



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106132276 A

(43)申请公布日 2016. 11. 16

(21)申请号 201580017517.4

(22)申请日 2015.03.27

(30)优先权数据

2014-079764 2014.04.08 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.09.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/059654 2015.03.27

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/156153 JA 2015.10.15

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 竹内佑一 渡边俊明

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

H04N 7/18(2006.01)

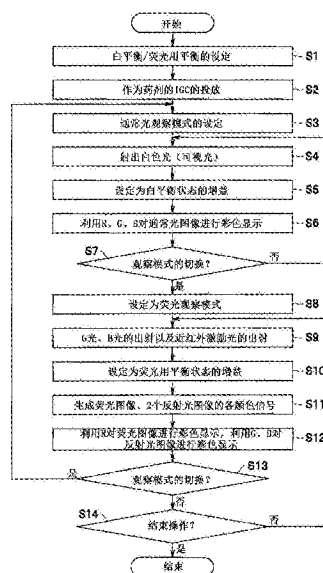
权利要求书3页 说明书19页 附图18页

(54)发明名称

荧光观察内窥镜系统

(57)摘要

荧光观察内窥镜系统具有:光源装置,其能够同时射出作为通过对投放到活体中的药剂进行照射而发出的荧光的第1波段的光以及作为可视光的第2波段的光和第3波段的光;摄像部,其具有同时接收荧光以及第2波段和第3波段的光的反射光的摄像元件;以及信号处理装置,其根据摄像部取得的荧光的摄像信号以及从第2波段和第3波段的光的反射光取得的第2和第3摄像信号生成利用分别不同的颜色进行显示的彩色显示图像。



1. 一种荧光观察内窥镜系统,其特征在于,所述荧光观察内窥镜系统具有:

光源装置,其能够同时射出通过对投放到活体中的药剂进行照射而使其发出荧光的第1波段的光、作为可视光且波段与所述第1波段的光不同的第2波段的光、作为可视光且波段与所述第1波段和第2波段的光不同的第3波段的光;

摄像部,其构成为具有摄像元件,该摄像元件同时接收所述荧光以及所述第2波段和第3波段的光的反射光;以及

信号处理装置,其进行如下的图像处理:根据所述摄像部取得的所述荧光的摄像信号以及由所述第2波段和第3波段的光的反射光取得的第2摄像信号和第3摄像信号,生成利用分别不同的颜色进行显示的彩色显示图像。

2. 根据权利要求1所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,
所述摄像部构成为仅具有单一的摄像元件,来作为所述摄像元件。

3. 根据权利要求1所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,
所述摄像部构成为具有接收所述荧光的第1摄像元件、接收所述第2波段的光的反射光的第2摄像元件和接收所述第3波段的光的反射光的第3摄像元件,来作为所述摄像元件。

4. 根据权利要求3所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,
所述摄像部具有如下的摄像元件作为所述第1摄像元件,该摄像元件被设定为针对所述荧光的波段的光的感光度大于接收所述第2波段和第3波段的光的情况下的感光度。

5. 根据权利要求2所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,
所述摄像部具有如下的摄像元件作为所述单一的摄像元件,该摄像元件被设定为针对所述荧光的波段的光的感光度大于接收所述第2波段和第3波段的光的情况下的感光度。

6. 根据权利要求2所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,
所述摄像部具有如下的摄像元件作为所述单一的摄像元件,该摄像元件被设定为接收比所述第2波段和第3波段更靠长波长侧的所述荧光。

7. 根据权利要求3所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,
所述摄像部具有如下的摄像元件作为所述第2摄像元件和第3摄像元件,该摄像元件被设定为针对所述荧光的感光度低于所述第1摄像元件。

8. 根据权利要求3所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,
所述摄像部具有如下的摄像元件作为所述第1摄像元件,该摄像元件被设定为接收比所述第2波段和第3波段更靠长波长侧的所述荧光。

9. 根据权利要求3所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,
所述光源装置能够代替所述第1波段至所述第3波段的光而射出白色光,所述信号处理装置进行如下的信号处理:根据分别输入到R、G、B通道的信号生成R、G、B的颜色信号,将其输出到彩色显示装置,

所述第1摄像元件的摄像信号被输入到所述R通道,所述第2摄像元件和第3摄像元件的各摄像信号分别被输入到所述G、B通道。

10. 根据权利要求2所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,
根据投放到所述活体中的多种药剂,所述光源装置能够射出由所述第1波段分别不同的激励光以及所述第2波段和第3波段的光构成的照明光,

并且,所述信号处理装置针对对应于与投放到所述活体中的多种药剂对应的所述照明

光而由所述摄像元件取得的所述荧光的摄像信号以及所述第2摄像信号和第3摄像信号进行信号处理,生成利用分别不同的3个颜色进行显示的彩色显示图像。

11.根据权利要求10所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,

所述信号处理装置具有增益调整电路,该增益调整电路将针对所述荧光的摄像信号的信号电平调整为所述第2摄像信号和第3摄像信号的信号电平的数10倍以上的增益。

12.根据权利要求11所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,

所述荧光观察内窥镜系统具有进行切换荧光观察模式和通常光观察模式的模式的操作的模式切换开关,

在该荧光观察模式中,所述光源装置射出所述第1波段至所述第3波段的光,所述信号处理装置进行如下的处理:根据从所述摄像部输出的所述荧光的摄像信号以及所述第2摄像信号和第3摄像信号,生成利用分别不同的3个颜色进行显示的彩色显示图像,

在该通常光观察模式中,所述光源装置代替所述第1波段至所述第3波段的光而射出白色光,所述信号处理装置进行如下的处理:针对从所述摄像部输出的红色、绿色、蓝色这3个波段的摄像信号,生成利用分别不同的3个颜色进行显示的彩色显示图像。

13.根据权利要求3所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,

所述光源装置能够代替所述第1波段至所述第3波段的光而射出白色光,所述信号处理装置进行如下的信号处理:根据分别输入到R、G、B通道的信号生成R、G、B的颜色信号,将其输出到彩色显示装置,

所述第1摄像元件、所述第2摄像元件和第3摄像元件的各摄像信号分别被输入到所述R、G、B通道中的相互不同的通道。

14.根据权利要求1所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,

所述光源装置还具有波段限制装置,该波段限制装置在所述第2波段的光或所述第3波段的光中,使与成为使所述活体中包含的自发荧光物质产生自发荧光的激励光的波段相当的一部分波段的光截止。

15.根据权利要求14所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,

所述波段限制装置由如下的波段限制滤波器构成,该波段限制滤波器使所述第2波段的光或所述第3波段的光中的至少450nm以下的短波段中的一部分波段的光的透射截止。

16.根据权利要求14所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,

所述波段限制装置在所述第2波段的光或所述第3波段的光中,使与成为在投放到所述活体中的所述药剂产生的荧光的波段内或该荧光的波段的附近产生所述自发荧光的激励光的波段相当的一部分波段的光截止。

17.根据权利要求12所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,

所述光源装置还具有:

波段限制装置,其在所述第2波段的光或所述第3波段的光中,使与成为激励光的波段相当的一部分波段截止,其中,该激励光使所述活体中包含的自发荧光物质产生自发荧光的;以及

控制装置,其进行控制,使得在通过所述模式切换开关切换为所述荧光观察模式的情况下,将所述波段限制装置配置在照明光路上,在切换为所述通常光观察模式的情况下,使所述波段限制装置从照明光路退避。

18. 根据权利要求1所述的荧光观察内窥镜系统,其特征在于,

所述光源装置能够选择性地射出第1激励光和第2激励光,作为所述第1波段的光,该第1激励光和第2激励光的被激励的波段分别对应于作为投放到所述活体中的所述药剂的种类不同的第1药剂和第2药剂而不同,并且,

所述荧光观察内窥镜系统具有波段限制装置,该波段限制装置在所述第2波段的光或所述第3波段的光中,使与成为在实际投放到所述活体中的所述第1药剂或所述第2药剂产生的所述荧光的波段内或该荧光的波段的附近产生所述活体中包含的自发荧光物质产生的自发荧光的激励光的波段相当的一部分波段截止。

荧光观察内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及进行荧光观察的荧光观察内窥镜系统。

背景技术

[0002] 近年来,内窥镜广泛应用于医疗领域等。并且,除了利用作为通常光的可视波段的光进行观察的通常光观察(通常观察)的情况以外,有时还对作为检查对象的活体部位投放药剂,接收所产生的荧光并进行荧光观察。

[0003] 例如,日本特开2011-167337号公报的现有例公开了同时照射蓝色光、绿色~黄色的可视光、近红外光(ICG激励光)的光源装置;具有分别接收各颜色的光的反射光和由激励光产生的荧光的多个摄像元件的摄像单元;以及根据摄像单元的信号生成显示图像的信号处理装置。

[0004] 如该公报中的图13所示,上述公报的现有例公开了分别显示通常光图像(通常图像)和一个ICG荧光图像的内容、以及显示对通常光图像和2个不同的荧光图像的差分运算的图像进行图像合成而得到的合成图像的内容。

[0005] 但是,上述现有例没有公开显示通常光图像和荧光图像的差分运算的合成图像的情况下的显示图像中的彩色显示的详细情况。在显示荧光图像的情况下,仅在荧光图像中很难得知脏器或活体组织的轮廓和色调,所以,在使用处置器械进行处置的情况下,期望能够反映脏器或活体组织的轮廓和色调的差异来进行显示。

[0006] 例如,如果仅是轮廓,则很难区分色调不同的脂肪中富含的组织和膜状组织,所以,期望能够反映色调的差异来进行显示。在上述现有例中,生成通常光图像和荧光图像的差分运算的合成图像,但是,完全没有公开如何进行彩色显示的内容,所以,不能说满足反映脏器或活体组织的轮廓和色调的差异来进行显示的要求。

[0007] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供荧光观察内窥镜系统,能够生成荧光图像以及反映了活体组织的轮廓和色调的差的图像。

发明内容

[0008] 用于解决课题的手段

[0009] 本发明的一个方式的荧光观察内窥镜系统具有:光源装置,其能够同时射出通过对投放到活体中的药剂进行照射而使其发出荧光的第1波段的光、作为可视光且波段与所述第1波段的光不同的第2波段的光、作为可视光且波段与所述第1波段和第2波段的光不同的第3波段的光;摄像部,其构成为具有摄像元件,该摄像元件同时接收所述荧光以及所述第2波段和第3波段的光的反射光;以及信号处理装置,其进行如下的图像处理:根据所述摄像部取得的所述荧光的摄像信号以及由所述第2波段和第3波段的光的反射光取得的第2和第3摄像信号,生成利用分别不同的颜色进行显示的彩色显示图像。

附图说明

- [0010] 图1是示出本发明的第1实施方式的荧光观察内窥镜系统的整体结构的图。
- [0011] 图2是表示示出图1中的内窥镜和视频处理器等内部结构的状态下的荧光观察内窥镜系统的图。
- [0012] 图3A是示出光源装置为荧光观察模式的情况下射出的照明光的波段的图。
- [0013] 图3B是示出光源装置为通常光观察模式的情况下射出的照明光的波段的图。
- [0014] 图4是示出设置在摄像部中的受光用滤波器的透射特性和激励光截止滤波器遮光的波段的范围的图。
- [0015] 图5是示出本发明的第1实施方式的代表性的动作内容的流程图。
- [0016] 图6是示出第1实施方式的第1变形例的荧光观察内窥镜系统的整体结构的图。
- [0017] 图7是示出第1变形例中光源装置为荧光观察模式等的情况下射出的照明光的波段的图。
- [0018] 图8是示出第1变形例中设置在摄像部中的受光用滤波器的透射特性和激励光截止滤波器遮光的波段的范围的图。
- [0019] 图9是示出第1实施方式的第2变形例的荧光观察内窥镜系统的整体结构的图。
- [0020] 图10是示出第2变形例中荧光观察模式等的情况下光源装置射出的照明光的波段的图。
- [0021] 图11是示出第2变形例中的摄像部的受光用滤波器的透射特性的图。
- [0022] 图12A是示出第1实施方式的第3变形例的荧光观察内窥镜系统的整体结构的图。
- [0023] 图12B是示出第1实施方式的第4变形例中的光源装置的图。
- [0024] 图13是示出本发明的第2实施方式的荧光观察内窥镜系统的整体结构的图。
- [0025] 图14是示出设置在摄像部中的分色棱镜的透射特性的图。
- [0026] 图15是示出本发明的第2实施方式的第1变形例的荧光观察内窥镜系统的整体结构的图。
- [0027] 图16A是示出第1变形例中的设置在摄像部中的分色棱镜的透射特性以及激励光截止滤波器遮光的波段的范围的图。
- [0028] 图16B是示出第1变形例中的设置在光源装置中的激励滤波器的透射特性的图。
- [0029] 图17是以表形式示出多种自发荧光物质以及对应的激励波长和荧光波长的关系的图。
- [0030] 图18是示出本发明的第2实施方式的第2变形例的荧光观察内窥镜系统的整体结构的图。
- [0031] 图19A是示出设置在摄像部中的分色棱镜的透射特性和激励光截止滤波器遮光的波段的范围的图。
- [0032] 图19B是示出荧光观察模式的情况下光源装置经由激励滤波器射出的照明光的波段的图。

具体实施方式

- [0033] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行说明。
- [0034] (第1实施方式)
- [0035] 如图1所示,本发明的第1实施方式的荧光观察内窥镜系统1具有:内窥镜2,其插入

到腹部10等被检体中,对被检体内的活体组织等被摄体的像进行摄像并作为摄像信号进行输出;光源装置3,其对内窥镜2射出用于对该被摄体进行照明的照明光;作为信号处理装置的视频处理器4,其对内置于内窥镜2中的摄像部(或摄像装置)进行驱动,并且,对从内窥镜2输出的摄像信号进行信号处理,作为图像信号(影像信号)进行输出;以及作为彩色显示装置的彩色监视器5,其根据从视频处理器4输出的图像信号显示该被摄体的像的图像。

[0036] 图1所示的内窥镜2由具有细长的插入部6的光学内窥镜2A以及安装在该光学内窥镜2A的目镜部7上且内置有摄像元件的电视摄像机2B构成。另外,不限于在图1所示的光学内窥镜2A上安装了电视摄像机2B的内窥镜2,也可以是在插入部的前端配置了摄像元件的电子内窥镜。

[0037] 内窥镜2例如具有插入到患者的腹部10内的细长的插入部6、设置在插入部6的后端(基端)的把持部8、设置在把持部8的后端的目镜部7。

[0038] 如图2所示,在插入部6的内部贯穿插入有光导11作为用于传送从光源装置3射出的照明光的照明光传送部件,其后端到达把持部8附近的光导接头12。在光导接头12连接有贯穿插入有光导13的缆线13a的一端,另一端的光导连接器14以拆装自如的方式与光源装置3连接。

[0039] 光源装置3根据观察模式,如后所述射出(产生)荧光观察用的照明光和通常光观察用的照明光。光源装置3的照明光经由光导13和光导11,从光导11的前端进一步经由照明透镜15向体腔内的患部16(参照图1)等作为观察对象的活体(组织)侧射出。另外,照明透镜15设置在照明窗上,该照明窗设置在插入部6的前端面上。

[0040] 与照明窗相邻地设置有观察窗,在观察窗上配置有物镜17,物镜17形成基于来自被照明的患部16侧的被摄体侧的光的光学像。

[0041] 基于物镜17的光学像通过配置在从插入部6内到目镜部7附近的范围内的作为光学像传送部件的中继透镜系统18向后方侧传送。另外,也可以代替中继透镜系统18而使用由纤维束形成的映像导体来形成光学像传送部件。

[0042] 在目镜部7上配置有目镜19,在可视波长区域的光学像的情况下,手术医生等用户能够经由目镜19用肉眼进行观察。

[0043] 在安装在目镜部7上的电视摄像机2B内设置有成像用透镜21和作为摄像元件的例如电荷耦合元件(简记为CCD)22,该CCD22构成在成像用透镜21的成像位置配置有摄像面的摄像部。在该CCD22的摄像面紧前面,以形成CCD22的摄像面的各像素单位配置有马赛克滤波器24,该马赛克滤波器24具有作为分别透射红色(R)、绿色(G)、蓝色(B)的各波段的光的滤色器的R滤波器24a、G滤波器24b、B滤波器24c(参照图4)。另外,摄像部(或摄像装置)可以定义为具有摄像元件,除了摄像元件以外,还可以定义为包含在摄像元件的摄像面形成光学像的成像用透镜21等光学系统。

[0044] 图4示出构成马赛克滤波器24的R滤波器24a、G滤波器24b、B滤波器24c的透射特性的一例。

[0045] 因此,如后所述,在光源装置3射出可视波段的照明光作为照明光的通常光观察(通常观察)模式的情况下,利用图4所示的R滤波器24a、G滤波器24b、B滤波器24c的透射特性对在被摄体侧反射而入射的光进行颜色分离,将其引导至摄像面的像素。另外,在定义为具有R滤波器24a、G滤波器24b、B滤波器24c的摄像元件的情况下,图4的透射特性能够视为

接收分别透射过摄像元件的R滤波器24a、G滤波器24b、B滤波器24c的光的像素的感光度。因此,在图4中,将纵轴表记为透射率(感光度)。

[0046] 并且,在本实施方式中,在比CCD22的摄像面更靠入射光侧配置有作为截止滤波器的激励光截止滤波器25,以使得如上所述能够进行荧光观察,该激励光截止滤波器25对照射了(激励光的)照明光的情况下入射到接收荧光的像素(在本实施方式的情况下为接收透射过R滤波器24a的光的像素)的在被摄体侧反射的反射光进行截止。在图2中,例如在成像用透镜21之前配置激励光截止滤波器25,但是不限于该位置。

