(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 104510435 A
(43)申请公布日 2015.04.15

(21)申请号 201410524810.7

(22)申请日 2014.10.08

(30)优先权数据
2013-208215 2013.10.03 JP

(71)申请人 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)

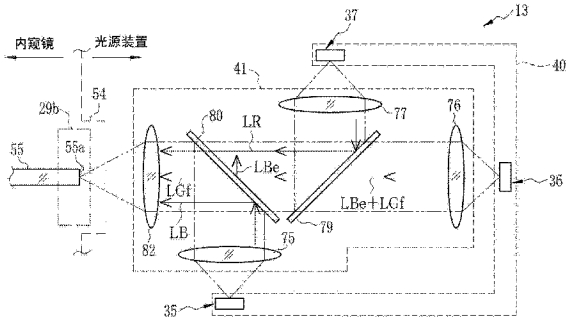
权利要求书2页 说明书18页 附图26页

(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 A

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：

蓝色半导体光源，其发出蓝色的波长波段的蓝色光；

荧光型的绿色半导体光源，其具有蓝色激发光源元件以及绿色荧光体，所述蓝色激发光源元件发出与所述蓝色光的所述波长波段重叠的从紫色至蓝色的波长波段的蓝色激发光，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，

波长截止滤光器部，其设于所述蓝色激发光源元件与所述光导部之间，且截止所述蓝色激发光。

2. 根据权利要求 1 所述的光源装置，其中，

还具备：将来自所述蓝色和绿色半导体光源的 2 个光路加以集成的光路集成部。

3. 根据权利要求 2 所述的光源装置，其中，

所述波长截止滤光器部被配置在所述光路集成部、或被配置在所述光路集成部与所述绿色半导体光源之间。

4. 根据权利要求 2 所述的光源装置，其中，

所述光路集成部具备光学构件，所述光学构件配置在所述 2 个光路交叉的交点上，

所述波长截止滤光器部由在所述光学构件上所形成的二向色滤光器构成。

5. 根据权利要求 1 所述的光源装置，其中，

还具备：将所述蓝色半导体光源和所述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所述蓝色光和所述绿色荧光的混合光的驱动部。

6. 根据权利要求 1 所述的光源装置，其中，

还具备：将所述蓝色半导体光源和所述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所述蓝色光和所述绿色荧光的驱动部。

7. 根据权利要求 1 所述的光源装置，其中，

还具备：与所述蓝色半导体光源和所述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，

所述驱动部在所述同时照射方式下，为了进行血管强调观察将所述蓝色半导体光源和所述绿色半导体光源同时驱动，且输出所述蓝色光和所述绿色荧光的混合光，

所述驱动部在所述依次照射方式下，为了进行所述血管强调观察将所述蓝色半导体光源及所述绿色半导体光源交替驱动，且依次输出所述蓝色光和所述绿色荧光。

8. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的光源装置，其中，

所述蓝色半导体光源发出：峰值波长取 405nm、415nm、430nm、460nm 的至少任意 1 个值的所述蓝色光。

9. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的光源装置，其中，

还具备：

测量所述蓝色和绿色半导体光源之中的至少 1 个发出的所述蓝色光或所述绿色荧光的光量的光量测量传感器；

将所述蓝色光或所述绿色荧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，控制供给到所述蓝色或绿色半导体光源的电力的光源控制部。

10. 根据权利要求 9 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。

11. 根据权利要求 9 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。

12. 根据权利要求 9 所述的光源装置，其中，

所述波长截止滤光器部是板状的波长截止滤光器，且配置在所述绿色半导体光源和所述导光部之间。

13. 根据权利要求 9 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，配置在所述蓝色或绿色半导体光源的下游侧，且将所述蓝色光或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。

14. 根据权利要求 1 至 7 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。

15. 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 ：

蓝色半导体光源，其发出蓝色的波长波段的蓝色光 ；

荧光型的绿色半导体光源，其具有蓝色激发光源元件和绿色荧光体，所述蓝色激发光源元件发出与所述蓝色光的所述波长波段重叠的从紫色至蓝色的波长波段的蓝色激发光，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，

