



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110573056 A

(43)申请公布日 2019.12.13

(21)申请号 201880028599.6

(22)申请日 2018.02.28

(30)优先权数据

2017-091624 2017.05.02 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.10.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/007566 2018.02.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/203435 JA 2018.11.08

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 山崎健二

(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 孙明浩 崔成哲

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/045(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

A61B 1/07(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

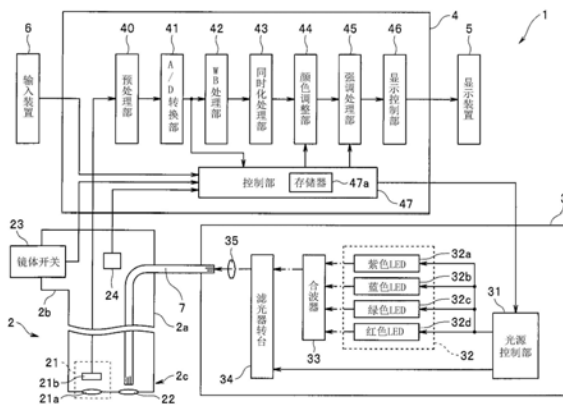
权利要求书2页 说明书18页 附图9页

(54)发明名称

内窥镜系统

(57)摘要

内窥镜系统具有:光源部,其产生紫色光、蓝色光、绿色光和红色光;光谱可变部,其使从光源部发出的绿色光的光谱变化成多个光谱中的一个光谱;光量调整部,其以具有由光谱可变部改变后的光谱的绿色光的光量为基准,对紫色光、蓝色光和红色光这3个颜色的光的光量进行调整;摄像部,其对被摄体进行摄像,该被摄体被具有由光谱可变部改变后的光谱的绿色光和具有由光量调整部调整后的光量的3个颜色的光照明;以及强调处理部,其对拍摄被摄体而得到的图像实施强调处理,该被摄体被具有由光谱可变部改变后的光谱的绿色光照明。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,所述内窥镜系统具有:

光源部,其构成为产生紫色光、蓝色光、绿色光和红色光;

光谱可变部,其构成为使从所述光源部发出的所述绿色光的光谱变化成多个光谱中的一个光谱,所述多个光谱被设定为在血红蛋白的吸光度高的波段中活体组织的粘膜深部中的到达深度不同;

光量调整部,其构成为以具有由所述光谱可变部改变后的光谱的所述绿色光的光量为基准,分别对所述紫色光、所述蓝色光和所述红色光这3个颜色的光的光量进行调整;

摄像部,其构成为对被摄体进行摄像,该被摄体被具有由所述光谱可变部改变后的光谱的所述绿色光和具有由所述光量调整部调整后的光量的所述3个颜色的光照明;以及

强调处理部,其构成为对图像实施规定的强调处理,该图像是对来自所述被摄体的返回光进行摄像而得到的,所述被摄体被具有由所述光谱可变部改变后的光谱的所述绿色光照明。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述光谱可变部构成为使从所述光源部发出的所述绿色光的光谱变化成第1光谱、第2光谱和第3光谱中的任意一个光谱,其中,所述第1光谱到达所述粘膜深部中的第1层,所述第2光谱到达所述粘膜深部中的比所述第1层深的层即第2层,所述第3光谱一次到达所述第1层和所述第2层这2个层。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述光谱可变部和所述光量调整部一体地构成为能够将第1光学滤波器、第2光学滤波器和第3光学滤波器中的任意一个光学滤波器插入从所述光源部发出的光的光路上的滤波器切换机构,所述第1光学滤波器具有使所述绿色光的光谱变化成所述第1光谱且使所述3个颜色的光的光量分别降低的分光透射特性,所述第2光学滤波器具有使所述绿色光的光谱变化成所述第2光谱且使所述3个颜色的光的光量分别降低的分光透射特性,所述第3光学滤波器具有使所述绿色光的光谱变化成所述第3光谱且使所述3个颜色的光的光量分别降低的分光透射特性。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第3光学滤波器中的所述3个颜色的光的透射率比所述第1光学滤波器中的所述3个颜色的光的透射率和所述第2光学滤波器中的所述3个颜色的光的透射率都大。

5. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述光谱可变部构成为能够将第1光学滤波器、第2光学滤波器和第3光学滤波器中的任意一个光学滤波器插入从所述光源部发出的光的光路上的滤波器切换机构,所述第1光学滤波器具有使所述绿色光的光谱变化成所述第1光谱的分光透射特性,所述第2光学滤波器具有使所述绿色光的光谱变化成所述第2光谱的分光透射特性,所述第3光学滤波器具有使所述绿色光的光谱变化成所述第3光谱的分光透射特性,

所述光量调整部根据第1发光光量比、第2发光光量比和第3发光光量比中的任意一方,分别对从所述光源部发出的所述3个颜色的光的发光光量进行调整,其中,所述第1发光光量比是以具有所述第1光谱的所述绿色光的光量为基准而设定的,所述第2发光光量比是以具有所述第2光谱的所述绿色光的光量为基准而设定的,所述第3发光光量比是以具有所述第3光谱的所述绿色光的光量为基准而设定的。

6. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,  
所述第1光谱和所述第2光谱在规定的波段重复。

## 内窥镜系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜系统,特别涉及进行活体内的观察时使用的内窥镜系统。

### 背景技术

[0002] 在医疗领域的内窥镜观察中,以往提出了能够应用于与活体组织的粘膜中层和比该粘膜中层深的层即粘膜深层相当的粘膜深部中存在的病变的诊断的技术。

[0003] 具体而言,例如,在日本特开2002-95635号公报中公开了如下方法:通过对活体组织照射绿色的窄带光,得到具有该活体组织的中层的组织信息的带图像。此外,例如,在日本特开2002-95635号公报中公开了如下方法:通过对活体组织照射红色的窄带光,得到具有该活体组织的深层的组织信息的带图像。

[0004] 此外,例如,以往提出了如下方法:通过针对对活体组织进行摄像而得到的图像实施规定的图像处理,对由于该活体组织的粘膜深部存在病变而产生的微小的色调的变化进行强调。

[0005] 但是,根据日本特开2002-95635号公报所公开的方法,产生如下课题:由于对活体组织照射的窄带光的波长被固定,因而能够取得适合于病变诊断的带图像的粘膜的深度被固定。

[0006] 此外,根据所述使用图像处理的方法,产生如下课题:有时无法得到忠实地再现作为色调变化基础的粘膜深部的血红蛋白的分布的处理结果、即以具有适合于对在该粘膜深部存在的病变进行诊断的色调的方式进行强调的图像。

[0007] 本发明是鉴于所述情况而完成的,其目的在于,提供如下的内窥镜系统:能够取得具有适合于活体组织的粘膜深部的期望深度存在的病变的诊断的色调的图像。

### 发明内容

[0008] 用于解决问题的手段

[0009] 本发明的一个方式的内窥镜系统具有:光源部,其构成为产生紫色光、蓝色光、绿色光和红色光;光谱可变部,其构成为使从所述光源部发出的所述绿色光的光谱变化成多个光谱中的一个光谱,该多个光谱被设定为在血红蛋白的吸光度高的波段中活体组织的粘膜深部中的到达深度不同;光量调整部,其构成为以具有由所述光谱可变部改变后的光谱的所述绿色光的光量为基准,分别对所述紫色光、所述蓝色光和所述红色光这3个颜色的光的光量进行调整;摄像部,其构成为对被摄体进行摄像,该被摄体被具有由所述光谱可变部改变后的光谱的所述绿色光和具有由所述光量调整部调整后的光量的所述3个颜色的光照明;以及强调处理部,其构成为对图像实施规定的强调处理,该图像是对来自所述被摄体的返回光进行摄像而得到的,所述被摄体被具有由所述光谱可变部改变后的光谱的所述绿色光照明。

## 附图说明

- [0010] 图1是示出实施方式的内窥镜系统的主要部分的结构图。
- [0011] 图2是用于说明设置于第1实施方式的光源装置的滤波器转台的结构的一例的图。
- [0012] 图3是用于说明设置于图2的滤波器转台的光学滤波器的分光透射特性的一例的图。
- [0013] 图4是用于说明设置于图2的滤波器转台的光学滤波器的分光透射特性的一例的图。
- [0014] 图5是用于说明设置于图2的滤波器转台的光学滤波器的分光透射特性的一例的图。
- [0015] 图6是用于说明设置于图2的滤波器转台的光学滤波器的分光透射特性的一例的图。
- [0016] 图7是用于说明从设置于第1实施方式的光源装置各LED发出的光的一例的图。
- [0017] 图8是用于说明第1实施方式中从光源装置供给的照明光的一例的图。
- [0018] 图9是用于说明第1实施方式中从光源装置供给的照明光的一例的图。
- [0019] 图10是用于说明第1实施方式中从光源装置供给的照明光的一例的图。
- [0020] 图11是用于说明设置于第2实施方式的光源装置的滤波器转台的结构的一例的图。
- [0021] 图12是用于说明设置于图11的滤波器转台的光学滤波器的分光透射特性的一例的图。
- [0022] 图13是用于说明设置于图11的滤波器转台的光学滤波器的分光透射特性的一例的图。
- [0023] 图14是用于说明设置于图11的滤波器转台的光学滤波器的分光透射特性的一例的图。
- [0024] 图15是用于说明第2实施方式中从光源装置供给的照明光的一例的图。
- [0025] 图16是用于说明第2实施方式中从光源装置供给的照明光的一例的图。
- [0026] 图17是用于说明第2实施方式中从光源装置供给的照明光的一例的图。

## 具体实施方式

- [0027] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行说明。
- [0028] (第1实施方式)
- [0029] 图1~图10涉及本发明的第1实施方式。
- [0030] 如图1所示,内窥镜系统1具有:内窥镜2,其构成为能够插入到被检体内,并且对该被检体内的活体组织等被摄体进行摄像而输出摄像信号;光源装置3,其构成为经由贯穿插入配置于内窥镜2的内部的光导7供给该被摄体的观察所使用的照明光;处理器4,其构成为生成并输出与从内窥镜2输出的摄像信号对应的影像信号等;显示装置5,其构成为显示与从处理器4输出的影像信号对应的观察图像等;以及输入装置6,其具有能够对处理器4进行与手术医生等用户的输入操作对应的指示等的开关和/或按钮等。图1是示出实施方式的内窥镜系统的主要部分的结构图。
- [0031] 内窥镜2具有形成为能够插入到被检体内的细长形状的插入部2a、以及设置于插

入部2a的基端侧的操作部2b。此外,内窥镜2例如构成为以能够拆装的方式经由通用缆线(未图示)而与处理器4连接,该通用缆线内置有从摄像部21输出的摄像信号等各种信号的传输所使用的信号线。此外,内窥镜2构成为以能够拆装的方式经由光导缆线(未图示)而与光源装置3连接,该光导缆线内置有光导7的至少一部分。

[0032] 在插入部2a的前端部2c设置有用于对被体内的活体组织等被摄体进行摄像的摄像部21、光导7的出射端部、以及对被摄体照射由光导7传输的照明光的照明光学系统22。

[0033] 摄像部21构成为对来自被摄体的返回光进行摄像而输出摄像信号,该被摄体被经由照明光学系统22出射的照明光照明。具体而言,摄像部21具有构成为对从被摄体发出的返回光进行成像的物镜光学系统21a、以及构成为结合物镜光学系统21a的成像位置呈矩阵状配设用于接受该返回光并进行摄像的多个像素的摄像元件21b。

[0034] 摄像元件21b例如具有CCD或CMOS等图像传感器,构成为对由物镜光学系统21a成像的返回光进行摄像,由此生成摄像信号,将该生成的摄像信号输出到处理器4。

[0035] 操作部2b构成为具有能够供用户把持并进行操作的形状。此外,在操作部2b设置有镜体开关23,该镜体开关23构成为具有能够对处理器4进行与用户的输入操作对应的指示的1个以上的开关。

[0036] 此外,在操作部2b的内部设置有镜体存储器24,该镜体存储器24存储有包含表示内窥镜2固有的ID编号等的信息的内窥镜信息。另外,在内窥镜2和处理器4电连接、且处理器4的电源接通时,通过处理器4的控制部47(后述)读出镜体存储器24中存储的内窥镜信息。

[0037] 光源装置3构成为具有光源控制部31、光源单元32、合波器33、滤波器转台34、会聚透镜35。

[0038] 光源控制部31例如构成为具有用于分别对光源单元32和滤波器转台34进行控制的控制电路等。此外,光源控制部31构成为根据从处理器4输出的照明控制信号对设置于光源单元32的各LED(发光二极管)进行控制。此外,光源控制部31构成为根据从处理器4输出的滤波器切换信号进行用于使滤波器转台34旋转的控制。

[0039] 光源单元32具有光源部的功能,构成为具有紫色LED32a、蓝色LED32b、绿色LED32c、红色LED32d。此外,光源单元32的各LED构成为根据光源控制部31的控制而单独发光或熄灭。此外,光源单元32的各LED构成为以与光源控制部31的控制对应的发光光量进行发光。

[0040] 紫色LED32a构成为产生在属于紫色域的波长即波长 $W_{va}$ 以上、且属于紫色域与蓝色域的边界附近的波长即波长 $W_{vb}$ 以下的波段具有强度的紫色光(以后也称为V光)。另外,设紫色LED32a的发光光量 $E_V$ 规定为对V光的波段中包含的各波长的光的强度进行累积而得到的总光量。