[0047] 在本实施方式中,作为荧光观察用的荧光药剂(简称为药剂),假设使用吲哚菁绿(简记为ICG)。而且,对作为观察对象的活体(组织)投放ICG,对该ICG照射激励光,通过设置有马赛克滤波器24的CCD22对从被激励的ICG发出的荧光进行摄像。

[0048] 该ICG示出如下的荧光产生特性:在图4中用波长 λ_{fm} ($\lambda_{fm}=805nm$)表示的波长处,荧光的强度最大。并且,公知示出如下特性:在作为比波长 λ_{fm} 稍短的波长的波长 λ_{ex} ($\lambda_{ex}=774nm$)处,吸收最大。

[0049] 因此,本实施方式中的激励光截止滤波器25设定为如下特性:对使该ICG激励的激励光的波段的范围进行截止,透射在波长 λ_{fm} 处成为峰值的荧光的波段。在图4中,利用虚线,以透射率来表示激励光截止滤波器25的遮光范围(被遮光的波段)。具体而言,充分截止710nm~790nm的波段的光(例如以几乎接近0%的透射率进行遮光)。在其他波段中,激励光截止滤波器25以较大透射率进行透射。

[0050] 然后,利用R滤波器24a的红外波段侧的透射特性,接收比由激励光截止滤波器25截止的波段中的长波长侧的端部的值790nm更靠长波长侧的近红外的波长790nm~900的波段或790nm~850的波段的荧光。在图4所示的例子中,R滤波器24a具有在比900nm更靠长波长侧进行透射的特性,但是,ICG在850nm~900nm附近产生荧光的强度非常小。因此,也可以对比850或900nm更靠长波长侧进行截止来接收光。

[0051] 如图2所示,在电视摄像机2B中设置有观察模式切换开关(简称为切换开关)26作为切换观察模式的观察模式切换单元。设置在从电视摄像机2B延伸出的信号缆线27的端部的信号连接器28以拆装自如的方式与视频处理器4连接。

[0052] 在本实施方式中,在通过切换开关26切换为荧光观察模式的情况下,如图3A所示,光源装置3同时射出作为用于产生荧光的第1波段的光的激励光(在图3A中为710nm~790nm的光)以及与该第1波段不同且包含在可视波段内的相互不同的第2波段和第3波段的光,作为照明光。

[0053] 另外,如图3A所示,第2波段和第3波段的光相当于G和B的波段的光,分别表示为G光和B光。而且,在该荧光观察模式中,作为摄像部的CCD22通过接收透射过R滤波器24a的光的像素(换言之为具有R滤波器24a的像素、进一步简化而简记为R滤波器24a的像素)对荧光进行摄像,接收透射过G滤波器24b的光的像素和接收透射过B滤波器24c的光的像素(简记为G滤波器24b的像素和B滤波器24c的像素)对G光和B光的反射光进行摄像,以生成(用于对荧光的图像进行补充的)参照光图像(反射光图像)。

[0054] 并且,视频处理器4根据由形成摄像部的作为单一摄像元件的CCD22取得的荧光的摄像信号、和基于参照光的反射光的摄像信号,生成荧光的图像信号和反射光图像(或参照光图像)这2个图像信号,生成在彩色监视器5中利用相互不同的颜色对荧光图像和反射光

图像进行彩色显示的显示图像。在本实施方式中,利用分别不同的颜色显示荧光图像和相互不同的2个波段的反射光图像,能够显示基于荧光的荧光图像以及反映了荧光图像中不清楚的活体组织的轮廓或构造和与不同活体组织对应的色调的基于反射光的反射光图像(参照光图像)。

[0055] 并且,在通过切换开关26切换为通常光观察模式的情况下,光源装置3不射出荧光观察模式时的激励光,射出第2波段的光和第3波段的光(G光和B光)以及R的波段的光即R光。

[0056] 如图2所示,光源装置3具有产生白色光的白色发光二极管(简记为白色LED)31a、31b、(至少)产生激励光(包含激励光的波段的光)的激励LED31c、作为光学元件的分色镜32a、32b、32c、会聚透镜33、发光控制部(或发光控制电路)34。

[0057] 白色LED31a和分色镜32a(和会聚透镜33)同时产生上述第2波段和第3波段的光。白色LED31a产生覆盖可视波段的白色光,关于该白色光,通过配置在与白色LED31a对置的光路上的分色镜32a选择性地仅反射与第2波段和第3波段的光相当的G光和B光,(G光和B光)经由配置在反射光路上的会聚透镜33入射到光导13的端面。

[0058] 如上所述,分色镜32a示出如下特性:选择性地仅反射作为第2波段和第3波段的光的G光和B光,选择性地透射比G光和B光更靠长波长的波段的光。因此,通过分色镜32a对白色LED31a的白色光进行波段限制,图3A中的400nm~570nm的波段的范围内的光(大致为G光和B光)向光导13侧射出,进而经由光导11对被摄体侧进行照射。

[0059] 并且,白色LED31b和分色镜32b(和会聚透镜33)产生可视波段中的上述第2波段和第3波段的光以外的光、具体而言为570nm~700nm的波段的光(大致为R光)。关于基于白色LED31b的白色光,通过配置在与白色LED31b对置的光路上的分色镜32b选择性地仅反射R光,透射过配置在反射光路上的分色镜32a,经由会聚透镜33入射到光导13的端面。

[0060] 即,在通常观察模式的情况下,白色LED31a、31b发光,可视波长区域的白色光入射到光导13的端面。

[0061] 并且,激励LED31c产生由激励光截止滤波器截止的截止波段附近的激励光,关于该激励光,通过配置在与激励LED31c对置的光路上的分色镜32c选择性地仅反射截止波段以内的光,透射过配置在反射光路上的分色镜32b、32a,进而经由会聚透镜33入射到光导13的端面。

[0062] 如上所述,分色镜32c示出选择性地仅反射截止波段以内的光的特性。因此,通过分色镜32c对激励LED31c的激励光进行波段限制,图3A中的例如710nm~790nm的波段的范围内的光作为激励光透射过分色镜32b、32a,向光导13侧射出,进而经由光导11对被摄体侧进行照射。另外,不限于通过分色镜32c对激励光进行波段限制的情况,也可以由激励LED31c产生截止波段内的激励光。

[0063] 在荧光观察模式的情况下,发光控制部34使白色LED31a和激励LED31c同时发光,射出图3A所示的波段的照明光。

[0064] 并且,在通常光观察模式的情况下,发光控制部34使白色LED31a和白色LED31b同时发光,射出图3B所示的可视波段的照明光。另外,如图2中虚线所示,在荧光观察模式的情况下,也可以在照明光路上配置对包含产生自发荧光的激励波长的例如450nm以下的短波长的光进行截止的激励滤波器81或带限滤波器,减少在基于观察对象的荧光药剂的荧光中

混入自发荧光的情况。

[0065] 如上所述,形成CCD22的马赛克滤波器24的R滤波器24a、G滤波器24b、B滤波器24c具有图4所示的透射特性。因此,在通常光观察模式的情况下,在对被摄体侧照射图3B所示的可视波段的照明光、且在被摄体侧反射的反射光入射到CCD22的情况下,R滤波器24a的像素接收反射光中的R的波段的R光,G滤波器24b的像素接收反射光中的G的波段的G光,B滤波器24a的像素接收反射光中的B的波段的B光。然后,视频处理器4根据对R光、G光、B光的反射光进行摄像得到的CCD22的摄像信号,生成作为R、G、B的反射光图像的通常光图像的图像信号。

[0066] 另一方面,在荧光观察模式的情况下,在对被摄体侧照射图3A所示的G、B的波段的G光和B光以及作为近红外波段的激励光的照明光、且在被摄体侧反射的反射光、激励光和荧光入射到CCD22的情况下,激励光由激励光截止滤波器25截止,R滤波器24a的像素接收属于近红外波段的荧光的波段的光,G滤波器24b的像素接收G的波段的G光,B滤波器24a的像素接收B的波段的B光。

[0067] 另外,在进行荧光观察的情况下,与反射光的强度相比,荧光的强度非常弱(数十分之一以下),所以,容易受到激励光的反射光的影响。在本实施方式中,通过激励光截止滤波器25充分截止激励光的波段,激励光的反射光不会影响荧光的接收。

[0068] 并且,在图4所示的特性例中,示出在接收在波长 λ_{fm} 处成为峰值的荧光的情况下,至少R滤波器24a的像素的感光度大于G滤波器24b的像素和B滤波器24c的像素的感光度。另外,在本实施方式以外,在摄像部使用单一的摄像元件构成的情况下,用于接收荧光的滤色器的像素的感光度大于用于接收荧光以外的反射光的滤色器的像素接收荧光的感光度。如后述实施方式那样,在摄像部由3个摄像元件构成的情况下,用于接收荧光的滤色器的像素成为用于接收荧光的第1摄像元件,将用于接收其他2个反射光的滤色器的像素改写为第2和第3摄像元件时,成为同样的关系。

[0069] 如图4所示,成为G滤波器24b的像素和B滤波器24c的像素在波长 λ_{fm} 的附近也具有感光度的特性,但是,R滤波器24a的像素以外的这些像素也接收荧光成分,但是,如上所述,反射光的强度远远大于荧光的强度。

[0070] 并且,如后所述,在与反射光图像(参照图像)一起显示荧光图像的情况下,反射光图像的图像信号值远远大于荧光图像的图像信号值,所以,在针对反射光图像的图像信号进行使荧光图像的图像信号至少增大数10倍左右的调整后,利用彩色监视器5进行彩色显示。因此,彩色监视器5中显示的图像中的荧光图像(成分)成为实质上由R滤波器24a的像素接收(摄像)的图像。

[0071] 如图2所示,CCD22经由信号缆线27内的信号线而与视频处理器4连接。

[0072] 视频处理器4具有CCD驱动器41,CCD驱动器41产生的CCD驱动信号被施加给CCD22。CCD22生成对通过施加CCD驱动信号而在CCD22的摄像面上形成的光学像进行光电转换而得到的摄像信号,输出所生成的摄像信号。CCD的摄像信号被输入到构成视频处理器4内的信号处理电路42的放大器43。另外,信号处理电路42由图2中的放大器43~D/A转换部52构成。

[0073] 在处理电路44中对由放大器43放大的信号实施相关双重取样处理,生成提取了摄像信号中的信号成分的图像信号。

[0074] 从处理电路44输出的图像信号在A/D转换电路45中从模拟的图像信号转换为数字

的图像信号后,被输入到AGC电路46,进行自动增益调整后,被输入到颜色分离电路47。颜色分离电路47将其分离为与CCD22的马赛克滤波器24中的R滤波器24a、G滤波器24b、B滤波器24c的排列对应的3个颜色信号,输出3个颜色信号作为3个图像信号。

[0075] 在通常光观察模式中,颜色分离电路47输出R、G、B的颜色信号作为图像信号,在荧光观察模式中,输出荧光(F)、G和B的颜色信号作为图像信号。在图2中,利用F(R)、G、B来表示。颜色分离后的3个图像信号被输入到白平衡/荧光用平衡电路48,进行白平衡或荧光用平衡的调整。

[0076] 白平衡/荧光用平衡电路48具备3个具有增益可变功能的放大器48a、48b、48c,在通常光观察模式中,在对作为白色的基准的被摄体进行摄像的情况下,对3个增益进行调整,以使得成为3个R、G、B的颜色信号(图像信号)的信号电平相等的(白平衡)状态。

[0077] 并且,在荧光观察模式中,例如在作为基准的荧光观察状态下,对3个增益进行调整,以使得成为F、G和B的颜色信号(换言之为荧光的图像信号、2个反射光图像的图像信号)的信号电平相互相等的荧光用平衡状态。

[0078] 如上所述,荧光的强度远远小于(弱于)反射光的强度,所以,进行将放大器48a的增益设定为放大器48b、48c的增益的至少数10倍以上的调整。因此,如上所述,即使G滤波器等的像素接收到近红外的荧光,也将R滤波器的像素接收到的荧光的图像信号增大到前者的至少数10倍以上的增益,所以,前者接收到的荧光不会影响后者的荧光图像。

[0079] 另外,示出白平衡/荧光用平衡电路48具有3个增益可变的放大器48a、48b、48c的情况,但是,例如也可以固定一个放大器48b的增益,利用其余2个放大器进行增益调整。

[0080] 经由白平衡/荧光用平衡电路48的3个图像信号通过伽马电路49进行伽马校正后,被输入到颜色强调电路50进行颜色强调。从颜色强调电路50输出的3个图像信号被输入到轮廓强调电路51,在进行轮廓强调后,被输入到D/A转换部52。

[0081] D/A转换部52具有3个D/A转换电路52a、52b、52c。D/A转换电路52a、52b、52c将数字的输入信号分别转换为模拟的输出信号,作为转换后的3个图像信号的荧光的图像信号(或R的图像信号)和G、B的图像信号分别被输入到彩色监视器5的R、G、B通道。

[0082] 并且,对切换开关26进行了操作的情况下的切换信号被输入到视频处理器4内的模式判定电路53。切换开关26例如由ON/OFF开关构成,模式判定电路53通过判定与ON/OFF对应的切换信号的H、L电平,例如输出判定了是切换为H电平的荧光观察模式还是切换为L电平的通常光观察模式的模式判定信号。

[0083] 模式判定电路53将模式判定信号输出到视频处理器4中的对信号处理的动作进行控制的控制电路54和进行调光的调光电路55,并且输出到光源装置3的发光控制部34。

[0084] 控制电路54根据通过切换开关26的操作而设定的观察模式,对白平衡/荧光用平衡电路48的增益调整动作、颜色强调电路50、轮廓强调电路51等的动作进行控制。

[0085] 并且,用户能够进行设定从具有键盘等的输入部56进行了白平衡/荧光用平衡电路48的增益调整的情况下的增益设定值(增益调整值)等、颜色强调电路50的颜色强调的参数、轮廓强调电路51的轮廓强调的参数等的可变设定。

[0086] 并且,例如,控制电路54具有构成存储增益设定值的存储部的存储器54a,存储进行了通常光观察模式的情况下的白平衡调整的情况下的放大器48a~48c的增益设定值、进行了荧光观察模式的情况下的荧光用平衡调整的情况下的放大器48a~48c的增益设定值。

而且,在进行了观察模式的切换的情况下,控制电路54从存储器54a中读出切换后的观察模式中的增益设定值,将放大器48a~48c的增益设定为适合于观察模式的状态。

[0087] 并且,白平衡/荧光用平衡电路48的输出信号被输入到调光电路55,调光电路55生成与输入信号对应的调光信号。调光电路55例如根据从基准值起的偏移量,生成用于接近基准值的调光信号,将其输出到发光控制部34。发光控制部34进行根据调光信号对荧光观察模式时发光的白色LED31a和激励LED31c的发光强度、以及通常光观察模式时的白色LED31a和31b的发光强度进行增减的控制。

[0088] 另外,代替利用这些LED的发光强度的增减来进行调光,也可以在到达会聚透镜33的光路上配置光圈,对光圈的开口量进行增减来调整照明光量。并且,在利用多个LED的发光强度的增减来进行调光的情况下,与对光圈的开口量进行增减来调整照明光量的情况同样,也可以使多个LED的发光强度的相对强度比保持恒定并对多个LED的发光强度进行增减。

[0089] 在本实施方式中,能够使用作为单一的摄像元件的一个CCD22进行荧光观察和通常光观察。

[0090] 本实施方式的荧光观察内窥镜系统1的特征在于,其具有:光源装置3,其能够同时射出通过对投放到活体中的药剂即ICG进行照射而使其发出荧光的第1波段的光即激励光、作为可视光且波段与所述第1波段的光不同的第2波段的光即G光、作为可视光且波段与所述第1和第2波段的光不同的第3波段的光即B光;构成摄像部的CCD22,其构成为具有同时接收所述荧光以及所述第2波段和第3波段的光的反射光的摄像元件;以及作为信号处理装置的视频处理器4,其进行如下的信号处理:根据所述摄像部取得的所述荧光的图像信号以及基于所述第2波段和第3波段的光的反射光的第2图像信号和第3图像信号,生成利用分别不同的颜色进行显示的显示图像。另外,在本实施方式中,使用一个CCD22构成摄像部,但是,在后述第2实施方式中,通过3个摄像元件构成摄像部。

[0091] 接着,参照图5对本实施方式的动作进行说明。图5示出在内窥镜2的观察下对患部16进行处置的情况下的处理内容。

[0092] 为了进行荧光观察,在最初的步骤S1中,作为初始设定,进行白平衡/荧光用平衡的设定。使用基准的被摄体,进行通常光观察模式中的白平衡/基于荧光用平衡电路48中的放大器48a~48c的增益调整的白平衡的设定、以及荧光观察模式中的基于放大器48a~48c的增益调整的荧光用平衡的设定。各个增益设定值存储在存储器54a中。另外,在利用以前进行的白平衡的设定和荧光用平衡的设定的增益设定值的情况下,也可以不进行该处理而进行接下来的步骤S2的处理。

[0093] 在接下来的步骤S2中,手术医生等用户对患部16附近的活体组织投放ICG的(荧光观察用)药剂。

[0094] 在接下来的步骤S3中,内窥镜2的插入部6使用未图示的套针刺入腹部10内,将切换开关26的开关设定例如设定为通常光观察模式,对投放了ICG的患部16附近的活体组织进行观察。通过模式判定电路53来判定切换开关26的开关设定,输出模式判定信号。

[0095] 在设定为通常光观察模式的情况下,如步骤4所示,光源装置3(根据模式判定信号)射出白色光(可视光)。并且,如步骤S5所示,控制电路54(根据模式判定信号)将白平衡/荧光用平衡电路48的增益设定为白平衡状态的增益。