波长截止滤光器部，其设于所述蓝色激发光源元件与所述光导部之间，且截止所述蓝色激发光。

# 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。

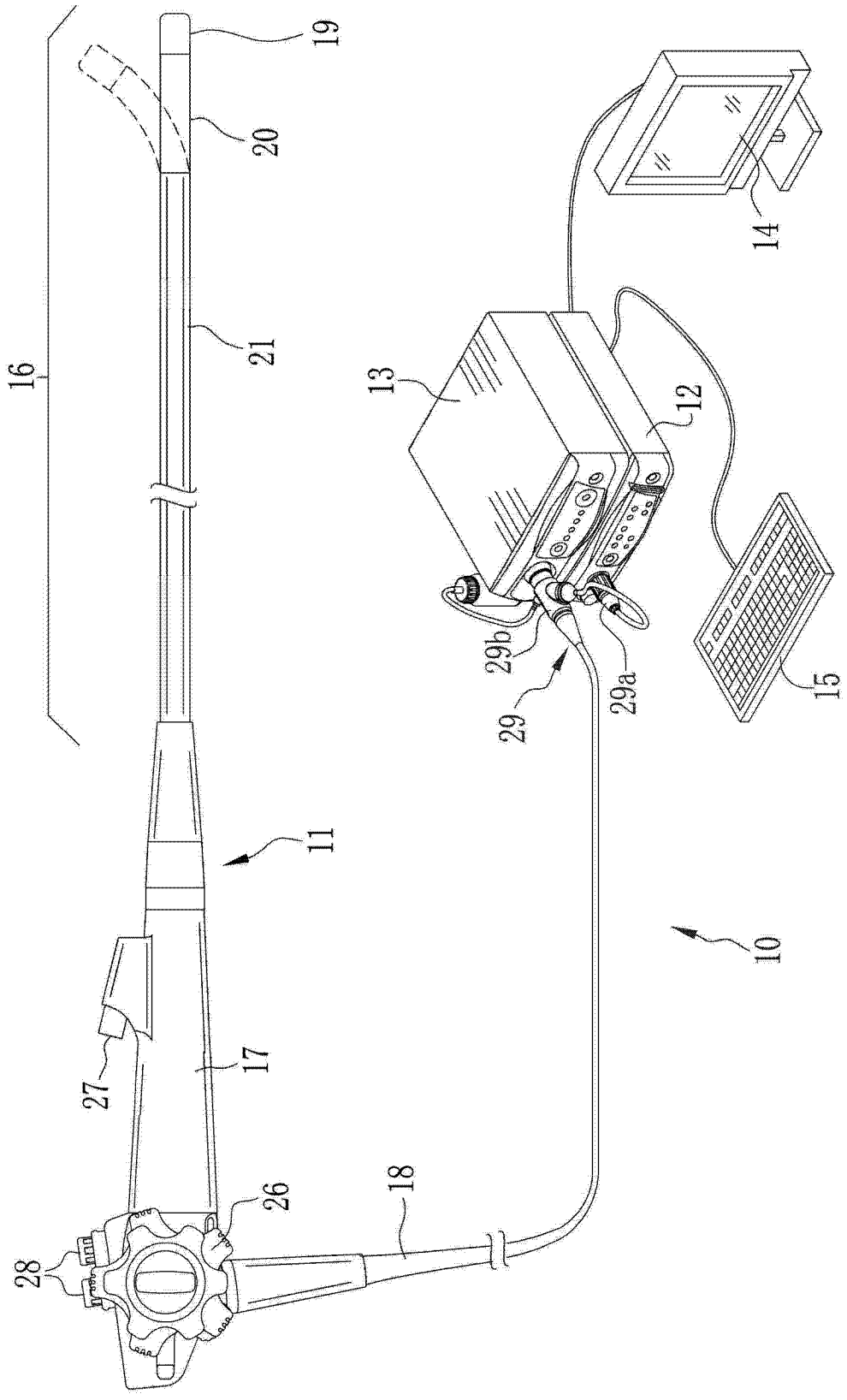



图 1

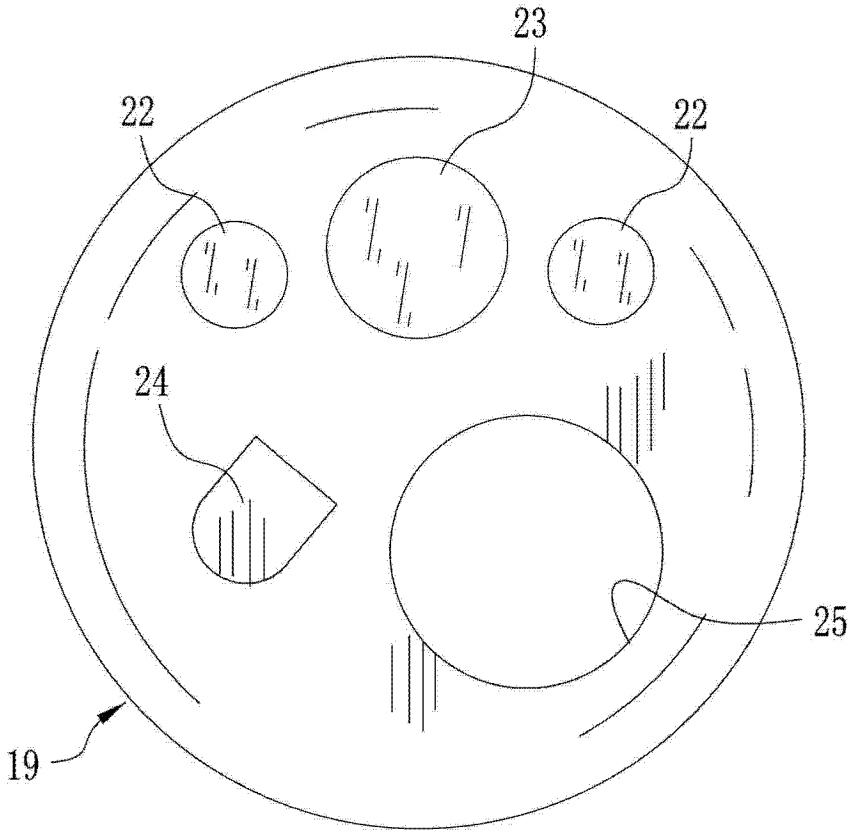



图 2

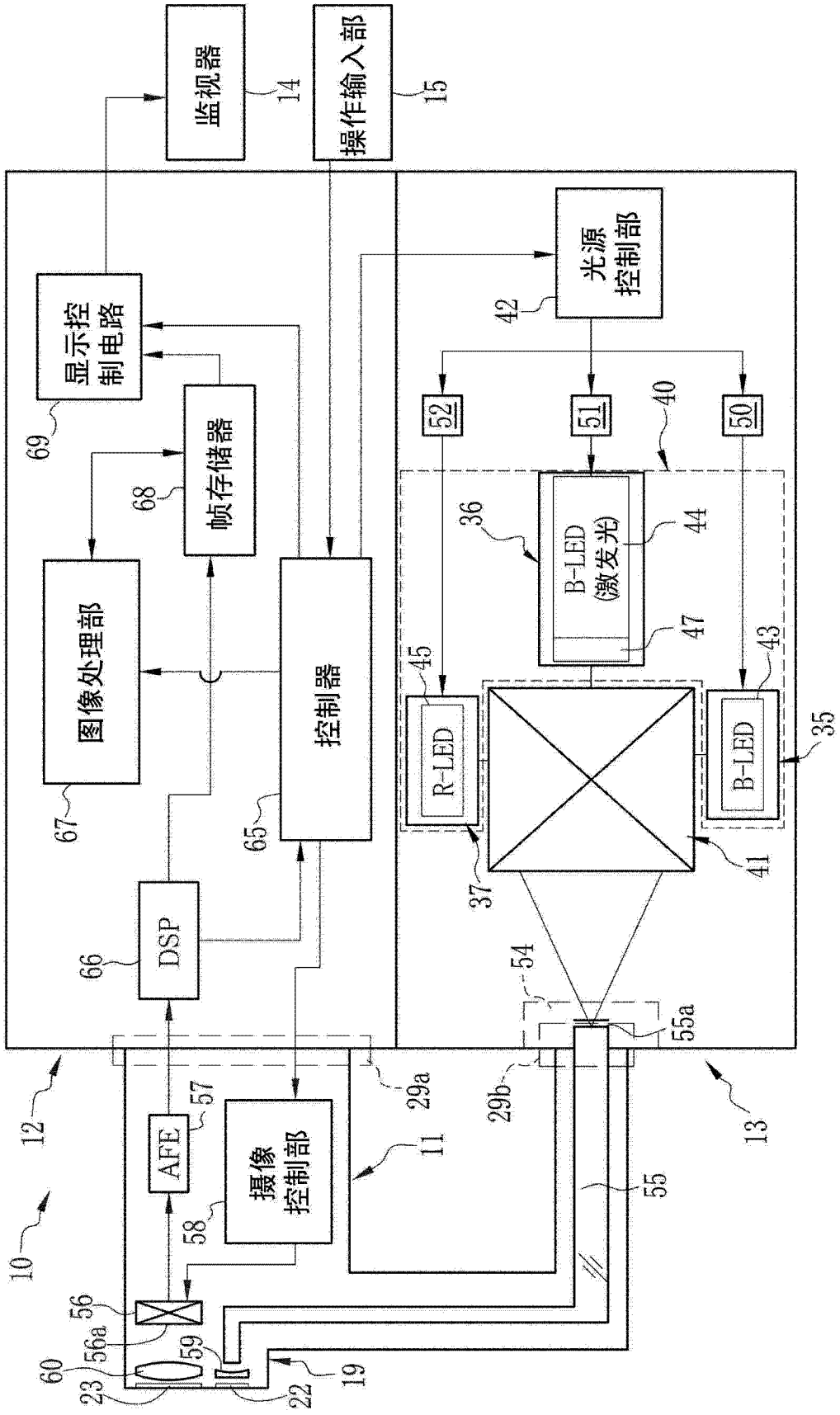

监视器
14
操作输入部
15
显示控制电路
69
帧存储器
68
图像处理部
67
控制器
65
DSP
66
光源控制部
42
52
51
50
40
B-LED (激发光)
36
44
47
R-LED
45
B-LED
43
35
37
41
54
55a
29a
29b
12
13
11
AFE
57
摄像控制部
58
55
10
56
56a
59
60
23
22
19

