



(43)申请公布日 2019.02.26

A61B 1/06(2006.01)

权利要求书1页 说明书14页 附图7页

1. 一种内窥镜系统,其具有:

内窥镜观测器,具有引导光的光导;

2个以上的光源,向所述光导供给光,且主波长互不相同;

光源驱动部,向所述2个以上的光源分别供给驱动信号来使光射出;

光源控制部,向所述光源驱动部输入光量设定值,使所述光源驱动部生成与所述光量设定值相应的所述驱动信号;及

光源信息存储部,存储所述2个以上的光源中的至少1个光源的所述主波长的信息,

所述内窥镜观测器具有存储观测器的种类的信息的观测器信息存储部,

所述光源控制部从所述光源信息存储部获取所述光源的所述主波长的信息,从所述观测器信息存储部获取所述观测器的种类的信息,至少根据所述主波长的信息及从所述观测器的种类的信息获得的所述光导的长度的信息,设定至少1个所述光量设定值,向所述光源驱动部输入所述光量设定值来控制所述光源驱动部驱动的所述光源的发光量,由此将从所述内窥镜观测器射出的光中的光量比例调整为预先设定的光量比例。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

所述内窥镜观测器具有配置于所述光导的前端侧的照明透镜,

所述光源控制部至少根据所述光导的长度的信息及从所述观测器的种类的信息获得的照明透镜的信息、以及所述光源的主波长的信息,设定所述光量设定值。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其中,

所述光源控制部至少根据所述光导的长度信息及从所述观测器的种类的信息获得的所述光导的种类的信息、以及所述光源的所述主波长的信息,设定所述光量设定值。

4. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其中,

所述2个以上的光源中的至少1个光源是射出蓝色光的蓝色光源,

所述光源控制部对所述蓝色光源设定所述光量设定值。

5. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其中,

所述光源控制部根据至少1个所述光源的个体差设定所述光量设定值。

6. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其中,

所述内窥镜观测器能装卸地连接于包括所述2个以上的光源的光源装置。

7. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其中,

所述光源的所述主波长为中心波长或峰值波长。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜系统。

背景技术

[0002] 在近年来的医疗中,广泛进行利用具备内窥镜用光源装置、电子内窥镜(内窥镜观测器)、处理器装置的内窥镜系统的诊断等。内窥镜用光源装置产生照明光并照射于检体内。电子内窥镜中,照射照明光并通过成像元件拍摄检体内来生成图像信号。处理器装置对通过电子内窥镜生成的图像信号进行图像处理来生成用于显示于显示器的观察图像。

[0003] 以往,内窥镜用光源装置中,作为照明光,使用了发出白色光的氙气灯或卤素灯等灯光源,但最近,代替灯光源,使用发出特定颜色的光的激光二极管(LD:Laser Diode)或发光二极管(LED:Light Emitting Diode)等半导体光源(例如,参考专利文献1)

[0004] 专利文献1中记载的内窥镜用光源装置中,作为内窥镜用半导体光源,设置有发出红色光的第1LED、发出绿色光的第2LED及发出蓝色光的第3LED,合成从第1~第3LED发出的3色的光来生成白色光。在具备灯光源的内窥镜用光源装置中,无法变更照明光中的各颜色成分的比例,但具备多个半导体光源的内窥镜用光源装置中,能够独立控制各半导体光源的发光量来变更照明光中的各颜色成分的比例,能够轻松地进行照明光的色温的调整等。

[0005] 但是,内窥镜系统中,内窥镜观测器构成为可装卸于内窥镜用光源装置及处理器装置,根据观察部位的不同等,将不同种类的内窥镜观测器适当连接于内窥镜用光源装置及处理器装置来利用。

[0006] 此时,根据每个内窥镜观测器的光导的粗度等的不同,光传递特性(透射率)不同。因此,若光源的发光量相同,则照明光的明度按每个内窥镜观测器而发生变化。因此,专利文献2中,记载有如下内窥镜装置,其能够根据观测器识别信息,并根据连接于处理器的内窥镜观测器中的光导的光传递特性,调整从内窥镜观测器射出的光的光量。

[0007] 专利文献1:日本特开2010-158413号公报

[0008] 专利文献2:日本特开2007-111338号公报

[0009] 在此,根据本发明人等的研究,得知使用不同种类的内窥镜观测器时,不仅是从内窥镜观测器射出的光的光量的变化,还存在光的色调发生变化的问题。

[0010] 得知发生该色调的变化的原因在于根据光的波长而光导的透射率的变化量不同。具体而言,越是短波长侧,基于光导长度的透射率的变化量越大。光导长度更长时,在短波长侧透射率下降的比例大于在长波长侧透射率下降的比例。因此,根据光导长度的不同,从内窥镜观测器射出的光的每个波长的光量比例(各颜色成分的比例)发生变化而导致色调发生变化。

[0011] 存在若从内窥镜观测器射出的光的色调发生变化,则用内窥镜观测器拍摄的观察图像的色调发生变化的问题。

发明内容

[0012] 本发明的课题在于提供一种能够将从内窥镜观测器射出的光的每个波长的光量比例保持为恒定的内窥镜系统。

[0013] 本发明人等为了解决上述课题而进行了深入研究,其结果发现通过如下能够解决上述课题并完成了本发明,即,本发明的内窥镜系统具有:内窥镜观测器,具有引导光的光导;2个以上的光源,向光导供给光,且主波长互不相同;光源驱动部,向2个以上的各个光源供给驱动信号来使其射出光;光源控制部,向光源驱动部输入光量设定值,使光源驱动部生成与光量设定值相应的驱动信号;及光源信息存储部,存储2个以上的光源中的至少1个的主波长信息,内窥镜观测器具有存储观测器的种类信息的观测器信息存储部,光源控制部从光源信息存储部获取光源的主波长信息,从观测器信息存储部获取观测器的种类信息,至少根据主波长信息及从观测器的种类信息获得的光导的长度信息,设定至少1个光量设定值,向光源驱动部输入光量设定值来控制由光源驱动部驱动的光源的发光量,由此将从内窥镜观测器射出的光中的光量比例调整为预先设定的光量比例。

[0014] 即,发现通过以下结构能够解决上述课题。

[0015] [1]一种内窥镜系统,其具有:

[0016] 内窥镜观测器,具有引导光的光导;

[0017] 2个以上的光源,向光导供给光,且主波长互不相同;

[0018] 光源驱动部,向2个以上的光源分别供给驱动信号来使光射出;

[0019] 光源控制部,向光源驱动部输入光量设定值,使光源驱动部生成与光量设定值相应的驱动信号;及

[0020] 光源信息存储部,存储2个以上的光源中的至少1个光源的主波长信息,

[0021] 内窥镜观测器具有存储观测器的种类信息的观测器信息存储部,

[0022] 光源控制部从光源信息存储部获取光源的主波长信息,从观测器信息存储部获取观测器的种类信息,至少根据主波长信息及从观测器的种类信息获得的光导的长度信息,设定至少1个光量设定值,向光源驱动部输入光量设定值来控制由光源驱动部驱动的光源的发光量,由此将从内窥镜观测器射出的光中的光量比例调整为预先设定的光量比例。

[0023] [2]根据[1]所述的内窥镜系统,其中,内窥镜观测器具有配置于光导的前端侧的照明透镜,

[0024] 光源控制部至少根据光导的长度信息及从观测器的种类信息获得的照明透镜的信息、以及光源的主波长信息,设定光量设定值。

[0025] [3]根据[1]或[2]所述的内窥镜系统,其中,光源控制部至少根据光导的长度信息及从观测器的种类信息获得的光导的种类信息、以及光源的主波长信息,设定光量设定值。

[0026] [4]根据[1]至[3]中任一项所述的内窥镜系统,其中,2个以上的光源中的至少1个光源是射出蓝色光的蓝色光源,

[0027] 光源控制部对蓝色光源设定光量设定值。

[0028] [5]根据[1]至[4]中任一项所述的内窥镜系统,其中,光源控制部根据至少1个光源的个体差设定光量设定值。

[0029] [6]根据[1]至[5]中任一项所述的内窥镜系统,其中,内窥镜观测器能装卸地连接于包括2个以上的光源的光源装置。

[0030] [7]根据[1]至[6]中任一项所述的内窥镜系统,其中,光源的主波长为中心波长或峰值波长。

[0031] 发明效果

[0032] 根据本发明,能够将从内窥镜观测器射出的光的每个波长的光量比例保持为恒定。

附图说明

[0033] 图1是概念性地表示本发明的内窥镜系统的一例的立体图。

[0034] 图2是本发明的内窥镜系统的一例的框图。

[0035] 图3是光源部的框图。

[0036] 图4是示意地表示红色光、绿色光、蓝色光、紫色光的强度光谱的曲线图。

[0037] 图5是表示波长与光强度及透射率之间的关系的曲线图。

[0038] 图6是表示光导长度与透射率比之间的关系的曲线图。

[0039] 图7是光源部的另一例的框图。

[0040] 图8是表示波长与相对强度之间的关系的曲线图。

[0041] 图9是表示波长与透射率之间的关系的曲线图。

[0042] 图10是表示波长与相对强度之间的关系的曲线图。

[0043] 图11是表示波长与透射率之间的关系的曲线图。

[0044] 符号说明

[0045] 10-内窥镜系统,12-内窥镜观测器,12a-插入部,12b-操作部,12c-弯曲部,12d-前端部,12e-角度旋钮,13a-变焦操作部,13b-模式切换开关,14-光源装置,16-处理器装置,18-显示器,19-控制台,20-光源部,21-光源驱动部,22-光源控制部,23-光源信息存储部,24-表存储部,25-校正量存储部,30a-照明光学系统,30b-摄影光学系统,32-观测器信息存储部,41-光导,45-照明透镜,46-物镜,47-变焦透镜,48-图像传感器,54-图像获取部,56-DSP,58-干扰降低部,59-转换部,61-图像处理部,66-显示控制部,69-控制部,71-第1光源,72、72b-第2光源,73-滤光器,74-追加光源,75-第3光源,76、77、99-合波部件,81、83、83b、86、88-发光元件,82、85、87、89-透镜,84-荧光体,91、92、93、97-光检测器,94、95、96、98-分束器。

