



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111343899 A

(43)申请公布日 2020.06.26

(21)申请号 201880073294.7

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

(22)申请日 2018.11.07

公司 11021

(30)优先权数据

2017-217890 2017.11.13 JP

代理人 高颖

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.05.12

(51)Int.Cl.

A61B 1/06(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 1/00(2006.01)

PCT/JP2018/041289 2018.11.07

A61B 1/273(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

G02B 23/24(2006.01)

W02019/093356 JA 2019.05.16

G02B 23/26(2006.01)

(71)申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72)发明人 久保雅裕

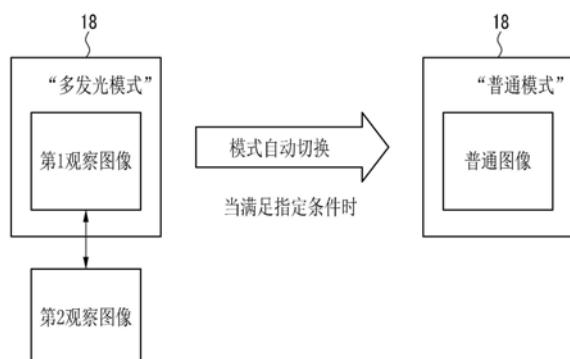
权利要求书2页 说明书10页 附图14页

(54)发明名称

内窥镜系统及其工作方法

(57)摘要

本发明提供一种对不适合切换照明多个照明光的状况能够适当地采取措施的内窥镜系统及其工作方法。在单发光模式下，发出特定的照明光，并且将拍摄通过特定的照明光照明的观察对象而获得的特定的观察图像显示于显示器(18)。在多发光模式下，按照特定的发光模式一边切换一边发出第1照明光与第2照明光，并且按照特定的显示模式将第1观察图像与第2观察图像切换显示于显示器(18)。当满足由用户预先设定的指定条件时，从多发光模式自动地切换为单发光模式。



1.一种内窥镜系统,其具备:

多个半导体光源,发出波段彼此不同的光;

光源控制部,控制所述多个半导体光源,且进行与单发光模式及多发光模式相关的控制,所述单发光模式仅发出具有特定的发光比率的特定的照明光,所述多发光模式按照特定的发光模式一边切换一边发出多个照明光,所述多个照明光包含具有第1发光比率的第1照明光及具有与所述第1发光比率不同的第2发光比率的第2照明光;

显示控制部,当为所述单发光模式时,进行将拍摄通过所述特定的照明光照明的观察对象而获得的特定的观察图像显示于显示部的控制,当为所述多发光模式时,进行按照特定的显示模式将多个观察图像切换显示于所述显示部的控制,所述多个观察图像包含拍摄通过所述第1照明光照明的观察对象而获得的第1观察图像及拍摄通过所述第2照明光照明的观察对象而获得的第2观察图像;及

模式自动切换部,当满足由用户预先设定的指定条件时,从所述多发光模式自动地切换为所述单发光模式。

2.根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

所述指定条件为所述多发光模式的使用时间成为时间用阈值以上。

3.根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其中,

所述指定条件为所述观察图像的静态图像的保存次数成为次数用阈值以上。

4.根据权利要求1至3中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述指定条件为与所述观察对象相关的摄影条件发生了变化的情况。

5.根据权利要求4所述的内窥镜系统,其中,

所述观察对象中包含第1部位及与所述第1部位不同的第2部位,

所述指定条件为所述观察对象从所述第1部位改变为所述第2部位的情况或从所述第2部位改变为所述第1部位的情况。

6.根据权利要求5所述的内窥镜系统,其中,

所述第1部位为食道,所述第2部位为胃。

7.根据权利要求4至6中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述指定条件为所述观察对象的亮度成为第1亮度阈值以下或成为大于所述第1亮度阈值的第2亮度阈值以上的情况。

8.根据权利要求4至7中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述内窥镜系统具有:

倍率变更部,用于改变所述观察对象的倍率,

所述指定条件为所述观察对象的倍率变化量超过了倍率用阈值的情况。

9.根据权利要求4至8中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述内窥镜系统具有:

观察距离获取部,获取表示与所述观察对象的距离的观察距离,

所述指定条件为所述观察距离的变化量超过了距离用阈值的情况。

10.根据权利要求4至9中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述内窥镜系统具有:

抖动量计算部,计算所述观察图像的抖动量,

所述指定条件为所述抖动量超过了抖动量用阈值的情况。

11. 一种内窥镜系统的工作方法, 其包括:

光源控制步骤, 控制发出波段彼此不同的光的多个半导体光源的光源控制部进行与单发光模式及多发光模式相关的控制, 所述单发光模式仅发出具有特定的发光比率的特定的照明光, 所述多发光模式按照特定的发光模式一边切换一边发出多个照明光, 所述多个照明光包含具有第1发光比率的第1照明光及具有与所述第1发光比率不同的第2发光比率的第2照明光;

显示控制步骤, 当为所述单发光模式时, 显示控制部进行将拍摄通过所述特定的照明光照明的观察对象而获得的特定的观察图像显示于显示部的控制, 当为所述多发光模式时, 显示控制部进行按照特定的显示模式将多个观察图像切换显示于所述显示部的控制, 所述多个观察图像包含拍摄通过所述第1照明光照明的观察对象而获得的第1观察图像及拍摄通过所述第2照明光照明的观察对象而获得的第2观察图像; 及

模式切换步骤, 当满足由用户预先设定的指定条件时, 模式自动切换部从所述多发光模式自动地切换为所述单发光模式。

内窥镜系统及其工作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种切换照明波段不同的多个照明光，并且切换显示与各照明光对应的观察图像的内窥镜系统及其工作方法。

背景技术

[0002] 近年的医疗领域中广泛使用具备光源装置、内窥镜及处理器装置的内窥镜系统。在内窥镜系统中，从内窥镜对观察对象照射照明光，并根据通过内窥镜的成像元件拍摄用该照明光照明中的观察对象而获得的RGB图像信号，将观察对象的图像显示于显示器上。

[0003] 并且，近年来，还进行如下处理，即，通过使用波段不同的多个照明光进行观察对象的照明而从观察对象获得很多诊断信息。例如，专利文献1中，通过自动地切换照明包括400nm波长、500nm波长及600nm波长等窄频带光的波长组，以便能够分别观察观察对象中所包含的表层血管的氧饱和度、中层血管的氧饱和度及深层血管的氧饱和度。

[0004] 以往技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1：日本特开2012-213551号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的技术课题

[0008] 在如分别频繁确认多个观察图像那样的情况下，通过自动地切换多个照明光而对观察对象进行照明，并且自动地切换显示与各照明光对应的观察图像，不会对用户施加负担而能够确认各观察图像。但是，当如此切换多个照明光而对观察对象进行照明时，要求各照明光对观察对象可靠地进行照明。因此，当发出照明光并拍摄观察对象的内窥镜的前端部意外移动或对观察对象的焦点偏移而照明光难以对准观察对象时，有时不适合切换照明多个照明光。

[0009] 本发明的目的在于提供一种在自动地切换多个照明光而对观察对象进行照明，并切换显示与各照明光对应的观察图像的情况下，对不适合切换照明多个照明光的状况能够适当地采取措施的内窥镜系统及其工作方法。

[0010] 用于解决技术课题的手段

[0011] 本发明的内窥镜系统具备多个半导体光源、光源控制部、显示控制部及模式自动切换部。多个半导体光源发出波段彼此不同的光。光源控制部控制多个半导体光源，且进行与单发光模式及多发光模式相关的控制，该单发光模式仅发出具有特定的发光比率的特定的照明光，该多发光模式按照特定的发光模式一边切换一边发出多个照明光，该多个照明光包含具有第1发光比率的第1照明光及具有与第1发光比率不同的第2发光比率的第2照明光。当为单发光模式时，显示控制部进行将拍摄通过特定的照明光照明的观察对象而获得的特定的观察图像显示于显示部的控制，当为多发光模式时，显示控制部进行按照特定的显示模式将多个观察图像切换显示于显示部的控制，该多个观察图像包含拍摄通过第1照

明光照明的观察对象而获得的第1观察图像及拍摄通过第2照明光照明的观察对象而获得的第2观察图像。当满足由用户预先设定的指定条件时，模式自动切换部从多发光模式自动切换为单发光模式。

[0012] 指定条件优选为多发光模式的使用时间成为时间用阈值以上。指定条件优选为观察图像的静态图像的保存次数成为次数用阈值以上。

[0013] 指定条件优选为与观察对象相关的摄影条件发生了变化的情况。优选观察对象中包含第1部位及与第1部位不同的第2部位，指定条件为观察对象从第1部位改变为第2部位的情况，或从第2部位改变为第1部位的情况。优选第1部位为食道，第2部位为胃。指定条件优选为观察对象的亮度成为第1亮度阈值以下或成为大于第1亮度阈值的第2亮度阈值以上的情况。优选具有用于改变观察对象的倍率的倍率变更部，指定条件为观察对象的倍率变化量超过了倍率用阈值的情况。优选具有获取表示与观察对象的距离的观察距离的观察距离获取部，指定条件为观察距离的变化量超过了距离用阈值的情况。优选具有计算观察图像的抖动量的抖动量计算部，指定条件为抖动量超过了抖动量用阈值的情况。

[0014] 本发明的内窥镜系统的工作方法包括光源控制步骤、显示控制步骤及模式切换步骤。在光源控制步骤中，控制发出波段彼此不同的光的多个半导体光源的光源控制部进行与单发光模式及多发光模式相关的控制，该单发光模式仅发出具有特定的发光比率的特定的照明光，该多发光模式按照特定的发光模式一边切换一边发出多个照明光，该多个照明光包含具有第1发光比率的第1照明光及具有与第1发光比率不同的第2发光比率的第2照明光。在显示控制步骤中，当为单发光模式时，显示控制部进行将拍摄通过特定的照明光照明的观察对象而获得的特定的观察图像显示于显示部的控制，当为多发光模式时，显示控制部进行按照特定的显示模式将多个观察图像显示于显示部的控制，多个观察图像包含拍摄通过第1照明光照明的观察对象而获得的第1观察图像及拍摄通过第2照明光照明的观察对象而获得的第2观察图像。在模式切换步骤中，当满足由用户预先设定的指定条件时，模式自动切换部从多发光模式自动地切换为单发光模式。

[0015] 发明效果

[0016] 根据本发明，在自动地切换多个照明光而对观察对象进行照明并切换显示与各照明光对应的观察图像的情况下，对不适合切换照明多个照明光的状况能够适当地采取措施。

附图说明

[0017] 图1是第1实施方式的内窥镜系统的外观图。

[0018] 图2是表示第1实施方式的内窥镜系统的功能的框图。

[0019] 图3是表示紫色光V、蓝色光B、绿色光G及红色光R的发光光谱的图表。

[0020] 图4是表示普通图像的图像图。

[0021] 图5是表示包含紫色光V、蓝色光B、绿色光G及红色光R的第1照明光的发光光谱的图表。

[0022] 图6是表示第1观察图像的图像图。

[0023] 图7是表示包含紫色光V、蓝色光B、绿色光G及红色光R的第2照明光的发光光谱的图表。

- [0024] 图8是表示第2观察图像的图像图。
- [0025] 图9是表示多发光模式下的第1照明光及第2照明光的发光和第1观察图像及第2观察图像的显示的说明图。
- [0026] 图10是表示从多发光模式自动地切换为普通模式的说明图。
- [0027] 图11是表示多发光模式的使用时间成为时间用阈值以上时从多发光模式自动地切换为普通模式的说明图。
- [0028] 图12是表示静态图像的保存次数成为次数用阈值以上时从多发光模式自动地切换为普通模式的说明图。
- [0029] 图13是表示摄影条件获取部的功能的框图。
- [0030] 图14是表示观察部位从第1部位改变为第2部位时或观察部位从第2部位改变为第1部位时从多发光模式自动地切换为普通模式的说明图。
- [0031] 图15是表示亮度成为第1亮度阈值以下或亮度成为第2亮度阈值以上时从多发光模式自动地切换为普通模式的说明图。
- [0032] 图16是表示倍率变化量超过倍率用阈值时从多发光模式自动地切换为普通模式的说明图。
- [0033] 图17是表示观察距离的变化量超过距离用阈值时从多发光模式自动地切换为普通模式的说明图。
- [0034] 图18是表示抖动量超过抖动量用阈值时从多发光模式自动地切换为普通模式的说明图。
- [0035] 图19是表示指定条件设定菜单的图像图。
- [0036] 图20是表示从多发光模式自动地切换为普通模式的一系列流程的流程图。