[0041] 蓝色LED32b构成为产生在属于紫色域与蓝色域的边界附近且比波长 $W_{vb}$ 短的波长即波长 $W_{ba}$ 以上、且属于蓝色域与绿色域的边界附近的波长即波长 $W_{bb}$ 以下的波段具有强度的蓝色光(以后也称为B光)。另外,设蓝色LED32b的发光光量 $E_B$ 规定为对B光的波段中包含的各波长的光的强度进行累积而得到的总光量。

[0042] 绿色LED32c构成为产生在属于蓝色域与绿色域的边界附近且比波长 $W_{bb}$ 短的波长即波长 $W_{ga}$ 以上、且属于绿色域与红色域的边界附近的波长即波长 $W_{ge}$ 以下的波段具有强度

的绿色光(以后也称为G光)。另外,设绿色LED32c的发光光量EG规定为对G光的波段中包含的各波长的光的强度进行累积而得到的总光量。

[0043] 红色LED32d构成为产生在属于绿色域与红色域的边界附近且比波长 $W_{ge}$ 短的波长即波长 $W_{ra}$ 以上、且属于红色域的波长即波长 $W_{rb}$ 以下的波段具有强度的红色光(以后也称为R光)。另外,设红色LED32d的发光光量ER规定为对R光的波段中包含的各波长的光的强度进行累积而得到的总光量。

[0044] 合波器33构成为对从光源单元32发出的光进行合波并出射。

[0045] 滤波器转台34例如形成为具有圆板形状,设置成垂直地横穿经由合波器33出射的光的光路。此外,例如如图2所示,滤波器转台34构成为沿着圆周方向配置具有相互不同的分光透射特性的4个光学滤波器341、342、343和344。此外,滤波器转台34例如构成为,根据由光源控制部31控制的未图示的马达的动作进行旋转,由此能够在经由合波器33出射的光的光路上插入光学滤波器341、342、343和344中的任意一个光学滤波器。图2是用于说明设置于第1实施方式的光源装置的滤波器转台的结构的一例的图。

[0046] 例如如图3所示,光学滤波器341构成为具有以透射率TA透射波长 $W_{bb}$ 以下的V光和B光的光谱透射特性。此外,例如如图3所示,光学滤波器341构成为具有以透射率TA透射波长 $W_{ra}$ 以上的波段中包含的R光的光谱透射特性。此外,例如如图3所示,光学滤波器341构成为具有如下的分光透射特性:在从绿色LED32c发出的G光中提取G1光,该G1光在比波长 $W_{bb}$ 长的波长即波长 $W_{gb}$ 以上、且比波长 $W_{ra}$ 短的波长即波长 $W_{gd}$ 以下的波段具有强度,并且将相当于血红蛋白的吸光度的极大波长的540nm作为中心波长,以透射率TM透射该提取出的光。图3是用于说明设置于图2的滤波器转台的光学滤波器的分光透射特性的一例的图。

[0047] 透射率TA被设定为大于0且小于透射率TM的范围内的值。此外,透射率TM例如被设定为1或大致相当于1的值。另外,透射率TA的值的设定条件在后面说明。

[0048] 即,光学滤波器341构成为具有如下的分光透射特性:使从绿色LED32c发出的G光的光谱变化成被设定为在血红蛋白的吸光度高的波段到达粘膜中层的光谱,并且,分别降低从紫色LED32a发出的V光的光量、从蓝色LED32b发出的B光的光量、从红色LED32d发出的R光的光量。

[0049] 例如如图4所示,光学滤波器342构成为具有以透射率TB透射波长 $W_{bb}$ 以下的V光和B光的光谱透射特性。此外,例如如图4所示,光学滤波器342构成为具有以透射率TB透射波长 $W_{ge}$ 以上的波段中包含的R光的光谱透射特性。此外,例如如图4所示,光学滤波器342构成为具有如下的分光透射特性:在从绿色LED32c发出的G光中提取G2光,并以透射率TM透射该提取出的光,其中,该G2光在属于波长 $W_{gb}$ 与波长 $W_{gd}$ 之间的波长即波长 $W_{gc}$ 以上且波长 $W_{ge}$ 以下的波段具有强度,并且将相当于血红蛋白的吸光度的极大波长的580nm作为中心波长。即,在本实施方式中,经由光学滤波器341出射的G1光的光谱和经由光学滤波器342出射的G2光的光谱在波长 $W_{gc}$ 以上且波长 $W_{gd}$ 以下的波段重复。图4是用于说明设置于图2的滤波器转台的光学滤波器的分光透射特性的一例的图。

[0050] 透射率TB被设定为大于0且小于透射率TM的范围内的值。另外,透射率TB的值的设定条件在后面说明。

[0051] 即,光学滤波器342构成为具有如下的分光透射特性:使从绿色LED32c发出的G光的光谱变化成被设定为在血红蛋白的吸光度高的波段到达(比粘膜中层深的层即)粘膜深

层的光谱,并且,分别降低从紫色LED32a发出的V光的光量、从蓝色LED32b发出的B光的光量、从红色LED32d发出的R光的光量。

[0052] 例如如图5所示,光学滤波器343构成为具有以透射率TC透射波长 $W_{bb}$ 以下的V光和B光的分光透射特性。此外,例如如图5所示,光学滤波器343构成为具有以透射率TC透射波长 $W_{ge}$ 以上的波段中包含的R光的分光透射特性。此外,例如如图5所示,光学滤波器343构成为具有如下的分光透射特性:在从绿色LED32c发出的G光中提取G3光,并以透射率TM透射该提取出的光,其中,该G3光是在波长 $W_{gb}$ 以上且波长 $W_{ge}$ 以下的波段具有强度、并且包含相当于血红蛋白的吸光度的极大波长的540nm和580nm的波长的光。图5是用于说明设置于图2的滤波器转台的光学滤波器的分光透射特性的一例的图。

[0053] 透射率TC被设定为大于透射率TA和TB双方且小于透射率TM的范围内的值。另外,透射率TC的值的设定条件在后面说明。

[0054] 即,光学滤波器343构成为具有如下的分光透射特性:使从绿色LED32c发出的G光的光谱变化成被设定为在血红蛋白的吸光度高的波段一次到达粘膜中层和粘膜深层这2个层的光谱,并且,分别降低从紫色LED32a发出的V光的光量、从蓝色LED32b发出的B光的光量、从红色LED32d发出的R光的光量。

[0055] 例如如图6所示,光学滤波器344构成为具有以透射率TM透射全部波段的光的分光透射特性。图6是用于说明设置于图2的滤波器转台的光学滤波器的分光透射特性的一例的图。

[0056] 即,滤波器转台34构成为使光谱可变部和光量调整部的功能一体化的滤波器切换机构。

[0057] 会聚透镜35构成为使经由滤波器转台34出射的光会聚而朝向光导7的入射端部入射。

[0058] 处理器4构成为具有预处理部40、A/D转换部41、WB(白平衡)处理部42、同时化处理部43、颜色调整部44、强调处理部45、显示控制部46、控制部47。另外,根据本实施方式,例如,处理器4的各部可以构成为各个电子电路,或者,也可以构成为FPGA(Field Programmable Gate Array)等集成电路中的电路块。

[0059] 预处理部40例如构成为具有信号处理电路。此外,预处理部40构成为对从内窥镜2的摄像部21输出的摄像信号实施放大和噪声去除等规定的信号处理,将其输出到A/D转换部41。

[0060] A/D转换部41例如构成为具有A/D转换电路。此外,A/D转换部41构成为对从预处理部40输出的摄像信号实施A/D转换等处理,由此生成图像数据,将该生成的图像数据依次输出到WB处理部42和控制部47。

[0061] WB处理部42例如构成为具有白平衡处理电路。此外,WB处理部42构成为对从A/D转换部41输出的图像数据实施白平衡处理,并且将实施了该白平衡处理的图像数据输出到同时化处理部43。

[0062] 同时化处理部43例如构成为具有同时化处理电路。此外,同时化处理部43构成为进行蓄积从A/D转换部41依次输出的多个颜色成分的图像数据并同时读出的同时化处理,并且将通过该同时化处理得到的图像数据输出到颜色调整部44。

[0063] 颜色调整部44例如构成为具有颜色调整电路。此外,颜色调整部44构成为根据控

制部47的控制,对从同时化处理部43输出的图像数据实施颜色调整处理,并且将实施了该颜色调整处理的图像数据输出到强调处理部45。另外,颜色调整部44中进行的颜色调整处理的详细情况在后面说明。

[0064] 强调处理部45例如构成为具有强调处理电路。此外,强调处理部45构成为根据控制部47的控制,实施通过空间滤波器对从颜色调整部44输出的图像数据的清晰度进行强调的强调处理,并且将实施了该强调处理的图像数据输出到显示控制部46。另外,强调处理部45中进行的强调处理的详细情况在后面说明。

[0065] 显示控制部46例如构成为具有显示控制电路。此外,显示控制部46构成为将从强调处理部45输出的图像数据分配给显示装置5的R通道、G通道和B通道,由此生成影像信号,将该生成的影像信号输出到显示装置5。

[0066] 控制部47例如构成为具有控制电路。此外,控制部47具有存储器47a,该存储器47a预先存储有颜色调整部44进行的颜色调整处理中能够利用的多个颜色调整系数、以及强调处理部45进行的强调处理中能够利用的多个空间滤波器等信息。此外,控制部47构成为在内窥镜2和处理器4电连接、且处理器4的电源接通时,读入镜体存储器24中存储的内窥镜信息。

[0067] 控制部47构成为根据来自设置于输入装置6和/或镜体开关23的照明模式切换开关(未图示)的指示,生成用于从光源装置3出射与该照明模式切换开关中设定的期望的照明模式对应的照明光的照明控制信号和滤波器切换信号,并将其输出到光源控制部31。此外,控制部47构成为根据从A/D转换部41输出的图像数据的明亮度,生成用于使光源单元32的各LED的发光光量变化的照明控制信号,并将其输出到光源控制部31。

[0068] 控制部47构成为从存储器47a读入与设置于输入装置6和/或镜体开关23的照明模式切换开关中设定的期望的照明模式对应的颜色调整系数,并且,对颜色调整部44进行用于使其使用该读入的颜色调整系数进行颜色调整处理的控制。

[0069] 控制部47构成为从存储器47a读入与设置于输入装置6和/或镜体开关23的照明模式切换开关中设定的期望的照明模式对应的空间滤波器,并且,对强调处理部45进行用于使其使用该读入的空间滤波器进行强调处理的控制。

[0070] 接着,下面对本实施方式的作用进行说明。

[0071] 首先,用户连接内窥镜系统1的各部而接通电源后,例如进行将设置于镜体开关23和/或输入装置6的照明开关(未图示)从断开切换为接通的操作,由此对控制部47进行用于从光源装置3向内窥镜2供给照明光的指示。此外,用户对设置于镜体开关23和/或输入装置6的照明模式切换开关进行操作,由此对控制部47进行用于将内窥镜系统1的照明模式设定为第1照明模式的指示。

[0072] 控制部47在检测到照明开关接通时,生成用于使光源单元32的各LED以规定的发光光量比RT发光、并且使该各LED按照规定的顺序以时分方式发光的照明控制信号,并将其输出到光源控制部31。

[0073] 具体而言,控制部47在检测到照明开关接通时,生成用于使光源单元32的各LED例如以满足下述数学式(1)所示的关系的发光光量比发光、并且按照紫色LED32a和蓝色LED32b→绿色LED32c→红色LED32d的顺序发光的照明控制信号,并将其输出到光源控制部31。然后,根据这种控制部47的动作,例如从光源单元32的各LED发出图7所示的V光、B光、G

光和R光。此外,根据这种控制部47的动作,从光源单元32的各LED依次发出V光和B光的混合光即VB光、G光、R光。另外,下述数学式(1)的 $\alpha$ 和 $\beta$ 例如示出根据内窥镜系统1的整体的分光特性而分别设定为满足 $\alpha \geq 1$ 且 $\beta \leq 1$ 的值的常数。图7是用于说明从设置于第1实施方式的光源装置的各LED发出的光的一例的图。

$$[0074] \quad \alpha \times (EV+EB) = EG = \beta \times ER \cdots (1)$$

[0075] 控制部47在检测到用于设定为第1照明模式的指示时,生成用于供给通过了光学滤波器341的光作为照明光的滤波器切换信号,并将其输出到光源控制部31。

[0076] 光源控制部31根据从控制部47输出的照明控制信号对设置于光源单元32的各LED进行控制。此外,光源控制部31根据从控制部47输出的滤波器切换信号,进行用于使滤波器转台34旋转以使得在经由合波器33出射的光的光路上插入光学滤波器341的控制。然后,根据这种光源控制部31的动作,例如,从光源装置3向内窥镜2依次供给图8所示的包含V光和B光的VB光、G1光、R光作为照明光。图8是用于说明第1实施方式中从光源装置供给的照明光的一例的图。

[0077] 这里,在设对G1光的波段中包含的各波长的光的强度进行累积而得到的光量为EG1的情况下,经由光学滤波器341出射的各颜色的光具有满足下述数学式(2)所示的关系的发光光量比。另外,在下述数学式(2)中, $\alpha_1$ 示出比常数 $\alpha$ 小的常数, $\beta_1$ 示出比常数 $\beta$ 小的常数。

$$[0078] \quad \alpha_1 \times (EV+EB) = EG_1 = \beta_1 \times ER \cdots (2)$$

[0079] 即,光学滤波器341的透射率TA在大于0且小于透射率TM的范围内被设定为与满足上述数学式(2)所示的关系的常数 $\alpha_1$ 和 $\beta_1$ 的组合对应的值。

