



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104274146 A

(43) 申请公布日 2015. 01. 14

(21) 申请号 201410313045. 4

(22) 申请日 2014. 07. 02

(30) 优先权数据

2013-139610 2013. 07. 03 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 森本美范 藤田宽

(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 王亚爱

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

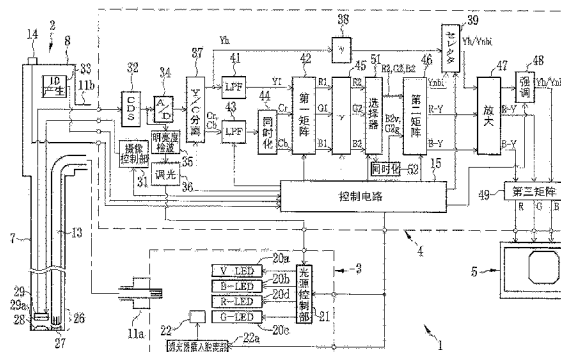
权利要求书2页 说明书10页 附图9页

(54) 发明名称

内窥镜系统及其工作方法

(57) 摘要

本发明提供一种在使用补色系摄像元件的窄波段光观察中能够维持表层血管等所关注的构造的视觉辨别性的内窥镜系统及其工作方法。V-LED发出紫色窄波段光。G-LED发出绿色光,该绿色光被绿色窄波段滤光器进行波长限制而成为绿色窄波段光。通过交替点亮V-LED和G-LED,紫色窄波段光和绿色窄波段光被交替照射到检体内。补色系摄像元件具有对紫色窄波段光和绿色窄波段光双方进行感应的Cy像素及Mg像素。补色系摄像元件摄像处于用紫色窄波段光照明中的检体并输出第一图像信号,摄像处于用绿色窄波段光照明中的检体并输出第二图像信号。基于这些第一及第二图像信号,能够分离表层血管等表层的构造和中深层血管等中深层的构造来进行视觉辨别的特殊图像被显示于监视器。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

照射部,其具有发出从检体的表面向深度方向能透过第一透过距离的窄波段的第一照明光的第一半导体光源、发出特定波段的光的第二半导体光源、和在所述特定波段的光之中使能透过比所述第一透过距离长的第二透过距离的第二照明光透过的窄波段滤光器,该照射部向检体内依次照射所述第一照明光和所述第二照明光;

补色系摄像元件,其具有对所述第一照明光以及第二照明光双方进行感应的特定像素,该补色系摄像元件摄像处于用所述第一照明光照明中的检体且摄像处于用所述第二照明光照明中的检体而输出图像信号;

图像处理部,其基于所述图像信号来创建特殊图像;和

显示部,其显示所述特殊图像。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述内窥镜系统具有:光源控制部,其控制所述照射部,使所述第一照明光的照射时间长于所述第二照明光的照射时间。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述内窥镜系统具有:摄像控制部,其控制所述补色系摄像元件,使摄像处于用所述第一照明光照明中的检体时的电荷蓄积时间长于摄像处于用所述第二照明光照明中的检体时的电荷蓄积时间。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述内窥镜系统具有:摄像控制部,其控制所述补色系摄像元件,使摄像处于用所述第一照明光照明中的检体时的电荷蓄积时间长于摄像处于用所述第二照明光照明中的检体时的电荷蓄积时间。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述图像信号包含摄像处于用所述第一照明光照明中的检体而得到的第一图像信号、和摄像处于用所述第二照明光照明中的检体而得到的第二图像信号,

所述图像处理部具有:同时化部,其使在不同的时刻获取的所述第一图像信号和所述第二图像信号同时化。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述同时化部使通过基于所述第一图像信号的颜色变换处理而得到的蓝色信号、和通过基于所述第二图像信号的颜色变换处理而得到的绿色信号同时化。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一照明光是紫色窄波段光。

8. 根据权利要求1至6中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一照明光是蓝色窄波段光。

9. 根据权利要求1至6中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第二照明光是绿色窄波段光。

10. 根据权利要求1至6中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述特定像素是Cy像素即青色像素、Mg像素即品红色像素。

11. 根据权利要求1至6中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一照明光的波长范围与所述第二照明光的波长范围不重叠。

12. 根据权利要求 1 至 6 中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,交替点亮所述第一半导体光源和所述第二半导体光源。

13. 根据权利要求 1 至 6 中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,所述特殊图像能够将所述第一透过距离内所含的构造和所述第二透过距离内所含的构造分离来进行视觉辨别。

14. 一种内窥镜系统的工作方法,其特征在于,包括:

照射部依次产生第一照明光和第二照明光的步骤,该照射部具有发出从检体的表面向深度方向能透过第一透过距离的窄波段的所述第一照明光的第一半导体光源、发出特定波段的光的第二半导体光源、和在所述特定波段的光之中使能透过比所述第一透过距离长的第二透过距离的所述第二照明光透过的窄波段滤光器;

补色系摄像元件摄像处于用所述第一照明光照明中的检体且摄像处于用所述第二照明光照明中的检体而输出图像信号的步骤,该补色系摄像元件具有对所述第一照明光以及第二照明光双方进行感应的特定像素;

图像处理部基于所述图像信号来创建特殊图像的步骤;和

显示部显示所述特殊图像的步骤。

内窥镜系统及其工作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及使用同时式摄像元件来进行窄波段光观察的内窥镜系统及其工作方法。

背景技术

[0002] 在近年的医疗中,广泛进行使用了具备光源装置、电子内窥镜、处理器装置的内窥镜系统的诊断等。作为在内窥镜系统中使用的观察方法,除了使用通常的可见光来对检体内进行观察的通常光观察之外,还进行利用窄波段的照明光的窄波段光观察。表征在检体内血管延伸的状态的血管走行,在通常的可见光的情况下所获得的光学信息中容易被隐藏,但是在窄波段观察中,血管走行的状态等的视觉辨别性得以提升。在该窄波段光观察中,关注于表层血管的走行,根据该表层血管的形态来判断病变部的发展度、深度方向的侵入深度等。

[0003] 作为进行窄波段光观察的方式,除了交替地照射血红蛋白的吸收系数高的中心波长为 $415 \pm 10\text{nm}$ 的蓝色窄波段光和中心波长为 $540 \pm 10\text{nm}$ 的绿色窄波段光、且在每次照射各窄波段光时用单色的摄像元件来摄像反射像的帧顺序方式 (frame sequential method) 之外,还有如日本专利 4009626 号公报所示那样同时照射中心波长为 $415 \pm 10\text{nm}$ 的蓝色窄波段光和中心波长为 $540 \pm 10\text{nm}$ 的绿色窄波段光、且用彩色的摄像元件同时检测这些窄波段光的混色光的同时方式 (simultaneous method)。

[0004] 在日本专利 4009626 号公报所示的同时方式中,当作为摄像元件而使用了具有 Cy 像素、Mg 像素、Ye (黄色) 像素以及 G (绿色) 像素的补色系摄像元件的情况下,由于补色系摄像元件的灵敏度在短波长侧变低,因此通过摄像所获得的图像信号之中与蓝色窄波段光对应的信号分量所占的比例变少 (参照图 7)。因而,表层血管的对比度必然变低。

[0005] 此外,对蓝色窄波段光进行感应的 Cy 像素以及 Mg 像素之中,由于 Cy 像素也对绿色窄波段光进行感应,因此无法只分离蓝色窄波段光,此外由于 Mg 像素也对绿色窄波段光略有感应,因此无法完全地只分离蓝色窄波段光 (参照图 8)。因而,不同层 (表层和中深层) 的像无法分离而混杂在一起,因此表层血管的对比度变低。

[0006] 而且,作为内窥镜的导光部件而使用的束状光纤的波长透过特性大多情形是:在大致 440nm 以下的短波长侧,衰减率变高,从而透过率下降 (参照图 12)。因此,与其他窄波段光相比,蓝色窄波段光在束状光纤中衰减的量多,因此通过摄像所获得的图像信号之中与蓝色窄波段光对应的信号分量所占的比例变少。因而,表层血管的对比度变低。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于,提供一种即便是使用补色系摄像元件的窄波段光观察也能维持表层血管等所关注的构造的视觉辨别性的内窥镜系统及其工作方法。

[0008] 为了达成上述目的,本发明的内窥镜系统具备照射部、补色系摄像元件、图像处理部和显示部。照射部具有发出从检体的表面向深度方向能透过第一透过距离的窄波段的第

一照明光的第一半导体光源、发出特定波段的光的第二半导体光源、和在特定波段的光之中使能透过比第一透过距离长的第二透过距离的第二照明光透过的窄波段滤光器,该照射部向检体内依次照射第一照明光和第二照明光。补色系摄像元件具有对第一以及第二照明光双方进行感应的特定像素,摄像处于用第一照明光照明中的检体且摄像处于用第二照明光照明中的检体而输出图像信号。图像处理部基于图像信号来创建特殊图像。显示部显示特殊图像。

