



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106255441 A

(43)申请公布日 2016. 12. 21

(21)申请号 201580021807.6

(22)申请日 2015.02.17

(30)优先权数据

2014-141656 2014.07.09 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.10.25

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/054211 2015.02.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/006266 JA 2016.01.14

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 五十岚诚 森田惠仁 泷泽一博

(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 于靖帅

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

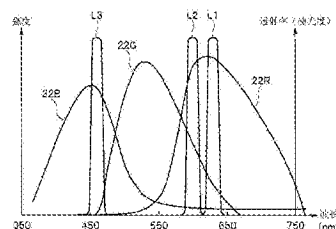
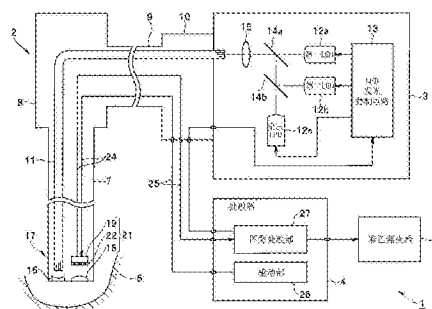
权利要求书2页 说明书12页 附图11页

(54)发明名称

内窥镜装置

(57)摘要

内窥镜装置具有：摄像元件，其具有在第一波段中具有感光度的第一像素、在包含第一波段的一部分在内的第二波段中具有感光度的第二像素；光源部，其产生用于向被检体照射的、在包含于第二波段的第一波段的一部分中强度达到峰值的第一光；以及加法部，其生成第一加法信号，该第一加法信号是将在第一像素中接受被检体被照射第一光时的返回光而获得的摄像信号与在第二像素中接受被检体被照射第一光时的返回光而获得的摄像信号相加而得的。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,该内窥镜装置具有:

摄像元件,其具有在第一波段中具有感光度的第一像素、在包含所述第一波段的一部分在内的第二波段中具有感光度的第二像素;

光源部,其构成为产生用于向被检体照射的、在包含于所述第二波段的所述第一波段的一部分强度达到峰值的第一光;以及

加法部,其构成为生成第一加法信号,该第一加法信号是将在所述第一像素中接受所述被检体被照射所述第一光时的返回光而获得的摄像信号与在所述第二像素中接受所述被检体被照射所述第一光时的返回光而获得的摄像信号相加而得的。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述光源部还在与所述第一光不同的定时产生在所述第一波段中强度达到峰值的第二光,

该内窥镜装置还具有图像生成部,该图像生成部构成为生成将所述第一加法信号和在所述第一像素中接受所述被检体被照射所述第二光时的返回光而获得的摄像信号分别分配成不同颜色的图像。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述光源部还产生第三光,该第三光是所述第一像素和所述第二像素不具有感光度的波段的光,

所述摄像元件还具有在所述第三光的波段中具有感光度的第三像素,

所述图像生成部生成将在所述加法部中生成的第一加法信号、在所述第一像素中接受所述被检体被照射第一光时的返回光而获得的摄像信号、以及在所述第三像素中接受所述被检体被照射所述第三光时的返回光而获得的摄像信号分别分配成不同颜色的图像。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于,

进而,所述第二光在包含于所述第二波段的所述第一波段的一部分以内在与所述第一光不同的波长中强度达到峰值,

所述加法部还生成第二加法信号,该第二加法信号是将在所述第一像素中接受来自被照射所述第二光时的所述被检体的返回光而获得的摄像信号与在所述第二像素中接受所述被检体被照射所述第二光时的返回光而获得的摄像信号相加而得的,

所述图像生成部生成将在所述加法部中生成的第一加法信号与所述第二加法信号分别分配成不同颜色的图像。

5. 根据权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述光源部产生波长是600nm和630nm、或者波长是630nm和600nm的窄带光作为所述第一光和所述第二光。

6. 根据权利要求4所述的内窥镜装置,其特征在于,

该内窥镜装置还具有调光电路,该调光电路根据所述第一加法信号、所述第二加法信号、以及所述第三像素的摄像信号而生成用于进行调光的调光信号,所述内窥镜装置根据所述调光信号来调整所述光源部中的所述第一光的发光量和所述第二光的发光量,从而调整显示装置中所显示的图像的明亮度。

7. 根据权利要求3所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述光源部具有分别产生所述第一光、所述第二光以及所述第三光的第一光源、第二

光源以及第三光源，

所述内窥镜装置还具有发光控制电路，该发光控制电路进行所述第一光源、所述第二光源以及所述第三光源的各发光的控制，

所述发光控制电路进行使所述第一光源和所述第二光源交替发光、并且使所述第三光源连续发光的控制。

8. 根据权利要求3所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述光源部具有同时产生所述第一光和所述第三光的第一光源、同时产生所述第二光和所述第三光的第二光源，

所述内窥镜装置还具有发光控制电路，该发光控制电路交替进行所述第一光源和所述第二光源的发光的控制。

9. 根据权利要求3所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述摄像元件具有：第一彩色滤镜和第二彩色滤镜，它们具有分别透射所述第一光和所述第二光的透射率；以及第三彩色滤镜，其具有仅透射所述第三光的透射率，所述摄像元件由彩色摄像元件构成，该彩色摄像元件由接受分别透射所述第一彩色滤镜、所述第二彩色滤镜以及所述第三彩色滤镜的光的像素分别形成所述第一像素、所述第二像素以及所述第三像素。

10. 根据权利要求2所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述光源部具有：第一光源，其同时产生所述第一光和仅所述第三像素具有感光度的第三光；以及第二光源，其同时产生所述第二光和所述第二像素与所述第三像素具有感光度的第四光，

所述加法部除了所述第一加法信号之外，还生成第二加法信号，该第二加法信号是由所述第二像素和所述第三像素分别接受来自被照射所述第四光时的所述被检体的返回光而获得的第二摄像信号和第三摄像信号相加而得的，

所述内窥镜装置还具有发光控制电路，该发光控制电路进行使所述第一光源和所述第二光源交替发光的控制，

所述图像生成部生成将所述第一加法信号和所述第二加法信号分别分配成不同颜色的图像，并且生成为将从所述第三光和所述第四光的照射下生成的两个图像中选择的一方分配成一种颜色的图像。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及使用多个波段的照明光来生成内窥镜图像的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,进行使用了内窥镜的低侵害的各种检查和手术。手术人员将内窥镜插入到体腔内,对由设置于内窥镜插入部的前端部的摄像装置拍摄的被摄体进行观察,并且能够根据需要使用贯穿插入于处置器具通道内的处置器具来对病变部进行处置。使用了内窥镜的手术由于不进行剖腹等,因此具有使患者的身体负担较小的优点。

[0003] 并且,在内窥镜装置中,不仅进行使用了白色光的普通观察,为了观察内部的血管,也可以进行使用了红外光等特殊光的特殊光观察。

[0004] 例如,作为第一以往例的日本特开2011-92690号公报,在该公报中的图3中公开有:透射一部分相互重合且各自不同的波段的光的R、G、B滤镜、和通过使第一~第三窄带光源依次接通而依次发出第一~第三窄带光从而生成第一~第三窄带摄像信号的内容。第三窄带光N3为在G、B滤镜中重合的波段内的窄带光。

[0005] 并且,作为第二以往例的日本特开2010-193421号公报公开有:具有包含一部分相互重合的波段那样的透射率的R、G、B滤镜、以及使分别具有不同的发光波长区域的特殊光1、2、3同时发光的内容(该公报中的段落[0064])和选择性地发光的内容(该公报中的段落[0068])。

[0006] 在上述第一和第二以往例的情况下,在使用了具有在一部分相互重合的波段中分别透射的彩色滤镜的摄像元件的情况下,当对在重合的波段内发出的光的返回光进行拍摄时,由于摄像元件的感光度降低,因此具有SNR(信噪比)降低的缺点。

[0007] 本发明就是鉴于上述的点而完成的,其目的在于提供一种内窥镜装置,该内窥镜装置即使在摄像元件中的对相互不同的波长区域分别具有感光度的两个像素用都具有感光度的一部分的波长区域的光的返回光进行拍摄的情况下,也能够生成SNR较高的信号。

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:摄像元件,其具有在第一波段中具有感光度的第一像素、在包含所述第一波段的一部分在内的第二波段中具有感光度的第二像素;光源部,其产生用于向被检体照射的、在包含于所述第二波段的所述第一波段的一部分中强度达到峰值的第一光;以及加法部,其生成第一加法信号,该第一加法信号是将在所述第一像素中接受所述被检体被照射所述第一光时的返回光而获得的摄像信号与在所述第二像素中接受所述被检体被照射所述第一光时的返回光而获得的摄像信号相加而得的。

附图说明

[0010] 图1是示出本发明的第一实施方式的内窥镜装置的整体结构的图。

- [0011] 图2是示出第一实施方式的功能性结构的图。
- [0012] 图3是示出摄像元件的具有彩色滤镜的像素排列的图。
- [0013] 图4是与摄像元件的分光感光度的特性一起示出作为光源装置的光源的LED产生的光的波段的图。
- [0014] 图5是示出图像处理部的结构的框图。
- [0015] 图6是第一实施方式的动作说明图。
- [0016] 图7是示出本发明的第一实施方式的第一变形例的内窥镜装置的整体结构的图。
- [0017] 图8是示出用于图7的内窥镜装置的旋转滤镜的图。
- [0018] 图9是示出设置于图8的旋转滤镜的外周侧和内周侧的滤镜的分光特性的图。
- [0019] 图10是示出本发明的第一实施方式的第二变形例中的旋转滤镜的图。
- [0020] 图11是示出设置于图10的旋转滤镜的外周侧和内周侧的滤镜的分光特性的图。
- [0021] 图12是示出第二变形例中的图像处理部的结构的图。
- [0022] 图13是第二变形例的动作说明图。
- [0023] 图14是示出第三变形例中的旋转滤镜的图。
- [0024] 图15是示出设置于图14的旋转滤镜上的三个滤镜的分光特性的图。

具体实施方式

[0025] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0026] (第一实施方式)

[0027] 如图1所示,本发明的第一实施方式的内窥镜装置1具有:内窥镜2,其插入到体内或体腔内;光源装置3,其向内窥镜2提供照明光;作为图像处理装置的处理部4,其驱动搭载于内窥镜2的摄像部,并且进行针对所拍摄的摄像信号的图像处理;以及彩色监视器5,其形成显示部(图2中43),该显示部通过被输入由处理部4生成的显示用图像信号而将显示用图像信号作为内窥镜图像进行显示。

[0028] 内窥镜2具有:细长的插入部7,其插入到被检体6内;操作部8,其设置于插入部7的后端;以及线缆9,其从操作部8延伸。设置于线缆9的端部的连接器10装卸自如地与光源装置3连接。

[0029] 在内窥镜2内贯穿插入有传输照明光的光导11,该光导11的后端(端部)在连接器10中作为入射端部11a。

[0030] 光源装置3具有作为产生照明光的多个光源的第一发光二极管(简称为第一LED)12a、第二LED 12b、以及第三LED 12c。并且,光源装置3内的形成发光控制电路(发光控制部)的LED发光控制电路13提供使LED 12a、12b、12c发光的电源,并使提供给LED 12a、12b、12c的电流等可变量来控制发光量。

[0031] LED 12a发出的光选择性地透射分色镜14a,并由聚光透镜15进行聚光。并且,LED 12b发出的光被分色镜14b选择性地反射,并被分色镜14a选择性地反射,由聚光透镜15进行聚光。LED 12c发出的光选择性地透射分色镜14b,并被分色镜14a选择性地反射,由聚光透镜15进行聚光。

