



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109310285 A

(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201780038171.5

(22)申请日 2017.08.24

(30)优先权数据

2016-170601 2016.09.01 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.19

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/030383 2017.08.24

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/043293 JA 2018.03.08

(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 玉昌峰 纪秀凤

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/07(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

G02B 23/26(2006.01)

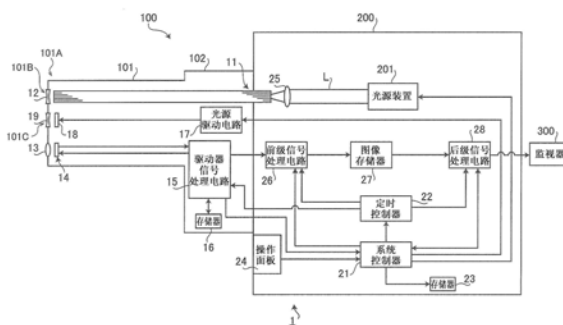
权利要求书2页 说明书10页 附图7页

(54)发明名称

电子镜及电子内窥镜系统

(57)摘要

一种可以防止所期望的波段的光的光量降低的电子镜,具备:插入管,其被构成为能够插入体腔内,在插入管的前端部具备光的射出口;光导,其被构成为导光到上述插入管的上述前端部,以便从上述前端部射出第一光;以及发光元件,其被构成为从上述前端部射出在上述光导中的、光透过率在上述第一光所在波段的透过率以下的波段的第二光。从上述发光元件到设置于上述前端部的上述第二光的射出口为止的上述第二光的光路长度比上述光导中的上述第一光的光路长度短。



1. 一种电子镜,其特征在于,具备:
插入管,其被构成为能够插入体腔内,在所述插入管的前端部具备光的射出口;
光导,其被构成为导光到所述插入管的所述前端部,以便从所述前端部射出第一光;以及
发光元件,其被构成为从所述前端部射出在所述光导中的、光透过率在所述第一光所在波段的透过率以下的波段的第二光,
从所述发光元件到设置于所述前端部的所述第二光的射出口为止的所述第二光的光路长度比所述光导中的所述第一光的光路长度短。
2. 根据权利要求1所述的电子镜,其特征在于,
所述发光元件设置于所述前端部。
3. 根据权利要求1或2所述的电子镜,其特征在于,
所述第二光在波长405nm到波长425nm之间具有峰值波长。
4. 根据权利要求1~3中任一项所述的电子镜,其特征在于,
在所述前端部设置有多个固态发光元件,所述发光元件是所述固态发光元件之一。
5. 根据权利要求1~3中任一项所述的电子镜,其特征在于,
还具备被构成为向所述光导射出所述第一光的光源装置。
6. 一种电子内窥镜系统,其特征在于,具备:
权利要求1~4中任一项所述的电子镜;以及
电子内窥镜处理器,其能够以能够装卸的方式连接所述电子镜,
所述电子内窥镜处理器具备:
所述光源装置,其被构成为射出所述第一光;以及
光源驱动电路,其被构成为生成控制所述发光元件及所述光源装置的发光的控制信号。
7. 根据权利要求6所述的电子内窥镜系统,其特征在于,
所述电子内窥镜处理器具有能够在所述第一光的光路上插拔的光学滤波器。
8. 根据权利要求7所述的电子内窥镜系统,其特征在于,
所述光学滤波器具有仅使可见光区域中的绿色波段的光透过的滤波特性。
9. 一种电子内窥镜系统,其特征在于,具备:
权利要求1~4中任一项所述的电子镜;以及
光源装置,其被构成为向所述光导射出所述第一光。
10. 根据权利要求5~9中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,
所述第一光包含波长比所述第二光的波长长的光。
11. 根据权利要求5~10中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,
所述光源装置具有被构成为射出波段互不相同的光的多个光源单元。
12. 根据权利要求11所述的电子内窥镜系统,其特征在于,
所述多个光源单元中的一个是被构成为射出所述第二光的光源单元。
13. 根据权利要求5~12中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,
还具备光源驱动电路,其被构成为生成用于分别根据多个模式对所述发光元件及所述光源装置单独进行发光控制的控制信号,

所述光源驱动电路被构成为在第一模式下生成至少对所述光源装置进行发光驱动的第一控制信号,在第二模式下生成至少对所述发光元件进行发光驱动的第二控制信号,由此控制所述光源装置及所述发光元件。

14. 根据权利要求5~12中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

还具备光源驱动电路,其被构成为生成用于对所述固态发光元件及所述光源装置单独进行发光控制的控制信号,

所述电子镜具备被构成为以规定的帧周期拍摄被摄体并生成图像信号的拍摄元件,

所述光源驱动电路被构成为根据所述图像信号的每一帧,交替切换并生成至少对所述光源装置进行发光驱动的第一控制信号和至少对所述发光元件进行发光驱动的第二控制信号。

电子镜及电子内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种电子镜及电子内窥镜系统。

背景技术

[0002] 已知有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。例如在专利文献1中记载了在这种内窥镜系统中使用的光源装置的具体构成。

[0003] 专利文献1所记载的内窥镜系统具备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。另外,另一个LED是具有蓝色LED和黄色荧光体的荧光体LED。通过将蓝色的LED光和黄色的荧光混色,射出伪白色光。光学滤波器是仅使特定波长区域的光通过的波长选择滤波器,以能够插拔的方式配置在从荧光体LED射出的照射光的光路上。

[0004] 在专利文献1所记载的光源装置中,当光学滤波器从光路上拔出时,从荧光体LED射出的光不受波段限制地作为白色光照射到被摄体。另一方面,当光学滤波器插入到光路上时,从荧光体LED射出并被限制波段的照射光和从紫色LED射出的照射光两者照射到被摄体。这样改变照射光的分光强度特性,向被摄体仅照射特定波段的光,由此能够得到生物体内的被摄体中强调了特定组织的拍摄图像。

[0005] 在先技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:国际公开第2012/108420号。

发明内容

[0008] 发明要解决的课题

[0009] 在专利文献1所记载的内窥镜系统中,从光源装置射出的光入射到电子镜内的光纤内。然后,在光纤内导光的光从电子镜的前端部射出。光纤具有使可见光区域的光透过的特性。但是,光纤根据其材质,具有透过率的波长依赖性。例如,光纤中通常使用的石英,光的波长越短,透过率越低。因此,当使用波长比较短的紫色光观察被摄体时,存在紫色光的光量少,得到的拍摄图像变暗的问题。另外,光纤有时会因使用的材质或经时劣化而发生黄变。由于该黄变,存在光纤对紫色波段的光的透过率降低,拍摄图像进一步变暗的问题。

[0010] 这样的问题是由于光纤的光的透过率因波段而异造成的。

[0011] 本发明鉴于上述情况,提供一种即使光纤的光的透过率具有因波段而异的特性,也能够防止所期望的波段的光的光量降低的电子镜及电子内窥镜系统。

[0012] 用于解决课题的手段

[0013] 为了解决上述课题,本发明的一个实施方式涉及的电子镜具备:

[0014] 插入管,其被构成为能够插入体腔内,在插入管的前端部具有光的射出口;

[0015] 光导,其被构成为导光到上述插入管的上述前端部,以便从上述前端部射出第一光;以及

[0016] 发光元件,其被构成为从上述前端部射出在上述光导中的、光透过率在上述第一光所在波段的透过率以下的波段的第二光。

[0017] 从上述发光元件到设置于上述前端部的上述第二光的射出口为止的上述第二光的光路长度比上述光导中的上述第一光的光路长度短。

[0018] 根据一个实施方式,优选为,上述发光元件设置于上述前端部。

[0019] 根据一个实施方式,优选为,上述第二光在波长405nm到波长425nm之间具有峰值波长。

[0020] 根据一个实施方式,优选为,在上述前端部设置有多个固态发光元件,上述发光元件是上述固态发光元件之一。

[0021] 根据一个实施方式,优选为,上述电子镜备被构成为向上述光导射出上述第一光的光源装置。

[0022] 本发明的另一实施方式涉及的电子内窥镜系统具备上述电子镜和能够以能够装卸的方式连接上述电子镜的电子内窥镜处理器。上述电子内窥镜处理器具备被构成为射出上述第一光的上述光源装置和被构成为生成控制上述发光元件及上述光源装置的发光控制信号的光源驱动电路。

[0023] 根据一个实施方式,优选为,上述电子内窥镜处理器具有能够在上述第一光的光路上插拔的光学滤波器。

[0024] 根据一个实施方式,优选为,上述光学滤波器具有仅使可见光区域中的绿色波段的光透过的滤波特性。

[0025] 本发明的另一实施方式涉及的电子内窥镜系统具备上述电子镜和被构成为向上述光导射出上述第一光的光源装置。

[0026] 根据一个实施方式,优选为,上述第一光包含波长比上述第二光的波长长的光。

[0027] 根据一个实施方式,优选为,上述光源装置具有被构成为射出波段互不相同的多个光源单元。

[0028] 根据一个实施方式,优选为,上述多个光源单元中的一个是被构成为射出上述第二光的光源单元。

[0029] 根据一个实施方式,优选为,上述电子内窥镜系统具备被构成为生成用于分别根据多个模式对上述发光元件及上述光源装置单独进行发光控制的控制信号的光源驱动电路,

[0030] 上述光源驱动电路被构成为在第一模式下生成至少对上述光源装置进行发光驱动的第一控制信号,在第二模式下生成至少对上述发光元件进行发光驱动的第二控制信号,由此控制上述光源装置及上述发光元件。

[0031] 根据一个实施方式,优选为,上述电子内窥镜系统具备被构成为生成用于对上述固态发光元件及上述光源装置单独进行发光控制的控制信号的光源驱动电路,

[0032] 上述电子镜具备被构成为以规定的帧周期拍摄被摄体并生成图像信号的拍摄元件,

[0033] 上述光源驱动电路被构成为根据上述图像信号的每一帧,交替切换并生成至少对上述光源装置进行发光驱动的第一控制信号和至少对上述发光元件进行发光驱动的第二控制信号。

[0034] 发明效果

[0035] 根据上述的电子镜及电子内窥镜系统,即使光纤的光的透过率具有因波段而异的特性,也能够防止所期望的波段的光的光量降低。

附图说明

[0036] 图1是本发明的实施方式涉及的电子内窥镜系统的框图。

[0037] 图2是本发明的第一实施方式涉及的光源装置的框图。

[0038] 图3(a)、(b)是示出本发明的第一实施方式涉及的照明光的分光强度分布的图。

[0039] 图4是本发明的第二实施方式涉及的光源装置的框图。

[0040] 图5(a)、(b)是示出本发明的第二实施方式涉及的照明光的分光强度分布的图。

[0041] 图6是本发明的第三实施方式涉及的光源装置的框图。

[0042] 图7(a)、(b)是示出本发明的第三实施方式涉及的照明光的分光强度分布的图。

具体实施方式

[0043] 下面参照附图对本发明的实施方式进行说明。需要说明的是,在下面,作为本发明的一个实施方式,以具备内窥镜用光源装置的电子内窥镜系统为例进行说明。

[0044] 本发明的一个实施方式的电子镜具备:

[0045] 插入管,其被构成为能够插入体腔内,在插入管的前端部具备光的射出口;

[0046] 光导,其被构成为导光到插入管的前端部,以便从前端部射出第一光;以及

[0047] 发光元件,其被构成为从前端部射出光导中的、光透过率在第一光所在波段的透过率以下的波段的第二光。

[0048] 此时,从发光元件到设置于前端部的第二光的射出口为止的第二光的光路长度比对第一光进行导光的光导中的第一光的光路长度短。

[0049] 这样,由于光导中的光透过率在第二光所在波段的透过率以下的第二光的光路长度比对第一光进行导光的光导的光路长度短,因此无论有无由光导进行的第二光的导光,都完全没有或可以抑制第二光因光导产生的光损失。因此,能够完全没有或能够抑制作为照明光从前端部射出的第二光的光量降低。根据一个实施方式的电子镜,优选为,发光元件设置于电子镜的前端部。由此,能够不需要由光导进行的第二光的导光,因此完全没有第二光因光导产生的光损失。

[0050] 根据一个实施方式的电子镜,也可以是第二光使用利用光导线缆的导光从前端部的射出口射出的构成。在该情况下,由于对第二光进行导光的光导线缆的长度短,因此与使用和第一光相同的光导线缆进行导光的情况相比,可以抑制第二光因光导产生的光损失。

[0051] 根据一个实施方式,优选为,发光元件被构成为射出光导中的、光透过率比第一光所在波段的透过率低的第二光。

[0052] 下面按照实施方式进行说明。

[0053] (第一实施方式)

[0054] 图1是示出具备本发明的第一实施方式涉及的内窥镜用光源装置201的电子内窥镜系统1的构成的框图。如图1所示,电子内窥镜系统1是专用于医疗用途的系统,具备电子镜100、处理器200及监视器300。

[0055] 电子镜100具有可以插入人的体腔内的插入管101和连接部102。电子镜100经由连接部102以可以装卸的方式与处理器200连接。

[0056] 处理器200具备系统控制器21及定时控制器22。系统控制器21执行存储器23中存储的各种程序,统一控制电子内窥镜系统1整体。另外,系统控制器21与操作面板24连接。系统控制器21根据手术者输入到操作面板24的指示,变更电子内窥镜系统1的各动作及用于各动作的参数。定时控制器22将调整各部分动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。

[0057] 处理器200具备光源装置201。图2示出光源装置201的框图。光源装置201具备第一~第四光源单元111~114。第一~第四光源单元111~114分别通过由第一~第四光源驱动电路141~144生成的控制信号单独进行发光控制。

[0058] 第一光源单元111是射出红色波段(例如,波长为620~680nm)的光的红色LED(Light Emitting Diode)。第二光源单元112具有射出蓝色波段(例如,波长为430~470nm)的光的蓝色LED和荧光体。荧光体被从蓝色LED射出的蓝色LED光激励,发出绿色波段(例如,波长为460~600nm)的荧光。第三光源单元113是射出蓝色波段(例如,波长为430~470nm)的光的蓝色LED。第四光源单元114是射出紫色波段(例如,波长为395~435nm)的光的紫色LED。