具体实施方式

[0037] 如图1所示，内窥镜系统10具有内窥镜12、光源装置14、处理器装置16、显示器18及键盘19。内窥镜12与光源装置14光学连接，且与处理器装置16电连接。内窥镜12具有插入于受检体内的插入部12a、设置于插入部12a的基端部分的操作部12b以及设置于插入部12a的前端侧的弯曲部12c及前端部12d。通过操作操作部12b的弯角钮12e，弯曲部12c进行弯曲动作。伴随该弯曲动作，前端部12d朝向所期望的方向。另外，键盘19除了所图示的键盘以外，还包含鼠标等。

[0038] 并且，在操作部12b，除了弯角钮12e以外，还设置有模式切换SW13a、静态图像获取命令部13b及变焦操作部13c。模式切换SW13a使用于普通模式与多发光模式的切换。普通模式发出普通光(特定的照明光)而将普通图像(特定的观察图像)显示于显示器18。多发光模式按照特定的发光模式切换发出用于强调表层血管的第1照明光与用于强调深层血管的第2照明光。并且，在多发光模式下，按照特定的显示模式将对观察对象照明第1照明光而获得的第1观察图像与对观察对象照明第2照明光而获得的第2观察图像切换显示于显示器18。另外，本发明的“单发光模式”与普通模式对应。

[0039] 静态图像获取命令部13b使用于将观察对象的静态图像保存于静态图像保存部63(参考图2)的命令。变焦操作部13c使用于设置于内窥镜12的变焦透镜47及变焦驱动部47a(参考图2)的操作。

[0040] 处理器装置16与显示器18及键盘19电连接。显示器18输出显示图像信息等。键盘19作为接收功能设定等输入操作的UI (User Interface: 用户接口) 而发挥功能。另外,在处理器装置16中也可以连接记录图像信息等的外置记录部(省略图示)。

[0041] 如图2所示,光源装置14具有光源部20、光源控制部21及光路结合部23。光源部20发出多个波段的光,且能够变更各波段的光的发光比率。另外,在本说明书中,“多个波段彼此不同的光”不是表示多个波段完全不重叠,而是表示多个波段可以局部重叠。光源部20为了发射多个波段的光而具有V-LED (Violet Light Emitting Diode: 紫色发光二极管光) 20a、B-LED (Blue Light Emitting Diode: 蓝色发光二极管光) 20b、G-LED (Green Light Emitting Diode: 绿色发光二极管光) 20c及R-LED (Red Light Emitting Diode: 红色发光二极管光) 20d。另外,在光源部20设置有多个半导体光源即可,因此代替LED也可以使用LD (Laser Diode: 激光二极管)。

[0042] 光源控制部21控制LED20a~20d的驱动。光路结合部23结合从四个颜色的LED20a~20d发射的四个颜色的光的光路。由光路结合部23结合的光经由插入贯通于插入部12a内的光导件41及照明透镜45照射到受检体内。

[0043] 如图3所示,V-LED20a产生中心波长 $405 \pm 10\text{nm}$ 、波长范围 $380 \sim 420\text{nm}$ 的紫色光V。B-LED20b产生中心波长 $460 \pm 10\text{nm}$ 、波长范围 $420 \sim 500\text{nm}$ 的蓝色光B。G-LED20c产生波长范围达到 $480 \sim 600\text{nm}$ 的绿色光G。R-LED20d产生中心波长 $620 \sim 630\text{nm}$ 且波长范围达到 $600 \sim 650\text{nm}$ 的红色光R。

[0044] 光源控制部21在任一观察模式下也进行点亮V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c及R-LED20d的控制。并且,当为普通模式时,光源控制部21以发出紫色光V、蓝色光B、绿色光G及红色光R之间的光强度比成为 $V_c:B_c:G_c:R_c$ 的普通光的方式,控制各LED20a~20d(参考图3)。通过拍摄由该普通光照明的观察对象,如图4所示,获得表层血管得到强调的第1观察图像。另外,在本说明书中,发光比率是指各半导体光源的光强度比,光强度比包含0(零)的情况。因此,包含各半导体光源中的任一个或两个以上不亮的情况。例如,设为如紫色光V、蓝色光B、绿色光G及红色光R之间的光强度比为 $1:0:0:0$ 的情况,即使在半导体光源中仅点亮一个而其他三个不点亮的情况下,也具有发光比例。

[0045] 并且,光源控制部21以多发光模式时发出的第1照明光以紫色光V、蓝色光B、绿色光G及红色光R的发光比率 $V_{s1}:B_{s1}:G_{s1}:R_{s1}$ 来发光的方式,控制各LED20a~20d。第1照明光优选在 400nm 以上且 440nm 以下的范围内具有峰值。因此,如图5所示,第1照明光以使紫色光V的光强度大于其他的蓝色光B、绿色光G及红色光R的光强度的方式设定有光 $V_{s1}:B_{s1}:G_{s1}:R_{s1}$ ($V_{s1} > B_{s1}, G_{s1}, R_{s1}$)。通过拍摄由该第1照明光照明的观察对象,如图6所示,获得表层血管得到强调的第1观察图像。

[0046] 并且,第1照明光中具有如红色光R那样的第1红色频带,因此能够准确地再现粘膜的颜色。而且,第1照明光中具有如紫色光V、蓝色光B及绿色光G那样的第1蓝色频带及第1绿色频带,因此除了如上所述的表层血管以外,还能够强调腺管结构或凹凸等各种结构。

[0047] 并且,光源控制部21以多发光模式时照明的第2照明光以紫色光V、蓝色光B、绿色光G及红色光R的发光比率 $V_{s2}:B_{s2}:G_{s2}:R_{s2}$ 来发光的方式,控制各LED20a~20d。第2照明光相对于第1照明光加大 460nm 、 540nm 、 630nm 的强度比。

[0048] 因此,如图7所示,第2照明光与第1照明光中的蓝色光B、绿色光G及红色光R的光量

相比,以蓝色光B、绿色光G或红色光R的光量变得更大的方式,设定有Vs2:Bs2:Gs2:Rs2。通过拍摄由该第2照明光照明的观察对象,如图8所示,获得中深层血管得到强调的第1观察图像。

[0049] 并且,紫色光V的光强度以变得小于蓝色光B、绿色光G及红色光R的光强度的方式,设定有Vs2:Bs2:Gs2:Rs2 ($Vs2 < Bs2, Gs2, Rs2$)。并且,第2照明光中具有如红色光R那样的第2红色频带,因此能够准确地再现粘膜的颜色。而且,第2照明光中具有如紫色光V、蓝色光B及绿色光G那样的第2蓝色频带及第2绿色频带,因此除了如上所述的深层血管以外,还能够强调腺管结构或凹凸等各种结构。

[0050] 并且,当设定为多发光模式时,光源控制部21进行按照特定的发光模式自动地切换发出第1照明光与第2照明光的控制。在实施方式中,如图9所示,作为特定的发光模式,以两帧间隔切换发出第1照明光与第2照明光。并且,通过发出第1照明光而获得的第1观察图像与通过发出第2照明光而获得的第2观察图像作为特定的显示模式而以两帧间隔切换显示于显示器18。

[0051] 如图2所示,光导件41内置于内窥镜12及通用塞绳(连接内窥镜12与光源装置14及处理器装置16的塞绳)内,并将由光路结合部23结合的光传播至内窥镜12的前端部12d。另外,作为光导件41,能够使用多模光纤。作为一例,能够使用芯部直径105μm、包层直径125μm及包含成为外皮的保护层的直径Φ0.3~0.5mm的细径的光缆。

[0052] 在内窥镜12的前端部12d设置有照明光学系统30a及摄像光学系统30b。照明光学系统30a具有照明透镜45,并且来自光导件41的光经由该照明透镜45照射到观察对象。摄像光学系统30b具有物镜46、变焦透镜47及摄像传感器48。来自观察对象的反射光经由物镜46及变焦透镜47入射到摄像传感器48。由此,在摄像传感器48中成像观察对象的反射像。变焦透镜47通过变焦驱动部47a能够沿光轴移动。通过该变焦透镜47进行移动,观察对象被放大或缩小。另外,本发明的“倍率变更部”与包含变焦操作部13c、变焦透镜47及变焦驱动部47a的结构对应。

[0053] 摄像传感器48为彩色摄像传感器,并且拍摄受检体的反射像而输出图像信号。该摄像传感器48优选为CCD (Charge Coupled Device:电荷耦合器件) 摄像传感器或CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor:互补金属氧化物半导体) 摄像传感器等。本发明中使用的摄像传感器48为用于获得R(红色)、G(绿色)及B(蓝色)这三个颜色的RGB图像信号的彩色摄像传感器即具备设置有R滤波器的R像素、设置有G滤波器的G像素及设置有B滤波器的B像素的所谓的RGB摄像传感器。

[0054] 另外,作为摄像传感器48,代替RGB的彩色摄像传感器,也可以是具备C(青色)、M(品红色)、Y(黄色)及G(绿色)的补色滤波器的所谓的补色摄像传感器。当使用补色摄像传感器时,输出CMYG这四个颜色的图像信号,因此需要通过补色-原色颜色转换,将CMYG这四个颜色的图像信号转换为RGB这三个颜色的图像信号。并且,摄像传感器48也可以是没有设置滤色器的单色摄像传感器。在该情况下,光源控制部21需要分时点亮蓝色光B、绿色光G及红色光R,并在摄像信号的处理中增加同步化处理。

[0055] 从摄像传感器48输出的图像信号发送至CDS/AGC电路50。CDS/AGC电路50对模拟信号即图像信号进行相关双采样(CDS (Correlated Double Sampling))或自动增益控制(AGC (Auto Gain Control))。经过了CDS/AGC电路50的图像信号通过A/D转换器(A/D (Analog/

Digital:模拟/数字)变频器)52转换为数字图像信号。被A/D转换的数字图像信号输入于处理器装置16。

[0056] 处理器装置16与对通过内窥镜12获得的图像等医用图像进行处理的医用图像处理装置对应。该处理器装置16具备图像获取部53、DSP(Digital Signal Processor:数字信号处理器)56、去噪部58、图像处理部60、参数切换部62、显示控制部66、中央控制部68及模式自动切换部69。对图像获取部53输入来自内窥镜12的数字彩色图像信号。彩色图像信号为由从摄像传感器48的R像素输出的R图像信号、从摄像传感器48的G像素输出的G图像信号及从摄像传感器48的B像素输出的B图像信号构成的RGB图像信号。

[0057] DSP56对所接收的图像信号实施缺陷校正处理、偏移处理、增益处理、颜色调整处理、伽马转换处理或去马赛克处理等各种信号处理。在缺陷校正处理中,校正摄像传感器48的缺陷像素的信号。在偏移处理中,从实施了缺陷校正处理的RGB图像信号去除暗电流成分,并设定准确的零电平。

[0058] 在增益处理中,通过对偏移处理之后的RGB图像信号乘以特定的增益参数而调整信号电平。特定的增益参数按每个观察模式不同。例如,只要是普通模式的情况,则对通过普通光的照明及拍摄获得的图像信号进行作为特定的增益参数乘以普通光用增益参数的普通光用增益处理。并且,只要是多发光模式的情况,则当照明第1照明光时,对通过第1照明光的照明及拍摄获得的RGB图像信号进行作为特定的增益参数乘以第1照明光用增益参数的第1照明光用增益处理,且当照明第2照明光时,对通过第2照明光的照明及拍摄获得的RGB图像信号进行作为特定的增益参数乘以第2照明光用增益参数的第2照明光用增益处理。

[0059] 然后,通过伽马转换处理调整亮度或彩度。对线性矩阵处理之后的RGB图像信号实施去马赛克处理(也被称为各向同性处理、同步化处理),并通过插值生成各像素中缺失颜色的信号。通过该去马赛克处理,使得所有像素具有RGB各颜色的信号。

[0060] 去噪部58对通过DSP56实施了伽马校正处理的RGB图像信号实施去噪处理(例如移动平均法或中值滤波法等),由此从RGB图像信号去除噪声。去除了噪声的RGB图像信号发送至图像处理部60。

