(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104510435 B
(45)授权公告日 2018.04.03

(21)申请号 201410524810.7

(22)申请日 2014.10.08

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104510435 A

(43)申请公布日 2015.04.15

(30)优先权数据
2013-208215 2013.10.03 JP

(73)专利权人 富士胶片株式会社
地址 日本国东京都

(72)发明人 森本美范 小泽聪 大桥永治

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021
代理人 雒运朴

(51)Int.Cl.
A61B 1/00(2006.01)

(56)对比文件
GB 2493994 A,2013.02.27,说明书第1页第6行-第10页第33行以及附图1-8b.
JP 2011041758 A,2011.03.03,说明书第[0011]-[0059]段以及附图1-19.
US 2011116520 A1,2011.05.19,说明书第[0044]-[0053]段以及附图1-5.
WO 2012167831 A1,2012.12.13,说明书第12页第21行-第14页第19行以及附图1.
CN 101584572 A,2009.11.25,全文.
CN 102245080 A,2011.11.16,全文.
CN 102393598 A,2012.03.28,全文.
JP 2009297290 A,2009.12.24,全文.
JP 2007068699 A,2007.03.22,全文.

审查员 李坤

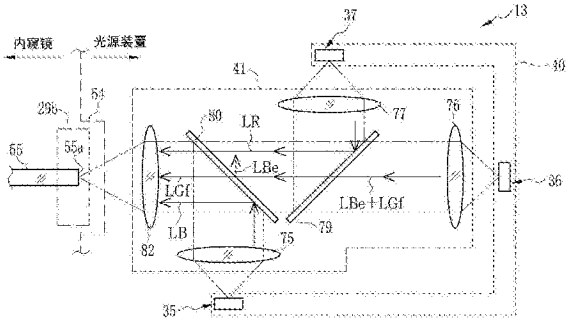
权利要求书2页 说明书18页 附图26页

(54)发明名称

内窥镜用光源装置和使用它的内窥镜系统

(57)摘要

一种内窥镜用光源装置的绿色半导体光源，是由发出蓝色激发光的激发光LED、和被蓝色激发光激发而发出绿色荧光的绿色荧光体构成的荧光型半导体光源。二向色镜中的二向色滤光器，从绿色半导体光源发出的蓝色激发光和绿色荧光的混合光的发光光谱中，截止蓝色激发光。在没有蓝色激发光对蓝色半导体光源的蓝色光的光量造成影响下，能够始终供给拥有作为目标的发光光谱的照明光。



CN 104510435 B

1.一种光源装置，其向内窥镜的光导部供给照明光，其中，

所述光源装置具备：

光源部，其具备发出第1蓝色光的第1蓝色半导体光源、发出波长比所述第1蓝色光的波长短的第2蓝色光的第2蓝色半导体光源、具有蓝色激发光源元件以及绿色荧光体的荧光型的绿色半导体光源、以及发出红色的波长波段的红色光的红色半导体光源，所述蓝色激发光源元件发出具有夹在所述第1蓝色光的峰值波长与所述第2蓝色光的峰值波长之间的峰值波长的蓝色激发光，所述绿色荧光体被所述蓝色激发光激发而发出绿色的波长波段的绿色荧光；

第1二向色滤光器，其将所述荧光型的绿色半导体光源发出的所述蓝色激发光及所述绿色荧光的光路与所述红色半导体光源发出的所述红色光集成；

第3二向色滤光器，其将所述第1蓝色半导体光源发出的所述第1蓝色光的光路与所述第2蓝色半导体光源发出的所述第2蓝色光的光路集成；

第2二向色滤光器，其将从所述第1二向色滤光器发出的所述蓝色激发光、所述绿色荧光及所述红色光的光路与从所述第3二向色滤光器发出的所述第1蓝色光及所述第2蓝色光的光路集成，

所述第2二向色滤光器具有使所述第1蓝色光、所述第2蓝色光、所述绿色荧光及所述红色光向朝着所述光导部的方向出射的功能、以及使所述蓝色激发光朝向与所述光导部不同的方向出射而截止所述蓝色激发光的激发光截止滤光器的功能。

2.根据权利要求1所述的光源装置，其中，

所述光源部为了进行血管强调观察而输出所述第1蓝色光和所述绿色荧光的混合光或者输出所述第2蓝色光和所述绿色荧光的混合光。

3.根据权利要求1所述的光源装置，其中，

所述光源部为了进行血管强调观察而依次输出所述第1蓝色光和所述绿色荧光或者依次输出所述第2蓝色光和所述绿色荧光。

4.根据权利要求1所述的光源装置，其中，

可以对同时照射方式和依次照射方式进行切换，

在所述同时照射方式下，为了进行血管强调观察发出所述第1蓝色光和所述绿色荧光的混合光或者发出所述第2蓝色光和所述绿色荧光的混合光，

在所述依次照射方式下，为了进行所述血管强调观察依次发出所述第1蓝色光和所述绿色荧光或者依次发出所述第2蓝色光和所述绿色荧光。

5.根据权利要求1至4中任一项所述的光源装置，其中，

所述第1蓝色光的峰值波长为430nm或460nm，所述第2蓝色光的峰值波长为405nm。

6.根据权利要求1至4中任一项所述的光源装置，其中，

还具备：

测量所述第1蓝色半导体光源、所述第2蓝色半导体光源、所述荧光型的绿色半导体光源和所述红色半导体光源之中的至少1个发出的光的光量的光量测量传感器；

将所述光的一部分引导到所述光量测量传感器的导光部；

基于所述光量测量传感器的测量结果，控制供给到发出的光的光量被所述光量测量传感器测量的所述第1蓝色半导体光源、所述第2蓝色半导体光源、所述荧光型的绿色半导体

光源和所述红色半导体光源之中的至少1个的电力的光源控制部。

7.根据权利要求6所述的光源装置，其中，

所述光量测量传感器及所述导光部相对于所述绿色半导体光源设置，所述光源控制部根据所述测量结果调节向所述蓝色激发光源元件的所述供给电力。

8.根据权利要求7所述的光源装置，其中，

还具备带通滤光器，该带通滤光器配置在所述光量测量传感器的上游侧，且接收由所述绿色半导体光源发光并被所述导光部反射的光，并截止所述绿色荧光的所述波长波段以外的波长的光。

9.根据权利要求6所述的光源装置，其中，

截止所述蓝色激发光的波长截止滤光器配置在所述绿色半导体光源和所述导光部之间。

10.根据权利要求7所述的光源装置，其中，

所述导光部具备透明的玻璃板，

所述透明的玻璃板，配置在所述绿色半导体光源的下游侧，且将所述绿色荧光的一部分以菲涅耳反射方式反射，并引导到所述光量测量传感器。

11.根据权利要求1至4中任一项所述的光源装置，其中，

还具备：在表面形成有所述绿色荧光体的旋转圆盘，

所述蓝色激发光源元件，朝向所旋转驱动的所述旋转圆盘偏心的位置而发出所述蓝色激发光。

12.一种内窥镜系统，其具备包括引导照明光的光导部的内窥镜、和向所述光导部供给所述照明光的光源装置，其特征在于，

所述光源装置具备：

光源部，其具备发出第1蓝色光的第1蓝色半导体光源、发出波长比所述第1蓝色光的波长短的第2蓝色光的第2蓝色半导体光源、具有蓝色激发光源元件以及绿色荧光体的荧光型的绿色半导体光源、以及发出红色的波长波段的红色光的红色半导体光源，所述蓝色激发光源元件发出具有夹在所述第1蓝色光的峰值波长与所述第2蓝色光的峰值波长之间的峰值波长的蓝色激发光，所述绿色荧光体被所述蓝色激发光激发而发出绿色的波长波段的绿色荧光；

第1二向色滤光器，其将所述荧光型的绿色半导体光源发出的所述蓝色激发光及所述绿色荧光的光路与所述红色半导体光源发出的所述红色光集成；

第3二向色滤光器，其将所述第1蓝色半导体光源发出的所述第1蓝色光的光路与所述第2蓝色半导体光源发出的所述第2蓝色光的光路集成；

第2二向色滤光器，其将从所述第1二向色滤光器发出的所述蓝色激发光、所述绿色荧光及所述红色光的光路与从所述第3二向色滤光器发出的所述第1蓝色光及所述第2蓝色光的光路集成，

所述第2二向色滤光器具有使所述第1蓝色光、所述第2蓝色光、所述绿色荧光及所述红色光向朝着所述光导部的方向出射的功能、以及使所述蓝色激发光朝向与所述光导部不同的方向出射而截止所述蓝色激发光的激发光截止滤光器的功能。

内窥镜用光源装置和使用它的内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及向内窥镜供给照明光的内窥镜用光源装置，和使用它的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 医疗领域中，使用内窥镜系统的内窥镜诊断普及。内窥镜系统具备内窥镜、用于向内窥镜供给照明光的内窥镜用光源装置(以下，仅称为光源装置)、对内窥镜输出的图像信号进行处理的处理器。内窥镜具有插入到活体内的插入部，且在插入部的前端，配置有向观察部位(被摄物体)照射照明光的照明窗、和用于拍摄观察部位的观察窗。在内窥镜中，内置有使光纤集束化的光纤束所构成的光导部。光导部将从光源装置供给的照明光引导至照明窗。在观察窗的里面(奥)配置有CCD等的摄像元件。照明光所照射的观察部位由摄像元件拍摄，基于摄像元件输出的图像信号，由处理器生成观察用的显示图像。显示图像被显示在监视器，从而进行活体内的观察。

[0003] 历来，在光源装置中，发出白色光的氙灯和卤素灯能够作为光源使用，但最近，取而代之而提出的是使用了具有激光器二极管(LD:Laser Diode)和发光二极管(LED:Light Emitting Diode)等的发光元件的半导体光源(参照特开2007-068699号公报、特开2009-297290号公报(对应美国专利8337400号公报、8506478号公报))。

[0004] 在特开2007-068699号公报中记述有一种光源装置，其使用了由发出蓝色(B)、绿色(G)、红色(R)的各色光的3个LED分别构成的蓝色、绿色、红色的3色的半导体光源，使从3个各LED出射的3色的光合成而生成白色光。

[0005] 就氙灯和卤素灯而言，白色光所包含的蓝色成分、绿色成分、红色成分的比例固定，不能使各色成分的比例变化。相对于此，就蓝色、绿色、红色的3色的半导体光源而言，能够独立地控制蓝色、绿色、红色的各色的光量，可以使各色的光量的比例自由地变化，因此能够容易地生成拥有多样的发光光谱的多种照明光。

[0006] 作为绿色的半导体光源，除了具有发出绿色光的发光元件的半导体光源以外，还有包括发出激发光的激发光发光元件、和被激发光激发而发出绿色荧光的荧光体的荧光型半导体光源。例如在特开2009-297290号公报的段落[0040]中记述有一种荧光型绿色半导体光源，其由发出从紫色至蓝色的波长波段的激发光的蓝色激发光LED、和通过该蓝色激发光而发出绿色的波长波段的绿色荧光的绿色荧光体构成。

[0007] 在目前制品化的LED中，与发出绿色光的LED比较，发出从紫色至蓝色的波长波段的光的LED的一方，大多发光效率更高且价格便宜。因此，作为光源装置的绿色半导体光源，相比具有发出绿色光的LED的半导体光源，有利用特开2009-297290号公报所述这样的荧光型绿色半导体光源的情况。

[0008] 可是，在近年的内窥镜诊断中，相对于在白色光的基础上把握活体组织的表面的整体的性状的现有的观察，使用限制为特定的波长波段的特殊光(窄频带光)的观察也盛行。使用了特殊光的观察有各种各样，已知有血管强调观察，其是利用根据波长不同而光对活体组织内的侵入深度不同这一光学特性，使存在于活体组织的黏膜上的血管得以强调显

示的观察(参照特开2011-041758号公报)。在活体组织发生的癌等的异常组织中血管的状态与正常组织不同,因此血管强调观察在早期癌症的发现等上认为有适用性。

[0009] 在特开2011-041758号公报中,作为光源,记述的是跨越可视光的全域而具有连续的光谱的发出白色光的荧光型白色半导体光源(白色LED)、和发出530nm～550nm的波长波段的绿色光的绿色半导体光源(绿色LED)。在荧光型白色半导体光源的前面,设有从白色光引出390nm～445nm的波长波段的蓝色光的带通滤光器。在血管强调观察中,各半导体光源亮灯,对于观察部位,照射绿色半导体光源发出的530nm～550nm的波长波段的绿色光、与荧光型白色半导体光源发出的白色光之中的透过带通滤光器的390nm～445nm的波长波段的蓝色光之混合光。蓝色光被存在于黏膜表层(上皮)的表层血管很好地吸收,绿色光被存在于比表层血管更深部(黏膜固有层或黏膜肌层)的中深层血管很好地吸收,因此能够得到血管和其以外的部分的对比度存在差异的显示图像。

[0010] 但是,在特开2011-041758号公报所述的光源装置中,为了提高照明光的发光光谱的自由度,使用特开2007-068699号公报所述的蓝色、绿色、红色的3色的半导体光源,由蓝色半导体光源发出的蓝色光和绿色半导体光源发出的绿色光进行血管强调观察,此外在作为绿色半导体光源、使用特开2009-297290号公报所述的荧光型绿色半导体光源时,在血管强调观察中不能稳定获得作为目标的发光光谱的照明光这样的问题产生。这也就意味着,在荧光型绿色半导体光源中,蓝色激发光其大部分被荧光体吸收,但一部分未被荧光体而透过荧光体就与荧光一起照射到观察部位,因此使绿色光的光量发生变化,随之而来的是,蓝色激发光的光量也发生变化。蓝色激发光的波长波段与蓝色半导体光源发出的蓝色光的波长波段重叠,因此绿色光的光量的变化,将对蓝色光的光量产生影响。

[0011] 在内窥镜诊断中,有根据观察目的要将蓝色光、绿色光、红色光的光量定为特定的比例而生成作为目标的发光光谱的照明光的情况。特别是在血管强调观察中,若照明光的发光光谱改变而显示图像的色调发生改变,则会在诊断中引起重大的障碍,因此要求能够使作为目标的发光光谱的照明光稳定。另一方面,显示图像整体的光量不足时(曝光不足),要进行以提高照明光的光量的方式加以控制的曝光控制,光量过高时(曝光过度),要进行以降低照明光的光量的方式加以控制的曝光控制。

[0012] 在制定各色光的光量的比例而生成作为目标的发光光谱的照明光时的曝光控制中,照明光的发光光谱不改变而必须使整体性的光量增减。但是,使用荧光型绿色半导体光源时,提高荧光型绿色半导体光源的输出功率而使绿色荧光的光量变化时,如上述,蓝色激发光会对于与蓝色激发光波长波段重叠的蓝色光的光量造成影响,照明光的发光光谱发生变化。出于这一理由,使用荧光型绿色半导体光源时,不能稳定获得作为目标的发光光谱的照明光。作为这一问题的解决办法,考虑加入随着绿色荧光的光量变化而来的蓝色激发光的变化量,使与蓝色激发光的波长波段重叠的蓝色光的光量增减,但因为控制复杂,所以难以采用。

[0013] 在上述的专利文献中,并没有记述在血管强调观察中使用荧光型绿色半导体光源时不能稳定获得作为目标的发光光谱的照明光这一问题,当然也就没有记述其解决办法。

发明内容

[0014] 本发明其目的在于,提供一种在血管强调观察中,即使在使用荧光型绿色半导体

光源时，也能够以简单的控制稳定地获得拥有目标发光光谱的照明光的内窥镜用光源装置，和使用了它的内窥镜系统。

[0015] 为了达成上述目的，本发明是一种向内窥镜的光导部供给照明光的光源装置，其特征在于，具备如下：发出蓝色的波长波段的蓝色光的蓝色半导体光源；具有蓝色激发光源元件以及绿色荧光体的荧光型的绿色半导体光源，蓝色激发光源元件发出与蓝色光的波长波段重叠的从紫色至蓝色的波长波段的蓝色激发光，绿色荧光体被蓝色激发光激发而发出绿色的波长波段的绿色荧光；并具备设于蓝色激发光源元件与光导部之间，且截止蓝色激发光的波长截止滤光器部。

[0016] 另外，优选还具备光路集成部，其将来自蓝色及绿色半导体光源的2个光路加以集成。

[0017] 另外，优选波长截止滤光器部配置在光路集成部，或配置在光路集成部与绿色半导体光源之间。

[0018] 另外，优选光路集成部具备光学构件，光学构件配置在2个光路的交叉的交点，波长截止滤光器部由形成于光学构件上的二向色滤光器构成。

[0019] 另外，优选还具备将蓝色半导体光源及绿色半导体光源同时驱动、且为了进行血管强调观察而输出蓝色光和绿色荧光的混合光的驱动部。

[0020] 另外，优选还具备将蓝色半导体光源和绿色半导体光源交替驱动、且为了进行血管强调观察而依次输出蓝色光和绿色荧光的驱动部。

[0021] 另外，优选还具备与蓝色半导体光源和绿色半导体光源连接、且可以对同时照射方式和依次照射方式进行切换的驱动部，驱动部在同时照射方式下，为了进行血管强调观察将蓝色半导体光源和绿色半导体光源同时驱动，且输出蓝色光和绿色荧光的混合光，驱动部在依次照射方式下，为了进行血管强调观察将蓝色半导体光源和绿色半导体光源交替驱动，依次输出蓝色光和绿色荧光。

[0022] 另外，优选蓝色半导体光源发出：峰值波长取405nm、415nm、430nm、460nm的至少任意1个值的蓝色光。

[0023] 另外，优选还具备如下：测量蓝色和绿色半导体光源之中的至少1个发出的蓝色光或绿色荧光的光量的光量测量传感器；将蓝色光或绿色荧光的一部分引导至光量测量传感器的导光部；基于光量测量传感器的测量结果，控制供给到蓝色或绿色半导体光源的电力的光源控制部。

[0024] 另外，优选光量测量传感器和导光部相对于绿色半导体光源设置，光源控制部根据测量结果调节供给到蓝色激发光源元件的电力。

[0025] 另外，优选还具备带通滤光器，其配置在光量测量传感器的上游侧，且接收由绿色半导体光源发出并被导光部反射的光，并截止绿色荧光的波长波段以外的波长的光。

[0026] 另外，优选波长截止滤光器部是板状的波长截止滤光器，且配置在绿色半导体光源和导光部之间。

[0027] 另外，优选导光部具备透明的玻璃板，透明的玻璃板配置在蓝色或绿色半导体光源的下游侧，将蓝色光或绿色荧光的一部分以菲涅耳反射方式反射，并引导至光量测量传感器。

[0028] 另外，优选还具备在表面形成有绿色荧光体的旋转圆盘，蓝色激发光源元件，朝向

被旋转驱动的旋转圆盘偏心的位置而发出蓝色激发光。

[0029] 另外本发明是具备包括引导照明光的光导部的内窥镜、和向光导部供给照明光的光源装置的内窥镜系统，其特征在于，光源装置具备：发出蓝色的波长波段的蓝色光的蓝色半导体光源；具有蓝色激发光源元件和绿色荧光体的荧光型的绿色半导体光源，蓝色激发光源元件发出与蓝色光的波长波段重叠的从紫色至蓝色的波长波段的蓝色激发光，绿色荧光体被蓝色激发光激发而发出绿色的波长波段的绿色荧光；并具备设于蓝色激发光源元件和光导部之间，且截止蓝色激发光的波长截止滤光器部。

[0030] 发明的效果

[0031] 根据本发明，因为设有截止来自荧光型绿色半导体光源的蓝色激发光的激发光截止滤光器，所以蓝色激发光不会对蓝色半导体光源的蓝色光的光量造成影响。因此，在血管强调观察中，能够在简单的控制下稳定获得拥有作为目标的发光光谱的照明光。