[0059] 在各光源单元111~114的光的射出方向的前方分别配置有准直透镜121~124。从第一光源单元111射出的红色LED光被准直透镜121转换为平行光,入射到分色镜131。另外,从第二光源单元112射出的光,即蓝色LED光及绿色的荧光被准直透镜122转换为平行光,入射到分色镜131。分色镜131将从第一光源单元111射出的光的光路与从第二光源单元112射出的光的光路合成。详细而言,分色镜131在波长600nm附近具有截止波长,具有使截止波长以上的波长的光透过,并反射比截止波长短的波长的光的特性。因此,从第一光源单元111射出的红色LED光透过分色镜131,从第二光源单元112射出的光被分色镜131反射。由此,红色LED光的光路与蓝色LED光及绿色的荧光的光路被合成。由分色镜131合成了光路的光入射到分色镜132。

[0060] 从第三光源单元113射出的蓝色LED光被准直透镜123转换为平行光,入射到分色镜132。分色镜132对从分色镜131入射的光的光路与从第三光源单元113射出的蓝色LED光的光路进行合成。详细而言,分色镜132在波长500nm附近具有截止波长,具有使截止波长以上的波长的光透过,并反射比截止波长短的波长的光的特性。因此,从分色镜131入射的光中,红色LED光及绿色的荧光透过分色镜132,蓝色LED光被分色镜132反射。另外,从第三光源单元113射出的蓝色LED被分色镜132反射。由此,红色LED光及绿色的荧光的光路与从第三光源单元113射出的蓝色LED的光路被合成。由分色镜132合成了光路的光入射到分色镜133。

[0061] 从第四光源单元114射出的紫色LED光被准直透镜124转换为平行光,入射到分色镜133。分色镜133对从分色镜132入射的光的光路与从第四光源单元114射出的紫色LED光的光路进行合成。详细而言,分色镜133在波长430nm附近具有截止波长,具有使截止波长以上的波长的光透过,并反射比截止波长短的波长的光的特性。因此,从分色镜132入射的光与从第四光源单元114射出的紫色LED光被分色镜133合成其光路,作为照明光L从光源装置201射出。

[0062] 从光源装置201射出的照明光L通过聚光透镜25聚光于LCB(Light Carrying Bundle:光载束)11的入射端面并入射到LCB11内。

[0063] 入射到LCB11内的照明光L在LCB11内传播。在LCB11内传播的照明光L从配置于电子镜100的前端部101A的LCB11的射出端面射出,经由设置于射出口101B的配光透镜12照射到被摄体。通过配光透镜12发出的照明光L进行照明的被摄体所发出的返回光经由物镜13在固体拍摄元件14的受光面上形成光学图像。

[0064] 固体拍摄元件14是具有拜尔型像素配置的单板式彩色CCD(Charge Coupled Device:电荷耦合设备)图像传感器。固体拍摄元件14把在受光面上的各像素成像的光学图像作为与光量对应的电荷而蓄积,生成R(Red:红)、G(Green:绿)、B(Blue:蓝)的图像信号并输出。需要说明的是,固体拍摄元件14并不局限于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拍摄装置。固体拍摄元件14也可以搭载了补色系滤波器。

[0065] 在电子镜100的连接部102内具备驱动器信号处理电路15。从固体拍摄元件14向驱动器信号处理电路15以规定的帧周期输入被摄体的图像信号。帧周期例如为1/30秒。驱动器信号处理电路15对从固体拍摄元件14输入的图像信号实施规定的处理并输出到处理器200的前级信号处理电路26。

[0066] 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。存储器16中记录的电子镜100的固有信息例如包括固体拍摄元件14的像素数、灵敏度、可以动作的帧周期、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。

[0067] 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使用所生成的控制信号,控制处理器200内的各种电路的动作或定时,以进行与处理器200连接的电子镜100相适应的处理。

[0068] 定时控制器22根据由系统控制器21进行的定时控制,向驱动器信号处理电路15供给时钟脉冲。驱动器信号处理电路15根据从定时控制器22供给的时钟脉冲,在与在处理器200侧处理的影像的帧周期同步的定时对固体拍摄元件14进行驱动控制。

[0069] 前级信号处理电路26对从驱动器信号处理电路15以一帧周期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,并输出到图像存储器27。

[0070] 图像存储器27对从前级信号处理电路26输入的图像信号进行缓冲,根据由定时控制器22进行的定时控制,输出到后级信号处理电路28。

[0071] 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监视器显示用的画面数据,将生成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输出到监视器300。由此,被摄体的图像显示在监视器300的显示画面上。

[0072] 另外,在电子镜100的插入管101的前端部101A配置有LED18(发光元件或固态发光元件)。LED18由设置在连接部102内的光源驱动电路17生成的控制信号进行发光控制。LED18是射出紫色波段(例如,波长为395~435nm)的光的紫色LED。从LED18射出的紫色LED光经由设置于射出口101C的配光透镜19照射到被摄体。之所以将LED18设置于前端部101A,是因为不采用LED18射出的光(第二光)被利用对光的一部分进行吸收的LCB11导光的构成。LCB11具有透过率因光的波段而异的透过特性。因此,LED18射出光导中的、光透过率在光源装置201射出的光所在波段的透过率以下的波段的光。在本实施方式中,LED18射出的

光是紫色波段的光。

[0073] 根据一个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。根据观察的被摄体手动或自动切换各观察模式。例如,在想要用普通光对被摄体进行照明来进行观察的情况下,将观察模式切换为普通观察模式。普通光例如是白色光或伪白色光。白色光在可见光区域中具有平坦的分光强度分布。伪白色光的分光强度分布不平坦,多个波段的光被混色。另外,例如在想要通过用特殊光对被摄体进行照明来得到强调了特定的生物体组织的拍摄图像的情况下,将观察模式切换为特殊观察模式。特殊光例如是针对特定的生物体组织吸光度较高的光。以下,对以特殊观察模式强调的生物体组织是表层血管的情况进行说明。

[0074] 表层血管在其内部含有具有血红蛋白的血液。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,通过照射适合对被摄体强调表层血管的特殊光(具体而言,是血红蛋白的吸光度的峰值即波长415nm附近的强度高的光),能够得到强调了表层血管的拍摄图像。另外,通过与波长415nm附近的光一起照射血红蛋白的吸光度的另一个峰值即波长550nm附近的强度高的特殊光,能够维持表层血管被强调的状态,并得到明亮的拍摄图像。需要说明的是,在观察表层血管的情况下,特殊光的分光强度的峰值不需要与415nm完全一致。特殊光只要包含波长415nm的光即可。例如,如果考虑制造的容易性、产品性能的稳定性、产品的稳定供给的观点,则优选为选择在波长405nm到波长425nm之间具有峰值波长。