图 3

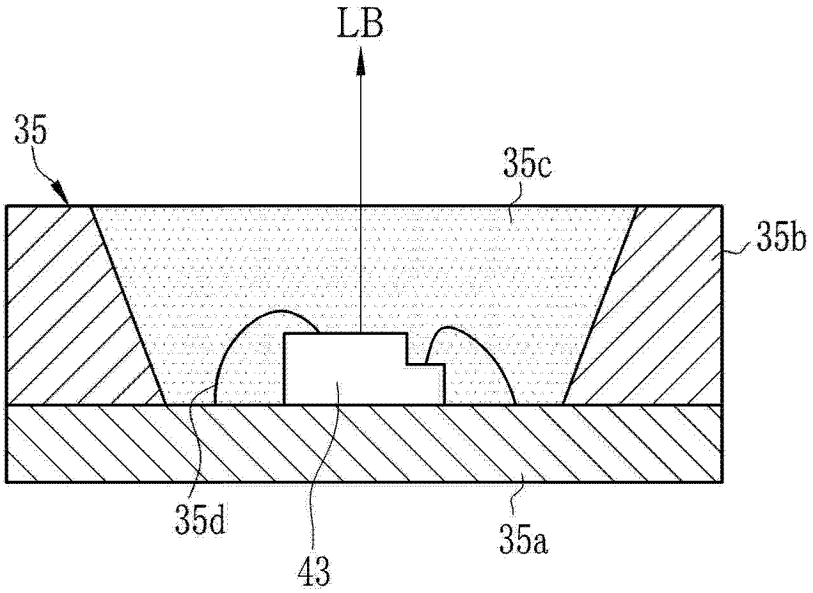



图 4

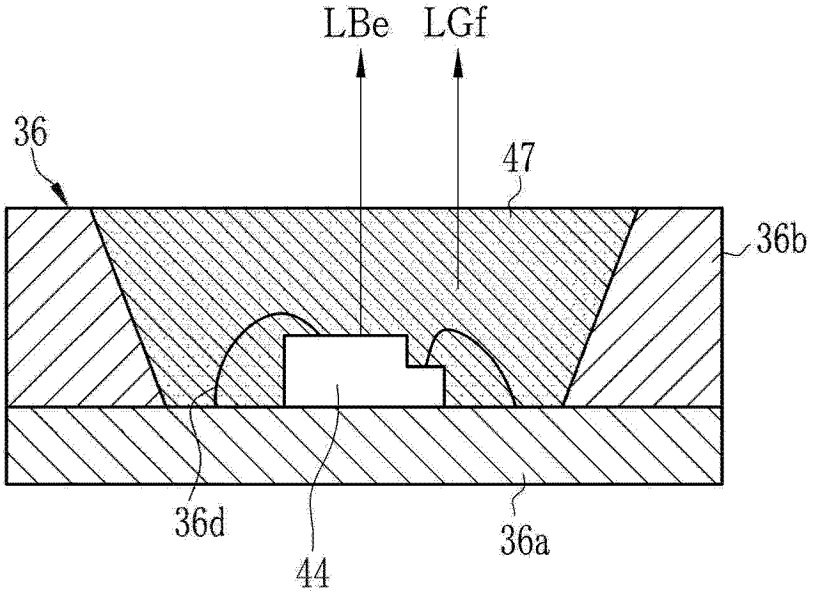



图 5

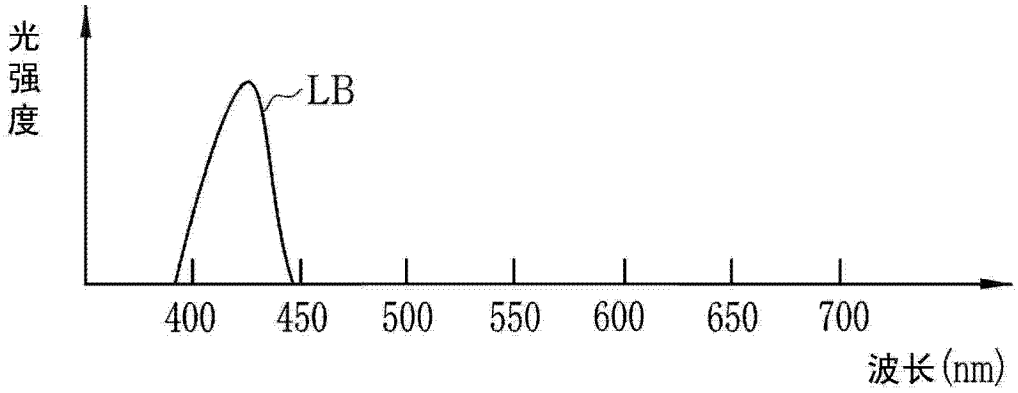

光强度
LB
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图 6

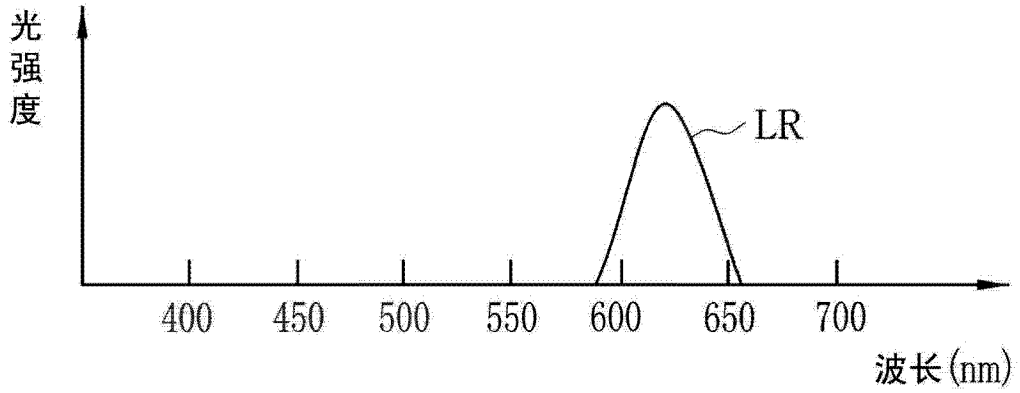

光强度
LR
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图 7

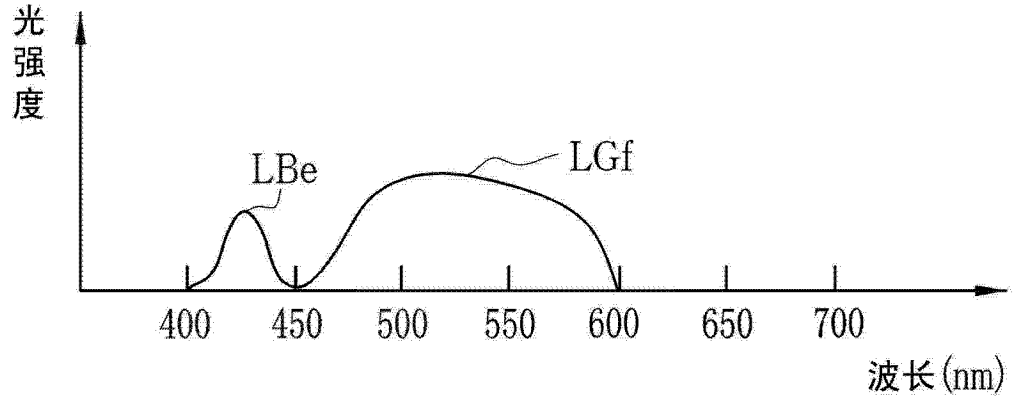

光强度
LBe
LGf
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图 8

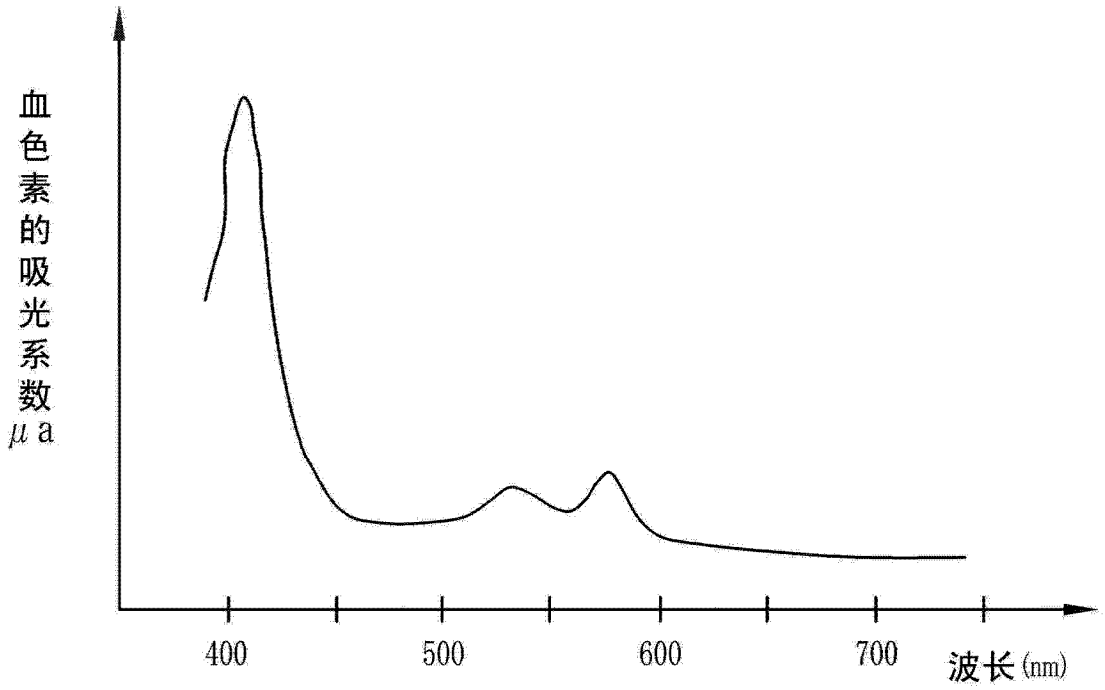



图 9

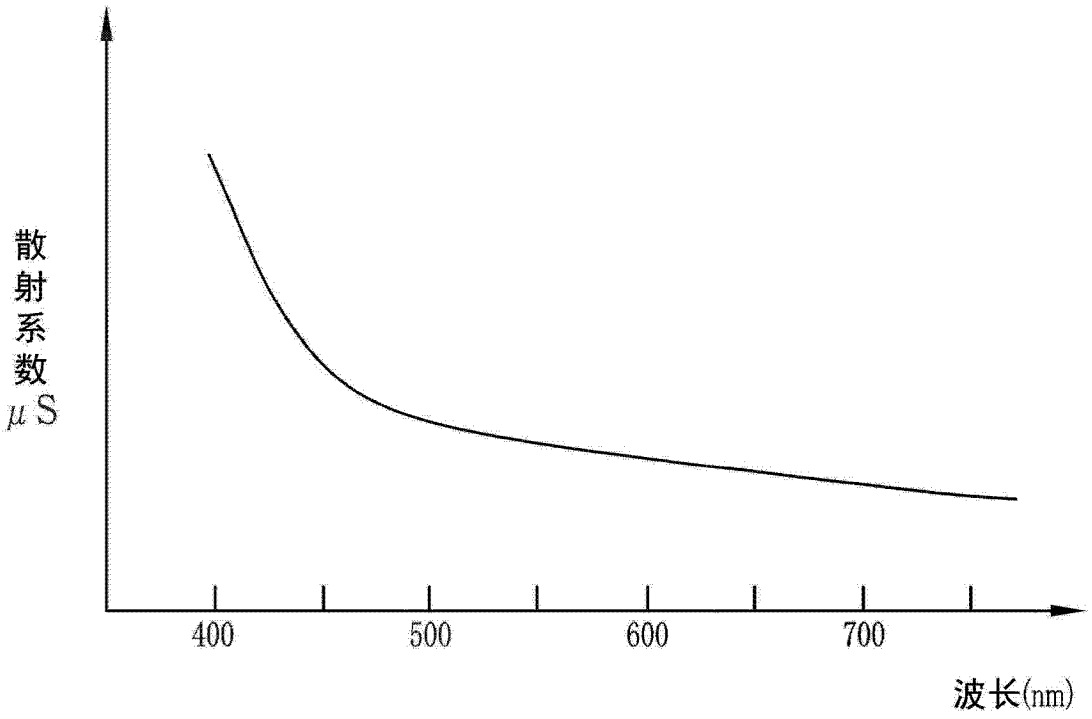



图 10

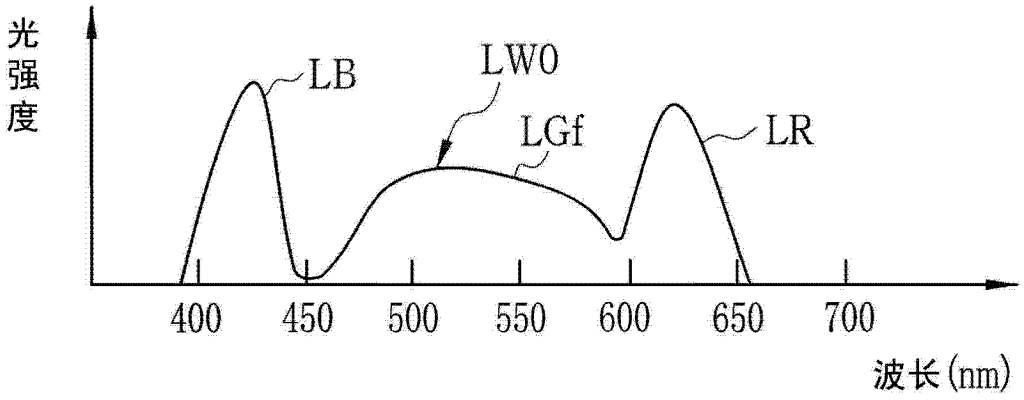

光强度
LB
LW0
LGf
LR
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图 11

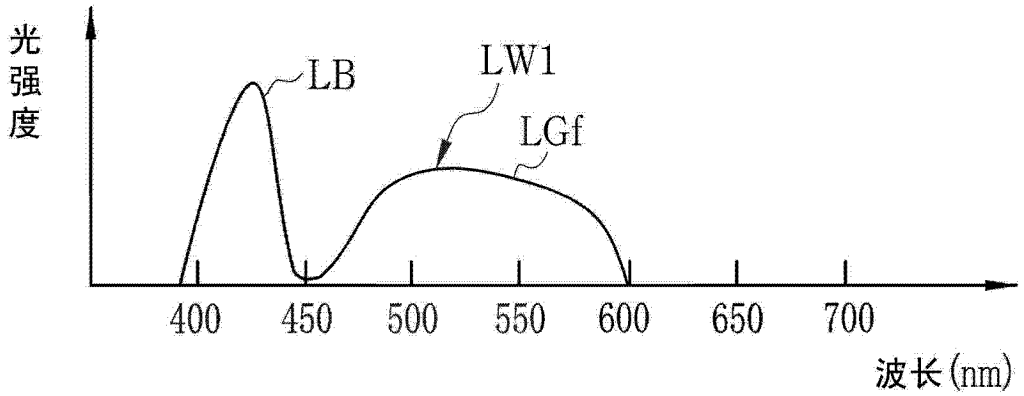

光强度
LB
LW1
LGf
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图 12

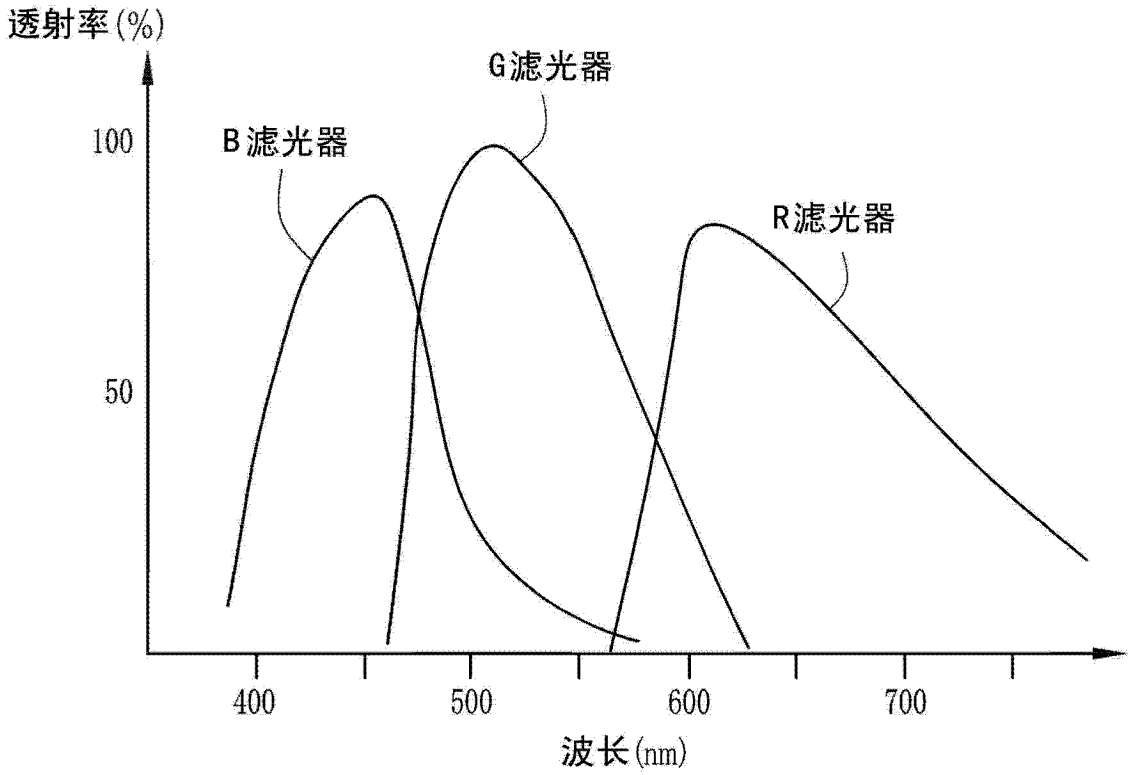

透射率(%)
100
50
B滤光器
G滤光器
R滤光器
400
500
600
700
波长(nm)

