



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110799086 A

(43)申请公布日 2020.02.14

(21)申请号 201880040620.4

(22)申请日 2018.08.28

(30)优先权数据

2017-163219 2017.08.28 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.12.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/031686 2018.08.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/044802 JA 2019.03.07

(71)申请人 HOYA株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 尾登邦彦

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 李丹

(51)Int.Cl.

A61B 1/07(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

G02B 23/26(2006.01)

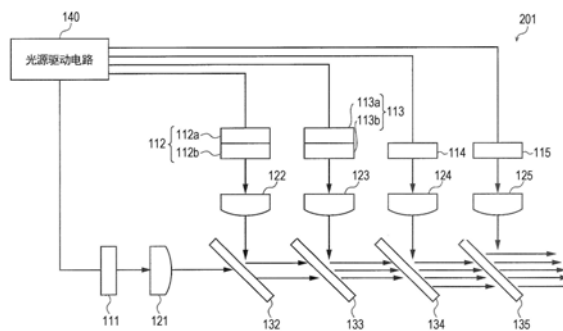
权利要求书3页 说明书17页 附图15页

(54)发明名称

内窥镜用光源装置及内窥镜系统

(57)摘要

光源装置具有:第1光学元件,其用于生成从入射光中去除第1波段光分量后的透射光与从入射光中提取出第1波段光分量后的反射光;第1光源,其用于将至少包括所述第1波段的光分量的光射出,并且将其入射至所述第1光学元件以使得其变成所述第1光学元件的反射光;第2光源,其用于射出光以使包括所述第1波段在内的较宽的第2波段光分量的光变成所述第1光学元件的透射光;以及控制部,其用于控制所述第1光源与所述第2光源的驱动。所述控制部通过控制所述第1光源出射光的射出与所述第2光源出射光的射出的开启/关闭,选择性地执行所述第1光的射出与所述第2光的射出。



1. 一种内窥镜用光源装置,采用至少可以射出第1光、以及包括所述第1光的第1波段在内的较宽的第2波段的第2光中任意一个光的结构,

其特征在于,具备:

第1光学元件,其结构为,从第1光路射入的第1光路入射光从所述第1光路入射光中提取出所述第1波段的光分量,并在去除所述第1波段之外的光分量后变成第1光路穿透光,从所述光学元件的第2光路射入的第2光路入射光从所述第2光路入射光中去除所述第1波段的光分量,并在提取出所述第1波段的光分量之外的光分量后变成第2光路穿透光,将所述第1光路穿透光的出射光路与所述第2光路穿透光的出射光路重叠,从而将通过重叠后的所述出射光路的光射出;

第1光源,其结构为,将至少包括所述第1波段的光分量的第1光源出射光射出,并且将所述第1光源出射光入射至所述第1光学元件以使得所述第1光源出射光变成所述第1光路入射光;

第2光源,其结构为,将至少包括所述第2波段的光分量的第2光源出射光射出,并且使至少包括从所述第2光源出射光中获取的所述第2波段的光分量的光变成所述第1光学元件的所述第2光路入射光;

以及控制部,其结构为,通过控制所述第1光源出射光的射出与所述第2光源出射光的射出的开启/关闭,选择性地执行所述第1光的射出与所述第2光的射出。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜用光源装置,其中,所述控制部采用以下结构:控制所述第1光源和所述第2光源的驱动,以便开启所述第1光源出射光的射出与所述第2光源出射光的射出,生成所述第2光;开启所述第1光源出射光的射出,并关闭所述第2光源出射光的射出,生成所述第1光。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜用光源装置,具备第2光学元件,其中第2光学元件采用以下结构:接收所述第2光源出射光的射入,并且生成用于向所述第1光学元件射出的出射光以使其成为所述第1光学元件的所述第2光路入射光。

4. 根据权利要求1~3中任意一项所述的内窥镜用光源装置,所述第1光源出射光的波段与所述第2光源出射光的波段相同。

5. 根据权利要求1~4中任意一项所述的内窥镜用光源装置,所述控制部控制所述第1光源,以使得射出所述第1光时的所述第1光源出射光的光强度与射出所述第2光时的所述第1光源出射光的光强度不同。

6. 根据权利要求3所述的内窥镜用光源装置,所述内窥镜用光源装置具备第3光源,其中第3光源的结构为,向所述第2光学元件射出峰值波长比所述第1光的峰值波长与所述第2光的峰值波长更长的第3光源出射光,

所述第2光学元件的结构为,接收所述第3光源出射光与所述第2光源出射光的射入,使得所述第3光源出射光与至少包括所述第2光源出射光的所述第2波段的光分量在内的光的合成光朝向所述第1光学元件射出。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜用光源装置,所述内窥镜用光源装置具备:

第4光源,其峰值波长比所述第1光的峰值波长与所述第2光的峰值波长更短,并且用于射出包括415nm的波长在内的波段的第4光源出射光;

以及第3光学元件,其结构为,接收所述第4光源出射光与源自所述第1光学元件的出射

光的射入,使得所述第4光源出射光与源自所述第1光学元件的出射光的合成光作为第3光射出。

8. 根据权利要求3所述的内窥镜用光源装置,所述内窥镜用光源装置具备第4光源,其峰值波长比所述第1光的峰值波长与所述第2光的峰值波长更短,并且用于射出包括415nm波长在内的波段的第4光源出射光,

所述第2光学元件的结构为,接收所述第4光源出射光与所述第2光源出射光的射入,使得所述第4光源出射光与至少包括所述第2光源出射光的所述第2波段的光分量在内的光的合成光朝向所述第1光学元件射出。

9. 根据权利要求8所述的内窥镜用光源装置,所述内窥镜用光源装置具备:

第3光源,其结构为,射出峰值波长比所述第1光的峰值波长与所述第2光的峰值波长更长的第3光源出射光;

以及第3光学元件,其结构为,接收所述第3光源出射光与源自所述第1光学元件的出射光的射入,使得所述第3光源出射光与所述第1光学元件的合成光作为第3光射出。

10. 根据权利要求7或9所述的内窥镜用光源装置,所述控制部的结构为,控制所述第1光源、所述第2光源、所述第3光源以及所述第4光源的驱动,以使得所述第1光、所述第2光以及所述第3光作为出射光反复射出。

11. 根据权利要求1~10中任意一项所述的内窥镜用光源装置,所述第1光源具备用于发射第1激发光的第1固体发光元件、以及利用所述第1激发光发射第1荧光的第1荧光体;

所述第1光源出射光包括所述第1激发光及所述第1荧光。

12. 根据权利要求11所述的内窥镜用光源装置,所述第1波段包含在所述第1荧光的波段中。

13. 根据权利要求11或12所述的内窥镜用光源装置,其设置为第1反射面覆盖所述第1光源的发光面周围空间的一部分,以便在所述第1光源中,无需激发所述第1荧光体即可反射已穿过的所述第1激发光的一部分,并将其照射在所述第1荧光体中,从而增强所述第1荧光体所发射的所述第1荧光的强度。

14. 根据权利要求1~13中任意一项所述的内窥镜用光源装置,所述第1光路出射光是在所述第1光学元件的表面反射的反射光,

所述第2光路出射光是透射所述第1光学元件内部的透射光。

15. 根据权利要求1~14中任意一项所述的内窥镜用光源装置,所述第2光源具备用于发射第2激发光的第2固体发光元件、以及利用所述第2激发光发射第2荧光的第2荧光体;

所述第2光源出射光包括所述第2激发光及所述第2荧光。

16. 根据权利要求15所述的内窥镜用光源装置,所述第2波段包含在所述第2荧光的波段中。

17. 根据权利要求15或16所述的内窥镜用光源装置,其设置为第2反射面覆盖所述第2光源的发光面周围空间的一部分,以便在所述第2光源中,无需激发所述第2荧光体即可反射已穿过的所述第2激发光的一部分,并将其照射在所述第2荧光体中,从而增强所述第2荧光体所发射的所述第2荧光的强度。

18. 一种内窥镜系统,其具备:

根据权利要求1~17中任意一项所述的内窥镜用光源装置;

以及内窥镜,其将所述内窥镜用光源装置射出的所述第1光和所述第2光中的至少一个用作被摄体的照明光。

内窥镜用光源装置及内窥镜系统

[技术领域]

[0001] 本发明涉及一种内窥镜用光源装置及内窥镜系统。

[背景技术]

[0002] 众所周知,内窥镜系统用于获取由内窥镜拍摄的活组织图像和信息,并进行诊断。当使用内窥镜系统进行诊断时,为获取增强活组织中特殊部分的图像,使用不同于普通光即白光的特定波段的特殊光作为活组织的照明光。例如,获取增强活组织中的血管部分的图像,或者获取活组织中生物物质的相关信息,例如,血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的信息。

[0003] 已知一种用于内窥镜系统的光源装置,该光源装置能够使用这样的特殊光即光谱强度特性与白光不同的特殊光来拍摄特殊图像(专利文献1)。

[0004] 上述已知的光源装置具备搭载有2个发光二极管(LED:Light Emitting Diode)和旋转式光学滤光片的光源装置。在2个LED中,其中一个是为了发射紫色光波段的光的紫色LED。另外,另一个LED是具有蓝色LED和黄色荧光体的荧光体LED,并且通过混合蓝色LED光和黄色荧光来发射伪白光。光学滤光片是相对于特定活组织来说仅允许具有高吸光度的波段的光穿过的波长选择型滤光片,并且可以在从荧光体LED射出的光的光路上插拔。

[0005] 在上述光源装置中,当从光路上移除光学滤光片时,从荧光体LED射出的光作为白光(普通光)照亮被摄体,而不限制波段。另一方面,当在光路上插入光学滤光片时,从荧光体LED射出的波段被限制的照射光和从紫色LED射出的照射光均作为特殊光照亮被摄体。如此,使照明光的光谱强度特性与白光不同,并且仅允许特定波段的光照亮被摄体,从而可以在活组织的被摄体中获取增强特定组织的拍摄图像。

[0006] [现有技术文献]

[0007] [专利文献]

[0008] [专利文献1]日本特许第5198694号公报

[发明概要]

[0009] [发明所要解决的课题]

[0010] 然而,由于上述已知的光源装置使用旋转的光学滤光片,因此通过传感器等获取用于掌握光学滤光片旋转状态的旋转检测信号和光学滤光片位置检测信号,从而需要根据该旋转来控制光源装置。另外,由于需要控制旋转以使得光学滤光片的旋转速度设定为规定速度,因此光源装置的控制变得更加复杂。

[0011] 因此,优选地,光源装置可以采用以下结构:在不使用旋转式光学滤光片的条件下就可以在特殊光与白光等普通光之间反复切换并射出相应光。

[0012] 因此,本发明的目的在于提供一种内窥镜用光源装置及内窥镜系统,其中,内窥镜用光源装置采用以下结构:不需要像传统光源装置那样使用旋转式光学滤光片就可以很容易地切换特殊光以用作被摄体的照明光。

[0013] [用于解决课题的方案]

[0014] 本发明的一种形态是一种内窥镜用光源装置,其采用至少可以射出第1光、以及包括所述第1光的第1波段在内的较宽的第2波段的第2光中任意一个的结构。该光源装置,

[0015] 具备:

[0016] 第1光学元件,其结构为,从第1光路射入的第1光路入射光从所述第1光路入射光中提取出所述第1波段的光分量,并在去除所述第1波段之外的光分量后变成第1光路穿透光,从所述光学元件的第2光路射入的第2光路入射光从所述第2光路入射光中去除所述第1波段的光分量,并在提取出所述第1波段的光分量之外的光分量后变成第2光路穿透光,将所述第1光路穿透光的出射光路与所述第2光路穿透光的出射光路重叠,从而将通过重叠后的所述出射光路的光射出;

[0017] 第1光源,其结构为,将至少包括所述第1波段的光分量的第1光源出射光射出,并且将所述第1光源出射光入射至所述第1光学元件以使得所述第1光源出射光变成所述第1光路入射光;

[0018] 第2光源,其结构为,将至少包括所述第2波段的光分量的第2光源出射光射出,并且使至少包括从所述第2光源出射光中获取的所述第2波段的光分量的光变成所述第1光学元件的所述第2光路入射光;

[0019] 以及控制部,其结构为,通过控制所述第1光源出射光的射出与所述第2光源出射光的射出的开启/关闭,选择性地执行所述第1光的射出与所述第2光的射出。

[0020] 优选地,所述控制部采用以下结构:控制所述第1光源和所述第2光源的驱动,以便开启所述第1光源出射光的射出与所述第2光源出射光的射出,生成所述第2光;开启所述第1光源出射光的射出,并关闭所述第2光源出射光的射出,生成所述第1光。

[0021] 在一个实施方式中,优选地,其具备第2光学元件,其中第2光学元件采用以下结构:接收所述第2光源出射光的射入,并且生成用于向所述第1光学元件射出的出射光以使其成为所述第1光学元件的所述第2光路入射光。

[0022] 在一个实施方式中,优选地,所述第1光源出射光的波段与所述第2光源出射光的波段相同。

[0023] 在一个实施方式中,优选地,所述控制部控制所述第1光源,以使得射出所述第1光时的所述第1光源出射光的光强度与射出所述第2光时的所述第1光源出射光的光强度不同。

[0024] 在一个实施方式中,优选地,所述内窥镜用光源装置具备第3光源,其中第3光源的结构为,向所述第2光学元件射出第3光源出射光,其峰值波长比所述第1光的峰值波长与所述第2光的峰值波长更长;

[0025] 所述第2光学元件的结构为,接收所述第3光源出射光与所述第2光源出射光的射入,使得所述第3光源出射光与至少包括所述第2光源出射光的所述第2波段的光分量在内的光的合成光朝向所述第1光学元件射出。

[0026] 此时,在一个实施方式中,优选地,所述内窥镜用光源装置具备:

[0027] 第4光源,其峰值波长比所述第1光的峰值波长与所述第2光的峰值波长更短,并且用于射出包括415nm的波长在内的波段的第4光源出射光;

[0028] 以及第3光学元件,其结构为,接收所述第4光源出射光与源自所述第1光学元件的

出射光的射入,使得所述第4光源出射光与源自所述第1光学元件的出射光的合成光作为第3光射出。

[0029] 在一个实施方式中,优选地,

[0030] 所述内窥镜用光源装置具备第4光源,其中第4光源的峰值波长比所述第1光的峰值波长与所述第2光的峰值波长更短,并且用于射出包括415nm波长在内的波段的第4光源出射光;

[0031] 所述第2光学元件的结构为,接收所述第4光源出射光与所述第2光源出射光的射入,使得所述第4光源出射光与至少包括所述第2光源出射光的所述第2波段的光分量在内的光的合成光朝向所述第1光学元件射出。

[0032] 此时,在一个实施方式中,优选地,所述内窥镜用光源装置具备:

[0033] 第3光源,其结构为,射出峰值波长比所述第1光的峰值波长与所述第2光的峰值波长更长的第3光源出射光;

[0034] 以及第3光学元件,其结构为,接收所述第3光源出射光与源自所述第1光学元件的出射光的射入,使得所述第3光源出射光与所述第1光学元件的合成光作为第3光射出。