具体实施方式

[0046] 以下,对本发明进行详细说明。

[0047] 以下记载的构成要件的说明是根据本发明的代表性实施方式来进行的,但本发明并不限定于这种实施方式。

[0048] 另外,本说明书中,利用“~”表示的数值范围是指作为下限值及上限值包含记载于“~”前后的数值的范围。

[0049] 并且,本说明书中,设为“正交”及“平行”包含本发明所属的技术领域中容许的误差的范围。例如,“正交”及“平行”是指相对于严密的正交或者平行在小于 $\pm 10^\circ$ 的范围内等,相对于严密的正交或者平行的误差优选为 5° 以下,更优选为 3° 以下。

[0050] 本说明书中,设为“同一”、“相同”包含技术领域通常容许的误差范围。并且,本

说明书中,称为“全部”、“均”或“整面”等时,除了是100%的情况以外,还包含在技术领域中通常容许的误差范围,例如包含99%以上、95%以上或90%以上的情况。

[0051] [第1实施方式]

[0052] 图1是概念性地表示本发明的内窥镜系统的第1实施方式的一例的立体图,图2是内窥镜系统的框图。

[0053] 如图1所示,内窥镜系统10具备:内窥镜观测器(以下,还简称为内窥镜)12,拍摄活体内(被检体内)的观察部位;处理器装置16,根据通过拍摄获得的图像信号,生成观察部位的显示图像;内窥镜用光源装置(以下,简称为光源装置)14,向内窥镜12供给照射观察部位的照明光;及显示器18,显示显示图像。处理器装置16上连接有键盘或鼠标等操作输入部(控制台)19。

[0054] 内窥镜系统10能够执行用于对观察部位进行观察的通常观察模式及用于强调观察存在于观察部位的粘膜内部的血管的血管强调观察模式。血管强调观察模式是用于作为血管信息将血管的图案可视化,从而进行鉴别肿瘤良恶等诊断的模式。该血管强调观察模式中,向观察部位照射包含大量的针对血液中的血红蛋白的吸光度高的特定波长频带的光的成分的照明光。

[0055] 通常观察模式中,生成适于观察部位的整体观察的通常观察图像作为显示图像。血管强调观察模式中,生成适于血管图案的观察的血管强调观察图像作为显示图像。

[0056] 内窥镜12具有插入被检体内的插入部12a、设置于插入部12a的基端部分的操作部12b、设置于插入部12a的前端侧的弯曲部12c及前端部12d。通过对操作部12b的角度旋钮12e进行操作,弯曲部12c弯曲。弯曲部12c弯曲的结果,前端部12d朝向所希望的方向。另外,在前端部12d设置有朝向观察对象喷射空气或水等的喷射口(未图示)。并且,操作部12b中,除了角度旋钮12e以外,还设置有用于插入处置器具的钳子口、从送气、送水喷嘴进行送气、送水时操作的送气、送水按钮、用于拍摄静态图像的静止按钮(freezebutton)(未图示)、变焦操作部13a及模式切换开关13b。变焦操作部13a在对观察对象进行放大或缩小时使用。模式切换开关13b在内窥镜系统10具有多个观察模式时用于观察模式的切换。

[0057] 并且,内窥镜12具备用于将内窥镜12连接于处理器装置16及光源装置14的通用塞绳17。

[0058] 通用塞绳17上插通有从插入部12a延伸设置的通信电缆或光导41,在处理器装置16及光源装置14侧的一端安装有连接器。连接器是由通信用连接器与光源用连接器构成的复合类型的连接器。通信用连接器与光源用连接器分别可装卸地连接于处理器装置16及光源装置14。通信用连接器上配设有通信电缆的一端。光源用连接器上配设有光导41的入射端。

[0059] 并且,内窥镜12具有存储内窥镜12的种类信息的观测器信息存储部32。观测器信息存储部32所存储的内窥镜观测器的种类信息供给至连接有内窥镜12的光源装置14的光源控制部22。

[0060] 如图2所示,光源装置14具备:光源部20,具有主波长不同的2个以上的光源;光源控制部22,控制光源部20的发光定时、发光量等;光源驱动部21,根据光源控制部22的控制信号生成驱动电流,向各光源供给驱动电流(驱动信号)来射出光;光源信息存储部23,存储光源装置14的光源部20所具有的2个以上的光源各自的主波长信息;表存储部24,按每个内

窥镜12的种类,至少存储光导的长度信息作为表;及校正量存储部25,存储与光源的主波长及光导长度相应的校正量作为表。

[0061] 光源装置14中,光源控制部22从所连接的内窥镜12的观测器信息存储部32获取内窥镜观测器的种类信息,参考存储于表存储部24的表,获取内窥镜12的光导41的长度信息。光源控制部22根据所获取的光导41的长度信息及存储于光源信息存储部23的光源的主波长信息,利用存储于校正量存储部25的表设定光量设定值,向光源驱动部21输入光量设定值来控制由光源驱动部21驱动的光源的发光量,由此调整从内窥镜12射出的光中的光量比例。

[0062] 关于这一点,将在后面进行详细叙述。

[0063] 光源部20所发出的照明光入射到光导41。光导41内置于内窥镜12及通用塞绳17内,将照明光传递至内窥镜12的前端部12d。通用塞绳17为连接内窥镜12与光源装置14及处理器装置16的塞绳。另外,作为光导41,能够使用多模光纤。作为一例,能够使用芯径105 μm 、包层直径125 μm 、包含成为外皮的保护层的直径为 $\phi 0.3\sim 0.5\text{mm}$ 的细径的光缆。

[0064] 内窥镜12的前端部12d设置有照明光学系统30a与摄影光学系统30b。照明光学系统30a具有照明透镜45,照明光经由该照明透镜45照射于观察对象。摄影光学系统30b具有物镜46、变焦透镜47及图像传感器48。图像传感器48经由物镜46及变焦透镜47,利用从观察对象返回的照明光的反射光等(反射光以外,还包含散射光、观察对象所发出的荧光或对观察对象给药等的药剂引起的荧光等),对观察对象进行摄影。另外,变焦透镜47通过进行变焦操作部13a的操作来移动。其结果,对利用图像传感器48进行摄影的观察对象进行放大或缩小来观察。

[0065] 本实施方式中,图像传感器48对所接收的光进行光电转换,按每个像素积蓄与受光量相应的信号电荷。信号电荷被转换为电压信号而从图像传感器48读取。从图像传感器48读取的电压信号作为图像信号而输入至DSP56。

[0066] 图像传感器48在1帧的获取期间内,进行向像素积蓄信号电荷的积蓄动作与读取所积蓄的信号电荷的读取动作。光源装置14结合图像传感器48的积蓄动作的定时生成照明光,并使其入射于光导41。

[0067] 图像传感器48为在各像素具有滤色器的所谓的原色系的颜色传感器。因此,图像传感器48的各像素例如具有R滤色器(红色滤色器)、G滤色器(绿色滤色器)及B滤色器(蓝色滤色器)中的任一个。具有R滤色器的像素为R像素,具有G滤色器的像素为G像素,且具有B滤色器的像素为B像素。如此,图像传感器48具有R像素、G像素及B像素的3色的像素,因此若使用白色光作为照明光来对观察对象进行摄影,则可同时获得通过R像素对观察对象进行摄影来获得的R图像、通过G像素对观察对象进行摄影来获得的G图像及通过B像素对观察对象进行摄影来获得的B图像。

[0068] 另外,作为图像传感器48,能够利用CCD(Charge Coupled Devio:电荷耦合器件)传感器或CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor:互补金属氧化物半导体)传感器。并且,本实施方式的图像传感器48为原色系的颜色传感器,但也能够利用补色系的颜色传感器。补色系的颜色传感器例如具有设置有青色滤色器的青色像素、设置有品红色滤色器的品红色像素、设置有黄色滤色器的黄色像素及设置有绿色滤色器的绿色像素。使用补色系颜色传感器时,从上述各色的像素获得的图像只要进行袖色原色颜色转换,则能够

转换为B图像、G图像及R图像。并且,能够代替颜色传感器,使用未设置滤色器的单色传感器作为图像传感器48。此时,能够通过利用BGR等各颜色的照明光对观察对象依次进行摄影,获得上述各颜色的图像。

[0069] 插入部12a上插通有对驱动图像传感器48的驱动信号或由图像传感器48输出的图像信号进行通信的通信电缆或将从光源装置14供给的照明光引导至照明窗的光导41。

[0070] 处理器装置16具有图像获取部54、图像处理部61、显示控制部66及控制部69。

[0071] 图像获取部54获取利用图像传感器48对观察对象进行摄影来获得的多个颜色的摄影图像。具体而言,图像获取部54按每个摄影帧获取B图像、G图像及R图像的组。并且,图像获取部54具有DSP(Digital Signal Processor:数字信号处理器)56、干扰降低部58及转换部59,利用这些对所获取的图像实施各种处理。

