



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104434000 B

(45)授权公告日 2018.03.13

(21)申请号 201410479619.5

(22)申请日 2014.09.18

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104434000 A

(43)申请公布日 2015.03.25

(30)优先权数据
2013-196305 2013.09.23 JP

(73)专利权人 富士胶片株式会社
地址 日本国东京都

(72)发明人 藏本昌之

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021
代理人 雒运朴

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

(56)对比文件

JP 2010158413 A,2010.07.22,

US 5864361 A,1999.01.26,

US 2007123751 A1,2007.05.31,

CN 102197987 A,2011.09.28,

CN 102429624 A,2012.05.02,

JP 2012223376 A,2012.11.15,

US 7221388 B2,2007.05.22,

US 2005068427 A1,2005.03.31,

US 2004125203 A1,2004.07.01,

审查员 任晓帅

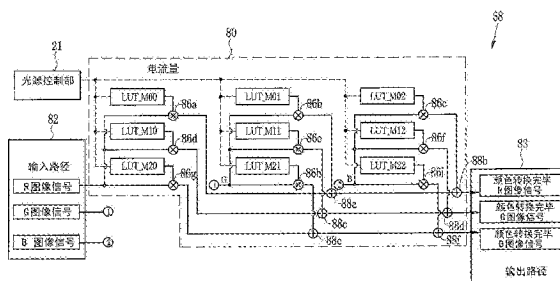
权利要求书2页 说明书11页 附图13页

(54)发明名称

内窥镜系统和内窥镜系统的工作方法

(57)摘要

通过使内窥镜用的4色的LED全部点亮,将普通光照射到体腔内的对象部位。将在普通光下照明中的对象部位由摄像传感器进行拍摄,由此得到RGB图像信号。从R-LED发出的红色光的光量由光量测量传感器测量。光源控制部基于由光量测量传感器得到的光量信号和R-LED的目标光量信号来设定施加到R-LED的电流*c*。所设定的电流*c*被输出到R-LED、且被输出到普通颜色转换部。普通颜色转换部的各LUT_Mi j,输出与R-LED的电流*c*所对应的矩阵系数Mi j。通过基于矩阵系数Mi j的矩阵处理,RGB图像信号被转换成颜色转换完毕RGB图像信号。



1. 一种内窥镜系统,其中,具备:

光源装置,其具有半导体光源、光量测量传感器和光源控制部,所述半导体光源发出用于照明体腔内的对象部位的照明光,所述光量测量传感器测量所述照明光的光量;

摄像元件,其对在所述照明光下照明中的所述对象部位进行拍摄,且取得表示彩色图像的第一彩色图像信号;

光量算出部,其基于所述第一彩色图像信号计算出目标光量;

颜色转换部,其进行将所述第一彩色图像信号转换成第二彩色图像信号的颜色转换处理,

并且,所述光源控制部基于由所述光量测量传感器测量的所述照明光的光量与由所述光量算出部计算出的所述目标光量之比较,设定所述半导体光源的驱动量,

所述颜色转换部根据所述半导体光源的驱动量而变更所述颜色转换处理的内容。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

所述颜色转换处理是基于第一矩阵系数将所述第一彩色图像信号转换成所述第二彩色图像信号的矩阵处理,所述第一矩阵系数根据所述设定驱动量进行变更。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其中,

还具备表格存储器,该表格存储器存储所述光源装置的驱动量、和与所述驱动量相关联的所述第一矩阵系数,且为了进行所述矩阵处理而从所述颜色转换部被访问。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其中,

还具备表格存储器和存储介质,

该表格存储器存储可以利用于所述光源装置而离散地设定的特定驱动量及其相关联的所述第一矩阵系数,

该存储介质存储比所述特定驱动量细致的所述光源装置的实际的驱动量及其相关联的所述第一矩阵系数,

所述颜色转换部,在动态图模式下,基于所述光源装置的所述设定驱动量,且由所述表格存储器参照所述特定驱动量,由此读出所述第一矩阵系数;在静态图模式下,由所述存储介质参照所述光源装置的所述设定驱动量,由此读出所述第一矩阵系数。

5. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其中,

还具备表格存储器,该表格存储器存储可以利用于所述光源装置并离散地设定的特定驱动量及其相关联的所述第一矩阵系数,

所述颜色转换部,在动态图模式下,基于所述设定驱动量,且由所述表格存储器参照所述特定驱动量,由此读出所述第一矩阵系数,

所述颜色转换部,在静态图模式下,使用所述设定驱动量进行所述表格存储器的所述第一矩阵系数的插值处理,计算所述第一矩阵系数的补足完毕的值。

6. 根据权利要求2至5中任一项所述的内窥镜系统,其中,

在所述矩阵处理中,进一步基于不同于所述第一矩阵系数的第二矩阵系数,对于所述第一彩色图像信号进行矩阵运算,所述第二矩阵系数根据所述摄像元件的光谱灵敏度进行变更。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜系统,其中,

所述光源装置具有多色的半导体光源,各色的所述半导体光源对所述对象部位依次照

射所述照明光，

所述颜色转换部，基于在各所述照明光下照明中由所述摄像元件拍摄所取得的所述第一彩色图像信号，计算所述第二矩阵系数。

8. 根据权利要求6所述的内窥镜系统，其中，

还具备存储器，该存储器存储具有所述摄像元件的内窥镜的制品ID、及其相关联的所述第二矩阵系数，且为了进行所述矩阵处理而从所述颜色转换部被访问。

9. 根据权利要求1至5中任一项所述的内窥镜系统，其中，

还具备表格存储器，该表格存储器存储所述第一彩色图像信号、及其相关联的所述第二彩色图像信号，且为了进行所述颜色转换处理而从所述颜色转换部被访问，所述表格存储器按所述光源装置的驱动量设置。

10. 根据权利要求1至5中任一项所述的内窥镜系统，其中，

所述光源装置具有LED。

11. 根据权利要求1至5中任一项所述的内窥镜系统，其中，

所述光源装置至少具备蓝色光源、绿色光源和红色光源，所述光量测量传感器测量所述红色光源的所述光量，所述光源控制部设定所述红色光源的所述设定驱动量。

12. 根据权利要求1至5中任一项所述的内窥镜系统，其中，

所述光源装置具备第一色至第N色的光源，N是整数，所述光量测量传感器由第一至第N光量测量传感器构成，且分别测量所述第一色至第N色的所述光源的所述光量。

内窥镜系统和内窥镜系统的工作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及使用LED等多个半导体光源照明对象部位的内窥镜系统和内窥镜系统的工作方法。

背景技术

[0002] 在医疗领域,使用具备光源装置、内窥镜装置、处理器装置的内窥镜系统的诊断广泛进行。作为该内窥镜系统的光源装置,迄今为止,广泛使用的是氙灯等的宽谱光源,但LED(发光二极管)和LD(激光器二极管:Laser Diode)等的半导体光源也正在被使用。

[0003] 在此,公知在半导体光源中,由于温度变动和经时劣化等,导致出射光的光量发生变动。在组合使用多种颜色的半导体光源时,无论在何种亮度下,都要求各色的半导体光源的发光光量的比率符合规定的设定比率,但是,若由于温度变动等,导致某种颜色的半导体光源的发光光量发生变动,则发光光量的比率脱离设定比率,而使色调变动这样的问题存在。

[0004] 因此,在特开2010-158413公报中,为了防止出射光的光量的变动,以传感器等的光接收部检测出射光的光量,基于该光接收部的检测结果,使出射光的色温度一定而对于半导体光源进行驱动控制。另外,在专利4787032号公报中,为了防止出射光的光量的变动,以温度传感器检测半导体光源的温度,根据此温度传感器的检测结果,在处理器装置内使图像信号所乘的增益变更。通过增益的变更,伴随出射光的光量的变动而来的图像信号的变动受到抑制。但是,专利4787032号公报情况,并不能检测至经时性的劣化。

[0005] 在半导体光源中,除了上述这样的发光光量的变动以外,公知着根据施加在半导体光源上的电流量,即,根据发光强度,还会发生温度漂移(波长漂移)。如果是R-LED的情况,则如图18所示,可知发光强度越大,由于波长漂移,就越使峰值波长向长波长侧移动(图18的“弱”、“中”、“强”表示发光强度的大小;图20也同样)。该波长漂移会给内窥镜图像上的色调带来变化,因此在内窥镜观察中产生各种各样的影响。

[0006] 例如,在使用色素的观察中,使用结晶紫时,如图19所示,若R-LED的发光强度变大,则结晶紫的输出值(反射光量)将不发生线性地变化。特别是如远景观察时,如果R-LED的发光光量增加,则泛红的程度变强。这是由于,如图20所示,发光强度越大,R-LED的峰值波长越向长波长侧发生波长漂移,除此之外,结晶紫的反射率在比600nm长的波长侧慢慢增加,因此R-LED的反射光量变得过多。若由于这样的波长漂移,导致结晶紫的部分的图像的红色变强,则存在医生将结晶紫误认为是出血部位的可能性。

[0007] 关于以上这样的伴随结晶紫的色彩变化等波长漂移而来的色调的变化,需要依照波长漂移而进行校正,但特开2010-158413公报这样的光源校正、和专利4787032号公报这样的增益变更,不能进行校正。

发明内容

[0008] 本发明鉴于上述课题而形成,其目的在于,提供一种能够校正伴随半导体光源的

波长漂移等而产生的色调的变化的内窥镜系统和工作方法。

[0009] 为了达成上述目的,本发明的内窥镜系统,其特征在于,具备如下:发出用于照明体腔内的对象部位的照明光的半导体光源装置;测量照明光的光量的光量测量传感器;基于由光量测量传感器测量的照明光的光量,设定光源装置的驱动量的光源控制部;对于以照明光照明中的对象部位进行拍摄,取得表示彩色图像的第一彩色图像信号的摄像元件;进行将第一彩色图像信号转换成第二彩色图像信号的颜色转换处理,并且根据光源装置的设定驱动量,调节颜色转换处理的内容的颜色转换部。

[0010] 另外,颜色转换处理,是基于第一矩阵系数,将第一彩色图像信号转换成第二彩色图像信号的矩阵处理,优选第一矩阵系数根据设定驱动量进行变更。

[0011] 另外,优选还具备表格存储器,其存储光源装置的驱动量,和与驱动量相关联的第一矩阵系数,为了进行矩阵处理而从颜色转换部访问。

[0012] 另外,优选还具备表格存储器和存储介质,表格存储器存储可以利用于光源装置并离散地设定的特定驱动量,和与之相关联的第一矩阵系数,存储介质存储比特定驱动量细致的光源装置的实际的驱动量,和与之相关联的第一矩阵系数,颜色转换部,在动态图模式时,基于光源装置的设定驱动量,以表格存储器参照特定驱动量,据此读出第一矩阵系数,在静态图模式时,由存储介质参照光源装置的设定驱动量,由此读出第一矩阵系数。

[0013] 另外,优选还具备表格存储器,其存储可利用于光源装置并离散设定的特定驱动量,和与之相关联的第一矩阵系数,颜色转换部,在动态图模式时,基于设定驱动量,由表格存储器参照特定驱动量,据此读出第一矩阵系数,颜色转换部,在静态图模式时,使用设定驱动量进行表格存储器的第一矩阵系数的插值处理,计算第一矩阵系数的已经补足的值。

[0014] 另外,矩阵处理中,优选还基于与第一矩阵系数不同的第二矩阵系数,对于第一彩色图像信号进行矩阵演算,第二矩阵系数,根据摄像元件的光谱灵敏度进行变更。

[0015] 另外,光源装置,优选具有多个颜色的半导体光源,各色的半导体光源向对象部位依次照射照明光,颜色转换部,基于各照明光照明中由摄像元件拍摄所取得的第一彩色图像信号,计算第二矩阵系数。

[0016] 另外,优选还具备存储器,其储存具有摄像元件的内窥镜的制品ID,和与之相关联的第二矩阵系数,为了进行矩阵处理而从颜色转换部访问。

[0017] 另外,优选还具备表格存储器,其存储第一彩色图像信号,和与之相关联的第二彩色图像信号,为了进行颜色转换处理而从颜色转换部访问,表格存储器每个光源装置的驱动量都设置。