[0035] 在一个实施方式中,优选地,所述控制部的结构为,控制所述第1光源、所述第2光源、所述第3光源以及所述第4光源的驱动,以使得所述第1光、所述第2光以及所述第3光作为出射光反复射出。

[0036] 在一个实施方式中,优选地,所述第1光源具备用于发射第1激发光的第1固体发光元件、以及利用所述第1激发光发射第1荧光的第1荧光体,

[0037] 所述第1光源出射光包括所述第1激发光和所述第1荧光。

[0038] 在一个实施方式中,优选地,所述第1波段包含在所述第1荧光的波段中。

[0039] 在一个实施方式中,优选地,其设置为第1反射面覆盖所述第1光源的发光面周围空间的一部分,以便在所述第1光源中,无需激发所述第1荧光体即可反射已穿过的所述第1激发光的一部分,并将其照射在所述第1荧光体中,从而增强所述第1荧光体所发射的所述第1荧光的强度。

[0040] 在一个实施方式中,优选地,

[0041] 所述第1光路出射光是在所述第1光学元件的表面反射的反射光,

[0042] 所述第2光路出射光是透射所述第1光学元件内部的透射光。

[0043] 在一个实施方式中,优选地,所述第2光源具备用于发射第2激发光的第2固体发光元件、以及利用所述第2激发光发射第2荧光的第2荧光体,

[0044] 所述第2光源出射光包括所述第2激发光及所述第2荧光。

[0045] 在一个实施方式中,优选地,所述第2波段包含在所述第2荧光的波段中。

[0046] 另外,在一个实施方式中,优选地,其设置为第2反射面覆盖所述第2光源的发光面周围空间的一部分,以便在所述第2光源中,无需激发所述第2荧光体即可反射已穿过的所述第2激发光的一部分,并将其照射在所述第2荧光体中,从而增强所述第2荧光体所发射的所述第2荧光的强度。

[0047] 本发明的另一种形态是一种内窥镜系统,

[0048] 其具备:

[0049] 所述内窥镜用光源装置;

[0050] 以及内窥镜,其将所述内窥镜用光源装置射出的所述第1光和所述第2光中的至少一个用作被摄体的照明光。

[0051] [发明效果]

[0052] 根据上述内窥镜用厚颜装置,不需要像传统光源装置那样使用旋转式光学滤光片就可以很容易地切换特殊光以用作被摄体的照明光。

[附图说明]

[0053] [图1]为示出一个实施方式中的内窥镜系统结构的框图。

[0054] [图2]为血红蛋白在Q带中的吸收光谱的示意图。

[0055] [图3]为示出规定比率与血红蛋白浓度之间的关系关系的示例图。

[0056] [图4]为示出另一规定比率与由血红蛋白浓度确定的氧饱和度之间的关系关系的示例图。

[0057] [图5]为一个实施方式中的内窥镜用光源装置的结构示意图。

[0058] [图6]为图5所示出的内窥镜用光源装置的框图。

[0059] [图7] (a) ~ (d) 为示出一个实施方式的内窥镜用光源装置射出的光的光谱强度分布的示例图。

[0060] [图8] (a)、(b) 为示出一个实施方式中所使用的光学元件的透射光的透射率与反射光的反射率特性的示例图。

[0061] [图9] (a) ~ (c) 为已穿过光学元件的光的光谱强度分布的示例说明图。

[0062] [图10] (a) 为从一个实施方式中的内窥镜光源装置射出的白光(普通光)的光谱强度分布示例图,(b) ~ (d) 为从一个实施方式中的内窥镜光源装置射出的特殊光的光谱强度分布示例图。

[0063] [图11]为另一个实施方式的光源单元的结构说明图。

[0064] [图12] (a) 为不设有盖构件的光源单元的发强度分布示例图,(b) 为图11示出的光源单元的发强度分布示例图。

[0065] [图13] (a)、(b) 为一个实施方式的内窥镜用光源装置的结构例的说明图。

[0066] [图14] (a)、(b) 为另一个实施方式的内窥镜用光源装置的结构例的说明图。

[0067] [图15] (a)、(b) 为另一个实施方式的内窥镜用光源装置的结构例的说明图。

[0068] [图16] (a)、(b) 为另一个实施方式的内窥镜用光源装置的结构例的说明图。

[具体实施方式]

[0069] 在下文中,将参照附图对本发明的内窥镜用光源装置及内窥镜系统进行说明。

[0070] 图1为包括内窥镜用光源装置在内的内窥镜系统的结构框图。图1所示的内窥镜系统1是专门用于医疗用途的系统,并且具备电子观测器(内窥镜)100、处理器200以及监视器300。

[0071] 处理器200具备系统控制器21和时序控制器22。系统控制器21执行存储在存储器23中的各种程序,并且集中控制整个电子内窥镜系统1。另外,系统控制器21连接到操作面板24。系统控制器21根据操作人员输入到操作面板24中的指令来改变电子内窥镜系统1的各个操作以及各个操作相应的参数。操作人员所输入的指令包括例如切换电子内窥镜系统

1的观察模式的指令。观察模式包括普通观察模式和特殊观察模式。稍后将对各种观察模式进行详细说明。时序控制器22向电子内窥镜系统1内的各个电路输出用于调节各部操作时间的时钟脉冲。

[0072] 处理器200具备光源装置201。如后述图5所示,光源装置201具备第1光源111~第5光源115和光源驱动电路140。第1光源~第5光源111~115分别由光源驱动电路140单独控制发光,由此,光源装置201发射照射光L。

[0073] 在图1所示的实施方式中,光源装置201设置在处理器200内,但是在另一个实施方式中,光源装置201是与处理器200(更确切地说,是构成图像处理装置的一部分)分开设置的装置。

[0074] 稍后对光源装置201进行说明。

[0075] 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聚光在LCB(Light Carrying Bundle)11的入射端面后射入至LCB11内。

[0076] 射入至LCB11内的照射光L在LCB11内传播。在LCB11内传播的照射光L从配置于电子观测器100前端上的LCB11的射出端面射出,经由配光透镜12照射在被摄体上,从而照亮被摄体。被源自配光透镜12的照射光L照射的被摄体反射的返回光经由物镜13在固体摄像元件14的受光面上形成光学图像。

[0077] 固体摄像元件14是具有拜耳型像素配置的单板式彩色CCD(Charge Coupled Device)图像传感器。固体摄像元件14将在受光面的各个像素上成像的光学图像作为随光量而变化的电荷进行积累,并生成R(Red)、G(Green)、B(Blue)图像信号后输出。此外,固体摄像元件14并不限于CCD图像传感器,还可以替换成CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)图像传感器或其他类型的摄像装置。固体摄像元件14还可以是搭载有补色滤光片的装置。

[0078] 在电子观测器100的连接部内设置有驱动器信号处理电路15。被源自配光透镜12的光照射的被摄体的图像信号按照帧周期从固体摄像元件14输入至驱动器信号处理电路15中。帧周期例如为1/30秒。驱动器信号处理电路15对从固体摄像元件14输入的图像信号执行规定处理后,将其输出到处理器200的前级信号处理电路26中。

[0079] 驱动器信号处理电路15进一步访问存储器16,读取电子观测器100的特有信息。记录在存储器16中的电子观测器100的特有信息包括例如固体摄像元件14的像素数和灵敏度、可操作帧速率、型号等。驱动器信号处理电路15将从存储器16读取的特有信息输出到系统控制器21。

[0080] 系统控制器21基于电子观测器100的特有信息执行各种运算,并生成控制信号。系统控制器21使用所生成的控制信号来控制处理器200内的各种电路的操作和时序,以便执行与连接于处理器200的电子观测器100相适应的处理。

[0081] 时序控制器22根据由系统控制器21所执行的时序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根据从时序控制器22所供应的时钟脉冲,按照与在处理器200侧上执行处理的影像帧速率同步的时序,驱动控制固体摄像元件14。

[0082] 前级信号处理电路26对在1帧周期内从驱动器信号处理电路15输入的图像信号执行去马赛克处理、矩阵运算、Y/C分离等规定信号处理,并输出至图像存储器27中。

[0083] 图像存储器27缓冲从前级信号处理电路26输入的图像信号,并根据时序控制器22

的时序控制,输出到后级信号处理电路28中。

[0084] 后级信号处理电路28处理从图像存储器27输入的图像信号并生成用于监视器显示的画面数据,将所生成的用于监视器显示的画面数据转换为规定的视频格式信号。将转换后的视频格式信号输出到监视器300。由此,在监视器300的显示屏上显示被摄体的图像。

[0085] 内窥镜系统1为了便于观察被摄体,具有包括普通观察模式与特殊观察模式在内的多个观察模式。各种观察模式可根据想要观察的被摄体进行手动或自动切换。例如,当想要使用普通光照射被摄体以对其进行观察时,将观察模式切换为普通观察模式。此外,普通光例如为白光。除在可见光波段具有平直的光谱强度分布的光之外,白光还包括光谱强度分布不平直且混合有多个波段的光的伪白光。另外,例如,当想要通过使用特殊光照射被摄体而获得增强特定活组织的拍摄图像时,通过操作面板24的操作将观察模式切换为特殊观察模式。

[0086] 特殊观察模式包括例如为明确掌握在普通观察模式下难以观察到的血管(表层和深层、中层、深层等各层血管)的工作状态而可以获取窄带图像的特殊观察模式1、以及在定量分析被摄体的生物学信息例如氧饱和度后能够成像的特殊观察模式2。特殊观察模式2可以根据从所照射的被摄体的拍摄图像中获得的被摄体的氧饱和度信息来判断是否存在恶性肿瘤,因此是有用的。

[0087] 在特殊观察模式1中使用的被摄体的照明光例如可以是在特定波长处具有尖峰的窄带光,也可以是相对于特定活组织来说具有高吸光度的光。对于特定波长的光,可以列举出例如相对于表层血管来说吸光度高且波长在415nm附近(例如 $415 \pm 5\text{nm}$)的光、相对于比表层更深的中层血管来说吸光度高且波长在550nm附近(例如 $550 \pm 5\text{nm}$)的光、相对于比中层更深的深层血管来说吸光度高且波长在650nm附近(例如 $650 \pm 5\text{nm}$)的光。此外,光的波长越长,对活组织的浸润深度就越深。因此,按照波长在415nm附近、550nm附近和650nm附近的窄带光的顺序,浸润层次依次变深。在下文中,将主要说明在特殊观察模式下当增强的活组织为表层血管时的情况。

[0088] 含有血红蛋白的血液在表层血管中流动。已知血红蛋白在波长415nm附近和550nm附近具有吸收峰。因此,可以通过照射适当的特殊光(具体而言,与其他波段相比,血红蛋白吸光度为峰值且波长在415nm附近的高强度光)以增强被摄体的表层血管,来获得增强表层血管后的拍摄图像。波长在550nm附近的高强度特殊光相对于表层血管来说,也具有相对较高的吸光度。换句话说,波长在550nm附近的高强度特殊光也有助于增强表层血管的显示。因此,与波长在415nm附近的光的情况相同,通过照射血红蛋白吸光度为另一个峰值且波长在550nm附近的高强度特殊光,可以在维持增强表层血管显示状态的同时,提升拍摄图像的亮度。通过进行这种特殊观察,可以获得有助于早期发现恶性肿瘤等病变的信息。

[0089] 在特殊观察模式2中使用的被摄体的照明光,包括例如波长范围为528nm~584nm的光(以下也称之为“Wide光”)、以及波段为546nm~570nm的光(以下也称之为“Narrow光”)。可以从使用波长范围为528nm~584nm的光所照射的被摄体拍摄图像,来获取被摄体中的血红蛋白(氧合血红蛋白和还原血红蛋白)的浓度信息,并且根据波段为546nm~570nm的被摄体的拍摄图像信息与所获取的血红蛋白信息来计算氧饱和度信息,根据氧饱和度信息与血红蛋白浓度信息来判断是否存在恶性肿瘤。在下文中,将对该处理进行说明。

[0090] 图2为血红蛋白在Q带中的吸收光谱的示意图。血红蛋白在550nm附近具有来自于

卟啉且被称为Q带的强吸收带。血红蛋白的吸收光谱随氧饱和度而变化。氧饱和度是指氧合血红蛋白HbO占总血红蛋白的比率。图2中的实线波形是指氧饱和度为100%时(即,氧合血红蛋白HbO)的吸收光谱,长虚线波形是指氧饱和度为0%时(即,还原血红蛋白Hb)的吸收光谱,即还原血红蛋白Hb的吸收光谱。另外,短虚线是指当其中间氧饱和度为10%、20%、30%...90%时的血红蛋白(氧合血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb的混合物)的吸收光谱。

[0091] 如图2所示,在Q带中,氧合血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb具有相互不同的峰值波长。具体而言,氧合血红蛋白HbO在波长542nm附近具有吸收峰P1,在波长576nm附近具有吸收峰P3。另一方面,还原血红蛋白Hb在556nm附近具有吸收峰P2。图1为各组分(氧合血红蛋白HbO,还原血红蛋白Hb)的浓度之和恒定的2组分的吸收光谱,因此出现了吸收恒定的等吸收点E1、E2、E3和E4,并且其与各组分的浓度(即氧饱和度)无关。在下面的说明中,将夹在等吸收点E1和E2之间的波长区域称为波长范围R1、将夹在等吸收点E2和E3之间的波长区域称为波长范围R2、将夹在等吸收点E3和E4之间的波长区域称为波长范围R3。另外,将夹在等吸收点E1和E4之间的波长区域(即,波长范围R1、R2和R3的组合)称为波长范围R0。另外,在下面的说明中,波长范围R2也被称为N带(Narrow-band),波长范围R0也被称为W带(Wide-band)。

[0092] 如图2所示,在相邻的等吸收点之间的波长范围中,血红蛋白的吸收随氧饱和度变化呈线性增加或减少。

[0093] 具体而言,在波长范围R1、R3中的血红蛋白的吸光度(波长范围R1、R3中的积分值) A_{R1} 、 A_{R3} 随着氧合血红蛋白的浓度呈线性增加。另外,波长范围R2中血红蛋白的吸光度 A_{R2} 随还原血红蛋白浓度呈线性增加。

[0094] 这里,氧饱和度由以下算式1定义。

[0095] [数1]

$$[0096] \quad Sat = \frac{[HbO]}{[Hb] + [HbO]}$$

[0097] 其中

[0098] Sat:氧饱和度

[0099] [Hb]:还原血红蛋白的浓度

[0100] [HbO]:氧合血红蛋白的浓度

[0101] [Hb]+[HbO]:血红蛋白量的浓度(tHb)

[0102] 另外,从算式1中,得到用于表示氧合血红蛋白HbO和还原血红蛋白浓度的算式2和算式3。

[0103] [数2]

$$[0104] \quad [HbO] = Sat \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0105] [数3]

$$[0106] \quad [Hb] = (1 - Sat) \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0107] 因此,血红蛋白的吸光度 A_{R1} 、 A_{R2} 和 A_{R3} 成为取决于氧饱和度和血红蛋白浓度两方面的特征量。