[0032] LED 12a、12b、12c各自发出的光分别为第一照明光L1、第二照明光L2、第三照明光L3,由第一照明光L1、第二照明光L2、第三照明光L3构成的照明光被聚光透镜15聚光而入射

到光导11的入射端部11a。

[0033] 光导11传输所入射的照明光,所述照明光从配置于插入部7的前端部的光导11的前端面进一步经由照明透镜16射出到被检体6内的粘膜6a侧来对粘膜6a侧进行照明。LED 12a、12b、12c、分色镜14a、14b、发光控制电路13、聚光透镜15、光导11以及照明透镜16形成对被检体6内的粘膜6a侧进行照明的照明部17。另外,也可以说光导11和照明透镜16构成照明部17。

[0034] 图2表示由照明部17对粘膜6a侧进行照明的情况。如图1所示,在插入部7的前端部,与配置于照明窗的照明透镜16相邻地设置有观察窗,在观察窗上安装有物镜18,在物镜18的成像位置配置有电荷耦合元件(简称为CCD)等摄像元件19的摄像面19a(参照图3)。物镜18与摄像元件19接受形成来自被照明部17照明的粘膜6a侧的返回光的反射光而形成对粘膜6a侧进行拍摄的摄像部21。

[0035] 本实施方式中的摄像元件19具有彩色滤镜22,其中,该彩色滤镜22具有三个R、G、B滤镜22R、22G、22B,该三个R、G、B滤镜22R、22G、22B将形成被成像在摄像面19a上的光学像的光分离成三个波段的光。图3示出了摄像面19a中的像素排列。

[0036] 如图3所示,在摄像面19a上,构成进行光电转换的受光元件的像素二维配置,在各像素的前方,分别透射红(R)、绿(G)、蓝(B)的波段的光的R、G、B滤镜22R、22G、22B按照像素单位规则地配置而形成有原色拜耳方式的彩色滤镜22。在图3的情况下,G、B滤镜22G、22B在水平方向上排列的第一排列与R、G滤镜22R、22G在水平方向上排列的第二排列在纵向方向上交替反复排列。在本说明书中,如图3所示,将接受分别透射R、G、G滤镜22R、22G、22B的光的各像素分别记为像素23R、23G、23B。

[0037] 并且,在图3的情况下,由纵向方向的两个像素与横向方向的两个像素构成的四个像素成为要形成一个彩色像素所需要的一个单位的排列像素,在处理器4中按照作为单位的排列像素生成R、G、B信号。

[0038] 图4示出了构成彩色滤镜22的R、G、B滤镜22R、22G、22B的相对于波长的透射特性。并且,在各像素接受分别透射R、G、B滤镜22R、22G、22B的光的情况下,成为各像素中的相对于波长的感光度的特性。

[0039] 并且,在图4中,示出了上述三个LED 12a、12b、12c分别产生的作为第一光的第一照明光L1、作为第二光的第二照明光L2、作为第三光的第三照明光L3的强度分布的特性。在本说明书中,第一光与第一照明光L1意思相同,关于第二光、第三光也同样。

[0040] 如图4所示,因为R、G、B滤镜22R、22G、22B的相对于波长的透射特性分别一部分重合,因此接受分别透射R、G、B滤镜22R、22G、22B的光的像素的感光度也成为一部分重合的特性。

[0041] 第一照明光L1、第二照明光L2、第三照明光L3是分别在630nm附近、600nm附近、460nm附近强度达到峰值、半值宽度为10~30nm左右的窄带光。

[0042] 对于在460nm附近强度达到峰值的第三照明光L3的来自被检体6侧的反射光,实质上仅是接受透射过B滤镜22B的光的像素23B具有感光度。换言之,光源装置3除了第一、第二照明光L1、L2之外,还产生(形成)第一、第二像素(的像素23R、23G)不具有感光度的第三照明光L3。

[0043] 与此相对,对于在630nm附近强度达到峰值的第一照明光L1的来自被检体侧的反

射光和在600nm附近强度达到峰值的第二照明光L2的来自被检体侧的反射光,接受透射过G滤镜22G的光的像素23G和接受透射过R滤镜22R的光的像素23R的两方具有感光度。

[0044] 例如,对于在630nm达到峰值的第一照明光L1的来自被检体6侧的反射光,R滤镜22R的像素(例如第一像素)23R的感光度比G滤镜22G的像素(例如第二像素)23G的感光度大得多。

[0045] 另一方面,对于在600nm达到峰值的第二照明光L2的来自被检体6侧的反射光,R滤镜22R的像素23R的感光度比G滤镜22G的像素23G的感光度大,但与第一照明光L1的情况相比差较小。

[0046] 并且,对于在630nm达到峰值的第一照明光L1的来自被检体6侧的反射光和在600nm达到峰值的第二照明光L2的来自被检体6侧的反射光,R滤镜22R的像素23R以最高的感光度进行拍摄,但无法分离这些600nm和630nm的各反射光进行拍摄。

[0047] 因此,在本实施方式中,使第一照明光L1与第二照明光L2进行时间分割而交替进行照明,因为对于第三照明光L3的来自被检体侧的反射光来说,实质上仅是B滤镜22B的像素(第三像素)23B具有感光度,因此关于第三照明光L3进行连续照明。LED发光控制电路13进行控制以使LED 12c持续发光,与此相对,使LED 12a和12b交替发光(参照图6)。

[0048] 另外,在本实施方式中,分别将作为从波长较长的一方开始依次在630nm、600nm、460nm达到峰值的光的各光作为第一照明光L1、第二照明光L2、第三照明光L3进行了说明,但关于以第一照明光L1进行拍摄的情况和以第二照明光L2进行拍摄的情况,由于在性质上具有类似的特征,因此也能够将600nm的光定义或解释为第一照明光L1(或第一光),将630nm的光定义或解释为第二照明光L2(第二光)。

[0049] 在图4的特性图中,在630nm的光中,像素23G的感光度与像素23R的感光度相比小得多,与此相对,在600nm的光中,与前者情况(即630nm的情况)相比像素23G的感光度较高(较大)。因此,在将600nm的光作为第一照明光L1,并将该600nm的光作为照明光的情况下,若生成将两个像素的摄像信号相加而得的加法信号,则与仅由一个像素生成摄像信号的情况相比能够充分地增大SNR。

[0050] 上述摄像元件19与在内窥镜2内贯穿插入的信号线24的一端连接,信号线24的另一端通到连接器10的接点。连接器10的接点进而经由连接线缆内的信号线25而装卸自如地与处理器4连接。

[0051] 处理器4具有:驱动部26,其产生驱动摄像元件19的摄像元件驱动信号;以及图像处理部(或图像处理电路)27,其进行针对从摄像元件19输出的摄像信号的图像处理,而生成在彩色监视器5上进行彩色显示的显示用图像信号。

[0052] 摄像元件19通过由形成驱动部26的驱动电路施加摄像元件驱动信号,从而将光电转换后的摄像信号输出给图像处理部27。

[0053] 由图像处理部27生成的显示用图像信号输出给彩色监视器5,由摄像元件19拍摄的图像作为内窥镜图像进行显示。在本实施方式中,如上述那样,向被检体6的粘膜6a照射强度达到峰值的波长分别不同的三个窄带光,而由具有彩色滤镜22的摄像元件19进行拍摄。

[0054] 由于窄带光向图2所示的粘膜6a的表层附近的深度方向的侵入深度根据其波长而不同,因此能够获取根据窄带光的波长来选择性地提取粘膜6a的表层附近的血管的流动状

态的图像信息。

[0055] 具体来说,630nm的窄带光的侵入深度最大,在该窄带光的照射下进行拍摄的情况下,能够获取深部侧的粗径血管6b的流动状态的信息。并且,由于600nm的光的波长比630nm稍长,因此适于获取比630nm稍浅的区域中的血管的流动状态的信息。换言之,若在630nm与600nm的波长的窄带光下进行拍摄,则能够获取粗径血管6b的流动状态的信息和在比该粗径血管6b稍浅的深度位置附近流动的血管的流动状态的信息。

[0056] 并且,460nm的窄带能够获取在粘膜6a的表层附近的较浅的深度位置流动的毛细血管等的流动状态的信息。并且,如后述那样,通过将分别在三个窄带光的照射下由摄像元件19拍摄的摄像信号分配成不同的颜色并作为彩色的内窥镜图像进行显示,手术人员能够详细地视觉确认粘膜6a的表层附近的血管的流动状态。

[0057] 因此,在本实施方式的内窥镜装置1的观察下,若使用电手术刀等进行手术,则能够与尤其是深部侧的粗径血管6b的流动状态一起视觉确认因切除等而改变的情况,从而容易顺利地进行手术。

[0058] 图5示出图像处理部27的结构。图像处理部27具有进行图像处理部27内的多个电路的控制的控制电路31,作为输入给图像处理部27的输入信号的摄像信号被输入给预处理电路32,预处理电路32使用预先保存于控制电路31内的存储器31a的参数值来进行对摄像信号中的OB(光学黑)进行钳位而确定黑电平的处理、针对摄像元件19中的缺陷像素的校正处理、以及噪声降低处理等。

[0059] 预处理电路32的输出信号被输入给增益调整用的放大器33,通过根据进行了后述的调光检波的检波值来调整放大器33的增益从而根据摄像信号对彩色监视器5上显示的内窥镜图像的明亮度进行调整。放大器33的输出信号被输入给A/D转换电路34,从而模拟摄像信号被转换为数字摄像信号。

[0060] A/D转换电路34的输出信号被输入给颜色分离电路35,颜色分离电路35根据摄像元件19的R、G、B滤镜22R、22G、22B的排列,将所输入的摄像信号分离成颜色分量进行输出。

[0061] 如上述那样,第三照明光L3作为进行连续的照明的照明光,而第一照明光L1和第二照明光L2作为交替(按时间分割)进行照明的面顺序照明光。并且,颜色分离电路35连续地输出(图5中实线所示)在第三照明光L3下由B滤镜22B的像素23B拍摄的信号(图5中简写为B),而交替输出(图5中虚线所示)在第一照明光L1和第二照明光L2下由R、G滤镜22R、22G的像素23R、23G拍摄的信号(图5中简写为R、G)。

[0062] 颜色分离电路35的输出信号被输入给作为插值处理电路的去马赛克电路36而进行插值处理。该插值处理例如在日本特开2008-35470号公报中公开。并不限于这样的插值处理,例如也可以进行公知的双三次等插值处理。

[0063] 去马赛克电路36的输出信号被输入给形成加法部的加法处理电路37,加法处理电路37将按照面顺序拍摄的信号相加,并输出给同时化电路38。同时化电路38具有存储器部39,该存储器部39为了进行同时化而例如具有三个存储器39R、39G、39B。

[0064] 如后述那样,将在第一照明光L1下拍摄并相加而得的第一加法信号输出给同时化电路38(的存储器39R)以使得同时化电路38作为R通道的R信号输出,将在第二照明光L2下拍摄并相加而得的第二加法信号输出给同时化电路38(的存储器39G)以使得同时化电路38作为G通道的G信号输出。另外,在图5中示出了将存储器部39配置于同时化电路38的外侧的

结构,但也可以是将存储器部39设置于同时化电路38的内部的结构。

[0065] 另外,从图5中的加法处理电路37以虚线所示的相加的R+G、R+G的信号简略表示将在第一照明光下拍摄的信号相加而得的第一加法信号和将在第二照明光下拍摄的信号相加而得的第二加法信号。并且,R+G、R+G的信号分别保存在同时化电路38中的不同的存储器39R、39G中,同时化电路38作为相互不同颜色的R、G通道的R、G信号输出。

