



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 209091322 U

(45)授权公告日 2019.07.12

(21)申请号 201790000593.9

(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/JP2016/054810 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/JP2017/006122 2017.02.20

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/142095 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

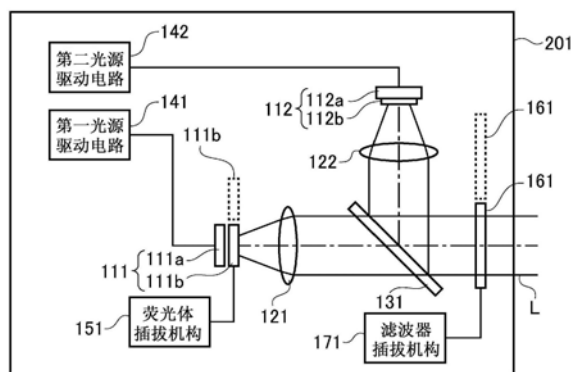
权利要求书2页 说明书19页 附图18页

(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：光源部，具有第一固体发光元件、第一荧光体及第二荧光体，并且射出包括从第一固体发光元件射出的第一波段的光、从第一荧光体发出的第一荧光、及从第二荧光体发出并具有与第一荧光的峰值波长不同的峰值波长的第二荧光的照射光；至少一个波长限制滤波器，仅使照射光中指定波段的光透过；以及滤波器插拔机构，将波长限制滤波器支撑为可相对于照射光的光路插拔。当将波长限制滤波器插入光路时，照射光被滤波成包括第一波段的光和第二荧光的光并供应到内窥镜。当将波长限制滤波器从照射光的光路中拔出时，照射光供应到内窥镜而不被波长限制滤波器进行滤波。



1. 一种内窥镜用光源装置,其特征在于,包括:

光源部,具有第一固体发光元件、第一荧光体及第二荧光体,且射出包括从所述第一固体发光元件射出的第一波段的光、从所述第一荧光体发出的第一荧光、以及从所述第二荧光体发出并具有与所述第一荧光的峰值波长不同的峰值波长的第二荧光的照射光;

至少一个波长限制滤波器,仅使所述照射光中指定波段的光透过;以及

滤波器插拔机构,将所述波长限制滤波器支撑为能相对于所述照射光的光路插拔,

当通过所述滤波器插拔机构将所述波长限制滤波器插入所述照射光的光路时,所述照射光被滤波成包括所述第一波段的光和所述第二荧光的光并供应到内窥镜,

当通过所述滤波器插拔机构将所述波长限制滤波器从所述照射光的光路中拔出时,所述照射光供应到所述内窥镜而不被所述波长限制滤波器进行滤波。

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转台,所述转台与规定的成像周期同步地旋转,

所述至少一个波长限制滤波器包括分别具有不同分光透过特性的多个波长限制滤波器,

在所述转台上,沿周向并列配置有所述多个波长限制滤波器,

当通过所述转台旋转而将各波长限制滤波器依次插入所述照射光的光路时,根据插入到所述光路的波长限制滤波器,对所述照射光顺次进行滤波而供应到所述内窥镜。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述光源部还具有第二固体发光元件,

所述照射光还包括从所述第二固体发光元件射出的第二波段的光。

4. 根据权利要求1或2所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述光源部还具有激发用固体发光元件,所述激发用固体发光元件射出激发光,

所述第一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,

所述第二荧光体被从所述激发用固体发光元件射出的所述激发光激发。

5. 根据权利要求3所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述第一荧光体及所述第二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。

6. 根据权利要求3所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述第一荧光体及所述第二荧光体被从所述第二固体发光元件射出的所述第二波段的光激发。

7. 根据权利要求1所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述光源部还具有第三荧光体,所述第三荧光体发出具有与所述第一荧光的峰值波长及所述第二荧光的峰值波长不同的峰值波长的第三荧光,

所述照射光还包括所述第三荧光。

8. 根据权利要求1或2所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述光源部还包括:

第一光源单元,具有所述第一固体发光元件和所述第一荧光体;

第二光源单元,具有所述第二荧光体;以及

光路合成机构,通过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,从而将所述照射光供应到所述内窥镜。

9. 根据权利要求8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荧光体插拔机构,所述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拔,

当通过所述滤波器插拔机构将所述波长限制滤波器插入所述照射光的光路时,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射出的光的光路中拔出,

当通过所述滤波器插拔机构将所述波长限制滤波器从所述照射光的光路中拔出时,所述荧光体插拔机构将所述第一荧光体插入到从所述第一固体发光元件射出的光的光路。

10. 一种内窥镜系统,其特征在于,包括:

权利要求1至9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。例如在日本专利特开2009-165889号公报(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氙灯和搭载有限制从氙灯射出的照射光的波段的多个波段切换滤波器的光源装置。波段切换滤波器具有使可见光波段的光透过的普通光观察用滤波器、仅使红外区域的光透过的红外观察用滤波器、使可见光波段的光中的指定波段的光透过的特殊光观察用滤波器。通过将多个波段切换滤波器中的一个插入到照射光的光路中,能够切换照射到被摄体上的照射光的分光强度特性。例如,当将普通光观察用滤波器插入到照射光的光路中时,利用白色的普通光对被摄体进行照明,能够获得普通的彩色拍摄图像。此外,当将特殊光观察用滤波器插入到照射光的光路中时,能够获得强调生物体内的被摄体中的指定组织的拍摄图像。

[0004] 在专利文献1所记载的光源装置中,使用氙灯作为光源。另一方面,近年来,发光二极管(LED:Light Emitting Diode)等固体发光元件的高亮度化不断发展,存在期望将寿命更长的固体发光元件用作光源的需要。固体发光元件的波段比氙灯窄。因此,例如,通过将射出蓝色LED光的LED和发出黄色荧光的荧光体组合而生成伪白光。然而,如果像这样仅组合LED和荧光体,则普通光的分光强度分布在可见光波段中不会变得平坦,存在所拍摄的被摄体的拍摄图像的颜色再现性差的问题。

实用新型内容

[0005] 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使用固体发光元件作为光源并提高被摄体的拍摄图像的颜色再现性的内窥镜用光源装置及内窥镜系统。

[0006] 本实用新型一实施方式涉及的内窥镜用光源装置包括:光源部,具有第一固体发光元件、第一荧光体及第二荧光体,并且射出包括从第一固体发光元件射出的第一波段的光、从第一荧光体发出的第一荧光、及从第二荧光体发出并具有与第一荧光的峰值波长不同的峰值波长的第二荧光的照射光;至少一个波长限制滤波器,仅使照射光中指定波段的光透过;以及滤波器插拔机构,将波长限制滤波器支撑为可相对于照射光的光路插拔。在该结构中,当通过滤波器插拔机构将波长限制滤波器插入照射光的光路时,照射光被滤波成包括第一波段的光和第二荧光的光并供应到内窥镜。此外,当通过滤波器插拔机构将波长限制滤波器从照射光的光路中拔出时,照射光供应到内窥镜而不被波长限制滤波器进行滤波。

[0007] 根据这种结构,通过将波长限制滤波器在照射光的光路中进行插拔,能够将照射光在可见光波段中具有宽波段的普通光和与普通光相比具有窄波段的特殊光之间进行切

换。此外,内窥镜用光源装置具有第一固体发光元件和两个荧光体,因此普通光的分光强度分布在可见光波段接近平坦。由此,能够获得颜色再现性高的拍摄图像。

[0008] 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,波长限制滤波器包括分别具有不同分光透过特性的多个波长限制滤波器。此外,在转台上,沿周向并列配置有多个波长限制滤波器。当通过转台旋转而将各波长限制滤波器依次插入照射光的光路时,根据插入到该光路上的波长限制滤波器,对该照射光顺次进行滤波而供应到内窥镜。

[0009] 此外,在本实用新型一实施方式中,光源部例如还具有第二固体发光元件。在这种情况下,照射光还包括从第二固体发光元件射出的第二波段的光。

[0010] 此外,在本实用新型一实施方式中,光源部例如还具有射出激发光的激发用固体发光元件。在这种情况下,第一荧光体被从第一固体发光元件射出的第一波段的光激发,第二荧光体被从激发用固体发光元件射出的激发光激发。

[0011] 此外,在本实用新型一实施方式中,第一荧光体及第二荧光体例如被从第一固体发光元件射出的第一波段的光激发。

[0012] 此外,在本实用新型一实施方式中,第一荧光体及第二荧光体例如被从第二固体发光元件射出的第二波段的光激发。

[0013] 此外,在本实用新型一实施方式中,光源部例如还具有:第三荧光体,发出具有与第一荧光的峰值波长及第二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,照射光还包括第三荧光。

[0014] 此外,在本实用新型一实施方式中,光源部例如还包括:第一光源单元,具有第一固体发光元件和第一荧光体;第二光源单元,具有第二荧光体;以及光路合成机构,通过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,将照射光供应到内窥镜。

[0015] 此外,在本实用新型一实施方式中,第一光源单元例如还具有: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拔。在这种情况下,当通过滤波器插拔机构将波长限制滤波器插入照射光的光路时,荧光体插拔机构将第一荧光体从第一固体发光元件射出的光的光路中拔出,当通过滤波器插拔机构将波长限制滤波器从照射光的光路中拔出时,荧光体插拔机构将第一荧光体插入到从第一固体发光元件射出的光的光路中。

[0016] 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。

[0017] 根据本实用新型的一实施方式,提供能够使用固体发光元件作为光源并提高被摄体的拍摄图像的颜色再现性的内窥镜用光源装置及内窥镜系统。

附图说明

[0018] 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。

[0019] 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。

[0020] 图3是示出本实用新型第一实施方式涉及的波长限制滤波器的分光透过特性的图。

- [0021] 图4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。
- [0022] 图5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。
- [0023] 图6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。
- [0024] 图7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。
- [0025] 图8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。
- [0026] 图9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。
- [0027] 图10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。
- [0028] 图11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。
- [0029] 图12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。
- [0030] 图13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。
- [0031] 图14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。
- [0032] 图15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。
- [0033] 图16是示出本实用新型第三实施方式的变形例涉及的波长限制滤波器的分光透过特性的图。
- [0034] 图17是示出从本实用新型第三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。
- [0035] 图18是示出本实用新型第五实施方式的变形例涉及的波长限制滤波器的分光透过特性的图。
- [0036] 图19是示出从本实用新型第五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。
- [0037] 图20是本实用新型另一实施方式涉及的内窥镜用光源装置的框图。
- [0038] 图21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。
- [0039] 图22是将550nm附近放大的血红蛋白的吸收光谱。

具体实施方式

[0040] 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。

[0041] (第一实施方式)

[0042] 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的结构的框图。如图1所示,电子内窥镜系统1是专门用于医疗的系统,并且包括电子镜100、处理器200及监视器300。

[0043] 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。

[0044] 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分别由第一光源驱动电路141、第二光源驱动电路142单独地进行发光控制。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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拔。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。

[0048] 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420~700nm)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光的光路上插拔。

[0049] 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光和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。由分色镜131合成光路的光作为照射光L朝向波长限制滤波器161射出。

[0050] 波长限制滤波器161具有仅使指定波段的光透过的特性。图3示出波长限制滤波器161的分光透过特性T161。图3所示曲线图的横轴表示波长(nm),纵轴表示透过率。如图3所示,波长限制滤波器161对波长415nm附近(更详细而言,为390nm~430nm)及波长550nm附近(更详细而言,为520nm~580nm)的光的透过率大致为1(100%),对除此以外的波段的光的透过率大致为0(0%)。

[0051] 波长限制滤波器161由滤波器插拔机构171支撑为可相对于照射光L的光路插拔。当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,如图2中的虚线所示,波长限制滤波器161被从照

射光L的光路中拔出。在这种情况下,照射光L从光源装置201射出,而波长不受波长限制滤波器161的限制。另一方面,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,如图2中的实线所示,波长限制滤波器161被插入到照射光L的光路中。在这种情况下,照射光L中,仅波长415nm附近及波长550nm附近的光从光源装置201射出。

[0052] 图4是概念性地仅示出光源装置201中的各光源单元111、112、分色镜131及波长限制滤波器161的框图。蓝色荧光体111b和紫色LED111a分开,因此在图4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4中,黄色荧光体112b和蓝色LED112a用一个框示出。

[0053] 此外,分色镜131合成波长不同的光的光路。因此,在图4中,分色镜131用加法符号“+”表示。在图4中,省略了配置于各光源单元111、112的前方的准直透镜121、122。

[0054] 在图4中,各箭头表示光的光路。在图4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111射出的光的光路和从第二光源单元112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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 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对从固态成像元件14输入的图像信号实施规定处理,并将其输出到处理器200的前级信号处理电路26。

[0059] 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。

[0060] 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,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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] 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 ± 5 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 ± 5 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 ± 5 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。

[0067] 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。

[0068] 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。

[0069] 图5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5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5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5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。

[0070] 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。此外,此时,将波长限制滤波器161从照射光L的光路上拔出。

