



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 209091323 U

(45)授权公告日 2019.07.12

(21)申请号 201790000597.7

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

(22)申请日 2017.02.20

代理人 玉昌峰 吴孟秋

(30)优先权数据

PCT/JP2016/054811 2016.02.19 JP

(51)Int.Cl.

A61B 1/06(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.08.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/006123 2017.02.20

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/142096 JA 2017.08.24

(73)专利权人 HOYA株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 尾登邦彦 横内文香

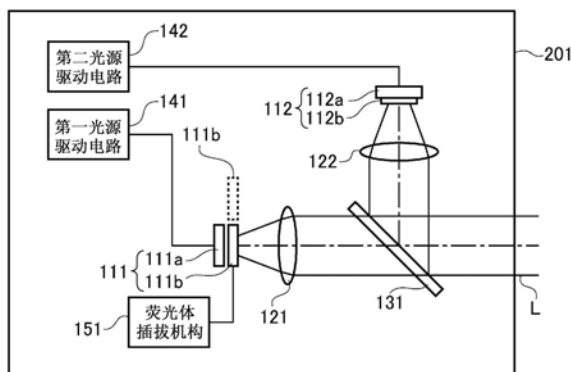
权利要求书2页 说明书18页 附图13页

(54)实用新型名称

内窥镜用光源装置及内窥镜系统

(57)摘要

内窥镜用光源装置包括：第一光源单元，具有射出第一波段的光的第一固体发光元件和被第一波段的光激发并发出第一荧光的荧光体；以及荧光体插拔机构，将第一荧光体支撑为可相对于从第一固体发光元件射出的光的光路插入和拔出。当通过荧光体插拔机构将第一荧光体插入光路时，第一波段的光和第一荧光以同一光路射出并供应到内窥镜。此外，当将第一荧光体从光路中拔出时，第一波段的光射出并供应到内窥镜。



1. 一种内窥镜用光源装置,其特征在于,包括:

第一光源单元,所述第一光源单元具有:第一固体发光元件,射出第一波段的光;以及第一荧光体,被所述第一波段的光激发并发出第一荧光;以及

荧光体插拔机构,将所述第一荧光体支撑为能相对于从所述第一固体发光元件射出的光的光路插入和拔出,

当通过所述荧光体插拔机构将所述第一荧光体插入从所述第一固体发光元件射出的光的光路时,所述第一波段的光和所述第一荧光以同一光路从所述第一光源单元射出并供应到内窥镜,

当通过所述荧光体插拔机构将所述第一荧光体从所述第一固体发光元件所射出的光的光路中拔出时,所述第一波段的光从所述第一光源单元射出并供应到内窥镜。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述内窥镜用光源装置还包括:

第二光源单元,射出具有与所述第一荧光的波段的峰值波长不同的峰值波长的波段的光;以及

第一光路合成机构,合成从所述第一光源单元射出的光的光路和从所述第二光源单元射出的光的光路,并将合成光路后的光供应到所述内窥镜。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述第二光源单元具有:第二固体发光元件;以及第二荧光体,被从所述第二固体发光元件射出的光激发并发出第二荧光,

所述第二荧光的波段的峰值波长与所述第一波段的峰值波长及所述第一荧光的波段的峰值波长不同。

4. 根据权利要求2或3所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述内窥镜用光源装置还包括:

第三光源单元,射出第三波段的光,所述第三波段具有与从所述第一光源单元射出的光的峰值波长及从所述第二光源单元射出的光的峰值波长不同的峰值波长;以及

第二光路合成机构,合成由所述第一光路合成机构合成的光的光路和从所述第三光源单元射出的光的光路,并将合成光路后的光供应到所述内窥镜。

5. 根据权利要求1至3中任一项所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述第一光源单元还具有第三荧光体,所述第三荧光体被从所述第一固体发光元件射出的所述第一波段的光激发,发出具有与所述第一荧光的峰值波长不同的峰值波长的第三荧光,

当通过所述荧光体插拔机构将所述第一荧光体插入从所述第一固体发光元件射出的光的光路时,所述第一波段的光、所述第一荧光、所述第三荧光以同一光路从所述第一光源单元射出并供应到内窥镜,

当通过荧光体插拔机构将所述第一荧光体从所述第一固体发光元件所射出的光的光路中拔出时,所述第一波段及所述第三荧光以同一光路从所述第一光源单元射出并供应到所述内窥镜。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述第一光源单元还包括第四荧光体,所述第四荧光体被从所述第一固体发光元件射

出的所述第一波段的光激发,发出具有与所述第一荧光的峰值波长及所述第三荧光的峰值波长不同的峰值波长的第四荧光,

所述荧光体插拔机构将所述第一荧光体及所述第四荧光体支撑为能相对于从所述第一固体发光元件射出的光的光路单独地插入和拔出。

7. 根据权利要求1至3中任一项所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,所述内窥镜用光源装置还包括转台,所述转台与规定的成像周期同步地旋转,在所述转台上,沿周向并列配置有分别具有不同的发光特性的荧光体,当通过所述转台旋转而将各荧光体依次插入照射的所述光的光路时,所述照射光顺次成为与插入所述光路上的荧光体对应的光并供应到所述内窥镜。

8. 一种内窥镜系统,其特征在于,包括:

根据权利要求1至7中任一项所述的内窥镜用光源装置;以及内窥镜。

内窥镜用光源装置及内窥镜系统

技术领域

[0001] 本实用新型涉及对被摄体照射光的内窥镜用光源装置及内窥镜系统。

背景技术

[0002] 已知能够改变照射光的分光强度特性并拍摄特殊图像的内窥镜系统。例如在国际公开第2012/108420号手册(以下记为“专利文献1”)中,记载有在这种内窥镜系统中使用的光源装置的具体结构。

[0003] 专利文献1中记载的内窥镜系统包括搭载有两个发光二极管(LED: Light Emitting Diode)和光学滤波器的光源装置。两个LED中的一个射出紫色波段的光的紫色LED。此外,另一个LED是具有蓝色LED和黄色荧光体的荧光体LED,通过将蓝色LED光和黄色荧光混合,从而射出伪白光。光学滤波器是仅使对指定生物体组织具有高吸光度的波段的光通过的波长选择滤波器,能够插入到从荧光体LED射出的光的光路上并从该光路上拔出。

[0004] 在专利文献1所记载的光源装置中,当将光学滤波器从光路上拔出时,从荧光体LED射出的光在波段不受限制的情况下,作为白光照射到被摄体上。另一方面,当将光学滤波器插入到光路上时,从荧光体LED射出并限制了波段的照射光和从紫色LED射出的照射光两者都照射到被摄体上。如此,通过改变照射光的分光强度特性并仅将指定波段的光照射到被摄体上,能够获得强调生物体内被摄体中的指定组织的拍摄图像。

[0005] 在专利文献1所记载的光源装置中,为了获得仅在指定波段具有高强度的照射光,通过光学滤波器限制从白色LED射出的照射光的波段,并且切断不需要的波段的光。由于被切断的光不照射到被摄体上,因此存在光源装置的光利用效率低的问题。

实用新型内容

[0006] 本实用新型是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供能够以高的光利用效率照射仅在指定波段具有高强度的照射光的内窥镜用光源装置及内窥镜系统。

[0007] 本实用新型的一实施方式涉及的内窥镜用光源装置包括:第一光源单元,具有射出第一波段的光的第一固体发光元件和被第一波段的光激发并发出第一荧光的第一荧光体;以及荧光体插拔机构,将第一荧光体支撑为能相对于从第一固体发光元件射出的光的光路插入和拔出。在该结构中,当通过荧光体插拔机构将第一荧光体插入从第一固体发光元件射出的光的光路时,第一波段的光和第一荧光以同一光路从第一光源单元射出并供应到内窥镜。此外,当通过荧光体插拔机构将第一荧光体从第一固体发光元件所射出的光的光路中拔出时,第一波段的光从第一光源单元射出并供应到内窥镜。

[0008] 根据这种结构,通过将荧光体插入从固体发光元件射出的光的光路中,能够在可见光区域内具有宽波段的普通光照射到被摄体上。此外,通过将荧光体从光路中拔出,能够将对被摄体的指定生物体组织的吸光度高的波段的光的强度比其他波段高的特殊光照射到被摄体上。此外,在进行照射光的分光强度特性的切换时,不需要使用波长限制滤波器等光学滤波器,因此能够抑制伴随切换分光强度特性的光量损失。

[0009] 此外,在本实用新型的一实施方式中,内窥镜用光源装置例如还包括:第二光源单元,射出具有与第一荧光的波段的峰值波长不同的峰值波长的波段的光;以及第一光路合成机构,合成从第一光源单元射出的光的光路和从第二光源单元射出的光的光路,并将合成光路后的光供应到内窥镜。

[0010] 此外,在本实用新型的一实施方式中,第二光源单元例如具有第二固体发光元件,和被从第二固体发光元件射出的光激发并发出第二荧光的第二荧光体。在该结构中,第二荧光的波段的峰值波长与第一波段的峰值波长及第一荧光的波段的峰值波长不同。

[0011] 此外,在本实用新型的一实施方式中,内窥镜用光源装置例如还包括:第三光源单元,射出第三波段的光,该第三波段具有与从第一光源单元射出的光的峰值波长及从第二光源单元射出的光的峰值波长不同的峰值波长;和第二光路合成机构,合成由第一光路合成机构合成的光的光路和从第三光源单元射出的光的光路,并将合成光路后的光供应到内窥镜。

[0012] 此外,在本实用新型的一实施方式中,第一光源单元例如还具有:第三荧光体,被从第一固体发光元件射出的第一波段的光激发,发出具有与第一荧光的峰值波长不同的峰值波长的第三荧光。在这种情况下,当通过荧光体插拔机构将第一荧光体插入从第一固体发光元件射出的光的光路时,第一波段的光、第一荧光、第三荧光以同一光路从第一光源单元射出并供应到内窥镜。此外,当通过荧光体插拔机构将第一荧光体从第一固体发光元件所射出的光的光路中拔出时,第一波段及第三荧光以同一光路从第一光源单元射出并供应到内窥镜。

[0013] 此外,在本实用新型的一实施方式中,第一光源单元例如还包括:第四荧光体,被从第一固体发光元件射出的第一波段的光激发,发出具有与第一荧光的峰值波长及第三荧光的峰值波长不同的峰值波长的第四荧光。在这种情况下,荧光体插拔机构将第一荧光体及第四荧光体支撑为可相对于从第一固体发光元件射出的光的光路单独地插入和拔出。

[0014] 此外,本实用新型一实施方式涉及的内窥镜用光源装置也可以构成为还包括:转台,与规定的成像周期同步地旋转。在这种情况下,在转台上,沿周向并列配置有分别具有不同的发光特性的荧光体。当通过转台旋转而将各荧光体依次插入照射光的光路时,该照射光顺次成为与插入该光路上的荧光体对应的光并供应到内窥镜。

[0015] 此外,本实用新型一实施方式涉及的内窥镜系统包括上述内窥镜用光源装置和内窥镜。

[0016] 根据本实用新型一实施方式,提供能够以高的光利用效率照射仅在指定波段具有高强度的照射光的内窥镜用光源装置及内窥镜系统。

附图说明

[0017] 图1是示出本实用新型第一实施方式涉及的内窥镜系统的结构的框图。

[0018] 图2是本实用新型第一实施方式涉及的内窥镜用光源装置的框图。

[0019] 图3是本实用新型第一实施方式涉及的内窥镜用光源装置的框图。

[0020] 图4是示出从本实用新型第一实施方式涉及的内窥镜用光源装置射出的照射光的分光强度分布的图。

[0021] 图5是本实用新型第二实施方式涉及的内窥镜用光源装置的框图。

[0022] 图6是示出从本实用新型第二实施方式涉及的内窥镜用光源装置射出的照射光的分光强度分布的图。

[0023] 图7是本实用新型第三实施方式涉及的内窥镜用光源装置的框图。

[0024] 图8是示出从本实用新型第三实施方式涉及的内窥镜用光源装置射出的照射光的分光强度分布的图。

[0025] 图9是本实用新型第四实施方式涉及的内窥镜用光源装置的框图。

[0026] 图10是示出从本实用新型第四实施方式涉及的内窥镜用光源装置射出的照射光的分光强度分布的图。

[0027] 图11是本实用新型第五实施方式涉及的内窥镜用光源装置的框图。

[0028] 图12是示出从本实用新型第五实施方式涉及的内窥镜用光源装置射出的照射光的分光强度分布的图。

[0029] 图13是本实用新型第六实施方式涉及的内窥镜用光源装置的框图。

[0030] 图14是示出从本实用新型第六实施方式涉及的内窥镜用光源装置射出的照射光的分光强度分布的图。

[0031] 图15是本实用新型第七实施方式涉及的内窥镜用光源装置的框图。

[0032] 图16是示出从本实用新型第七实施方式涉及的内窥镜用光源装置射出的照射光的分光强度分布的图。

[0033] 图17是示出从本实用新型第四实施方式的变形例涉及的内窥镜用光源装置射出的照射光的分光强度分布的图。

[0034] 图18是本实用新型的另一实施方式涉及的内窥镜用光源装置的框图。

[0035] 图19是本实用新型的另一实施方式涉及的内窥镜用光源装置的框图。

[0036] 图20是示出本实用新型另一实施方式涉及的内窥镜用光源装置所包括的旋转式转台的结构图。

[0037] 图21是将550nm附近放大的血红蛋白的吸收光谱。

具体实施方式

[0038] 以下,边参照附图,边说明本实用新型的实施方式。另外,以下,作为本实用新型的一实施方式,将包括内窥镜用光源装置的电子内窥镜系统作为示例进行说明。

[0039] (第一实施方式)

[0040] 图1是示出本实用新型第一实施方式涉及的包括内窥镜用光源装置 201的电子内窥镜系统1的结构框图。如图1所示,电子内窥镜系统1 是专门用于医疗的系统,且包括电子镜100、处理器200及监视器300。

[0041] 处理器200包括系统控制器21及定时控制器22。系统控制器21执行存储器23所存储的各种程序,并统一控制整个电子内窥镜系统1。此外,系统控制器21与操作面板24连接。系统控制器21根据来自手术人员输入到操作面板24的指示,变更电子内窥镜系统1的各种操作及用于各种操作的参数。手术人员的输入指示例如有电子内窥镜系统1的观察模式的切换指示。观察模式有普通观察模式和特殊观察模式。后面叙述关于各观察模式的细节。定时控制器22将调整各部分的操作的定时的时钟脉冲输出到电子内窥镜系统1内的各电路。

[0042] 处理器200包括光源装置201。图2示出本实用新型第一实施方式涉及的光源装置

201的框图。光源装置201包括第一光源单元111及第二光源单元112。第一光源单元111、第二光源单元112分别被第一光源驱动电路141、第二光源驱动电路142单独地进行发光控制。

[0043] 在本实施方式中,光源装置201被包括在处理器200内,但在其他实施方式中,光源装置201也可以是与处理器200(更准确地说,为构成图像处理装置的部分)分开的装置。

[0044] 第一光源单元111具有射出紫色波段(例如,波长为395~435nm)的光的紫色发光二极管(LED:Light Emitting Diode)111a和蓝色荧光体111b。蓝色荧光体111b被从紫色LED111a射出的紫色LED光激发,发出蓝色波段(例如,波长为430~550nm)的荧光。