附图说明

[0032] 图1是本发明的内窥镜系统的外观图。

[0033] 图2是内窥镜的前端部的正视图。

[0034] 图3是表示内窥镜系统的电结构的方块图。

[0035] 图4是表示蓝色半导体光源的图。

[0036] 图5是表示绿色半导体光源的图。

[0037] 图6是表示蓝色半导体光源发出的蓝色光的发光光谱的曲线图。

[0038] 图7是表示红色半导体光源发出的红色光的发光光谱的曲线图。

[0039] 图8是表示绿色半导体光源发出的蓝色激发光和绿色荧光的发光光谱的曲线图。

[0040] 图9是表示血色素的吸收光谱的曲线图。

[0041] 图10是表示活体组织的散射系数的曲线图。

[0042] 图11是表示由蓝色光、绿色荧光、红色光构成的照明光的发光光谱的曲线图。

[0043] 图12是表示由蓝色光、绿色荧光构成的照明光的发光光谱的曲线图。

[0044] 图13是表示摄像元件的微彩色滤光器的分光特性的曲线图。

[0045] 图14是表示普通观察模式下的照明光的照射时刻和摄像元件的工作时刻的说明图。

[0046] 图15是表示血管强调观察模式下的照明光的照射时刻和摄像元件的工作时刻的说明图。

[0047] 图16是表示普通观察模式下的图像处理步骤的说明图。

[0048] 图17是表示血管强调观察模式下的图像处理步骤的说明图。

[0049] 图18是表示各半导体光源的配置和光路集成部的详细构成的图。

[0050] 图19是表示第1二向色镜的二向色滤光器的透射特性的曲线图。

[0051] 图20是表示第2二向色镜的二向色滤光器的透射特性的曲线图。

[0052] 图21是表示第2实施方式的设有形成具有激发光截止滤光器的功能的二向色滤光器的第1二向色镜的光路集成部的图。

[0053] 图22是表示第1二向色镜的二向色滤光器的透射特性的曲线图。

[0054] 图23是表示第3实施方式的设有激发光截止滤光器的光路集成部的图。

[0055] 图24是表示激发光截止滤光器的透射特性的曲线图。

[0056] 图25是表示第4实施方式的设有光量测量传感器的光路集成部的图。

[0057] 图26是表示在绿色光量测量传感器之前所配置的滤光器的透射特性的曲线图。

[0058] 图27是表示在红色光量测量传感器之前所配置的滤光器的透射特性的曲线图。

[0059] 图28是进行使用了光量测量传感器的光量控制时的构成图。

[0060] 图29是表示设有激发光截止滤光器和光量测量传感器的光路集成部的图。

[0061] 图30是表示第5实施方式的设有第1蓝色半导体光源和第2蓝色半导体光源的光源部的图。

[0062] 图31是表示第1蓝色半导体光源发出的第1蓝色光的发光光谱的曲线图。

[0063] 图32是表示第2蓝色半导体光源发出的第2蓝色光的发光光谱的曲线图。

[0064] 图33是表示由第1蓝色光、绿色荧光、红色光构成的照明光的发光光谱的曲线图。

[0065] 图34是表示由第1蓝色光、绿色荧光构成的照明光的发光光谱的曲线图。

[0066] 图35是表示由第2蓝色光、绿色荧光构成的照明光的发光光谱的曲线图。

[0067] 图36是表示第3二向色镜的二向色滤光器的透射特性的曲线图。

[0068] 图37是表示普通观察模式下的照明光的照射时刻和摄像元件的工作时刻的说明图。

[0069] 图38是表示对于表中层血管进行强调观察时的照明光的照射时刻和摄像元件的工作时刻的说明图。

[0070] 图39是表示对于近表层血管进行强调观察时的照明光的照射时刻和摄像元件的工作时刻的说明图。

[0071] 图40是表示激发光截止滤光器的透射特性的曲线图。

[0072] 图41是表示第6实施方式的绿色半导体光源的另一例的图。

[0073] 图42是表示依次照射方式时的血管强调观察模式下的照明光的照射时刻和摄像元件的工作时刻的说明图。

具体实施方式

[0074] [第1实施方式]

[0075] 在图1中，内窥镜系统10具备如下：拍摄活体内的观察部位(活体组织)的内窥镜11；基于拍摄所得到的图像信号生成观察部位的显示图像的处理器12；将照射观察部位的照明光供给到内窥镜11的光源装置13；将显示图像进行显示的监视器14。在处理器12上，连接有键盘和鼠标等的操作输入部15。

[0076] 内窥镜系统10，具备用于对观察部位进行观察的普通观察模式、和用于对存在于观察部位的黏膜内部的血管进行强调观察的血管强调观察模式。血管强调观察模式，是作为血管信息而取得血管的图案来用于进行肿瘤的良恶鉴别等的诊断的模式。在血管强调观察模式中，将大量含有对于血中血色素的吸光系数高的特定的波长波段的光的成分的照明光照射到观察部位。在普通观察模式中，生成适合于观察部位全部性状的观察的多色的普通观察图像作为显示图像；在血管强调观察模式中，生成适合于血管的图案的观察的血管强调观察图像作为显示图像。

[0077] 内窥镜11具备如下：插入活体的消化管内的插入部16；设于插入部16的基端部分

的操作部17;将内窥镜11与处理器12和光源装置13连结的通用电缆18。

[0078] 插入部16,由从前端按顺序连续设置的前端部19、弯曲部20、挠性管部21构成。如图2所示,在前端部19的前端面,设有向观察部位照射照明光的照明窗22、用于传入观察部位的像的观察窗23、为了清洗观察窗23而进行送气/送水的送气/送水喷嘴24、用于使钳子和电子刀这样的处置器械突出而进行各种处置的钳子出口25。在观察窗23的里面,内置有摄像元件56和成像用的物镜光学系统60(都参照图3)。

[0079] 弯曲部20由所连结的多个弯曲件构成,通过对操作部17的弯曲旋钮26进行操作,在上下左右方向上进行弯曲动作。通过使弯曲部20弯曲,前端部19的方向被朝向期望的方向。挠性管部21,以能够插入食道和肠等弯弯曲曲的管道中的方式而具有挠性。在插入部16中,插通有传输驱动摄像元件56的驱动信号和摄像元件56输出的图像信号的通信电缆、将从光源装置13供给的照明光引导至照明窗22的光导部55(参照图3)等。

[0080] 操作部17中,除了角度旋钮26以外,还设有用于插入处置器械的钳子口27、从送气/送水喷嘴24进行送气/送水时操作的送气/送水按钮28、用于拍摄静止图像的释放按钮(未图示)等。

[0081] 通用电缆18中,插通有从插入部16延伸设置的通信电缆和光导部55,在处理器12和光源装置13侧的一端,安装有连接器29。连接器29是由通信用连接器29a和光源用连接器29b构成的复合型的连接器。通信用连接器29a和光源用连接器29b分别与处理器12和光源装置13以可拆装方式连接。在通信用连接器29a上配设有通信电缆的一端,在光源用连接器29b上配设有光导部55的入射端55a(参照图3)。

[0082] 在图3中,光源装置13具备如下:由蓝色、绿色、红色的3个半导体光源35、36、37构成的光源部40;使各半导体光源35～37的各色光的光路集成的光路集成部41;控制各半导体光源35～37的驱动的光源控制部42。

[0083] 蓝色、红色半导体光源35、37,分别具有发出蓝色的波长波段的光的蓝色LED43、发出红色的波长波段的光的红色LED45作为发光元件。相对于此,荧光型的绿色半导体光源36,具有发出从紫色到蓝色的波长波段的蓝色激发光的蓝色激发光LED(蓝色激发光源,以下仅称为激发光LED)44、和由蓝色激发光激发并发出绿色的波长波段的绿色荧光的绿色荧光体47。

[0084] 各LED43～45,如众所周知的,是P型半导体和N型半导体接合后的器件。于是,若施加电压,则在PN接合部附近越过带隙地电子与空穴复合,电流流通过,复合时相当于带隙的能量作为光放出。就各LED43～45而言,若使供给电力的值增加,则发出的光的光量增加。在激发光LED44与绿色荧光体47组合的作为荧光型半导体光源的绿色半导体光源36中,随着来自激发光LED44的蓝色激发光的光量的增加,绿色荧光体47的绿色荧光的光量也增加。

[0085] 如图4所示,蓝色半导体光源35由如下构成:贴装有蓝色LED43的衬底35a;形成于衬底35a上,且形成有收容蓝色LED43的空腔的模件35b;封入到空腔中的密封树脂35c。空腔的内面作为光反射用的反射器发挥功能。在密封树脂35c中分散有光扩散用的光扩散剂。蓝色LED43经由配线35d与衬底35a可导通地连接。这样的蓝色半导体光源35的贴装形态,一般称为表面贴装型。还有,红色半导体光源37与蓝色半导体光源35为基本相同的构成,因此以蓝色半导体光源35为例进行列举说明,红色半导体光源37的说明省略。

[0086] 如图5所示,荧光型的绿色半导体光源36,与其他的各半导体光源35、37同样,也具

有衬底36a和模件36b，以表面贴装型封装激发光LED44。与各半导体光源35、37的差异点，是在模件36b的空腔内封入绿色荧光体47这一点。绿色荧光体47分散在包封激发光LED44的密封树脂内，且是分散有荧光物质和光扩散剂的。还有，符号36d是连接衬底36a和激发光LED44的配线。

[0087] 如图6所示，蓝色LED43，发出例如具有从紫色至蓝色的波长波段、即390nm～445nm附近的波长成分且峰值波长430±10nm的蓝色光LB。另外，如图7所示，红色LED45，发出例如具有作为红色的波长波段的615nm～635nm附近的波长成分且峰值波长620±10nm的红色光LR。

[0088] 在图8中，绿色半导体光源36发出混合光(LBe+LGf)，即，激发光LED44发出的蓝色激发光LBe、和被该蓝色激发光LBe激发而使绿色荧光体47发出的绿色荧光LGf相混合的光(LBe+LGf)。蓝色激发光LBe，是例如具有从紫色到蓝色的波长波段的、即420nm～440nm附近的波长成分且峰值波长430±10nm的光。绿色荧光LGf，是例如具有作为绿色的波长波段的500nm～600nm附近的波长成分且峰值波长520±10nm的光。蓝色激发光LBe的峰值波长与蓝色半导体光源35发出的蓝色光LB相同，蓝色激发光LBe的波长波段与蓝色光LB的波长波段重叠(也参照图19等)。

[0089] 绿色荧光体47，吸收蓝色激发光LBe的大部分而发出绿色荧光LGf，但蓝色激发光LBe的一部分未被绿色荧光体47吸收而透过绿色荧光体47。因此，在绿色半导体光源36发出的光的发光光谱中，如图示包含透过了绿色荧光体47的一部分的蓝色激发光LBe、和绿色荧光LGf这2个色彩成分。

[0090] 在表示血中血色素的吸光光谱的图9中，血中血色素的吸光系数μa具有波长依存性，在450nm以下的波长波段中急剧上升，在405nm附近具有峰值。另外，若与450nm以下的波长波段比较则为较低的值，但530nm～560nm的波长下也具有峰值。若将吸光系数μa大的波长波段的光照射到观察部位，则在血管中吸收大，因此能够得到血管与其以外的部分的对比度存在差异的图像。

[0091] 另外，如图10所示，活体组织的光的散射特性也有波长依存性，波长越短，散射系数μS越大。散射影响光向活体组织内的侵入深度。即，散射越大，在活体组织的黏膜表层(上皮)附近被反射的光越多，到达中深层(黏膜固有层或黏膜肌层)的光越少。因此，波长越短，侵入深度越低，波长越长，侵入深度越高。鉴于这样的血色素的吸光特性和活体组织的光的散射特性，选择血管强调用的光的波长。

[0092] 蓝色LED43发出的峰值波长430±10nm的蓝色光LB，因为是比较短的波长，侵入深度低，所以由表层血管进行的吸收大。因此蓝色光LB作为表层血管强调用的光使用。通过使用蓝色光LB，能够得到表层血管以高对比度所描绘出的血管强调观察图像。另外，作为中深层血管强调用的光，使用峰值波长520±10nm的绿色荧光LGf。在图9所示的吸收光谱中，与450nm以下的蓝色波长波段比较，在530nm～560nm的绿色波长波段，吸光系数缓慢变化，因此中深层血管强调用的光，不像蓝色光LB那样要求窄频带。因此，如后述，在中深层血管强调用中，使用的是由摄像元件56的G色的微彩色滤光器进行了分色的绿色的图像信号。

[0093] 在图3中，各LED43～45上分别连接有驱动器50、51、52。光源控制部42，经由这些各驱动器50～52，进行各LED43～45的亮灯、灭灯和光量的控制。就光量的控制而言，基于从处理器12接收的曝光控制信号，通过使供给到各LED43～45的电力变更来进行。

[0094] 各驱动器50～52，在光源控制部42的控制之下，向各LED43～45连续地提供驱动电流而使各LED43～45亮灯。然后，根据从处理器12接收的曝光控制信号，使所提供的驱动电流值变化，由此使供给到各LED43～45的电力变更，来分别控制蓝色光LB、绿色荧光LGf、红色光LR的光量。绿色荧光LGf的光量控制，通过控制激发光LED44的蓝色激发光LBe的光量来进行。因此，要使绿色荧光LGf的光量增加时，为了使蓝色激发光LBe的光量增加，可增加从驱动器51提供到激发光LED44的驱动电流值。还有，也可以驱动电流不是连续地提供，而是脉冲状地提供，进行使驱动电流脉冲的振幅变化的PAM(Pulse Amplitude Modulation)控制、和使驱动电流脉冲的占空比变化的PWM(Pulse Width Modulation)控制。

[0095] 光路集成部41，将各半导体光源35～37发出的各色光的光路集成为1个光路。光路集成部41的光出射部，配置在连接有光源用连接器29b的插座连接器54的邻域。光路集成部41，将从各半导体光源35～37入射的光，出射到内窥镜11的光导部55的入射端55a。还有，虽然图示省略，但在光源用连接器29b与插座连接器54上分别设有保护玻璃。

[0096] 由光路集成部41集成的来自蓝色、绿色、红色半导体光源35～37的蓝色光LB、绿色荧光LGf、红色光LR的混合光的发光光谱示出在图11中。该混合光是跨越可视光的全域而具有连续的光谱的白色光，作为普通观察模式时的照明光LW0利用。另一方面，在血管强调观察模式下，如图12所示，作为蓝色光LB与绿色荧光LGf的混合光的照明光LW1被照射到观察部位。蓝色激发光LBe，如后述由第2二向色镜80(参照图18)截止，因此在照明光LW0、LW1的发光光谱上没有蓝色激发光LBe的发光光谱重叠。还有，图11和图12所示的照明光LW0、LW1的发光光谱是一例，根据期望的显示图像的色调等，也可以对于作为目标的照明光LW0、LW1的发光光谱进行各种变更。具体来说，就是变更蓝色光LB、绿色荧光LGf、红色光LR的光量的比例(各LED43～45的驱动电流值的比例)，生成作为目标的发光光谱的照明光LW0、LW1。

[0097] 光源控制部42，一边维持作为目标的发光光谱，一边进行照明光的曝光控制。若改变构成照明光的各色光的光量的比例，则照明光的发光光谱变化而显示图像的色调变化。因此光源控制部42，以使各色光的光量的比例一定的方式，通过各驱动器50～52使提供给各LED43～45的驱动电流值独立变化，使各色光的光量增减。

[0098] 另外，光源控制部42，在普通观察模式和血管强调观察模式下，变更照明光的发光光谱。例如，光源控制部42，在血管强调观察模式下，按照相比绿色荧光LGf而使蓝色光LB占主导的方式，相比普通观察模式而提高蓝色光LB的光量的比例。

[0099] 在图3中，内窥镜11具备光导部55、摄像元件56、模拟处理电路57(AFE:Analog Front End)、和摄像控制部58。光导部55，是使多根光纤集束化的光纤束。光源用连接器29b与光源装置13连接时，配置在光源用连接器29b上的光导部55的入射端55a与光路集成部41的出射端对置。位于前端部19的光导部55的出射端，以向2个照明窗22引导光的方式，在照明窗22的前段分叉成2条。

[0100] 在照明窗22的里面，配置有照射透镜59。从光源装置13供给的照明光，由光导部55引导至射透镜59，从照明窗22朝向观察部位照射。照射透镜59由凹透镜构成，使从光导部55出射的光的发散角扩张。由此，能够向观察部位的广大范围照射照明光。

[0101] 在观察窗23的里面，配置有物镜光学系统60和摄像元件56。观察部位的像，通过观察窗23入射到物镜光学系统60，由物镜光学系统60成像在摄像元件56的摄像面56a上。

[0102] 摄像元件56，由CCD图像传感器和CMOS图像传感器等构成，在其摄像面56a上，矩阵

状地排列有光电二极管等构成像素的多个光电转换元件。摄像元件56，将由摄像面56a接收的光进行光电转换，在各像素中积蓄各自的光接收量所对应的信号电荷。信号电荷由放大器转换成电压信号并被读取。电压信号作为图像信号从摄像元件56输出到AFE57。

[0103] AFE57由相关双采样电路(CDS)、自动增益控制电路(AGC)和模拟/数字转换器(A/D)(均省略图示)构成。CDS对于来自摄像元件56的模拟的图像信号实施相关双采样处理，去除由信号电荷的复位引起的噪音。AGC使通过CDS除去了噪音的图像信号增幅。A/D将由AGC增幅的图像信号，转换成拥有对应规定的bit数的灰度值的数字图像信号并输入到处理器12中。

[0104] 摄像控制部58，与处理器12内的控制器65连接，与从控制器65输入的基准时钟信号同步，对于摄像元件56输入驱动信号。摄像元件56，基于来自摄像控制部58的驱动信号，以规定的帧频将图像信号输出到AFE57。

[0105] 摄像元件56是彩色摄像元件，在摄像面56a上，具有图13所示这样的分光特性的B、G、R的3色的微彩色滤光器被分配给各像素。微彩色滤光器的排列例如为Bayer排列。

[0106] 分配到B滤光器的B像素感应约380nm～560nm的波长波段的光，分配到G滤光器的G像素感应约450nm～630nm的波长波段的光。另外，分配到R滤光器的R像素感应约580nm～800nm的波长波段的光。蓝色光LB、绿色荧光LGf、红色光LR中，对应蓝色光LB的反射光主要由B像素接收，对应绿色荧光LGf的反射光主要由G像素接收，对应红色光LR的反射光主要由R像素接收。还有，蓝色激发光LBe被第2二向色镜80截止而未被照射到观察部位，但假如被照射蓝色激发光LBe，则对应蓝色激发光LBe的反射光由B像素感应。

[0107] 如图14和图15所示，摄像元件56，在1帧的取得期间内，进行在像素蓄积信号电荷的蓄积操作、和读取蓄积的信号电荷的读取操作。在图14中，在普通观察模式下，与摄像元件56的蓄积操作的时刻一致，各半导体光源35～37亮灯，由蓝色光LB、绿色荧光LGf、红色光LR的混合光构成的照明光LW0(LB+LGf+LR)照射到观察部位，其反射光入射到摄像元件56。摄像元件56将照明光LW0的反射光由微彩色滤光器进行分色。与蓝色光LB对应的反射光由B像素接收，与绿色荧光LGf对应的反射光由G像素接收，与红色光LR对应的反射光由R像素接收。摄像元件56，与读取时刻一致，将B、G、R各像素的像素值混合的1帧量的图像信号B、G、R按照帧频依次输出。这样的摄像操作在普通观察模式设定期间重复。

[0108] 在图15中，在血管强调观察模式下，与摄像元件56的蓄积操作的时刻一致，蓝色半导体光源35和绿色半导体光源36亮灯。若各半导体光源35、36亮灯，则蓝色光LB和绿色荧光LGf的混合光(LB+LGf)作为照明光LW1被照射到观察部位。

[0109] 与普通观察模式同样，照明光LW1，被摄像元件56的微彩色滤光器分光。B像素、G像素以与普通观察模式相同的方式，分别接收与蓝色光LB对应的反射光、与绿色荧光LGf对应的反射光。在血管强调观察模式下，摄像元件56也与读取时刻一致，将图像信号B、G、R按照帧频依次输出。这样的摄像操作，在血管强调观察模式设定期间重复。

[0110] 在图3中，处理器12除了控制器65以外还具备，DSP(Digital Signal Processor)66、图像处理部67、帧存储器68、显示控制电路69。控制器65具有CPU、存储控制程序和控制所需要的设定数据的ROM、下载程序而作为工作存储器发挥功能的RAM等，通过CPU运行控制程序，控制处理器12的各部。

[0111] DSP66取得摄像元件56输出的图像信号。DSP66将B、G、R的各像素所对应的信号混

合的图像信号，分离成B、G、R的图像信号，对于各色的图像信号进行像素插补处理。除此以外，DSP66还实施伽玛校正，以及对于B、G、R的各图像信号实施白平衡校正等的信号处理。

[0112] 另外，DSP66基于图像信号B、G、R计算曝光值，在图像整体的光量不足(曝光不足)时提高照明光的光量，另一方面，在光量过高(曝光过度)时降低照明光的光量，并将以此方式进行控制的曝光控制信号输出到控制器65。控制器65向光源装置13的光源控制部42发送曝光控制信号。

[0113] 帧存储器68存储DSP66输出的图像数据、和图像处理部67进行了处理的处理完毕图像数据。显示控制电路69，从帧存储器68读取图像处理完毕的图像数据，转换成复合信号和分量信号等的视频信号并输出到监视器14。

[0114] 如图16所示，在普通观察模式中，图像处理部67，基于由DSP66分色成B、G、R的各色的图像信号B、G、R，生成普通观察图像。该普通观察图像被输出到监视器14。图像处理部67，每当帧存储器68内的图像信号B、G、R被更新，就更新普通观察图像。

[0115] 如图17所示，在血管强调观察模式下，图像处理部67，基于图像信号B、G，生成血管强调观察图像。在血管强调观察模式下的图像信号B中，包含具有390nm～445nm的波长波段且与峰值波长430±10nm的蓝色光LB所对应的反射光的成分，因此表层血管以高对比度被描绘出来。在癌等的病变中，与正常组织比较，表层血管的密集度有变高的倾向等，因为血管的图案有特征，所以在以鉴别肿瘤的良恶为目的的血管强调观察中，优选鲜明地描绘出表层血管。