[0061] 图像处理部60对RGB图像信号实施各种图像处理。各种图像处理中,除了与普通模式或多发光模式无关地在相同条件下进行的图像处理以外,还有在按每个模式不同的条件下进行的图像处理。在按每个模式不同的条件下进行的图像处理中包含用于提高颜色再现性的颜色调整处理及用于强调血管或凹凸等各种结构的结构强调处理。颜色调整处理及结构强调处理为使用二维LUT(Look Up Table:查找表)、三维LUT(Look Up Table)或矩阵等的处理。当进行颜色强调处理及结构强调处理时,图像处理部60中使用按每个观察模式设定的颜色强调处理参数及结构强调处理参数。这些颜色强调处理参数或结构强调处理参数的切换通过参数切换部62来进行。

[0062] 当设置为普通模式时,图像处理部60通过参数切换部62切换为普通光用颜色强调处理参数及普通光用结构强调处理参数。而且,使用普通光用颜色强调处理参数对RGB图像信号实施普通光用颜色强调处理,且使用普通光用结构强调处理参数对RGB图像信号实施普通光用结构强调处理。而且,实施了以上处理的RGB图像信号作为普通图像输入于显示控制部66。

[0063] 在设置为多发光模式的情况下,当照明第1照明光时,图像处理部60对RGB图像信号实施第1照明光用颜色强调处理及第1照明光用结构强调处理。而且,实施了以上处理的RGB图像信号作为第1观察图像输入于显示控制部66。并且,当照明第2照明光时,对RGB图像信号实施第2照明光用颜色强调处理及第2照明光用结构强调处理。并且,当设置为多发光模式时,图像处理部60在第1观察图像与第2观察图像之间,进行使观察对象中所包含的正常粘膜的颜色相同的粘膜颜色平衡处理。对第1观察图像进行第1粘膜颜色平衡处理,对第2观察图像进行基于第1粘膜颜色平衡处理结果的第2粘膜颜色平衡处理。而且,实施了以上处理的RGB图像信号作为第2观察图像输入于显示控制部66。

[0064] 另外,关于第1粘膜颜色平衡处理,在第1观察图像中所包含的B1图像信号、G1图像信号及R1图像信号中,例如,如下述D1)~D3)所示,以画面整体的平均颜色成为特定的色彩平衡的方式自动进行调整。该第1粘膜颜色平衡处理在假定为在观察对象中可支配粘膜的颜色的条件下进行。而且,通过进行第1粘膜颜色平衡处理,获得已进行第1粘膜颜色平衡处理的B1*图像信号、G1*图像信号及R1*图像信号。

[0065] D1) $B1^* \text{ 图像信号} = B1/B1ave$

[0066] D2) $G1^* \text{ 图像信号} = G1/G1ave$

[0067] D3) $R1^* \text{ 图像信号} = R1/R1ave$

[0068] 在此,B1ave表示B1图像信号的平均像素值(画面整体(有效像素)的像素值的总和/有效像素数)。G1ave表示G1图像信号的平均像素值(画面整体(有效像素)的像素值的总和/有效像素数)。R1ave表示R1图像信号的平均像素值(画面整体(有效像素)的像素值的总和/有效像素数)。

[0069] 并且,关于第2粘膜颜色平衡处理,在第2观察图像中所包含的B2图像信号、G2图像信号及R2图像信号中,例如,如下述E1)~E3)所示,以画面整体的平均颜色成为特定的色彩平衡的方式自动进行调整。在该第2粘膜颜色平衡处理中,使用通过第1粘膜颜色平衡处理计算出的B1ave、G1ave、R1ave。而且,通过进行第2粘膜颜色平衡处理,获得已进行第2粘膜颜色平衡处理的B2*图像信号、G2*图像信号及R2*图像信号。

[0070] E1) $B2^* \text{ 图像信号} = B2/B2ave$

[0071] E2) $G2^* \text{ 图像信号} = G2/G2ave$

[0072] E3) $R2^* \text{ 图像信号} = R2/R2ave$

[0073] 显示控制部66进行用于将从图像处理部60输入的普通图像、第1观察图像或第2观察图像作为能够在显示器18中显示的图像来显示的控制。当为普通发光模式时,显示控制部66在显示器18中显示普通图像。当为多发光模式时,显示控制部66按照特定的显示模式(本实施方式中为“两帧间隔”。参考图9。)将第1观察图像或第2观察图像切换的同时显示于显示器18。

[0074] 中央控制部68进行处理器装置16的各部的控制。并且,中央控制部68接收来自内窥镜12或光源装置14的信息,并根据所接收的信息,进行处理器装置16的各部的控制或者内窥镜12或光源装置14的控制。

[0075] 在设定为多发光模式的情况下,当满足用户预先设定指定条件时,如图10所示,模式自动切换部69进行从将第1观察模式与第2观察模式切换显示于显示器18的多发光模式切换为仅将普通图像连续显示于显示器18的普通模式的处理。设为能够如此自动切换模式

是因为,在观察对象中没有异状且几乎没有变化的情况下等,有时会忘记模式的切换。另外,对用户而言,有时难以分清设定为多发光模式及普通模式下的哪一个模式,因此显示器18中设成当为多发光模式时显示表示“多发光模式”的情况,而当为普通模式时显示表示“普通模式”的情况。

[0076] 作为用于从多发光模式切换为普通模式的指定条件,例如设为多发光模式的使用时间成为预先设定的时间用阈值以上。在该情况下,在设置于处理器装置16内的时间测量部(未图示)中,测量自通过模式切换SW13a设定为多发光模式起的时间。而且,当测量到的时间成为时间用阈值以上时,如图11所示,从多发光模式自动地切换为普通模式。

[0077] 并且,作为指定条件,例如设为观察对象的静态图像的保存次数成为预先设定的次数用阈值以上。在该情况下,在设置于处理器装置16内的次数计数部(未图示)中,计数静态图像获取命令部13b被操作的次数。而且,当所计数的次数成为次数用阈值以上时,如图12所示,从多发光模式自动地切换为普通模式。

[0078] 并且,作为指定条件,设为与观察对象相关的摄影条件发生了变化的情况。在该情况下,为了获取摄影条件,在处理器装置16的图像处理部60内设置有摄影条件获取部70。如图13所示,摄影条件获取部70具备观察部位获取部72、亮度计算部74、倍率获取部76、观察距离获取部78及抖动量计算部80。

[0079] 作为指定条件,当摄影条件之一即观察部位发生了变化时,例如当当前进行拍摄的观察部位从第1部位(例如,“食道”)改变为第2部位(例如,“胃”)时或从第2部位改变为第1部位时,如图14所示,从多发光模式自动地切换为普通模式。当观察部位发生变化时,认为内窥镜的前端部12d进行移动,从而存在交替发出的第1照明光或第2照明光无法可靠地照明观察对象的情况,在这种情况下,不适合于多发光模式。

[0080] 在观察部位获取部72中获取与观察部位相关的信息。观察部位获取部72根据多发光模式下所获得的第1观察图像或第2观察图像的图像的特征量判定观察部位。例如,在第1观察图像或第2观察图像中,当画面中央部与其他周边部相比亮度暗时,观察部位判定为“食道”。并且,在第1观察图像或第2观察图像中,当画面中央部与其他周边部相比亮度亮时,观察部位判定为“胃”。

[0081] 作为指定条件,当摄影条件之一即观察对象的亮度成为第1亮度用阈值以下或成为大于第1亮度用阈值的第2亮度用阈值以上时,如图15所示,从多发光模式自动地切换为普通模式。当亮度为第1亮度用阈值以下时,观察对象整体暗,因此成为不适合于多发光模式的状态。相同地,当亮度为第2亮度用阈值以上时,产生晕光的情况等观察对象整体极其明亮,因此成为不适合于多发光模式的状态。另外,在亮度计算部74中获取与亮度相关的信息。亮度计算部74由第1观察图像或第2观察图像计算像素值的平均值,由计算出的像素值的平均值计算亮度。在此,像素值的平均值越大,亮度越变大。

[0082] 作为指定条件,关于摄影条件之一即观察对象的倍率,当倍率变化量超过了倍率用阈值时,如图16所示,从多发光模式自动地切换为普通模式。当观察对象的倍率较大变化而倍率变化量超过了倍率用阈值时,相对于观察对象的照明光的照明分布发生变化而不适合于多发光模式的情况较多。另外,关于观察对象的倍率,每次操作变焦操作部13c时,设定为哪一倍率的变焦信息发送至倍率获取部76。模式自动切换部69参考通过倍率获取部76获取的变焦信息,判定倍率变化量是否超过了倍率用阈值。

[0083] 作为指定条件,关于摄影条件之一即观察距离(内窥镜的前端部12d与观察对象的距离),当观察距离的变化量超过了距离用阈值时,如图17所示,从多发光模式自动地切换为普通模式。与观察对象的倍率相同地,在观察距离较大变化并且观察距离的变化量超过距离用阈值的情况下,相对于观察对象的照明光的照明分布发生变化而不适合于多发光模式的情况较多。另外,关于观察距离,观察距离获取部78由多发光模式下所获得的第1观察图像或第2观察图像计算像素值的平均值,由计算出的像素值的平均值求出观察距离。在此,像素值的平均值越大,观察距离越变小。

[0084] 作为指定条件,当摄影条件之一即图像的抖动量超过了抖动量用阈值时,如图18所示,从多发光模式自动地切换为普通模式。在图像的抖动量大并且抖动量超过抖动量用阈值的情况下,有时照明光无法可靠地对准观察对象,从而不适合于多发光模式的情况较多。另外,关于抖动量,抖动量计算部80由多发光模式下所获得的第1观察图像或第2观察图像求出对比度,由对比度计算抖动量。对比度越大,抖动量越变大。作为抖动量的计算方法,除了使用对比度以外,也可以设为由第1观察图像或第2观察图像的频率成分进行计算(频率成分越成为低频成分,抖动量越变大)。

[0085] 如上所述,关于从多发光模式向普通模式的自动切换中所使用的指定条件,通过用户能够适当设定。在该情况下,用户操作键盘19而将图19所示的指定条件设定菜单82显示于显示器18。在该指定条件设定菜单82中,能够进行“时间用阈值”、“次数用阈值”的设定。当为“时间用阈值”时,若通过指定条件设定菜单82设定为“100秒”,则在多发光模式的使用时间达到“100秒”的时间点,从多发光模式自动地切换为普通模式。并且,当为“次数用阈值”时,若通过指定条件设定菜单82设定为“40次”,则在静态图像获取命令部13b的操作次数达到“40次”的时间点,从多发光模式自动地切换为普通模式。

[0086] 并且,在指定条件设定菜单82中,能够进行“第1部位”、“第2部位”的设定。在将“第1部位”设定为“食道”,将“第2部位”设定为“胃”的情况下,当观察部位从“食道”改变为“胃”时,或从“胃”改变为“食道”时,从多发光模式自动地切换为普通模式。并且,在指定条件设定菜单82中,能够进行“第1亮度阈值”、“第2亮度阈值”的设定。在将“第1亮度阈值”设定为P1,将“第2亮度阈值”设定为P2(>P1)的情况下,当观察对象的亮度成为P1以下或成为P2以上时,从多发光模式自动地切换为普通模式。

[0087] 并且,在指定条件设定菜单82中,能够进行“倍率用阈值”的设定。当将“倍率用阈值”设为“5倍”时,在观察对象的倍率变化量超过了“5倍”的时间点,从多发光模式自动地切换为普通模式。并且,在指定条件设定菜单82中,能够进行“距离用阈值”的设定。在将“距离用阈值”设为Lx的情况下,当观察距离的变化量超过了Lx时,从多发光模式自动地切换为普通模式。并且,在指定条件设定菜单82中,能够进行“抖动量用阈值”的设定。在将“抖动量用阈值”设定为Br的情况下,当抖动量超过了Br时,从多发光模式自动地切换为普通模式。

[0088] 接着,按照图20所示的流程图对从多发光模式向普通模式进行自动切换的一系列流程进行说明。在多发光模式下,第1照明光与第2照明光按照特定的发光模式(本实施方式中为两帧间隔)切换发光。而且,按照特定的显示模式(本实施方式中为两帧间隔)将拍摄通过第1照明光照明的观察对象而获得的第1观察图像与拍摄通过第2照明光照明的观察对象而获得的第2观察图像切换显示于显示器18。