[0108] 另外,根据本专利申请人的研究得知,血红蛋白在由波长范围R1、R2和R3组成的波长范围R0中的吸光度(在波长范围R0中的积分值) A_{R0} 的值并非取决于氧饱和度,而是取决于

血红蛋白浓度。

[0109] 因此,可以根据吸光度 A_{R0} 来量化血红蛋白的浓度。另外,可以根据吸光度 A_{R1} 、 A_{R2} 或 A_{R3} 、以及根据吸光度 A_{R0} 量化后的血红蛋白浓度,来量化氧饱和度Sat。此外,如图2所示,在波长范围R1、R2和R3中,由氧饱和度引起的吸光度变化量(即,由实线波形和长虚线波形包围的区域的面积)在波长范围R2中最大,波长范围R2中的吸光度 A_{R2} 是对氧饱和度最敏感的特征量。因此,使用波长范围R2(N带)中的光来量化氧饱和度。

[0110] 图3为示出规定比率与血红蛋白浓度之间的关系的示例图。规定比率是指,使用波长范围为528nm~584nm的特殊光(以下也称为“Wide光”)照射被摄体的拍摄图像在波长范围为528nm~584nm的数值W除以使用白光照射被摄体的拍摄图像R像素分量值R后得到的比率W/R。

[0111] 图4为示出另一规定比率与由血红蛋白浓度确定的氧饱和度(Sat)之间的关系的示例图。另一规定比率是指,使用波长范围为546nm~570nm的特殊光(以下也称为“Narrow光”)照射被摄体的拍摄图像在波长范围为546nm~570nm的数值N,除以使用波长范围为528nm~584nm的特殊光照射被摄体的拍摄图像在波长范围为528nm~584nm的数值W后得到的比率N/W。图4示出了氧饱和度(Sat)为0%和100%的曲线示例,10%、20%...90%等曲线在0%和100%的曲线之间大致等间距存在。在图4中,省略了10%、20%...90%等的曲线的图示。

[0112] 如此,如图3所示,可以根据从以特殊光和白光作为照明光得到的拍摄图像中获得的比率W/R数值,来计算出血红蛋白的浓度。进一步地,如图4所示,可以根据分别从以2个特殊光作为照明光得到的拍摄图像中获得的比率N/W数值以及计算出的血红蛋白浓度,来计算出氧饱和度。

[0113] 如此,在特殊观察模式1、2中,通过使用在特定波长处具有峰值的窄带光(特殊光)例如波长范围在415nm附近的光、波长范围在550nm附近的光、波长范围在650nm附近的光、或者波长范围为N带和W带等的光,可以进行适当观察,以使其获取在普通观察模式下难以观察到的血管(表层和中层、深层等各层血管)的工作状态、血红蛋白浓度与氧饱和度等相关信息。

[0114] 像这样在各个观察模式中所使用的被摄体的照明光从具有图1所示出的结构的光源装置201中射出。图5为一个实施方式中的光源装置201的结构的示意图。图6为图5所示出的光源装置201的框图。构成图5和图6所示出的光源装置201的光源单元的配置是示例性的,并且光源单元的配置并不限于图5、6所示出的光源单元的配置。

[0115] 光源装置201具备5个光源单元111~115、4个光学元件132~135、准直透镜121~125以及光源驱动电路(控制部)140。

[0116] 光源驱动电路140生成用于驱动光源单元111~115的受控驱动电流,并将其送到各个光源单元。

[0117] 光源单元111~115包括用于发射规定颜色的波段的光的发光二极管(LED:Light Emitting Diode)。

[0118] 准直透镜121~125配置在位于各光源111~115的前面的出射光的光路上,并且使出射光成为平行光。

[0119] 光学元件132~135具有透射或反射入射光的功能。光学元件132~135的结构为,

从第1光路射入的入射光从该入射光中提取出预定波段A的光分量,在去除该波段A以外的光分量后的出射光例如变成反射光,从光学元件132~136的第2光路射入的入射光从该入射光中去除波段A的光分量,在提取出除波段A的光分量之外的光分量后的出射光成为例如透射光。另外,由于将第1光路和第2光路定义为所射入的入射光在光学元件132~135上相交的光路,因此,在这种情况下,当第1光路中的光和第2光路中的光同时穿过时,也就是说将反射光和透射光合成为合成光。也就是说,光学元件132~135的结构为,将穿过第1光路的穿透光的出射光路与通过第2光路的穿透光的出射光路重叠,从而将穿过重叠的出射光路的光射出。光学元件132至135例如可以使用二向色镜,但并不限于二向色镜。

[0120] 关于光学元件132~135的配置,按照从光照射方向的上游侧至下游侧的顺序进行观察,其依次配置有光学元件132、光学元件133、光学元件134和光学元件135。

[0121] 光学元件132设置在从光源单元111射入的光的光路与从光源单元112射入的光的光路相交的位置。光学元件133设置在从光学元件132射入的光的光路与从光源单元113射入的光的光路相交的位置。光学元件134设置在从光学元件133射入的光的光路与从光源单元114射入的光的光路相交的位置。光学元件135设置在从光学元件134射入的光的光路与从光源单元115射入的光的光路相交的位置。

[0122] 这里,从光源单元111射出的至少一部分波段的光和从光源单元112射出的至少一部分波段的光,在光学元件132中光路彼此重叠后变成合成光,并从光学元件132中射出。进一步地,从光学元件132射出的光的至少一部分波段的光和从光源单元113射出的光的至少一部分波段的光,在光学元件133中光路彼此重叠后变成合成光,并从光学元件133中射出。进一步地,从光学元件133射出的光的至少一部分波段的光和从光源单元114射出的光的至少一部分波段的光,在光学元件134中光路彼此重叠后变成合成光,并从光学元件134中射出。

[0123] 进一步地,从光学元件134射出的光的至少一部分波段的光和从光源单元115射出的光的至少一部分波段的光,在光学元件135中光路彼此重叠后变成合成光,并从光学元件135中射出。

[0124] 调节去除和提取光的滤光片特性,以使得光学元件132中的上述波段A成为波长范围小于等于600nm的波段,例如528nm~584nm的波段。也就是说,光学元件132的透射光成为去除了波段A例如波段为528nm~584nm的光分量后的光,而光学元件132的反射光成为提取出波段A例如波段为528nm~584nm的光分量后的光。

[0125] 光学元件133中的上述波段A为波长范围小于等于600nm的波段,并且调节去除和提取光的滤光片特性,以使得其成为比光学元件132中的波段A更窄的波段,例如546nm~570nm的波段。也就是说,光学元件133的透射光成为去除了波段A例如波段为546nm~570nm的光分量后的光,而光学元件133的反射光成为提取出波段A例如波段为546nm~570nm的光分量后的光。

[0126] 调节去除和提取光的滤光片特性,以使得光学元件134中的上述波段A成为例如小于等于515nm的波段。也就是说,光学元件134的透射光成为去除了波段A例如波段小于等于515nm的光分量后的光,而光学元件134的反射光成为提取出波段A例如波段小于等于515nm的光分量后的光。

[0127] 调节特性,以使得光学元件135中的上述波段A成为例如小于等于430nm的波段。也

就是说,光学元件135的透射光成为去除了波段A例如波段小于等于430nm的光分量后的光,而光学元件134的反射光成为提取出波段A例如波段小于等于430nm的光分量后的光。

[0128] 在下文中,为了区分光学元件132~135的各个波段A,将其分别记载为波段A132~A135。

[0129] 光源单元111包括用于发射红色波段(例如,波长为620~680nm)的光的红色LED。

[0130] 光源单元112具有用于发射蓝色波段(例如,波长为430~470nm)的光的蓝色LED112a和绿色荧光体112b。绿色荧光体112b被从蓝色LED113a发射的蓝色LED光激发,并发射绿色波段(例如,波长为460~600nm)的荧光。

[0131] 与光源单元112相同,光源单元113具有用于发射蓝色波段(例如,波长为430~470nm)的光的蓝色LED113a和绿色荧光体113b。绿色荧光体113b被从蓝色LED113a发射的蓝色LED光激发,并发射绿色波段(例如,波长为460~600nm)的荧光。

[0132] 在本实施方式中,光源单元113具有绿色荧光体113b,但是也可以使用黄色荧光体来代替绿色荧光体113b。黄色荧光体被从蓝色LED发射的蓝色LED光激发,并发射黄色波段(例如,波长为435~480nm)的荧光。

[0133] 光源单元114包括用于发射蓝色波段(例如,波长为430~470nm)的光的蓝色LED。光源单元115包括用于发射紫色波段(例如,波长为395~435nm)的光的紫色LED。紫色波段至少包括波长415nm。

[0134] 图7(a)~(d)为示出光源装置210射出的光的光谱强度分布的示例图。图7(a)示出了从光源单元111射出的光L111的光强度的光谱分布示例。图7(b)示出了从光源单元112、113射出的光L112、L113的光强度的光谱分布示例,图7(c)示出了从光源单元114射出的光L114的光强度的光谱分布示例,图7(d)示出了从光源单元115射出的光L115的光强度的光谱分布示例。

[0135] 这里,光源单元113的结构为,射出至少包括光学元件133中的波段A133例如波段为546nm~570nm的光分量的光L113,并且将光L113射入至光学元件133中使得该光L113从光学元件133的第1光路(反射光光路)射入后,成为波段A133的反射光。

[0136] 另一方面,光源单元112的结构为,射出至少包括光学元件132中的波段A132例如波段为528nm~584nm的光分量的光L112,由光L112在光学元件132中反射得到的、至少包括波段A133的光分量的波段A133的光L112a(参考图9(a))在穿过光学元件133的第2光路(透射光光路)后从光学元件132射入至光学元件133中。

[0137] 图8(a)为光学元件132的透射光的透射率与反射光的反射率特性的示例图;图8(b)为光学元件133的透射光的透射率与反射光的反射率特性的示例图。图9(a)~(c)为已穿过光学元件133的光的光谱强度分布的示例说明图。

[0138] 如图8(b)所示,由于调节去除和提取光的滤光片特性,以使得光学元件133中的上述波段A133成为比如图8(a)所示的光学元件132中的波段A132(例如,528nm~584nm的波段)中更窄的波段(例如,546nm~570nm的波段),因此从光学元件132射入至光学元件133中的光L112a(参考图9(a))在透射光学元件133后射出的透射光成为去除了光L112a在光学元件133中的波段A133的光分量后的光(参考图9(b))。然而,在光学元件133中,对光学元件133的透射光、以及从光源单元113射出的光L113中的、由光学元件133设定的在波段A133(例如,546nm~570nm的波段)的反射光(参考图9(c))进行合成,合成光作为未去除光学元

件133中的波段A133(例如,546nm~570nm的波段)的光分量的光,从光学元件133中射出。

[0139] 因此,当光源单元112射出光L112时,光源驱动电路140控制驱动以使得光源单元113同时射出光L113,从而可以将合成光从光学元件133中射出;其中合成光是将光L113中所包含的光学元件132中波段A132的光分量(光学元件133中的反射光)与从光学元件133中波段A的光L112a中去除了光学元件132中波段A132的光分量后的光(光学元件133中的透射光)相加后合成的。另一方面,当光源单元113射出光L113时,光源驱动电路140控制驱动以使光源单元112不射出光112,从而可以将反射光从光学元件133中射出;其中反射光具有光学元件133中波段A133的光分量。

[0140] 也就是说,光源驱动电路140可以通过控制光L112的射出与光L113的射出的开启/关闭,选择性地执行特殊光1、2(例如Narrow光和Wide光)的射出。具体而言,当开启光L112的射出和光L113的射出时,通过合成在光学元件132获得的光L112a和光L113,生成具有光学元件132中波段A(例如,528nm~584nm的波段)的光分量的特殊光2例如上述Wide光;当关闭光L112的射出并开启光L113的射出时,通过从光学元件133中射出反射光,生成具有波长范围比特殊光2的波段所包含的范围更窄的波段(例如,546nm~570nm的波段)的光分量的特殊光1例如上述Narrow光。

[0141] 如此,不需要像传统光源装置那样使用旋转式光学滤光片就可以很容易地在特殊光1、2之间切换以用作被摄体的照明光。

[0142] 图10(a)~(d)为作为照明光从光源装置201射出的普通光(白光)、以及特殊光1~3的光强度分布的示例图。在图10(a)~(d)中,所示出的多个光的强度分布峰值相同,但是最大强度峰值可以彼此相同,也可以彼此不同。

[0143] 图10(a)所示的普通光通过从光源单元111~115中射出各光后获得。该普通光作为用于普通观察模式的照明光使用。在特殊观察模式1、2中,普通光作为照射特殊光与照明光之间的照明光而使用。

[0144] 图10(b)所示的特殊光1仅通过从光源单元113射出光来获得。

[0145] 图10(c)所示的特殊光2可以通过从光源单元112、113两者射出光来获得。特殊光1、2作为特殊观察模式2的照明光即Narrow光和Wide光使用。另外,在一个实施方式中,优选地,特殊光2作为增强特殊观察模式1下的血管的照明光而使用。

[0146] 图10(d)所示的特殊光3可以通过从光源单元113、115两者射出光来获得。特殊光3作为增强特殊观察模式1下的血管的照明光而使用。

[0147] 为了以易于理解的方式示意性地说明图9(b)、(c)中的光强度分布,因此以快速上升的形状示出了光强度分布,然而实际上,根据光学元件的滤光片特性,图9(c)所示的光强度分布呈现如图10(b)所示的平缓变化。因此,如图10(c)所示,在光强度分布中容易出现3个峰值。因此,在一个实施方式中,优选地,为了使光强度分布不生成如图10(c)所示的3个峰值,也就是说使合成光的强度分布只形成1个峰值,也就是说为了使强度分布呈现缓慢变化,光源驱动电路(控制部)140控制光源单元113的蓝色LED,以使得生成特殊光1时的光L113的光强度与生成特殊光2时的光L113的光强度不同。

[0148] 如上所述,由于光学元件132的结构为接收源自光源单元112的光L112的射入,并生成用于射出至光学元件133的出射光(光L112a)以使其在光学元件133上形成透射光,因此可以通过重叠光学元件133中透射光的出射光路与光学元件133中反射光的出射光路,以

简单的结构方式很容易地生成用于合成透射光与反射光且具有如特殊光2那样波段的合成光。

[0149] 此外,在一个实施方式中,优选地,光L112的波段与光L113的波段彼此相同。由此,由于在开启光源单元113的光L113射出的同时,仅通过切换光源单元112的光L112射出的开启与关闭,就可以生成特殊光1和包括特殊光1的波段在内的宽波段的特殊光2,因此可以以简单的结构来实现特殊光1和特殊光2的生成。

[0150] 在一个实施方式中,如图6所示,由于光学元件132的结构为接收光L111和光L112的射入,重叠光L111的出射光路(透射光的出射光路)与光L112的出射光路(反射光的出射光路),并将穿过已重叠的出射光路的光射出至光学元件133中,因此可以很容易地合成普通光(白光)。