[0116] 为了进一步强调表层血管，例如，也可以基于图像信号B提取图像内的表层血管的区域，对于提取出的表层血管的区域实施周知的轮廓强调处理等。然后，基于实施过轮廓强调处理的图像信号B和图像信号G生成血管强调观察图像。除了表层血管以外，对于中深层血管也可以进行同样的处理。在强调中深层血管时，从大量包含中深层血管的信息的图像信号G提取中深层血管的区域，对于提取出的中深层血管的区域实施轮廓强调处理，基于强调处理完毕的图像信号G和图像信号B生成血管强调观察图像。

[0117] 图像处理部67，每当帧存储器68内的图像信号B、G被更新，就生成血管强调观察图像。显示控制电路69，将图像信号B分配到监视器14的B通路和G通路，将图像信号G分配到监视器14的R通路，将血管强调观察图像以伪彩色显示在监视器14中。

[0118] 在图18中，光路集成部41由如下构成：使各半导体光源35～37发出的各色光准直的准直透镜75、76、77；第1二向色镜79、第2二向色镜80；将从光路集成部41出射的光会聚到光导部55的入射端55a的聚光透镜82。各二向色镜79、80，是在透明的玻璃板上形成具有规定的透射特性的二向色滤光器的光学构件。

[0119] 绿色半导体光源36，其光轴配置在与光导部55的光轴一致的位置。而且，绿色半导体光源36与红色半导体光源37，以彼此的光轴正交的方式配置。在此绿色半导体光源36和红色半导体光源37的光轴的交点上，设有第1二向色镜79。同样，蓝色半导体光源35，也以与绿色半导体光源36的光轴正交的方式配置，在其光轴的交点，设有第2二向色镜80。第1二向色镜79相对于绿色半导体光源36、红色半导体光源37的光轴以倾斜45°的姿势配置，第2二向色镜80相对于蓝色半导体光源35、绿色半导体光源36的光轴以倾斜45°的姿势配置。

[0120] 如图19所示，第1二向色镜79的二向色滤光器，具有反射约600nm以上的红色的波长波段的光而透射低于这一波长的蓝色、绿色的波长波段的光的特性。第1二向色镜79，使

经由准直透镜76而从绿色半导体光源36入射的蓝色激发光LBe和绿色荧光LGf的混合光透射到下游侧，使经由准直透镜77而从红色半导体光源37入射的红色光LR反射。由此，蓝色激发光LBe和绿色荧光LGf的混合光，与红色光LR的光路被集成。

[0121] 第2二向色镜80的二向色滤光器，具有从绿色半导体光源36发出的图8所示的蓝色激发光LBe和绿色荧光LGf的混合光的发光光谱中、至少除去蓝色激发光LBe的透射特性。即，第2二向色镜80的二向色滤光器，作为截止蓝色激发光LBe的激发光截止滤光器(波长截止滤光器部)发挥功能。

[0122] 具体来说，如图20所示，第2二向色镜80的二向色滤光器，具有反射低于约460nm的紫色、蓝色的波长波段的光而透射波长在此以上的绿色、红色的波段的光的特性。因此，第2二向色镜80，在透射第1二向色镜79的蓝色激发光LBe和绿色荧光LGf的混合光之中，使蓝色激发光LBe反射，使绿色荧光LGf透射。另外，第2二向色镜80，使由第1二向色镜79反射的红色光LR透射。此外，第2二向色镜80，使经由准直透镜75而从蓝色半导体光源35入射的蓝色光LB反射。通过该第2二向色镜80，蓝色光LB、绿色荧光LGf和红色光LR的全部的光路被集成。另外，蓝色激发光LBe没有入射到光导部55的入射端55a，蓝色激发光LBe对观察部位的照射被阻止。

[0123] 以下，对于上述构成带来的作用进行说明。进行内窥镜诊断时，将内窥镜11与处理器12和光源装置13连接，打开处理器12和光源装置13的电源，使内窥镜系统10起动。

[0124] 将内窥镜11的插入部16插入受检者的消化管内，开始消化管内的观察。在普通观察模式下，各半导体光源35～37亮灯。光源控制部42，将施加于各LED43～45的驱动电流值设定为普通观察模式用的值，开始各半导体光源35～37的亮灯。然后，一边维持作为目标的发光光谱一边进行光量控制。

[0125] 蓝色、红色半导体光源35、37，分别由蓝色、红色LED43、45发出蓝色光LB、红色光LR。荧光型的绿色半导体光源36，发出来自激发光LED44的蓝色激发光LBe、与由蓝色激发光LBe激发的来自绿色荧光体47的绿色荧光LGf之混合光。各色光分别入射到光路集成部41的准直透镜75～77。

[0126] 红色光LR由第1二向色镜79反射，透过第2二向色镜80。蓝色激发光LBe和绿色荧光LGf的混合光透过第1二向色镜79。然后，该混合光之中的蓝色激发光LBe由第2二向色镜80反射，绿色荧光LGf透过第2二向色镜80。通过第1二向色镜79，红色光LR、蓝色激发光LBe和绿色荧光LGf的混合光的光路被集成。另外，通过第2二向色镜80，蓝色激发光LBe被截止。第2二向色镜80的二向色滤光器作为激发光截止滤光器(波长截止滤光器部)发挥功能，因此能够使光路集成部41的光学系统的构成简略化。

[0127] 蓝色光LB，由第2二向色镜80反射。通过第2二向色镜80，蓝色光LB、绿色荧光LGf、红色光LR的光路被集成。这些蓝色光LB、绿色荧光LGf、红色光LR入射到聚光透镜82。由此，可生成由蓝色光LB、绿色荧光LGf、红色光LR构成的照明光LWO。聚光透镜82，将照明光LWO会聚到内窥镜11的光导部55的入射端55a，将照明光LWO供给到内窥镜11。

[0128] 在内窥镜11中，照明光LWO通过光导部55而被引导至照明窗22，从照明窗22照射到观察部位。由观察部位反射的照明光LWO的反射光，从观察窗23入射到摄像元件56。摄像元件56将图像信号B、G、R输出到处理器12的DSP66。DSP66对于图像信号B、G、R进行分色，输入到图像处理部67。摄像元件56进行的摄像操作以规定的帧频重复。图像处理部67，基于输入

的图像信号B、G、R生成普通观察图像。普通观察图像通过显示控制电路69被输出到监视器14。普通观察图像根据摄像元件56的帧频更新。

[0129] 另外，DSP66基于图像信号B、G、R计算曝光值，将计算出的曝光值所对应的曝光控制信号发送到光源装置13的光源控制部42。光源控制部42，基于接收到的曝光控制信号，使各色光的光量的比例一定(不使作为目标的发光光谱发生变化)，由此决定各半导体光源35～37的驱动电流值。然后，以决定的驱动电流值驱动各半导体光源35～37。由此，能够将来自各半导体光源35～37的，构成照明光LWO的蓝色光LB、绿色荧光LGf、红色光LR的光量，固定保持于适合普通观察模式的比例。

[0130] 在曝光控制中使绿色荧光LGf的光量变化时，使激发光LED44的蓝色激发光LBe的光量变化。如图19等所示，蓝色激发光LBe的波长波段，与蓝色光LB的波长波段重叠。因此，若蓝色激发光LBe作为照明光出射，则伴随着蓝色激发光LBe的光量变化，蓝色光LB的光量也发生变化，照明光的发光光谱变化。但是，因为蓝色激发光LBe被第2二向色镜80截止，所以蓝色激发光LBe不会对蓝色光LB的光量造成影响，能够使蓝色光LB的光量相对于绿色荧光LGf独立进行控制。因此，即使进行曝光控制，也能够始终将适合普通观察模式的发光光谱的照明光供给到内窥镜11，普通观察图像的色调也不会发生变化。

[0131] 在普通观察模式下发现疑似病变部的观察部位时，从普通观察模式切换到血管强调观察模式。在血管强调观察模式下，红色半导体光源37灭灯，蓝色、绿色的各半导体光源35、36亮灯。来自各半导体光源35、36的各色光，借助上述的光路集成部41的作用成为照明光LW1，被供给到内窥镜11。这时也与普通观察模式的情况同样，因为蓝色激发光LBe被第2二向色镜80截止，所以能够始终将适合血管强调观察模式的发光光谱的照明光供给到内窥镜11，血管强调观察图像的色调也不会发生变化。

[0132] 摄像元件56，接收照明光LW1的观察部位的反射光，向DSP66输出B、G、R的图像信号。DSP66分离图像信号B、G、R，输入到图像处理部67。图像处理部67基于B、G的图像信号，生成血管强调观察图像。血管强调观察图像被输出到监视器14。血管强调观察图像根据摄像元件56的帧频更新。

[0133] 由此，因为可始终照射适合血管强调观察模式的发光光谱的照明光，所以血管强调观察图像的可靠性高。因为血管强调观察图像被用于肿瘤的良恶鉴别等，所以如果血管强调观察图像的可靠性高，则肿瘤的良恶鉴别的结果也富有可靠性。

[0134] 因为对蓝色光LB的光量造成的影响的蓝色激发光LBe由第2二向色镜80截止，所以，不会加进伴随绿色荧光LGf的光量变化而来的蓝色激发光LBe的变化部分，不用进行使蓝色光LB的光量增减这样复杂的控制，能够稳定获得拥有作为目标的发光光谱的照明光。

[0135] [第2实施方式]

[0136] 在上述第1实施方式中，将绿色半导体光源36发出的蓝色激发光LBe和绿色荧光LGf的混合光、与蓝色半导体光源35发出的蓝色光LB的光路集成的第2二向色镜80的二向色滤光器，承载激发光截止滤光器的功能，但也可以使不同于第2二向色镜80的二向色镜的二向色滤光器承担激发光截止滤光器(波长截止滤光器部)的功能。

[0137] 例如图21所示的光源装置85的光路集成部90这样，使激发光截止滤光器的功能，分担给将绿色半导体光源36发出的蓝色激发光LBe和绿色荧光LGf的混合光、与红色半导体光源37发出的红色光LR的光路集成的第1二向色镜91(相当于上述第1实施方式的第1二向

色镜79)的二向色滤光器。还有，图21的光路集成部90，除了将上述第1实施方式的第1二向色镜79替换成第1二向色镜91以外，均与上述第1实施方式的光路集成部41相同。

[0138] 这种情况下，第1二向色镜91的二向色滤光器拥有的特性是，如图22所示，反射约600nm以上的红色的波长波段的光和低于约460nm的紫色、蓝色的波长波段的光，透射其以外的绿色的波长波段的光。也就是说，成为将上述第1实施方式的第1二向色镜79和第2二向色镜80的透射特性加以合并的带通特性。但是，拥有这样的带通特性时，相比拥有反射长波长侧的光而透射短波长侧的光的短通或相反的长通特性来说，制造成本上涨，因此如上述第1实施方式，使具有长通特性的第2二向色镜80的二向色滤光器承担激发光截止滤光器的功能的方法在成本面有利。

[0139] [第3实施方式]

[0140] 在上述各实施方式中，说明了二向色镜兼任激发光截止滤光器的例子，但也可以如图23所示的第3实施方式的光源装置95的光路集成部96这样，将激发光截止滤光器与二向色镜区别设置。光路集成部96，在绿色半导体光源36和第1二向色镜79之间配置有激发光截止滤光器97。激发光截止滤光器97，例如图24所示，具有反射低于约460nm的紫色、蓝色的波长波段的光，透射其以外的绿色、红色的波长波段的光的特性。另外，虽然图示省略，但也可以在第1二向色镜79和第2二向色镜80之间设置激发光截止滤光器97。总之，防止蓝色激发光LBe向光导部55的入射端55a的入射即可，激发光截止滤光器，设置在激发光LED44与光导部55之间的光路上，更具体地说，设置在绿色半导体光源36发出的蓝色激发光LBe和绿色荧光LGf的混合光、与蓝色半导体光源35发出的蓝色光LB的光路集成的位置(交点)，或这一位置的上游侧的光路上即可。

[0141] [第4实施方式]

[0142] 在上述第1实施方式中，基于来自处理器12的曝光控制信号，使施加到各LED43～45的驱动电流值变化，从而进行各色光的光量控制，但由于LED和荧光体的放热的影响和经时劣化的影响，存在半导体光源的对于驱动电流值的输出光量发生变动的情况。因此，也可以设置测量各色光的光量的光量测量传感器，基于光量测量传感器输出的光量测量信号，监控各色光的光量是否达到目标值。

[0143] 在图25中，本实施方式的光源装置99的光路集成部100，除了上述第1实施方式的图18所示的光路集成部41的构成以外，还具备如下：测量各半导体光源35～37发出的各色光的光量的蓝色、绿色、红色的各光量测量传感器101、102、103；设于各半导体光源35～37的正前方，反射各半导体光源35～37发出的各色光的一部分并将其引导至各光量测量传感器101～103的玻璃板105、106、107。

[0144] 各玻璃板105～107，以相对于各半导体光源35～37的光轴例如倾斜35°的姿势配置。各玻璃板105～107，透射各半导体光源35～37发出的各色光。若各色光入射到各玻璃板105～107，则菲涅耳反射发生。各玻璃板105～107，是利用该菲涅耳反射将各半导体光源35～37发出的各色光的一部分(4％～8％左右)的光引导至各光量测量传感器101～103的导光构件。还有，也可以使用光纤等其他的导光构件代替玻璃板。

[0145] 在绿色光量测量传感器102、红色光量测量传感器103之前，分别设有带通滤光器109、长通滤光器110。带通滤光器109，用于将入射到绿色光量测量传感器102的光，限制成仅为构成最终供给到内窥镜11的照明光LW0、LW1的一部分的绿色荧光LGf的波长波段的光，

如图26所示，其具有反射约600nm以上的红色的波长波段的光和低于约460nm的紫色、蓝色的波长波段的光而透射在此以外的绿色的波长波段的光的特性。即，带通滤光器109，与第2实施方式的第1二向色镜91相同，具有上述第1实施方式的第1二向色镜79和第2二向色镜80的透射特性组合的带通特性。经由带通滤光器109，在绿色光量测量传感器102中，仅仅入射使蓝色激发光LBe被截止的、且最终作为照明光LW0、LW1的一部分出射的绿色荧光LGf。能够测量绿色荧光LGf的纯粹的光量。

[0146] 另外，长通滤光器110，用于将入射到红色光量测量传感器103的光，限制成仅为构成最终供给到内窥镜11的照明光LW0的一部分的红色光LR的波长波段的光，如图27所示，其具有反射低于约600nm的绿色、蓝色的波长波段的光而透射在此以上的红色的波长波段的光的特性。即，长通滤光器110，具有使上述第1实施方式的第1二向色镜79的图19所示的透射特性倒转的透射特性。经由长通滤光器110，在红色光量测量传感器103中，仅仅入射最终作为照明光LW0的一部分而出射的红色光LR。从而能够测量红色光LR的纯粹的光量。

[0147] 在图28中，各光量测量传感器101～103，接收通过玻璃板105～107的菲涅耳反射而引导的各色光，将接收到的各色光的光量所对应的光量测量信号输出到光源控制部42。光源控制部42，比较光量测量信号与作为目标的光量，基于此比较结果，以使光量达到目标值的方式，对于以曝光控制设定的施加于各半导体光源35～37的驱动电流值进行微调整。如此，各色光的光量由光量测量传感器101～103始终监控，基于光量的测量结果，对于所施加的驱动电流值进行微调整，从而能够始终按照目标值控制光量。因此，能够更稳定获得作为目标的发光光谱的照明光。

[0148] 还有，如图29所示的光源装置115的光路集成部116，也可以在绿色半导体光源36和第1二向色镜79之间的位置(与第3实施方式的图23所示的激发光截止滤光器97相同的位置)，设置具有与带通滤光器109相同的透射特性的、板状的激发光截止滤光器117。如果这样，则不需要带通滤光器109。但是，因为与带通滤光器109相比，激发光截止滤光器117尺寸变大，因此如果从成本面和节能的观点来说，相比设置激发光截止滤光器117，则优选设置带通滤光器109的方法。

[0149] 在上述第4实施方式中，是对于全部的半导体光源配置光量测量传感器而监控光量，但也可以至少监控对于驱动电流值的输出光量的变动特别大的、作为荧光型半导体光源的绿色半导体光源36的光量，而对于其他的半导体光源不配置光量测量传感器。

[0150] 在上述第4实施方式中，光量测量传感器101～103在准直透镜75～77的下游侧测量光量。但是也可以在准直透镜75～77和半导体光源35～37之间，由光量测量传感器101～103测量光量。这种情况下，由于各色的光是扩散光，所以光量测量传感器101～103能够从半导体光源35～37直接进行测量。因此，不需要玻璃板105～107等的导光部。

[0151] [第5实施方式]

[0152] 在上述各实施方式中，例示的是发出具有390nm～445nm的波长波段且峰值波长430±10nm的蓝色光LB的蓝色半导体光源35，但本发明不限于此。例如，也可以准备波长波段和峰值波长不同的多种蓝色半导体光源，根据作为观察对象的表层血管，分别使用蓝色半导体光源。

[0153] 在图30中，本实施方式的光源装置120，除了上述各实施方式的绿色半导体光源36、红色半导体光源37以外，还具备具有第1蓝色半导体光源121和第2蓝色半导体光源122

的光源部123，和使各半导体光源35、36、121、122的各色光的光路集成的光路集成部124。第1蓝色半导体光源121，代替上述各实施方式的蓝色半导体光源35而设。还有，光源装置120，除了光源部和光路集成部的一部分的构成不同以外，其他均是与上述第1实施方式相同的构成，因此对于与上述第1实施方式相同的构成附加同一符号，并省略说明。

[0154] 蓝色半导体光源121、122的形态，与图4所示的蓝色半导体光源35相同。如图31所示，第1蓝色半导体光源121，例如发出具有作为蓝色的波长波段的400nm～470nm附近的波长成分且峰值波长460±10nm的第1蓝色光LB1。另一方面，第2蓝色半导体光源122，如图32所示，发出例如具有从紫色至蓝色的波长波段、即395nm～415nm附近的波长成分且峰值波长405±10nm的蓝色光LB2。

[0155] 光路集成部124，是在上述第1实施方式的光路集成部41中追加有如下部分的构成的，即，使第2蓝色半导体光源122发出的蓝色光LB2准直的准直透镜125；将第1蓝色半导体光源121发出的蓝色光LB1、和第2蓝色半导体光源122发出的蓝色光LB2的光路集成的第3二向色镜126。光路集成部124，将第1、第2蓝色光LB1、LB2、绿色荧光LGf和红色光LR的光路集成为1个光路。由光路集成部124集成的第1蓝色光LB1、绿色荧光LGf和红色光LR的混合光的发光光谱示出在图33中。在本实施方式中，该混合光作为普通观察模式的照明光LW2利用。

[0156] 另外，第1蓝色光LB1和绿色荧光LGf的混合光的发光光谱示出在图34中，第2蓝色光LB2和绿色荧光LGf的混合光的发光光谱示出在图35中。在本实施方式中，图34和图35所示的混合光作为血管强调观察模式的照明光LW3、LW4利用。

[0157] 各蓝色半导体光源121、122，以彼此的光轴正交的方式配置，在其光轴的交点设有第3二向色镜126。第3二向色镜126以相对于各蓝色半导体光源121、122的光轴倾斜45°的姿势配置。

[0158] 如图36所示，第3二向色镜126的二向色滤光器，具有反射低于约430nm的紫色的波长波段的光而透射波长在此以上的蓝色、绿色、红色的波段的光的特性。第3二向色镜126，使经由准直透镜75而从第1蓝色半导体光源121入射的第1蓝色光LB1透射到下游侧，使经由准直透镜125而从第2蓝色半导体光源122入射的第2蓝色光LB2反射。由此各蓝色光LB1、LB2的光路被集成。因为第2二向色镜80如图20所示具有反射低于约460nm的蓝色的波长波段的光的特性，所以，由第3二向色镜126反射的第2蓝色光LB2，由第2二向色镜80反射而朝向聚光透镜82。由此，各蓝色光LB1、LB2、绿色荧光LGf和红色光LR全部的光的光路被集成。

[0159] 如使用图9说明的，血中血色素的吸光系数μa在405nm附近具有峰值。另外，如使用图10说明的，照射到观察部位的照明光，波长越短，侵入深度越低。因此，第1蓝色半导体光源121发出的中心波长460±10nm的第1蓝色光LB1，因为波长比较长，侵入深度高，所以，相比上述各实施方式中作为观察对象的表层血管，存在于黏膜中层(黏膜固有层)这一方的表层血管(以下，为了与上述各实施方式中作为观察对象的表层血管加以区别称为表中层血管)造成的吸收大。因此，第1蓝色光LB1作为表中层血管强调用的特殊光使用。另一方面，第2蓝色半导体光源122发出的中心波长405±10nm的第2蓝色光LB2，因为波长比较短，侵入深度低，所以，上述各实施方式中作为观察对象的表层血管之中距黏膜表层(上皮)近的表层血管(以下，为了与上述各实施方式中作为观察对象的表层血管加以区虽而称为近表层血管)造成的吸收大。因此第2蓝色光LB2作为近表层血管强调用的特殊光使用。通过切换各蓝色半导体光源121、122的亮灯、灭灯，选择性地使用各蓝色光LB1、LB2，能够得到以高对比度

