



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109068968 B

(45) 授权公告日 2021.02.05

(21) 申请号 201780026050.9

(22) 申请日 2017.03.24

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109068968 A

(43) 申请公布日 2018.12.21

(30) 优先权数据
2016-181116 2016.09.16 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.10.26

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2017/012116 2017.03.24

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/051558 JA 2018.03.22

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社
地址 日本东京都

(72) 发明人 藤原和人

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事
务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int.Cl.
A61B 1/06 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)
A61B 1/07 (2006.01)
G02B 23/26 (2006.01)

(56) 对比文件
JP 2016123576 A, 2016.07.11
CN 1398571 A, 2003.02.26
CN 103619234 A, 2014.03.05
CN 103431833 A, 2013.12.11
US 2016183774 A1, 2016.06.30
JP 2013248319 A, 2013.12.12

审查员 杨琼

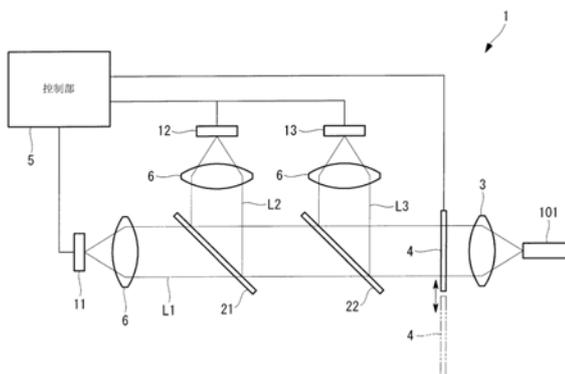
权利要求书2页 说明书9页 附图22页

(54) 发明名称

内窥镜用光源装置

(57) 摘要

通过小型的结构来实现荧光观察用的两种照明模式。提供一种内窥镜用光源装置(1),具备:第一固体光源和第二固体光源(11、12),其分别发出第一光和第二光;第三固体光源(13),其发出通过与第一光和第二光进行合成来生成白色光的第三光;光学部件(21、22),其将第一光、第二光以及第三光进行合成;光学滤波器(4),其以能够插拔的方式设置于第一光、第二光及第三光的合波光的光路上;以及控制部(5),其中,在第一激励光照明模式下,该控制部(5)使第一固体光源和第二固体光源(11、12)点亮,使第三固体光源(13)微弱地点亮,在第二激励光照明模式下,该控制部(5)使第一固体光源(11)点亮,使第二固体光源(12)熄灭,使第三固体光源(13)微弱地点亮。



1. 一种内窥镜用光源装置,具备:

第一固体光源,其发出包含第一波长范围的第一光;

第二固体光源,其发出包含第二波长范围的第二光,该第二波长范围的波长比所述第一波长范围的波长长;

第三固体光源,其发出包含不同于所述第一波长范围和所述第二波长范围的第三波长范围的第三光,该第三光是通过至少与所述第一光和所述第二光进行合成来生成白色光的光;

第一光学部件,其将所述第一光与所述第二光进行合成;

第二光学部件,其将由该第一光学部件生成的所述第一光与所述第二光的合波光同所述第三光进行合成;

光学滤波器,其以能够插拔的方式设置于由该第二光学部件生成的所述第一光、所述第二光及所述第三光的合波光的光路上,选择性地使所述第一波长范围的光、所述第二波长范围的光以及所述第三波长范围的光透过;以及

控制部,其对所述第一固体光源、所述第二固体光源及所述第三固体光源的点亮和熄灭、以及所述光学滤波器的插拔进行控制,

其中,在白色光照明模式下,该控制部使所述光学滤波器从所述光路退避,并且使所述第一固体光源、所述第二固体光源以及所述第三固体光源点亮,

在第一激励光照明模式下,该控制部将所述光学滤波器插入到所述光路,并且使所述第一固体光源和所述第二固体光源点亮,使所述第三固体光源以所述第三光的强度比所述第一光的强度及所述第二光的强度弱的方式点亮,

在第二激励光照明模式下,该控制部将所述光学滤波器插入到所述光路,并且使所述第一固体光源点亮,使所述第二固体光源熄灭,使所述第三固体光源以所述第三光的强度比所述第一光的强度弱的方式点亮。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述第一波长范围为390nm~440nm,

所述第二波长范围为440nm~470nm。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述第一光学部件具有使所述第一光和所述第二光中的一方透过并且使另一方反射的第一分色镜面,

该第一分色镜面具有第一截止波长,该第一截止波长是在该第一分色镜面的透过光路侧的透过率为50%且所述第一光与所述第二光相互重叠的波长,

所述第一光与所述第二光的合波光在所述第一截止波长处的强度为该合波光的最大强度的10%以上。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述第二光学部件具有使所述第一光与所述第二光的合波光及所述第三光中的一方透过并且使另一方反射的第二分色镜面,

该第二分色镜面具有第二截止波长,该第二截止波长是在该第二分色镜面的透过光路侧的透过率为50%且所述第一光与所述第二光的合波光同所述第三光相互重叠的波长,

所述第一光、所述第二光及所述第三光的合波光在所述第二截止波长处的强度为该合

波光的最大强度的10%以上。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述第一光学部件具有使所述第一波长范围的光透过并且使所述第二波长范围的光反射的第一分色镜面,

所述第一光和所述第一分色镜面具有满足下述的条件式(1)的光学特性,

$$(I1/I1_{max}) \times T1 \leq 0.01 \dots (1)$$

其中,

$I1_{max}$ 为所述第一波长范围内的所述第一光的最大强度,

$I1$ 为比所述第一波长范围的波长长10nm以上的长波长侧的所述第一光的强度,

$T1$ 为比所述第一波长范围的波长长10nm以上的长波长侧在所述第一分色镜面的透过率(%)。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜用光源装置,其特征在于,

所述第二光和所述光学滤波器具有满足下述的条件式(2)的光学特性,

$$(I2/I2_{max}) \times T2 \leq 0.01 \dots (2)$$

其中,

$I2_{max}$ 是所述第二波长范围内的所述第二光的最大强度,

$I2$ 是比所述第二波长范围的波长长10nm以上的长波长侧的所述第二光的强度,

$T2$ 是比所述第二波长范围的波长长10nm以上的长波长侧在所述光学滤波器的透过率(%)。

内窥镜用光源装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜用光源装置,特别是涉及一种具有荧光观察用的两种照明模式的内窥镜用光源装置。

背景技术

[0002] 以往,为了尽早发现癌症等,使用一种照射激励光来观察来自生物体的荧光的荧光内窥镜(例如,参照专利文献1。)。在荧光内窥镜中,存在具备白色光观察专用的摄像元件和荧光观察专用的摄像元件的复眼类型、以及具备白色光观察与荧光观察两用的单个摄像元件的单眼类型。专利文献1中记载的内窥镜用光源装置通过变更配置于光路上的多个滤波器的组合,使用单个灯光源实现了适于复眼类型和单眼类型的各类型的照明模式。

[0003] 专利文献1:日本专利第4054222号公报

发明内容

[0004] 发明要解决的问题

[0005] 然而,在专利文献1中记载的光源装置中,复眼类型用和单眼类型用分别需要多个滤波器,从而滤波器的数量增多。因而,存在如下问题:用于搭载滤波器的转盘大径化,从而装置大型化。

[0006] 本发明是鉴于上述的情形而完成的,其目的在于提供一种能够通过小型的结构来实现荧光观察用的两种照明模式的内窥镜用光源装置。

[0007] 用于解决问题的方案

[0008] 为了实现上述目的,本发明提供以下方案。

[0009] 本发明的一个方式是一种内窥镜用光源装置,具备:第一固体光源,其发出包含第一波长范围的第一光;第二固体光源,其发出包含第二波长范围的第二光,该第二波长范围的波长比所述第一波长范围的波长长;第三固体光源,其发出包含不同于所述第一波长范围和所述第二波长范围的第三波长范围的第三光,该第三光是通过与所述第一光和所述第二光进行合成来生成白色光的光;第一光学部件,其将所述第一光与所述第二光进行合成;第二光学部件,其将由该第一光学部件生成的所述第一光与所述第二光的合波光同所述第三光进行合成;光学滤波器,其以能够插拔的方式设置于由该第二光学部件生成的所述第一光、所述第二光及所述第三光的合波光的光路上,选择性地使所述第一波长范围的光、所述第二波长范围的光以及所述第三波长范围的光透过;以及控制部,其对所述第一固体光源、所述第二固体光源及所述第三固体光源的点亮和熄灭、以及所述光学滤波器的插拔进行控制,其中,该控制部具有白色光照明模式、第一激励光照明模式以及第二激励光照明模式,在所述白色光照明模式下,所述控制部使所述光学滤波器从所述光路退避,并且使所述第一固体光源、所述第二固体光源以及所述第三固体光源点亮,在所述第一激励光照明模式下,所述控制部将所述光学滤波器插入到所述光路,并且使所述第一固体光源和所述第二固体光源点亮,使所述第三固体光源以所述第三光的强度比所述第一光的强度及所述第

二光的强度弱的方式点亮,在所述第二激励光照明模式下,所述控制部将所述光学滤波器插入到所述光路,并且使所述第一固体光源点亮,使所述第二固体光源熄灭,使所述第三固体光源以所述第三光的强度比所述第一光的强度弱的方式点亮。

[0010] 根据本方式,通过由控制部对三个固体光源和光学滤波器进行控制,能够实现白色光观察用的照明模式和荧光观察用的两种照明模式。具体地说,在白色光照明模式下,通过使光学滤波器从光路退避,且使第一固体光源、第二固体光源以及第三固体光源全部点亮,来生成包含第一光、第二光以及第三光的白色光。在第一激励光照明模式下,通过将光学滤波器插入到光路,且使第一固体光源和第二固体光源点亮、使第三固体光源微弱地点亮,来生成包含第一波长范围的光和第二波长范围的光的激励光以及包含第三波长范围的光的参照光。在第二激励光照明模式下,通过将光学滤波器插入到光路,且使第一固体光源点亮、使第二固体光源熄灭、使第三固体光源微弱地点亮,来生成只包含第一波长范围的光的激励光以及包含第三波长范围的光的参照光。

[0011] 在该情况下,通过具备波长范围不同的两个固体光源来作为荧光观察用的激励光源,仅通过第二固体光源的点亮和熄灭就能够实现第一激励光照明模式与第二激励光照明模式之间的切换。即,不需要用于切换荧光观察用的两种照明模式的光学滤波器,光学滤波器仅用于白色光观察用的照明模式与荧光观察用的照明模式之间的切换即可。光学滤波器大幅度地大于固体光源,因此通过抑制光学滤波器的数量,能够有效地使装置整体小型化。

[0012] 在上述方式中,也可以是,所述第一波长范围为390nm~440nm,所述第二波长范围为440nm~470nm。

[0013] 通过像这样设置,能够设为适合于将紫色的光和蓝色的光用作激励光的荧光观察(例如,自身荧光观察)的结构。

[0014] 在上述方式中,也可以是,所述第一光学部件具有使所述第一光和所述第二光中的一方透过并且使另一方反射的第一分色镜面,该第一分色镜面具有第一截止波长,该第一截止波长是在该第一分色镜面的透过光路侧的透过率为50%且所述第一光与所述第二光相互重叠的波长,所述第一光与所述第二光的合波光在所述第一截止波长处的强度为该合波光的最大强度的10%以上。

[0015] 通过像这样设置,通过在白色光的强度极小的第一截止波长处确保最大强度的10%以上的强度,能够生成不存在波长缺失的白色光,从而能够进行颜色再现性高的白色光观察。

[0016] 在上述方式中,也可以是,所述第二光学部件具有使所述第一光与所述第二光的合波光及所述第三光中的一方透过并且使另一方反射的第二分色镜面,该第二分色镜面具有第二截止波长,该第二截止波长是在该第二分色镜面的透过光路侧的透过率为50%且所述第一光与所述第二光的合波光同所述第三光相互重叠的波长,所述第一光、所述第二光及所述第三光的合波光在所述第二截止波长处的强度为该合波光的最大强度的10%以上。

[0017] 通过像这样设置,通过在白色光的强度极小的第二截止波长处确保最大强度的10%以上的强度,能够生成不存在波长缺失的白色光,从而能够进行颜色再现性高的白色光观察。

[0018] 在上述方式中,也可以是,所述第一光学部件具有使所述第一波长范围的光透过并且使所述第二波长范围的光反射的第一分色镜面,所述第一光和所述第一分色镜面具有

满足下述的条件式(1)的光学特性。 $I_{1\max}$ 为所述第一波长范围内的所述第一光的最大强度, I_1 为比所述第一波长范围的波长长10nm以上的长波长侧的所述第一光的强度, T_1 为比所述第一波长范围的波长长10nm以上的长波长侧在所述第一分色镜面的透过率(%)。

$$[0019] \quad (I_1/I_{1\max}) \times T_1 \leq 0.01 \dots (1)$$

[0020] 第一光中含有的长波长成分能够在荧光观察时与荧光一起入射到摄像元件而成为噪声。通过满足条件式(1),这样的第一光的长波长成分被第一分色镜面充分地去除,因此能够进行对比度高的荧光观察。

[0021] 在上述方式中,也可以是,所述第二光和所述光学滤波器具有满足下述的条件式(2)的光学特性。 $I_{2\max}$ 是所述第二波长范围内的所述第二光的最大强度, I_2 为比所述第二波长范围的波长长10nm以上的长波长侧的所述第二光的强度, T_2 为比所述第一波长范围的波长长10nm以上的长波长侧在所述光学滤波器的透过率(%)。

$$[0022] \quad (I_2/I_{2\max}) \times T_2 \leq 0.01 \dots (2)$$

[0023] 第二光中含有的长波长成分能够在荧光观察时与荧光一起入射到摄像元件而成为噪声。通过满足条件式(2),这样的第二光的长波长成分被光学滤波器充分地去除,因此能够进行对比度高的荧光观察。