图 13

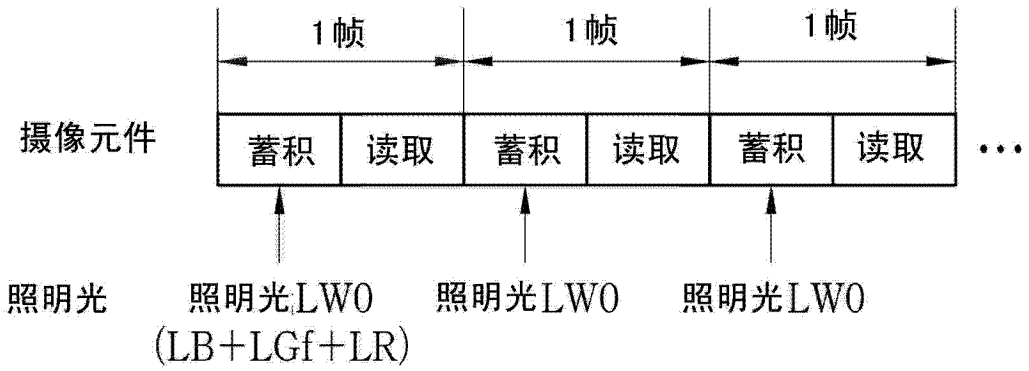

1帧
1帧
1帧
摄像元件
蓄积
读取
蓄积
读取
蓄积
读取
照明光
照明光LW0
(LB+LGf+LR)
照明光LW0
照明光LW0

图 14

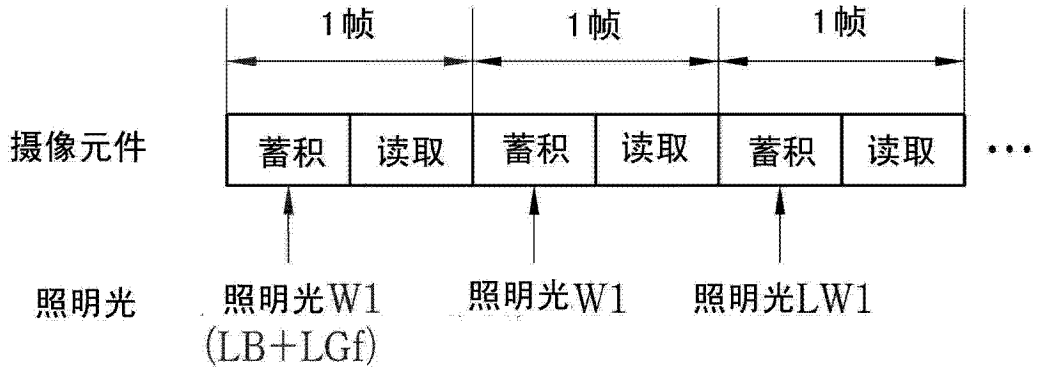

1帧
1帧
1帧
摄像元件
蓄积
读取
蓄积
读取
蓄积
读取
照明光
照明光W1
(LB+LGf)
照明光W1
照明光LW1

图 15

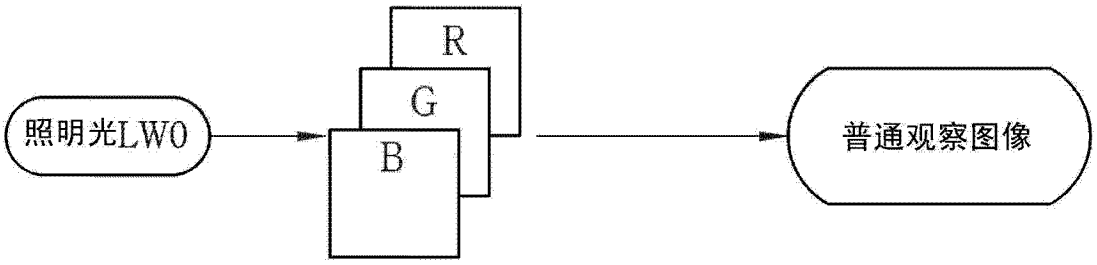

R
G
B
照明光LW0
普通观察图像

图 16

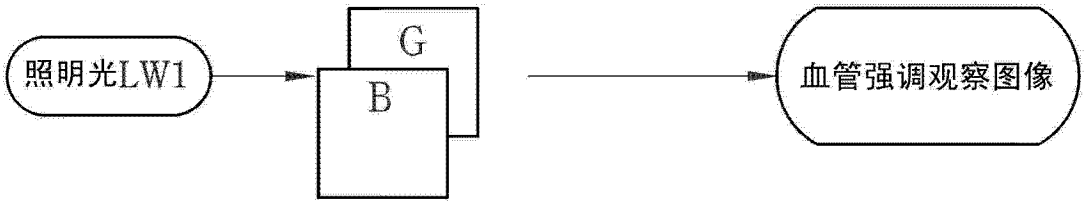

G
B
照明光LW1
血管强调观察图像

图 17

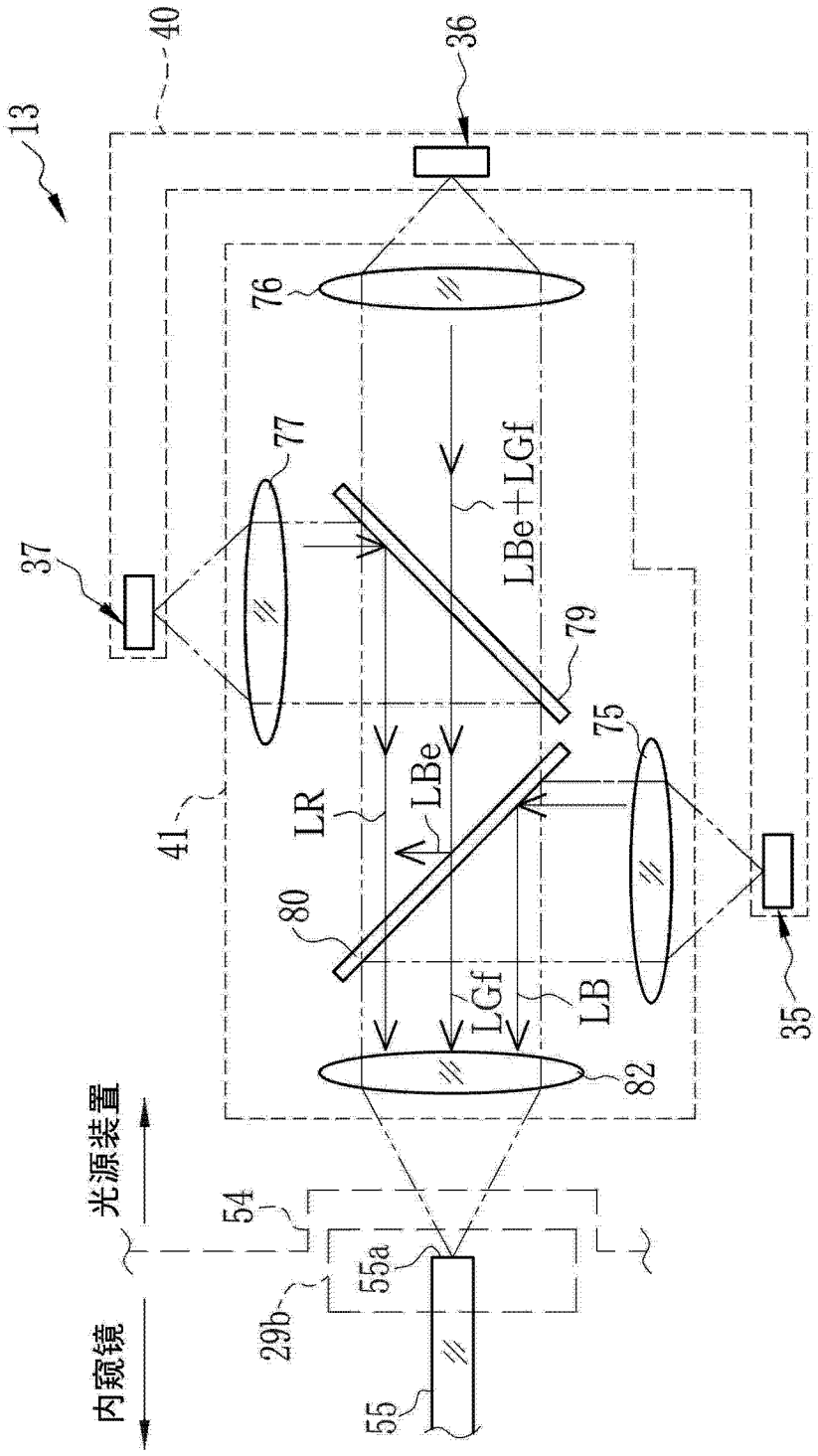

13
40
36
76
77
37
LBe+LGf
79
75
41
LR
LBe
80
LGf
LB
35
82
光源装置
54
55a
29b
内窥镜
55

图 18

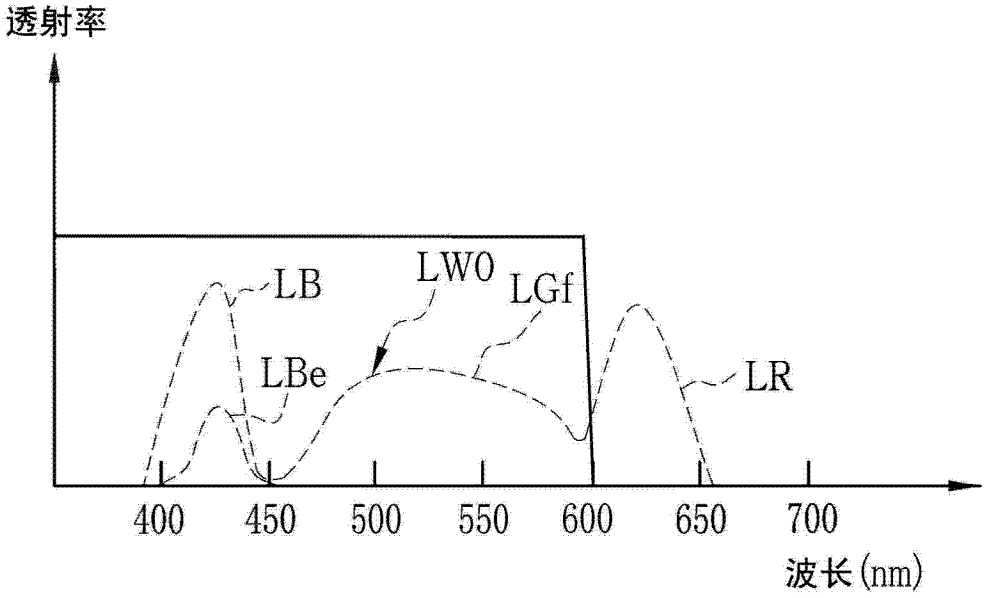

透射率
LB
LWO
LGf
LBe
LR
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图 19