[0066] 并且,加法处理电路37将由B滤镜22B的像素23B拍摄的B信号(不进行相加地)直接输出给同时化电路38,该B信号保存于存储器39B。同时化电路38将保存于存储器39B的B信号作为B通道的B信号与R、G通道的R、G信号同时输出。

[0067] 这样,同时化电路38形成颜色分配部(颜色分配电路)或图像生成部,该颜色分配部(颜色分配电路)或图像生成部生成将第一加法信号、第二加法信号、形成第三像素的像素23B的B信号分别分配成不同颜色的图像。

[0068] 同时化电路38通过同时读出在时间分割的照明光L1、L2和连续的照明光L3的照明下拍摄并保存于三个存储器39R、39B、39c的三个摄像信号从而将同时化的信号(图5中实线所示的R、G、B)输出给白平衡电路40。

[0069] 白平衡电路40例如由三个增益可变放大器构成,其进行调整以使得在对作为基准的白色的被摄体进行了拍摄的情况下的从白平衡电路40输出的三个R、G、B信号中的例如G信号的信号电平与其他两个信号R、B的信号电平相等。具体来说,对三个增益可变放大器的增益进行可变调整以使得第一加法信号、第二加法信号、B信号的信号电平相等。

[0070] 白平衡电路40将输出信号输出给后处理电路41和调光电路42。后处理电路41例如使用预先保存于控制电路31的存储器31a的灰度变量系数、颜色转换系数、轮廓强调系数来进行灰度转换处理、颜色强调处理、轮廓强调处理,并将处理后的R、G、B信号作为显示用图像信号输出给构成显示部(或显示装置)43的彩色监视器5。彩色监视器5显示由摄像部21拍摄的被检体6的图像。

[0071] 调光电路42根据从白平衡电路40输入的信号生成亮度信号Y,并且生成亮度信号Y的一帧~几帧期间的平均值的信号作为明亮度信号,并将与作为目标的明亮度之间的差分的信号作为调光信号输出给LED发光控制电路13。

[0072] 在明亮度信号是比调光目标的明亮度小的调光信号的情况下,成为LED发光控制电路13使LED 12a、12b、12c的发光量增大的调光信号,在明亮度信号是比调光目标的明亮度大的调光信号的情况下,成为LED发光控制电路13使LED 12a、12b、12c的发光量减小的调光信号。

[0073] 并且,图像处理部27或处理器4具有操作面板44,用户通过从操作面板44进行图像处理部27进行图像处理的情况下的参数的设定、目标的明亮度的设定等的操作和输入,使控制电路31进行对应的控制动作。另外,图3所示的显示图像生成电路45由图5中的预处理电路32至放大器33、…、后处理电路41构成,但也可以定义为由后处理电路41构成。

[0074] 这种结构的内窥镜装置1的特征在于,具有:摄像元件19,其具有像素23R和像素23G,该像素23R形成在第一波段具有感光度的第一像素,该像素23G形成在包含所述第一波段的一部分在内的第二波段具有感光度的第二像素;光源装置3,其形成光源部,该光源部产生用于向被检体6照射的、在包含于所述第二波段的所述第一波段的一部分中强度达到峰值的第一光;以及加法处理电路37,其形成加法部,该加法部生成第一加法信号,其中,该

第一加法信号是将在所述第一像素中接受照射所述第一光时的所述被检体6的返回光而获得的摄像信号与在所述第二像素中接受照射所述第一光时的所述被检体6的返回光而获得的摄像信号相加而得的。

[0075] 下面,对本实施方式的动作进行说明。如上述那样,手术人员将内窥镜2插入到被检体6内,向粘膜6a照射作为窄带光的照明光,对彩色监视器5上显示的彩色的内窥镜图像进行观察,并使用电手术刀等进行切除病变部等的手术。图6示出利用本实施方式的内窥镜装置1在彩色监视器5上显示彩色的内窥镜图像的情况下的动作说明用的时序图。

[0076] 光源装置3在每一帧照明期间 T_1 、 T_2 、 T_3 、 $\dots$ 、 T_i 、 $\dots$ 交替产生第一照明光 L_1 和第二照明光 L_2 ,并且交替的照明光 L_1 、 L_2 向被检体6侧照射。在图6中,在照明期间 T_i 的 i 为奇数的情况下,依次向被检体6照射第一照明光 L_{1_1} 、 L_{1_3} 、 L_{1_5} , $\dots$,在照明期间 T_i 的 i 为偶数的情况下,依次向被检体6照射第二照明光 L_{2_2} 、 L_{2_4} 、 L_{2_6} , $\dots$ 。并且,第三照明光 L_3 如 L_{3_1} 、 L_{3_2} 、 L_{3_3} , $\dots$ 所示那样连续地向被检体6照射。

[0077] 在进行这样的照明光的照射时,摄像元件19接受作为来自被检体6的返回光的反射光,并将光电转换后的摄像信号输出给图像处理部27。图像处理部27将经过了预处理电路32、放大器33、A/D转换电路34的摄像信号输入给颜色分离电路35。

[0078] 颜色分离电路35输出从图6所示的三个输出端35a、35b、35c进行了颜色分离后的摄像信号。例如,在照明期间 T_1 中,在第一照明光 L_1 和第三照明光 L_3 下由摄像元件19进行了拍摄的情况下,在照明期间 T_1 结束的(照明期间 T_2 开始)期间,输出端35a输出由R滤镜的像素23R拍摄的摄像信号 $R(L_{1_1})$,输出端35b输出由G滤镜的像素23G拍摄的摄像信号 $G(L_{1_1})$,输出端35c输出由B滤镜的像素23B拍摄的摄像信号 $B(L_{3_1})$ 。

[0079] 并且,在照明期间 T_2 结束的(照明期间 T_3 开始)期间,输出端35a输出由R滤镜的像素23R拍摄的摄像信号 $R(L_{2_2})$,输出端35b输出由G滤镜的像素23G拍摄的摄像信号 $G(L_{2_2})$,输出端35c输出由B滤镜的像素23B拍摄的摄像信号 $B(L_{3_2})$ 。

[0080] 照明期间 T_3 、 T_4 , $\dots$ 等也进行同样的处理。颜色分离电路35的输出信号在去马赛克电路36中进行了插值处理后,输出给加法处理电路37。

[0081] 如图6所示,加法处理电路37(的第一加法处理电路37a(R))生成第一加法信号,该第一加法信号是将在第一照明光 L_1 下分别由像素23R和像素23G拍摄的摄像信号 $R(L_{1_1})$ 与 $G(L_{1_1})$ 相加而得的。

[0082] 并且,加法处理电路37(中的第二加法处理电路37b)生成第二加法信号,该第二加法信号是将在第二照明光 L_2 下分别由像素23R和像素23G拍摄的摄像信号 $R(L_{2_2})$ 与 $G(L_{2_2})$ 相加而得的。如图6所示,在照明期间 T_4 、 $\dots$ 等中的加法处理也是同样的处理。另外,例如第一加法处理电路37a(R)表示将生成的第一加法信号保存在同时化电路38中的被分配成R颜色的R存储器39R中。

[0083] 这样,在本实施方式中,形成加法部的加法处理电路37在两个像素23R、23G中的感光度重叠的一部分的波长区域中照射作为强度达到峰值的光的第一照明光 L_1 、或第二照明光 L_2 的情况下,通过生成将由两个像素23R、23G分别拍摄的两个摄像信号相加而得的第一加法信号或第二加法信号,从而能够生成SNR较高的摄像信号(图像信号),并显示画质较好的内窥镜图像。

[0084] 换言之,在向被检体6照射两个像素分别具有感光度的波段的光(在本实施方式中

是第一照明光L1或第二照明光L2)并接受(或拍摄)其返回光的情况下,通过生成将两个像素的摄像信号相加而得的加法信号,从而生成SNR比不相加时的摄像信号高的摄像信号。另外,也可以说通过相加而(比不相加时)有效使用两个像素的摄像信息。

[0085] 加法处理电路37将第一加法信号和第二加法信号保持两个照明期间 $2T$ 。另外,两个照明期间 $2T(T=T_i, i=1, 2, \dots)$ 为1帧的彩色图像的生成期间。

[0086] 加法处理电路37对像素23B的摄像信号不进行相加而是通过后直接输出。在图6中,加法处理输出的(B)表示从颜色分离电路35的输出端35c输出的B信号直接被输出。

[0087] 从加法处理电路37输出的第一加法信号、第二加法信号、像素23B的摄像信号分别保存于同时化电路38的R存储器39R、G存储器39G、B存储器39B。

[0088] 由同时化电路38进行同时化而从R存储器39R输出的R信号、从G存储器39G输出的G信号、从B存储器39B输出的B信号在白平衡电路40中进行白平衡的调整。

[0089] 白平衡电路40的输出信号经过后处理电路41而成为显示用图像信号,在彩色监视器5上显示内窥镜图像。并且,白平衡电路40的输出信号被输入给调光电路42,而调光电路42调整照明光的发光量等以使得彩色监视器5上显示的内窥镜图像的明亮度成为调光目标的明亮度。

[0090] 根据这样进行动作的本实施方式,即使在拍摄摄像元件19中的第一像素和第二像素具有感光度的波段中发出的光的返回光的情况下,由于生成加法信号,因此也能够生成SNR较高的信号。

[0091] 并且,由于生成将第一加法信号、第二加法信号分别分配成不同颜色的摄像信号或图像信号,因此能够生成适于手术或内窥镜检查的内窥镜图像。因为尤其将红色与绿色的交界的波长附近的窄带光作为照明光,并进行彩色显示以使得容易视觉确认粘膜6a的表层附近的粗径血管6b,因此即使在手术时切开粗径血管6b那样的情况下,也能够容易视觉确认正在进行凝固等处置的过程中的血管的流动状态的情况下进行。

[0092] 在上述的第一实施方式中,示出了光源装置3使用了LED 12a、12b、12c的情况下的结构,但也可以如图7所示的第一变形例的内窥镜装置1B那样使用氙气灯51来构成。

[0093] 图7所示的第一变形例的内窥镜装置1B代替图1所示的内窥镜装置1中的光源装置3中的LED 12a、12b、12c、LED发光控制电路13、分色镜14a、14b而采用光源装置3B,该光源装置3B具有作为产生覆盖可见波段的光的光源的氙气灯51、旋转滤镜52、发光控制电路53、对旋转滤镜52进行旋转的马达54、移动旋转滤镜52的马达55等。

[0094] 在本变形例中,如图8所示,旋转滤镜52在外周侧和内周侧具有R、G、B滤镜61R、61B、61B、以及第一滤镜62a和第二滤镜62b。

[0095] 为了对旋转滤镜52进行旋转,旋转轴与旋转滤镜52的中心连结的马达54安装于齿条56上,马达55具有与齿条56的凹凸啮合的齿轮57。并且,通过马达55的旋转使旋转滤镜52、马达54、齿条56升降,能够切换面向光路上的旋转滤镜52的位置。

[0096] 并且,光源装置3B上设置有模式切换开关58,该模式切换开关58切换射出普通光观察用的照明光的普通光观察模式(WBI模式)和射出上述的窄带光的窄带光观察模式(NBI模式)。用户通过操作模式切换开关58而将模式切换信号施加给光源装置3B的马达55而使马达55旋转,从而使旋转滤镜52移动。

[0097] 利用旋转滤镜52的移动来变更旋转滤镜52的面向光路上的位置,从而切换透射旋

转滤镜52的照明光。另外,图7所示的状态是外周侧的滤镜面向光路上的WBI模式的状态。

[0098] 若在该状态下操作模式切换开关58,则施加有模式切换信号的马达55使旋转滤镜52像箭头A所示那样向上方向移动,从而切换成内周侧的滤镜面向光路上的NBI模式的状态。