[0075] 图3(a)、(b)示出在各观察模式下从电子镜100射出的照射光L的分光强度分布。图3(a)示出普通观察模式下的照射光L(普通光)的分光强度分布,图3(b)示出特殊观察模式下的照射光L(特殊光)的分光强度分布。图3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。需要说明的是,纵轴被标准化为强度的最大值是1。

[0076] 在电子内窥镜系统1为普通观察模式的情况下,第一~第三光源单元111~113和LED18被发光驱动,第四光源单元114不被发光驱动。在图3(a)中示出从第一~第三光源单元111~113及LED18射出的光的强度分布D111~D113、D18。另外,在图3(a)、(b)中,用点线表示各分色镜131~133的截止波长 λ_{131} ~ λ_{133} 。在图3(a)所示的分光强度分布中,用实线表示的区域是从电子镜100射出并作为照明光L使用的区域。另外,用虚线表示的区域是不从光源装置201射出,不作为照明光L使用的区域。

[0077] 从第一光源单元111射出的光的分光强度分布D111具有以波长约650nm为峰值的陡峭的强度分布。从第二光源单元112射出的光的分光强度分布D112在波长约450nm和波长约550nm处具有峰值。这两个峰值分别是蓝色LED112射出的光的分光强度分布的峰值和绿色的荧光体发出的荧光的分光强度分布的峰值。另外,从第三光源单元113射出的光的分光强度分布D113具有以波长约450nm为峰值的陡峭的强度分布。另外,从LED18射出的光的分光强度分布D18具有以波长约415nm为峰值的陡峭的强度分布。

[0078] 在普通观察模式下,从电子镜100射出具有从紫外区域(近紫外的一部分)到红色区域较宽的波段的照明光L。该照明光L的分光强度分布是将图3(a)所示的分光强度分布D111~D113、D18中用实线表示的区域相加而得到的。通过使用该照明光L对被摄体进行拍摄,能够得到普通的彩色拍摄图像。

[0079] 需要说明的是,在普通观察模式下,LED18可以不被发光驱动。即使在LED18不被发

光驱动的情况下,也可以射出照明光L具有从蓝色到红色区域较宽的波段的照明光L。通过使用该照明光L对被摄体进行拍摄,能够得到普通的彩色拍摄图像。

[0080] 在电子内窥镜系统1为特殊观察模式的情况下,第二光源单元112和LED18被发光驱动,第一、第三及第四光源单元111、113、114不被发光驱动。由此,血红蛋白的吸光度的峰值即波长415nm附近的强度相对高于其他波段的强度,能够得到强调了表层血管的拍摄图像。另外,从第二光源单元112射出的光包含血红蛋白的吸光度的另一个峰值即波长550nm附近的光。因此,通过与LED18一起对第二光源单元112进行发光驱动,能够维持表层血管被强调的状态,并提高拍摄图像的亮度。

[0081] 这样,根据本实施方式,电子内窥镜系统1具有多个光源单元111~114及LED18。另外,多个光源单元111~114及LED18根据观察模式单独进行发光控制。因此,通过选择对光源单元111~114、LED18中的哪个进行发光驱动,并且变更其驱动电流,能够将照射光L的分光强度特性切换为与观察模式相对应。

[0082] 另外,本实施方式的电子内窥镜系统1作为观察模式,具有可以一边交替切换普通观察模式与特殊观察模式一边进行拍摄的双模式。在双模式下,根据拍摄图像的每一帧,观察模式在普通观察模式与特殊观察模式之间交替进行切换。因此,光源单元111~114及LED18的发光控制也根据拍摄装置的每一帧进行切换。具体而言,在观察模式为普通观察模式时,第一~第三光源单元111~113及LED18被发光驱动,第四光源单元114不被发光驱动。另外,根据一个实施方式,LED18不被发光驱动。另外,在观察模式为特殊观察模式时,第二光源单元112及LED18被发光驱动,第一、第三及第四光源单元111、113、114不被发光驱动。在普通观察模式下拍摄的拍摄图像(普通拍摄图像)和在特殊观察模式下拍摄的拍摄图像(特殊拍摄图像)由后级信号处理电路28进行合成。由此,普通拍摄图像和特殊拍摄图像并列显示在监视器300上。

[0083] 因此,根据一个实施方式,光源驱动电路17、141~144构成为生成用于单独对LED18及光源装置201进行发光控制的控制信号。此时,优选为,电子镜100具备被构成为以规定的帧周期拍摄被摄体并生成图像信号的固体拍摄元件14,光源驱动电路17、141~144被构成为根据图像信号的每一帧,交替切换并生成至少对光源装置201进行发光驱动的第一控制信号和至少对LED18进行发光驱动的第二控制信号。

[0084] 需要说明的是,从LED18射出的光和从第四光源单元114射出的光都是紫色波段的光。因此,在用紫色波段的光对被摄体进行照明的情况下,仅使LED18和第四光源单元114中的任一方进行发光即可。在使第四光源单元114发光的情况下,从第四光源单元114射出的紫色LED光通过LCB11照射到被摄体。LCB11具有使可见光透过的特性,但该透过率根据波段而变化,例如光的波长越短则越小。另外,LCB11具有从电子镜100的连接部102到插入管101的前端部1米以上的长条形状。因此,在将入射到LCB11的紫色LED光的光量作为100%的情况下,通过LCB11从插入管101的前端部射出的紫色LED光的光量例如减少到40%左右。由此,照射到被摄体的紫色LED光的光量变少,有时拍摄图像会变暗。与此相对,在代替第四光源单元114而使配置于插入管101的前端部的LED18发光的情况下,由于从LED18射出的紫色LED光不会因透过LCB11而产生光量损失,因此能够防止照射到被摄体的紫色LED光的光量不足。

[0085] 因此,根据一个实施方式,优选为,光源驱动装置17、141~144被构成为生成用于

分别根据多个模式单独对LED18(发光元件)及光源装置201进行发光控制的控制信号,光源驱动电路17、141~144被构成为在第一模式下生成至少对光源装置201进行发光驱动的第一控制信号,在第二模式下生成至少对LED18进行发光驱动的第二控制信号,由此控制光源装置201及LED18。

[0086] 由此,能够消除第二模式下的照明光的光量相对于第一模式下的照明光的光量极度降低。

[0087] 另外,在本实施方式中,将射出可见光中波长比较短的紫色波段的光的LED18配置于插入管101的前端部,射出除此以外的波长比较长的光的光源单元111~113配置于处理器200的光源装置201。LCB11对可见光中波长比紫色长的蓝色、绿色、红色光具有较高的透过率。因此,即使光源单元111~113配置于光源装置201,在LCB11中也不易产生从这些光源单元111~113射出的光的光量损失。

[0088] 另外,图2所示的光源装置201具有包括紫色LED的第四光源单元114,但本发明的实施方式不局限于该构成。在电子镜100具有LED18的情况下,光源装置201也可以不具有光源单元114。但是,各种类型的电子镜100以可以装卸的方式与处理器200连接。因此,在将不具有LED18的电子镜100与处理器200连接使用的情况下,优选为处理器200的光源装置201具有第四光源单元114。

[0089] (第二实施方式)