[0151] 进一步地,在一个实施方式中,由于结构为光学元件134或光学元件135接收源自光源单元114或光源单元115的出射光和源自光学元件133的出射光的射入,重叠这些光的出射光路,并将穿过已重叠的出射光路的合成光作为普通光(白光)射出,因此可以很容易地合成普通光(白光)。

[0152] 在上述实施方式中,包括用于发射红色波段(例如,波长为630nm~670nm)的光的红色LED在内的光源单元111相对于光学元件132设置在光发射方向的上游侧,然而在一个实施方式中,也可以相对于光学元件132设置在光发射方向的下游侧。在这种情况下,包括用于发射蓝色波段(例如,波长为430~470nm)的光的蓝色LED在内的光源单元114、以及包括用于发射紫色波段(例如,波长为395~435nm)的光的紫色LED在内的紫色LED相对于光学元件132设置在光发射方向的上游侧。在这种情况下,可以根据波长适当地调节去除和提取光学元件132~135中的光分量的滤光片特性。例如,调节光学元件132~134的滤光片特性,以使得透射光成为各个光学元件中的波段的光分量的光,反射光成为去除了各个光学元件中波段的光分量后的光。

[0153] 因此,光学元件132的结构为,接收蓝色波段的光或紫色波段的光和光L112的射入,将这些光的出射光路重叠,并将穿过已重叠的出射光路的合成光射出至位于下游侧的光学元件中。另外,由于其结构为接收红色波段的光和位于上游侧的光学元件的出射光的射入,将这些光的出射光路重叠,并将已重叠的出射光路中的合成光作为普通光(白光)射出,因此可以很容易地合成普通光(白光)。

[0154] 在一个实施方式中,由于光源驱动电路(控制部)140的结构为控制光源单元112、光源单元113、光源单元111、光源单元114、115的驱动,以使其反复射出特殊光1、特殊光2以及普通光(白光)作为出射光,因此不需要像传统光源装置那样设置旋转式滤光片就可以实现光源单元出射光的射出的开启或关闭,从而很容易地实现普通光与特殊光1~3之间的切换。

[0155] 光源单元113或光源单元112具备射出激发光(第1激发光或第2激发光)的蓝色LED113a(第1固体发光元件)或蓝色LED112a(第2固体发光元件)、以及利用该激发光发射荧光(第1荧光或第2荧光)的绿色荧光体113b(第1荧光体)或绿色荧光体112b(第1荧光体),而源自光源单元113的光L113包括上述激发光以及上述荧光。尤其是,设置于光学元件132和光学元件133中的波段A132和A133优选地包含在由绿色荧光体113b或绿色荧光体112b所发射的荧光的波段中。由此,可以通过改变荧光体的种类来实现光L113的波段的多种变化,并

且可以很容易地改变光L113的波段。

[0156] 上述特殊光1、2为使用如图2所示的波段为528~584nm的光和波段为546~570nm的光的示例,然而特殊光1、2也可以使用波长范围为400nm~422nm的窄波段的光和波长范围为400nm~452nm的宽波段的光。由此,可以求出氧饱和度和血红蛋白浓度信息。在这种情况下,优选地,光源单元112射出至少包括波长范围为400nm~452nm的宽波段的光,并且在光学元件132中生成波段为400nm~452nm的反射光,射入该反射光以使其在光学元件133中成为透射光。优选地,光源单元133射出至少包括波长范围为400nm~422nm的窄波段的光,并且在光学元件133中生成波段为400nm~422nm的反射光。由此,光学元件133中的合成光可以生成波段为400nm~452nm的特殊光2。另一方面,当生成特殊光1时,关闭光源单元112的光射出,并且通过发射光源单元113的光来生成特殊光1。在一个实施方式中,上述窄波段优选为422~452nm而不是400nm~422nm。

[0157] 此外,用于光源单元112、113的蓝色荧光体112b、113b,例如,优选使用氧化物荧光体或氮化物荧光体。

[0158] 氧化物荧光体包括以 $\text{Ca}_3\text{Sc}_2\text{Si}_3\text{O}_{12}$ (钪硅酸钙)为基质晶体并掺杂Ce后形成的绿色荧光体、或者以 CaSc_2O_4 (钪酸钙)为基质晶体并掺杂Ce后形成的绿色荧光体。

[0159] 氮化物荧光体包括在作为基质的陶瓷晶体中微量添加使稀土元素等发光的金属离子的赛隆荧光体、作为 α 型氮化硅(Si_3N_4)结晶固溶体的 α -赛隆荧光体、以及钙铝氮化硅(CaAlSiN_3)荧光体。

[0160] 此外,如上所述,当使用黄色荧光体代替绿色荧光体时,作为黄色荧光体使用的氧化物荧光体包括以 $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$ (钇铝氧化物)为基质晶体的黄色荧光体。

[0161] 作为黄色荧光体使用的氮化物荧光体包括在作为基质的陶瓷晶体中微量添加使稀土元素等发光的金属离子的赛隆荧光体、作为 α 型氮化硅(Si_3N_4)结晶固溶体的 α -赛隆荧光体、以及钙铝氮化硅(CaAlSiN_3)荧光体。

[0162] 在上述实施方式中,例示了用于从蓝色波段的激发光中生成绿色波段的荧光,并将荧光与激发光一起射出的光源单元112、113,然而,在一个实施方式中,在光源单元112、113中优选地使用荧光LED;其中荧光LED将荧光体通过绿色波段的激发光射出的绿色波段的荧光、例如在波长范围为500~700nm的宽波段内,最大强度的峰值波长位于570~580nm的荧光与上述激发光一起射出。

[0163] 图11为说明具备LED的光源单元111~115的另一个实施方式的示意图。在光源单元111~115中的任何一个光源单元中,为了增加发射光的光强度,在一个实施方式中,如图11所示,优选配置具备反射板的盖构件以用于覆盖光源单元的发光面。具体而言,设置有盖部件116c,其中,该盖构件用于从光源单元116(称为代表光源单元111~115的光源单元116)的发光面116a开始空出间隔覆盖LED116b。该盖构件116c具备用于反射从发光面116a射出的光的反射面116d、以及用于从由盖构件116c包围而成的空间中发射光的开口116e。LED116b设置在基板116f上。从发光面116a射出的光作为扩散光扩散后射出,而朝向开口116e以外的方向射出的光经由盖构件116c的反射面116d,朝向基板116f或LED116b反射。在反射面116d反射的光经由基板116f或LED116b,朝向开口116e或盖构件116c再次反射。如此,光在盖构件116c的空间中重复反射,直到光朝向开口116e的方向前进。最终,穿过开口116e后从光源单元116射出。因此,从开口116e射出的光的光强度增加。从可以增加荧光的

光强度的方面出发,LED116b优选地采用荧光LED的结构,其中荧光LED利用所生成的激发光从发光面116a射出荧光体所发射的荧光。在这种情况下,在激发光在盖构件116c的空间反复反射的过程中,由于所反射的激发光多次射入到荧光体上,因此荧光体所发射的荧光的光强度增加。因此,光源单元112、113优选地设置成反射面(第1反射面、第2反斜面)可以覆盖光源发光面周围空间中的一部分,在无需激发荧光体(第1荧光体、第2荧光体)的条件下就可以反射已穿过的激发光(第1激发光、第2激发光)的一部分,并照射在荧光体上,从而使得荧光体发射的荧光强度增加。

[0164] 图12(a)为由不设有盖构件116c的光源单元射出的光的发强度分布示例图,图12(b)为图11所示出的光源单元116射出的光的发强度示例图。具体而言,图12(a)、(b)分别示出了未设有盖构件116c时以及设有盖构件116c时激发光(在450nm处具有光强度峰值波长的陡峭光强度分布的光)与荧光(在550nm附近具有光强度峰值波长的平缓光强度分布的光)的光强度分布示例。如此,通过设置盖构件116c,可以增加荧光的光强度。

[0165] 如此,盖构件116c可以增加荧光的光强度。例如,用于照射活组织的特殊光是具有窄波段的光,其作为照明光的光量不足,从而通过特殊光获得的拍摄图像容易变暗。然而,通过使用盖构件116,可以增加特殊光的光强度,而无需增加给予光源单元116的发光用的驱动电流。另外,当将特殊光作为普通光(白光)的一个光分量使用时,可以增加光强度以应对其他光分量的高光强度。如此,使用盖构件116c的效果明显。

[0166] 图13(a)、(b)为一个实施方式的光源装置的结构说明图,并且使图5所示的结构更紧凑。光源单元111~115与图5所示的光源单元111~115相同。

[0167] 在图13(a)所示的结构中,2个光学元件150、152使用正交棱镜或二向色棱镜。由此,可以将光源单元111~115紧凑地配置在光学元件150的周围。

[0168] 在图13(b)所示的结构中,一个光学元件164使用正交棱镜或二向色棱镜。除此之外的光学元件使用二向色镜作为光学元件132、133。这样的结构与图13(a)所示的结构相比,可以有效地利用源自光源单元112、113的光,并作为源自光源装置201的出射光射出。在一个实施方式中,如图13(a)、(b)所示,通过使用正交棱镜或二向色棱镜的光学元件,将光源单元至少配置在该光学元件两侧的2个位置上且结构紧凑的光源装置优选地设置在电子观测器100的前端部。在图13(a)、(b)所示的光源单元的配置中,光学元件150或光学元件132的结构为,接收源自光源单元112的光L112的射入,并生成用于向光学元件152或光学元件133射出的出射光,以使其在光学元件152或光学元件133中成为透射光。因此,可以通过重叠光学元件152或光学元件133中透射光的出射光路与光学元件152或光学元件133中反射光的出射光路,以简单的结构方式很容易地生成用于合成透射光与反射光且具有如特殊光2那样波段的合成光。

[0169] 在图1所示的电子内窥镜系统1中,光源装置201设置在处理器200中,然而也可以与处理器200和电子观测器100分开设置。

[0170] 另外,在一个实施方式中,电子观测器100可以装入光源单元111~115以用作光源装置。此时,在一个实施方式中,优选地装入至与处理器200相连接的连接部或由操作人员操作的操作部中。通过将其装入连接部中,可以防止发生与连接相关的连接不良。

[0171] 另外,在一个实施方式中,可以将光源单元111~115装入至设有电子观测器100的取向透镜12的前端部。当装入前端部时,由于无需使用LCB11,因此可以减小插入体腔内的

部分的直径,并且可以减轻对受试者的负担。

[0172] 图14(a)、(b)为另一个实施方式的内窥镜用光源装置的结构例说明图。图14(a)示出了具有与图13(a)、(b)所示的光源单元的配置不同的配置的示例。图14(b)示出了使用通过图14(a)所示的光源单元的配置射出的光的光强度与出射口光强度的比率(光学元件的透射率)来表示的光谱分布的示例。

[0173] 当在下文中说明的光源单元、光学元件和准直透镜与图5所示的光源单元、光学元件和准直透镜相同时,赋予其相同的符号。

[0174] 图14(a)所示的配置使用如图5所示的4个光源单元111、112、113和115而并没有使用包含蓝色LED的光源单元114,是4个光源单元的配置。在这种情况下,光源单元111、112和115配置在光学元件156周围。光源单元113设置在从光学元件156射出的光的下游侧,并且将从光学元件156射出的光与源自光源单元113的光的一部分合成。所合成的光可以从取向透镜127射出如图14(b)所示的光谱波形的光,以用作照明光。例如,还可以用作伪白光。光学元件156、133调节去除和提取光的滤光片特性,以生成如图14(b)所示的光谱波形。另外,可以通过仅允许部分光源单元射出光来射出特殊光。在如图14(a)所示的光源单元的配置中,光学元件156的结构为,接收源自光源单元112的光L112的射入,并生成用于向光学元件133射出的出射光,以使其在光学元件133中成为透射光。因此,可以通过重叠光学元件152或光学元件133中透射光的出射光路与光学元件152或光学元件133中反射光的出射光路,以简单的结构方式很容易地生成用于合成透射光与反射光且具有如特殊光2那样波段的合成光。

[0175] 图15(a)、(b)为另一个实施方式的内窥镜用光源装置的结构例说明图。图15(a)示出了具有与图14(a)所示的光源单元的配置不同的配置的示例。图15(b)示出了使用通过图15(a)所示的光源单元的配置结构射出的光的光强度与出射口光强度的比率(光学元件的透射率)来表示的光谱分布的示例。

[0176] 在图15(a)所示的配置中,使用了图5所示的4个光源单元111、112、113、114和115,进一步地,并且使用了射出光强度峰值波长为530nm的光的光源单元116,为6个光源单元的配置。准直透镜126设置在光源单元116的前面。在这种情况下,光源单元114~116配置在光学元件157周围。源自光源单元111~113的光和源自光源单元114~116的光通过光学元件136合成。合成光包括源自光源单元116的光L116,并且可以从取向透镜127射出具有如图15(b)所示的光谱波形的光以作为照明光。例如,还可以用作伪白光。另外,可以通过仅允许部分光源单元射出光来射出特殊光。例如,可以通过仅驱动光源单元112、113或通过仅驱动光源单元113射出光来生成特殊光1、2。在光学元件132、133、136、157中,调节去除和提取光的滤光片特性,以生成如图15(b)所示的光谱波形。在如图15(a)所示的光源单元的配置中,光学元件132的结构为,接收源自光源单元112的光L112的射入,并生成用于向光学元件133射出的出射光,以使其在光学元件133中成为透射光。因此,可以通过重叠光学元件133中透射光的出射光路与光学元件133中反射光的出射光路,以简单的结构方式很容易地生成用于合成透射光与反射光且具有如特殊光2那样波段的合成光。

[0177] 图16(a)、(b)为一个实施方式的内窥镜用光源装置的结构例说明图。图16(a)示出了具有与图14(a)所示的光源单元的配置不同的配置的示例。图16(b)为通过血红蛋白的光吸收生成的透射率分布的光谱波形示例图。

[0178] 如图16(a)所示的配置为使用8个光源单元的配置,以代替图5所示的4个光源单元111、112、113、114、115。

[0179] 光源单元110W0射出至少包括如图16(b)所示的波长为400~422nm的波段W0在内的波段的光。光源单元110W1射出至少包括如图16(b)所示的波长为422~452nm的波段W1在内的波段的光。光源单元110W2射出至少包括如图16(b)所示的波长为452~502nm的波段W2在内的波段的光。光源单元110W3射出至少包括如图16(b)所示的波长为502~526nm的波段W3在内的波段的光。光源单元110W46、110W5射出至少包括如图16(b)所示的波长为526~586nm的波段W4~W6在内的波段的光。光源单元110W46、W5射出与图5所示的光源单元112大致相同的光。光源单元110W7射出至少包括如图16(b)所示的波长为586~620nm的波段W7在内的波段的光。光源单元110WR射出至少包括如图16(b)所示的波长为620~800nm的波段WR在内的波段的光。在这些光源单元的前面分别设置有准直透镜。

[0180] 光源单元110WR、光源单元110W46、以及光源单元110W7的结构为,将其设置于光学元件158的周围,源自这些光源单元的光在光学元件158上合成并从光学元件158射出,将从光学元件158射出的光与源自光源单元110W5的光在光学元件133上合成。从光学元件133射出的合成光被射出到光学元件160上。在光学元件158、133中,调节去除和提取光的滤光片特性,以射出波段为WR、W4~W6和W7的光。