[0009] 优选具有控制照射部而使第一照明光的照射时间长于第二照明光的照射时间的光源控制部。优选具有控制补色系摄像元件而使摄像处于用第一照明光照明中的检体时的电荷蓄积时间长于摄像处于用第二照明光照明中的检体时的电荷蓄积时间的摄像控制部。优选图像信号包含摄像处于用第一照明光照明中的检体而得到的第一图像信号、和摄像处于用第二照明光照明中的检体而得到的第二图像信号,图像处理部具有使在不同的时刻获取的第一图像信号和第二图像信号同时化的同时化部。优选同时化部使通过基于第一图像信号的颜色变换处理而得到的蓝色信号、和通过基于第二图像信号的颜色变换处理而得到的绿色信号同时化。

[0010] 优选第一照明光是紫色窄波段光。优选第一照明光是蓝色窄波段光。优选第二照明光是绿色窄波段光。优选第二照明光是宽波段的绿色光。优选特定像素是 Cy 像素、Mg 像素。优选第一照明光的波长范围与第二照明光的波长范围不重叠。优选交替点亮第一半导体光源和第二半导体光源。优选特殊图像能够将第一透过距离内所含的构造和第二透过距离内所含的构造分离来进行视觉辨别。

[0011] 本发明的内窥镜系统的工作方法包括照明光的照射步骤、摄像步骤、特殊图像创建步骤和显示步骤。在照射步骤中,照射部依次产生第一照明光和第二照明光,该照射部具有发出从检体的表面向深度方向能透过第一透过距离的窄波段的第一照明光的第一半导体光源、发出特定波段的光的第二半导体光源、和在特定波段的光之中使能透过比第一透过距离长的第二透过距离的第二照明光透过的窄波段滤光器。在摄像步骤中,补色系摄像元件摄像处于用第一照明光照明中的检体且摄像处于用第二照明光照明中的检体而输出图像信号,该补色系摄像元件具有对第一以及第二照明光双方进行感应的特定像素。在特殊图像创建步骤中,图像处理部基于图像信号来创建特殊图像。在显示步骤中,显示部显示特殊图像。

[0012] (发明效果)

[0013] 根据本发明,由于依次照射在补色系摄像元件的特定像素中进行感应的第一照明光和第二照明光,因此这些照明光在特定像素中不会发生混色。由此,在特殊图像上,能够将第一照明光的第一透过距离内所含的构造和第二照明光的第二透过距离内所含的构造分离来进行视觉辨别,因此,表层血管等所关注的构造的视觉辨别性被维持而不会下降。

附图说明

[0014] 图 1 是内窥镜系统的外观图。

[0015] 图 2 是表示内窥镜系统的内部构成的框图。

[0016] 图 3 是用于说明紫色窄波段光 V_n 和绿色窄波段光 G_n 的发光时刻以及照射时间 T_v 、 T_g 的说明图。

- [0017] 图 4A 是表示通常光的发光光谱的图表。
- [0018] 图 4B 是表示紫色窄波段光 Vn 以及绿色窄波段光 Gn 的发光光谱的图表。
- [0019] 图 5 是表示 V-LED、B-LED、G-LED 以及 R-LED 与第一～第三分色镜的位置关系的俯视图。
- [0020] 图 6 是表示设于补色系摄像元件的颜色分离滤光器的滤光器排列的构成的说明图。
- [0021] 图 7 是表示补色系摄像元件的各像素中的相对灵敏度的图表。
- [0022] 图 8 是表示相对于紫色窄波段光 Vn 以及绿色窄波段光 Gn 的补色系摄像元件的各像素的灵敏度的表。
- [0023] 图 9 是用于说明窄波段光观察模式下的补色系摄像元件的信号的读出的说明图。
- [0024] 图 10 是用于说明紫色窄波段光 Vn 和绿色窄波段光 Gn 在补色系摄像元件中的受光时刻以及电荷蓄积时间 Sv、Sg 的说明图。
- [0025] 图 11 是表示本实施方式的一系列动作的流程图。
- [0026] 图 12 是表示束状光纤的分光衰减率的图表。

具体实施方式

[0027] 如图 1 所示,内窥镜系统 1 具备:电子内窥镜(以下仅简记为内窥镜)2,其被插入到检体的体腔内等,进行内窥镜检查;光源装置 3,其向该内窥镜 2 供应照明光;处理器装置 4,其驱动内窥镜 2 的各设备,并且对由内窥镜 2 获取到的图像信号进行信号处理;监视器 5,其输入从该处理器装置 4 输出的影像信号,由此来显示表征检体内的图像的检体图像;和输入装置 6,其对处理器装置 4 输入各种信息。内窥镜 2 具有:细长的插入部 7、设于该插入部 7 的后端的操作部 8、和从该操作部 8 延伸存在的通用电缆 9,该通用电缆 9 的端部的光导向部连接器 11a 可装卸自由地与光源装置 3 连接,信号连接器 11b 可装卸自由地与处理器装置 4 连接。

[0028] 内窥镜系统 1 具备:使用波段从蓝色波段至红色波段的通常光,将通常光图像显示于监视器 5 的通常光观察模式;和使用紫色窄波段光 Vn、绿色窄波段光 Gn,将特殊图像显示于监视器 5 的窄波段光观察模式。这些通常光观察模式和窄波段光观察模式的切换指示,例如能够通过基于设于内窥镜 2 的操作部 8 的观测器开关等的模式切换开关 14 来进行。另外,模式切换开关 14 除了由设于内窥镜 2 的观测器开关构成之外,既可以由脚踏开关构成,也可以设置于处理器装置 4 的前面板,还可以由输入装置 6 构成等。

[0029] 模式切换开关 14 通过模式切换操作而发出切换信号。该切换信号被输入至处理器装置 4 内的控制电路 15(参照图 2),如果输入了切换信号,则该控制电路 15 控制光源装置 3 的光源控制部 21,产生与模式相应的照明光。此外,控制电路 15 与照明光的切换控制联动地,也进行切换处理器装置 4 内的影像信号处理系统的特性的控制。而且,通过基于模式切换开关 14 的切换操作来切换影像信号处理系统的特性,从而可以进行分别适于通常光观察模式和窄波段光观察模式的信号处理。

[0030] 如图 2 所示,光源装置 3 具备:V-LED(Violet Light Emitting Diode)20a、B-LED(Blue Light Emitting Diode)20b、G-LED(Green Light Emitting Diode)20c、R-LED(Red Light Emitting Diode)20d、控制这四种颜色的 LED 的驱动的光源控制部 21、以

及在 G-LED 的光路上被插入脱离的绿色窄波段滤光器 22。由光源装置 3 产生的光,经由被插通在插入部 7 内的光导向部 13 以及照明透镜 27 而照射到检体内。另外,绿色窄波段滤光器 22 由滤光器插入脱离部 22a 进行插入脱离,该滤光器插入脱离部 22a 由控制电路 15 来驱动(参照图 5)。另外,也可以取代 LED 而使用 LD(Laser Diode)。此外,V-LED20a 对应于本发明的“第一半导体光源”,G-LED20c 对应于本发明的“第二半导体光源”。此外,绿色窄波段滤光器 22 对应于本发明的“窄波段滤光器”。

[0031] 光源控制部 21 在通常光观察模式时,在使绿色窄波段滤光器 22 从 G-LED20c 的光路上退出的状态下,使 V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c 以及 R-LED20d 全部点亮来产生通常光。另一方面,在窄波段光观察模式时,在使绿色窄波段滤光器 22 插入在 G-LED20c 的光路上的状态下,交替地点亮 V-LED20a 和 G-LED20c,由此交替地产生紫色窄波段光 V_n 和绿色窄波段光 G_n 。由此,如图 3 所示,在检体内被交替地照射紫色窄波段光 V_n 和绿色窄波段光 G_n 。

[0032] 在此,由于紫色窄波段光 V_n 能透过从检体的表面到表层附近为止的第一透过距离,因此在紫色窄波段光 V_n 的反射像中包含许多表层血管等第一透过距离内所含的构造的像。另一方面,由于绿色窄波段光 G_n 能透过从检体的表面到中深层附近为止的第二透过距离,因此在绿色窄波段光 G_n 的反射像中包含许多中深层血管等第二透过距离内所含的构造的像。

[0033] 此外,光源控制部 21 控制各 LED20a ~ 20d 的光的照射时间。由于在通常光观察模式时使各 LED 全部始终点亮,因此不进行照射时间的控制。另一方面,在窄波段光观察模式时,使紫色窄波段光 V_n 的照射时间 T_v 长于绿色窄波段光 G_n 的照射时间 T_g 。由于紫色窄波段光 V_n 相对于表层血管而具有高的光吸收特性(紫色窄波段光 V_n 的中心波长 $405 \pm 10\text{nm}$ 在可见光区域中血红蛋白的吸光系数高),因此通过延长照射时间 T_v 来提高补色系摄像元件 29 中的灵敏度,从而能够提升表层血管的对比度。此外,在光导向部 13 中的蓝色波段的光的损失大的情况下(参照图 11),通过延长紫色窄波段光 V_n 的照射时间 T_v ,从而能够补偿该光的损失量。