[0018] 另外,优选光源装置具有LED。

[0019] 另外,优选光源装置至少具备蓝色光源、绿色光源和红色光源,光量测量传感器测量红色光源的光量,光源控制部设定红色光源的设定驱动量。

[0020] 另外,优选光源装置具备第一色至第N色的光源,N是整数,光量测量传感器,由第一至第N光量测量传感器构成,分别测量第一色至第N色的光源的光量。

[0021] 另外,本发明的内窥镜系统的工作方法,其特征在于,由如下构成:从半导体光源装置发出用于照明体腔内的对象部位的照明光;测量照明光的光量;基于测量的照明光的光量,设定光源装置的驱动量;拍摄由照明光照明中的对象部位,取得表示彩色图像的第一彩色图像信号;将第一彩色图像信号转换成第二彩色图像信号的颜色转换处理;根据光源

装置的设定驱动量,调节颜色转换处理的内容。

[0022] 根据本发明的内窥镜系统和内窥镜系统的工作方法,因为是对应半导体光源的驱动量,变更颜色转换处理的内容,所以能够校正伴随半导体光源的波长漂移等而来的色调的变化。

附图说明

[0023] 图1是内窥镜系统的外观图。

[0024] 图2是表示第一实施方式的内窥镜系统的功能的方块图。

[0025] 图3是表示普通光的发光光谱的曲线图。

[0026] 图4是表示紫色窄带光 V_n 、绿色窄带光 G_n 的发光光谱的曲线图。

[0027] 图5是表示B滤光片、G滤光片、R滤光片的光谱透射率的曲线图。

[0028] 图6是表示C(青)、M(品红)、Y(黄)和G(绿)的互补色滤光片的光谱透射率的曲线图。

[0029] 图7是表示第一实施方式的普通用颜色转换部的功能的方块图。

[0030] 图8是表示第一实施方式的通常观察模式的一系列的流程的流程图。

[0031] 图9是表示第二实施方式的普通用颜色转换部的功能的方块图。

[0032] 图10是表示存储有第一矩阵系数 M_{ij} 的大容量存储介质的说明图。

[0033] 图11是表示动态图显示时的普通用颜色转换部的工作的说明图。

[0034] 图12是表示静态图取得时的普通用颜色转换部的工作的说明图。

[0035] 图13是表示白色板的平面图。

[0036] 图14是表示发光强度的增大带来的紫色窄带光、蓝绿色窄带光、绿色光、红色光的波长变动的说明图。

[0037] 图15是表示对光路耦合部和紫色窄带光、蓝绿色窄带光、绿色光、红色光的光量进行测量的光量测量传感器的方块图。

[0038] 图16是表示3DLUT的说明图。

[0039] 图17是表示与图3不同的普通光的发光光谱的曲线图。

[0040] 图18是表示R-LED的光谱发光强度的曲线图。

[0041] 图19是表示R-LED的发光强度与结晶紫的输出值(反射光量值)的关系的曲线图。

[0042] 图20是表示R-LED的标准化强度与结晶紫的光谱反射率的曲线图。

具体实施方式

[0043] [第一实施方式]

[0044] 如图1所示,第一实施方式的内窥镜系统10,具备内窥镜12、光源装置14、处理器装置16、监控器18、操纵部19。内窥镜12不仅与光源装置14光学性地连接、并且与处理器装置16电连接。内窥镜12具有:插入体腔内的插入部12a、设于插入部12a的后端部分的操作部12b、设于插入部12a的前端侧的弯曲部12c和前端部12d。通过操作操作部12b的弯曲旋钮12e,弯曲部12c进行弯曲动作。伴随着该弯曲动作,前端部12d朝向期望的方向。

[0045] 另外,在操作部12b中,除了弯曲旋钮12e以外,还设有模式切换钮13a和锁定钮13b。模式切换钮13a,用于普通观察模式和特殊观察模式这两种模式间的切换操作。就普通

观察模式而言,是使用白色光而将普通光图像显示在监控器18上的模式,就特殊观察模式而言,是使用能够对表层血管等的特定构造附加与粘膜的对比度差地强调显示的特定波长的光,将特殊光图像显示在监控器18上的模式。

[0046] 锁定钮13b向处理器装置16发送锁定信号。处理器装置16,在锁定信号的接收待机中,被设定为动态图模式,在监控器18上显示普通光图像和特殊光图像等的动态图。处理器装置16,若进行锁定信号接收,则从接收起一定时间期间,从动态图模式过渡到静态图模式。在该静态图模式中,从目前取得中的图像之中选择不模糊等的高画质的静态图,将所选择的静态图存储在静态图用存储器(省略图示)中。

[0047] 处理器装置16与监控器18和操纵部19电连接。监控器18输出显示图像信息等。操纵部19作为受理功能设定等的输入操作的UI(用户界面)发挥功能。还有,在处理器装置16上,也可以连接记录图像信息等的外接的记录部(省略图示)。

[0048] 如图2所示,光源装置14具备如下:V-LED(紫色发光二极管)20a;B-LED(蓝色发光二极管)20b;G-LED(绿色发光二极管)20c;R-LED(红色发光二极管)20d(以上,相当于本发明的半导体光源);控制该4色的LED的驱动的光源控制部21;在G-LED20c的光路上插拔的绿色窄带滤光片22;对于从4色的LED20a~20d发出的光的光路进行耦合的光路耦合部23;玻璃板24(半反射镜);光量测量传感器25。

[0049] 由光路耦合部23耦合的光,经由插入部12a内所插通的光波导(LG)41和照明透镜45,被照射到对象部位。玻璃板24使来自R-LED20d的红色光R之中的大部分朝向光路耦合部23而使之透过、且使一部分朝向光量测量传感器25使之发生菲涅耳反射。还有,绿色窄带滤光片22由滤光片驱动部22a插拔。还有,也可以使用LD(Laser Diode)代替LED。

[0050] V-LED20a使中心波长405nm、且波长范围380~440nm的紫色窄带光 V_n 发生。B-LED20b使中心波长460nm、且波长范围420~500nm的蓝绿色窄带光 B_n 发生。G-LED20c使波长范围遍及480~600nm的正规分布的绿色光G发生。R-LED20d使中心波长620~630nm、且波长范围遍及600~650nm的红色光R发生。绿色窄带滤光片22使从G-LED20c发出的绿色光G之中的、530~550nm的绿色窄带光 G_n 透过。

[0051] 就光源控制部21而言,普通观察模式时,在使绿色窄带滤光片22从G-LED20c的光路上避开状态下,使V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20d全部点亮。由此,如图3所示,紫色窄带光 V_n 、蓝绿色窄带光 B_n 、绿色光G、红色光R这4色光混色,由此生成普通光。另一方面,特殊观察模式时,在使绿色窄带滤光片22插入到G-LED20c的光路上的状态下,使V-LED20a、G-LED20c同时点亮,而使紫色窄带光 V_n 、绿色窄带光 G_n 同时发生。由此,如图4所示,来自V-LED20a的紫色窄带光 V_n 、和由绿色窄带滤光片22进行了波长限制的绿色窄带光 G_n 同时生成。

[0052] 光源控制部21通过对V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20d施加规定的电流量(相当于LED的驱动量)来控制各LED20a~20d的发光光量。关于施加到V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c的电流量,根据从处理器装置16的光量计算部54输出的目标光量信号决定。相对于此,关于施加到R-LED20d的电流量,除了目标光量信号以外,还基于由光量测量传感器25测量的红色光R的光量决定。还有,在本实施方式中,施加于各LED20a~20d的电流量 c ,由bit换算值,即,0~1023(10 bit)之间的值表述。

[0053] 如图2所示,光量测量传感器25对于由玻璃板24反射的红色光R进行光接收、且将

该接收的红色光R的光量所对应的光量信号输出到光源控制部21。光源控制部21对于从光量测量传感器25输出的光量信号和从处理器装置16内的光量算出部54输出的目标光量信号进行比较、且基于其比较结果按照使R-LED20d的发光光量成为目标光量的方式设定施加到R-LED20d上的电流量c。所设定的电流量c被输出到R-LED20d、且为了在处理器装置16内进行抑制R-LED20d的波长漂移造成的色调的变化的矩阵处理也被输出到处理器装置16内的普通用颜色转换部68和特殊用颜色转换部74(补色部)。

[0054] 如以上,在本实施方式中,使用光量测量传感器25监控红色光R的光量,基于该监控结果,对于R-LED20d的发光光量进行反馈控制,由此,即使由于R-LED20d的温度漂移(波长漂移)和经时劣化导致发光光量发生变动,这一变动也会由施加到R-LED20d上的电流量的再设定而被纠正,因此R-LED20d的发光光量能够始终维持目标光量。

[0055] 光波导41内置于用于连接光源装置14和内窥镜12的通用电缆内,将由光路耦合部23耦合的光传输至内窥镜12的前端部12d。还有,作为光波导41,能够使用多模光纤。作为一例,能够使用芯线直径 $105\mu\text{m}$ 、包层直径 $125\mu\text{m}$ 、含有作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。

[0056] 内窥镜12的前端部12d具有照明透镜系统30a和摄像透镜系统30b。照明透镜系统30a具有照明透镜45,经由该照明透镜45,来自光波导41的光照射到对象部位。摄像透镜系统30b具有物镜46、摄像传感器48。来自对象部位的反射光经由物镜46而入射到摄像传感器48。由此,对象部位的反射像被成像在摄像传感器48上。

[0057] 摄像传感器48是彩色的摄像元件,拍摄对象部位的反射像并输出图像信号。该摄像传感器48优选为CCD(Charge Coupled Device)图像传感器和CMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)图像传感器等。本发明所用的图像传感器,是用于得到R(红)、G(绿)和B(蓝)这3色的图像信号的彩色图像传感器,即,是在摄像面具备RGB滤光片的所谓的RGB图像传感器。如图5所示,RGB图像传感器的B滤光片使 $380\sim 570\text{nm}$ 的波长的光透过,G滤光片使 $450\sim 630\text{nm}$ 的光透过,R滤光片使 $580\sim 770\text{nm}$ 的光透过。

[0058] 还有,作为摄像传感器48,也可以是具有图6所示这样的光谱透射率的C(青色)、M(品红色)、Y(黄色)和G(绿)的互补色滤光片的所谓互补色图像传感器,以之取代RGB图像传感器。互补色图像传感器的情况下,由CMYG这4色的图像信号通过颜色转换也能够得到RGB这3色的图像信号。这种情况下,由CMYG的4色的图像信号进行颜色转换而成为RGB的3色的图像信号的颜色转换机构,需要在内窥镜12和处理器装置16的任意一个之中具备。

[0059] 如图2所示,从摄像传感器48输出的图像信号,被发送至CDS/AGC电路50。CDS/AGC电路50,对于作为模拟信号的图像信号进行相关双采样(CDS)和自动增益控制(AGC)。经过CDS/AGC电路50的图像信号,被A/D转换器52转换成数字图像信号。经A/D转换的数字图像信号被输入处理器装置16。

[0060] 处理器装置16具备如下:接收部53、光量计算部54、数字信号处理部(DSP)56、去噪部58、处理切换部60、普通光图像处理部62、特殊光图像处理部64、视频信号生成部66。接收部53接收来自内窥镜12的RGB的数字图像信号。R图像信号对应从摄像传感器48的R像素(设有R滤光片的像素)输出的信号,G图像信号对应从摄像传感器48的G像素(设有G滤光片的像素)输出的信号,B图像信号对应从摄像传感器48的B像素(设有B滤光片的像素)输出的信号。

[0061] 光量计算部54,基于由接收部53接收的RGB的数字图像信号计算曝光量,并且基于该计算出的曝光量,计算目标光量。然后,光量计算部54,基于计算出的目标光量、及在V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20d间的设定光量比,计算出作为各V-LED20a~20d的目标光量的数据的目标光量信号。

[0062] 例如,由光量计算部54计算出的光量为“P”,设定光量比是“V-LED:B-LED:G-LED:R-LED=a:b:c:d”时,V-LED20a的目标光量为“ $P \times (a / (a+b+c+d))$ ”,B-LED20b的目标光量为“ $P \times (b / (a+b+c+d))$ ”,G-LED20c的目标光量为“ $P \times (c / (a+b+c+d))$ ”,R-LED20d的目标光量为“ $P \times (d / (a+b+c+d))$ ”。还有,光量比由操纵部19设定,普通观察模式和特殊观察模式下设定不同的光量比。

[0063] DSP56对于RGB图像信号进行伽玛校正、补色处理。去噪部58,对于由DSP56实施了伽玛校正等的RGB图像信号施加去噪处理(例如移动平均法和中值滤波法等),从RGB图像信号中除去噪音。除去了噪音的RGB图像信号被发送至处理切换部60。

[0064] 就处理切换部60而言,在通过模式切换钮13a设置成普通观察模式时,将RGB图像信号发送至普通光图像处理部62;在设置成特殊观察模式时,将RGB图像信号发送至特殊光图像处理部64。