[0096] 并且,如步骤S6所示,视频处理器4(的信号处理电路42)在白色光的照明下生成R、G、B的颜色信号作为图像信号,将所生成的R、G、B的颜色信号作为通常光图像的图像信号输出到彩色监视器5的R、G、B的通道。彩色监视器5利用R、G、B对通常光图像进行彩色显示。

[0097] 并且,如步骤S7所示,模式判定电路53监视基于切换开关26的观察模式的切换操作,判定是否进行了从通常光观察模式切换为荧光观察模式的切换操作。在未进行切换操作的情况下,维持通常光观察模式的状态,返回步骤S4的处理。

[0098] 另一方面,在进行了切换操作的情况下,如步骤S8所示,模式判定电路53将切换为荧光观察模式的模式判定信号送出到光源装置3(的发光控制部34)和视频处理器4的控制电路54,将光源装置3和视频处理器4设定为荧光观察模式。

[0099] 即,如步骤S9所示,光源装置3设定为射出荧光观察模式的照明光的状态、具体而言为射出G光、B光和近红外的激励光的状态。并且,如步骤S10所示,视频处理器4的控制电路54读出存储器54a中存储的荧光观察模式的情况下的增益设定值,将白平衡/荧光用平衡电路48的放大器48a~48c的增益设定为荧光用平衡状态的增益。具体而言,将放大器48a的增益设定为放大器48b、48c的增益的数10倍以上。

[0100] 然后,如步骤S11所示,视频处理器4(的信号处理电路42)对CCD22的输出信号进行信号处理,生成与荧光图像和2个反射光图像(参照光图像)分别对应的各颜色信号。另外,在本实施方式的情况下,CCD22利用G、B滤波器的像素接收(拍摄)G光、B光的反射光,并且利用R滤波器的像素接收(拍摄)荧光。

[0101] 视频处理器4(的信号处理电路42)生成与荧光图像对应的R的颜色信号和与基于G光、B光的反射光图像对应的G、B的颜色信号(作为图像信号),将其输出到彩色监视器5的R、G、B的通道。然后,如步骤S12所示,彩色监视器5利用R对荧光图像进行彩色显示,利用G、B对2个反射光图像(参照光图像)进行彩色显示。

[0102] 如上所述,在进行了将与荧光图像对应的R的颜色信号增大到G、B的反射光图像(参照光图像)的颜色信号的至少数10倍以上的调整后,将其输出到彩色监视器5的R通道,所以,彩色监视器5(以手术医生容易确认两种图像的状态)平衡良好地对荧光图像和反射光图像(参照光图像)进行彩色显示。

[0103] 手术医生通过观察利用R的颜色显示的荧光图像和利用G、B这2个颜色显示的反射光图像,能够识别发出荧光的部位,并且,通过观察利用不同波段进行摄像而得到的反射光图像,容易识别患部16附近的活体组织或脏器的轮廓、构造,并且在存在不同的脏器或活体组织的情况下,容易根据色调的差异来视觉识别它们的差异。因此,手术医生容易更加详细地确认正在观察的患部16的周边的活体组织的配置形状等。另外,在上述中,由视频处理器4生成的R、G、B的颜色信号分别输出到彩色监视器5的R、G、B的通道,但是,R、G、B的颜色信号例如也可以分别输出到R、B、G的通道。即,可以将R、G、B的颜色信号输出到彩色监视器5的任意通道,也可以能够进行输出到任意通道的选择。换言之,可以将接收到荧光的情况下的颜色信号和接收到2个波段的反射光的情况下的2个颜色信号这3个颜色信号输出到彩色监视器5的任意通道。这样,通过变更颜色信号与彩色监视器5的通道的组合,能够提高参照光和荧光的辨别能力(色差)。例如,由于肉眼对蓝色的感光度较低,所以,与将B信号输出到B通道相比,在将B信号输出到G通道时,利用肉眼的感光度较高的绿色进行显示,能够进一步减少病变的漏看。另外,在本实施方式中,在单一的摄像元件的情况下对荧光和反射光进行摄

像,但是,如后述实施方式那样,还能够应用于对荧光进行摄像的摄像元件和对反射光进行摄像的摄像元件不同的情况。

[0104] 手术医生观察荧光图像和反射光图像,在诊断为在患部16存在有应该切除的部位的情况下,进行使用用于切除的处置器械等进行切除的处置。

[0105] 并且,如步骤S13所示,模式判定电路53监视基于切换开关26的观察模式的切换操作,判定是否进行了从荧光观察模式切换为通常光观察模式的切换操作。

[0106] 在进行了切换操作的情况下,返回步骤S3的处理。在进行了切换操作的情况下,模式判定电路53将切换为通常光观察模式的模式判定信号送出到光源装置3(的发光控制部34)和视频处理器4的控制电路54,光源装置3和视频处理器4成为通常光观察模式的设定。

[0107] 另一方面,在未进行切换操作的情况下,判定是否进行了接下来的步骤S14中的观察结束的指示操作,在未进行观察结束的指示操作的情况下,维持荧光观察模式的状态,返回步骤S9的处理。

[0108] 根据这样进行动作的本实施方式,利用相互不同的颜色对荧光图像和可视区域中的相互不同的2个波段的反射光图像进行彩色显示,由此,能够生成荧光图像以及反映了活体组织的轮廓和色调的差异的图像。并且,能够对手术医生提供容易顺畅地进行诊断和处置等的图像。

[0109] 另外,考虑滤波器制作时的激励光的波段的特性的偏差,在设激励光的波段例如为710nm~790nm的情况下,也可以将图4所示的激励光截止滤波器25的遮光范围设定为700nm~800nm,在激励光的长波长侧的端部的值(具体而言为790nm)与接收荧光的情况下的短波长侧的端部的值(具体而言为800nm)之间形成10nm的间隔。在图4中,利用双点划线示出该情况下的激励光截止滤波器25的遮光特性(遮光范围)。

[0110] 接着,对第1实施方式的第1变形例进行说明。

[0111] 在上述说明中,说明了使用ICG作为药剂的情况,但是,也可以使用荧光素(简记为FITC)。公知FITC示出如下的荧光产生特性:在波长 λ_{fm} ($\lambda_{fm}=521\text{nm}$)处,放射荧光的强度最大。在图8中示出波长 λ_{fm} 。并且,公知示出如下特性:在比波长 λ_{fm} 更靠短波长侧的波长 λ_{ex} ($\lambda_{ex}=494\text{nm}$)处,吸收最大。

[0112] 图6示出该情况下的荧光观察内窥镜系统1B的结构。图6所示的荧光观察内窥镜系统1B构成为,在图2的荧光观察内窥镜系统1中,将光源装置3中的分色镜32a、32b、32c分别变更为分色镜32d、32e、32f,并且将激励光源31c变更为激励光源31d,并且,将电视摄像机2B中的激励光截止滤波器25置换为变更了激励光截止滤波器特性的激励光截止滤波器25b。

[0113] 分色镜32d选择性地反射图7所示的成为第2波段的例如630nm~670nm的光和成为第3波段的例如400nm~420nm的光,选择性地透射其他波段的光。

[0114] 并且,分色镜32e具有如下特性:针对例如由白色LED构成的激励光源31d的白色光的入射,将分色镜32d的选择性的透射特性置换为反射特性,选择性地透射其他波长。换言之,在使2个白色LED31a、31b同时发光的情况下,与第1实施方式的情况同样,400nm~700nm的可视波段的白色光通过会聚透镜33进行会聚,入射到光导13。在图7中,利用虚线示出使白色LED31a、31b同时发光的情况下的光源装置3射出的照明光的波段的范围。

[0115] 并且,激励LED31c和分色镜32c产生作为第1波段的光的激励光。例如在设激励

LED31c为白色LED的情况下,分色镜32f选择性地反射作为成为第1波段的激励光的例如450nm~500nm的光,引导至分色镜32e侧。该激励光透射过分色镜32e、32d,通过会聚透镜33进行会聚,入射到光导13。

[0116] 与第1实施方式的情况大致同样,发光控制部34进行控制,以使得在荧光观察模式的情况下使白色LED31a和激励光源31d同时发光,在通常观察模式的情况下使白色LED31a和31b同时发光。另外,如图6中虚线所示,在荧光观察模式的情况下,也可以在照明光路上配置对包含产生自发荧光的激励波长的例如420nm~430nm的光进行截止的激励滤波器83或带限滤波器,减少在基于观察对象的荧光药剂的荧光中混入自发荧光的情况。

[0117] 激励光截止滤波器25b如图8中虚线所示设定遮光特性,以使得对激励光的波段的光进行截止。具体而言,设定为如下特性(透射率大致为0的特性):对长波长侧和短波长侧分别包含10nm的余量的例如440nm~510nm的光进行遮光,以使得可靠地对作为上述激励光的波段的450nm~500nm的光进行遮光。另外,在能够使滤波器的制作时的偏差大致为0的情况下,也可以将激励光截止滤波器25b进行遮光的范围设定为450nm~500nm的范围。

[0118] 在图8中,与图4的情况同样,实线示出R、G、B滤波器的透射特性。

[0119] 在第1实施方式中,R滤波器设定为接收荧光,但是,在本变形例中,G滤波器设定为接收荧光。因此,视频处理器4将从G滤波器的像素输出的信号作为荧光的图像信号进行处理。然后,在彩色监视器5中,对分配给G的通道的荧光的图像信号和分配给其他的R、B的通道的基于参照光的图像进行彩色显示。其他结构与第1实施方式相同。

[0120] 接着,对本变形例的动作进行说明。在设定为通常光观察模式的情况下,光源装置3射出图7的虚线所示的400nm~700nm的可视波段的照明光。然后,利用该照明光对患部16等进行照明,通过CCD22进行摄像。

[0121] 在本变形例的情况下,通过激励光截止滤波器25主要接收B光的波段中的成为长波长侧的一部分波段(具体而言为440nm~510nm)丢失的反射光,但是,通过在白平衡的调整时增大G的图像信号的增益,对丢失的反射光成分的影响进行校正。而且,在设定为通常光观察模式的情况下,与第1实施方式大致同样,在彩色监视器5中对通常光图像进行彩色显示。

[0122] 另一方面,在设定为荧光观察模式的情况下,光源装置3的发光控制部34使白色LED31a和激励LED31c发光,光源装置3射出图7的实线所示的照明光。即,向光导13侧射出由R的波段的光(R光)和B的波段的光(B光)构成的参照光以及G的波段的激励光,对活体照射这些照明光。

[0123] 该情况下,CCD22中的R滤波器的像素接收R光的反射光,B滤波器的像素接收B光的反射光。并且,G滤波器的像素接收在521nm处成为最大的波长 λ_{fm} 附近的荧光,通过激励光截止滤波器25b充分截止该情况下的激励光的反射光,不会影响荧光的接收。

[0124] 视频处理器4成为将第1实施方式中的R滤波器24a的像素改写为G滤波器24b的像素、并且将G滤波器24b的像素改写为R滤波器24a的像素、并且将R通道改写为G通道、将G通道改写为R通道的动作。根据本变形例,得到与第1实施方式大致相同的效果。

[0125] 接着,对第1实施方式中的第2变形例进行说明。在本变形例中,作为投放到活体中的药剂,使用5-氨基乙酰丙酸(简记为5-ALA)来进行荧光观察。公知5-ALA示出如下的荧光产生特性:在波长 λ_{fm} ($\lambda_{fm}=635nm$)处,放射荧光的强度最大。在图11中示出波长 λ_{fm} 。

[0126] 并且,公知作为充分远离波长 λ_{fm} 的短波长侧的波长 λ_{ex} ($\lambda_{ex}=405nm$)的激励光高效地产生荧光。图9示出使用该药剂的情况下的荧光观察内窥镜系统1C的结构。

[0127] 本变形例构成为,在图2的荧光观察内窥镜系统1中,将光源装置3中的分色镜32a、32b、32c变更为分色镜32g、32h、32i,并且将激励光源31c变更为激励光源31e,并且,构成为不设置图2中的配置在电视摄像机2B内的激励光截止滤波器25。

[0128] 白色LED31a和分色镜32g产生400nm~550nm的参照光。即,第1实施方式中的分色镜32a将400nm~570nm的参照光稍微变更为400nm~550nm。

[0129] 并且,白色LED31b和分色镜32h产生550nm~700nm的R光。即,第1实施方式中的分色镜32b将选择性地透射570nm~700nm的R光的特性稍微变更为选择性地透射550nm~700nm的R光的特性。

[0130] 并且,激励LED31e和分色镜32i产生380nm~400nm(或380nm~440nm)的激励光。激励LED31e由产生覆盖380nm~400nm(或380nm~440nm)的光的LED光源构成,分色镜32i选择性地反射380nm~400nm(或380nm~440nm)的波段的光,引导至分色镜32h侧。

[0131] 由分色镜32i选择性地反射的光透射过分色镜32h,进而,至少380nm~400nm的光透射过分色镜32g,进而通过会聚透镜33入射到光导13的端面。

[0132] 图10示出荧光观察模式的情况下的光源装置3射出的照明光的波段。

[0133] 该情况下,白色LED31a和激励光源31e同时发光,由此,光源装置3同时产生400nm~550nm的G光和B光以及380nm~440nm的激励光并向光导13侧射出。另外,在激励光和参照光的照明中共同使用图10中的400nm~440nm的波段的光。

[0134] 并且,在通常光观察模式的情况下,如图10中的虚线所示,光源装置3向光导13侧射出400nm~700nm的白色光。

[0135] 在本变形例中,在通常光观察模式的情况下,成为与第1实施方式大致相同的结构,在荧光观察模式中,相当于将第1实施方式的激励光的波段设定为R光的短波长侧~紫外附近的情况,并且,与第1实施方式的情况同样,使用R滤波器接收该情况下的荧光。

[0136] 并且,在本变形例中,激励光的波段和荧光的波段大幅不同,所以,不使用激励光截止滤波器,能够接收荧光而不受激励光的影响。

[0137] 因此,如图11所示,本变形例中的作为摄像部的CCD22在通常光观察模式和荧光观察模式中均(不使用图4的虚线所示的激励光截止滤波器25)使用实线所示的R、G、B滤波器接收光(摄像)。其他结构与图2的情况相同。

[0138] 接着,对本实施方式的动作进行说明。在通常观察模式的情况下,成为与第1实施方式大致相同的动作。

[0139] 另一方面,在荧光观察模式的情况下,光源装置3射出400nm~550nm的波段的参照光(G光、B光),并且射出380nm~440nm的波段的激励光作为照明光。在构成摄像部的CCD22中,G、B滤波器的像素接收参照光的反射光而生成G、B的摄像信号,R滤波器的像素接收荧光而生成荧光的摄像信号。

[0140] 视频处理器4对CCD22的摄像信号进行信号处理,生成G、B的图像信号和荧光的图像信号,将其输出到彩色监视器5的G、B通道和R通道。然后,与第1实施方式的情况同样,彩色监视器5对G、B的颜色的反射光图像和R的颜色的荧光图像进行合成并进行彩色显示。

[0141] 根据本变形例,不使用激励光截止滤波器,也能够得到与第1实施方式大致相同的

效果。

[0142] 在上述说明中,说明了与药剂不同的情况对应的第1实施方式的荧光观察内窥镜系统1、1B、1C,但是,也可以是具有能够与使用不同药剂的情况对应的光源装置和作为信号处理装置的视频处理器的图12A所示的第3变形例的荧光观察内窥镜系统1D。

[0143] 在图12A所示的荧光观察内窥镜系统1D中,在图2、图6、图9的内窥镜中,例如在信号连接器28内具有产生表示分别是固有内窥镜的识别信息(简记为ID)的ID产生电路71(图12A中简记为ID)。ID包括与固有内窥镜分别具有的基于各药剂的摄像部的光学特性对应的信息。并且,在视频处理器4中,例如控制电路54具有在连接了信号连接器28的情况下识别内窥镜2的ID的ID识别电路54b。另外,也可以将ID识别电路54b设置在控制电路54的外部,将识别出的ID输出到控制电路54。

[0144] 并且,光源装置3具有:镜体保持装置72,其将例如3个分色镜作为1组分色镜(或镜体组件)而保持这样的3组,以使得能够分别射出图2、图6、图9中说明的照明光;以及镜体切换控制电路73,其进行以在照明光路中进行切换的方式配置3组镜体保持装置72中的1组的控制。

[0145] 并且,图12A所示的光源装置使用产生红外波段和可视波段的光的激励光源31c'作为激励光源。另外,3组镜体保持装置72例如在马达的旋转轴上安装3张旋转板,在3张旋转板上以旋转角为120度的间隔分别安装3个分色镜,使马达的旋转角以120度单位进行旋转,由此,能够将3组中的1组分色镜配置在照明光路上。

[0146] 控制电路54根据识别出的ID进行控制,以使得镜体切换控制电路73将与ID的内窥镜(更具体而言为与要使用的药剂对应的激励光截止滤波器25、25b或未设置激励光截止滤波器的内窥镜)对应的分色镜配置在光路上。即,作为控制单元的控制电路54根据识别出的ID对光源装置3射出的照明光进行控制,并且对视频处理器4(的信号处理电路42)的信号处理的动作进行控制。

[0147] 在图12A所示的例子中,内窥镜2是具有激励光截止滤波器25(具有与ICG的药剂对应的摄像部)的内窥镜2,对应于该内窥镜2,控制电路54对镜体保持装置72的动作进行控制,以使得在光源装置3中的光路上配置分色镜32a、32b、32c。