[0072] DSP56对所获取的图像,根据需要实施缺陷校正处理、偏移处理、增益校正处理、线性矩阵处理、伽马转换处理、去马赛克处理及YC转换处理等各种处理。

[0073] 缺陷校正处理为对与图像传感器48的缺陷像素对应的像素的像素值进行校正的处理。偏移处理为从已实施缺陷校正处理的图像降低暗电流成分,并设定正确的零电平的处理。增益校正处理为通过对已进行偏移处理的图像乘以增益来调整各图像的信号电平的处理。线性矩阵处理为提高已进行偏移处理的图像的颜色重现性的处理,伽马转换处理为调整线性矩阵处理之后的图像的明度和彩度的处理。去马赛克处理(还称作各相同性处理或同步化处理)为对空缺的像素的像素值进行插值的处理,对伽马转换处理之后的图像实施。空缺的像素是指,为了滤色器的排列,在图像传感器48中配置有其他颜色的像素,因而没有像素值的像素。例如,B图像为在B像素中对观察对象进行摄影而获得的图像,因此图像传感器48中与G像素或R像素对应的位置的像素中没有像素值。去马赛克处理对B图像进行插值,生成位于图像传感器48的G像素及R像素的位置的像素的像素值。YC转换处理为将去马赛克处理之后的图像转换为亮度通道Y与色差通道Cb及色差通道Cr的处理。

[0074] 干扰降低部58对亮度通道Y、色差通道Cb及色差通道Cr,例如利用移动平均法或中值滤色法等实施干扰降低处理。转换部59将干扰降低处理之后的亮度通道Y、色差通道Cb及色差通道Cr再次重新转换为BGR各颜色的图像。

[0075] 图像处理部61对已实施上述各种处理的1摄影帧量的B图像、G图像及R图像实施颜色转换处理、色彩强调处理及结构强调处理来生成观察图像。颜色转换处理为对BGR各颜色的图像进行 3×3 的矩阵处理、灰度转换处理及3维LUT(查表)处理等。色彩强调处理为强调图像的颜色的处理,结构强调处理为例如强调血管或凹坑图案等观察对象的组织或结构的处理。

[0076] 显示控制部66从图像处理部61依次获取观察图像,将所获取的观察图像转换为适于显示的形式并依次输出显示于显示器18。由此,医生等能够利用观察图像的静态图像或动态图像来对观察对象进行观察。

[0077] 控制部69例如为CPU(Central Processing Unit:中央处理单元),进行照明光的发光定时与摄影帧的同步控制等内窥镜系统10的集中控制。并且,内窥镜系统10具有多个观察模式时,控制部69通过接收来自模式切换开关13b的操作输入,经由光源控制部22切换照明光。由此,观察模式被切换。

[0078] 处理器装置16与显示器18及控制台19电连接。显示器18根据需要,输出显示观察

图像与所附带的图像信息等。控制台19作为接收功能设定等输入操作的用户界面发挥功能。另外,处理器装置16上可连接记录图像和图像信息等的外置的记录部(省略图示)。

[0079] 以下,对光源装置14的结构及作用进行更详细的说明。如图3所示,光源装置14的光源部20具备第1光源71、第2光源72及第3光源75。并且,本实施方式中,光源部20除了第1光源71、第2光源72及第3光源75以外,还具备追加光源74。第1光源71、第2光源72、第3光源75及追加光源74能够分别独立地进行控制。

[0080] 通常观察模式时,光源控制部22点亮第1光源71、第2光源72、第3光源75,不点亮追加光源74。另一方面,血管强调观察模式时,光源控制部22将第1光源71、第2光源72、第3光源75、追加光源74全部点亮。

[0081] 通常观察模式时,对由第1光源71射出的蓝色光、由第2光源72射出的绿色光及由第3光源75射出的红色光进行合波来生成宽频带的白色光。另一方面,血管强调观察模式时,生成白色光中混合了针对血液中的血红蛋白的吸光度高的紫色光的混合光。另外,血管强调观察模式时,光源控制部22降低蓝色光的光量比例,以使与蓝色光相比,紫色光处于支配地位。

[0082] 第1光源71发出包括蓝色成分B的光(以下,称作蓝色光)。第1光源71具备发光元件81及将发光元件81发出的蓝色光调整为平行光等的透镜82。发光元件81例如为LED(Light Emitting Diode:发光二极管)或LD(Laser Diode:激光二极管)等半导体元件。第1光源71发出的蓝色光经由使蓝色光透射的合波部件76及合波部件77而入射到光导41。合波部件76及合波部件77例如为分色镜或分色棱镜等。

[0083] 另外,通常蓝色的波长为约445nm至约485nm左右,例如有时将蓝色与绿色的中间的颜色例如称作蓝绿来与蓝色予以区别。但是,内窥镜系统10中,至少无需对光源部20的各光源发出的光过度地细分化颜色的种类(颜色的名称)。因此,本说明书中,将具有约440nm以上且约小于490nm的波长的光的颜色称作蓝色。并且,将具有约490nm以上且约小于600nm的波长的光的颜色称作绿色,且将具有约600nm以上且约小于680nm的波长的光的颜色称作红色。并且,将具有小于作为上述蓝色的波长的下限的“约440nm”的波长的可见光(例如约380nm以上且约小于440nm的可见光)的颜色称作紫色,表示波长比紫色短但图像传感器48具有灵敏度的光的颜色时,称作紫外。并且,表示具有作为上述红色的波长的上限的“约680nm”以上的波长且图像传感器48具有灵敏度的光的颜色时,称作红外。并且,本说明书中,“宽频带”是指波长范围遍及多个颜色的波长范围。白色是指至少包含上述属于蓝色或紫色的光、属于绿色的光及属于红色的颜色的光的光的颜色。

[0084] 第2光源72发出由绿色成分G构成的光(以下,绿色光)。第2光源72具备发光元件83及将由发光元件83发出的绿色光调整为平行光等的透镜85。发光元件83例如为LED或LD等半导体元件。第2光源72发出的绿色光经由使绿色光透射的合波部件99及合波部件77而入射到光导41。合波部件99例如为分色镜或分色棱镜等。

[0085] 第3光源75发出由红色成分R构成的光(以下,红色光)。第3光源75具备发光元件88及将由发光元件88发出的红色光调整为平行光等的透镜89。发光元件88例如为LED或LD等半导体元件。第3光源75发出的红色光经由使红色光透射的合波部件99及合波部件77而入射到光导41。

[0086] 追加光源74发出由紫色成分V构成的光(以下,称作紫色光)。追加光源74具备发光

元件86及将由发光元件86发出的紫色光调整为平行光等的透镜87。发光元件86例如为LED或LD等半导体元件。追加光源74发出的紫色光经由反射紫色光的合波部件76及使紫色光透射的合波部件77而入射到光导41。紫色光的紫色成分V在图像传感器48中,通过B像素受光。因此,紫色光的反射光等与蓝色光的反射光等一同有助于B图像。

[0087] 另外,光源部20除了上述第1光源71、第2光源72、第3光源75及追加光源74以外,还具备光检测器91、92、93及97、分束器94、95、96及98、以及冷却各光源的发光元件的冷却部件(所谓的散热器。未图示)等。分束器94以规定比例反射由第1光源71发出的蓝色光的一部分,且光检测器91接收分束器94反射的蓝色光。分束器95以规定比例反射由第2光源72发出的绿色光的一部分,且光检测器92接收分束器94反射的绿色光。分束器98以规定比例反射由第3光源75发出的红色光的一部分,且光检测器97接收分束器98反射的红色光。分束器96以规定比例反射由追加光源74发出的紫色光的一部分,且光检测器93接收分束器96反射的紫色光。光源控制部22利用光检测器91检测出的光量,自动且准确地控制第1光源71的蓝色光的发光量。并且,光源控制部22利用光检测器92检测出的光量,自动且准确地控制第2光源72的绿色光的发光量。并且,光源控制部22利用光检测器97检测出的光量,自动且准确地控制第3光源75的红色光的发光量。同样地,光源控制部22利用光检测器93检测出的光量,自动且准确地控制追加光源74的紫色光的发光量。

[0088] 如上述那样构成的光源装置14中,从光源装置14射出并通过内窥镜12的光导41而从内窥镜的前端部12d射出的光例如如图4所示的照明光I₀,以成为大致白色照明光的方式发出光。并且,图像传感器48利用包含由光源装置14发出的蓝色光、绿色光及红色光的照明光拍摄观察对象。

[0089] 即,图4中,照明光I₀所包含的蓝色成分LB为由第1光源71发出且被引导至光导41内而衰减的蓝色光的蓝色成分LB。照明光I₀所包含的绿色成分LG为由第2光源72发出且引导至光导41内而衰减的绿色光的绿色成分LG。照明光I₀所包含的红色成分LR为由第3光源75发出且引导至光导41内而衰减的红色光的红色成分LR。照明光I₀所包含的紫色成分LV为由追加光源74发出且引导至光导41内而衰减的紫色光的紫色成分LV。

[0090] 在此,如前述,光源装置14中,光源控制部22从所连接的内窥镜12的观测器信息存储部32获取内窥镜观测器的种类信息,参考存储于表存储部24的表,获取内窥镜12的光导41的长度信息。光源控制部22根据所获取的光导41的长度信息及存储于光源信息存储部23的光源的主波长信息,利用存储于校正量存储部25的表来设定光量设定值,向光源驱动部21输入光量设定值来控制由光源驱动部21驱动的光源的发光量,由此将从内窥镜12射出的光中的光量比例调整为预先设定的光量比例。

[0091] 校正量存储部25通过预先进行试验等来求出与多个光导长度和光源的主波长的组合相应的光量设定值,并作为表来存储。

[0092] 并且,表存储部24按每个内窥镜观测器的种类,预先存储光导41的长度等信息作为表。

[0093] 图5中,概念性地示出光导41的长度为3000mm的情况和长度为3600mm的情况下的波长与透射率之间的关系。如图5所示,光导41的长度越长,透射率变越低。此时,与长波长侧相比,在短波长侧的透射率的下降更大。

[0094] 因此,若在光导41的长度为3000mm的情况和长度3600mm的情况下,将各光源的发

光量设为相同,则从内窥镜12射出的光的光量比例,即,各成分的比例在3000mm的情况和3600mm的情况下不同。即,光导41的长度为3000mm的情况与3600mm的情况下,从内窥镜12射出的光的色调发生变化。