[0181] 光源单元110W0、光源单元110W1和光源单元110W2设置在光学元件159的周围,而光源单元110W3设置在光学元件160的周围。源自光源单元110W0、光源单元110W1和光源单元110W2的光在光学元件159上合成后朝向光学元件160射出,从光学元件159射出的光、源自光源单元110W3的光以及从光学元件133射出的合成光在光学元件160上合成。从光学元件160射出的合成光从取向透镜127射出以用作照明光。例如,还可以用作伪白光。在光学元件159、160中,调节去除和提取光的滤光片特性,以射出波段为WR、W0~W7的光。

[0182] 选择这些光源单元中的任意一个来射出光,从而可以生成特殊光,例如,生成如上述图10(b)~(d)所示的特殊光1~3。在如图16(a)所示的光源单元的配置中,光学元件158的结构为,接收源自光源单元110W46的光L112的射入,并生成用于向光学元件133射出的出射光,以使其在光学元件133中成为反射光。因此,可以采用重叠光学元件133中的透射光的出射光路和光学元件133中的反射光的出射光路的结构。

[0183] 如图16(b)所示的实线波形为氧合血红蛋白(在图中被记载为“HbO₂”)的光透射率的光谱波形,而虚线波形为还原血红蛋白(在图中被记载为“Hb”)的光透射率的光谱波形。如此,氧合血红蛋白的光谱波形和还原血红蛋白的光谱波形在点E1~E7处相交。随血红蛋白氧饱和度而变化的光谱波形始终穿过相交点E1~E7,并且位于氧合血红蛋白的光谱波形与还原血红蛋白的光谱波形之间。氧饱和度越高,光谱波形越接近氧合血红蛋白的光谱波形,而氧饱和度越低,光谱波形越接近还原血红蛋白的光谱波形。在图2~5所示的实施方式中,将图16(b)中的波段W4~W6作为W带(Wide-band)、将波段W5作为N带(Narrow-band),为计算氧饱和度使用了特殊光1、2,而通过利用波段W0~W7中任意一个波段的光照亮活组织,就可以根据由光吸收程度生成的图像亮度来求得氧饱和度水平。因此,可以将波段为W0~W7中任何一个波段的光作为特殊光照射活组织。因此,从光源单元W0~W7中至少一个以上的光源单元中射出光,或者至少2个光源单元同时射出光,从而可以获得特殊光。例如,可以同时从光源单元W0、W2、W4等射出光以获得特殊光,或者也可以同时从光源单元W1、W3、W5等

射出光以获得特殊光。

[0184] 在上文中,对本发明提供的内窥镜用光源装置及内窥镜系统进行了详细说明,但是本发明提供的内窥镜用光源装置及内窥镜系统并不限于上述实施方式,在不脱离本发明的主旨的范围内还可以进行各种改进和变化。

[0185] [符号说明]

[0186]	1	内窥镜系统
[0187]	11	LCB(Light Carrying Bundle)
[0188]	12,127	配光透镜
[0189]	13	物镜
[0190]	14	固体摄像元件
[0191]	15	驱动器信号处理电路
[0192]	16,23	存储器
[0193]	21	系统控制器
[0194]	22	时序控制器
[0195]	24	操作面板
[0196]	25	聚光透镜
[0197]	26	前级信号处理电路
[0198]	27	图像存储器
[0199]	28	后级信号处理电路
[0200]	100	电子观测器
[0201]	111,112,113,114,115,116,110W0~W7,110WR	光源单元
[0202]	112a,113a	蓝色LED
[0203]	112b,113b	绿色荧光体
[0204]	121~126	准直透镜
[0205]	132,133,134,135,150,152,154,156,157,158,159,160	光学元件
[0206]	140	光源驱动电路
[0207]	200	处理器
[0208]	201	光源装置
[0209]	300	监视器

