



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106073691 B

(45)授权公告日 2020.06.19

(21)申请号 201610269213.3

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2016.04.27

A61B 1/06(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

A61B 1/07(2006.01)

申请公布号 CN 106073691 A

A61B 1/04(2006.01)

(43)申请公布日 2016.11.09

审查员 万语

(30)优先权数据

2015-090983 2015.04.28 JP

(73)专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 森本美范

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 李辉 金玲

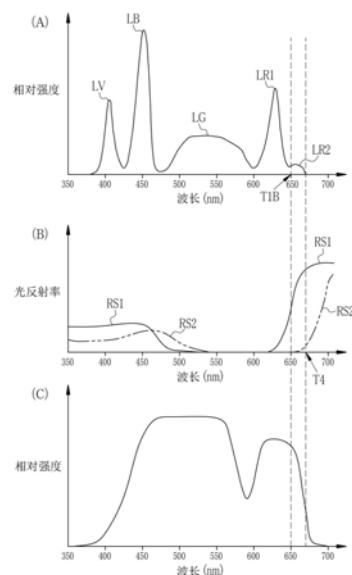
权利要求书2页 说明书11页 附图12页

(54)发明名称

内窥镜用光源装置及内窥镜系统

(57)摘要

本发明提供内窥镜用光源装置及内窥镜系统。相加型光源具备：红色光源，其发出第1红色光(LR1)；绿色光源，其发出波长频带向相对于第1红色光的峰值波长的长波长侧扩展的绿色光(LG)；及第1分色镜(DM)。第1红色光(LR1)入射到第1分色镜(DM)的一个面，绿色光(LG)入射到第1分色镜(DM)的另一个面。第1分色镜(DM)具备反射第1阈值(T1A)与第2阈值(T1B)之间的波长频带的光的频带限制特性。第1阈值(T1A)在第1红色光(LR1)的峰值波长与绿色光(LG)的峰值波长之间。第2阈值(T1B)在相对于第1红色光(LR1)的峰值波长的长波长侧。第1DM提取相对于第2阈值(T1B)为长波长的波长成分的第2红色光(LR2)而引导至第1红色光(LR1)的光路。



1. 一种内窥镜用光源装置,其包括:

红色光源,其发出第1红色光;

绿色光源,其发出绿色光,该绿色光的波长频带向相对于上述第1红色光的峰值波长的长波长侧扩展;

第1光路合并部,其在上述第1红色光的峰值波长与上述绿色光的峰值波长之间具备第1阈值,该第1阈值是590nm,将上述绿色光的相对于上述第1阈值为短波长的波长成分的光路与上述第1红色光的相对于上述第1阈值为长波长的波长成分的光路进行合并,其中,上述第1红色光的峰值波长是630nm,上述绿色光的峰值波长是530nm;

第2光路合并部,其从上述绿色光中提取第2红色光而引导至通过上述第1光路合并部合并后的光路,该第2红色光是相对于第2阈值为长波长的波长成分,该第2阈值在相对于上述第1红色光的峰值波长的长波长侧,且在640nm~670nm的范围内,而且其值为650nm;

蓝色光源,其发出蓝色光;

第3光路合并部,其在上述蓝色光的峰值波长与上述绿色光的峰值波长之间具备第3阈值,该第3阈值是480nm,并将上述蓝色光的相对于上述第3阈值为短波长的波长成分的光路与上述绿色光的相对于上述第3阈值为长波长的波长成分的光路进行合并;

紫色光源,其发出紫色光;及

第4光路合并部,其在上述紫色光的峰值波长与上述蓝色光的峰值波长之间具备第4阈值,该第4阈值是425nm,并将上述紫色光的相对于上述第4阈值为短波长的波长成分的光路与上述蓝色光的相对于上述第4阈值为长波长的波长成分的光路进行合并。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜用光源装置,其中,

上述第1光路合并部和上述第2光路合并部由一个分色镜构成,该分色镜具备使上述第1阈值与上述第2阈值之间的波长频带的光反射或透过的频带限制特性。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜用光源装置,其中,

在上述分色镜的一个面上入射上述第1红色光,在另一个面上入射上述绿色光。

4. 根据权利要求1至3中的任意一项所述的内窥镜用光源装置,其中,

上述第2红色光的光量大于上述第1红色光中的相对于上述第2阈值为长波长的波长成分的光量。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜用光源装置,其中,

上述红色光源由发光二极管构成,

上述绿色光源由激发光源和荧光体构成,该激发光源产生激发光,该荧光体接收上述激发光而发光。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜用光源装置,其中,

上述绿色光具备500nm~690nm的波长成分。

7. 一种内窥镜系统,其包括:

权利要求1所述的内窥镜用光源装置;

摄像元件,其对观察对象进行摄像而输出彩色的图像信号,该观察对象是通过由上述内窥镜用光源装置发出的照明光进行照明的;

观察图像生成部,其对上述图像信号进行图像处理而生成观察图像;及

发光比率设定部,其设定上述红色光源与上述绿色光源之间的发光强度的比率。

8. 根据权利要求7所述的内窥镜系统, 其中,

上述发光比率设定部设定上述发光强度的比率, 使得观察对象的如下两种颜色之间的色差为一定值以下: 其中, 一种颜色是以在包括上述绿色光的绿色光频带及包括上述第1红色光和上述第2红色光的红色光频带中具备连续的频谱的宽频带光进行照明而得到的, 另一种颜色是由来自上述内窥镜用光源装置的上述照明光进行照明而得到的。

9. 根据权利要求8所述的内窥镜系统, 其中,

上述色差表示Lab空间中的距离,

上述发光比率设定部设定使上述距离为6以下的上述发光强度的比率。

10. 根据权利要求8或9所述的内窥镜系统, 其包括色素散布部, 该色素散布部对上述观察对象散布龙胆紫。

内窥镜用光源装置及内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及具备相加型光源的内窥镜用光源装置及内窥镜系统。

背景技术

[0002] 在医疗领域中,广泛地使用具备内窥镜用光源装置(下面,称为光源装置)、内窥镜及处理器装置的内窥镜系统而进行诊断。由光源装置而产生的照明光通过内窥镜内的光导而从内窥镜的前端部被照射到观察对象。在内窥镜的前端部内置有摄像元件,由摄像元件接收从观察对象返回的返回光。处理器装置对由摄像元件获得的图像信号进行图像处理而生成观察图像。

[0003] 作为光源装置,广泛普及了由氙气灯等的放电型光源发出白色的宽频带光(白色光)的装置。近年来,代替放电型光源而逐渐使用发光二极管(LED:Light Emitting Diode)等的半导体光源。

[0004] 作为使用该半导体光源的光源装置,公知的是将从红色LED、绿色LED及蓝色LED发出的各个光相加而生成白色光的相加型的光源(以下,称为相加型光源)。在相加型光源中,使用红色LED(Light Emitting Diode)、绿色LED、蓝色LED等的半导体光源。利用分色镜而将来自各个光源的光相加(例如,参照专利第5654167号公报)。

[0005] 并且,在内窥镜系统中,根据诊断的目的,对观察对象散布龙胆紫、靛蓝胭脂红等色素,并通过摄像元件而拍摄被色素而染色的观察对象。例如,在作为观察对象的大肠散布龙胆紫,从而病变被染色为蓝紫色,由此清楚地显现表面的样子。根据该样子的图案,判断病变的性质(良性还是恶性)。

[0006] 关于龙胆紫的散布区域,在使用了宽频带光源的情况下被观察为蓝紫色,而在使用了相加型光源的情况下,色彩发生变化,色调偏移至蓝色侧。这是因为,作为相加型光源的红色光源的红色LED的波长频带狭窄,长波长侧的光量比宽频带光源的照明光少。特别是,龙胆紫在约500nm以下的短波长频带和约650nm以上的长波长频带具备一定以上的反射率,而在相加型光源的照明光中几乎不包括该长波长频带的波长成分,由此红色色彩不足,导致色调发生变化。

[0007] 这样,习惯由以往的具有宽频带光源的内窥镜系统来观察的医师在通过包括具备相加型光源的光源装置的内窥镜系统来进行观察的情况下,可能将龙胆紫等的色素散布区域的颜色识别为比以往偏蓝的颜色。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于提供一种可将使用相加型光源的情况下的色素散布区域的颜色合入到使用宽频带光源的情况下的色素散布区域的颜色内窥镜用光源装置及内窥镜系统。

[0009] 为了达到上述目的,本发明的内窥镜用光源装置包括:红色光源,其发出第1红色光;绿色光源,其发出绿色光,该绿色光的波长频带向相对于第1红色光的峰值波长的长波

长侧扩展;第1光路合并部,其具备第1阈值,将绿色光的相对于第1阈值为短波长的波长成分的光路与第1红色光的相对于第1阈值为长波长的波长成分的光路进行合并,其中,该第1阈值在第1红色光的峰值波长与绿色光的峰值波长之间;及第2光路合并部,其从绿色光提取第2红色光而引导至通过第1光路合并部合并得到的光路,该第2红色光是相对于第2阈值为长波长的波长成分,该第2阈值在相对于第1红色光的峰值波长的长波长侧。

[0010] 优选为,第1光路合并部和第2光路合并部由一个分色镜构成,该分色镜具备使第1阈值与第2阈值之间的波长频带的光反射或透过的频带限制特性。在该分色镜的一个面入射第1红色光,在另一个面入射绿色光。

[0011] 优选为,第2阈值在640nm~670nm的范围内。

[0012] 优选为,第2红色光的光量大于第1红色光中的相对于第2阈值为长波长的波长成分的光量。

[0013] 优选为,红色光源由发光二极管构成,绿色光源由产生激发光的激发光源和接收激发光而发光的荧光体构成。优选为,绿色光具备500nm~690nm的波长成分。

[0014] 优选为,包括:蓝色光源,其发出蓝色光;及第3光路合并部,其具备第3阈值,并将蓝色光的相对于第3阈值为短波长的波长成分的光路与绿色光的相对于第3阈值为长波长的波长成分的光路进行合并,其中,该第3阈值在蓝色光的峰值波长与绿色光的峰值波长之间。

[0015] 优选为,包括:紫色光源,其发出紫色光;及第4光路合并部,其具备第4阈值,并将紫色光的相对于第4阈值为短波长的波长成分的光路与蓝色光的相对于第4阈值为长波长的波长成分的光路进行合并,其中,该第4阈值在紫色光的峰值波长与蓝色光的峰值波长之间。

[0016] 本发明的内窥镜系统包括:上述内窥镜用光源装置;摄像元件,其对观察对象进行摄像,输出彩色的图像信号,其中,该观察对象是通过内窥镜用光源装置所发出的照明光进行照明的;观察图像生成部,其对图像信号进行图像处理而生成观察图像;及发光比率设定部,其设定红色光源和绿色光源的发光强度的比率。

[0017] 优选为,发光比率设定部设定发光强度的比率,使得观察对象的如下两种颜色之间的色差为一定值以下,其中,观察对象的一种颜色是以在包括绿色光的绿色光频带和包括第1红色光及第2红色光的红色光频带中具备连续的频谱的宽频带光进行照明而得到的,观察对象的另一种颜色是由来自内窥镜用光源装置的照明光进行照明而得到的。在该情况下,色差表示Lab空间中的距离,发光比率设定部设定使距离为6以下的发光强度的比率。