[0095] 因此,本发明中,例如,将光导41的长度为3000mm的情况作为基准,在将具有不同长度的光导41的内窥镜12连接于光源装置14时,也分别调整第1光源71、第2光源72、第3光源75及追加光源74的发光量,以使与在基准长度的情况下从内窥镜12射出的光中的光量比例相同。

[0096] 例如,将光导41的长度为3000mm的情况作为基准,将在长度为3000mm的情况下从内窥镜12射出的光成为所希望的色调(例如,白色光)的各光源的发光量设为各光源的发光量的基准。

[0097] 将具有长度3600mm的光导41的内窥镜12连接于光源装置14时,光源控制部22从观测器信息存储部32获取内窥镜观测器的种类信息,将该内窥镜观测器的种类信息与存储于表存储部24的表进行照会来获取光导41的长度信息。并且,光源控制部22从光源信息存储部23获取各光源(第1光源71、第2光源72、第3光源75及追加光源74)的主波长信息。

[0098] 光源控制部22根据光导41的长度信息与各光源的主波长信息,利用存储于校正量存储部25的表,按各光源设定光量设定值。此时,以越是发出短波长侧的光的光源,光导41的长度相对于基准情况的发光量的比例变越大的方式设定光量设定值。即,连接具有长度3600mm的光导41的内窥镜12时的各光源的发光量相对于基准发光量的比例以第3光源75、第2光源72、第1光源71、追加光源74的顺序变大。

[0099] 通过根据各光源的主波长与光导41的长度改变第1光源71、第2光源72、第3光源75及追加光源74各自的发光量,连接具有长度3600mm的光导41的内窥镜12时,也能够使从内窥镜12射出的光中的光量比例与基准(光导41的长度3000mm)情况下从内窥镜12射出的光的光量比例相同。

[0100] 通过如此根据各光源的主波长与光导41的长度改变各光源的发光量,能够将从内窥镜观测器12射出的光的每个波长的光量比例保持为恒定。

[0101] 在此,上述第1实施方式中,设为针对4个光源全部,根据光源的主波长信息与光导41的长度信息设定其发光量的结构,但并不限于此,针对至少1个光源,根据光源的主波长信息与光导41的长度信息设定发光量即可。

[0102] 如前述,越是短波长侧,相对于光导41的长度变化的影响越大,因此优选对发出短波长侧的光的光源,根据光源的主波长信息与光导41的长度信息设定发光量。例如,图3的例子中,优选对发出蓝色光的第1光源和/或发出紫色光的追加光源,根据光源的主波长信息与光导41的长度信息设定发光量。

[0103] 并且,上述第1实施方式中,设为具有主波长互不相同的4个光源的结构,但并不限于此,也可以是具有主波长互不相同的2个或者3个光源的结构,也可以是具有主波长互不相同的5个以上的光源的结构。并且,与光源的数量无关地,针对至少1个光源,根据光源的主波长信息与光导41的长度信息设定发光量即可。

[0104] 如前述,越是短波长侧,相对于光导41的长度变化的影响越大,因此2个以上的光源中,至少1个光源为射出蓝色光的蓝色光源时,优选针对该蓝色光源,根据光源的主波长信息与光导41的长度信息设定发光量。

[0105] 在此,光源的主波长为中心波长或峰值波长。中心波长为光源所射出的光的光谱的平均波长。并且,峰值波长为光源所射出的光的光谱中表示极大值的波长。

[0106] 并且,上述第1实施方式中,设为针对至少1个光源,根据光源的主波长信息与光导41的长度信息设定发光量的结构,但并不限于此。

[0107] 例如,有时根据内窥镜12的种类,照明透镜45的种类也不同。照明透镜45电根据其种类而透射率不同,有时透射率的变化比例根据波长而不同。因此,也可以设为除了光源的主波长信息与光导41的长度信息以外,还根据照明透镜45的信息设定光源的发光量的结构。

[0108] 此时,表存储部24按内窥镜12的每个种类,存储光导41的长度信息及照明透镜45的信息作为表。光源控制部22对从观测器信息存储部32获取的内窥镜观测器的信息与存储于表存储部24的表进行照会来获取内窥镜12的光导41的长度信息及照明透镜45的信息。

[0109] 或者,根据光导41的材料、粗度、光纤电缆的根数等,透射率也会发生变化。因此,也可以设为除了光源的主波长信息与光导41的长度信息以外,还根据光导41的种类信息设定光源的发光量的结构。

[0110] 此时,表存储部24按内窥镜12的每个种类,存储光导41的长度信息及光导41的种类(材料、粗度、光纤电缆的根数等)信息作为表。光源控制部22对从观测器信息存储部32获取的内窥镜观测器的信息与存储于表存储部24的表进行照会来获取内窥镜12的光导41的长度信息及光导41的种类信息。

[0111] 而且,也可以设为根据光源的主波长信息、光导41的长度信息、照明透镜45的信息及光导41的种类信息设定光源的发光量的结构。

[0112] 并且,上述第1实施方式中,设为如下结构,即,内窥镜12具有存储内窥镜观测器的种类信息的观测器信息存储部32,光源控制部22对从观测器信息存储部32获取的内窥镜观测器的种类信息与存储于表存储部24的表进行照会来获取光导41的长度信息(或者,还获取照明透镜45的信息及光导41的种类信息),但并不限于此,也可以设为内窥镜12具有存储光导41的长度信息(或者,还存储照明透镜45的信息及光导41的种类信息)的存储部,光源控制部22从该存储部直接获取光导41的长度信息等的结构。

[0113] 并且,光源信息存储部23所存储的各光源的主波长信息可以是光源的规格上的主波长。然而,实际上,即使是相同种类的光源,也存在个体差,因此所射出的光的波长相对于规格波长具有 $\pm 5\text{nm}$ 左右的偏差。因此,优选光源信息存储部23存储对各光源实际测定所发出的光的光谱来求出的主波长。

[0114] 图6中示出波长405nm的情况与波长409nm的情况下的透射率比与光导长度之间的关系。

[0115] 如从图6可知,如波长405nm的情况与波长409nm的情况,即使在波长差小的情况下,若光导长度发生变化则透射率比大幅发生变化。即,即使是相同种类的光源,根据个体差,透射率也会改变。

[0116] 因此,光源信息存储部23设为存储对各光源实际测定所发出的光的光谱来求出的主波长的结构,通过光源控制部22根据该主波长设定光量设定值,能够根据光源的个体差设定光量设定值。

[0117] 并且,上述第1实施方式中,设为1个光源驱动部21分别向4个光源供给驱动信号来

使其射出光的结构,但并不限于此,也可以设为分别与各光源对应而具有4个光源驱动部的结构。

[0118] [第2实施方式]

[0119] 上述第1实施方式中,设为4个光源分别主要射出1个颜色成分的光的结构,但并不限于此,也可以设为具有射出2个以上的颜色成分的光的光源的结构。

[0120] 图7中示出光源部的另一例的框图。另外,第2实施方式的内窥镜系统中,除了光源部的结构不同以外,具有与第1实施方式的内窥镜系统相同的结构,因此以下说明中,仅对光源部的结构进行说明。

[0121] 图7所示的光源部20b具备第1光源71、第2光源72b及滤光器73。并且,本实施方式中,光源部20b除了第1光源71及第2光源72b以外,还具备追加光源74。第1光源71、第2光源72b及追加光源74能够分别独立地进行控制。

[0122] 第1光源71发出由蓝色成分B构成的光(以下,称作蓝色光)。第1光源71具备发光元件81及将由发光元件81发出的蓝色光调整为平行光等的透镜82。发光元件81例如为LED或LD等半导体元件。第1光源71发出的蓝色光经由使蓝色光透射的合波部件76及合波部件77而入射到光导41。合波部件76及合波部件77例如为分色镜或分色棱镜等。

[0123] 第2光源72b发出除了绿色成分G以外还包含红色成分R的宽频带的光。但是,由第2光源72b发出的光中,绿色成分G的光量比红色成分R的光量多,因此观察时大致为绿色。因此,本说明书中,将第2光源72b发出的光称作绿色光。即,第2光源72b为发出宽频带的绿色光的光源。

[0124] 第2光源72b具备:发光元件83b,发出激发光Ex;荧光体84,通过由发光元件83b发出的激发光Ex入射来发出绿色光;及透镜85,将荧光体84发出的宽频带的绿色光调整为平行光等。发光元件83例如为LED或LD等半导体元件。并且,如图8所示,激发光Ex为在约445nm处具有峰的蓝色光,且荧光体84发出的绿色光为除了绿色成分G以外还包含红色成分R的宽频带的绿色光。如上述,第2光源72b发出的宽频带的绿色光经由滤光器73与反射绿色成分G及红色成分R的合波部件77而入射到光导41。

[0125] 滤光器73具有图9所示的分光透射率。因此,如图10所示,滤光器73按每个波长调节第2光源72b发出的宽频带的绿色光的光量。更具体而言,滤光器73调节第2光源72b发出的宽频带的绿色光的绿色成分G与红色成分R的光量比 R/G 。

[0126] 例如,本实施方式中,第2光源72b发出的宽频带的绿色光的绿色成分G与红色成分R的光量比 R/G 约为0.15。另一方面,通过经由滤光器73,宽频带的绿色光的绿色成分G与红色成分R的光量比 R/G 在入射到光导41时成为约0.22。将第2光源72b发出的(即,经由滤光器73之前的)宽频带的绿色光的绿色成分G的光量设为“Gb”,并将经由滤光器73之后的绿色光的光量设为“Ga”时,经由滤光器73前后的绿色成分G的光量比 G_a/G_b 约为0.52。并且,将第2光源72b发出的宽频带的绿色光的红色成分R的光量设为“Rb”,并将经由滤光器73之后的红色成分R的光量设为“Ra”时,经由滤光器73前后的红色成分R的光量比 R_a/R_b 约为0.75。