[0034] V-LED20a 产生中心波长为 $405 \pm 10\text{nm}$ 、波长范围为 $380 \sim 440\text{nm}$ 的紫色窄波段光 V_n 。B-LED20b 产生中心波长为 $460 \pm 10\text{nm}$ 、波长范围为 $420 \sim 500\text{nm}$ 的蓝绿色窄波段光 B_n 。G-LED20c 产生波长范围至 $500 \sim 600\text{nm}$ 的绿色光 G。R-LED20d 产生波长范围至 $600 \sim 650\text{nm}$ 的红色光 R。绿色窄波段滤光器 22 在由 G-LED20c 发出的绿色光 G 之中使 $530 \sim 550\text{nm}$ 的绿色窄波段光透过。因此,如图 4A 所示,在通常光观察模式时,紫色窄波段光 V_n 、蓝绿色窄波段光 B_n 、绿色光 G、红色光 R 这四种颜色的光发生混色,从而生成通常光。另一方面,如图 4B 所示,在窄波段光观察模式时,交替地生成来自 V-LED20a 的紫色窄波段光 V_n 、和被绿色窄波段滤光器 22 进行了波长限制的绿色窄波段光 G_n 。

[0035] 另外,虽然绿色窄波段光 G_n 由绿色窄波段滤光器 22 对来自 G-LED20c 的绿色光 G 进行波长限制而生成,但是除此之外,也可以由绿色窄波段滤光器 22 对来自白色 LED 等的半导体光源的宽带光(白色光)进行波长限制而生成。即,在本发明中,在作为第二半导体光源所发出的光的波段的“特定波段”中,除了绿色光 G 的波段($500 \sim 600\text{nm}$)之外也包含白色光等宽带光的波段。

[0036] 如图 5 所示,来自 V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c 以及 R-LED20d 的光使用第一~

第三分色镜 23a ~ 23c 而被合波。第一分色镜 23a 使来自 V-LED20a 的紫色窄波段光 Vn 透过而使来自 B-LED20b 的蓝绿色窄波段光 Bn 以大致 90° 的角度进行反射。由此,在第一分色镜 23a 中,紫色窄波段光 Vn 的光路和蓝绿色窄波段光 Bn 的光路被统一。此外,第二分色镜 23b 使来自 G-LED20c 的绿色光 G 或者绿色窄波段光 Gn 透过而使来自 R-LED20d 的红色光 R 以大致 90° 的角度进行反射。由此,在第二分色镜 23b 中,绿色光 G 的光路或者绿色窄波段光 Gn 的光路和红色光 R 的光路被统一。另外,在 V-LED20a 以及 B-LED20b 与第一分色镜 23a 之间分别设有聚光透镜 24,在 G-LED20c 以及 R-LED20d 与第二分色镜 23b 之间分别设有聚光透镜 24。

[0037] 进而,第三分色镜 23c 使来自第一分色镜 23a 的紫色窄波段光 Vn 以及蓝绿色窄波段光 Bn 以大致 90° 的角度进行反射,而使来自第二分色镜 23b 的绿色光 G 或者绿色窄波段光 Gn 和红色光 R 透过。由此,在第三分色镜 23c 中,紫色窄波段光 Vn 的光路、蓝绿色窄波段光 Bn 的光路、红色光 R 的光路、或者绿色光 G 的光路(或者绿色窄波段光 Gn 的光路)被合波。经过第三分色镜 23c 后的光,经由聚光透镜 24 而被入射至光导向部 13。

[0038] 如图 2 所示,在内窥镜 2 的前端部 26,与照明窗相邻地设有观察窗,在该观察窗安装有物镜 28。该物镜 28 使基于来自生物体组织的反射光的光学像进行成像。在该物镜 28 的成像位置配置有补色系摄像元件 29,由该补色系摄像元件 29 进行光电变换。另外,作为补色系摄像元件 29,除了 CCD (Charge Coupled Device) 之外,还可以使用 CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 传感器。

[0039] 在补色系摄像元件 29 的摄像面,以各像素为单位来安装图 6 所示的补色系滤光器而作为进行光学式颜色分离的颜色分离滤光器 29a。因此,补色系摄像元件 29 具备品红色 (Mg)、绿色 (G)、青色 (Cy) 以及黄色 (Ye) 这四种颜色的像素,Mg 像素和 G 像素被交替地配置在水平方向上,在纵向上按照 Mg 像素、Cy 像素、Mg 像素以及 Ye 像素的排列顺序、和 G 像素、Ye 像素、G 像素以及 Cy 像素的排列顺序来分别配置。

[0040] 在此,Mg 像素、G 像素、Cy 像素以及 Ye 像素具有图 7 所示那样的分光灵敏度。鉴于该分光特性,在日本专利 4009626 号公报那样的现有技术中,由于对用于血管强调的蓝色窄波段光和绿色窄波段光进行了同时照射,因此如图 8 所示,在补色系摄像元件 29 的 Cy 像素和 Mg 像素中感应出蓝色窄波段光和绿色窄波段光双方。因而,这两种颜色的窄波段光发生混色而无法进行颜色分离。即,因对表层血管的对比度提升有较大贡献的蓝色窄波段光与对表层血管的对比度的贡献不那么大的绿色窄波段光发生混色,因此对于病变部的诊断而言重要的表层血管的对比度下降了。

[0041] 相对于此,在本发明中,在窄波段光观察模式下,交替(分时)地照射对表层血管的对比度提升有较大贡献的紫色窄波段光 Vn、和对表层血管的对比度提升的贡献不那么大但对中深层血管的对比度提升有较大贡献的绿色窄波段光 Gn,并在每次照射时进行摄像,因此紫色窄波段光 Vn 和绿色窄波段光 Gn 在 Cy 像素和 Mg 像素中不会发生混色。由此,能够提升或者维持表层血管的对比度,进而也能够提升或者维持中深层血管的对比度。

[0042] 补色系摄像元件 29 由摄像控制部 31 来驱动控制。在该摄像控制部 31 中,从补色系摄像元件 29 之中划分成奇数场和偶数场来读出信号(交错读出)。此时,将纵向上相邻的 2 列的像素相加并依次读出,并且在奇数场和偶数场中错开像素的列来读出(参照图 6)。在此,在通常光观察模式下,向检体内始终照射通常光,而在窄波段光观察模式下,向检

体内交替地照射紫色窄波段光 Vn 和绿色窄波段光 Gn, 因此从补色系摄像元件 29 读出信号的时刻在通常光观察模式和窄波段光观察模式下不同。

[0043] 在通常光观察模式下, 交替地读出奇数场用的信号和偶数场用的信号。相对于此, 在窄波段光观察模式下, 如图 9 所示, 与紫色窄波段光 Vn 和绿色窄波段光 Gn 的照射相匹配地连续进行两次奇数场的读出, 在该奇数场的读出完成之后, 与紫色窄波段光 Vn 和绿色窄波段光 Gn 的照射相匹配地连续进行两次偶数场的读出。该一系列的读出被反复进行。另外, 在本实施方式中, 虽然以交错读出的方式从补色系摄像元件 29 之中进行信号的读出, 但是也可以取而代之, 以顺序读出的方式进行信号的读出。此外, 在图 9 中, 虽然在紫色窄波段光 Vn 和绿色窄波段光 Gn 的各个照射后进行信号读出, 但是也可以取而代之, 在紫色窄波段光 Vn 和绿色窄波段光 Gn 双方照射完成之后进行信号读出。

[0044] 如图 2 所示, 补色系摄像元件 29 与信号线的一端相连接, 且将连接了该信号线的另一端的信号连接器连接于处理器装置 4, 由此与处理器装置 4 内的摄像控制部 31 和相关双重采样电路 (简记为 CDS 电路) 32 相连接。另外, 内窥镜 2 具备产生固有的识别信息 (ID) 的 ID 产生部 33, 由 ID 产生部 33 产生的 ID 被输入至控制电路 15, 控制电路 15 根据 ID 来识别与处理器装置 4 连接的内窥镜 2 的种类、该内窥镜 2 所内置的补色系摄像元件 29 的像素数种类等。

[0045] 而且, 控制电路 15 控制摄像控制部 31 以适当地驱动所识别的内窥镜 2 的补色系摄像元件 29。摄像控制部 31 将与驱动补色系摄像元件 29 的摄像时刻相关的信息发送至控制电路 15。控制电路 15 基于该与摄像时刻相关的信息来对选择器 51 进行驱动控制。

[0046] 此外, 摄像控制部 31 对补色系摄像元件 29 的电荷蓄积时间进行控制。电荷蓄积时间的控制按照每个模式而不同。在通常光观察模式下, 被设定为一定的电荷蓄积时间。另一方面, 在窄波段光观察模式时, 如图 10 所示, 照射紫色窄波段光 Vn 时的电荷蓄积时间 Sv 被设定得长于照射绿色窄波段光 Gn 时的电荷蓄积时间 Sg。

[0047] 紫色窄波段光 Vn 如上所述由于相对于表层血管而具有高的光吸收特性 (紫色窄波段光 Vn 的中心波长 $405 \pm 10\text{nm}$ 在可见光区域中血红蛋白的吸光系数高), 因此通过延长电荷蓄积时间 Sv 来提高补色系摄像元件 29 中的灵敏度, 从而能够提升表层血管的对比度。此外, 在光导向部 13 中的蓝色波段的光的损失大的情况下 (参照图 12), 通过延长电荷蓄积时间 Sv, 能够补偿该光的损失量。

[0048] 如图 2 所示, 补色系摄像元件 29 通过来自摄像控制部 31 的补色系摄像元件驱动信号的施加, 从而摄像信号被输入至 CDS 电路 32。由 CDS 电路 32 从摄像信号之中提取信号分量并变换成基带的信号之后, 输入至 A/D 变换电路 34 而变换成数字信号, 并且输入至明亮度检波电路 35 而检测明亮度 (信号的平均亮度)。