[0065] 普通光图像处理部62具有普通用颜色转换部68、普通用色彩强调部70、普通用构造强调部72,且生成使对象部位由通常的生物体的色调表现的普通光图像。普通用颜色转换部68,通过对于RGB3通道的数字图像信号实施颜色转换处理,输出颜色转换完毕的RGB图像信号。在该普通用颜色转换部68中,详细地说如后述,进行抑制R-LED20d的波长漂移和经时劣化造成的色调的变化的矩阵处理。

[0066] 经由普通用颜色转换部68,进一步对于颜色转换完毕的RGB图像信号进行灰度变换处理,由此输出灰度变换完毕的RGB图像信号。普通用色彩强调部70,对于灰度变换完毕的RGB图像信号,实施各种色彩强调处理。普通用构造强调部72,对于色彩强调处理完毕的RGB图像信号,进行锐化和轮廓强调等的构造强调处理。由普通用构造强调部72实施构造强调处理的RGB图像信号,被输入视频信号生成部66。

[0067] 普通用颜色转换部68,如图7所示,具有 3×3 的矩阵电路80、RGB图像信号输入路径82、RGB图像信号输出路径83、9个LUT_{Mij}(i,j分别是0、1、2的任意值)(相当于本发明的表格存储器)、乘法器86a~86i、加法器88a~88f。各LUT_{Mij}存储10bit量的R-LED20d的电流流量c所对应的第一矩阵系数 M_{ij_c} (c是0或1~1023的整数)。该第一矩阵系数 M_{ij_c} 是用于校正R-LED20d的波长漂移和经时劣化的参数。

[0068] 另外,各LUT_{Mij},被连接于光源装置14内的光源控制部21和乘法器86a~86i之间,对于来自光源控制部21的R-LED20d的电流流量c的输入,输出该输入的电流流量c所对应的第一矩阵系数 M_{ij_c} 。所输出的第一矩阵系数 M_{ij_c} ,通过乘法器86a~86i,对于来自RGB图像信号输入路82的RGB图像信号进行乘法运算。

[0069] 加法器88a,将第一矩阵系数 M_{00_c} 相乘后的R图像信号、和第一矩阵系数 M_{01_c} 相乘后的G图像信号相加。加法器88b,对于经加法器88a进行了加法运算的图像信号,进一步使第一矩阵系数 M_{02_c} 相乘后的B图像信号相加。经过加法器88b的图像信号,作为由下述(1)式所示的颜色转换完毕R图像信号,从RGB图像信号输出路83输出。

[0070] 颜色转换完毕R图像信号

[0071] $=M00_c \times R\text{图像信号} + M01_c \times G\text{图像信号} + M02_c \times B\text{图像信号} \cdots (1)$

[0072] 如上述,进行使用了加法器88c~88f的运算,下述(2)、(3)式所示的颜色转换完毕G图像信号和颜色转换完毕B图像信号,从RGB图像信号输出路83被输出。

[0073] 颜色转换完毕G图像信号

[0074] $=M10_c \times R\text{图像信号} + M11_c \times G\text{图像信号} + M12_c \times B\text{图像信号} \cdots (2)$

[0075] 颜色转换完毕B图像信号

[0076] $=M20_c \times R\text{图像信号} + M21_c \times G\text{图像信号} + M22_c \times B\text{图像信号} \cdots (3)$

[0077] 还有,各LUT_{Mij}所存储的R-LED20d的电流量c和第一矩阵系数M_{ij}的对应关系,通过内窥镜出厂时的最初的测量取得,以如下方式确定。首先,对R-LED20d施加最小电流量C_{min}而发出红色光R,对在该红色光R下照明中的对象部位进行拍摄并输出RGB图像信号。基于该输出的RGB图像信号、和作为目标的RGB图像信号,决定第一矩阵系数M_{ij_0}。将该决定的第一矩阵系数M_{ij_0}存储在LUT_{Mij}中。其次,使施加于R-LED20d的电流量c慢慢增加,每次增加,都以同样的步骤计算第一矩阵系数M_{ij_p}(p是1~1023之间的整数)并存储在LUT_{Mij}中。

[0078] 还有,就R-LED而言,其发光强度越大,即,电流量c越大,峰值波长越向长波长侧漂移(参照图18、图20),因此,以伴随该波长漂移的色调的变化得到校正的方式,决定第一矩阵系数M_{ij_c}。例如,使用结晶紫的色素观察时,若R-LED的发光强度变大,则图像的泛红变强,为了对其校正,在电流量c超过一定值时,使颜色转换完毕R图像信号变小,如此确定第一矩阵系数M00_c、M01_c、M02_c即可。例如,使R图像信号相乘的M00_c减少、或使在G图像信号和B图像信号上相乘的M01_c、M02_c加大即可。

[0079] 特殊光图像处理部64具有特殊用颜色转换部74、特殊用色彩强调部76、特殊用构造强调部78,且生成强调显示表层血管等特定构造的特殊光图像。特殊用颜色转换部74,通过对于RGB3通道的数字图像信号进行颜色转换处理,输出颜色转换完毕RGB图像信号。该特殊用颜色转换部74,通过与普通用颜色转换部68同样的方法,抑制R-LED20d的波长漂移和经时劣化造成的色调的变化,除此之外,还进行用于对特殊光图像进行拟彩色显示的矩阵处理。

[0080] 经由特殊用颜色转换部74,进一步对于颜色转换完毕RGB图像信号进行灰度变换处理,由此输出灰度变换完毕RGB图像信号。特殊用色彩强调部76,对于灰度变换完毕RGB图像信号,实施各种色彩强调处理。特殊用构造强调部78,对于色彩强调处理完毕RGB图像信号,进行锐化和轮廓强调等的构造强调处理。由特殊用构造强调部78实施了构造强调处理的RGB图像信号,被输入视频信号生成部66。

[0081] 视频信号生成部66,将从普通光图像处理部62或特殊光图像处理部64输入的RGB图像信号,转换成用于在监控器18上作为可显示图像而显示的视频信号。基于此转换后的视频信号,监控器18在普通观察模式时显示普通光图像、而在特殊光观察模式时显示特殊光图像。

[0082] 接着,关于本发明的作用,一边参照图8所示的流程图一边进行说明。若通过模式切换钮13a设定为普通观察模式,则V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20d全部点灯。由此,紫色窄带光V_n、蓝绿色窄带光B_n、绿色光G、红色光R分别合波后的普通光在体内的对象部位发光。由普通光照明的对象部位,被摄像传感器48拍摄。从摄像传感器48输出RGB图像

信号。

[0083] 在光源装置14内,从R-LED20d发出的红色光R,由光量测量传感器25测量光量。光量测量传感器25测量的光量信号,被输出到光源控制部21。在光源控制部21中,将光量信号与从处理器装置内的光量计算部54输出的目标光量信号进行比较,基于该比较结果,使R-LED20d的发光光量成为目标光量,如此设定施加到R-LED20d上的电流量c。所设定的电流量c被输出到R-LED20d,并且也被输出到处理器装置16内的普通用颜色转换部68。

[0084] 从光源控制部21输出的R-LED20d的电流量c,被输入普通用颜色转换部68内的 3×3 的矩阵电路80。在 3×3 的矩阵电路80中,电流量c被输入各LUT_{Mij}。各LUT_{Mij}输出与被输入的电流量c所对应的第一矩阵系数 M_{ij_c} 。基于此输出的第一矩阵系数 M_{ij_c} ,对于RGB图像信号进行矩阵处理。由此,能够得到颜色转换完毕RGB图像信号。基于该颜色转换完毕RGB图像信号,使普通光图像生成,且被显示在监控器18上。在普通光图像中,由R-LED20d的波长漂移和经时劣化而产生的色调的变化受到抑制。

[0085] [第二实施方式]

[0086] 在第一实施方式中,是将全部R-LED的电流量c所对应的第一矩阵系数 M_{ij_c} (i、j是0、1、2的任意一个值,c是0或1~1023的整数)存储在矩阵电路80内的LUT_{Mij}中而进行矩阵处理,但这种情况下,存储器量庞大,因此在第二实施方式中,在不同于矩阵电路80的LUT_{Mij}的大容量存储介质中,预先存储全部R-LED的电流量c所对应的第一矩阵系数 M_{ij_c} ,根据需要,从大容量存储介质中读出第一矩阵系数 M_{ij_c} 而进行矩阵处理。

[0087] 如图9所示,第二实施方式的普通用颜色转换部68,除了具备与第一实施方式同样的 3×3 的矩阵电路80以外,还具备控制部101、大容量存储介质102(大容量存储器)和位移行(bit shift)电路103。就控制部101而言,其与光源控制部21和锁定钮13b连接,且输入来自光源控制部21的电流量c和来自锁定钮13b的锁定信号。另外,控制部101,经由位移行电路(也称位移电路)103而与大容量存储介质102连接,位移行电路103连接于 3×3 的矩阵电路80。在大容量存储介质102中,如图10所示,存在有10bit量的R-LED20d的电流量c所对应的第一矩阵系数 M_{ij_c} (i、j是0、1、2的任意一个值,c是0或1~1023的整数)。还有,关于第二实施方式的特殊用颜色转换部74,也具有上述同样的构成。

[0088] 控制部101,在锁定信号没有被输入处理器装置16的动态图模式时,从大容量存储介质102中只读出一部分的矩阵系数 M_{ij} ,使该离散的部分读出的第一矩阵系数 M_{ij} 存储在矩阵电路80内的LUT_{Mij}而进行矩阵处理。由此,能够使存储在LUT_{Mij}中的第一矩阵系数 M_{ij} 的数量减少,因此能够削减存储器容量。例如,如图10所示,使各LUT_{Mij}存储全部的电流量份额的第一矩阵系数时,需要 $3 \times 3 \times 1024$ 的存储器容量,但以7bit(128)的间隔加以间插(thin out:同引<)时,只要 $3 \times 3 \times 8$ 的存储器容量即可。

[0089] 相对于此,控制部101,在锁定信号被输入处理器装置16的静态图模式时,从大容量存储介质102读出电流量c所对应的第一矩阵系数 M_{ij} ,基于该读出的第一矩阵系数 M_{ij} ,直接进行矩阵处理。因此,在静态图取得时,不使用矩阵电路80内的LUT_{Mij}。

[0090] 关于第一矩阵系数M00的读出,以如下方式进行。动态图模式时,如图11所示,从大容量存储介质102的M00_0~M00_1023之中,通过位移行电路103,以M00_0、M00_128、M00_256...M00_896的方式,间插读出第一矩阵系数M00。该间插的第一矩阵系数M00存储在LUT_{M00}中。其次,在LUT_{M00}和乘法器86a之间,经由矩阵系数转换开关105而处于连接状态。然

后,动态图模式中,基于存储在LUT_M00中的第一矩阵系数,进行矩阵处理。例如,若电流量c被输入,则从存储于LUT_M00的第一矩阵系数之中,选择包含有输入的电流量c的处于特定范围内的电流量的任意一个(相当于本发明的“特定驱动量”。例如,最接近于输入的电流量c的特定电流量)所对应的第一矩阵系数。然后,基于该选择的第一矩阵系数,进行矩阵处理。

[0091] 相对于此,在静态图模式时,如图12所示,LUT_M00和乘法器86a之间通过矩阵系数转换开关105而成为非连接状态,另一方面,控制部101和乘法器86a之间处于连接状态。接着,从大容量存储介质102读出与电流量c所对应的第一矩阵系数M00。该读出的第一矩阵系数M00不经由LUT_M00,而是通过乘法器86a直接与R图像信号相乘。关于第一矩阵系数M01~M22的读出,也与第一矩阵系数M00的读出同样进行。

[0092] 还有,在第二实施方式中,静态图模式时,从大容量存储介质102读出与电流量c所对应的第一矩阵系数而进行矩阵处理,但取而代之,也可以在动态图模式时,基于存储在矩阵电路80内的LUT_Mi j中的第一矩阵系数Mi j进行插值处理,使用由该插值处理得到的第一矩阵系数,进行矩阵处理。例如,在LUT_Mi j内,存储有电流量以7bit(128)的间隔间插的第一矩阵Mi j时,电流量c处于128~256之间时的插值处理,以下述(4)式的方式进行。

$$[0093] \quad M_{ij_c} = ((c-128) \times M_{ij_256} + (256-c) \times M_{ij_128}) / 128 \cdots (4)$$

[0094] [第三实施方式]

