



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111050629 A

(43)申请公布日 2020.04.21

(21)申请号 201880054117.4

(22)申请日 2018.08.14

(30)优先权数据

2017-159977 2017.08.23 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.02.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/030291 2018.08.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/039354 JA 2019.02.28

(71)申请人 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 柯瑞京

(51)Int.Cl.

A61B 1/06(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

G02B 23/26(2006.01)

A61B 1/045(2006.01)

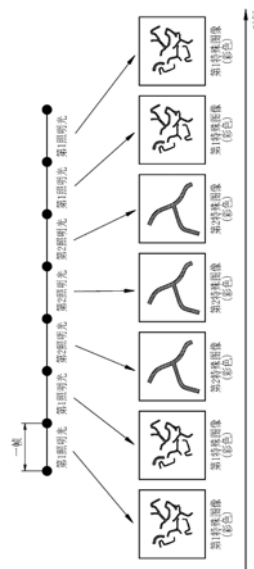
权利要求书2页 说明书21页 附图25页

(54)发明名称

光源装置及内窥镜系统

(57)摘要

本发明提供一种能够在没有用户命令的情况下进行多个照明光的切换的光源装置及内窥镜系统。光源部(20)发出具有第1红色波段且用于强调第1血管的第1照明光及具有第2红色波段且用于强调与第1血管不同的第2血管的第2照明光。光源控制部(21)进行分别以至少两帧以上的发光时段发出第1照明光及第2照明光,且自动切换第1照明光与第2照明光的控制。



1. 一种光源装置,其具有:

光源部,发出具有第1红色波段且用于强调第1血管的第1照明光及具有第2红色波段且用于强调与所述第1血管不同的第2血管的第2照明光;及

光源控制部,分别以至少两帧以上的发光时段发出所述第1照明光及所述第2照明光,且自动切换所述第1照明光与所述第2照明光。

2. 根据权利要求1所述的光源装置,其中,所述第1照明光具有400nm以上且440nm以下的峰值。

3. 根据权利要求1或2所述的光源装置,其中,所述第2照明光使540nm、600nm或630nm中的至少任一个强度比大于所述第1照明光。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的光源装置,其中,所述光源部发出与所述第1照明光及所述第2照明光不同的第3照明光,所述光源控制部在切换所述第1照明光与所述第2照明光的时刻,发出所述第3照明光。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的光源装置,其中,所述光源控制部具有:
发光时段设定部,设定所述第1照明光的发光时段及所述第2照明光的发光时段。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的光源装置,其中,所述第1照明光除了所述第1红色波段以外,还具有第1绿色波段及第1蓝色波段,所述第2照明光除了所述第2红色波段以外,还具有第2绿色波段及第2蓝色波段。

7. 一种内窥镜系统,其具备:

权利要求1至6中任一项所述的光源装置;

图像获取部,获取拍摄由所述第1照明光照明的观察对象而获得的第1图像及拍摄由所述第2照明光照明的所述观察对象而获得的第2图像;及

显示部,以彩色或单色来显示所述第1图像及所述第2图像。

8. 一种内窥镜系统,其具有:

权利要求1至6中任一项所述的光源装置;

图像获取部,获取拍摄由所述第1照明光照明的观察对象而获得的第1图像及拍摄由所述第2照明光照明的所述观察对象而获得的第2图像;及

特定颜色调整部,调整所述第1图像及所述第2图像的颜色,

所述特定颜色调整部使所述第1图像中所包含的粘膜的颜色或所述第2图像中所包含的粘膜的颜色与目标颜色匹配。

9. 根据权利要求8所述的内窥镜系统,其具有:

部位设定部,设定观察中的部位,

所述特定颜色调整部使所述第1图像中所包含的粘膜的颜色或所述第2图像中所包含的粘膜的颜色与对应于所述部位的目标颜色匹配。

10. 一种内窥镜系统,其具有:

权利要求1至6中任一项所述的光源装置;

图像获取部,获取拍摄由所述第1照明光照明的观察对象而获得的第1图像及拍摄由所述第2照明光照明的所述观察对象而获得的第2图像;

特定颜色调整部,调整所述第1图像及所述第2图像的颜色;及

颜色调整命令接收部,从用户接收与粘膜的颜色、所述第1血管的颜色或所述第2血管的颜色的调整相关的颜色调整命令,

所述特定颜色调整部按照所述颜色调整命令进行所述粘膜的颜色、所述第1血管的颜色或所述第2血管的颜色的调整。

11. 一种内窥镜系统,其具有:

权利要求1至6中任一项所述的光源装置;

图像获取部,获取拍摄由所述第1照明光照明的观察对象而获得的第1图像及拍摄由所述第2照明光照明的所述观察对象而获得的第2图像;及

特定颜色调整部,调整所述第1图像及所述第2图像的颜色,

所述特定颜色调整部使所述第1图像中所包含的粘膜的颜色与所述第2图像中所包含的粘膜的颜色一致。

12. 一种内窥镜系统,其具有:

权利要求1至6中任一项所述的光源装置;

图像获取部,获取拍摄由所述第1照明光照明的观察对象而获得的第1图像及拍摄由所述第2照明光照明的所述观察对象而获得的第2图像;及

颜色扩展处理部,对所述第1图像及所述第2图像进行加大所述观察对象中所包含的多个范围之间的差的颜色扩展处理。

13. 根据权利要求12所述的内窥镜系统,其具有:

部位设定部,设定观察中的部位,

根据对每个所述部位设定的调整参数,调整所述颜色扩展处理的结果。

14. 一种内窥镜系统,其具有:

权利要求1至6中任一项所述的光源装置;

图像获取部,获取拍摄由所述第1照明光照明的观察对象而获得的第1图像及拍摄由所述第2照明光照明的所述观察对象而获得的第2图像;

频率强调部,从所述第1图像及所述第2图像获得强调了与所述观察对象中所包含的特定范围对应的频率成分的频率强调图像;及

图像合成部,将所述第1图像或第2图像合成到所述频率强调图像而获得对所述特定范围进行了结构强调的已进行结构强调处理的所述第1图像或第2图像。

15. 根据权利要求14所述的内窥镜系统,其具有:

部位设定部,设定观察中的部位,

根据对每个所述部位设定的调整参数,调整所述已进行结构强调处理的所述第1图像或第2图像的像素值。

光源装置及内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种切换多种照明光而进行发光的光源装置及内窥镜系统。

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,根据观察对象,还进行切换所使用的照明光的光谱。例如,在专利文献1中,对荧光体照射两种紫色激光束及蓝色激光束而生成照明光,当观察分布于粘膜较浅处的表层血管时,通过使紫色激光束的发出比率高于蓝色激光束而提高了紫色激光束的比率的照明光,照明观察对象。与此相对,当观察分布于粘膜较深处的深层血管时,通过使蓝色激光束的发出比率高于紫色激光束而加大了绿色及红色荧光的比率的照明光,照明观察对象。

[0004] 以往技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2016-179236号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的技术课题

[0008] 近年,在内窥镜领域中,进行关注于表层血管或深层血管等深度不同的多个血管的诊断。在这种诊断中,需要显示深度不同的多个血管的图像。例如,在专利文献1的情况下,用户操作照明光切换开关,进行表层血管强调用照明光与深层血管强调用照明光的切换,由此显示强调了表层血管的图像及强调了深层血管的图像。然而,如上所述,当由用户进行照明光的切换时,存在切换照明光时容易产生观察位置的位置偏移这一问题。因此,为了显示深度不同的多个血管的图像,要求在没有用户的命令的情况下进行多个照明光的切换。此外,还要求减轻由进行多个照明光的切换引起的对用户的不适感。

[0009] 本发明的目的在于提供一种在没有用户的命令的情况下能够进行多个照明光的切换的光源装置及内窥镜系统。

[0010] 用于解决技术课题的手段

[0011] 本发明的光源装置具有光源部及光源控制部。光源部发出具有第1红色波段且用于强调第1血管的第1照明光及具有第2红色波段且用于强调与第1血管不同的第2血管的第2照明光。光源控制部分别以至少两帧以上的发光时段发出第1照明光及第2照明光,且自动切换第1照明光与第2照明光。

[0012] 第1照明光优选具有400nm以上且440nm以下的峰值。第2照明光优选使540nm、600nm或630nm中的至少任一个强度比大于第1照明光。

[0013] 优选光源部发出与第1照明光及第2照明光不同的第3照明光,光源控制部在切换

第1照明光与第2照明光的时刻,发出第3照明光。光源控制部优选具有设定第1照明光的发光时段及第2照明光的发光时段的发光时段设定部。优选第1照明光除了第1红色波段以外,还具有第1绿色波段及第1蓝色波段,第2照明光除了第2红色波段以外,还具有第2绿色波段及第2蓝色波段。