[0090] 接着,对本发明的第二实施方式涉及的电子内窥镜系统1进行说明。第二实施方式涉及的电子内窥镜系统1除了处理器200的光源装置201的构成不同以外,与第一实施方式的电子内窥镜系统1相同。

[0091] 图4是第二实施方式涉及的电子内窥镜系统1中处理器200所具备的光源装置201的框图。光源装置201具备第一、第二光源单元211、212。第一、第二光源单元211、212分别通过由第一、第二光源驱动电路241、242生成的控制信号单独进行发光控制。

[0092] 第一光源单元211是射出红色波段(例如,波长为620~680nm)的光的红色LED(Light Emitting Diode)。第二光源单元212具有射出蓝色波段(例如,波长为430~470nm)的光的蓝色LED和荧光体。荧光体被从蓝色LED射出的蓝色LED光激励,发出绿色波段(例如,波长为460~600nm)的荧光。

[0093] 在各光源单元211、212的光的射出方向的前方分别配置有准直透镜221、222。从第一光源单元211射出的红色LED光被准直透镜221转换为平行光,入射到分色镜231。另外,从第二光源单元212射出的光,即蓝色LED光及绿色的荧光被准直透镜222转换为平行光,入射到分色镜231。分色镜231将从第一光源单元211射出的光的光路与从第二光源单元212射出的光的光路进行合成。详细而言,分色镜231在波长600nm附近具有截止波长,具有使截止波长以上的波长的光透过,并反射比截止波长短的波长的光的特性。因此,从第一光源单元211射出的红色LED光透过分色镜231,从第二光源单元212射出的光被分色镜231反射。由此,红色LED光的光路与蓝色LED光及绿色的荧光的光路被合成。由分色镜231合成了光路的光作为照明光L从光源装置201射出。

[0094] 图5示出在各观察模式下从电子镜100射出的照射光L的分光强度分布。图5(a)示出普通观察模式下的照射光L(普通光)的分光强度分布,图5(b)示出特殊观察模式下的照射光L(特殊光)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。需要说明的是,纵轴被标准化为强度的最大值是1。

[0095] 在电子内窥镜系统1为普通观察模式的情况下,第一、第二光源单元211、212及LED18被发光驱动。在图5(a)中示出从第一、第二光源单元211、212及LED18射出的光的分光强度分布D211、D212、D18。另外,在图5(a)中,用点线表示分色镜231的截止波长 λ_{231} 。在图5(a)所示的分光强度分布中,用实线表示的区域是从电子镜100射出并作为照明光L使用的区域。

[0096] 在分色镜231中,通过合成从各光源单元211、212射出的光的光路,并对LED18进行发光驱动,从电子镜100射出具有从紫外区域(近紫外的一部分)到红色区域较宽的波段的照射光L(普通光)。该照射光L(普通光)的分光强度分布是将图5(a)所示的分光强度分布D211、D212、D18中用实线表示的区域相加而得到的。通过向被摄体照射该照射光L(普通光),能够得到普通的彩色拍摄图像。

[0097] 另外,在电子内窥镜系统1为特殊观察模式的情况下,第二光源单元212和LED18被发光驱动,第一光源单元211不被发光驱动。另外,第二光源单元212的驱动电流被设定为比普通观察模式时的驱动电流小。由此,在照射光L(特殊光)中,血红蛋白的吸光度的峰值即波长415nm附近的强度相对高于其他波段的强度,能够得到强调了表层血管的拍摄图像。另外,从光源单元212射出的光包含血红蛋白的吸光度的另一个峰值即波长550nm附近的光。因此,通过与光源单元211一起对光源单元212进行发光驱动,能够维持表层血管被强调的状态,并提高拍摄图像的亮度。

[0098] (第三实施方式)

[0099] 接着,对本发明的第三实施方式涉及的电子内窥镜系统1进行说明。第三实施方式涉及的电子内窥镜系统1在光源装置201具有仅使特定波段的光透过的光学滤波器351这一点上与第一及第二实施方式不同。

[0100] 图6是第三实施方式涉及的电子内窥镜系统1中处理器200所具备的光源装置201的框图。光源装置201具有光源单元311。光源单元311通过由光源驱动电路341生成的控制信号进行发光控制。另外,光源单元311具有射出蓝色波段(例如,波长为430~470nm)的光的蓝色LED和荧光体。荧光体被从蓝色LED射出的蓝色LED光激励,发出绿色波段(例如,波长为460~600nm)的荧光。通过合成该蓝色LED光和绿色的荧光,从光源单元311射出伪白色光。从光源单元311射出的光通过准直透镜321转换为平行光。

[0101] 另外,光源装置201具有可以在从光源单元311射出的光的光路上插拔的光学滤波器351。光学滤波器351具有仅使波长550nm附近的波段的光透过的滤波特性。

[0102] 图7示出在各观察模式下从电子镜100射出的照射光L的分光强度分布。图7(a)示出普通观察模式下的照射光L(普通光)的分光强度分布,图7(b)示出特殊观察模式下的照射光L(特殊光)的分光强度分布。图7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。需要说明的是,纵轴被标准化为强度的最大值是1。

[0103] 在电子内窥镜系统1为普通观察模式的情况下,光源单元311及LED18被发光驱动。另外,光学滤波器351从光路上退出。从光源单元311射出的光的分光强度分布D311在波长约450nm以及约550nm处具有峰值。这两个峰值分别是蓝色LED光及绿色的荧光的分光强度分布的峰值。从LED18射出的光的分光强度分布D18在波长415nm处具有峰值。

[0104] 另外,在电子内窥镜系统1为特殊观察模式的情况下,光源单元311及LED18被发光

驱动。另外,光学滤波器351插入到光路上。因此,从光源单元311射出的光被光学滤波器351限制为仅在波长550nm附近的波段具有强度的光。由此,在照射光L(特殊光)中,血红蛋白的吸光度的峰值即波长415nm附近及550nm附近的强度相对高于其他波段的强度,能够得到强调了表层血管的拍摄图像。

[0105] 在第一~三实施方式中,光源装置201是搭载于处理器200的结构,但根据一个实施方式,也优选为,光源装置201搭载于电子镜100。在该情况下,光源装置201也可以设置于在连接部102或者连接部102与前端部101A之间设置的手术者对电子镜100进行的操作部。在该情况下,从光源装置201射出的光(第一光)也向LCB11射出,经由LCB11被导光到前端部101A。

[0106] 另外,根据一个实施方式,光源装置201也优选为电子内窥镜系统1的构成装置,作为与处理器200分体的装置。

[0107] 需要说明的是,在本实施方式中,光源单元311并不局限于具有荧光体的LED。例如,光源单元311也可以是氙气灯等发出白色光的灯。

[0108] 以上是本发明的示例性的实施方式的说明。本发明的实施方式不局限于上述说明,在本发明的技术思想的范围内能够进行各种变形。例如将说明书中示例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后的内容也包括在本发明的实施方式中。

[0109] 例如,在上述各实施方式中,各光源单元具有LED。本发明并不局限于此,各光源单元也可以采用LD(Laser Diode:激光二极管)。另外,配置于插入管101的前端部的LED18也可以采用LD来代替LED。