[0099] 并且,模式切换信号从光源装置3B输出给处理器4(的图像处理部27),图像处理部27进行与模式切换信号对应的图像处理。

[0100] 图8示出旋转滤镜52。在旋转滤镜52的例如外周侧配置有通过宽带的R、G、B波段的R、G、B滤镜61R、61B、61B,在内周侧配置有窄带的第一滤镜62a和第二滤镜62b。

[0101] 图9示出宽带的R、G、B滤镜61R、61B、61B的分光特性和窄带的第一滤镜62a和第二滤镜62b的分光特性。R、G、B滤镜61R、61B、61B被设定成通过宽带的R、G、B波段。另外,作为R、G、B滤镜61R、61B、61B,也可以采用与图4的R、G、B滤镜22R、22G、22B相同特性的滤镜。

[0102] 与此相对,(虚线所示的)窄带的第一滤镜62a被设定成透射630nm附近和460nm附近的窄带光,(实线所示的)窄带的第二滤镜62b被设定成透射600nm附近和460nm附近的窄带光。

[0103] 换言之,第1变形例中的光源装置3B具有:第一光源,其同时产生630nm附近的第一照明光L1和460nm附近的第三照明光L3;以及第二光源,其同时产生600nm附近的第二照明光L2和460nm附近的第三照明光L3,发光控制电路53以使第一光源和第二光源交替地进行发光和停止发光的方式进行控制。

[0104] 另外,在第一实施方式的光源装置3中,也能够通过以下那样的结构来实现同样的功能。在图1中,将LED 12a和LED 12c作为第一光源,将LED 12b和LED 12c作为第二光源,LED发光控制电路13以使第一光源和第二光源交替地进行发光和停止发光的方式进行控制。

[0105] 若在图7所示的WBI模式的状态下旋转滤镜52旋转一次,则R、G、B滤镜61R、61B、61B依次配置于光路上,光源装置3B对光导11射出宽带的R、G、B的照明光。

[0106] 与此相对,在旋转滤镜52的内周侧的滤镜面向光路上的NBI模式的状态下,若旋转滤镜52旋转一次,则第一滤镜62a和第二滤镜62b依次配置于光路上,光源装置3B对光导11依次射出窄带的第一照明光L1和第三照明光L3、以及窄带的第二照明光L2和第三照明光L3。

[0107] 因此,在NBI模式的状态下,由于光源装置3B连续射出第三照明光L3,并交替射出第一照明光L1和第二照明光L2,因此实质上射出与第一实施方式的光源装置3相同的照明光。

[0108] 并且,在NBI模式的状态下,图像处理部27实质上进行与第一实施方式同样的图像处理。

[0109] 另一方面,在WBI模式的状态下,图像处理部27进行与面顺序照明光对应的图像处理。具体来说,将由作为R滤镜61R的透射光的宽带的R光拍摄的信号保存在同时化电路38的R存储器39R,将由作为G滤镜61G的透射光的宽带的G光拍摄的信号保存在同时化电路38的G存储器39G,将由作为B滤镜61B的透射光的宽带的B光拍摄的信号保存在同时化电路38的B存储器39B。

[0110] 在保存于同时化电路38的R、G、B存储器39R、39G、39B后,同时化电路38同时读出并

输出同时化的R、G、B信号。并且,在彩色监视器5上显示WBI模式的普通光图像。

[0111] 本变形例在NBI模式的状态下,具有与第一实施方式几乎同样的效果。并且,本变形例也能够显示WBI模式的图像。

[0112] 另外,在本变形例中,也可以代替图8所示的R、G、B滤镜61R、61G、61B而采用透射可见波段的可见光透射滤镜。即,作为外周侧的滤镜,也可以采用始终透射可见波段的滤镜。

[0113] 在采用该滤镜的情况下,WBI模式下的颜色分离电路35按照分别具有R、G、B滤镜22R、22G、22B的像素23R、23G、23B进行分离,而生成R、G、B信号。

[0114] 也可以代替图8的旋转滤镜52,而成为采用图10所示的旋转滤镜52B的第二变形例的内窥镜装置。在第一变形例中,是与实质上连续照射第三照明光L3的情况同样的结构,但在第二变形例中,是交替或按照时间分割照明第三照明光L3与第四照明光L4的结构。

[0115] 本变形例中的旋转滤镜52B是将图8的旋转滤镜52的内周侧的滤镜中的例如第一滤镜62a变更为第一滤镜62a'的结构。

[0116] 图11示出构成本变形例的情况的旋转滤镜52B的滤镜的分光特性。在图11中,第一滤镜62a'以外的滤镜的特性与图9所示的特性相同,虚线所示的第一滤镜62a'是在630nm附近和540nm附近具有峰值的透射率的特性。

[0117] 另外,作为外周侧的滤镜的R、G、B滤镜61R、61G、61B与第一变形例中的图8相同,因此WBI模式下的动作与第一变形例相同从而省略其说明。

[0118] 在本变形例中,由于使用峰值是630nm的第一照明光L1(630nm)、峰值是600nm的第二照明光L2(600nm)、峰值是460nm的第三照明光L3(460nm)、峰值是540nm的第四照明光L4(540nm),因此代替图5所示的图像处理部27而采用图12所示的图像处理部27B。图12所示的图像处理部27B除了三个存储器之外,还具有(第二)B存储器39B',作为图5中的存储器部39。

[0119] 并且,第1变形例中的加法处理电路37的第一加法处理电路、第二加法处理电路是37a、37b,但在本变形例的加法处理电路37中,如下面说明的那样,是37c、37b(或置换的37b、37c)。

[0120] 并且,在操作面板44上设置有图像选择按钮44a,其中,该图像选择按钮44a在由彩色监视器5进行显示的情况下,选择两个图像中的一方的图像。

[0121] 在本变形例中,如下面说明的那样,两个图像中的R、G图像是共同的,但能够选择在第三照明光L3下拍摄的摄像信号与在第四照明光L4下拍摄的摄像信号作为B图像。如图13说明的那样,在第三照明光L3下拍摄的摄像信号例如保存在B存储器39B'中,在第四照明光L4下拍摄的摄像信号保存在B存储器39B中。

[0122] 并且,用户能够通过图像选择按钮44a来选择第一图像与第二图像,在选择了第一图像的情况下,控制电路31进行控制以使得与共同的R、G图像一起从同时化电路38输出与选择对应的B存储器39B'的B图像,在选择了第二图像的情况下,控制电路31进行控制以使得与共同的R、G图像一起从同时化电路38输出与选择对应的B存储器39B的B图像。

[0123] 下面,对本变形例的动作进行说明。

[0124] 图13示出了本变形例的动作说明图。图13的动作说明图采用与图6的动作说明图同样的表示方法,在图6中第三照明光是连续照明的,但在本变形例中,第三照明光L3(460nm)在与第二照明光L2(600nm)相同的定时(图13中照明期间T2、T4、...即偶数的照明期

间)进行照明,并且第一照明光L1(630nm)在与第四照明光L4(540nm)相同的定时(图13中照明期间T1、T3、…即奇数的照明期间)进行照明。另外,如在第一实施方式中所说的那样,将600nm的光解释(定义)为第一(照明)光,将630nm的光解释(定义)为第二(照明)光。

[0125] 在由第一照明光L1(630nm)和第四照明光L4(540nm)进行照明的情况下,摄像元件19中的像素23R具有针对第一照明光L1(630nm)的反射光的感光度,并通过颜色分离而主要输出R信号,像素23G具有针对第四照明光L4(540nm)的反射光的感光度,并通过颜色分离而主要输出G信号。

[0126] 具体来说,在使用图11所示的在630nm和540nm具有峰值(的透射率)的第一滤镜62a'进行照明时的由具有图4所示的特性的彩色滤镜22的摄像元件19进行拍摄的情况下,在630nm强度达到峰值的第一照明光L1的反射光和在540nm强度达到峰值的第四照明光L4的反射光能够分别通过R滤镜22R的像素23R和G滤镜22G的像素23G进行分离地拍摄,而不混合颜色。

[0127] 另外,像素23B以比相对于第四照明光L4(540nm)的反射光具有较高的感光度的像素23G低得多的感光度受光,并通过颜色分离而作为B信号输出。并且,如图13说明的那样,在加法处理电路37中将分别由像素23G和像素23B拍摄的摄像信号相加。

[0128] 例如,在照明期间T1在第一照明光L1_1和第四照明光L4_1下由像素23R、23G、23B拍摄的信号在照明期间T1结束的照明期间T2,被颜色分离电路35从输出端35a、35b、35c输出R(L1_1)、G(L4_1)、B(L4_1)的摄像信号作为进行了颜色分离后的输出信号。

[0129] 在由第二照明光L2(600nm)和第三照明光L3(460nm)进行照明的情况下,摄像元件19的像素23R相对于第二照明光L2(600nm)的反射光来说以较大的感光度受光,像素23G相对于第二照明光L2(600nm)的反射光来说以比像素23R低的感光度受光,像素23B相对于第三照明光L3(460nm)的反射光来说以较大的感光度受光。

[0130] 具体来说,在使用在600nm和460nm具有峰值(的透射率)的第二滤镜62b进行照明时的由具有彩色滤镜22的摄像元件19进行拍摄的情况下,在600nm达到峰值的第二照明光L2的反射光和在460nm达到峰值的第三照明光L3的反射光能够分别通过R滤镜22R的像素23R和B滤镜22B的像素23B进行分离地拍摄,而不混合颜色。

[0131] 但是,如在第一变形例中说明的那样,在拍摄在600nm达到峰值的第二照明光L2的反射光的情况下,由于像素23R和23G具有感光度,因此在加法处理电路37中将颜色分离电路35的输出信号相加。

[0132] 例如,在图13中的照明期间T2,在第二照明光L2_2和第三照明光L3_2下由像素23R、23G、23B拍摄的信号在照明期间T2结束的照明期间T3,被颜色分离电路35从输出端35a、35b、35c输出R(L2_2)、G(L2_2)、B(L3_2)的摄像信号作为进行了颜色分离后的输出信号。

[0133] 在照明期间T3以后,重复进行照明期间T1、T2的动作。

[0134] 如图13所示,加法处理电路37(的第二加法处理电路37c、第一加法处理电路37b)交替输出将摄像信号B(L4_1)与G(L4_1)相加而得的第二加法信号B(L4_1)+G(L4_1)和将摄像信号G(L2_2)与R(L2_2)相加而得的第一加法信号G(L2_2)+R(L2_2)。另外,在图13中,未相加的摄像信号输出(R)、(B')也与加法处理输出37b(G)、37c(B)一起作为加法处理输出示出。如图13所示,从加法处理电路37作为加法处理输出(R)、37b(G)、37c(B)、(B')而输出的

(包含相加而得的加法信号的情况的)摄像信号被分别保存在同时化电路38中的存储器39R、39G、39B、39B'。

[0135] 并且,如上述那样,能够根据用户的选择而选择在保存于B存储器39B、39B'的540nm的第四照明光L4和460nm的第三照明光L3下拍摄的B图像的摄像信号中的一方的摄像信号。

[0136] 在选择了第一图像的情况下,在630nm、600nm、460nm的照明光下拍摄的图像作为R、G、B图像显示在彩色监视器5中,在选择了第二图像的情况下,在630nm、600nm、540nm的照明光下拍摄的图像作为R、G、B图像显示在彩色监视器5中。

[0137] 根据本变形例,能够选择在不同的窄带光的照明下拍摄的图像作为B图像。并且,即使在本变形例中,由于在加法处理电路37中生成加法信号,因此能够生成(或者获取)SNR较好的摄像信号(或图像信号)。因此,能够显示画质较好的内窥镜图像,从而能够有效地用于诊断和处置的情况下。