[0045] 蓝色荧光体111b由荧光体插拔机构151支撑为可在光路上进行插入和拔出。详细而言,根据观察模式,将蓝色荧光体111b插入从紫色LED111a射出的紫色LED光的光路或从该光路中拔出。如图2中的实线所示,在将蓝色荧光体111b插入紫色LED光的光路上的情况下,蓝色荧光体111b发出蓝色的荧光。由此,从光源单元111射出紫色LED光和蓝色的荧光这两者。此外,如图2中的虚线所示,在将蓝色荧光体111b从紫色LED光的光路中拔出的情况下,蓝色荧光体111b不被激发,不发出荧光。因此,从光源单元111仅射出紫色LED光。

[0046] 第二光源单元112具有射出蓝色波段(例如,波长为420~480nm)的光的蓝色LED112a和黄色荧光体112b。黄色荧光体112b被从蓝色LED112a射出的蓝色LED光激发,发出黄色波段(例如,波长为420~700 nm)的荧光。黄色荧光体112b安装在蓝色LED112a的发光面上,并且与蓝色荧光体111b不同,不能在蓝色LED光的光路上插入和拔出。

[0047] 在各光源单元111、112的光的射出方向的前方,分别配置有准直透镜121、122。从第一光源单元111射出的光通过准直透镜121转换为平行光,并入射到分色镜131。此外,从第二光源单元112射出的光通过准直透镜122转换为平行光,并入射到分色镜131。分色镜131合成从第一光源单元111射出的光的光路和从第二光源单元112射出的光的光路。详细而言,分色镜131在波长520nm附近具有截止波长,并且具有使比截止波长短的波长的光透过并反射截止波长以上的波长的光的特性。因此,从第一光源单元111射出的紫色LED光、蓝色荧光透过分色镜131。此外,从第二光源单元112射出的黄色荧光被分色镜131反射。由此,合成从第一光源单元111射出的光和从第二光源单元112射出的光的光路。通过分色镜131合成光路的光作为照射光L从光源装置201射出。

[0048] 图3是概念性地仅示出光源装置201中的各光源单元111、112及分色镜131的框图。蓝色荧光体111b和紫色LED111a分开,因此在图3中,蓝色荧光体111b和紫色LED111a用不同的框示出。另一方面,黄色荧光体112b安装于蓝色LED112a的发光面,并且与蓝色LED112a构成为一体,因此在图3中,黄色荧光体112b和蓝色LED112a用一个框示出。

[0049] 此外,分色镜131合成波长不同的光的光路。因此,在图3中,分色镜131用加法符号“+”表示。此外,在图3中,省略了配置于各光源单元111、112的前方的准直透镜121、122。

[0050] 在图3中,各箭头表示光的光路。在图3所示的示例中,从第一光源单元111的紫色LED111a射出的紫色LED光和蓝色荧光体111b发出的蓝色荧光以同一光路射出。此外,从第二光源单元112的蓝色LED射出的蓝色LED光和黄色荧光体发出的黄色荧光以同一光路射出。从第一光源单元射出的光的光路和从第二光源单元射出的光的光路由分色镜131合成。由分色镜131合成光路的光作为照射光L从光源装置201射出。

[0051] 如图1所示,从光源装置201射出的照射光L通过聚光透镜25聚光到LCB(Light Carrying Bundle:光导束)11的入射端面并入射到LCB11内。

[0052] 入射到LCB11内的照射光L在LCB11内传播。在LCB11内传播的照射光L从配置于电子镜100的前端的LCB11的射出端面射出,经由配光透镜12照射到被摄体上。来自被摄体的返回光经由物镜13在固态成像元件14的受光面上形成光学像,该被摄体由来自配光透镜12的照射光L 照射。

[0053] 固态成像元件14是具有拜耳型像素配置的单板式彩色CCD (Charge Coupled Device;电荷耦合元件)图像传感器。固态成像元件14将由受光面上的各像素形成的光学像累积,作为与光量对应的电荷,生成R (红色)、G (绿色)、B (蓝色)的图像信号并输出。需要注意的是,固态成像元件 14不限于CCD图像传感器,也可以替换为CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor;互补金属氧化物半导体)图像传感器或其他类型的成像装置。此外,固态成像元件14也可以搭载互补色滤波器。

[0054] 在电子镜100的连接部内包括驱动器信号处理电路15。由来自配光透镜12的光照射的被摄体的图像信号以帧周期从固态成像元件14输入到驱动器信号处理电路15。帧周期例如为1/30秒。驱动器信号处理电路15以进行适于连接到处理器200的电子镜100的处理的方式,控制处理器200 内的各种电路的操作和定时。

[0055] 驱动器信号处理电路15还访问存储器16并读出电子镜100的固有信息。记录在存储器16中的电子镜100的固有信息例如包括固态成像元件 14的像素数、灵敏度、可操作的帧速率、型号等。驱动器信号处理电路 15将从存储器16读出的固有信息输出到系统控制器21。

[0056] 系统控制器21基于电子镜100的固有信息进行各种运算,生成控制信号。系统控制器21使用生成的控制信号,控制处理器200内的各种电路的操作和定时,以进行适于连接到处理器200的电子镜100的处理。

[0057] 定时控制器22按照系统控制器21的定时控制,向驱动器信号处理电路15供应时钟脉冲。驱动器信号处理电路15按照从定时控制器22供应的时钟脉冲,在与处理器200侧处理的影像的帧速率同步的定时对固态成像元件14进行驱动控制。

[0058] 前级信号处理电路26对以一帧的周期从驱动器信号处理电路15输入的图像信号实施去马赛克处理、矩阵运算、Y/C分离等规定的信号处理,并将其输出到图像存储器27。

[0059] 图像存储器27缓存从前级信号处理电路26输入的图像信号,并且按照定时控制器22的定时控制将其输出到后级信号处理电路28。

[0060] 后级信号处理电路28对从图像存储器27输入的图像信号进行处理而生成监视器显示用的画面数据,并将生成后的监视器显示用的画面数据转换为规定的视频格式信号。转换后的视频格式信号被输出到监视器300。由此,在监视器300的显示屏幕上显示被摄体的图像。

[0061] 本实施方式的电子内窥镜系统1具有包括普通观察模式和特殊观察模式的多个观察模式。根据要观察的被摄体,手动或自动地切换各观察模式。例如,当想要用普通光对被摄体进行照明而进行观察时,将观察模式切换到普通观察模式。另外,普通光例如是白光或伪白光。白光在可见光波段具有平坦的分光强度分布。在伪白光中,分光强度分布不平坦,并且多个波段的光被混合。此外,例如,当想要通过用特殊光对被摄体进行照明来获得强调指定生物体组织的拍摄图像时,将观察模式切换到特殊观察模式。

[0062] 另外,特殊光例如是在指定波长中具有尖锐的峰值的窄波段光,并且是对于指定

生物体组织吸光度高的光。关于指定波长的光,例如可以列举出对于表层血管吸光度高的415nm附近(例如 $415\pm 5\text{nm}$)的光、对于比表层深的中层血管吸光度高的550nm附近(例如 $550\pm 5\text{nm}$)的光、对于比中层深的深层血管吸光度高的650nm附近(例如 $650\pm 5\text{nm}$)的光。另外,波长越长的光,到达生物体组织的深度越深。因此,按415nm附近、550nm附近、650nm附近的窄波段光的顺序,其深达的层域变深。以下,主要对在特殊观察模式下强调的生物体组织是表层血管的情况进行说明。

[0063] 含有血红蛋白的血液在表层血管内流动。已知血红蛋白在波长415nm附近和550nm附近具有吸光度的峰值。因此,通过对被摄体照射适于强调表层血管的特殊光(具体而言,与其他波段相比,成为血红蛋白的吸光度的峰值的波长415nm附近的高强度的光),能够获得强调表层血管的拍摄图像。波长550nm附近的高强度的特殊光对于表层血管也具有较高的吸光度。换言之,波长550nm附近的高强度的特殊光也有助于表层血管的强调显示。因此,通过照射波长415nm附近的光以及成为血红蛋白的吸光度的另一峰值的波长550nm附近的高强度的特殊光,能够维持强调表层血管的状态,同时使拍摄图像的亮度变亮。

[0064] 即,在特殊观察模式下,通过使用在指定波长中具有峰值的窄波段光(特殊光),能够进行适于明确把握在普通观察模式下难以观察的血管(表层、中层、深层等各层区域的血管)的行进状态的窄波段观察。通过进行窄波段观察,可以获得对癌症等病变的早期发现有用的信息。

[0065] 图4示出在各观察模式中从光源装置201射出的照射光L的分光强度分布。图4的(a)示出照射光L(普通光)在普通观察模式中的分光强度分布,图4的(b)示出照射光L(特殊光)在特殊观察模式中的分光强度分布。图4所示的分光强度分布的横轴表示波长(nm),纵轴表示照射光L的强度。另外,将纵轴以强度的最大值为1的方式归一化。

[0066] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,在将蓝色荧光体111b插入到光路上之后,对第一光源单元111及第二光源单元112进行发光驱动。

[0067] 从第一光源单元111射出的光的光强度分布D111在波长约为415 nm和波长约为470nm处具有强度峰值。需要注意的是,在本申请中,将该指定波长中强度最高的波长称为峰值波长。例如,当存在两个或更多个强度峰值时,将其中具有最高强度的波长称为峰值波长。这两个波长分别是紫色LED111a射出的光的峰值波长和蓝色荧光体111b发出的荧光的光强度分布的峰值波长。

[0068] 从第二光源单元112射出的光的光强度分布D112在波长约为450 nm和波长约为600nm处具有峰值。这两个波长分别是蓝色LED112a射出的光的峰值波长和黄色荧光体112b发出的荧光的峰值波长。

[0069] 另外,在图4的(a)所示的分光强度分布D111中,紫色LED光与蓝色荧光的峰值强度大致相同,但本实用新型并不限于此。从第一光源单元111射出的紫色LED光与蓝色荧光的强度的比率可以通过变更蓝色荧光体111b的类型和使用量来自由地变更。此外,在图4的(a)所示的分光强度分布D112中,与蓝色LED光相比,黄色荧光的强度的比率更大,但本实用新型并不限于此。从第二光源单元112射出的蓝色LED光与黄色荧光的比率可以通过变更黄色荧光体112b的类型和使用量来自由地变更。

[0070] 此外,图4的(a)所示的分光强度分布D111、D112的强度的最大值一致为1,但本实用新型并不限于此。从各光源单元111、112射出的光的强度比可以根据要观察的被摄体、

拍摄模式、手术人员的习惯任意地进行设定。

[0071] 此外,在图4的(a)中,用虚线示出分色镜131的截止波长 λ_{131} 。分色镜131具有约为520nm的截止波长 λ_{131} ,使比截止波长 λ_{131} 短的波段的光透过,并反射截止波长 λ_{131} 以上的波段的光。因此,在图4的(a)所示的分光强度分布D111中,实线所示的波段的光透过分色镜131,虚线所示的波段的光被分色镜131反射。此外,在图4的(a)所示的分光强度分布D112中,实线所示的截止波长 λ_{131} 以上的波段的光被分色镜131反射,虚线所示的比截止波长 λ_{131} 短的波段的光透过分色镜131。

[0072] 由此,由分色镜131合成从各光源单元111、112射出的光的光路,并且从光源装置201射出从紫外区域(近紫外的一部分)到红色区域具有宽波段的照射光L(普通光)。该照射光L(普通光)的分光强度分布是将图4(a)所示的分光强度分布D111、D112中实线所示的区域合并而得到。通过将照射光L(普通光)照射到被摄体上,能够获得普通的彩色拍摄图像。

[0073] 此外,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,在将蓝色荧光体111b从光路上拔出之后,对第一光源单元111及第二光源单元112进行发光驱动。由此,照射光L(特殊光)中成为血红蛋白的吸光度的峰值的波长415nm附近的光的比率相对变高(即成为窄波段光),能够获得强调表层血管的拍摄图像。此外,从第二光源单元112射出的光包含成为血红蛋白的吸光度的另一峰值的波长550nm附近的光。因此,通过对第一光源单元111以及第二光源单元112进行发光驱动,能够维持强调表层血管的状态,同时提高拍摄图像的亮度。

[0074] 此外,在本实施方式中,通过在光路上插入和拔出蓝色荧光体111b而不使用仅使指定波段的光透过的光学滤波器,可以将照射光L在普通光和特殊光之间进行切换。因此,能够防止未用于观察被摄体的波段的光被光学滤波器切断、第一光源单元的光利用效率降低。

[0075] 进而,假设在使用光学滤波器自从第一光源单元射出的紫色LED光及蓝色的荧光中提取紫色LED光的情况下,只要光学滤波器不具有理想的特性,照射光L中就会混合蓝色的荧光。蓝色的荧光是获得强调表层血管的拍摄图像所不需要的,因此在照射光L中混合蓝色的荧光,表层血管的强调效果降低。与此相对,在本实施方式中,可以在不使用光学滤波器的情况下完全抑制蓝色的荧光,因此能够防止表层血管的强调效果降低。

[0076] 此外,从各光源单元111、112射出的光通过分色镜131合成其光路。此时,从各光源单元111、112射出的光的波段互不相同,因此在由分色镜131合成光路时,能够将光量的损失抑制在最小限度。

[0077] 例如,在特殊观察模式中,如现有技术那样,在使用实质上仅使指定波段的光透过的光学滤波器的情况下,需要无用地发出指定波段以外的光,光源装置的光利用效率低。与此相对,在本实用新型的第一实施方式中,如图4所示,通过分色镜131中的光路合成而未用作照射光L的光(图4中虚线所示区域的光)与用作照射光L的光(图4中实线所示区域的光)相比,其光量小。因此,在本实施方式的光源装置201中,不需要无用地发出未照射到被摄体上的波段的光,并且与现有技术相比能够提高光利用效率。

[0078] 此外,当观察具有较广的空间的部位(例如胃)时,典型地从电子镜100的前端部到被摄体(例如胃壁)的距离远,因此照射到被摄体上的照射光的强度变低。为了获得明亮的拍摄图像,需要用高强度的照射光对被摄体进行照明。本实施方式的光源装置201在特殊观察模式中不使用光学滤波器并且具有高的光利用效率,因此能够提高照射到被摄体上的

照射光的强度。因此,当观察胃等部位时,也能够获得明亮的拍摄图像。

[0079] 另外,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,如图4的(b)所示,分光强度分布D111和D112的峰值强度都一致为1,但本实用新型并不限于此。例如,在特殊观察模式下,也可以以与普通观察模式时相比减小驱动电流并降低强度的方式,对第二光源单元112进行发光驱动。由此,成为血红蛋白的吸光度的峰值的波长415nm附近的强度相对高于其他波段的强度(即成为窄波段光),能够获得更强调表层血管的拍摄图像。

[0080] 另外,在本实施方式中使用的荧光体中,作为例示列举了下述荧光体。作为大分类,可以列举氧化物系荧光体和氮化物系荧光体。

[0081] 《氧化物系荧光体》

[0082] 〈黄色荧光体〉

[0083] 以 $Y_3Al_5O_{12}$ (钇铝氧化物)为基质晶体的黄色荧光体

[0084] 〈绿色荧光体〉

[0085] 以 $Ca_3Sc_2Si_3O_{12}$ (钙钪硅氧化物)为基质晶体而活化Ce的绿色荧光体

[0086] 以 $CaSc_2O_4$ (钙钪氧化物)为基质晶体而活化Ce的绿色荧光体

[0087] 《氮化物系荧光体》

[0088] 〈红色荧光体〉

[0089] 通过将硅氮氧化物(Si_2N_2O)溶解在作为基质晶体而活化Eu的钙铝硅氮化物($CaAlSiN_3$)而得到的红色荧光体

[0090] 〈其他荧光体〉

[0091] 通过向作为基质的陶瓷晶体中添加负责稀土类元素等的发光的微量的金属离子而得到的赛隆荧光体、作为 α 型氮化硅(Si_3N_4)晶体的固溶体的 α -赛隆荧光体、氮化钙铝硅($CaAlSiN_3$)荧光体等