[0071] 从第一光源单元111射出的光的分光强度分布D111在波长约为415nm和波长约为470nm处具有峰值。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。成为分光强度分布D111的强度峰值的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发出的荧光的分光强度分布的峰值波长。

[0072] 从第二光源单元112射出的光的分光强度分布D112在波长约为450nm和波长约为600nm处具有峰值。这两个波长分别是蓝色LED112a射出的光的分光强度分布的峰值波长和黄色荧光体112b发出的荧光的分光强度分布的峰值波长。

[0073] 另外,在图5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5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。

[0074] 此外,图5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。

[0075] 此外,在图5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5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5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。

[0076] 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5的(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。

[0077] 在本实施方式中,具有包括宽波段且波段不同的两个荧光体111b、112b。因此,与不使用荧光体的情况、仅具有一种荧光体的情况相比,照射光L(普通光)的分光强度分布在可视光波段中接近平坦。由此,用接近自然白光的照射光L(普通光)对被摄体进行照明,能够获得颜色再现性高的彩色拍摄图像。

[0078] 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。此外,此时,将波长限制滤波器161插入到照射光L的光路上。

[0079] 图5的(b)示出从各光源单元111、112射出的光的强度分布和波长限制滤波器161的分光透过特性T161。从光源装置201作为照射光L(特殊光)射出的光由分色镜131合成其光路,并且是透过波长限制滤波器161的光。因此,照射光L(特殊光)的分光强度分布是将图

5的(b)所示的分光强度分布D111、D112中实线所示的区域合并而得到。

[0080] 当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,通过将蓝色荧光体111b从光路上拔出,从紫色LED111a射出的光不用于激发蓝色荧光体111b,因此能够提高成为血红蛋白的吸光度的峰值的波长415nm附近的光的强度。此外,通过波长限制滤波器161,仅将从第二光源单元112射出的光中成为血红蛋白的吸光度的另一峰值的波长550nm附近的光照射到被摄体上。由此,能够维持强调表层血管的状态,同时提高拍摄图像的亮度。

[0081] 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。

[0082] 此外,在本实施方式中,通过将波长限制滤波器161在照射光L的光路上进行插拔,切换从光源装置201射出的照射光L的分光强度分布。由此,处理器200不需要结合期望的照射光L的分光强度分布而具有多个光源装置201,能够实现处理器200的结构简单化和小型化。

[0083] 另外,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,如图5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附近的强度比其他波段的强度相对变高(即成为窄波段光),能够获得更强调表层血管的拍摄图像。

[0084] 此外,在本实施方式中,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拔,但本实用新型并不限于此。例如,蓝色荧光体111b也可以安装在紫色LED111a的发光面上,而不能在光路上进行插拔。在这种情况下,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,从第一光源单元111也射出蓝色荧光。然而,该蓝色荧光被波长限制滤波器161切断,因此表层血管的强调效果不会因蓝色荧光而降低。

[0085] 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。

[0086] 《氧化物系荧光体》

[0087] 〈黄色荧光体〉

[0088] 以 $Y_3Al_5O_{12}$ (钇铝氧化物)为基质晶体的黄色荧光体

[0089] 〈绿色荧光体〉

[0090] 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

[0091] 以 $CaSc_2O_4$ (钙钪氧化物)为基质晶体而活化Ce的绿色荧光体

[0092] 《氮化物系荧光体》

[0093] 〈红色荧光体〉

[0094] 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

[0095] 〈其他荧光体〉

[0096] 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

[0097] (第二实施例)

[0098] 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。

[0099] 图6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、分色镜及波长限制滤波器的框图。光源装置202包括第一光源单元211、第二光源单元212、第一分色镜231及波长限制滤波器261。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。

[0100] 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光的光路插拔。

[0101] 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为一个荧光体。

[0102] 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朝向波长限制滤波器261射出。波长限制滤波器261的分光透过特性与第一实施方式的波长限制滤波器161的分光透过特性相同。

[0103] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,波长限制滤波器261被从照射光L的光路中拔出。在这种情况下,照射光L从光源装置202射出,而波长不受波长限制滤波器261的限制。另一方面,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,波长限制滤波器261被插入到照射光L的光路中。在这种情况下,照射光L中,仅波长415nm附近及波长550nm附近的光从光源装置202射出。

[0104] 图7是与图5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。另外,在图7的(b)中,还示出波长限制滤波器261的分光透过特性T261。

[0105] 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。此外,此时,波长限制滤波器261被从照射光L的光路上拔出。

[0106] 从第一光源单元211射出的光的分光强度分布D211在波长约为415nm和波长约为470nm处具有峰值。这两个波长分别是紫色LED211a射出的光的分光强度分布的峰值波长和蓝色荧光体211b发出的荧光的分光强度分布的峰值波长。

[0107] 从第二光源单元212射出的光的分光强度分布D212在波长约为450nm、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、红色荧光体发出

的荧光的分光强度分布的峰值波长。

[0108] 此外,在图7的(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7的(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7的(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。

[0109] 由此,通过分色镜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7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。

[0110] 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。此外,此时,波长限制滤波器261被插入到照射光L的光路上。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。

[0111] 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。

[0112] (第三实施例)

[0113] 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涉及的光源装置201同样地,也在电子内窥镜系统1中使用。

[0114] 图8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、分色镜及波长限制滤波器的框图。光源装置203包括第一光源单元311、第二光源单元312、分色镜331及波长限制滤波器361。各光源单元311、312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。

[0115] 第一光源单元311是射出紫色波段(例如,波长为395~435nm)的光的紫色LED。第二光源单元312具有荧光体LED312a和红色荧光体312b。荧光体LED312a具有射出蓝色波段(例如,波长为430~490nm)的光的蓝色LED和安装在蓝色LED的发光面上的绿色荧光体。该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460~600nm)的荧光。红色荧光体312b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312b由未图示的荧光体插拔机构支撑为可相对于从蓝色LED射出的光的光路进行插拔。

[0116] 在各光源单元311、312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311射出的紫色LED光通过准直透镜转换为平行光,并入射到分色镜331。此外,从第二光源单元312射出的光即蓝色LED光和绿色荧光及红色荧光通过准直透镜转换为平行光,并入射到分色镜331。分色镜331合成从第一光源单元311射出的光的光路和从第二光

源单元312射出的光的光路。由分色镜331合成光路的光作为照射光L朝向波长限制滤波器361射出。波长限制滤波器361的分光透过特性与第一实施方式的波长限制滤波器161的分光透过特性相同。

[0117] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,波长限制滤波器361被从照射光L的光路中拔出。在这种情况下,照射光L从光源装置203射出,而波长不受波长限制滤波器361的限制。另一方面,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,波长限制滤波器361被插入到照射光L的光路中。在这种情况下,照射光L中,仅波长415nm附近及波长550nm附近的光从光源装置203射出。

[0118] 图9是与图5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。另外,在图9的(b)中,还示出波长限制滤波器361的分光透过特性T361。

[0119] 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312b插入到光路上之后,对第一光源单元311和第二光源单元312两者进行发光驱动。此外,此时,波长限制滤波器361被从照射光L的光路上拔出。

[0120] 从第一光源单元311射出的光的分光强度分布D311具有以约415nm为峰值波长的陡峭的强度分布。从第二光源单元312射出的光的分光强度分布D312在波长约为470nm、550nm、630nm处具有峰值。这三个波长分别是蓝色LED光、绿色的荧光、红色的荧光的分光强度分布的峰值波长。

[0121] 此外,在图9的(a)中,用虚线示出分色镜331的截止波长 λ_{331} 。分色镜331具有约为430nm的截止波长 λ_{331} ,使比截止波长 λ_{331} 短的波段的光透过,并反射截止波长 λ_{331} 以上的波段的光。因此,在图9的(a)所示的分光强度分布D311中,实线所示的波段的光透过分色镜331,虚线所示的波段的光被分色镜331反射。此外,在图9的(a)所示的分光强度分布D312中,实线所示的波段的光被分色镜331反射,虚线所示的波段的光透过分色镜331。

[0122] 如此,通过由分色镜331合成从各光源单元311、312射出的光的光路,从光源装置203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9的(a)所示的分光强度分布D311、D312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。

[0123] 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312b从光路上拔出之后,对第一光源单元311和第二光源单元312两者进行发光驱动。此外,此时,波长限制滤波器361被插入到照射光L的光路上。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附近的强度比其他波段的强度相对变高(即成为窄波段光),能够获得强调表层血管的拍摄图像。

[0124] 此外,第二光源单元312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312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,可以用接近自然白光的照射光L(普通光)对被摄体进行照明。

[0125] 此外,在本实施方式中,红色荧光体312b由荧光体插拔机构支撑为可在光路上进行插拔,但本实用新型并不限于此。例如,红色荧光体312b也可以与绿色LED一起安装在蓝色LED的发光面上,而不能在光路上进行插拔。在这种情况下,当电子内窥镜系统1处于特

殊观察模式时,从第二光源单元312也射出红色的荧光。然而,该红色的荧光被波长限制滤波器361切断,因此表层血管的强调效果不会因红色的荧光而降低。

[0126] (第四实施方式)

[0127] 图10是概念性地仅示出本实用新型第四实施方式涉及的光源装置204中的光源单元、分色镜及波长限制滤波器的框图。第四实施方式涉及的光源装置204与第一实施方式涉及的光源装置201同样地,例如也在电子内窥镜系统1中使用。

[0128] 如图10所示,光源装置204包括第一光源单元411~第三光源单元413、第一分色镜431、第二分色镜432及波长限制滤波器461。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。

[0129] 第一光源单元411具有射出紫色波段(例如,波长为395~435nm)的光的紫色LED和被紫色LED光激发并发出蓝色(例如,波长为430~490nm)的荧光的蓝色荧光体。第二光源单元412具有射出蓝色波段(例如,波长为430~470nm)的光的蓝色LED和被从蓝色LED射出的蓝色LED光激发并发出黄色波段(例如,波长为500~720nm)的荧光的黄色荧光体。第三光源单元413是射出红色波段(例如,波长为620~680nm)的光的红色LED。

[0130] 在各光源单元411~413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411射出的紫色LED光及蓝色的荧光通过准直透镜转换为平行光,并入射到分色镜431。此外,从第二光源单元412射出的蓝色LED光及黄色的荧光通过准直透镜转换为平行光,并入射到分色镜431。分色镜431合成从第一光源单元411射出的光的光路和从第二光源单元412射出的光的光路。由分色镜431合成光路的光入射到分色镜432。

[0131] 此外,从第三光源单元413射出的红色LED光通过准直透镜转换为平行光,并入射到分色镜432。分色镜432合成从分色镜431入射的光的光路和从第三光源单元413射出的光的光路。由分色镜432合成光路的光作为照射光L朝向波长限制滤波器461射出。波长限制滤波器461的分光透过特性与第一实施例的波长限制滤波器161的分光透过特性相同。

[0132] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,波长限制滤波器461被从照射光L的光路中拔出。在这种情况下,照射光L从光源装置204射出,而波长不受波长限制滤波器461的限制。另一方面,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,波长限制滤波器461被插入到照射光L的光路中。在这种情况下,照射光L中,仅波长415nm附近及波长550nm附近的光从光源装置204射出。

[0133] 图11是与图5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。另外,在图11的(b)中,还示出波长限制滤波器461的分光透过特性T461。

[0134] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,对第一光源单元411~第三光源单元413全部进行发光驱动。此外,此时,波长限制滤波器461被从照射光L的光路上拔出。

[0135] 第一光源单元411的分光强度分布D411在波长约为415nm、470nm处具有峰值。这两个波长分别是紫色LED光和蓝色荧光的峰值波长。这里,分光强度分布D411中,波长约为415nm的峰值的高度被设定为比波长约为470nm的峰值的高度高。第二光源单元412的分光强度分布D412在约450nm、600nm处具有峰值。这两个波长分别是蓝色LED光和黄色荧光的峰值波长。第三光源单元413的分光强度分布D413具有以约650nm为峰值波长的陡峭的强度分布。

[0136] 此外,在图11的(a)中,用虚线示出分色镜431、432的截止波长 λ_{431} 、 λ_{432} 。截止波

长 λ_{431} 、 λ_{432} 分别为520nm、630nm。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。通过该分色镜431、432合成从各光源单元411~413射出的光的光路。另外，在从第二光源单元412射出的光中，具有约450nm的峰值波长的蓝色LED光比截止波长 λ_{431} 短，因此不包含在由分色镜431合成光路的光中。

[0137] 如此，通过由分色镜431、432合成从各光源单元411~413射出的光的光路，从光源装置204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11的(a)所示的分光强度分布D411~D413中实线所示的区域合并而得到。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。

[0138] 此外，当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时，对第一光源单元411及第二光源单元412进行发光驱动，而不对第三光源单元413进行发光驱动。此外，此时，波长限制滤波器461被插入到照射光L的光路上。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附近的强度相对高于其他波段的强度(即成为窄波段光)，能够获得强调表层血管的拍摄图像。