[0138] 另外,在本变形例中,对使630nm的第一照明光L1和540nm的第四照明光L4同时发光、另外使600nm的第二照明光L2和460nm的第三照明光L3同时发光、并且使前者 and 后者交替发光的情况进行了说明,但也可以变更同时发光的组合。

[0139] 具体来说,也可以使630nm的第一照明光L1和460nm的第三照明光L3同时发光、另外使600nm的第二照明光L2和540nm的第四照明光L4同时发光、并且使前者 and 后者交替发光。

[0140] 另外,在图7所示的第一变形例的内窥镜装置中,也可以代替图8所示的旋转滤镜52而采用图14所示的旋转滤镜52C。该旋转滤镜52C是代替图8中的内周侧的第一滤镜62a和第二滤镜62b而在周向分别设置仅分别透射630nm、600nm、460nm的窄带光的三个滤镜72a、72b、72c的结构。图15示出三个滤镜72a、72b、72c的透射特性。

[0141] 在本变形例的情况下,不需要光学上进行颜色分离的彩色滤镜22,另外,也不需要电学上进行颜色分离的颜色分离电路。

[0142] 另外,将上述的实施方式、变形例进行部分地组合而构成的实施方式属于本发明。

[0143] 本申请是以2014年7月9日在日本申请的特愿2014-141656号作为优先权主张的基础而申请的,上述的公开内容在本申请说明书、权利要求书以及附图中被引用。