[0014] 本发明的内窥镜系统具备上述记载的本发明的光源装置、图像获取部及显示部。图像获取部获取拍摄由第1照明光照明的观察对象而获得的第1图像及拍摄由第2照明光照明的观察对象而获得的第2图像。显示部以彩色或单色来显示第1图像及第2图像。

[0015] 本发明的内窥镜系统具有上述记载的本发明的光源装置、图像获取部及特定颜色调整部。图像获取部获取拍摄由第1照明光照明的观察对象而获得的第1图像及拍摄由第2照明光照明的观察对象而获得的第2图像。特定颜色调整部调整第1图像及第2图像的颜色。并且,特定颜色调整部使第1图像中所包含的粘膜的颜色或第2图像中所包含的粘膜的颜色与目标颜色匹配。优选具有设定观察中的部位的部位设定部,特定颜色调整部使第1图像中所包含的粘膜的颜色或第2图像中所包含的粘膜的颜色与对应于部位的目标颜色匹配。

[0016] 本发明的内窥镜系统具有上述记载的本发明的光源装置、图像获取部、特定颜色调整部及色调命令接收部。图像获取部获取拍摄由第1照明光照明的观察对象而获得的第1图像及拍摄由第2照明光照明的观察对象而获得的第2图像。特定颜色调整部调整第1图像及第2图像的颜色。颜色调整命令接收部从用户接收与粘膜的颜色、第1血管的颜色或第2血管的颜色的调整相关的颜色调整命令。特定颜色调整部按照颜色调整命令,进行粘膜的颜色、第1血管的颜色或第2血管的颜色的调整。

[0017] 本发明的内窥镜系统具有上述记载的本发明的光源装置、图像获取部及特定颜色调整部。图像获取部获取拍摄由第1照明光照明的观察对象而获得的第1图像及拍摄由第2照明光照明的观察对象而获得的第2图像。特定颜色调整部调整第1图像及第2图像的颜色。并且,特定颜色调整部使第1图像中所包含的粘膜的颜色与第2图像中所包含的粘膜的颜色一致。

[0018] 本发明的内窥镜系统具有上述记载的本发明的光源装置、图像获取部及颜色扩展处理部。图像获取部获取拍摄由第1照明光照明的观察对象而获得的第1图像及拍摄由第2照明光照明的观察对象而获得的第2图像。颜色扩展处理部对第1图像及第2图像进行加大观察对象中所包含的多个范围之间的差的颜色扩展处理。优选具有设定观察中的部位的部位设定部,根据对每个部位设定的调整参数,调整颜色扩展处理的结果。

[0019] 本发明的内窥镜系统具有上述记载的本发明的光源装置、图像获取部、频率强调部及图像合成部。图像获取部获取拍摄由第1照明光照明的观察对象而获得的第1图像及拍摄由第2照明光照明的观察对象而获得的第2图像。频率强调部从第1图像及第2图像获得强调了与观察对象中所包含的特定范围对应的频率成分的频率强调图像。图像合成部将第1图像或第2图像合成到频率强调图像而获取对特定范围进行了结构强调的已进行结构强调处理的第1图像或第2图像。优选具有设定观察中的部位的部位设定部,根据对每个部位设定的调整参数,调整已进行结构强调处理的第1图像或第2图像的像素值。