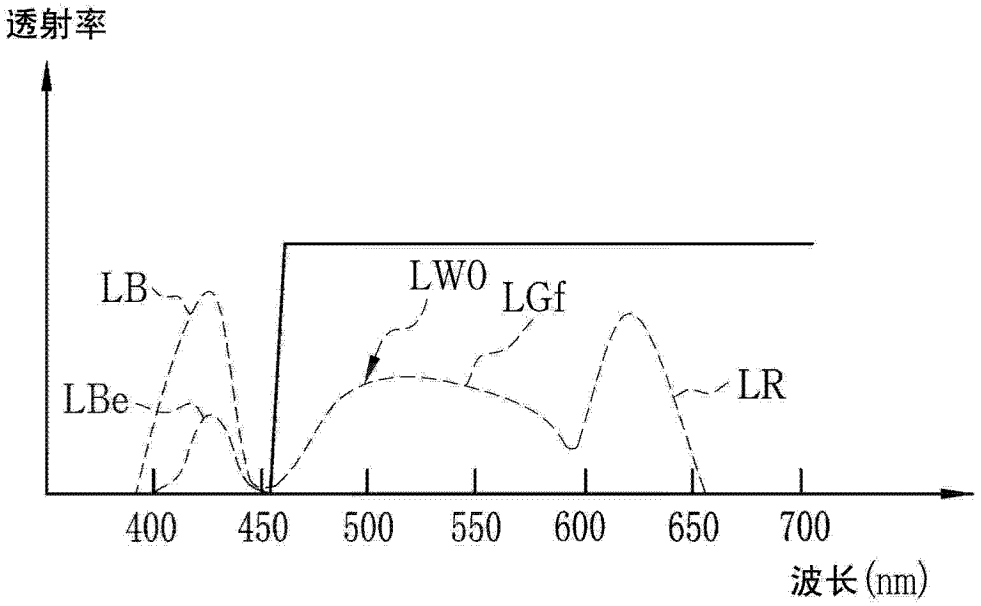

透射率
LB
LWO
LGf
LBe
LR
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图 20

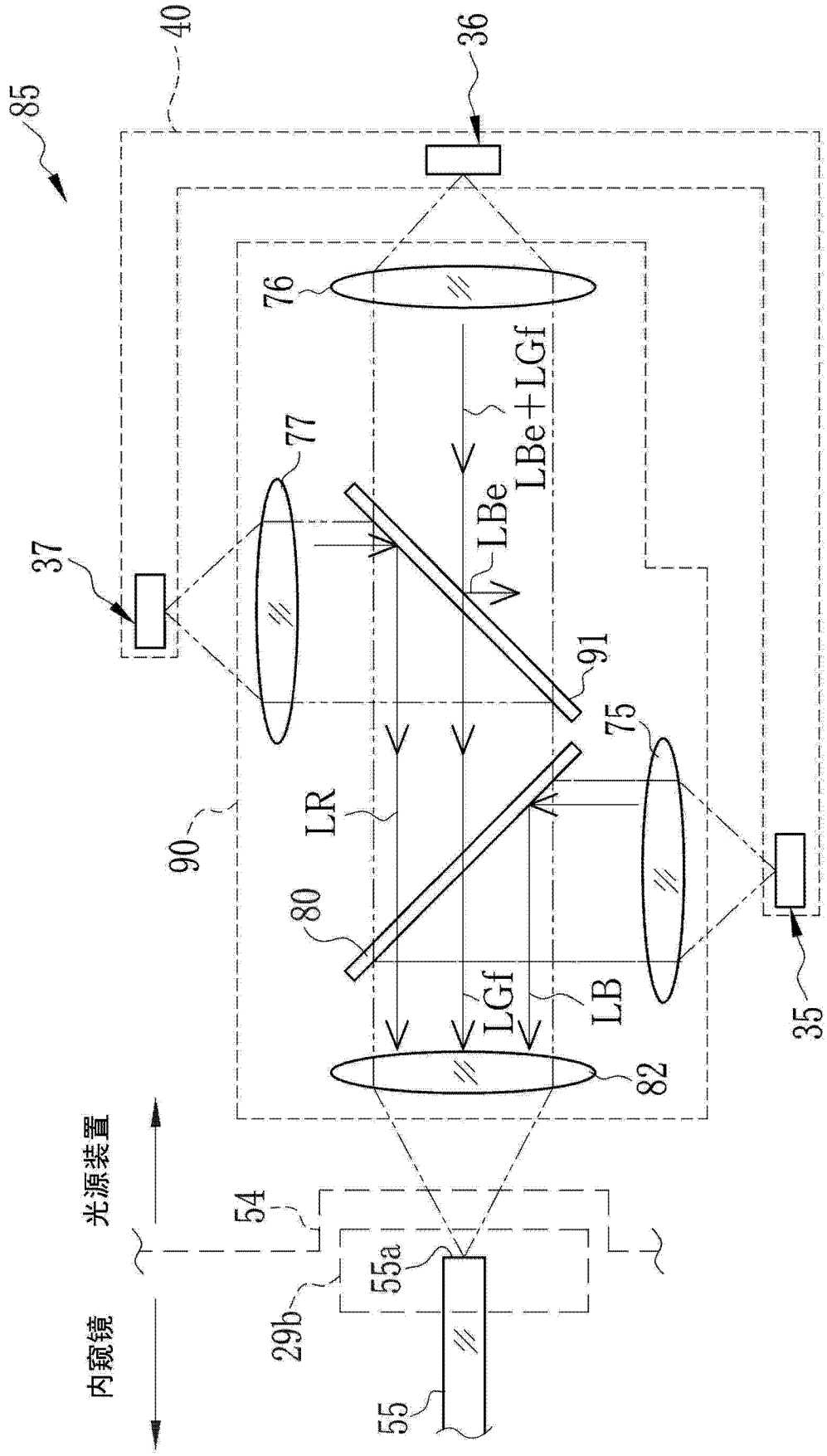

85
40
36
76
77
37
LBe+LGf
LBe
91
75
90
LR
80
LGf
LB
82
35
光源装置
54
55a
29b
内窥镜
55

图 21

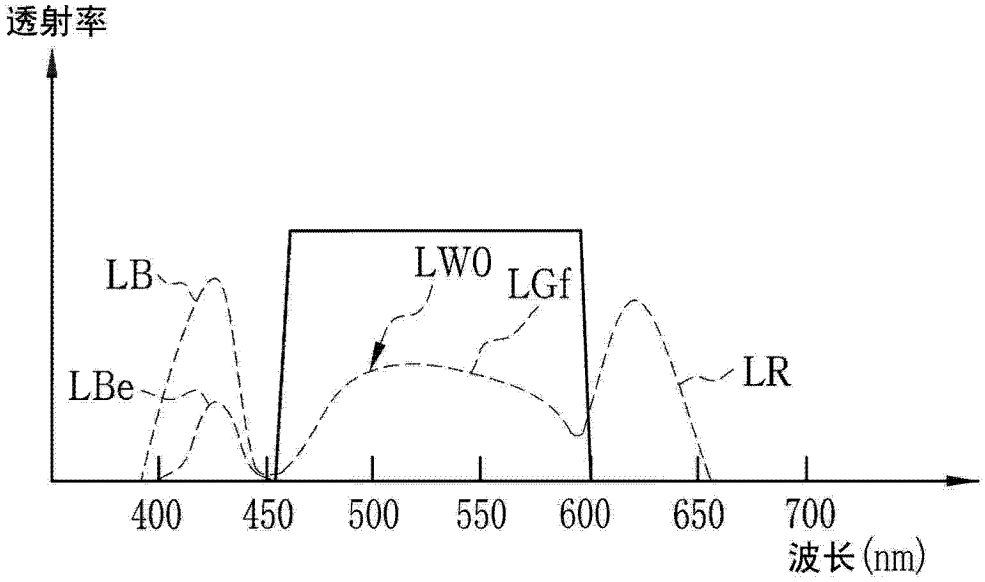



图 22

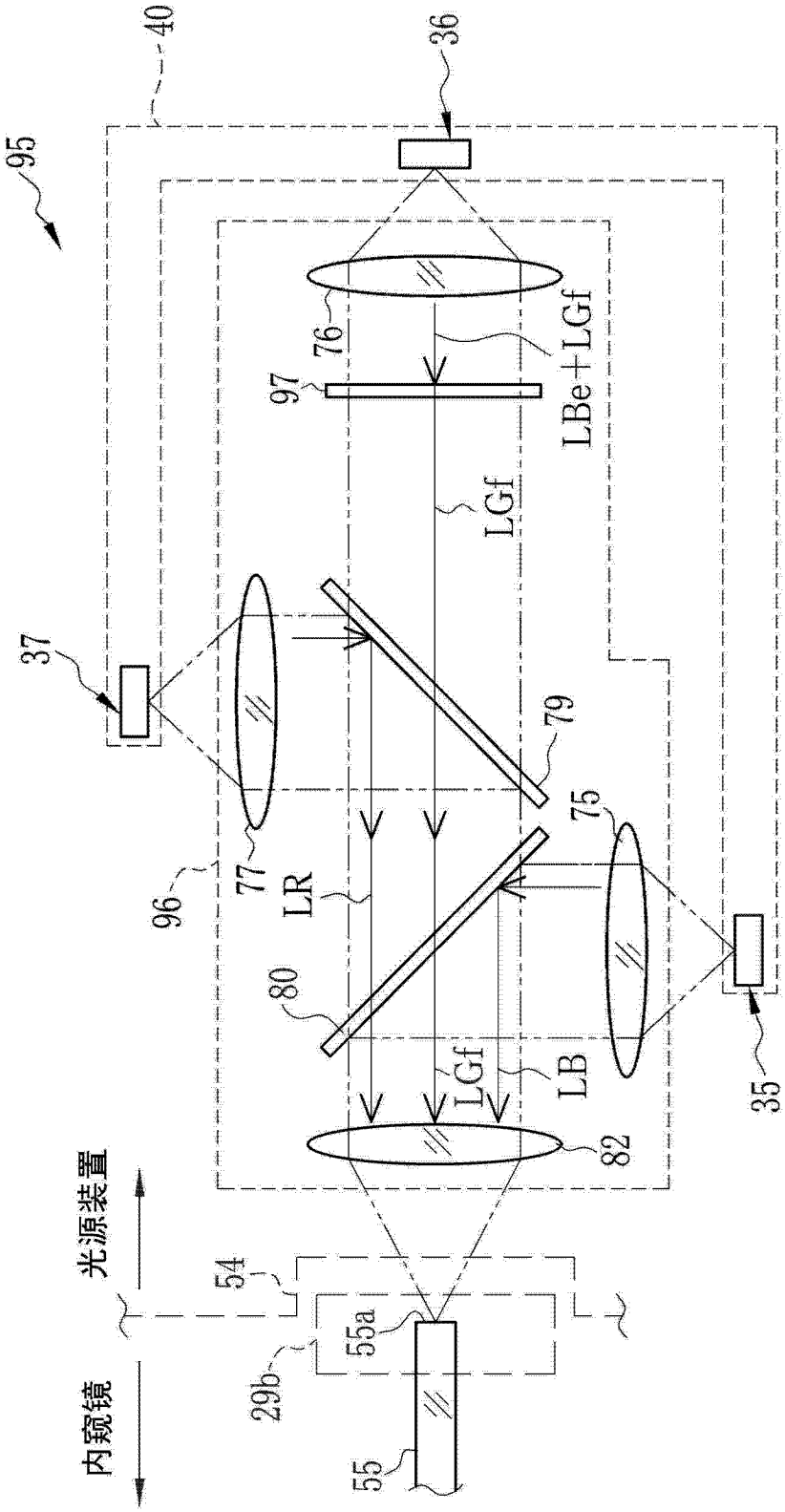

40
36
95
76
97
LBe+LGf
LGf
37
79
75
77
96
LR
80
LGf
LB
35
82
光源装置
54
55a
29b
内窥镜
55

图 23

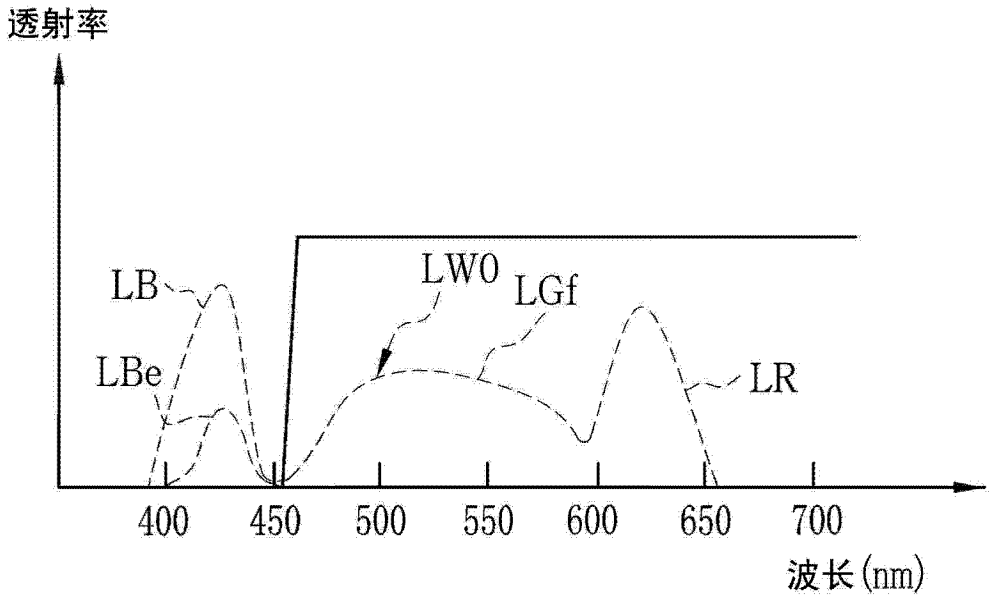



图 24

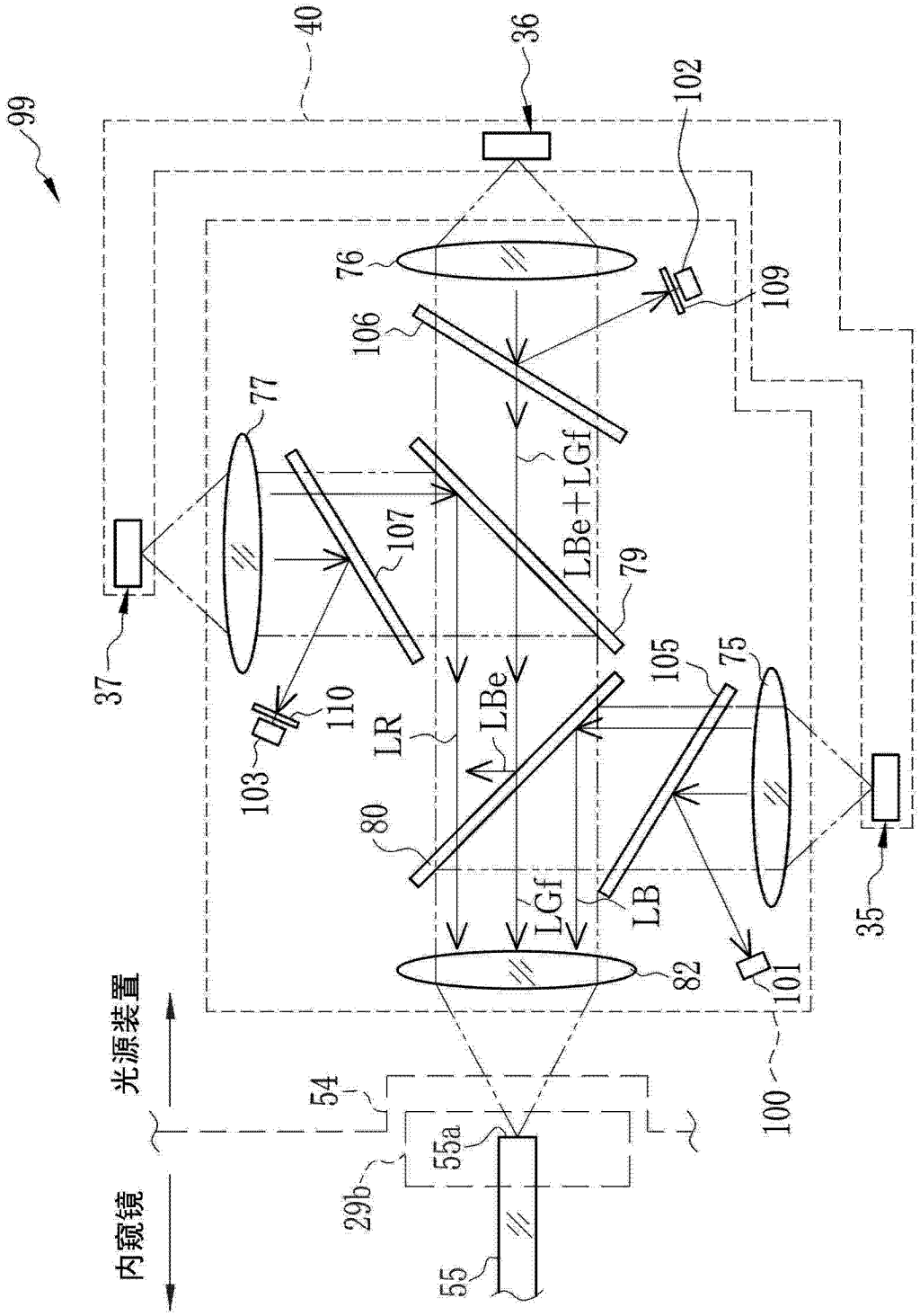

99
40
36
102
76
109
106
77
LBe+LGf
107
79
37
105
75
110
LR
LBe
103
80
LGf
LB
82
101
35
光源装置
54
55a
100
29b
内窥镜
55