[0080] 摄像部21对来自被从光源装置3供给的VB光、G1光和R光照明的被摄体的返回光进行摄像,由此生成摄像信号,将该生成的摄像信号输出到处理器4。

[0081] 预处理部40对从摄像部21输出的摄像信号实施放大和噪声去除等规定的信号处理,将其输出到A/D转换部41。

[0082] A/D转换部41对从预处理部40输出的摄像信号实施A/D转换等处理,由此,生成对来自被VB光照明的被摄体的返回光进行摄像而得到的紫色成分和蓝色成分的图像数据IVB、对来自被G1光照明的被摄体的返回光进行摄像而得到的绿色成分的图像数据IG1、对来自被R光照明的被摄体的返回光进行摄像而得到的红色成分的图像数据IR,将其依次输出到WB处理部42。

[0083] WB处理部42对从A/D转换部41输出的图像数据IVB、IG1和IR实施白平衡处理,将实施了该白平衡处理的各图像数据输出到同时化处理部43。

[0084] 同时化处理部43进行蓄积从WB处理部42依次输出的图像数据IVB、IG1和IR并同时读出的同时化处理,并且将通过该同时化处理得到的图像数据输出到颜色调整部44。

[0085] 控制部47在检测到用于设定为第1照明模式的指示时,从存储器47a读入颜色调整系数GainB、GainGA和GainR,并且,对颜色调整部44进行用于使其使用该读入的各颜色调整系数进行颜色调整处理的控制。

[0086] 颜色调整部44根据控制部47的控制,进行对从同时化处理部43输出的图像数据IVB乘以颜色调整系数GainB、对从同时化处理部43输出的图像数据IG1乘以颜色调整系数GainGA、对从同时化处理部43输出的图像数据IR乘以颜色调整系数GainR的处理作为颜色

调整处理,并且将实施了该颜色调整处理的各图像数据输出到强调处理部45。

[0087] 控制部47在检测到用于设定为第1照明模式的指示时,从存储器47a读入空间滤波器SFB、SFG和SFR,并且,对强调处理部45进行用于使其使用该读入的各空间滤波器进行强调处理的控制。

[0088] 另外,空间滤波器SFB例如构成为在从0到奈奎斯特频率的区间中的位于高域侧的空间频率SB中以最大强调量进行强调的滤波器。此外,空间滤波器SFR例如构成为在从0到奈奎斯特频率的区间中的位于低域侧的空间频率SR中以最大强调量进行强调的滤波器。此外,空间滤波器SFG例如构成为在从0到奈奎斯特频率的区间中的位于空间频率SR与SB之间的空间频率SG中以最大强调量进行强调的滤波器。

[0089] 强调处理部45根据控制部47的控制,进行通过空间滤波器SFB强调从颜色调整部44输出的图像数据IVB的清晰度、通过空间滤波器SFG强调从颜色调整部44输出的图像数据IG1的清晰度、通过空间滤波器SFR强调从颜色调整部44输出的图像数据IR的清晰度的处理作为强调处理,并且,将实施了该强调处理的各图像数据输出到显示控制部46。

[0090] 显示控制部46将从强调处理部45输出的图像数据IVB分配给显示装置5的B通道,将从强调处理部45输出的图像数据IG1分配给显示装置5的G通道,将从强调处理部45输出的图像数据IR分配给显示装置5的R通道,由此生成影像信号,将该生成的影像信号输出到显示装置5。

[0091] 根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第1照明模式时,以G1光的光量EG1为基准对从光源装置3向内窥镜2供给的V光、B光和R光的光量进行调整。此外,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第1照明模式时,对被摄体照射包含到达活体组织的粘膜深部中的粘膜中层、且血红蛋白的吸光度高的G1光的照明光,并且,对图像数据IG1实施颜色调整处理和强调处理,该图像数据IG1是对来自被该G1光照明的该被摄体的返回光进行摄像而得到的。因此,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第1照明模式时,能够使显示装置5显示具有适合于活体组织的粘膜中层的观察的色调、且忠实地再现了该粘膜中层的血红蛋白的分布的观察图像。

[0092] 用户对设置于镜体开关23和/或输入装置6的照明模式切换开关进行操作,由此对控制部47进行用于将内窥镜系统1的照明模式设定为第2照明模式的指示。

[0093] 控制部47在检测到用于设定为第2照明模式的指示时,生成用于供给通过了光学滤波器342的光作为照明光的滤波器切换信号,并将其输出到光源控制部31。

[0094] 光源控制部31根据从控制部47输出的滤波器切换信号,进行用于使滤波器转台34旋转以使得在经由合波器33出射的光的光路上插入光学滤波器342的控制。然后,根据这种光源控制部31的动作,例如,从光源装置3向内窥镜2依次供给图9所示的包含V光和B光的VB光、G2光、R光作为照明光。图9是用于说明第1实施方式中从光源装置供给的照明光的一例的图。

[0095] 这里,在设对G2光的波段中包含的各波长的光的强度进行累积而得到的光量为EG2的情况下,经由光学滤波器342出射的各颜色的光具有满足下述数学式(3)所示的关系的发光光量比。另外,在下述数学式(3)中, $\alpha_2$ 示出比常数 $\alpha$ 小的常数, $\beta_2$ 示出比常数 $\beta$ 小的常数。

[0096]  $\alpha_2 \times (EV+EB) = EG2 = \beta_2 \times ER \cdots (3)$

[0097] 即,光学滤波器342的透射率TB在大于0且小于透射率TM的范围内被设定为与满足上述数学式(3)所示的关系的常数 $\alpha_2$ 和 $\beta_2$ 的组合对应的值。

[0098] 摄像部21对来自被从光源装置3供给的VB光、G2光和R光照明的被摄体的返回光进行摄像,由此生成摄像信号,将该生成的摄像信号输出到处理器4。

[0099] 预处理部40对从摄像部21输出的摄像信号实施放大和噪声去除等规定的信号处理,将其输出到A/D转换部41。

[0100] A/D转换部41对从预处理部40输出的摄像信号实施A/D转换等处理,由此,生成图像数据IVB、对来自被G2光照明的被摄体的返回光进行摄像而得到的绿色成分的图像数据IG2、图像数据IR,将其依次输出到WB处理部42。

[0101] WB处理部42对从A/D转换部41输出的图像数据IVB、IG2和IR实施白平衡处理,将实施了该白平衡处理的各图像数据输出到同时化处理部43。

[0102] 同时化处理部43进行蓄积从WB处理部42依次输出的图像数据IVB、IG2和IR并同时读出的同时化处理,并且将通过该同时化处理得到的图像数据输出到颜色调整部44。

[0103] 控制部47在检测到用于设定为第2照明模式的指示时,从存储器47a读入颜色调整系数GainB、GainGB和GainR,并且,对颜色调整部44进行用于使其使用该读入的各颜色调整系数进行颜色调整处理的控制。另外,颜色调整系数GainGB例如被设定为与颜色调整系数GainGA相同的值。

[0104] 颜色调整部44根据控制部47的控制,进行对从同时化处理部43输出的图像数据IVB乘以颜色调整系数GainB、对从同时化处理部43输出的图像数据IG2乘以颜色调整系数GainGB、对从同时化处理部43输出的图像数据IR乘以颜色调整系数GainR的处理作为颜色调整处理,并且将实施了该颜色调整处理的各图像数据输出到强调处理部45。

[0105] 控制部47在检测到用于设定为第2照明模式的指示时,从存储器47a读入空间滤波器SFB、SFG和SFR,并且,对强调处理部45进行用于使其使用该读入的各空间滤波器进行强调处理的控制。

[0106] 强调处理部45根据控制部47的控制,进行通过空间滤波器SFB强调从颜色调整部44输出的图像数据IVB的清晰度、通过空间滤波器SFG强调从颜色调整部44输出的图像数据IG2的清晰度、通过空间滤波器SFR强调从颜色调整部44输出的图像数据IR的清晰度的处理作为强调处理,并且,将实施了该强调处理的各图像数据输出到显示控制部46。

[0107] 显示控制部46将从强调处理部45输出的图像数据IVB分配给显示装置5的B通道,将从强调处理部45输出的图像数据IG2分配给显示装置5的G通道,将从强调处理部45输出的图像数据IR分配给显示装置5的R通道,由此生成影像信号,将该生成的影像信号输出到显示装置5。

[0108] 根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第2照明模式时,以G2光的光量EG2为基准对从光源装置3向内窥镜2供给的V光、B光和R光的光量进行调整。此外,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第2照明模式时,对被摄体照射包含到达活体组织的粘膜深部中的比粘膜中层深的层即粘膜深层、且血红蛋白的吸光度高的G2光的照明光,并且,对图像数据IG2实施颜色调整处理和强调处理,该图像数据IG2是对来自被该G2光照明的该被摄体的返回光进行摄像而得到的。因此,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第2照明模式时,能够使显示装置5显示具有适合于活体

组织的粘膜深层的观察的色调、且忠实地再现了该粘膜深层的血红蛋白的分布的观察图像。

[0109] 用户对设置于镜体开关23和/或输入装置6的照明模式切换开关进行操作,由此对控制部47进行用于将内窥镜系统1的照明模式设定为第3照明模式的指示。

[0110] 控制部47在检测到用于设定为第3照明模式的指示时,生成用于供给通过了光学滤波器343的光作为照明光的滤波器切换信号,并将其输出到光源控制部31。

[0111] 光源控制部31根据从控制部47输出的滤波器切换信号,进行用于使滤波器转台34旋转以使得在经由合波器33出射的光的光路上插入光学滤波器343的控制。然后,根据这种光源控制部31的动作,例如,从光源装置3向内窥镜2依次供给图10所示的包含V光和B光的VB光、G3光、R光作为照明光。图10是用于说明第1实施方式中从光源装置供给的照明光的一例的图。

[0112] 这里,在设对G3光的波段中包含的各波长的光的强度进行累积而得到的光量为EG3的情况下,经由光学滤波器343出射的各颜色的光具有满足下述数学式(4)所示的关系的发光光量比。另外,在下述数学式(4)中, $\alpha_3$ 示出小于常数 $\alpha$ 且大于常数 $\alpha_1$ 和 $\alpha_2$ 双方的常数, $\beta_3$ 示出小于常数 $\beta$ 且大于常数 $\beta_1$ 和 $\beta_2$ 双方的常数。

[0113]  $\alpha_3 \times (EV+EB) = EG3 = \beta_3 \times ER \cdots (4)$

[0114] 即,光学滤波器343的透射率TC在大于透射率TA和TB双方且小于透射率TM的范围内被设定为与满足上述数学式(4)所示的关系的常数 $\alpha_3$ 和 $\beta_3$ 的组合对应的值。

[0115] 摄像部21对来自被从光源装置3供给的VB光、G3光和R光照明的被摄体的返回光进行摄像,由此生成摄像信号,将该生成的摄像信号输出到处理器4。

[0116] 预处理部40对从摄像部21输出的摄像信号实施放大和噪声去除等规定的信号处理,将其输出到A/D转换部41。

[0117] A/D转换部41对从预处理部40输出的摄像信号实施A/D转换等处理,由此,生成图像数据IVB、对来自被G3光照明的被摄体的返回光进行摄像而得到的绿色成分的图像数据IG3、图像数据IR,将其依次输出到WB处理部42。

[0118] WB处理部42对从A/D转换部41输出的图像数据IVB、IG3和IR实施白平衡处理,将实施了该白平衡处理的各图像数据输出到同时化处理部43。

[0119] 同时化处理部43进行蓄积从WB处理部42依次输出的图像数据IVB、IG3和IR并同时读出的同时化处理,并且将通过该同时化处理得到的图像数据输出到颜色调整部44。

[0120] 控制部47在检测到用于设定为第3照明模式的指示时,从存储器47a读入颜色调整系数GainB、GainGC和GainR,并且,对颜色调整部44进行用于使其使用该读入的各颜色调整系数进行颜色调整处理的控制。另外,颜色调整系数GainGC例如被设定为小于颜色调整系数GainGA和GainGB双方的值。

[0121] 颜色调整部44根据控制部47的控制,进行对从同时化处理部43输出的图像数据IVB乘以颜色调整系数GainB、对从同时化处理部43输出的图像数据IG3乘以颜色调整系数GainGC、对从同时化处理部43输出的图像数据IR乘以颜色调整系数GainR的处理作为颜色调整处理,并且将实施了该颜色调整处理的各图像数据输出到强调处理部45。

[0122] 控制部47在检测到用于设定为第3照明模式的指示时,从存储器47a读入空间滤波器SFB、SFG和SFR,并且,对强调处理部45进行用于使其使用该读入的各空间滤波器进行强

调处理的控制。

[0123] 强调处理部45根据控制部47的控制,进行通过空间滤波器SFB强调从颜色调整部44输出的图像数据IVB的清晰度、通过空间滤波器SFG强调从颜色调整部44输出的图像数据IG3的清晰度、通过空间滤波器SFR强调从颜色调整部44输出的图像数据IR的清晰度的处理作为强调处理,并且,将实施了该强调处理的各图像数据输出到显示控制部46。此外,强调处理部45不对从颜色调整部44输出的图像数据IV、IB和IR实施强调处理,将其输出到显示控制部46。

[0124] 显示控制部46将从强调处理部45输出的图像数据IVB分配给显示装置5的B通道,将从强调处理部45输出的图像数据IG3分配给显示装置5的G通道,将从强调处理部45输出的图像数据IR分配给显示装置5的R通道,由此生成影像信号,将该生成的影像信号输出到显示装置5。

