和所述参照光的光量维持规定光量比;以及重叠处理部,其在维持了所述规定光量比的状态下进行重叠所述荧光的相加处理信号和所述反射光信号的处理,将重叠了所述相加处理信号和所述反射光信号的重叠图像信号输出到显示部。

[0013] 本发明的一个方式的荧光观察的光量控制方法具有以下步骤:照射步骤,光源部交替地对活体组织照射用于使所述活体组织产生荧光的激励光和用于使所述活体组织产生反射光的参照光;摄像步骤,摄像部对所述激励光照射到所述活体组织时的所述荧光和所述参照光被所述活体组织反射的反射光进行摄像,该摄像部具备具有规定像素数的摄像元件;信号处理步骤,信号处理部根据通过所述摄像步骤进行摄像而得到的信号生成图像信号;相加处理步骤,根据对所述荧光进行摄像的情况下的所述摄像步骤的信号或通过所述信号处理步骤生成的所述荧光的图像信号,相加处理部生成在相邻的多个像素间进行相加处理后的荧光的相加处理信号;光量控制步骤,基于所述相加处理步骤中的进行相加处理的像素数的变更,根据通过所述相加处理步骤生成的所述荧光的相加处理信号和作为通过所述信号处理步骤生成的所述反射光的图像信号的反射光信号,光量控制部对所述激励光和所述参照光中的至少一方的光量进行控制,使得所述激励光和所述参照光的光量维持规定光量比;以及重叠处理步骤,重叠处理部在维持了所述规定光量比的状态下进行重叠所述荧光的相加处理信号和所述反射光信号的处理,将重叠了所述相加处理信号和所述反射光信号的重叠图像信号输出到显示部,在所述光量控制步骤中,在所述相加处理的所述像素数被变更的情况下,根据所述像素数刚刚变更之后的所述像素数的信息,对所述激励光的光量进行控制。

附图说明

[0014] 图 1 是示出本发明的第 1 实施方式的内窥镜装置的整体结构的图。

[0015] 图 2 是示出白色光 LED 等发光的波段等的图。

[0016] 图 3 是设置在荧光观察用摄像元件上的相加处理部的说明图。

[0017] 图 4 是示出根据反射光图像和荧光图像在监视器上显示作为重叠图像的合成图像的例子图。

[0018] 图 5 是示出光量存储部中存储的存储信息的具体例的图。

[0019] 图 6A 是示出荧光观察的控制方法的处理顺序的 1 例的流程图。

[0020] 图 6B 是示出调光电路根据光量比设定部的光量比而经由 LED 驱动电路驱动光源装置的各 LED 的动作的说明图。

[0021] 图 7 是示出像素相加从“无效”到“有效”的情况下的 LED 的光量控制的动作的流程图。

[0022] 图 8 是示出对进行像素相加的组合像素数进行变更(切换)的情况下的 LED 的光量控制的动作的流程图。

[0023] 图 9A 是示出对调光电路输入 LED 驱动电流的上限值作为阈值的结构的框图。

[0024] 图 9B 是调光电路根据激励光的上限值而自动调整进行像素相加的组合像素数来进行光量控制的动作的说明图。

[0025] 图 10 是示出第 1 实施方式的变形例的内窥镜装置的整体结构的图。

[0026] 图 11 是示出本发明的第 2 实施方式中的设置了在图像间进行相加处理的图像间相加处理电路的图像处理电路的结构的框图。

[0027] 图 12 是示出检测图像间的运动的运动检测电路及其周边电路的结构的框图。

[0028] 图 13 是根据不同时间的 2 个帧的图像检测运动量的状况的说明图。

具体实施方式

[0029] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0030] (第 1 实施方式)

[0031] 如图 1 所示,本实施方式的内窥镜装置 1 具有:电子内窥镜(以下简记为内窥镜)2,其被插入体腔内并具有对体腔内组织进行摄像的摄像单元;光源装置 3,其具有对内窥镜 2 供给照明光的光源;作为信号处理单元的视频处理器 4,其对内窥镜 2 的摄像单元的摄像信号进行信号处理并生成图像信号;以及作为显示装置的监视器 5,其通过被输入该图像信号而将其显示为内窥镜图像。

[0032] 上述内窥镜 2 具有细长的插入部 6 和在其后端侧设置的操作部 7,在从操作部 7 延伸出的光导 8 的入射端部侧设置的光导连接器 9 以装卸自如的方式与光源装置 3 连接。

[0033] 光源装置 3 具有光源单元 10,该光源单元 10 具有分别产生白色光、激励光、参照光的光源。作为分别产生白色光、激励光、参照光的光源,光源单元 10 具有白色光二极管(简记为 LED) 11a、激励光 LED 11b、参照光 LED 11c。这些 LED 11a、11b、11c 通过从 LED 驱动电路 14 供给的驱动电流而发光。另外,也可以代替白色 LED 11a 而使用以红色、绿色、蓝色发光的 LED。

[0034] 基于白色光 LED 11a 的白色光由反射镜 12a 反射后,透射过作为根据所入射的波长而选择性地反射或透射的光学元件(选择性的光学元件)的第 1 分色棱镜 12b,进而,由作为选择性的光学元件的第 2 分色棱镜 12c 反射(除了参照光的波段以外的波段)后,由聚光透镜 13 会聚,入射到光导 8 的入射端部。

[0035] 基于激励光 LED 11b 的激励光由第 1 分色棱镜 12b 选择性地反射,进而,由第 2 分色棱镜 12c 反射后,由聚光透镜 13 会聚,入射到光导 8 的入射端部。

[0036] 并且,基于参照光 LED 11c 的参照光由第 2 分色棱镜 12c 选择性地透射后,由聚光透镜 13 会聚,入射到光导 8 的入射端部。另外,光源单元 10 也可以定义为除了上述结构以外还包含聚光透镜 13 的结构。

[0037] 光导 8 传送入射到入射端部的光,从配置在插入部 6 的前端部 6a 上的光导前端面,进一步经由安装在照明窗上的照明透镜 15,对前方的观察对象部位的活体组织照射光。

[0038] 在内窥镜 2 的例如操作部 7 中设有对观察模式进行切换或选择的模式切换开关 SW1。作为内窥镜 2 的使用者的手术医生通过对该模式切换开关 SW1 进行操作,能够选择在

白色光的照射下进行通常光观察(或通常观察)的通常光观察模式(或通常观察模式)、以及在激励光的照射下进行荧光观察的荧光观察模式。

[0039] 并且,在以装卸自如的方式与视频处理器 4 连接的内窥镜 2 中具有镜体 ID 存储器 16,该镜体 ID 存储器 16 存储有该内窥镜 2 固有的 ID 信息,同时存储有搭载于内窥镜 2 上的后述 CCD 19a、19b 的像素数等的信息、规定荧光观察中的推荐使用条件的信息。

[0040] 在该镜体 ID 存储器 16 中具有光量比信息存储部 16a,该光量比信息存储部 16a 存储有作为在使用该内窥镜 2 以荧光观察模式进行荧光观察的情况下推荐的激励光和参照光的光量比(或强度比)的信息的光量比信息。

[0041] 在本实施方式中,在荧光观察模式的情况下,光源装置 3 交替地对光导 8 供给激励光和参照光,交替地对观察对象部位的活体组织照射激励光和参照光。另外,如后所述,光源装置 3 根据上述光量比信息,在激励光和参照光的光量为规定光量比的状态下产生激励光和参照光。

[0042] 而且,视频处理器 4 进行重叠荧光的图像信号和基于参照光的照射的反射光的图像信号的重叠处理,在监视器 5 上显示重叠后的内窥镜图像。

[0043] 图 4 示出荧光观察模式的情况下的与反射光的图像信号对应的反射光图像(参照图 4 (A))、与荧光的图像信号对应的荧光图像(参照图 4 (B))、对两个图像进行对位并重叠而得到的作为重叠图像的合成图像(参照图 4 (C))。

[0044] 在图 2 中,分别通过标号 11a'、11b'、11c' 示出由白色光 LED 11a、激励光 LED 11b、参照光 LED 11c 产生的白色光、激励光、参照光的波段。在图 2 所示的例子中,参照光例如对应于红色(R)的波段,在照射参照光的情况下,通过 CCD 19a 取得为 R 的图像信号。另外,关于图 2 中的白色光、激励光、参照光的发光量,例如示出从 LED 驱动电路 14 以相同值的 LED 驱动电流进行驱动的情况下的特性例。

[0045] 并且,在图 2 中,通过标号 11d' 示出后述荧光的波段的 1 例。另外,与激励光等的强度相比,从投放到活体组织中的药剂放射或发出的荧光的强度成为非常小的值。

[0046] 并且,在光源装置 3 中具有光量存储部 17,该光量存储部 17 存储有从 LED 驱动电路 14 (针对激励光 LED 11b 和参照光 LED 11c)输出的 LED 驱动电流等信息(参照后述图 5 (A)、(B)),使得在荧光观察模式的情况下,在使激励光和参照光的光量维持规定光量比的状态下,使激励光 LED 11b 和参照光 LED 11c 发光。

[0047] 另一方面,在通常观察模式的情况下,对活体组织照射白色光。在图 1 所示的光源装置 3 的结构的情况下,由白色光 LED 11a 产生的白色光中的与参照光的波段重合的部分由于第 2 分色棱镜 12c 而丢失,但是,通过使白色光 LED 11a 和参照光 LED 11c 同时发光,能够对活体组织照射白色光。

[0048] 这样,在通常观察模式的情况下,LED 驱动电路 14 同时驱动白色光 LED 11a 和参照光 LED 11c。并且,调光电路 32 经由 LED 驱动电路 14 进行调光控制,使得白色光 LED 11a 和参照光 LED 11c 的光量保持恒定。

[0049] 另外,白色光 LED 11a 和参照光 LED 11c 通过使用例如 LED 驱动电流和发光量的特性一致的性质,在通常观察模式的情况下,能够对活体组织照射通过大致相同的 LED 驱动电流取得平衡而在整个可视波长区域的范围内使发光强度平坦的白色光。

[0050] 在插入部 6 的前端部 6a,与照明窗相邻地设有通常观察窗(通常摄像窗)和荧光观

察窗(荧光摄像窗)。在通常观察窗上配置有物镜 18a,在其成像位置配置有形成通常观察用的摄像单元(摄像部)的电荷耦合元件(简记为 CCD)19a。另外,在 CCD 19a 的摄像面上设有以各像素为单位将颜色分离为例如红色(R)、绿色(G)、蓝色(B)的滤色器。

[0051] 并且,在荧光观察窗上配置有物镜 18b,在其成像位置配置有形成荧光观察用的摄像单元的 CCD 19b。在物镜 18b 与 CCD 19b 之间配置有截止激励光的激励光截止滤波器 20。