[0139] 另外，通常，由电子内窥镜系统1拍摄的体腔内的生物体组织由于血液而整体带有红色。因此，当在特殊观察模式时向生物体组织照射红色的光时，拍摄图像整体带有红色，难以获得表层血管的强调效果。在本实施方式中，在特殊观察模式时未对红色LED(第三光源单元413)进行发光驱动，因此能够防止降低表层血管的强调效果。

[0140] 此外，在第四实施方式中，第二光源单元412具有黄色荧光体，但本实用新型并不限于此。例如，第二光源单元412也可以具有在550nm附近具有峰值波长的绿色荧光体，来代替黄色荧光体。

[0141] (第五实施方式)

[0142] 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。

[0143] 图12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、分色镜及波长限制滤波器的框图。光源装置205包括第一光源单元511、第二光源单元512、第一分色镜531及波长限制滤波器561。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。

[0144] 第一光源单元511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及蓝色荧光体。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。

[0145] 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朝向波长限制滤波器561射出。波长限制滤波器561的分光透过特性与第一实施方式的波长限制滤波器161的分光透过特性相同。

[0146] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时，波长限制滤波器561被从照射光L的光路中拔出。在这种情况下，照射光L从光源装置205射出，而波长不受波长限制滤波器561的

限制。另一方面,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,波长限制滤波器561被插入到照射光L的光路中。在这种情况下,照射光L中,仅波长415nm附近及波长550nm附近的光从光源装置205射出。

[0147] 图13是与图5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。另外,在图13的(b)中,还示出波长限制滤波器561的分光透过特性T561。

[0148] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,对第一光源单元511、第二光源单元512进行发光驱动。此外,此时,波长限制滤波器561被从照射光L的光路上拔出。

[0149] 从第一光源单元511射出的光的分光强度分布D511在波长约为415nm、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、蓝色荧光体发出的荧光、绿色荧光体发出的荧光的峰值波长。从第二光源单元512射出的光的分光强度分布D512具有以约650nm为峰值波长的强度分布。

[0150] 此外,在图13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合成从第一光源单元511及第二光源单元512射出的光的光路,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。

[0151] 此外,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,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。此外,此时,波长限制滤波器561被插入到照射光L的光路上。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。

[0152] (第六实施方式)

[0153] 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。

[0154] 图14是概念性地仅示出第六实施方式涉及的光源装置206中的光源单元及波长限制滤波器的框图。光源装置206包括光源单元611和波长限制滤波器661。光源单元611由省略图示的光源驱动电路进行发光控制。

[0155] 光源单元611具有射出紫色波段(例如,波长为395~435nm)的光的紫色LED、蓝色荧光体、绿色荧光体及红色荧光体。蓝色荧光体被从紫色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。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。红色荧光体被从紫色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。从光源单元611射出的光作为照射光L朝向波长限制滤波器661射出。波长限制滤波器661的分光透过特性与第一实施方式的波长限制滤波器161的分光透过特性相同。

[0156] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,波长限制滤波器661被从照射光L的光路中拔出。在这种情况下,照射光L从光源装置206射出,而波长不受波长限制滤波器661的限制。另一方面,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,波长限制滤波器661被插入到照射光L的光路中。在这种情况下,照射光L中,仅波长415nm附近及波长550nm附近的光从光源装置205射出。

[0157] 图15是与图5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。另外,在图15的(b)中,还示出波长限制滤波器661的分光透过特性T661。

[0158] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,在将波长限制滤波器661从照射光L的光路上拔出之后,对光源单元611进行发光驱动。

[0159] 从光源单元611射出的光的分光强度分布D611在波长约为415nm、470nm、550nm、650nm处具有峰值。这四个波长分别是紫色LED射出的紫色LED光、蓝色荧光体发出的荧光、绿色荧光体发出的荧光、红色荧光体发出的荧光的峰值波长。从光源单元611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。

[0160] 此外,当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,在将波长限制滤波器661插入到照射光L的光路上之后,对光源单元611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。

[0161] 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。

[0162] 图16示出第三实施方式的变形例涉及的波长限制滤波器的分光透过特性。在本变形例中,包括两个波长限制滤波器(波长限制滤波器361A、361B)。图16的(a)示出波长限制滤波器361A的分光透过特性T361A,图16的(b)示出波长限制滤波器361B的分光透过特性T361B。

[0163] 如图16的(a)所示,波长限制滤波器361A对波长415nm附近(更详细而言,为390nm~430nm)的光的透过率大致为1(100%),对除此以外的波段的光的透过率大致为0(0%)。如图16的(b)所示,波长限制滤波器361B对波长550nm附近(更详细而言,为520nm~580nm)的光的透过率大致为1(100%),对除此以外的波段的光的透过率大致为0(0%)。

[0164] 波长限制滤波器361A及361B由与滤波器插拔机构171同样的插拔机构支撑为可相对于照射光L的光路插拔。在本变形例中,有三种观察模式(普通观察模式、第一特殊观察模式、第二特殊观察模式)。

[0165] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,波长限制滤波器361A及361B被从照射光L的光路中拔出。在这种情况下,照射光L从光源装置203射出,而波长不受波长限制滤波器361A及361B的限制。

[0166] 当电子内窥镜系统1处于第一特殊观察模式时,波长限制滤波器361A被插入到照射光L的光路中,波长限制滤波器361B未被插入到照射光L的光路中。在这种情况下,照射光L中,仅波长415nm附近的光从光源装置203射出。

[0167] 当电子内窥镜系统1处于第二特殊观察模式时,波长限制滤波器361B被插入到照射光L的光路中,波长限制滤波器361A未被插入到照射光L的光路中。在这种情况下,照射光L中,仅波长550nm附近的光从光源装置203射出。

[0168] 图17是与图5相同的图,示出在本变形例的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。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。另外,在图17的(b)、图17的(c)中,分别示出波长限制滤波器361A的分光透过特性T361A、波长限制滤波器361B的分光透过特性T361B。

[0169] 普通观察模式时的操作与使用图8及图9说明的第三实施方式的相同。因此,在普通观察模式时,射出具有与图9的(a)相同的分光特性的照射光L(普通光)、即从紫外区域(近紫外的一部分)到红色区域具有宽波段的照射光L。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。

[0170] 当电子内窥镜系统1处于第一特殊观察模式时,在将红色荧光体312b从光路上拔出之后,对第一光源单元311和第二光源单元312两者进行发光驱动。此外,此时,波长限制滤波器361A被插入到照射光L的光路上,波长限制滤波器361B被从照射光L的光路上拔出。由此,如图17的(b)所示,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附近的强度相对高于其他波段的强度(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。

[0171] 当电子内窥镜系统1处于第二特殊观察模式时,在将红色荧光体312b从光路上拔出之后,对第一光源单元311和第二光源单元312两者进行发光驱动。此外,此时,波长限制滤波器361B被插入到照射光L的光路上,波长限制滤波器361A被从照射光L的光路上拔出。由此,如图17的(c)所示,照射光L(特殊光)中成为血红蛋白的吸光度的峰值的波长550nm附近的强度相对高于其他波段的强度(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。

[0172] 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。即,在本变形例中,通过切换第一特殊观察模式和第二特殊观察模式,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)的血管的图像。

[0173] 图18示出第五实施方式的变形例涉及的波长限制滤波器561'的分光透过特性T561'。如图18所示,本变形例涉及的波长限制滤波器561'对波长415nm附近(更详细而言,为390nm~430nm)、波长550nm附近(更详细而言,为520nm~580nm)及波长650nm附近(更详细而言,为620nm~680nm)的光的透过率大致为1(100%),对除此以外的波段的光的透过率大致为0(0%)。

[0174] 当电子内窥镜系统1处于普通观察模式时,波长限制滤波器561'被从照射光L的光路中拔出。在这种情况下,照射光L从光源装置205射出,而波长不受波长限制滤波器561'的限制。

[0175] 当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,波长限制滤波器561'被插入到照射光L的光路中。在这种情况下,照射光L中,仅波长415nm附近、波长550nm附近及波长650nm附近的光从光源装置205射出。

[0176] 图19是与图5相同的图,示出在本变形例的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。另外,在图19的(b)中,还示出波长限制滤波器561'的分光透过特性T561'。

[0177] 普通观察模式时的操作与使用图12及图13说明的第五实施方式相同。因此,在普通观察模式时,射出具有与图13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。

[0178] 当电子内窥镜系统1处于特殊观察模式时,对第一光源单元511和第二光源单元512进行发光驱动。此外,波长限制滤波器561被插入到照射光L的光路上。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附近及650nm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和深层血管的拍摄图像。

[0179] 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。

[0180] 图20示出另一实施方式涉及的光源装置207的框图。为了方便起见,基于第二实施方式,对另一实施方式进行说明。如图20所示,光源装置207为如下结构:相对于第二实施方式涉及的光源装置202,由旋转式转台400代替波长限制滤波器261,并且追加了滤波器旋转机构430。旋转式转台400由过滤器插拔机构171支撑为可相对于照射光L的光路插拔。

[0181] 图21是示出旋转式转台400的结构的图。如图21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。

[0182] 在旋转式转台400上,沿周向并列形成有四个开口。在各开口中配置有分别具有不同的分光特性的滤波器。具体而言,配置有波长限制滤波器261'、第一氧饱和度观察用滤波器Fs1、第二氧饱和度观察用滤波器Fs2、窄波段观察用滤波器Fs3。在另一的实施方式中,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。

[0183] 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。

[0184] 图22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22中实线的波形表示氧饱和度为100%时的(即,氧化血红蛋白HbO₂)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。

[0185] 如图22所示,在Q带中,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22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。

[0186] 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”。

[0187] 另外,波长区域R0为528nm~584nm。波长区域R2为546nm~570nm。

[0188] 如图22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。

[0189] 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。

[0190] (式1)

$$[0191] \quad X = (A_{R1} + A_{R3}) - A_{R2}$$

[0192] 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。

[0193] 第一氧饱和度观察用滤波器Fs1是选择性地使550nm波段的光透过的光学带通滤波器。如图22所示,第一氧饱和度观察用滤波器Fs1具有使从等吸收点E1到E4的波长区域(即,波长区域R0)的光以低损失透过并将除此以外的波长区域的光遮蔽的分光特性。第二氧饱和度观察用滤波器Fs2具有使从等吸收点E2到E3的波长区域(即,波长区域R2)的光以低损失透过并将除此以外的波长区域的光遮蔽的分光特性。

[0194] 波长限制滤波器261'具有与波长限制滤波器261相同的分光透过特性。窄波段观察用滤波器Fs3具有仅使吸光度高的650nm波段(630~650nm)的光透过指定生物体组织(主要是深层血管)的分光透过特性。

[0195] 如此,在旋转式转台400上配置有限制波长的四个滤波器(第一氧饱和度观察用滤波器Fs1、第二氧饱和度观察用滤波器Fs2、窄波段观察用滤波器Fs3及波长限制滤波器261')。即,在旋转式转台400上配置有分别具有不同分光透过特性的多个(四个)波长限制滤波器。

[0196] 在普通观察模式时,在将旋转式转台400从照射光L的光路中拔出并且将蓝色荧光体211b插入到光路上的状态下,对第一光源单元211和第二光源单元212两者进行发光驱动。即,普通观察模式时的操作与使用图6及图7说明的第二实施方式相同。因此,在普通观察模式时,射出具有与图7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。

[0197] 在特殊观察模式时,在将旋转式转台400插入到照射光L的光路上并且将蓝色荧光体211b从光路上拔出的状态下,对第一光源单元211和第二光源单元212两者进行发光驱动。此时,旋转式转台400在波长限制滤波器261'位于照射光L的光路上的状态下停止。即,特殊观察模式时的操作也与使用图6及图7说明的第二实施方式相同。因此,在特殊观察模式时,射出具有与图7的(b)相同的分光特性的照射光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(及550nm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(及中层血管)的拍摄图像。

[0198] 在氧饱和度观察模式时,在将旋转式转台400插入到照射光L的光路上并且将蓝色荧光体211b从光路上拔出的状态下,对第一光源单元211和第二光源单元212两者进行发光驱动。此时,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,使得波长限制滤波器261'、第一氧饱和度观察用滤波器Fs1、第二氧饱和度观察用滤波器Fs2、及窄波段观察用滤波器Fs3等各滤波器在与帧速率同步(与成像周期同步)的定时顺次插入到

照射光L的光路上。

[0199] 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。

[0200] 由此,将根据波长限制滤波器261'、第一氧饱和度观察用滤波器Fs1、第二氧饱和度观察用滤波器Fs2、及窄波段观察用滤波器Fs3等各滤波器而被进行滤波的照射光L顺次照射到被摄体上。因此,将与通过波长限制滤波器261'、第一氧饱和度观察用滤波器Fs1、第二氧饱和度观察用滤波器Fs2、及窄波段观察用滤波器Fs3等各滤波器进行滤波的照射光L对应的图像信号,顺次输入到后级信号处理电路28中。