[0049] 由明亮度检波电路 35 检测出的明亮度信号被输入至调光电路 36, 根据与基准的明亮度 (调光的目标值) 的差分来生成用于调光的调光信号。来自该调光电路 36 的调光信号被输入至光源控制部 21, 控制 V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c 及 R-LED20d 的发光量以成为作为基准的明亮度。

[0050] 从 A/D 变换电路 34 输出的数字信号被输入至 Y/C 分离电路 37。Y/C 分离电路 37 基于所输入的数字信号来生成亮度信号 Y 和 (作为广义上的色信号 C 的) 线顺序 (line-sequential) 的色差信号 Cr ($= 2R-G$)、Cb ($= 2B-G$)。亮度信号 Y 经由 γ 电路 38

而被输入至选择器 39(将该亮度信号记为 Y_h),并且被输入至对信号的通带进行限制的第一低通滤波器(简记为 LPF)41。

[0051] 第一 LPF41 对应于亮度信号 Y 而被设定为较宽的通带,根据该第一 LPF41 的通带特性所设定的频带的亮度信号 Y_1 被输入至第一矩阵电路 42。此外,色差信号 Cr 、 Cb 经由对信号的通带进行限制的第二 LPF43 而被输入至(线顺序)同时化电路 44。在此情况下,由控制电路 15 根据观察模式来变更第二 LPF43 的通带特性。具体而言,在通常光观察模式时,第二 LPF43 被设定为比第一 LPF41 低的低频带。

[0052] 另一方面,在窄波段光观察模式时,第二 LPF43 被变更为比通常光观察模式时的低频带宽的频带。例如,第二 LPF43 与第一 LPF41 大致同样地被设定(变更)为宽频带。同时化电路 44 生成已被同时化的色差信号 Cr 、 Cb ,该色差信号 Cr 、 Cb 被输入至第一矩阵电路 42。

[0053] 第一矩阵电路 42 实施从亮度信号 Y 以及色差信号 Cr 、 Cb 到 3 原色信号 R 、 G 、 B 的颜色变换处理,并输出至 γ 电路 45。此外,该第一矩阵电路 42 由控制电路 15 进行控制,根据补色系摄像元件 29 的颜色分离滤光器 29a、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c 以及 R-LED20d 的发光特性来变更(决定变换特性的)矩阵系数的值,以变换成无混色或者几乎消除了混色的 3 原色信号 R_1 、 G_1 、 B_1 。另外,在本实施方式中,有可能发生混色的情况仅为通常光观察模式的情况,在窄波段光观察模式的情况下,由于以分时的方式照射紫色窄波段光 V_n 和绿色窄波段光 G_n ,因此不会发生混色。

[0054] γ 电路 45 也由控制电路 15 进行控制。具体而言,在窄波段光观察模式时,较之于通常光观察模式时而变更成进一步强调了 γ 修正的特性的 γ 特性。由此,在低信号电平侧的对比度被强调,成为更易于识别的显示特性。由该 γ 电路 45 进行了 γ 修正的 3 原色信号 R_2 、 G_2 、 B_2 被输入至选择器 51。

[0055] 选择器 51 由控制电路 15 来控制切换。在通常光观察模式的情况下,将 3 原色信号 R_2 、 G_2 、 B_2 直接输入至第二矩阵电路 46。另一方面,在窄波段光观察模式的情况下,选择器 51 在摄像处于用紫色窄波段光 V_n 照明中的检体时所得的 3 原色信号 R_2 、 G_2 、 B_2 (以下称作“ R_{2v} 、 G_{2v} 、 B_{2v} ”)之中,将蓝色信号 B_{2v} 输入至同时化电路 52,废弃其他信号。此外,选择器 51 在摄像处于用绿色窄波段光 G_n 照明中的检体时所得的 3 原色信号 R_2 、 G_2 、 B_2 (以下称作“ R_{2g} 、 G_{2g} 、 B_{2g} ”)之中,将绿色信号 G_{2g} 输入至同时化电路 52,废弃其他信号。在输入了蓝色信号 B_{2v} 、绿色信号 G_{2g} 双方之后,同时化电路 52 将这些信号 B_{2v} 、 G_{2g} 同时输入至第二矩阵电路 46。

[0056] 第二矩阵电路 46 从 R_2 、 G_2 、 B_2 或者 B_{2v} 、 G_{2v} 变换成亮度信号 Y 、和色差信号 $R-Y$ 、 $B-Y$ 。在此情况下,控制电路 15 在通常光观察模式时设定第二矩阵电路 46 的矩阵系数,以从 3 原色信号 R_2 、 G_2 、 B_2 仅变换为亮度信号 Y 和色差信号 $R-Y$ 、 $B-Y$ 。此外,控制电路 15 在窄波段光观察模式时,从通常光观察模式时的值变更第二矩阵电路 46 的矩阵系数,以生成加大了 B_{2v} 、 G_{2g} 之中的 B_{2v} 的权重后的亮度信号 Y_{nbi} 以及色差信号 $R-Y$ 、 $B-Y$ 。

[0057] 如果使用 3 行 3 列的矩阵 A 、 K ,则该情况下的变换式变为下式。

[0058] [数学式 1]

$$[0059] \quad \begin{pmatrix} Y_{nbi} \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = A * \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 0 \\ G2g \\ B2v \end{pmatrix} \dots (1)$$

[0060] 其中,K由例如3个实数分量 $k1 \sim k3$ (其他分量为0)构成。此外,A为用于从RGB信号变换成Y色差信号的矩阵(matrix),使用以下那样的公知的运算系数(2)等。

[0061] [数学式2]

$$[0062] \quad A = \begin{pmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \end{pmatrix} \dots (2)$$

[0063] 由第二矩阵电路46输出的亮度信号 Y_{nbi} 被输入至选择器39。该选择器39由控制电路15来控制切换。也就是说,在通常光观察模式时选择亮度信号 Y_h ,在窄波段光观察模式时选择亮度信号 Y_{nbi} 。

[0064] 从第二矩阵电路46输出的色差信号 $R-Y$ 、 $B-Y$ 与通过了选择器39后的亮度信号 Y_h 或者 Y_{nbi} (标记为 Y_h/Y_{nbi})一起被输入至放大电路47。由该放大电路47进行了放大处理的亮度信号 Y_h/Y_{nbi} ,在由强调电路48进行了轮廓强调之后被输入至第三矩阵电路49,由放大电路47进行了放大处理的色差信号 $R-Y$ 、 $B-Y$ 在不通过强调电路48的情况下被输入至第三矩阵电路49。而且,在由第三矩阵电路49变换成3原色信号 R 、 G 、 B 之后,由未图示的D/A变换电路变换成模拟的影像信号,并从影像信号输出端输出至监视器5。另外,在通常光观察模式和窄波段光观察模式下,由于补色系摄像元件29中的信号的读出时刻不同,因此关于监视器5中的图像显示时刻,也根据各观察模式而不同。

[0065] 在监视器5中,在通常光观察模式时,显示出拍到被通常光照明后的检体的像的通常图像。另一方面,在窄波段光观察模式时,显示出拍到被紫色窄波段光 V_n 或者绿色窄波段光 G_n 照明后的检体的像的特殊图像。在此,紫色窄波段光 V_n 能透过从检体的表面到表层附近为止的第一透过距离,而绿色窄波段光 G_n 能透过从检体的表面到中深层附近为止的第二透过距离(比第一透过距离长)。此外,由于紫色窄波段光 V_n 以及绿色窄波段光 G_n 并非同时向检体照射而是交替地照射,因此这些窄波段光 V_n 、 G_n 在补色系摄像元件29中不会发生混色。此外,紫色窄波段光 V_n 的波长范围 $380 \sim 440\text{nm}$ 与绿色窄波段光 G_n 的波长范围 $530 \sim 550\text{nm}$ 不重叠。

[0066] 因此,在特殊图像中,能够将第一透过距离的范围内所含的表层的构造(例如表层血管)、和第二透过距离的范围内所含的中深层的构造加以分离来进行视觉辨别,并且能够提升或者维持表层的构造以及中深层的构造的对比度。此外,由于使紫色窄波段光 V_n 的照射时间 T_v 长于绿色窄波段光 G_n 的照射时间 T_g ,而且使照射紫色窄波段光 V_n 时的电荷蓄积时间 S_v 长于照射绿色窄波段光 G_n 时的电荷蓄积时间 S_g ,因此在照射紫色窄波段光 V_n 时所得的信号的灵敏度提升。由此,能够提升表层的构造的对比度、尤其是对于病变部的诊断而言重要的部位的表层血管的对比度。

[0067] 另外,关于轮廓强调,也可由强调电路 48 根据补色系摄像元件 29 等的种类来变更其强调特性(强调频带设为中低频带或设为中高频带)等。尤其在窄波段光观察模式时,亮度信号 Y_{nbi} 被强调处理。该情况下,在采用了式(1)的情况下,如后述进行强调了基于 B 信号的生物体表层附近的毛细血管等的构造的处理,从而能清晰地显示所关注的图像成分。