[0127] 如上述,滤光器73调节宽频带的绿色光的绿色成分G与红色成分R的光量比 R/G 是为了将照明光设为适于观察对象的摄影的白色光。适于观察对象的摄影的白色光例如为在以往的内窥镜系统中用作照明光的白色光。内窥镜系统10的光源装置14具备发出蓝色光的第1光源71及发出宽频带的绿色光的第2光源72b,但未设置发出红色光的光源。因此,虽然

宽频带的绿色光中包含有红色成分R,但若简单地对蓝色光与宽频带的绿色光进行合波来形成照明光,则合波之后的照明光中,相对于蓝色成分B及绿色成分G,红色成分R相对不足,因此照明光例如变成青色(水色)。其结果,观察图像的色调变得不自然。

[0128] 另一方面,若利用滤光器73将宽频带的绿色光的绿色成分G与红色成分R的光量比R/G调节为如上述,则至少照明光所包含的绿色成分G与红色成分R成为适于观察对象的摄影的光量比。第1光源71的蓝色光的光量与第2光源72b的宽频带的绿色光的光量能够分别独立地控制,因此若利用滤光器73将宽频带的绿色光的绿色成分G与红色成分R的光量比R/G调节为如上述,且光源控制部22根据光导41的长度信息及光源的主波长信息适当调节第1光源71及第2光源72b的发光量,则照明光变成适于观察对象的摄影的白色光。

[0129] 关于光量比R/G的具体的调节目标值,考虑第2光源72b发出的宽频带的绿色光的分光特性、图像传感器48的各颜色的滤色器的分光特性及从图像传感器48获取图像时的增益、及通过DSP56进行的各种处理的内容(例如,线性矩阵处理中使用的矩阵)等来确定。其结果,滤光器73调节G图像及R图像的明度比。因此,若利用滤光器73调节宽频带的绿色光的绿色成分G与红色成分R的光量比,则利用作为调节目标的白色光对观察对象进行摄影时获得的G图像及R图像的明度比、与利用光源装置14生成的照明光对观察对象进行摄影时获得的G图像及R图像的明度比大致一致。即,光源装置14中没有发出红色光的红色光源,但所获得的观察图像成为与利用作为调节目标的白色光对观察对象进行摄影时获得的观察图像相同的色彩。

[0130] 如上述,光源部20中不设置发出红色光的红色光源,代替此,利用作为第2光源72b的宽频带的绿色光的长波长侧的一部分的红色成分R将照明光设为白色光,因此与红色成分R相比,绿色成分G的光量变得过多。因此,滤光器73的分光透射率中,至少绿色成分G的透射率小于红色成分R的透射率。另外,本实施方式中,滤光器73使第2光源72b发出的宽频带的绿色光透射并向光导41进行导光,但当然也能够设为滤光器73反射宽频带的绿色光来向光导41进行导光的结构。此时,滤光器73的分光反射率例如与图9相同,至少绿色成分的反射率小于红色成分的反射率。即,滤光器73具有反射宽频带的绿色光来向光导41进行导光时至少绿色成分G的反射率小于红色成分R的反射率的特性(分光反射率),或具有使宽频带的绿色光透射来向光导41进行导光时至少绿色成分G的透射率小于红色成分R的透射率的特性(分光透射率)。

[0131] 滤光器73中,每个波长的透射率的变化平滑。具体而言,绿色成分G的范围中,每个波长的透射率大致恒定,且红色成分R的范围中,每个波长的透射率平滑地逐渐上升至长波长侧。该分光透射率是考虑到血管等的结构的重现性(易拍摄性)的分光透射率。例如,内窥镜系统10及以往的内窥镜系统中,根据照明光所包含的光的波长,易拍摄的血管的深度和粗度发生变化,若照明光的分光光谱(每个波长的光量)不同,则有时某些深度及粗度的血管在易拍摄性上产生差异。因此,滤光器73使每个波长的反射率的变化平滑,在绿色成分G及红色成分R的范围内,大致重现与作为调节目标的白色光大致相同的分光光谱。更简单地构成滤光器73时,能够将每个波长的透射率的变化设为阶梯状。例如,如图11所示,能够设为滤光器73的分光透射率在绿色成分G的波长范围及红色成分R的波长范围内分别具有大致恒定的透射率的结构。反射宽频带的绿色光来向光导41进行导光时的滤光器73的分光反射率也相同。

[0132] 如从分光透射率(参考图9)可知,滤光器73还作为截止激发光Ex的激发光截止滤波器而发挥功能。因此,激发光Ex的一部分透射荧光体84而入射到滤光器73,但由于滤光器73进行截止,因此不会入射到光导41。另外,本实施方式中,分别个别地设置了滤光器73与合波部件77,但能够将滤光器73与合波部件77设为一体。此时,滤光器73在反射宽频带的绿色光来向光导41进行导光时调节绿色成分G与红色成分R的光量比,且还作为对第1光源71发出的蓝色光等与第2光源72b发出的宽频带的绿色光进行合波的合波部件而发挥功能。

[0133] 具有如上述那样构成的光源部20b的光源装置14发出大致白色的照明光。并且,图像传感器48利用包含由光源部20b发出的蓝色光及由滤光器73进行成分调节的宽频带的绿色光的照明光来拍摄观察对象。

[0134] 另外,内窥镜系统中,DSP56、干扰降低部58、转换部59、图像处理部61、显示控制部66、控制部69及光源控制部22等由CPU及用于使CPU进行各种处理的动作程序构成。然而,本发明中,也可以由数字电路构成这些部位。

[0135] 接着,对内窥镜系统10的作用进行说明。进行内窥镜诊断时,将内窥镜12连接于处理器装置16及光源装置14,打开处理器装置16及光源装置14的电源,启动内窥镜系统10。

[0136] 将内窥镜12的插入部12a插入到受检者的消化管内,开始消化管内的观察。通常观察模式中,同时点亮除了追加光源74以外的第1光源71、第2光源72及第3光源75。从第1光源71、第2光源72及第3光源75分别射出蓝色光、绿色光及红色光。所射出的蓝色光、绿色光及红色光在光源部20内被合波而生成白色光。该白色光供给至内窥镜12的光导41。

[0137] 内窥镜12中,白色光通过光导41而引导至内窥镜12的前端部12d,从前端部12d照射于观察部位。在观察部位反射的白色光的反射光从观察窗入射到图像传感器48。图像传感器48对反射光进行光电转换来生成图像信号。该图像信号输入至处理器装置16的DSP56。另外,输入至DSP56的图像信号可以是在内窥镜12内实施A/D转换(analog-to-digital conversion:模拟数字转换)等处理的图像信号。

[0138] DSP56对从内窥镜12输入的图像信号,以帧单位实施像素插值处理、伽马校正、白平衡校正等信号处理来设为图像数据,并将该图像数据存储于帧存储器。图像处理部61对存储于帧存储器的图像数据实施规定的图像处理来生成通常观察图像。该通常观察图像经由显示控制部66而显示于显示器18。该通常观察图像根据图像传感器48的帧速率更新。

[0139] 并且,DSP56根据从内窥镜12输入的图像信号计算观察部位的明度(平均亮度值),并输入至控制部69。控制部69生成所输入的平均亮度值与目标值的差量即调光信号,并输入至光源装置14的光源控制部22。

[0140] 光源控制部22根据调光信号调整光量设定值并输入至光源驱动部21。通常观察模式中,光源驱动部21中,从光源控制部22输入用于设定第1光源71、第2光源72及第3光源75的发光量的光量设定值。

[0141] 此时,光源控制部22从所连接的内窥镜12的观测器信息存储部32获取内窥镜观测器的种类信息,参考存储于表存储部24的表来获取内窥镜12的光导41的长度信息。光源控制部22根据所获取的光导41的长度信息及存储于光源信息存储部23的光源的主波长信息,利用存储于校正量存储部25的表,对各光源设定光量设定值。

[0142] 通过光源控制部22控制由光源驱动部21驱动的各光源的发光量,将从内窥镜12射出的光中的光量比例调整为预先设定的光量比例。由此,无论是使用哪一内窥镜12的情况,

从内窥镜12射出的照明光中的红色光、绿色光、蓝色光的射出光量的比例都保持为恒定,防止通常观察图像的色调的变化。

[0143] 接着,在通常观察模式中发现疑似病变部的观察部位时等,从通常观察模式切换为血管强调观察模式。该血管强调观察模式中,将第1光源71、第2光源72、第3光源75及追加光源74全部同时点亮。该情况下,光源部20中,生成在白色光中混合有紫色光的混合光,供给至内窥镜12的光导41。

[0144] 内窥镜12中,照射于观察部位的混合光的反射光与通常观察模式的情况相同地被拍摄,图像信号输入至处理器装置16。处理器装置16中,图像处理部61生成血管强调观察图像,显示控制部66将血管强调观察图像显示于显示器18,除此以外,进行与通常观察模式的情况相同的动作。

[0145] 光源装置14中,光源驱动部21中除了针对第1光源71、第2光源72及第3光源75的光量设定值以外,还从光源控制部22输入用于设定追加光源74的发光量的光量设定值。光源控制部22根据光导的长度信息及光源的主波长信息设定针对追加光源74的光量设定值,除此以外,与通常观察模式的情况相同。

[0146] 在此,上述第1实施方式中,作为用于获取活体组织的血管信息的血管信息获取用半导体光源,设置了发出紫色光LV的追加光源74,但也可以代替追加光源74或除了追加光源74以外,还设置其他血管信息获取用半导体光源。例如,为了作为血管信息获取血液中的血红蛋白的氧饱和度,可以设置发出中心波长 $473\pm 10\text{nm}$ 的窄频带的蓝色光的半导体光源。当然,不进行血管信息观察时,可以不设置血管信息获取用半导体光源,设为仅有蓝色、绿色、红色半导体光源。