[0110] 另外,在上述各实施方式中,在插入管101的前端部具有一个LED18,但本发明并不局限于此。例如,也可以在插入管101的前端部101A配置有多个LED18。在该情况下,根据一个实施方式,优选为,从能够高效地抑制光量降低的方面出发,设置于前端部101A的LED18射出的各个光与从光源装置201射出的光相比,是与LCB11中的光透过率同等或者光透过率比其低的波段的光。

[0111] 附图标记说明

[0112] 1…电子内窥镜系统,11…LCB,12…配光透镜,13…物镜,14…固体拍摄元件,15…驱动器信号处理电路,16…存储器,17…光源驱动电路,18…LED,19…配光透镜,21…系统控制器,22…定时控制器,23…存储器,24…操作面板,25…聚光透镜,26…前级信号处理电路,27…图像存储器,28…后级信号处理电路,100…电子镜,101…插入管,101A…前端部,101B、101C…射出口,102…连接部,111~114…光源单元,121~124…准直透镜,131~133…分色镜,141~144…光源驱动电路,200…处理器,201…光源装置,211、212…光源单元,221、222…准直透镜,231…分色镜,241、242…光源驱动电路,311…光源单元,321…准直透镜,341…光源驱动电路,351…光学滤波器。

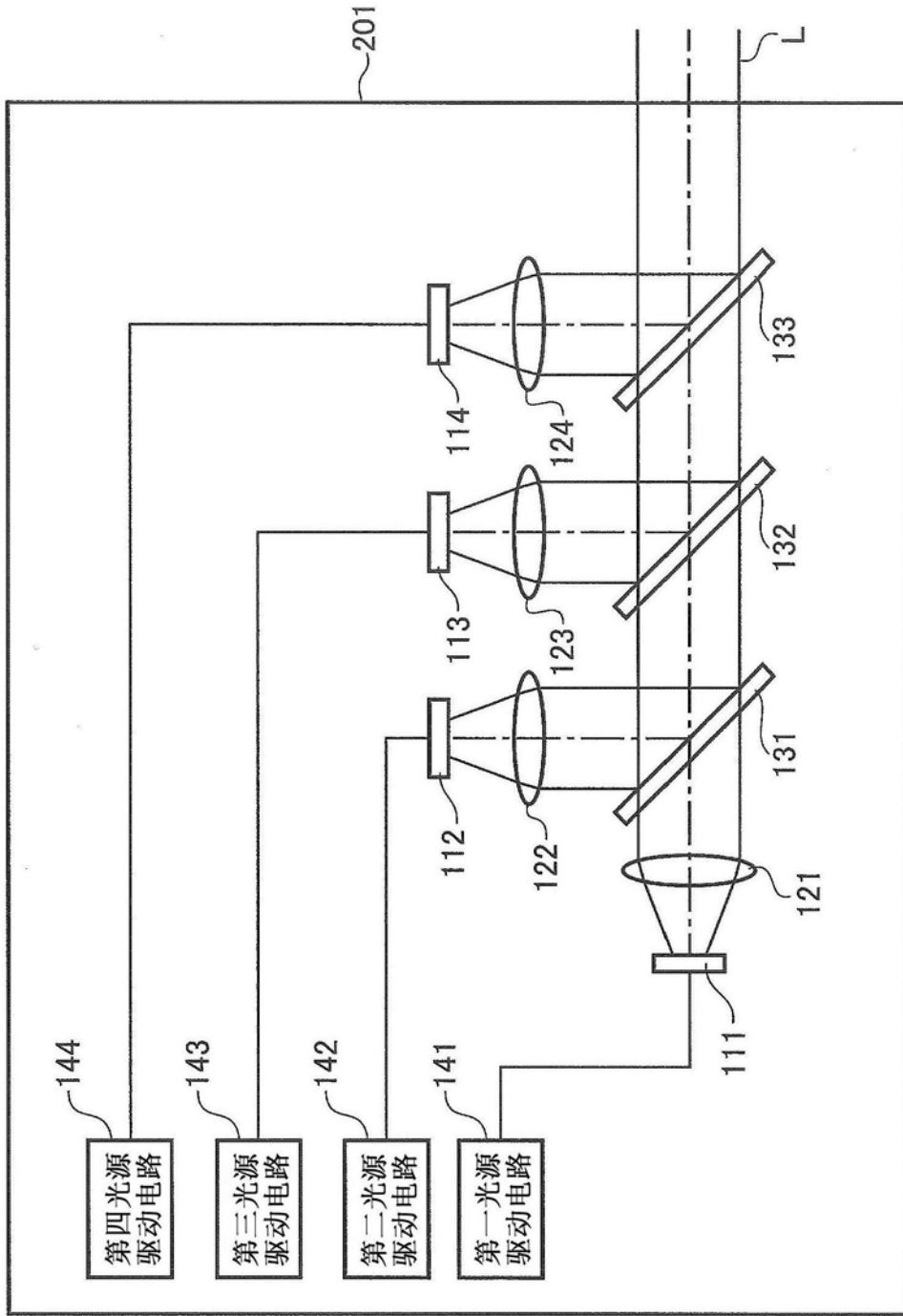


图2

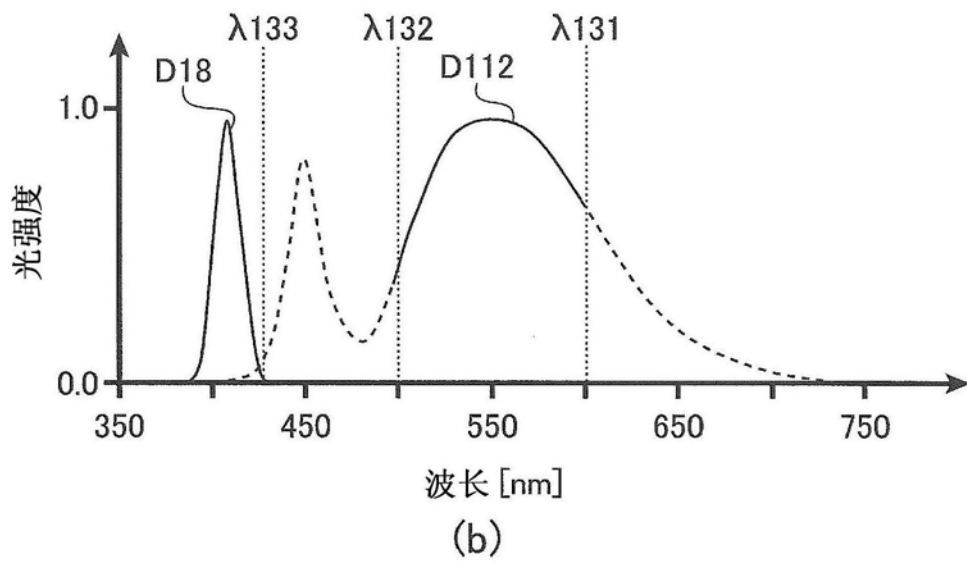
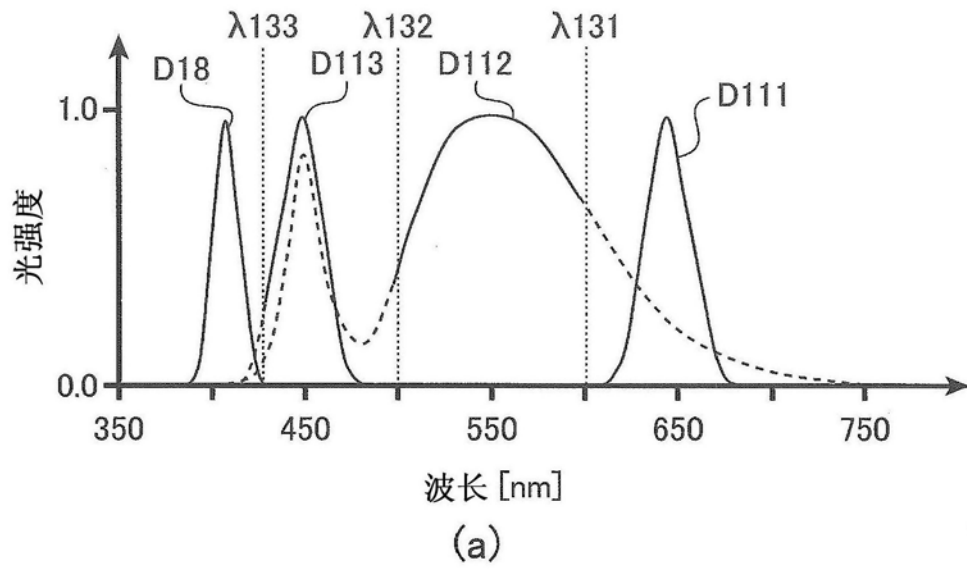