[0148] 在代替图12A所示的内窥镜2而将图6的(具有与FITC的药剂对应的摄像部的)内窥镜2与视频处理器4连接的情况下,控制电路54对镜体保持装置72的动作进行控制,以使得配置图6的分色镜32d、32e、32f。

[0149] 并且,在代替图12A所示的内窥镜2而将图9的(具有与5-ALA的药剂对应的摄像部的)内窥镜2与视频处理器4连接的情况下,控制电路54对镜体保持装置72的动作进行控制,以使得配置图9的分色镜32g、32h、32i。

[0150] 在图12A所示的内窥镜2与视频处理器4连接的情况下,成为第1实施方式中说明的动作,具有第1实施方式的效果。并且,在图6的内窥镜2与视频处理器4连接的情况下,成为第1变形例的动作,具有第1变形例的效果。并且,在图9的内窥镜2与视频处理器4连接的情况下,成为第2变形例的动作,具有第2变形例的效果。根据本变形例,具有第1实施方式、第1变形例、第2变形例的效果,并且,在使用不同药剂进行荧光观察的情况下,也能够利用共通的光源装置3和共通的视频处理器4进行对应。

[0151] 图12B示出第1实施方式的第4变形例中的光源装置3B。在第1实施方式中,使用利

用了LED的光源装置3,但是,如图12B所示,也可以使用利用形成光源的氙灯71B和滤波器转台72C构成的光源装置3B。通过点亮电路73的点亮电源而发光(点亮)的氙灯71的光透射过通过马达74而旋转的滤波器转台72C的滤波器72a或72b后,照明光经由会聚透镜33入射到光导13。在滤波器转台72C上,在周向上设置通常光观察模式用的第1滤波器72a和荧光观察模式用的第2滤波器72b。

[0152] 并且,马达74根据从(视频处理器4的)模式判定电路53输出的模式切换信号而进行旋转,将滤波器转台72C的滤波器72a或72b中的一方配置在照明光路上。图12B的状态是设定了通常光观察模式的状态,第1滤波器72a设定透射特性,以使得透射图3B所示的白色光的波段的光。与此相对,在进行了切换为荧光观察模式的操作的情况下,通过马达74而使滤波器转台72C旋转,将第2滤波器72b配置在照明光路上。第2滤波器72b具有设定为透射图3A所示的波段的光的带通滤波器的透射特性。另外,在本变形例中,在切换了观察模式的情况下,作为光源的氙灯71B也维持始终发光(点亮)的状态,不进行发光的ON/OFF。

[0153] 并且,在图12B的图示例中,光源装置3B未设置调整发光量来调整照明光量的功能,所以,不需要视频处理器4的调光电路55。在图12B的结构中,也可以将视频处理器4的调光信号输入到点亮电路73B,根据调光信号对从点亮电路73B输出的点亮电源的电力进行调整,由此控制氙灯71B的发光量来调整照明光量。另外,如果使用设定为第2滤波器72b的透射特性不同的滤波器转台72C,则能够将图12B所示的光源装置3B应用于第1实施方式以外的光源装置。

[0154] (第2实施方式)

[0155] 在上述实施方式和变形例中,说明了使用作为单一的摄像元件的CCD22进行荧光观察的荧光观察内窥镜系统,但是,如以下说明的那样,也可以使用3个摄像元件构成摄像部。

[0156] 图13示出第2实施方式的荧光观察内窥镜系统1E。该荧光观察内窥镜系统1E例如在图2所示的荧光观察内窥镜系统1中,使用代替安装在光学内窥镜2A上的电视摄像机2B而安装了内置有3个CCD的电视摄像机2C的内窥镜2D,代替对一个输入信号进行信号处理的视频处理器4而使用对3个通道的输入信号进行信号处理的视频处理器4B。另外,光源装置3是与第1实施方式的光源装置3相同的结构。

[0157] 电视摄像机2C与(虚线所示的)目镜窗对置地配置有图4所示的特性的激励光截止滤波器25,并且,在与成像用透镜21对置的光路上配置有3个分色棱镜61c、61a、61b以及分别安装在分色棱镜61c、61a、61b中的出射面上的CCD62c、62a、62b,形成三板式的摄像部63。

[0158] 另外,激励光截止滤波器25能够以拆装自如的方式配置在成像用透镜21之前。例如在取下该激励光截止滤波器25的状态下安装了电视摄像机2C的情况下,成为使用5-ALA作为药剂的情况下能够使用的内窥镜。并且,当代替与使用ICG作为荧光药剂的情况对应的激励光截止滤波器25而安装图8所示的特性的激励光截止滤波器25b时,成为使用FITC作为药剂的情况下能够使用的内窥镜。

[0159] 上述分色棱镜61a、61b、61c例如具有图14所示的特性。设定为分色棱镜61a具有透射R和红外波段的光(配置在其出射面上的CCD62a接收光)的特性,分色棱镜61b具有透射G的波段的光(配置在其出射面上的CCD62b接收光)的特性,分色棱镜61c具有透射B的波段的光(配置在其出射面上的CCD62c接收光)的特性。

[0160] 另外,经由成像用透镜21的光入射到分色棱镜61c,在与分色棱镜61a的接合面中仅选择性地反射B光,反射后的B光在入射面进一步反射后,由配置在出射面上的CCD62c接收。并且,关于透射过所述接合面并入射到分色棱镜61a内的B光以外的光,在与分色棱镜61b的接合面中选择性地反射G光以外的光(R光或红外光),进而在与分色棱镜61c的接合面进行反射后,由配置在出射面上的CCD62a接收(R光或红外光)。

[0161] 并且,在与分色棱镜61b的接合面中选择性地透射的G光由配置在其出射面上的CCD62b接收。

[0162] 在第1实施方式中,使用单一的CCD22构成摄像部,所以,在CCD22中具备具有R、G、B滤波器的马赛克滤波器24,但是,在本实施方式中,构成为代替使用R、G、B滤波器而使用分色棱镜61a、61b、61c,在透射过分色棱镜61a、61b、61c的出射面上配置3个CCD62c、62a、62b。

[0163] 因此,在第1实施方式中,也可以使用具备具有图14所示的特性的R、G、B滤波器的马赛克滤波器24。

[0164] 另外,作为CCD62k($k=a, b, c$),在定义为接收透射过分色棱镜61k的光的摄像元件的情况下,图14的纵轴表示感光度。并且,当以图14所示的特性进行荧光观察等时,透射荧光的分色棱镜仅为61a,仅接收透射过分色棱镜61a的光的CCD62a在更加优选的状态下接收荧光。

[0165] CCD62a、62b、62c经由信号线64a、64b、64c输入到视频处理器4B的输入端65a、65b、65c。并且,CCD62a、62b、62c经由信号线64d而与CCD驱动器41连接,根据来自CCD驱动器41的CCD驱动信号,3个CCD62a、62b、62c同时被驱动。

[0166] 分别通过信号处理系统42a、42b、42c对分别输入到输入端65a、65b、65c的输入信号进行信号处理,将其输出到彩色监视器5的R、G、B通道。另外,如以下说明的那样,信号处理系统42a、42b、42c由放大器43a~AGC电路46a、放大器48a~D/A转换电路52a、放大器43b~AGC电路46b、放大器48b~D/A转换电路52b、放大器43c~AGC电路46c、放大器48c~D/A转换电路52c构成。

[0167] 输入到输入端65a的CCD62a的摄像信号经由放大器43a、处理电路44a、A/D转换电路45a、AGC电路46a、白平衡/荧光用平衡电路48中的放大器48a、伽马电路49a、颜色强调电路50a、轮廓强调电路51a、D/A转换电路52a,作为R的图像信号输出到彩色监视器5的R通道。

[0168] 输入到输入端65b的CCD62B的摄像信号经由将上述放大器43a~AGC电路46a、放大器48a~D/A转换电路52a中的a置换为b的各电路(即放大器43b~AGC电路46b、放大器48b~D/A转换电路52b),作为G的图像信号输出到彩色监视器5的G通道。

[0169] 并且,输入到输入端65b的CCD62B的摄像信号经由将上述放大器43a~AGC电路46a、放大器48a~D/A转换电路52a中的a置换为c的各电路(即放大器43c~AGC电路46c、放大器48c~D/A转换电路52c),作为B的图像信号输出到彩色监视器5的B通道。其他结构是与图2的荧光观察内窥镜系统1大致相同的结构。

[0170] 在本实施方式中,光源装置3也能够从与荧光观察模式对应的第1~第3波段的光切换为与通常光观察模式对应的白色光进行射出。而且,作为信号处理装置的视频处理器4B进行根据分别输入到该视频处理器4B的R、G、B通道的信号生成R、G、B的颜色信号并将其输出到作为彩色显示装置的彩色监视器5的信号处理。另外,输入到视频处理器4B的R、G、B通道的信号直接被输入到彩色监视器5的R、G、B通道。换言之,视频处理器4B具有输出端分

别与彩色监视器5的R、G、B通道连接且具有R、G、B通道用的输入端65a、65b、65c的3个信号处理系统42a、42b、42c。

[0171] 在本实施方式的情况下(不依赖于观察模式的切换或在任意观察模式的情况下),作为第1摄像元件的CCD62a输入到R通道,作为第2和第3摄像元件的CCD62b、62c输入到G、B通道。特别是在荧光观察模式的情况下,如第1实施方式(段落0033)中说明的那样,输入第1摄像元件、第2和第3摄像元件的输出信号的通道也可以与上述情况不同,至少输入到分别不同的通道。并且,仅在荧光观察模式的情况下,也可以设定为与通常光观察模式的情况下设定的组合的通道(针对第1~第3摄像元件的输出信号分别进行组合的R、G、B通道)不同的组合的通道。

[0172] 本实施方式的动作成为与第1实施方式中将接收透射过R滤波器的光的像素(即R滤波器的像素)改写为接收透射过分色棱镜61a的光的CCD62a、将接收透射过G滤波器的光的像素(即G滤波器的像素)改写为接收透射过分色棱镜61b的光的CCD62b、将接收透射过B滤波器的光的像素(即B滤波器的像素)改写为接收透射过分色棱镜61c的光的CCD62c的动作大致相同的作用。

[0173] 但是,在第1实施方式中,视频处理器4在颜色分离电路47中分离为荧光(R)、G、B的图像信号,但是,在本实施方式中,构成为摄像部63输出作为3个摄像信号的荧光(R)、G、B的摄像信号。因此,将荧光(R)、G、B的摄像信号分别输入到视频处理器4B的3个信号处理系统42a、42b、42c,视频处理器4B不进行颜色分离。本实施方式具有与第1实施方式大致相同的效果。

[0174] 接着,对第2实施方式的变形例进行说明。以下的变形例提供如下的荧光观察内窥镜系统:针对作为基于投放到活体中的荧光药剂的观察对象的荧光(图像),减少基于自发荧光的影响。

[0175] 图15示出第2实施方式的第一变形例的荧光观察内窥镜系统1F的整体结构。荧光观察内窥镜系统1F具有在光学式内窥镜2A上安装了电视摄像机2C的内窥镜2D、光源装置3C、视频处理器4B、彩色监视器5。在光学式内窥镜2A上安装了电视摄像机2C的内窥镜2D的结构在图13中进行了说明,所以省略其说明。并且,视频处理器4B采用与图13中说明的视频处理器4B相同的结构,省略其说明。

[0176] 并且,在本变形例中,作为荧光药剂,采用第1实施方式中说明的ICG。并且,内窥镜2D具有第1实施方式中说明的激励光截止滤波器25。在本变形例的情况下,激励光截止滤波器25可以采用图14所示的透射特性。

[0177] 在图14中,与激励光截止滤波器25的透射特性一起示出分色棱镜61a、61b、61c的透射特性,但是,也可以采用图16A所示的特性的分色棱镜61a、61b、61c。图16A成为实质上与图4相同的特性图。

[0178] 并且,图15所示的本变形例的光源装置3C在图2所示的光源装置3中配置对荧光观察模式的情况下射出的照明光中的一部分波段进行限制的激励滤波器81。光源装置3C内的(形成控制装置或控制部的)发光控制部34进行控制,以使得在由切换开关26切换为荧光观察模式的情况下,经由滤波器插拔装置82,如图15的实线所示配置在照明光路上,在切换为通常光观察模式的情况下,如双点划线所示从照明光路上退避。另外,滤波器插拔装置82可以采用公知的装置。并且,也可以使用能够旋转的滤波器转台构成。

[0179] 图16B示出使用激励滤波器81、在荧光模式的情况下光源装置3C射出的作为照明光的第1波段的光即的激励光的波段(710~790nm)以及第2波段和第3波段的光即参照光的波段(450~570nm)。另外,在图16B中,示出通过激励滤波器81对虚线所示的450~570nm的光进行截止的状况。

[0180] 在第1实施方式和第2实施方式的情况下,在荧光模式的情况下,光源装置3向光导13侧射出图3A所示的波段的光,但是,在本变形例中,例如通过配置在会聚透镜33之前的照明光路上的激励滤波器81对参照光中的成为一部分波段(蓝色波段)的450nm以下的短波段的光进行截止。激励滤波器81例如具有截止450nm以下的短波段的光、透射比450nm更靠长波段侧的参照光和激励光的特性。

[0181] 这样,本变形例中的激励滤波器81对第2实施方式中在荧光观察模式下光源装置3射出的形成照明光的激励光和参照光中、作为参照光中的一部分波段的450nm以下的短波段的光进行截止,如以下说明的那样,具有充分减少自发荧光的产生的波段限制装置或带限滤波器的功能。

[0182] 在本变形例中,根据透射过分色棱镜61a并由CCD62a进行摄像而得到的摄像信号生成作为荧光图像的R通道的图像信号,并且生成作为2个颜色的参照光图像(反射光图像)的G、B通道的图像信号,将荧光图像和2个颜色的参照光图像分别输出到彩色监视器5的R、G、B通道。彩色监视器5重叠红色的荧光图像以及绿色和蓝色的参照光图像进行显示。因此,本变形例(和第2实施方式)的信号处理系统42a、42b、42c形成重叠图像生成部或重叠图像生成电路,其生成重叠红色的荧光图像以及绿色和蓝色的参照光图像而进行显示的重叠图像。

[0183] 本变形例中的其他结构与第2实施方式相同。因此,关于本变形例的作用,仅基于在第2实施方式中设定为荧光观察模式的情况下设置激励滤波器81而发挥的作用不同。

[0184] 如以下说明的那样,在本变形例中,通过激励滤波器81对第2实施方式中采用的参照光的波段的一部分进行截止,由此,能够充分减少自发荧光的产生,能够高精度地提取观察对象的基于荧光药剂的荧光(图像)。

[0185] 在本变形例中,作为减少自发荧光混入观察对象的基于荧光药剂的荧光中的影响的单元,具有对参照光中的450nm以下的短波段的光进行截止的带限滤波器。

[0186] 图17以表形式示出活体包含的多种自发荧光物质以及对应的激励波长(的峰值)和荧光波长(的峰值)的关系。另外,图17的数据是从“Handbook of Biomedical Fluorescence”、发行年月日:April 16、2003、编者:by Mary-Ann Mycek(Editor)、Brian W.Pogue(Editor)引用的。

[0187] 例如,胶原蛋白I通过峰值为325nm的波长的激励光产生在400nm处成为峰值的自发荧光。并且,原卟啉通过峰值为410nm的波长的激励光产生在630nm、690nm处成为峰值的自发荧光。关于图17所示的自发荧光物质,自发荧光的波长的波谱中心(峰值)大多包含在绿色波段中。但是,例如胶原蛋白VI、原卟啉产生较弱的红色波段的自发荧光。

[0188] 在本变形例中,使用透射红色和近红外波段的分色棱镜61a对作为荧光药剂的ICG产生的荧光进行摄像。

[0189] 关于上述自发荧光物质,由于激励波长位于比450nm更靠短波长侧,所以,如果对参照光中的450nm以下的短波长的波段的光进行截止,则能够有效减少可能混入观察对象

的荧光中的自发荧光的产生。因此,在本变形例中,如图16B所示,对参照光的波段进行波段限制,以使得采用对450nm以下的短波长的波段的光进行截止后的参照光。

[0190] 本变形例基本上构成为,在第2实施方式中,在荧光观察模式中采用对蓝色波段的照明光(参照光)中的450nm以下的短波长的波段进行截止后的照明光(参照光)。

[0191] 因此,作为本变形例的作用效果,在第2实施方式的作用效果的基础上,能够进一步减少自发荧光的产生,能够提高基于荧光药剂的荧光的检测精度,能够提高基于荧光药剂的荧光图像的对比度。因此,根据本变形例的图像,能够实质上减少自发荧光的混入,所以,手术医生能够容易进行适当的诊断。

[0192] 另外,在本变形例中,将与产生自发荧光的波段的光相当的450nm以下的短波长的波段的光从参照光的波段中除外或对其进行波段限制,以使得(作为第2波段和第3波段的光的)参照光不包含成为产生自发荧光的激励光的波段的光,但是,也可以仅对450nm以下的短波长的波段的光的一部分进行波段限制。

[0193] 在本变形例中,通过设定为在红色波段和近红外波段具有感光度的摄像元件对基于荧光药剂的荧光进行摄像,所以,也可以(对参照光的波段)进行波段限制,以使得在该摄像元件具有感光度的波段中不包含产生自发荧光(激励波长成为峰值)的波段的光。在图17的自发荧光物质的情况下,也可以进行波段限制,以使得将至少包含(激励波长成为峰值的)410nm的例如400nm~420nm的波段从参照光的波段中除外。

[0194] 换言之,也可以在第2波段的光或第3波段的光(即参照光)中,在投放到活体中的荧光药剂产生的荧光的波段内或该荧光的波段的附近对与成为产生自发荧光的激励光的波段相当的一部分波段的光进行截止。