[0024] 发明的效果

[0025] 根据本发明,起到能够通过小型的结构来实现荧光观察用的两种照明模式这样的效果。

附图说明

[0026] 图1是能够应用本发明的一个实施方式所涉及的内窥镜用光源装置的内窥镜系统的一例的整体结构图。

[0027] 图2是示出设置于复眼类型的荧光内窥镜的激励光截止滤波器的光透过特性的曲线图。

[0028] 图3是示出设置于单眼类型的荧光内窥镜的激励光截止滤波器的光透过特性的曲线图。

[0029] 图4是本发明的一个实施方式所涉及的内窥镜用光源装置的整体结构图。

[0030] 图5是示出图4的内窥镜用光源装置的第一固体光源输出的第一光的光谱的图。

[0031] 图6是示出图4的内窥镜用光源装置的第二固体光源输出的第二光的光谱的图。

[0032] 图7是示出图4的内窥镜用光源装置的第三固体光源输出的第三光的光谱的图。

[0033] 图8是示出图4的内窥镜用光源装置的第一光学部件的光透过特性的图。

[0034] 图9是示出图4的内窥镜用光源装置的第二光学部件的光透过特性的图。

[0035] 图10是示出图4的内窥镜用光源装置的光学滤波器的光透过特性的图。

[0036] 图11A是示出表示白色光照明模式下的第一固体光源、第二固体光源及第三固体光源的动作的时序图的图。

[0037] 图11B是示出由内窥镜用光源装置生成的白色光的光谱的图。

[0038] 图12A是示出在白色光照明模式下向复眼类型的荧光内窥镜的摄像元件入射的白色光的反射光的光谱的图。

[0039] 图12B是示出在白色光照明模式下向单眼类型的荧光内窥镜的摄像元件入射的白

色光的反射光的光谱的图。

[0040] 图13A是示出表示第一激励光照明模式下的第一固体光源、第二固体光源及第三固体光源的动作的时序图的图。

[0041] 图13B是示出由内窥镜用光源装置生成的激励光的光谱的图。

[0042] 图13C是示出由内窥镜用光源装置生成的参照光的光谱的图。

[0043] 图14A是示出表示第二激励光照明模式下的第一固体光源、第二固体光源及第三固体光源的动作的时序图的图。

[0044] 图14B是示出由内窥镜用光源装置生成的激励光的光谱的图。

[0045] 图14C是示出由内窥镜用光源装置生成的参照光的光谱的图。

[0046] 图15是示出在第一激励光照明模式下向荧光内窥镜的摄像元件入射的荧光和参照光的反射光的光谱的图。

[0047] 图16是图4的内窥镜用光源装置的变形例的整体结构图。

[0048] 图17是示出图16的内窥镜用光源装置的第四固体光源输出的第四光的光谱的图。

[0049] 图18是示出图16的内窥镜用光源装置的第三光学部件的光透过特性的图。

[0050] 图19A是示出表示白色光照明模式下的第一固体光源、第二固体光源、第三固体光源及第四固体光源的动作的时序图的图。

[0051] 图19B是示出由内窥镜用光源装置生成的白色光的光谱的图。

[0052] 图20A是示出在白色光照明模式下向复眼类型的荧光内窥镜的摄像元件入射的反射光的光谱的图。

[0053] 图20B是示出在白色光照明模式下向单眼类型的荧光内窥镜的摄像元件入射的反射光的光谱的图。

[0054] 图21是示出能够应用本发明的一个实施方式所涉及的内窥镜用光源装置的内窥镜的一例的图。

[0055] 图22是示出使用图21的内窥镜来进行观察的情况下拍进了重影的情况的图。

[0056] 图23是示出在图21的内窥镜中发生重影时的入射光及反射光的光路和成像位置的图。

[0057] 图24是示出在图21的内窥镜中对摄像元件附近实施了防反射膜的情况的图。

[0058] 图25是示出在图21的内窥镜中摄像元件为多传感器摄像元件且包含棱镜单元的情况的图。

具体实施方式

[0059] 下面,参照附图来说明本发明的一个实施方式所涉及的内窥镜用光源装置1。

[0060] 图1是示出能够应用本实施方式所涉及的内窥镜用光源装置1的内窥镜系统。如图1所示,内窥镜用光源装置1能够连接于荧光内窥镜10来使用,向荧光内窥镜10的光导件101供给白色光观察用的照明光和荧光观察用的照明光。由荧光内窥镜10的摄像元件102获取到的图像信号被发送到图像处理装置20,在图像处理装置20中基于图像信号生成白色光图像和荧光图像,白色光图像和荧光图像被显示于显示装置30。

[0061] 内窥镜用光源装置1能够安装于荧光内窥镜10并且能够从荧光内窥镜10拆卸,能够应用于复眼类型和单眼类型中的任一类型的荧光内窥镜。复眼类型具有白色光观察专用

的摄像元件和荧光观察专用的摄像元件。单眼类型具有白色光观察与荧光观察两用的单个摄像元件102。在图1中,作为一例,示出单眼类型的荧光内窥镜10。

[0062] 在本实施方式中,作为荧光观察,设想了用于对来自胶原蛋白等荧光物质的500nm~640nm的自身荧光进行观察的AFI (Auto Fluorescence Imaging:自体荧光成像)。在AFI中,使用390nm~470nm的紫色至蓝色的激励光以及540nm~560nm的绿色的参照光。自身荧光的强度在肿瘤组织中比在正常组织中弱,与此相对,参照光的反射光的强度在肿瘤组织中与在正常组织中相同。因而,通过检测自身荧光和参照光的反射光,能够判别肿瘤组织。

[0063] 自身荧光的强度为激励光的强度的五分之一至一百分之一左右,很微弱。因而,为了摄像元件102能够高灵敏度地检测自身荧光,使用在荧光观察用的对物光学系统104中设置有用于将激励光截止的激励光截止滤波器103的荧光内窥镜10。

[0064] 复眼类型的荧光内窥镜的激励光截止滤波器如图2所示那样将390nm~470nm的光阻断,使500nm以上的光透过。因而,能够将390nm~470nm的广范围的光用作激励光。

[0065] 单眼类型的荧光内窥镜的激励光截止滤波器如图3所示那样将390nm~440nm的光阻断,使470nm以上的光透过。因而,390nm~440nm的光被用作激励光,蓝色的波长范围470nm~495nm被利用于白色光观察用。

[0066] 如图4所示,内窥镜用光源装置1具备:三个固体光源11、12、13;两个光学部件21、22,其将从固体光源11、12、13输出的光L1、L2、L3进行合成;聚光光学系统3,其使由光学部件21、22进行合成所得到的光会聚;光学滤波器4,其以能够插拔的方式设置在光学部件21、22与聚光光学系统3之间的光路上;以及控制部5,其对固体光源11、12、13的点亮及熄灭、以及光学滤波器4的移动进行控制。附图标记6是将从固体光源11、12、13输出的光L1、L2、L3分别转换为平行光束的准直透镜。

[0067] 第一固体光源11和第二固体光源12是激励光用的光源。如图5所示,第一固体光源11发出主要包含390nm~440nm的第一波长范围的紫色的第一光L1。如图6所示,第二固体光源12发出主要包含440nm~470nm的第二波长范围的蓝色的第二光L2。这样的第一固体光源11和第二固体光源12例如由LED构成。

[0068] 第三固体光源13是参照光用和白色光生成用的光源。如图7所示,第三固体光源13发出主要包含绿色至红色的波长范围的黄色的第三光L3,该第三光L3是通过与第一光L1和第二光L2混合来生成白色光的光。因而,第三光L3包含与参照光对应的540nm~560nm的第三波长范围。这样的第三固体光源13例如由蓝色LED以及被从该蓝色LED发出的蓝色的光激励而发出黄色的荧光的黄色荧光体的组合构成。

[0069] 第一光学部件21是具有第一分色镜面的光束组合器。通过第一分色镜面使第一光L1透过并且使第二光L2反射,来将第一光L1与第二光L2合成。如图8所示,第一分色镜面具有440nm的第一截止波长 λ_1 。第一截止波长 λ_1 是在第一分色镜面的透过光路侧的光透过率为50%且第一光L1与第二光L2相互重叠的波长。

[0070] 由第一光学部件21生成的第一光与第二光L1、L2的合波光的强度在第一截止波长 λ_1 处极小。第一光学部件21的光学特性被设计为,使得第一光与第二光L1、L2的合波光在第一截止波长 λ_1 处具有该合波光的最大强度的10%以上的强度。

[0071] 第二光学部件22是具有第二分色镜面的光束组合器。通过第二分色镜面使由第一光学部件21生成的第一光与第二光L1、L2的合波光透过并且使第三光L3反射,来将第一光

与第二光L1、L2的合波光同第三光L3合成。如图9所示,第二分色镜面具有495nm的第二截止波长 λ_2 。第二截止波长 λ_2 是在第二分色镜面的透过光路侧的光透过率为50%且第一光与第二光L1、L2的合波光同第三光L3相互重叠的波长。

[0072] 由第二光学部件22生成的第一光、第二光及第三光L1、L2、L3的合波光的强度在第二截止波长 λ_2 处极小。第二光学部件22的光学特性被设计为,使得第一光、第二光及第三光L1、L2、L3的合波光在第二截止波长 λ_2 处具有该合波光的最大强度的10%以上的强度。

[0073] 光学滤波器4被设置为,能够通过未图示的移动机构来在由第二光学部件22生成的合波光的光路上的位置(参照图4的实线。)与从该光路偏离的位置(参照图4的双点划线。)之间进行移动。如图10所示,光学滤波器4选择性地只使两个透过范围的光透过。一个透过范围为与第一波长范围及第二波长范围对应的390nm~470nm,另一个透过范围为与第三波长范围对应的540nm~560nm。因而,在光学滤波器4被插入到光路上时,只有激励光和参照光经由聚光光学系统3从内窥镜用光源装置1输出。

[0074] 第一光L1和第一分色镜面的光学特性满足下述的条件式(1)。在式(1)中, I_{1max} 为第一波长范围内的第一光L1的最大强度, I_1 为比第一波长范围的波长长10nm以上的长波长侧的第一光L1的强度, T_1 为比第一波长范围的波长长10nm以上的长波长侧在第一光学部件21的光透过率(%)。

$$[0075] \quad (I_1/I_{1max}) \times T_1 \leq 0.01 \cdots (1)$$

[0076] 第二光L2和光学滤波器4的光学特性满足下述的条件式(2)。在式(2)中, I_{2max} 为第二波长范围内的第二光L2的最大强度, I_2 为比第二波长范围的波长长10nm以上的长波长侧的第二光L2的强度, T_2 为比第二波长范围的波长长10nm以上的长波长侧在光学滤波器4的光透过率(%)。

$$[0077] \quad (I_2/I_{2max}) \times T_2 \leq 0.01 \cdots (2)$$

[0078] 荧光与激励光相比微弱,因此当激励光中含有与激励光截止滤波器的透过范围重叠的长波长的成分时,激励光的长波长成分与荧光一起入射到摄像元件而成为噪声,招致荧光的对比度降低。通过满足条件式(1),第一光中含有的长波长成分(具体地说,比450nm长的波长的成分)被第一分色镜面充分地去除,因此能够提高荧光的对比度。同样地,通过满足条件式(2),第二光中含有的长波长成分(具体地说,比480nm长的波长的成分)被光学滤波器4充分地去除,因此能够提高荧光的对比度。当条件式(1)和(2)的值超过0.01时,由摄像元件检测出的荧光与噪声的对比度降低,因此不适于微弱的自身荧光的观察。

[0079] 聚光光学系统3使透过了光学滤波器4的光会聚。被设计为在将内窥镜用光源装置1连接于荧光内窥镜10时,聚光光学系统3的聚光面与光导件101的入射面一致。

[0080] 控制部5具有白色光观察用的一种照明模式和荧光观察用的两种照明模式,在任一照明模式下对各个固体光源11、12、13的点亮和熄灭以及光学滤波器4的移动进行控制。控制部5所执行的照明模式例如能够通过未图示的开关等由用户来决定。

[0081] 在白色光观察用的“白色光照明模式”下,控制部5使光学滤波器4退避到从光路偏离的位置,并且如图11A所示的那样使第一固体光源、第二固体光源以及第三固体光源11、12、13全部同时点亮。因而,如图11B所示那样基于第一光、第二光以及第三光L1、L2、L3生成白色光,白色光从内窥镜用光源装置1被供给到光导件101。

[0082] 图12A、图12B示出在“白色光照明模式”下向白色光观察用的彩色的摄像元件入射

的白色光的反射光的光谱。如图12A所示,从内窥镜用光源装置1输出的白色光的反射光原样地入射到复眼类型的白色光观察专用的摄像元件。另一方面,如图12B所示,由激励光截止滤波器将比470nm短的光截止后的反射光入射到单眼类型的摄像元件。

[0083] 在此,白色光的强度如上述的那样在截止波长 λ_1 、 λ_2 处极小,但是白色光在截止波长 λ_1 、 λ_2 处也具有足够的强度。因而,能够生成不存在波长缺失的白色光,从而能够进行被摄体的颜色再现性高的白色光观察。

[0084] 第一个荧光观察用的照明模式是将第一光L1和第二光L2用作激励光的复眼类型用的“第一激励光照明模式”。在“第一激励光照明模式”下,控制部5将光学滤波器4插入到光路上,并且如图13A所示那样使第一固体光源及第二固体光源11、12和第三固体光源13交替地点亮。因而,交替地生成第一波长范围及第二波长范围的激励光和参照光,激励光和参照光被交替地从内窥镜用光源装置1供给到光导件101。此时,控制部5将第三固体光源13的输出控制得比第一固体光源及第二固体光源11、12的输出低,使得如图13B、图13C所示那样参照光比激励光弱(例如,参照光的强度成为激励光的强度的百分之一左右)。

[0085] 第二个荧光观察用的照明模式是只将第一光L1用作激励光的单眼类型用的“第二激励光照明模式”。在“第二激励光照明模式”下,控制部5将光学滤波器4插入到光路上,并且如图14A所示的那样使第二固体光源12熄灭,使第一固体光源11和第三固体光源13交替地点亮。因而,交替地生成第一波长范围的激励光和参照光,激励光和参照光被交替地从内窥镜用光源装置1供给到光导件101。此时,控制部5将第三固体光源13的输出控制得比第一固体光源11的输出低,使得如图14B、图14C所示的那样参照光比激励光弱(例如,参照光的强度成为激励光的强度的百分之一左右)。