[0095] 在上述第一和第二实施方式中,通过矩阵处理校正伴随R-LED的波长漂移和经时劣化而来的色调的变化,但除此以外,也可以通过矩阵处理,进行视野(スコープ:scope)间的个体差异,即,摄像传感器48的光谱灵敏度的偏差带来的色调的变化。在第三实施方式中,内窥镜诊断前事先进行校准,计算用于吸收视野间的个体差异的第二矩阵系数CMi j,即,用于校正摄像传感器48的光谱灵敏度的偏差的第二矩阵系数CMi j(i、j是0、1、2的任意一个值)。然后,如下述(5)式,使用将第一矩阵系数Mi j_c与第二矩阵系数CMi j相乘而得到的校正矩阵系数Mi j_c',根据与第一和第二实施方式同样的方法进行矩阵处理。

$$[0096] \quad M_{ij_c}' = CM_{ij} \times M_{ij_c} \cdots (5)$$

[0097] 基于校准的第二矩阵系数(CM00~CM22这9个系数)的计算方法,按以下这样的步骤进行。首先,朝向图13所示的白板110,分别照射紫色窄带光Vn、蓝绿色窄带光Bn、绿色光G、红色光R这4种单色光,每次照射,都从摄像传感器48输出3色成分的R图像信号、G图像信号、B图像信号。由此,在单色光照射时,能够得到合计12个图像信号(4种光的照射×3色的图像信号)。

[0098] 其次,分别照射从紫色窄带光Vn、蓝绿色窄带光Bn、绿色光G、红色光R之中分别组合了2色光的2色混色光,即,分别照射6种混色光,每次照射,都从摄像传感器48输出3色成分的R图像信号、G图像信号、B图像信号。由此,在2色混色光照射时,能够得到合计18个图像信号(6种光的照射×3色的图像信号)。另外,分别照射从紫色窄带光Vn、蓝绿色窄带光Bn、绿色光G、红色光R的中分别组合了3色光的3色混色光,即,分别照射4种混色光,每次照射,都从摄像传感器48输出3色成分的R图像信号、G图像信号、B图像信号。由此,在3色混色光照射时,能够得到合计12个图像信号(4种光的照射×3色的图像信号)。

[0099] 最后,使各色LED全部点亮,照射普通光,或者,使各色LED全部灭灯不照射光(无照明,或Bk光),每次照射,都从摄像传感器48输出3色成分的R图像信号、G图像信号、B图像信

号。由此,在普通光和无光照射时,能够得到合计6个图像信号(2种光的照射 \times 3色的图像信号)。

[0100] 如以上这样,通过单色光、2色混色光、3色混色光、普通光、没有光的照射,能够得到合计48个图像信号。基于这48个图像信号和作为目标的48个图像信号,计算第二矩阵系数(CM00~CM22)。还有,虽然是使用48色的光,计算第二矩阵系数,但也可以使用48色以下的光,计算第二矩阵系数。

[0101] 还有,如本实施方式,代替具备V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20d的4色的LED的内窥镜系统,如果是具备R-LED、G-LED、B-LED的3色的LED的内窥镜系统的情况,则按以下方式,进行第二矩阵系数的计算。首先,朝向白板110(参照图13),分别照射“R光(点亮R-LED)”、“G光(点亮G-LED)”、“B光(点亮B-LED)”、“C光(同时点亮B-LED、G-LED)”、“M光(同时点亮B-LED、R-LED)”、“Y光(同时点亮G-LED、R-LED)”、“W光(同时点亮B-LED、G-LED、R-LED)”、“没有光(将B-LED、G-LED、R-LED全部灭灯)”,每次照射,都从摄像传感器48输出3色成分的R图像信号、G图像信号、B图像信号。由此,能够得到合计24个图像信号(8种光的照射 \times 3色的图像信号)。基于这24个图像信号和作为目标的24个图像信号,计算第二矩阵系数(CM00~CM22)。还有,虽然使用8色的光,计算第二矩阵系数,但也可以使用8色以下的光,计算第二矩阵系数。

[0102] 另外,在第三实施方式中,通过校准来计算第二矩阵系数,但在内窥镜制造时等,也可以进行相当于上述校准的初始设定处理,来计算第二矩阵系数,将此计算出的第二矩阵系数和内窥镜的制品ID建立关联而存储到处理器装置内的存储器中。然后,在实际的内窥镜使用时,内窥镜连接到处理器装置时,由处理器装置内的ID读取部读取制品ID,使用与该读取的制品ID所对应的第二矩阵系数进行矩阵处理。

[0103] 此存储器与大容量存储器102同样,设于普通用颜色转换部68。但是,只要可以从处理器装置16读取即可。

[0104] 还有,在上述第一~第三实施方式中,只对R-LED20d测量发光光量,基于此测量结果,在处理器装置内进行矩阵处理,但是关于其他颜色的V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c,如图14所示,若加大发光强度,则发生紫色窄带光 V_n 、蓝绿色窄带光 B_n 、绿色光G的中心波长向长波长侧移动的波长漂移。还有,在图14中,“ V_n (大)”表示比“ V_n (小)”发光强度大,“ B_n (大)”表示比“ B_n (小)”发光强度大,“G(大)”表示比“G(小)”发光强度大,“R(大)”表示比“R(小)”发光强度大。

[0105] 因此,也可以对于V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c也分别测量发光光量,基于此测量结果进行矩阵处理。如图15所示,关于V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c的发光光量,与光量测量传感器25同样,由光量测量传感器120~122测量。光量测量传感器120~122,测量由玻璃板125~127(半反射镜)反射的紫色窄带光 V_n 、蓝绿色窄带光 B_n 、绿色光G的光量。还有,玻璃板125~127与玻璃板24同样,使紫色窄带光 V_n 、蓝绿色窄带光 B_n 、绿色光G之中大部分朝向光路耦合部23并透过,使一部分朝向光量测量传感器120~122并反射。

[0106] 光源控制部21,基于从各光量测量传感器25和120~122输出的光量信号、和各LED20a~20d的目标光量信号,设定施加于各LED20a~20d的电流量。在此,将V-LED20a的电流量设为 c_v ,B-LED20b的电流量设为 c_b ,G-LED20c的电流量设为 c_g ,R-LED20d的电流量设为 c_r 。所设定的电流量被输出到各LED20a~20d,并且被输出到普通用颜色转换部68和特殊用

颜色转换部74。

[0107] 在普通用颜色转换部68和特殊用颜色转换部74,进行用于校正因各LED20a~20d的波长漂移等造成的色斑的矩阵处理。因此,在普通用颜色转换部68和特殊用颜色转换部74,除了用于校正R-LED20d的波长漂移和经时劣化的第一矩阵系数 M_{ij_cr} 以外,还预先将用于校正V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c的波长漂移和经时劣化的第一矩阵系数 M_{ij_cv} 、 M_{ij_cb} 、 M_{ij_cg} ,分别与电流量 cr 、 cv 、 cb 、 cg 建立关联地存储。然后,在实际的矩阵处理时,将由光源控制部21设定的电流量 cr 、 cv 、 cb 、 cg 所对应的4个第一矩阵系数分别相乘后的 $M_{ij_cv} \times M_{ij_cb} \times M_{ij_cg} \times M_{ij_cr}$,乘以RGB图像信号。由此,能够得到波长漂移等造成的色斑得到校正的颜色转换完毕RGB图像信号。

[0108] 还有,在上述第一~第三实施方式中,使用 3×3 的矩阵电路80,校正伴随R-LED20d的波长漂移和经时劣化的色调的变化,但取而代之,也可以使用3DLUT(三维查找表(3-Dimension Look-up Table))(相当于本发明的表格存储器)进行校正。如图16所示,就3DLUT130而言,将RGB图像信号和颜色转换完毕RGB图像信号建立关联地存储,对于RGB图像信号的输入,输出颜色转换完毕RGB图像信号。该3DLUT130按R-LED20d的电流量的水平被设置多个。

[0109] 因此,在实际的矩阵处理时,从多个3DLUT130之中,选择施加于R-LED20d的电流量所对应的3DLUT。根据该选择的3DLUT,将RGB图像信号转换成颜色转换完毕RGB图像信号。还有,作为3DLUT的制作方法,考虑有如下方法:将以规定的电流量发光时的RGB图像信号与颜色转换完毕RGB图像信号的关系,与电流量建立关联而预先大量多数存储,基于该存储的电流量、RGB图像信号、颜色转换完毕RGB图像信号间的相关关系,制成3DLUT。

[0110] 还有,在上述实施方式中,使用了具有图3所示这样的发光光谱的4色的光,但发光光谱不限于此。例如,如图17所示,关于绿色光G和红色光R,也可以成为具有与图3同样的光谱的光,另一方面,关于紫色窄带光 V_n^* ,也可以成为中心波长410~420nm、且比图3的紫色窄带光 V_n 在稍长波长侧具有波长范围的光,关于蓝绿色窄带光 B_n^* ,也可以成为中心波长445~460nm、且比图3的蓝绿色窄带光 B_n 在稍短波长侧具有波长范围的光。

[0111] 在上述实施方式中,如图2所示,为了进行颜色转换,使R-LED点亮并测量红色的光量,但使任一种颜色的LED点亮而测量该色的光量也可。然而,出于抑制因R-LED的波长漂移而过度加强生物体组织的红色的目的,在普通光观察的模式下,至少在判定R-LED的光量时,能够取得显著的效果。