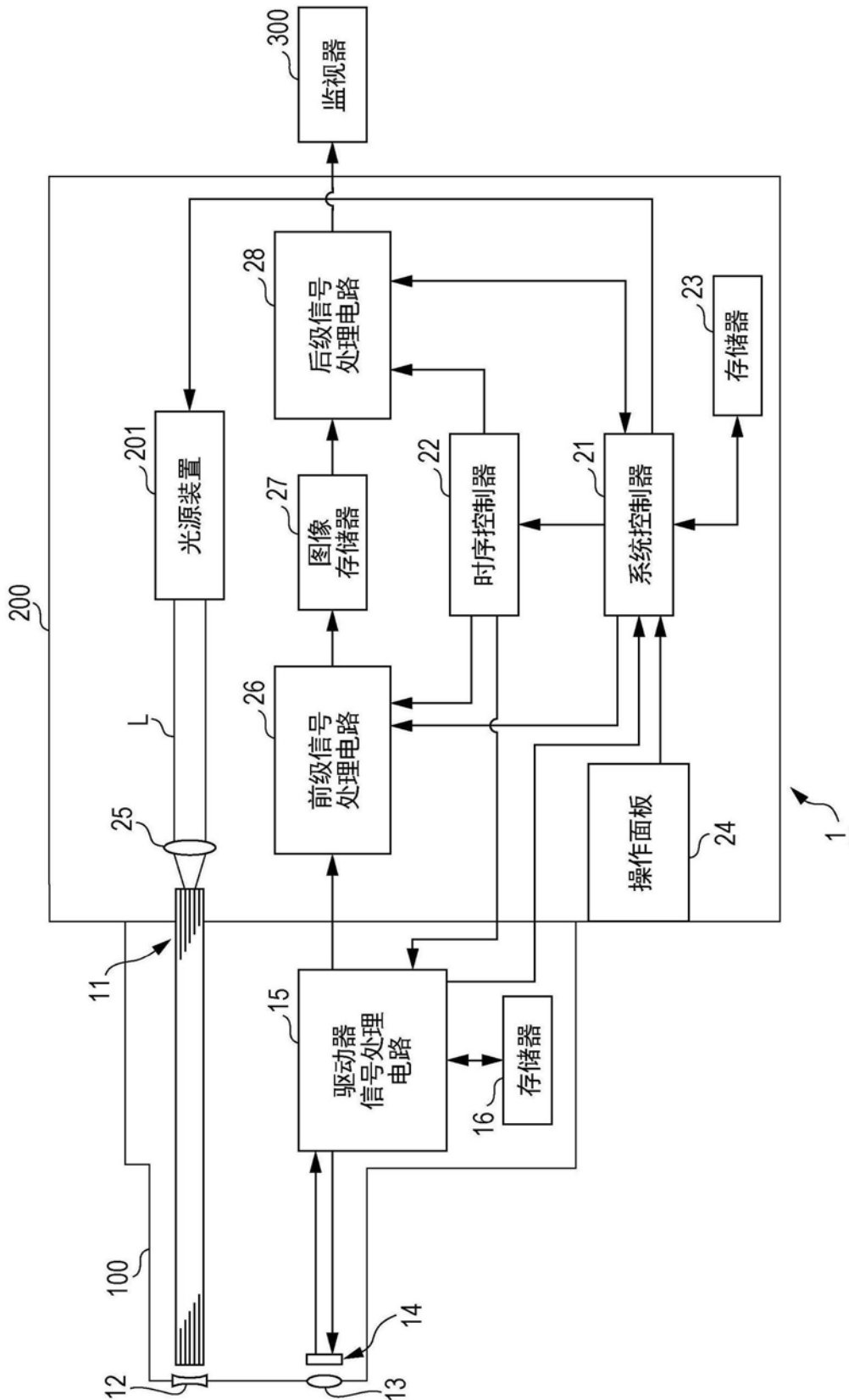


图1

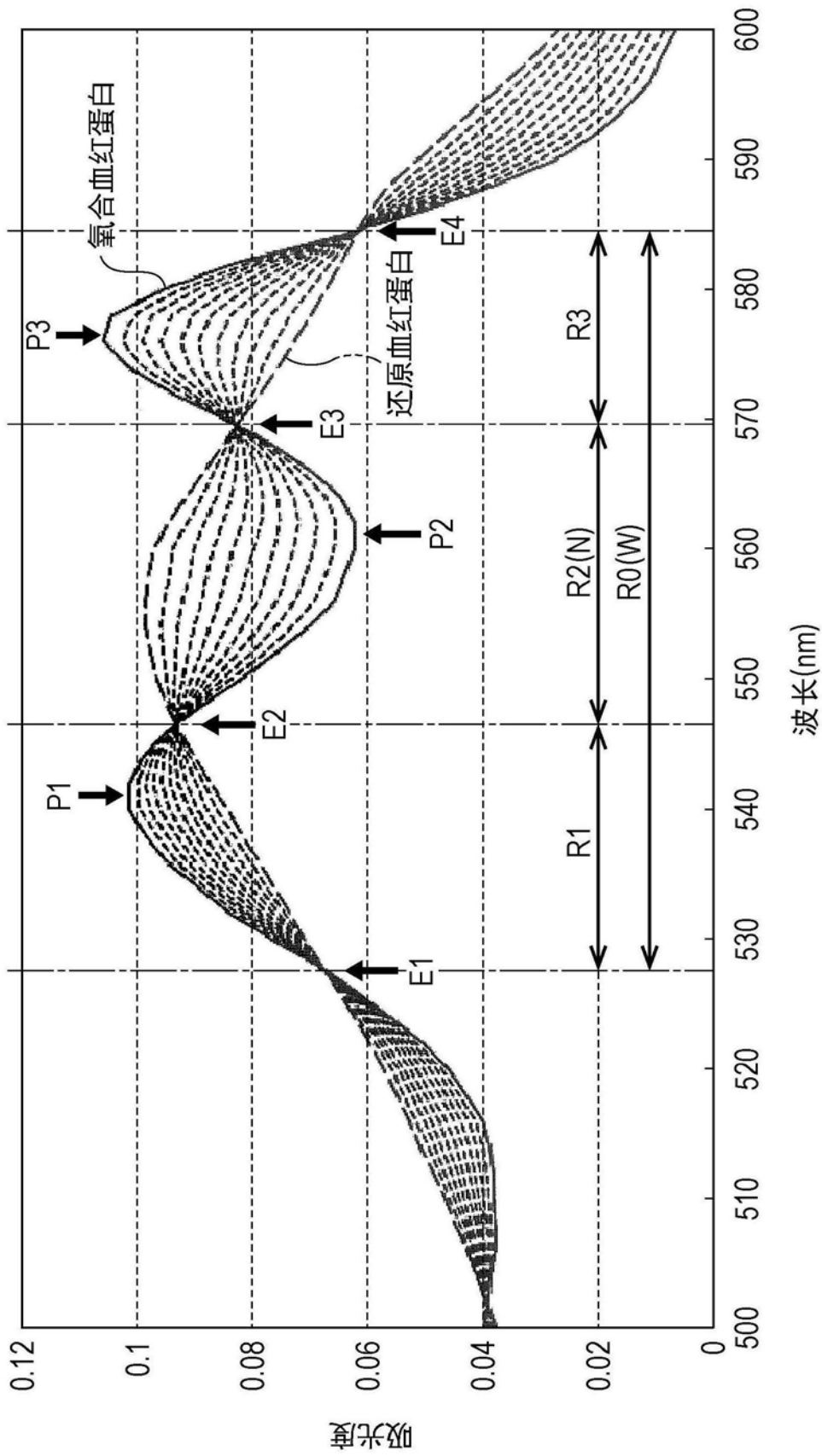


图2

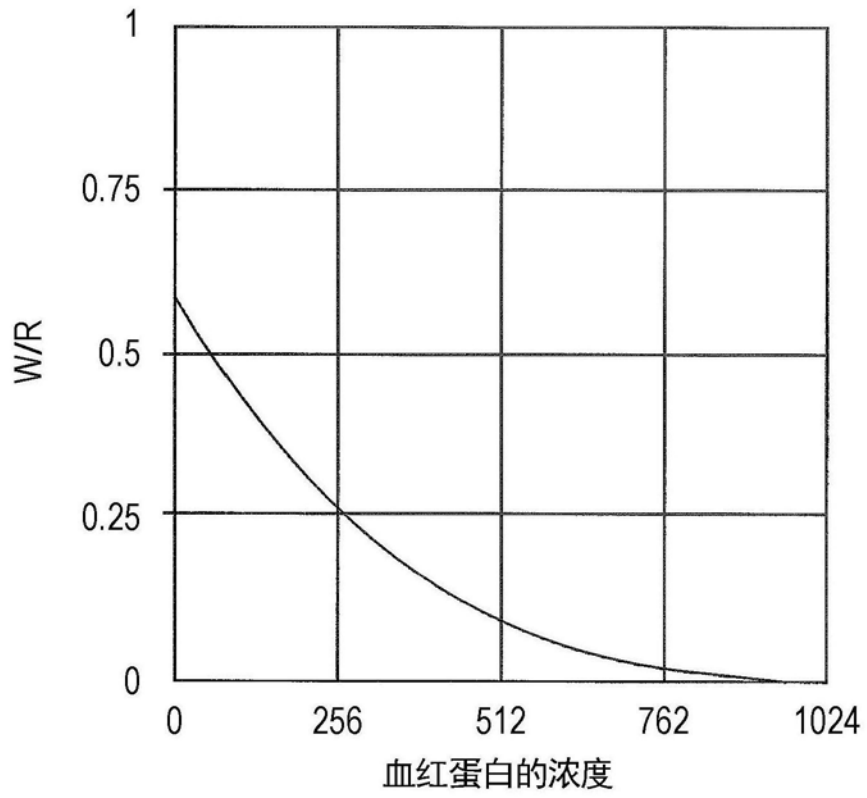


图3

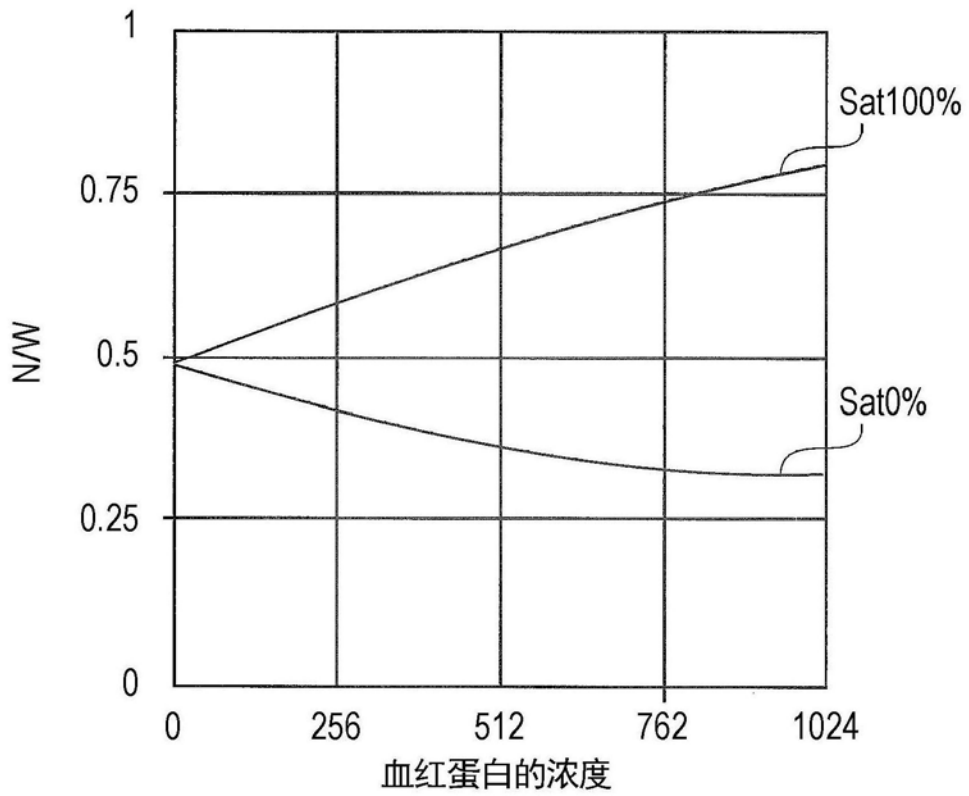


图4

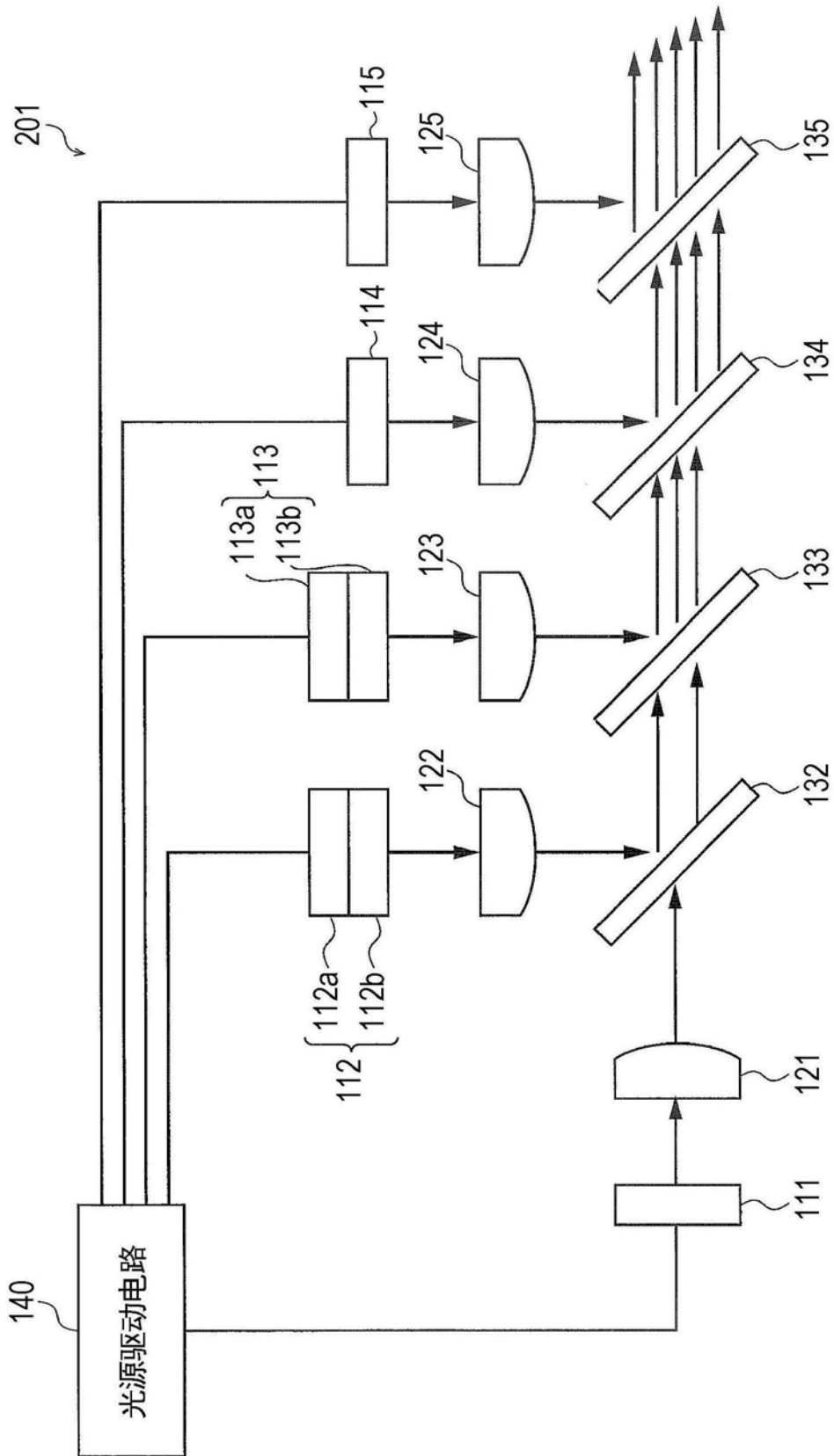


图5

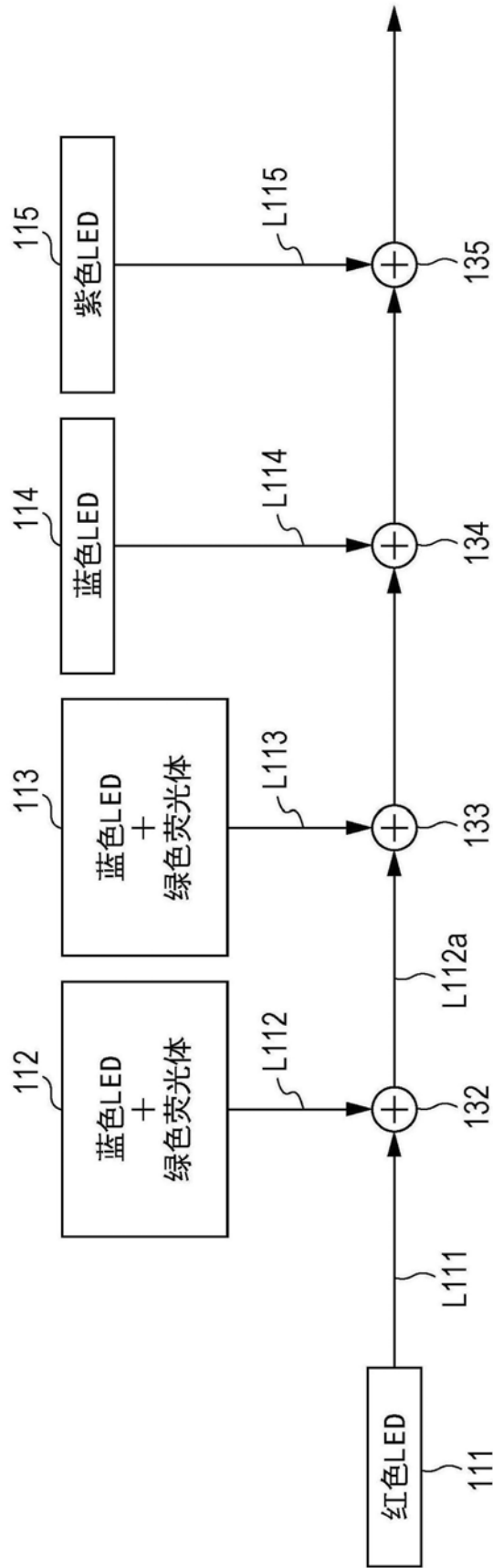


图6