[0195] 图18示出第2实施方式的第2变形例的荧光观察内窥镜系统1G的整体结构。荧光观察内窥镜系统1G具有在光学式内窥镜2A上安装了电视摄像机2C的内窥镜2D、光源装置3D、视频处理器4B、彩色监视器5。在光学式内窥镜2A上安装了电视摄像机2C的内窥镜2D的结构与图13、图15所示的结构相同。但是,本变形例采用FITC作为荧光药剂。因此,内窥镜2D具有图19A所示的透射特性的激励光截止滤波器25b。

[0196] 并且,视频处理器4B是与图13的结构相同的结构。另外,在本变形例中,检测基于FITC的荧光并生成图像,所以,视频处理器4B根据穿过分色棱镜61b并由CCD62b进行摄像而得到的信号生成成为荧光的图像信号的G通道的图像信号,并且生成成为参照光图像的R、B通道的图像信号,将荧光图像、2个颜色的参照光图像分别输出到彩色监视器5的G、R、B通道。

[0197] 并且,光源装置3D构成为,在图6所示的光源装置3中,在荧光观察模式的情况下,在会聚透镜33之前的照明光路上配置激励滤波器83,在通常光观察模式的情况下,使激励滤波器83从照明光路上退避。在荧光观察模式的情况下,未配置激励滤波器83的图6的光源装置3向光导13侧射出图7所示的特性的激励光和参照光。在本变形例中,通过采用配置了激励滤波器82的光源装置3D,在荧光观察模式的情况下,该光源装置3D向光导13侧射出图19B所示的特性的作为第1波段的光的激励光以及作为第2波段和第3波段的光的参照光。对图19所示的特性的光进行波段限制,以使得成为如下特性:在图7中,通过激励滤波器82,在450nm以下的短波段侧的光中仅透射420nm~430nm。

[0198] 图17所示的自发荧光物质在420nm~430nm中不包含激励波长(的峰值)。因此,在

本变形例中,采用透射450nm以下的短波长侧的光中的420~430nm的特性的激励滤波器82。另外,该激励滤波器82具有透射比450nm更靠长波长侧的光的特性。

[0199] 在本变形例中,在检测作为观察对象的基于荧光药剂的荧光的波段的光即绿色波段的光的情况下,通过激励滤波器82对(为了至少减少绿色波段的自发荧光,成为主要产生绿色波段的自发荧光的波段的)参照光的波段的一部分进行波段限制,以使得至少减少在该绿色波段中混入基于自发荧光的荧光的情况。

[0200] 因此,根据本变形例,与第1变形例的情况同样,能够减少自发荧光的产生,能够提高基于荧光药剂的荧光的检测精度,能够提高基于荧光药剂的荧光图像的对比度。因此,根据本变形例的图像,手术医生能够实质上减少自发荧光的混入,所以,容易进行适当的诊断。另外,作为减少基于自发荧光的影响的荧光观察内窥镜系统,说明了应用于第2实施方式的情况,但是,显而易见也可以应用于第1实施方式。例如也可以构成为,在图2中的光源装置3中,在荧光观察模式的情况下,如虚线所示配置激励滤波器81。

[0201] 并且,也可以构成为,在图6中的光源装置3中,在荧光观察模式的情况下,如虚线所示配置激励滤波器83。

[0202] 并且,也可以构成为,在图12A中,在光源装置3中,在荧光观察模式的情况下,在照明光路上选择性地配置3组镜体保持装置72,以使得射出与实际使用的荧光药剂对应的照明光,但是,如虚线所示,也可以根据各个荧光药剂进行控制,以配置进行波段限制的激励滤波器81等。该情况下,镜体切换控制电路73进行切换以配置与实际使用的荧光药剂对应的激励滤波器即可。于是,能够使用多种荧光药剂进行荧光观察,并且,能够充分减少或排出在基于荧光药剂的荧光中混入自发荧光的荧光的情况,手术医生能够适当进行基于荧光图像的诊断。

[0203] 另外,组合上述实施方式的一部分等而构成的实施方式也属于本发明。

[0204] 本申请以2014年4月8日在日本申请的日本特愿2014-79764号为优先权主张的基础进行申请,上述公开内容被引用到本申请说明书、权利要求书和附图中。