[0112] 上述实施方式的内窥镜系统,可以切换为普通光观察和特殊光观察,但也可以是普通光观察专用,还有特殊光观察专用。

[0113] 本发明在不脱离发明的精神的范围,可以进行各种变形、变更,这样的情况也应该解释这包含在本发明的保护范围内。

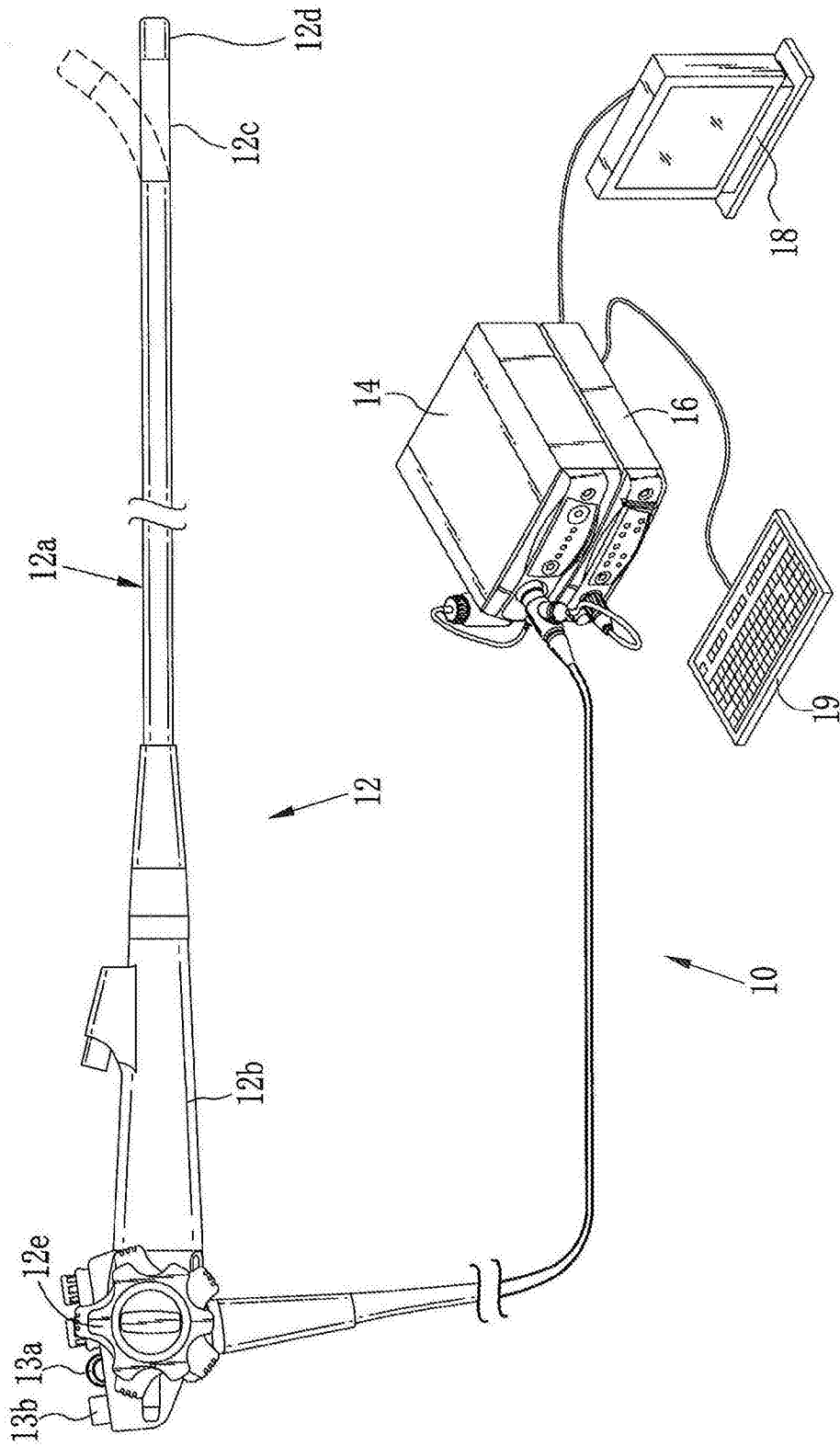


图1

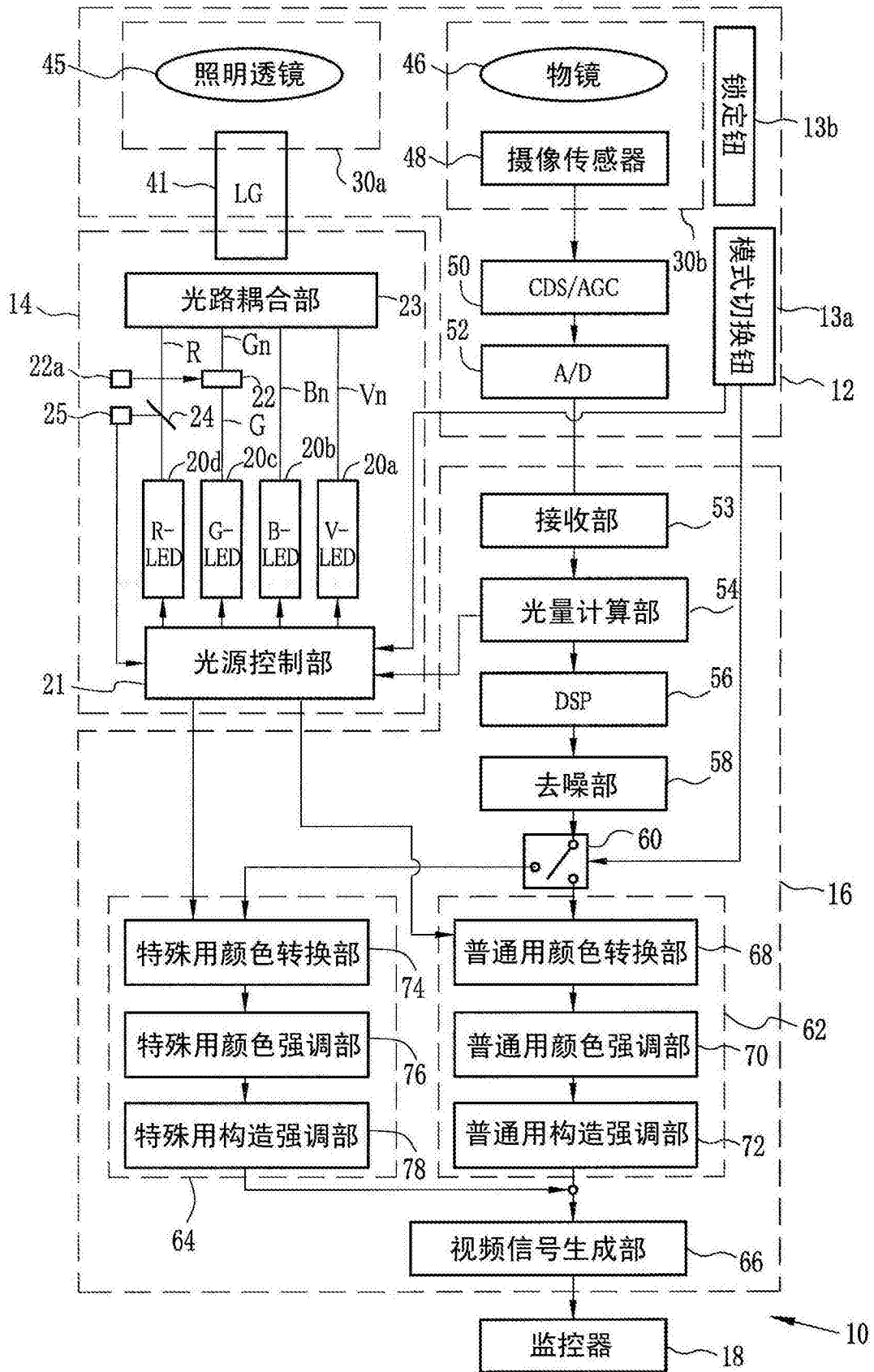


图2

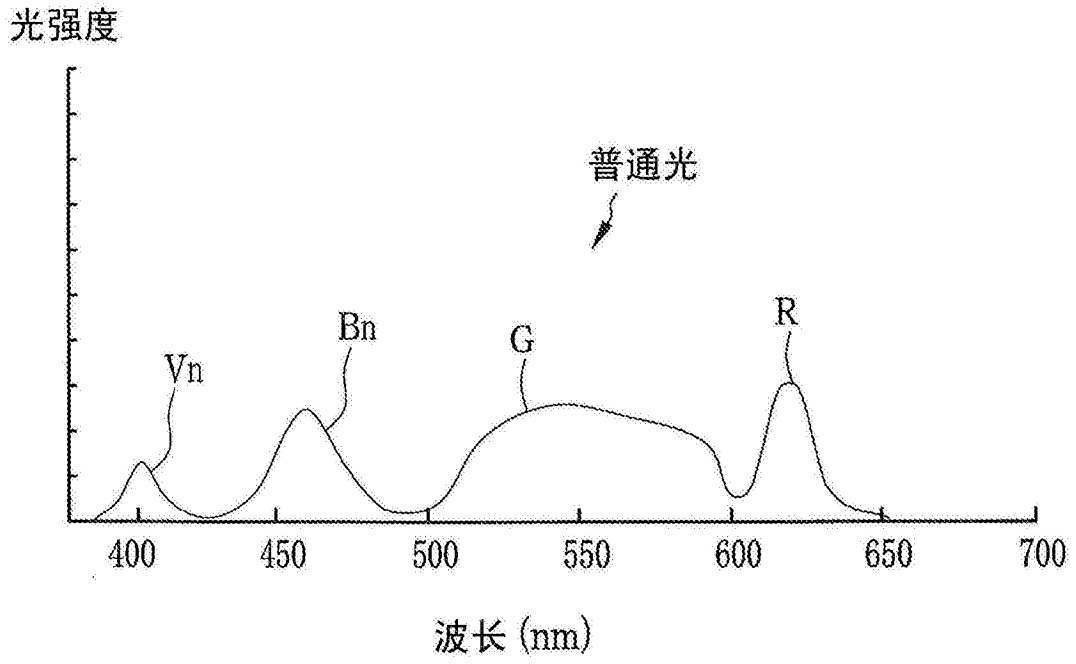


图3

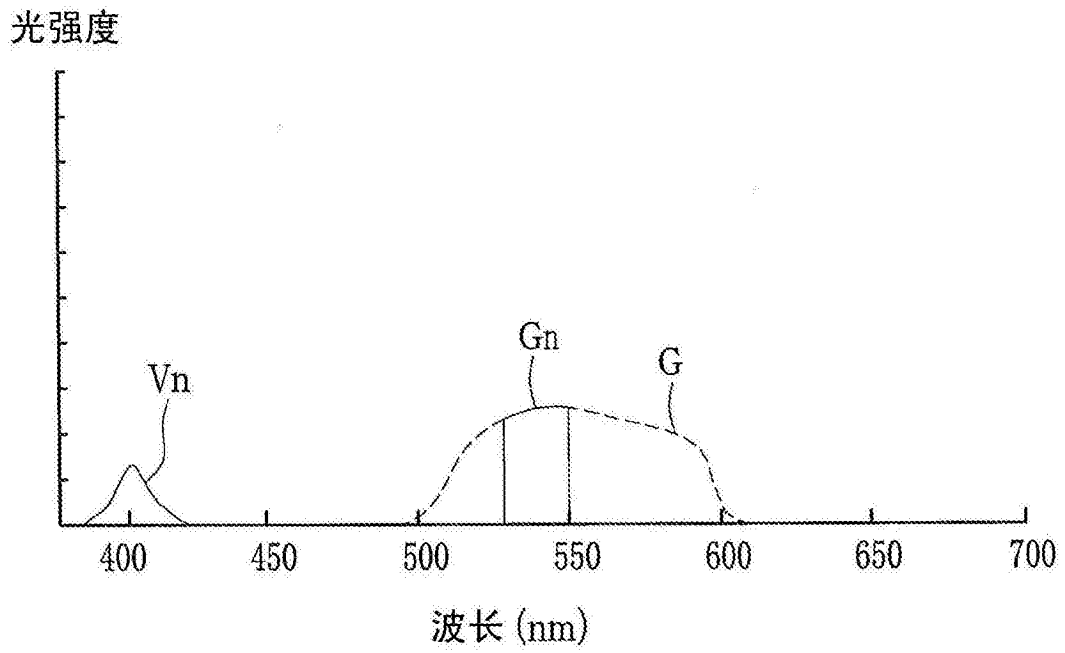


图4

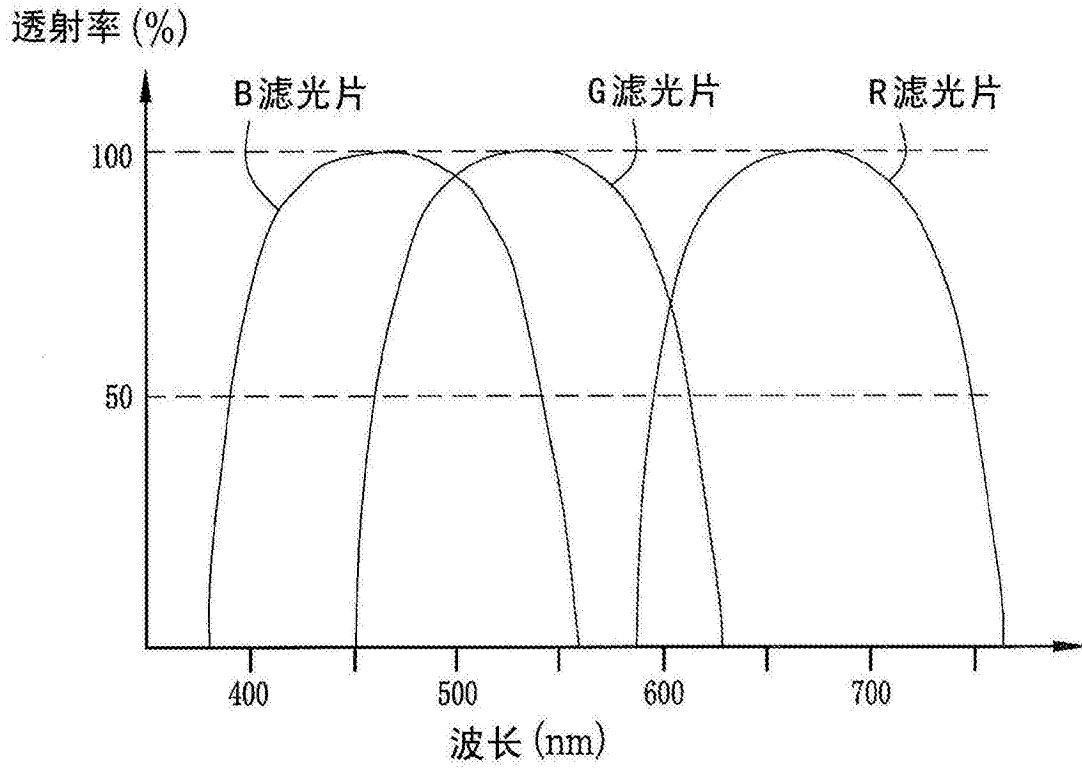


图5

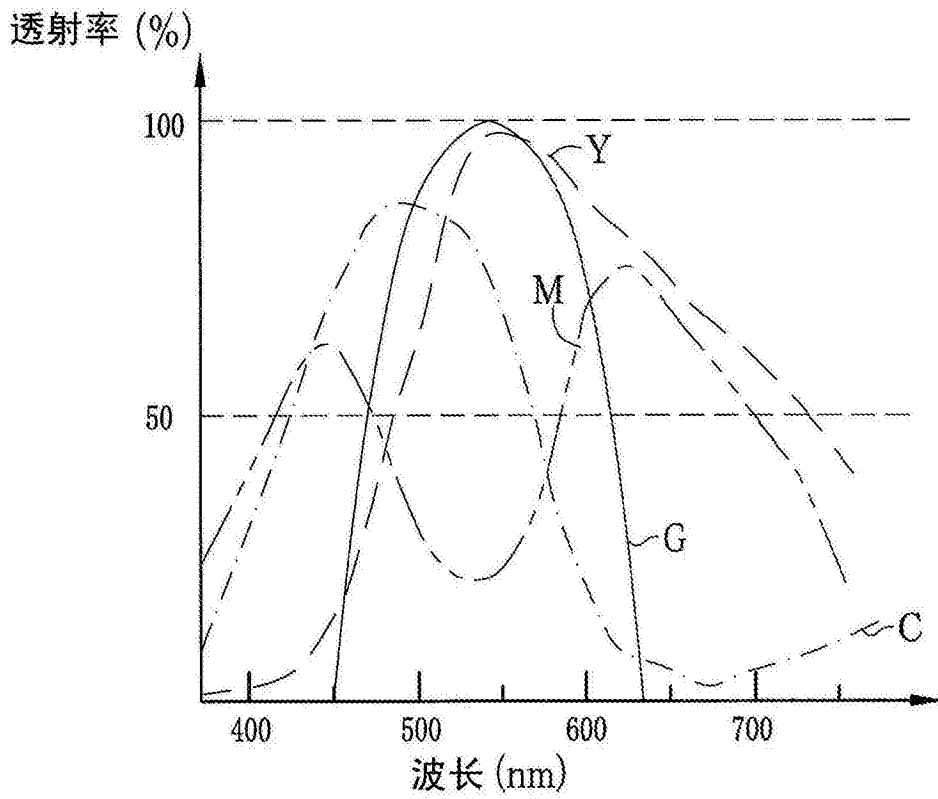


图6

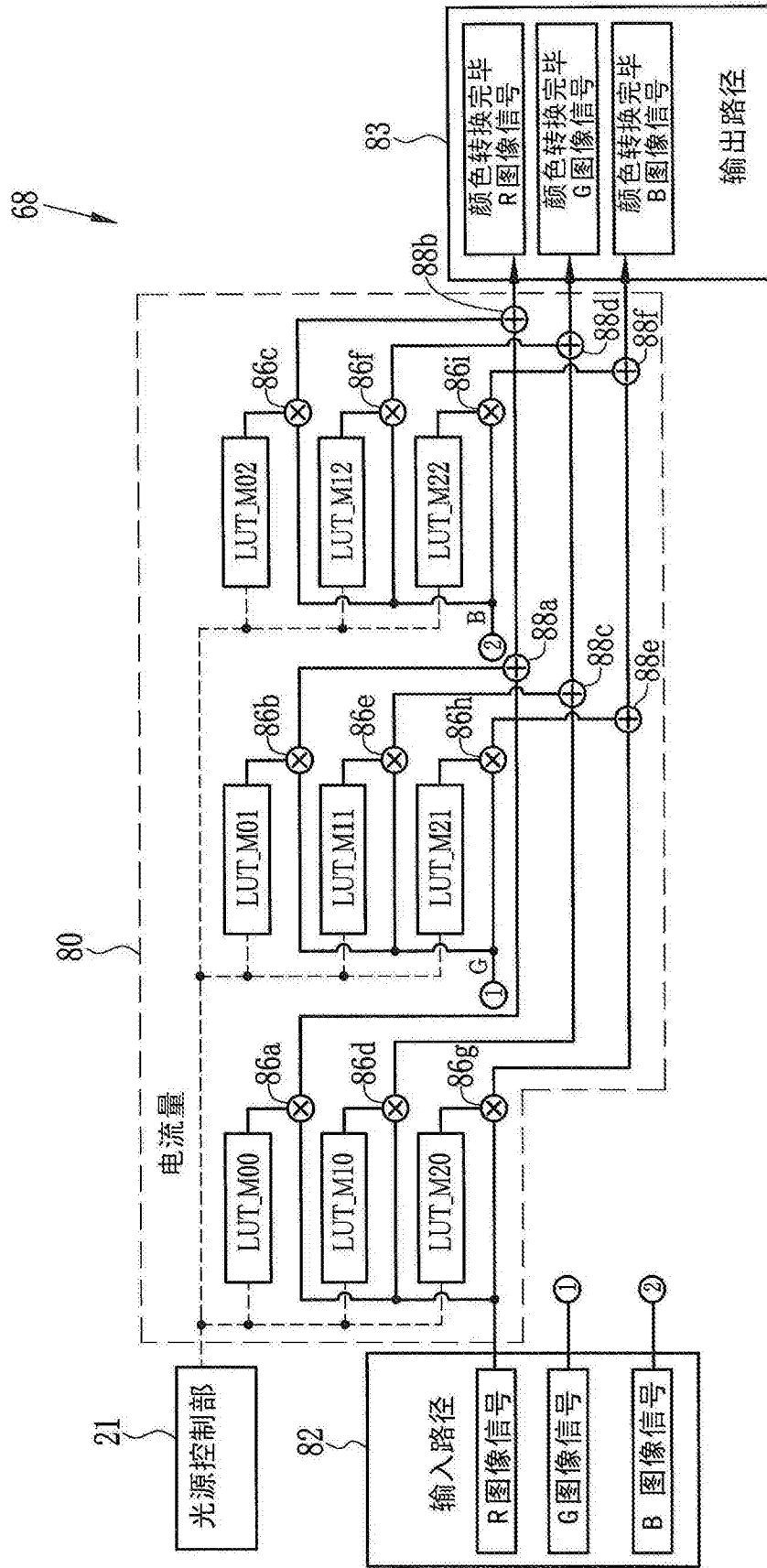


图7