[0125] 根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第3照明模式时,以G3光的光量EG3为基准对从光源装置3向内窥镜2供给的V光、B光和R光的光量进行调整。此外,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第3照明模式时,对被摄体照射包含一次到达活体组织的粘膜中层和粘膜深层这2个层的G3光的照明光,并且,对图像数据IG3实施颜色调整处理和强调处理,该图像数据IG3是对来自被该G3光照明的该被摄体的返回光进行摄像而得到的。因此,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第3照明模式时,能够使显示装置5显示具有适合于活体组织的粘膜中层到深层的区间的观察的色调的观察图像。

[0126] 用户对设置于镜体开关23和/或输入装置6的照明模式切换开关进行操作,由此对控制部47进行用于将内窥镜系统1的照明模式设定为第4照明模式的指示。

[0127] 控制部47在检测到用于设定为第4照明模式的指示时,生成用于供给通过了光学滤波器344的光作为照明光的滤波器切换信号,并将其输出到光源控制部31。

[0128] 光源控制部31根据从控制部47输出的滤波器切换信号,进行用于使滤波器转台34旋转以使得在经由合波器33出射的光的光路上插入光学滤波器344的控制。然后,根据这种光源控制部31的动作,例如,从光源装置3向内窥镜2依次供给图7所示的包含V光和B光的VB光、G光、R光作为照明光。

[0129] 摄像部21对来自被从光源装置3供给的VB光、G光和R光照明的被摄体的返回光进行摄像,由此生成摄像信号,将该生成的摄像信号输出到处理器4。

[0130] 预处理部40对从摄像部21输出的摄像信号实施放大和噪声去除等规定的信号处理,将其输出到A/D转换部41。

[0131] A/D转换部41对从预处理部40输出的摄像信号实施A/D转换等处理,由此,生成图像数据IVB、对来自被G光照明的被摄体的返回光进行摄像而得到的绿色成分的图像数据IG、图像数据IR,将其依次输出到WB处理部42。

[0132] WB处理部42对从A/D转换部41输出的图像数据IVB、IG和IR实施白平衡处理,将实施了该白平衡处理的各图像数据输出到同时化处理部43。

[0133] 同时化处理部43进行蓄积从WB处理部42依次输出的图像数据IVB、IG和IR并同时读出的同时化处理,并且将通过该同时化处理得到的图像数据输出到颜色调整部44。

[0134] 控制部47在检测到用于设定为第4照明模式的指示时,从存储器47a读入颜色调整

系数GainB、GainGD和GainR,并且,对颜色调整部44进行用于使其使用该读入的颜色调整系数PD进行颜色调整处理的控制。另外,颜色调整系数GainGd例如被设定为小于颜色调整系数GainGC的值。

[0135] 颜色调整部44根据控制部47的控制,进行对从同时化处理部43输出的图像数据IVB乘以颜色调整系数GainB、对从同时化处理部43输出的图像数据IG乘以颜色调整系数GainGD、对从同时化处理部43输出的图像数据IR乘以颜色调整系数GainR的处理作为颜色调整处理,并且将实施了该颜色调整处理的各图像数据输出到强调处理部45。

[0136] 控制部47在检测到用于设定为第3照明模式的指示时,从存储器47a读入空间滤波器SFB、SFG和SFR,并且,对强调处理部45进行用于使其使用该读入的各空间滤波器进行强调处理的控制。

[0137] 强调处理部45根据控制部47的控制,进行通过空间滤波器SFB强调从颜色调整部44输出的图像数据IVB的清晰度、通过空间滤波器SFG强调从颜色调整部44输出的图像数据IG的清晰度、通过空间滤波器SFR强调从颜色调整部44输出的图像数据IR的清晰度的处理作为强调处理,并且,将实施了该强调处理的各图像数据输出到显示控制部46。

[0138] 显示控制部46将从强调处理部45输出的图像数据IVB分配给显示装置5的B通道,将从强调处理部45输出的图像数据IG分配给显示装置5的G通道,将从强调处理部45输出的图像数据IR分配给显示装置5的R通道,由此生成影像信号,将该生成的影像信号输出到显示装置5。

[0139] 根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第4照明模式时,对被摄体照射具有满足上述数学式(1)的关系的发光光量比的照明光,并且,能够使显示装置5显示与来自被该照明光照明的该被摄体的返回光对应的观察图像。因此,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第4照明模式时,例如能够使显示装置5显示具有能够区分通过色素相对于活体组织的散布来标识的区域和其他区域的色调的观察图像。

[0140] 如上所述,根据本实施方式,能够取得具有适合于对在活体组织的粘膜深部中的期望深度存在的病变进行诊断的色调的图像。

[0141] 另外,根据本实施方式,例如,在将从物镜光学系统21a入射的返回光分光成红色、绿色和蓝色这3个颜色的原色滤波器设置于摄像元件21b的摄像面的情况下,也可以使光源单元32的各LED同时发光。

[0142] 此外,根据本实施方式,例如,在所述原色滤波器设置于摄像元件21b的摄像面的情况下,也可以代替分别产生V光、B光、G光和R光这4个颜色的光的4个LED而设置产生包含这4个颜色的光的宽带光的1个LED来构成光源单元32。

[0143] 此外,在本实施方式中,例如,也可以通过将光学滤波器341和342的透射率TM设定为相同的值,使光量EG1和EG2成为相同的大小。

[0144] 此外,在本实施方式中,例如,也可以通过将光学滤波器341和342的透射率TM设定为不同的值,使光量EG1和EG2成为不同的大小。

[0145] 此外,根据本实施方式,例如,也可以在颜色调整部44中进行日本特许第3228627号公报所记载的强调处理。具体而言,根据本实施方式,例如,也可以按照从同时化处理部43输出的各图像数据的每个像素计算血红蛋白量,在颜色调整部44中进行根据该计算出的血红蛋白量强调该各图像数据的色彩的处理。

[0146] (第2实施方式)

[0147] 图11~图17涉及本发明的第2实施方式。

[0148] 另外,在本实施方式中,省略具有与第1实施方式相同的结构等的部分相关的详细说明,并且,主要对具有与第1实施方式不同的结构等的部分进行说明。

[0149] 本实施方式的内窥镜系统1构成为代替滤波器转台34而将图11所示的滤波器转台34A设置于光源装置3。图11是用于说明设置于第2实施方式的光源装置的滤波器转台的结构的一例的图。

[0150] 滤波器转台34A例如形成为具有圆板形状,设置成垂直地横切经由合波器33出射的光的光路。此外,例如如图11所示,滤波器转台34A构成为沿着圆周方向配置具有相互不同的分光透射特性的4个光学滤波器345、346、347和348。此外,滤波器转台34A例如构成为,根据由光源控制部31控制的未图示的马达的动作进行旋转,由此能够在经由合波器33出射的光的光路上插入光学滤波器345、346、347和348中的任意一个光学滤波器。

[0151] 例如如图12所示,光学滤波器345构成为具有以透射率TM透射波长 $W_{bb}$ 以下的V光和B光的分光透射特性。此外,例如如图12所示,光学滤波器345构成为具有以透射率TM透射波长 $W_{ra}$ 以上的波段中包含的R光的分光透射特性。此外,例如如图12所示,光学滤波器345构成为具有如下的分光透射特性:在从绿色LED32c发出的G光中提取G1光,并以透射率TM透射该提取出的光,其中,该G1光在波长 $W_{gb}$ 以上且波长 $W_{gd}$ 以下的波段具有强度,并且将相当于血红蛋白的吸光度的极大波长的540nm作为中心波长。图12是用于说明设置于图11的滤波器转台的光学滤波器的分光透射特性的一例的图。

[0152] 即,光学滤波器345构成为具有如下的分光透射特性:使从绿色LED32c发出的G光的光谱变化成被设定为在血红蛋白的吸光度高的波段到达粘膜中层的光谱。

[0153] 例如如图13所示,光学滤波器346构成为具有以透射率TM透射波长 $W_{bb}$ 以下的V光和B光的分光透射特性。此外,例如如图13所示,光学滤波器346构成为具有在波长 $W_{gc}$ 以上的波段具有大于0的透射率的分光透射特性。此外,如图13所示,光学滤波器346构成为具有以透射率TM透射波长 $W_{ra}$ 以上的R光的分光透射特性。此外,如图13所示,光学滤波器346构成为具有如下的分光透射特性:在从绿色LED32c发出的G光中提取G2光,并以透射率TM透射该提取出的光,其中,该G2光在波长 $W_{gc}$ 以上且波长 $W_{ge}$ 以下的波段具有强度,并且将相当于血红蛋白的吸光度的极大波长的580nm作为中心波长。图13是用于说明设置于图11的滤波器转台的光学滤波器的分光透射特性的一例的图。

[0154] 即,光学滤波器346构成为具有如下的分光透射特性:使从绿色LED32c发出的G光的光谱变化成被设定为在血红蛋白的吸光度高的波段到达粘膜深层的光谱。

[0155] 例如如图14所示,光学滤波器347构成为具有以透射率TM透射波长 $W_{bb}$ 以下的V光和B光的分光透射特性。此外,例如如图14所示,光学滤波器347构成为具有在波长 $W_{gb}$ 以上的波段具有大于0的透射率的分光透射特性。此外,例如如图14所示,光学滤波器347构成为具有以透射率TM透射波长 $W_{ra}$ 以上的R光的分光透射特性。此外,如图14所示,光学滤波器347构成为具有如下的分光透射特性:在从绿色LED32c发出的G光中提取G3光,并以透射率TM透射该提取出的光,其中,该G3光是在波长 $W_{gb}$ 以上且波长 $W_{ge}$ 以下的波段具有强度、并且包含相当于血红蛋白的吸光度的极大波长的540nm和580nm的波长的光。图14是用于说明设置于图11的滤波器转台的光学滤波器的分光透射特性的一例的图。

[0156] 即,光学滤波器347构成为具有如下的分光透射特性:使从绿色LED32c发出的G光的光谱变化成被设定为在血红蛋白的吸光度高的波段一次到达粘膜中层和粘膜深层这2个层的光谱。

[0157] 光学滤波器348构成为具有与光学滤波器344相同的分光透射特性。具体而言,如图6中例示的那样,光学滤波器348构成为具有以透射率TM透射全部波段的光的分光透射特性。

[0158] 即,滤波器转台34A构成为具有光谱可变部的功能的滤波器切换机构。

[0159] 接着,下面对本实施方式的作用进行说明。

[0160] 首先,用户连接内窥镜系统1的各部而接通电源后,例如进行将设置于镜体开关23和/或输入装置6的照明开关从断开切换为接通的操作,由此对控制部47进行用于从光源装置3向内窥镜2供给照明光的指示。此外,用户对设置于镜体开关23和/或输入装置6的照明模式切换开关进行操作,由此对控制部47进行用于将内窥镜系统1的照明模式设定为第1照明模式的指示。

[0161] 控制部47具有光量调整部的功能,在检测到用于设定为第1照明模式的指示时,生成用于使光源单元32的各LED以第1发光光量比RT1发光、并且使该各LED按照规定的顺序以时分方式发光的照明控制信号,并将其输出到光源控制部31,该第1发光光量比RT1是以具有与光学滤波器345的分光透射特性对应的光谱的G1光的光量为基准、以满足后述设定条件的方式设定的。

[0162] 控制部47在检测到用于设定为第1照明模式的指示时,生成用于供给通过了光学滤波器345的光作为照明光的滤波器切换信号,并将其输出到光源控制部31。

[0163] 光源控制部31根据从控制部47输出的照明控制信号对设置于光源单元32的各LED进行控制。此外,光源控制部31根据从控制部47输出的滤波器切换信号,进行用于使滤波器转台34A旋转以使得在经由合波器33出射的光的光路上插入光学滤波器345的控制。然后,根据这种光源控制部31的动作,例如,从光源装置3向内窥镜2依次供给图15所示的包含V光和B光的VB光、G1光、R光作为照明光,并且,从摄像部21向处理器4输出对来自被该照明光照明的被摄体的返回光进行摄像而得到的摄像信号。图15是用于说明第2实施方式中从光源装置供给的照明光的一例的图。

[0164] 这里,在设第1发光光量比RT1中的V光的发光光量为EV1、设该第1发光光量比RT1中的B光的发光光量为EB1( $<EV1$ )、并且设该第1发光光量比RT1中的R光的发光光量为ER1的情况下,经由光学滤波器345出射的各颜色的光被调整为满足下述数学式(5)所示的关系。

[0165]  $\alpha \times (EV1+EB1) = EG1 = \beta \times ER1 \cdots (5)$

[0166] 即,第1发光光量比RT1中的发光光量EV1、EB1和ER1是以从发光光量EG的G光中提取的G1光的光量EG1( $<EG$ )为基准而设定的。此外,本实施方式的控制部47在第1照明模式中,根据以G1光的光量EG1为基准设定的第1发光光量比RT1,分别对从紫色LED32a发出的V光的光量、从蓝色LED32b发出的B光的光量、从红色LED32d发出的R光的光量进行调整。

[0167] 控制部47在检测到用于设定为第1照明模式的指示时,对颜色调整部44和强调处理部45进行与第1实施方式相同的控制。然后,根据这种控制部47的控制,颜色调整部44在第1照明模式中进行与第1实施方式相同的颜色调整处理。此外,根据所述这种控制部47的控制,强调处理部45在第1照明模式中进行与第1实施方式相同的强调处理。