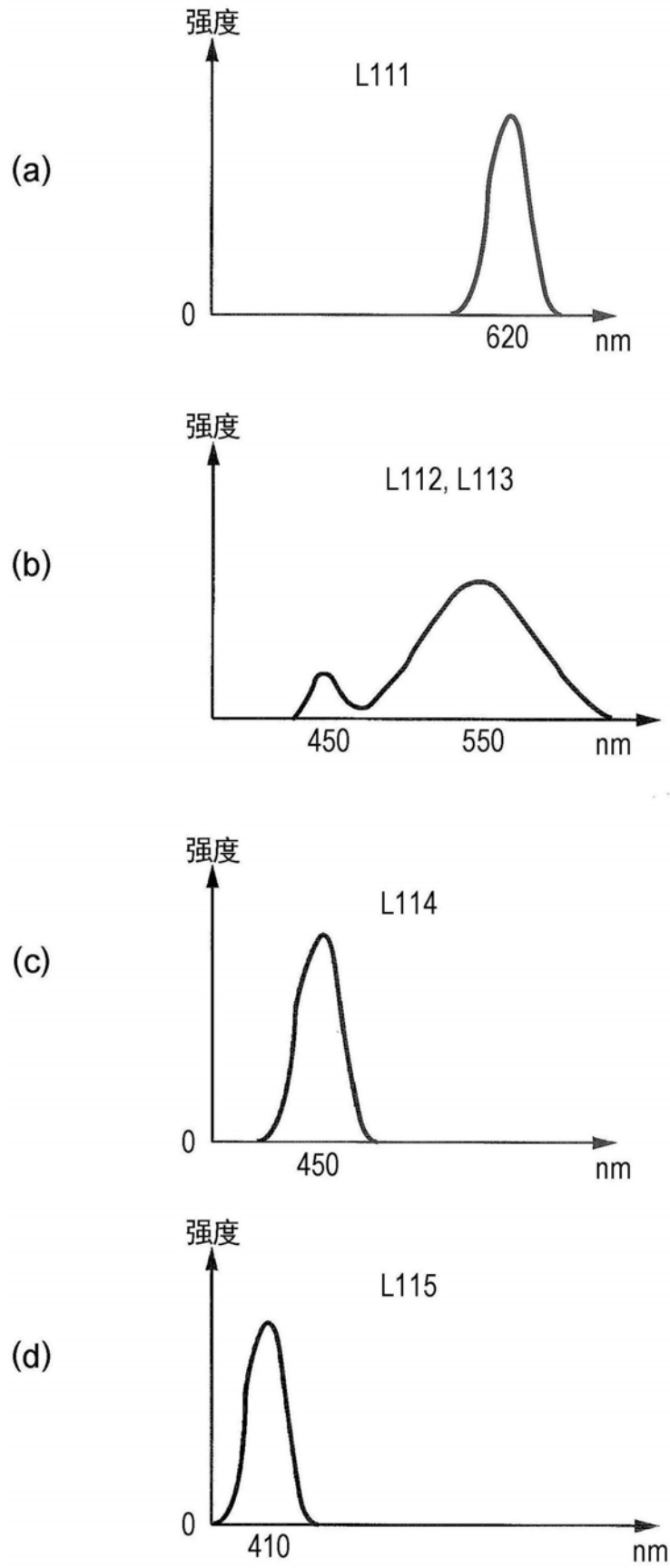


图7

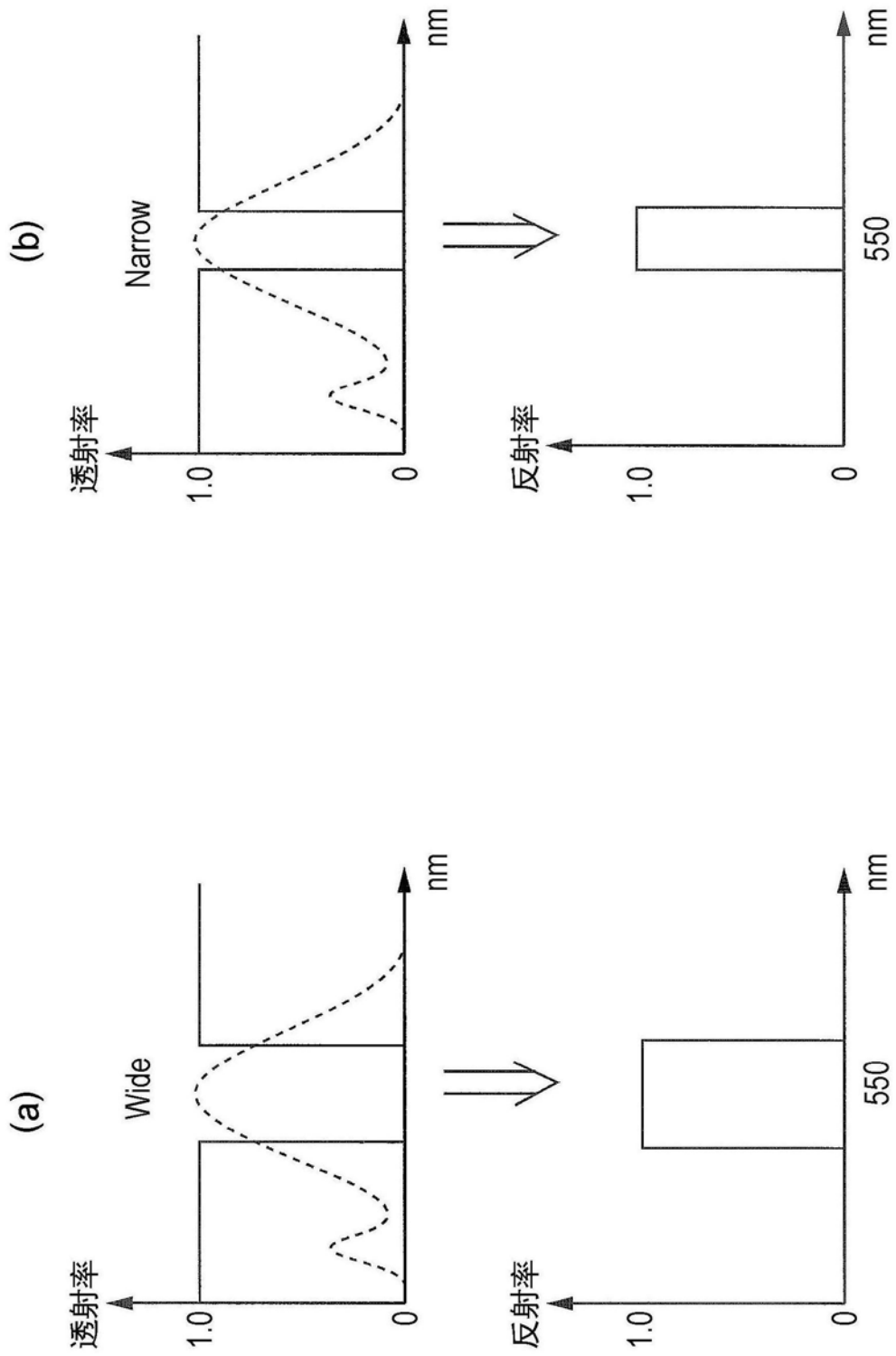


图8

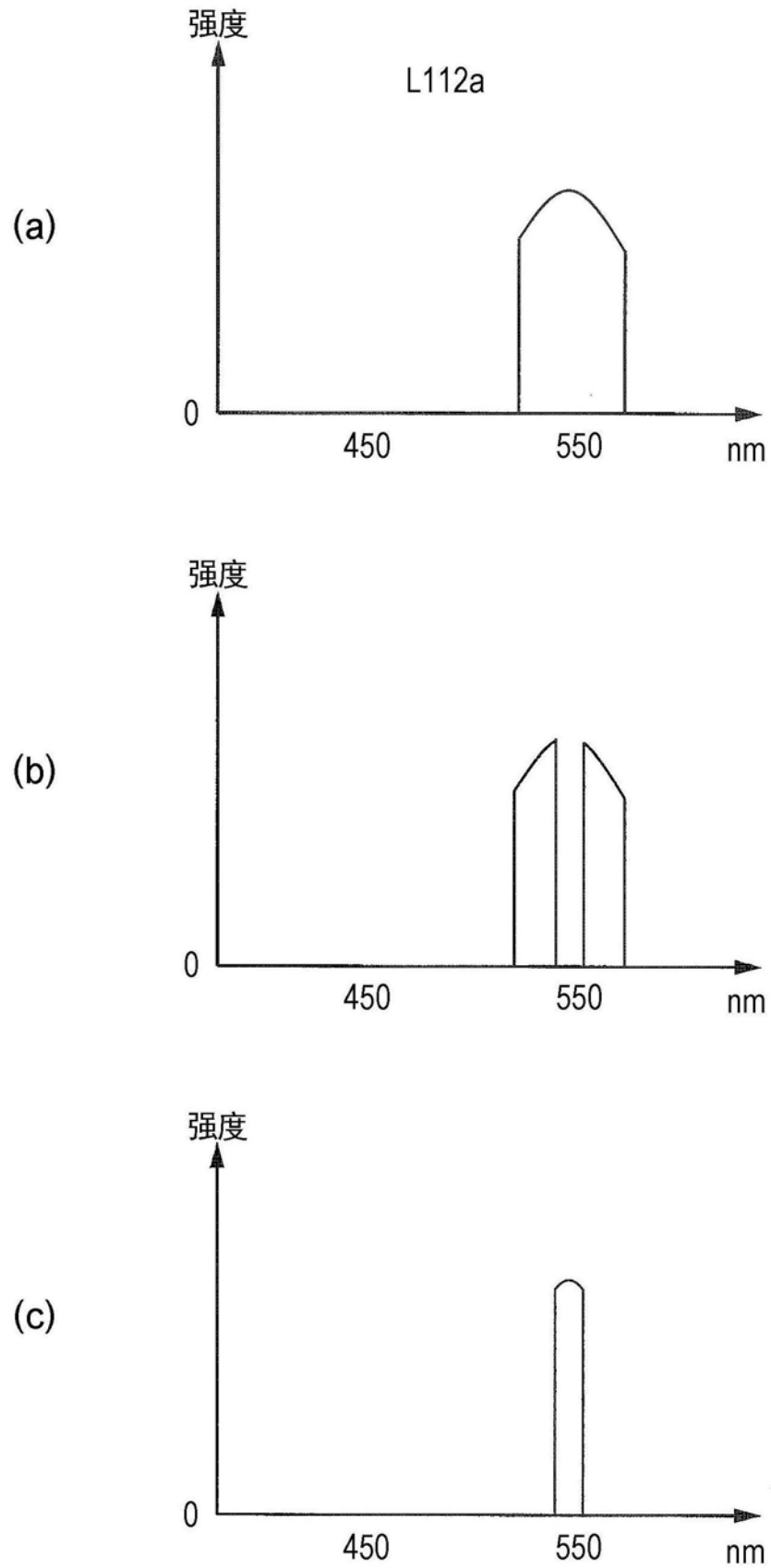


图9

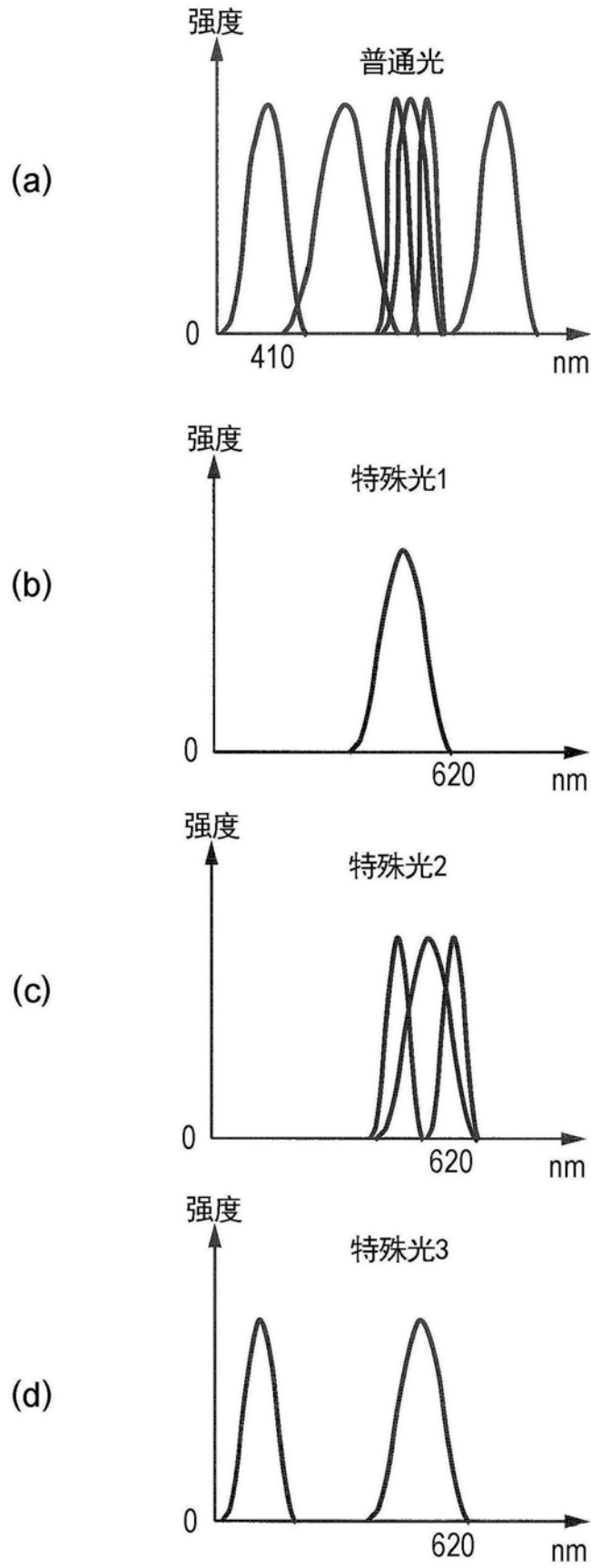


图10

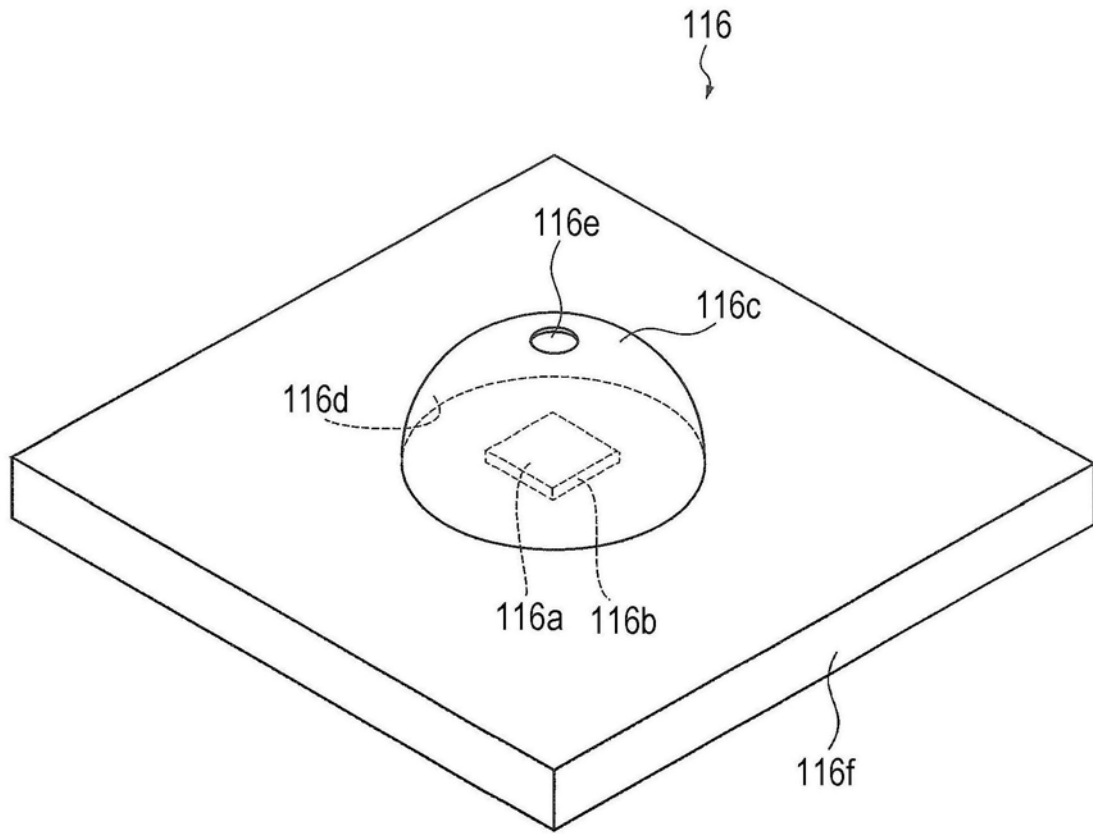


图11

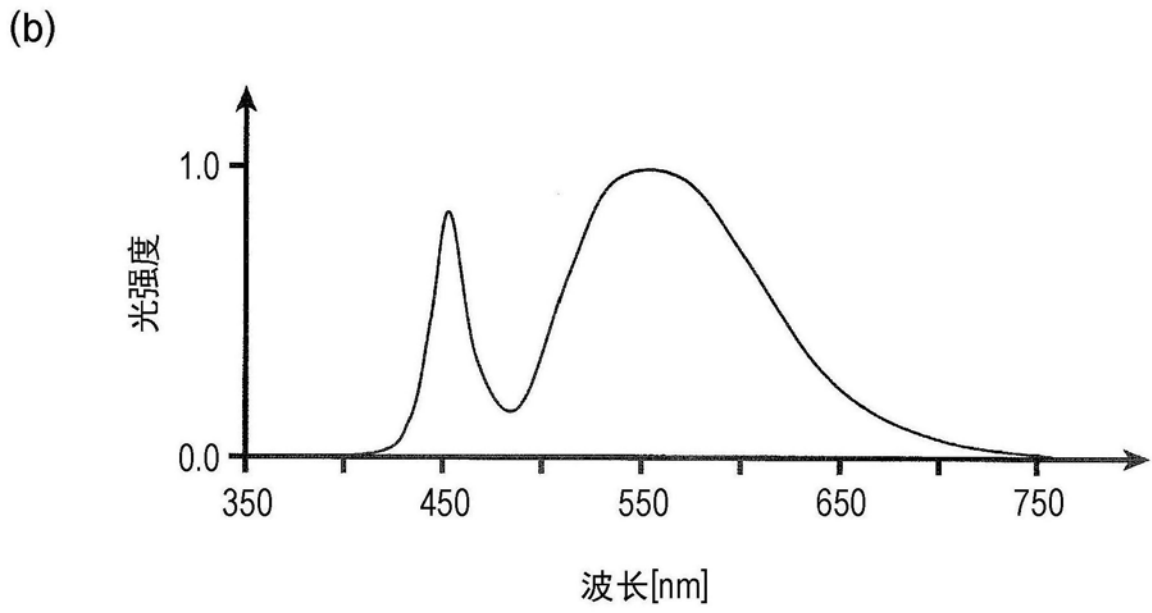
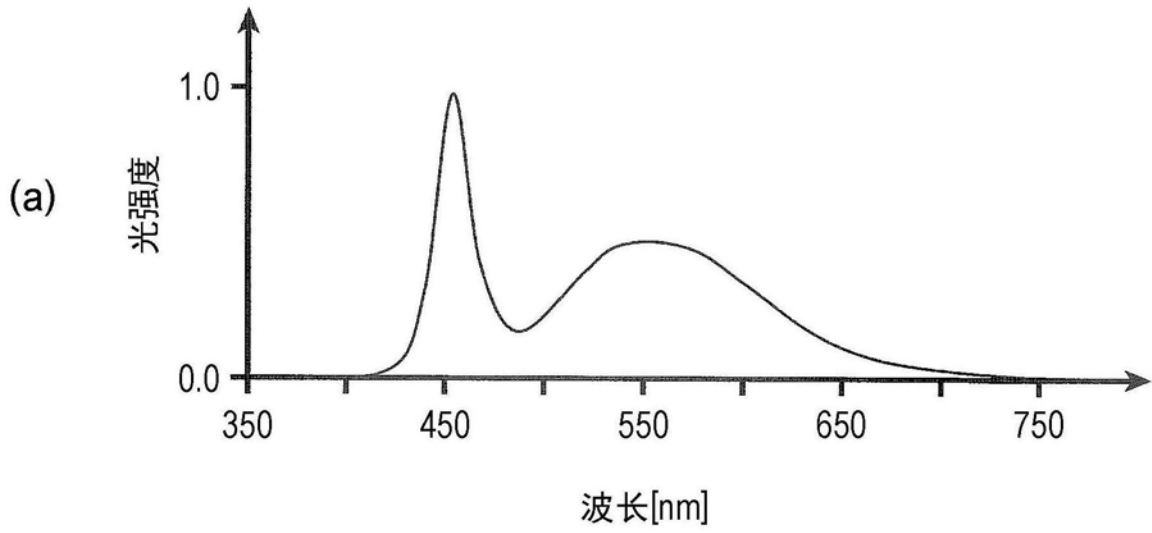