[0020] 发明效果

[0021] 根据本发明,能够在没有用户的命令的情况下进行多个照明光的切换。

附图说明

- [0022] 图1是第1实施方式的内窥镜系统的外观图。
- [0023] 图2是表示第1实施方式的内窥镜系统的功能的框图。
- [0024] 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。
- [0025] 图4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。
- [0026] 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2照明光的发光光谱的图表。
- [0027] 图6是表示第1照明光的发光时段及第2照明光的发光时段的说明图。
- [0028] 图7是表示发光时段设定菜单的说明图。
- [0029] 图8是表示包含紫色光V、蓝色光B、绿色光G及红色光R的第3照明光的发光光谱的图表。
- [0030] 图9是表示第1特殊图像的图像图。
- [0031] 图10是表示第2特殊图像的图像图。
- [0032] 图11是表示彩色的第1特殊图像与第2特殊图像的切换显示的说明图。
- [0033] 图12是表示在切换第1特殊图像与第2特殊图像时所显示的第3特殊图像的说明图。
- [0034] 图13是表示单色的第1特殊图像与第2特殊图像的切换显示的说明图。
- [0035] 图14是表示使用B/G比、G/R比的第1特殊图像处理部及第2特殊图像处理部的框图。
- [0036] 图15是表示分布于信号比空间的第1~第5范围的说明图。
- [0037] 图16是表示矢径变更范围 R_m 的说明图。
- [0038] 图17是表示矢径 r 与彩度强调处理后的矢径 $R_x(r)$ 之间的关系的图表。
- [0039] 图18是表示角度变更范围 R_n 的说明图。
- [0040] 图19是表示角度 θ 与色相强调处理后的角度 $F_x(\theta)$ 之间的关系的图表。
- [0041] 图20是表示信号比空间中的彩度强调处理及色相强调处理前后的第1~第5范围的分布的说明图。
- [0042] 图21是表示ab空间中的彩度强调处理及色相强调处理前后的第1~第5范围的分布的说明图。
- [0043] 图22是表示使用B/G比、G/R比的结构强调部的功能的框图。
- [0044] 图23是表示B/G比、G/R比与合成比率 g_1 (B/G比、G/R比)~ g_4g_1 (B/G比、G/R比)之间的关系的表。
- [0045] 图24是表示多观察模式的流程的流程图。
- [0046] 图25是表示使用色差信号 Cr 、 Cb 的第1特殊图像处理部及第2特殊图像处理部的功能的框图。
- [0047] 图26是表示分布于 $CrCb$ 空间的第1~第5范围的说明图。
- [0048] 图27是表示 $CrCb$ 空间中的彩度强调处理及色相强调处理前后的第1~第5范围的分布的说明图。
- [0049] 图28是表示使用色差信号 Cr 、 Cb 的结构强调部的功能的框图。

[0050] 图29是表示使用色相H及彩度S的第1特殊图像处理部及第2特殊图像处理部的功能的框图。

[0051] 图30是表示分布于HS空间的第1~第5范围的说明图。

[0052] 图31是表示HS空间中的彩度强调处理及色相强调处理前后的第1~第5范围的分布的说明图。

[0053] 图32是表示使用色相H及彩度S的结构强调部的功能的框图。

[0054] 图33是表示第2实施方式的内窥镜系统的功能的框图。

[0055] 图34是表示普通光的发光光谱的图表。

[0056] 图35是表示第1照明光的发光光谱的图表。

[0057] 图36是表示第2照明光的发光光谱的图表。

具体实施方式

[0058] [第1实施方式]

[0059] 如图1所示,第1实施方式的内窥镜系统10具有内窥镜12、光源装置14、处理器装置16、显示器18及控制台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,控制台19除了未图示的键盘以外,还包含鼠标等。

[0060] 并且,在操作部12b除了弯角钮12e以外,还设置有模式切换SW13a。模式切换SW13a用于普通观察模式、第1特殊观察模式、第2特殊观察模式及多观察模式的切换操作。普通观察模式为将普通图像显示于显示器18上的模式。第1特殊观察模式为将强调了表层血管(第1血管)的第1特殊图像显示于显示器18上的模式。第2特殊观察模式为将强调了深层血管(第2血管)的第2特殊图像显示于显示器18上的模式。多观察模式为自动切换第1特殊图像与第2特殊图像并显示于显示器18的模式。另外,作为用于切换模式的模式切换部,除了模式切换SW13a以外,还可以使用脚踏开关。

[0061] 处理器装置16与显示器18及控制台19电连接。显示器18输出显示图像信息等。控制台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)。

[0062] 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。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。另外,也可以代替LED而使用LD(Laser Diode:激光二极管)。

[0063] 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 $600 \sim$

650nm的红色光R。

[0064] 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,当为普通观察模式时,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。

[0065] 并且,当为第1特殊观察模式时,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 $V_{s1}:B_{s1}:G_{s1}:R_{s1}$ 的第1照明光的方式,控制各LED20a~20d。为了强调表层血管,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4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强度比 $V_{s1}:B_{s1}:G_{s1}:R_{s1}$ ($V_{s1} > B_{s1}, G_{s1}, R_{s1}$)。并且,第1照明光中具有如红色光R那样的第1红色波段,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蓝色波段及第1绿色波段,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。