[0147] 并且,上述第1实施方式中,作为光源使用了LED,但也可以使用LD(Laser Diode)等半导体光源来代替LED。

[0148] 并且,上述第1实施方式中,血管强调观察模式中,将白色光LW与紫色光LV的混合光照射于观察部位,但也可以将紫色光及绿色光或者蓝色光及绿色光照射于观察部位来获取血管强调观察图像。

[0149] 并且,上述第1实施方式中,将多个颜色的光同时照射于观察部位,但也可以依次照射这些,并个别地拍摄各颜色的光。该情况下,优选使用单色成像元件作为图像传感器48。

[0150] 并且,上述第1实施方式中,将光源装置与处理器装置设为独立的结构,但也可以由1个装置构成光源装置与处理器装置。并且,本发明还能够适用于利用以像导引导照明光的观察部位的反射光的光纤观测器或成像元件与超声波换能器内置于前端部的超声波内窥镜的内窥镜系统、及用于该系统的内窥镜用光源装置。

[0151] 上述第1实施方式中,在将设置有图像传感器48的内窥镜12插入到被检体内来进行观察的内窥镜系统中实施了本发明,但本发明还适合于胶囊内窥镜系统。

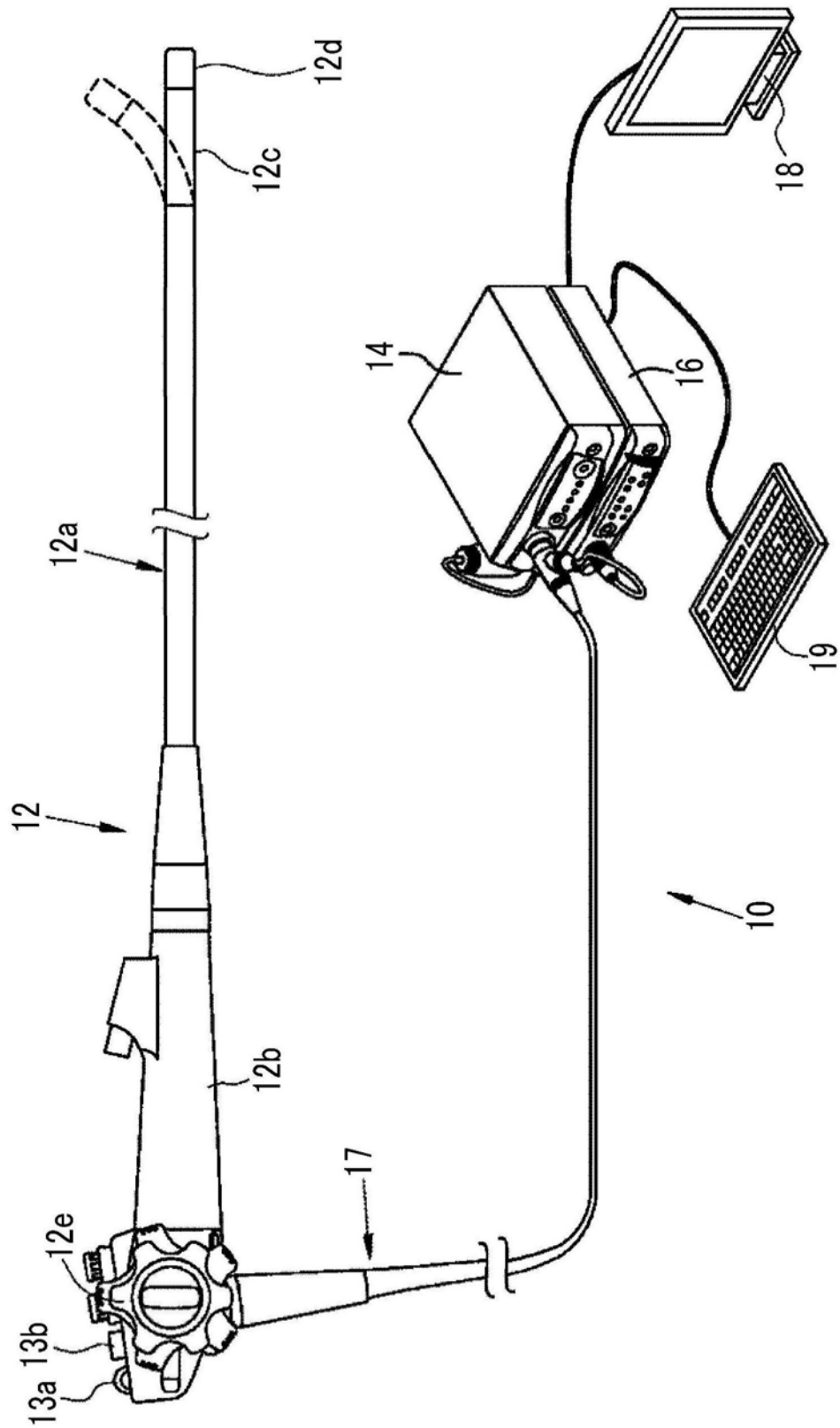


图1

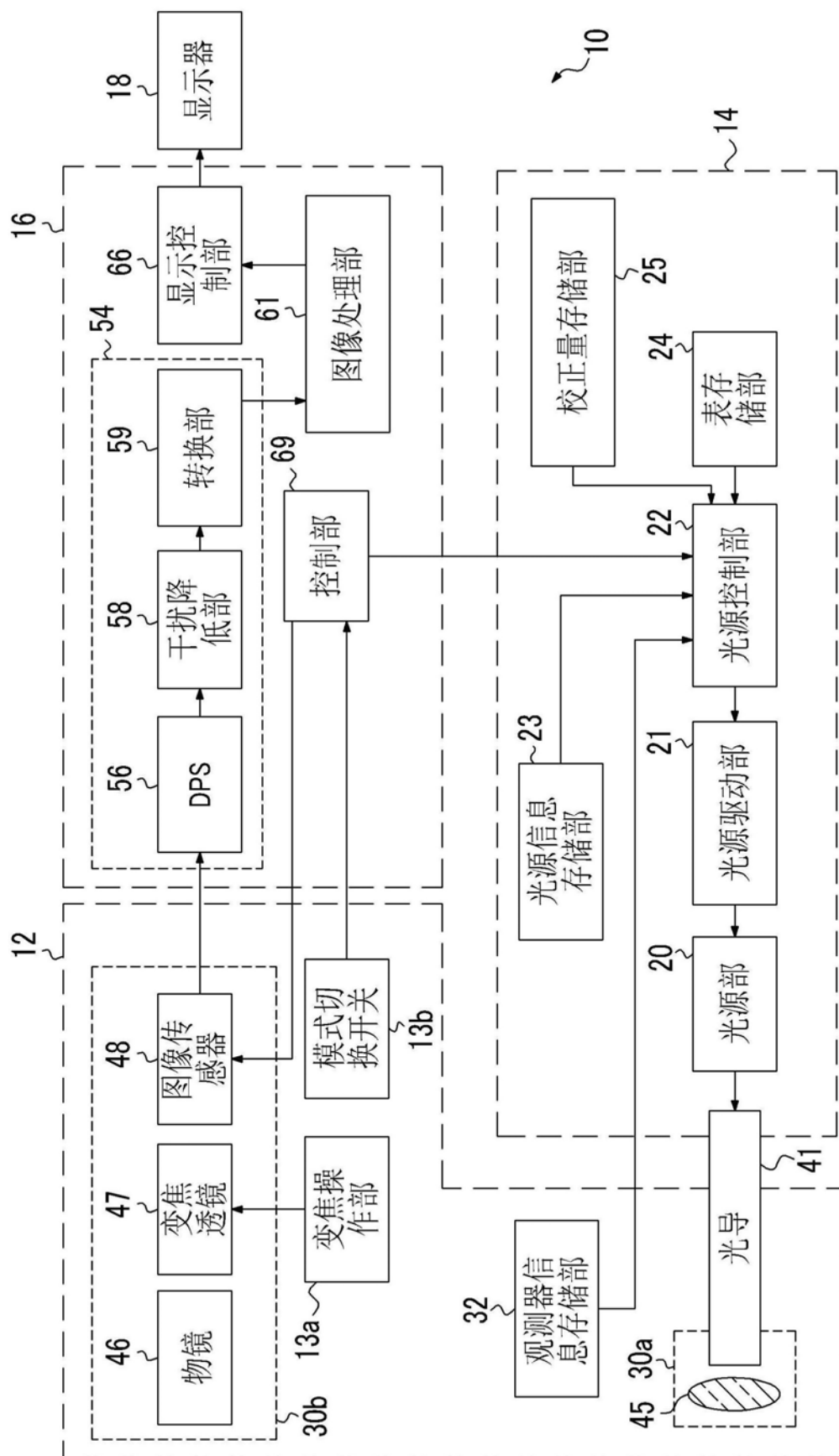


图2