[0092] (第二实施例)

[0093] 接着,对本实用新型第二实施方式涉及的内窥镜用光源装置进行说明。第二实施方式涉及的光源装置与第一实施方式涉及的光源装置201同样地,也在电子内窥镜系统1中使用。

[0094] 图5是概念性地仅示出第二实施方式涉及的光源装置202中的光源单元及分色镜的框图。光源装置202包括第一光源单元211、第二光源单元212及第一分色镜231。各光源单元211、212分别由省略图示的第一光源驱动电路、第二光源驱动电路单独地进行发光控制。

[0095] 如图5所示,第一光源单元211具有射出紫色波段(例如,波长为395~435nm)的光的紫色LED211a和蓝色荧光体211b。蓝色荧光体211b被从紫色LED211a射出的紫色LED光激发,发出蓝色波段(例如,波长为430~550nm)的荧光。蓝色荧光体211b由未图示的荧光体插拔机构支撑为可相对于从紫色LED211a射出的紫色LED光的光路插入和拔出。另外,蓝色荧光体211b与紫色LED211a分开,因此在图5中,蓝色荧光体211b和紫色LED211a用不同的框示出。

[0096] 此外,如图5所示,第二光源单元212具有射出蓝色波段(例如,波长为420~480nm)的光的蓝色LED、绿色荧光体及红色荧光体。绿色荧光体被从蓝色LED射出的蓝色LED光激发,发出绿色波段(例如,波长为510~630nm)的荧光。红色荧光体被从蓝色LED射出的蓝色

LED光激发,发出红色波段(例如,波长为550~750nm)的荧光。另外,绿色荧光体和红色荧光体可以沿蓝色LED光的射出方向并列配置,也可以沿与蓝色LED光的射出方向垂直的方向并列配置。此外,绿色荧光体和红色荧光体也可以将其材料混合而形成成为一个荧光体。

[0097] 在各光源单元211、212的射出方向的前方分别配置有省略图示的准直透镜。从第一光源单元211射出的光通过准直透镜转换为平行光,并入射到分色镜231。此外,从第二光源单元212射出的光通过准直透镜转换为平行光,并入射到分色镜231。分色镜231合成从第一光源单元211射出的光的光路和从第二光源单元212射出的光的光路。由分色镜231合成光路的光作为照射光L从光源装置202射出。

[0098] 图6是与图4相同的图,示出在各观察模式中从光源装置202射出的照射光L的分光强度分布。

[0099] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,在将蓝色荧光体211b插入到光路上之后,对第一光源单元211和第二光源单元212两者进行发光驱动。

[0100] 从第一光源单元211射出的光的光强度分布D211在波长约为415 nm和波长约为470nm处具有峰值。这两个波长分别是紫色LED211a射出的光的峰值波长和蓝色荧光体211b发出的荧光的峰值波长。

[0101] 从第二光源单元212射出的光的光强度分布D212在波长约为450 nm、550nm、650nm处具有峰值。这三个波长分别是蓝色LED光、绿色荧光体发出的荧光和红色荧光体发出的荧光的峰值波长。

[0102] 此外,在图6(a)中,用虚线示出分色镜231的截止波长 λ_{231} 。分色镜231具有约为510nm的截止波长 λ_{231} ,使比截止波长 λ_{231} 短的波段的光透过,并反射截止波长 λ_{231} 以上的波段的光。因此,在图6(a)所示的分光强度分布D211中,实线所示的波段的光透过分色镜231,虚线所示的波段的光被分色镜231反射。此外,在图6(a)所示的分光强度分布D212中,实线所示的波段的光被分色镜231反射,虚线所示的波段的光透过分色镜231。

[0103] 由此,由分色镜231合成从各光源单元211、212射出的光的光路,并且从光源装置202射出从紫外区域(近紫外的一部分)到红色区域具有宽波段的照射光L(普通光)。该照射光L(普通光)的分光强度分布是将图6的(a)所示的分光强度分布D211、D212中实线所示的区域合并而得到。通过将照射光L(普通光)照射到被摄体上,能够获得普通的彩色拍摄图像。

[0104] 此外,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,在将蓝色荧光体211b从光路上拔出之后,对第一光源单元211及第二光源单元212两者进行发光驱动。由此,照射光L(特殊光)中成为血红蛋白的吸光度的峰值的波长415nm附近的光的比率相对变高(即成为窄波段光),能够获得强调表层血管的拍摄图像。

[0105] 此外,第二光源单元212具有绿色荧光体和红色荧光体这两个荧光体。因此,与第二光源单元212具有一个荧光体的情况相比,电子内窥镜系统1处于普通观察模式时的照射光L(普通光)的分光强度分布在可见区域中接近平坦。由此,可以在普通观察模式中,用接近自然白光的照射光L(普通光)对被摄体进行照明。

[0106] (第三实施例)

[0107] 接着,对本实用新型第三实施方式涉及的内窥镜用光源装置进行说明。第三实施方式涉及的光源装置与第一实施方式的光源装置201同样地,也在电子内窥镜系统1中使

用。

[0108] 图7是概念性地仅示出第三实施方式涉及的光源装置203中的光源单元及分色镜的框图。光源装置203包括第一光源单元311、第二光源单元312、第三光源单元313、第一分色镜331及第二分色镜332。各光源单元311~313分别由省略图示的第一光源驱动电路~第三光源驱动电路单独地进行发光控制。

[0109] 如图7所示,第三实施方式涉及的光源装置203是将第三光源单元313及第二分色镜332追加到第一实施方式涉及的光源装置201的结构。此外,第一光源单元311、第二光源单元312、分色镜331的特性分别与第一实施方式的第一光源单元111、第二光源单元112、分色镜131的特性相同。第三光源单元313是射出红色波段(例如,波长为620~680nm)的光的红色LED。分色镜332的截止波长 λ_{332} 为630nm。分色镜332使比截止波长短的波段的光透过,并反射截止波长以上的波段的光。

[0110] 图8是与图4相同的图,示出在各观察模式中从光源装置203射出的照射光L的分光强度分布。

[0111] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,在将蓝色荧光体311b插入到光路上之后,对第一光源单元311~第三光源单元313进行发光驱动。如图8的(a)所示,第三实施方式中的照射光L的分光强度分布将红色LED313的分光强度分布D313追加到第一实施方式中的照射光L。但是,与第一实施方式不同,第三实施方式的光源装置203具有分色镜332,因此从第二光源单元312射出的光中波长为分色镜332的截止波长 λ_{332} (630 nm)以上的光的光路未由分色镜332合成,并且未作为照射光L射出。此外,从第三光源单元313射出的光中波长比截止波长 λ_{332} 短的光的光路未由分色镜332合成,并且未作为照射光L射出。

[0112] 第三实施方式的光源装置203具有红色LED313。因此,与不具有红色LED313的结构相比,电子内窥镜系统1处于普通观察模式时的照射光L(普通光)的分光强度分布在可见区域中接近平坦。由此,能够在普通观察模式中,用接近自然白光的照射光L(普通光)对被摄体进行照明。

[0113] 此外,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,在将蓝色荧光体211b从光路上拔出之后,对第一光源单元311及第二光源单元312进行发光驱动,而不对第三光源单元313进行发光驱动。由此,照射光L(特殊光)中成为血红蛋白的吸光度的峰值的波长415nm附近的光的比率相对变高(即成为窄波段光),能够获得强调表层血管的拍摄图像。

[0114] 此外,第三实施方式的光源装置203具有波段不同且能够分别单独进行发光控制的三个光源单元311~313。因此,通过从三个光源单元311~313中选择进行发光驱动的光源单元并单独控制发光驱动时的驱动电流,能够精细地控制照射光L的分光强度分布。

[0115] (第四实施方式)

[0116] 接着,对本实用新型第四实施方式涉及的内窥镜用光源装置进行说明。第四实施方式涉及的光源装置与第一实施方式涉及的光源装置201同样地,也在电子内窥镜系统1中使用。

[0117] 图9是概念性地仅示出第四实施方式涉及的光源装置204中的光源单元及分色镜的框图。光源装置204包括第一光源单元411、第二光源单元412、第三光源单元413、第一分色镜431及第二分色镜432。各光源单元411~413分别由省略图示的第一光源驱动电路~第三光源驱动电路单独地进行发光控制。

[0118] 如图9所示,第四实施方式涉及的光源装置204将第三实施方式涉及的光源装置203中的第二光源单元312替换为不具有荧光体的LED。第二光源单元412是射出绿色波段(例如,波长为520~580nm)的光的绿色LED。另外,第一光源单元411、第三光源单元413及第一分色镜431、第二分色镜432的特性不必与第三实施方式的第一光源单元311、第三光源单元313及第一分色镜331、第二分色镜332的特性相同。

[0119] 图10是与图4相同的图,示出在各观察模式中从光源装置204射出的照射光L的分光强度分布。

[0120] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,在将蓝色荧光体411b插入到光路上之后,对第一光源单元311~第三光源单元313进行发光驱动。

[0121] 从第一光源单元411射出的光的光强度分布D411在波长约为415 nm和波长约为470nm处具有峰值。这两个波长分别是紫色LED411a射出的光的峰值波长和蓝色荧光体411b发出的荧光的峰值波长。从第二光源单元412射出的光的光强度分布D412具有以约550nm为峰值波长的强度分布。从第三光源单元413射出的光的光强度分布D413具有以约640nm为峰值波长的强度分布。

[0122] 此外,在图10的(a)中,用虚线示出各分色镜431、432的截止波长 λ_{431} 、 λ_{432} 。截止波长 λ_{431} 、 λ_{432} 分别为510nm、590nm。任何分色镜431、432都使比截止波长短的波段的光透过,并反射截止波长以上的波段的光。通过这些分色镜431、432,从各光源单元411~413射出的光的光路被合成并作为照射光L(普通光)射出。通过将照射光L(普通光)照射到被摄体上,能够获得普通的彩色拍摄图像。

[0123] 此外,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,在将蓝色荧光体411b从光路上拔出之后,对第一光源单元411和第二光源单元412进行发光驱动,而不对第三光源单元413进行发光驱动。由此,照射光L(特殊光)中成为血红蛋白的吸光度的峰值的波长415nm附近的光的比率相对变高(即成为窄波段光),能够获得强调表层血管的拍摄图像。

[0124] (第五实施方式)

[0125] 接着,对本实用新型第五实施方式涉及的内窥镜用光源装置进行说明。第五实施方式涉及的光源装置与第一实施方式涉及的光源装置201同样地,也在电子内窥镜系统1中使用。

[0126] 图11是概念性地仅示出第五实施方式涉及的光源装置205中的光源单元及分色镜的框图。光源装置205包括第一光源单元511、第二光源单元512及第一分色镜531。各光源单元511、512分别由省略图示的第一光源驱动电路、第二光源驱动电路单独地进行发光控制。

[0127] 如图11所示,第一光源单元511具有荧光体LED511a和蓝色荧光体511b。荧光体LED511a具有射出紫色波段(例如,波长为395~435nm)的光的紫色LED和安装在该紫色LED的发光面上的绿色荧光体。绿色荧光体被从紫色LED射出的紫色LED光激发,发出绿色波段(例如,波长为510~630nm)的荧光。蓝色荧光体511b被从紫色LED射出的紫色LED光激发,发出蓝色波段(例如,波长为430~550nm)的荧光。蓝色荧光体511b由未图示的荧光体插拔机构支撑为可相对于从荧光体LED511a射出的光的光路插入和拔出。

[0128] 此外,如图11所示,第二光源单元512是射出红色波段(例如,波长为620~680nm)的光的红色LED。分色镜531合成从第一光源单元511射出的光的光路和从第二光源单元512射出的光的光路。由分色镜531合成光路的光作为照射光L从光源装置205射出。

[0129] 图12是与图4相同的图,示出在各观察模式中从光源装置205射出的照射光L的分光强度分布。

[0130] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,在将蓝色荧光体511b插入到光路上之后,对第一光源单元511、第二光源单元512进行发光驱动。

[0131] 从第一光源单元511射出的光的光强度分布D511在波长约为415 nm、470nm、550nm处具有峰值。这三个波长分别是紫色LED射出的紫色LED光、蓝色荧光体511b发出的荧光和绿色荧光体发出的荧光的峰值波长。从第二光源单元512射出的光的光强度分布D512具有以约650 nm的波长为峰值波长的强度分布。

[0132] 此外,在图12的(a)中,用虚线示出分色镜531的截止波长 λ_{531} 。截止波长 λ_{531} 为620nm。分色镜531使比截止波长短的波段的光透过,并反射截止波长以上的波段的光。通过该分色镜531,从第一光源单元511及第二光源单元512射出的光的光路被合成并作为照射光L射出。通过将照射光L(普通光)照射到被摄体上,能够获得普通的彩色拍摄图像。

[0133] 此外,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,在将蓝色荧光体511b从光路上拔出之后,仅对第一光源单元511进行发光驱动,而不对第二光源单元512进行发光驱动。由此,照射光L(特殊光)中成为血红蛋白的吸光度的峰值的波长415nm附近的光的比率相对变高(即成为窄波段光),能够获得强调表层血管的拍摄图像。

[0134] 另外,在第五实施方式中,第一光源单元511的绿色荧光体安装在紫色LED的发光面上,但本实用新型并不限于此。例如,第一光源单元511的绿色荧光体也可以插入拔出地配置在从紫色LED射出的光的光路上。在这种情况下,在电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,通过将绿色荧光体插入到光路上或从光路上拔出,能够变更照射到被摄体上的照射光L的分光强度特性。

[0135] (第六实施方式)

[0136] 接着,对本实用新型第六实施方式涉及的内窥镜用光源装置进行说明。第六实施方式涉及的光源装置与第一实施方式涉及的光源装置201同样地,也在电子内窥镜系统1中使用。

[0137] 图13是概念性地仅示出第六实施方式涉及的光源装置206中的光源单元及分色镜的框图。光源装置206包括第一光源单元611、第二光源单元612及第一分色镜631。各光源单元611、612分别由省略图示的第一光源驱动电路、第二光源驱动电路单独地进行发光控制。

[0138] 如图13所示,第一光源单元611具有荧光体LED611a和红色荧光体611b。荧光体LED611a具有射出蓝色波段(例如,波长为430~490nm)的光的蓝色LED和安装在该蓝色LED的发光面上的绿色荧光体。绿色荧光体被从蓝色LED射出的蓝色LED光激发,发出绿色波段(例如,波长为510~630nm)的荧光。红色荧光体611b被从蓝色LED射出的蓝色LED光激发,发出红色波段(例如,波长为550~750nm)的荧光。红色荧光体611b由未图示的荧光体插拔机构支撑为可相对于从荧光体LED611a射出的光的光路插入和拔出。

[0139] 此外,如图13所示,第二光源单元612是射出紫色波段(例如,波长为395~435nm)的光的紫色LED。分色镜631合成从第一光源单元611射出的光的光路和从第二光源单元612射出的光的光路。由分色镜631合成光路的光作为照射光L从光源装置206射出。

[0140] 图14是与图4相同的图,示出在各观察模式中从光源装置206射出的照射光L的分光强度分布。

[0141] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,在将红色荧光体611b插入到光路上之后,对第一光源单元611、第二光源单元612进行发光驱动。