[0018] 优选为,包括色素散布部,该色素散布部对观察对象散布龙胆紫。

[0019] 发明效果

[0020] 根据本发明,能够将在使用相加型光源的情况下的色素散布区域的颜色合入到使用宽频带光源的情况下的色素散布区域的颜色。

附图说明

[0021] 图1是内窥镜系统的外观图。

[0022] 图2是表示内窥镜系统的功能的框图。

[0023] 图3是表示彩色滤波器的分光特性的图。

- [0024] 图4是表示相加型光源的结构图。
- [0025] 图5是表示紫色光、蓝色光、绿色光、第1红色光的各个发光强度频谱的曲线图。
- [0026] 图6是表示G-LED的结构图。
- [0027] 图7是表示第1分色镜的光学特性的曲线图。
- [0028] 图8是表示第2分色镜的光学特性的曲线图。
- [0029] 图9是表示第3分色镜的光学特性的曲线图。
- [0030] 图10是表示红外截止滤波器的光学特性的曲线图。
- [0031] 图11的(A)是表示照明光的发光强度频谱的图,图11的(B)是表示色素的分光反射频谱的图,图11的(C)是表示宽频带光源的照明光的发光强度频谱的图。
- [0032] 图12的(A)是表示R-LED的发光强度与色差的关系的曲线图,图12的(B)是表示R-LED的发光强度与相对红色图像信号的增益量的关系的图。
- [0033] 图13是表示第1~第3分色镜的排列顺序的变形例的图。
- [0034] 图14是表示第2实施方式的相加型光源的结构图。
- [0035] 图15是表示第2实施方式的第1分色镜的光学特性的曲线图。
- [0036] 图16是表示第2实施方式的第2分色镜的光学特性的曲线图。

具体实施方式

[0037] [第1实施方式]

[0038] 图1中,内窥镜系统10具备:内窥镜12、内窥镜用光源装置(以下,称为光源装置)14、处理器装置16、监视器18、操纵台19。内窥镜12利用通用代码25而与光源装置14实现光学连接,并与处理器装置16电连接。

[0039] 内窥镜12具备:插入到被检体内的插入部12a、设于插入部12a的末端部分的操作部12b、设于插入部12a的前端侧的弯曲部12c、设于弯曲部12c的前端的前端部12d。通过操作操作部12b的角旋钮12e,从而弯曲部12c进行弯曲动作。伴随该弯曲动作,前端部12d朝向所希望的方向。并且,在操作部12b除了角旋钮12e之外,还设有变焦操作部13等。

[0040] 处理器装置16与监视器18及操纵台19电连接。监视器18是输出并显示图像信息等的显示部。操纵台19作用为接收功能设定等的输入操作的用户接口。另外,在处理器装置16也可以连接记录图像信息等的外部的记录部(未图示)。

[0041] 并且,在内窥镜12设有钳子通道20。用于将色素散布到观察对象的散布管22插入到钳子通道20中。散布管22从设于操作部12b的钳子入口20a插入到钳子通道20。至少散布管22的前端22a从形成于内窥镜12的前端部12d的钳子出口20b露出。

[0042] 填充有龙胆紫、靛蓝胭脂红等的色素剂的注射器24连接在散布管22的末端侧。医师等的用户通过操作注射器24而从散布管22的前端22a向观察对象以雾状散布色素。另外,本发明的“色素散布部”对应于包括散布管22和注射器24的结构。

[0043] 在图2中,光源装置14具备:相加型光源30、光源控制部31及发光比率设定部32。相加型光源30通过光源控制部31而被驱动,产生白色的照明光。从相加型光源30射出的光经由插入到插入部12a内的光导33及照明透镜35而照射到被检体内的观察对象。

[0044] 光导33内置于内窥镜12及通用代码25内,将从相加型光源30供给的照明光传播到内窥镜12的前端部12d为止。另外,作为光导33,可使用多模光纤。作为一例,可使用芯直径

为约105 μm 、包层直径为约125 μm 、包括外皮(保护层)在内的直径为 $\phi 0.3\text{mm} \sim 0.5\text{mm}$ 的微细直径的光缆。

[0045] 在内窥镜12的前端部12d设有照明光学系统34a和摄像光学系统34b。照明光学系统34a具有照明透镜35。从光导33射出的照明光经由照明透镜35而照射到观察对象。摄像光学系统34b具有物镜36、变焦透镜37及摄像元件38。来自照明光的观察对象的返回光经由物镜36及变焦透镜37而入射到摄像元件38。在摄像元件38上,形成观察对象的光像。

[0046] 变焦透镜37根据变焦操作部13的操作,在长焦端与广角端之间移动。在不进行放大观察的情况下(非放大观察时),变焦透镜37配置于广角端。在进行放大观察的情况下,变焦透镜37根据变焦操作部13的操作而从广角端向长焦端移动。

[0047] 摄像元件38为同步式基色型彩色传感器,对观察对象的光像进行拍摄而输出彩色的图像信号。作为摄像元件38,可使用CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 型摄像传感器。

[0048] 摄像元件38具备具有图3所示的第1分光透过特性38a的红色(R)彩色滤波器和具有第2分光透过特性38b的绿色(G)彩色滤波器及具有第3分光透过特性38c的蓝色(B)彩色滤波器。在摄像元件38的各个像素中设有任意一个彩色滤波器。即,摄像元件38具备设有R彩色滤波器的R像素(红色像素)和设有G彩色滤波器的G像素(绿色像素)及设有B彩色滤波器的B像素(蓝色像素),并输出RGB形式的图像信号。该图像信号是对每一个像素分配RGB的任意一个颜色信号而成的,由红色图像信号、绿色图像信号及蓝色图像信号构成。另外,B像素不仅对蓝色光具有灵敏度,而且对紫色(V)光也具有灵敏度。

[0049] 摄像元件38具备相关双采样电路、A/D (Analog to Digital) 变换器,输出各个图像信号作为数字信号。

[0050] 处理器装置16包括:摄像控制部40、接收部41、DSP (Digital Signal Processor: 数字信号处理器) 42、噪声降低部43、观察图像生成部44、影像信号生成部45。摄像控制部40对摄像元件38进行的观察对象的摄像时机和来自摄像元件38的图像信号的输出时机进行控制。

[0051] 接收部41接收从内窥镜12的摄像元件38输出的数字的RGB图像信号。DSP42对所接收的RGB图像信号进行缺陷校正处理、偏移处理、增益校正处理、线性矩阵处理、伽玛变换处理及去马赛克处理等的各种信号处理。

[0052] 在缺陷校正处理中,对摄像元件38的缺陷像素的信号进行校正。在偏移处理中,从实施了缺陷校正处理的RGB图像信号去除暗电流成分,设定正确的零电平。在增益校正处理中,对进行偏移处理之后的RGB图像信号乘以特定的增益值而调整信号电平。对进行增益校正处理之后的RGB图像信号实施用于提高色彩再现性的线性矩阵处理。之后,通过伽玛变换处理而调整亮度、彩度。对进行了线性矩阵处理之后的RGB图像信号实施去马赛克处理(也称为各向同性化处理、同步化处理),对各个像素生成RGB各个颜色的信号。

[0053] 噪声降低部43对通过DSP42实施了去马赛克处理等的RGB图像信号进行噪声降低处理(通过移动平均法、中位数滤波法等进行的处理)而降低噪声。降低了噪声的RGB图像信号被输入到观察图像生成部44。

[0054] 观察图像生成部44对从噪声降低部43输入的RGB图像信号进行颜色变换处理、色彩强调处理、结构强调处理等的图像处理,从而生成观察图像。在颜色变换处理中,对RGB图

像信号实施 3×3 的矩阵处理、灰度变换处理及3维LUT(查找表)处理等,从而进行颜色变换处理。对已完成颜色变换处理的RGB图像信号而进行色彩强调处理。结构强调处理是强调表层血管、凹陷图案等的观察对象的结构的处理,对进行色彩强调处理之后的RGB图像信号进行该结构强调处理。

[0055] 由观察图像生成部44生成的观察图像被输入到影像信号生成部45。影像信号生成部45将观察图像变换成用于显示到监视器18的影像信号。监视器18根据从影像信号生成部45输入的影像信号而进行图像显示。

[0056] 在图4中,相加型光源30具备:R-LED50a、G-LED50b、B-LED50c、V-LED50d、LED驱动部51、第1~第4准直透镜52a~52d、第1~第3分色镜(DM)55a~55c、红外线截止滤波器56、聚光透镜59。

[0057] 相加型光源30是将从R-LED50a、G-LED50b、B-LED50c、及V-LED50d的各个光源发出的光相加而生成照明光的相加型光源。在本实施方式中,根据第1~第3DM55a~55c而将来自光源的光相加。

[0058] 如图5所示,R-LED50a是发出峰值波长为约630nm,波长频带为约600nm~650nm的红色光(以下,称为第1红色光LR1)的红色光源。G-LED50b是发出峰值波长为约530nm,波长频带为约480nm~700nm的绿色光LG的绿色光源。B-LED50c是发出峰值波长为约460nm,波长频带为约420nm~480nm的蓝色光LB的蓝色光源。V-LED50d是发出峰值波长为约405nm,波长频带为约380nm~420nm的紫色光LV的紫色光源。

[0059] 如图6所示,R-LED50a、G-LED50b、B-LED50c及V-LED50d中,G-LED50b由作为激发光源的激发用LED61和绿色荧光体62的组合而构成。激发用LED61生成峰值波长为约440nm的激发光LE而入射到绿色荧光体62。绿色荧光体62接收激发光LE的入射而发光,并产生绿色光LG。这样,G-LED50b具备绿色荧光体62,因此绿色光LG的波长频带从绿色区域延伸到比第1红色光LR1的峰值波长更长波长侧。优选为,绿色光LG至少具备500nm~690nm的波长成分。

[0060] LED驱动部51分别驱动R-LED50a、G-LED50b、B-LED50c及V-LED50d。

[0061] 第1~第4准直透镜52a~52d以分别与R-LED50a、G-LED50b、B-LED50c、V-LED50d对应的方式配置,使第1红色光LR1、绿色光LG、蓝色光LB、紫色光LV分别平行。下面,将通过第1~第4准直透镜52a~52d而被平行化的第1红色光LR1、绿色光LG、蓝色光LB、紫色光LV的各个光路分别称为第1~第4光路57a~57d。

[0062] 第1光路57a与第2光路57b正交,在该交点配置有第1DM55a。具体地,第1DM55a被配置成一个面以 45° 的角度与第1光路57a相交,另一个面以 45° 的角度与第2光路57b相交。如图7所示,第1DM55a在约590nm处具有第1阈值T1A,在约650nm处具有第2阈值T1B。第1DM55a使波长比第1阈值T1A短的光透过,并反射波长比第1阈值T1A长且比第2阈值T1B短的光。并且,第1DM55a使波长比第2阈值T1B长的光透过。第1DM55a具有对第1阈值T1A与第2阈值T1B之间的波长频带的光进行反射的频带限制特性。