[0052] 该激励光截止滤波器 20 被设定为图 2 的虚线所示的截止激励光的特性 11e(右侧的透射特性),具有透射比激励光长的波长侧的荧光的波段的特性。

[0053] 通过从 CCD 驱动电路 21 对 CCD 19a、19b 施加 CCD 驱动信号,该 CCD 19a、19b 分别输出在光电转换部(或受光部)中进行光电转换后的摄像信号作为输出信号。另外,CCD 19a、19b 的纵×横的像素数可以相同,也可以是不同的值。并且,物镜光学系统 18a、18b 的特性可以一致,也可以设定为不同的特性。

[0054] CCD 19a、19b 的输出信号被输入到视频处理器 4 内的图像信号处理部 22。

[0055] 并且,如图 3(A)所示,本实施方式中的 CCD 19b 具有像素组合部 23b,该像素组合部 23b 形成用于生成在像素间进行相加处理后的荧光的相加处理信号的相加处理单元。另一方面,CCD 19a 是(不具有像素组合部的)通常的 CCD。

[0056] CCD 19b 具有:光电转换部(或受光部)23a,其具有在水平和垂直方向上以规定间距规则排列的规定像素数的(具有光电转换功能的)像素;以及像素组合部 23b,其具有如通常的 CCD 那样不对由光电转换部 23a 进行摄像而得到的各像素的信号进行相加处理而将其作为 1 个像素的图像信号输出的功能、以及以通过施加像素组合控制信号(简记为组合控制信号)而指示的多个像素进行相加处理并输出作为 1 个像素的图像信号的相加处理信号即像素组合图像信号的功能。

[0057] 在未从 CCD 驱动电路 21 施加组合控制信号(组合控制信号为“无效(OFF)”)的情况下,如图 3(B)中的最左侧所示,像素组合部 23b 输出 1 个像素单位(1×1)的图像信号。另外, $i \times i$ ($i=1,2,3, \dots$) 表示水平和垂直方向的像素数分别为 i (i 为自然数)。

[0058] 另一方面,在施加了组合控制信号(组合控制信号为“有效(ON)”)的情况下,像素组合部 23b 根据组合控制信号的电平等,如图 3(B)所示,输出作为对 $2 \times 2, 3 \times 3, 4 \times 4$ 的像素数的像素信号进行相加处理后的相加处理信号的像素组合图像信号(简记为组合图像信号)。另外,在本实施方式中,示出通过组合控制信号(n)指定 $n=4,9,16, \dots$ 的进行相加处理的像素数(简记为相加像素数或组合像素数) n 。

[0059] CCD19a、19b 的输出信号由构成视频处理器 4 内的图像信号处理部 22 的放大器 25a、25b 放大后,分别被输入到相关双取样电路(CDS 电路)26a、26b,提取信号成分。

[0060] 从定时发生器 27 分别对 CCD 驱动电路 21 和 CDS 电路 26a、26b 输入定时信号,该定时发生器 27 生成进行各种定时控制的定时信号。CCD 驱动电路 21 和 CDS 电路 26a、26b 分别与定时信号同步地进行用于提取 CCD 驱动信号、信号成分的取样。

[0061] 上述 CDS 电路 26a、26b 的输出信号被输入到 A/D 转换电路 28a、28b,并且被输入到作为光量控制单元的调光电路 29,调光电路 29 根据输入信号进行调光控制(光量控制)。

[0062] 并且,在视频处理器 4 内设有:控制电路 31,其进行控制,以进行与通过模式切换开关 SW1 的操作而切换选择的观察模式对应的照明和图像信号处理;以及像素组合设定部(简记为组合设定部)32,其具有在从镜体 ID 存储器 16 得到能够进行像素组合的 CCD 19b

的情况下进行像素组合的“有效”/“无效”设定的功能,进行像素组合“有效”的情况下的组合像素数 n 的设定。

[0063] 并且,在视频处理器 4 内设有光量比设定部 33,该光量比设定部 33 在荧光观察模式的情况下设定激励光和参照光的光量比。

[0064] 从镜体 ID 存储器 16 对该光量比设定部 33 输入光量比的信息,光量比设定部 33 能够根据该光量比的信息而自动设定光量比,并且,还能够根据从输入部 34 输入的光量比而手动设定光量比。由光量比设定部 33 设定的光量比的信息被送至调光电路 29。

[0065] 并且,光量比设定部 33 与组合设定部 32 连接,能够进行组合设定部 32 的组合像素数 n 的设定(指定)。另外,在本实施方式中,如后所述,具有通过调光电路 29 而自动地可变调整组合像素数 n 来进行光量控制的模式。

[0066] 控制电路 31 参照镜体 ID 存储器 16 的信息,进行与连接在视频处理器 4 上的内窥镜 2 的 CCD 19a、19b 对应的控制。并且,控制电路 31 根据观察模式,对定时发生器 27、CCD 驱动电路 21、调光电路 29 的动作进行控制。

[0067] 并且,仅在被切换为荧光观察模式的情况下,控制电路 31 许可组合设定部 32 进行像素组合动作的设定。

[0068] 组合设定部 31 在荧光观察模式的情况下,当根据来自调光电路 29 的控制进行像素组合时,将组合像素数 n 的信息输出到调光电路 29。调光电路 29 参照像素组合的“有效”/“无效”、组合像素数 n 的信息等进行光量控制。

[0069] 并且,调光电路 29 参照光量比的信息,从光量存储部 17 中读出对与该光量比对应的激励光 LED 11b 和参照光 LED 11c 进行驱动的 LED 驱动电流的值,根据所读出的 LED 驱动电流的值,经由 LED 驱动电路 14 对激励光 LED 11b 和参照光 LED 11c 的光量进行控制。

[0070] 调光电路 29 将 CDS 电路 26a、26b 的输出信号作为输入信号,例如在数帧的期间内对输入信号进行相乘,相乘得到的值除以帧数等,计算 1 帧的图像中的平均明亮度(或图像中的平均亮度值),计算所计算出的平均明亮度和成为调光目标(的明亮度目标值,即)调光目标值的偏移量,作为调光信号输出到 LED 驱动电路 14。

[0071] 例如,在计算出的平均明亮度小于调光目标值的情况下,调光电路 29 将从当前的 LED 驱动电路 14 驱动的状态进一步增大发光量的正偏移量的调光信号输出到 LED 驱动电路 14,根据该调光信号,LED 驱动电路 14 进一步增大当前的驱动电流的值。

[0072] 另一方面,在计算出的平均明亮度大于调光目标值的情况下,调光电路 29 将从当前的 LED 驱动电路 14 驱动的状态减少发光量的负偏移量的调光信号输出到 LED 驱动电路 14,根据该调光信号,LED 驱动电路 14 减少当前的驱动电流的值。

[0073] 另外,如接通电源的初始状态那样,在计算平均明亮度需要时间的情况下,也可以预先针对调光目标值从存储有例如参照光的 LED 驱动电流的值的存储器中读出该值,调光电路 29 将该值设定为参照光的 LED 驱动电流。

[0074] 在荧光观察模式的情况下,在进行这种调光的情况下,调光电路 29 参照光量比设定部 33 的光量比的信息进行调光控制。

[0075] 另外,调光电路 29 中的调光目标值通常被设定为既定值,但是,也可以从与调光电路 29 连接的调光目标值设定部(简记为目标值设定部) 35 可变设定该调光目标值。

[0076] 图 1 中的 A/D 转换电路 28a、28b 从模拟图像信号转换为数字图像信号,并将其输

出到彩色平衡电路 36a、36b。

[0077] 彩色平衡电路 36a 具有颜色分离电路,该颜色分离电路根据颜色分离滤波器的排列而生成颜色分离后的 R、G、B 的图像信号。并且,彩色平衡电路 36a 具有彩色平衡调整电路,在通常观察模式的情况下,在对将颜色分离后的 R、G、B 的图像信号作为基准的白色被摄体进行摄像的情况下,为了能够显示为白色的被摄体的内窥镜图像,该彩色平衡调整电路对 R、G、B 用的放大器(3 个放大器)的增益进行调整而实现彩色平衡,使得 R、G、B 的图像信号的强度比成为 1:1:1。

[0078] 并且,在荧光观察模式的情况下,进行彩色平衡调整,使得被输入与对作为基准的(产生荧光的状态下的)被摄体进行摄像的情况下的彩色平衡电路 36a 的彩色平衡调整电路内的参照光的反射光信号相当的图像信号的 R 用的放大器的增益、以及构成彩色平衡电路 36b 且被输入荧光的图像信号的 1 个放大器的增益成为规定强度比。

[0079] 在通常光观察模式的情况下,从彩色平衡电路 36a 输出的 R、G、B 的图像信号经由选择器 37 分别存储在(同时化)存储器 38a、38b、38c 中。

[0080] 从(同时化)存储器 38a、38b、38c 同时读出的 R、G、B 的图像信号在图像处理电路 39 中进行 γ 校正等图像处理,通过 D/A 转换电路 40a、40b、40c 转换为模拟图像信号。

[0081] 从 D/A 转换电路 40a、40b、40c 输出的 R、G、B 的图像信号被输出到监视器 5 的 R、G、B 通道,在监视器 5 的显示画面中彩色显示通常的内窥镜图像。

[0082] 另一方面,在荧光观察模式的情况下,从彩色平衡电路 36a、36b 以帧为单位输出反射光(参照光)的图像信号和荧光的图像信号,经由选择器 37 分别存储在同时化存储器 38a、38b 中。

[0083] 从同时化存储器 38a、38b 同时读出的反射光(参照光)的图像信号和荧光的图像信号被输入到图像处理电路 39。该图像处理电路 39 具有形成重叠处理单元的重叠处理部 39a,该重叠处理部 39a 进行例如对反射光的图像信号重叠荧光的图像信号的图像处理。

[0084] 另外,相对于 CCD 19a 的像素数的 CCD 19b 的像素数被设定为一定的比率。通过将相对于 CCD 19a 的像素数的 CCD 19b 的像素数设定为例如 1/2-1/4 左右,可以使 CCD 19a 的彩色的 1 个像素对应于单色的 CCD 19b 的 1 个像素。

[0085] 而且,在像素组合为“无效”的情况下,在与活体组织分开某种程度的状态下,可以在反射光的图像的彩色 1 个像素(例如 4 个像素)中对位重叠荧光的图像的 1 个像素。另外,在使像素组合从“无效”变为“有效”的情况下,根据组合像素数 n 将上述彩色 1 个像素变更为 n 个像素进行重叠。