图 25

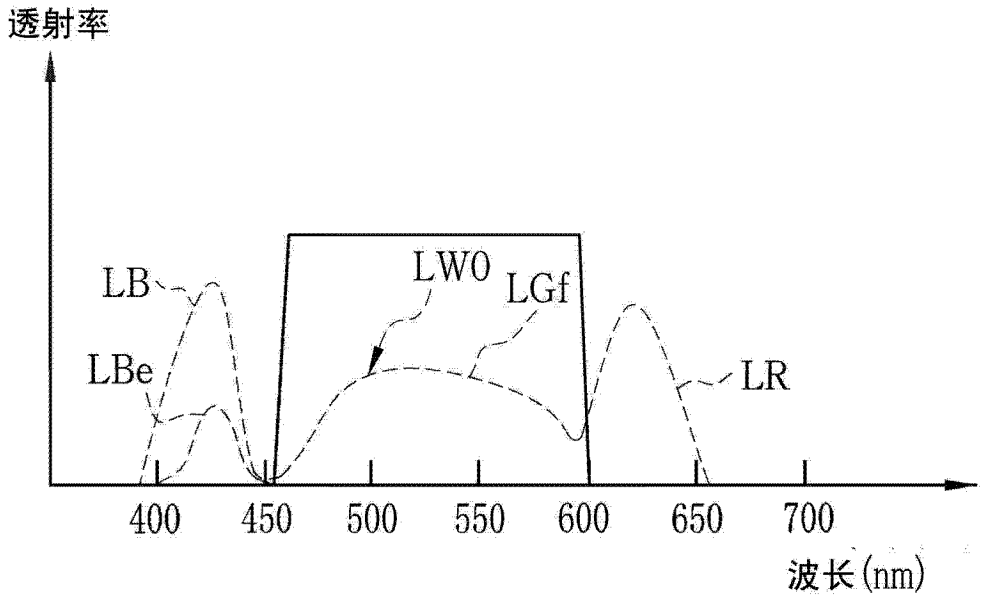

透射率
LB
LBe
LW0
LGf
LR
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图 26

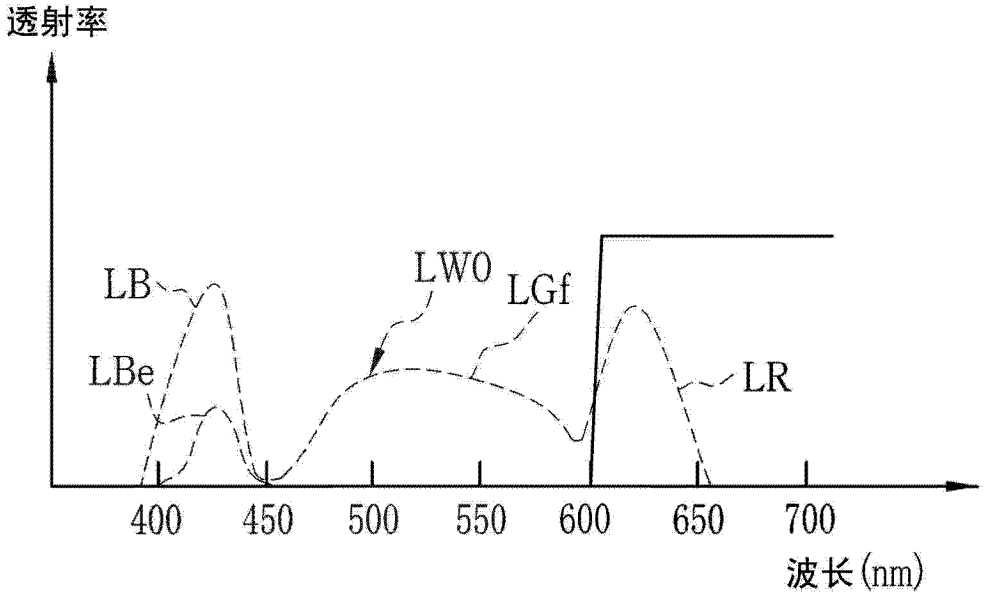

透射率
LB
LBe
LW0
LGf
LR
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图 27

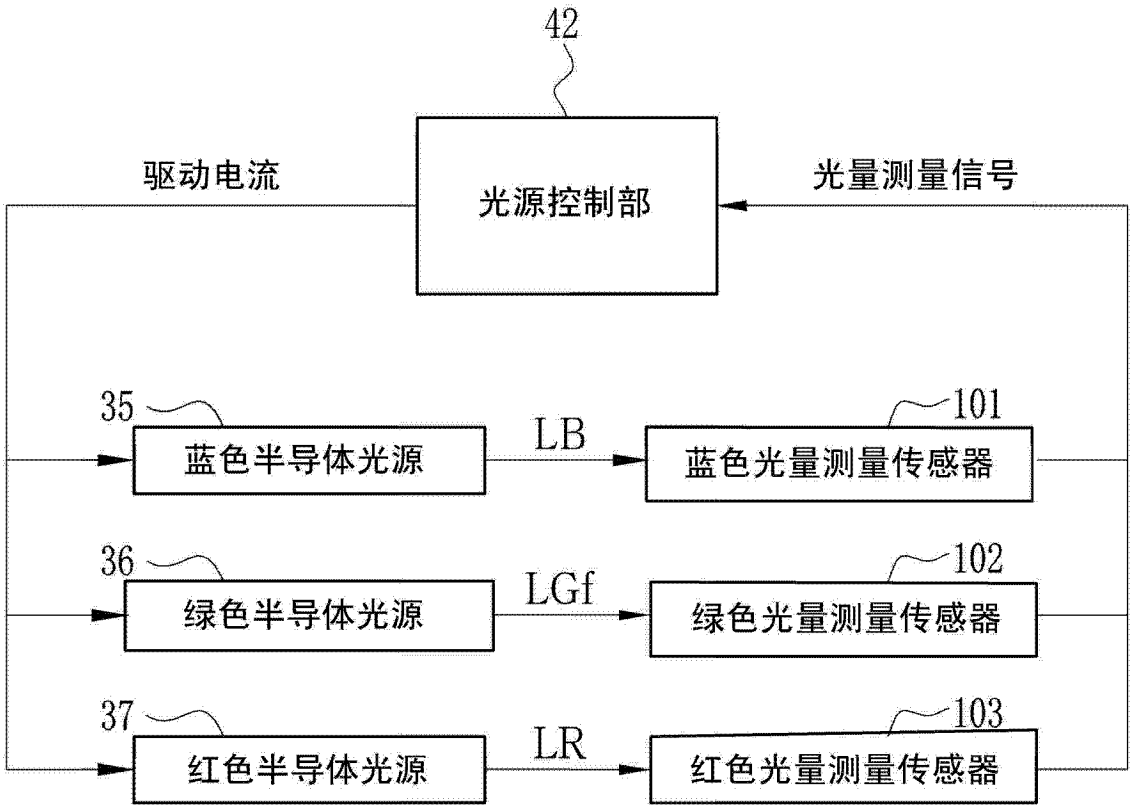

42
驱动电流
光源控制部
光量测量信号
35
蓝色半导体光源
LB
101
蓝色光量测量传感器
36
绿色半导体光源
LGf
102
绿色光量测量传感器
37
红色半导体光源
LR
103
红色光量测量传感器

图 28

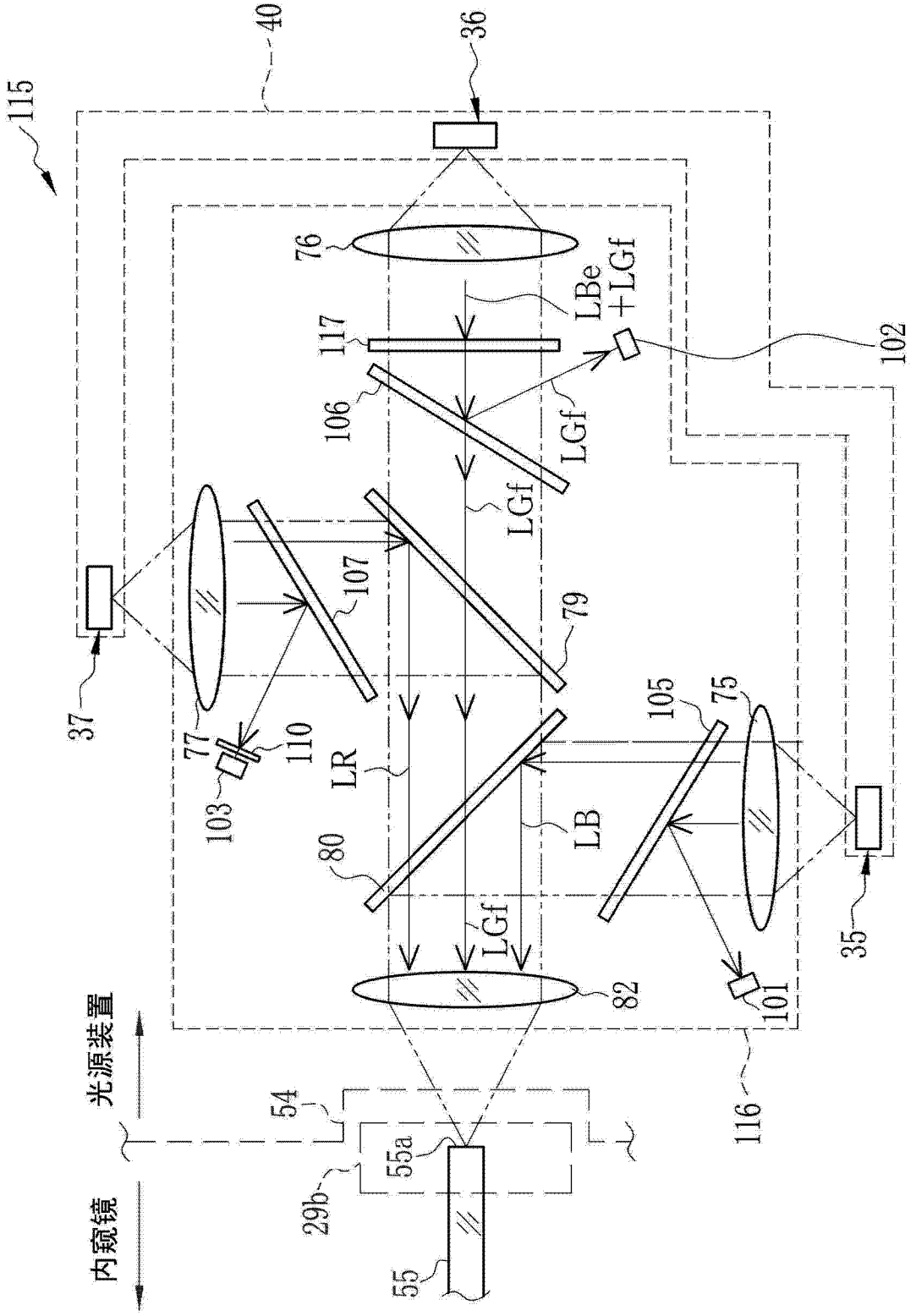

115
40
36
76
LBe
+LGf
117
102
106
LGf
LGf
107
79
37
77
110
103
LR
105
75
LB
80
LGf
82
101
35
116
光源装置
54
55a
29b
内窥镜
55