[0063] 从R-LED50a射出的第1红色光LR1的波长成分的大部分存在于第1DM55a的第1阈值T1A与第2阈值T1B之间的波长频带,因此通过第1DM55a而被反射。另外,从G-LED50b射出的绿色光LG的波长频带宽,从绿色光频带向相对于第1红色光LR1的峰值波长(约630nm)的长波长侧扩展,因此比第1阈值T1A短的波长成分透过第1DM55a,比第2阈值T1B长的波长成分透过第1DM55a。下面,将绿色光LG中的比第2阈值T1B长的波长成分称为第2红色光LR2。

[0064] 这样,第1DM55a将绿色光LG的相对于第1阈值T1A为短波长的波长成分的光路和第1红色光LR1的相对于第1阈值T1A为长波长的波长成分的光路及绿色光LG的相对于第2阈值T1B为长波长的波长成分(第2红色光LR2)的光路进行合并。

[0065] 在本实施方式中,第1DM55a作用为本发明的“第1光路合并部”及“第2光路合并部”。第1光路合并部将绿色光LG的相对于第1阈值T1A为短波长的波长成分的光路和第1红色光LR1的相对于第1阈值T1A为长波长的波长成分的光路进行合并。将该合并的光路称为第1合并光路58a。第2光路合并部从绿色光LG提取具备相对于第2阈值T1B为长波长的波长成分的第2红色光LR2,并将其引导至该第1合并光路58a。

[0066] 第1阈值T1A及第2阈值T1B是第1DM55a的光透过率及光反射率几乎构成50%的波长。第1阈值T1A存在于第1红色光LR1的峰值波长与绿色光LG的峰值波长之间。第2阈值T1B是相对于第1红色光LR1的峰值波长的长波长,且优选存在于640nm~670nm的范围内。

[0067] 第3光路57c与第4光路57d正交,在其交点配置有第2DM55b。具体地,第2DM55b被配置成一个面以45°的角度与第3光路57c相交,另一个面以45°的角度与第4光路57d相交。如图8所示,第2DM55b在约425nm处具有阈值T2,对比阈值T2短的波长的光进行反射,并使比阈值T2长的波长的光透过。在此,阈值T2是第2DM55b的光透过率及光反射率几乎为50%的波长。

[0068] 通过具备该光学特性,第2DM55b反射大部分的紫色光LV,并使大部分的蓝色光LB透过。由此,通过第2DM55b,将第3光路57c与第4光路57d合并。下面,将合并第3光路57c与第4光路57d而成的光路称为第2合并光路58b。

[0069] 第1合并光路58a与第2合并光路58b正交,在其交点配置有第3DM55c。具体地,第3DM55c被配置成一个面以45°的角度与第1合并光路58a相交,另一个面以45°的角度与第2合并光路58b相交。如图9所示,第3DM55c在约480nm处具有阈值T3,并对比阈值T3短的波长的光进行反射,使比阈值T3长的波长的光透过。在此,阈值T3是第3DM55c的光透过率及光反射率几乎为50%的波长。

[0070] 通过具备该光学特性,第3DM55c使大部分的从第1合并光路58a入射的绿色光LG、第1红色光LR1及第2红色光LR2透过,并反射大部分的从第2合并光路58b入射的紫色光LV及蓝色光LB。由此,通过第3DM55c,将第1合并光路58a与第2合并光路58b合并。下面,将第1合并光路58a与第2合并光路58b合并而成的光路称为第3合并光路58c。

[0071] 在本实施方式中,第3DM55c对应于本发明的“第3光路合并部”,阈值T3对应于“第3阈值”。并且,第2DM55b对应于本发明的“第4光路合并部”,阈值T2对应于“第4阈值”。

[0072] 红外线截止滤波器56配置在第3合并光路58c上。如图10所示,红外线截止滤波器56具备约670nm的阈值T4,使比阈值T4短的波长的光透过,并反射比阈值T4长的波长的光,从而拦截比阈值T4长的波长的光(红外线)。在此,阈值T4是红外线截止滤波器56的光透过率及光反射率几乎为50%的波长。

[0073] 聚光透镜59配置于光导33的入射端附近,对透过了红外线截止滤波器56的光进行会聚而作为照明光入射到光导33的入射端。该照明光从内窥镜12的前端部12d射出而对观察对象进行照明。

[0074] 通过光源控制部31而对LED驱动部51进行控制。在发光比率设定部32中存储有各个LED50a~50d的发光强度比的设定值。光源控制部31根据存储于发光比率设定部32的发

光强度比的设定值而驱动LED驱动部51,从而调整各个LED50a~50d的发光强度。

[0075] 第2红色光LR2是从G-LED50b射出的绿色光LG的一部分成分,因此第2红色光LR2的光量取决于G-LED50b的发光强度。G-LED50b的发光强度被设定为使第2红色光LR2的光量大于第1红色光LR1中的相对于第2阈值T1B(约650nm)为长波长的波长成分的光量。

[0076] 存储于发光比率设定部32的设定值根据散布了龙胆紫的观察对象的观察图像上的颜色而被设定。具体地,在观察对象上散布了龙胆紫的情况下,发光比率设定部32中存储有如下的设定值:使通过由相加型光源30生成的照明光进行照明的色素散布区域的颜色与通过由以往的宽频带光源生成的照明光(宽频带光)进行照明的色素散布区域的颜色之间的色差为一定值以下。该色差由Lab空间中的距离 ΔE 来表示,例如,设定成 $\Delta E \leq 6$ 的设定值。由以往的宽频带光源生成的宽频带光至少在包括绿色光LG的绿色光频带和包括第1红色光LR1及第2红色光LR2的红色光频带中具备连续的发光强度频谱。

[0077] 由相加型光源30生成的照明光具有图11的(A)所示的发光强度频谱。图11的(B)表示龙胆紫的分光反射频谱RS1和靛蓝胭脂红的分光反射频谱RS2。龙胆紫在约470nm以下的波长频带和约640nm以上的波长频带中具备一定以上的反射率。靛蓝胭脂红在约520nm以下的波长频带和约670nm以上的波长频带中具备一定以上的反射率。

[0078] 图11的(C)表示作为由以往的宽频带光源生成的宽频带光,例如,由氙气光源生成的照明光的发光强度频谱。该照明光具备约400nm至约670nm为止的连续的发光强度频谱。

[0079] 在以往的相加型光源中,波长频谱的上限波长为约650nm,因此从观察对象中的龙胆紫的散布区域返回的返回光中几乎不包含相对于约650nm为长波长侧的红色成分,该散布区域作为接近蓝色的颜色而显示在观察图像中。相对于此,在本实施方式的相加型光源30的情况下,作为第2红色光LR2而提取从G-LED50c射出的绿色光LG中的相对于第2阈值T1B为长波长的波长成分而相加到照明光中,因此在从观察对象中的龙胆紫的散布区域返回的返回光中包含大量的相对于约650nm为长波长侧的红色成分。从而,该散布区域与以往的使用了宽频带光源的照明光(参照图11的(C))的情况相同地,作为蓝紫色而显示在观察图像中。

[0080] 另一方面,靛蓝胭脂红在约670nm以上的波长频带中具备一定以上的反射率,由此如果在照明光中包括大量的约670nm以上的波长成分,则观察对象中的靛蓝胭脂红的颜色呈现出红色而显示在观察图像中。在本实施方式中,通过红外线截止滤波器56而从照明光拦截约670nm以上的波长成分,因此靛蓝胭脂红与以往的使用宽频带光源的照明光(参照图11的(C))的情况相同地,作为蓝色而显示在观察图像中。

[0081] 接着,对本实施方式的内窥镜系统10的作用进行说明。首先,在由医师等的用户将内窥镜12的插入部12a插入大肠等的被检体内状态下,进行被检体内的远距离观察而进行拍摄。此时,进行光源装置14的发光动作、由内窥镜12内的摄像元件38进行的摄像动作、由处理器装置16进行的观察图像的生成动作、及向监视器18显示观察图像的图像显示动作。

[0082] 在光源装置14中,光源控制部31根据存储于发光比率设定部32的设定值而驱动LED驱动部51,从而控制相加型光源30的各个LED50a~50d的发光强度。从各个LED50a~50d射出的光(紫色光LV、蓝色光LB、绿色光LG、第1红色光LR1)通过第1~第3DM55a~55c而被合波。另外,第1DM55a具备图7所示的光学特性,从而从绿色光LG提取具备相对于第2阈值T1B为长波长的波长成分的第2红色光LR2而引导至绿色光LG的相对于第1阈值T1A为短波长的

波长成分的光路。

[0083] 根据第1~第3DM55a~55c而被合波的光透过红外线截止滤波器56,从而构成具备图11的(A)所示的发光强度频谱的照明光。该照明光通过聚光透镜59而被会聚,从而入射到内窥镜12内的光导33,并从内窥镜12的前端部12d射出而照明观察对象。

[0084] 通过内窥镜12内的摄像元件38而对由该照明光而照明的观察对象进行摄像。摄像元件38生成数字的RGB图像信号而输入到处理器装置16。在处理器装置16中,通过DSP42而对RGB图像信号进行各种信号处理,并通过噪声降低部43而进行噪声降低处理,由此输入到观察图像生成部44。观察图像生成部44对所输入的RGB图像信号进行各种图像处理而生成观察图像。观察图像经由影像信号生成部45而显示于监视器18。该观察图像以呈红色的方式显示。这是因为,观察对象中的血红蛋白吸收短波光。

[0085] 用户在拍摄时检测到褐色区域或发红等具有病变的可能性的部位(病变可能性部位)时,操作变焦操作部13,放大显示包括其病变可能性部位的观察对象而进行放大观察。并且,用户为了将病变可能性部位清晰化,对观察对象进行色素散布。具体地,用户在放大的观察图像中,在确认散布管22的前端22a的基础上,操作填充有龙胆紫、靛蓝胭脂红等色素剂的注射器24,从而将色素散布到观察对象。

[0086] 该放大观察中的发光动作、摄像动作、观察图像的生成动作及图像显示动作与远距离观察时的动作相同。在监视器18显示包括由散布的色素染色的病变部的观察图像。如上所述,在本实施方式中,照明光具备约650nm~670nm的波长成分,因此观察对象中的龙胆紫和靛蓝胭脂红分别以与以往的使用了宽频带光源的照明光的情况相同的颜色显示于观察图像。

[0087] 这样,通过本实施方式的内窥镜系统10而观察的色素散布区域的颜色与以往的通过具有宽频带光源的内窥镜系统而观察的色素散布区域的颜色之间差异(色差)小,即便是习惯了由以往的具有宽频带光源的内窥镜系统进行观察的用户,也不会感觉到色彩的变化。

[0088] 并且,第2红色光LR2的光量为从G-LED50c射出的绿色光LG的总光量中的几个百分比左右,比第1红色光LR1的光量少,因此优选为,通过降低R-LED50a的发光强度,降低第1红色光LR1的光量,至少在相对于第2阈值T1B(约650nm)为长波长的波长成分中,使第2红色光LR2的光量大于第1红色光LR1的光量。并且,结果优选为,第1红色光LR1的光量与第2红色光LR2的光量的差异较小。在该情况下,第1红色光LR1的光量下降,从而导致将第1红色光LR1与第2红色光LR2混合的总红色光量下降,因此优选为通过DSP42而对红色图像信号进行增益校正。DSP42对应本发明的“增益校正部”。