描绘出表中层血管或近表层血管的血管强调观察图像。

[0160] 在图37中，在普通观察模式下，与摄像元件56的蓄积操作的时刻一致，各半导体光源36、37、121亮灯，由第1蓝色光LB1、绿色荧光LGf、红色光LR的混合光构成的照明光LW2(LB1+LGf+LR)照射到观察部位。强调观察表中层血管时，如图38所示，与摄像元件56的蓄积操作的时刻一致，绿色半导体光源36、第1蓝色半导体光源121亮灯，作为第1蓝色光LB1和绿色荧光LGf的混合光的照明光LW3(LB1+LGf)照射到观察部位。另外，强调观察近表层血管时，如图39所示，与摄像元件56的蓄积操作的时刻一致，绿色半导体光源36、第2蓝色半导体光源122亮灯，作为第2蓝色光LB2和绿色荧光LGf的混合光的照明光LW4(LB2+LGf)照射到观察部位。

[0161] 各照明光LW2～LW4，由摄像元件56的微彩色滤光器分光。B像素，接收对应各蓝色光LB1、LB2的反射光。G像素、R像素与上述第1实施方式相同，分别接收对应绿色荧光LGf的反射光、对应红色光LR的反射光。摄像元件56与读取时刻一致，将图像信号B、G、R依照帧频依次输出。

[0162] 图像信号B中，因为包含与第1蓝色光LB1或第2蓝色光LB2对应的反射光的成分，所以以高对比度描绘出表中层血管或近表层血管。与表层血管同样，在癌等的病变中，与正常组织比较，表中层血管和近表层血管的密集度有变高的倾向等，表中层血管和近表层血管的图案具有特征，因此在本实施方式的光源装置120中，具有特别鲜明地描绘出表中层血管和近表层血管的效果。

[0163] 作为蓝色半导体光源发出的蓝色光的峰值波长的值，除了上述各实施方式所例示的430nm(第1实施方式)、405nm、460nm(第5实施方式)以外，例如也可以是415nm。

[0164] 特别是波长405nm、415nm、430nm，在图9所示的血中血色素的吸收光谱中，尤其是血中血色素的吸光系数μa大的波长波段。因此，能够得到血管与其以外的部分的对比度进一步被强调的血管强调观察图像。使用能够得到这样的血管的对比度更高的血管强调观察图像的波长的蓝色光时，若由于绿色半导体光源36发出的蓝色激发光LBe，导致用于血管强调观察的照明光的发光光谱的平衡被打乱，血管强调观察图像的色调发生变化，则对诊断的不利影响无法估量。

[0165] 因此，蓝色半导体光源发出的蓝色光的峰值波长的值，取405nm、415nm、430nm的至少任意1个值时，用激发光截止滤光器(波长截止滤光器部)截止绿色半导体光源36发出的蓝色激发光LBe特别有效。

[0166] 还有，作为第3实施方式的激发光截止滤光器97和第4实施方式的激发光截止滤光器117，也可以是具有图40所示的透射特性的，即适用绿色的窄频带滤光器。图40所示的透射特性，是反射约550nm以上的绿色、红色的波长波段的光和低于约530nm的绿色、蓝色的波长波段的光，透射其以外的绿色的波长波段的光的带通特性。使用这样的透射特性的激发光截止滤光器，能够截止蓝色激发光LBe，并且引出绿色荧光LGf之中的530nm～550nm的波长波段的光，使显示图像中的中深层血管的对比度进一步提高。

[0167] 这种情况下，在配置于绿色半导体光源36的前面的装配位置、和从绿色半导体光源36的前面退避的退避位置之间，设置使激发光截止滤光器移动的滤光器移动机构。然后，在普通观察模式下，使激发光截止滤光器移动到退避位置，在血管强调观察模式下，使激发光截止滤光器移动到装配位置。

[0168] 另外，上述第1实施方式的LED的贴装形态是1例，也可以采用其形态。例如，也可以在图4和图5中的密封树脂35c和绿色荧光体47的光出射面设置调整发散角的微透镜，或者也可以不是表面贴装型，而是在形成有微透镜的炮弹型的外壳中收容有LED的形态。另外，作为绿色半导体光源36，还说明了除了激发光LED44以外也使绿色荧光体47与衬底36a一体设置的例子，但也可以分别设置绿色荧光体47和衬底36a。这种情况下，在激发光LED44和绿色荧光体47之间追加透镜和光纤等的导光构件，经由导光构件而将激发光LED44的激发光引导至绿色荧光体47。

[0169] [第6实施方式]

[0170] 此外，作为发光元件以使用LED的例子进行了说明，但也可以使用激光器二极管(LD)代替LED。例如图41所示，作为激发光发光元件，也可以使用由发出蓝色激发光的激发光LD131、和在激发光LD131的前面所配置的绿色荧光体132构成的绿色半导体光源130，代替上述第1～第5实施方式的绿色半导体光源36。

[0171] 这种情况下，绿色荧光体132，以塗布等的方法形成于圆盘状的透明的旋转板133的表面。然后，一边通过电机等的旋转机构134使该旋转板133旋转，一边使来自激发光LD131的蓝色激发光照射到旋转板133偏心的位置。通过使旋转板133旋转，激发光的照射位置不会集中在绿色荧光体132的一处。若激发光的照射位置集中在一处，则这一处达到高温，会加快绿色荧光体132的劣化，但旋转能够防止这一情况。还有，符号135是将激发光LD131发出的蓝色激发光会聚到旋转板133上的聚光透镜。

[0172] 还有，在旋转板133的出射侧的面上，也可以一体地形成激发光截止滤光器(波长截止滤光器部)。另外，作为发光元件，除了LED和LD以外，也可以使用有机EL(Electro-Luminescence)元件。不限于荧光型绿色半导体光源，其他的半导体光源(蓝色半导体光源35、红色半导体光源37等)的发光元件，也可以使用LD和有机EL元件。

[0173] 在上述各实施方式中，例示的是100％截止激发光的激发光截止滤光器，但本发明不限定于此。激发光截止滤光器(波长截止滤光器部)只要多多少少能够消减激发光的光量即可，例如具有50％截止激发光的透射特性的也包含在本发明中。但是，越接近100％越能够取得效果，因此优选。

[0174] 上述各实施方式的光路集成部的构成是1例，可以进行各种变更。例如作为形成二向色滤光器的光学构件使用的是二向色镜，但也可以取代之而使用棱镜上形成有二向色滤光器的二向棱镜。另外，例如，也可以使用具有与各半导体光源对置的多个入射端、和与内窥镜的光导部的入射端对置的1个出射端的分叉型光导部进行光路集成，以代替二向色镜和二向棱镜这样的形成有二向色滤光器的光学构件。分叉型光导部，是使光纤集束化的光纤束，在一端将光纤各按规定条数分割成多条，而使入射端分叉成多条。这种情况下，分别与分叉的各入射端对应地配置各半导体光源。然后，在荧光型绿色半导体光源与分叉型光导部的入射端之间配置激发光截止滤光器。

[0175] 在上述各实施方式中，以作为摄像元件56具有由B、G、R的微彩色滤光器对照明光进行分色的彩色摄像元件，且由彩色摄像元件同时取得B、G、R的图像信号的同时照射方式的内窥镜系统和其所使用的光源装置为例进行了说明，但也可以将本发明适用于具有单色摄像元件，且依次照射蓝色、绿色、红色的各色光，并将B、G、R的图像信号按面序(面顺次)取得的依次照射方式的内窥镜系统和其所使用的光源装置。

[0176] 应用于依次照射方式的内窥镜系统和其所使用的光源装置时，在血管强调观察模式下，例如图42所示这样，与摄像元件的蓄积操作的时刻一致，使蓝色半导体光源35和绿色半导体光源36交替亮灯、灭灯，将蓝色光LB和绿色荧光LGf交替照射到观察部位。图像处理部，基于连续的2帧量的图像信号生成1帧量的血管强调观察图像。

[0177] 还有，也可以使内窥镜系统成为可以实施同时照射方式和依次照射方式双方的构成，可以对图15所示的照射蓝色光LB和绿色荧光LGf的混合光LW1的同时照射方式、和图42所示的依次照射蓝色光LB和绿色荧光LGf的依次照射方式进行切换。能够充分施展同时照射方式和依次照射方式双方的优点。

[0178] 还有，上述各实施方式当然可以单独实施，也可以复合实施。

[0179] 本发明还可以用于含有紫色半导体光源的光源装置。在上述实施方式中蓝色LED43的蓝色光LB和激发光LED44的蓝色激发光LBe的波长范围重叠，但同样，紫色半导体光源的紫色光的波长范围与激发光LED44的蓝色激发光LBe的波长域也有可能部分性地重叠。但是根据本件的特征，可以防止蓝色激发光LBe影响到紫色光的光量。

[0180] 在上述各实施方式中，以光源装置和处理器分体构成的例子进行了说明，但2个装置也可以一体构成。另外，本发明也能够适用于使用了以传像束对于照明光的观察部位的反射光进行导光的纤维镜，和具有在前端部内置有摄像元件和超声波换能器的超音波内窥镜的内窥镜系统，和其所使用的光源装置。

[0181] 根据本发明的优选的实施方式，具备发出红色的波长波段的红色光的红色半导体光源。

[0182] 另外，根据其他的实施方式，蓝色半导体光源，发出峰值波长取405nm、415nm、430nm的至少任意1个值的蓝色光。

[0183] 另外，根据另一实施方式，蓝色激发光源元件是发光二极管。

[0184] 本发明在不脱离发明的精神的范围内，可以进行各种变形、变更，这样的情况均应该解释包括在本发明的保护范围内。

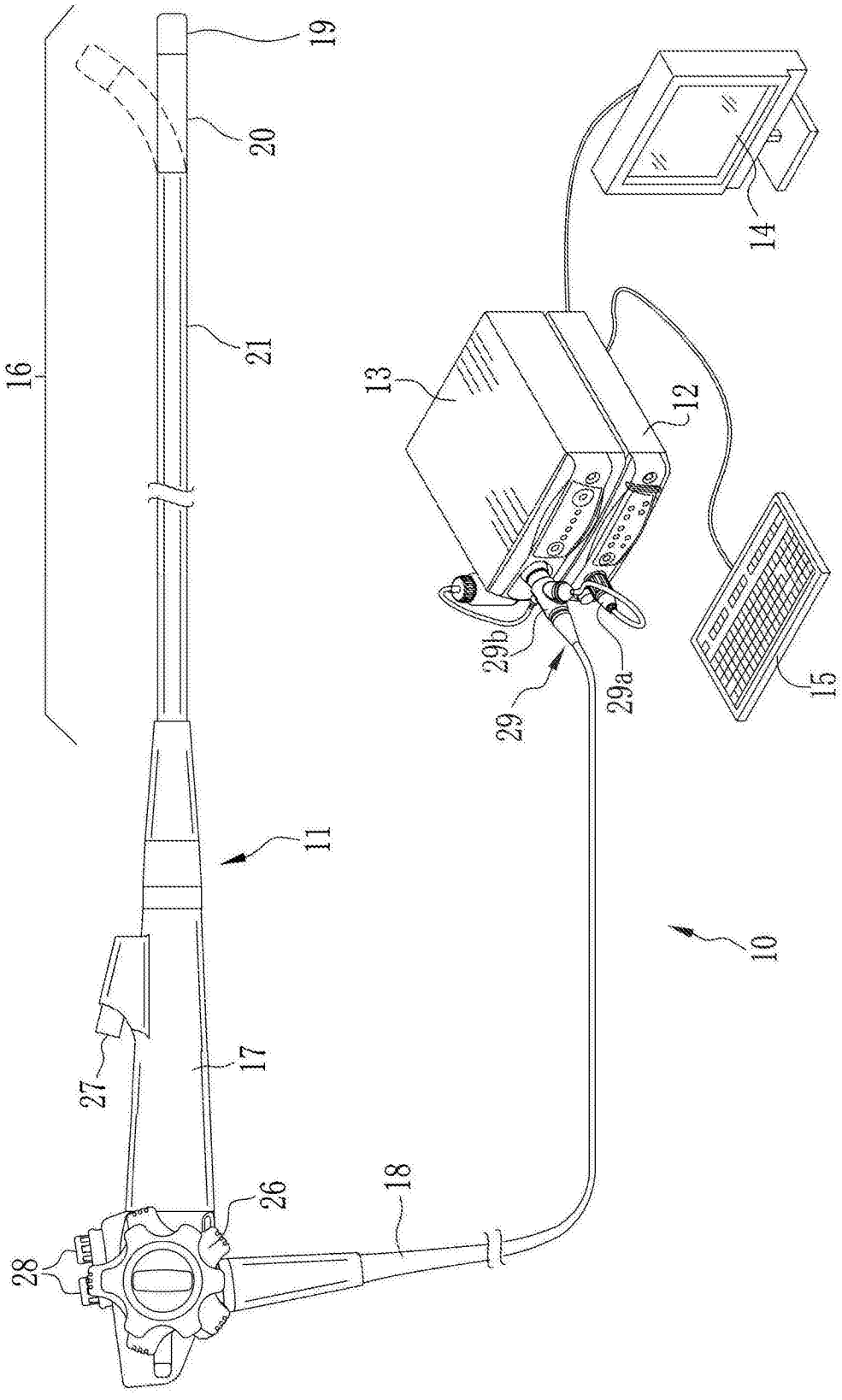


图1

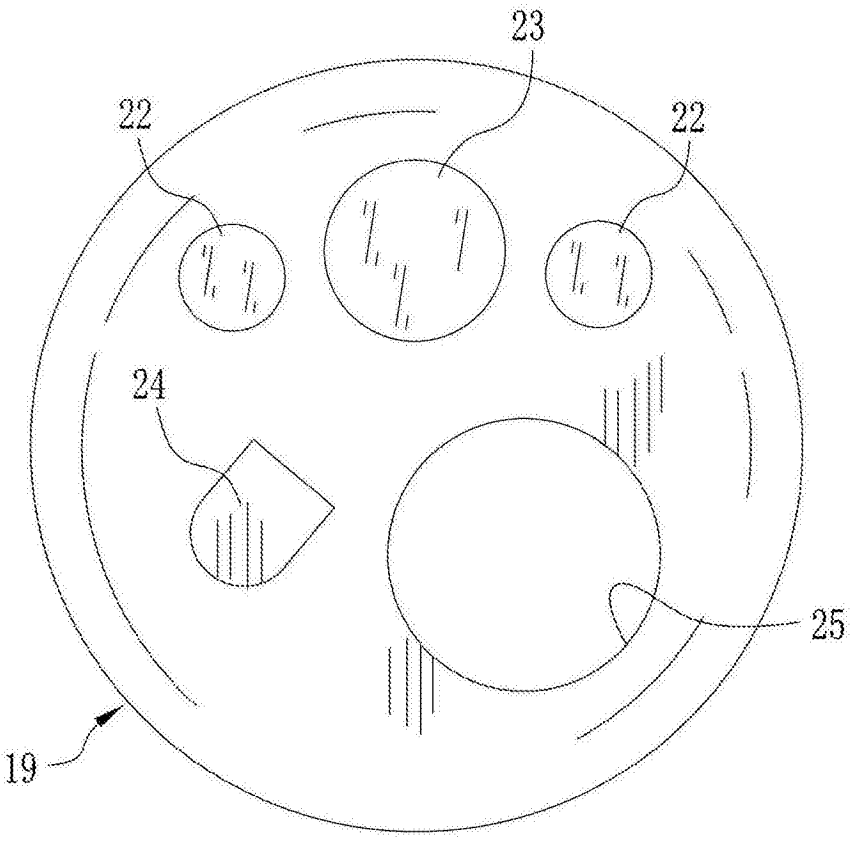


图2

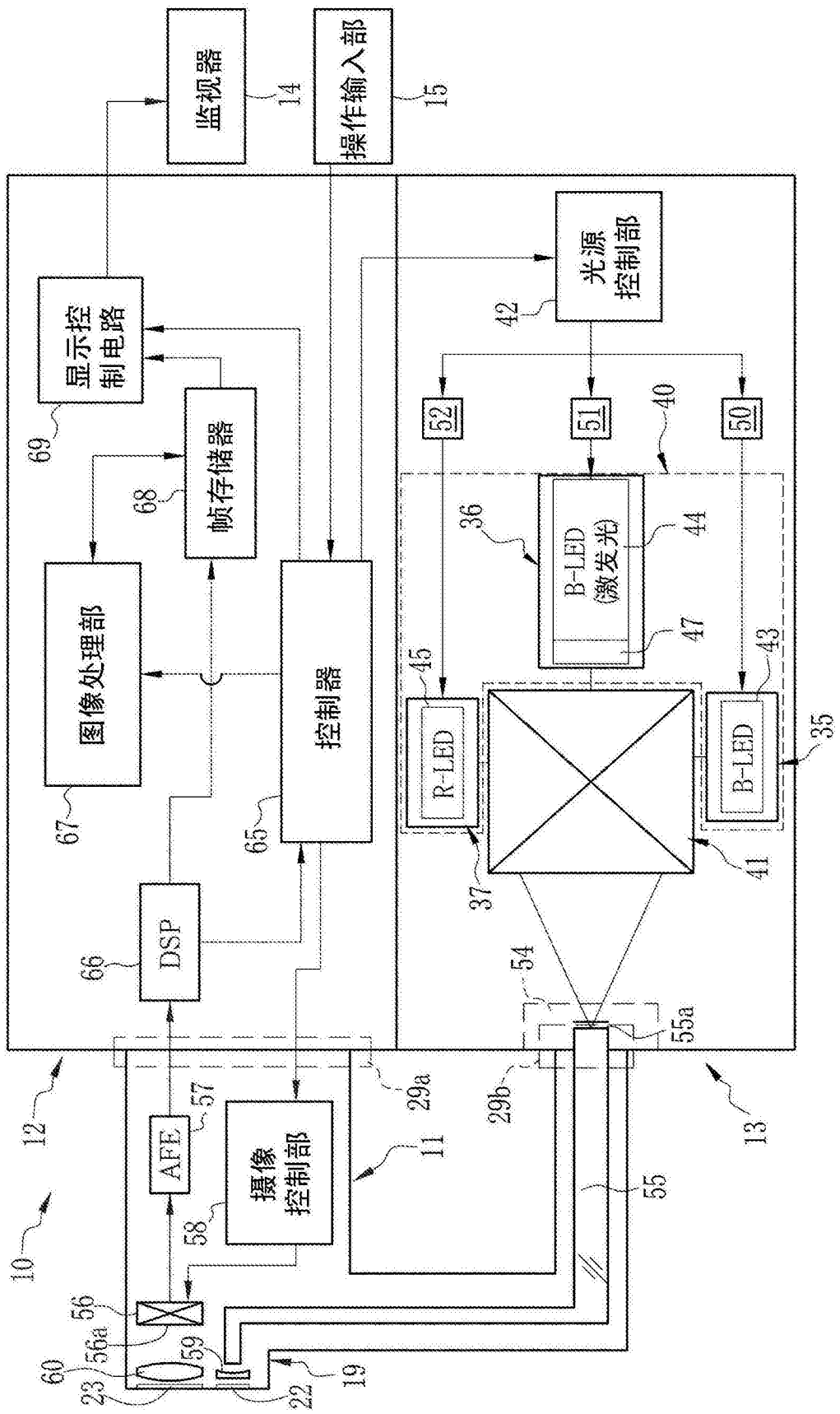

监视器
14
操作输入部
15
显示控制电路
69
帧存储器
68
图像处理部
67
控制器
65
DSP
66
光源控制部
42
52
51
50
40
B-LED (激发光)
36
44
47
R-LED
45
B-LED
43
35
41
37
54
55a
29a
29b
12
13
11
55
AFE
57
摄像控制部
58
10
56
56a
59
60
23
22
19