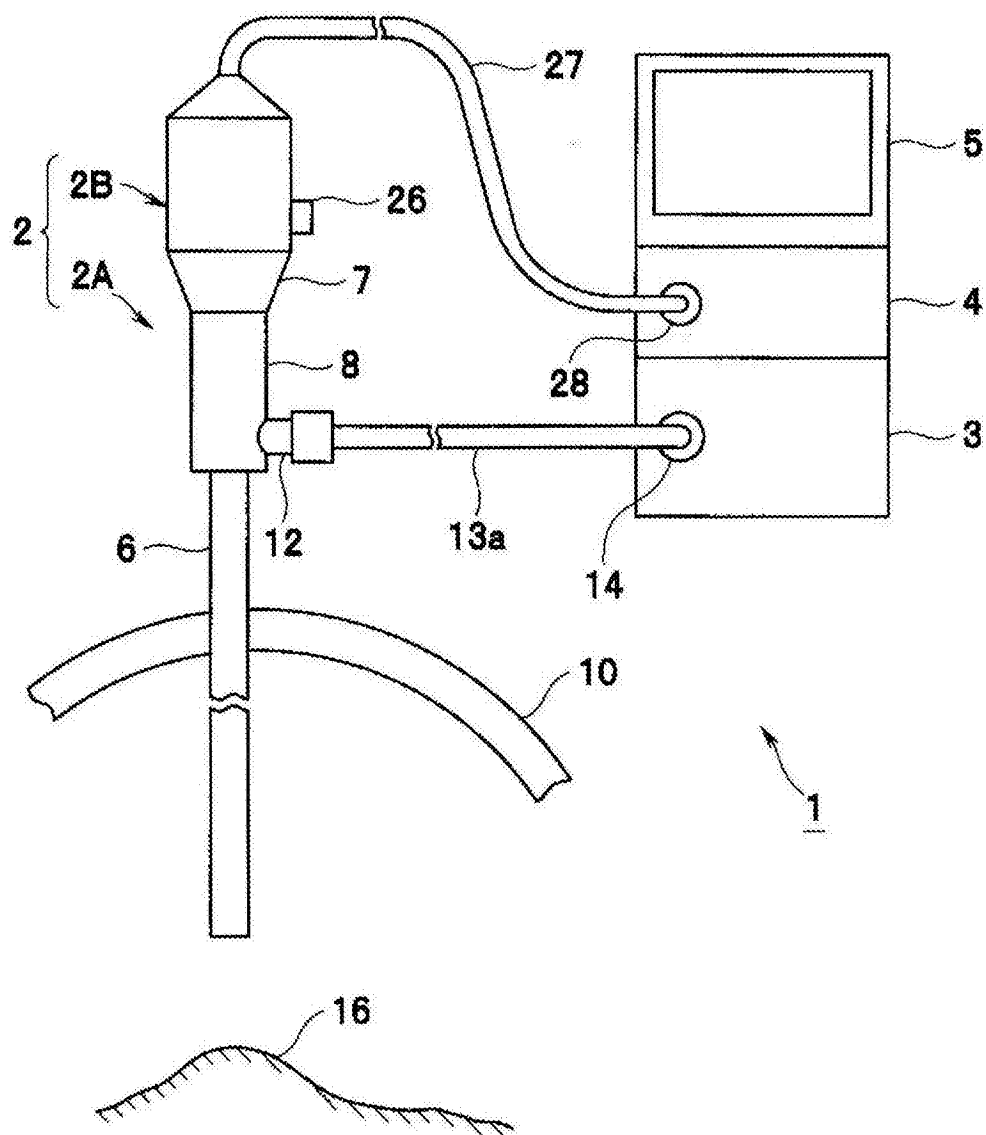


图1

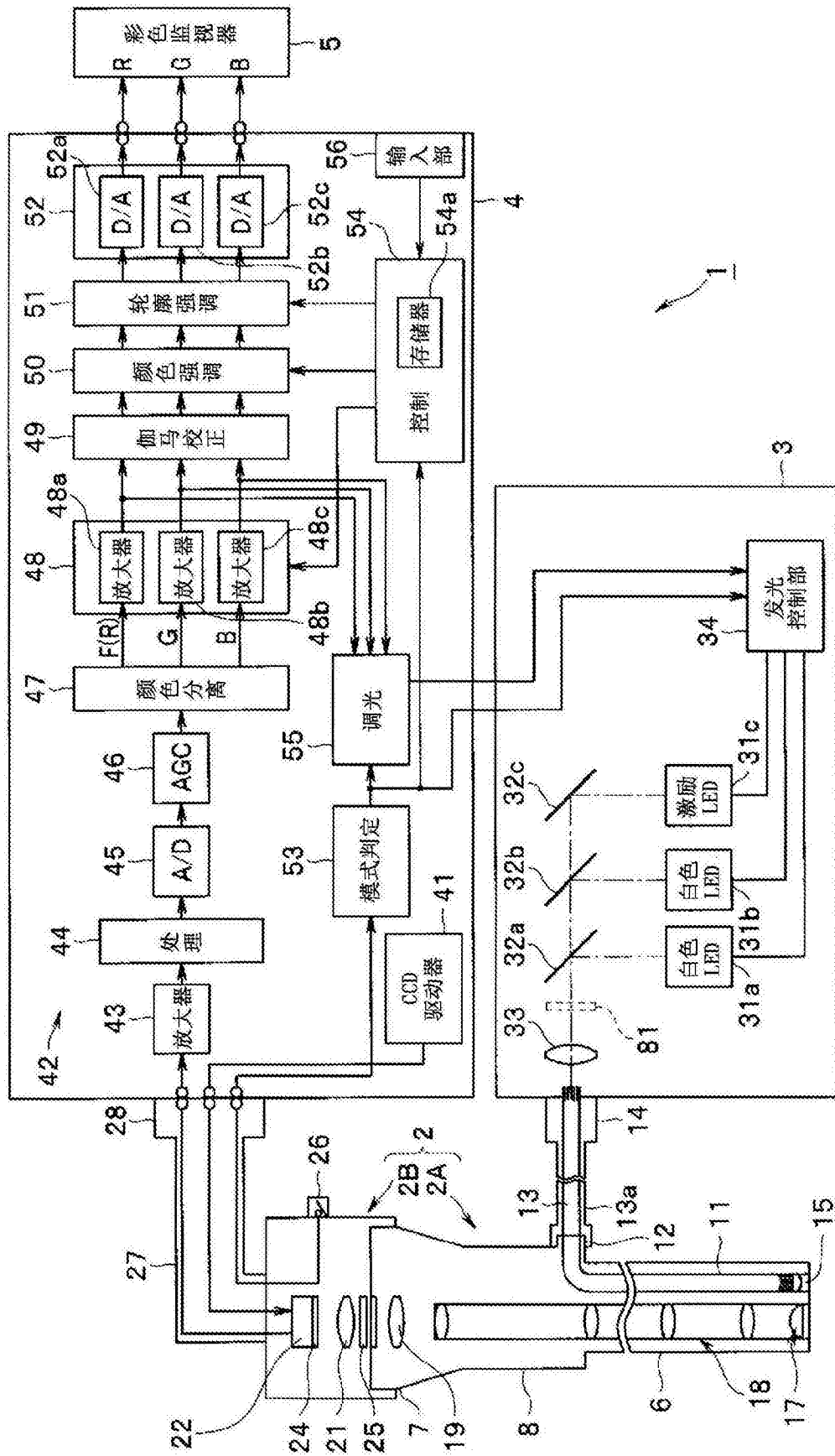


图2

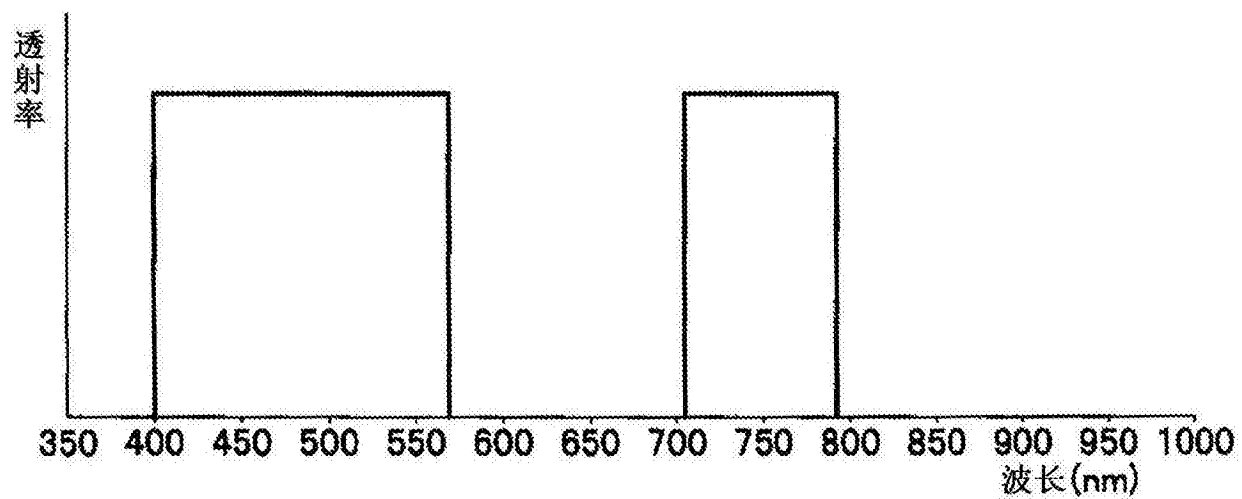


图3A

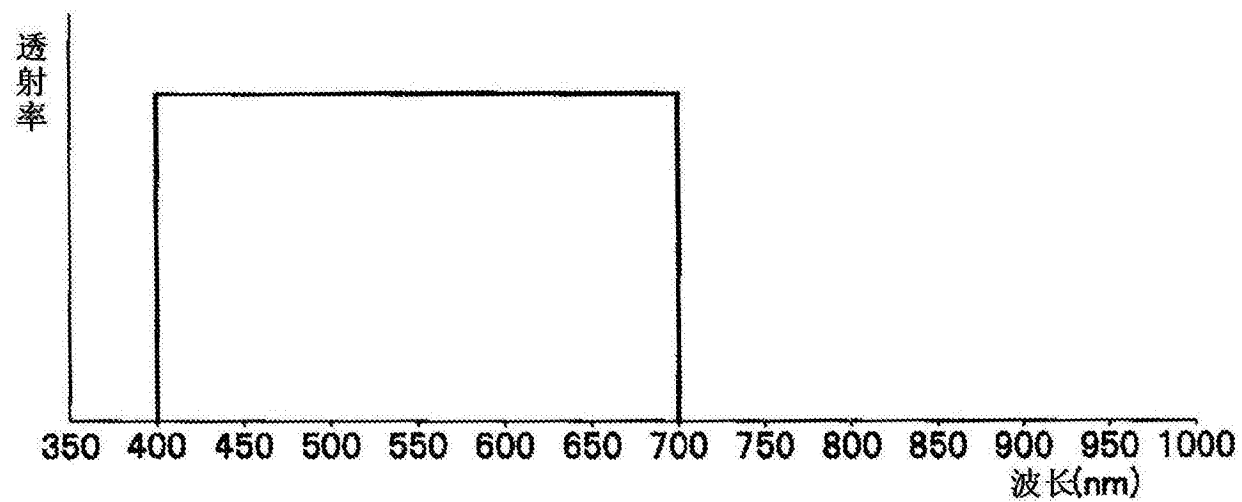


图3B

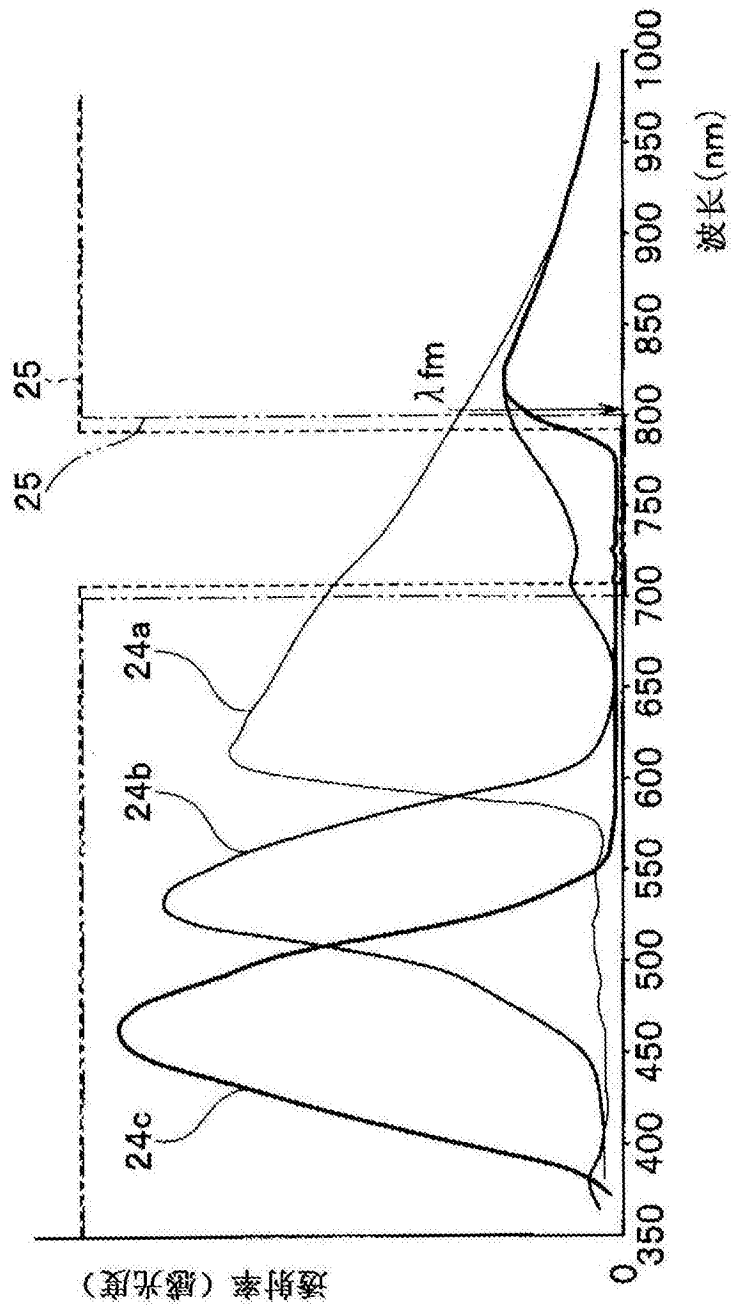


图4

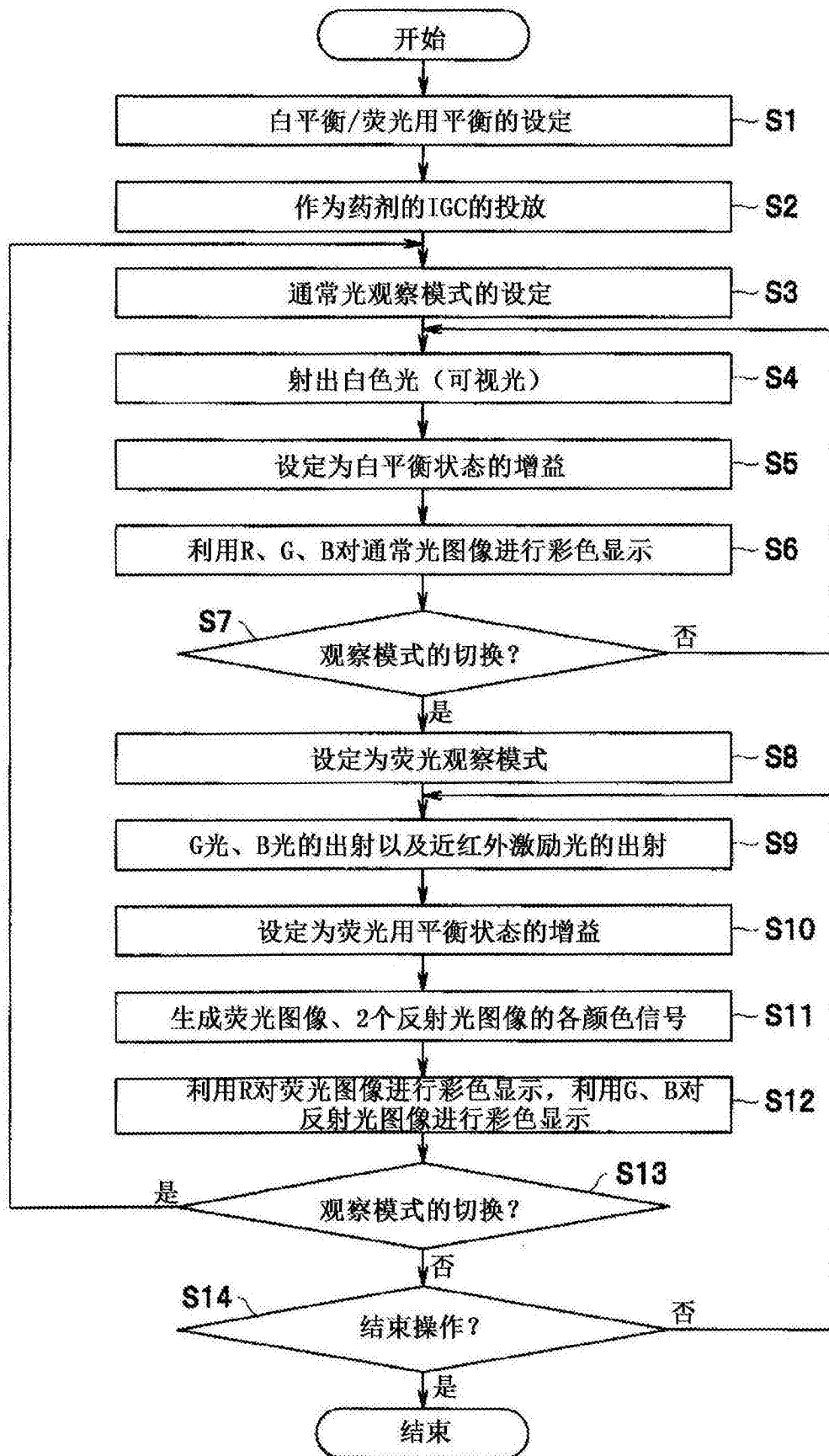


图5

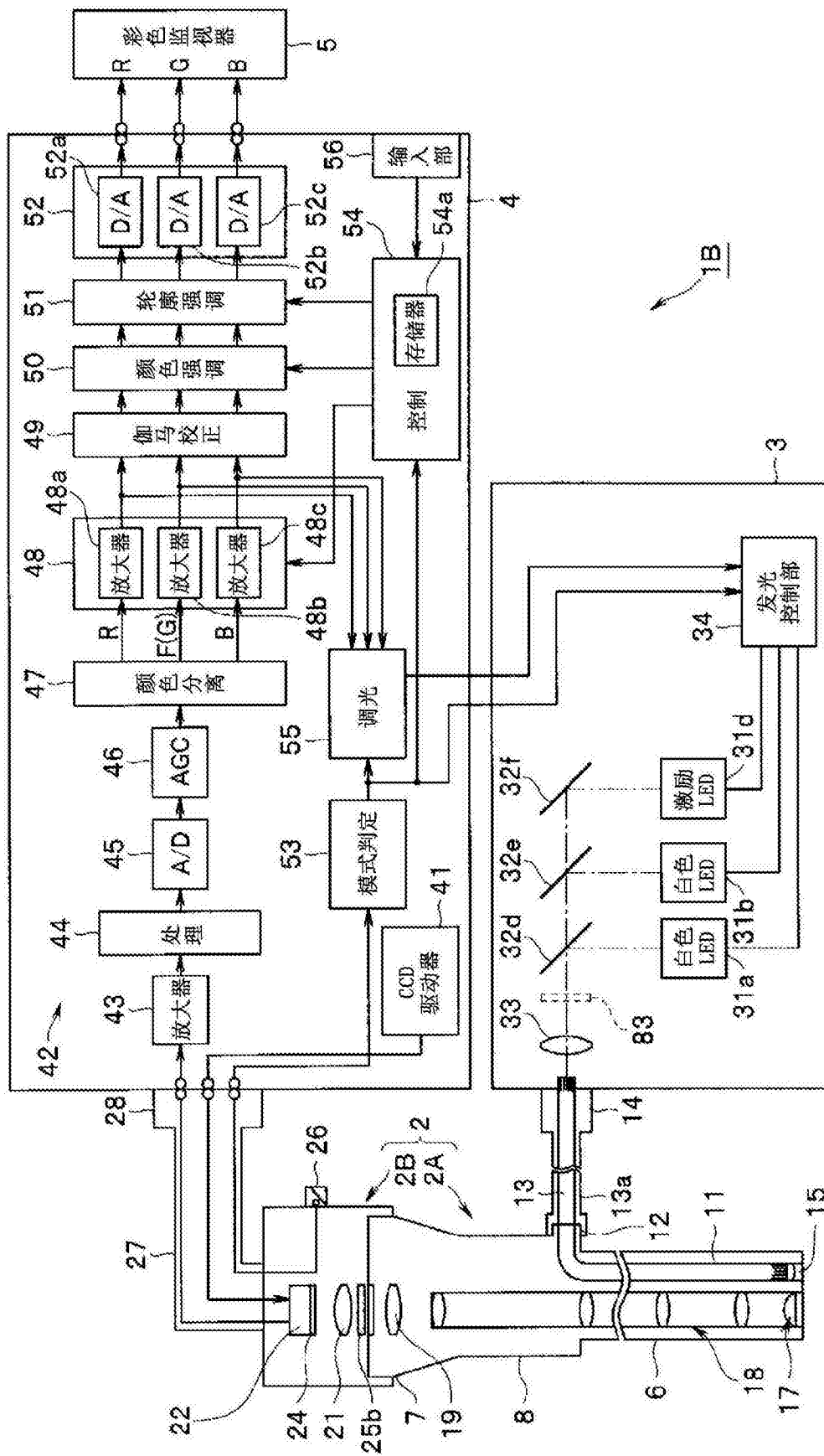


图6

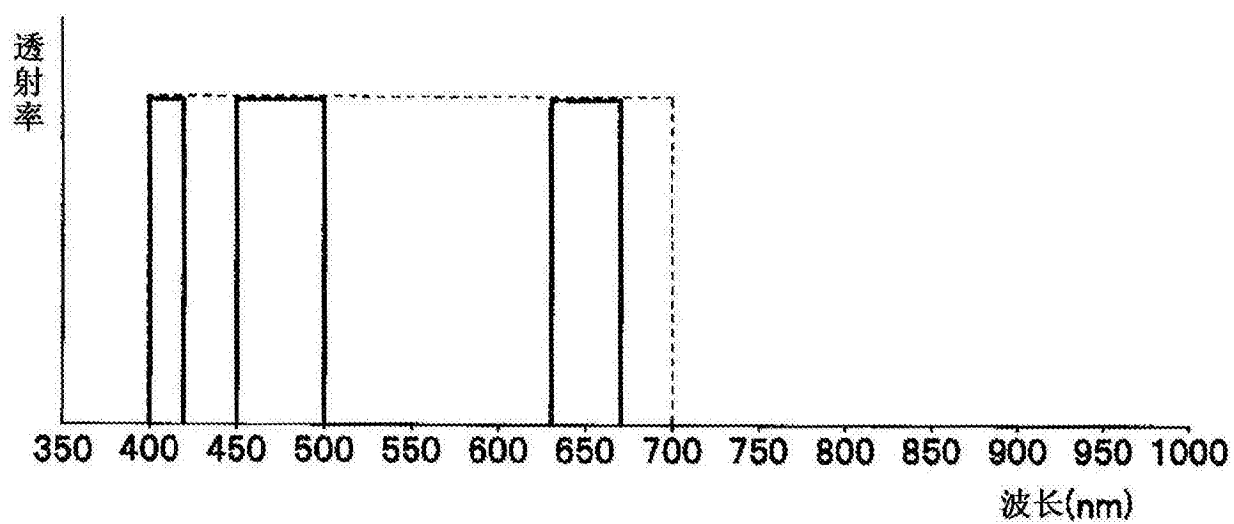


图7

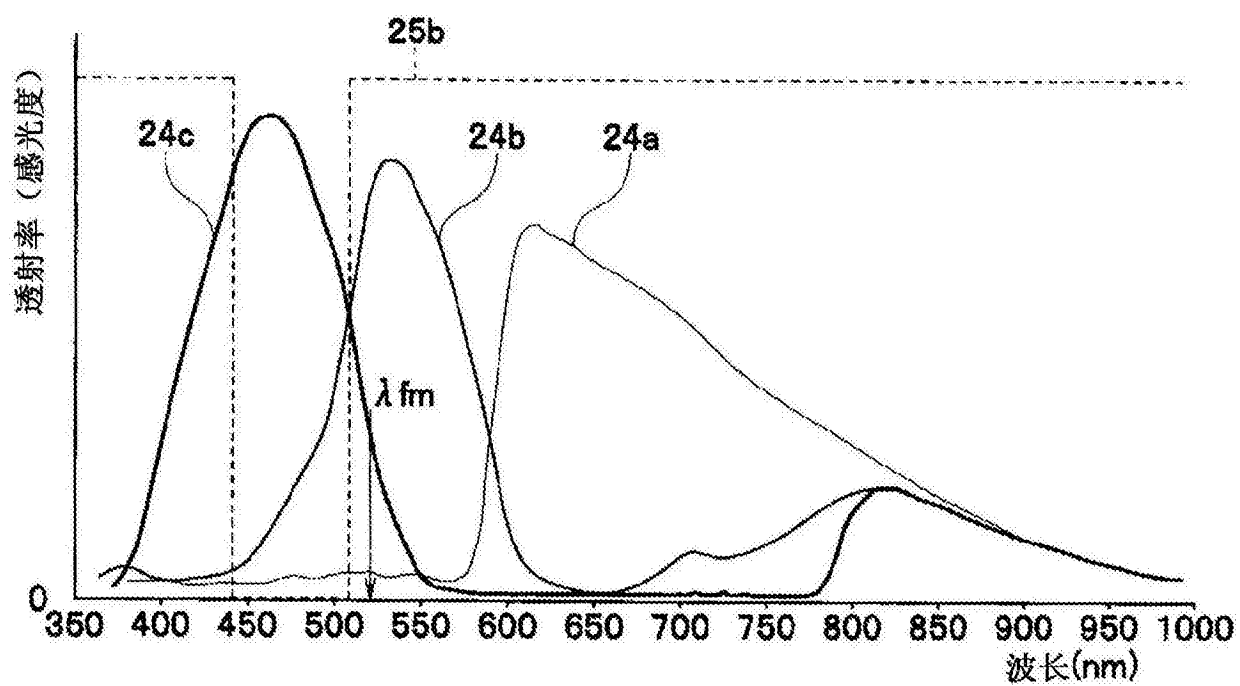


图8

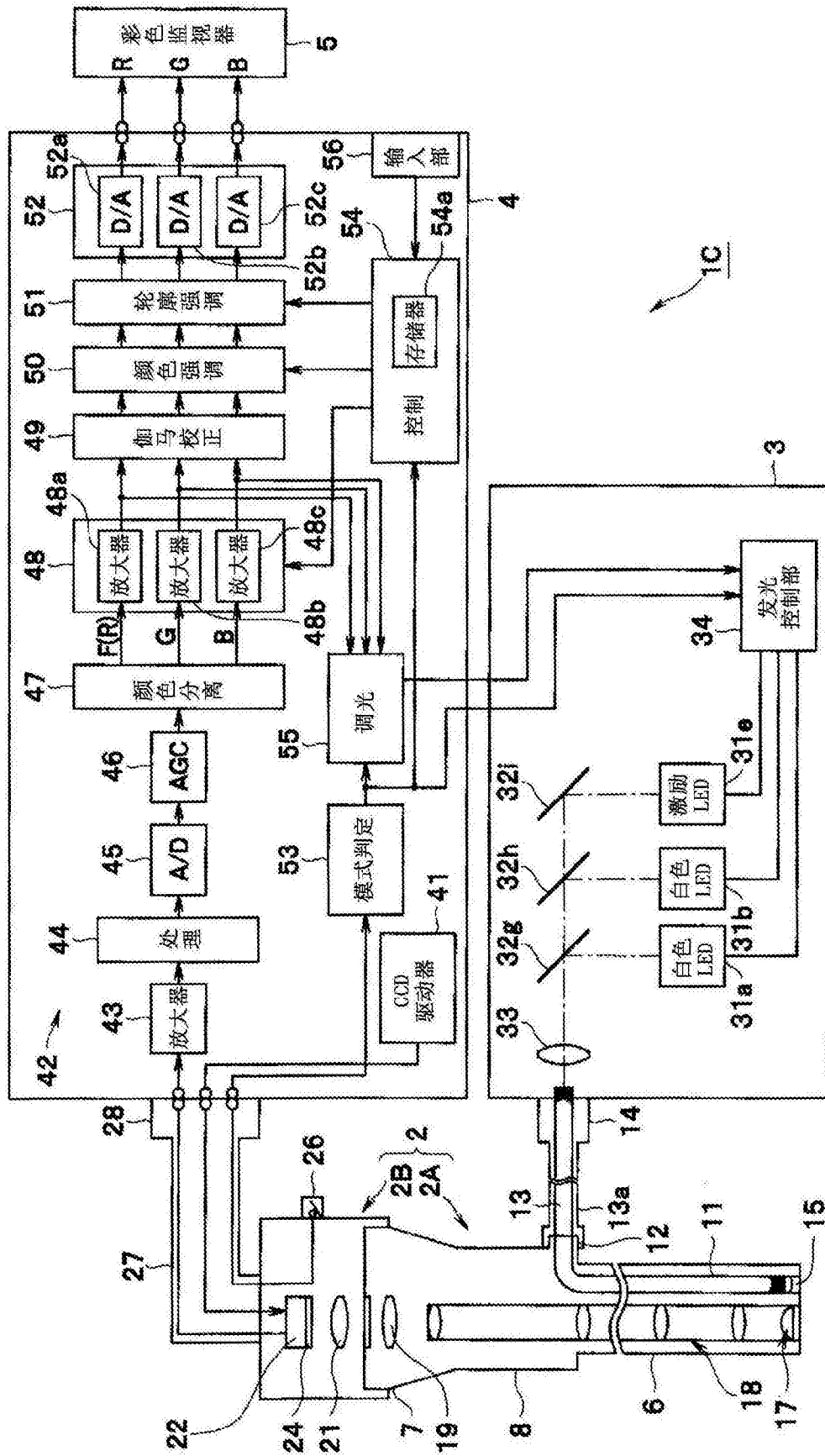


图9

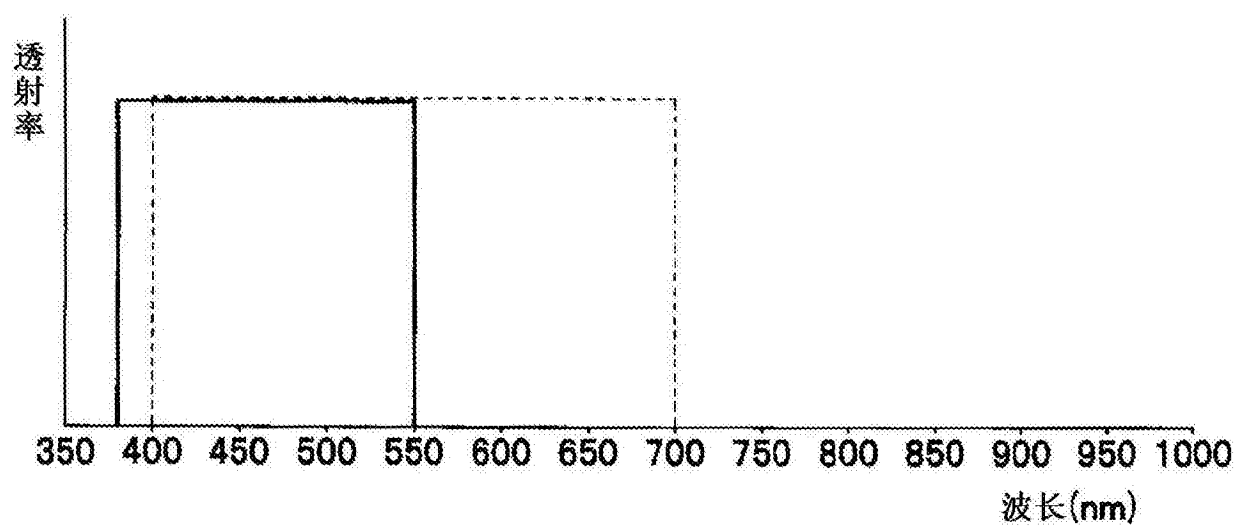


图10

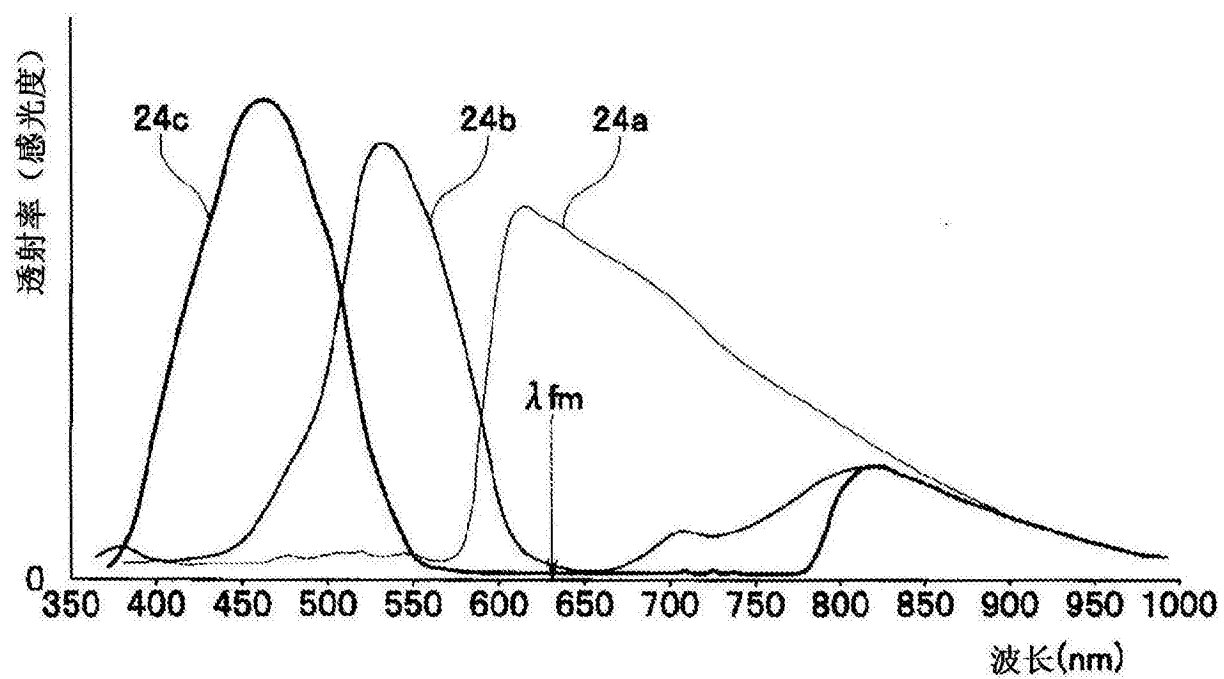


图11