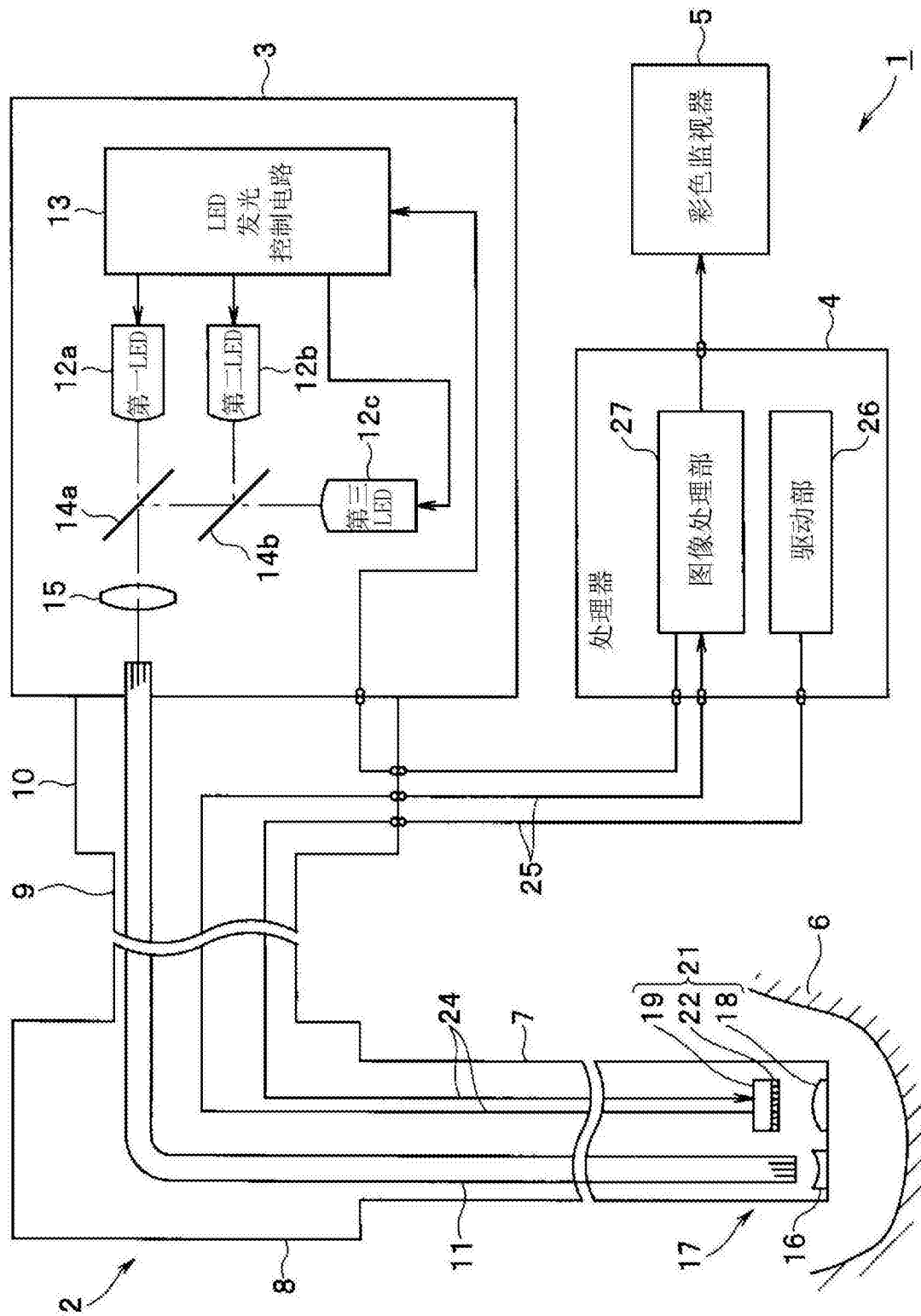


图1

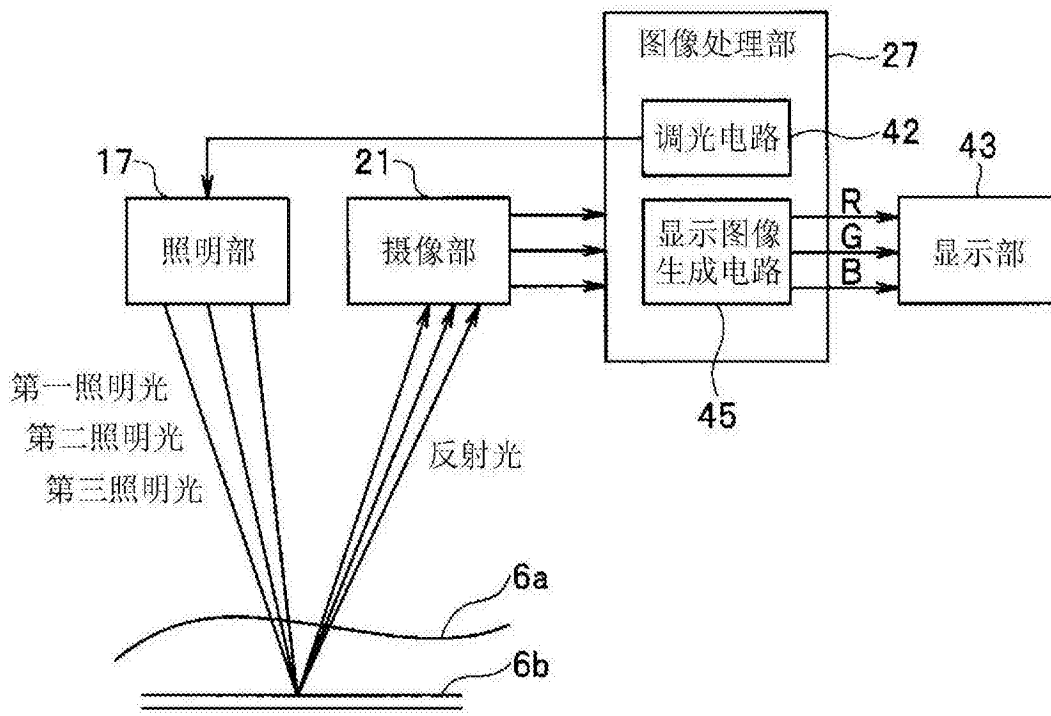


图2

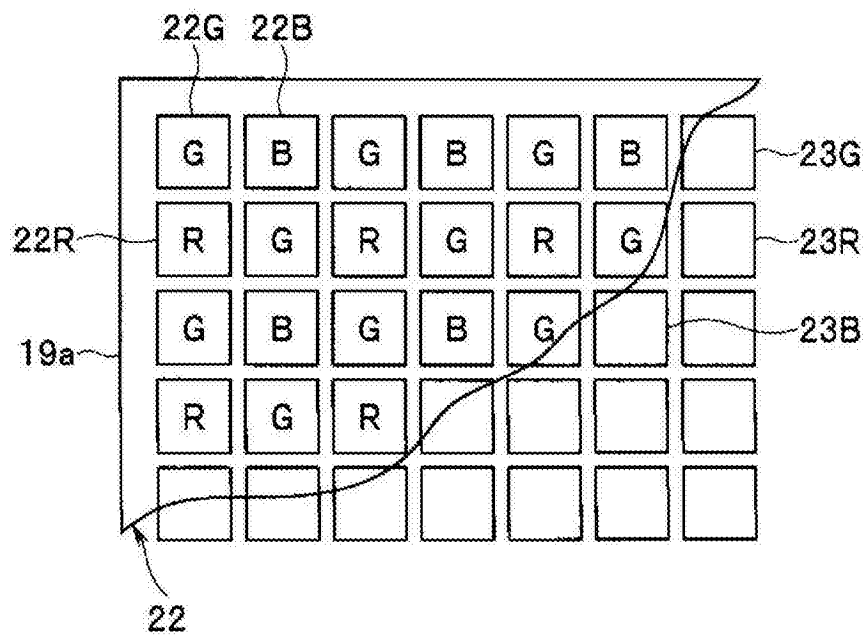


图3

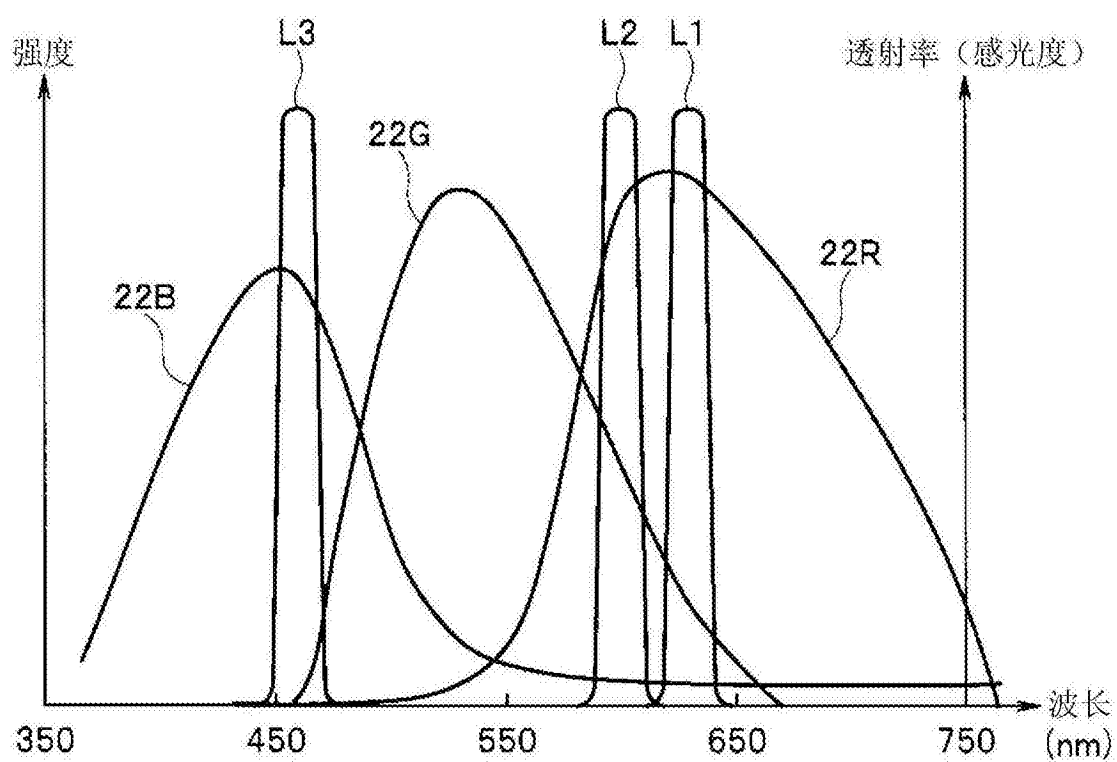


图4

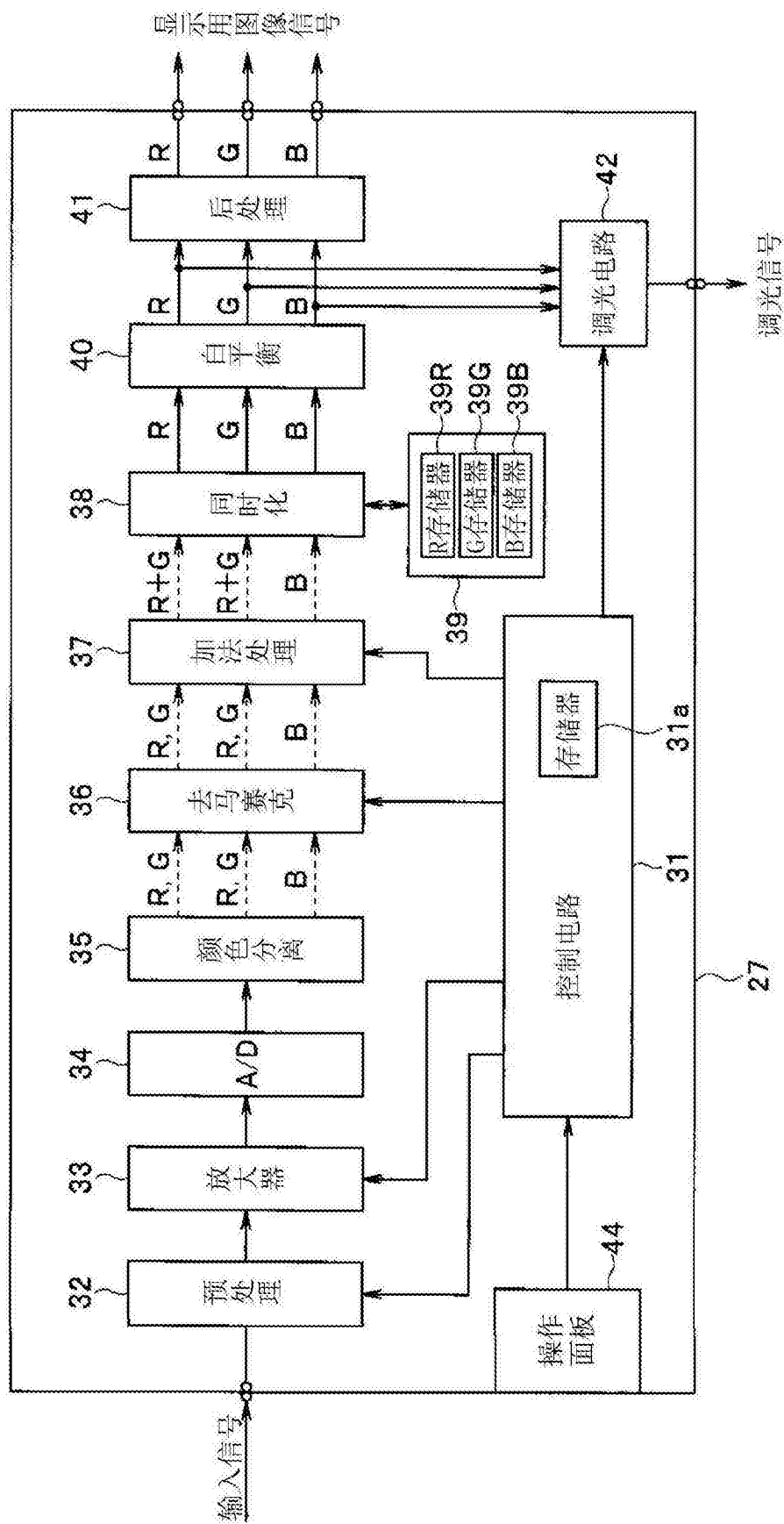


图5

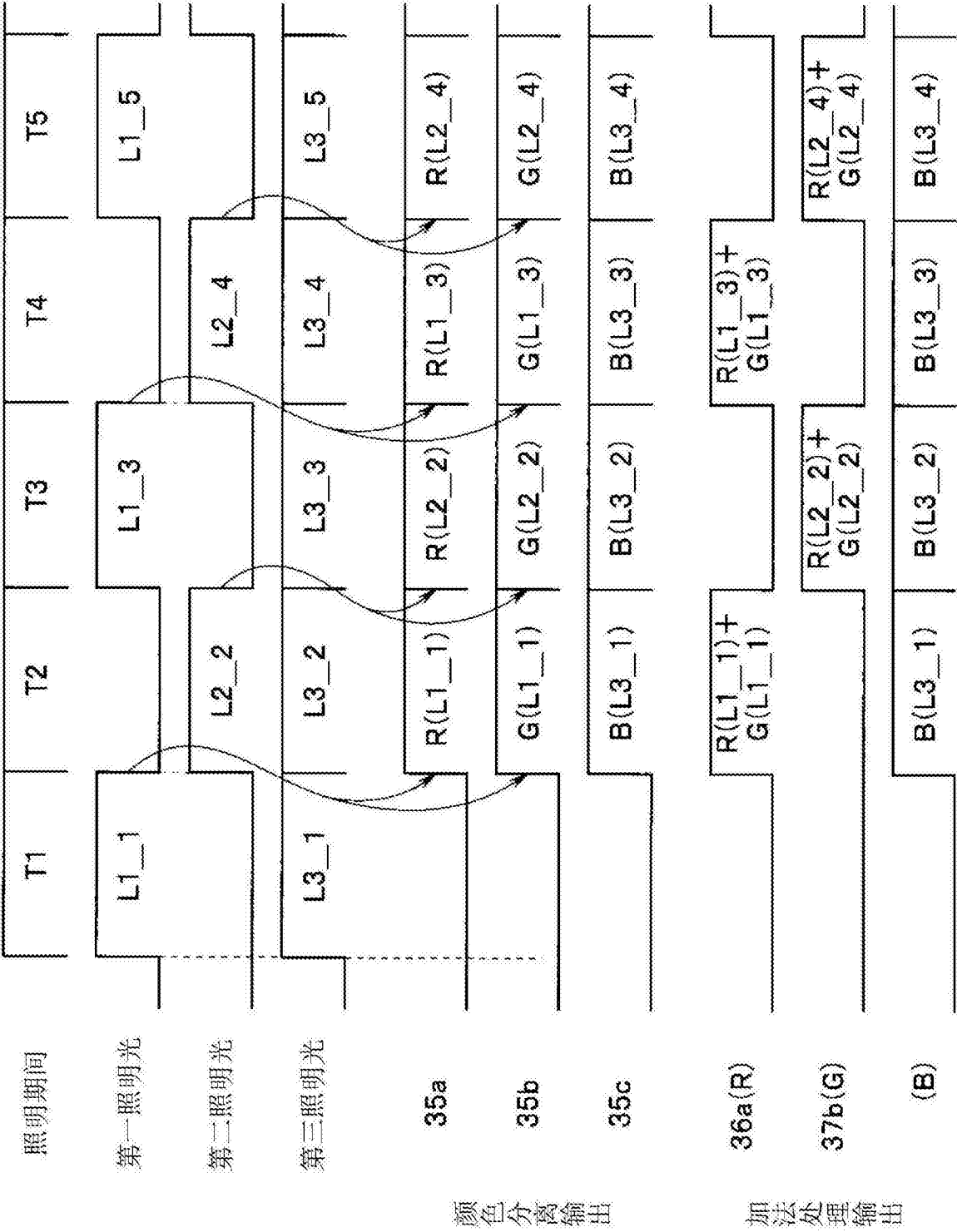


图6

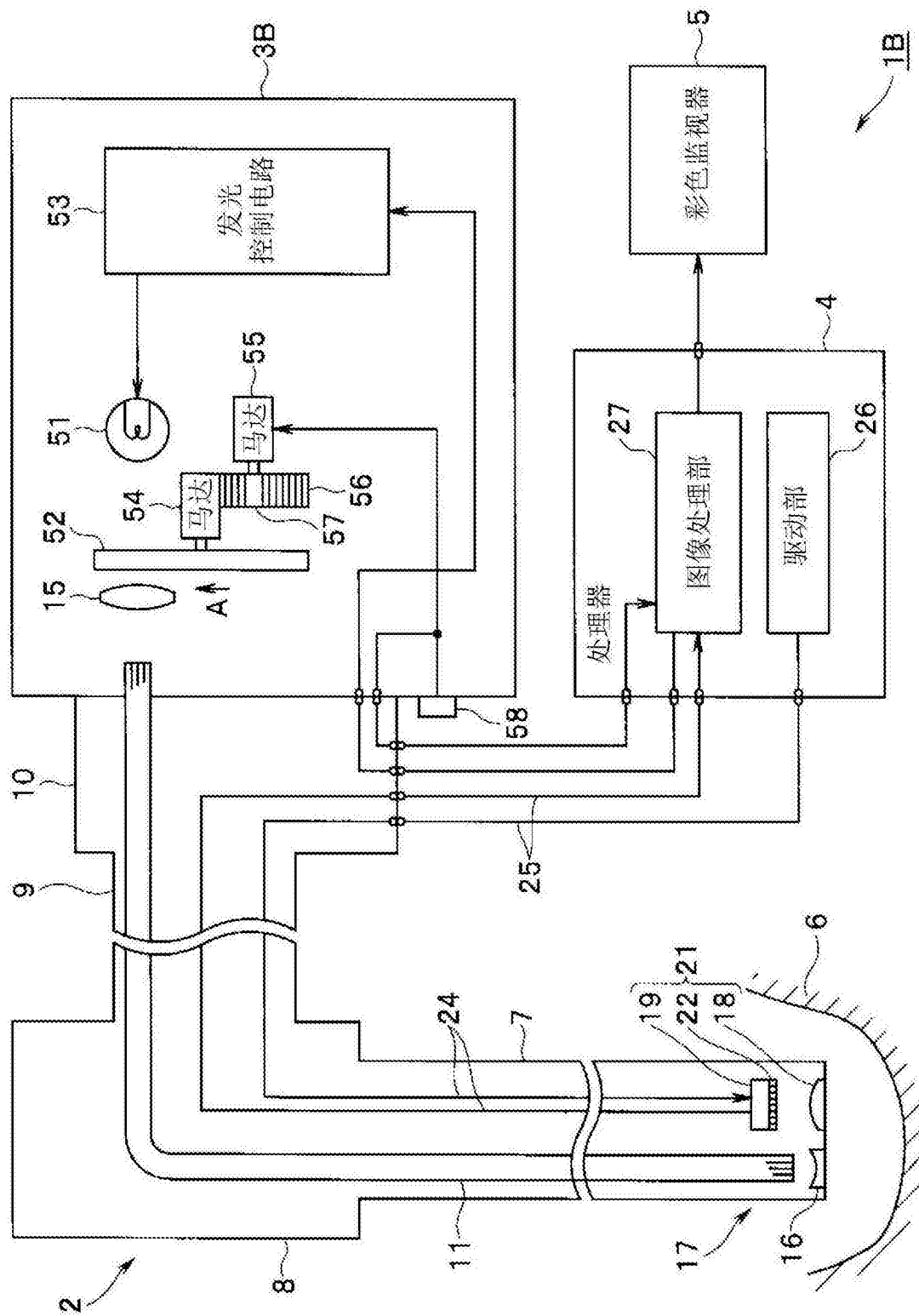


图7

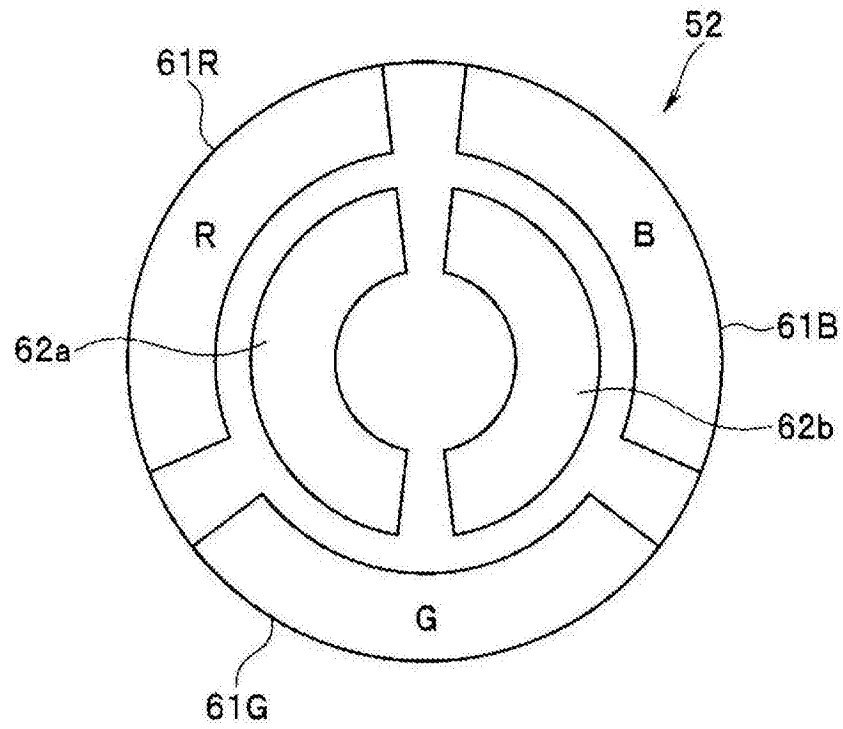


图8

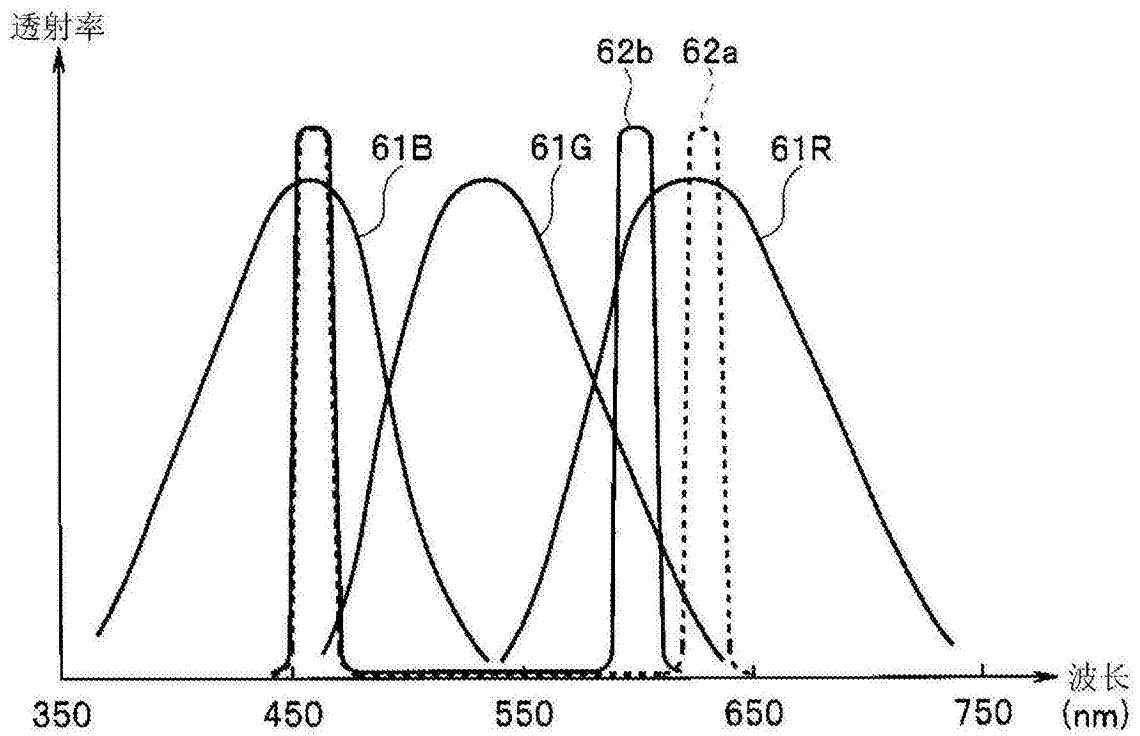


图9

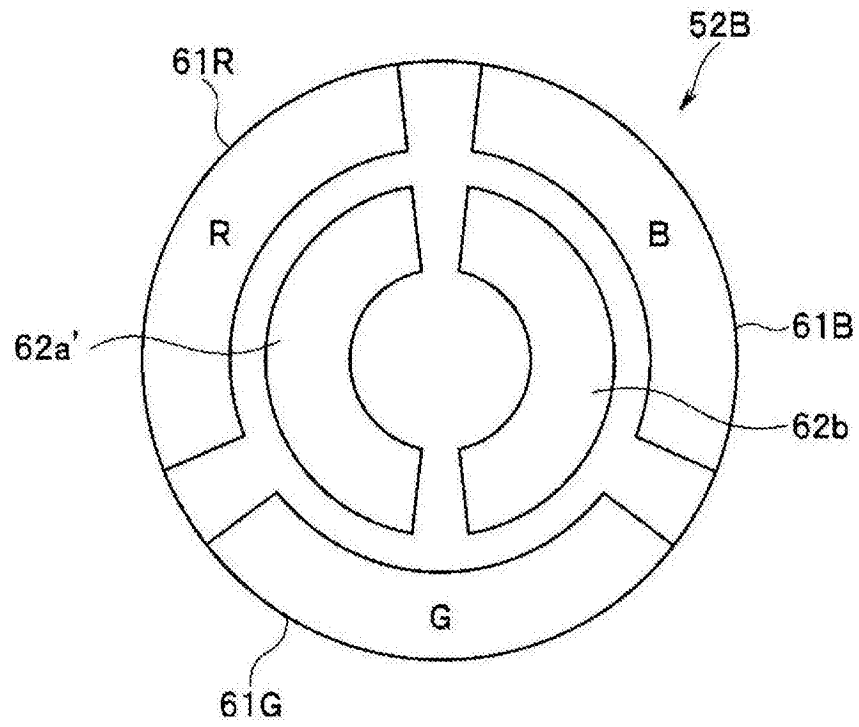


图10