图3

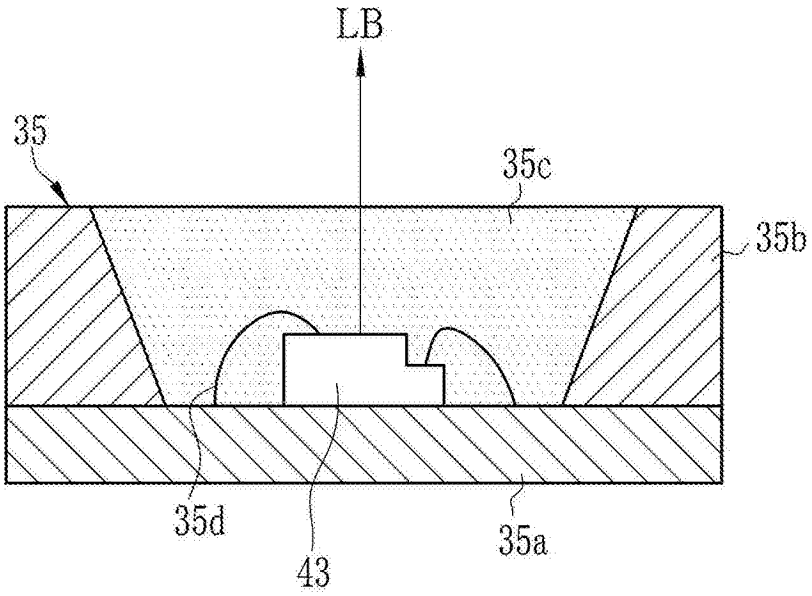


图4

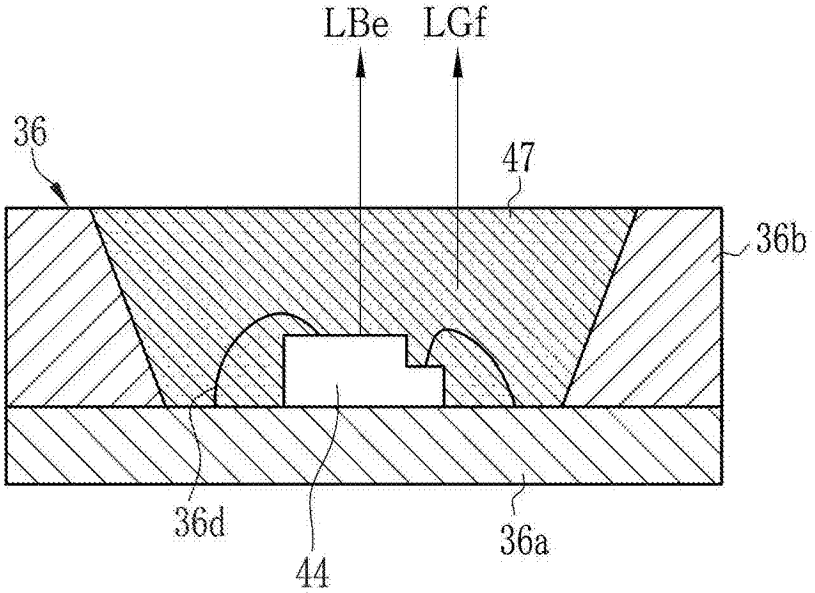


图5

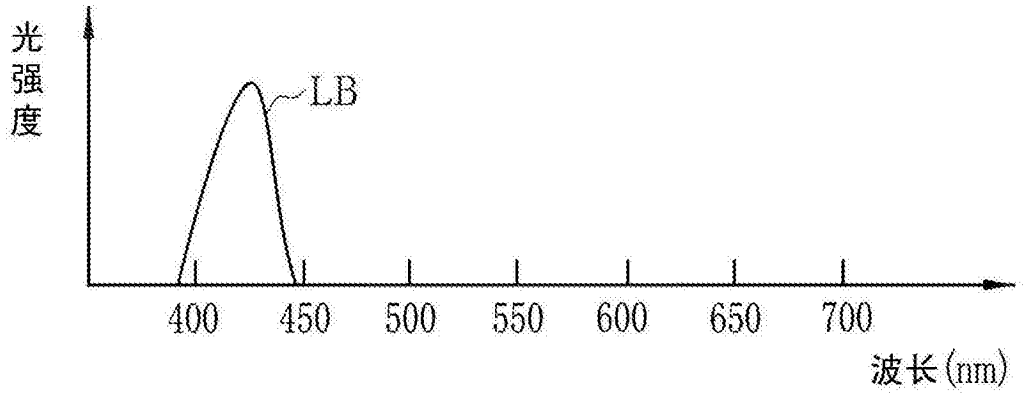

光强度
LB
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图6

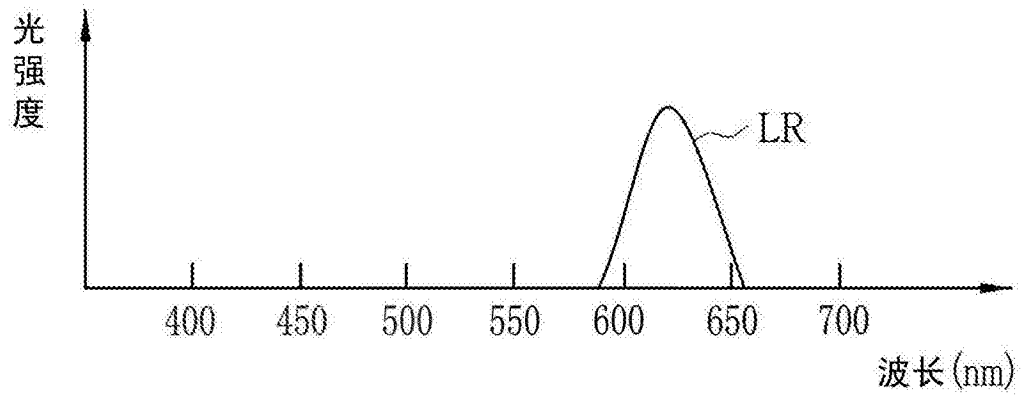

光强度
LR
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图7

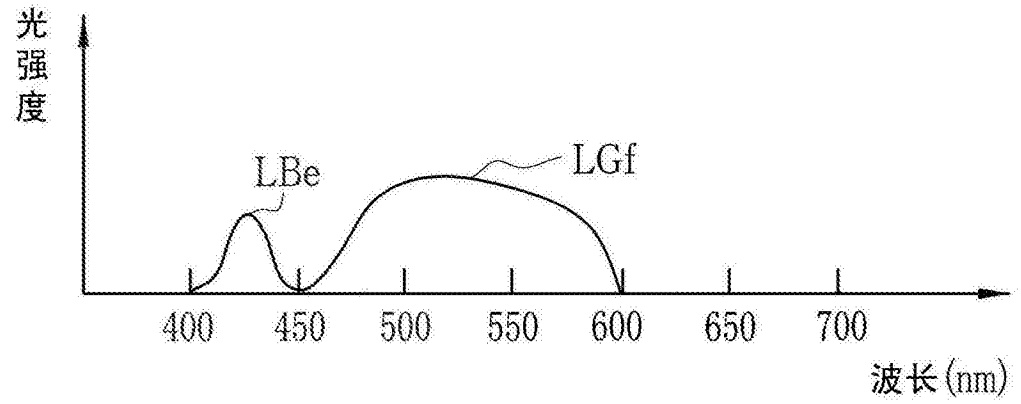

光强度
LBe
LGf
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图8

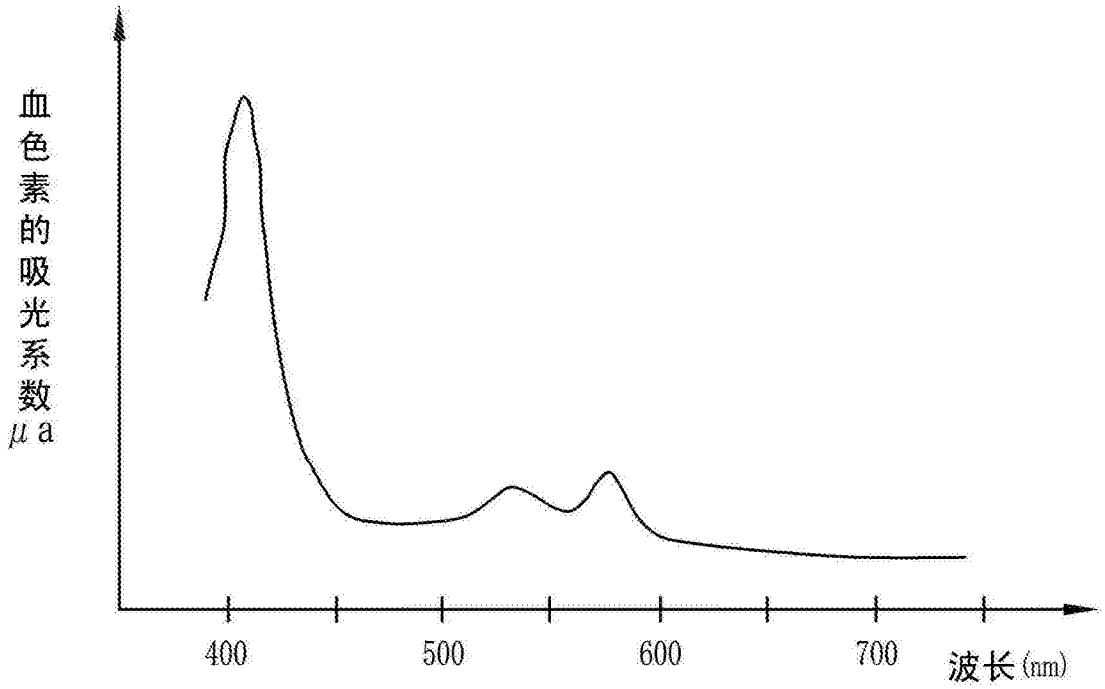


图9

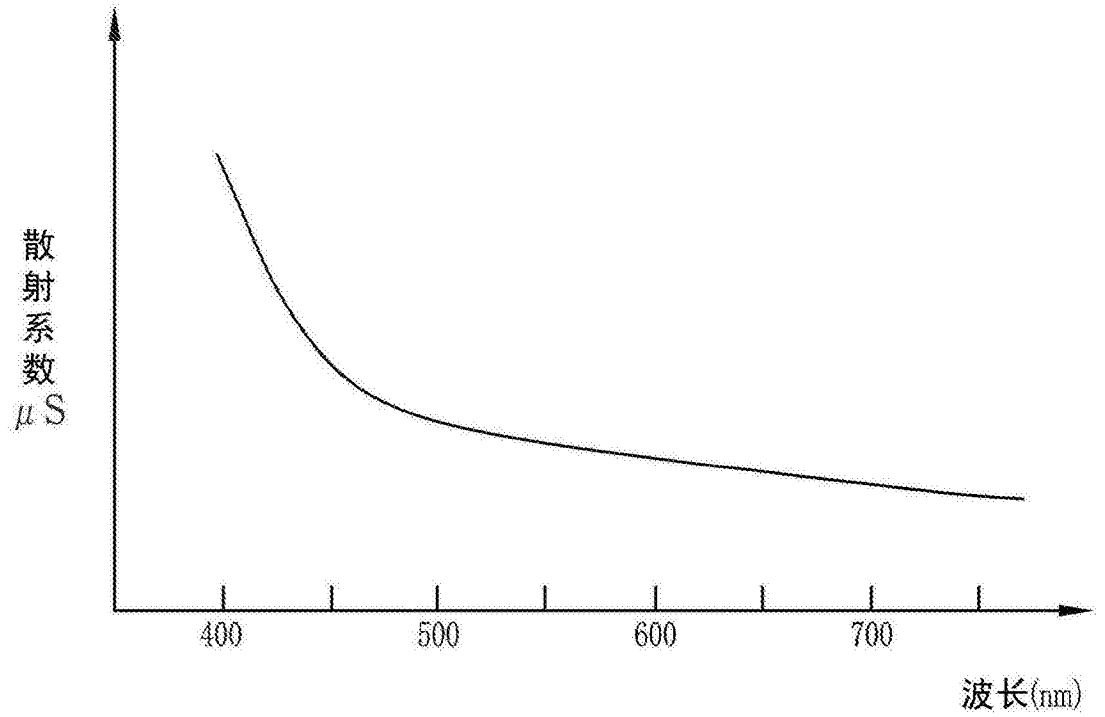


图10

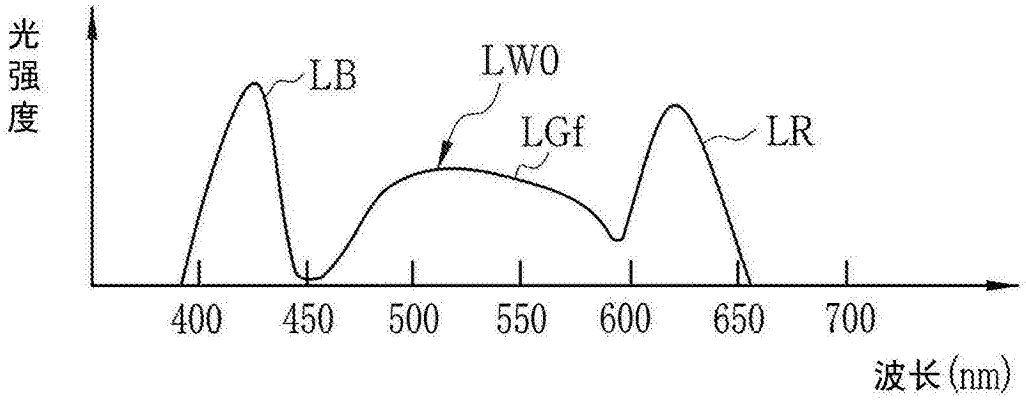

光强度
LB
LW0
LGf
LR
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图11

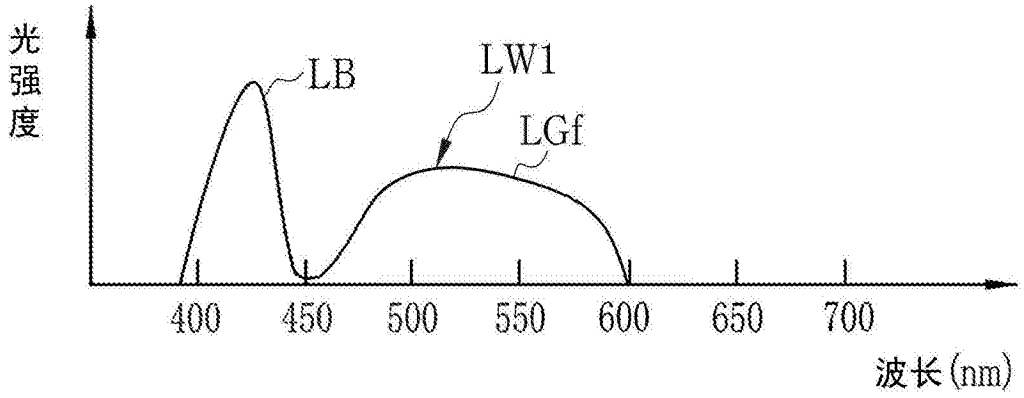

光强度
LB
LW1
LGf
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图12

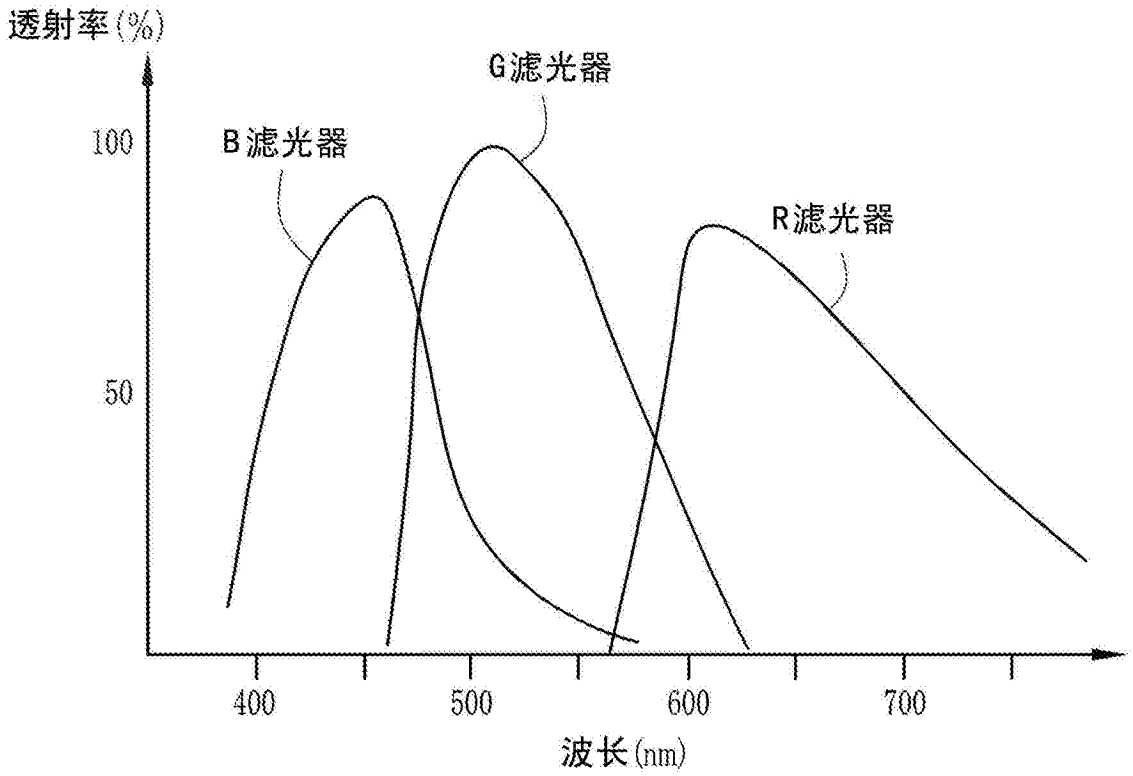

透射率(%)
100
50
B滤光器
G滤光器
R滤光器
400
500
600
700
波长(nm)