[0168] 根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第1照明模式时,以G1光的光量EG1为基准对从光源装置3向内窥镜2供给的V光、B光和R光的光量进行调整。此外,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第1照明模式时,对被摄体照射包含到达活体组织的粘膜深部中的粘膜中层、且血红蛋白的吸光度高的G1光的照明光,并且,对图像数据IG1实施颜色调整处理和强调处理,该图像数据IG1是对来自被该G1光照明的该被摄体的返回光进行摄像而得到的。因此,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第1照明模式时,能够使显示装置5显示具有适合于活体组织的粘膜中层的观察的色调、且忠实地再现了该粘膜中层的血红蛋白的分布的观察图像。

[0169] 此外,根据以上所述的动作,第1发光光量比RT1中的发光光量EV1被设定为比该第1发光光量比RT1中的发光光量EB1大的光量。因此,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第1照明模式时,与第1实施方式的控制部47的观察图像相比,能够使显示装置5显示容易观察活体组织的粘膜表层存在的血管的观察图像。

[0170] 用户对设置于镜体开关23和/或输入装置6的照明模式切换开关进行操作,由此对控制部47进行用于将内窥镜系统1的照明模式设定为第2照明模式的指示。

[0171] 控制部47具有光量调整部的功能,在检测到用于设定为第2照明模式的指示时,生成用于使光源单元32的各LED以第2发光光量比RT2发光、并且使该各LED按照规定的顺序以时分方式发光的照明控制信号,并将其输出到光源控制部31,该第2发光光量比RT2是以具有与光学滤波器346的分光透射特性对应的光谱的G2光的光量为基准、以满足后述设定条件的方式设定的。

[0172] 控制部47在检测到用于设定为第2照明模式的指示时,生成用于供给通过了光学滤波器346的光作为照明光的滤波器切换信号,并将其输出到光源控制部31。

[0173] 光源控制部31根据从控制部47输出的照明控制信号对设置于光源单元32的各LED进行控制。此外,光源控制部31根据从控制部47输出的滤波器切换信号,进行用于使滤波器转台34A旋转以使得在经由合波器33出射的光的光路上插入光学滤波器346的控制。然后,根据这种光源控制部31的动作,例如,从光源装置3向内窥镜2依次供给图16所示的包含V光和B光的VB光、G2光、R光作为照明光,并且,从摄像部21向处理器4输出对来自被该照明光照明的被摄体的返回光进行摄像而得到的摄像信号。图16是用于说明第2实施方式中从光源装置供给的照明光的一例的图。

[0174] 这里,在设第2发光光量比RT2中的V光的发光光量为EV2、设该第2发光光量比RT2中的B光的发光光量为EB2 (<EV2)、并且设该第2发光光量比RT2中的R光的发光光量为ER2的情况下,经由光学滤波器346出射的各颜色的光被调整为满足下述数学式(6)所示的关系。

[0175]  $\alpha \times (EV2 + EB2) = EG2 = \beta \times ER2 \dots (6)$

[0176] 即,第2发光光量比RT2中的发光光量EV2、EB2和ER2是以从发光光量EG的G光中提取的G2光的光量EG2 (<EG) 为基准而设定的。此外,本实施方式的控制部47在第2照明模式中,根据以G2光的光量EG2为基准设定的第2发光光量比RT2,分别对从紫色LED32a发出的V光的光量、从蓝色LED32b发出的B光的光量、从红色LED32d发出的R光的光量进行调整。

[0177] 控制部47在检测到用于设定为第2照明模式的指示时,对颜色调整部44和强调处理部45进行与第1实施方式相同的控制。然后,根据这种控制部47的控制,颜色调整部44在第2照明模式中进行与第1实施方式相同的颜色调整处理。此外,根据所述这种控制部47的

控制,强调处理部45在第2照明模式中进行与第1实施方式相同的强调处理。

[0178] 根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第2照明模式时,以G2光的光量EG2为基准对从光源装置3向内窥镜2供给的V光、B光和R光的光量进行调整。此外,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第2照明模式时,对被摄体照射包含到达活体组织的粘膜深部中的比粘膜中层深的层即粘膜深层、且血红蛋白的吸光度高的G2光的照明光,并且,对图像数据IG2实施颜色调整处理和强调处理,该图像数据IG2是对来自被该G2光照明的该被摄体的返回光进行摄像而得到的。因此,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第2照明模式时,能够使显示装置5显示具有适合于活体组织的粘膜深层的观察的色调、且忠实地再现了该粘膜深层的血红蛋白的分布的观察图像。

[0179] 此外,根据以上所述的动作,第2发光光量比RT2中的发光光量EV2被设定为比该第2发光光量比RT2中的发光光量EB2大的光量。因此,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第2照明模式时,与第1实施方式的观察图像相比,能够使显示装置5显示容易观察活体组织的粘膜表层存在的血管的观察图像。

[0180] 用户对设置于镜体开关23和/或输入装置6的照明模式切换开关进行操作,由此对控制部47进行用于将内窥镜系统1的照明模式设定为第3照明模式的指示。

[0181] 控制部47具有光量调整部的功能,在检测到用于设定为第3照明模式的指示时,生成用于使光源单元32的各LED以第3发光光量比RT3发光、并且使该各LED按照规定的顺序以时分方式发光的照明控制信号,并将其输出到光源控制部31,该第3发光光量比RT3是以具有与光学滤波器347的分光透射特性对应的光谱的G3光的光量为基准、以满足后述设定条件的方式设定的。

[0182] 控制部47在检测到用于设定为第3照明模式的指示时,生成用于供给通过了光学滤波器347的光作为照明光的滤波器切换信号,并将其输出到光源控制部31。

[0183] 光源控制部31根据从控制部47输出的照明控制信号对设置于光源单元32的各LED进行控制。此外,光源控制部31根据从控制部47输出的滤波器切换信号,进行用于使滤波器转台34A旋转以使得在经由合波器33出射的光的光路上插入光学滤波器347的控制。然后,根据这种光源控制部31的动作,例如,从光源装置3向内窥镜2依次供给图17所示的包含V光和B光的VB光、G3光、R光作为照明光,并且,从摄像部21向处理器4输出对来自被该照明光照明的被摄体的返回光进行摄像而得到的摄像信号。图17是用于说明第2实施方式中从光源装置供给的照明光的一例的图。

[0184] 这里,在设第3发光光量比RT3中的V光的发光光量为EV3、设该第3发光光量比RT3中的B光的发光光量为EB3 (<EV3)、并且设该第3发光光量比RT3中的R光的发光光量为ER3的情况下,经由光学滤波器347出射的各颜色的光被调整为满足下述数学式(7)所示的关系。

[0185]  $\alpha \times (EV3 + EB3) = EG3 = \beta \times ER3 \cdots (7)$

[0186] 即,第3发光光量比RT3中的发光光量EV3、EB3和ER3是以从发光光量EG的G光中提取的G3光的光量EG3 (<EG) 为基准而设定的。此外,本实施方式的控制部47在第3照明模式中,根据以G3光的光量EG3为基准设定的第3发光光量比RT3,分别对从紫色LED32a发出的V光的光量、从蓝色LED32b发出的B光的光量、从红色LED32d发出的R光的光量进行调整。

[0187] 控制部47在检测到用于设定为第3照明模式的指示时,对颜色调整部44和强调处

理部45进行与第1实施方式相同的控制。然后,根据这种控制部47的控制,颜色调整部44在第3照明模式中进行与第1实施方式相同的颜色调整处理。此外,根据所述这种控制部47的控制,强调处理部45在第3照明模式中进行与第1实施方式相同的强调处理。

[0188] 根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第3照明模式时,以G3光的光量EG3为基准对从光源装置3向内窥镜2供给的V光、B光和R光的光量进行调整。此外,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第3照明模式时,对被摄体照射包含一次到达活体组织的粘膜中层和粘膜深层这2个层的G3光的照明光,并且,对图像数据IG3实施颜色调整处理和强调处理,该图像数据IG3是对来自被该G3光照明的该被摄体的返回光进行摄像而得到的。因此,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第3照明模式时,能够使显示装置5显示具有适合于活体组织的粘膜中层到深层的区间的观察的色调的观察图像。

[0189] 此外,根据以上所述的动作,第3发光光量比RT3中的发光光量EV3被设定为比该第3发光光量比RT2中的发光光量EB3大的光量。因此,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第3照明模式时,与第1实施方式的观察图像相比,能够使显示装置5显示容易观察活体组织的粘膜表层存在的血管的观察图像。

[0190] 用户对设置于镜体开关23和/或输入装置6的照明模式切换开关进行操作,由此对控制部47进行用于将内窥镜系统1的照明模式设定为第4照明模式的指示。

[0191] 控制部47在检测到用于设定为第4照明模式的指示时,生成用于使光源单元32的各LED以规定的发光光量比RT发光、并且使该各LED按照规定的顺序以时分方式发光的照明控制信号,并将其输出到光源控制部31。

[0192] 控制部47在检测到用于设定为第4照明模式的指示时,生成用于供给通过了光学滤波器348的光作为照明光的滤波器切换信号,并将其输出到光源控制部31。

[0193] 光源控制部31根据从控制部47输出的照明控制信号对设置于光源单元32的各LED进行控制。此外,光源控制部31根据从控制部47输出的滤波器切换信号,进行用于使滤波器转台34A旋转以使得在经由合波器33出射的光的光路上插入光学滤波器348的控制。然后,根据这种光源控制部31的动作,从光源装置3向内窥镜2依次供给图7中例示的包含V光和B光的VB光、G光、R光作为照明光,并且,从摄像部21向处理器4输出对来自被该照明光照明的被摄体的返回光进行摄像而得到的摄像信号。

[0194] 控制部47在检测到用于设定为第4照明模式的指示时,对颜色调整部44和强调处理部45进行与第1实施方式相同的控制。然后,根据这种控制部47的控制,颜色调整部44在第4照明模式中进行与第1实施方式相同的颜色调整处理。此外,根据所述这种控制部47的控制,强调处理部45在第4照明模式中进行与第1实施方式相同的强调处理。

[0195] 根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第4照明模式时,对被摄体照射具有满足上述数学式(1)的关系的发光光量比的照明光,并且,能够使显示装置5显示与来自被该照明光照明的该被摄体的返回光对应的观察图像。因此,根据以上所述的动作,在内窥镜系统1的照明模式被设定为第4照明模式时,能够使显示装置5显示具有与第1实施方式的观察图像相同的色调的观察图像。

[0196] 如上所述,根据本实施方式,能够取得具有适合于对在活体组织的粘膜深部中的期望深度存在的病变进行诊断的色调的图像。

[0197] 另外,根据本实施方式,例如,在将从物镜光学系统21a入射的返回光分光成红色、绿色和蓝色这3个颜色的原色滤波器设置于摄像元件21b的摄像面的情况下,也可以使光源单元32的各LED同时发光。

[0198] 此外,根据本实施方式,例如,在所述原色滤波器设置于摄像元件21b的摄像面的情况下,也可以代替分别产生V光、B光、G光和R光这4个颜色的光的4个LED而设置产生包含这4个颜色的光的宽带光的1个LED来构成光源单元32。

[0199] 此外,在本实施方式中,例如,通过将光学滤波器341和342的透射率TM设定为相同的值,也可以使光量EG1和EG2成为相同的大小。

[0200] 此外,在本实施方式中,例如,通过将光学滤波器341和342的透射率TM设定为不同的值,也可以使光量EG1和EG2成为不同的大小。

[0201] 本发明不限于上述各实施方式,当然能够在不脱离发明主旨的范围内进行各种变更和应用。

[0202] 本申请将2017年5月2日在日本申请的日本特愿2017-91624号作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、权利要求书中。