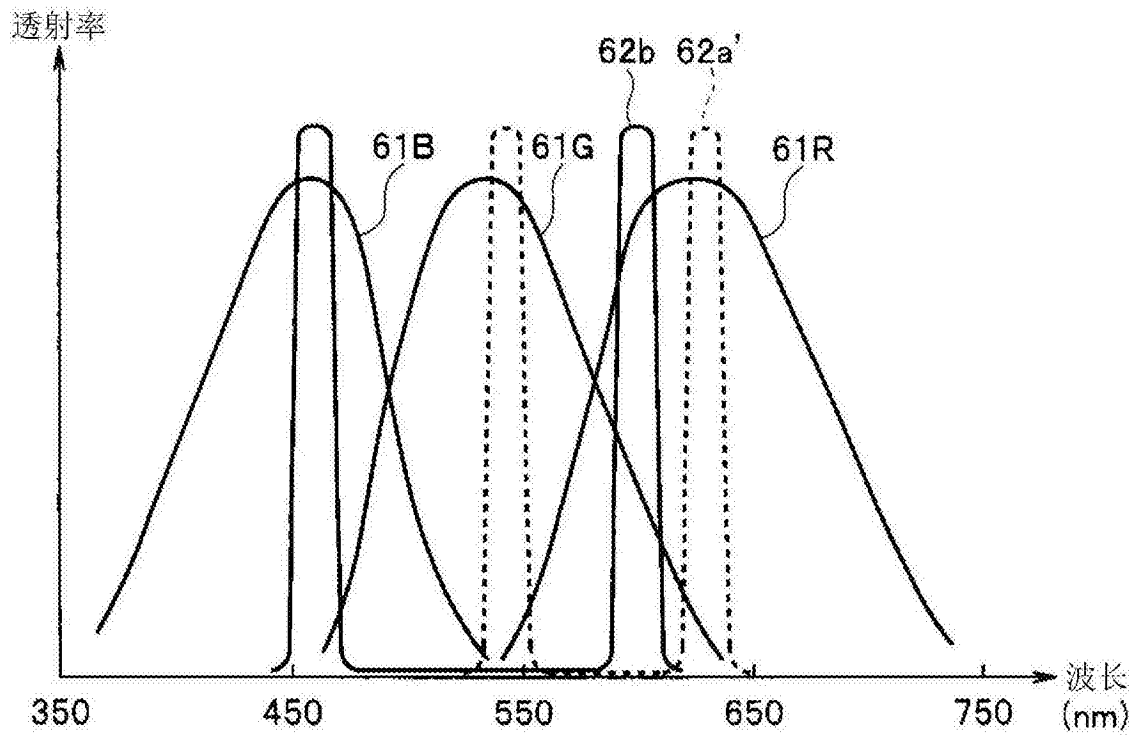


图11

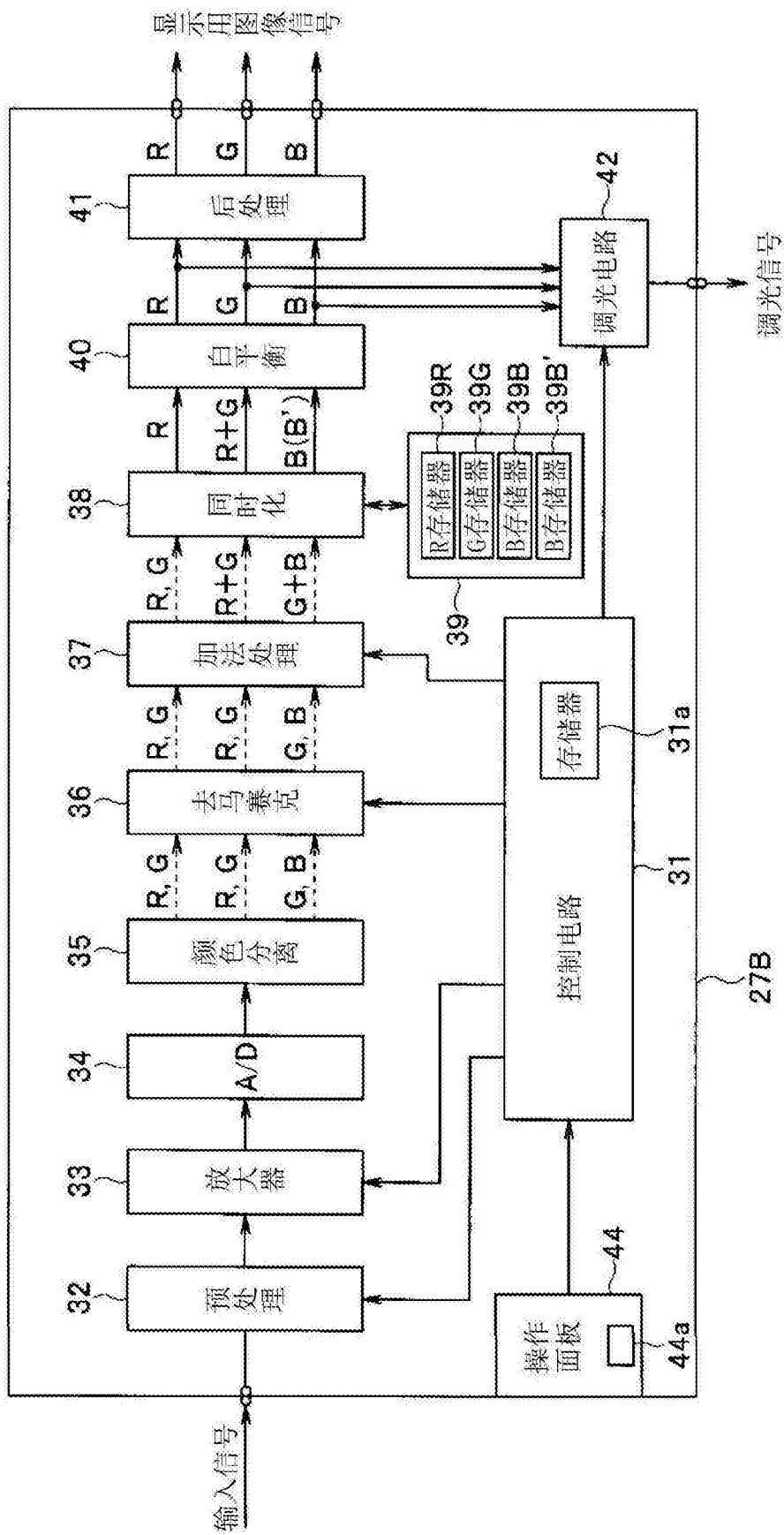


图12

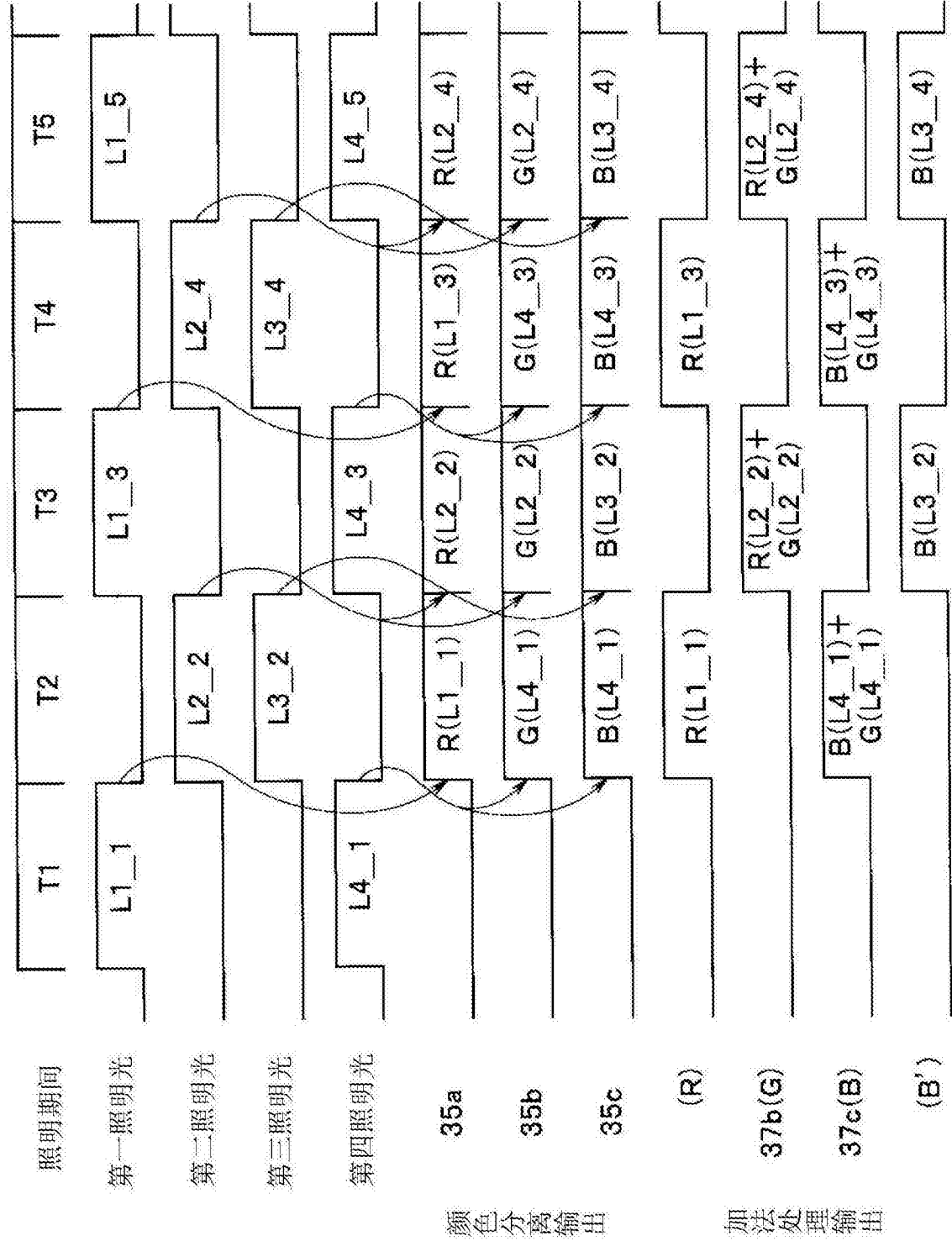


图13

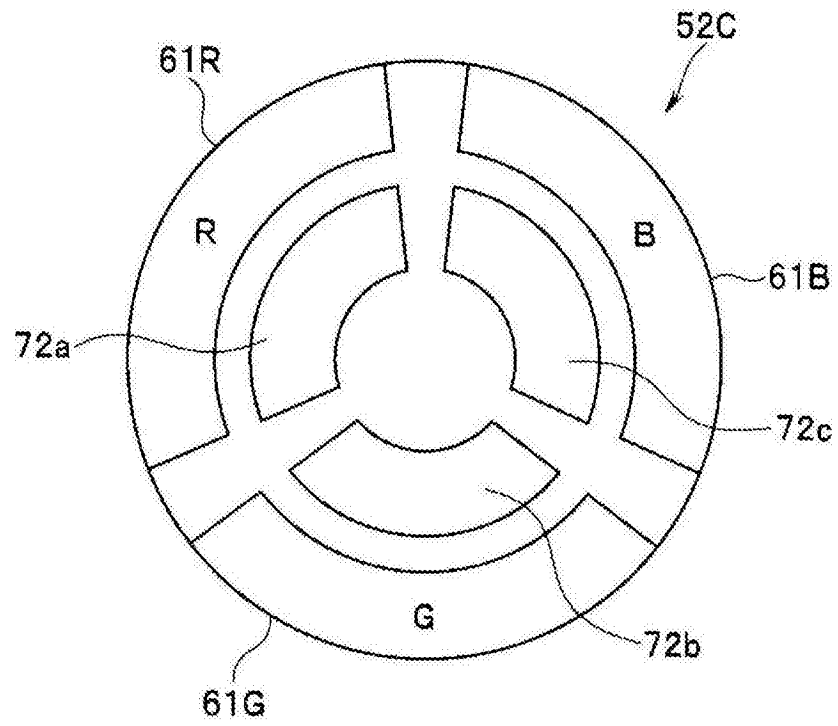


图14

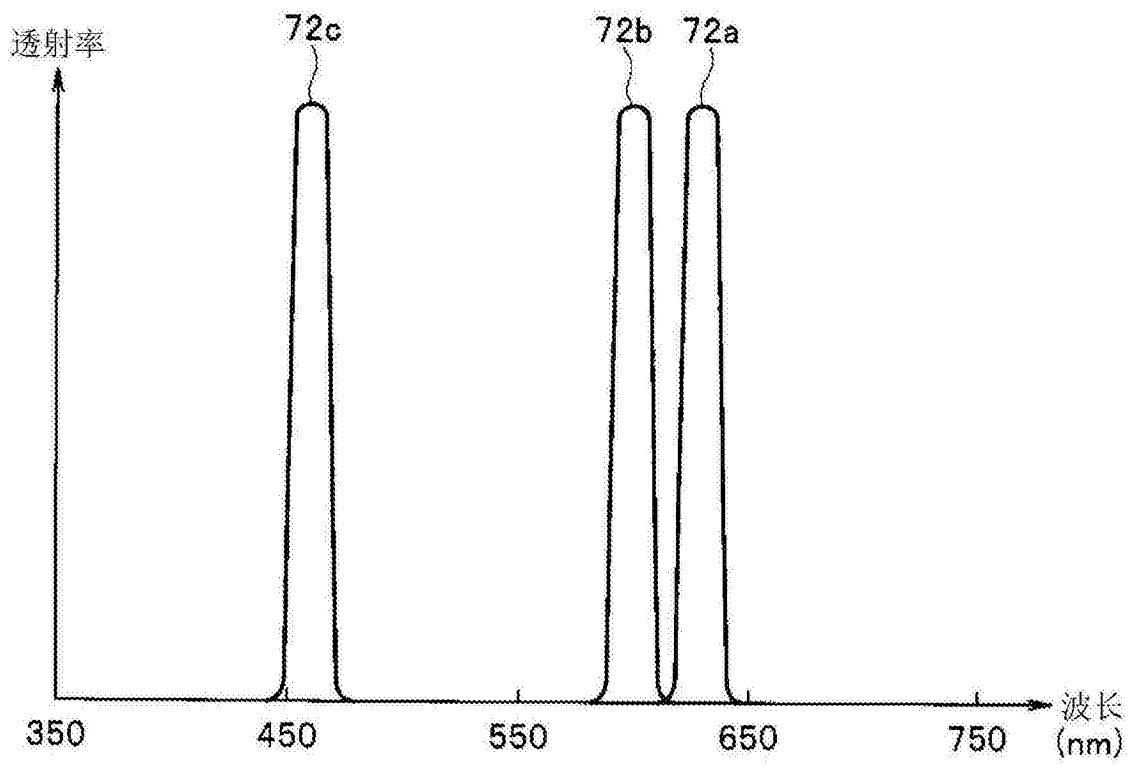


图15

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN106255441A	公开(公告)日	2016-12-21
申请号	CN201580021807.6	申请日	2015-02-17
[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	五十岚诚 森田惠仁 泷泽一博		
发明人	五十岚诚 森田惠仁 泷泽一博		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/04 A61B1/045 A61B1/051 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B1/07 G02B5/22 G02B23/2423 G02B23/2461 G02B23/2484		
代理人(译)	李辉		
优先权	2014141656 2014-07-09 JP		
其他公开文献	CN106255441B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜装置具有：摄像元件，其具有在第一波段中具有感光度的第一像素、在包含第一波段的一部分在内的第二波段中具有感光度的第二像素；光源部，其产生用于向被检体照射的、在包含于第二波段的第一波段的一部分中强度达到峰值的第一光；以及加法部，其生成第一加法信号，该第一加法信号是将在第一像素中接受被检体被照射第一光时的返回光而获得的摄像信号与在第二像素中接受被检体被照射第一光时的返回光而获得的摄像信号相加而得的。