[0086] 图15示出在“第一激励光照明模式”和“第二激励光照明模式”下向荧光观察用的摄像元件入射的自身荧光和参照光的反射光的光谱。激励光和参照光被交替地被照射到被摄体,因此自身荧光和参照光的反射光交替地向摄像元件入射。此时,激励光的反射光也与自身荧光一起向对物光学系统104入射,但激励光的反射光被激励光截止滤波器截止,从而只有自身荧光向摄像元件入射。

[0087] 接着,对这样构成的内窥镜用光源装置1的作用进行说明。

[0088] 在将内窥镜用光源装置1连接于复眼类型的荧光内窥镜来使用的情况下,选择“白色光照明模式”和“第一激励光照明模式”中的任一模式。

[0089] 当选择“白色光照明模式”时,光学滤波器4从光路退避,从第一固体光源、第二固体光源以及第三固体光源11、12、13同时输出第一光、第二光以及第三光L1、L2、L3,由此从内窥镜用光源装置1向光导件101供给白色光。白色光经由光导件101照射到被摄体,在被摄体发生反射后入射到白色光观察专用的彩色的摄像元件。由此,能够利用荧光内窥镜10进行被摄体的白色光观察。

[0090] 当选择“第一激励光照明模式”时,光学滤波器4被插入到光路上,交替地从第一固体光源及第二固体光源11、12和第三固体光源13输出第一光及第二光L1、L2和第三光L3,由此从内窥镜用光源装置1向光导件101交替地供给激励光和参照光。激励光和参照光交替地照射到被摄体,自身荧光和参照光的反射光交替地向荧光观察专用的摄像元件入射。由此,能够利用荧光内窥镜10进行被摄体的自身荧光观察。

[0091] 另一方面,在将内窥镜用光源装置1连接于单眼类型的荧光内窥镜10来使用的情

况下,选择“白色光照明模式”和“第二激励光照明模式”中的任一模式。

[0092] 当选择“白色光照明模式”时,与复眼类型的情况同样地,从内窥镜用光源装置1向光导件101供给白色光,并向被摄体照射白色光。在被摄体发生了反射的白色光透过激励光截止滤波器103来将比470nm短的光截止后入射到彩色的摄像元件102。由此,能够利用荧光内窥镜10来进行被摄体的白色光观察。

[0093] 当选择“第二激励光照明模式”时,光学滤波器4被插入到光路上,交替地从第一固体光源11和第三固体光源13输出第一光L1和第三光L3,由此内窥镜用光源装置1向光导件101交替地供给激励光和参照光。激励光和参照光交替地照射到被摄体,自身荧光和参照光的反射光交替地经由激励光截止滤波器103入射到摄像元件102。由此,能够利用荧光内窥镜10来进行被摄体的自身荧光观察。

[0094] 像这样,根据本实施方式,作为激励光用的光源,设置有发出短波长的激励光的第一固体光源11以及发出长波长的激励光的第二固体光源12。由此,只通过第二固体光源12的点亮与熄灭之间的切换就能够实现分别适合于利用单眼类型的荧光观察和利用复眼类型的荧光观察的两种照明模式。即,在荧光观察用的两种照明模式之间的切换中不需要光学滤波器,关于内窥镜用光源装置1所需要的光学滤波器,只是用于在白色光观察用的照明模式与荧光观察用的照明模式之间进行切换的光学滤波器4就足够。一般地,LED这样的固体光源11、12、13的尺寸为3mm×3mm左右,与此相对,光学滤波器的直径为40mm左右。通过减少这种大的光学滤波器的数量,能够有效地使内窥镜用光源装置1特别是在高度方向上(在图4中,是与第一光L1的光轴交叉的方向)小型化。

[0095] 在上述实施方式中,也可以如图16和图17所示那样,还具备发出红色的第四光L4的第四固体光源14,基于第一光、第二光、第三光以及第四光L1、L2、L3、L4生成白色光。在该情况下,还设置用于将由第一光学部件和第二光学部件21、22生成的第一光、第二光及第三光L1、L2、L3的合波光与第四光L4进行合成的第三光学部件23。

[0096] 第三光学部件23是具有第三分光镜面的光束组合器。第三分光镜面如图18所示那样,具有615nm的截止波长,使第一光、第二光以及第三光L1、L2、L3透过,并且使第四光L4发生反射。

[0097] 在“白色光照明模式”下,控制部5除了使第一固体光源、第二固体光源以及第三固体光源11、12、13点亮以外,还使第四固体光源14同时点亮。“第一激励光照明模式”和“第二激励光照明模式”下的控制部5进行的控制如上所述。

[0098] 根据本变形例,通过追加第四固体光源14并生成还包含红色的第四光L4的白色光,能够进一步提高白色光观察时的被摄体的颜色再现性。

[0099] 在上述实施方式中,假设在用于白色光观察时使用彩色的摄像元件的情形,使用在“白色光照明模式”下使三种颜色的光L1、L2、L3同时向被摄体照射的同时方式,但是在用于白色光观察时使用黑白的摄像元件的情况下,也可以使用面顺序方式。

[0100] 在图16的内窥镜用光源装置2的面顺序方式中的“白色光照明模式”下,控制部5如图19A所示那样,使第一固体光源及第二固体光源11、12、第三固体光源13、第四固体光源14依次点亮。由此,如图19B所示,紫色的第一光及蓝色的第二光L1、L2、黄色的第三光L3、红色的第四光L4依次从内窥镜用光源装置2被供给到光导件101。图19B中示出基于第一光、第二光、第三光以及第四光L1、L2、L3、L4生成的白色光的光谱。

[0101] 如图20A所示,从内窥镜用光源装置2供给到光导件101的第一光、第二光、第三光及第四光L1、L2、L3、L4的反射光原样地入射到复眼类型的白色光观察专用的摄像元件。另一方面,如图20B所示,利用激励光截止滤波器将比470nm短的光截止后的反射光入射到单眼类型的摄像元件。

[0102] 在“第一激励光照明模式”和“第二激励光照明模式”下,控制部5对第一固体光源、第二固体光源及第三固体光源11、12、13以及光学滤波器4进行与上述的控制同样的控制,并且使第四固体光源14熄灭。

[0103] 在上述实施方式中,在使用将硬性镜或纤维镜等经由目镜部连接于摄像头而构成的内窥镜(参照图21)的情况下,当产生亮点(光接触到钳子等处置器具的情况下的反射光、因来自生物体的正反射光产生的光晕等)时,有时导致在与亮点大致对称的位置拍进观察中成为障碍的、被称作重影的本来不应被观察的光的像(参照图22)。

[0104] 下面对重影发生机理进行说明。

[0105] 从观测器入射到摄像头的光通过摄像头光学系统在摄像面成像(参照图23的点划线)。关于摄像头光学系统,为了减少暗影,或为了在与3传感器摄像元件组合的情况下减少颜色暗影,被设为大致远心的光学系统。此时,在摄像面护罩玻璃为无涂层的情况下,所要成像的光线的一部分发生反射,但由于是远心光学系统,反射光在与入射光大致相同的光路上返回至观测器护罩玻璃(参照图23的实线)。

[0106] 关于观测器护罩玻璃,为了确保对高压釜等的耐性而无涂层,因此反射率高,再次发生反射。光瞳位置位于离观测器护罩玻璃近的位置,因此反射光的大部分在护罩玻璃发生反射,再次通过摄像头光学系统后在与通常的成像位置大致对称的位置成像而成为重影(参照图23的虚线)。

[0107] 为了消除这样的问题,在本实施方式中,也可以对成为发生重影的原因的反射面、具体地说是摄像头侧的摄像面附近的无涂层平面实施防反射膜。

[0108] 通过像这样设置,能够防止反射光的发生,从而能够抑制拍进重影(参照图24)。

[0109] 另外,如图25所示,在摄像元件为多传感器摄像元件且包含棱镜单元的情况下,期望对棱镜单元射出面也实施防反射膜。期望对护罩玻璃的物体侧、像面侧、棱镜单元射出面中的至少一个面实施防反射膜,当对所有的面实施防反射膜时,能够更有效地抑制重影。

[0110] 附图标记说明

[0111] 1、2:内窥镜用光源装置;11:第一固体光源;12:第二固体光源;13:第三固体光源;21:第一光学部件;22:第二光学部件;4:光学滤波器;5:控制部;10:荧光内窥镜;L1:第一光;L2:第二光;L3:第三光。