[0066] 并且,当为第2特殊观察模式时,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 $V_{s2}:B_{s2}:G_{s2}:R_{s2}$ 的第2照明光的方式,控制各LED20a~20d。为了强调深层血管,第2照明光优选对第1照明光加大540nm、600nm或630nm中的至少任一个强度比。

[0067] 因此,如图5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,以绿色光G或红色光R的光量变得更大的方式,设定有光强度比 $V_{s2}:B_{s2}:G_{s2}:R_{s2}$ 。并且,第2照明光中具有如红色光R那样的第2红色波段,因此能够准确地再现粘膜的颜色。而且,第2照明光具有如紫色光V、蓝色光B及绿色光G那样的第2蓝色波段及第2绿色波段,因此除了如上所述的深层血管以外,还能够强调凹凸等各种结构。

[0068] 当设定为多观察模式时,光源控制部21分别在两帧以上的发光时段发出第1照明光及第2照明光,且自动切换第1照明光与第2照明光而进行发光的控制。例如,当将第1照明光的发光时段设为两帧,将第2照明光的发光时段设为三帧时,如图6所示,在第1照明光连续发光两帧之后,第2照明光连续发光三帧。在此,第1照明光的发光时段及第2照明光的发光时段设定为至少两帧以上的时段。如此,设为两帧以上的时段是因为,虽然立刻进行光源装置14中的照明光的切换,但处理器装置16中的图像处理的切换中至少具有两帧以上。此外,有时因照明光被切换而产生闪烁,因此通过设为两帧以上的时段,减轻因闪烁引起的对执刀医的负担。另外,“帧”是指,用于控制拍摄观察对象的摄像传感器48的单位,例如,“一帧”是指,至少包含通过来自观察对象的光来曝光摄像传感器48的曝光时段及读出图像信号的读出时段的时段。在本实施方式中,与摄像单位即“帧”对应地设定发光时段。

[0069] 第1照明光的发光时段及第2照明光的发光时段通过与光源控制部21连接的发光时段设定部24能够适当变更。通过操作控制台19,若接收发光时段的变更操作,则发光时段设定部24将图7所示的发光时段设定菜单显示于显示器18上。第1照明光的发光时段例如能够在两帧至十帧之间进行变更。关于各发光时段,分配于滑动条26a上。

[0070] 当变更第1照明光的发光时段时,通过操作控制台19以使滑块27a对准滑动条26a上的表示要变更的发光时段的位置,从而变更第1照明光的发光时段。关于第2照明光的发光时段,也通过操作控制台19以使滑块27b对准滑动条26b(例如,分配有两帧至十帧的发光时段)上的表示要变更的发光时段的位置,从而变更第2照明光的发光时段。

[0071] 另外,光源控制部21也可以设为如下方式,即,当设定为多观察模式时,在从第1照明光切换为第2照明光时或从第2照明光切换为第1照明光的时刻,发出与第1照明光及第2照明光不同的第3照明光。第3照明光优选发光至少一帧以上。

[0072] 并且,第3照明光的光强度比 $Vs3:Bs3:Gs3:Rs3$ 优选在第1照明光的光强度比 $Vs1:Bs1:Gs1:Rs1$ 与第2照明光的光强度比 $Vs2:Bs2:Gs2:Rs2$ 之间。例如,如图8所示,第3照明光的光强度比优选为第1照明光的光强度比与第2照明光的光强度比的平均。即,设为 $Vs3=(Vs1+Vs2)/2$ 、 $Bs3=(Bs1+B_s2)/2$ 、 $Gs3=(Gs1+Gs2)/2$ 、 $Rs3=(Rs1+Rs2)/2$ 。通过以切换第1照明光与第2照明光的时刻来发出如上所述的第3照明光,不会给用户带来切换照明光时产生的颜色的变化等不适感。

[0073] 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 $105\mu\text{m}$ 、包层直径 $125\mu\text{m}$ 及包含成为外皮的保护层的直径 $\phi 0.3\sim 0.5\text{mm}$ 的细径的光缆。

[0074] 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及摄像传感器48。来自观察对象的反射光经由物镜46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。

[0075] 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。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] 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、信号切换部60、普通图像处理部62、第1特殊图像处理部63、第2特殊图像处理部64、第3特殊图像处理部65及视频信号生成部66。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。

[0079] DSP56对接收的图像信号实施缺陷校正处理、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。在增益校正处理中,通过对偏移处理之后的RGB图像信号乘以特定的增益而调整信号电平。对增益校正处理之后的RGB图像信号实施用于提高颜色再现性的线性矩阵处理。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,变得所有像素具有RGB各颜色的信号。