[0068] 另外,从影像信号输出端实际输入至监视器 5 的 R、G、B 的各通道中的 3 原色信号 R、G、B,在窄波段光观察模式时采用了式(1)的情况下成为 G、B、B 的信号(权重根据系数而不同),尤其是 B 信号的比率变得最大,从而能够以易于识别基于 B 信号的生物体表层附近的表层血管(毛细血管等)等的构造对应的内窥镜图像的状态来进行显示。也就是说,窄波段光观察模式时分别被输入至监视器 5 的 RGB 通道中的信号实际上成为 G、B、B 信号(系数的值另当别论)。

[0069] 这样,在本实施方式中的特征在于,与观察模式的切换联动地变更处理器装置 4 的信号处理系统(更具体而言为 Y/C 分离电路 37 以后的信号处理系统)中的处理特性,使得能进行适于各观察模式的信号处理。在此情况下的特征在于,不用对各观察模式设置专用的处理电路,通过变更大体相同的处理电路中的处理特性,使得能进行适于两种观察模式的处理,能由简单的构成来适当地应对两种观察模式。

[0070] 以下,参照图 11 来说明本实施方式所起到的作用。做手术的人如图 1 所示那样将内窥镜 2 与光源装置 3 以及处理器装置 4 连接,通过接通电源而处理器装置 4 的控制电路 15 开始初始设定的处理,作为光源装置 3 以及处理器装置 4 的动作模式,例如设为通常光观察模式的设定状态。

[0071] 在该状态下,光源装置 3 使 V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20d 全部点亮。由此,成为基于具有图 4A 所示的发光光谱的通常光而由内窥镜 2 进行摄像的状态。此外,处理器装置 4 侧的各部也成为以通常光观察模式的状态来进行信号处理的设定状态。此时,在监视器 5 中显示出通常图像。

[0072] 做手术的人通过将内窥镜 2 的插入部 7 插入到患者的体腔内,从而能够进行内窥镜检查。在想要更详细地观察体腔内的患部等的检查对象组织的表层血管的走行状态等的情况下,做手术的人操作模式切换开关 14。控制电路 15 对模式切换开关 14 是否已被操作进行监视,在模式切换开关 14 未被操作的情况下维持该状态,在模式切换开关 14 已被操作的情况下切换成窄波段光观察模式。

[0073] 控制电路 15 将光源装置 3 以及处理器装置 4 的动作模式变更成窄波段光观察模式的设定状态。具体而言,控制电路 15 针对光源装置 3 而使 V-LED20a、G-LED20c 交替地点亮发光。由此,如图 4B 所示,紫色窄波段光 V_n 和绿色窄波段光 G_n 被交替地照射到检体内。此外,光源装置 3 的光源控制部 21 将紫色窄波段光 V_n 的照射时间 T_v 设定得长于绿色窄波段光 G_n 的照射时间 T_g 。

[0074] 此外,控制电路 15 变更处理器装置 4 中的各部的设定,具体而言,控制电路 15 控制摄像控制部 31,如图 10 所示那样将照射紫色窄波段光 V_n 时的电荷蓄积时间 S_v 设定得长于照射绿色窄波段光 G_n 时的电荷蓄积时间 S_g 。此外,控制电路 15 使第二 LPF43 的频带特性宽频带化来变更第一矩阵电路 42 的矩阵系数,以变更 γ 电路 45 的 γ 特性。

[0075] 此外,控制电路 15 控制选择器 51,在摄像处于用紫色窄波段光 V_n 照明中的检体

时所得的 3 原色信号 R2v、G2v、B2v 之中使蓝色信号 B2v 输入至同时化电路 52, 并且在摄像处于用绿色窄波段光 Gn 照明中的检体时所得的 3 原色信号 R2g、G2g、B2g 之中使绿色信号 G2g 输入至同时化电路 52。在被输入了蓝色信号 B2v、绿色信号 G2g 双方后, 同时化电路 52 将这些信号 B2v、G2g 同时输入至第二矩阵电路 46。此外, 控制电路 15 执行变更第二矩阵电路 46 的矩阵系数以使信号 B2v 的信号分量的比率变大、或者切换选择器 39 以使亮度信号 Ynbi 被选择等的变更设定。根据以上动作, 在窄波段光观察模式时显示出特殊图像。

[0076] 而且, 控制电路 15 对模式切换开关 14 是否已被操作进行监视, 在模式切换开关 14 未被操作的情况下, 只要没有结束诊断便维持该状态, 在模式切换开关 14 已被操作的情况下, 返回到通常光观察模式。

[0077] 另外, 在上述实施方式中, 虽然在窄波段光观察模式时使用绿色窄波段光 Gn, 但是也可以取而代之, 使用没有被绿色窄波段滤光器 22 进行波长限制而波段达到宽波段的绿色光 G。在使用了绿色光 G 的情况下, 能够以明亮的状态来进行窄波段光观察。另外, 在此情况下, 在光源装置 3 内不设置绿色窄波段滤光器 22。

[0078] 另外, 在上述实施方式中, 虽然在窄波段光观察模式时使用中心波长为 $405 \pm 10\text{nm}$ 的紫色窄波段光 Vn, 但是只要是在蓝色波段中血红蛋白的吸光系数高的窄波段光即可, 并不限于此。例如, 也可以取代紫色窄波段光 Vn 而使用中心波长为 $445 \pm 10\text{nm}$ 的蓝色窄波段光。在此情况下, 蓝色窄波段光的波长范围与绿色窄波段光 G 的波长范围 $530 \sim 550\text{nm}$ 、绿色光 G 的波长范围 $500 \sim 600\text{nm}$ 不重叠。

[0079] 另外, 在上述实施方式中, 虽然在窄波段光观察模式时将从 γ 电路 45 输出的信号通过选择器 51 而送至同时化电路, 使摄像处于用色窄波段光 Vn 照明中的检体所得的信号和摄像处于用绿色窄波段光 Gn 照明中的检体所得的信号同时化, 但是也可以用其他方式来进行同时化。

[0080] 另外, 权利要求书中的“照射部”在本实施方式中对应于组合“光源装置 3”和“内窥镜 2 之中用于对来自光源装置 3 的光进行导光并照射至检体内的部件 (光导向部 13 等)”所得的部件。此外, 权利要求书中的“图像处理部”在本实施方式中对应于“处理器装置 4”。此外, 权利要求书中的“显示部”对应于“监视器 5”。