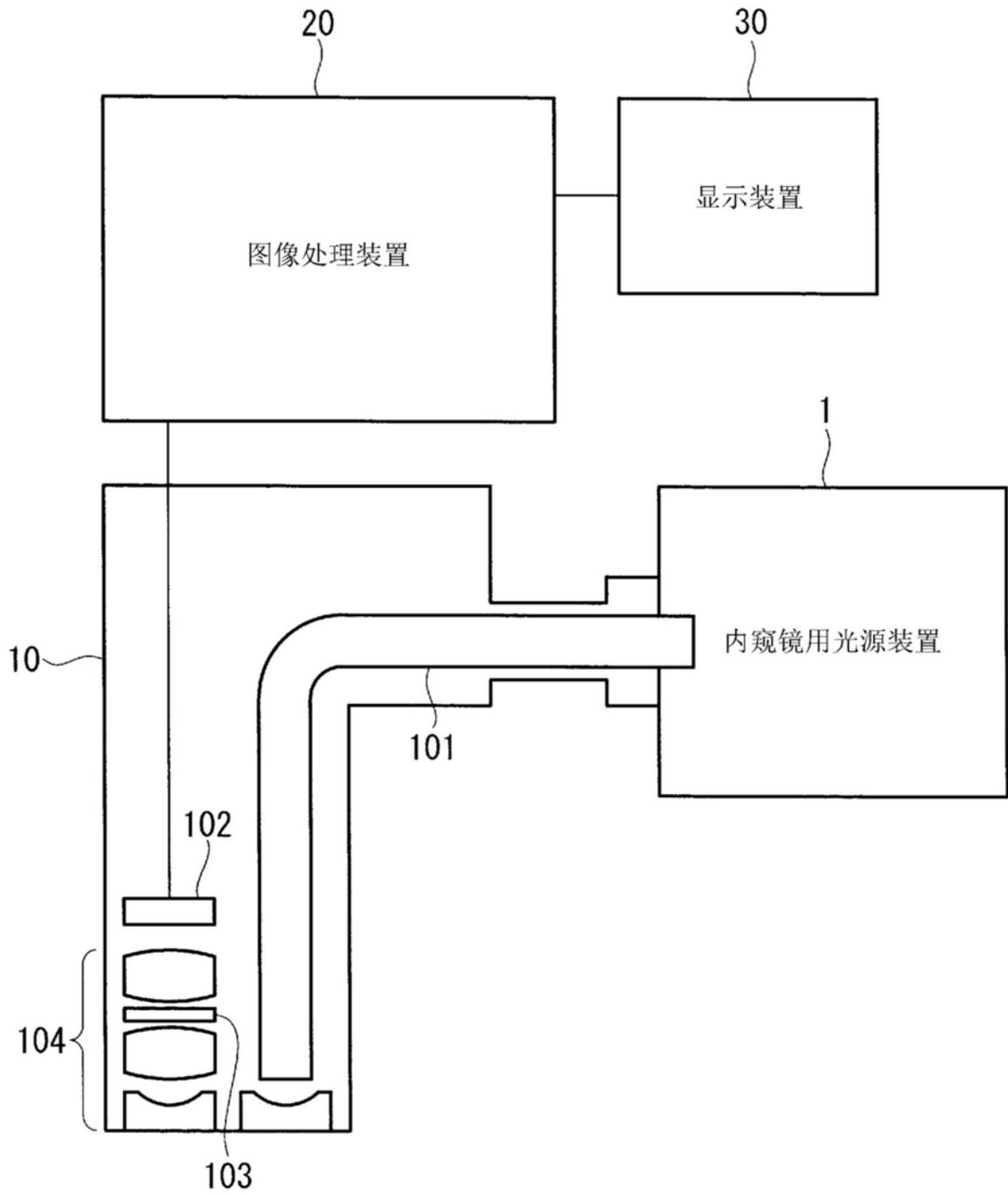


图1

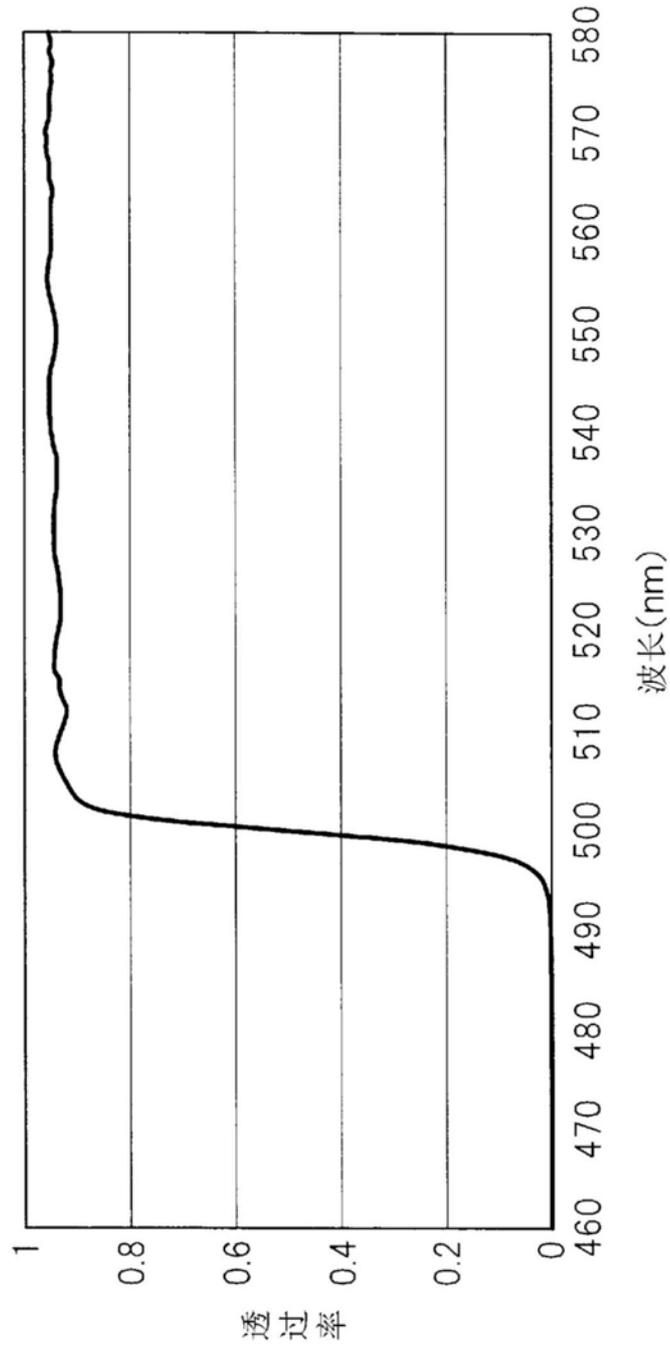


图2

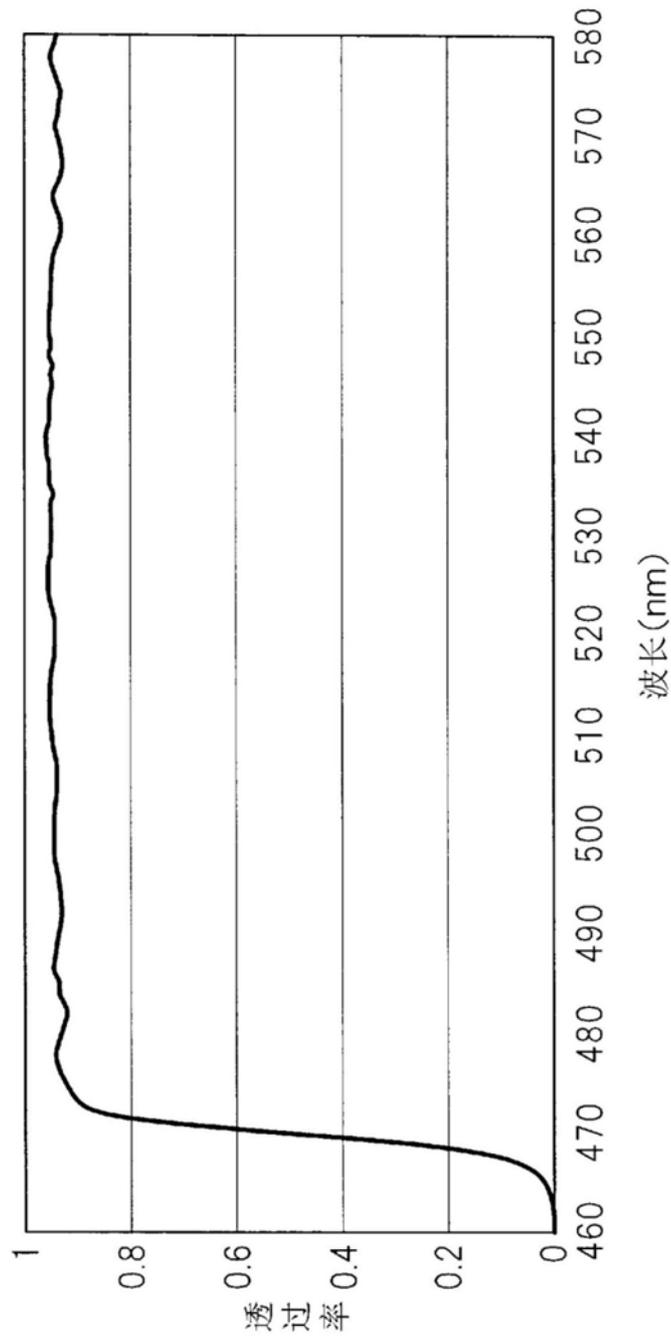


图3

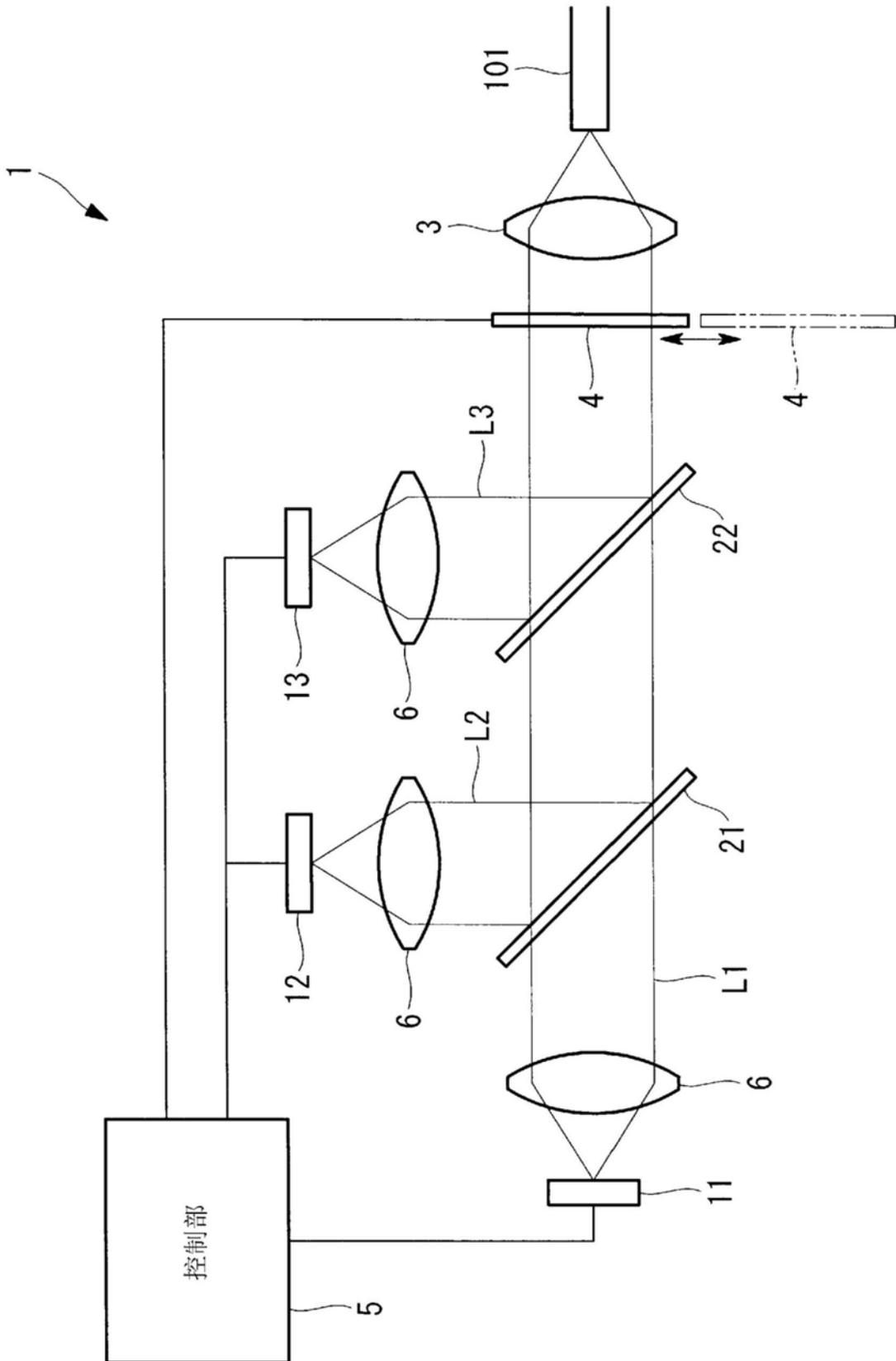


图4

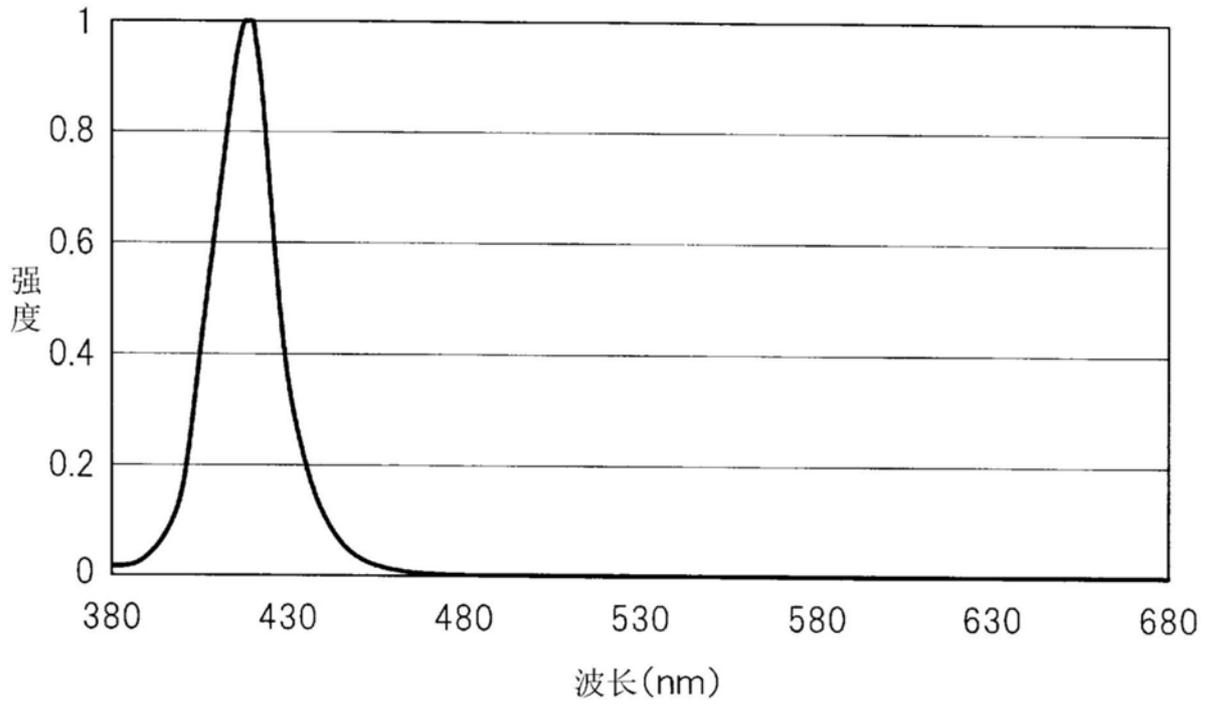


图5

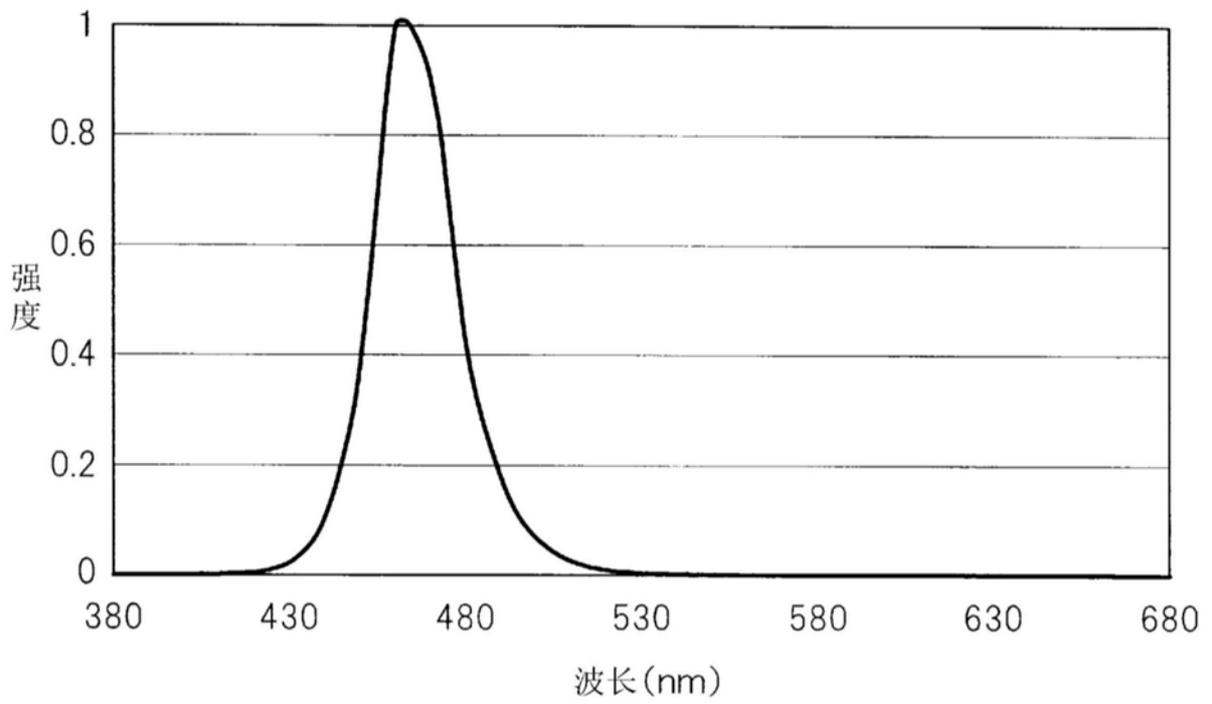


图6

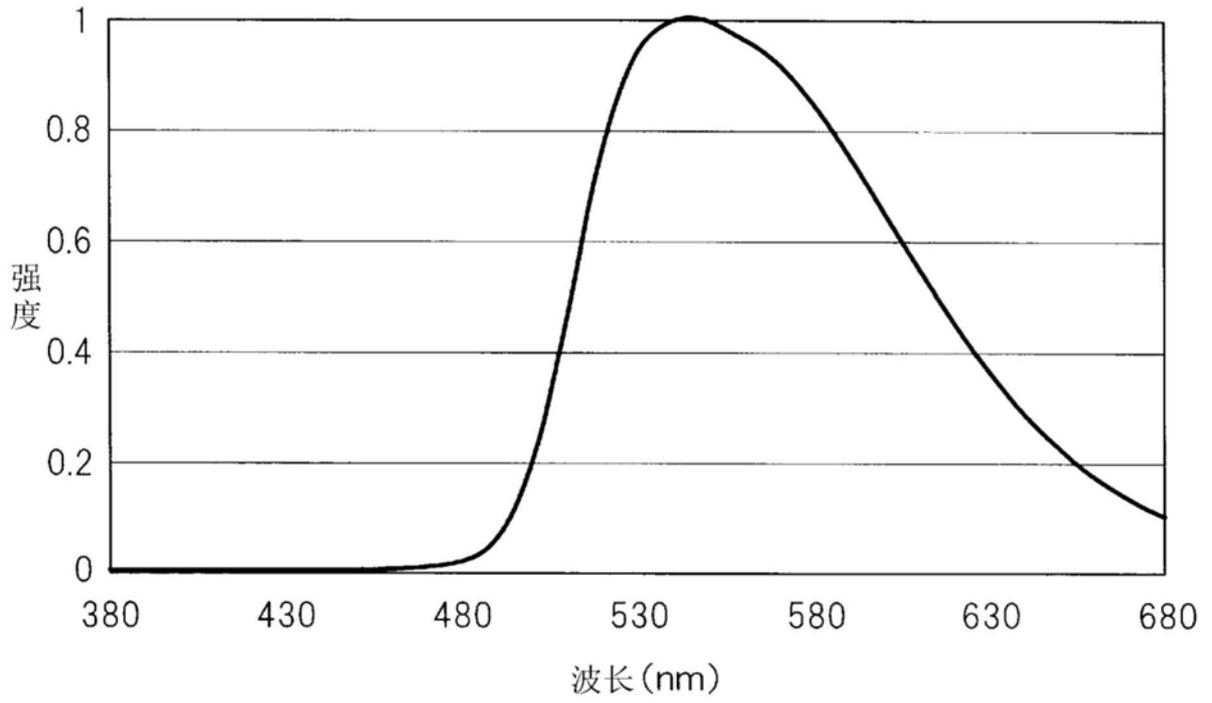