[0080] 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图像信号发送至信号切换部60。

[0081] 当通过模式切换SW13a设置为普通观察模式时,信号切换部60将RGB图像信号发送至普通图像处理部62。并且,当设置为第1特殊观察模式时,将RGB图像信号发送至第1特殊图像处理部63。并且,当设置为第2特殊观察模式时,将RGB图像信号发送至第2特殊图像处理部64。并且,当设置于多观察模式时,通过第1照明光的照明及拍摄获得的RGB图像信号发送至第1特殊图像处理部63,通过第2照明光的照明及拍摄获得的RGB图像信号发送至第2特殊图像处理部64,通过第3照明光的照明及拍摄获得的RGB图像信号发送至第3特殊图像处理部65。

[0082] 普通图像处理部62对普通观察模式时获得的RGB图像信号实施普通图像用图像处理。在普通图像用图像处理中包含普通图像用结构强调处理等。实施了普通图像用图像处理的RGB图像信号作为普通图像而从普通图像处理部62输入于视频信号生成部66。

[0083] 第1特殊图像处理部63根据通过第1照明光的照明及拍摄时获得的第1RGB图像信号(第1图像),生成进行了彩度强调处理、色相强调处理及结构强调处理的第1特殊图像。在通过该第1特殊图像处理部63进行的处理中包含用于强调表层血管的处理。在第1特殊图像中,除了表层血管得到强调以外,还扩大观察对象中所包含的多个范围之间的色差。并且,在第1特殊图像中,观察对象中所包含的多个范围中的结构得到强调。关于第1特殊图像处理部63的详细内容,将在后面叙述。通过第1特殊图像处理部63生成的第1特殊图像输入于视频信号生成部66。

[0084] 第2特殊图像处理部64根据通过第2照明光的照明及拍摄时获得的第2RGB图像信号(第2图像),生成进行了彩度强调处理、色相强调处理及结构强调处理的第2特殊图像。在第2特殊图像处理部64中,具有与第1特殊图像处理部63相同的处理部,但关于处理内容,与第1特殊图像处理部63不同。例如,在通过第2特殊图像处理部64进行的处理中,代替强调表层血管的处理,包含用于强调深层血管的处理。并且,在第2特殊图像中,除了深层血管得到强调以外,还扩大观察对象中所包含的多个范围之间的色差。并且,在第2特殊图像中,观察对象中所包含的多个范围中的结构得到强调。关于第2特殊图像处理部64的详细内容,将在后面叙述。通过第2特殊图像处理部64生成的第2特殊图像输入于视频信号生成部66。

[0085] 第3特殊图像处理部65根据通过第3照明光的照明及拍摄时获得的第3RGB图像信

号(第3图像),生成进行了彩度强调处理、色相强调处理及结构强调处理的第3特殊图像。在第3特殊图像处理部65中,具有与第1特殊图像处理部63相同的处理部,但关于处理内容,与第1特殊图像处理部63不同。例如,在通过第3特殊图像处理部65进行的处理中,代替强调表层血管的处理,包含用于强调表层与深层之间的中间层的血管的处理。并且,在第3特殊图像中,扩大了观察对象中所包含的多个范围之间的色差。并且,在第3特殊图像中,观察对象中所包含的多个范围中的结构得到强调。关于第3特殊图像处理部65的详细内容,将在后面叙述。通过第3特殊图像处理部65生成的第3特殊图像输入于视频信号生成部66。

[0086] 视频信号生成部66将从普通图像处理部62、第1特殊图像处理部63、第2特殊图像处理部64或第3特殊图像处理部65输入的普通图像、第1特殊图像、第2特殊图像或第3特殊图像转换为用于作为通过显示器18能够显示的图像来显示的视频信号。根据该视频信号,显示器18显示普通图像、第1特殊图像、第2特殊图像或第3特殊图像。

[0087] 例如,当第1特殊图像显示于显示器18时,如图9所示,在第1特殊图像上强调显示第1颜色表层血管。并且,当第2特殊图像显示于显示器18时,如图10所示,在第2特殊图像上强调显示第2颜色深层血管。优选第1颜色与第2颜色不同。并且,当为多观察模式时,如图11所示,按照第1照明光的发光时段及第2照明光的发光时段,彩色的第1特殊图像及第2特殊图像切换显示于显示器18。即,当第1照明光的发光时段为两帧,第2照明光的发光时段为三帧时,第1特殊图像连续显示两帧,且第2特殊图像连续显示三帧。