[0086] 从图像处理电路 39 输出的反射光的图像信号被输出到监视器 5 的例如 R 通道,并且,由重叠处理部 39a 生成的荧光的图像信号被输出到监视器 5 的例如 G 通道,在监视器 5 的显示画面中虚拟彩色显示重叠荧光和反射光而合成的合成图像。合成图像的显示例如上述图 4 所示。另外,图 1 的定时发生器 27 对 A/D 转换电路 28a、28b、彩色平衡电路 36a、36b、选择器 37、同时化存储器 38a-38c、图像处理电路 39、D/A 转换电路 40a-40c 等供给定时信号,使它们与该定时信号同步地进行动作。

[0087] 并且,定时信号还被供给到 LED 驱动电路 14,LED 驱动电路 14 与该定时信号同步地驱动 LED 驱动电流,以使作为驱动对象的白色光 LED 11a、激励光 LED 11b、参照光 LED 11c 发光。

[0088] 图 5(A)、图 5(B)示出光量存储部 17 中存储的驱动参照光 LED 11c 和激励光 LED 11b 的情况下的具体例的表。

[0089] 在图 5(A)中,在构成光量存储部 17 的存储器中,在不同的存储器地址中存储有分别以不同的 LED 驱动电流驱动参照光 LED 11c 的情况下由参照光 LED 11c 产生的光量(照明光量)的值。

[0090] 同样,在图 5(B)中,在构成光量存储部 17 的存储器中,在不同的存储器地址中存储有分别以不同的 LED 驱动电流驱动激励光 LED 11b 的情况下由激励光 LED 11b 产生的光量(照明光量)的值。

[0091] 例如,根据镜体 ID 存储器 16 内的光量比的信息,在光量比设定部 33 将激励光和参照光的光量比设定为 5:1 的情况下,在由调光电路 29 计算出的图像的明亮度小于调光目标值的情况下,调光电路 29 从图 5(A)的当前的 LED 驱动电流的值增大到与偏移量对应的参照光 LED 11c 的 LED 驱动电流的值。

[0092] 并且,调光电路还从图 5(B)的当前的 LED 驱动电流的值增大到与偏移量对应的激励光 LED 11b 的 LED 驱动电流的值,以维持上述光量比。然后,调光电路 29 进行调光控制,使得监视器 5 中显示的合成图像的明亮度维持规定光量比而成为调光目标值。

[0093] 另外,在上述说明中,以 CCD 19b 具有相加处理单元的结构例进行了说明,但是,也可以在 CCD 19b 的外部、例如图像信号处理部 22 内设置根据荧光的图像信号生成在像素间进行相加处理的荧光的相加处理信号的相加处理单元。并且,在光量控制单元进行控制以使激励光和参照光的光量维持规定光量比的情况下,不限于对激励光和参照光双方的光量进行控制的情况,也可以对激励光和所述参照光中的至少一方(或 1 个)的光量进行控制。

[0094] 这种结构的本实施方式的内窥镜装置 1 具有:作为光源单元(或光源部)的光源装置 3,其具有激励光 LED 11b 和参照光 LED 11c,该激励光 LED 11b 和参照光 LED 11c 是用于交替地对活体组织照射用于使其产生荧光的激励光和用于使其产生反射光的参照光的光源;以及摄像单元(或摄像部),其具有规定像素数的作为摄像元件的 CCD 19a 和 CCD 19b,该 CCD 19a 和 CCD 19b 对所述激励光照射到所述活体组织时的所述荧光和所述参照光在被所述活体组织反射的反射光进行摄像。

[0095] 本内窥镜装置 1 具有:作为信号处理单元(或信号处理部)的图像信号处理部 22,其根据由所述摄像部进行摄像而得到的信号生成图像信号;以及作为相加处理单元(或相加处理部)的像素组合部 23b,其根据对所述荧光进行摄像的情况下的所述摄像单元的信号,生成在像素间进行相加处理后的荧光的相加处理信号。

[0096] 并且,本内窥镜装置 1 的特征在于,具有:作为光量控制单元(或光量控制部)的调光电路 29,其基于所述相加处理的切换,根据由所述相加处理单元生成的所述荧光的相加处理信号和作为由所述信号处理单元生成的所述反射光的图像信号的反射光信号,对所述激励光和所述参照光中的至少一方的光量进行控制,使得所述激励光和所述参照光的光量维持规定光量比;以及作为重叠处理单元的重叠处理部 39a,其在维持了所述规定光量比的状态下进行重叠所述荧光的相加处理信号和所述反射光信号的处理,将重叠后的重叠图像信号(或合成图像信号)输出到显示单元(或显示部)。

[0097] 并且,如图 6A 所示,本实施方式的荧光观察的控制方法的特征在于,该方法具有以下步骤:照射步骤 S31,作为光源部的光源装置 3 交替地对活体组织照射用于使所述活体

组织产生荧光的激励光和用于使所述活体组织产生反射光的参照光；摄像步骤 S32，摄像部对所述激励光照射到所述活体组织时的所述荧光和所述参照光被所述活体组织反射的反射光进行摄像，该摄像部具备具有规定像素数的作为摄像元件的 CCD 19a、19b；信号处理步骤 S33，作为信号处理部的图像信号处理部 22 根据通过所述摄像步骤 S32 进行摄像而得到的信号生成图像信号；相加处理步骤 S34，根据对所述荧光进行摄像的情况下的所述摄像步骤 S32 的信号或通过所述信号处理步骤 S33 生成的所述荧光的图像信号，作为相加处理部的像素组合部 23b 生成在相邻的多个像素间进行相加处理后的荧光的相加处理信号；光量控制步骤 S35，基于所述相加处理步骤 S34 中的进行相加处理的像素数的变更，根据通过所述相加处理步骤 S34 生成的所述荧光的相加处理信号和作为通过所述信号处理步骤生成的所述反射光的图像信号的反射光信号，作为光量控制部的调光电路 29 对所述激励光和所述参照光中的至少一方的光量进行控制，使得所述激励光和所述参照光的光量维持规定光量比；以及重叠处理步骤 S36，重叠处理部 39a 在维持了所述规定光量比的状态下进行重叠所述荧光的相加处理信号和所述反射光信号的处理，将重叠了所述相加处理信号和所述反射光信号的重叠图像信号输出到显示部，在所述光量控制步骤 S35 中，在进行所述相加处理的所述像素数被变更的情况下，根据所述像素数的刚刚变更之后的所述像素数的信息，对所述激励光的光量进行控制。

[0098] 接着，对本实施方式的动作进行说明。在通过内窥镜 2 对体腔内的诊断对象的活体组织进行检查、观察的情况下，预先向该活体组织投放产生荧光的药剂。然后，如图 1 那样使内窥镜 2 与光源装置 3 和视频处理器 4 连接。

[0099] 在通常观察的情况下，通过使白色光 LED 11a 和激励光 LED 11b 同时发光，对活体组织照射白色光。由 CCD 19a 进行摄像而得到的信号通过 CD 放大器 25a 放大，通过 CSD 电路 26a 提取信号成分，进而通过 A/D 转换电路 28a 转换为数字图像信号。

[0100] 进而，经由彩色平衡电路 36a、选择器 37 在同时化存储器 38a-38c 中存储 R、G、B 的图像信号。

[0101] 在同时化存储器 38a-38c 中读出 R、G、B 的图像信号，经由图像处理电路 39，进而通过 D/A 转换电路 40a-40c 转换为模拟的 R、G、B 的图像信号，在监视器 5 中显示彩色的内窥镜图像。

[0102] 该情况下，被输入 CDS 电路 26a 的输出信号的调光电路 29 生成调光信号，根据所生成的调光信号，经由 LED 驱动电路 14 对流向白色光 LED 11a、激励光 LED 11b 的 LED 驱动电流进行调整，进行调光控制（光量控制），使得监视器 5 中显示的内窥镜图像维持调光目标值。

[0103] 接着，参照图 6B 说明进行荧光观察模式的情况下的调光控制的动作。

[0104] 如图 6B 所示，光量比设定部 33 通过来自输入部 34 的手动的光量比的直接输入（S1）或从镜体 ID 存储器 16 读出的光量比的输入（S2），设定激励光和参照光的光量比。

[0105] 在图 6B 中，记载了设激励光和参照光的光量比为 5:1 的情况下的设定例（S3）。该光量比的信息被输入到调光电路 29，调光电路 29 根据调光目标值设定参照光的 LED 驱动电流（S4）。

[0106] LED 驱动电路 14 根据上述调光目标值设定参照光的 LED 驱动电流（S5）。

[0107] 并且，调光电路 29 从光量存储部 17 中读出作为上述光量比的激励光的 LED 驱动

电流,对 LED 驱动电路 14 的驱动电流进行控制(S6)。

[0108] LED 驱动电路 14 设定上述参照光 LED 11c 的 LED 驱动电流,并且,设定激励光 LED 11b 的 LED 驱动电流(S7)。

[0109] 然后,LED 驱动电路 14 通过参照光的 LED 驱动电流和激励光的 LED 驱动电流,使参照光 LED 11c 和激励光 LED 11b 交替发光(S8)。

[0110] 并且,调光电路 29 根据 CDS 电路 26a、26b 的输出信号计算图像的明亮度,通过根据与调光目标值之间的偏移量进行 LED 驱动电路 14 的驱动电流的控制,进行调光控制以得到调光目标值的明亮度的内窥镜图像(S9)。

[0111] 在图 6B 中,说明了进行像素相加的像素组合的功能为“无效”的情况。在荧光观察模式中,如图 7 所示,也能够使进行像素相加的像素组合为“有效”来进行调光控制。

[0112] 在图 7 的最初的步骤 S11 中,调光电路 29 在像素相加(像素组合)“无效”的状态下进行参照光 LED 11c 和激励光 LED 11b 的光量控制。

[0113] 如步骤 S12 所示,调光电路 29 监视组合设定部 32 的像素组合的“有效”/“无效”动作。

[0114] 手术医生在像素组合“无效”的状态下认为监视器 5 中显示的图像的明亮度较暗的情况下,通过组合设定部 32 使像素组合成为“有效”。或者,在不希望像素组合成为“有效”的情况下,使像素组合维持“无效”。

[0115] 调光电路 29 在步骤 S13 中判定像素组合是否为“有效”。调光电路 29 在步骤 S13 中的判定结果为像素组合“无效”的情况下,如步骤 S14 所示,维持当前的 LED 驱动电流。

[0116] 在接下来的步骤 S15 中,调光电路 29 根据所取得的荧光图像(重叠处理后的合成图像)生成调光信号。

[0117] 如接下来的步骤 S16 所示,调光电路 29 根据所生成的调光信号,经由 LED 驱动电路 14 进行各 LED (激励光 LED 11b 和参照光 LED 11c)的光量控制。在步骤 S16 的处理后,返回步骤 S12 的处理。