图7

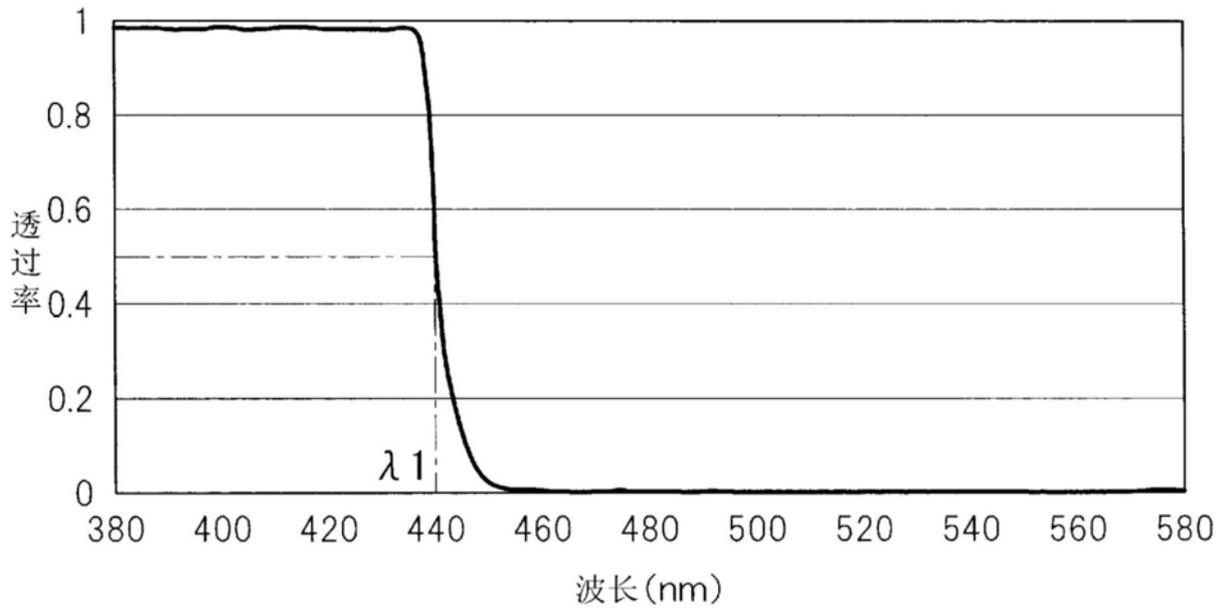


图8

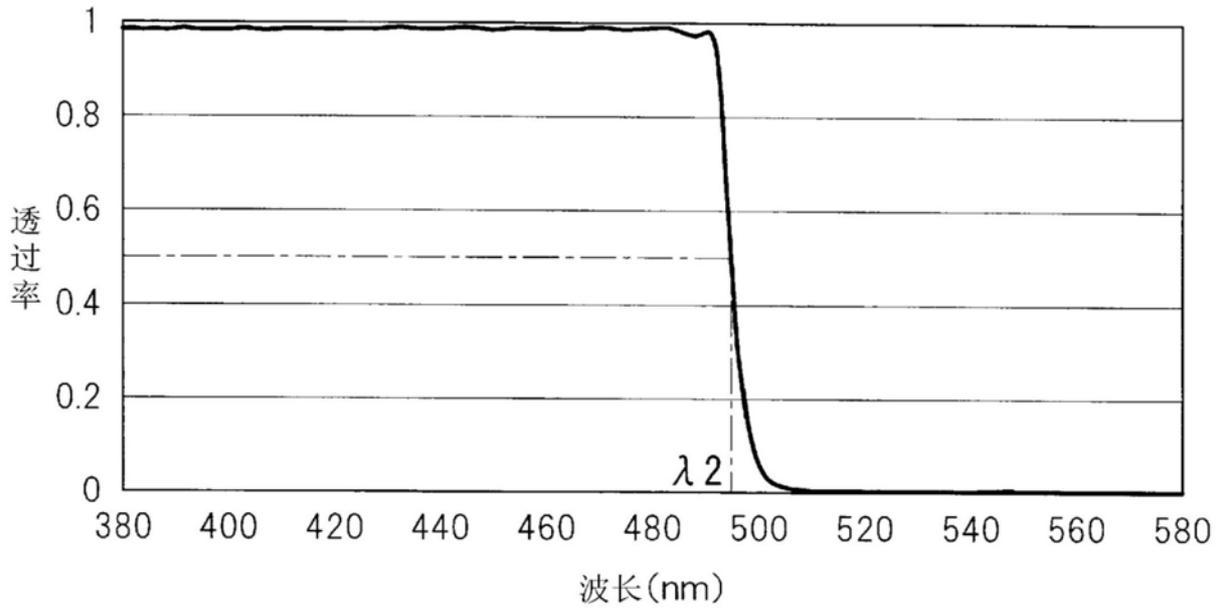


图9

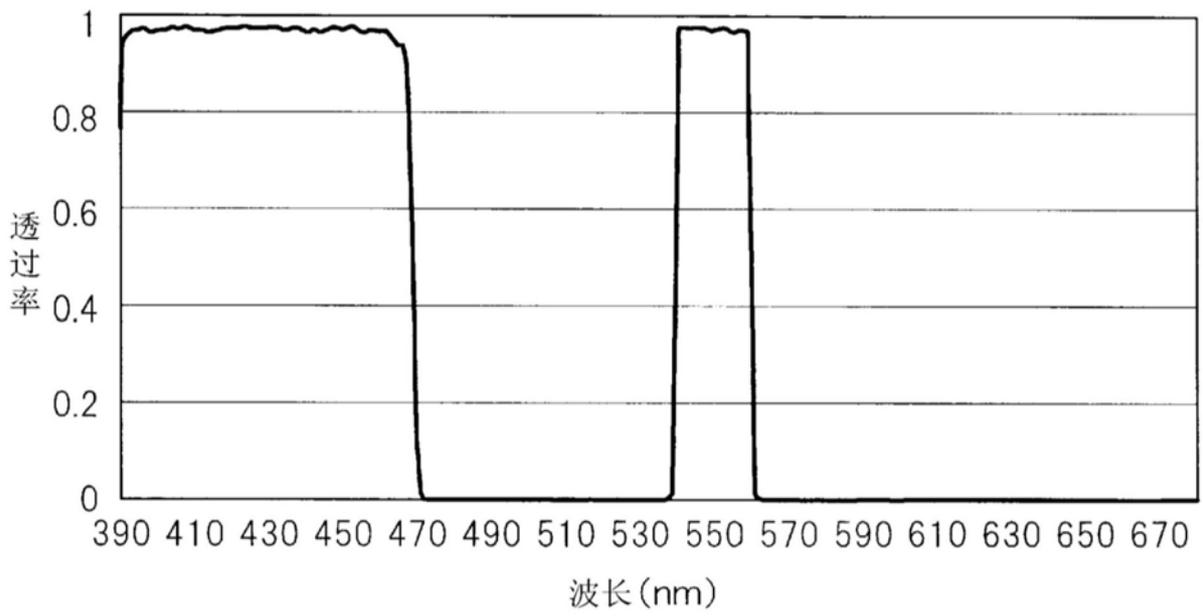


图10

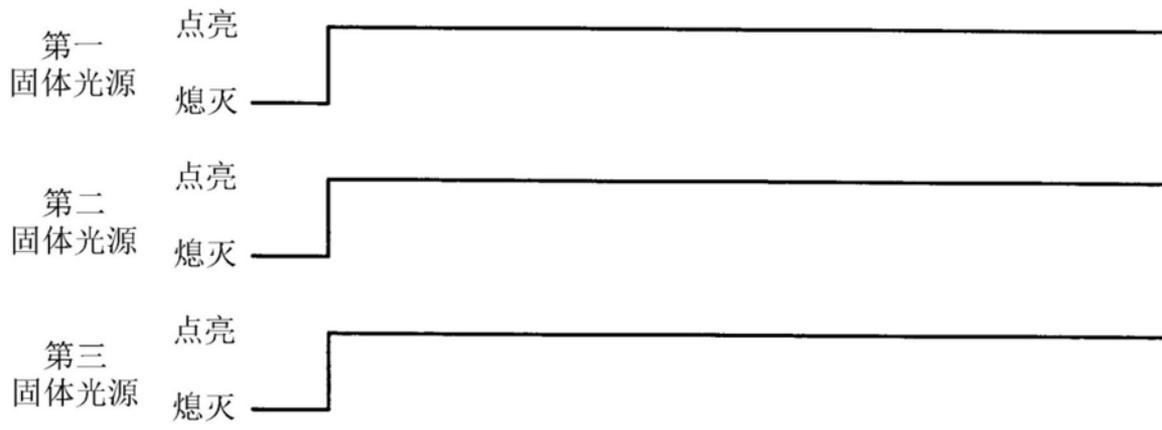


图11A

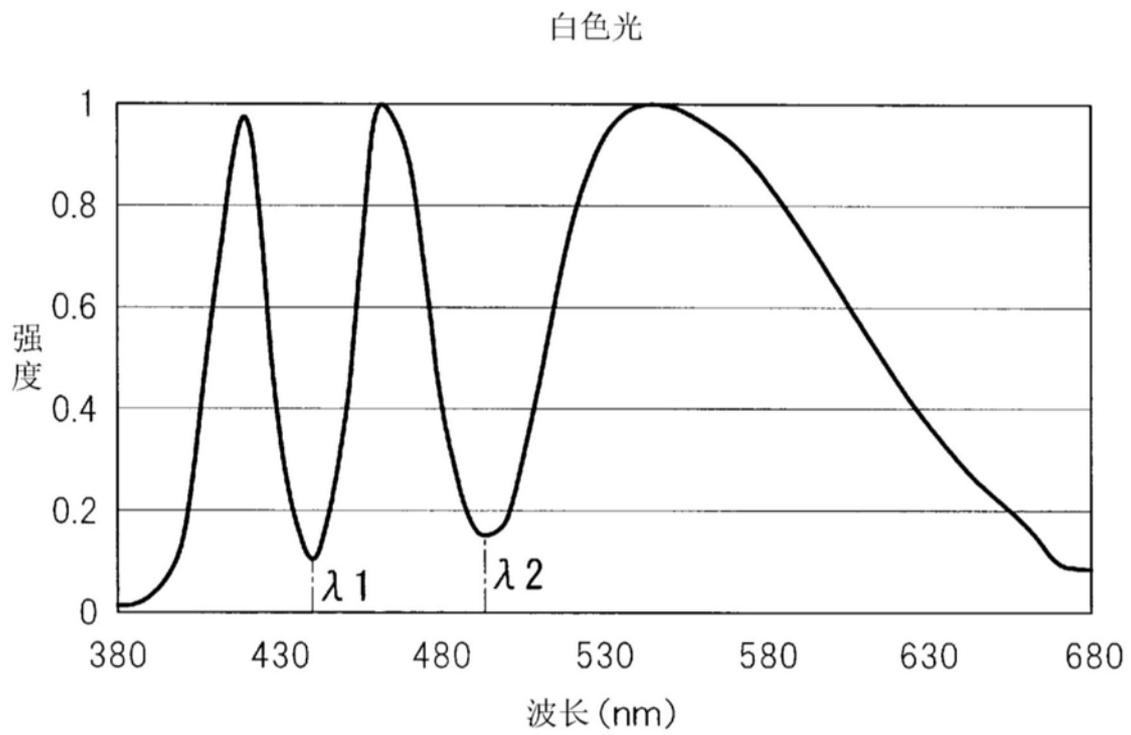


图11B

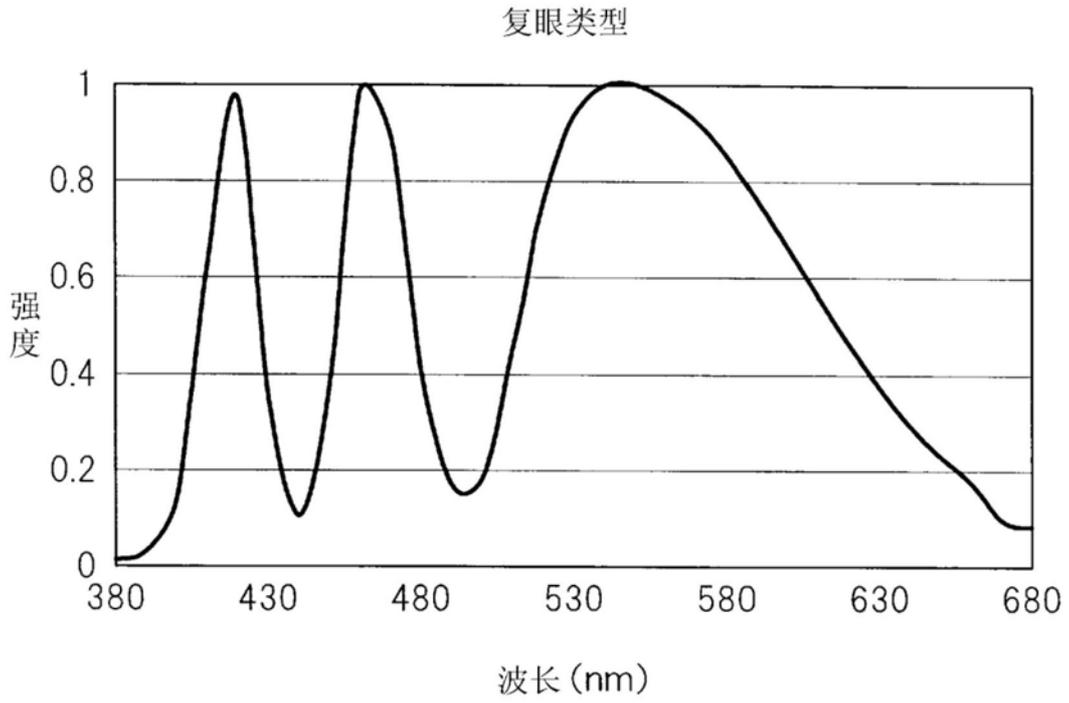


图12A