[0089] 而且,当满足用户预先设定的指定条件时,从多发光模式自动地切换为普通模式。

作为指定条件,有多发光模式的使用时间超过了时间用阈值的情况或静态图像的保存次数超过了次数用阈值的情况等。此外,作为指定条件,有与观察对象相关的摄影条件发生了变化的情况。若自动地切换为普通模式,则第1照明光与第2照明光的切换发光被停止。与此相应地,第1观察图像与第2观察图像的切换显示也被停止。而且,发出普通光并拍摄通过普通光照明的观察对象而获得的普通图像显示于显示器18。

[0090] 另外,在上述实施方式中,设为按照特定的发光模式一边切换一边发出第1照明光与第2照明光,且按照特定的显示模式将与第1照明光对应的第1观察图像和与第2照明光对应的第2观察图像切换显示于显示器18,但也可以设为按照特定的发光模式一边切换一边发出波段彼此不同的三种以上的照明光,且按照特定的显示模式将与各照明光对应的三种以上的观察图像切换显示于显示器18。

[0091] 在上述实施方式中,图像获取部53、DSP56、去噪部58、图像处理部60、参数切换部62、中央控制部68及模式自动切换部69等包含于处理器装置16的处理部(processing unit)的硬件结构为如下所示的各种处理器(processor)。各种处理器中包含执行软件(程序)而作为各种处理部发挥功能的通用的处理器即CPU(Central Processing Unit:中央处理器)、FPGA(Field Programmable Gate Array:现场可编程门阵列)等制造后能够变更电路结构的处理器即可编程逻辑器件(Programmable Logic Device:PLD)及具有为了执行各种处理而专门设计的电路结构的处理器即专用电气电路等。

[0092] 一个处理部可以由这些各种处理器中的一个构成,也可以由相同种类或不同种类的两个以上的处理器的组合(例如,多个FPGA或CPU与FPGA的组合)构成。并且,也可以将多个处理部由一个处理器来构成。作为将多个处理部由一个处理器来构成的例子,第1,有如以客户端或服务器等计算机为代表,由一个以上的CPU与软件的组合来构成一个处理器,且该处理器作为多个处理部而发挥功能的方式。第2,有如以片上系统(System On Chip:SoC)等为代表,使用将包含多个处理部的整个系统的功能由一个IC(Integrated Circuit/集成电路)芯片来实现的处理器的方式。如此,各种处理部作为硬件结构使用一个以上上述各种处理器而构成。

[0093] 而且,更具体而言,这些各种处理器的硬件结构为组合了半导体元件等电路元件的方式的电气电路(circuitry)。

[0094] 符号说明

[0095] 10-内窥镜系统,12-内窥镜,12a-插入部,12b-操作部,12c-弯曲部,12d-前端部,12e-弯角钮,13b-静态图像获取命令部,13c-变焦操作部,14-光源装置,16-处理器装置,18-显示器,19-键盘,20-光源部,20a-V-LED(Violet Light Emitting Diode),20b-B-LED(Blue Light Emitting Diode),20c-G-LED(Green Light Emitting Diode),20d-R-LED(Red Light Emitting Diode),21-光源控制部,23-光路结合部,30a-照明光学系统,30b-摄像光学系统,41-光导件,45-照明透镜,46-物镜,47-变焦透镜,47a-变焦驱动部,48-摄像传感器,50-CDS/AGC电路,53-图像获取部,56-DSP(Digital Signal Processor),58-去噪部,60-图像处理部,62-参数切换部,63-静态图像保存部,66-显示控制部,68-中央控制部,69-模式自动切换部,70-摄影条件获取部,72-观察部位获取部,74-亮度计算部,76-倍率获取部,78-观察距离获取部,80-抖动量计算部,82-指定条件设定菜单。