[0088] 如上所述,在多观察模式下,无需由用户进行模式切换SW13a的操作,便能够自动切换显示两种的第1特殊图像及第2特殊图像。并且,通过切换显示强调了表层血管且抑制了深层血管的第1特殊图像与强调了深层血管且抑制了表层血管的第2特殊图像,并重复这两种血管的强调及抑制,由此能够实现提高对深度不同的多个血管的视觉辨识度。

[0089] 并且,第1特殊图像及第2特殊图像分别为根据包含红色波段的照明光而获得的图像,因此能够将以接近白色的普通光的色调来再现粘膜。因此,以多观察模式来显示的第1特殊图像及第2特殊图像的粘膜颜色几乎与普通图像没有变化,因此不会给用户带来不适感。其结果,能够在较短期间内进行用户对多观察模式的学习。并且,通过切换显示第1特殊图像与第2特殊图像,能够掌握血管从深层血管至表层血管如何隆起。

[0090] 并且,在多观察模式下进行第1照明光与第2照明光的切换时,当进行了第3照明光的照明时,如图12所示,在从第1特殊图像切换为第2特殊图像时,通过第3照明光的照明及拍摄获得的第3特殊图像显示于显示器18。在该第3特殊图像中,除了表层血管及深层血管这两者以外,还显示表层与深层之间的中间层血管。如此,通过进行第3特殊图像的显示,能够更明确地掌握血管从深层血管向表层血管的隆起。并且,通过显示第3特殊图像,颜色的变化减缓,因此能够减轻给用户带来的不适感。

[0091] 并且,在多观察模式下,用彩色显示第1特殊图像及第2特殊图像,但代替彩色,如图13所示,也可以以单色来显示第1特殊图像及第2特殊图像。如此,通过切换显示单色的第1特殊图像及第2特殊图像,几乎不产生表层血管或深层血管等血管以外部分的颜色变化。由此,用户在切换第1特殊图像与第2特殊图像时,不会感到不适感,而能够着眼观察表层血管或深层血管等不同深度的血管。

[0092] 如图14所示,第1特殊图像处理部63具备逆伽马转换部70、特定颜色调整部71、Log转换部72、信号比计算部73、极坐标转换部75、彩度强调处理部76、色相强调处理部77、正交

坐标转换部78、RGB转换部79、亮度调整部81、结构强调部82、逆Log转换部83及伽马转换部84。并且,为了根据食道、胃及大肠等进行观察的部位而变更特定颜色调整部71中的调整等级或彩度强调处理部76、色相强调处理部77、结构强调部82中的强调等级,在第1特殊图像处理部63设置有设定当前观察中的部位的部位设定部86。部位设定部86可以通过控制台19设定当前观察中的部位(例如,食道、胃、大肠),并且,也可以从当前观察中获得的图像自动识别而设定部位。

[0093] 逆伽马转换部70对通过第1照明光的照明及拍摄时获得的第1RGB图像信号实施逆伽马转换。该逆伽马转换后的第1RGB图像信号为相对于来自受检体的反射率线性的反射率线性第1RGB信号,因此与受检体的各种活体信息相关的信号在第1RGB图像信号中所占的比例变多。另外,将反射率线性第1R图像信号设为 $R1x$ 图像信号,将反射率线性第1G图像信号设为 $G1x$ 图像信号,将反射率线性第1B图像信号设为 $B1x$ 图像信号。

[0094] 特定颜色调整部71根据通过部位设定部86设定的部位和 $R1x$ 图像信号、 $G1x$ 图像信号及 $B1x$ 图像信号,进行自动调整观察对象中所包含的粘膜的颜色的第1粘膜颜色平衡处理。第1粘膜颜色平衡处理例如根据下述D1)~D3),以画面整体的平均颜色成为特定的彩色平衡的方式自动调整。通过进行该第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 $R1x$ 图像信号、 $G1x$ 图像信号及 $B1x$ 图像信号。