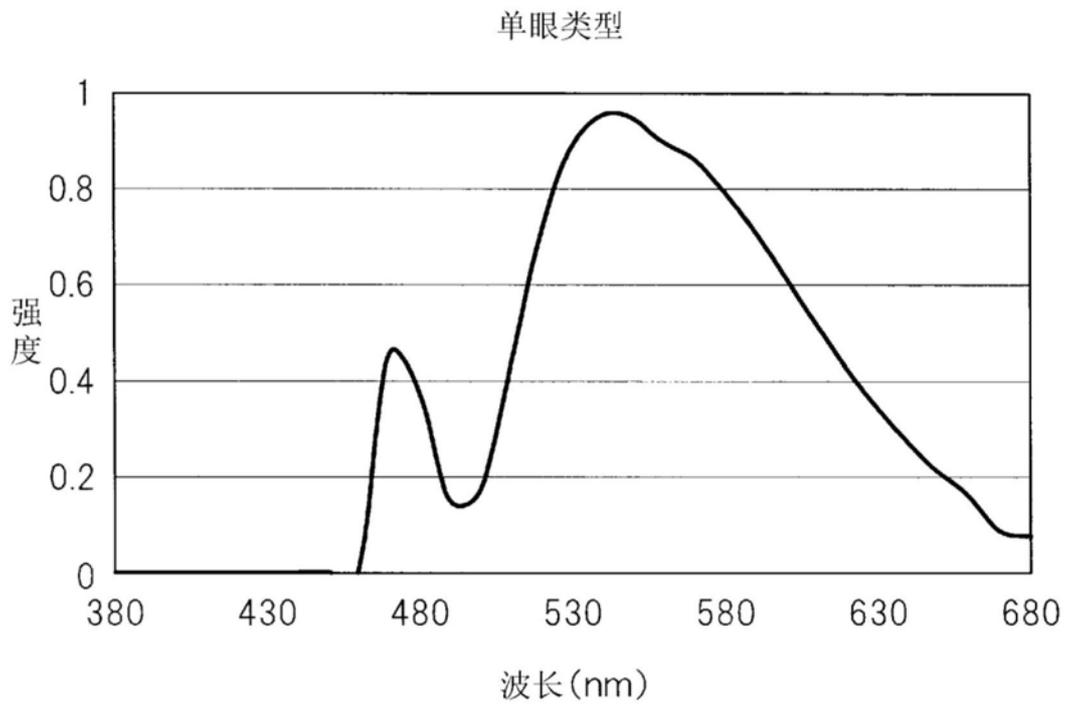


图12B

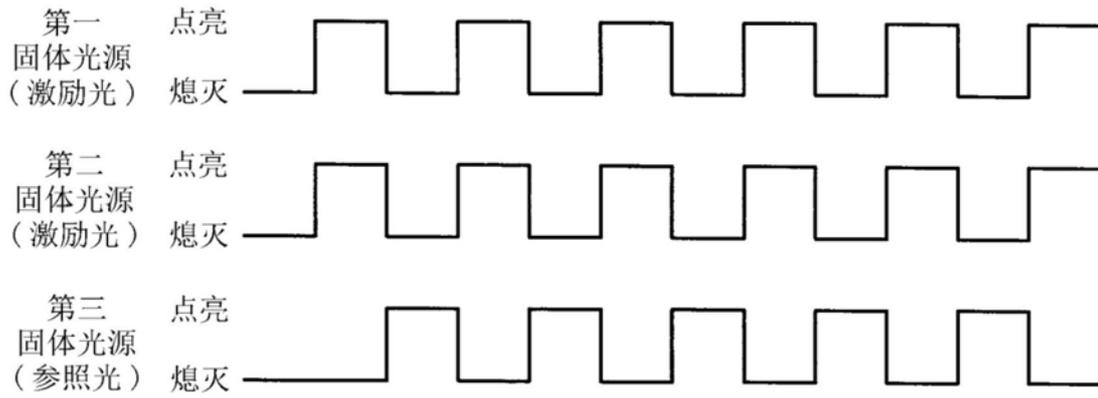


图13A

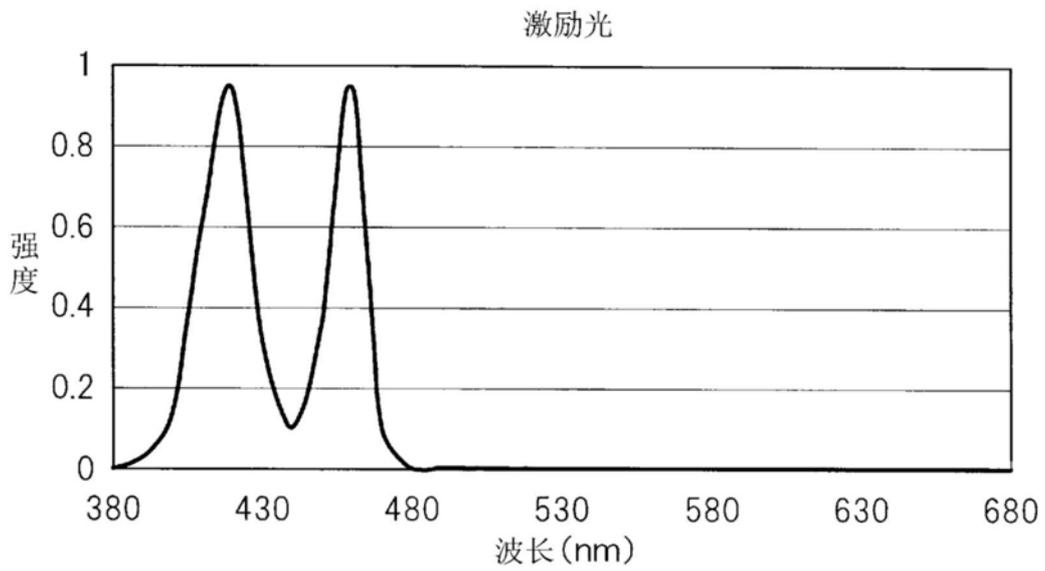


图13B

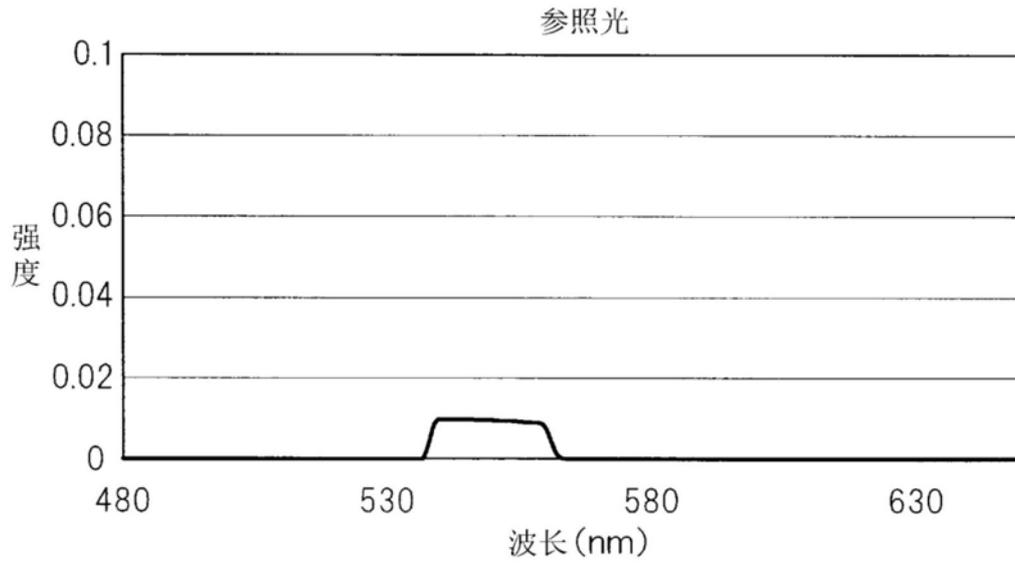


图13C

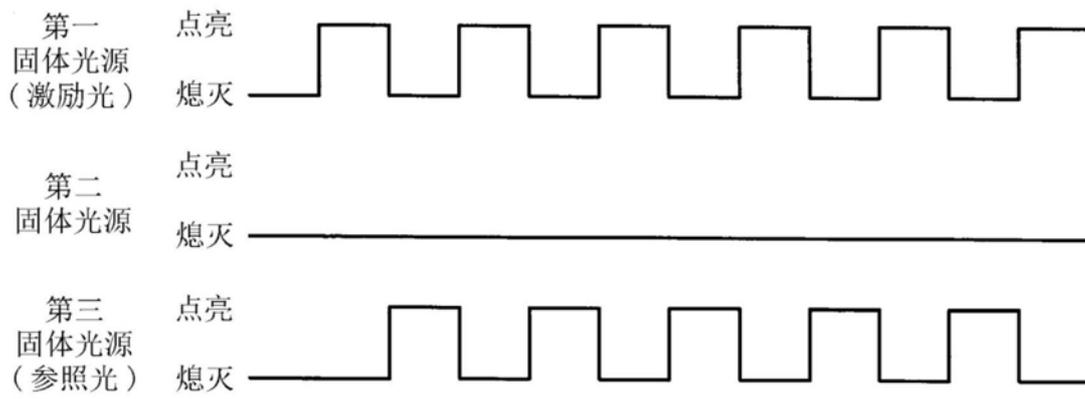


图14A

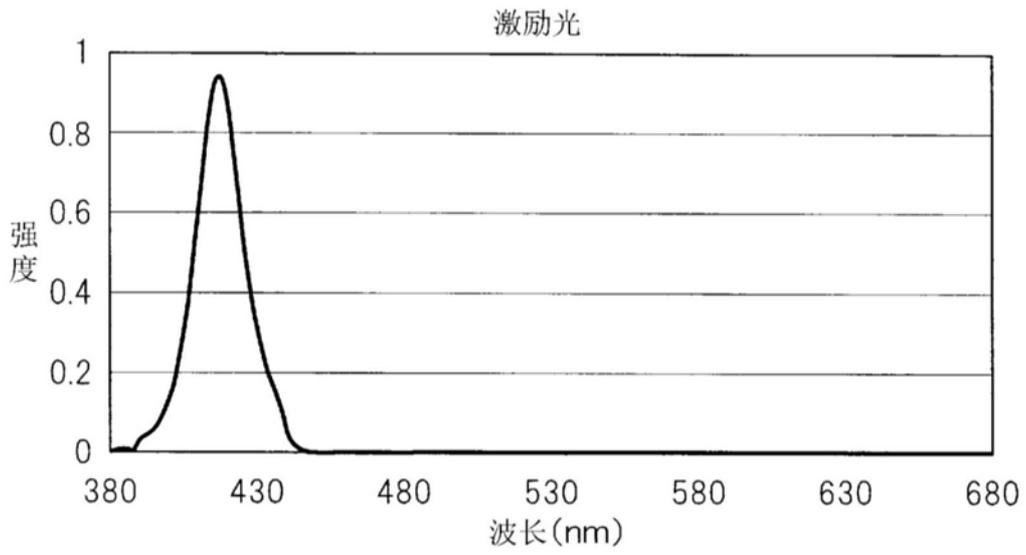


图14B