[0089] 如图12的(A)所示,该色差导致R-LED50a的发光强度下降,并且也导致第1红色光LR1的光量下降。但是,如果第1红色光LR1的光量过度下降,则导致红色图像信号的S/N下降,因此优选以使色差成为规定值 α (例如, $\Delta E=6$)的方式设定R-LED50a的发光强度。将该发光强度的设定值称为 β 。该设定值 β 与G-LED50b、B-LED50c及V-LED50d的发光强度的设定值一起存储于发光比率设定部32。

[0090] 如图12的(B)所示,根据设定值 β 而设定对红色图像信号的增益量。将与该设定值 β 对应的增益量作为 γ 。R-LED50a的发光强度越低,该增益量 γ 越大。DSP42使用存储于发光比率设定部32的与设定值 β 对应的增益量 γ 而进行红色图像信号的增益校正。

[0091] 另外,也可以由增加G-LED50b的发光强度的方法来代替降低R-LED50a的发光强度的情况,从而减小第1红色光LR1的光量与第2红色光LR2的光量的差异。即,发光比率设定部32设定R-LED50a与G-LED50b的发光强度的比率,从而设定第1红色光LR1与第2红色光LR2的光量比。

[0092] 另外,在上述的第1实施方式中,作为第1~第3DM55a~55c的光学特性而使用了图7~图9所示的光学特性,但不限于此,也可以使各光学特性的透过与反射的关系相反。例如,在上述的第1实施方式中,第1DM55a具有对第1阈值T1A与第2阈值T1B之间的波长频带的光进行反射的频带限制特性,但也可以具备使第1阈值T1A与第2阈值T1B之间的波长频带的光透过的频带限制特性。

[0093] 并且,在上述的第1实施方式中,如图4所示地配置了第1~第3DM55a~55c,但也可以按照图13所示的顺序而进行配置。在该情况下,第1DM55a将通过第3DM55c而合波的紫色光LV、蓝色光LB及绿色光LG与从第1DM55a射出的第1红色光LR1合波,并且从绿色光LG提取具备相对于第2阈值T1B为长波长的波长成分的第2红色光LR2而进行合波。

[0094] [第2实施方式]

[0095] 并且,在上述第1实施方式中,使第1DM55a具备对第1阈值T1A与第2阈值T1B之间的波长频带进行反射的频带限制特性,从而提取第2红色光LR2,但也可以代替第1DM55a而设置具有第1阈值T1A的分色镜和具有第2阈值T1B的分色镜,从而提取第2红色光LR2。

[0096] 在图14中,在第2实施方式的相加型光源70中,代替第1实施方式的相加型光源30即第1~第3DM55a~55c而设置了第1~第4DM71a~71d,并且设置了第1镜72a及第2镜72b和遮蔽板73。对于与第1实施方式相同的结构,赋予相同的符号。

[0097] 第1DM71a被配置成一个面以45°的角度与第1光路57a相交,另一个面以45°的角度与第2光路57b相交。如图15所示,第1DM55a在约590nm处具有第1阈值T1A,使比第1阈值T1A短的波长的光,并反射比第1阈值T1A长的波长的光。因此,通过第1DM71a而将绿色光LG的相对于第1阈值T1A为短波长的波长成分的光路与第1红色光LR1的相对于第1阈值T1A为长波长的波长成分的光路合并。将该合并的光路称为第1合并光路74a。

[0098] 另外,绿色光LG的相对于第1阈值T1A为长波长的波长成分(包括第2红色光LR2)被第1DM71a反射,并传播与第1合并光路74a正交的分歧光路74b。在该分歧光路74b上配置有第1镜72a及第2镜72b。分歧光路74b通过第1镜72a及第2镜72b而被折弯,从而被引导至第2DM71b。

[0099] 第1合并光路74a与分歧光路74b正交,在其交点上配置有第2DM71b。具体地,第2DM71b被配置成一个面以45°的角度与第1合并光路74a相交,另一个面以45°的角度与分歧光路74b相交。如图16所示,第2DM71b在约650nm处具有第2阈值T1B,使比第2阈值T1B短的波长的光透过,并反射比第2阈值T1B长的波长的光。因此,通过第2DM71b而提取第2红色光LR2而引导至第1合并光路74a。

[0100] 这样,在本实施方式中,第1DM71a对应于“第1光路合并部”,第2DM71b对应于“第2光路合并部”。

[0101] 第3DM71c为与第1实施方式的第2DM55b相同的结构,将第3光路57c与第4光路57d合并。将该合并的光路称为第2合并光路64c。第1合并光路74a与第2合并光路74c正交,在其交点上配置有第4DM71d。第4DM71d为与第1实施方式的第3DM55c相同的结构,将第1合并光

路74a与第2合并光路74c合并。将该合并的光路称为第3合并光路74d。

[0102] 在本实施方式中,第4DM71d对应于本发明的“第3光路合并部”,第3DM71c对应于本发明的“第4光路合并部”。

[0103] 与第1实施方式相同地,在第3合并光路74d配置有红外线截止滤波器56及聚光透镜59,并且透过红外线截止滤波器56,通过聚光透镜59而被会聚的光作为照明光而入射到光导33。该照明光的发光强度频谱与第1实施方式相同,例如具备如图11的(A)所示的发光强度频谱。

[0104] 并且,遮蔽板73以可插入/脱离的方式形成在分歧光路74b上,在插入在分歧光路74b上的插入位置与从分歧光路74b上脱离的脱离位置之间移动。由光源控制部31控制遮蔽板73的移动。在将遮蔽板73作为插入位置的情况下,第2红色光LR2被遮蔽板73遮蔽,不会引导至第1合并光路74a。这样,在第2实施方式的相加型光源70中,通过控制遮蔽板73的插入/脱离,从而选择在照明光中是否添加第2红色光LR2。

[0105] 另外,也可以构成为如下:代替遮蔽板73而将可电气性地控制光透过率的液晶快门等快门装置固定配置在分歧光路74b上,并控制该快门装置的光透过率。

[0106] 并且,在上述的第1及第2实施方式中,在相加型光源30,70内设置了作为紫色光源的V-LED50d,但该紫色光源不是必须的光源。因此,也可以不设置紫色光源,而是由蓝色光源、绿色光源及红色光源来构成相加型光源。进而,也可以不设置蓝色光源,将从包括在G-LED50c的激发光源射出的蓝色的激发光LE作为照明光的蓝色成分而使用。由此,也可以由绿色光源及红色光源来构成相加型光源。

[0107] 并且,在上述的第1及第2实施方式中,设置有红外线截止滤波器56,但由相加型光源(30,70)生成的照明光与由以往的宽频带光源生成的照明光相比,相对于约670nm的阈值T4为长波长侧的波长成分少,因此红外线截止滤波器56并不是必须的部件,可根据需要来进行设置。

[0108] 并且,在上述的第1及第2实施方式中,作为摄像元件38而使用了基色型彩色传感器,但也可以由补色型彩色传感器来代替该基色型彩色传感器。作为该补色型彩色传感器,优选为具备青色(C)像素、品红色(Mg)像素、黄色(Y)像素及绿色(G)像素的传感器。这样,在摄像元件38为补色型彩色传感器的情况下,在处理器装置16中,将补色图像信号(CMYG图像信号)变换成原色图像信号(RGB图像信号)而进行运算即可。

[0109] 并且,在上述的第1及第2实施方式中,作为摄像元件38而使用了CMOS型摄像传感器,但也可以由CCD(Charge-Coupled Device)型摄像传感器来代替该CMOS型摄像传感器。

[0110] 并且,在上述的第1及第2实施方式中,作为本发明的相加型光源的比较对象的以往的宽频带光源,使用了作为高亮度放电光源的一类的氙气光源,但只要是具备至少包括绿色光LG和第1红色光LR1和第2红色光LR2的波长频带的连续的发光强度频谱的光源,也可以使用除此之外的宽频带光源。例如,也可以使用在特开2014-121630号公报中记载的宽频带光源。该宽频带光源具备发出中心波长为约445nm的蓝色激光的激光光源和接收该蓝色激光而发出白色的荧光的荧光体。