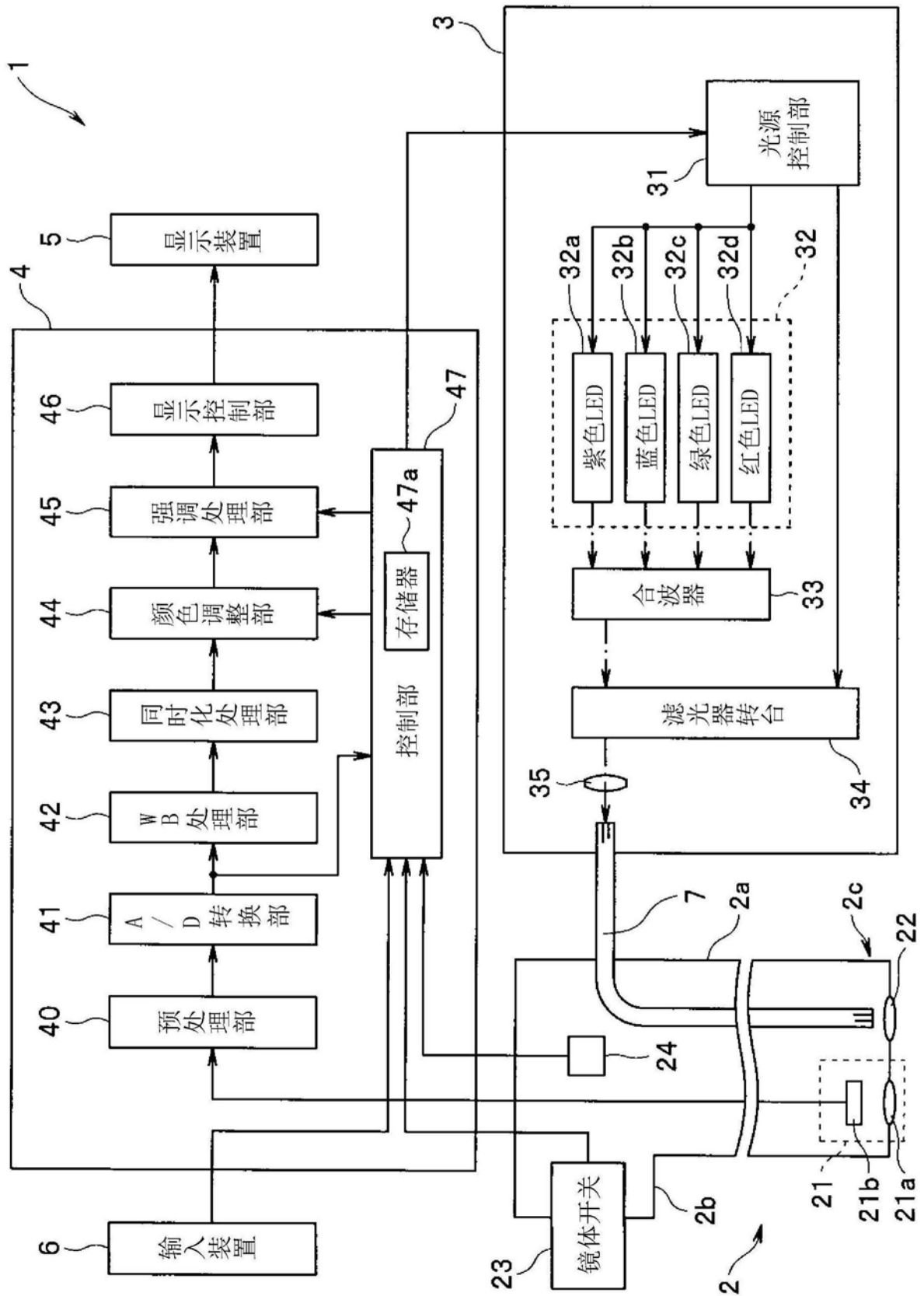


图1

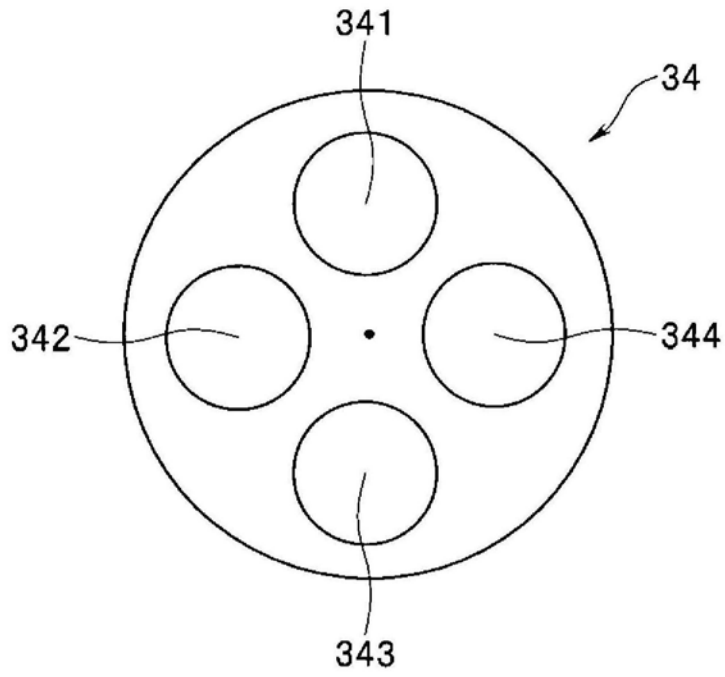


图2

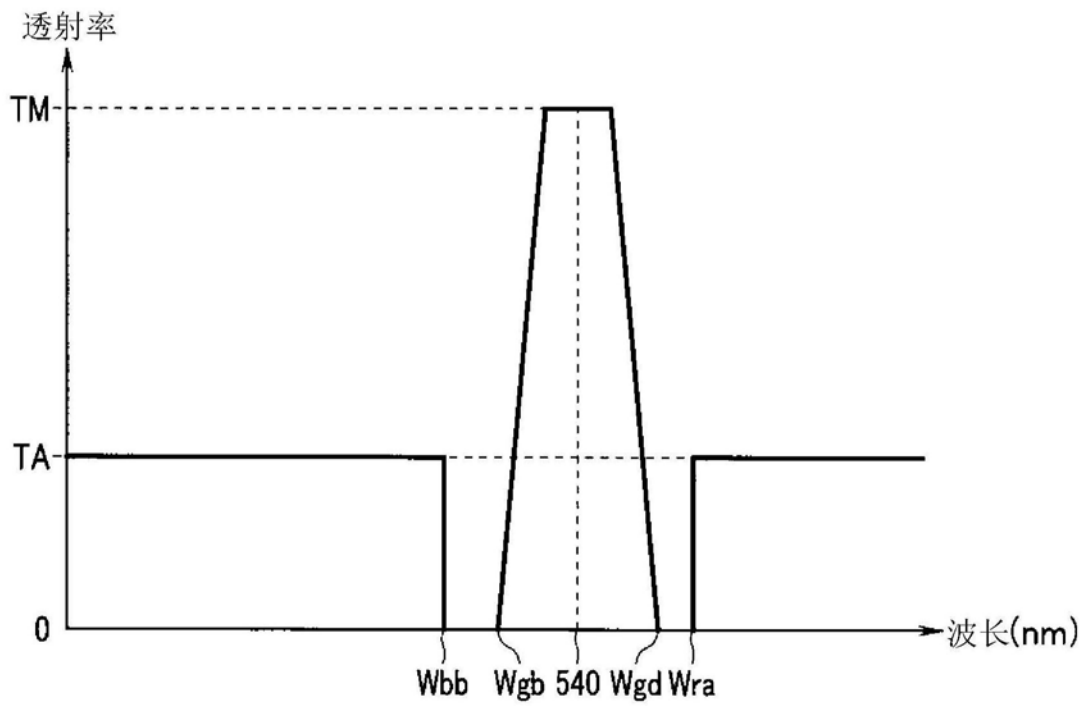


图3

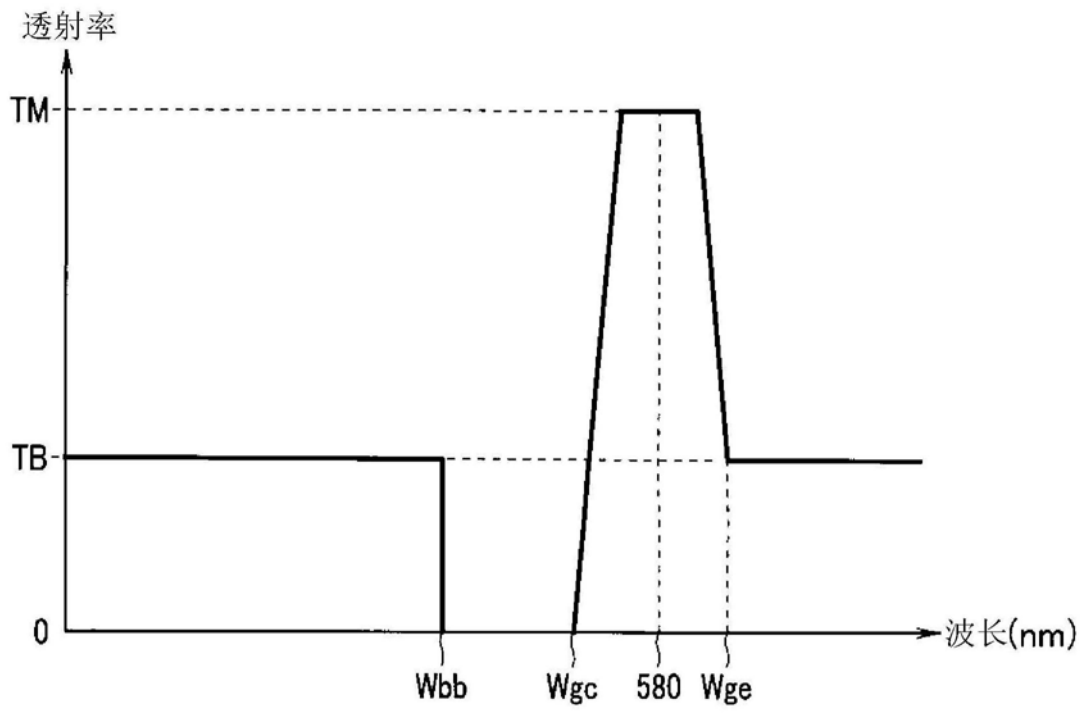


图4

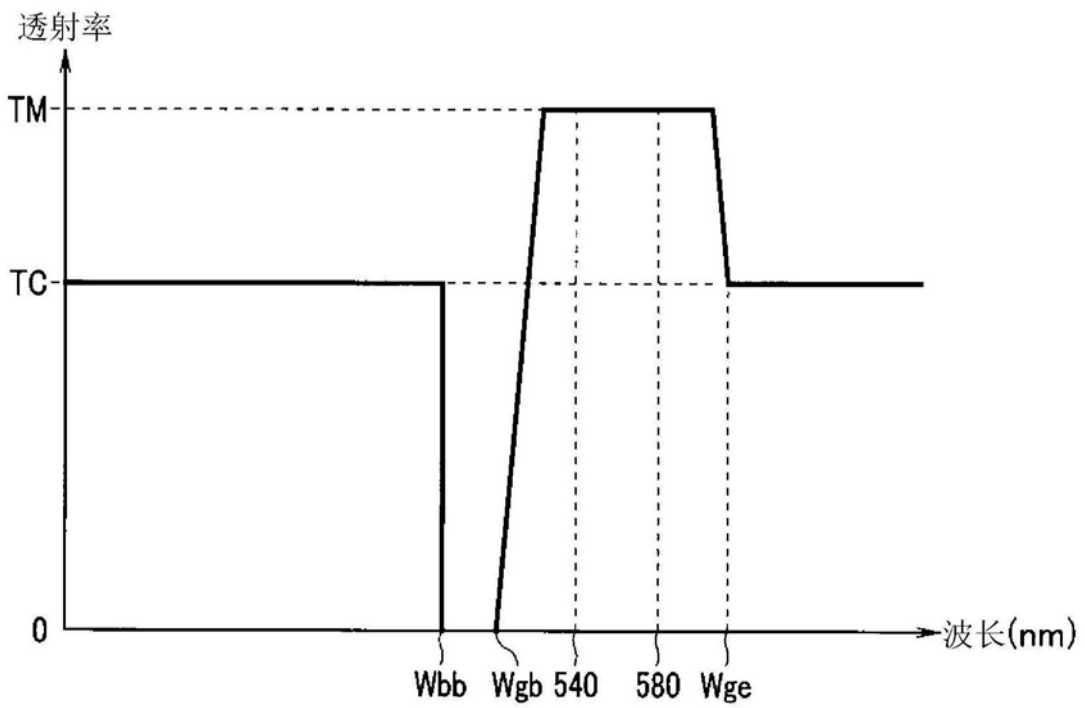


图5

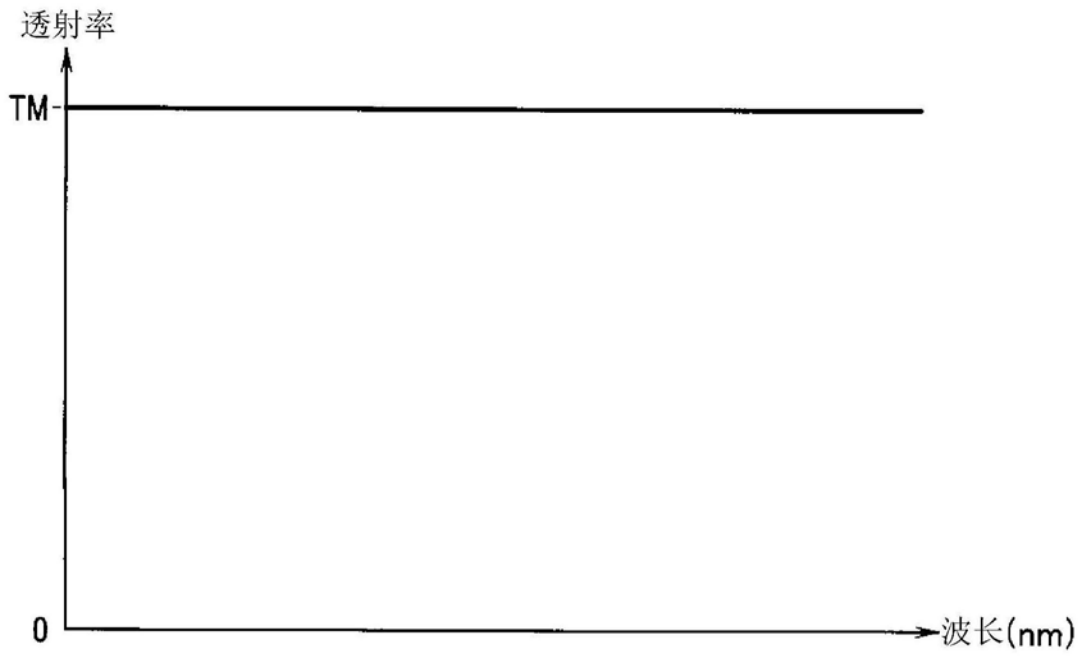


图6

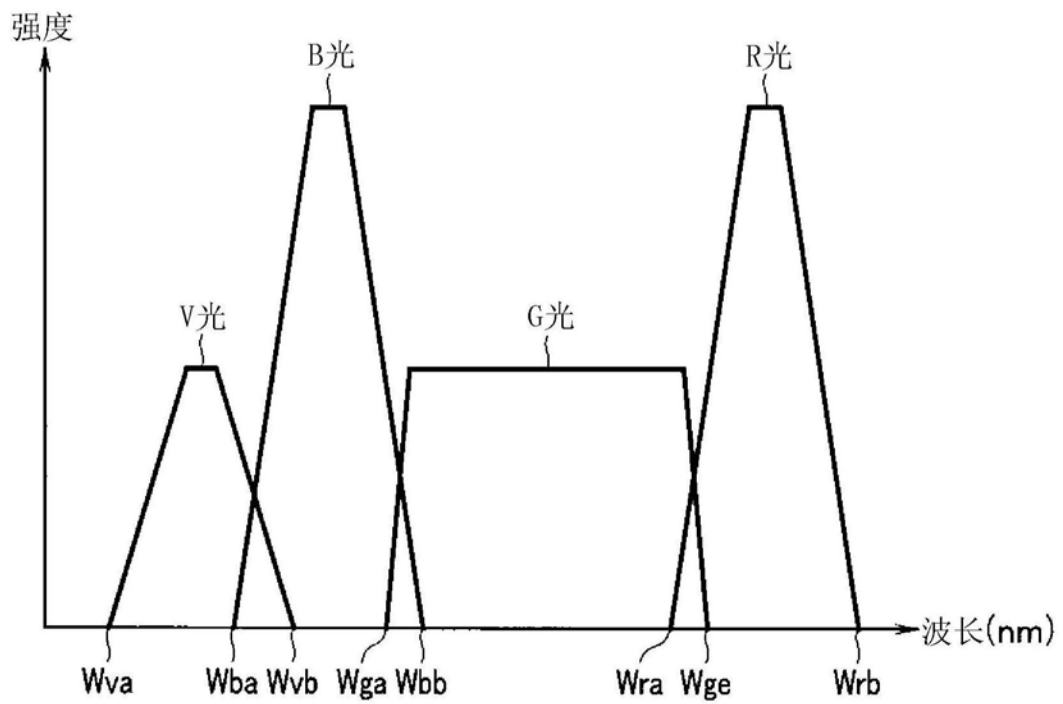


图7

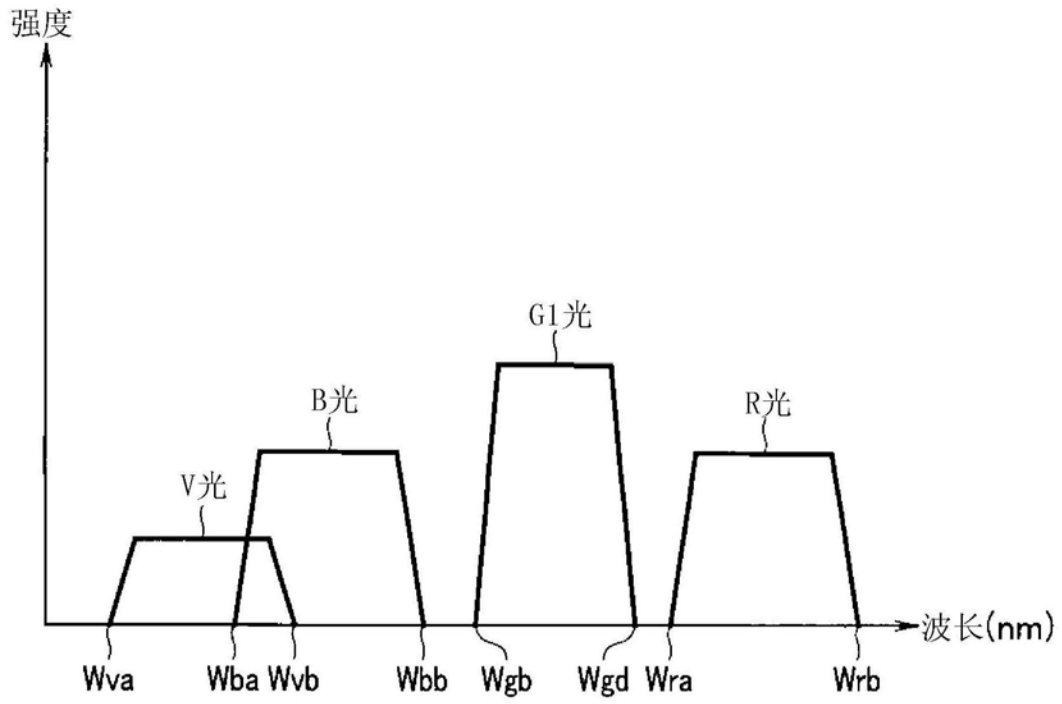


图8

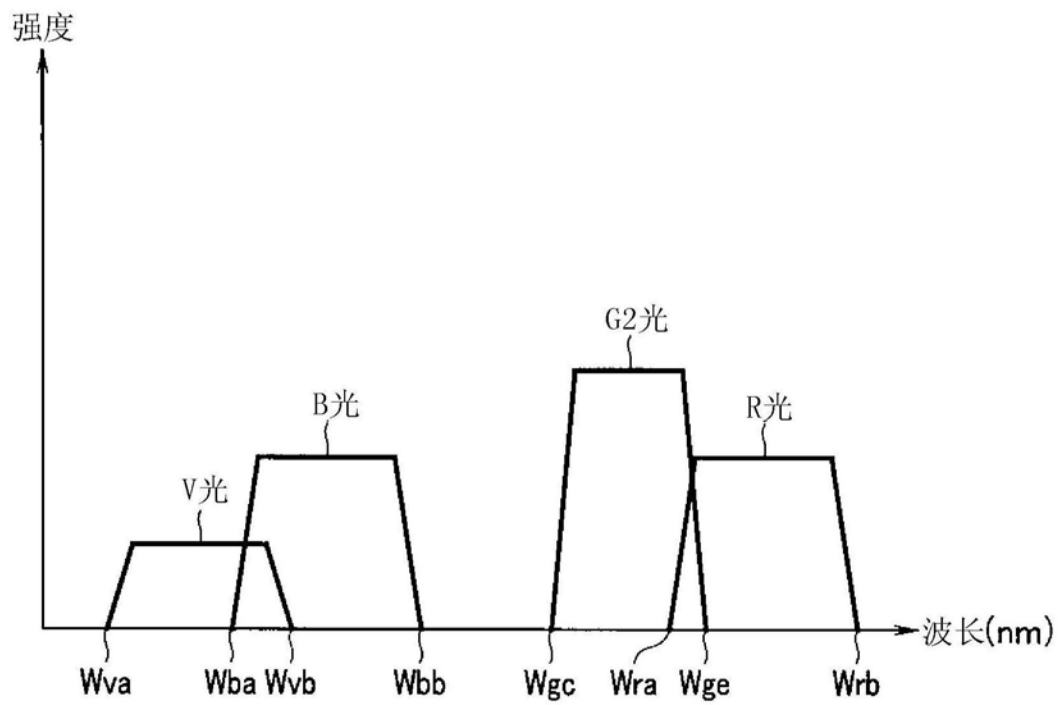


图9

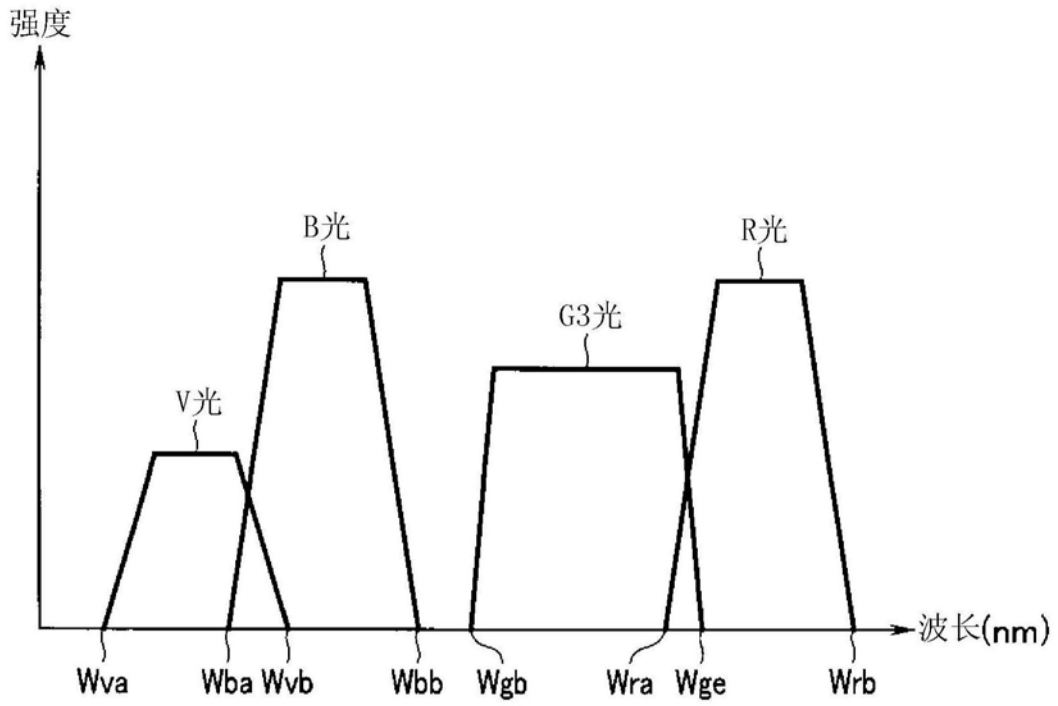


图10

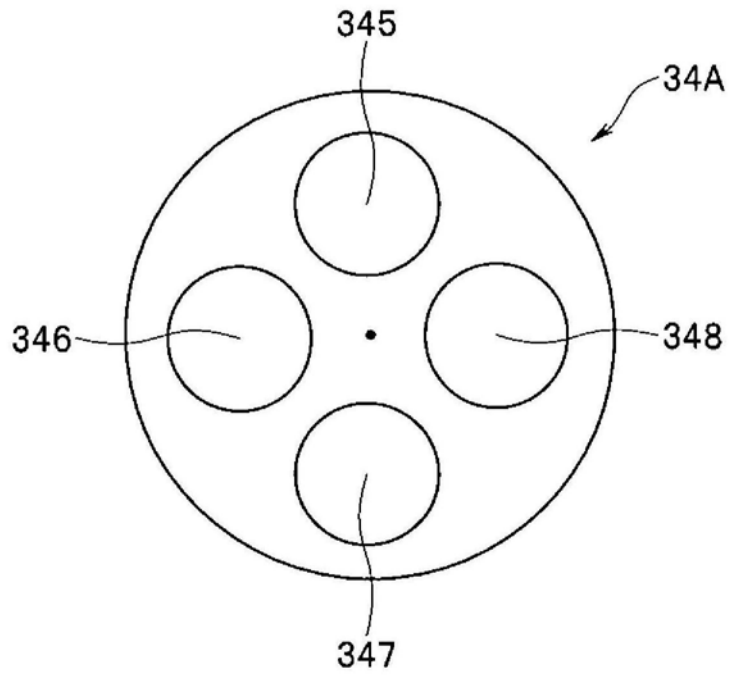