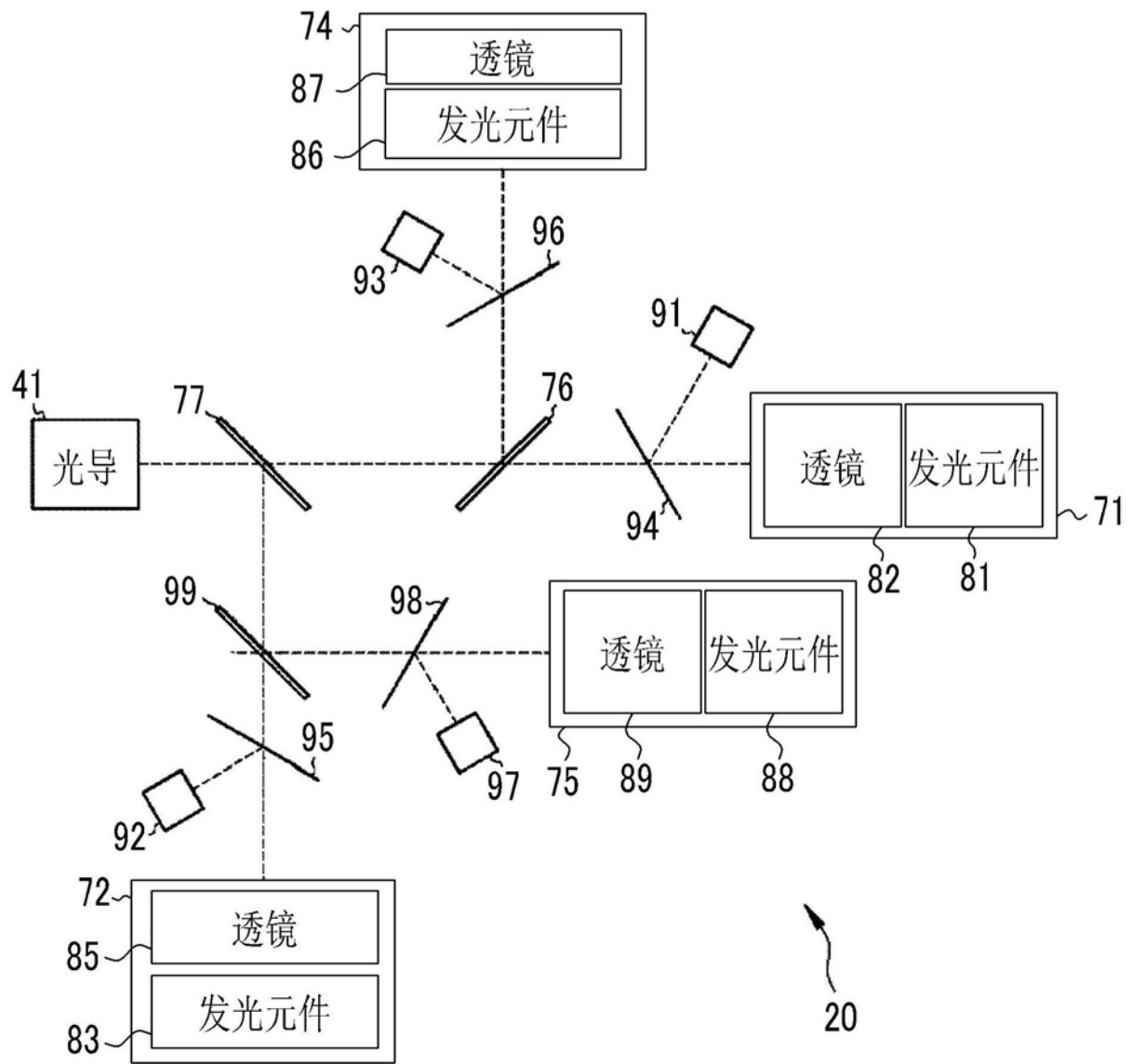


图3

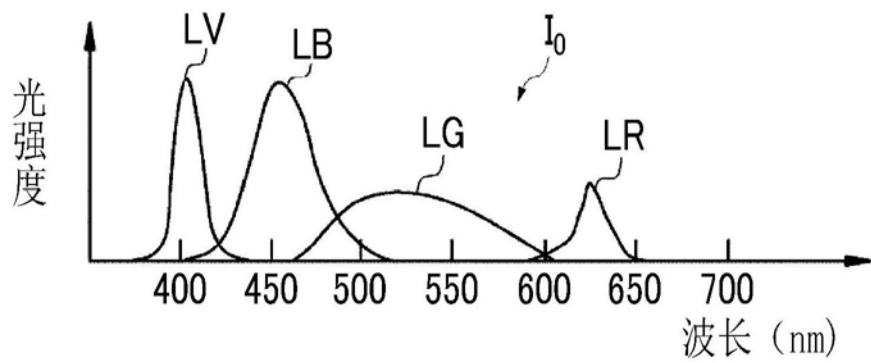


图4

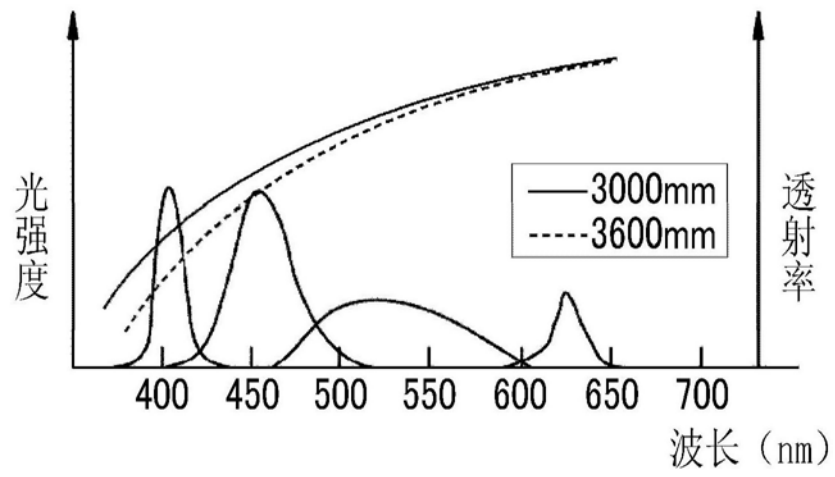


图5

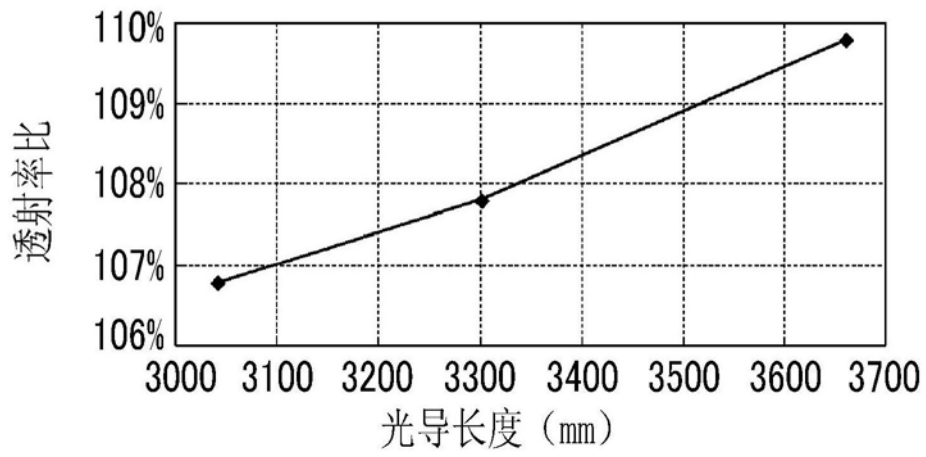


图6

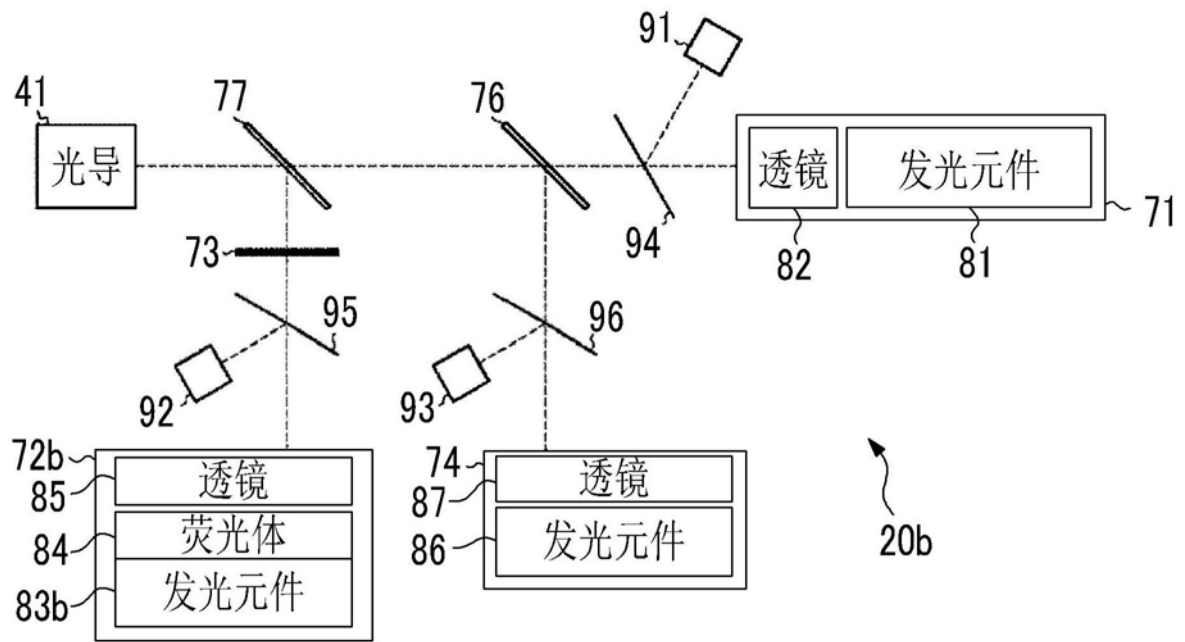


图7

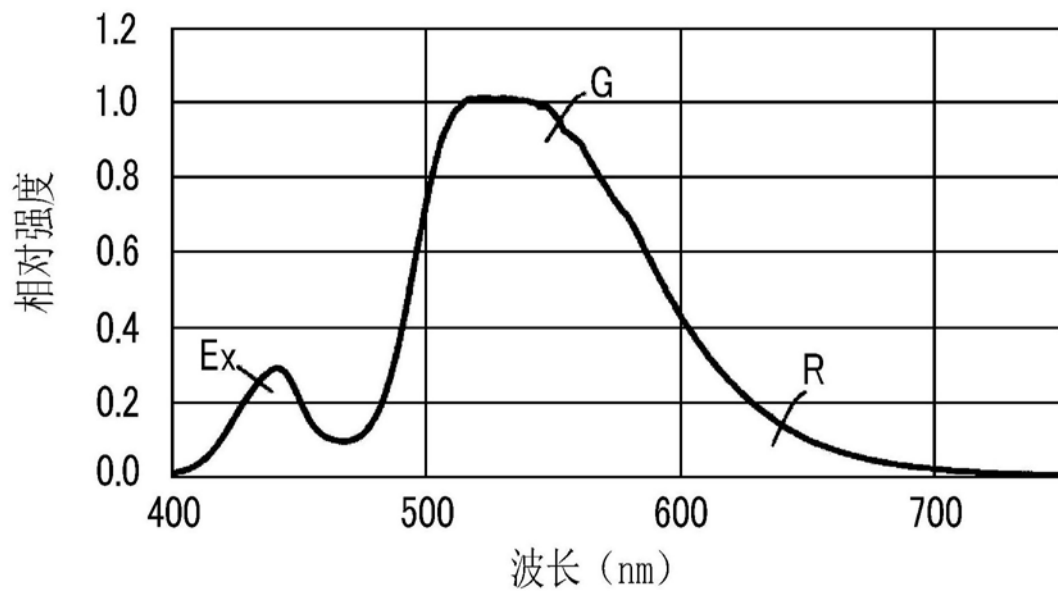


图8

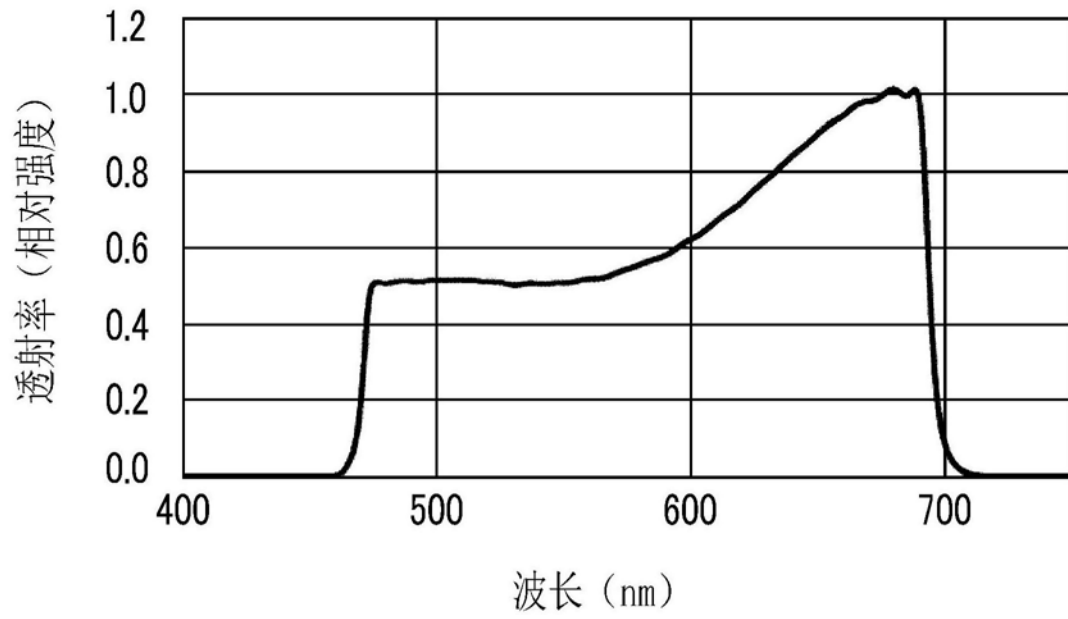


图9

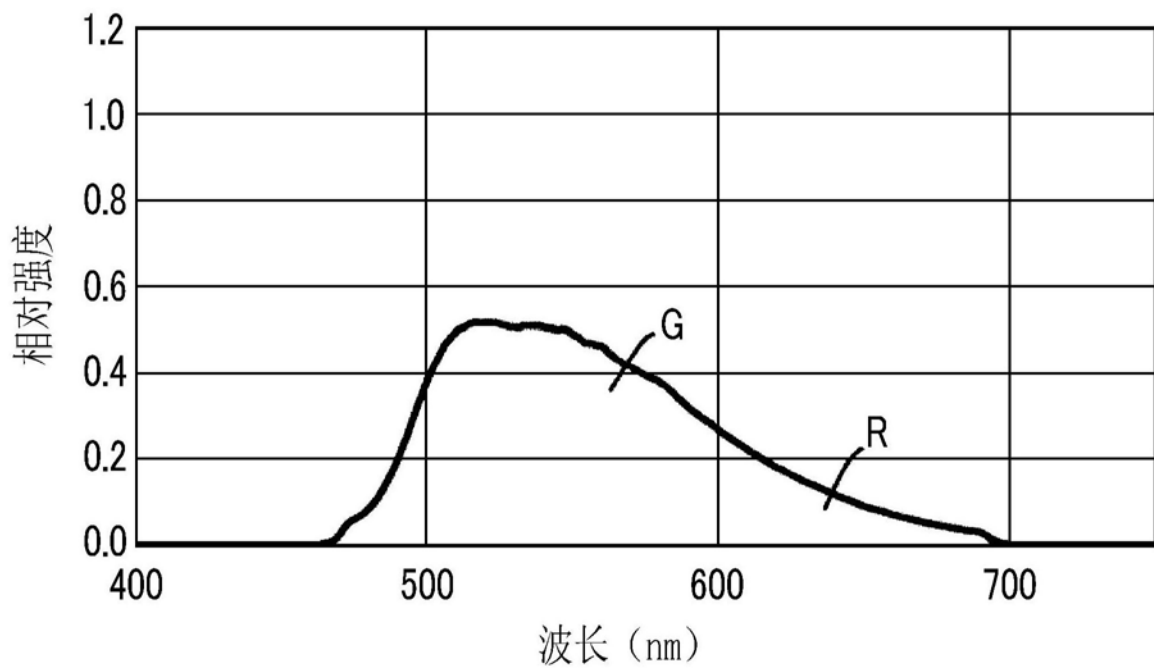


图10

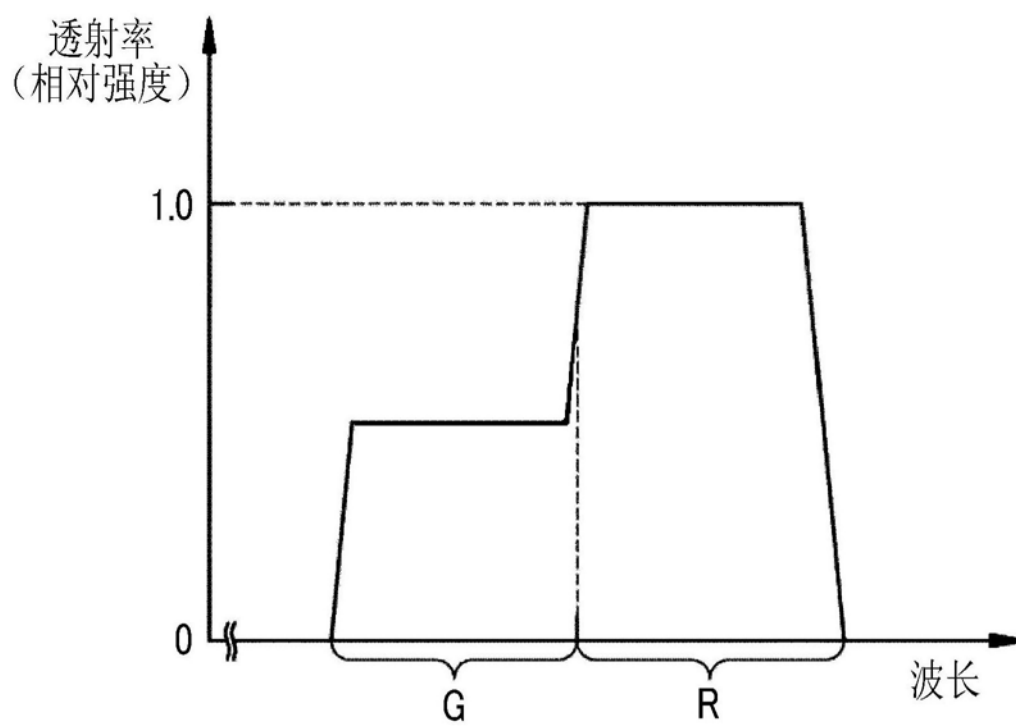


图11

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN109381154A	公开(公告)日	2019-02-26
申请号	CN201810876857.8	申请日	2018-08-03
[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 大桥永治		
发明人	森本美范 大桥永治		
IPC分类号	A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0684 A61B1/04 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0676 G02B23/2461 A61B1/0661		
优先权	2017152239 2017-08-07 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的课题在于提供一种能够将内窥镜观测器射出的光的每个波长的光量比例保持为恒定的内窥镜系统。本发明的内窥镜系统具有：内窥镜观测器，具有光导；2个以上的光源，向光导供给光，且主波长不同；光源驱动部，向光源供给驱动信号；光源控制部，使光源驱动部生成与光量设定值相应的驱动信号；及光源信息存储部，存储主波长的信息，内窥镜观测器具有存储观测器的种类信息的观测器信息存储部，光源控制部从光源信息存储部获取光源的主波长信息，从观测器信息存储部获取观测器的种类信息，至少根据主波长信息及从观测器的种类信息获得的光导的长度信息设定光量设定值，向光源驱动部输入光量设定值来控制由光源驱动部驱动的光源的发光量，由此将光源的光量比例调整为预先设定的光量比例。