[0201] 后级信号处理电路28使用上述式(1),根据由图像存储器27输入的与第一氧饱和度观察用滤波器Fs1对应的图像信号及与第二氧饱和度观察用滤波器Fs2对应的图像信号计算指标X。

[0202] 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。

[0203] 此外,后级信号处理电路28使用与由图像存储器27输入的波长限制滤波器261'对应的图像信号,生成窄波段观察图像数据(速率降低但与特殊观察模式时相同的图像)。

[0204] 此外,后级信号处理电路28使用与由图像存储器27输入的窄波段观察用滤波器Fs3对应的图像信号,生成窄波段观察图像数据。

[0205] 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。

[0206] 在其他实施方式中,使用由绿色荧光体发出的荧光,生成由第一氧饱和度观察用过滤器Fs1、第二氧饱和度观察用过滤器Fs2各过滤器产生的照射光L。由此,氧饱和度的计算精度提高,因此通过辅助病变部的诊断,可以获得更适合的氧饱和度分布图像。在使用由黄色荧光体发出的荧光生成由第一氧饱和度观察用过滤器Fs1、第二氧饱和度观察用过滤器Fs2各过滤器产生的照射光L的情况下,同样地也可以获得氧饱和度的计算精度提高的效果。

[0207] 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。

[0208] 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。

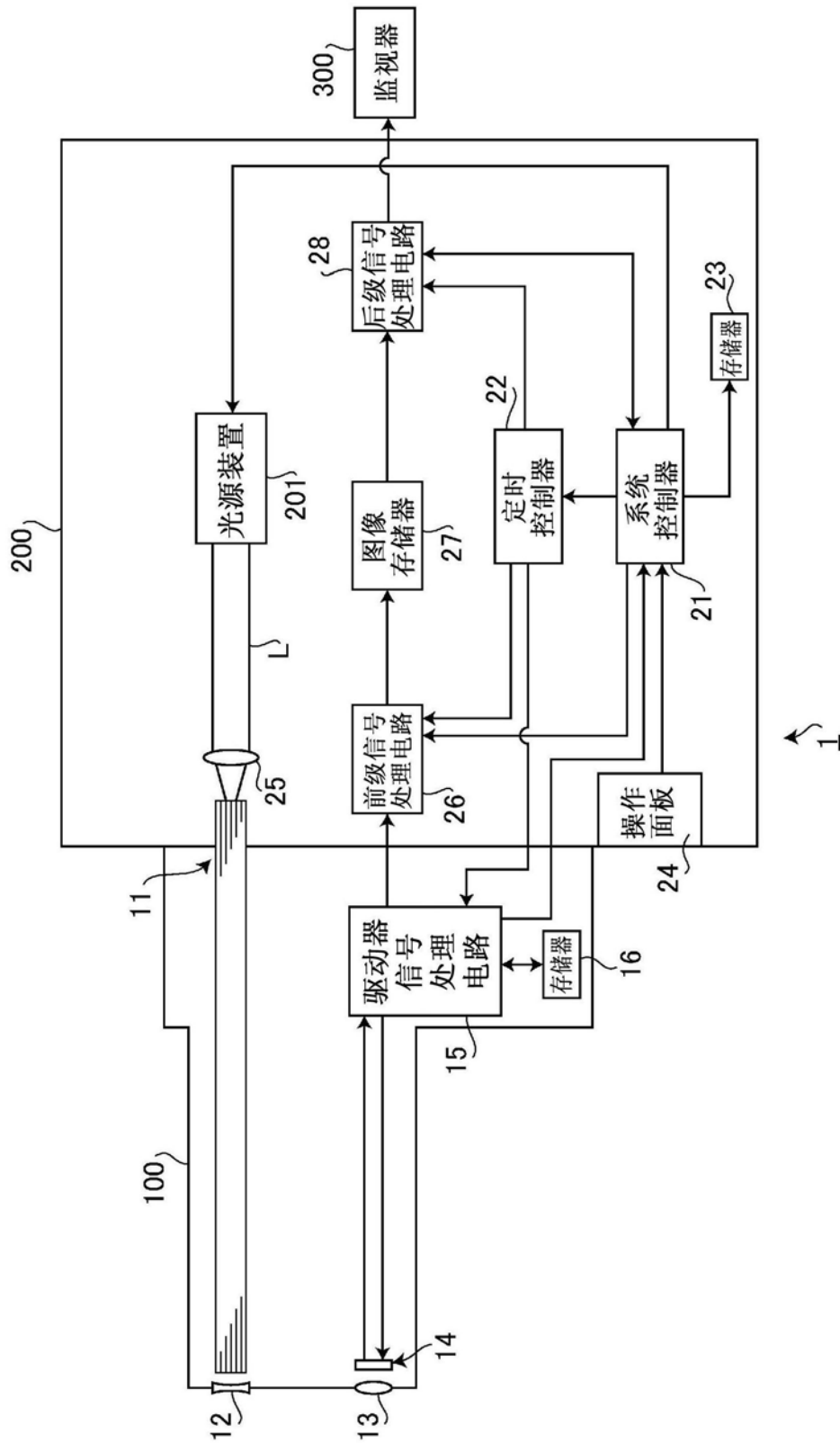


图1

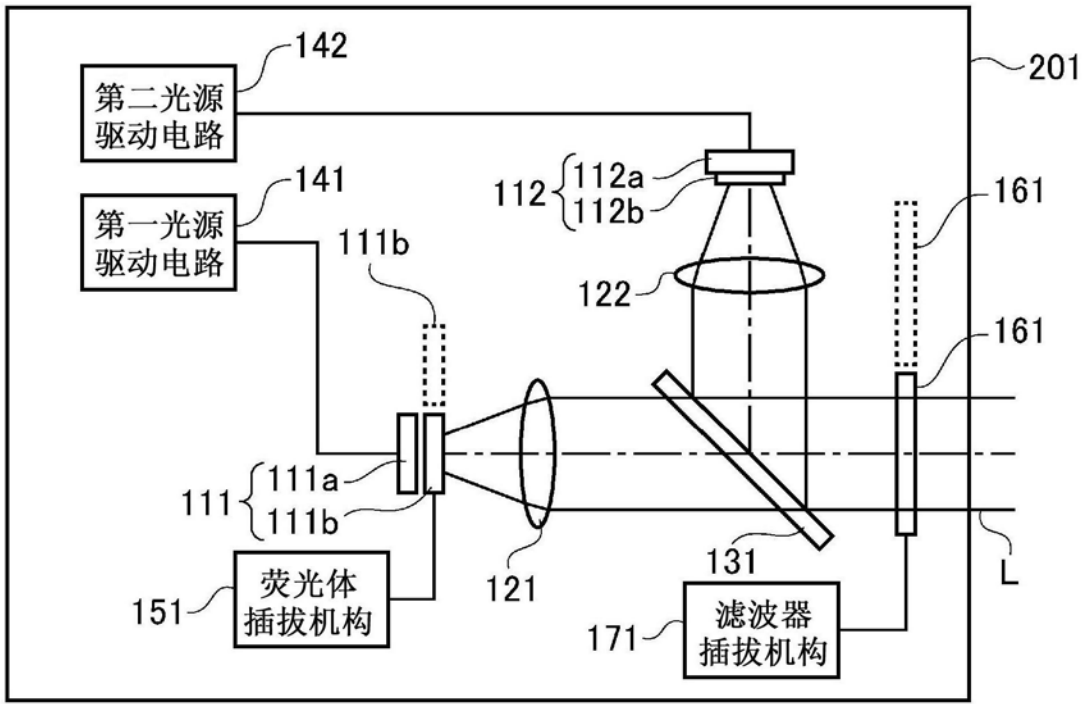


图2

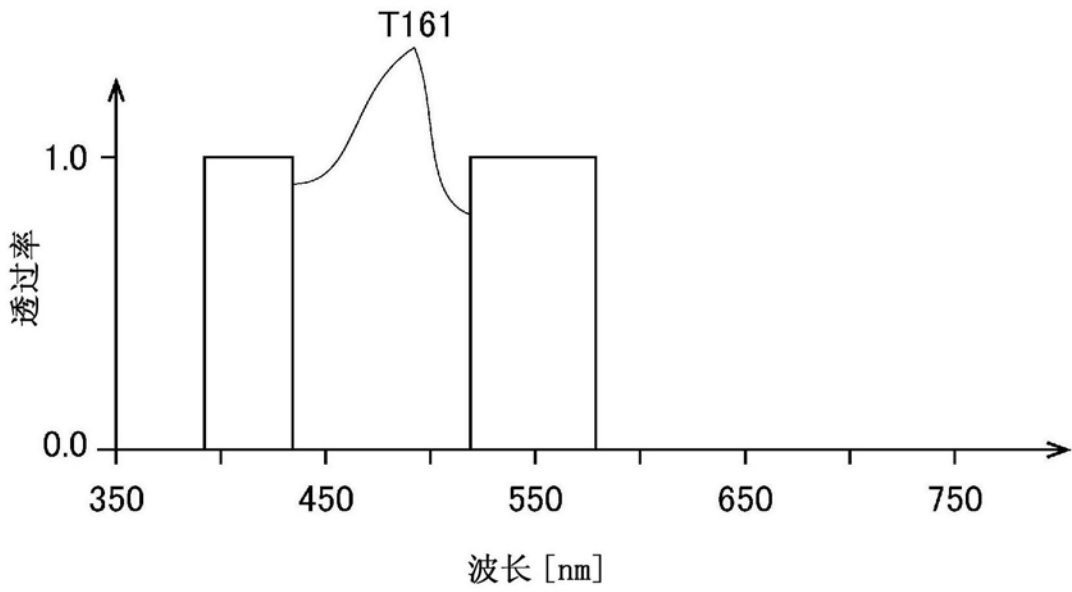


图3

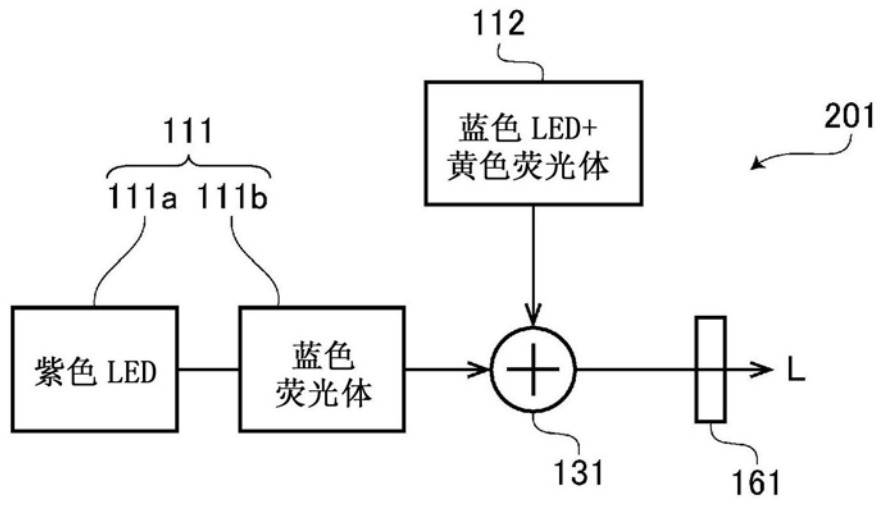


图4