[0142] 从第一光源单元611射出的光的分光强度分布D611在波长约为460 nm、550nm、650nm处具有峰值。这三个波长分别是荧光体LED611a 射出的蓝色LED光和绿色的荧光、红色荧光体611b发出的荧光的分光强度分布的峰值。从第二光源单元612射出的光的分光强度分布D612具有以约415nm为峰值的强度分布。

[0143] 此外,在图14的(a)中,用虚线示出分色镜631的截止波长 λ_{631} 。截止波长 λ_{631} 为440nm。分色镜631使比截止波长短的波段的光透过,并反射截止波长以上的波段的光。通过该分色镜631,从第一光源单元611 及第二光源单元612射出的光的光路被合成并作为照射光L射出。通过将该照射光L(普通光)照射到被摄体上,能够获得普通的彩色拍摄图像。

[0144] 此外,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,在将红色荧光体 611b从光路上拔出之后,对第一光源单元611及第二光源单元612进行发光驱动。由此,照射光L(特殊光)中成为血红蛋白的吸光度的峰值的波长415nm附近的光的比率相对变高(即成为窄波段光),能够获得强调表层血管的拍摄图像。

[0145] (第七实施方式)

[0146] 接着,对本实用新型第七实施方式涉及的内窥镜用光源装置进行说明。第七实施方式涉及的光源装置与第一实施方式涉及的光源装置201同样地,也在电子内窥镜系统1中使用。

[0147] 图15是概念性地仅示出第七实施方式涉及的光源装置207中的光源单元的框图。光源装置207包括光源单元711。光源单元711由省略图示的光源驱动电路进行发光控制。

[0148] 如图15所示,光源单元711具有荧光体LED711a、蓝色荧光体711b 及红色荧光体711c。荧光体LED711a具有射出紫色波段(例如,波长为 395~435nm)的光的紫色LED和安装在紫色LED的发光面上的绿色荧光体。该绿色荧光体被从紫色LED射出的紫色LED光激发,发出绿色波段(例如,波长为510~630nm)的荧光。

[0149] 蓝色荧光体711b被从紫色LED射出的紫色LED光激发,发出蓝色波段(例如,波长为430~550nm)的荧光。红色荧光体711c被从紫色LED 射出的紫色LED光激发,发出红色波段(例如,波长为550~750nm)的荧光。蓝色荧光体711b及红色荧光体711c通过未图示的荧光体插拔机构,单独地插入到从荧光体LED711a射出的光的光路中或从该光路中拔出。

[0150] 图16是与图4相同的图,示出在各观察模式中从光源装置207射出的照射光L的分光强度分布。

[0151] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,在将蓝色荧光体711b及红色荧光体711c插入到光路上之后,对光源单元711进行发光驱动。

[0152] 从光源单元711射出的光的分光强度分布D711在波长约为415nm、470nm、550nm、650nm处具有峰值。这四个波长分别是荧光体LED711a 射出的紫色LED光、蓝色荧光体711b发出的荧光、荧光体LED711a的绿色荧光体发出的荧光、红色荧光体711c发出的荧光的峰值波长。从光源单元711射出的光作为照射光L(普通光)照射到被摄体上。由此,能够获得普通的彩色拍摄图像。

[0153] 此外,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,在将蓝色荧光体711b及红色荧光体711c从光路上拔出之后,对光源单元711进行发光驱动。由此,照射光L(特殊光)中成为血

红蛋白的吸光度的峰值的波长415 nm附近的光的比率相对变高(即成为窄波段光),能够获得强调表层血管的拍摄图像。

[0154] 此外,第七实施方式的光源装置207仅有一个光源单元,因此可以简化光源装置207的结构。此外,光源单元711具有红色、蓝色、绿色这三个荧光体。与从LED射出的光相比,荧光体具有较宽的波段。因此,与光源单元711具有一个或两个荧光体的情况相比,电子内窥镜系统1处于普通观察模式时的照射光L(普通光)的分光强度分布在可见区域中接近平坦。由此,能够用接近自然白光的照射光L(普通光)对被摄体进行照明。

[0155] 以上是本实用新型的示例性实施方式的说明。本实用新型的实施方式并不限于上述说明的实施方式,可以在本实用新型的技术思想的范围内进行各种变形。例如,将说明书中例示性地明示的实施方式等或显而易见的实施方式等适当组合而成的内容也包含在本实用新型的实施方式中。例如,在上述各实施方式中,将LED假定为固体发光元件。本实用新型并不限于此,也可以采用LD(Laser Diode:激光二极管)作为固体发光元件。

[0156] 图17示出在第四实施方式的变形例中从光源装置204射出的照射光L的分光强度分布。在本变形例中,有四种观察模式(普通观察模式、第一特殊观察模式、第二特殊观察模式、第三特殊观察模式)。图17的(a)示出普通观察模式中的照射光L(普通光)的分光强度分布,图17的(b)示出第一特殊观察模式中的照射光L(特殊光)的分光强度分布,图17的(c)示出第二特殊观察模式中的照射光L(特殊光)的分光强度分布,图17的(d)示出第三特殊观察模式中的照射光L(特殊光)的分光强度分布。图17所示的分光强度分布的横轴表示波长(nm),纵轴表示照射光L的强度。另外,将纵轴以强度的最大值为1的方式归一化。

[0157] 普通观察模式时的操作与使用图9及图10说明的第四实施方式相同。因此,在普通观察模式时,射出具有与图10的(a)相同的分光特性的照射光L(普通光)。通过将该照射光L(普通光)照射到被摄体上,能够获得普通的彩色拍摄图像。

[0158] 当电子内窥镜系统1处于第一特殊观察模式时,在将蓝色荧光体411b从光路上拔出之后,对第一光源单元411进行发光驱动,而不对第二光源单元412及第三光源单元413进行发光驱动。由此,照射光L(特殊光)中成为血红蛋白吸光度的峰值的波长415nm附近的光的比率相对变高(即,成为仅在波长415nm附近具有峰值的窄波段光),能够获得主要强调表层血管的拍摄图像。

[0159] 当电子内窥镜系统1处于第二特殊观察模式时,在将蓝色荧光体411b从光路上拔出之后,对第二光源单元412进行发光驱动,而不对第一光源单元411及第三光源单元413进行发光驱动。由此,照射光L(特殊光)中成为血红蛋白吸光度的峰值的波长550nm附近的光的比率相对变高(即成为仅在波长550nm附近具有峰值的窄波段光),能够获得主要强调中层血管的拍摄图像。

[0160] 当电子内窥镜系统1处于第三特殊观察模式时,在将蓝色荧光体411b从光路上拔出之后,对第三光源单元413进行发光驱动,而不对第一光源单元411及第二光源单元412进行发光驱动。由此,照射光L(特殊光)中成为血红蛋白吸光度的峰值的波长650nm附近的光的比率相对变高(即成为仅在波长650nm附近具有峰值的窄波段光),能够获得主要强调深层血管的拍摄图像。

[0161] 如此,在本变形例中,在第一特殊观察模式中,能够获得主要强调表层血管的拍摄图像,在第二特殊观察模式中,能够获得主要强调中层血管的拍摄图像,在第三特殊观察模

式中,能够获得主要强调深层血管的拍摄图像。即,在本变形例中,通过切换第一~第三各特殊观察模式,能够观察重点强调所期望的层域(在第一特殊观察模式下为表层,在第二特殊观察模式下为中层,在第三特殊观察模式下为深层)的血管的图像。

[0162] 在第七实施方式中,在普通观察模式时将蓝色荧光体711b及红色荧光体711c插入到光路上,在特殊观察模式时将蓝色荧光体711b及红色荧光体711c从光路中拔出。因此,在第七实施方式中,蓝色荧光体711b及红色荧光体711c根据观察模式进行相同的插入和拔出操作(链接的操作)。与此相对,在第七实施方式的变形例中,蓝色荧光体711b及红色荧光体711c根据观察模式不进行相同的插入和拔出操作,而进行其他的插入和拔出操作。

[0163] 具体而言,在第七实施方式的变形例中,还追加了两种特殊观察模式(第一及第二特殊观察模式)。在第一特殊观察模式时,在将蓝色荧光体711b从光路上拔出之后,对荧光体LED711a及红色荧光体711c进行发光驱动。另一方面,在第二特殊观察模式时,在将红色荧光体711c从光路上拔出之后,对荧光体LED711a及蓝色荧光体711b进行发光驱动。即,在本变形例中,被从荧光体LED711a射出的光激发的多个荧光体(蓝色荧光体711b、红色荧光体711c)并列配置在荧光体LED711a的光路上,并且各荧光体根据观察模式进行其他的插入和拔出操作(在插入蓝色荧光体711b时拔出红色荧光体711c,在插入红色荧光体711c时拔出蓝色荧光体711b)。

[0164] 在上述实施方式涉及的电子内窥镜系统中,采用使用特殊光(窄波段光)生成并显示强调血管的窄波段观察图像的结构,但在其他实施方式涉及的电子内窥镜系统中,也可以采用基于用波长区域不同的光拍摄的多个图像定量地分析被摄体的生物体信息(具体而言是氧饱和度)而使其图像化的结构。

[0165] 图18示出另一实施方式涉及的光源装置208的框图。为了方便起见,基于第一实施方式,对另一实施方式进行说明。如图18所示,光源装置208为如下结构:相对于第一实施方式涉及的光源装置201,由第二光源单元112'代替第二光源单元112,并且追加了旋转式转台400及滤波器旋转机构430。

[0166] 图19是概念性地仅示出其他实施方式涉及的光源装置208中的光源单元、分色镜及旋转式转台的框图。第二光源单元112'具有蓝色LED112a,而不具有黄色荧光体112b。

[0167] 图20是示出旋转式转台400的结构的图。如图20所示,构成滤波器旋转机构430的DC电机的电机轴432被压配在形成于旋转式转台400的中心的轴承孔中。旋转式转台400由滤波器旋转机构430枢轴支撑为可围绕电机轴432进行旋转操作。另外,滤波器旋转机构430采用公知的结构,因此这里省略关于滤波器旋转机构430的详细说明。

[0168] 在旋转式转台400上,沿周向并列形成有四个开口。各不相同的荧光体埋设在各开口中。具体而言,埋设有黄色荧光体112b'、第一氧饱和度观察用荧光体Fs1、第二氧饱和度观察用荧光体Fs2、窄波段观察用荧光体Fs3。在另一实施方式中,通过使用旋转式转台400,除了显示根据普通观察模式的普通观察图像及根据特殊观察模式的窄波段观察图像之外,还能够显示根据氧饱和度观察模式的氧饱和度分布图像。

[0169] 这里,对血红蛋白的分光特性和本实施方式中的氧饱和度的计算原理进行说明。

[0170] 图21示出550nm附近的血红蛋白的吸收光谱。血红蛋白在550nm附近具有源自卟啉的被称为Q带的强吸收带。血红蛋白的吸收光谱根据氧饱和度(所有血红蛋白中氧化血红蛋白所占的比例)而变化。图21中实线的波形表示氧饱和度为100%时的(即,氧化血红蛋白

Hb0的)吸收光谱,长虚线的波形表示氧饱和度为0%时的(即,还原血红蛋白Hb的)吸收光谱。此外,短虚线表示其中间氧饱和度(10、20、30、...90%)下的血红蛋白(氧化血红蛋白和还原血红蛋白的混合物)的吸收光谱。

[0171] 如图21所示,在Q段中,氧化血红蛋白和还原血红蛋白具有互不相同的峰值波长。具体而言,氧化血红蛋白在波长542nm附近具有吸收峰 P1,在波长578nm附近具有吸收峰 P3。另一方面,还原血红蛋白在558nm 附近具有吸收峰P2。图21是各组分(氧化血红蛋白、还原血红蛋白)的浓度之和为恒定的两组分系的吸收光谱,因此出现吸收为恒定而与各组分的浓度(即氧饱和度)无关的等吸收点E1、E2、E3、E4。

[0172] 在以下的说明中,将由等吸收点E1和E2夹着的波长区域标记为“波长区域R1”,将由等吸收点E2和E3夹着的波长区域标记为“波长区域 R2”,将由等吸收点E3和E4夹着的波长区域标记为“波长区域R3”。此外,将由等吸收点E1和E4夹着的波长区域(即波长区域R1、R2及R3 的组合)标记为“波长区域R0”。

[0173] 另外,波长区域R0为528nm~584nm。波长区域R2为546nm~570nm。

[0174] 如图21所示,在相邻的等吸收点之间,相对于氧饱和度,吸收单调地增加或减少。此外,在相邻的等吸收点之间,血红蛋白的吸收相对于氧饱和度大致线性地变化。

[0175] 具体而言,波长区域R1、R3中的血红蛋白的吸收 A_{R1} 、 A_{R3} 相对于氧化血红蛋白的浓度(氧饱和度)线性地单调增加,波长区域R2中的血红蛋白的吸收 A_{R2} 相对于还原血红蛋白的浓度(1-氧饱和度)线性地单调增加。因此,由下式(1)定义的指标X相对于氧化血红蛋白的浓度(氧饱和度)线性地单调增加。

[0176] (式1)

$$[0177] \quad X = (A_{R1} + A_{R3}) - A_{R2}$$

[0178] 因此,如果预先通过实验获取氧饱和度与指标X的定量关系,则可以根据指标X的值计算氧饱和度。

[0179] 第一氧饱和度观察用荧光体Fs1是被从蓝色LED112a射出的光激发的荧光体,发出550nm波段的荧光。如图21所示,第一氧饱和度观察用荧光体Fs1发出从等吸收点E1到E4的波长区域(即,波长区域R0)的荧光,而不发出除此以外的波长区域的荧光。第二氧饱和度观察用荧光体 Fs2是被从蓝色LED112a射出的光激发的荧光体,发出从等吸收点E2到 E3的波长区域(即,波长区域R2)的荧光,而不发出除此以外的波长区域的荧光。

[0180] 黄色荧光体112b' 是被从蓝色LED112a射出的光激发的荧光体,发出与黄色荧光体112b相同的荧光。窄波段观察用荧光体Fs3对指定的生物体组织(主要是深层血管)发出吸光度高的650nm波段(630~650nm) 的荧光,而不发出除此以外的波长区域的荧光。

[0181] 另外,在其他实施方式中,也可以包括其他颜色的LED(紫色LED、绿色LED等)来代替蓝色LED112a。在这种情况下,第一氧饱和度观察用荧光体Fs1通过由上述其他颜色LED射出的光,发出波长区域R0的荧光。第二氧饱和度观察用荧光体Fs2通过由上述其他颜色LED射出的光,发出波长区域R2的荧光。黄色荧光体112b' 通过由上述其他颜色的LED 射出的光,发出与黄色荧光体112b相同的荧光。

[0182] 如此,在旋转式转台400上配置有分别具有不同发光特性的多个荧光体(黄色荧光体112b'、第一氧饱和度观察用荧光体Fs1、第二氧饱和度观察用荧光体Fs2、窄波段观察用荧光体Fs3)。

[0183] 在普通观察模式时,在将蓝色荧光体111b插入到光路上之后,对第一光源单元111及第二光源单元112'进行发光驱动,并且在黄色荧光体112b'位于照射光L的光路上的状态下使旋转式转台400停止。因此,在普通观察模式时,射出具有与第一实施方式相同的分光特性(参照图4的(a))的照射光L(普通光)。通过将该照射光L(普通光)照射到被摄体上,能够获得普通的彩色拍摄图像。