[0111] 在上述的第1及第2实施方式中,对光源装置与处理器装置进行了分体设置,但也可以将光源装置与处理器装置构成为一个装置。

[0112] 本发明在不脱离发明精神的范围内可进行各种变形和变更,而这些情况也应包括

在本发明的保护范围内。

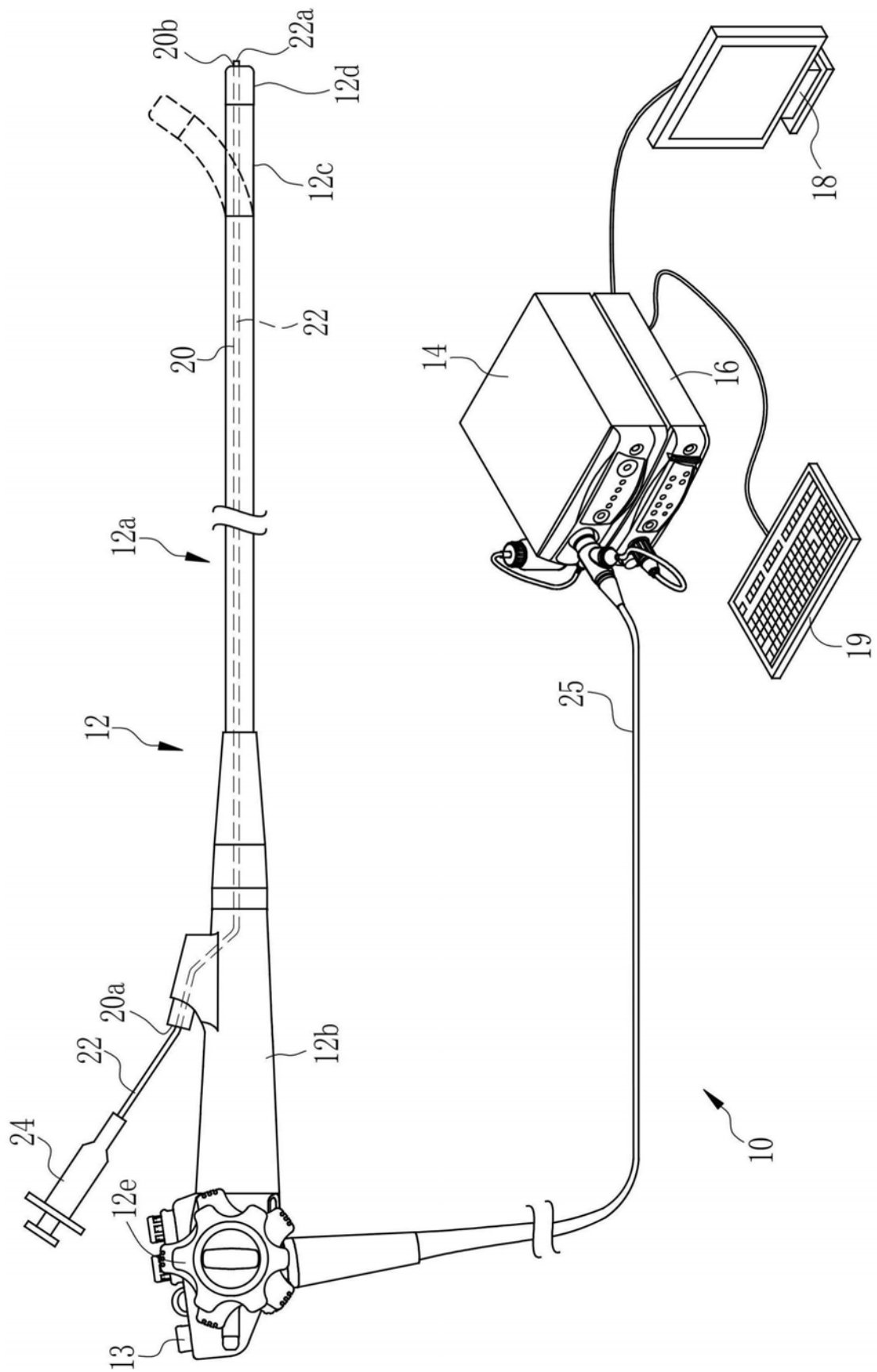


图1

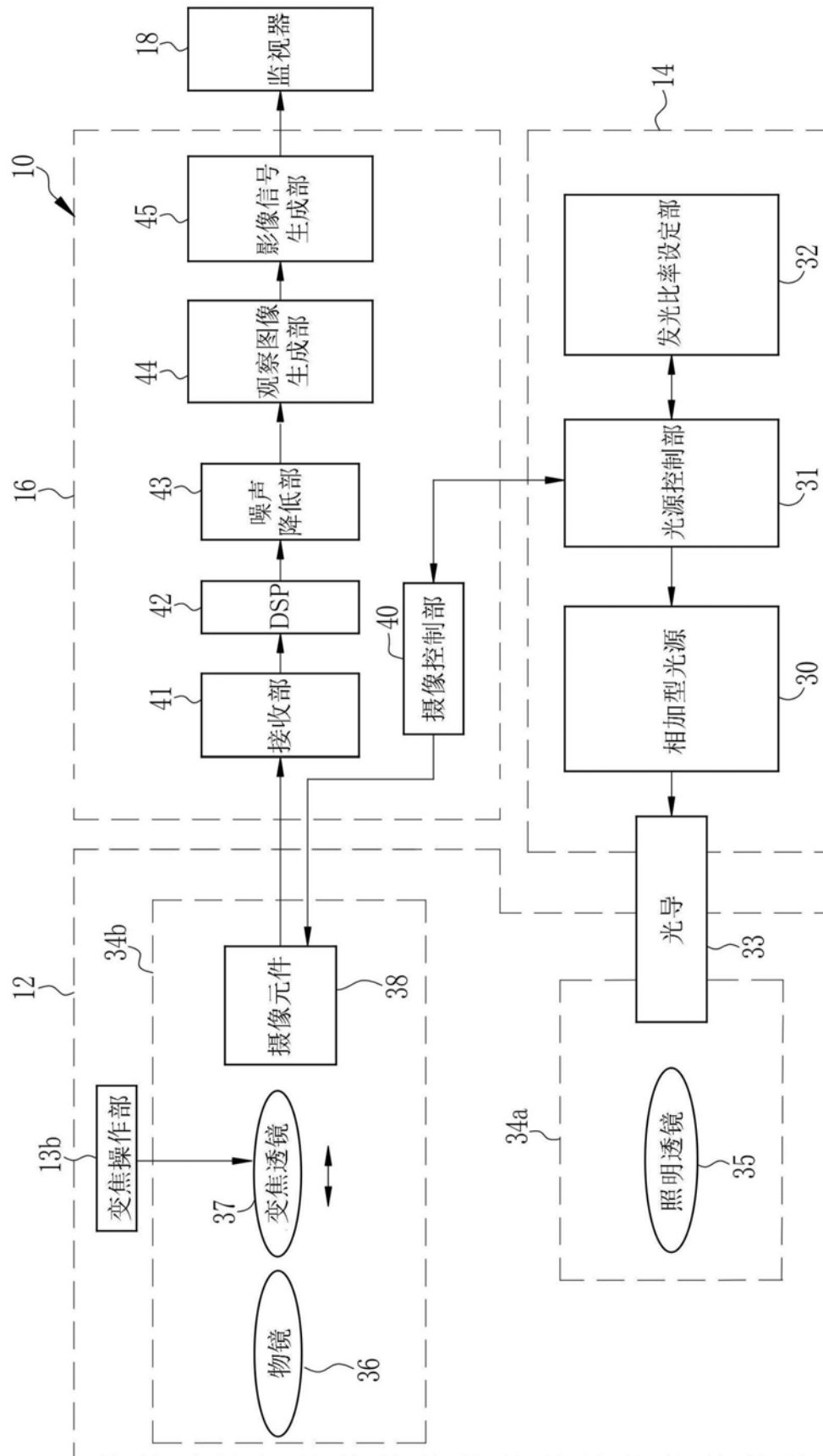


图2

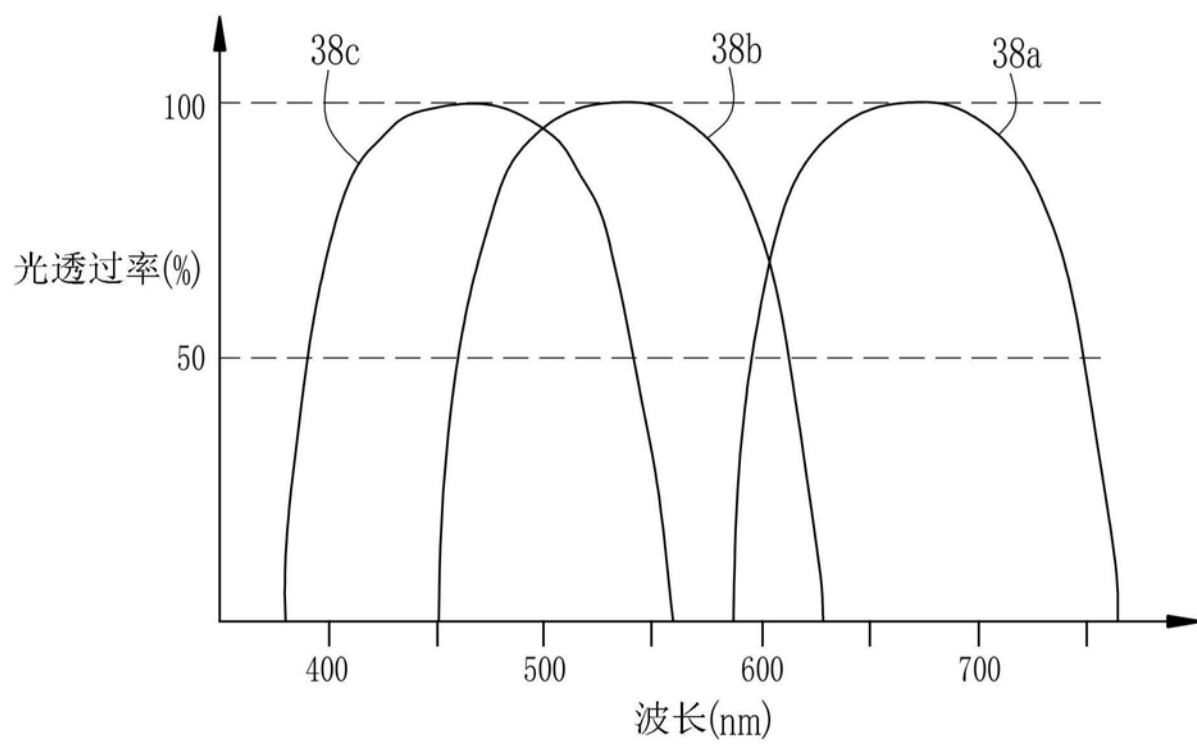


图3

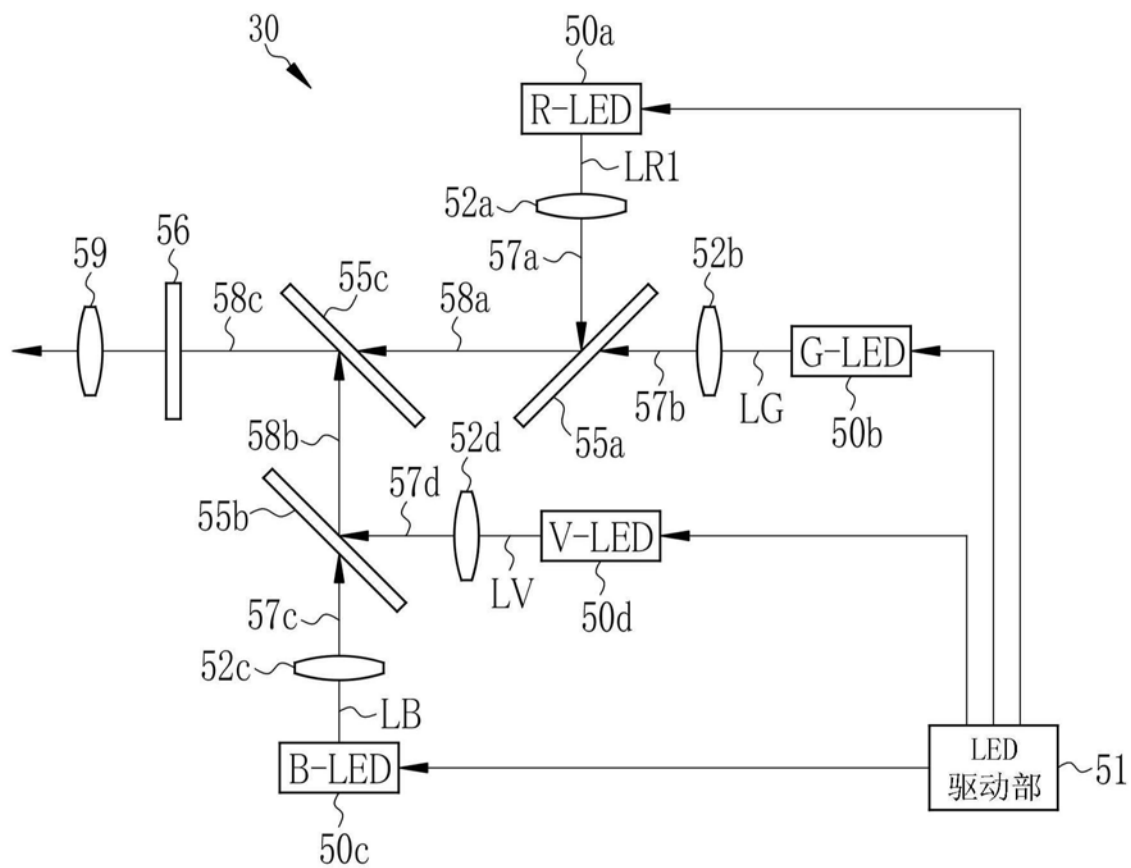


图4

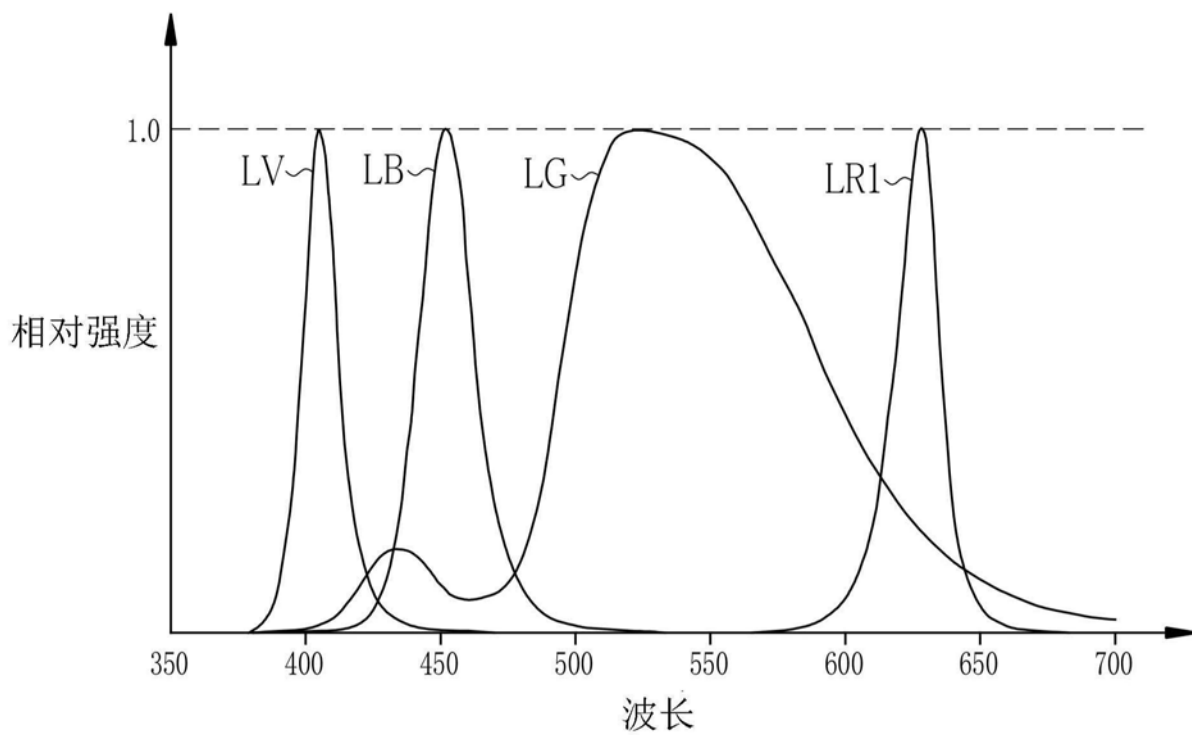


图5

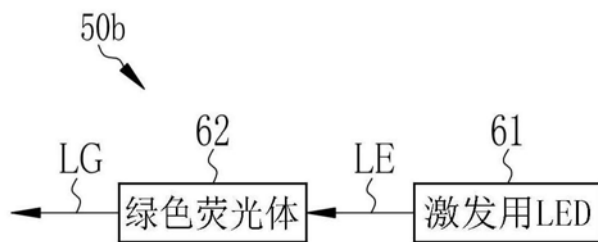