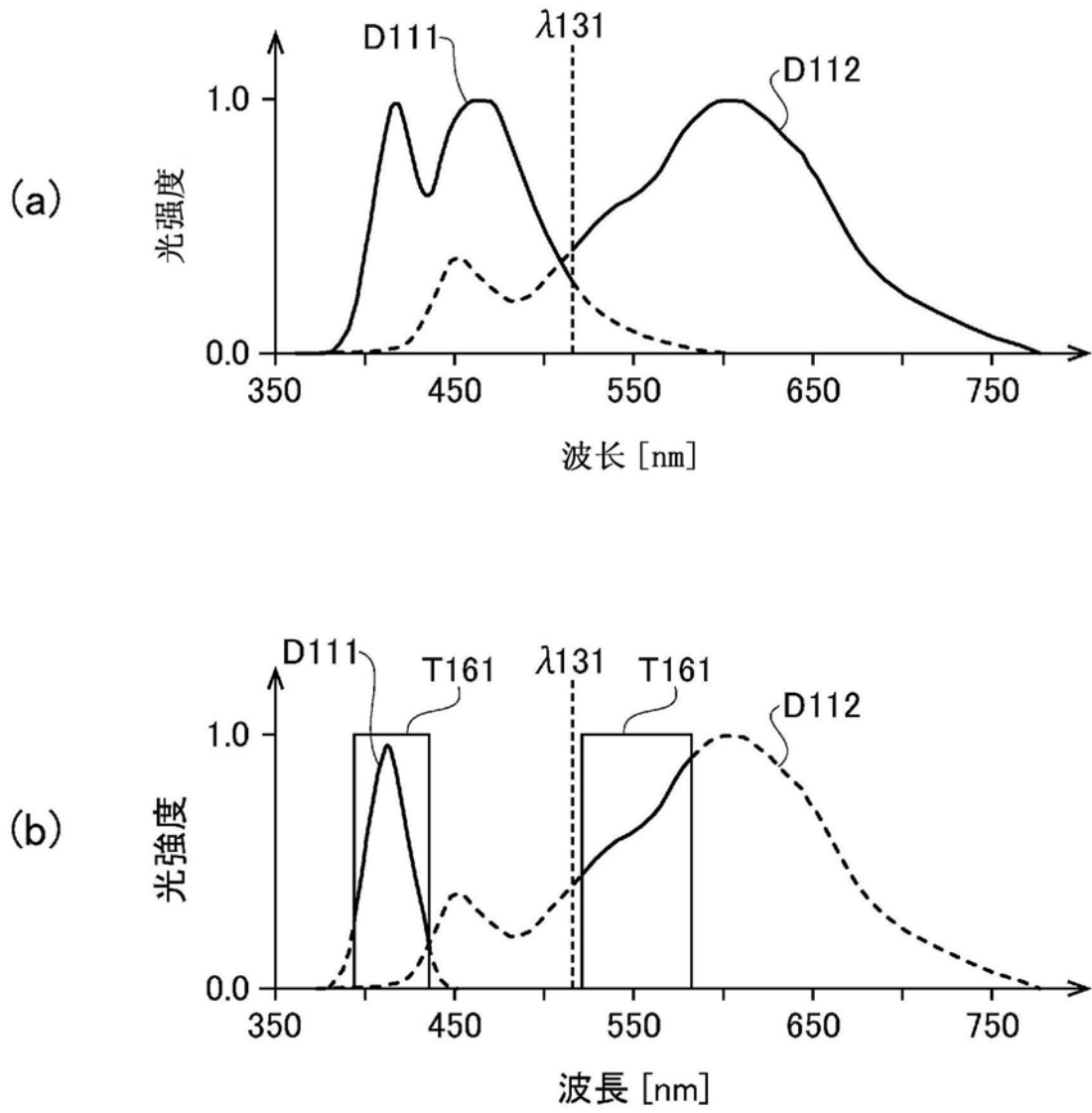


图5

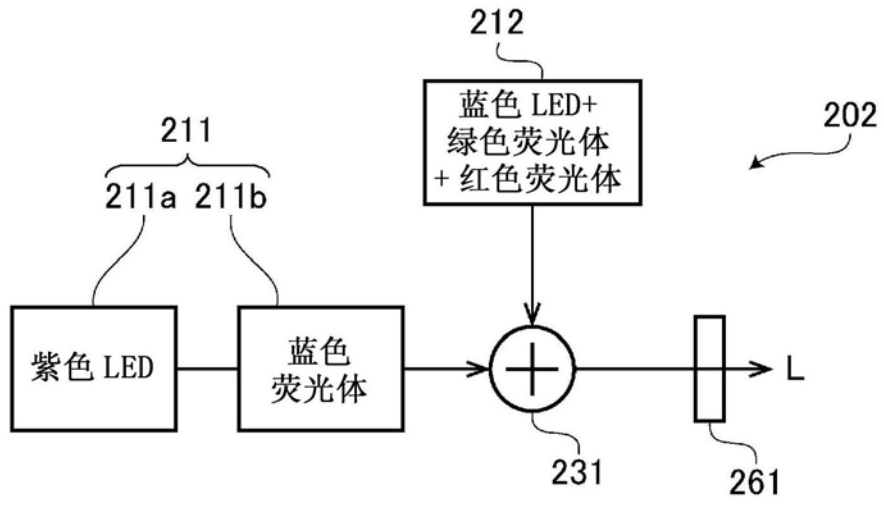


图6

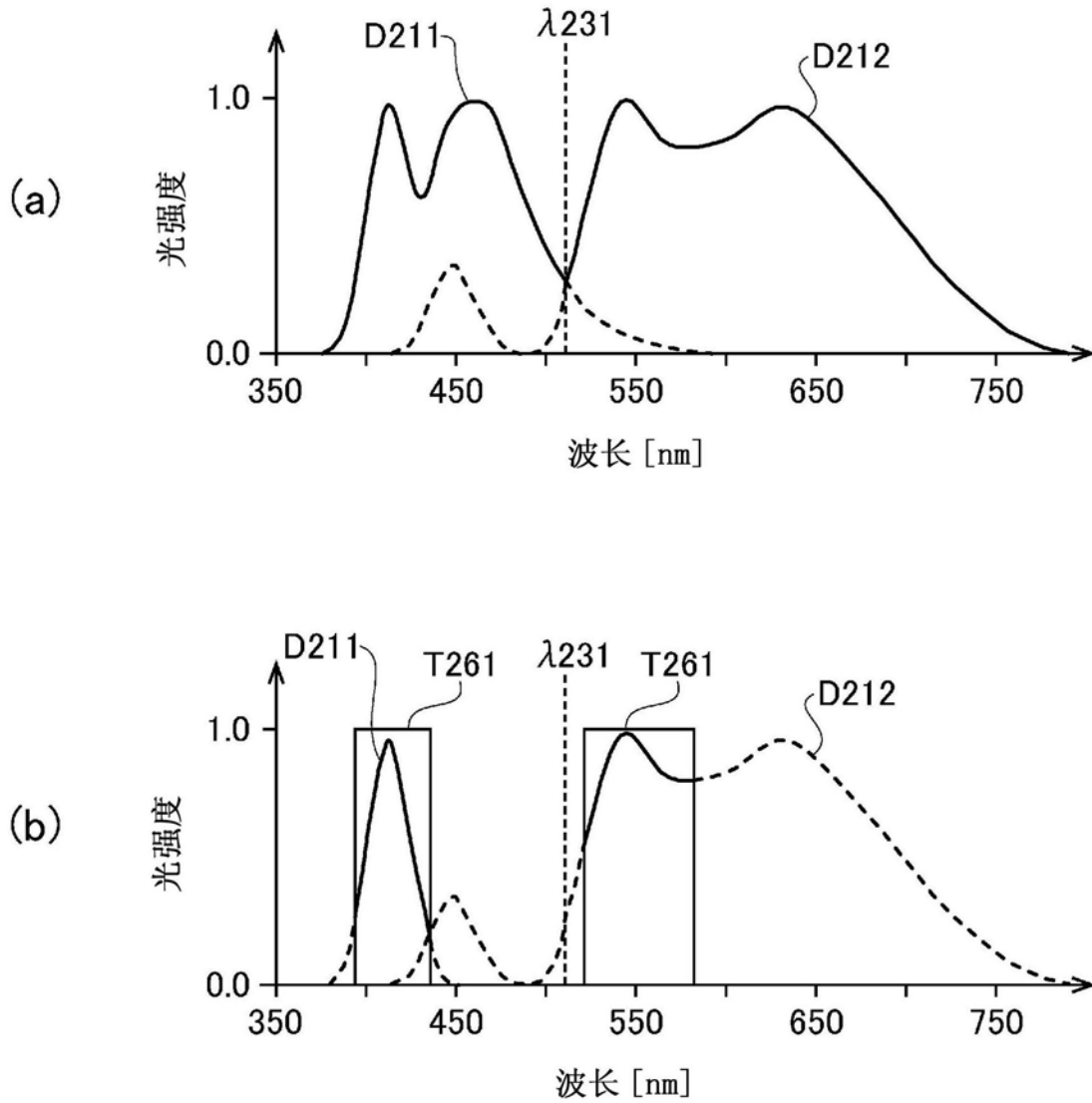


图7

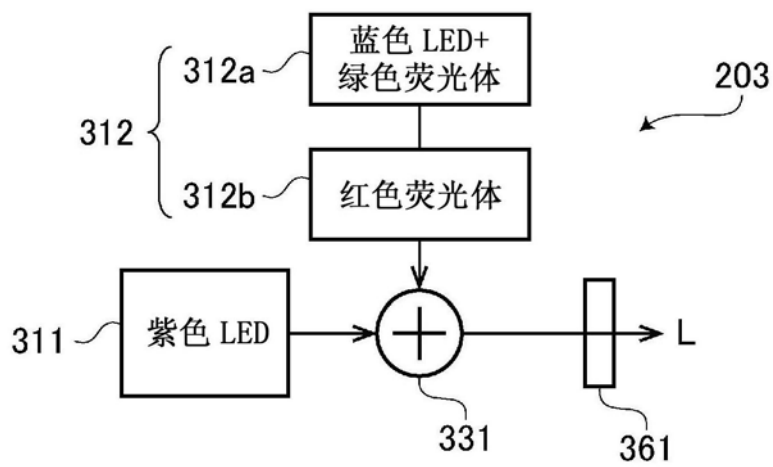


图8

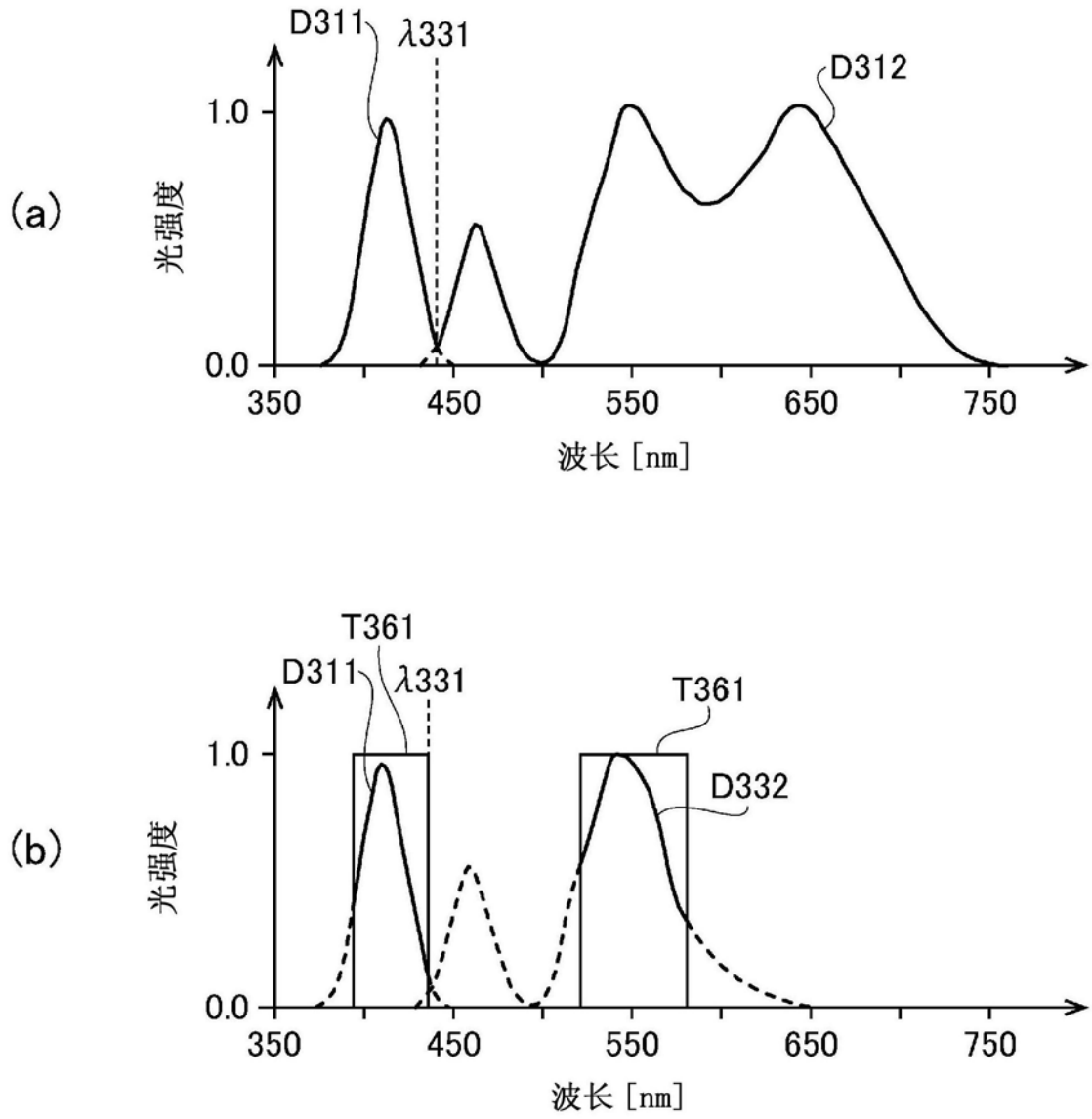


图9

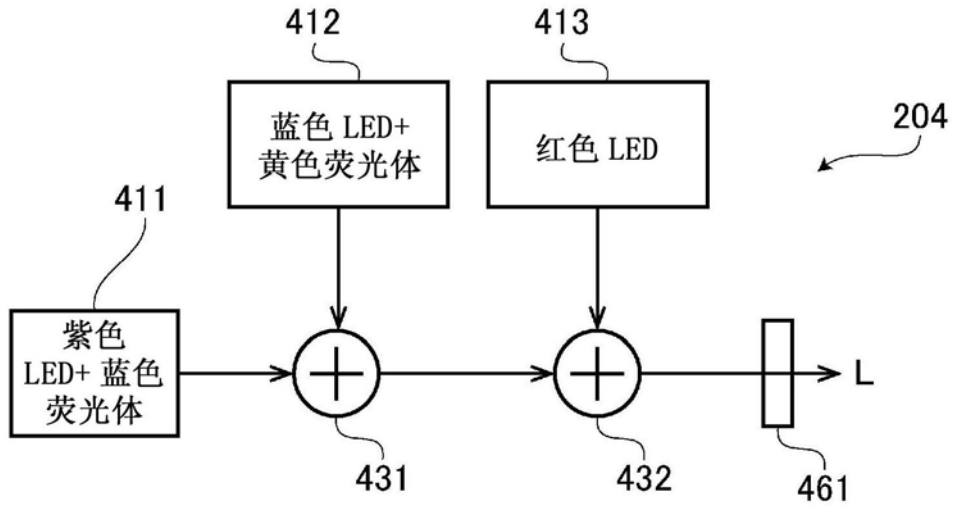


图10

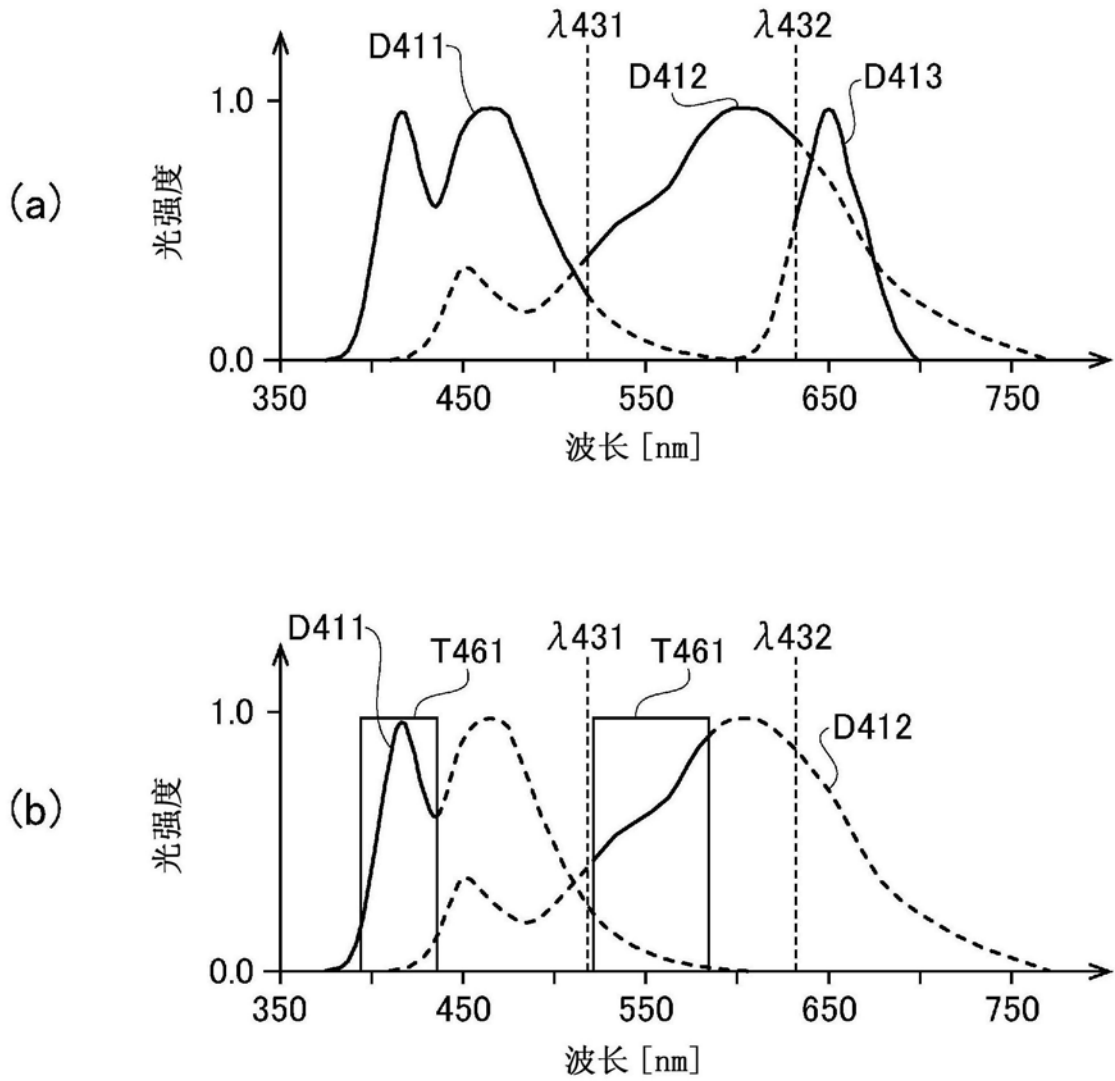


图11

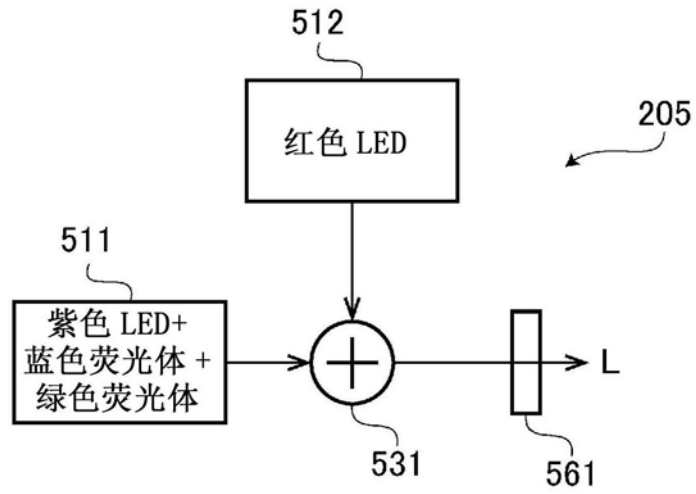


图12

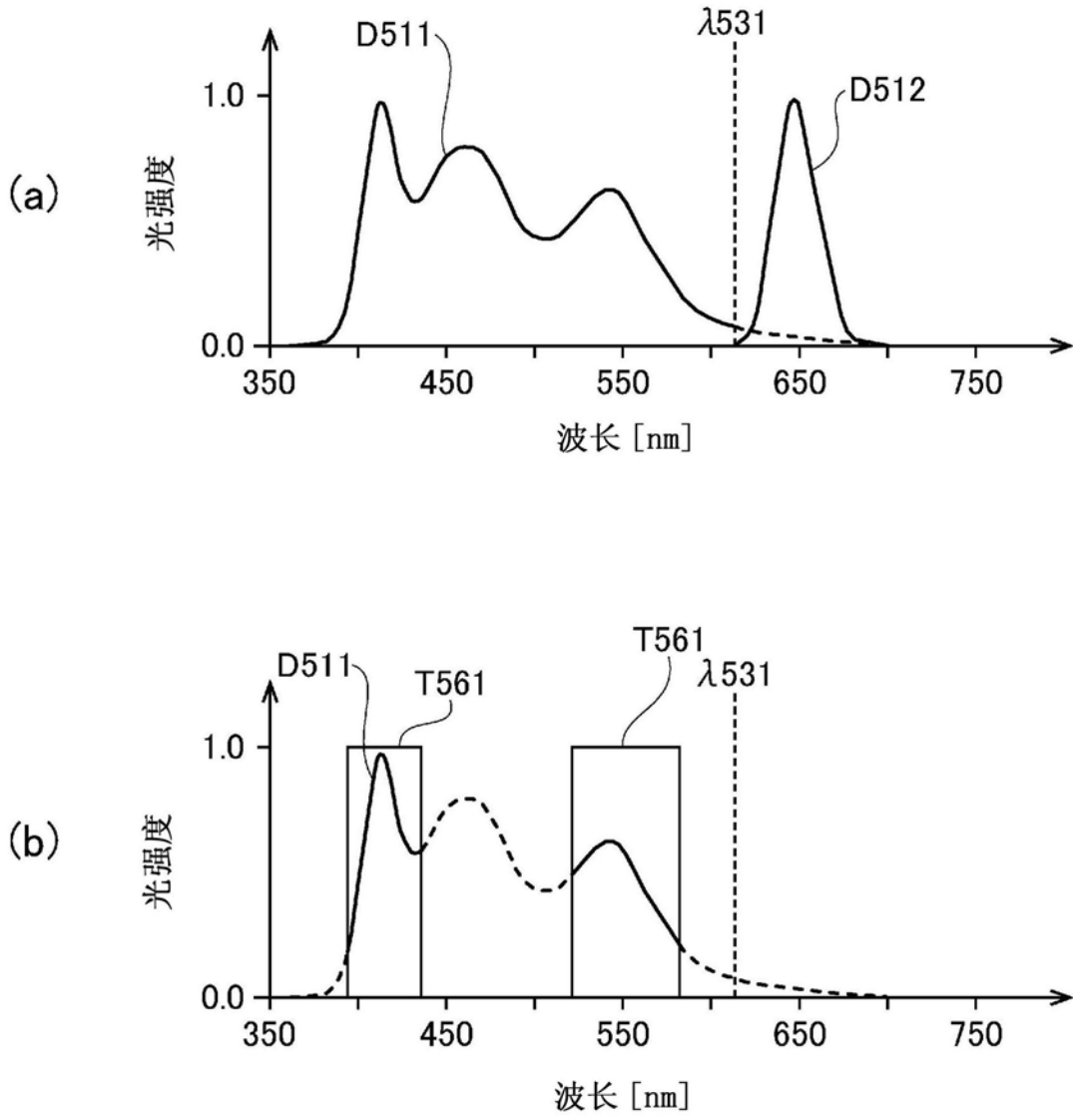


图13

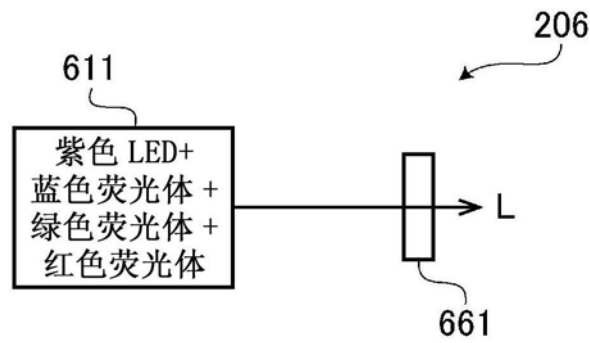