[0184] 在特殊观察模式时,在将蓝色荧光体111b从光路中拔出之后,对第一光源单元111及第二光源单元112'进行发光驱动,并且在黄色荧光体112b'位于照射光L的光路上的状态下使旋转式转台400停止。因此,在特殊观察模式时,也射出具有与第一实施方式相同分光特性(参照图4的(b))的照射光L(普通光)。由此,照射光L(特殊光)中成为血红蛋白的吸光度的峰值的波长415nm附近的光的比率相对变高(即成为窄波段光),能够获得主要强调表层血管的拍摄图像。

[0185] 在氧饱和度观察模式时,在将蓝色荧光体111b从光路中拔出之后,对第一光源单元111及第二光源单元112'进行发光驱动,并且通过滤波器旋转机构430以每四帧旋转一次的周期来旋转驱动旋转式转台400,使得黄色荧光体112b'、第一氧饱和度观察用荧光体Fs1、第二氧饱和度观察用荧光体Fs2、窄波段观察用荧光体Fs3等各荧光体在与帧速率同步(与成像周期同步)的定时顺次插入到照射光L的光路上。另外,在氧饱和度观察模式时,也可以不对第一光源单元111进行发光驱动。

[0186] 在旋转式转台400上形成有通孔402。系统控制器21基于构成滤波器旋转机构430的光断路器434对通孔402的检测定时,检测并调整旋转式转台400的旋转相位。由此,在氧饱和度观察模式期间,旋转式转台400以恒定速度(以每四帧旋转一次的周期)被旋转驱动。

[0187] 由此,将与黄色荧光体112b'、第一氧饱和度观察用荧光体Fs1、第二氧饱和度观察用荧光体Fs2、窄波段观察用荧光体Fs3等各荧光体对应的照射光L(荧光)顺次照射到被摄体上。因此,将与经由黄色荧光体112b'、第一氧饱和度观察用荧光体Fs1、第二氧饱和度观察用荧光体Fs2、窄波段观察用荧光体Fs3等各荧光体的照射光L对应的图像信号,顺次输入到后级信号处理电路28中。

[0188] 后级信号处理电路28使用上述式(1),根据从图像存储器27输入的与第一氧饱和度观察用荧光体Fs1对应的图像信号及与第二氧饱和度观察用荧光体Fs2对应的图像信号计算指标X。

[0189] 在后级信号处理电路28所包括的非易失性存储器(未图示)中,存储有表示预先通过实验获取的血红蛋白的氧饱和度与指标X的值的定量关系的数值表。后级信号处理电路28参照该数值表,获取与使用上述式(1)计算出的指标X的值对应的氧饱和度 $SatO_2(x,y)$ 。后级信号处理电路28生成图像数据(氧饱和度分布图像数据),该图像数据将获取的氧饱和度 $SatO_2(x,y)$ 乘以规定常数而得到的值作为各像素(x,y)的像素值。

[0190] 此外,后级信号处理电路28使用与从图像存储器27输入的窄波段观察用荧光体Fs3对应的图像信号,生成窄波段观察图像数据。

[0191] 后级信号处理电路28将氧饱和度分布图像数据转换为规定的视频格式信号。转换后的视频格式信号被输出到监视器300。由此,在监视器300的显示屏幕上显示氧饱和度分布图像。

[0192] 在另一实施方式中,在不使用光学滤波器等减光机构的情况下,获得氧饱和度分布图像。因此,与使用减光机构的情况相比,光利用效率提高。

[0193] 除了氧饱和度分布图像数据之外,后级信号处理电路28还可以将窄波段观察图像数据转换为规定的视频格式信号。在这种情况下,在监视器 300的显示屏幕上,除了显示氧饱和度分布图像之外还显示窄波段观察图像。