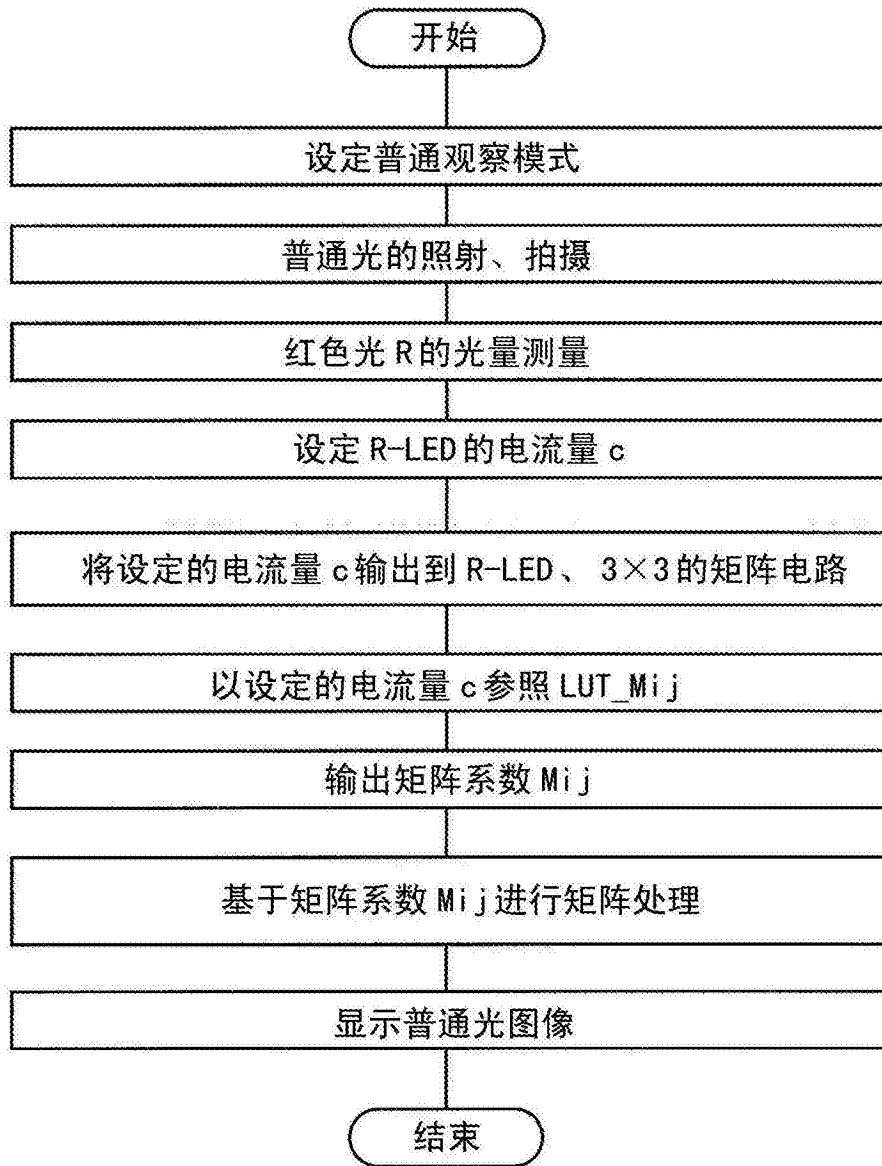


图8

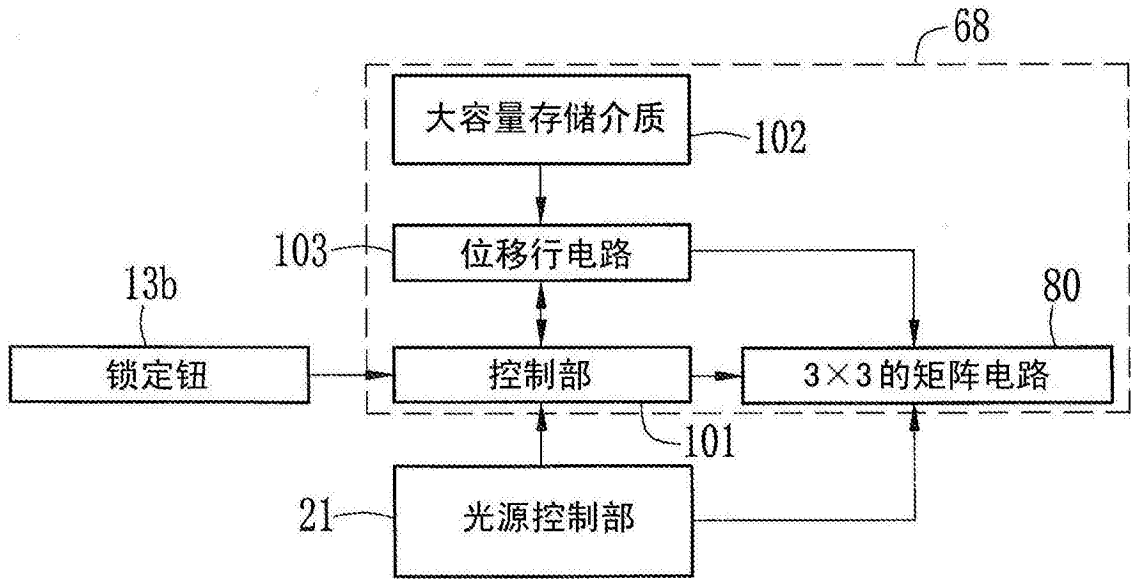


图9

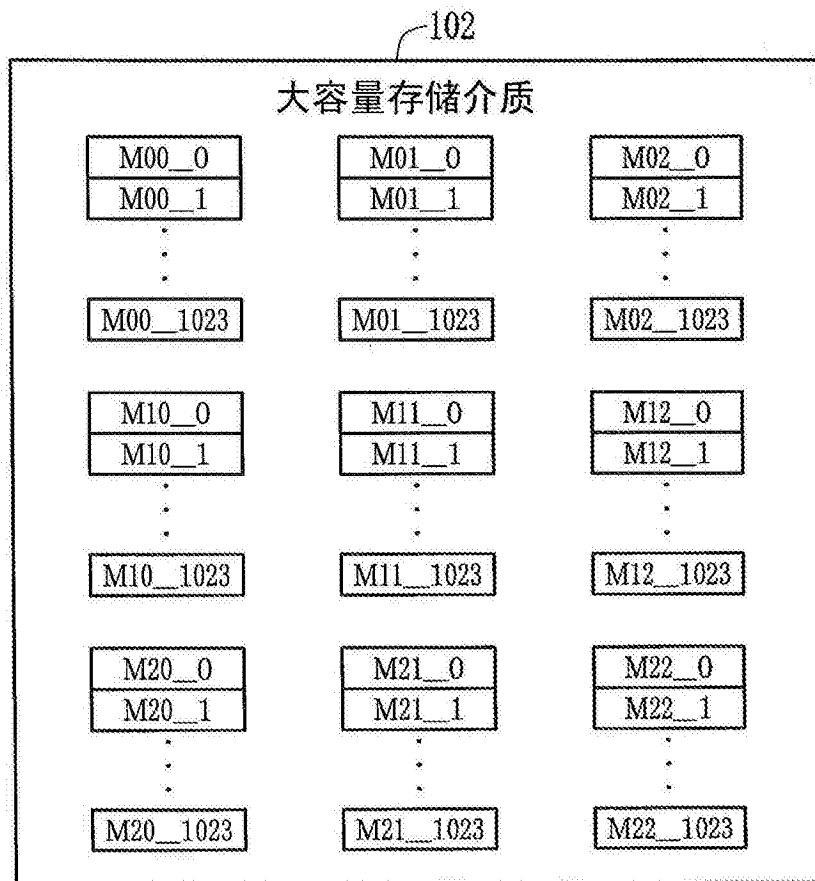


图10

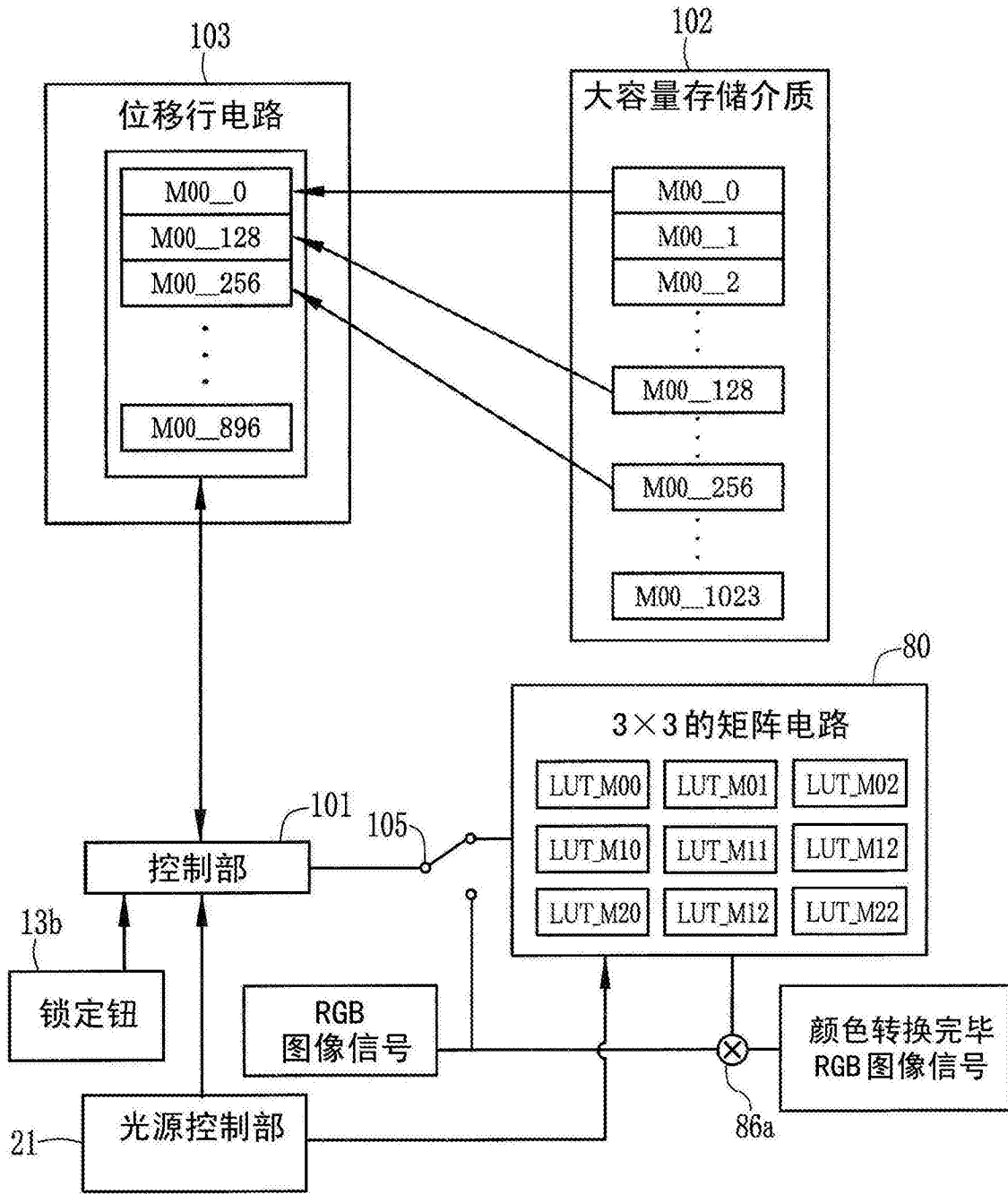


图11

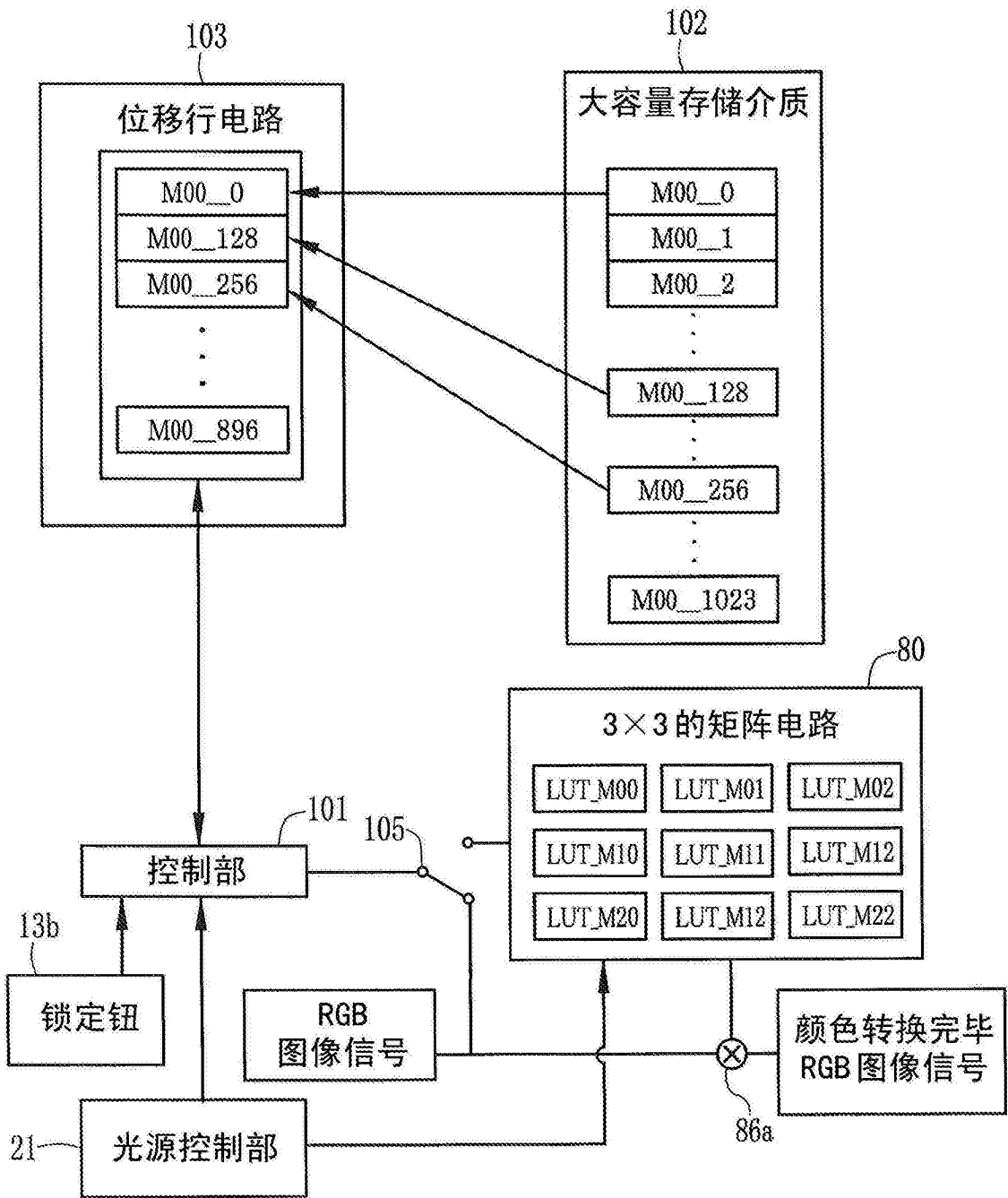


图12

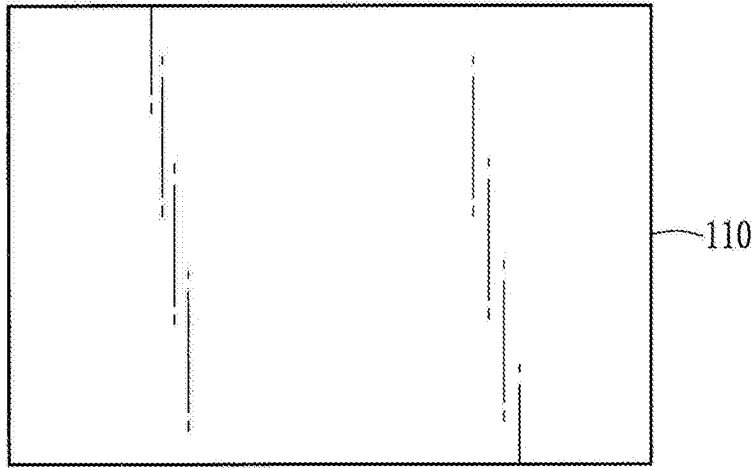


图13

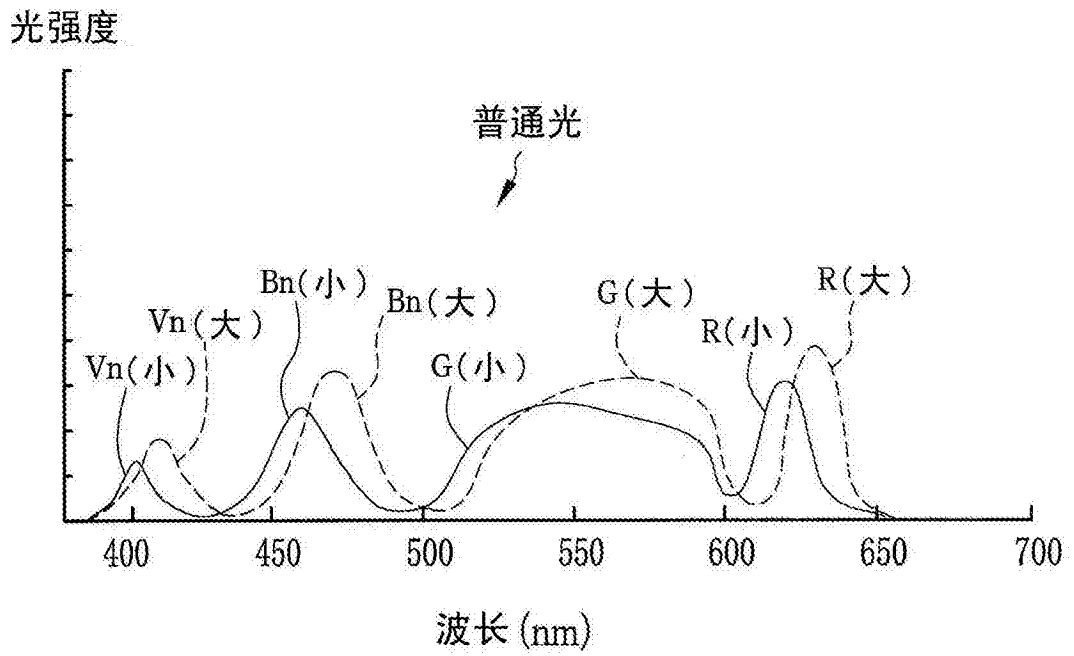


图14

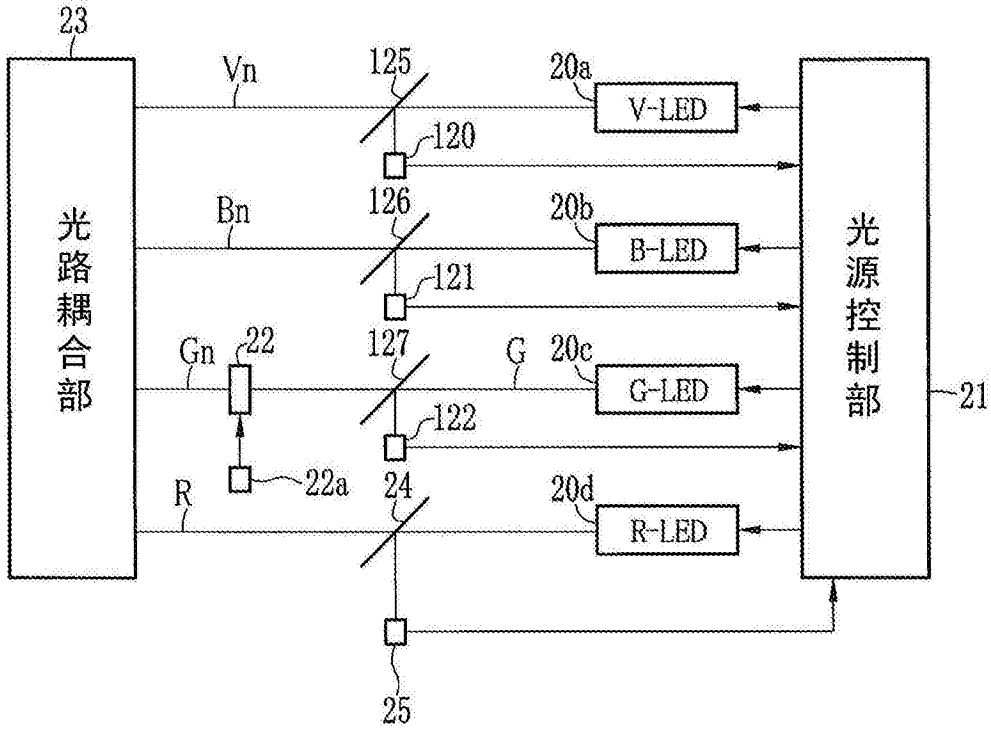


图15

130

RGB 图像信号			颜色转换完毕 RGB 图像信号		
R0	G0	B0	R0	G0	B0
·	·	·	·	·	·
·	·	·	·	·	·
·	·	·	·	·	·
·	·	·	·	·	·