[0118] 另一方面,在步骤 S13 的判定结果为像素组合“有效”的情况下,如步骤 S17 所示,调光电路 29 根据组合像素数 n 进行切换,以使当前(像素组合切换前)的激励光的 LED 驱动电流减小为 $1/n$ 倍。由于像素组合而使 CCD 19b 的感光度呈阶梯状提高了组合像素数 n ,所以,该处理抑制切换前的荧光的强度呈阶梯状急剧变化。

[0119] 在接下来的步骤 S18 中,调光电路 29 根据在之前的步骤 S17 的切换后取得的荧光图像(重叠处理后的合成图像)的明亮度,生成调光信号。如接下来的步骤 S19 所示,调光电路 29 根据所生成的调光信号,经由 LED 驱动电路 14 进行各 LED 的光量控制。

[0120] 如步骤 S17-S19 所示,通过像素组合进行光量控制,由此,能够使 CCD 19b 的感光度提高组合像素数 n ,手术医生能够根据易于诊断的荧光图像(重叠处理的合成图像)进行诊断。

[0121] 并且,如上所述,在将像素组合从“无效”切换为“有效”的情况下,CCD 19b 的感光度呈阶梯状增大,但是,通过在刚刚切换之后(从切换前的帧到切换后的帧)使驱动激励光 LED 11b 的 LED 驱动电流减小为 $1/n$ 倍,能够有效防止荧光的图像部分的明亮度在切换前后呈阶梯状变化。

[0122] 这样,根据本实施方式,能够实现如下的内窥镜装置 1:也能够应用于在像素间进

行相加处理的情况,在重叠显示荧光的图像信号和反射光的图像信号的情况下,也能够以两个图像信号的平衡没有变化的方式进行显示。特别是具有如下效果:在以虚拟彩色重叠显示两个图像的合成图像的情况下,能够以颜色平衡没有变化的方式进行显示。

[0123] 另外,在荧光观察模式中,如图 7 的步骤 S17-S19 那样,在使像素组合成为“有效”来进行光量控制的情况下,也可以进一步对组合像素数 n 进行切换(变更)。

[0124] 图 8 示出对组合像素数 n 进行切换的情况下的动作。在图 7 的步骤 S19 后,调光电路 29 监视是否通过切换而变更了组合设定部 32 的组合像素数 n ,如步骤 S21 所示,判定组合像素数 n 是否被变更(切换)为 m ($n \neq m$)。

[0125] 在未变更的判定结果的情况下,返回步骤 S18,进行同样的动作。

[0126] 另一方面,在组合像素数 n 被变更为 m 的情况下,在步骤 S22 中,将切换前的激励光的 LED 驱动电流切换为 n/m 倍。

[0127] 在步骤 S22 的处理后,与图 7 的步骤 S18、19 同样,在步骤 S23 中,调光电路 29 根据变更(切换)后取得的荧光图像(重叠处理后的合成图像)生成调光信号。在接下来的步骤 S24 中,调光电路 29 根据上述调光信号进行各 LED 的光量控制。

[0128] 通过进行这种控制,在变更了组合像素数 n 的情况下,也能够适当进行光量控制,取得易于诊断的荧光图像。

[0129] 另外,在荧光观察模式的情况下,也可以设置如下的自动像素组合调整模式:自动切换组合设定部 32 的像素组合的“有效”/“无效”和像素组合“有效”的情况下的组合像素数。

[0130] 该情况下,如图 9A 所示,将与激励光 LED 11b 的激励光的被容许的最大发光量(激励光的光量的上限值)对应的 LED 驱动电流的上限值设定为阈值,从阈值设定部 51 向调光电路 29 输入阈值。在经由 LED 驱动电路 14 进行光量控制的情况下,调光电路 29 参照该阈值,在激励光 LED 11b 的 LED 驱动电流不超过该值的范围内进行光量控制。

[0131] 图 9B 示出设定为自动像素组合调整模式的情况下的动作。在图 9B 中,纵轴表示激励光的发光量,横轴表示从像素组合为“无效”的状态起通过调光控制进行调光后的激励光的光量的时间变化的状况。

[0132] 如上所述,由于激励光的上限值被设定为阈值,所以,进行光量控制以使激励光不超过该上限值。最初,在像素组合为“无效”的状态下进行光量控制,通过调光电路 29 进行光量控制。

[0133] 当激励光的光量到达上限值时,调光电路 29 使像素组合从“无效”变为“有效”,此时,进行最少的组合像素数 4、即 2×2 的像素组合,并且,将激励光的光量切换为 $1/4$ 倍。

[0134] 然后,调光电路 29 在该状态下进行光量控制,在该光量控制中,当激励光的光量到达上限值时,调光电路 29 进行第 2 个组合像素数的 3×3 的像素组合,并且,将激励光的光量切换为 $4/9$ 倍。这样,阶段地切换组合像素数来提高感光度。

[0135] 并且,如上所述,在阶段地切换组合像素数来提高感光度的情况下,激励光的光量减少组合像素数,使得荧光图像部分不会突然变亮。

[0136] 在图 9B 中,说明了荧光图像在时间上变暗的情况,但是,在荧光图像部分变亮的情况下,自动进行减少组合像素数的切换,进行控制以使荧光图像部分的明亮度在切换前后没有变化。

[0137] 如图 9B 那样,在设定为自动像素组合调整模式的情况下,即使手术医生没有手动进行组合像素数的切换,也能够自动取得易于诊断的适当的明亮度的荧光图像。

[0138] (第 1 实施方式的变形例)

[0139] 图 10 示出第 1 实施方式的变形例的内窥镜装置 1B。该内窥镜装置 1B 构成为,在图 1 的内窥镜装置 1 中,不使用光量存储部 17,而设置了光量计测部 55。

[0140] 该光量计测部 55 例如根据接受从聚光透镜 13 供给到光导 8 的入射端面的光的一部分的纤维 56 所传送的光,对激励光 LED 11b 的激励光的光量和参照光 LED 11c 的参照光的光量进行计测。

[0141] 由光量计测部 55 计测到的激励光的光量和参照光 LED 11c 的参照光的光量被输入到调光电路 29。调光电路 29 参照由光量计测部 55 计测到的激励光和参照光的光量,根据调光信号,经由 LED 驱动电路 14 对激励光和参照光的光量进行控制。

[0142] 另外,也可以构成为,不使用纤维 56,而在聚光透镜 13 与光导 8 的入射端面之间配置以远远小于透射光量的比例进行反射的反射镜,利用光量检测用传感器接受所反射的光,光量计测部 55 根据由光量检测用传感器检测到的信号,对激励光 LED 11b 的激励光的光量和参照光 LED 11c 的参照光的光量进行计测。

[0143] 其他结构是与图 1 相同的结构。

[0144] 在本变形例中,调光电路 29 参照由光量计测部 55 计测到的激励光的光量和参照光 LED 11c 的参照光的光量,对激励光和参照光的光量进行控制。

[0145] 本变形例的动作与第 1 实施方式类似。在第 1 实施方式的图 6B 所示的动作中,将 S6 的内容变更为“设定激励光 LED 11b 的 LED 驱动电流,使得由光量计测部 55 计测到的激励光的光量和参照光的光量的光量比为 5:1”。

[0146] 并且,在与图 7 相当的动作中,使步骤 S17 的内容成为“根据组合像素数 n 将当前(像素组合切换前)的激励光的光量切换为 $1/n$ 倍”。

[0147] 本变形例具有与第 1 实施方式相同的效果。

[0148] (第 2 实施方式)

[0149] 接着,对本发明的第 2 实施方式进行说明。本实施方式构成为,在图 1 或图 10 中,例如在图像处理电路 39 内设置有图像间相加电路 39b,该图像间相加电路 39b 仅针对荧光图像成分对时间序列上相邻的 2-4 帧左右的图像进行相加。

[0150] 图 11 示出本实施方式中的图像处理电路 39。如图 11 所示,荧光图像信号被输入到图像间相加处理电路 39b,图像间相加处理电路 39b 将对时间上相邻的多个帧的图像进行相加处理而得到的图像间相加处理信号输出到重叠处理部 39a。

[0151] 反射光的图像信号还被输入到重叠处理部 39a 的重叠处理电路 61,重叠处理电路 61 生成对图像间相加处理信号和反射光的图像信号进行重叠处理后的作为重叠图像信号的合成图像的图像信号(也称为合成图像信号)。

[0152] 形成合成图像的图像信号的反射光的图像成分存储在第 1 帧存储器 62a 中,另一个图像间相加处理信号存储在第 2 帧存储器 62b 中。

[0153] 帧存储器 62a、62b 的各图像信号被输出到 D/A 转换电路 40a、40b,分别被转换为模拟图像信号,输出到监视器 5 的例如 R、G 通道,通过监视器 5 进行虚拟彩色显示。

[0154] 另外,例如能够从输入部 34 对图像间相加处理电路 39b 输入进行相加的情况下的

多个帧的图像数(简记为图像间相加数) P , 图像间相加处理电路 39b 以所输入的图像间相加数 P 进行图像间相加处理。输入部 34 具有设定图像间相加数 P 的设定部 34a。

[0155] 通过图像间相加处理电路 39b 经由重叠处理部 39a 输出到监视器 5 侧的合成图像的图像信号中的荧光图像的图像信号的亮度电平是使图像间相加处理电路 39b 的动作“无效”的情况下的 P 倍。

[0156] 由于从 CDS 电路 26b 输入到调光电路 29 的荧光图像的图像信号的亮度电平未反映该状态, 所以, 为了反映该状态而进行控制, 使得输入部 34 还对调光电路 29 输出图像间相加数 P , 使从 CDS 电路 28b 输入到调光电路 29 的信号电平为 P 倍, 生成调光信号。

[0157] 在图像间相加处理从“无效”切换为“有效”的情况下, 在从切换前到切换后, 调光电路 29 将参照光的光量或 LED 驱动电流切换(变更)为 $1/P$ 倍。

[0158] 这样, 与进行像素间相加的情况同样, 在进行了图像间相加的情况下, 调光电路 29 进行光量控制, 使得仅荧光图像成分突然增大, 合成图像的颜色平衡没有变化。除了像素间相加以外, 通过进行图像间相加, 在荧光图像的明亮度不足的情况下, 也能够消除或减少该不足。

[0159] 其他结构和作用与第 1 实施方式相同。

[0160] 另外, 图 11 所示的图像处理电路 39 示出荧光观察模式的情况下的结构, 在通常观察模式的情况下, 采用与第 1 实施方式相同的结构。

[0161] 在荧光观察模式的情况下, 除了如第 1 实施方式那样通过像素组合进行像素间的相加处理的功能以外, 本实施方式还具有进行图像间相加处理的功能。

[0162] 因此, 本实施方式具有第 1 实施方式的作用效果, 并且, 还能够通过图像间相加处理而在荧光观察模式中提供易于诊断的荧光图像。

[0163] 例如, 当像素组合的组合像素数 n 过大时, 荧光图像部分的分辨率劣化, 所以, 手术医生例如设定组合像素数 n 的上限值, 在设定为该上限值的状态下激励光的光量不足的情况下, 增大图像间相加处理的图像间相加数 P 。由此, 能够防止荧光图像部分的分辨率的劣化, 能够确保所需要的激励光的光量。