图3

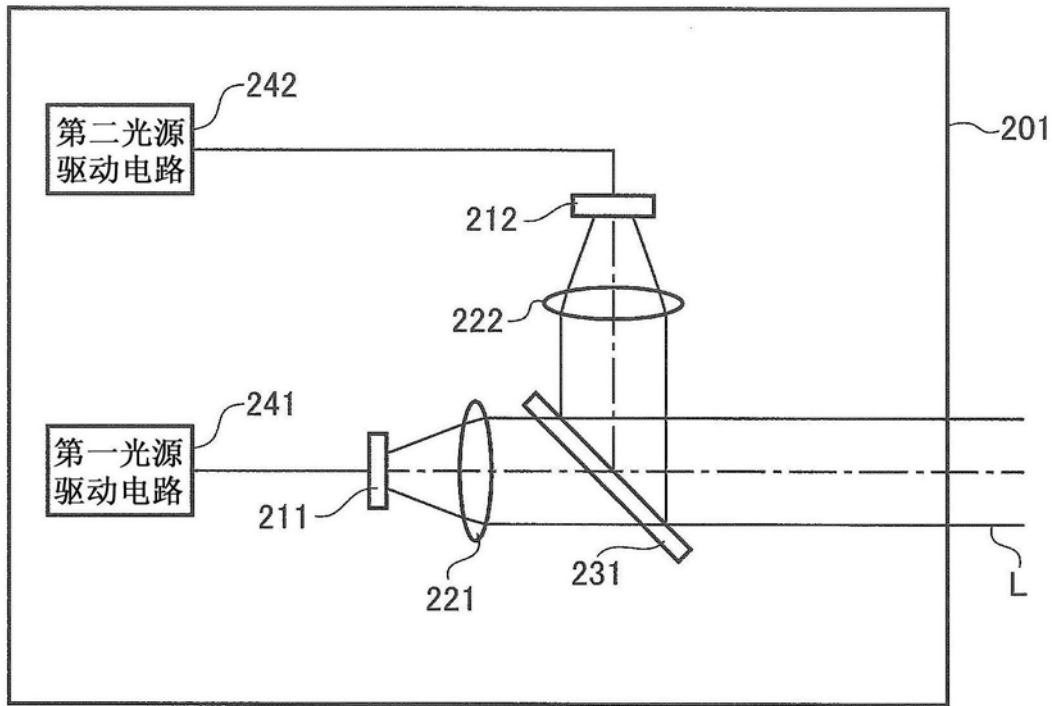


图4

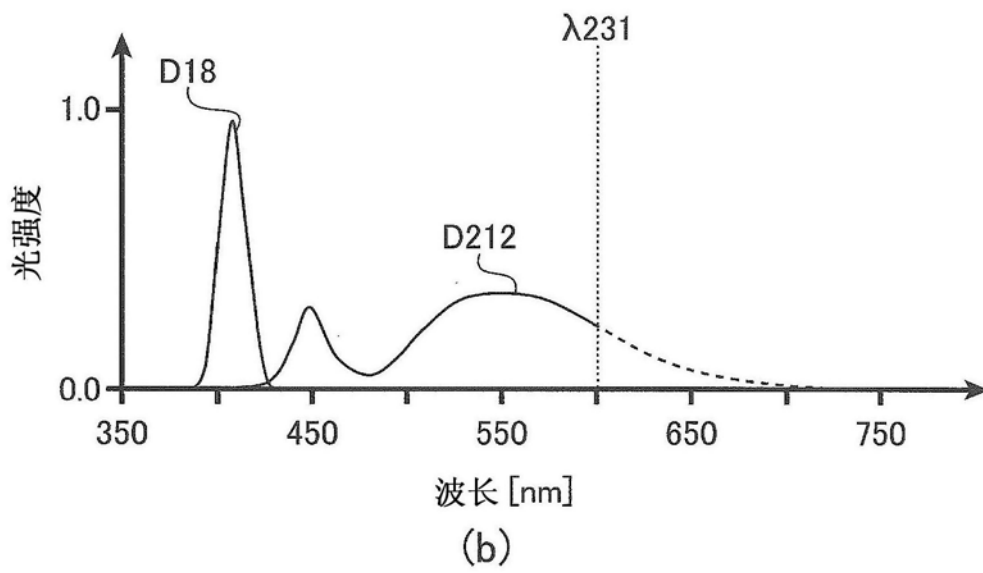
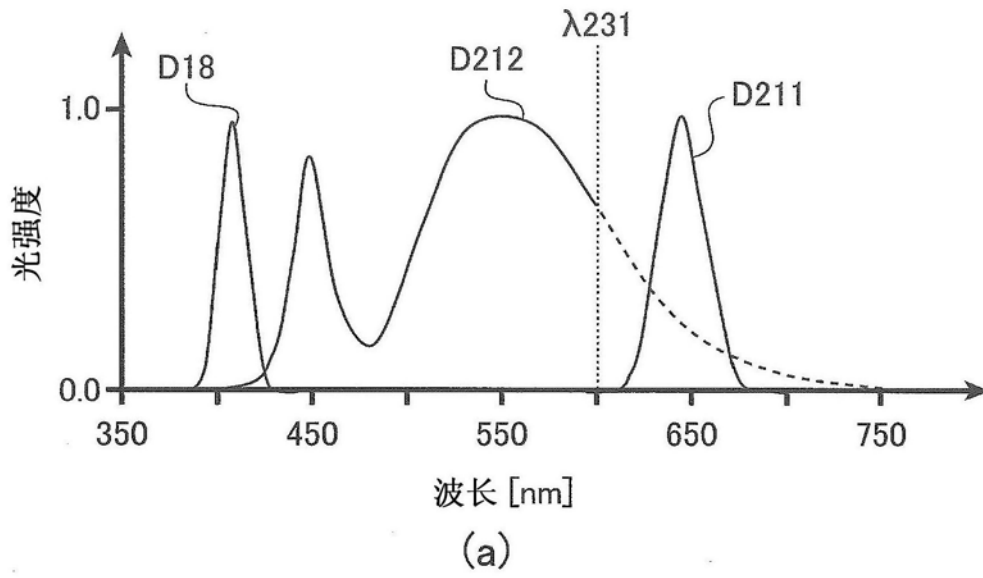