图13

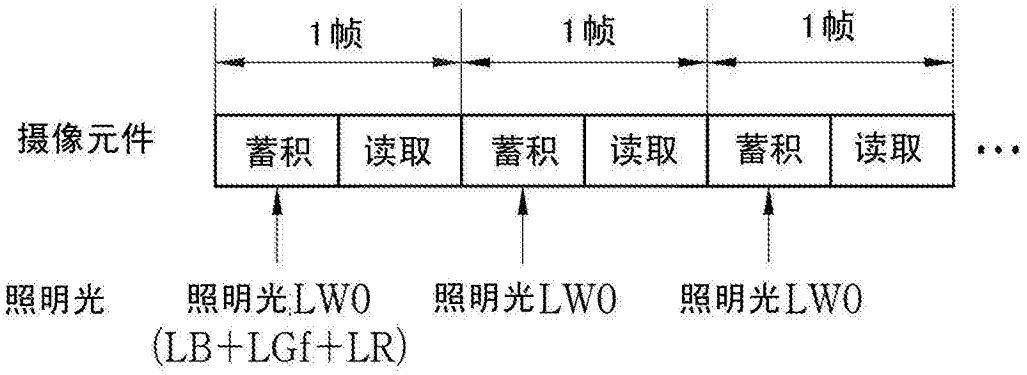

1帧
1帧
1帧
摄像元件
蓄积
读取
蓄积
读取
蓄积
读取
照明光
照明光LW0
(LB+LGf+LR)
照明光LW0
照明光LW0

图14

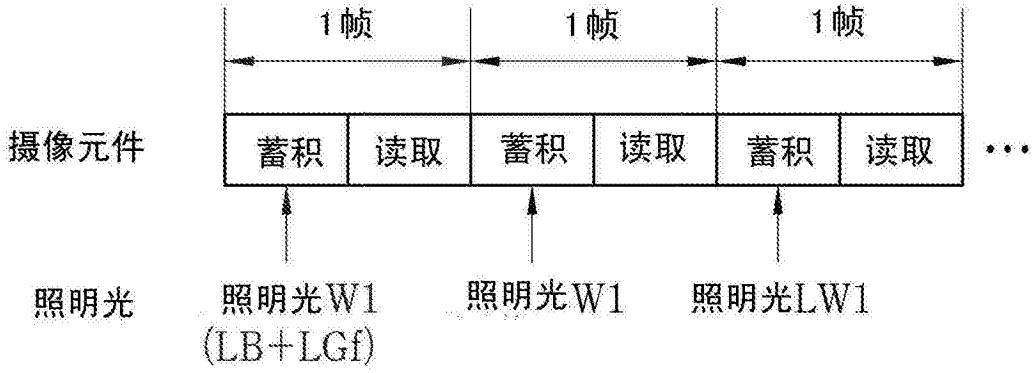

1帧
1帧
1帧
摄像元件
蓄积
读取
蓄积
读取
蓄积
读取
照明光
照明光W1
(LB+LGf)
照明光W1
照明光LW1

图15

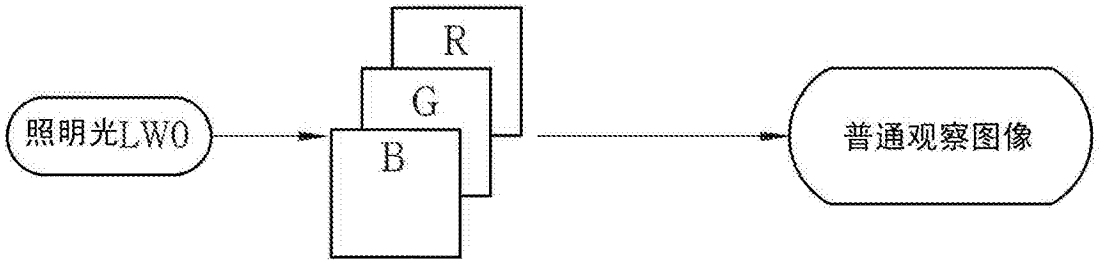

R
G
B
照明光LW0
普通观察图像

图16

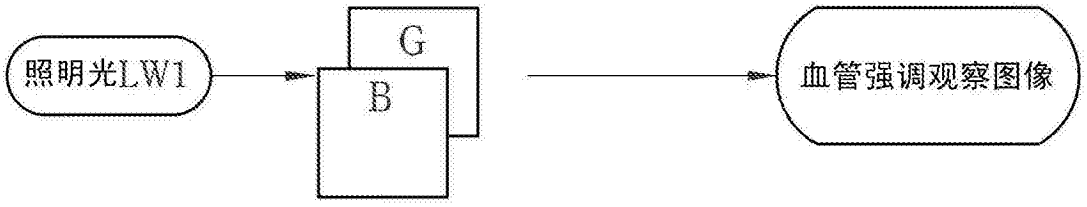

G
B
照明光LW1
血管强调观察图像

图17

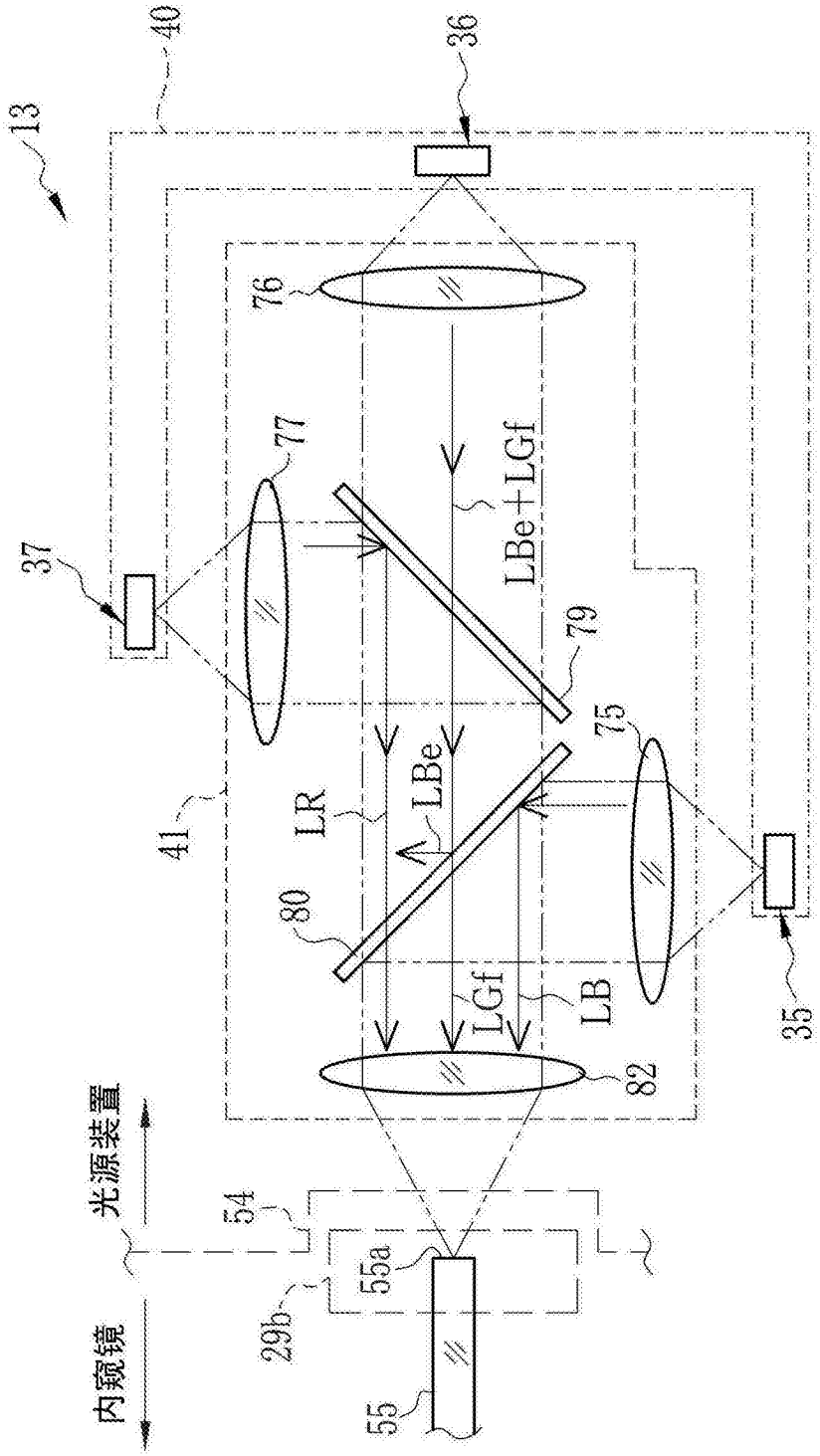

13
40
36
76
77
37
LBe+LGf
79
75
41
LR
LBe
80
LGf
LB
35
82
光源装置
54
55a
29b
内窥镜
55

图18

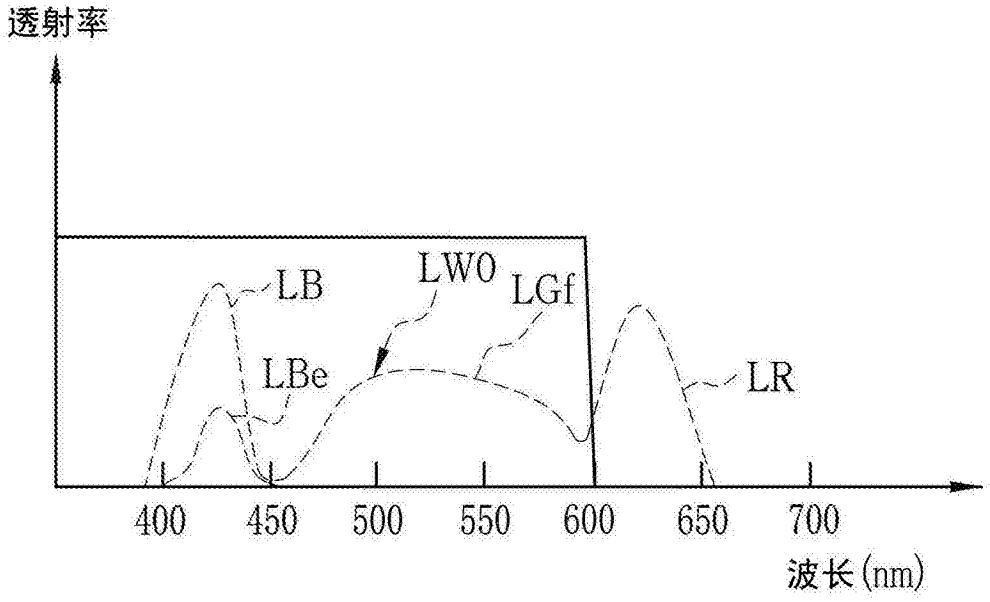

透射率
LB
LWO
LGf
LBe
LR
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图19

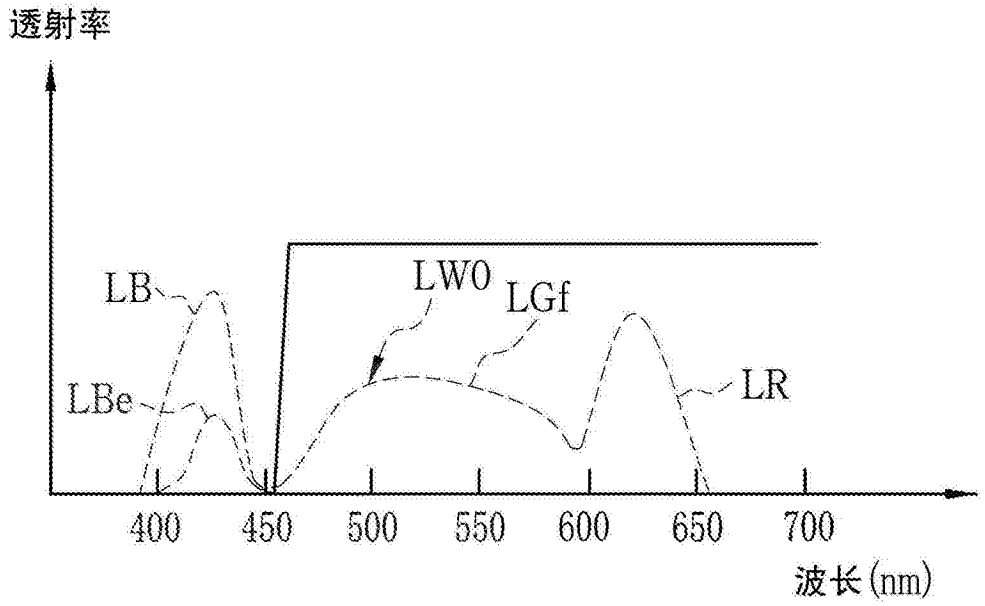

透射率
LB
LWO
LGf
LBe
LR
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图20

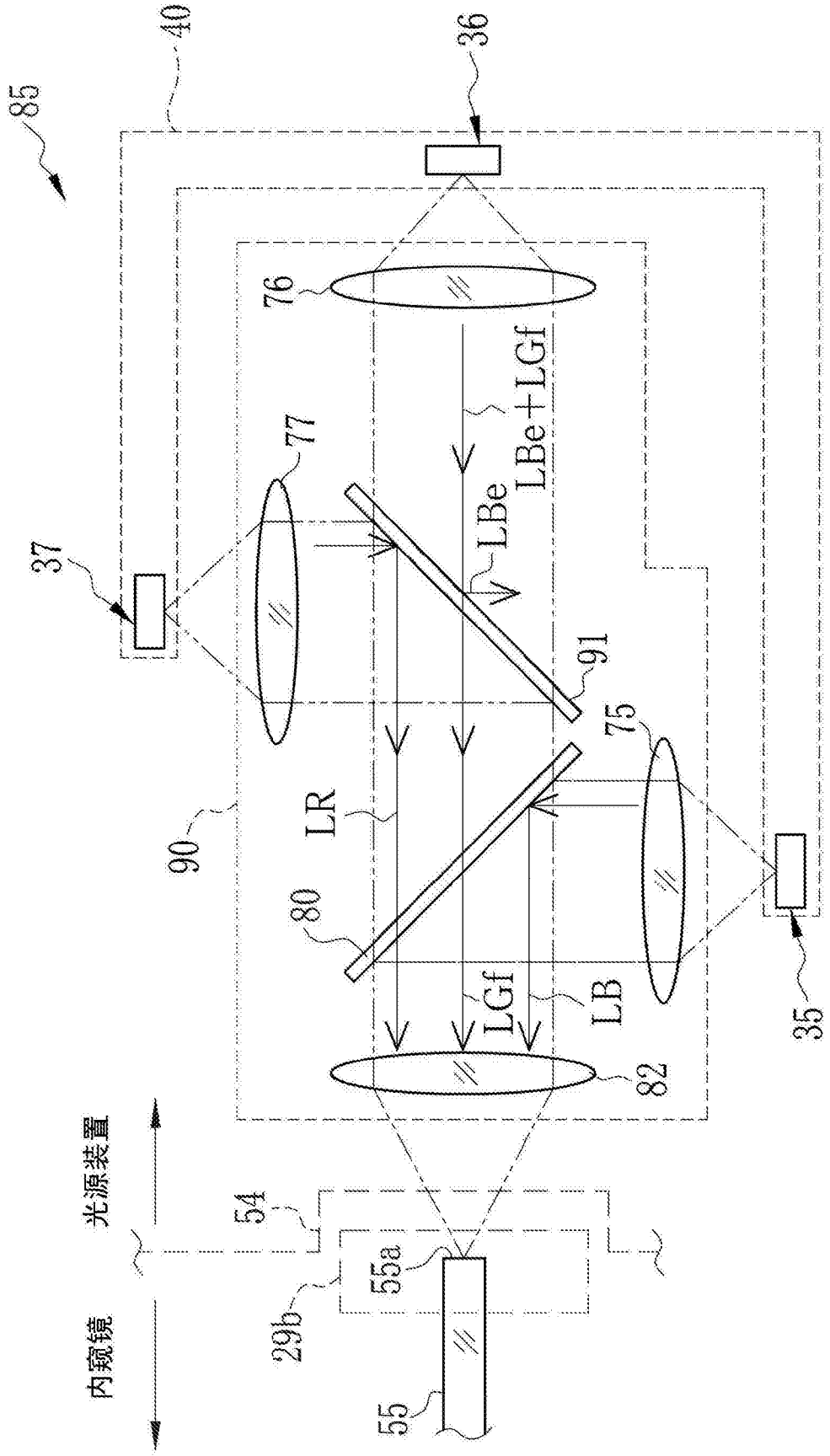

85
40
36
76
77
37
LBe+LGf
LBe
91
75
90
LR
80
LGf
LB
82
35
光源装置
54
55a
29b
内窥镜
55

图21

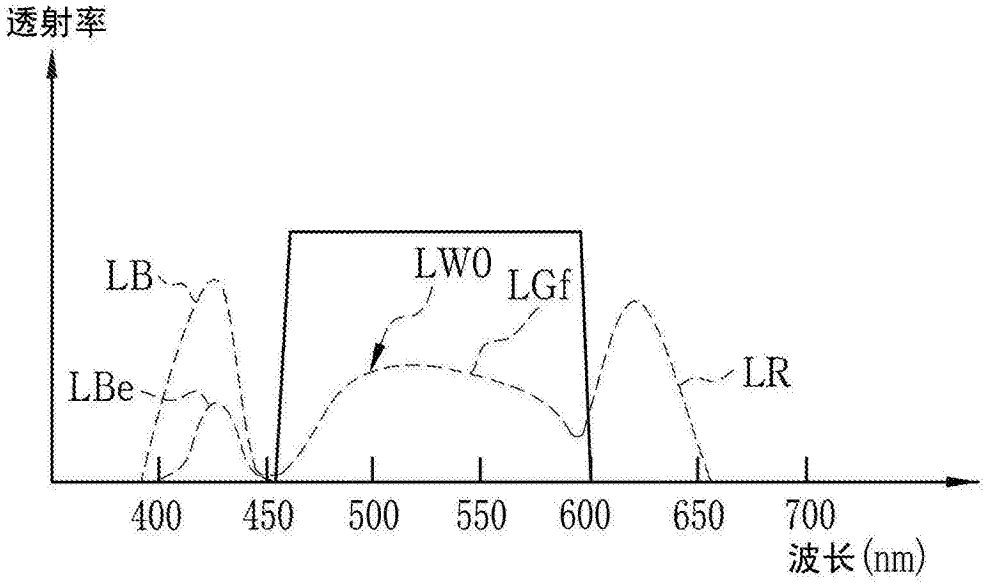


图22

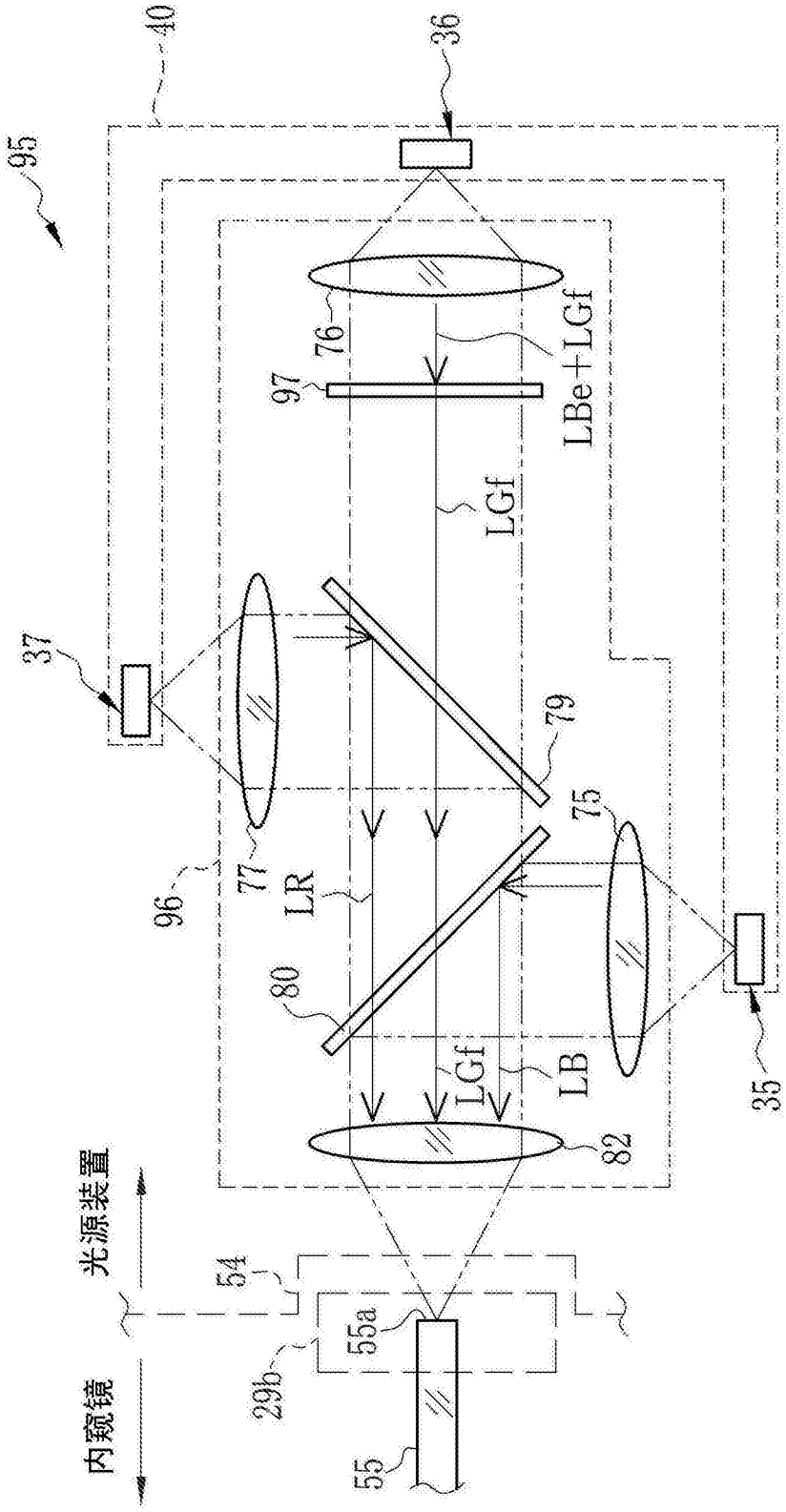

40
36
95
76
LBe+LGf
97
LGf
37
79
75
77
96
LR
80
LGf
LB
35
82
光源装置
54
55a
29b
内窥镜
55