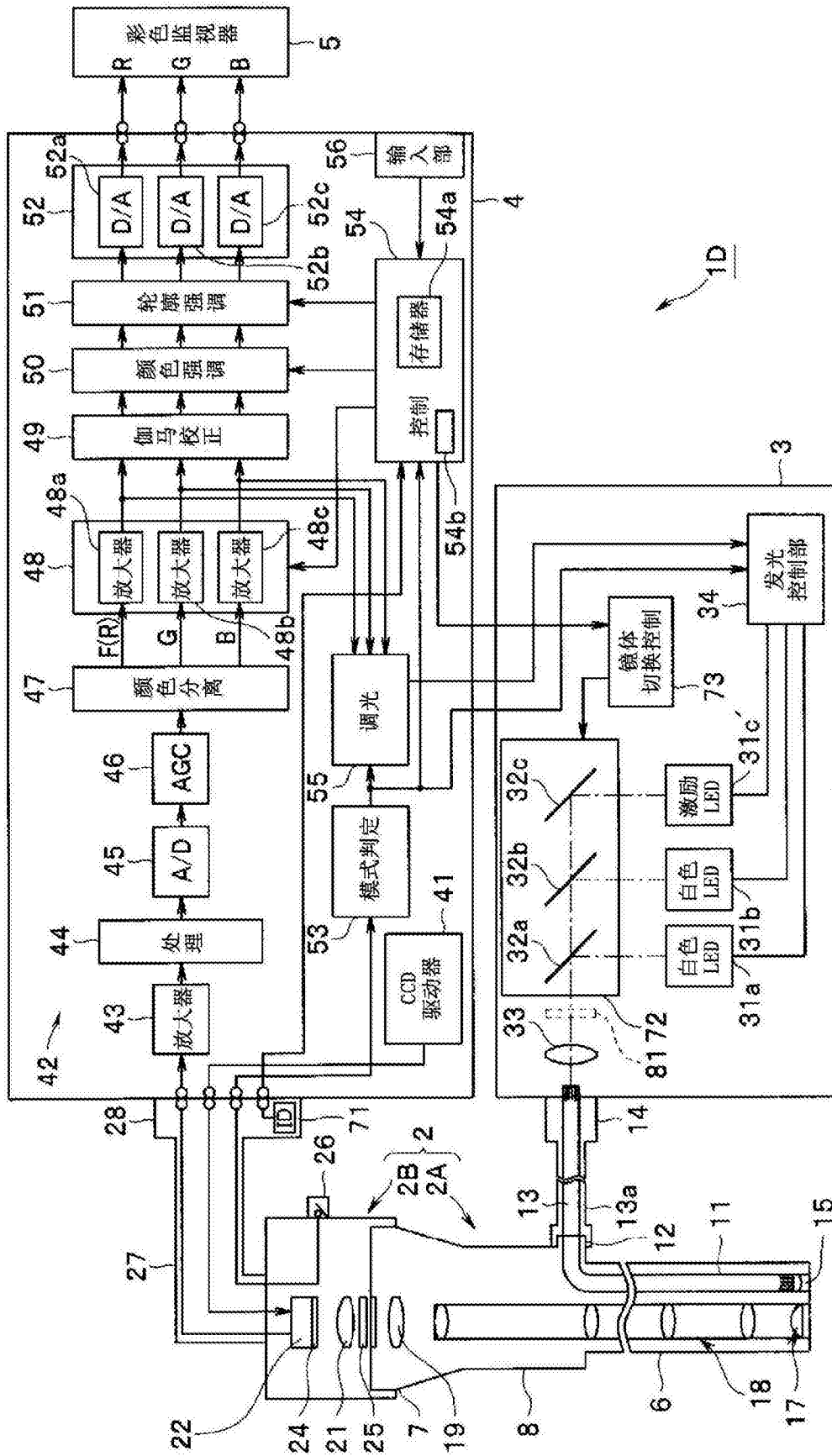


图12A

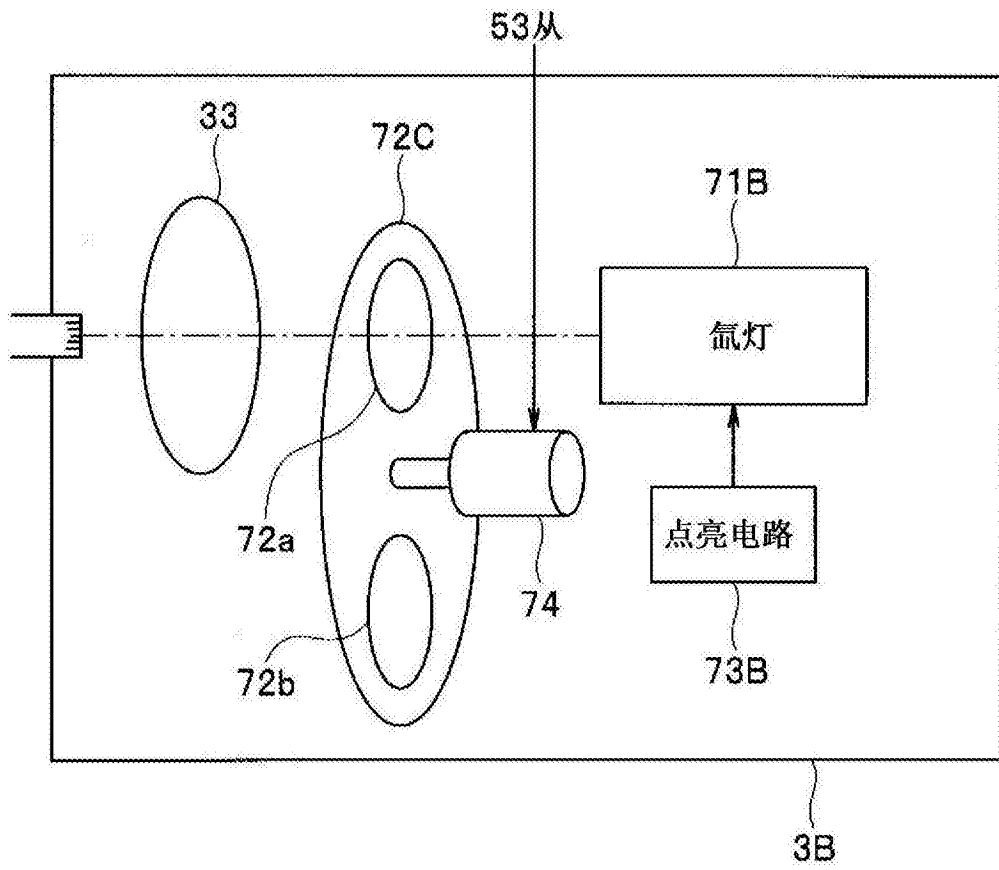


图12B

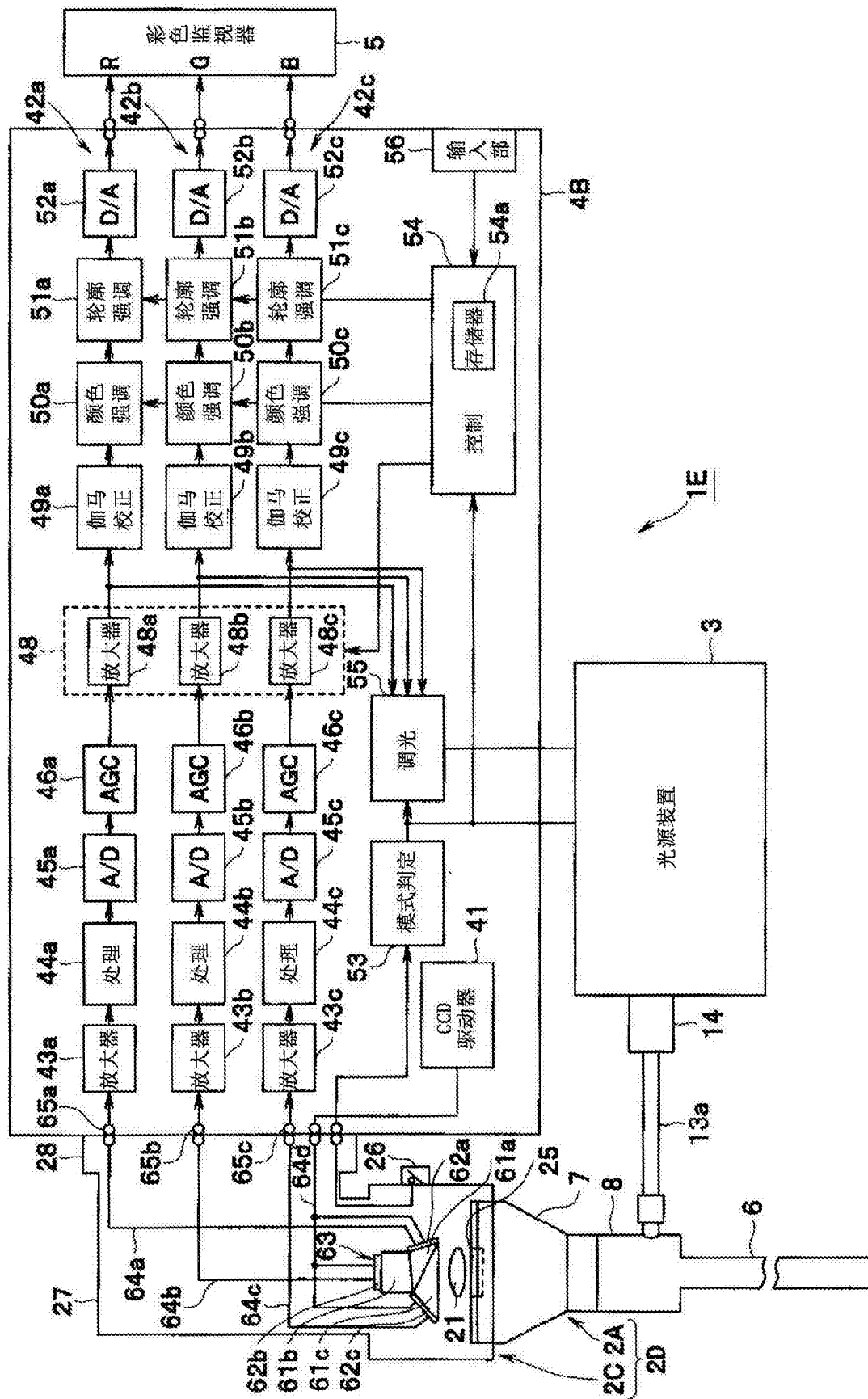


图13

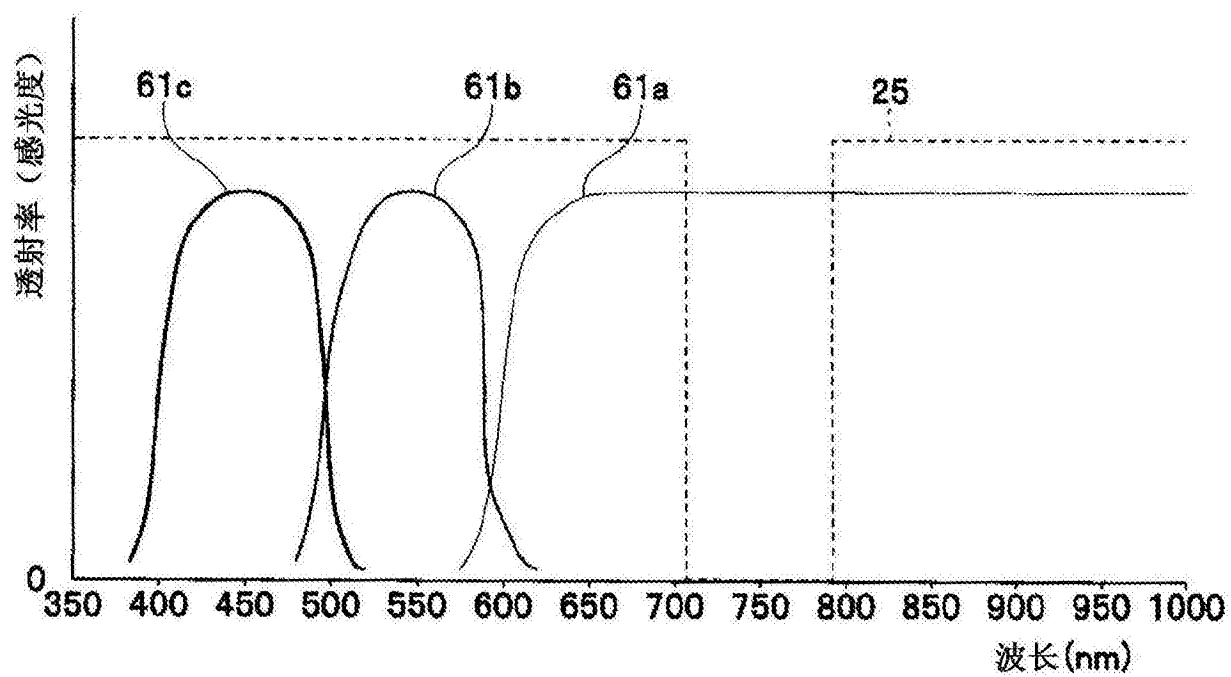


图14

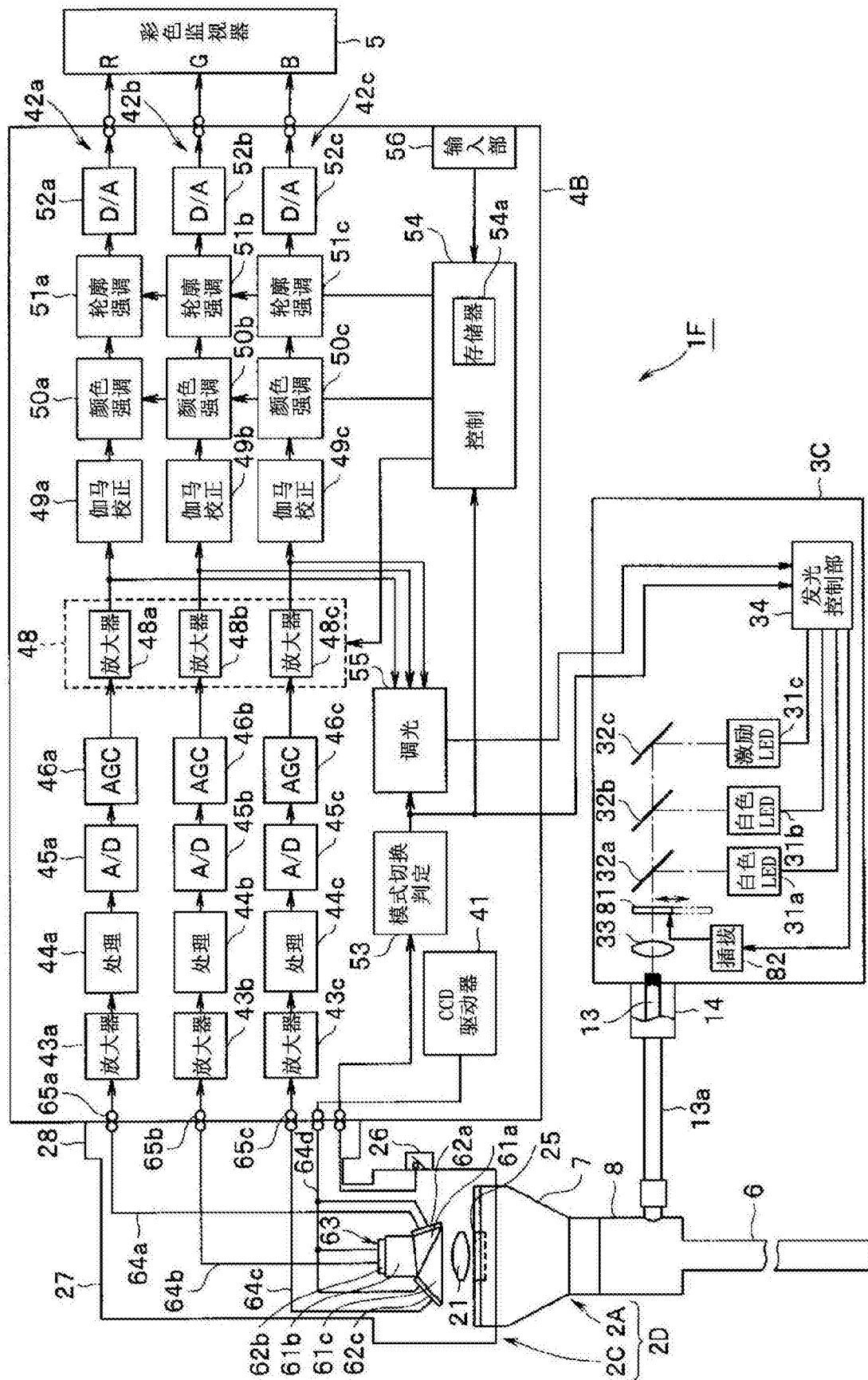


图15

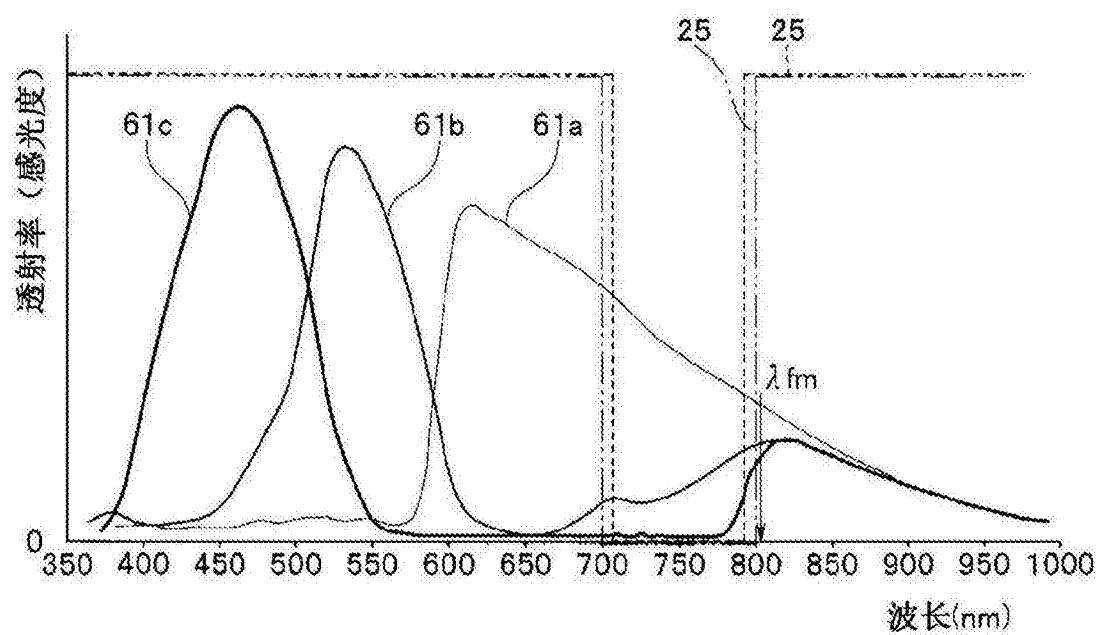


图16A

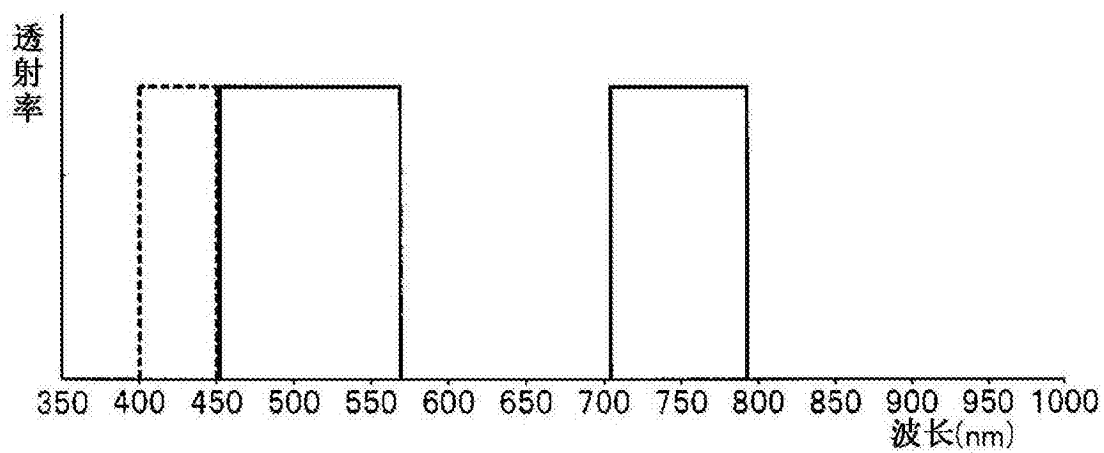


图16B

自发荧光物质	激励波长峰值(nm)	荧光波长峰值(nm)
胶原蛋白I	325	400
胶原蛋白IV	290	340
胶原蛋白V	350	390
胶原蛋白VI	410	605, 660
NADH	350	460
FAD	450	525
原卟啉	410	630, 690

图17

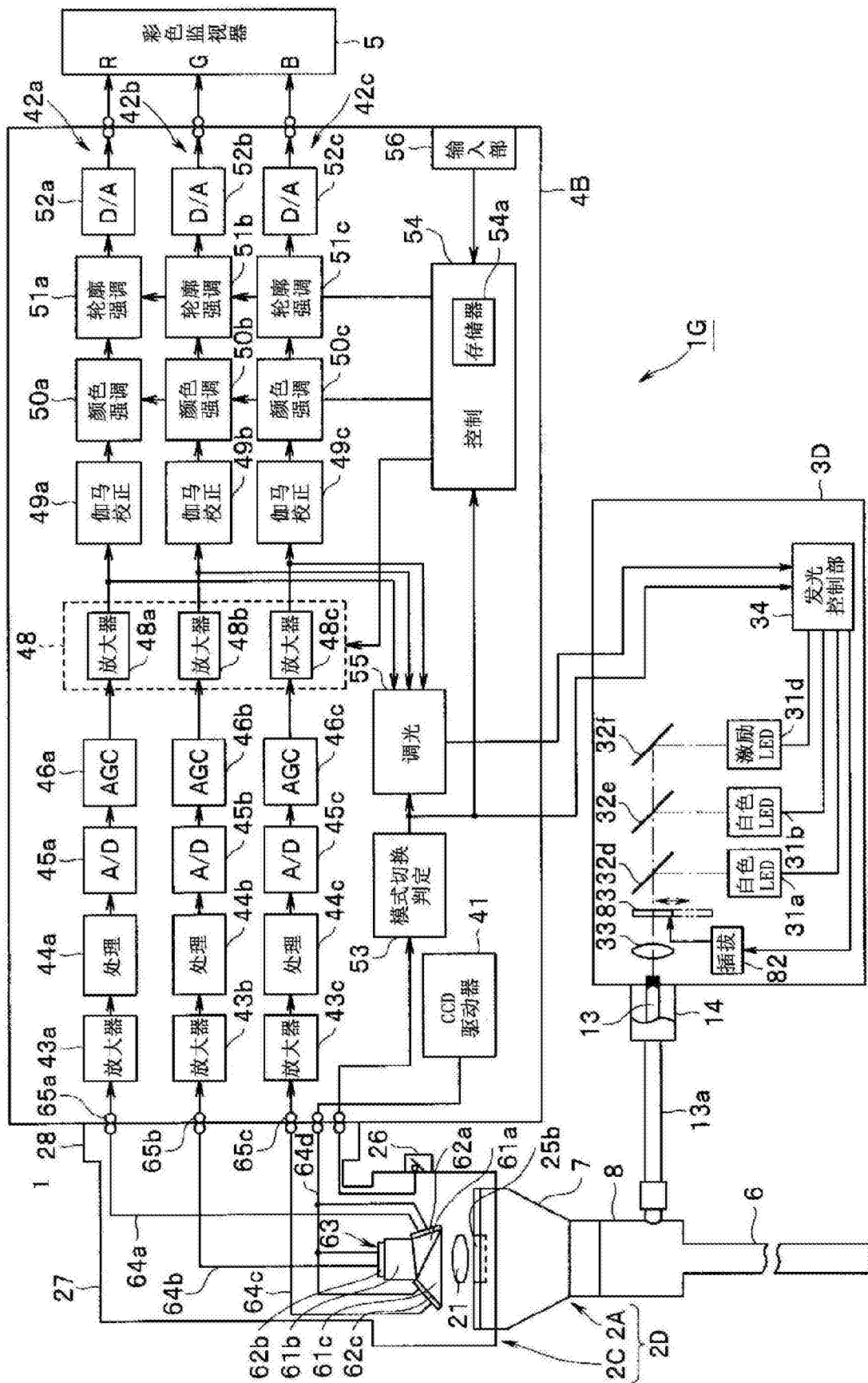


图18

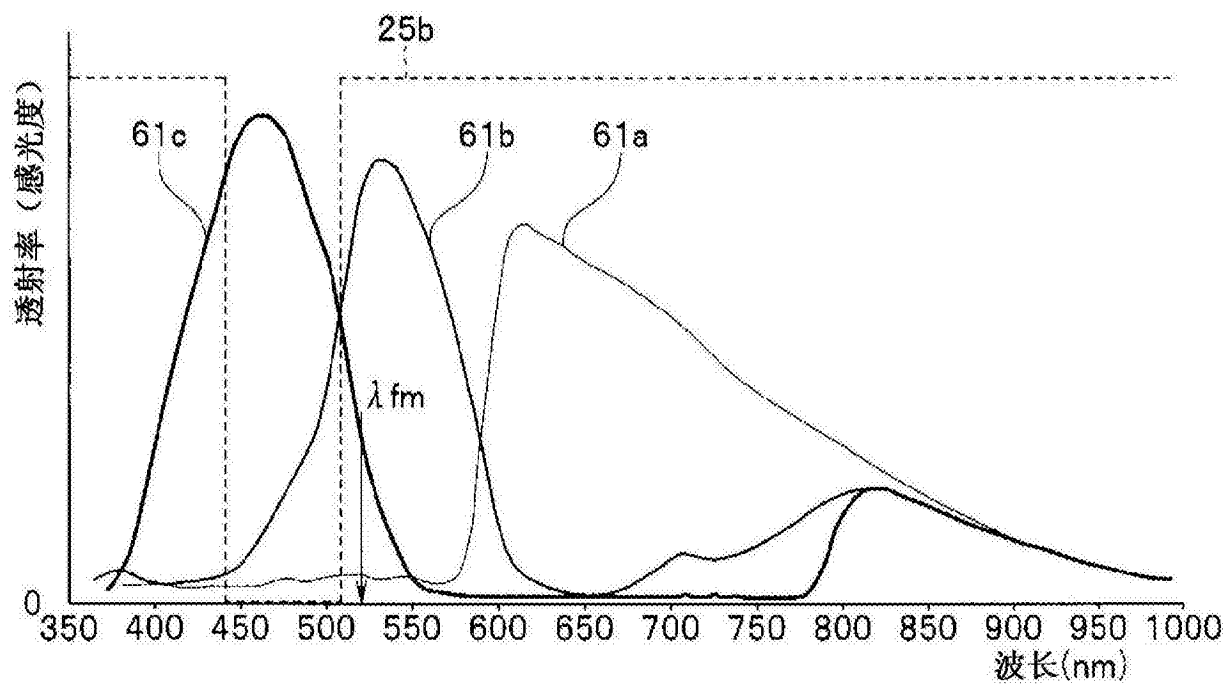


图19A