图12

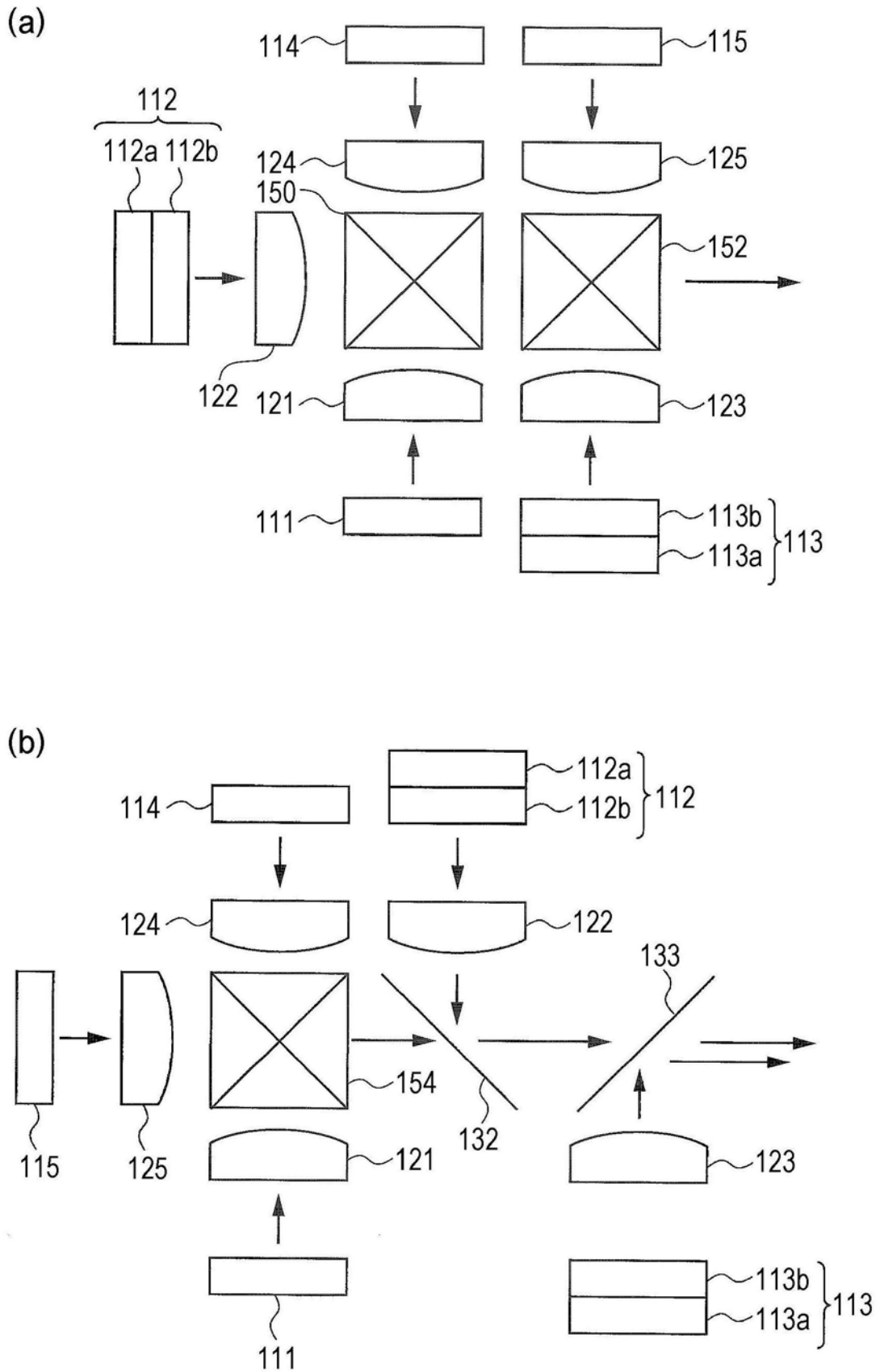


图13

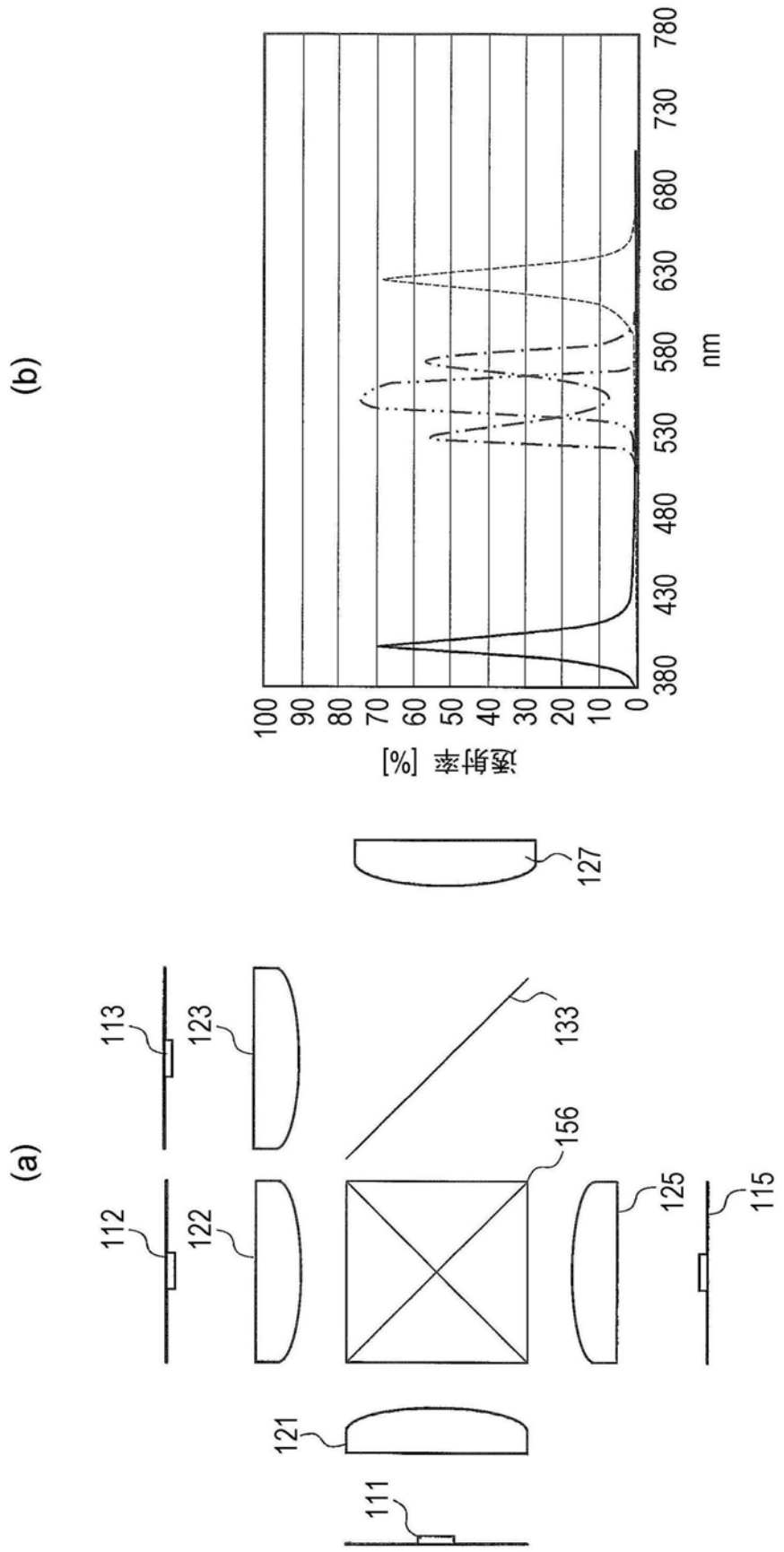


图14

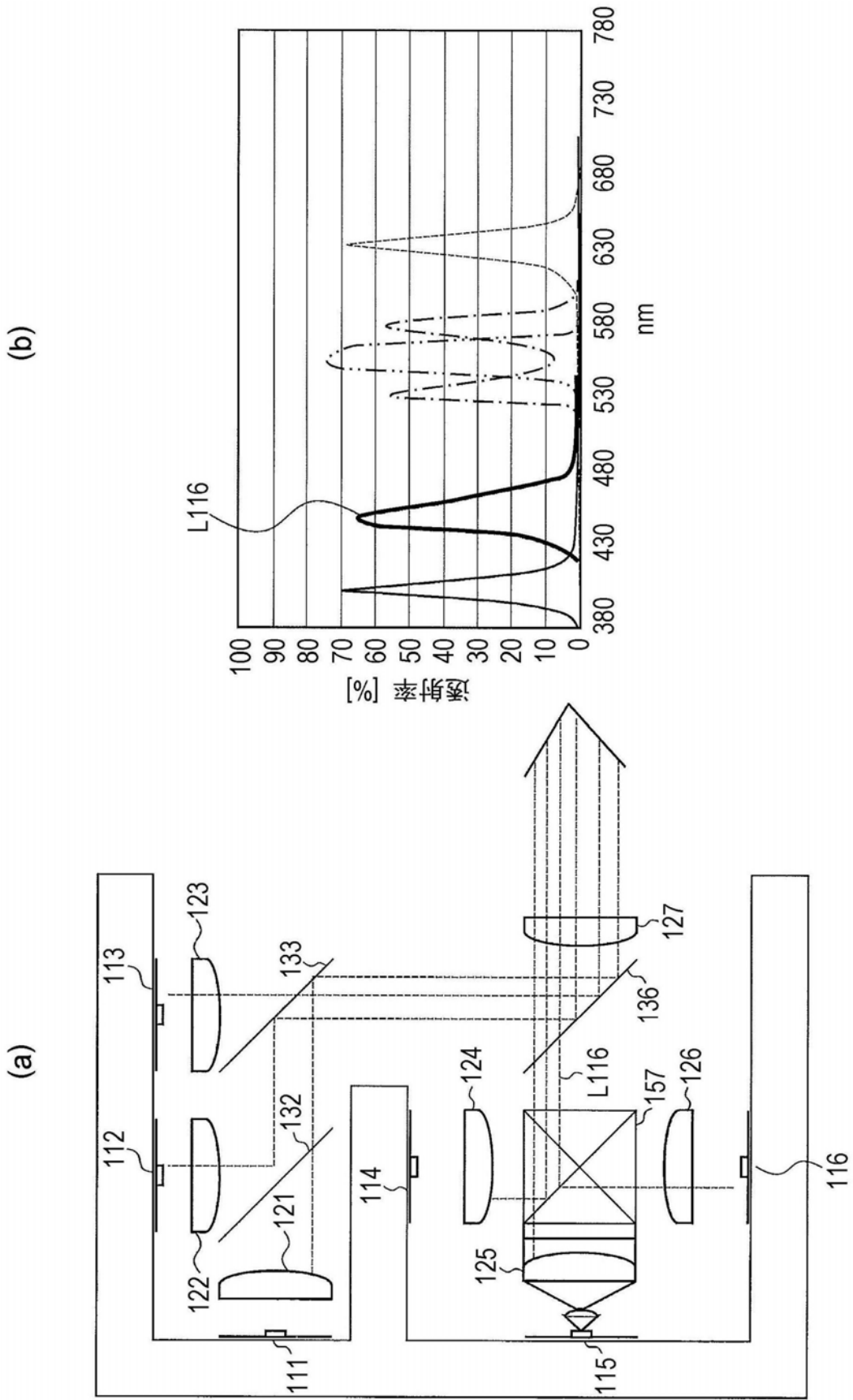


图15

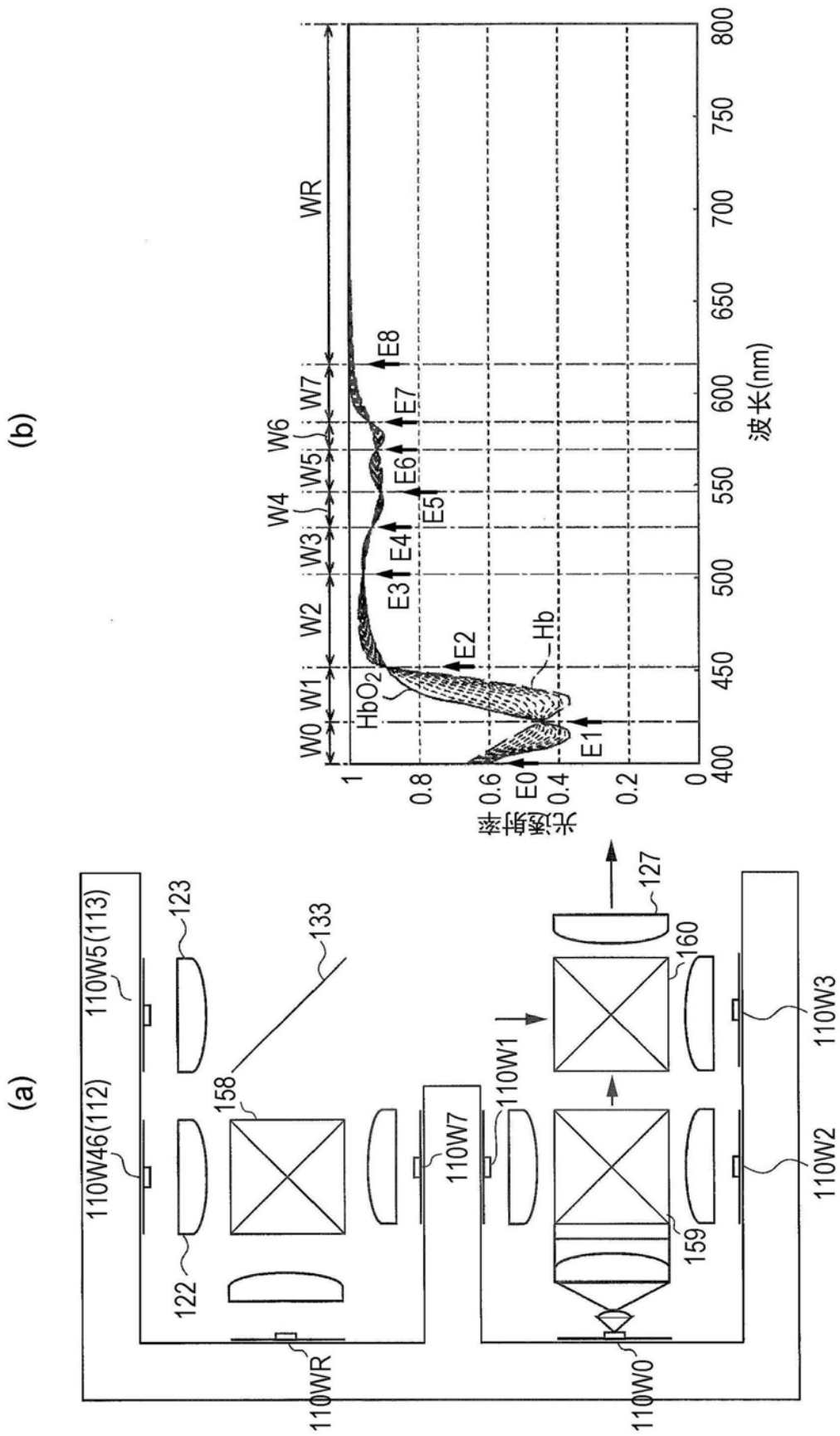


图16

专利名称(译)	内窥镜用光源装置及内窥镜系统		
公开(公告)号	CN110799086A	公开(公告)日	2020-02-14
申请号	CN201880040620.4	申请日	2018-08-28
[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		
发明人	尾登邦彦		
IPC分类号	A61B1/07 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/07 G02B23/26		
代理人(译)	李丹		
优先权	2017163219 2017-08-28 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

光源装置具有：第1光学元件，其用于生成从入射光中去除第1波段光分量后的透射光与从入射光中提取出第1波段光分量后的反射光；第1光源，其用于将至少包括所述第1波段的光分量的光射出，并且将其入射至所述第1光学元件以使得其变成所述第1光学元件的反射光；第2光源，其用于射出光以使包括所述第1波段在内的较宽的第2波段光分量的光变成所述第1光学元件的透射光；以及控制部，其用于控制所述第1光源与所述第2光源的驱动。所述控制部通过控制所述第1光源出射光的射出与所述第2光源出射光的射出的开启/关闭，选择性地执行所述第1光的射出与所述第2光的射出。