图6

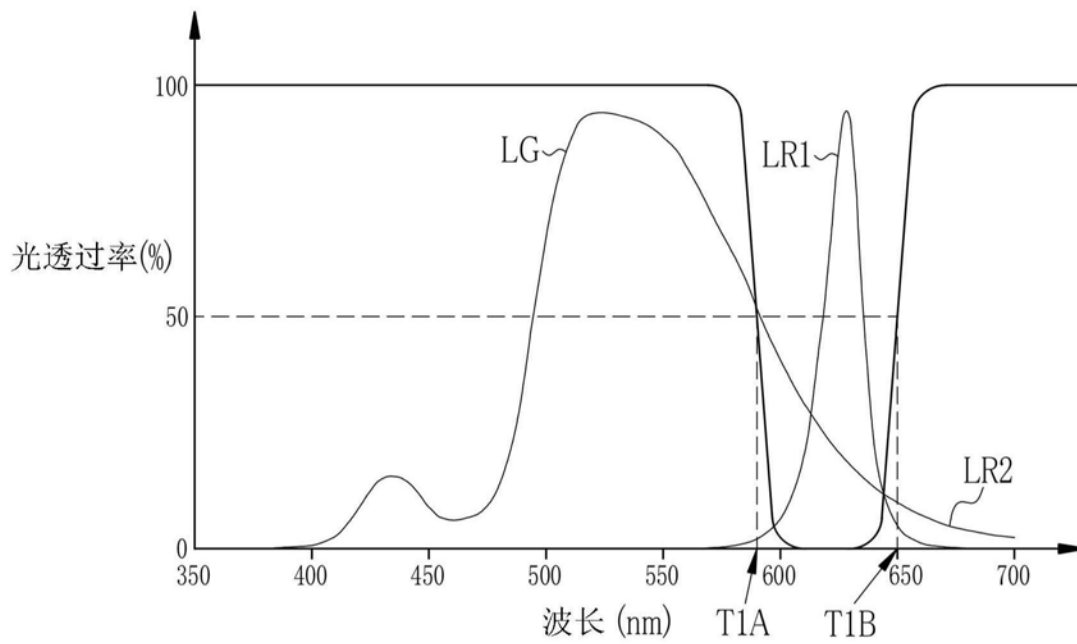


图7

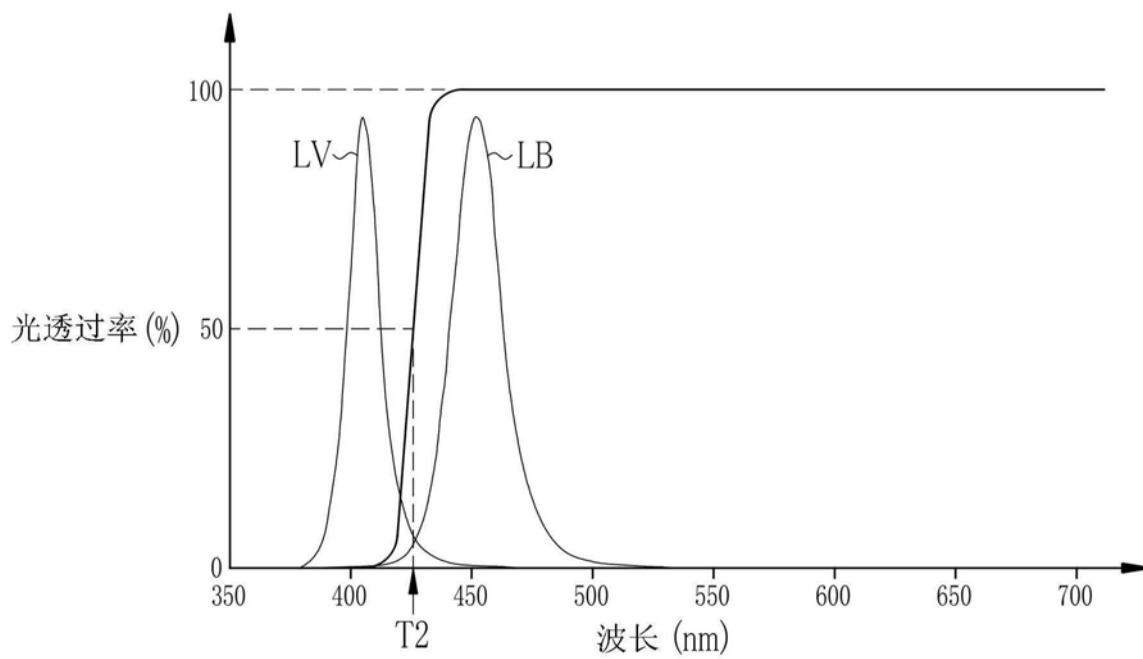


图8

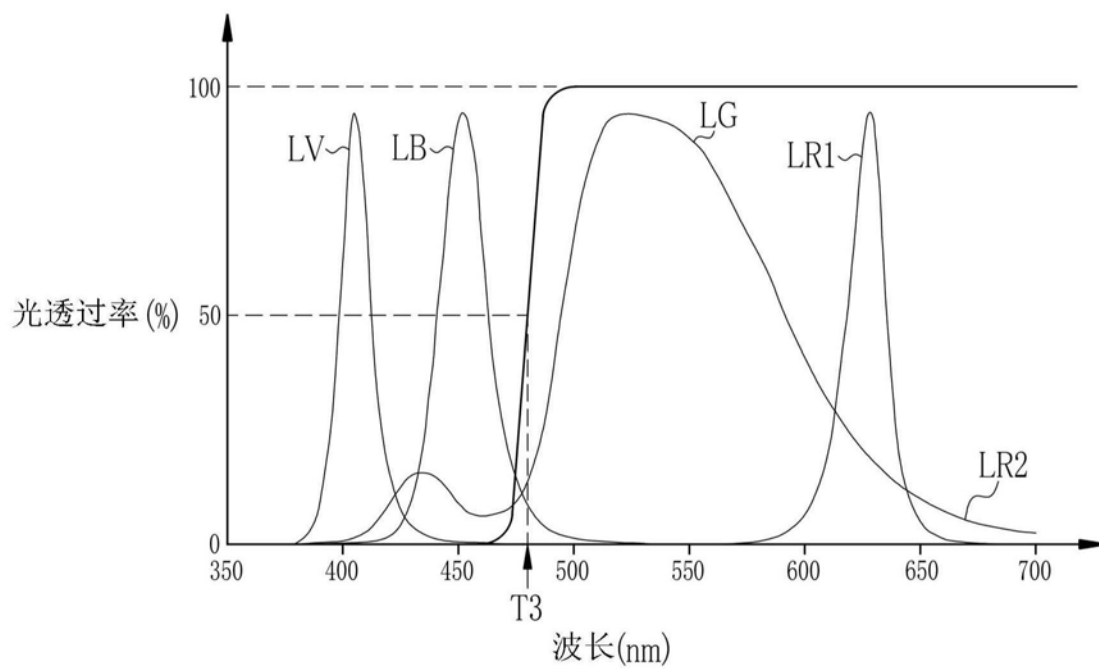


图9

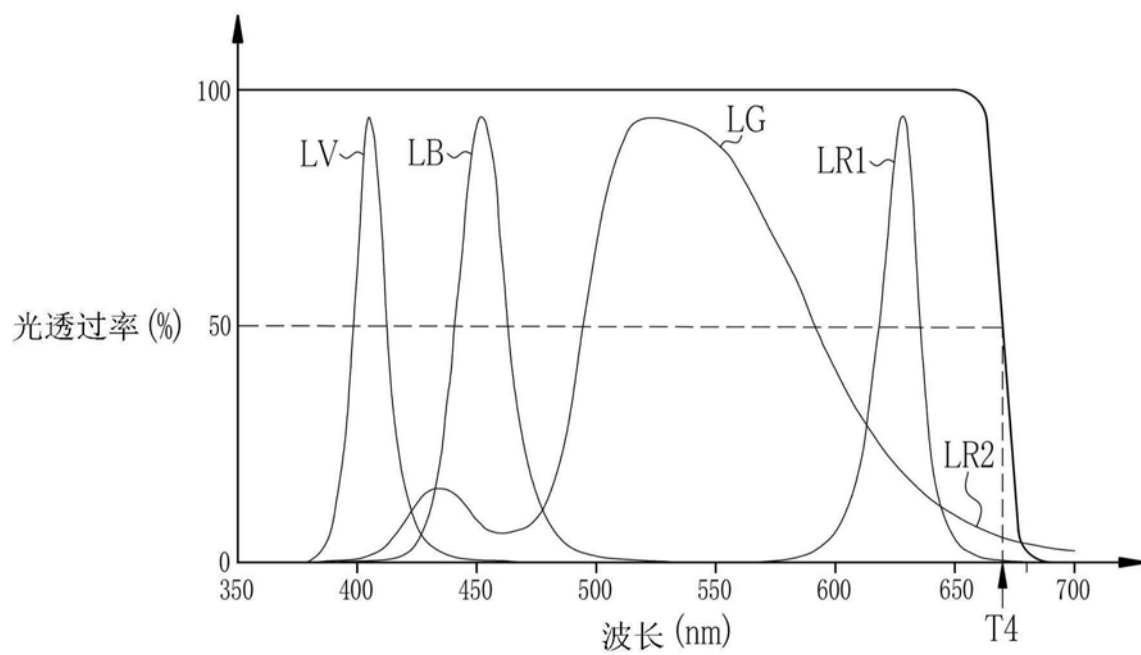


图10

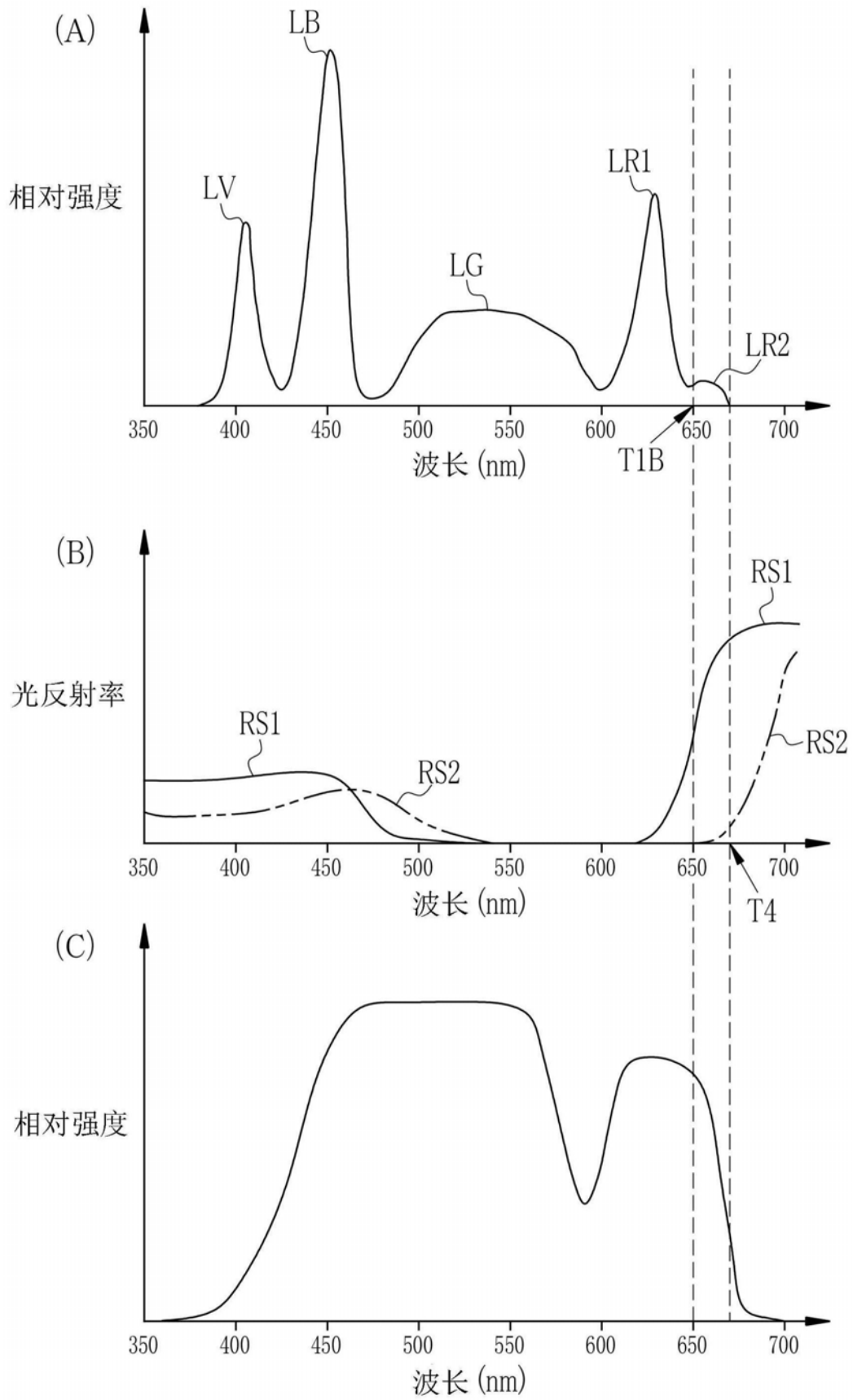


图11

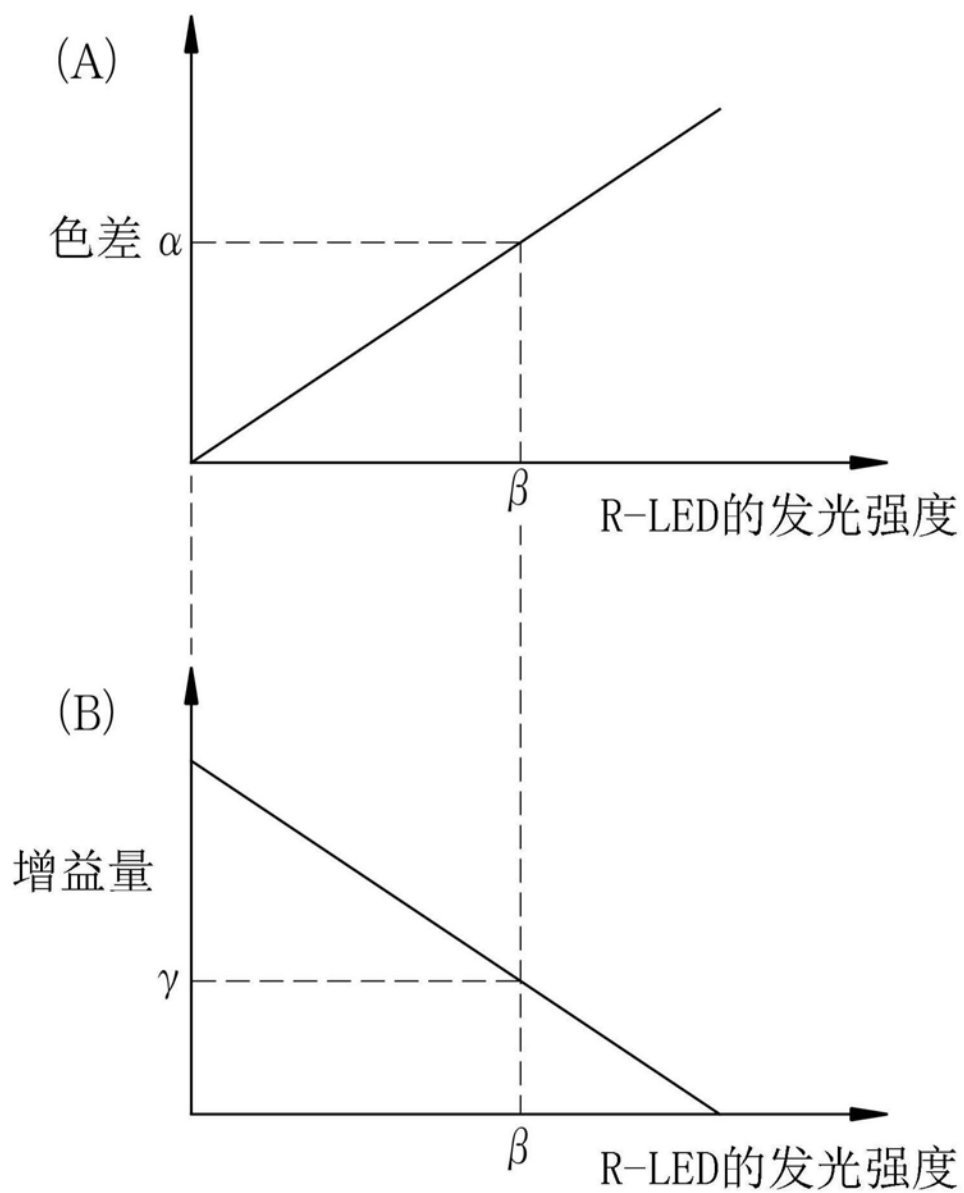


图12

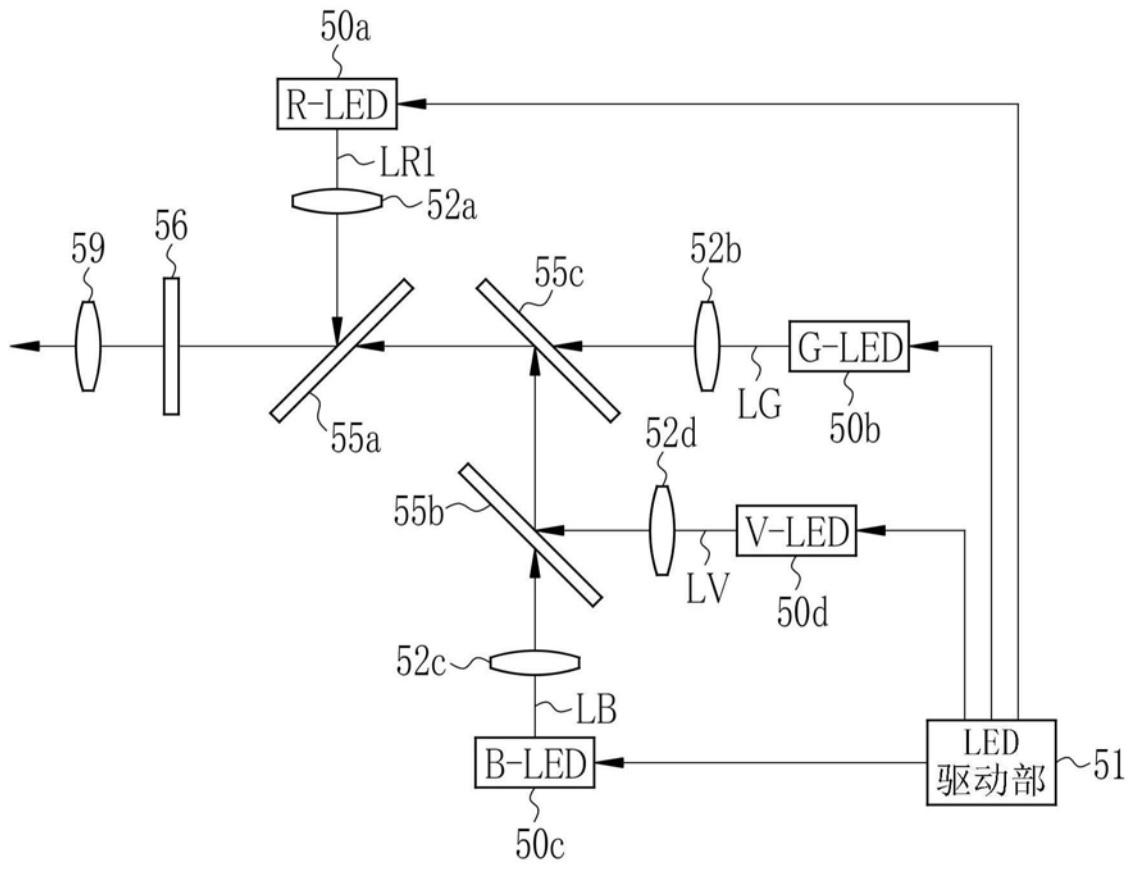


图13

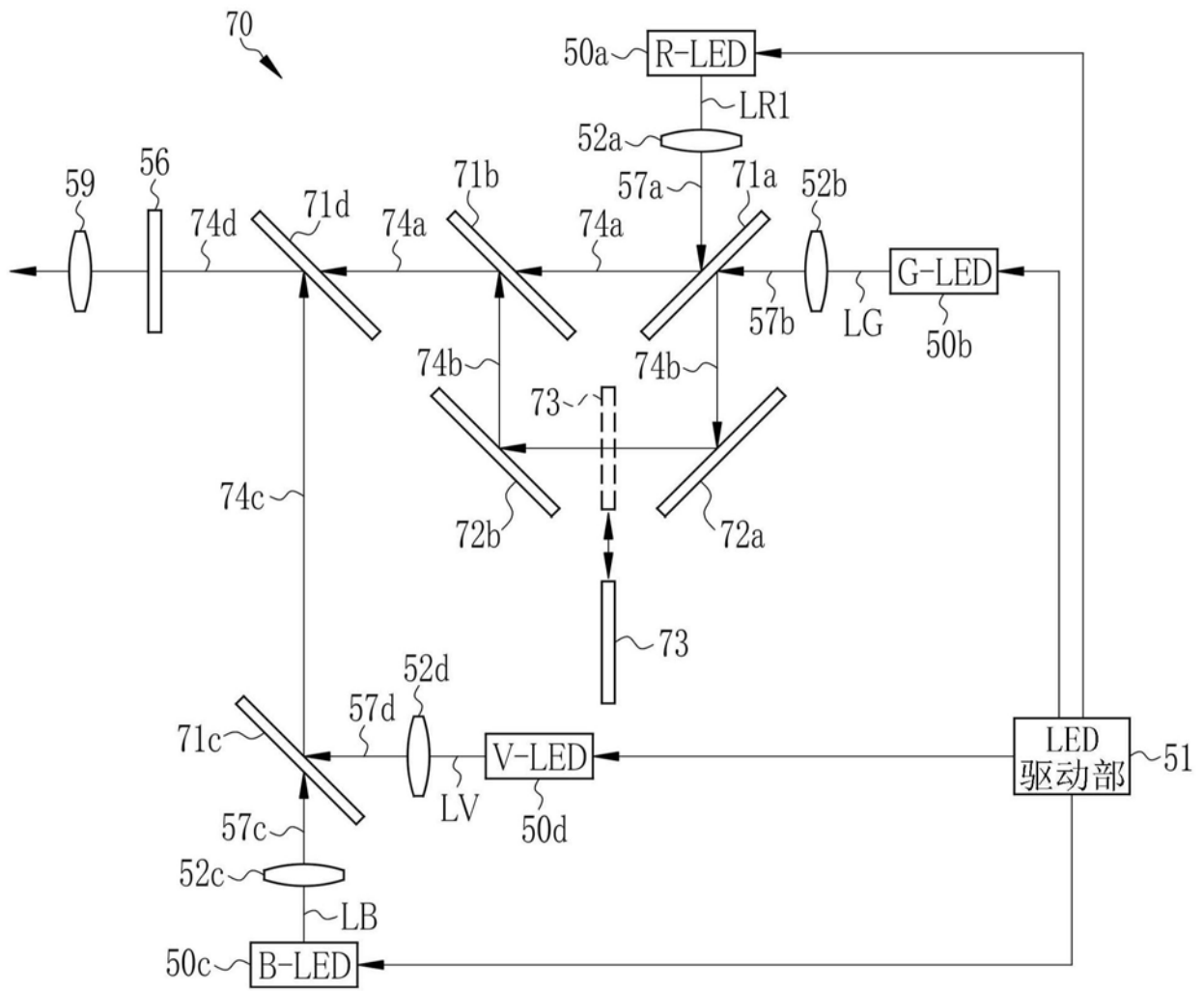


图14