[0164] 另外, 如图 12 所示, 也可以设置运动检测电路 71, 该运动检测电路 71 根据形成重叠处理后的合成图像的例如反射光的图像信号, 检测时间上的运动量。也可以根据该运动检测电路 71 的运动量的检测信号, 进行抑制图像间相加数 P 和 / 或组合像素数 n 的范围的控制。并且, 图 13 示出根据运动检测电路 71 的 2 个图像 I_a 、 I_b 来检测运动量的状况。

[0165] 在图 12 的结构例中, 对运动检测电路 71 输入例如从同时化存储器 38a 输出的反射光的图像信号和经由延迟电路 72 而延迟了 1- 数帧的图像信号。如图 13 所示, 在运动检测电路 7 中, 检测从前者的图像 I_a 内设定的适当范围 R_a 内提取出的轮廓等特征部分或基准部分 C_a 相对于后者的图像 I_b 中的范围 P_b 内的特征部分或基准部分 C_b 移动多少的运动量 M' , 根据该检测结果计算(检测)帧间的平均运动量 M 。另外, 在图像 I_a 、 I_b 在时间上相差 Q 帧的情况下, $M=M'/Q$ 。

[0166] 并且, 运动检测电路 71 计算评价像素数 E , 并将其输出到调光电路 29、组合设定部 32、图像间相加处理电路 39b, 在对荧光进行摄像的 CCD 19b 中, 所述评价像素数 E 对计算出的运动量 M 在帧间为多少像素数进行了评价。因此, 运动检测电路 71 具有评价像素数计算部 71a, 该评价像素数计算部 71a 计算对运动量 M 在每 1 帧中相当于多少像素数进行了评价

的评价像素数 E 。并且,运动检测电路 71 具有:第 1 控制电路 71b,其根据评价像素数 E 对图像间相加处理电路 39b 的图像间相加数的上限值进行控制;以及第 2 控制电路 71c,其进行控制以抑制组合设定部 32 的组合像素数 n 的上限值。

[0167] 例如,在评价像素数 E 的值较小、即运动量 M 较小的情况下,运动检测电路 71 进行控制以将图像间相加处理电路 39b 的图像间相加数的上限值设定为较大,并且,对组合设定部 32 进行控制以抑制组合像素数 n 的上限值。

[0168] 然后,调光电路 29 在这种控制状态下进行光量控制。

[0169] 另一方面,在评价像素数 E 的值较大、即运动量 M 较大的情况下,运动检测电路 71 进行抑制以减小图像间相加处理电路 39b 的图像间相加数的上限值,对组合设定部 32 进行控制使得能够将组合像素数 n 设定为更大的上限值。然后,调光电路 29 在这种控制状态下进行光量控制。

[0170] 另外,在根据评价像素数 E 来抑制组合像素数 n 的上限值的条件下,由于 $E \times E$ 是在每帧中不鲜明的像素区域尺寸,所以,也可以设组合像素数 n 的上限值为 U_b ,以满足 $U_b \leq E \times E$ 的条件的方式进行设定。与此相对,在设图像间相加数的上限值为 U_i 的情况下,也可以设明显识别到存在运动的部分的轮廓等在 1 帧的期间内不连续的像素数的阈值为 T_m ,以满足 $U_i \leq T_m/E$ 的条件的方式进行设定。

[0171] 另外,被输入运动检测电路 71 (的评价像素数计算部 71a) 的评价像素数 E 的调光电路 29 也可以进行图像间相加处理电路 39b 的图像间相加数的控制、以及针对组合设定部 32 的组合像素数 n 的控制。

[0172] 通过使调光电路 29 进行上述控制,在观察运动较少的部分的情况下,抑制组合像素数 n ,能够通过图像间相加处理来补偿由于该组合像素数 n 而不足的感光度。

[0173] 这样,能够防止荧光图像部分的分辨率的降低,能够确保颜色平衡没有变化的状态来进行观察。并且,在运动较大的情况下,通过像素组合来提高感光度,能够追随运动而生成易于诊断的图像。

[0174] 在上述结构中,说明了使用反射光的图像信号的情况,但是,也可以使用荧光的图像信号进行运动检测。

[0175] 另外,对荧光的图像信号和反射光的图像信号进行重叠处理后的合成图像的图像信号不限于荧光图像和红色(R)成分的图像信号的情况,也可以是G成分或B成分的图像信号(2个颜色的虚拟彩色的图像信号),还可以根据多个图像信号生成3个颜色的虚拟彩色的图像信号。

[0176] 组合上述实施方式等的一部分等而构成的实施方式也属于本发明。

[0177] 本申请以 2011 年 6 月 7 日在日本申请的日本特愿 2011-127566 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。