[0194] 另外,关于定量地分析氧饱和度而使其图像化的技术,其更具体的例示例如公开在国际公开第2014/192781号手册中。

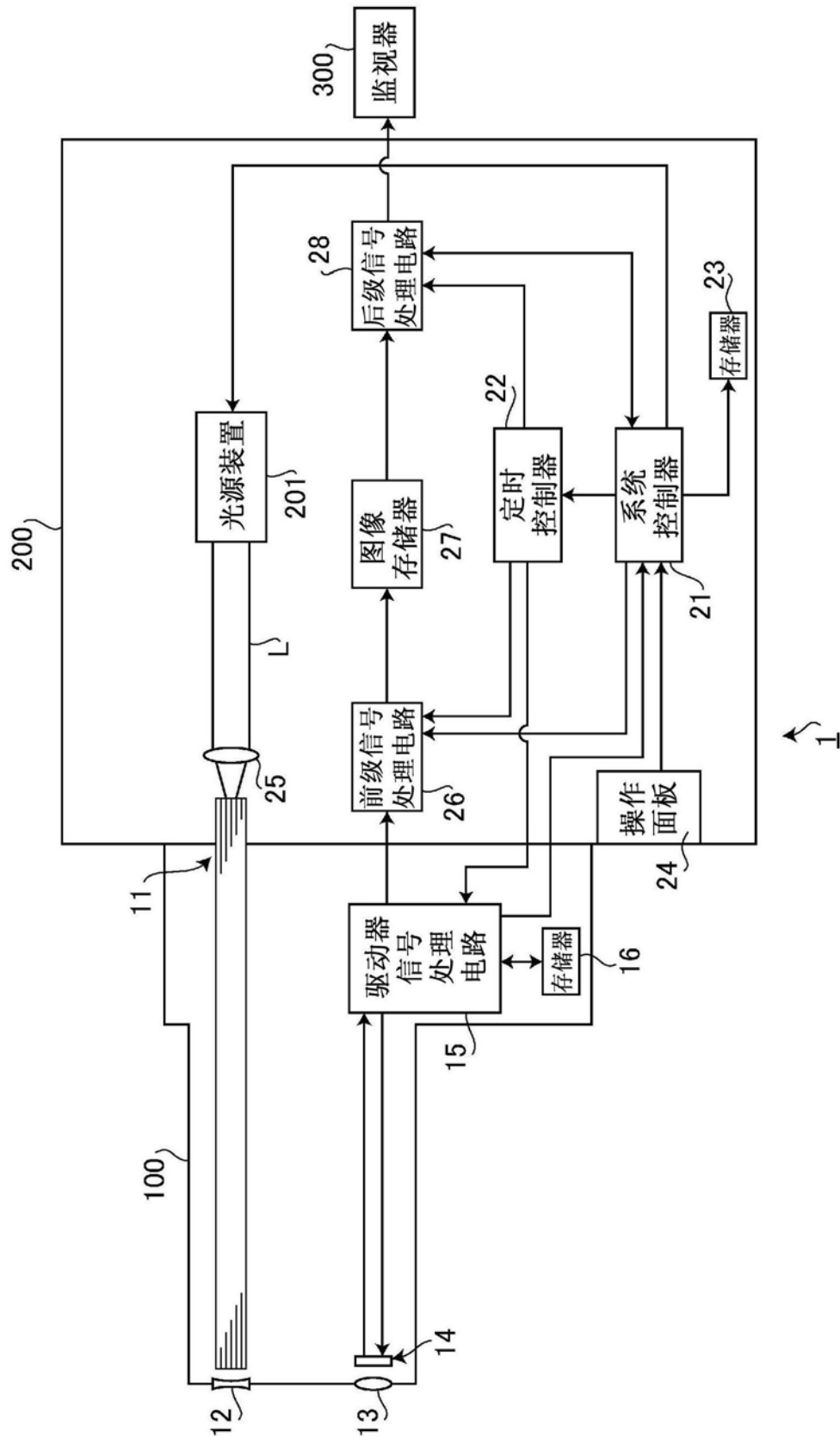


图1

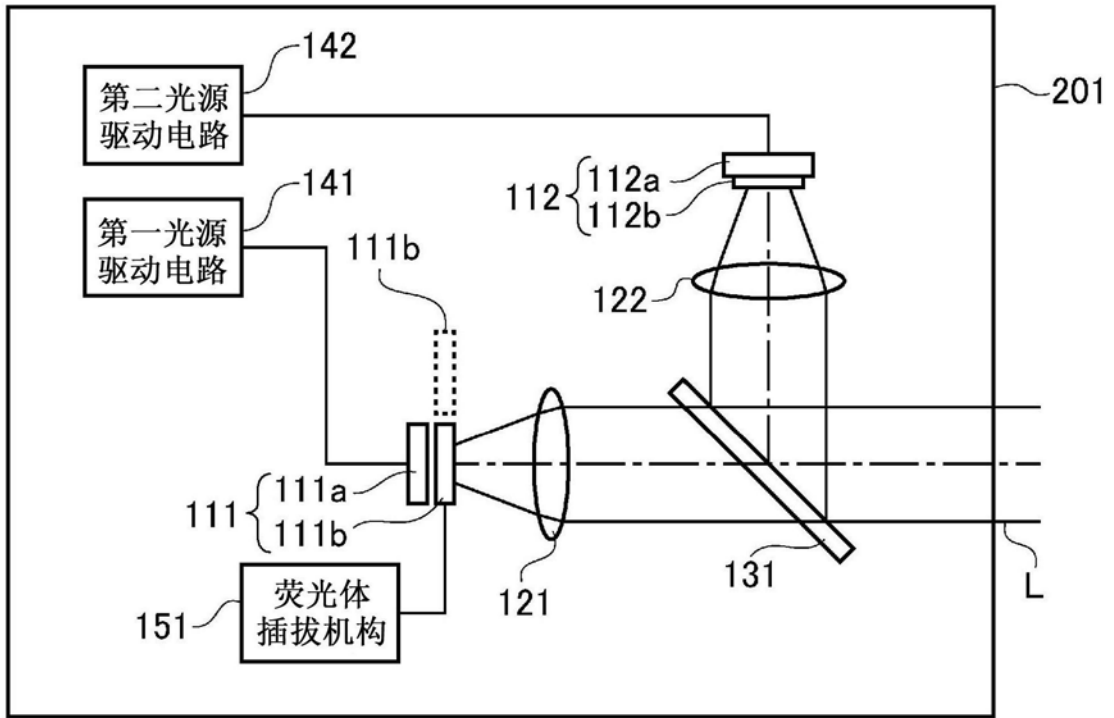


图2

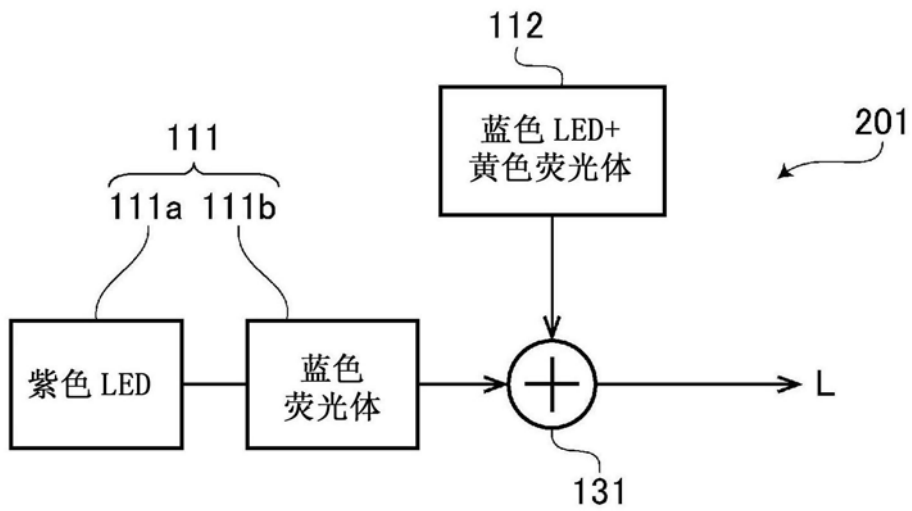


图3

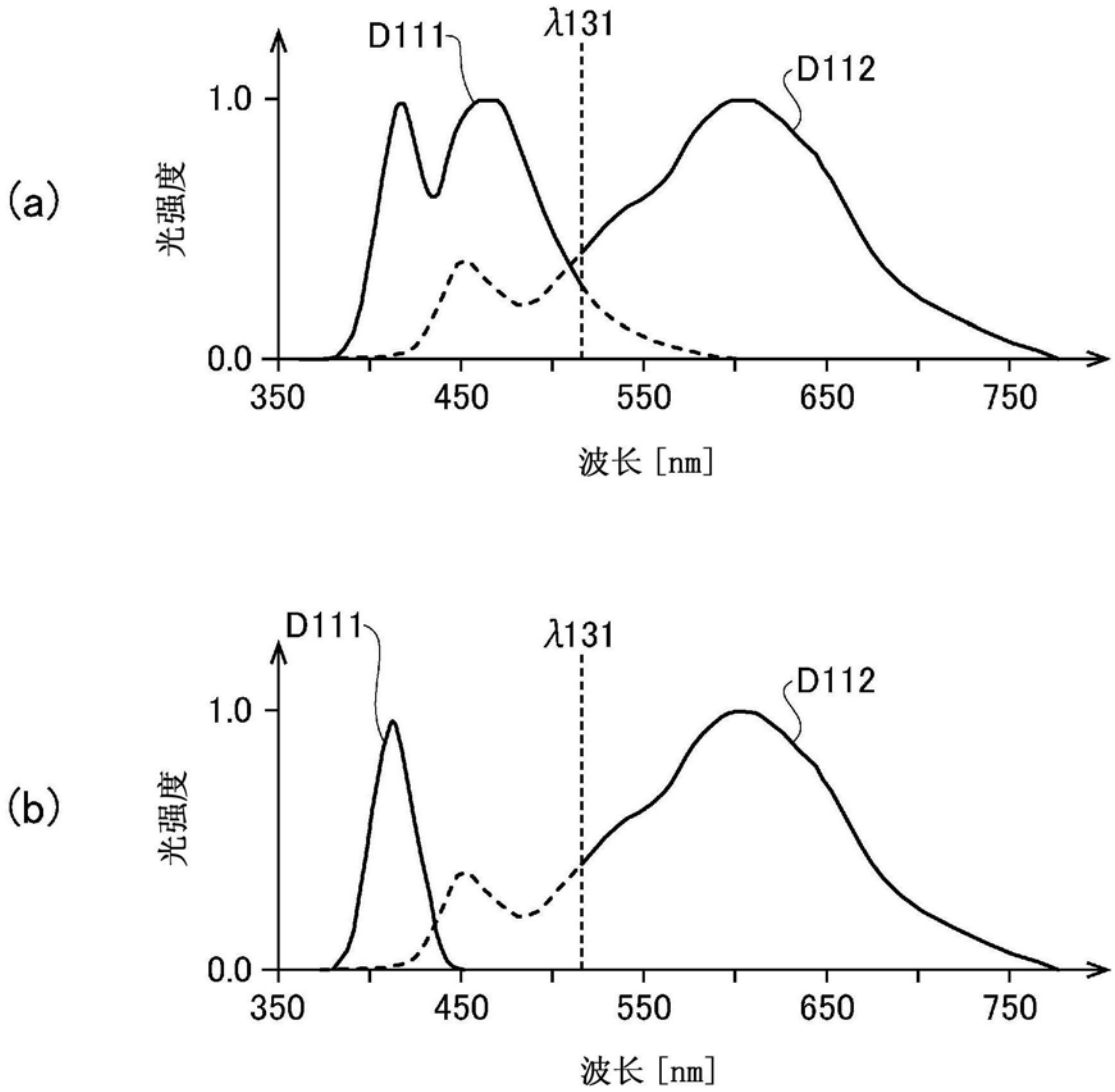


图4

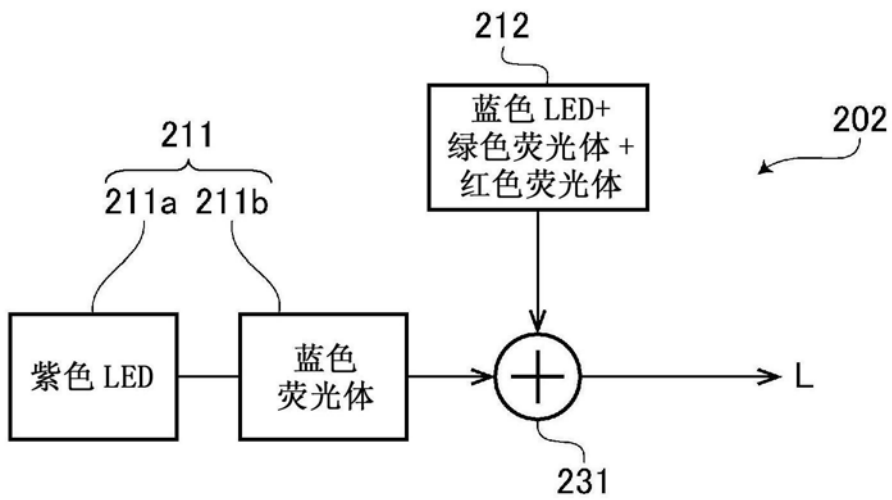


图5

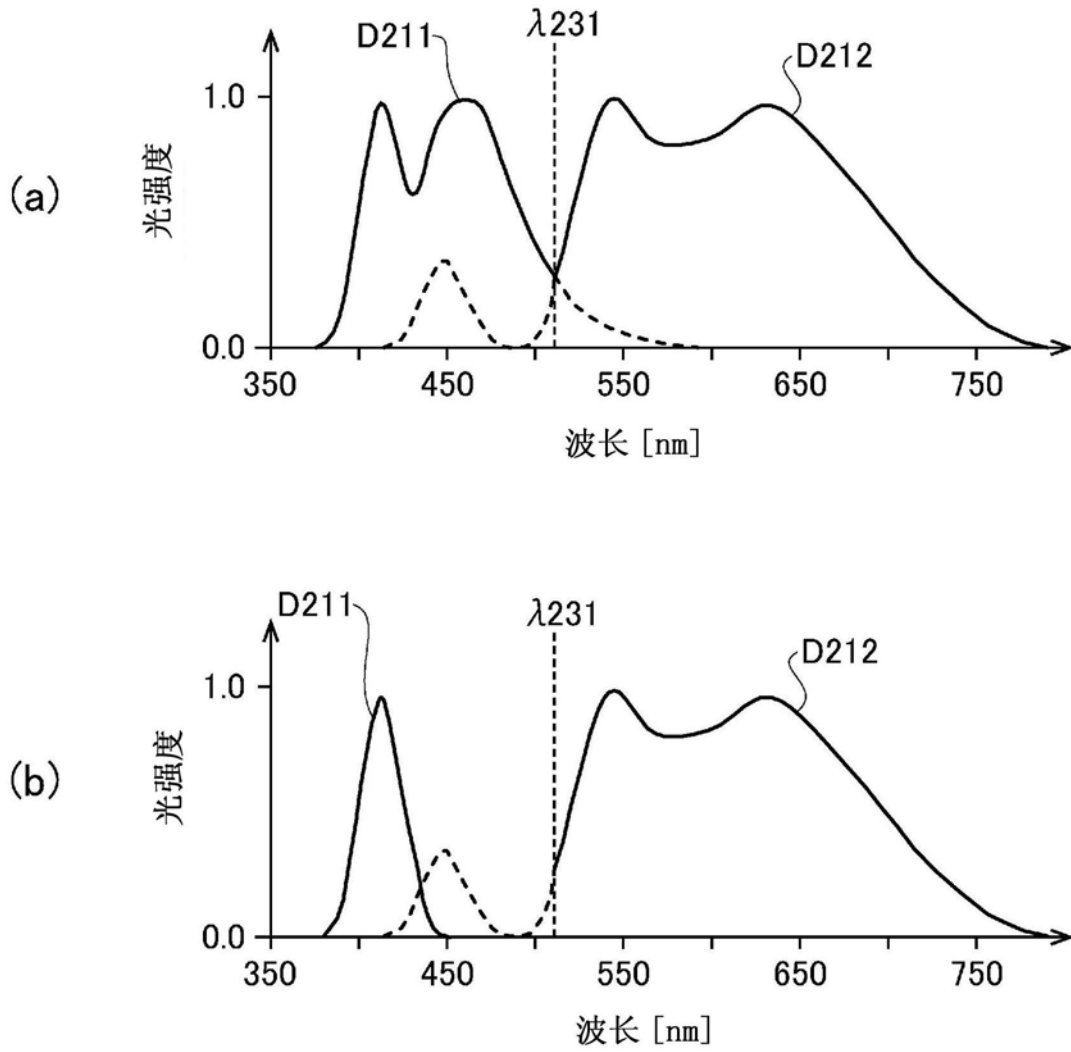


图6

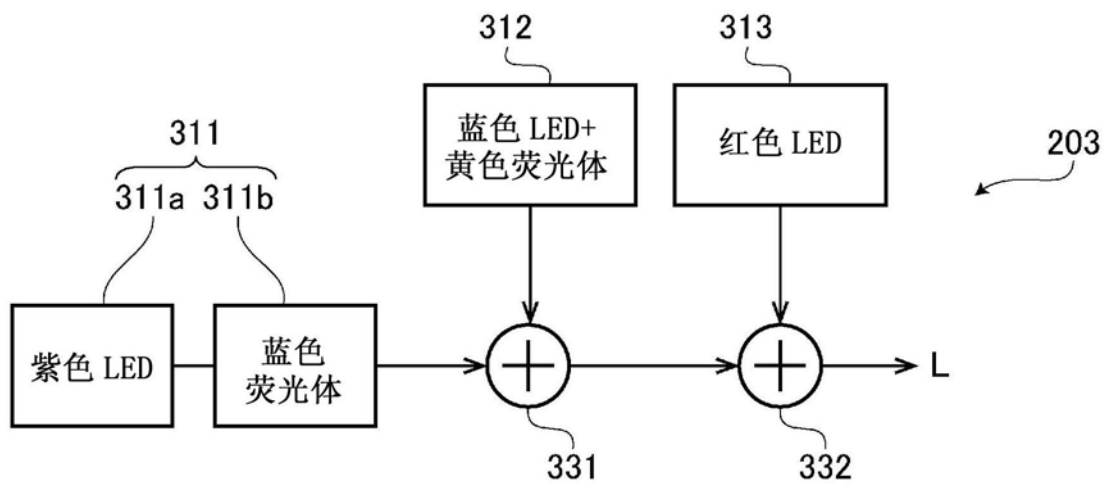


图7

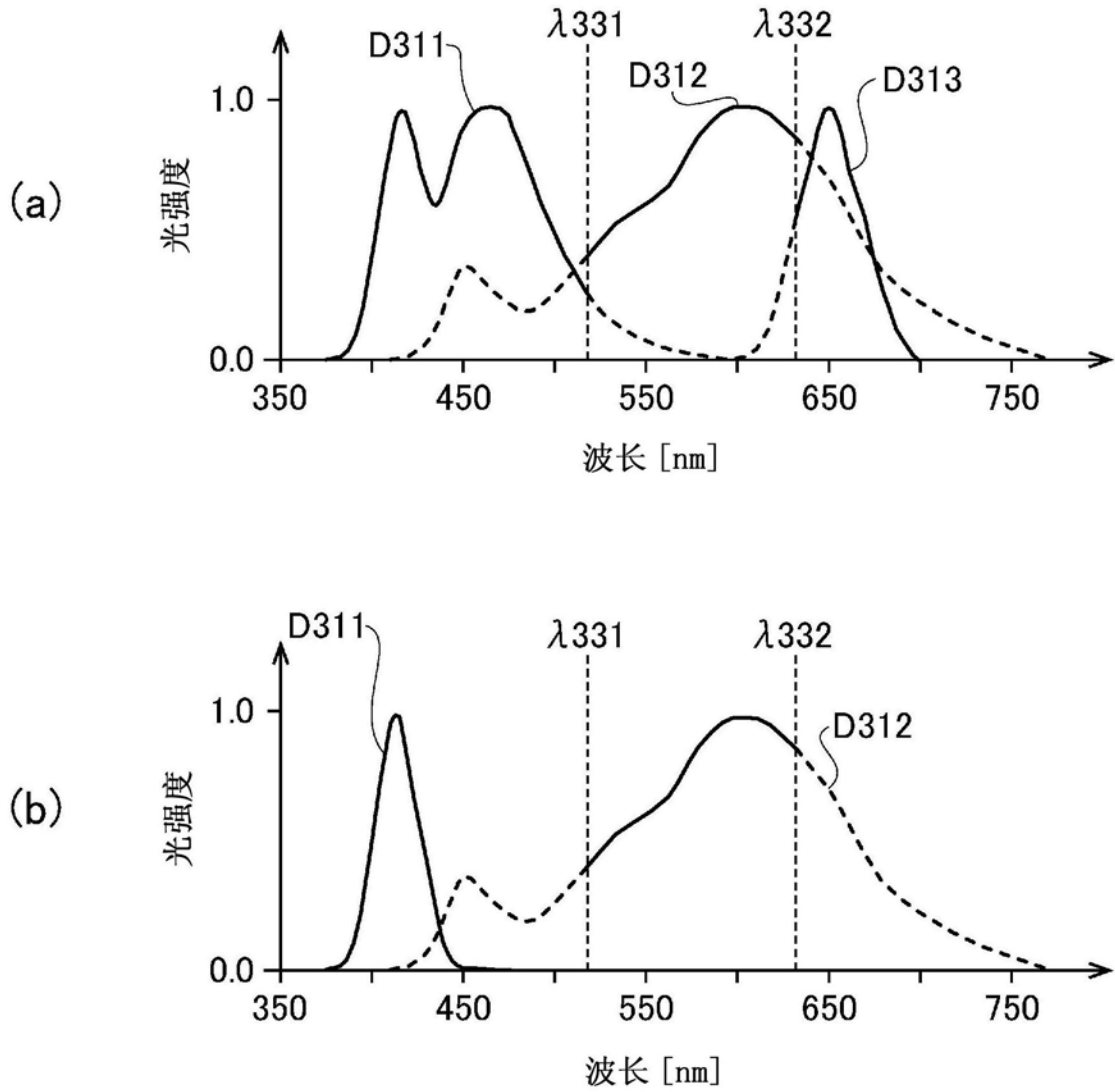


图8

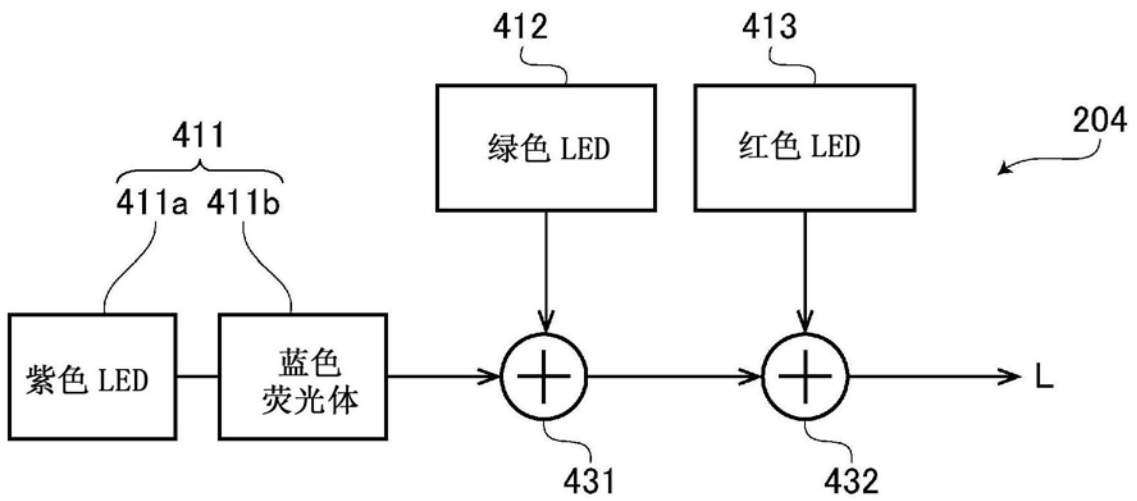


图9

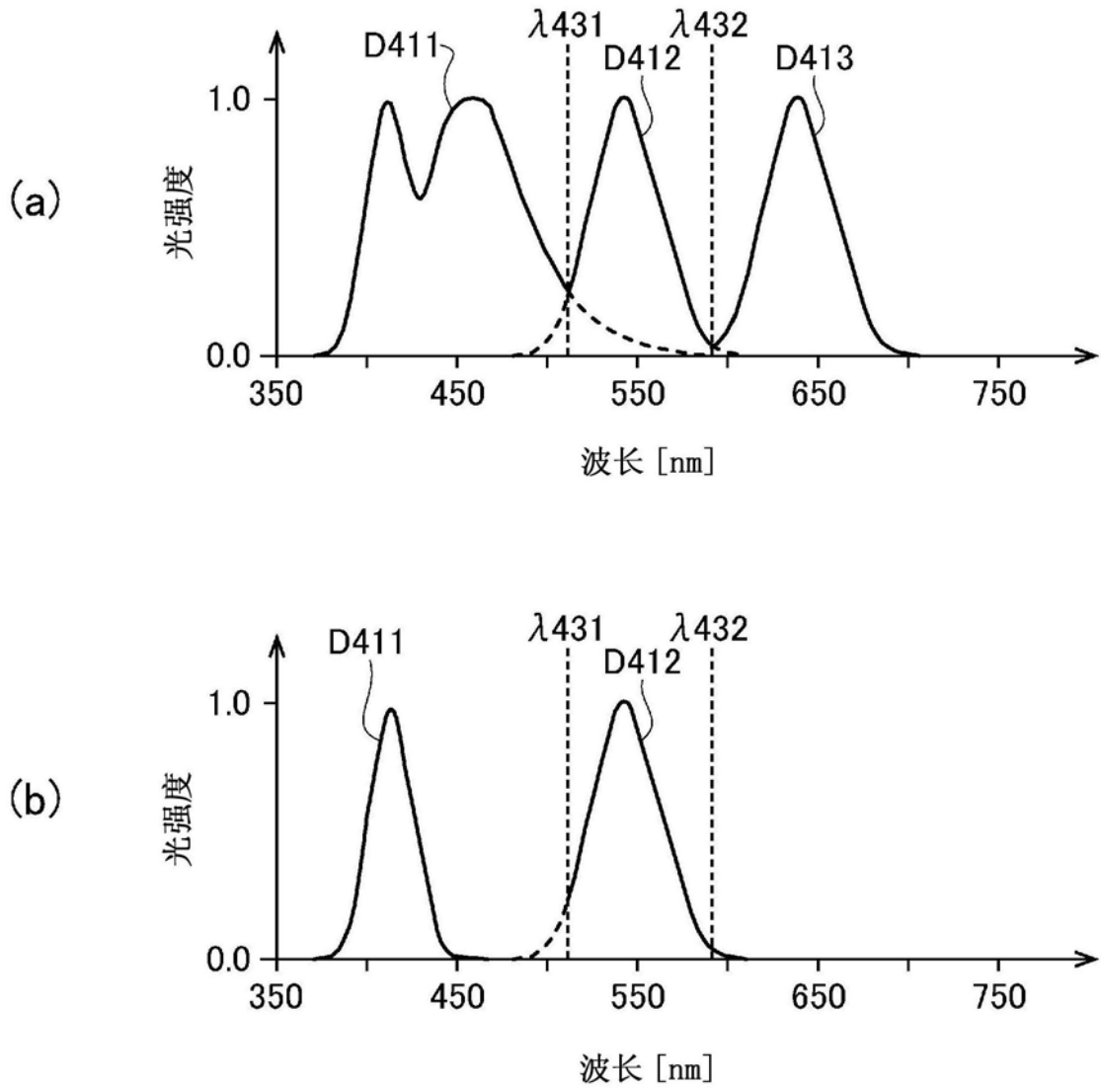