图23

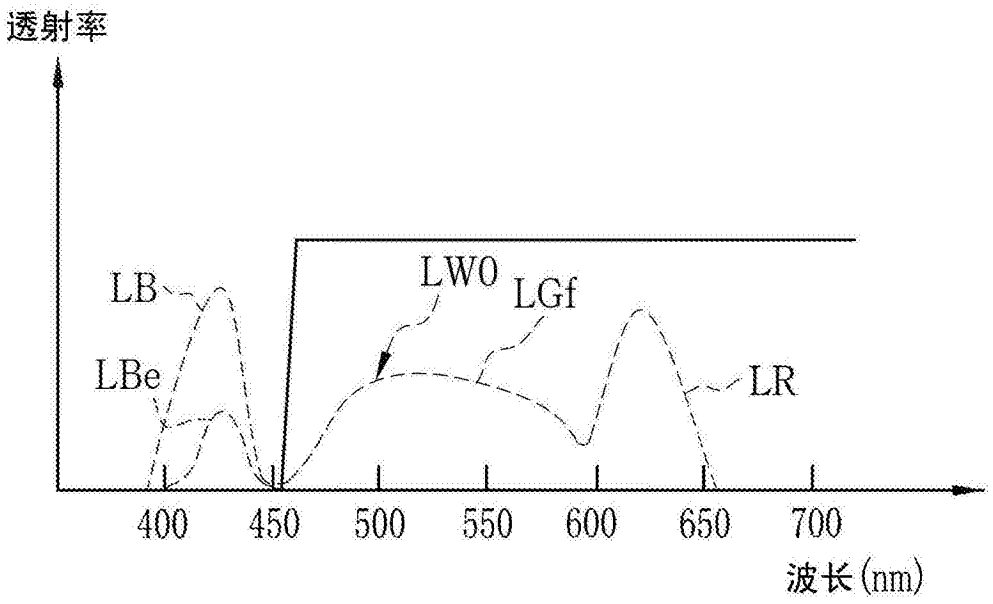


图24

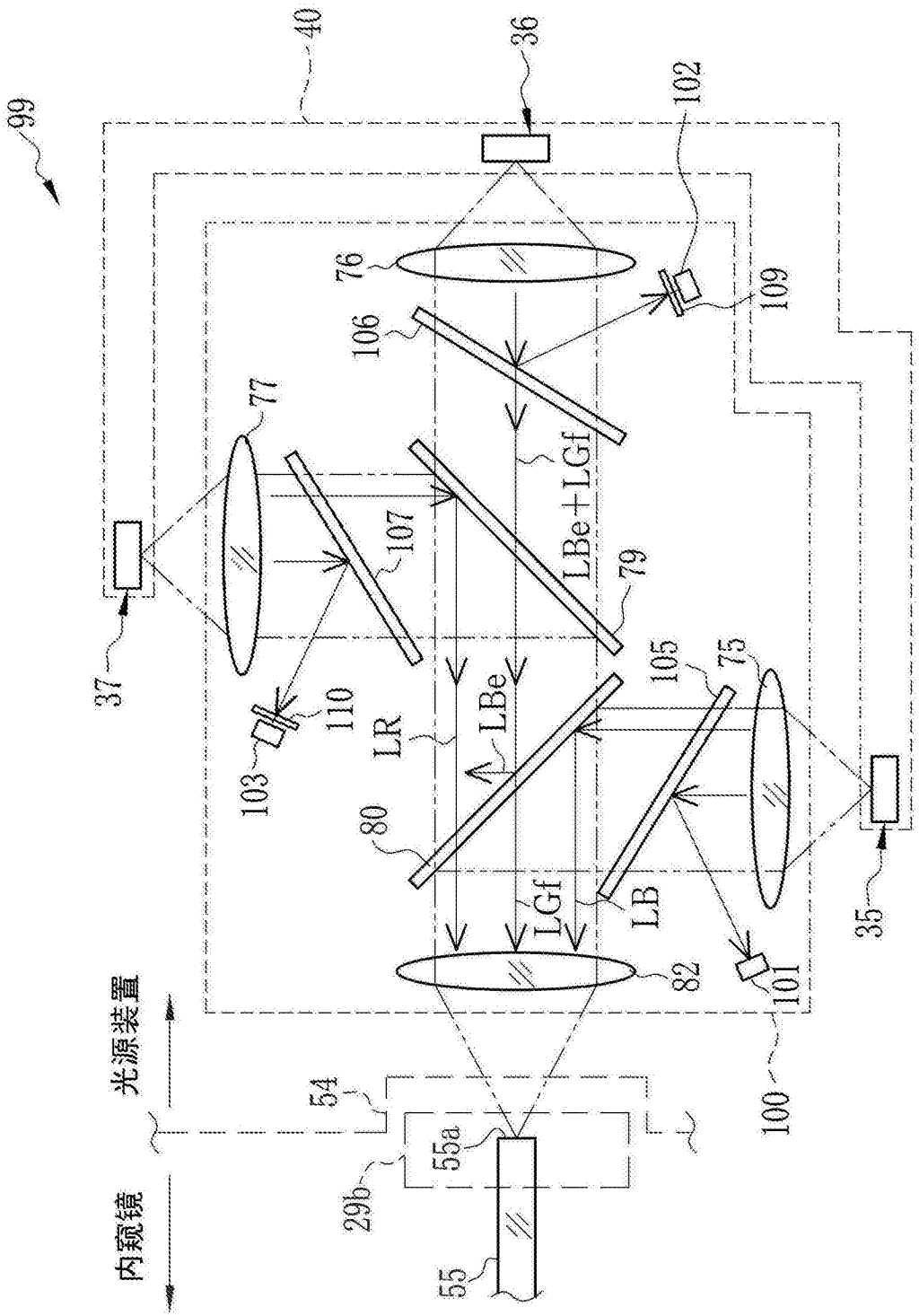

99
40
36
102
76
109
106
77
LBe+LGf
107
79
37
105
75
110
LR
LBe
103
80
LGf
LB
35
82
101
光源装置
54
100
55a
29b
内窥镜
55

图25

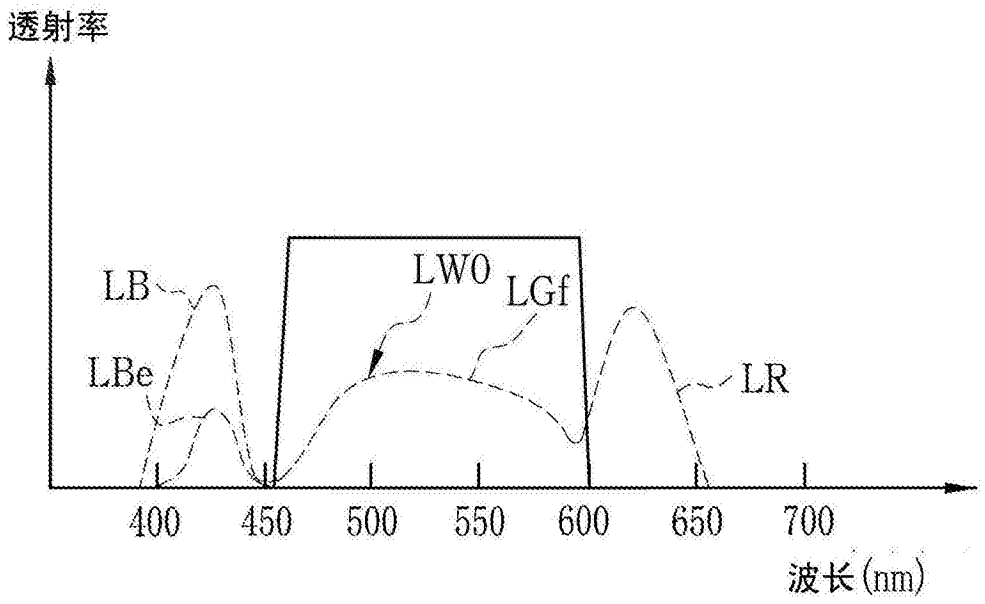

透射率
LB
LBe
LW0
LGf
LR
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图26

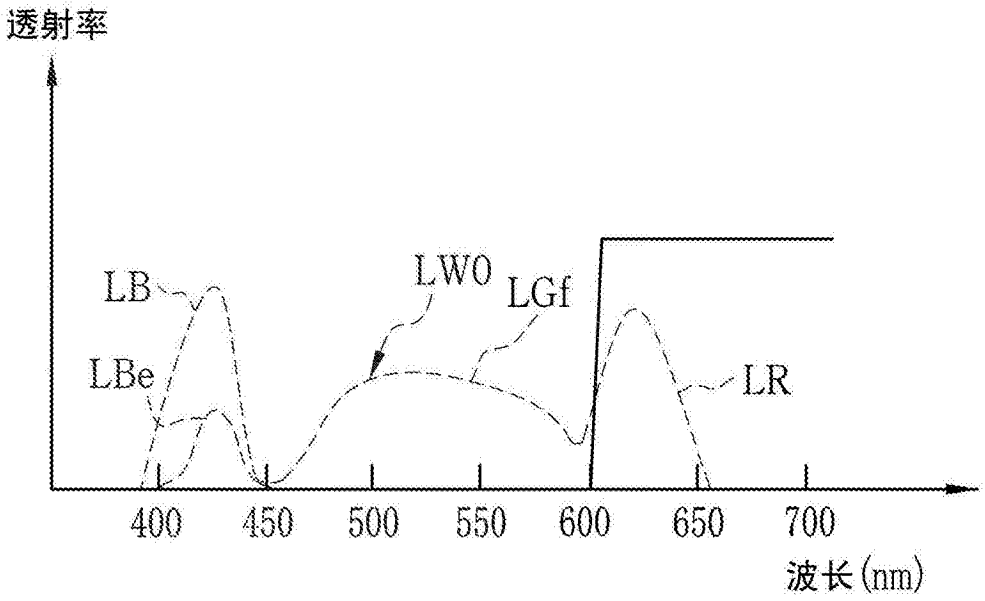

透射率
LB
LBe
LW0
LGf
LR
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图27

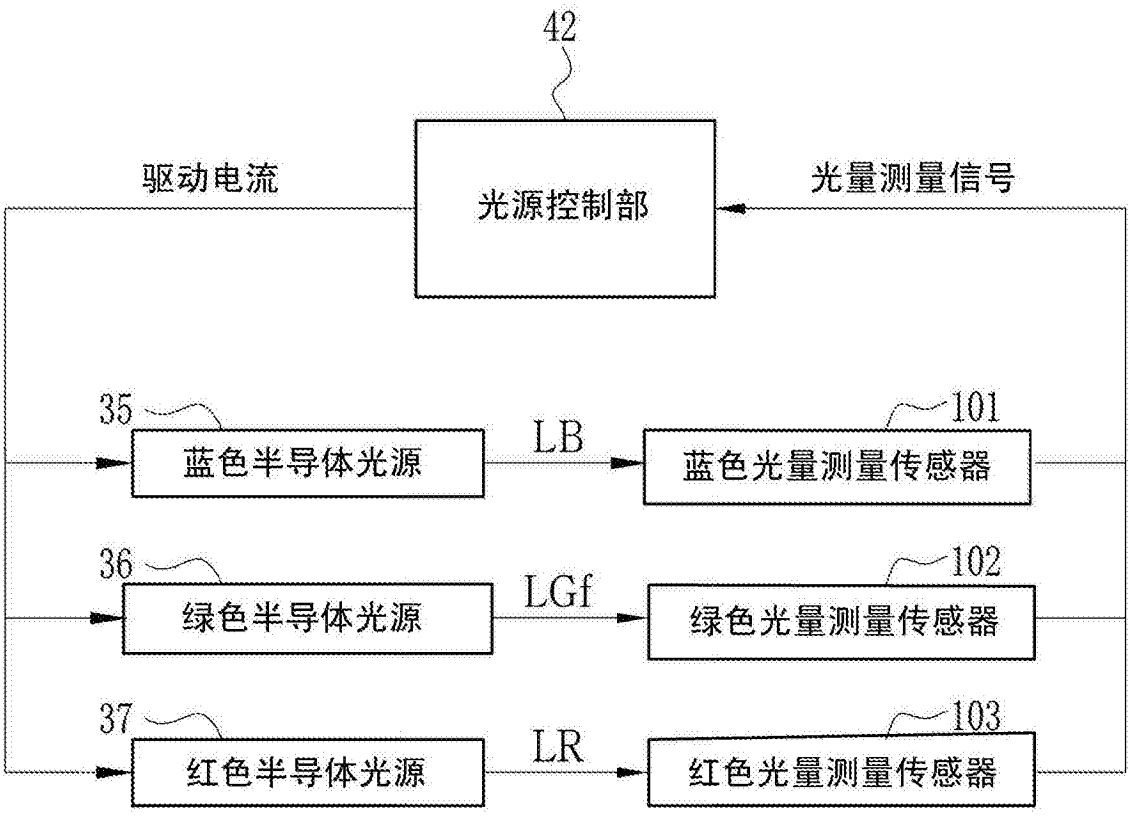

42
驱动电流
光源控制部
光量测量信号
35
蓝色半导体光源
LB
101
蓝色光量测量传感器
36
绿色半导体光源
LGf
102
绿色光量测量传感器
37
红色半导体光源
LR
103
红色光量测量传感器

图28

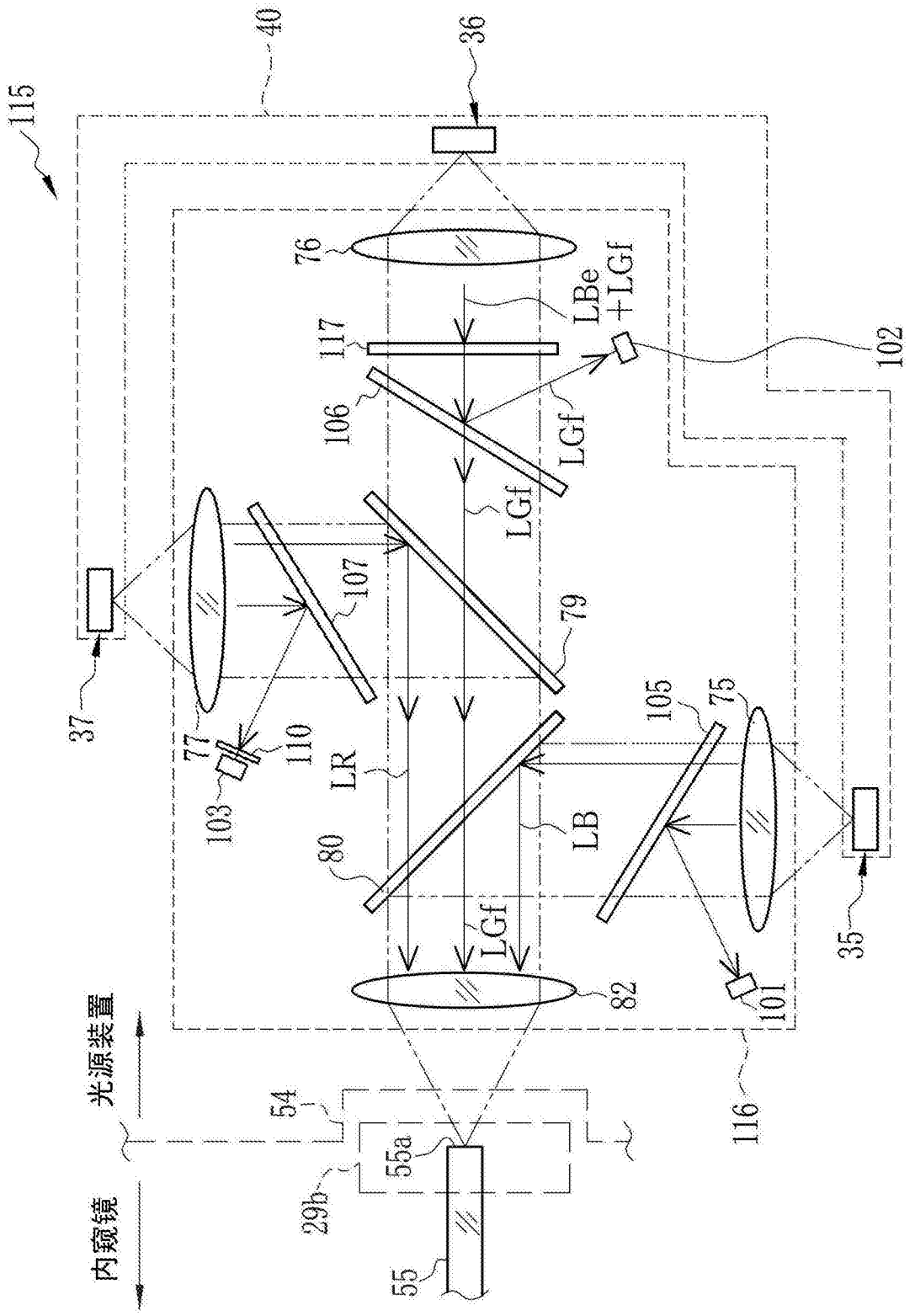

115
40
36
76
LBe
+LGf
117
102
106
LGf
LGf
107
79
37
77
110
LR
103
105
75
LB
80
LGf
82
101
35
116
光源装置
54
55a
29b
内窥镜
55

图29

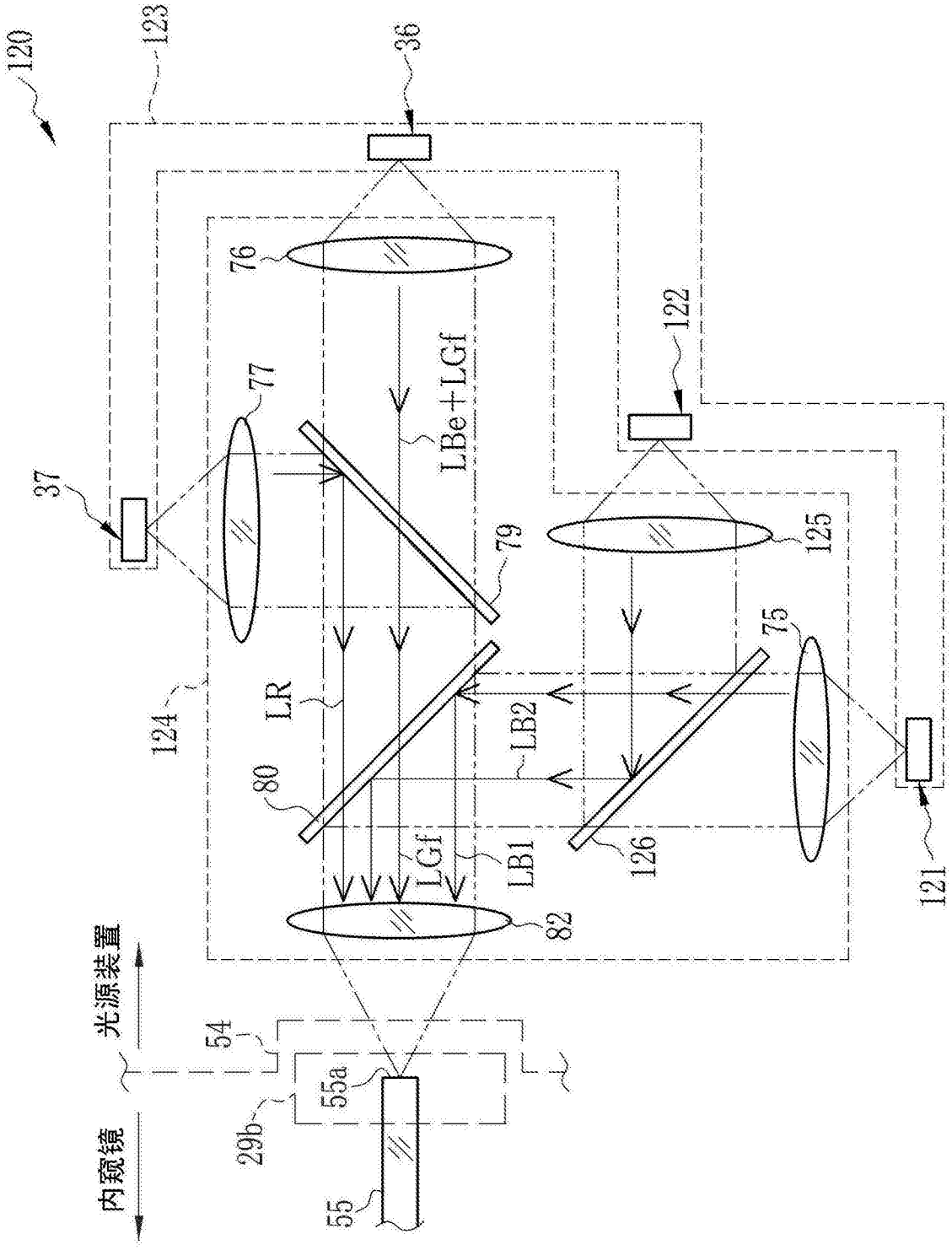

120
123
36
76
122
77
LBe+LGf
37
79
125
75
124
LR
LB2
80
LGf
LB1
126
121
82
光源装置
54
55a
29b
内窥镜
55