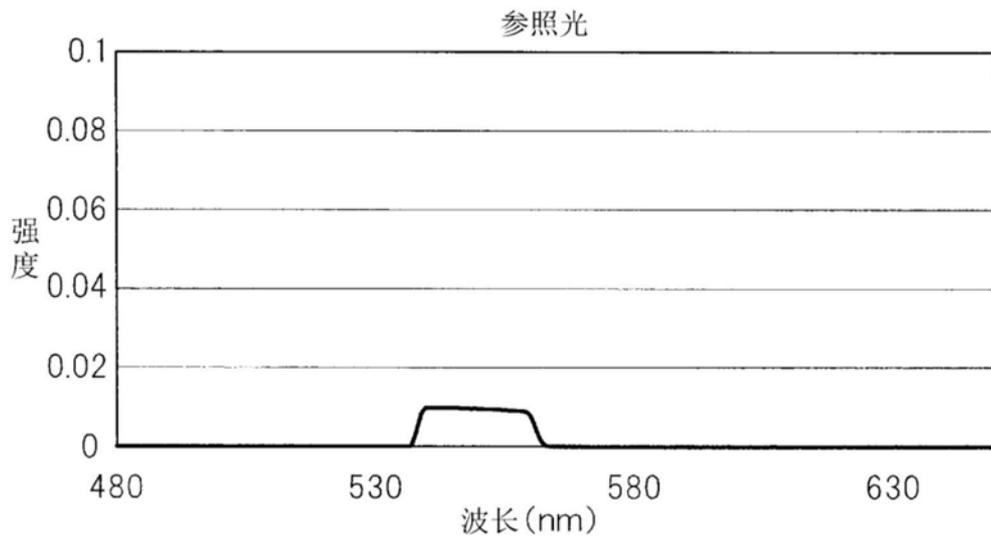


图14C

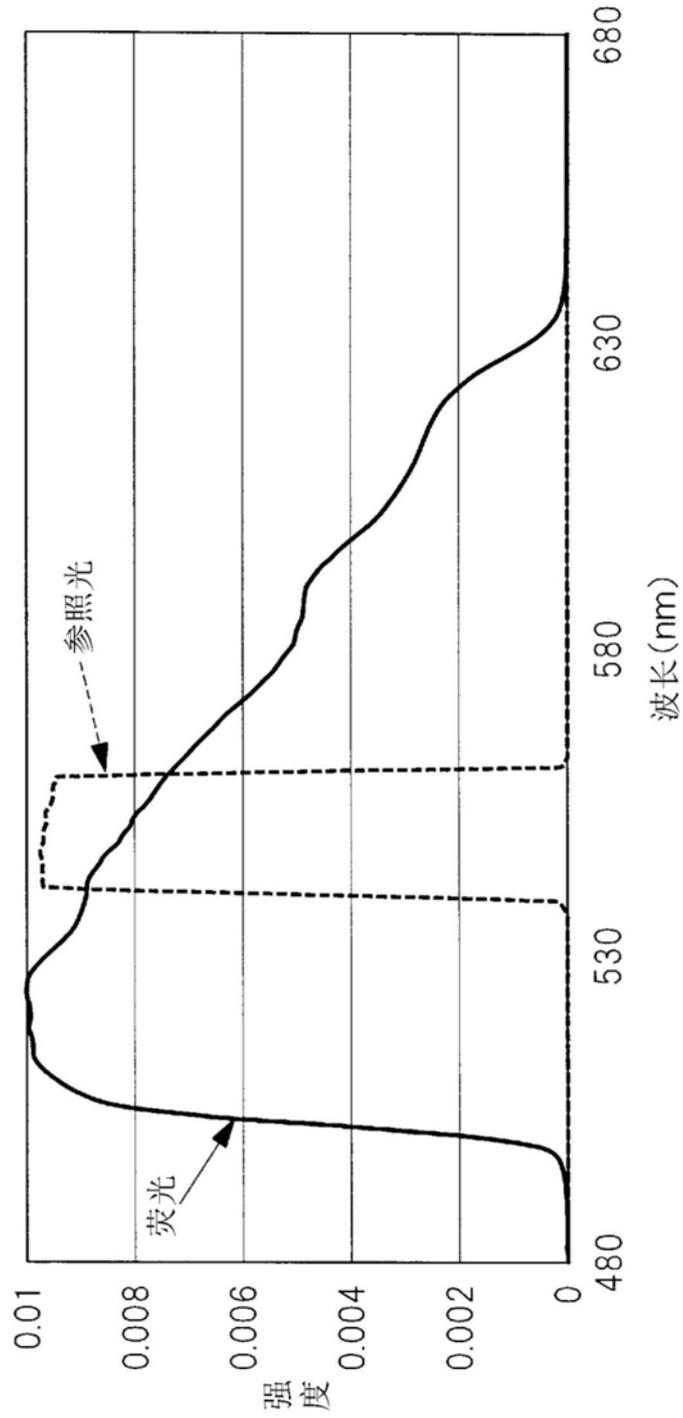


图15

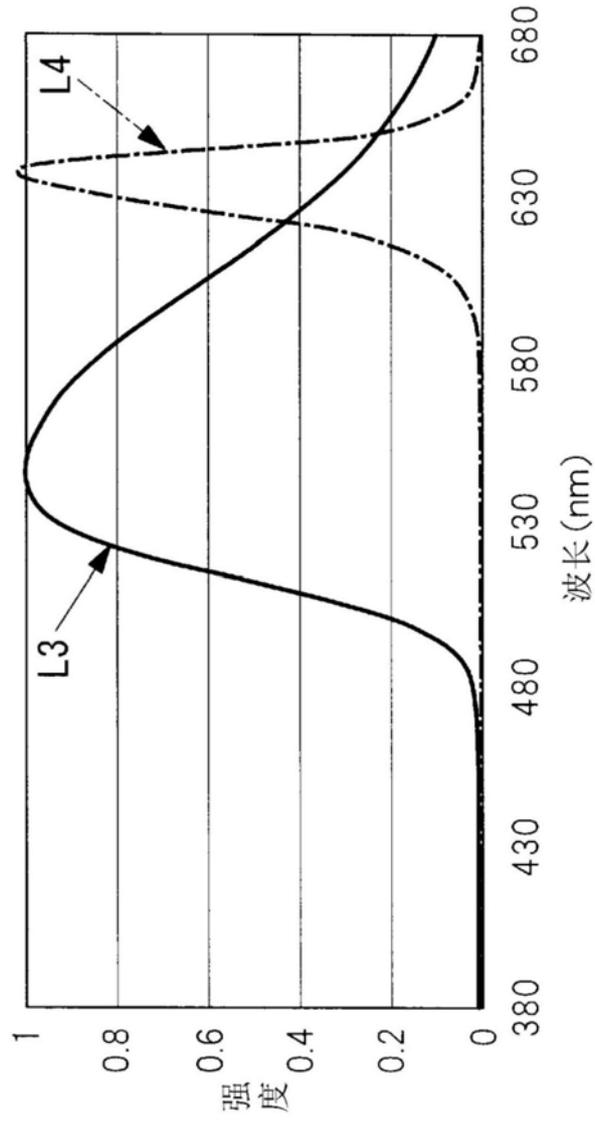


图17

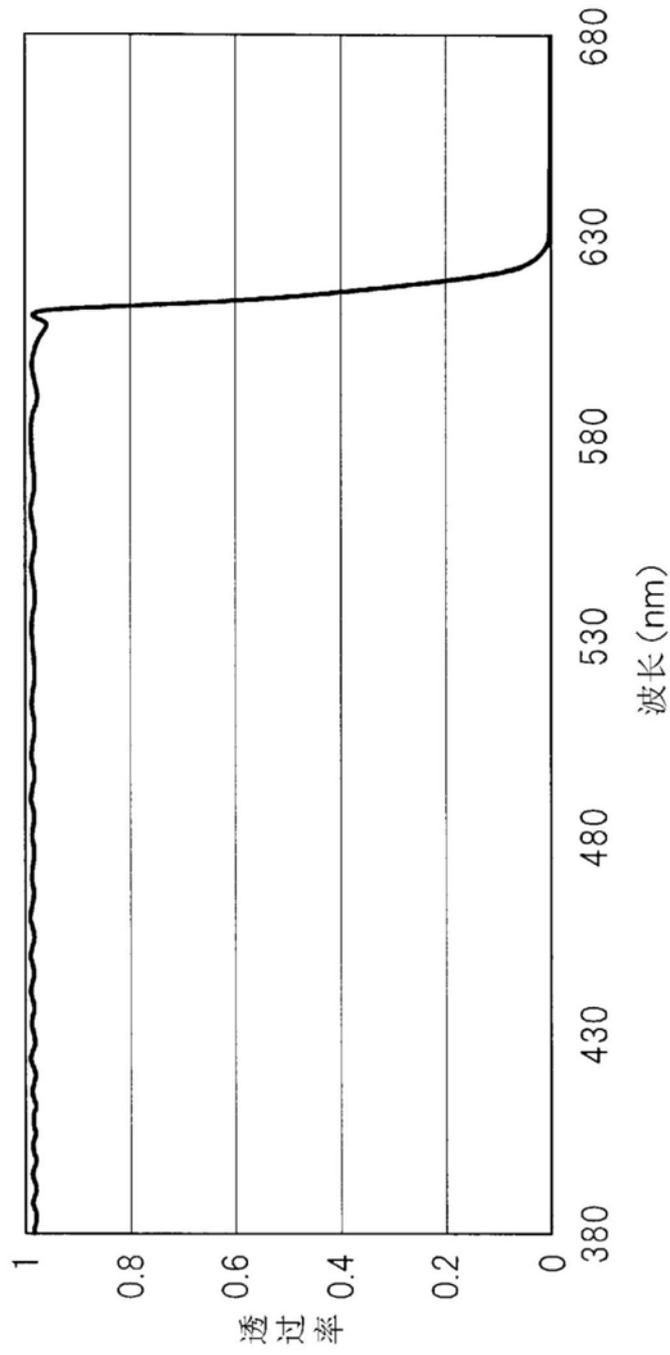


图18

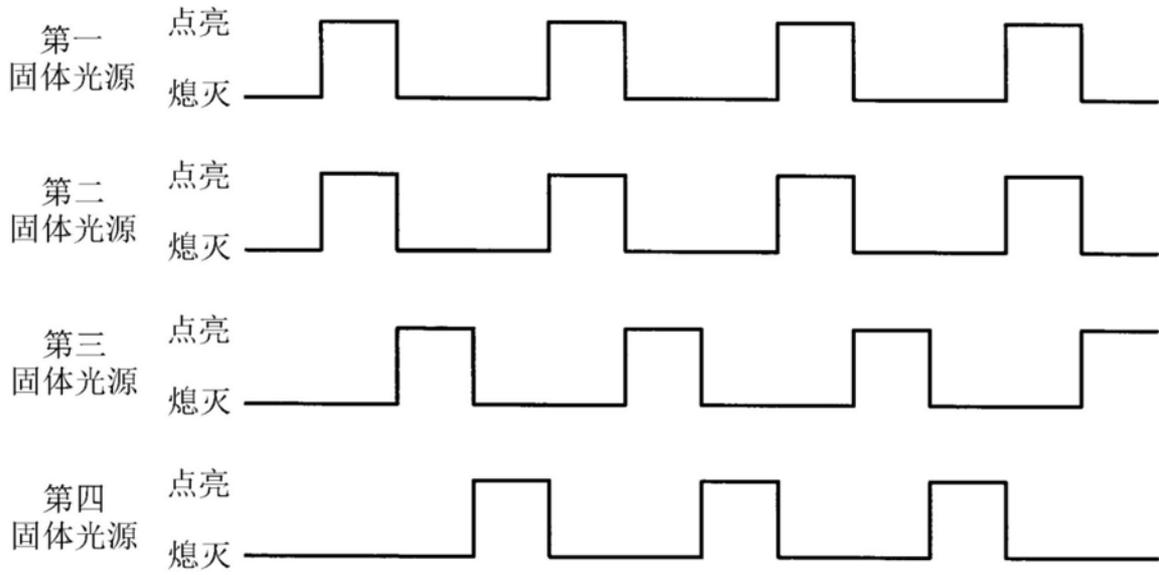


图19A

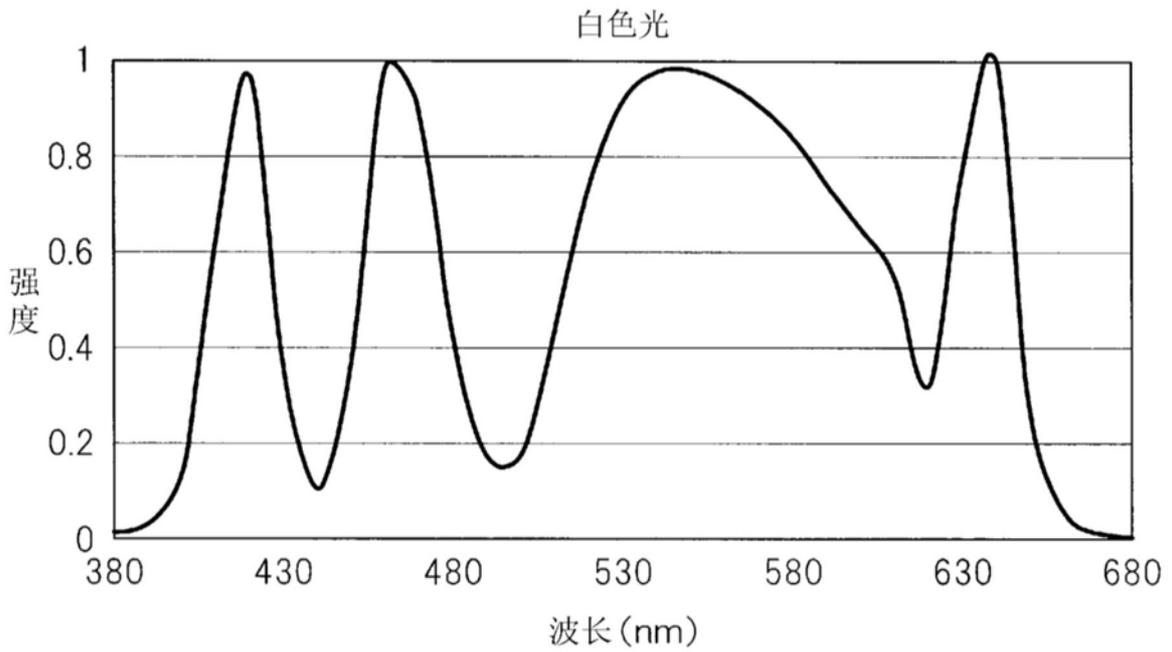


图19B

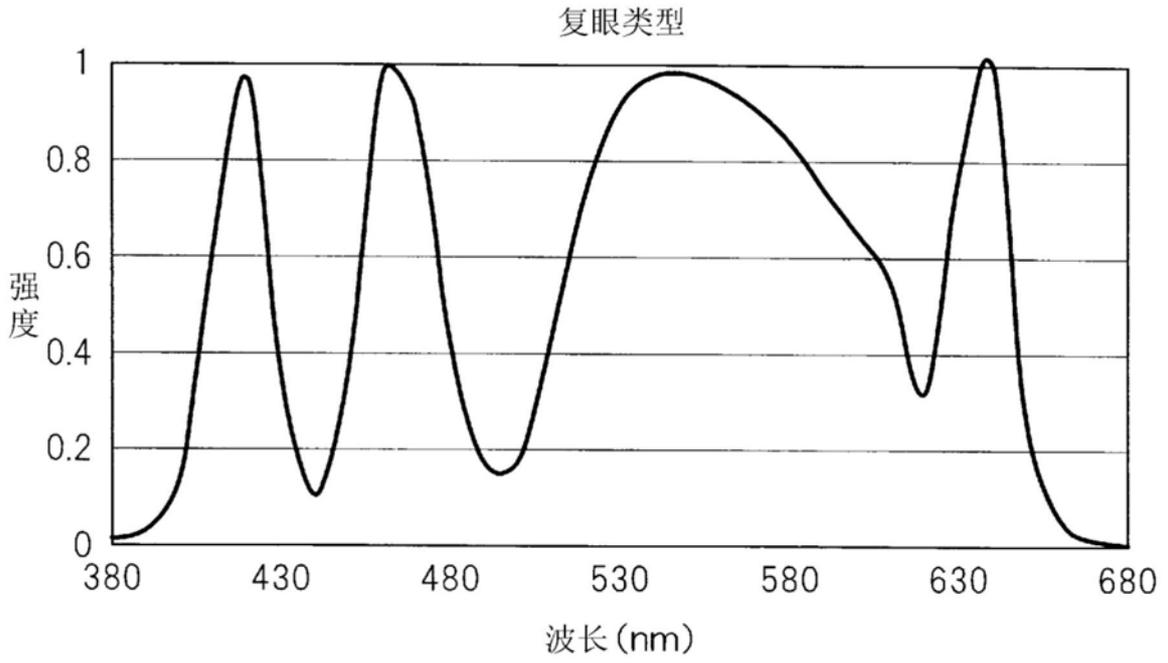