图 29

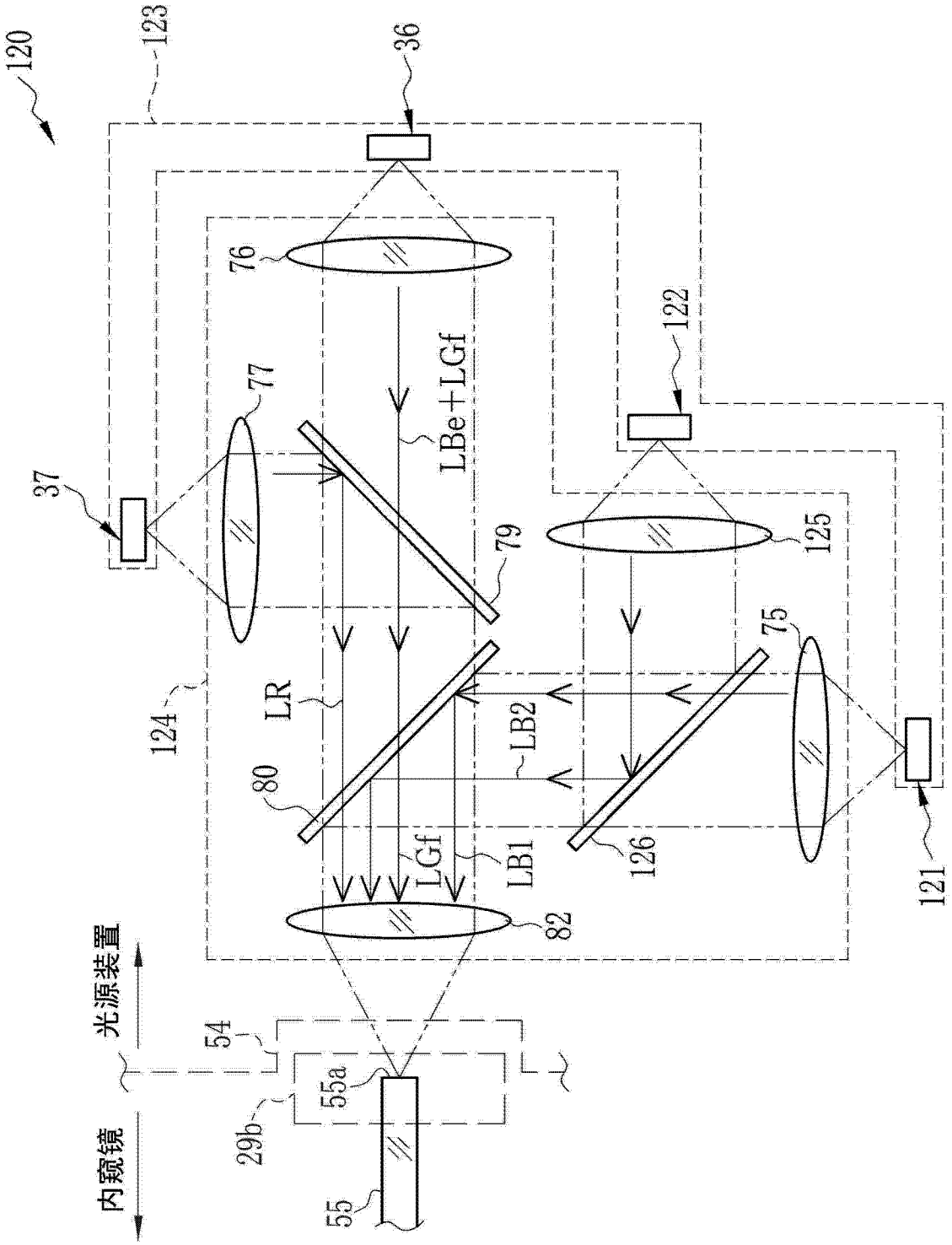

120
123
36
76
122
77
LBe+LGf
37
79
125
75
124
LR
LB2
80
126
121
LGf
LB1
82
光源装置
54
55a
29b
内窥镜
55

图 30

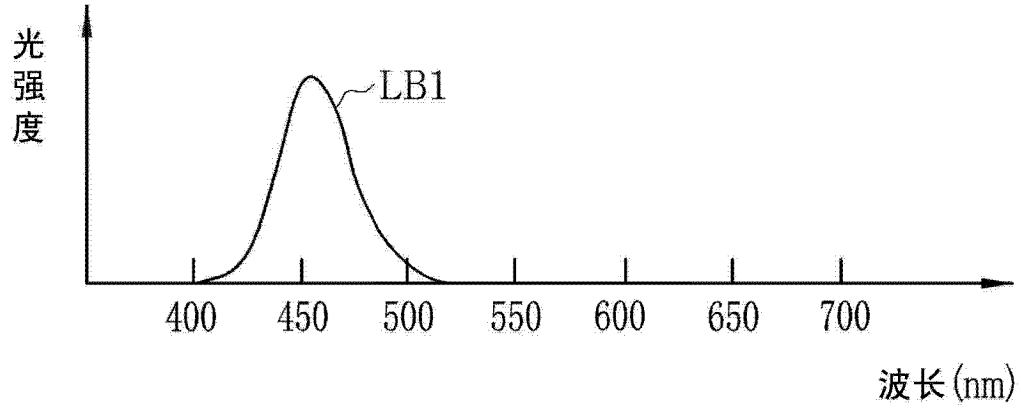

光强度
LB1
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图 31

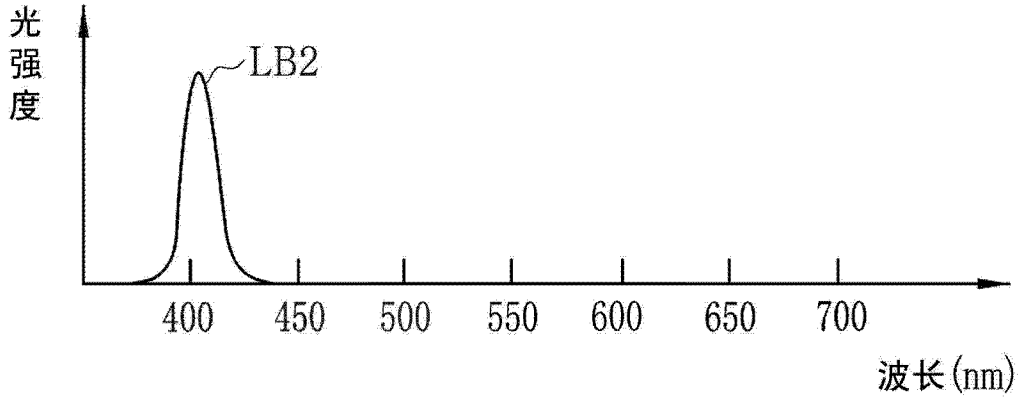

光强度
LB2
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图 32

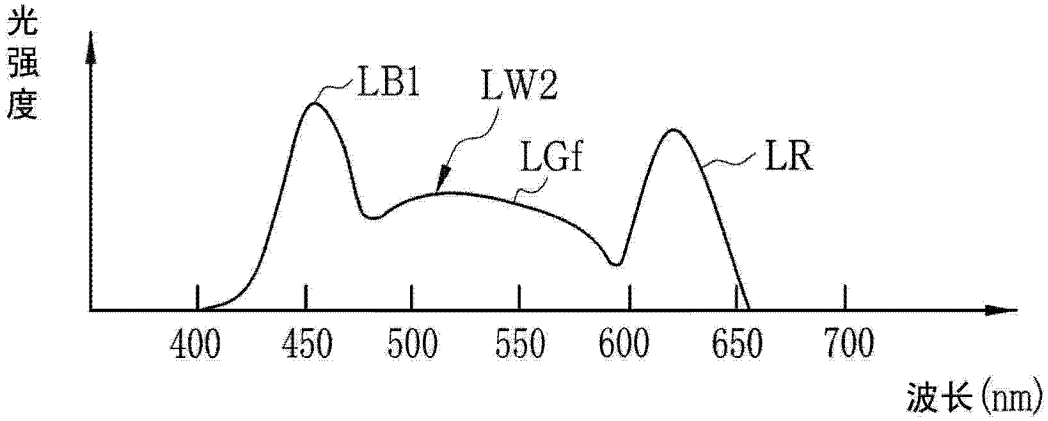

光强度
LB1
LW2
LGf
LR
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图 33

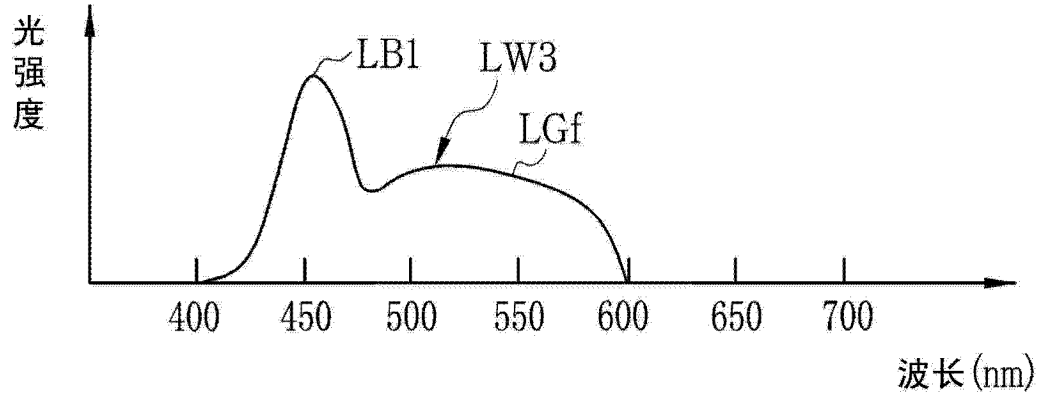

光强度
LB1
LW3
LGf
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图 34

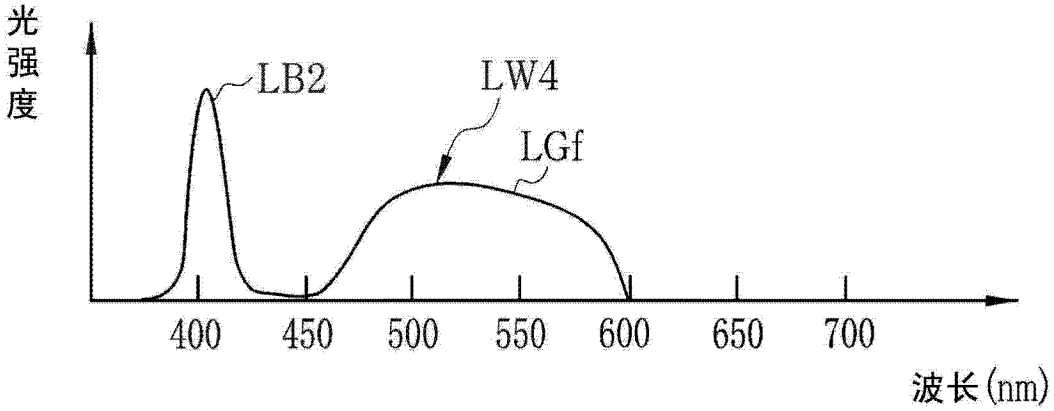

光强度
LB2
LW4
LGf
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图 35

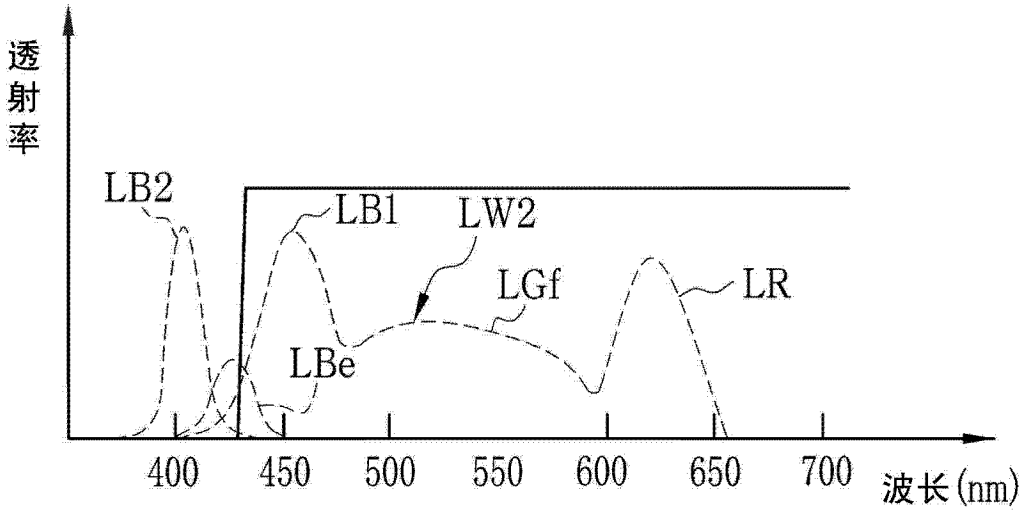

透射率
LB2
LB1
LW2
LGf
LR
LBe
400
450
500
550
600
650
700
波长(nm)