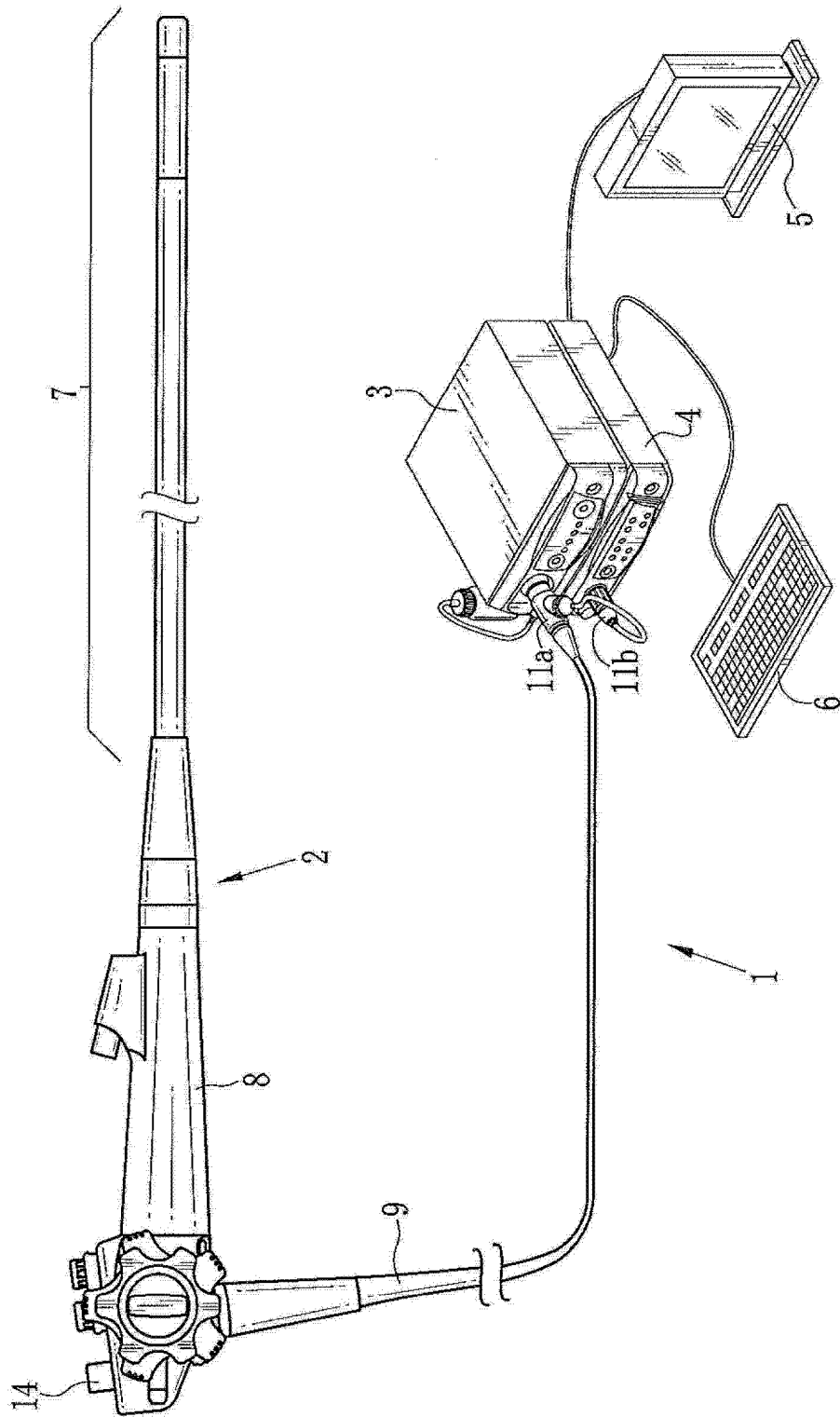


图 1

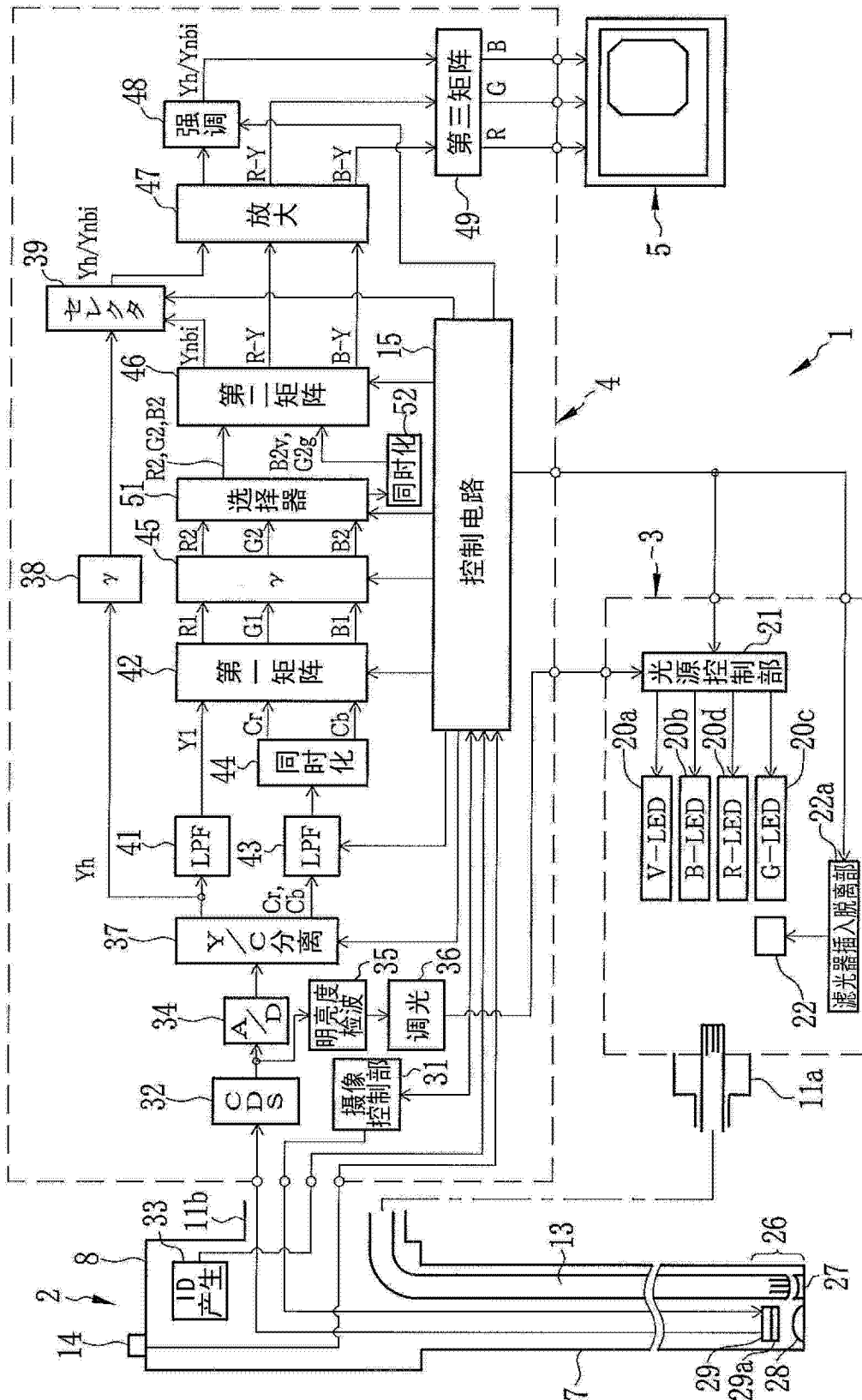


图 2

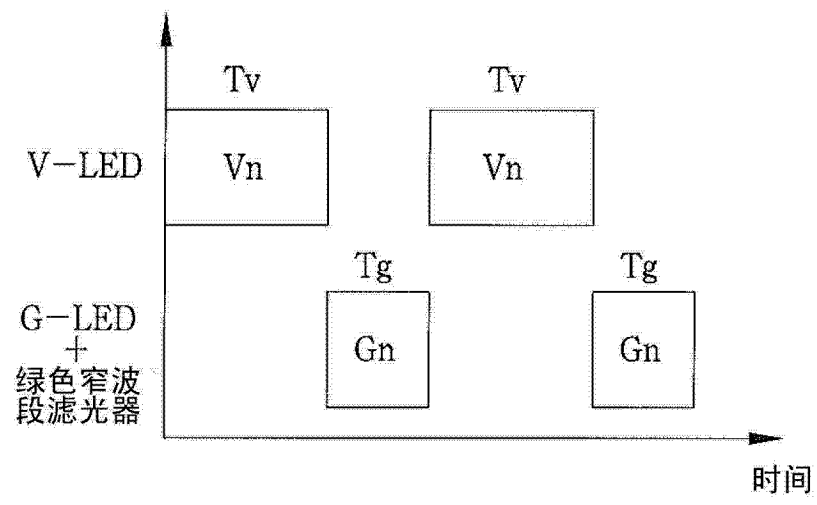


图 3

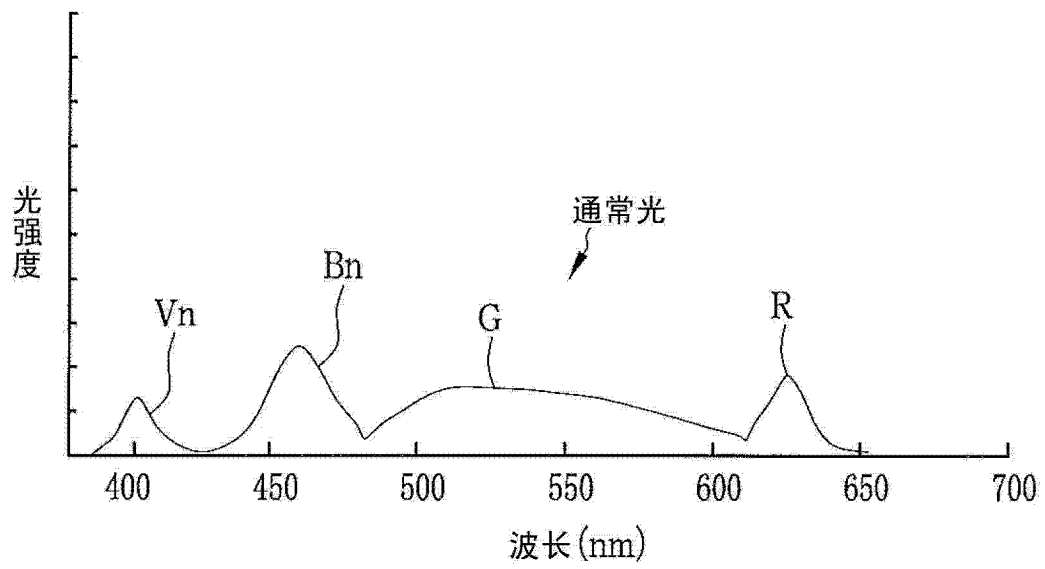


图 4A

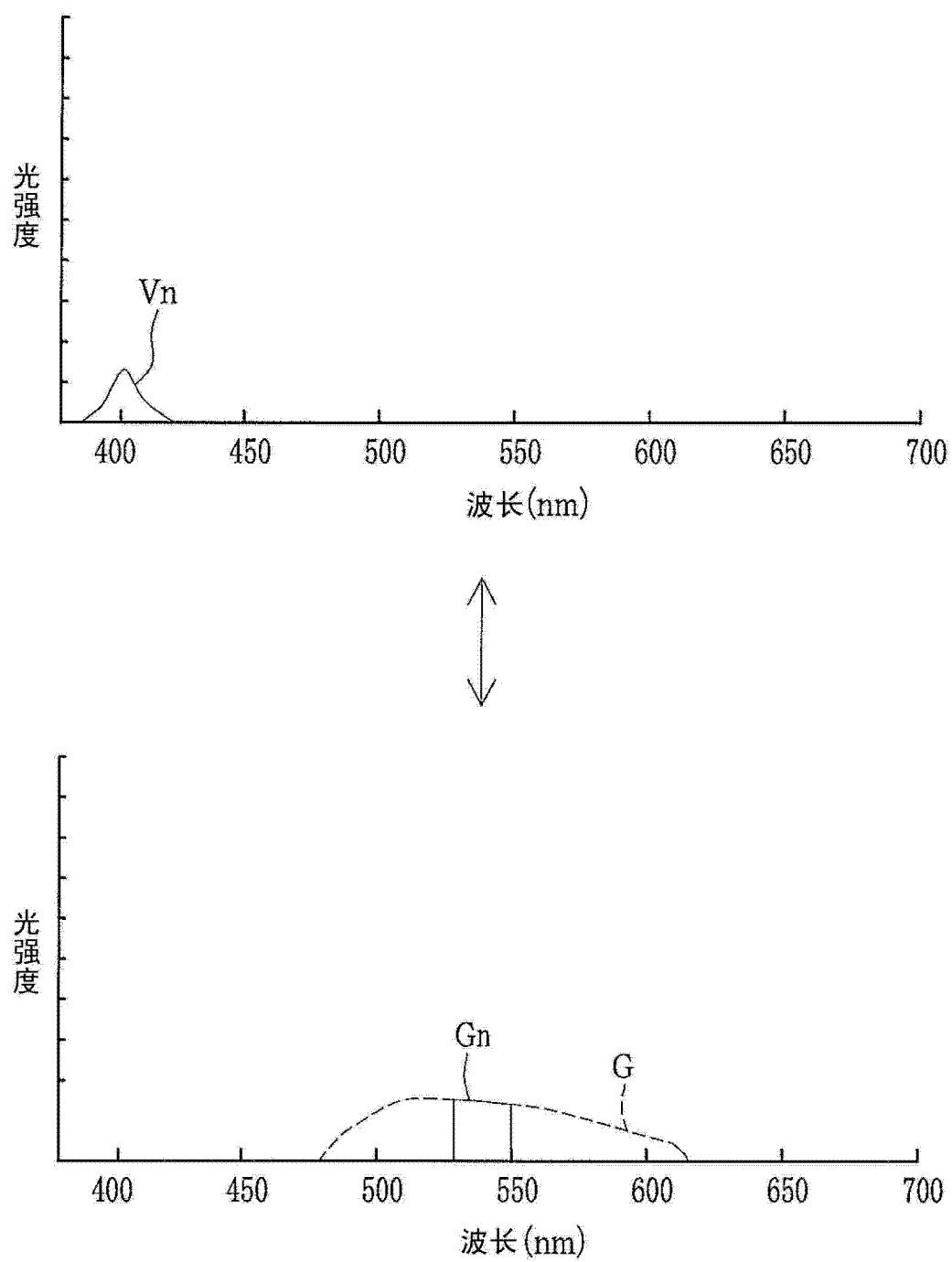


图 4B

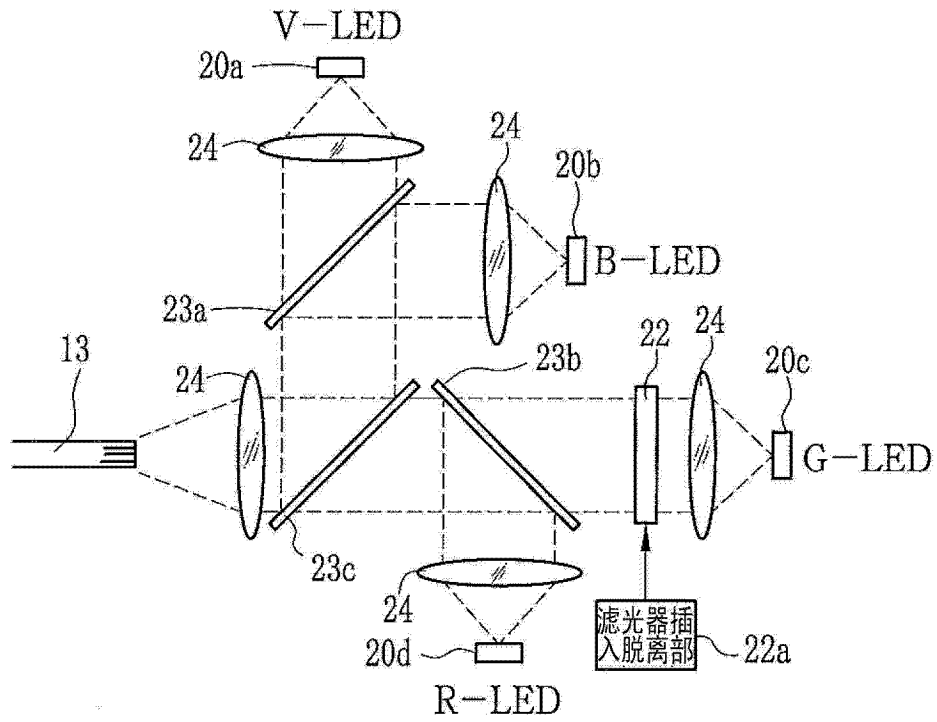


图 5

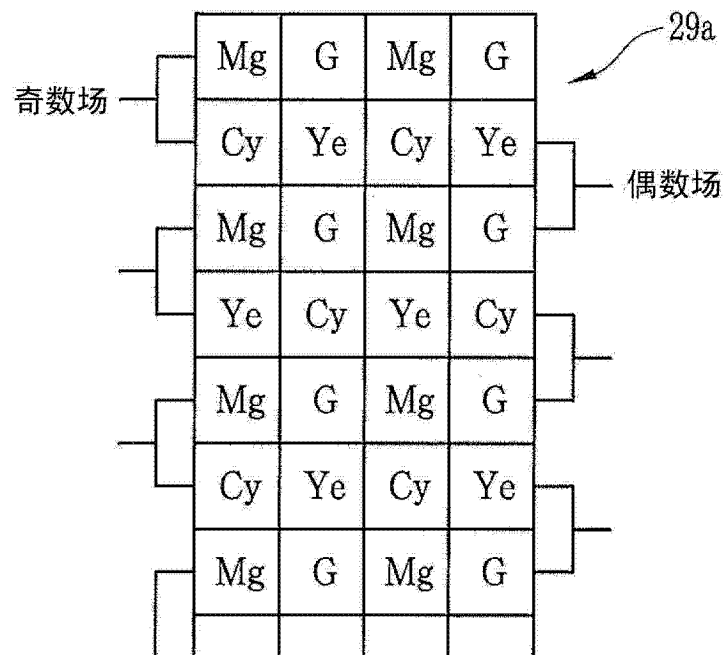


图 6

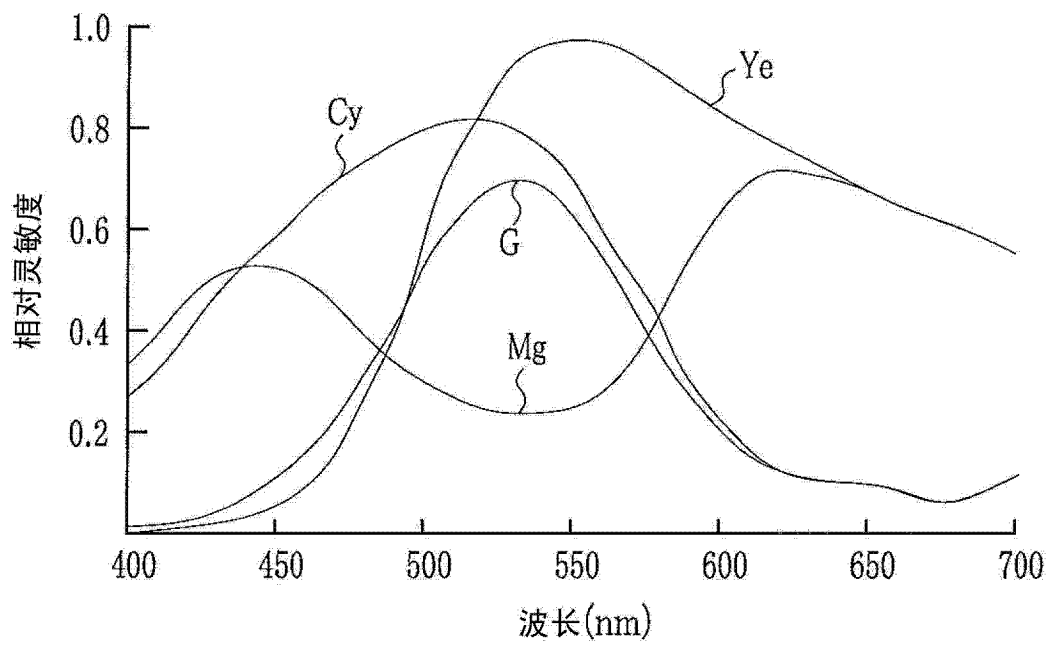


图 7

	Vn	Gn
Cy 像素	A	A
Mg 像素	A	B
Ye 像素	C	A
G 像素	C	A

A: 感应
B: 有时感应
C: 不感应

图 8