图20A

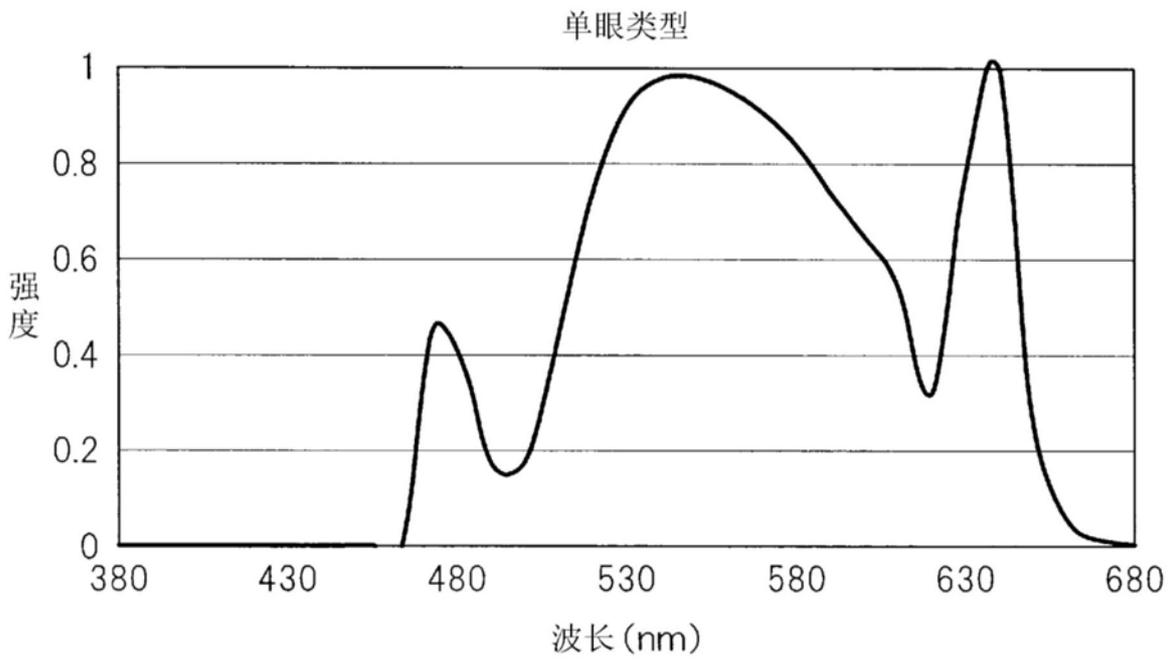


图20B

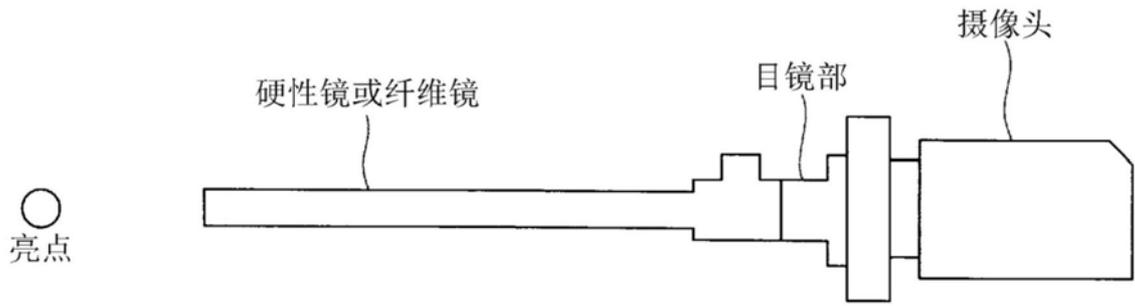


图21

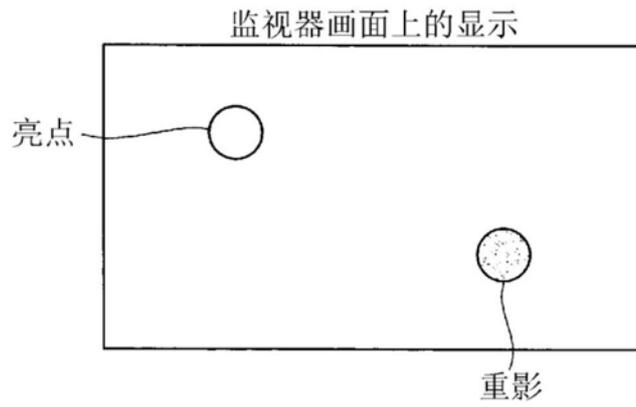


图22

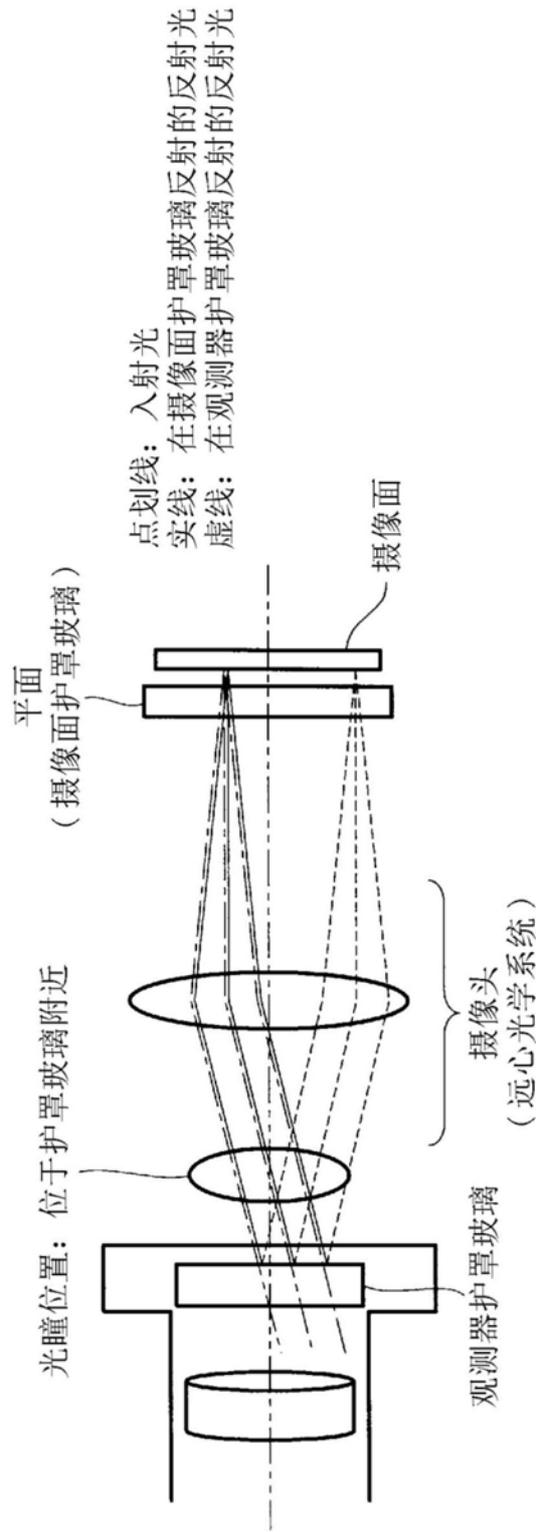


图23

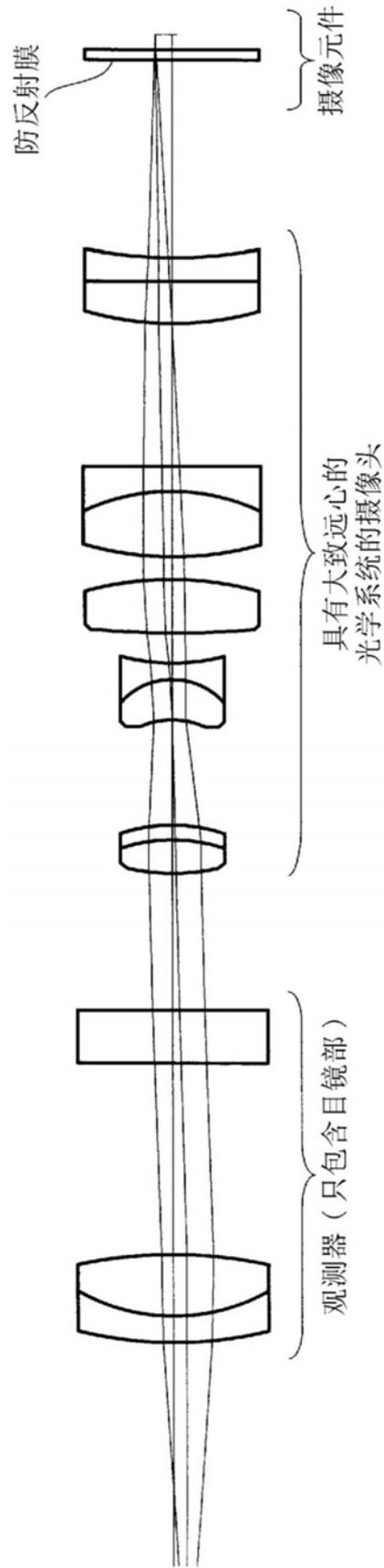


图24

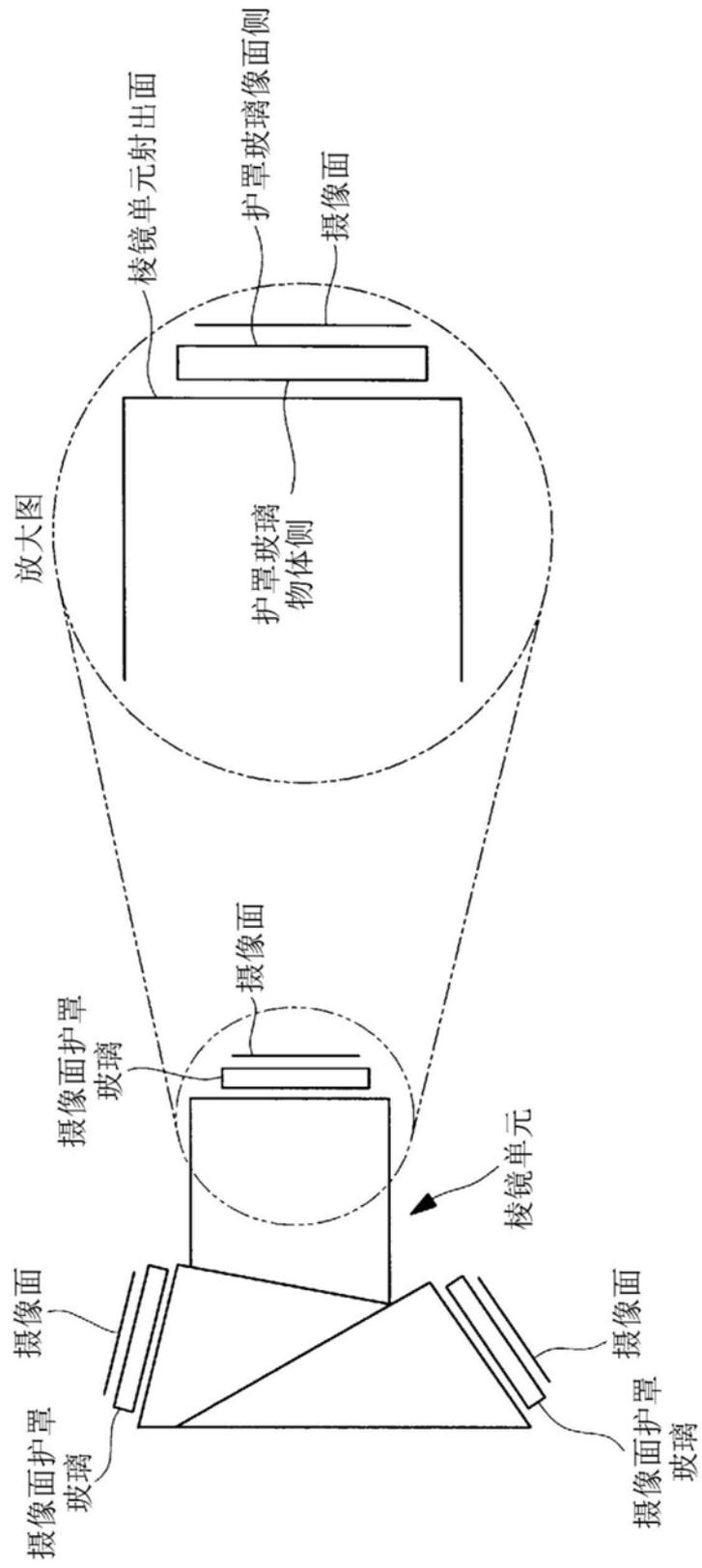


图25