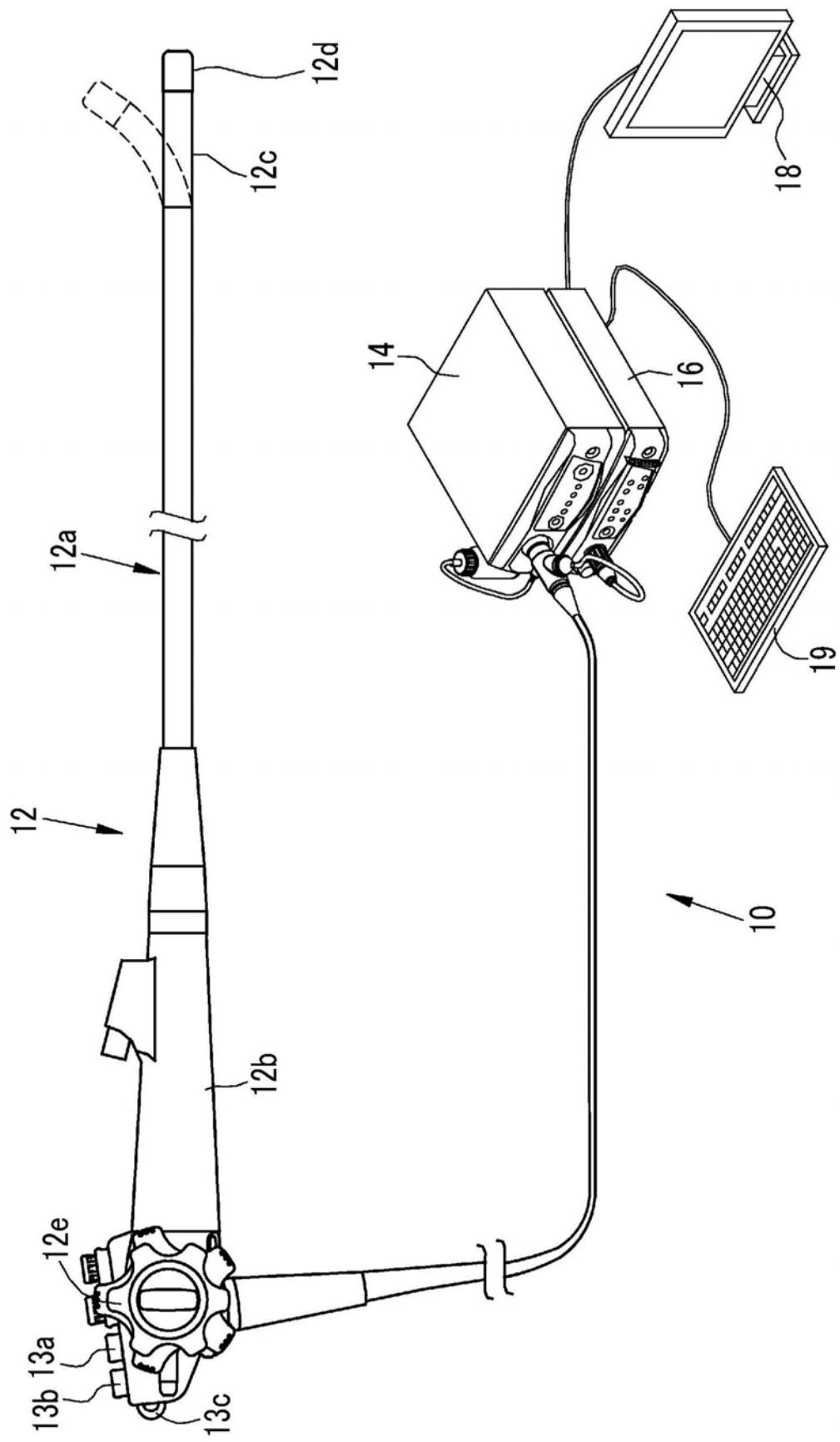


图1

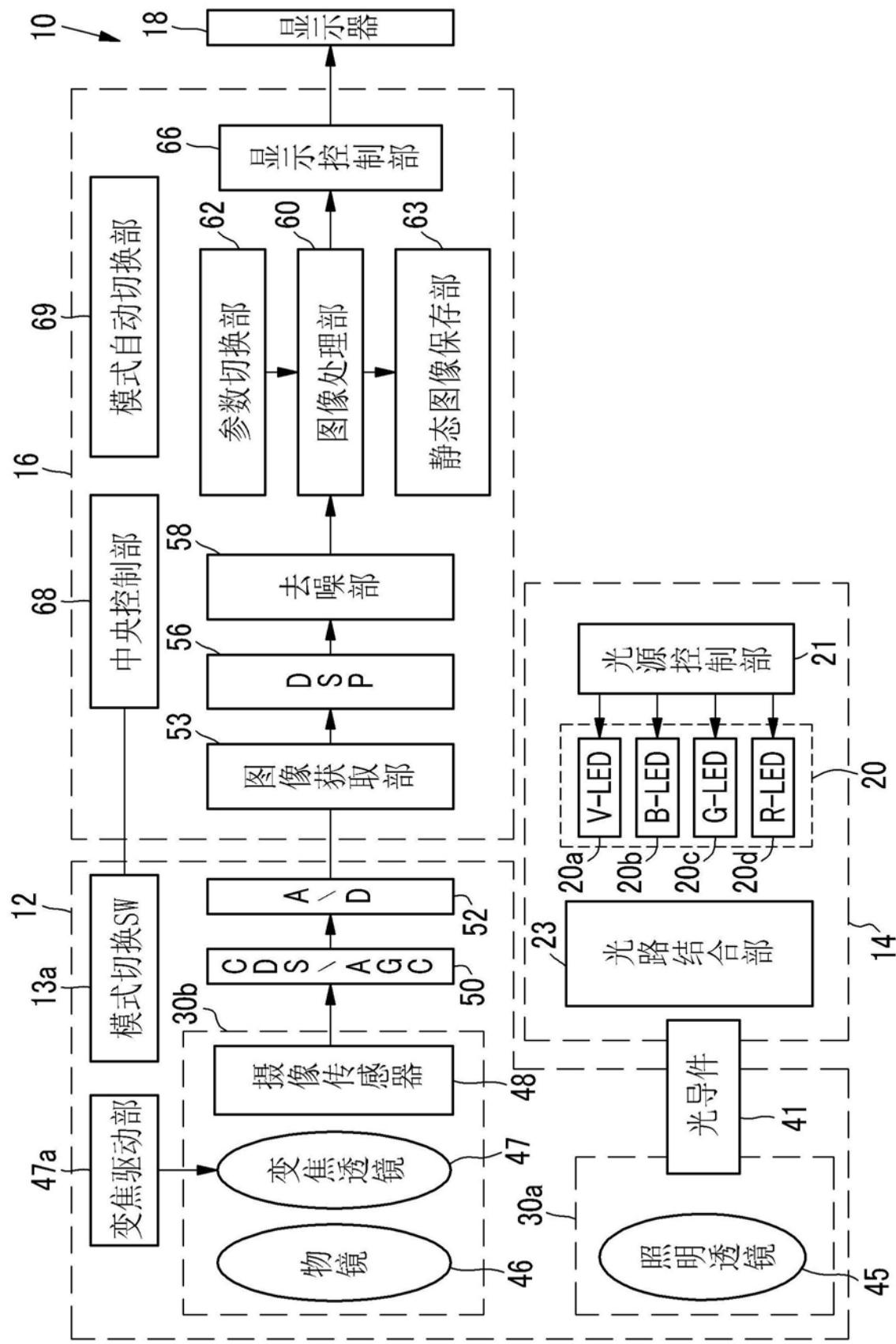


图2

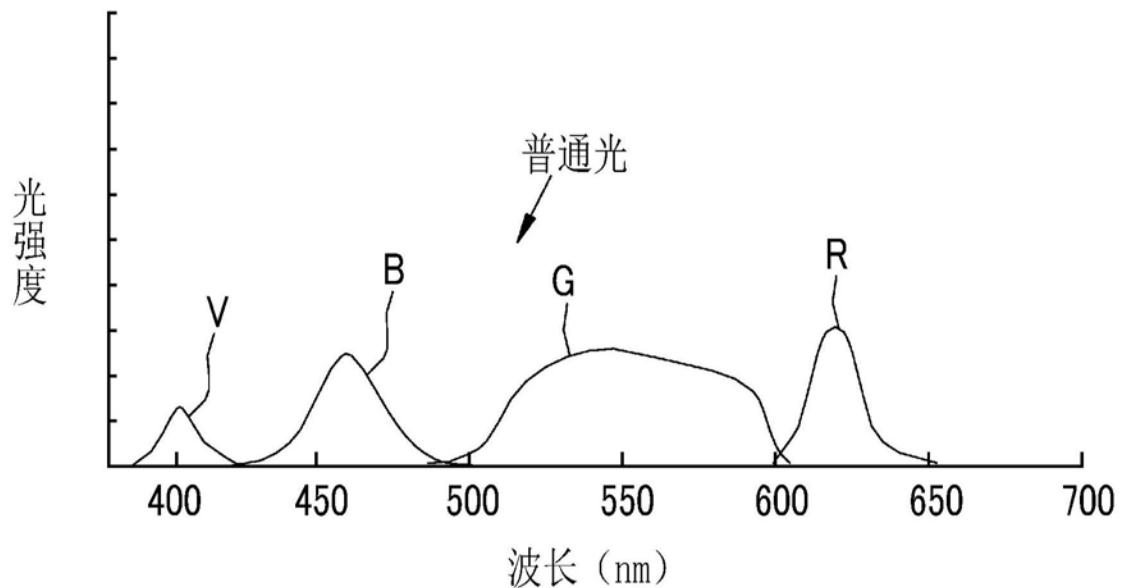


图3

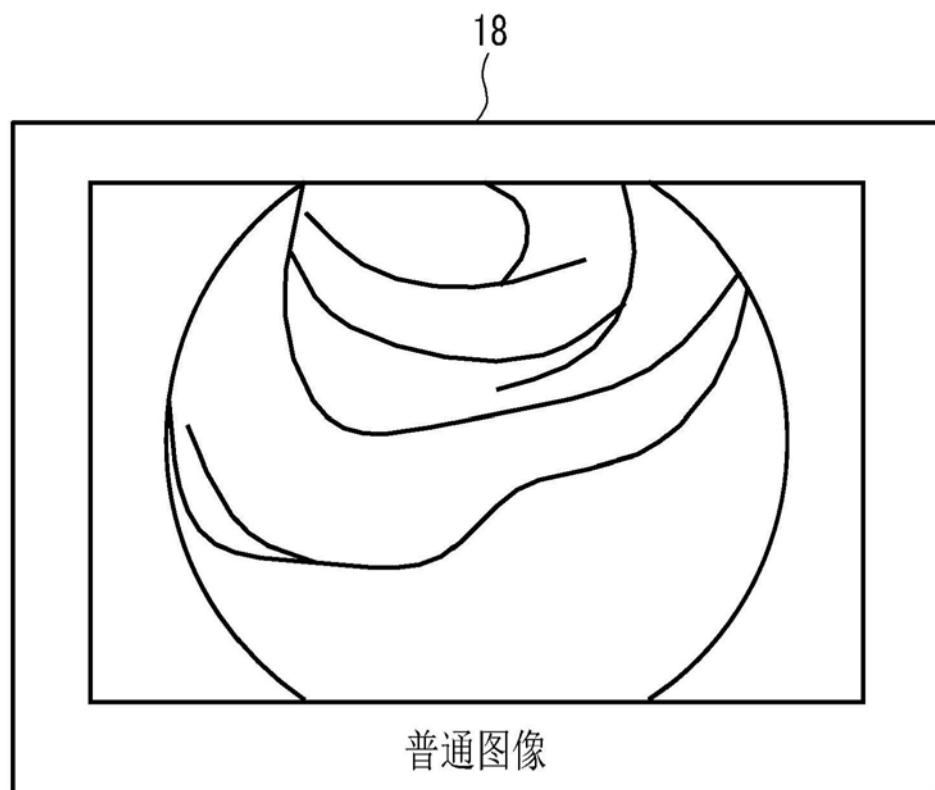


图4

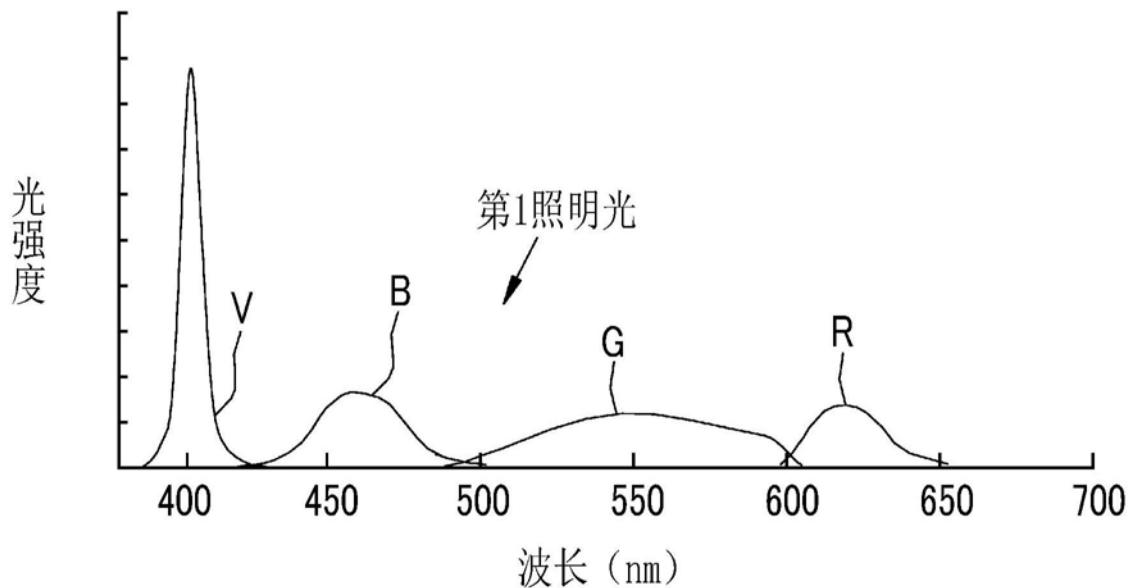


图5

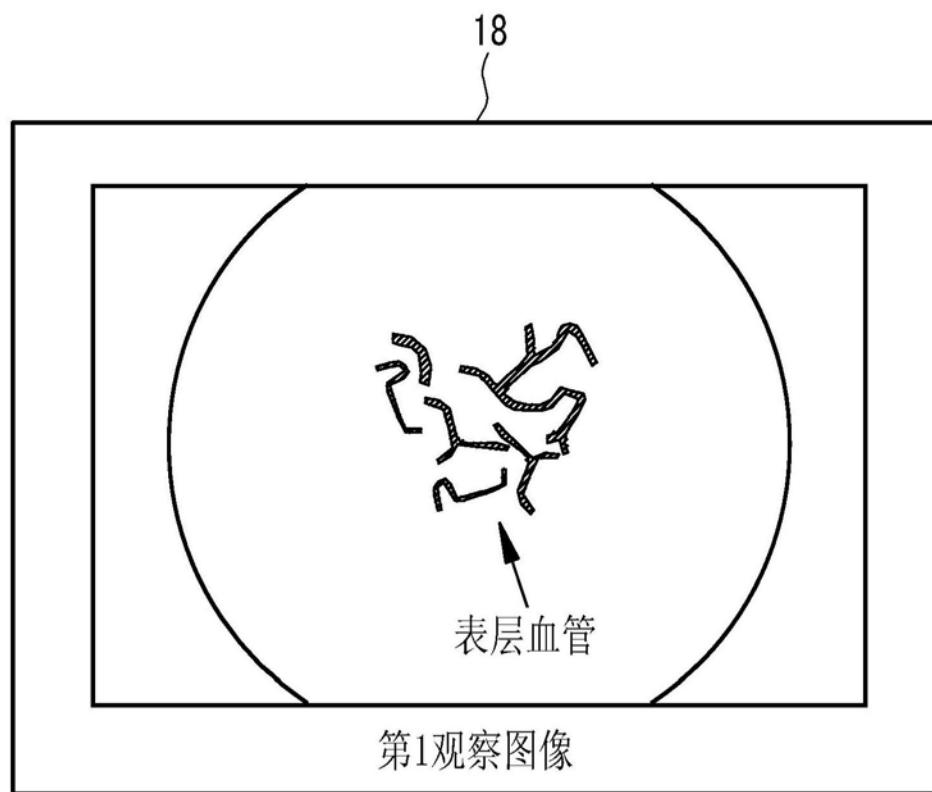


图6

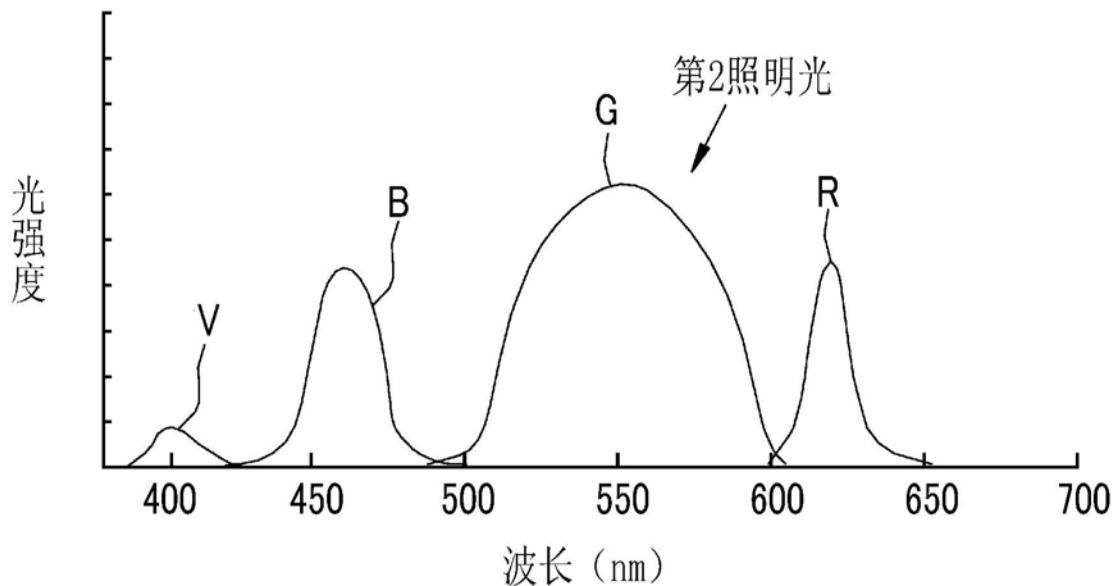


图7

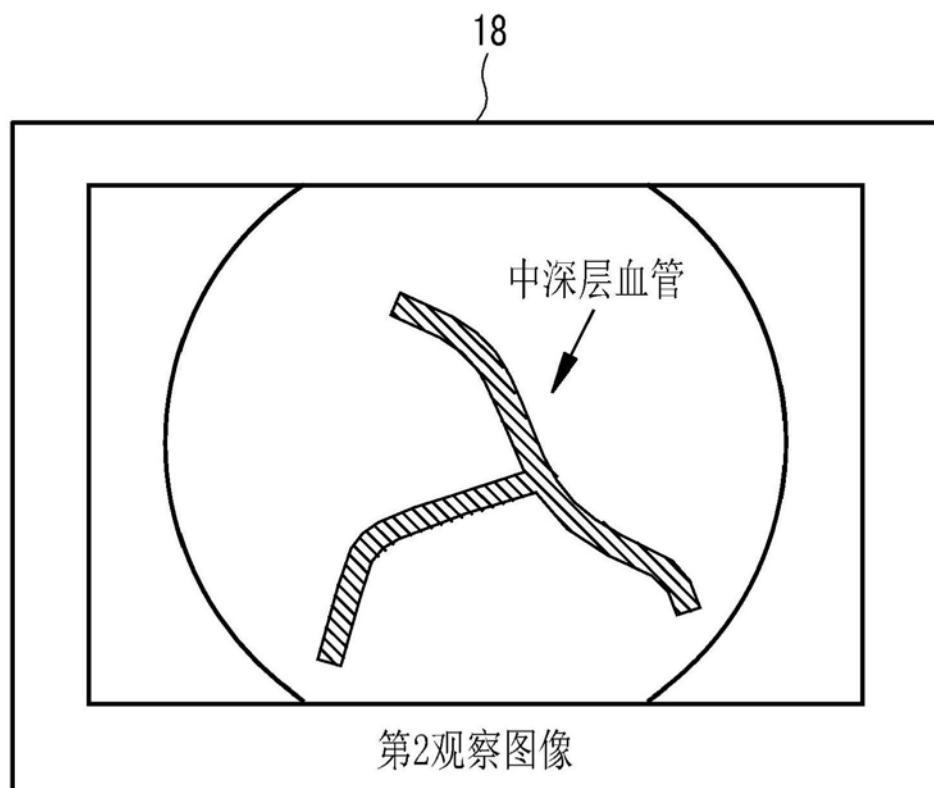