R255	G255	B255	R240	G255	B255

图16

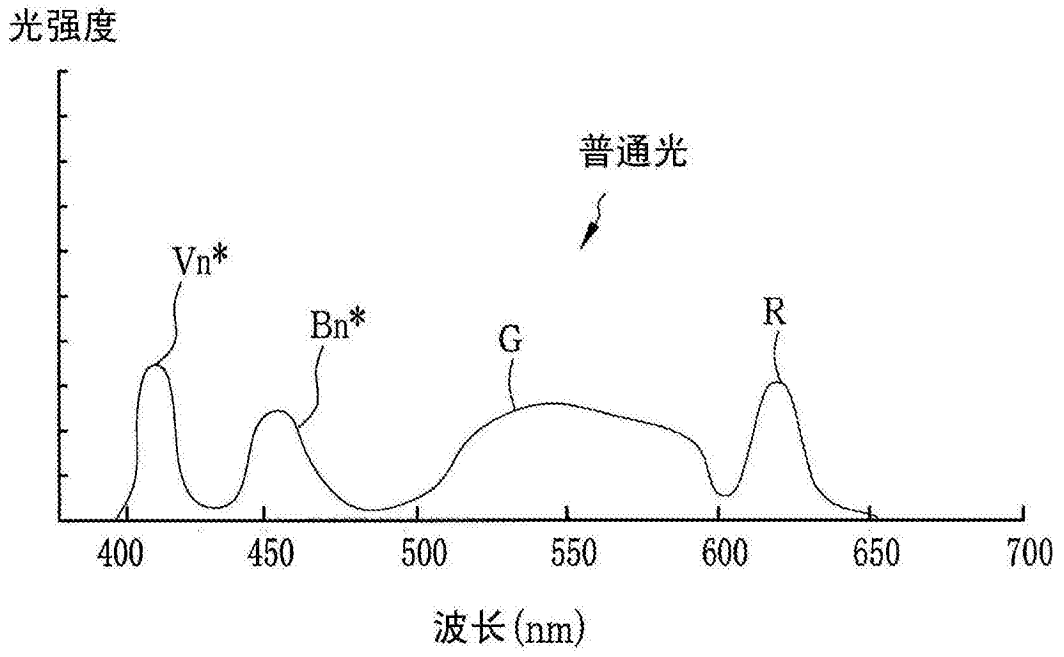


图17

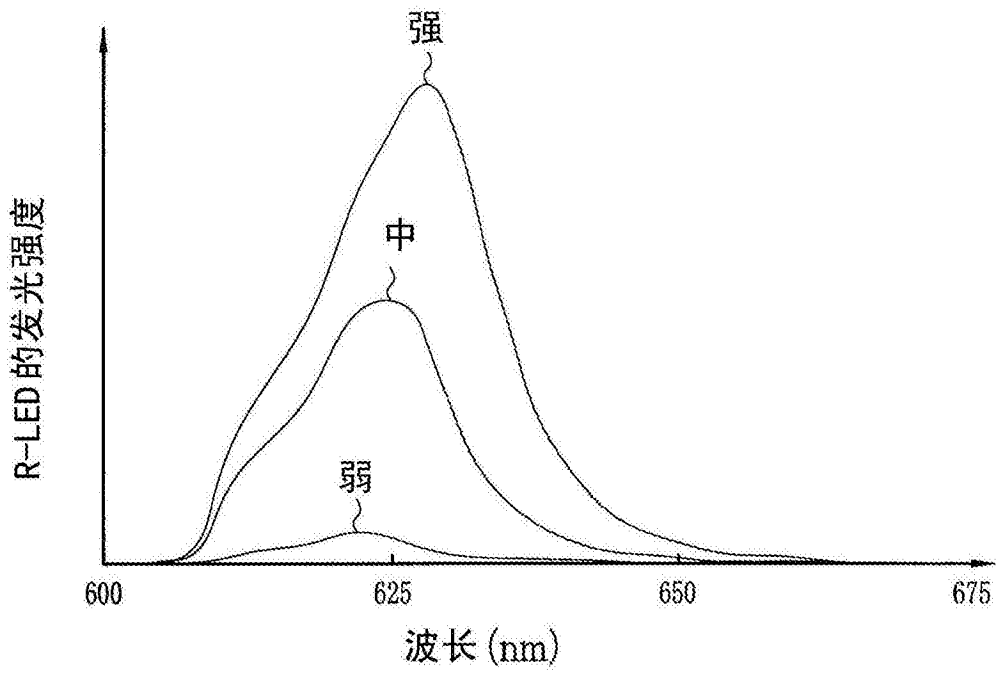


图18

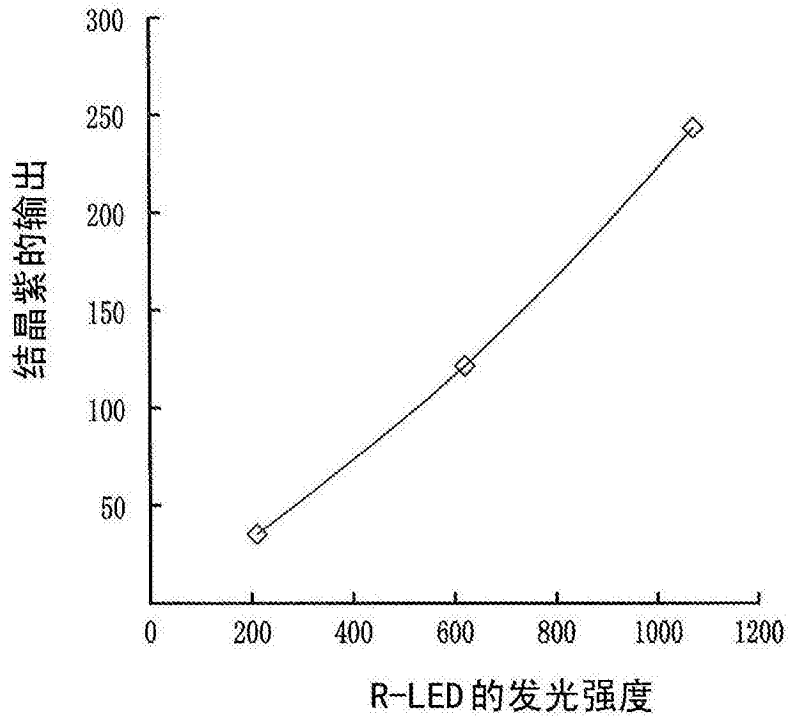


图19

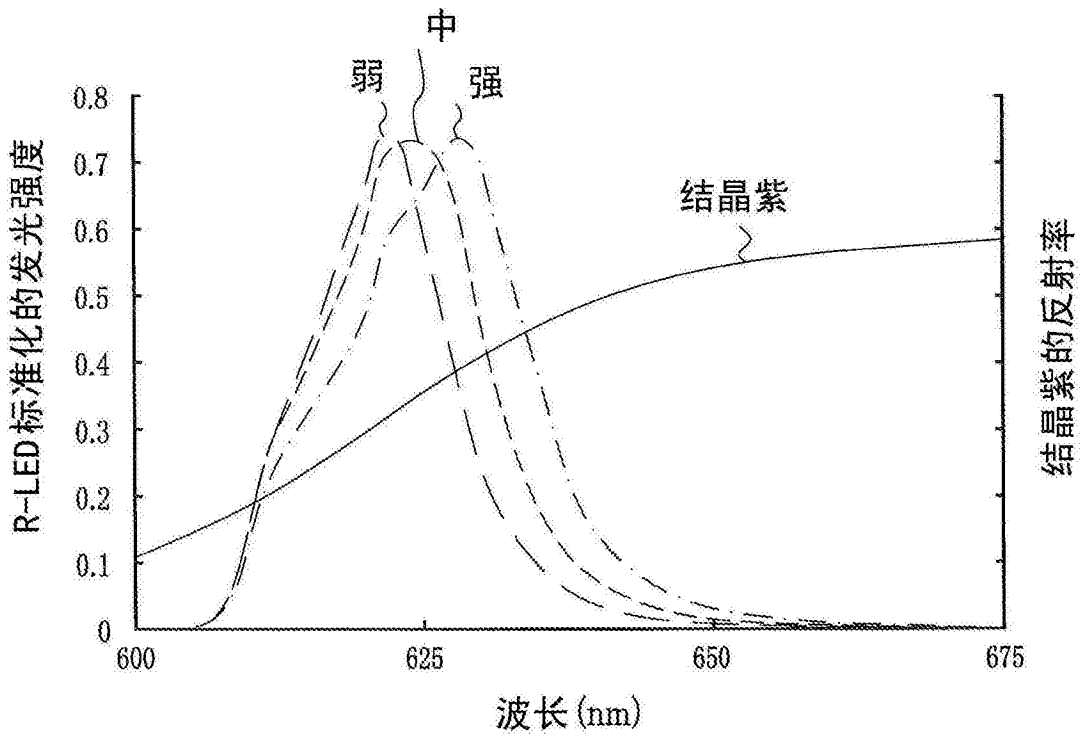


图20

专利名称(译)	内窥镜系统和内窥镜系统的工作方法		
公开(公告)号	CN104434000B	公开(公告)日	2018-03-13
申请号	CN201410479619.5	申请日	2014-09-18
[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	藏本昌之		
发明人	藏本昌之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00004 A61B1/00009 A61B1/0661 A61B1/0684 A61B1/00006 A61B1/0002 A61B1/00059 A61B1/045 A61B1/0638		
审查员(译)	任晓帅		
优先权	2013196305 2013-09-23 JP		
其他公开文献	CN104434000A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

通过使内窥镜用的4色的LED全部点亮，将普通光照射到体腔内的对象部位。将在普通光下照明中的对象部位由摄像传感器进行拍摄，由此得到RGB图像信号。从R-LED发出的红色光的光量由光量测量传感器测量。光源控制部基于由光量测量传感器得到的光量信号和R-LED的目标光量信号来设定施加到R-LED的电流流量c。所设定的电流流量c被输出到R-LED、且被输出到普通颜色转换部。普通颜色转换部的各LUT_Mij，输出与R-LED的电流流量c所对应的矩阵系数Mij。通过基于矩阵系数Mij的矩阵处理，RGB图像信号被转换成颜色转换完毕RGB图像信号。