图5

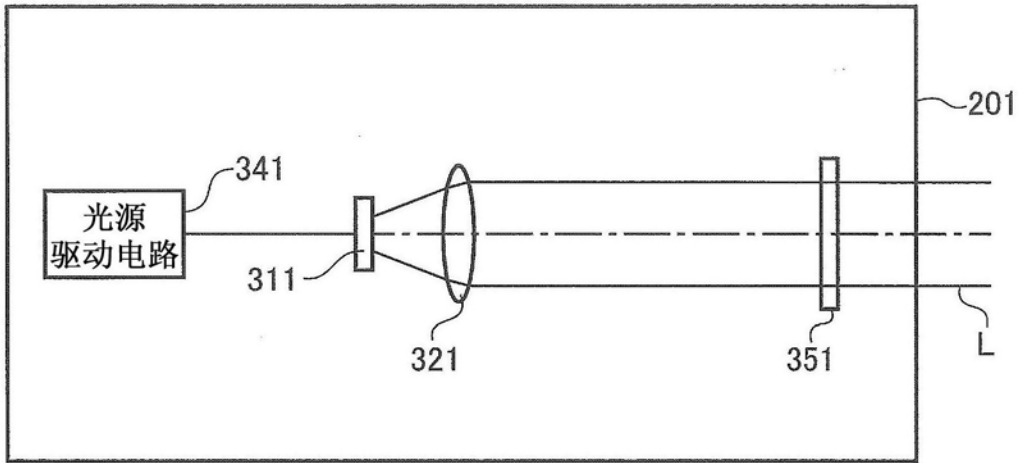


图6

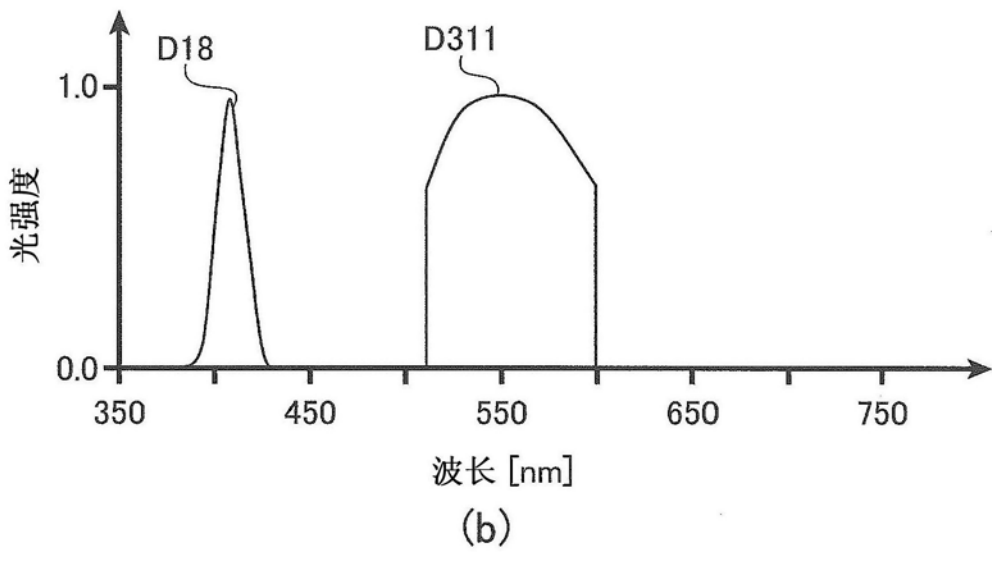
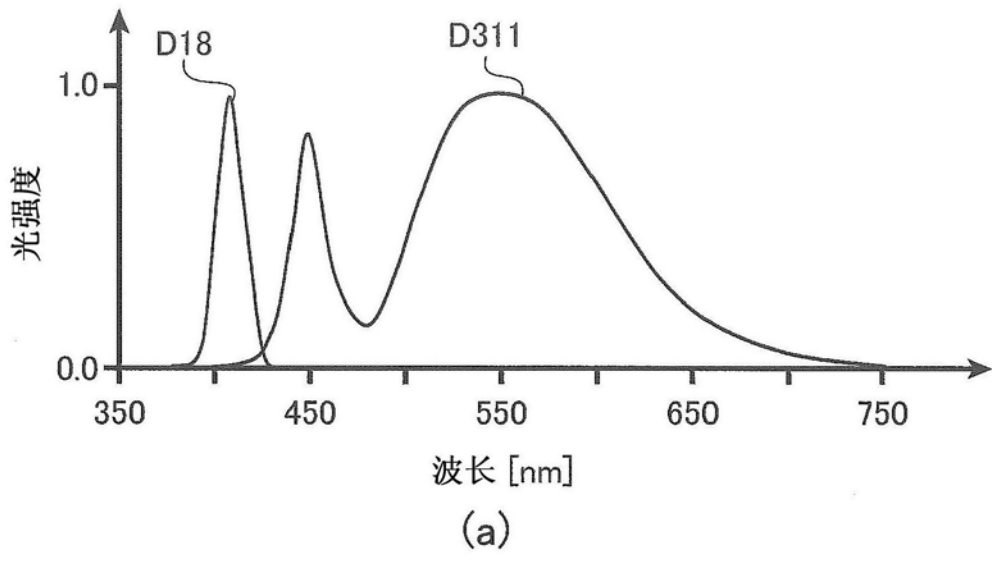


图7

专利名称(译)	电子镜及电子内窥镜系统		
公开(公告)号	CN109310285A	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201780038171.5	申请日	2017-08-24
[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	A61B1/00 A61B1/07 G02B23/24 G02B23/26		
代理人(译)	纪秀凤		
优先权	2016170601 2016-09-01 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种可以防止所期望的波段的光的光量降低的电子镜，具备：插入管，其被构成为能够插入体腔内，在插入管的前端部具备光的射出口；光导，其被构成为导光到上述插入管的上述前端部，以便从上述前端部射出第一光；以及发光元件，其被构成为从上述前端部射出在上述光导中的、光透过率在上述第一光所在波段的透过率以下的波段的第二光。从上述发光元件到设置于上述前端部的上述第二光的射出口为止的上述第二光的光路长度比上述光导中的上述第一光的光路长度短。