图8

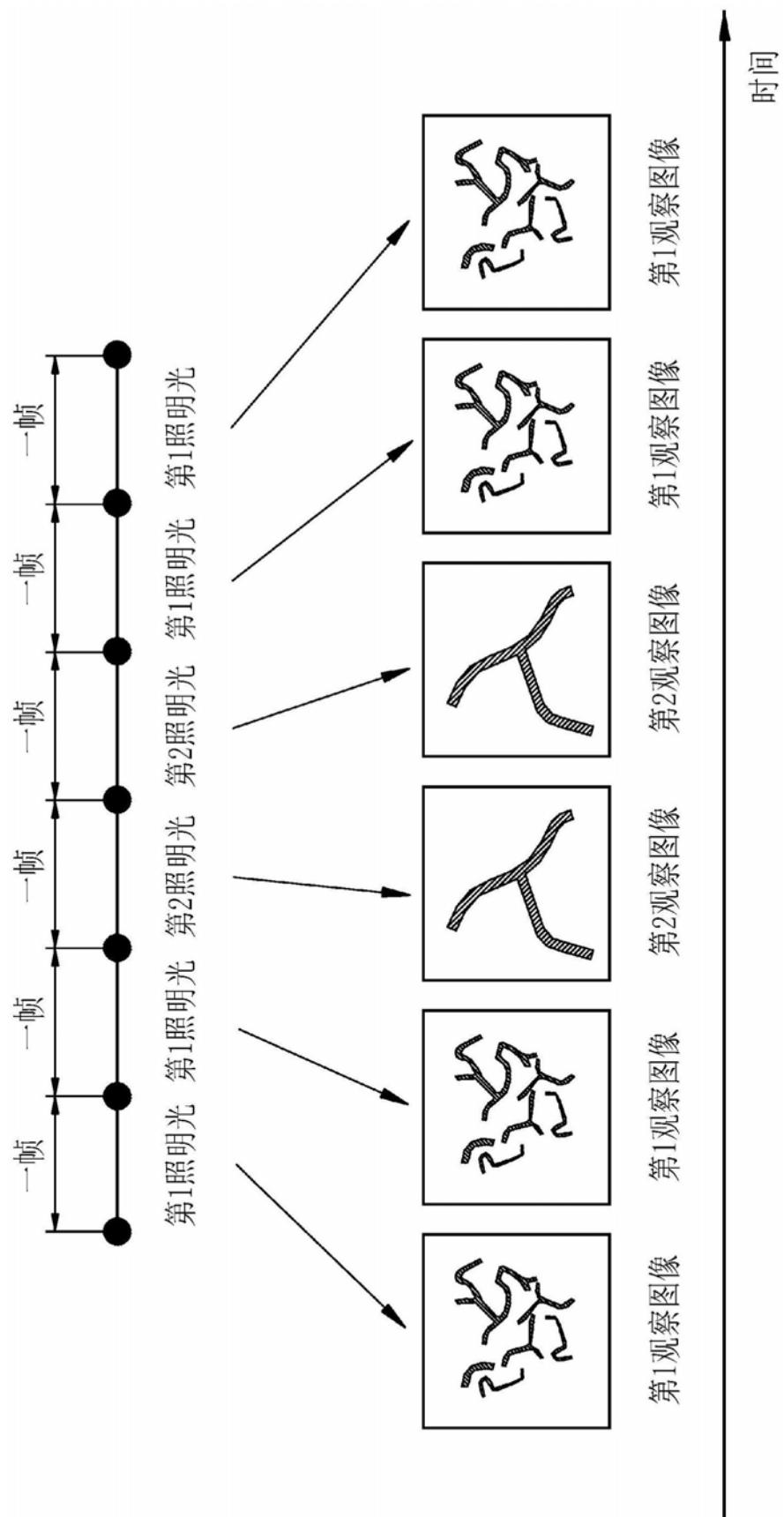


图9

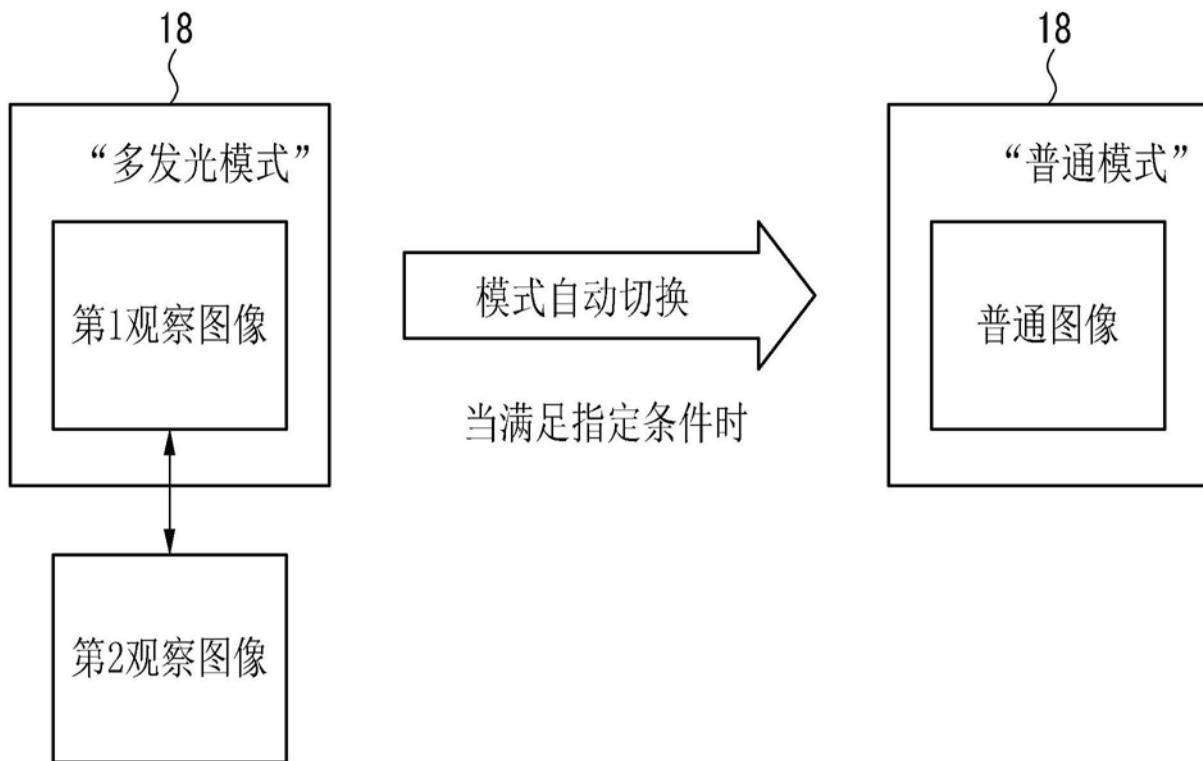


图10

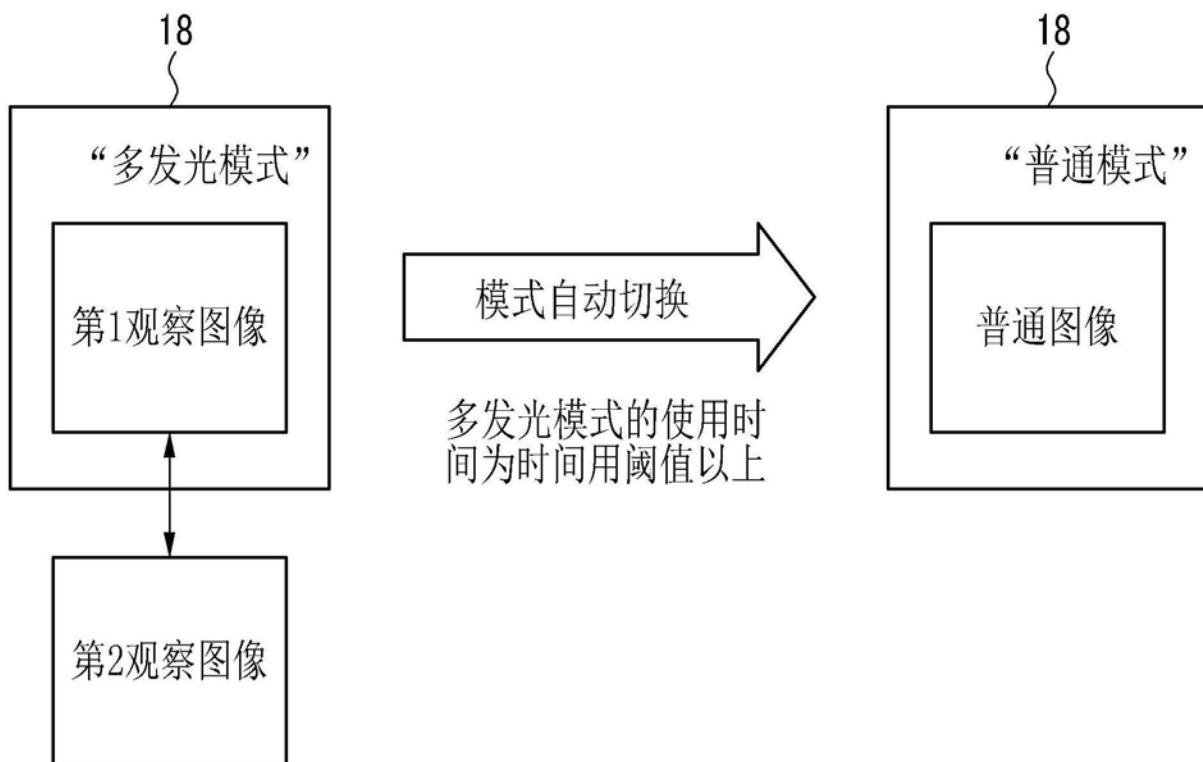


图11

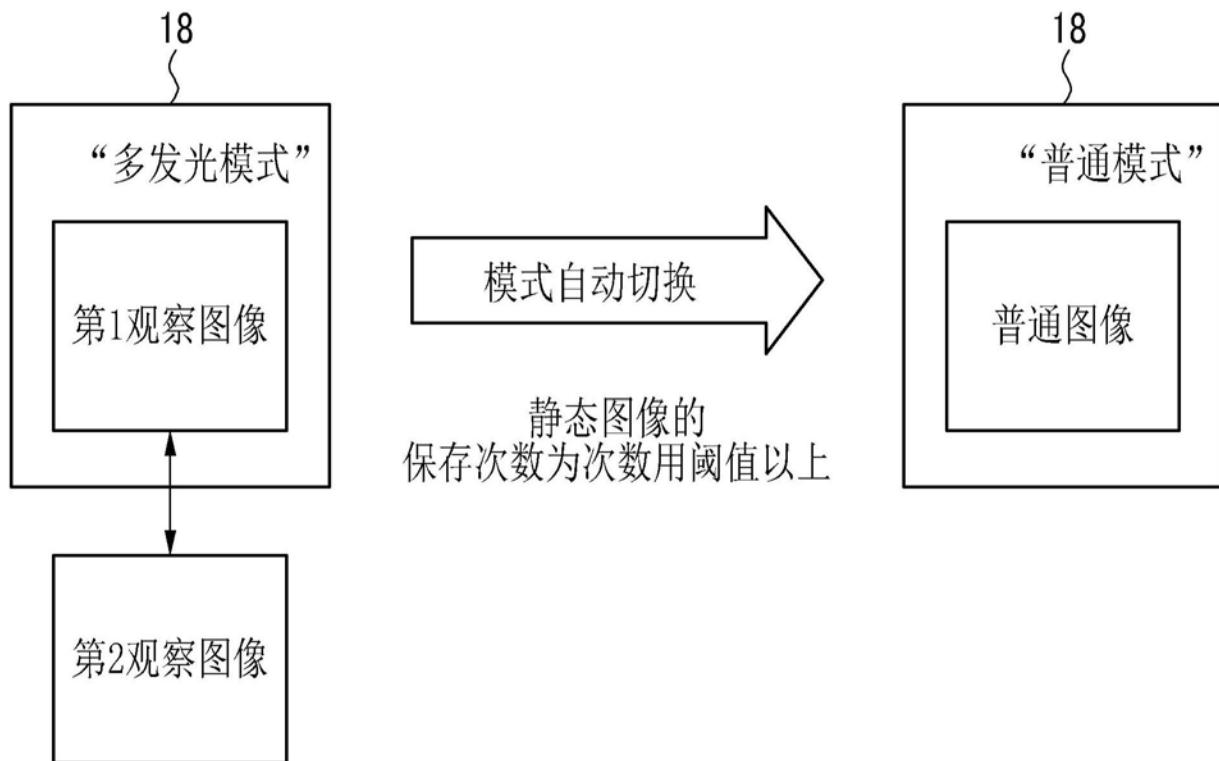


图12

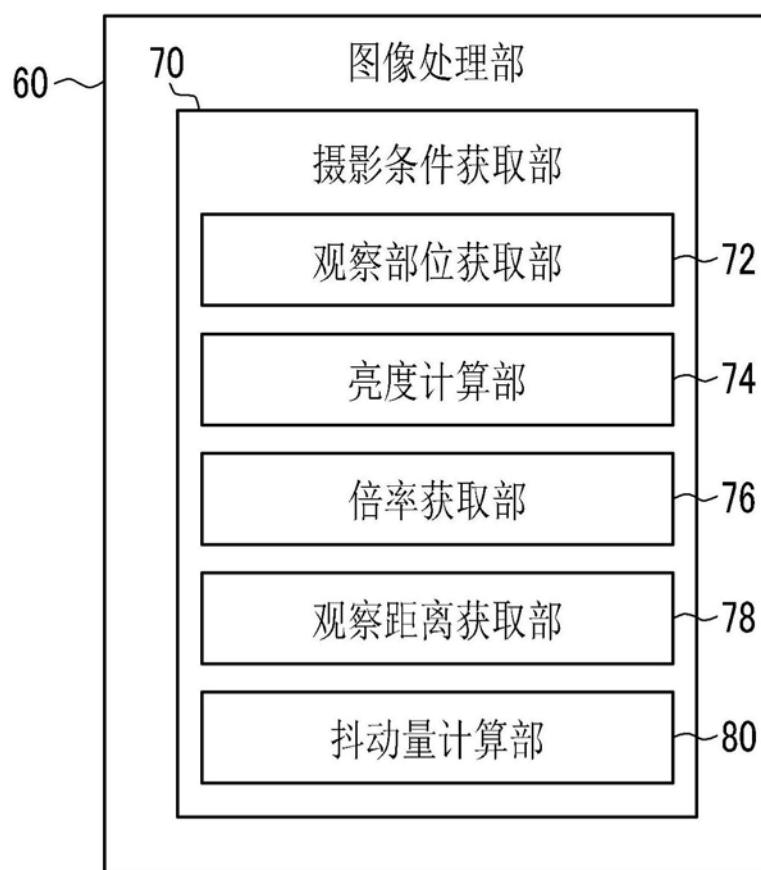


图13

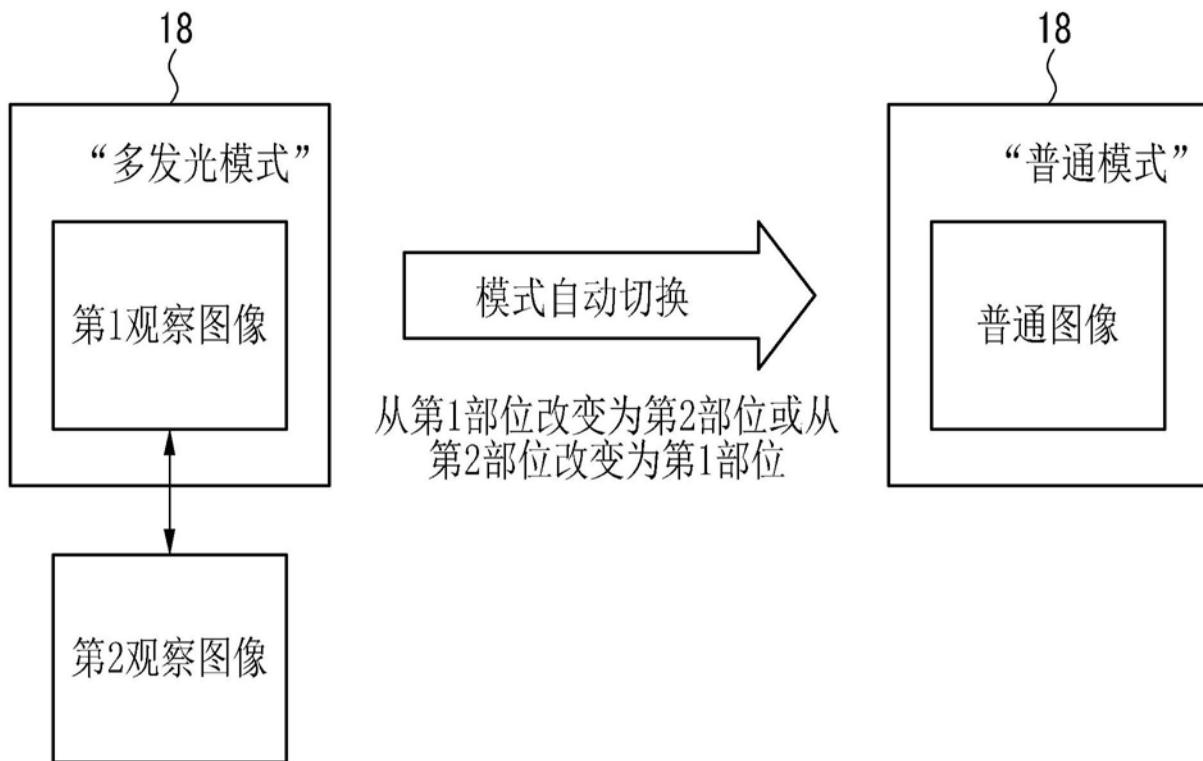


图14

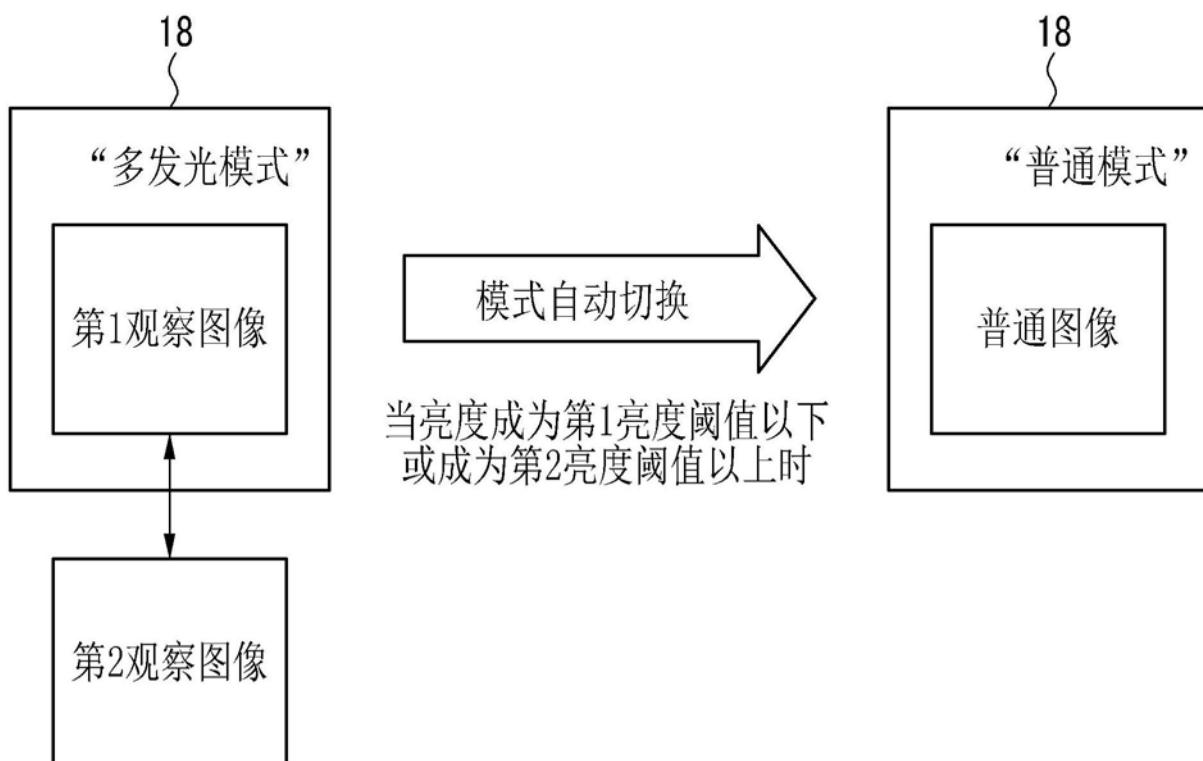


图15

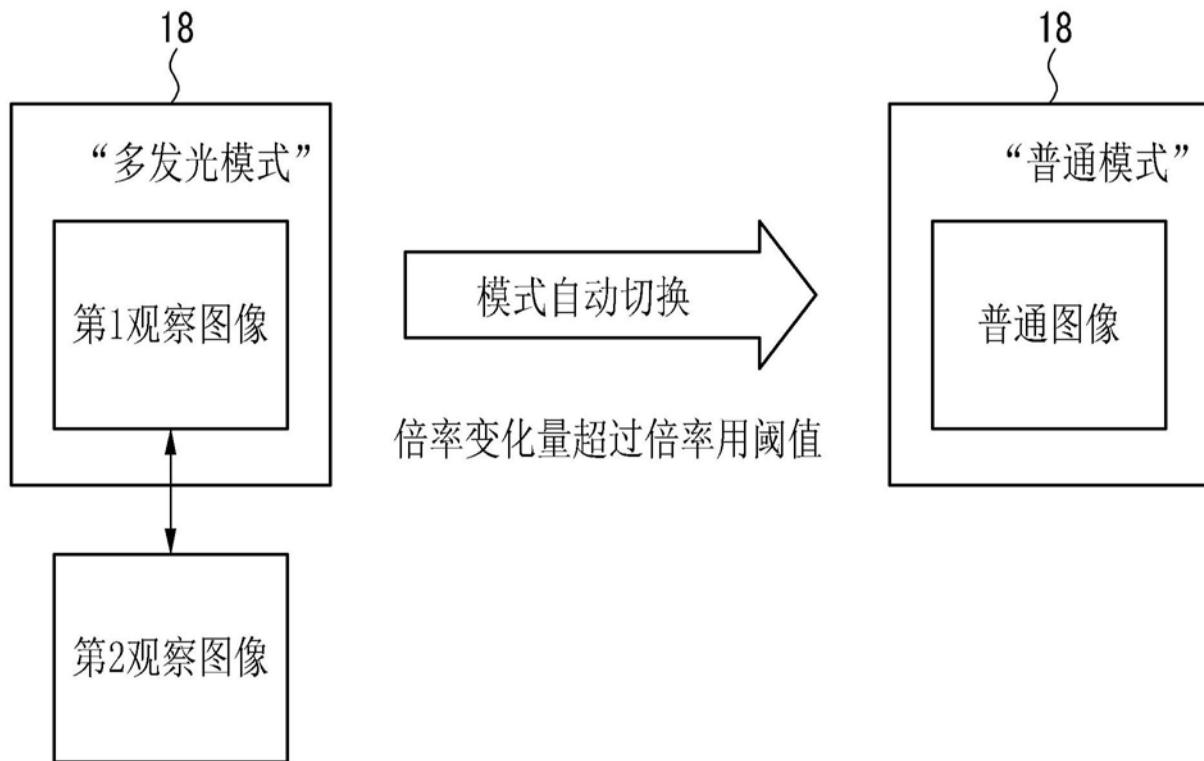