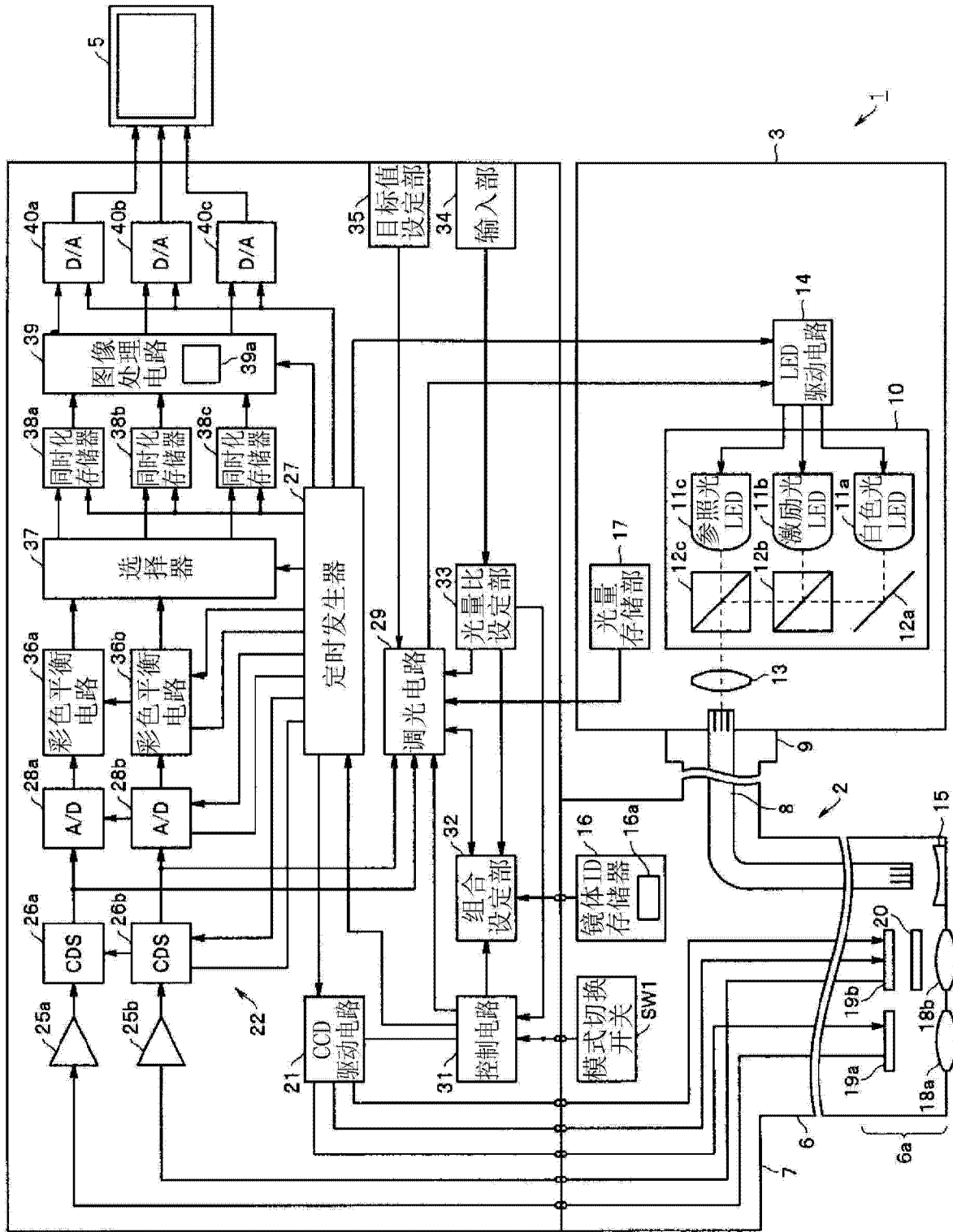


图 1

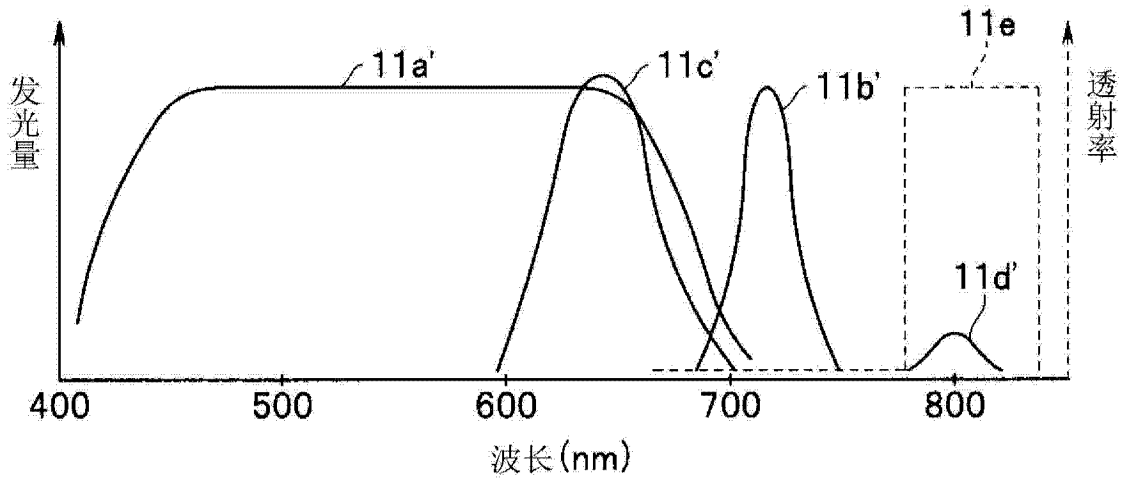


图 2

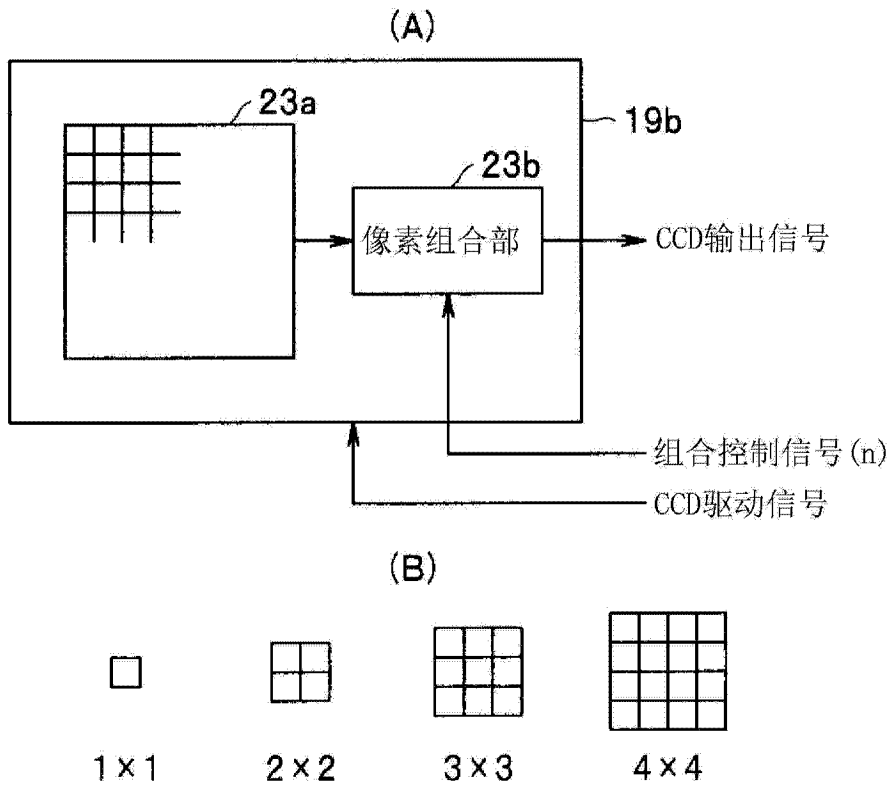


图 3

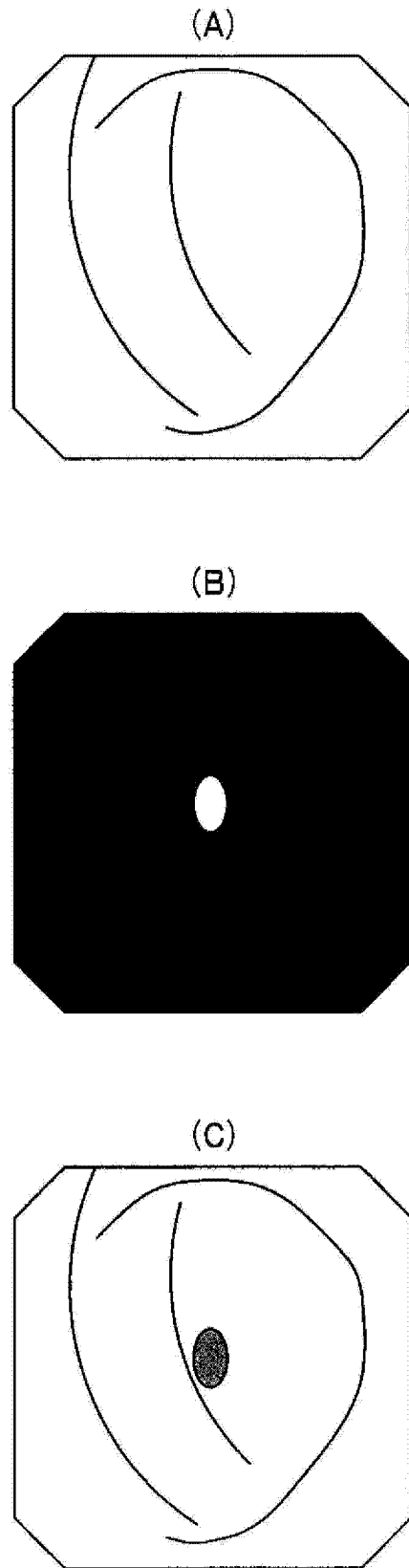


图 4

(A)

存储器地址	LED驱动电流 [mA]	激励光LED照明光量[mW]
XXX10010	100	10
XXX10020	101	10.2
.....
.....
XXX10100	200	23
.....

(B)

存储器地址	LED驱动电流 [mA]	激励光LED照明光量[mW]
XXX20001	10	2
XXX20002	10.1	2.1
.....
.....
XXX20100	20	4.3
.....