图30

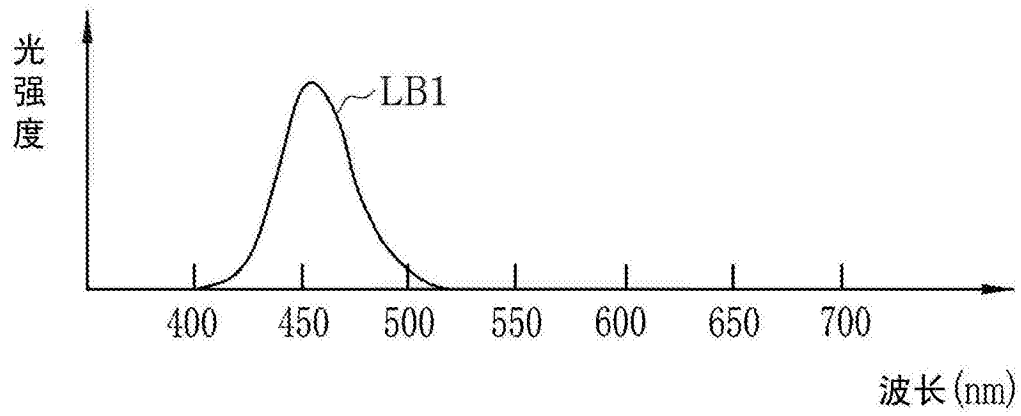

光强度
LB1
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图31

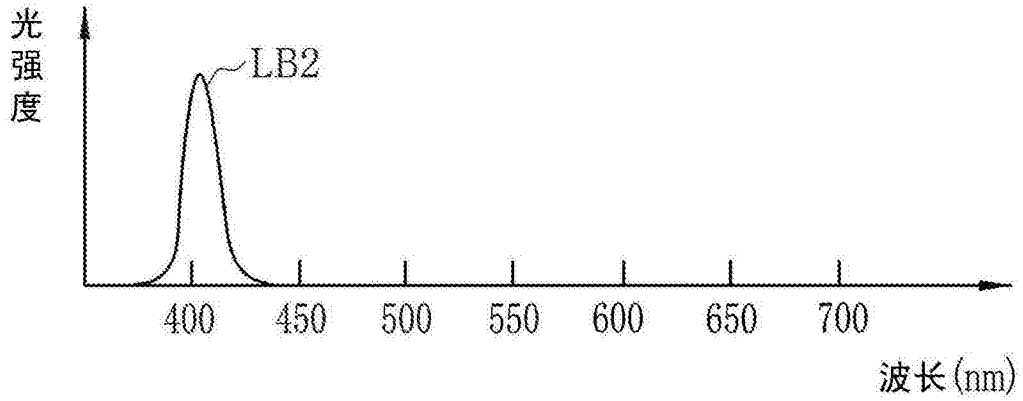

光强度
LB2
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图32

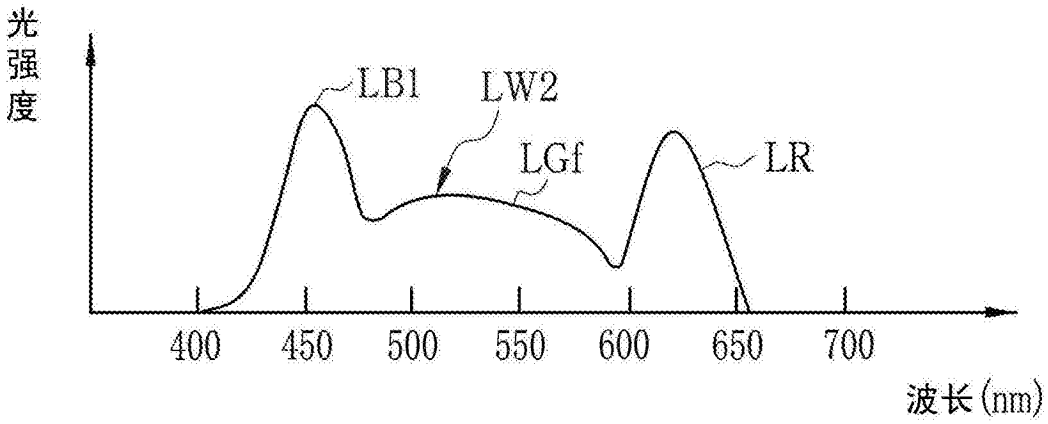

光强度
LB1
LW2
LGf
LR
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图33

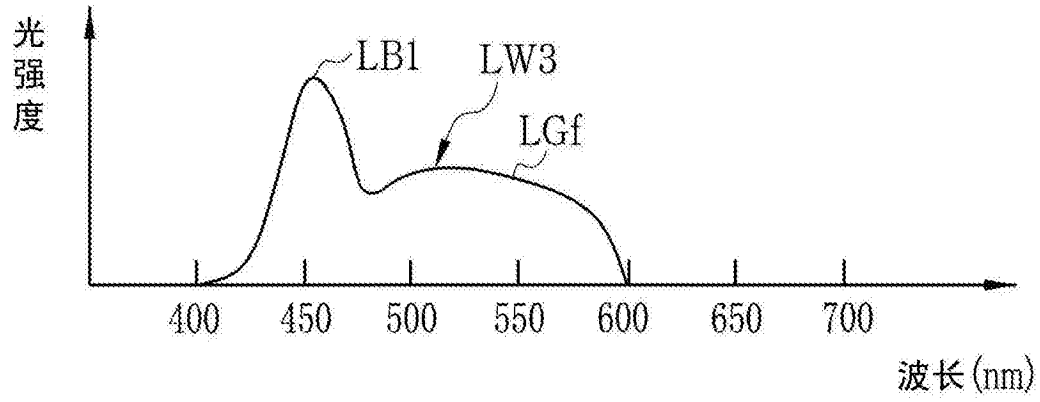

光强度
LB1
LW3
LGf
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图34

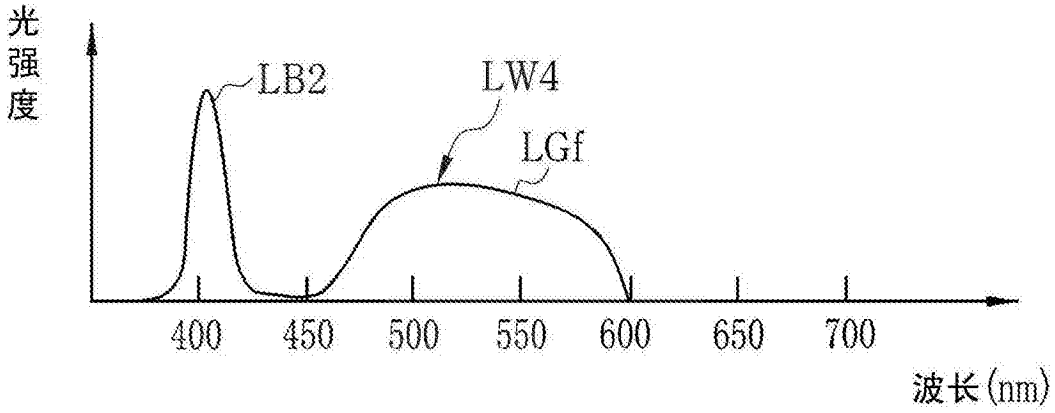

光强度
LB2
LW4
LGf
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图35

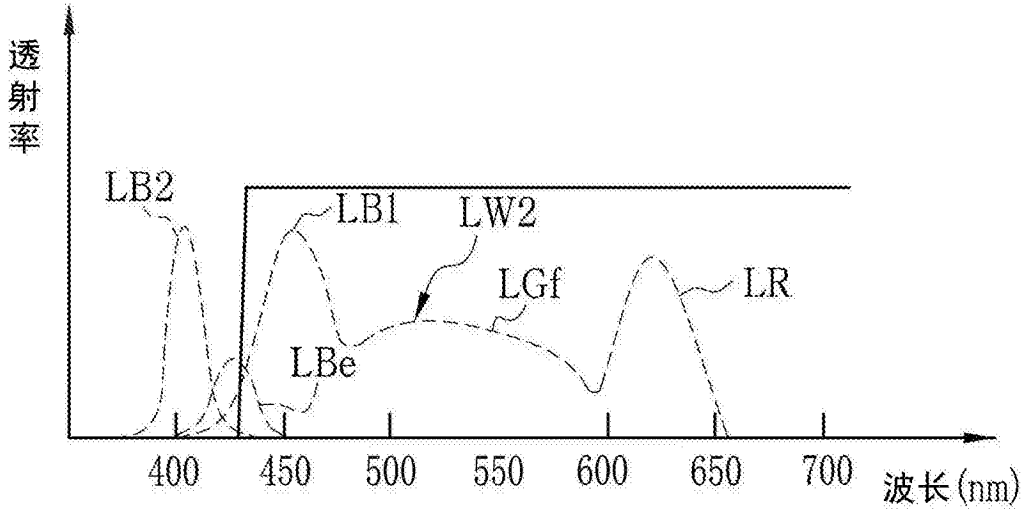

透射率
LB2
LB1
LW2
LGf
LR
LBe
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图36

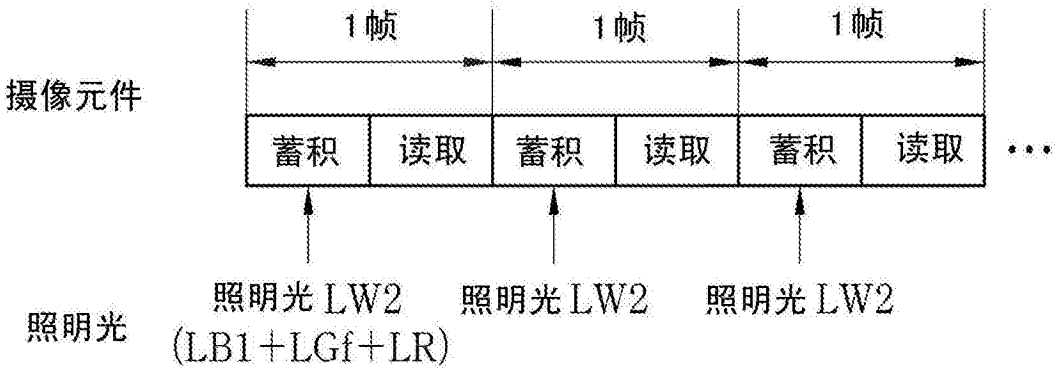

1帧
1帧
1帧
摄像元件
蓄积
读取
蓄积
读取
蓄积
读取
照明光 LW2
(LB1+LGf+LR)
照明光 LW2
照明光 LW2
照明光

图37

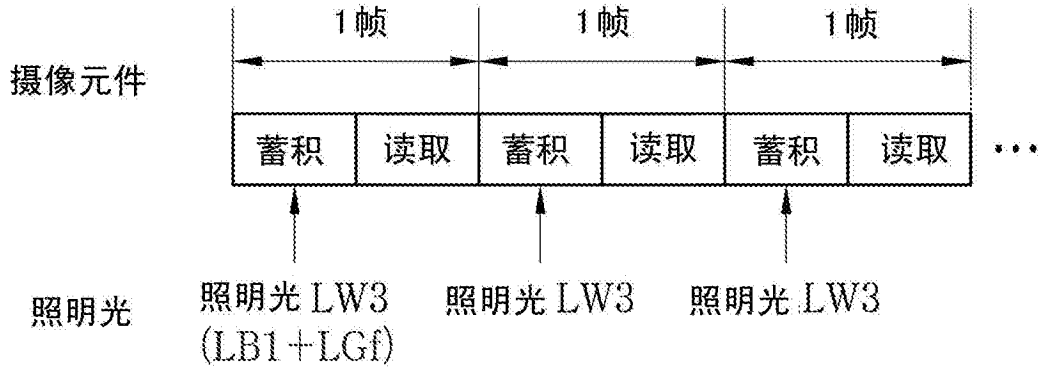

1帧
1帧
1帧
摄像元件
蓄积
读取
蓄积
读取
蓄积
读取
照明光 LW3
(LB1+LGf)
照明光 LW3
照明光 LW3
照明光

图38

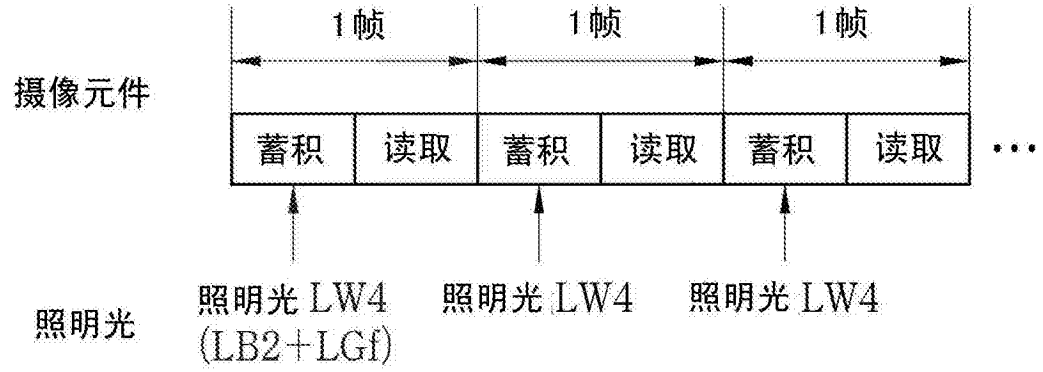

1帧
1帧
1帧
摄像元件
蓄积
读取
蓄积
读取
蓄积
读取
照明光 LW4
(LB2+LGf)
照明光 LW4
照明光 LW4
照明光

图39

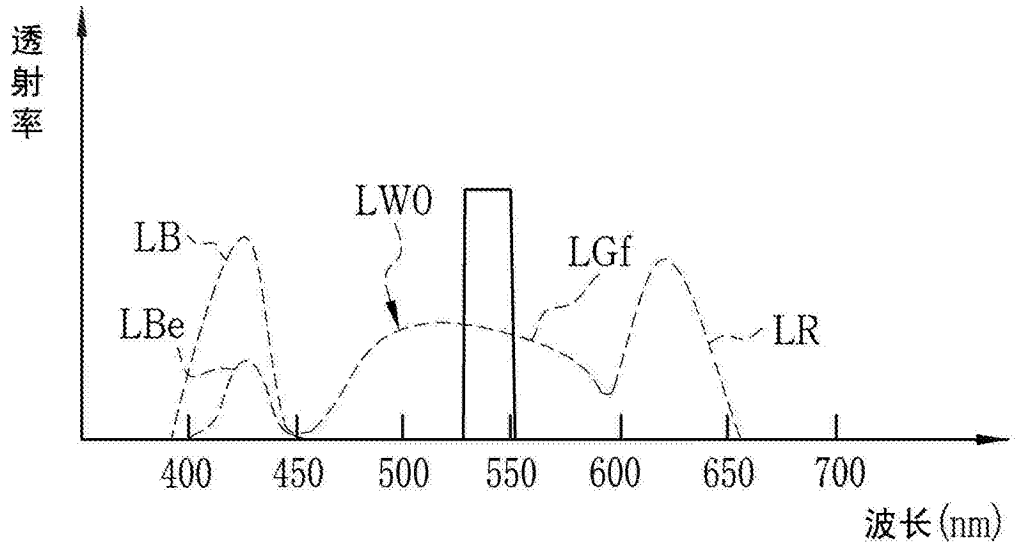


图40

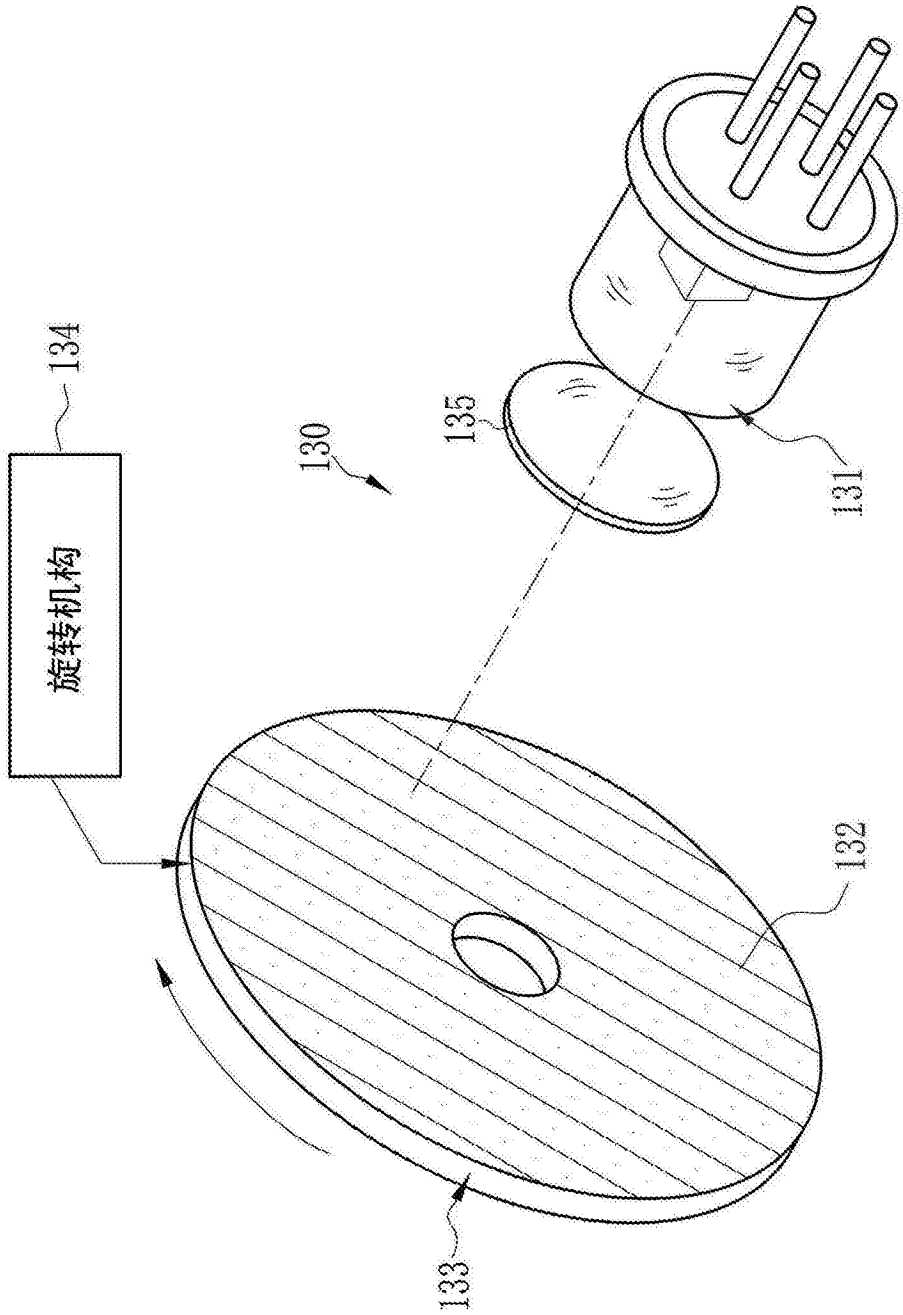


图41

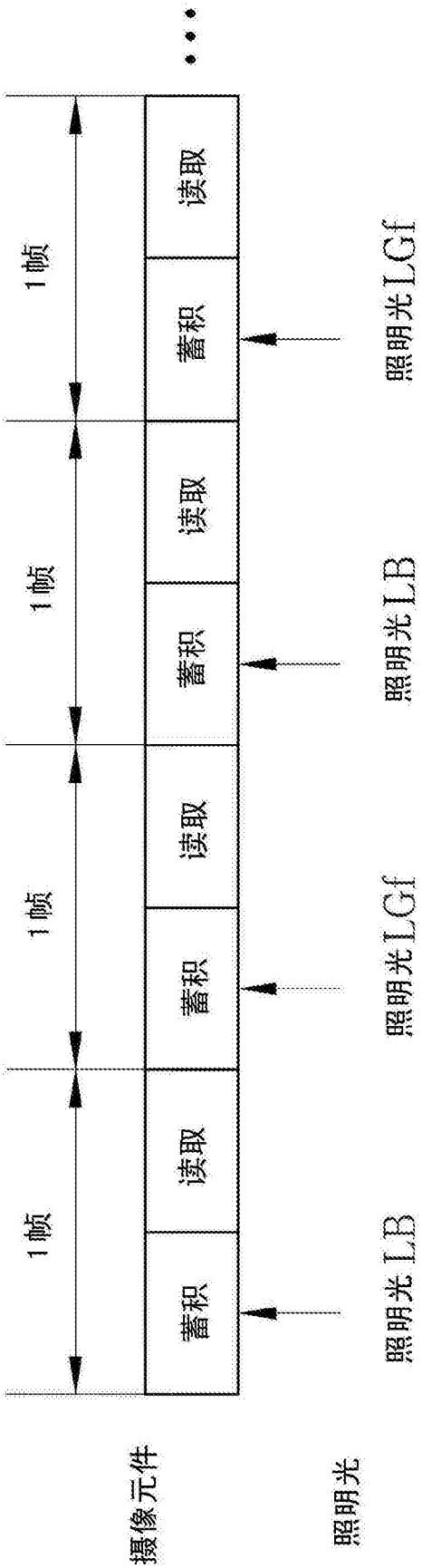
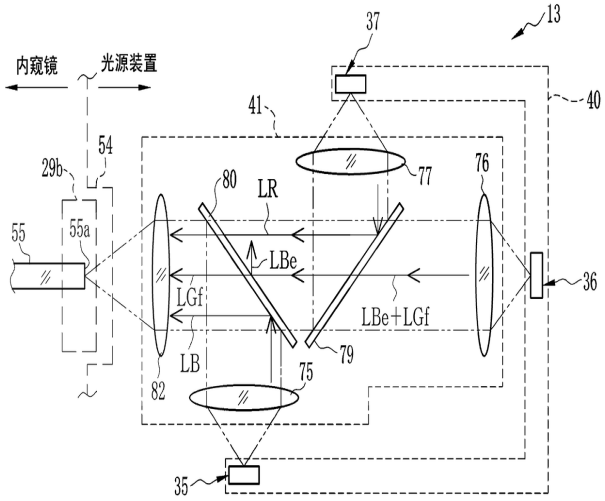

1帧
1帧
1帧
1帧
蓄积
读取
蓄积
读取
蓄积
读取
蓄积
读取
照明光LB
照明光LGf
照明光LB
照明光LGf
摄像元件
照明光

图42

专利名称(译)	内窥镜用光源装置和使用它的内窥镜系统		
公开(公告)号	CN104510435B	公开(公告)日	2018-04-03
申请号	CN201410524810.7	申请日	2014-10-08
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	森本美范 小泽聪 大桥永治		
发明人	森本美范 小泽聪 大桥永治		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00057 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B1/0684 A61B1/07 G02B23/2469 G03B2215/0567 H01L2224/48091 H01L2224/49107 H01L2924/181 H01L2924/00012 H01L2924/00014 A61B1/0661 G02B6/0005 H01L27/15 H01L33/50 H01L33/58 H05B45/10		
审查员(译)	李坤		
优先权	2013208215 2013-10-03 JP		
其他公开文献	CN104510435A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内窥镜用光源装置的绿色半导体光源，是由发出蓝色激发光的激发光LED、和被蓝色激发光激发而发出绿色荧光的绿色荧光体构成的荧光型半导体光源。二向色镜中的二向色滤光器，从绿色半导体光源发出的蓝色激发光和绿色荧光的混合光的发光光谱中，截止蓝色激发光。在没有蓝色激发光对蓝色半导体光源的蓝色光的光量造成影响下，能够始终供给拥有作为目标的发光光谱的照明光。