图16

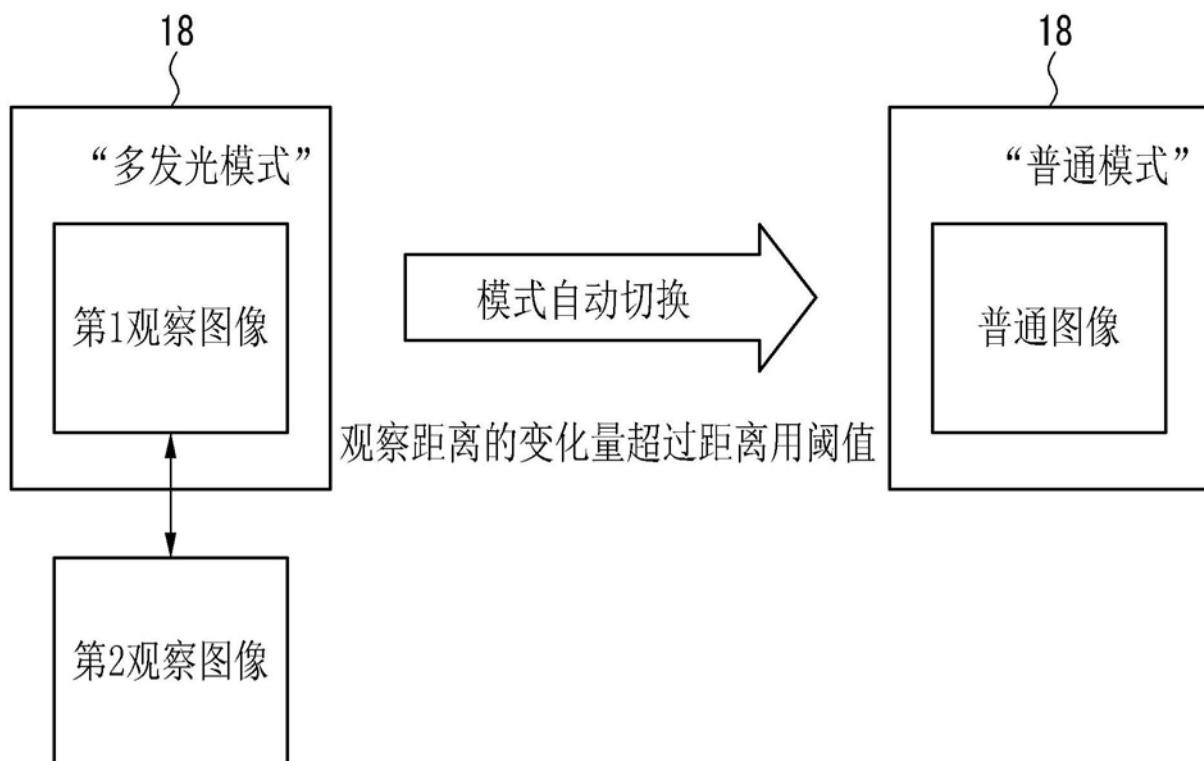


图17

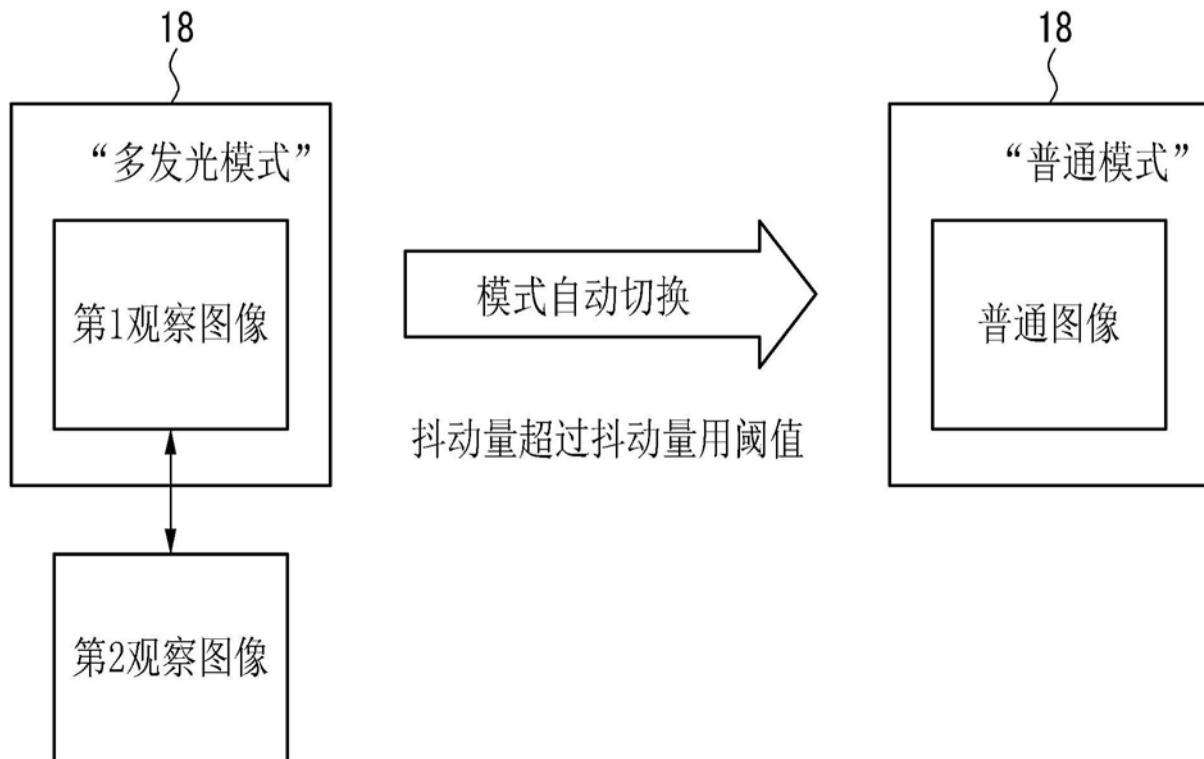
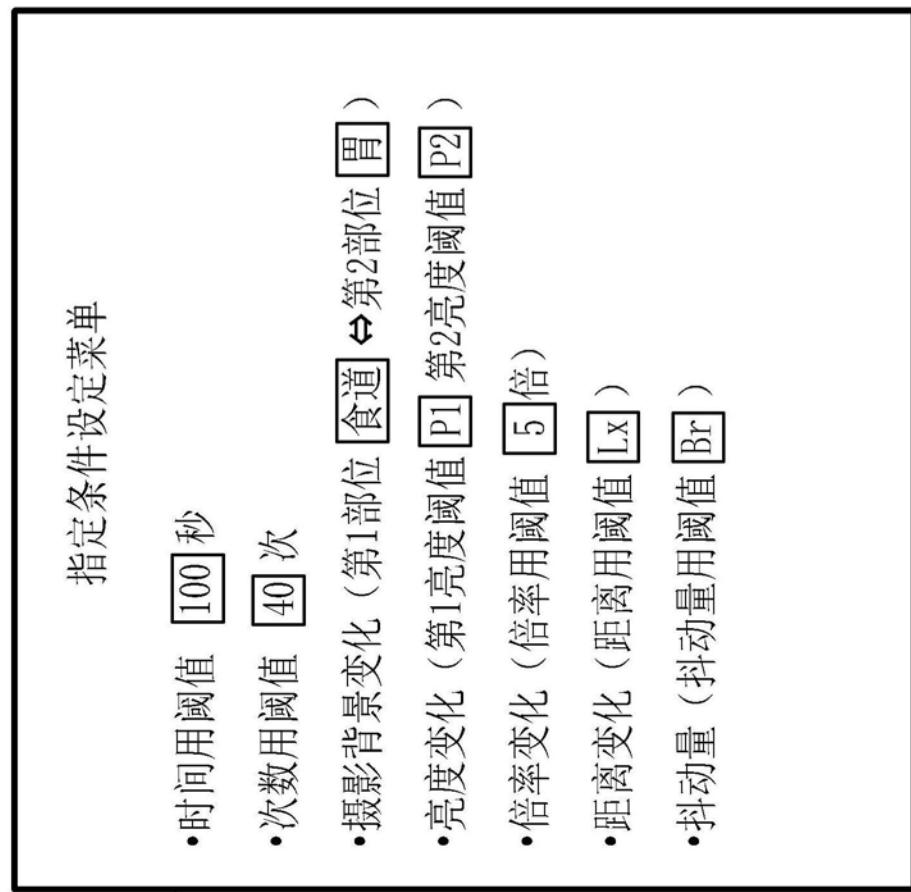


图18



82

图19

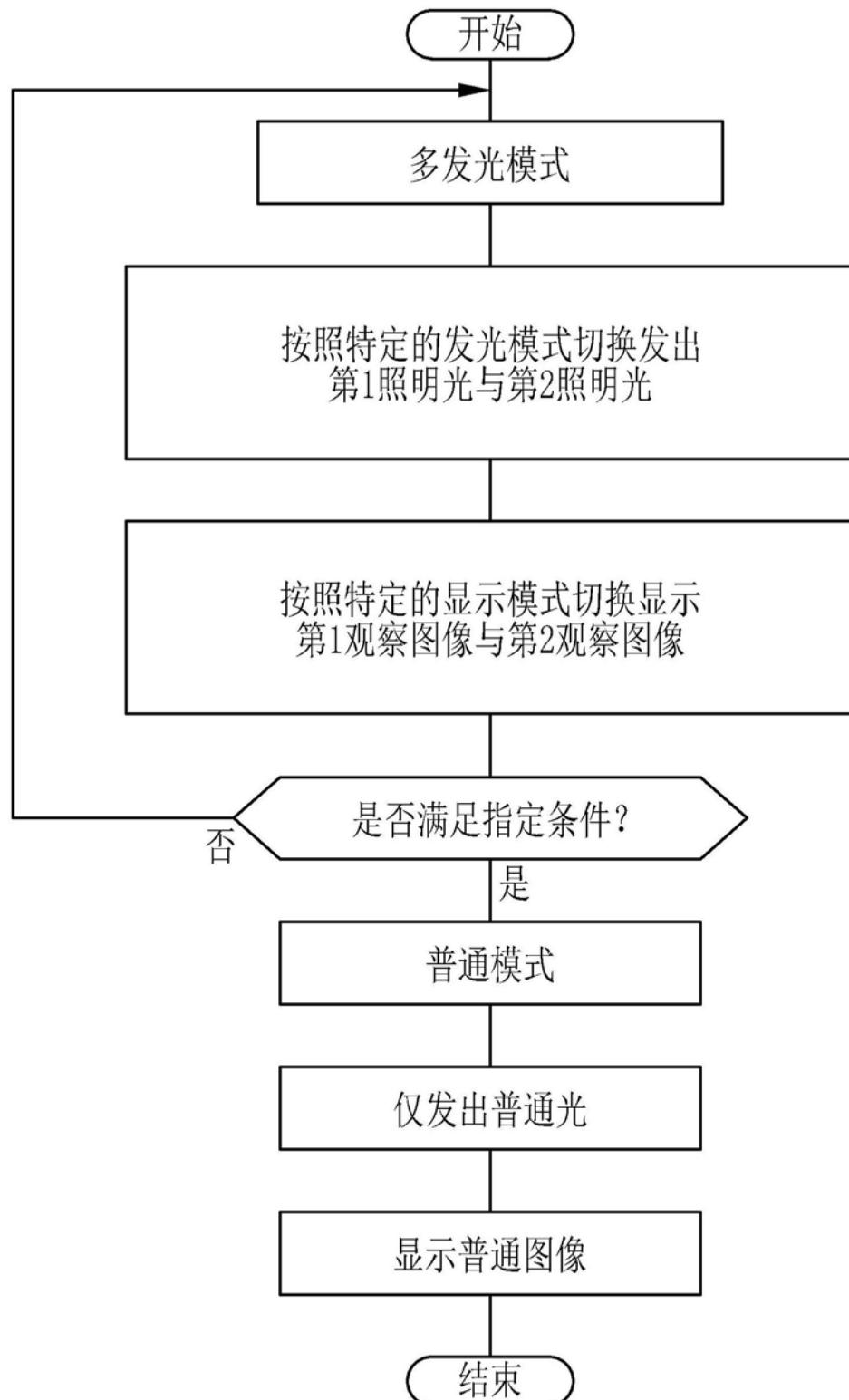


图20

专利名称(译)	内窥镜系统及其工作方法		
公开(公告)号	CN111343899A	公开(公告)日	2020-06-26
申请号	CN201880073294.7	申请日	2018-11-07
[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	久保雅裕		
发明人	久保雅裕		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/273 G02B23/24 G02B23/26		
代理人(译)	高颖		
优先权	2017217890 2017-11-13 JP		
外部链接	Sipo		

摘要(译)

本发明提供一种对不适合切换照明多个照明光的状况能够适当地采取措施的内窥镜系统及其工作方法。在单发光模式下，发出特定的照明光，并且将拍摄通过特定的照明光照明的观察对象而获得的特定的观察图像显示于显示器(18)。在多发光模式下，按照特定的发光模式一边切换一边发出第1照明光与第2照明光，并且按照特定的显示模式将第1观察图像与第2观察图像切换显示于显示器(18)。当满足由用户预先设定的指定条件时，从多发光模式自动地切换为单发光模式。