图 5

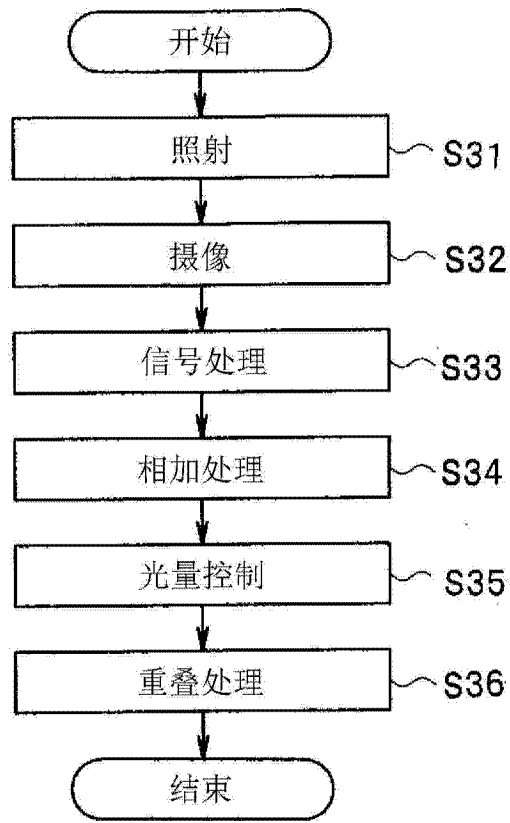


图 6A

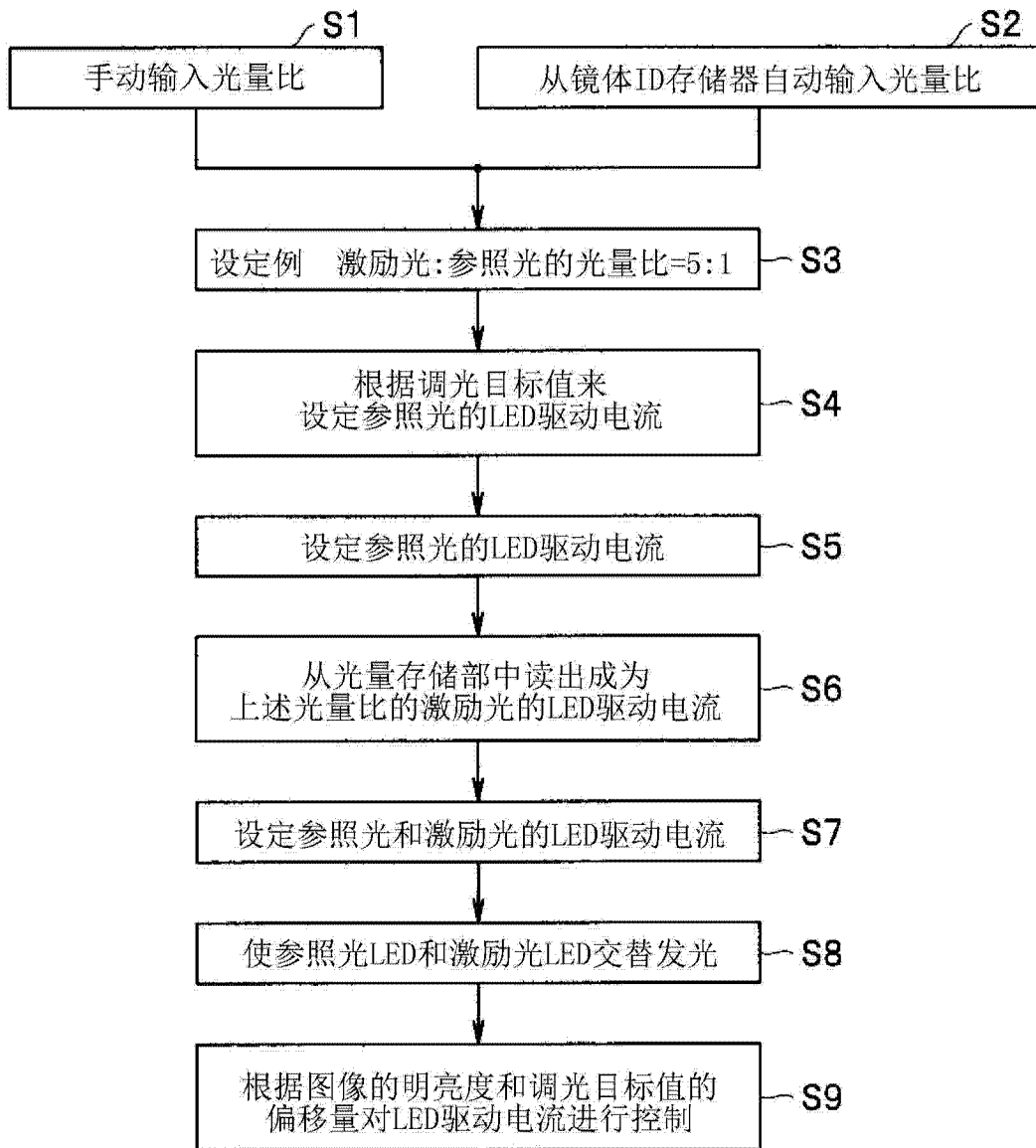


图 6B

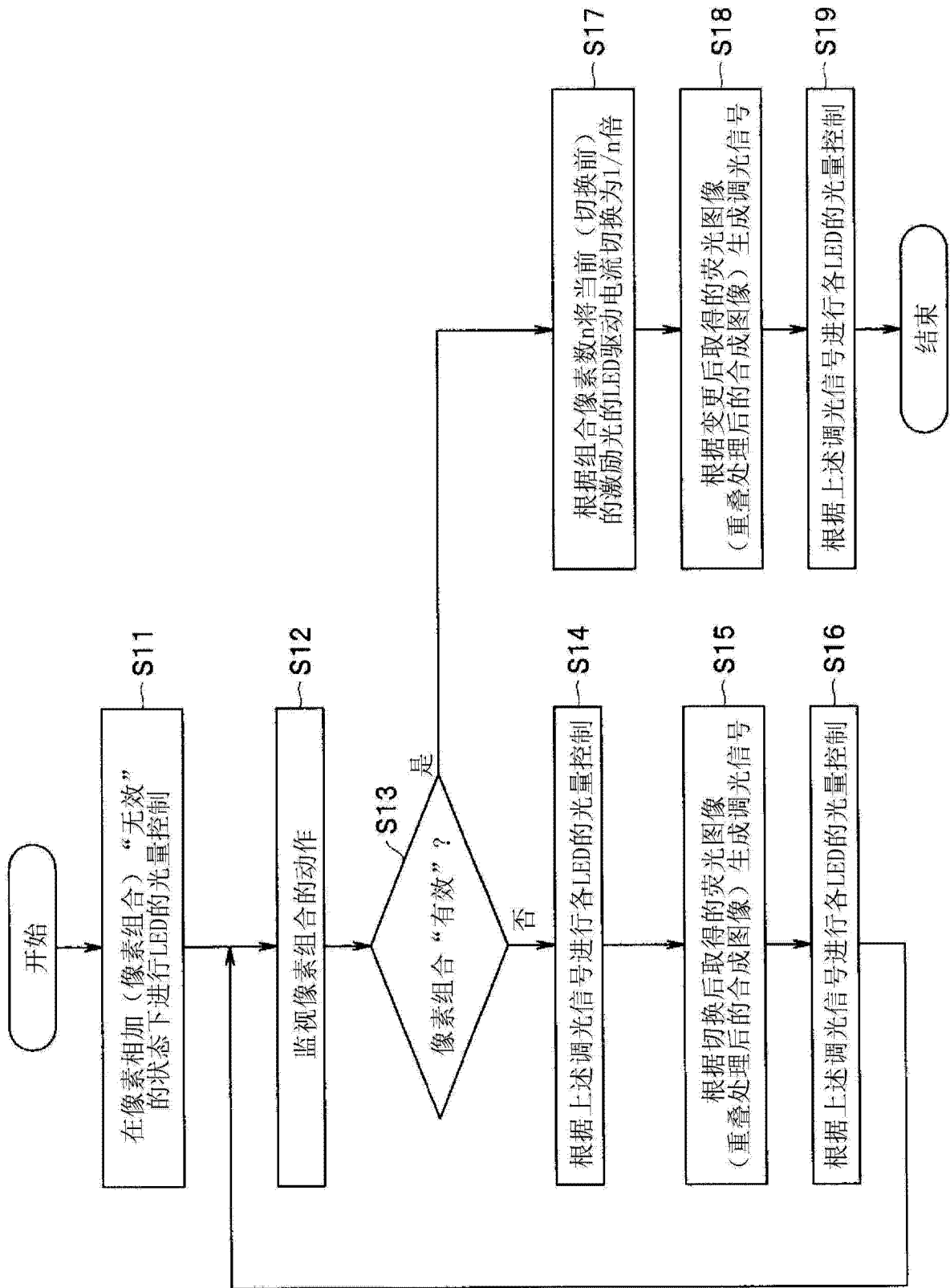


图 7

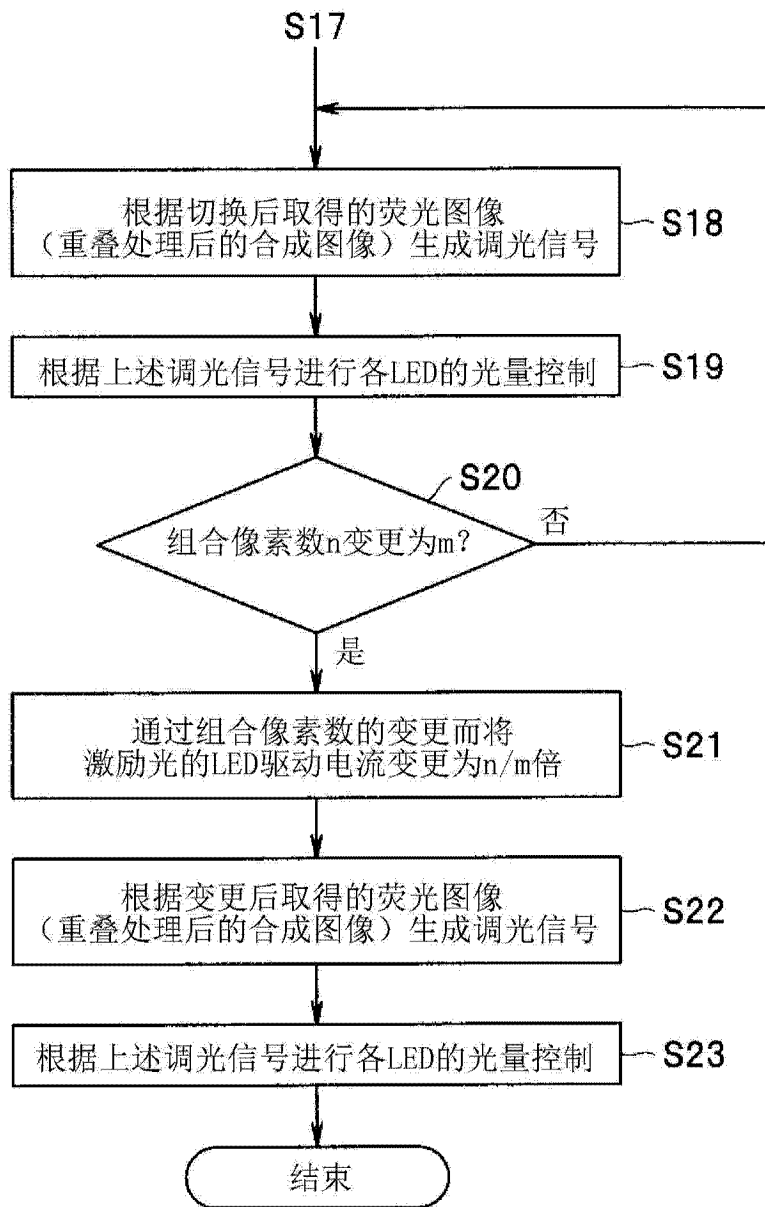


图 8

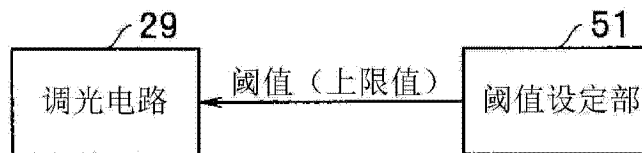


图 9A

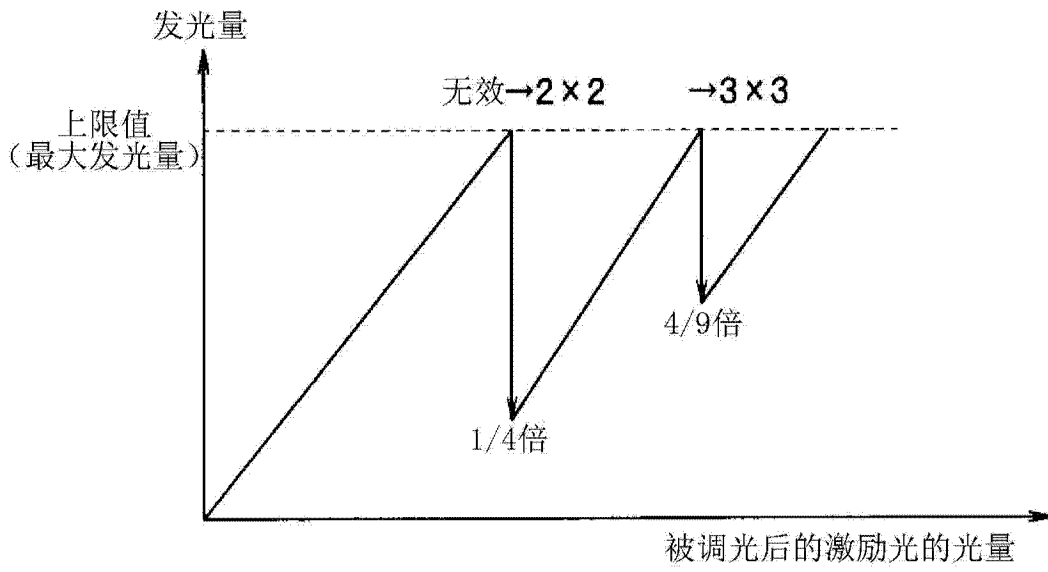


图 9B

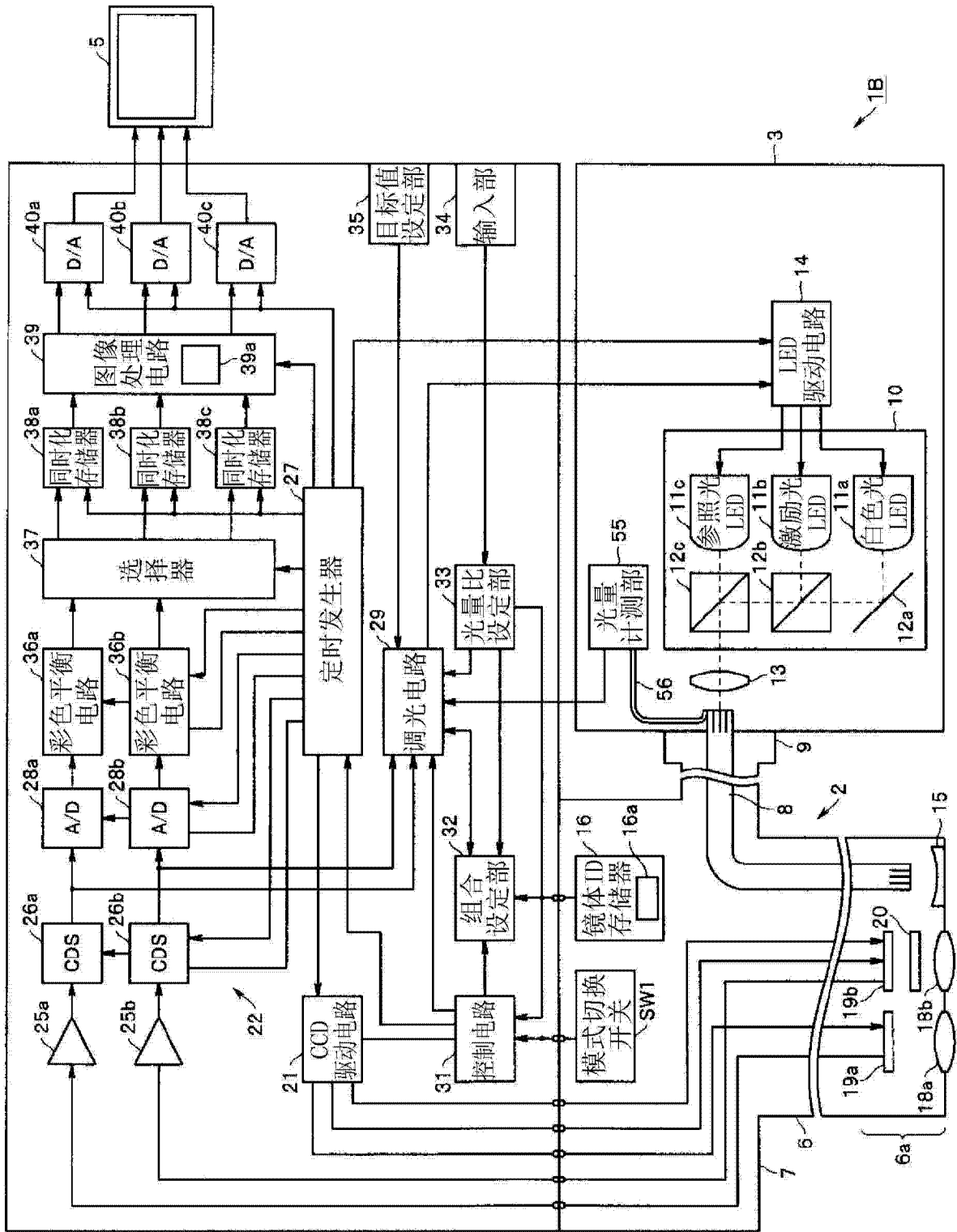


图 10

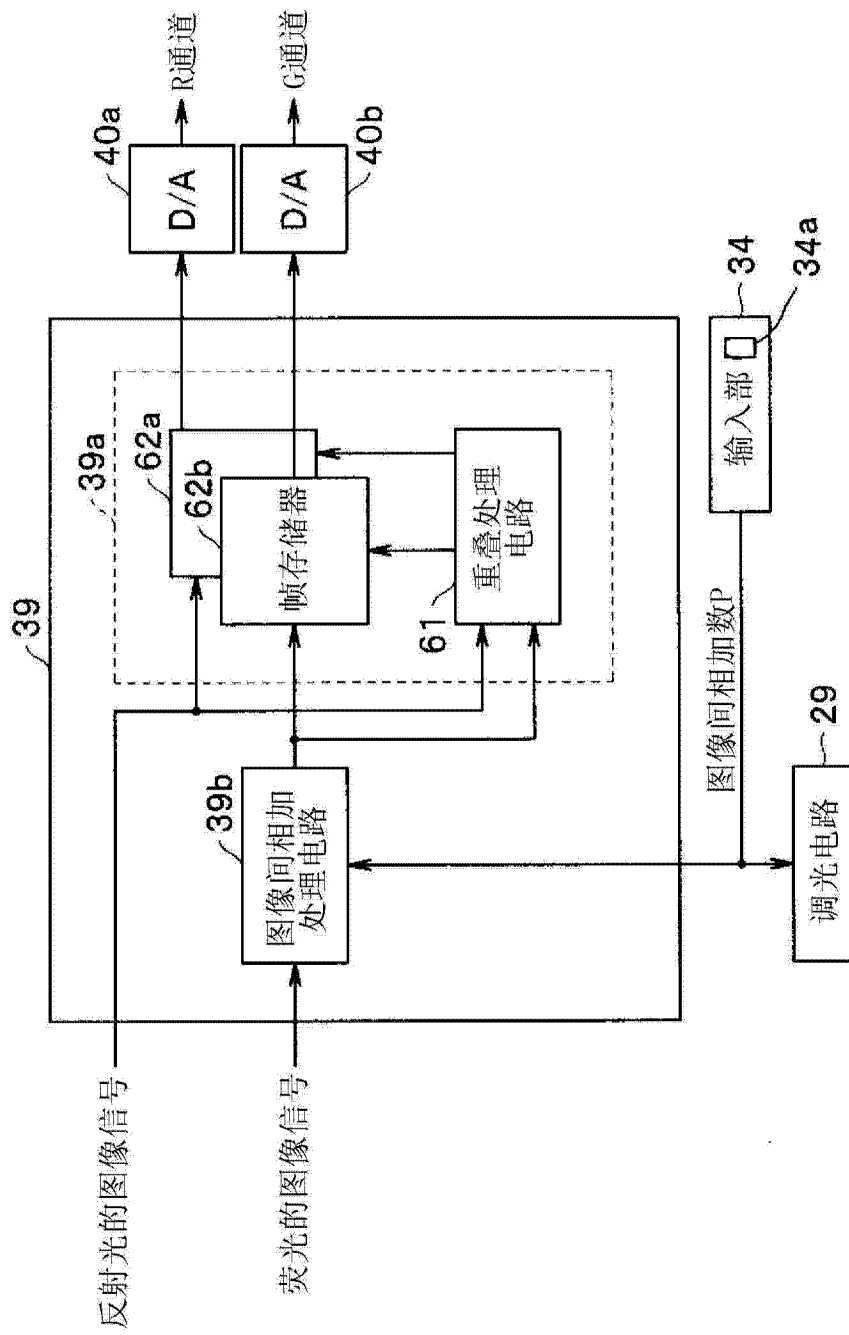


图 11

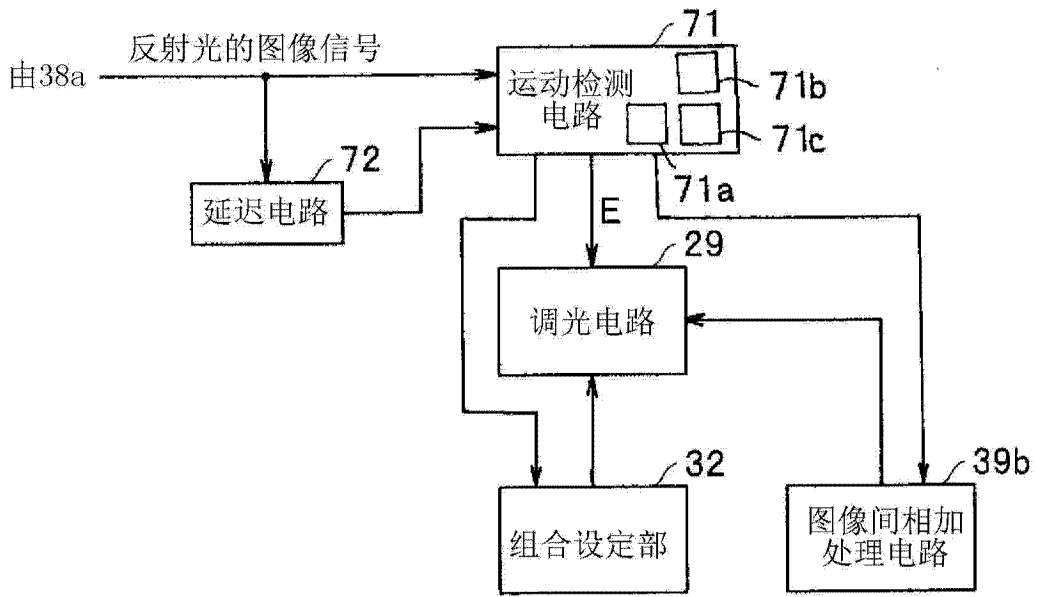


图 12

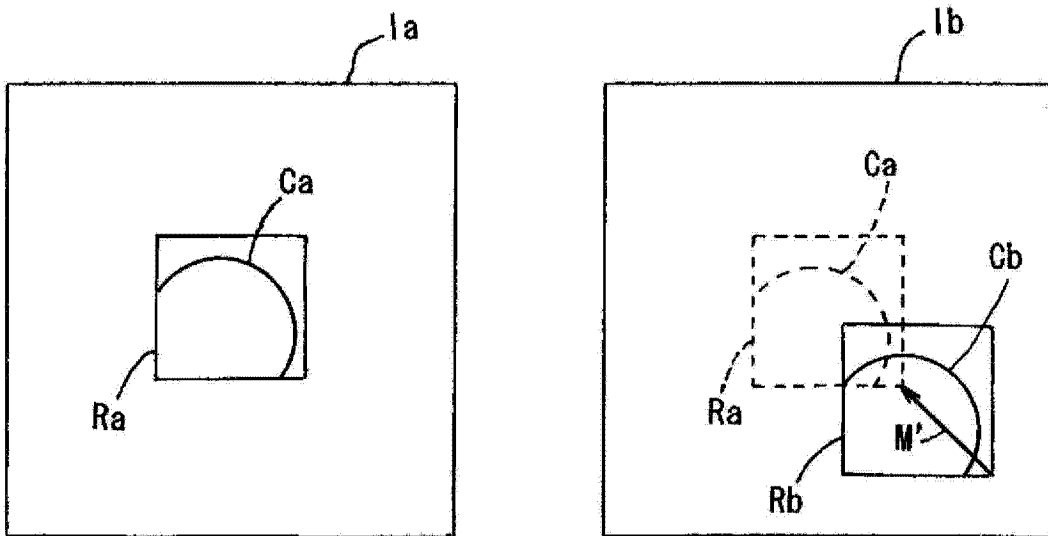


图 13

专利名称(译)	内窥镜装置和荧光观察的光量控制方法		
公开(公告)号	CN103491847A	公开(公告)日	2014-01-01
申请号	CN201280019500.9	申请日	2012-04-02
[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	武井俊二 道口信行		
发明人	武井俊二 道口信行		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G01N21/64 G02B23/24 H04N5/225 H04N5/238 H04N9/04		
CPC分类号	H04N5/2354 A61B1/043 H04N5/2356 G01N2021/6484 A61B1/0661 G01N21/6456 G02B2207/113 A61B1/00009 A61B1/0005 H04N2005/2255 A61B1/063 G02B23/2461 A61B1/00006		
代理人(译)	李辉		
优先权	2011127566 2011-06-07 JP		
其他公开文献	CN103491847B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜装置具有：光源部，其交替地对活体组织照射用于使其产生荧光的激励光和用于使其产生反射光的参照光；摄像部，其对来自活体组织的荧光和反射光进行摄像；信号处理部，其根据进行摄像而得到的信号生成图像信号；相加处理部，其根据对荧光进行摄像的情况下的荧光的图像信号，生成在像素间进行相加处理后的荧光的相加处理信号；光量控制部，其根据荧光的相加处理信号和反射光的图像信号，对激励光和参照光中的至少一方的光量进行控制，使得激励光和参照光的光量维持规定光量比；以及重叠处理部，其在维持了规定光量比的状态下进行重叠相加处理信号和反射光的图像信号的处理，将重叠后的合成图像信号输出到显示部。