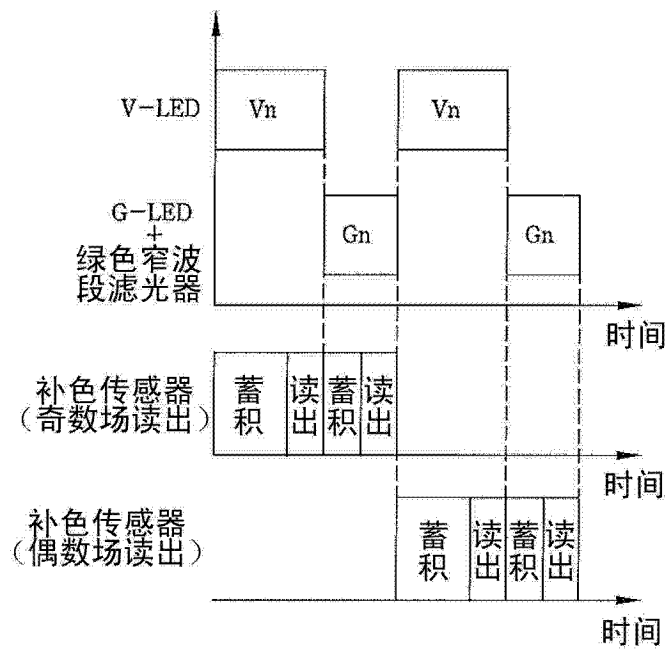


图 9

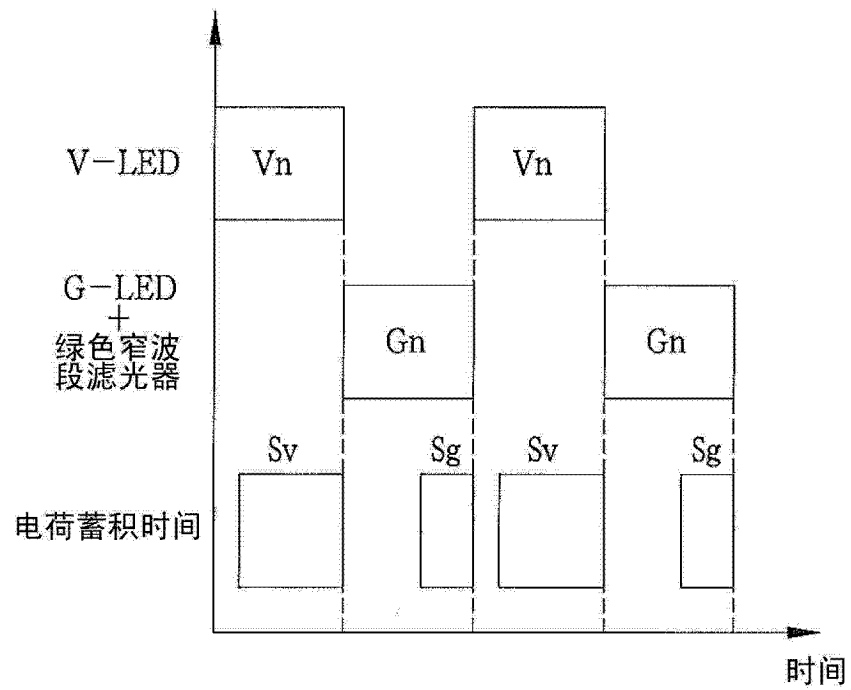


图 10

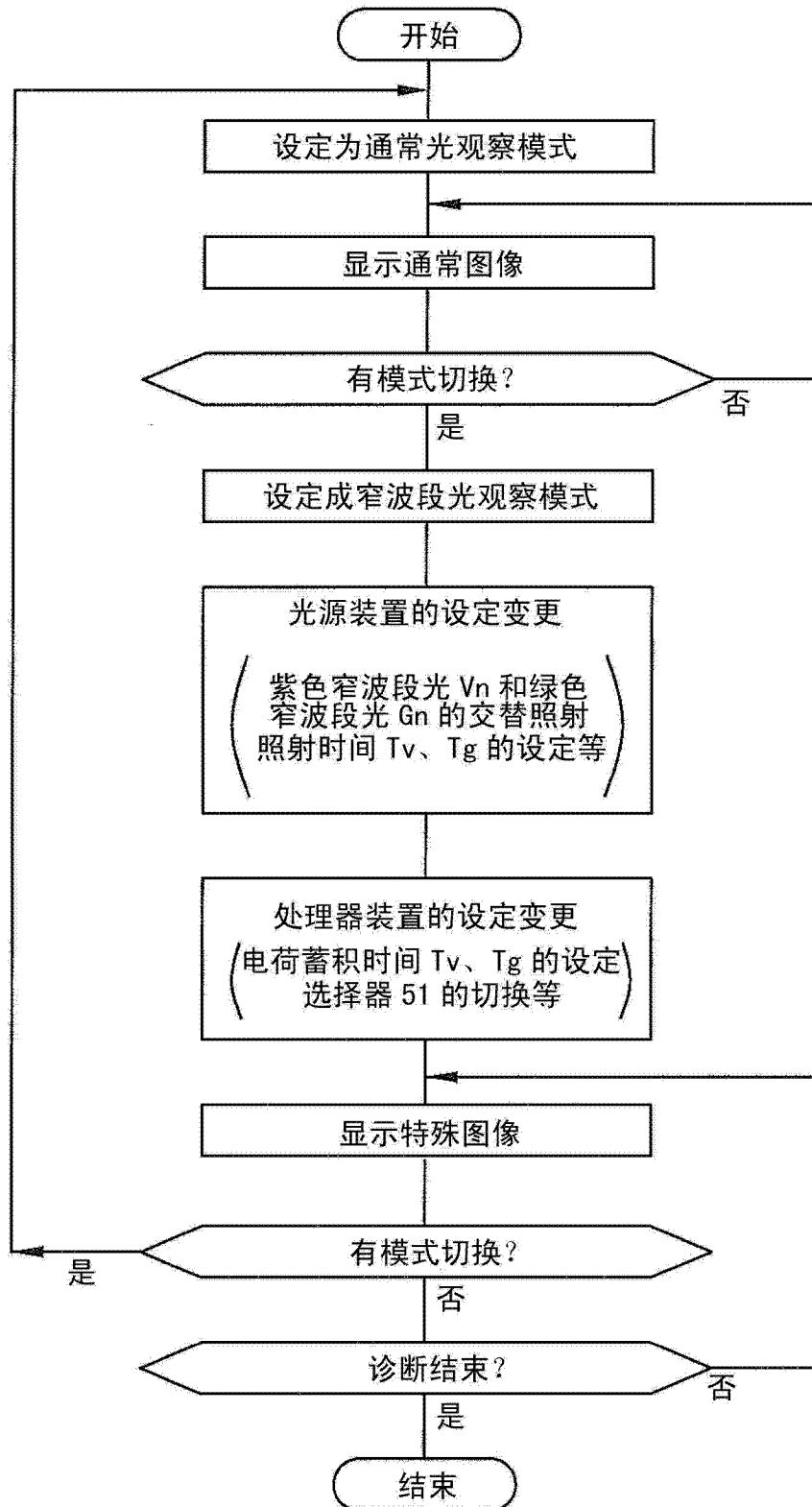


图 11

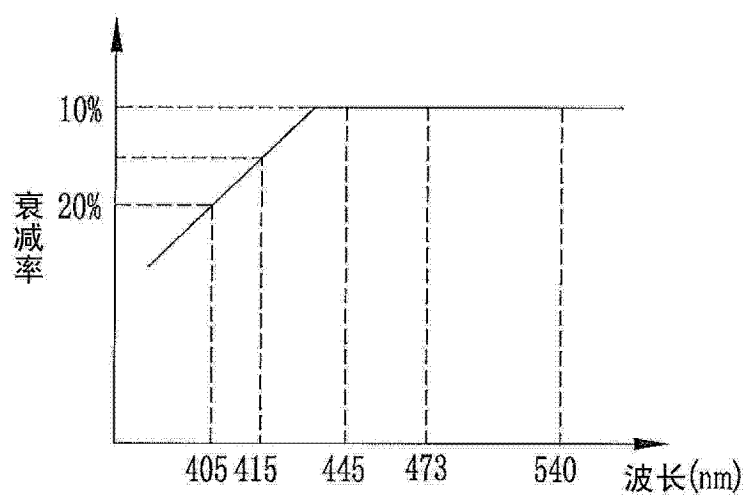


图 12

专利名称(译)	内窥镜系统及其工作方法		
公开(公告)号	CN104274146A	公开(公告)日	2015-01-14
申请号	CN201410313045.4	申请日	2014-07-02
[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 藤田宽		
发明人	森本美范 藤田宽		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/051 A61B5/489 A61B1/045 A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/05 A61B1/0684 A61B1/0646 A61B1/00096 A61B1/00131 A61B1/012 A61B1/0676		
优先权	2013139610 2013-07-03 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种在使用补色系摄像元件的窄波段光观察中能够维持表层血管等所关注的构造的视觉辨别性的内窥镜系统及其工作方法。V-LED发出紫色窄波段光。G-LED发出绿色光，该绿色光被绿色窄波段滤光器进行波长限制而成为绿色窄波段光。通过交替点亮V-LED和G-LED，紫色窄波段光和绿色窄波段光被交替照射到检体内。补色系摄像元件具有对紫色窄波段光和绿色窄波段光双方进行感应的Cy像素及Mg像素。补色系摄像元件摄像处于用紫色窄波段光照明中的检体并输出第一图像信号，摄像处于用绿色窄波段光照明中的检体并输出第二图像信号。基于这些第一及第二图像信号，能够分离表层血管等表层的构造和中深层血管等中深层的构造来进行视觉辨别的特殊图像被显示于监视器。