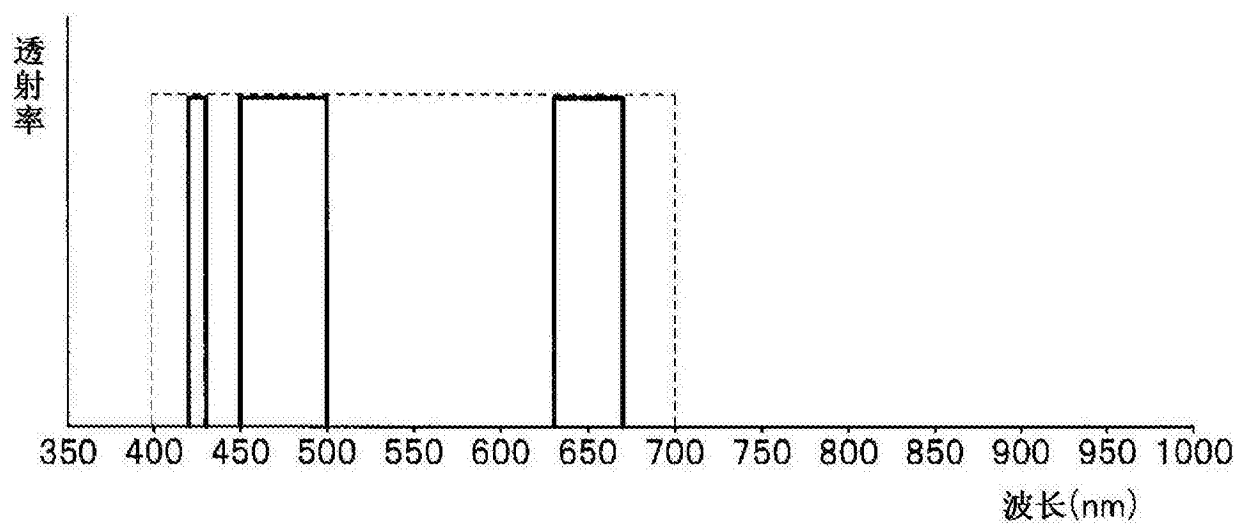


图19B

专利名称(译)	荧光观察内窥镜系统		
公开(公告)号	CN106132276A	公开(公告)日	2016-11-16
申请号	CN201580017517.4	申请日	2015-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	竹内佑一 渡边俊明		
发明人	竹内佑一 渡边俊明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/043 A61B1/07		
代理人(译)	李辉		
优先权	2014079764 2014-04-08 JP		
其他公开文献	CN106132276B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

荧光观察内窥镜系统具有：光源装置，其能够同时射出作为通过对投放到活体中的药剂进行照射而发出的荧光的第1波段的光以及作为可视光的第2波段的光和第3波段的光；摄像部，其具有同时接收荧光以及第2波段和第3波段的光的反射光的摄像元件；以及信号处理装置，其根据摄像部取得的荧光的摄像信号以及从第2波段和第3波段的光的反射光取得的第2和第3摄像信号生成利用分别不同的颜色进行显示的彩色显示图像。