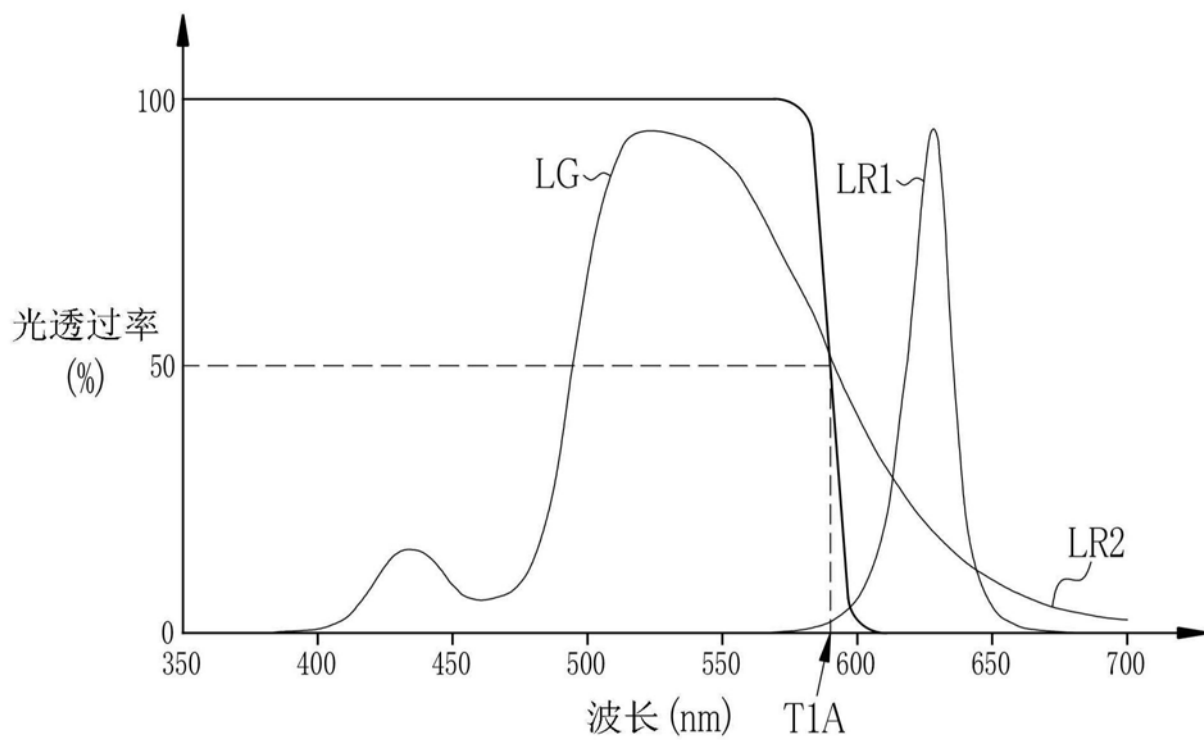


图15

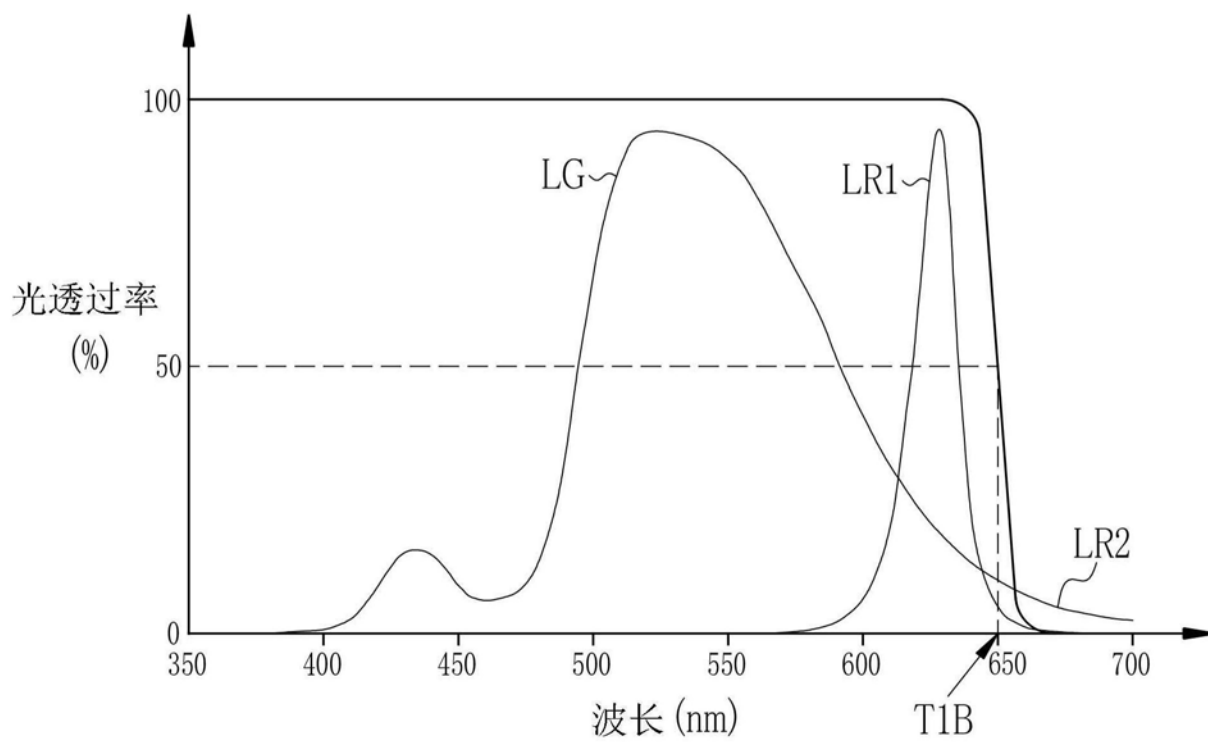


图16

专利名称(译)	内窥镜用光源装置及内窥镜系统		
公开(公告)号	CN106073691B	公开(公告)日	2020-06-19
申请号	CN201610269213.3	申请日	2016-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	森本美范		
发明人	森本美范		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/07 A61B1/04		
代理人(译)	李辉 金玲		
优先权	2015090983 2015-04-28 JP		
其他公开文献	CN106073691A		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本发明提供内窥镜用光源装置及内窥镜系统。相加型光源具备：红色光源，其发出第1红色光(LR1)；绿色光源，其发出波长频带向相对于第1红色光的峰值波长的长波长侧扩展的绿色光(LG)；及第1分色镜(DM)。第1红色光(LR1)入射到第1分色镜(DM)的一个面，绿色光(LG)入射到第1分色镜(DM)的另一个面。第1分色镜(DM)具备反射第1阈值(T1A)与第2阈值(T1B)之间的波长频带的光的频带限制特性。第1阈值(T1A)在第1红色光(LR1)的峰值波长与绿色光(LG)的峰值波长之间。第2阈值(T1B)在相对于第1红色光(LR1)的峰值波长的长波长侧。第1DM提取相对于第2阈值(T1B)为长波长的波长成分的第2红色光(LR2)而引导至第1红色光(LR1)的光路。