图 36

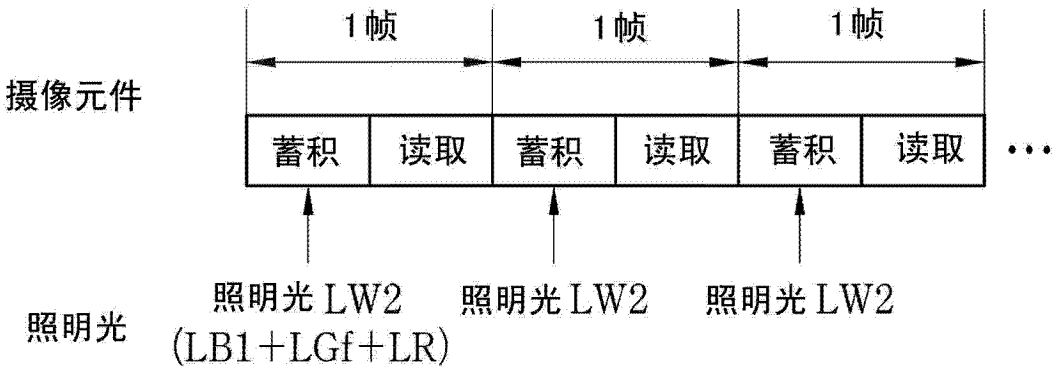

1帧
1帧
1帧
摄像元件
蓄积
读取
蓄积
读取
蓄积
读取
照明光
照明光 LW2
(LB1+LGf+LR)
照明光 LW2
照明光 LW2

图 37

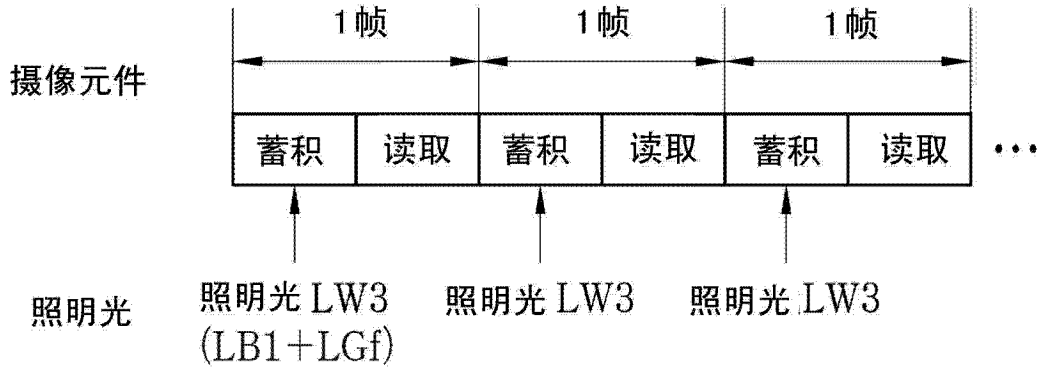

1帧
1帧
1帧
摄像元件
蓄积
读取
蓄积
读取
蓄积
读取
照明光
照明光 LW3
(LB1+LGf)
照明光 LW3
照明光 LW3

图 38

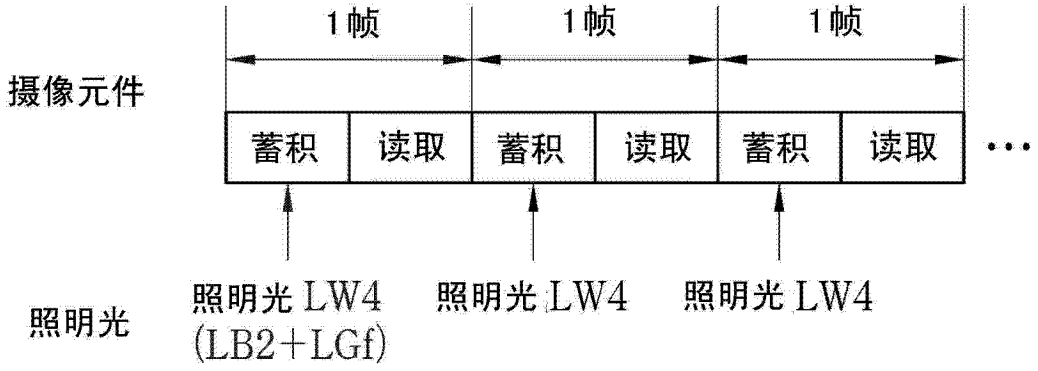

1帧
1帧
1帧
摄像元件
蓄积
读取
蓄积
读取
蓄积
读取
照明光
照明光 LW4
(LB2+LGf)
照明光 LW4
照明光 LW4

图 39

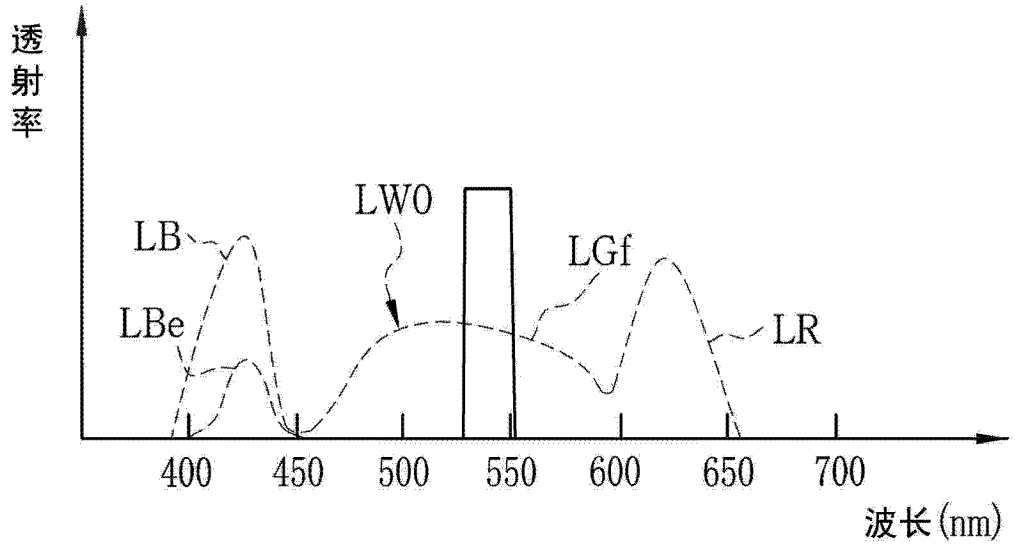



图 40

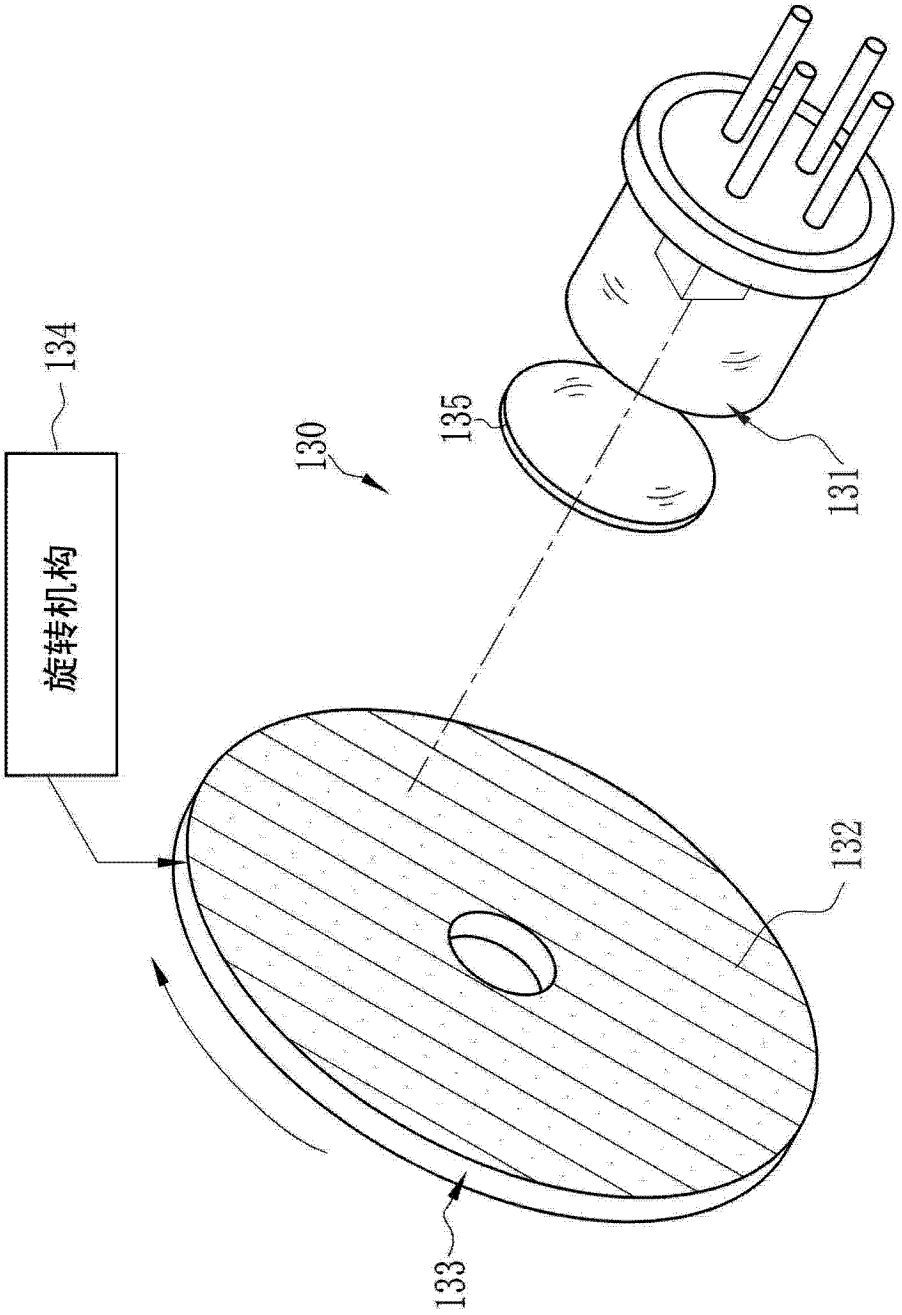



图 41

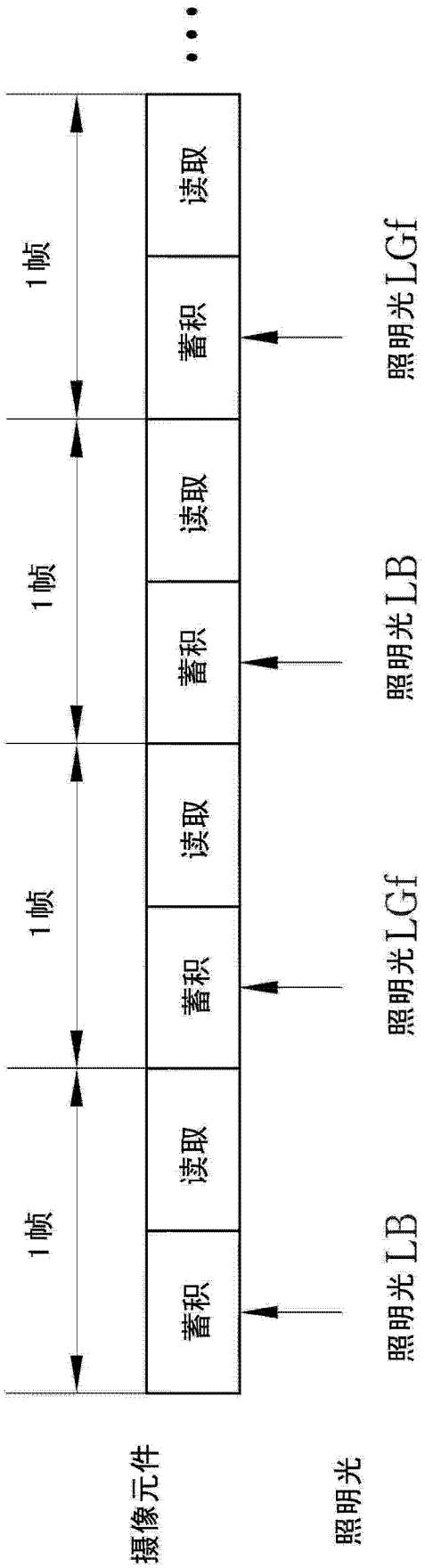

1帧
1帧
1帧
1帧
蓄积
读取
蓄积
读取
蓄积
读取
蓄积
读取
照明光 LB
照明光 LGf
照明光 LB
照明光 LGf
摄像元件
照明光

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 | CN104510435A | 公开(公告)日 | 2015-04-15 |
| 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<br>小泽聪<br>大桥永治 | | |
| 发明人 | 森本美范<br>小泽聪<br>大桥永治 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 | | |
| CPC分类号 | H05B33/0854 H01L33/58 G02B23/2469 G02B6/0005 A61B1/043 A61B1/0684 A61B1/07 A61B1/0661 G03B21/204 A61B1/00057 A61B1/0653 H01L33/50 H01L27/15 A61B1/0638 A61B1/0646 G03B2215/0567 H01L2224/48091 H01L2224/49107 H01L2924/181 H01L2924/00012 H01L2924/00014 H05B45/10 | | |
| 优先权 | 2013208215 2013-10-03 JP | | |
| 其他公开文献 | CN104510435B | | |
| 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。