图11

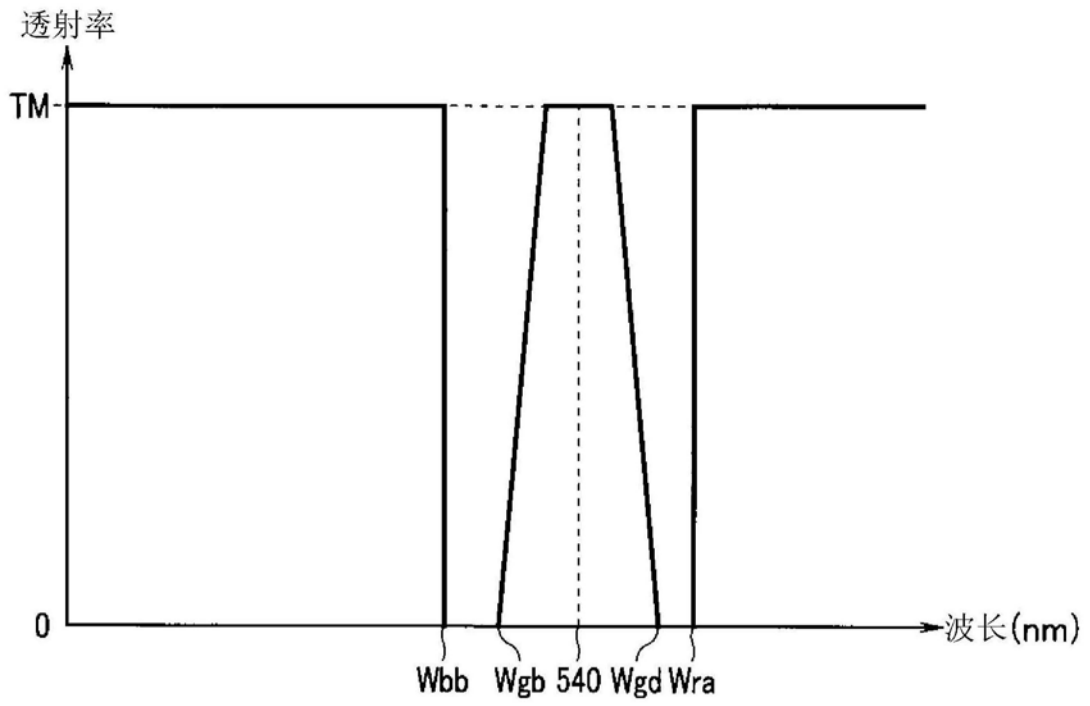


图12

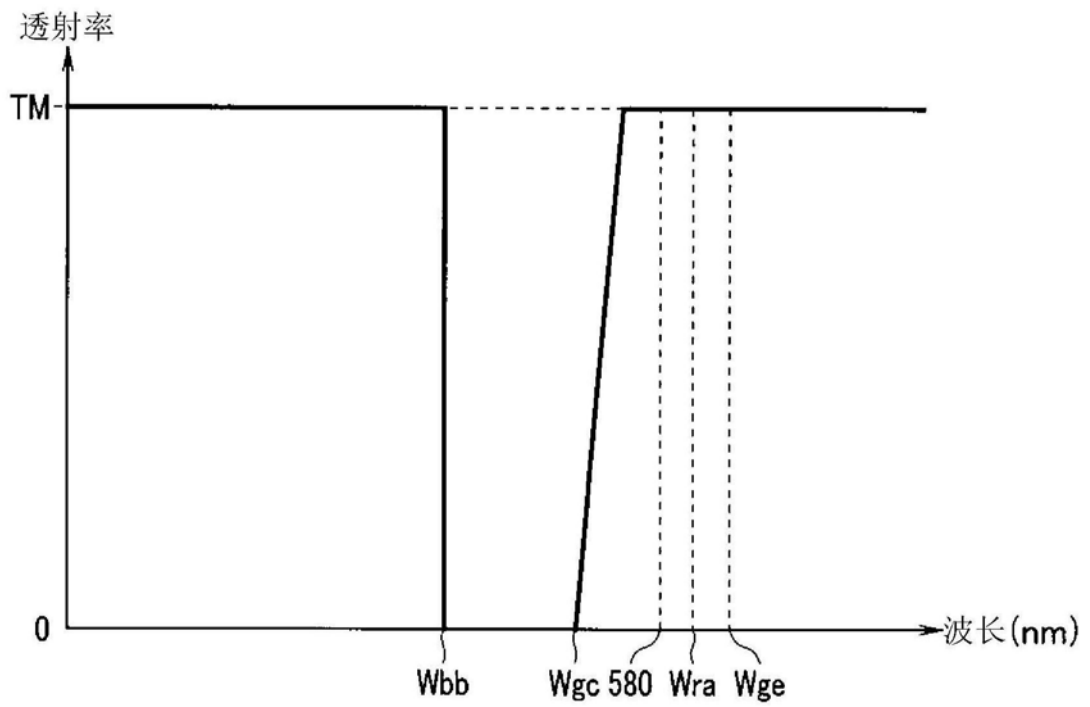


图13

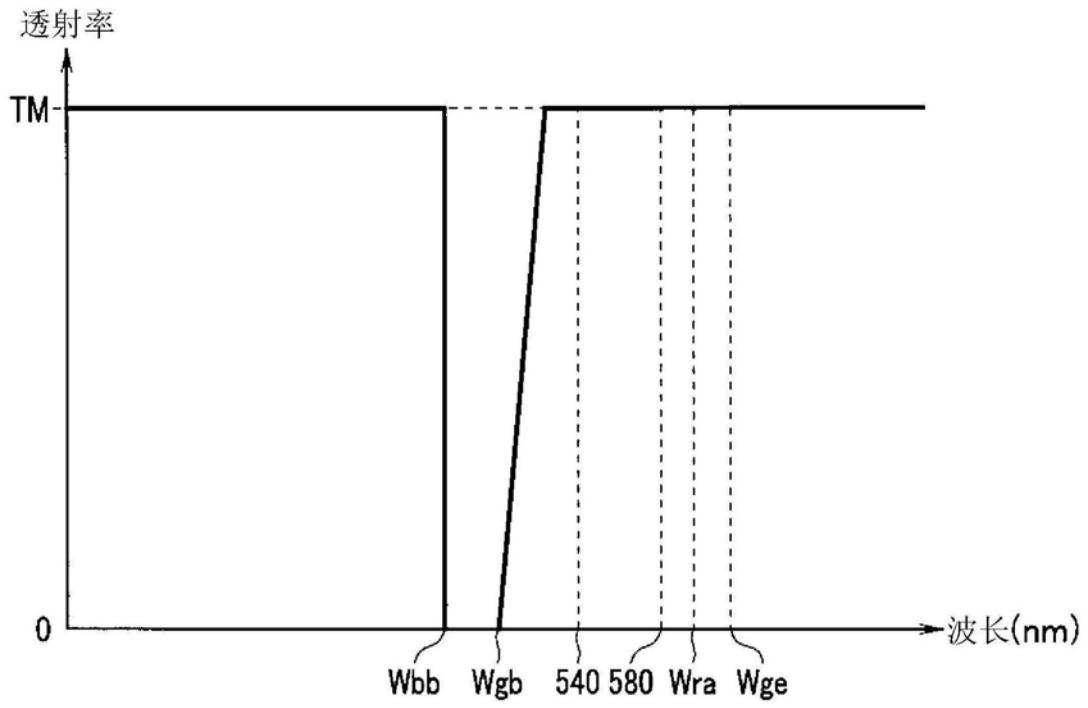


图14

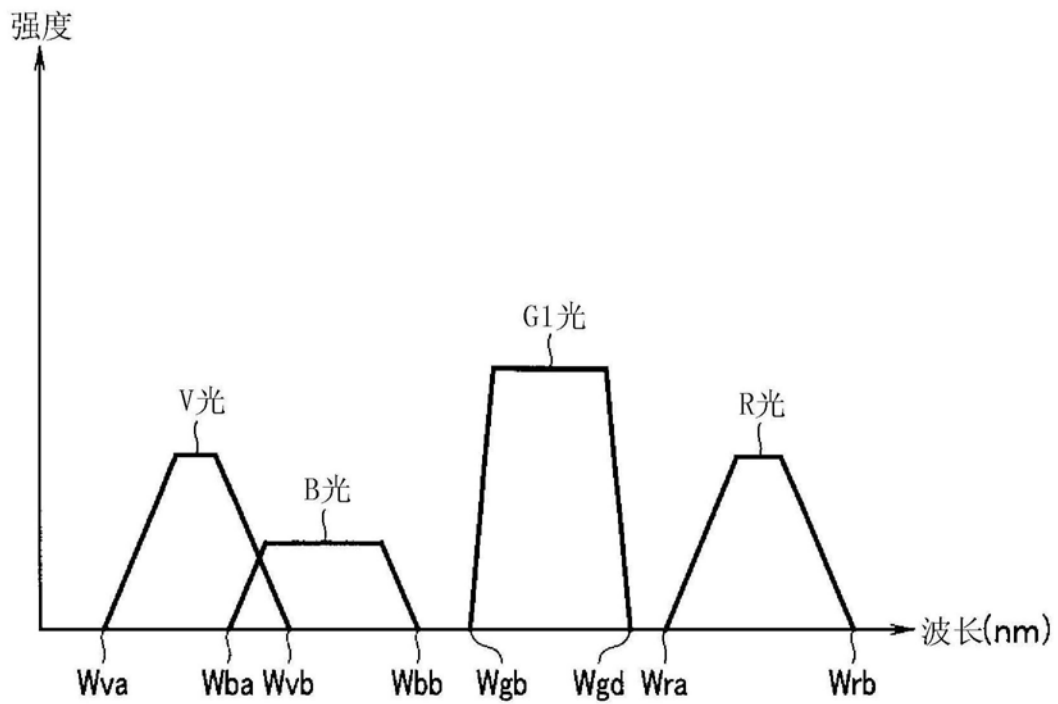


图15

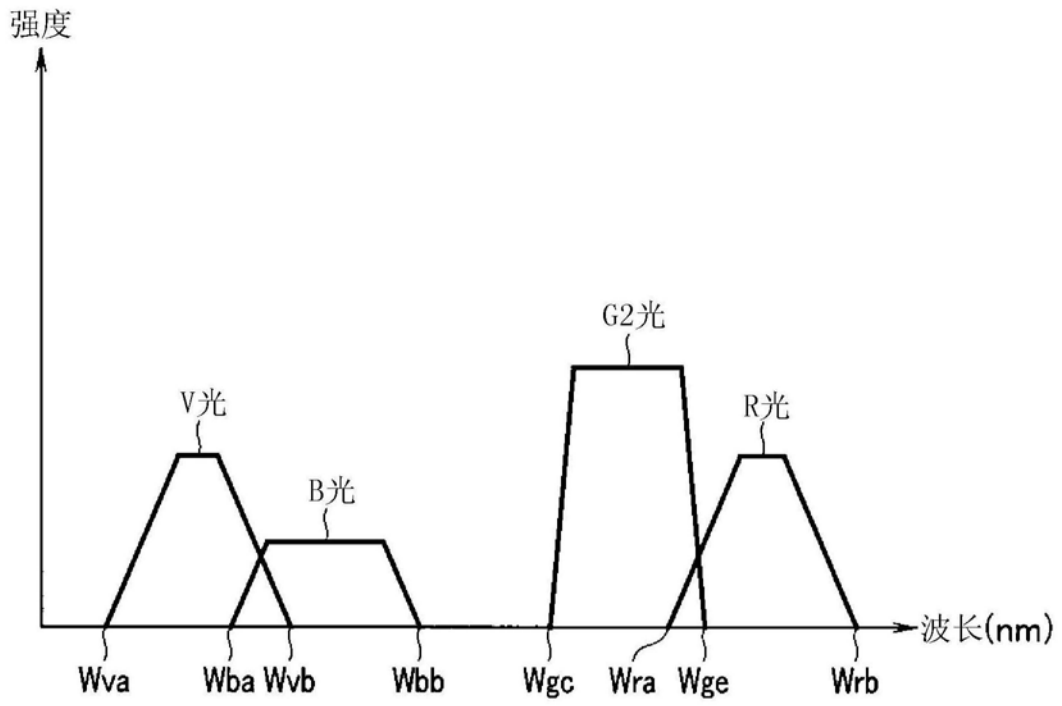


图16

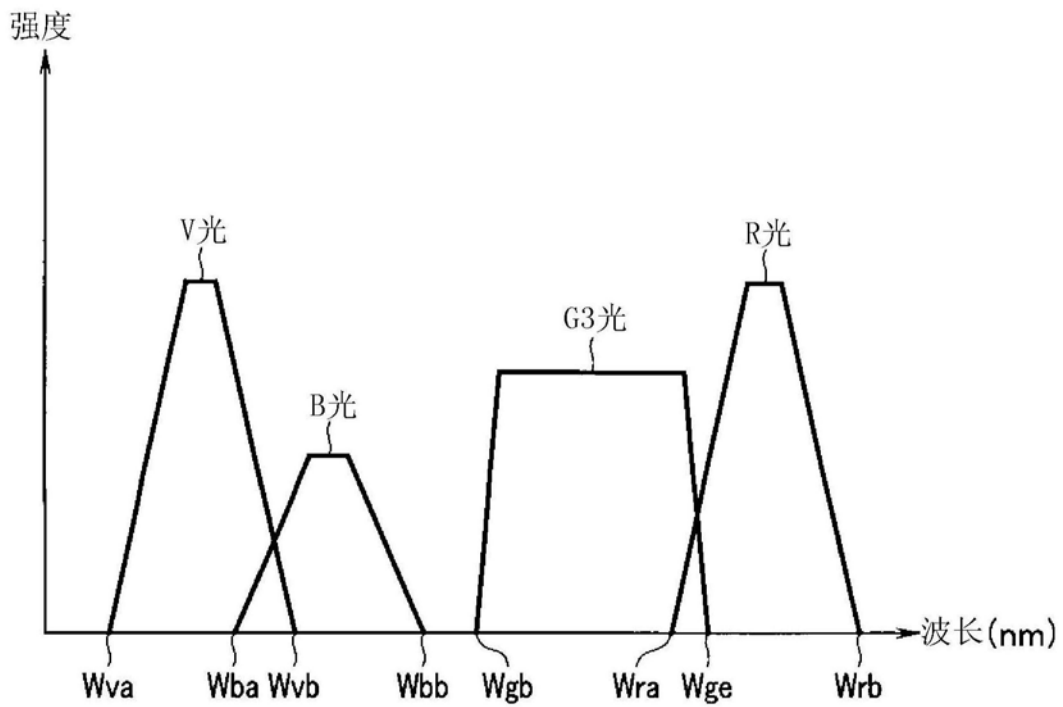


图17

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN110573056A</a>	公开(公告)日	2019-12-13
申请号	CN201880028599.6	申请日	2018-02-28
[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	山崎健二		
发明人	山崎健二		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 A61B1/06 A61B1/07 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0684 G02B23/24 A61B1/0005 A61B1/0653		
代理人(译)	孙明浩 崔成哲		
优先权	2017091624 2017-05-02 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

内窥镜系统具有：光源部，其产生紫色光、蓝色光、绿色光和红色光；光谱可变部，其使从光源部发出的绿色光的光谱变化成多个光谱中的一个光谱；光量调整部，其以具有由光谱可变部改变后的光谱的绿色光的光量为基准，对紫色光、蓝色光和红色光这3个颜色的光的光量进行调整；摄像部，其对被摄体进行摄像，该被摄体被具有由光谱可变部改变后的光谱的绿色光和具有由光量调整部调整后的光量的3个颜色的光照明；以及强调处理部，其对拍摄被摄体而得到的图像实施强调处理，该被摄体被具有由光谱可变部改变后的光谱的绿色光照明。