图10

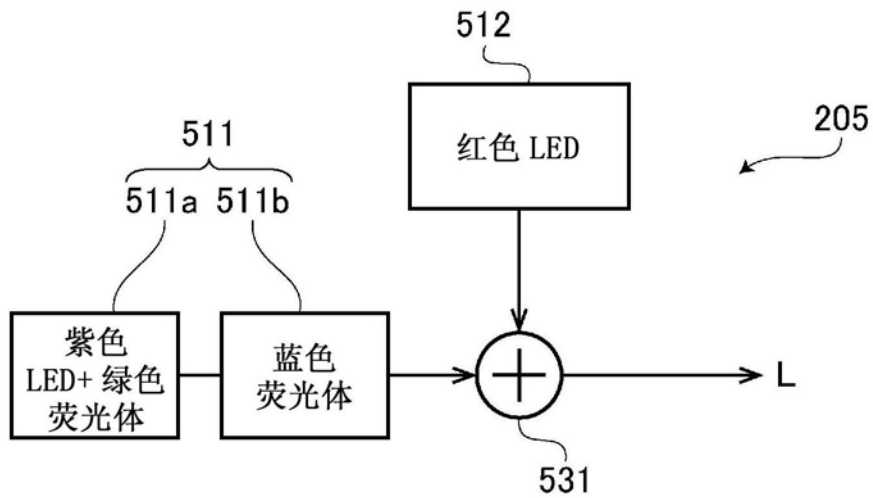


图11

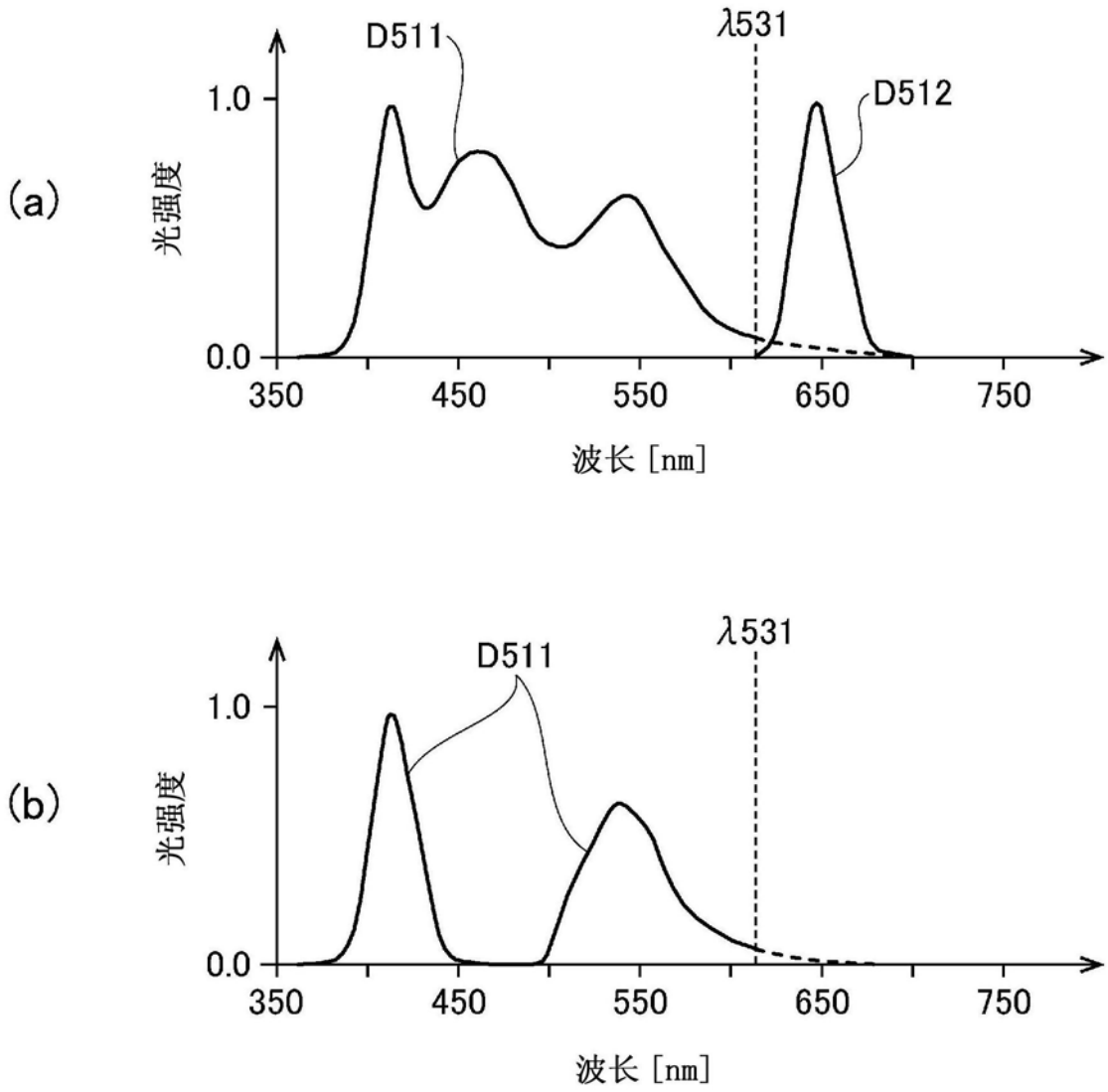


图12

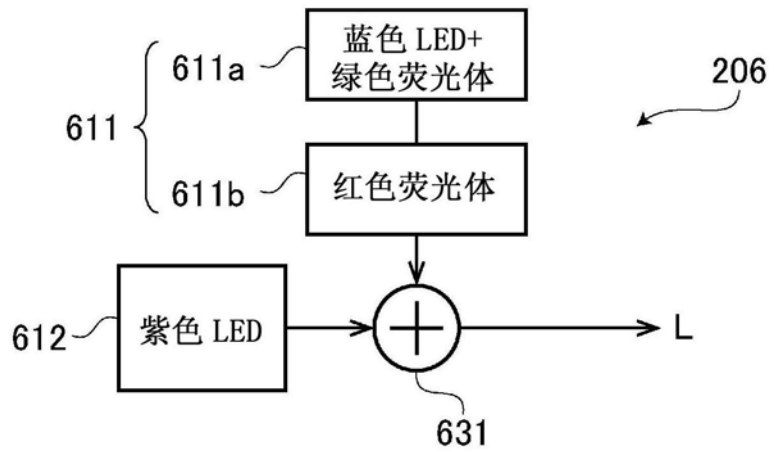


图13

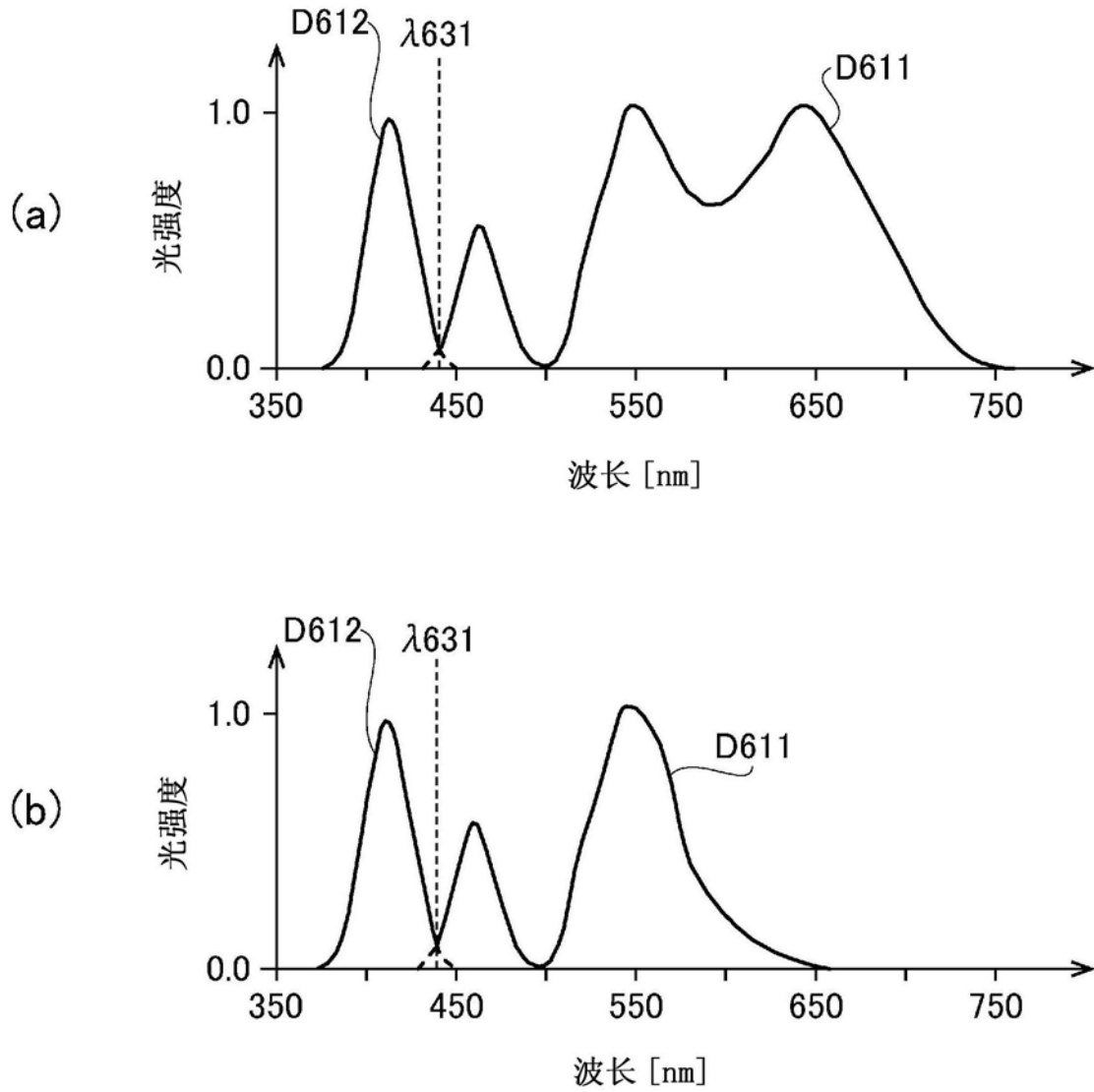


图14

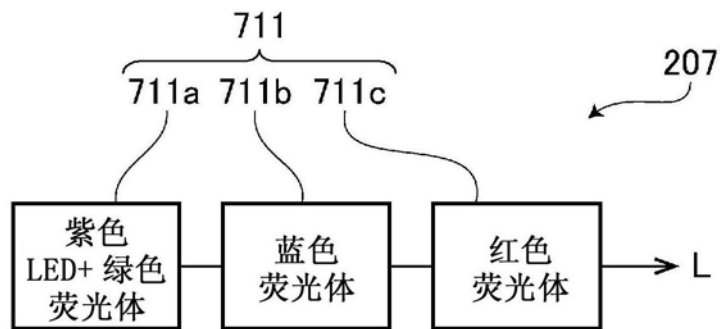


图15

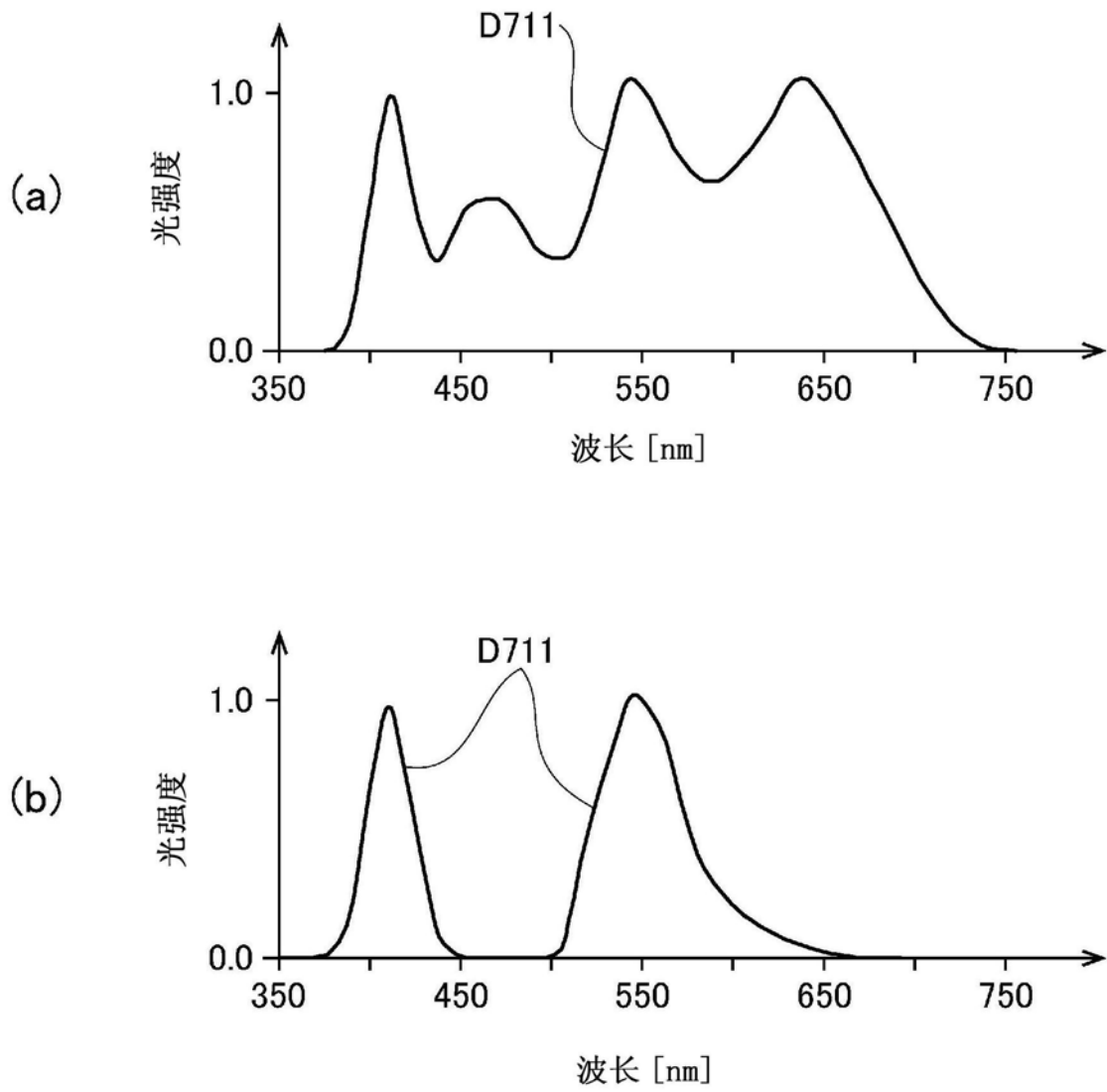


图16

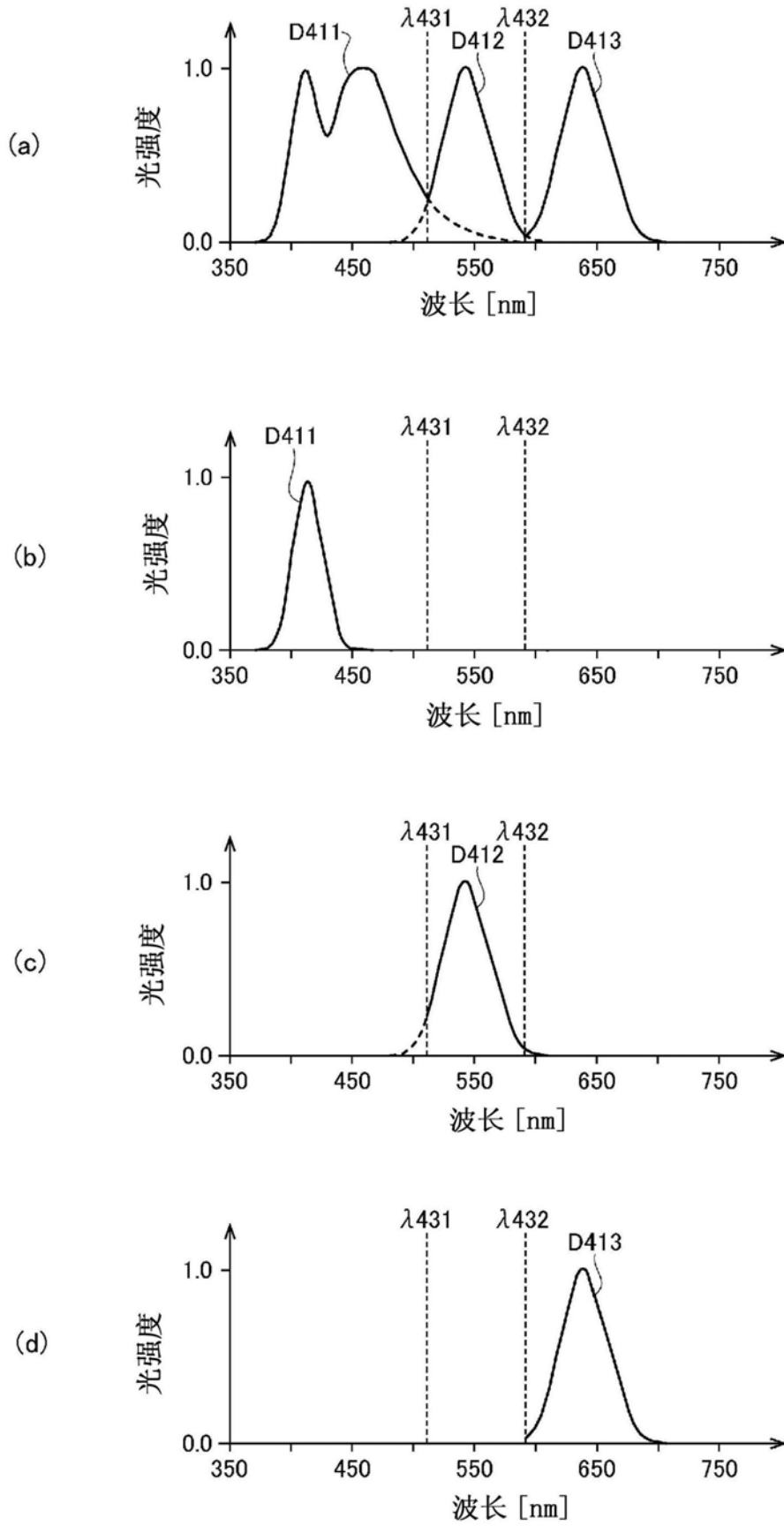


图17

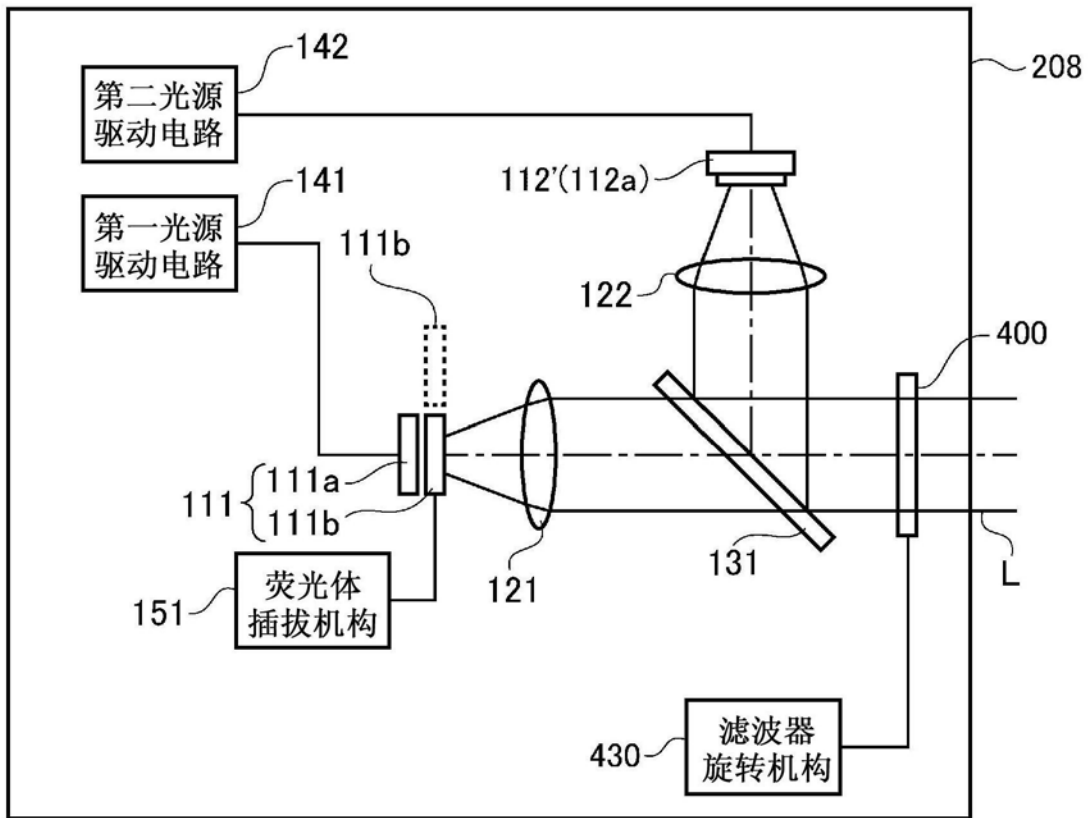


图18

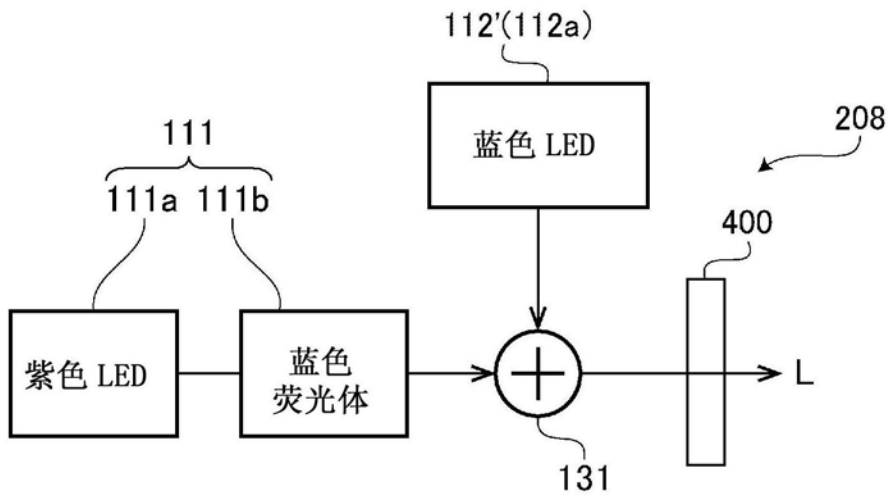


图19

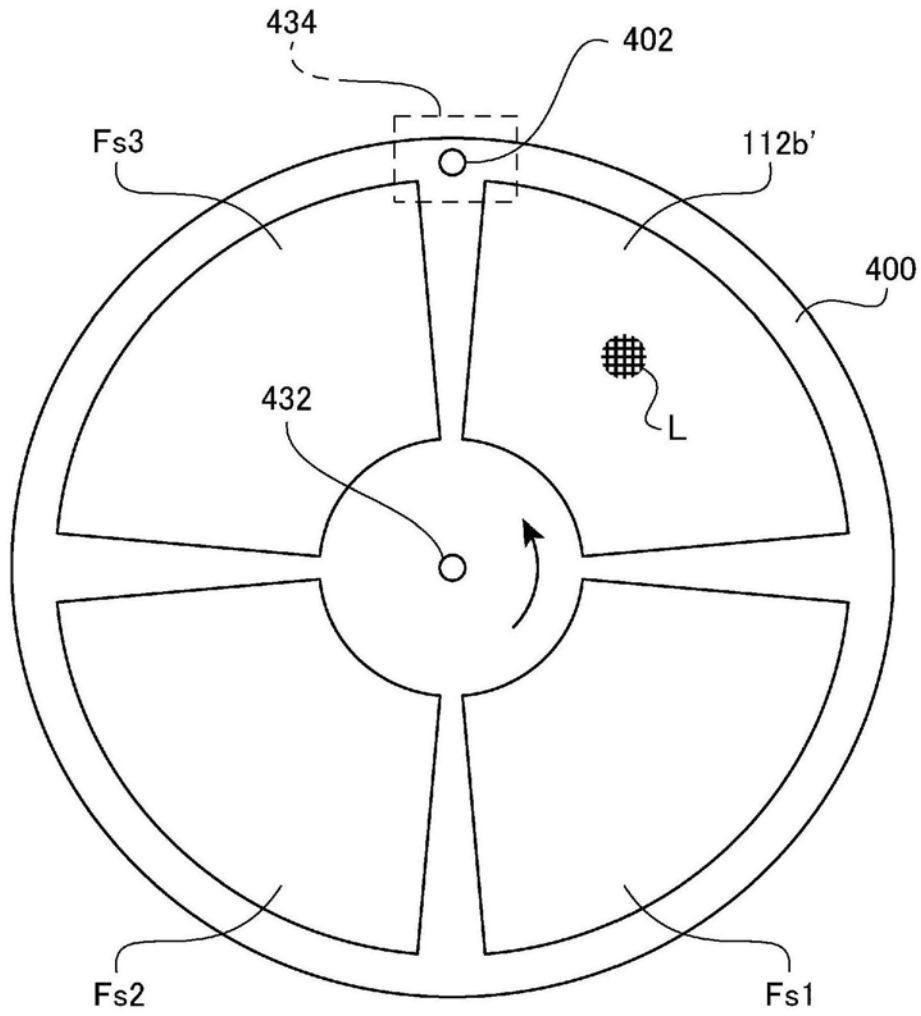


图20

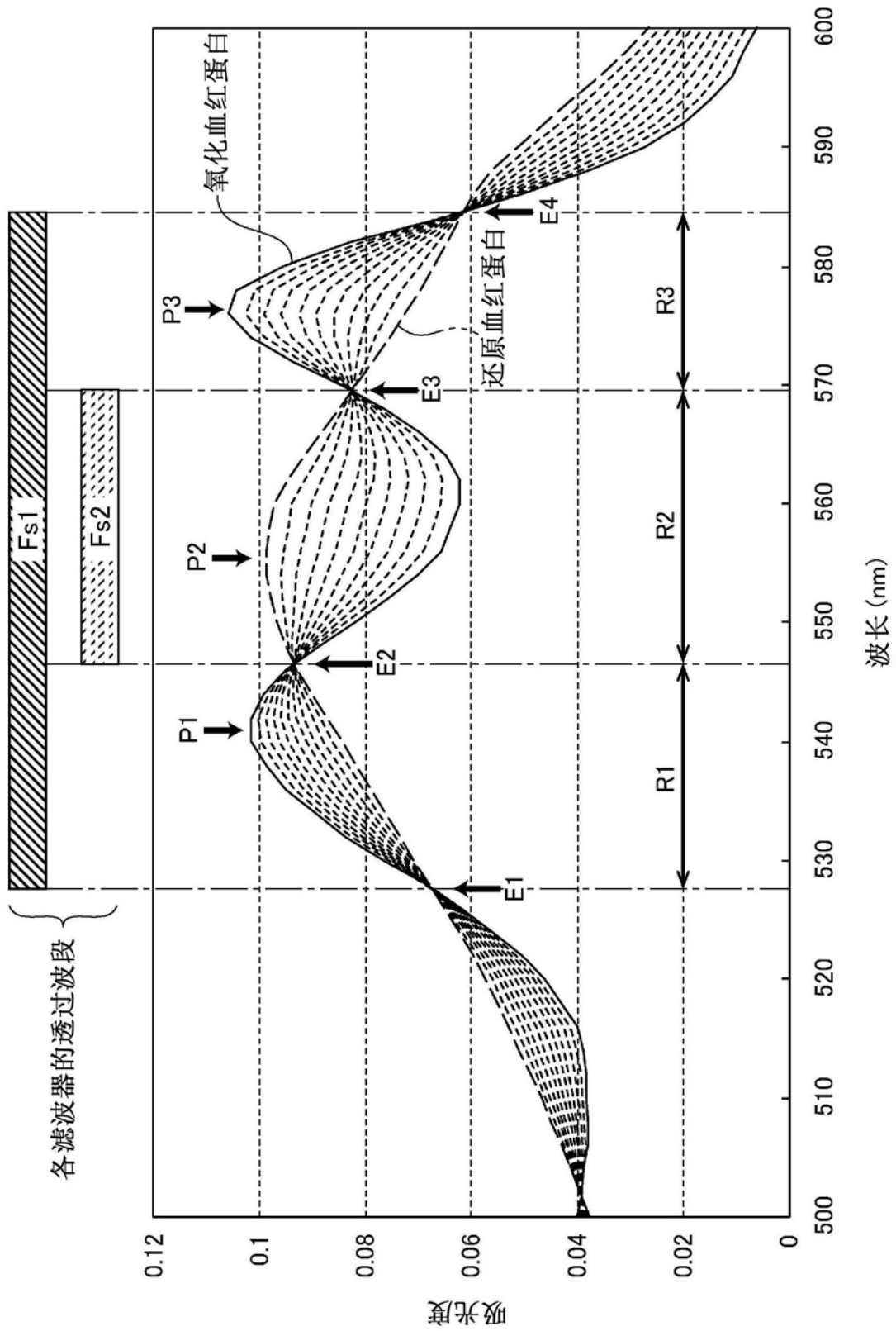


图21

专利名称(译)	内窥镜用光源装置及内窥镜系统		
公开(公告)号	CN209091323U	公开(公告)日	2019-07-12
申请号	CN201790000597.7	申请日	2017-02-20
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	尾登邦彦 横内文香		
发明人	尾登邦彦 横内文香		
IPC分类号	A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/06		
优先权	PCT/JP2016/054811 2016-02-19 WO		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜用光源装置包括：第一光源单元，具有射出第一波段的光的第一固体发光元件和被第一波段的光激发并发出第一荧光的第一荧光体；以及荧光体插拔机构，将第一荧光体支撑为可相对于从第一固体发光元件射出的光的光路插入和拔出。当通过荧光体插拔机构将第一荧光体插入光路时，第一波段的光和第一荧光以同一光路射出并供应到内窥镜。此外，当将第一荧光体从光路中拔出时，第一波段的光射出并供应到内窥镜。