图14

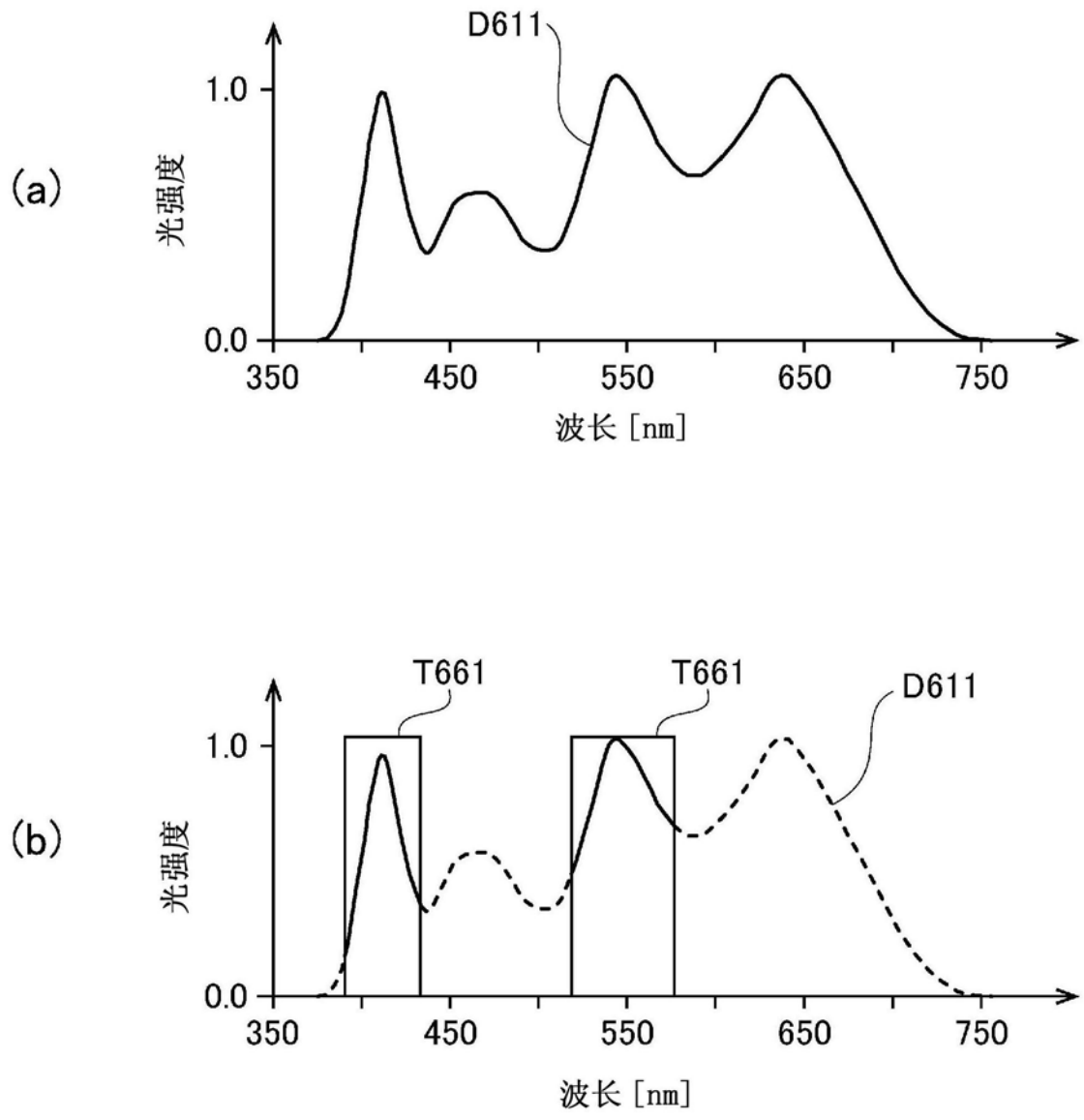


图15

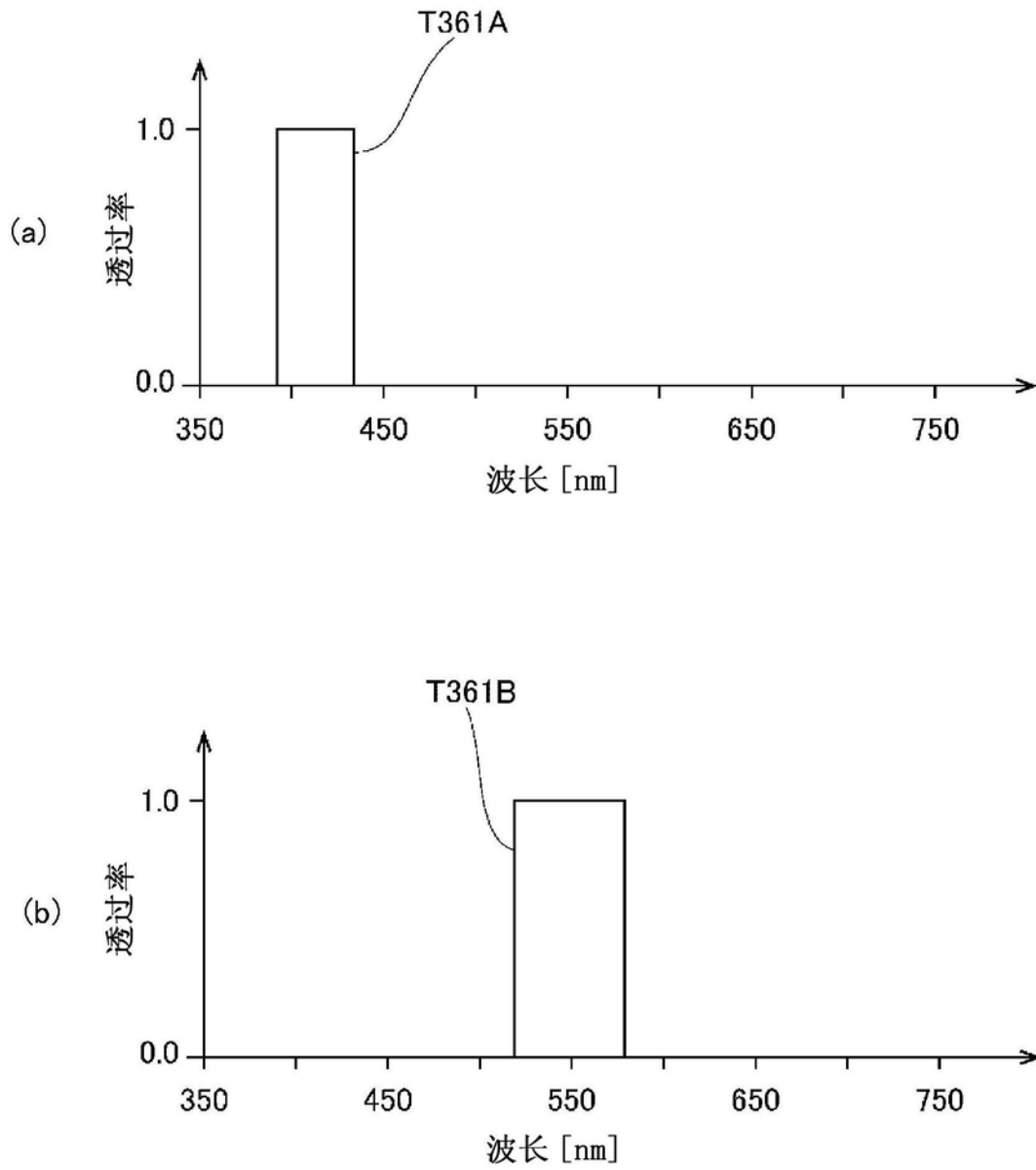


图16

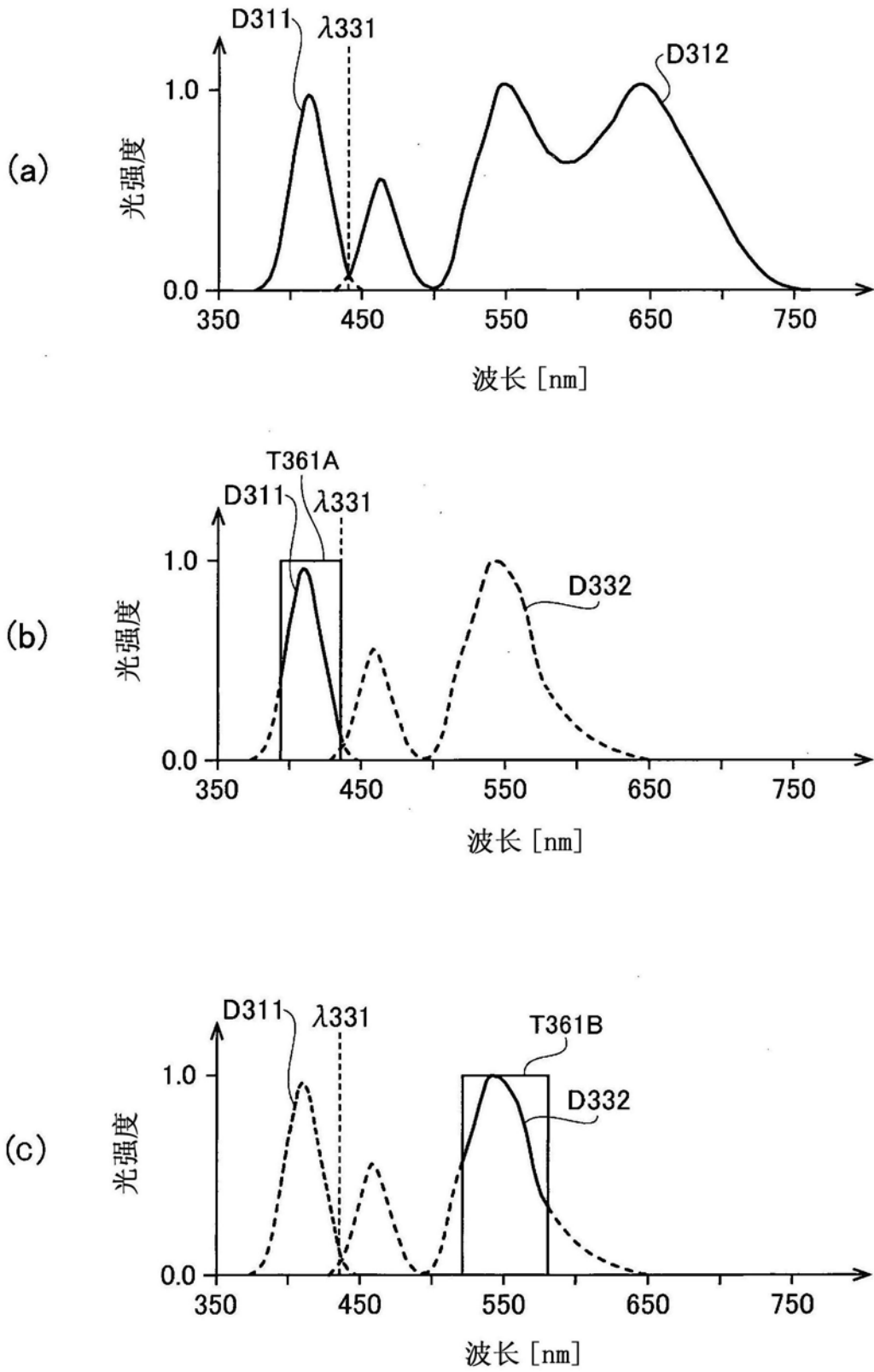


图17

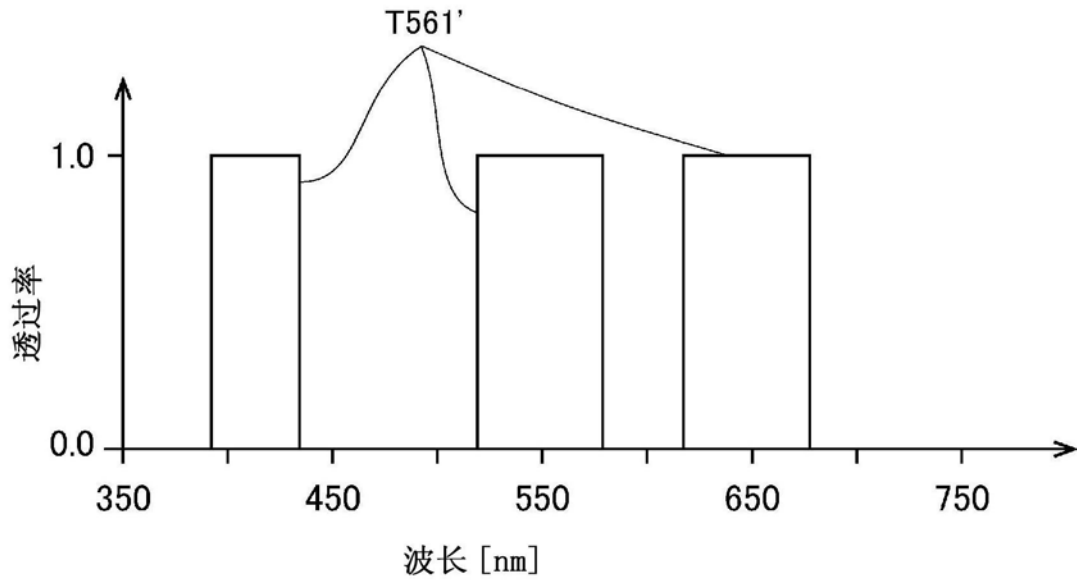


图18

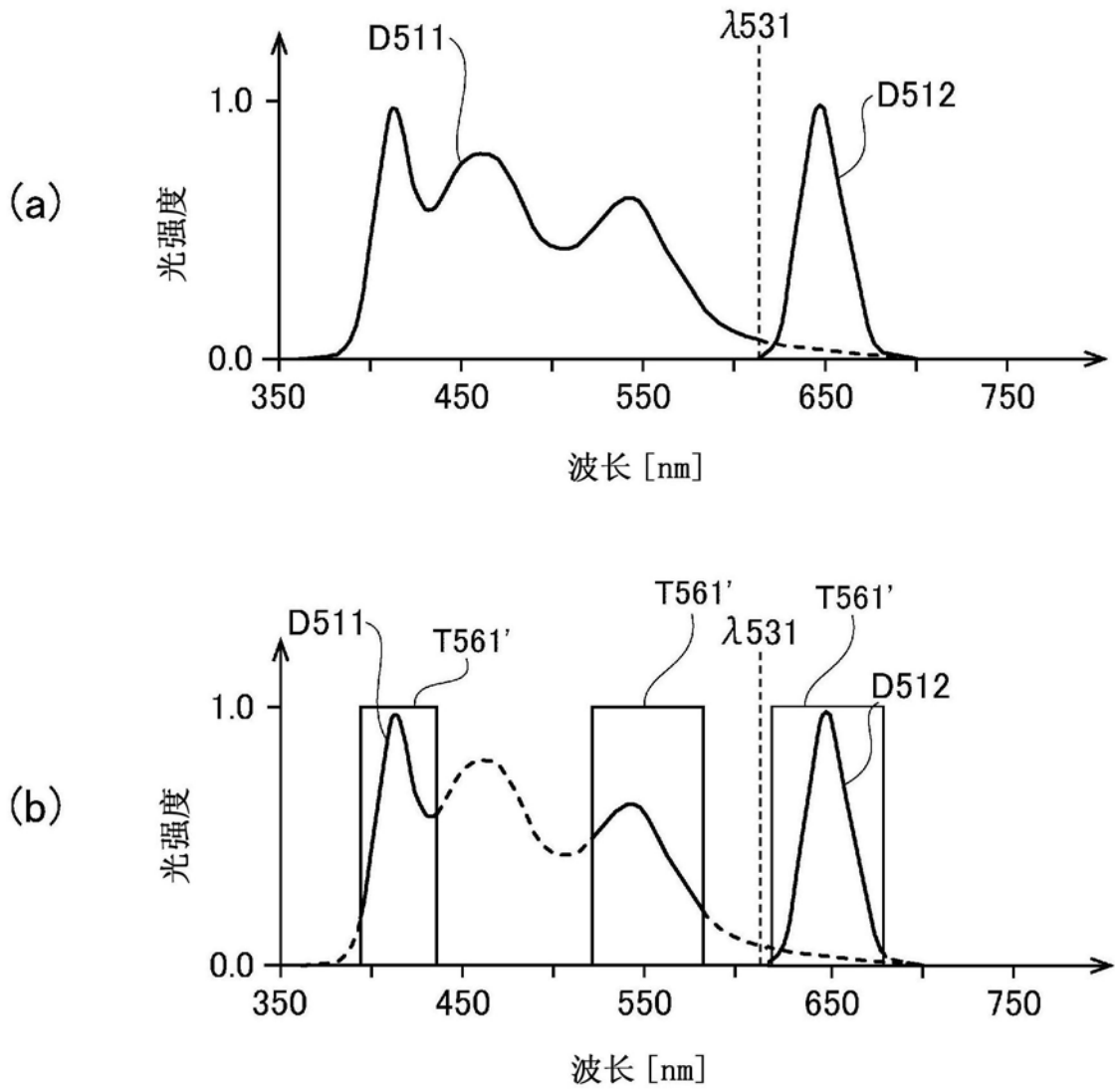


图19

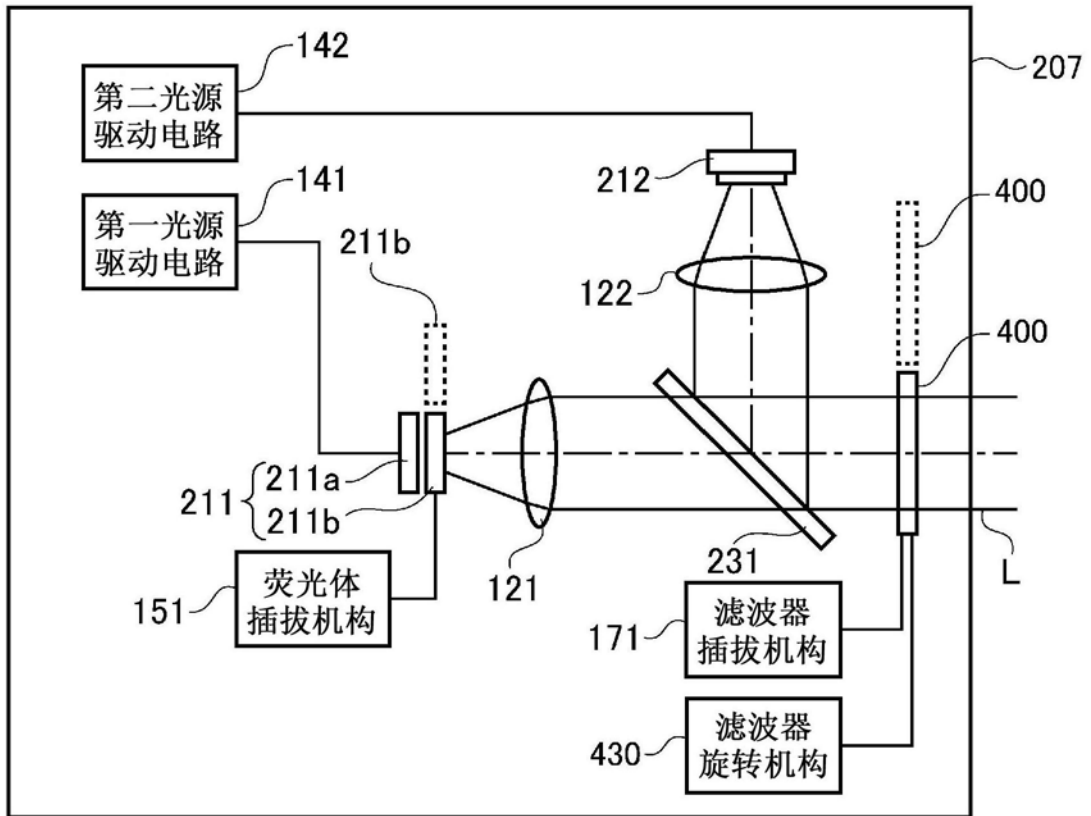


图20

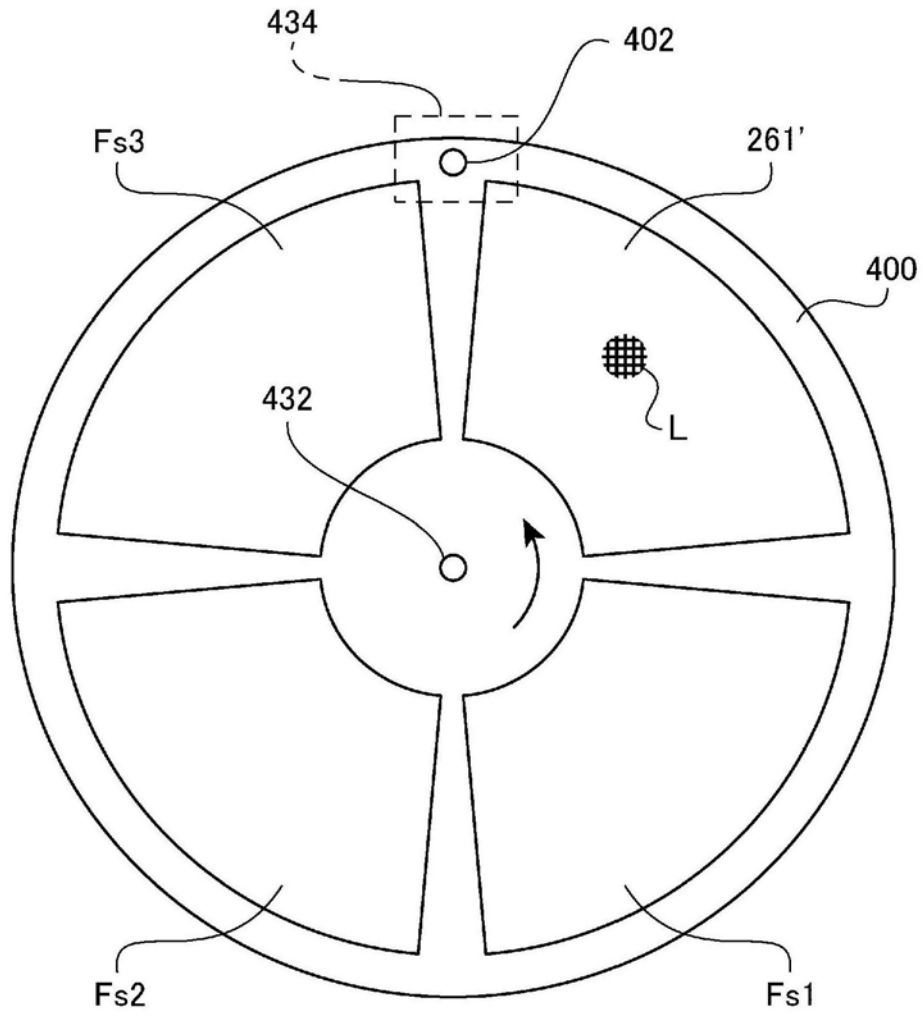


图21

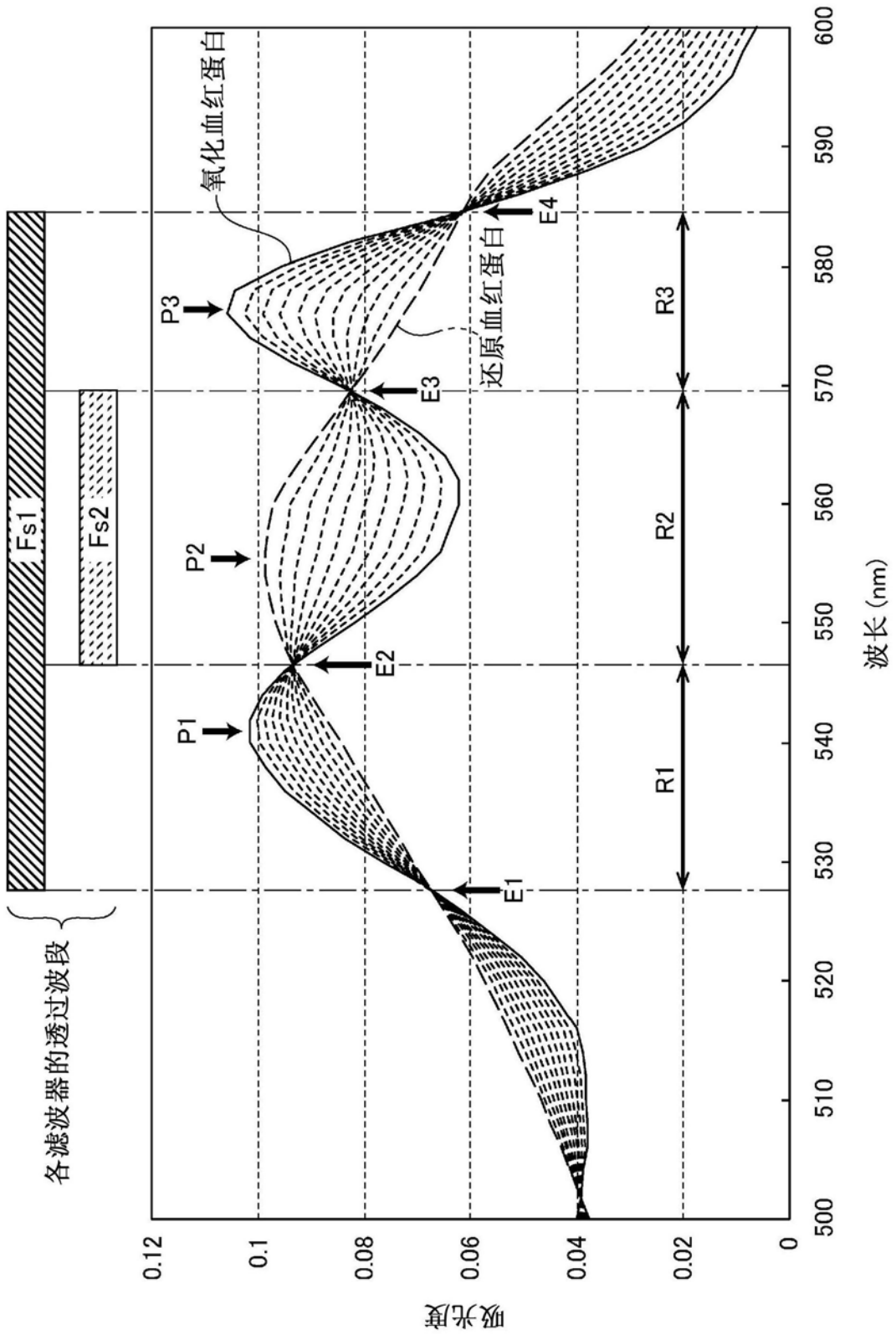


图22

专利名称(译)	内窥镜用光源装置及内窥镜系统		
公开(公告)号	CN209091322U	公开(公告)日	2019-07-12
申请号	CN201790000593.9	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/JP2016/054810 2016-02-19 WO		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜用光源装置包括：光源部，具有第一固体发光元件、第一荧光体及第二荧光体，并且射出包括从第一固体发光元件射出的第一波段的光、从第一荧光体发出的第一荧光、及从第二荧光体发出并具有与第一荧光的峰值波长不同的峰值波长的第二荧光的照射光；至少一个波长限制滤波器，仅使照射光中指定波段的光透过；以及滤波器插拔机构，将波长限制滤波器支撑为可相对于照射光的光路插拔。当将波长限制滤波器插入光路时，照射光被滤波成包括第一波段的光和第二荧光的光并供应到内窥镜。当将波长限制滤波器从照射光的光路中拔出时，照射光供应到内窥镜而不被波长限制滤波器进行滤波。