[0095] 式D1) 已进行第1粘膜颜色平衡处理的 $R1x = R1x / R1ave \times \alpha_n$

[0096] 式D2) 已进行第1粘膜颜色平衡处理的 $G1x = G1x / G1ave \times \beta_n$

[0097] 式D3) 已进行第1粘膜颜色平衡处理的 $B1x = B1x / B1ave \times \gamma_n$

[0098] 其中,上述第1粘膜颜色平衡处理为假定在观察对象中粘膜的颜色为可支配的情况下进行的处理。

[0099] 另外,在上述式D1)~D3)中, $R1ave$ 表示 $R1x$ 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 $G1x$ 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)。 $B1ave$ 表示 $B1x$ 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)。并且, α_n ($n=0,1,2$)表示用于校正 $R1x$ 图像信号的校正系数, β_n ($n=0,1,2$)表示用于校正 $G1x$ 图像信号的校正系数, γ_n ($n=0,1,2$)表示用于校正 $B1x$ 图像信号的校正系数。

[0100] 在部位设定部86中,当设定了食道时,在上述式D1)~D3)的运算中,使用食道用校正系数即 α_0 、 β_0 、 γ_0 。通过使用这种食道用校正系数 α_0 、 β_0 、 γ_0 进行上述式1)的运算,粘膜的颜色与对应于食道的目标颜色匹配。并且,在部位设定部86中,当设定了胃时,在上述式D1)~D3)的运算中,使用胃用校正系数即 α_1 、 β_1 、 γ_1 。通过使用这种胃用校正系数 α_1 、 β_1 、 γ_1 进行上述式D1)~D3)的运算,粘膜的颜色与对应于胃的目标颜色匹配。并且,在部位设定部86中,当设定了大肠时,在上述式D1)~D3)的运算中,使用大肠用校正系数即 α_2 、 β_2 、 γ_2 。通过使用这种大肠用校正系数 α_2 、 β_2 、 γ_2 进行上述式D1)~D3)的运算,粘膜的颜色与对应于大肠的目标颜色匹配。

[0101] 另外,特定颜色调整部71也可以代替自动进行第1粘膜颜色平衡处理,而手动调整粘膜颜色。在该情况下,将用于调整粘膜颜色的粘膜颜色调整菜单显示于显示器18,并从控制台19(颜色调整命令接收部)接收用于将粘膜颜色调整为目标颜色的命令(颜色调整命令)。一旦从控制台19接收到命令,则特定颜色调整部71调整 $R1x$ 图像信号、 $G1x$ 图像信号及

B1x图像信号的像素值以使粘膜颜色与目标颜色匹配。例如,预先设定有基于控制台19的操作量与用于将粘膜颜色调整为目标颜色的R1x图像信号、G1x图像信号及B1x图像信号的像素值的调整量之间的对应关系。

[0102] 并且,特定颜色调整部71也可以手动调整表层血管或深层血管。在该情况下,在显示器18上显示用于调整表层血管或深层血管的血管颜色调整菜单,并从控制台19(颜色调整命令接收部)接收用于将表层血管或深层血管调整为目标颜色的命令(颜色调整命令)。一旦从控制台19接收到命令,则特定颜色调整部71调整R1x图像信号、G1x图像信号及B1x图像信号的像素值以使表层血管或深层血管与目标颜色匹配。例如,控制台19的操作量与用于将表层血管或深层血管调整为目标颜色的R1x图像信号、G1x图像信号及R1x图像信号的像素值的调整量之间的对应关系是预先设定的。

[0103] 并且,特定颜色调整部71为了使第1特殊图像的粘膜颜色与第2特殊图像的粘膜颜色一致,可以使用通过第2特殊图像处理部64的特定颜色调整部90进行的第2粘膜颜色平衡处理的结果来进行第1粘膜颜色平衡处理。在该情况下,在第1粘膜颜色平衡处理中,如下述式DA1)~DA3)所示,代替R1ave、G1ave、B1ave,使用通过第2粘膜颜色平衡处理获得的R2ave、G2ave、B2ave。

[0104] 式DA1) 已进行第1粘膜颜色平衡处理的 $R1x = R1x / R2ave \times \alpha_n$

[0105] 式DB1) 已进行第1粘膜颜色平衡处理的 $G1x = G1x / G2ave \times \beta_n$

[0106] 式DC1) 已进行第1粘膜颜色平衡处理的 $B1x = B1x / B2ave \times \gamma_n$

[0107] 如上所述,通过使用R2ave、G2ave、B2ave进行的第2粘膜颜色平衡处理,变得第1特殊图像的粘膜颜色与第2特殊图像的粘膜颜色一致。在此,“第1特殊图像的粘膜颜色与第2特殊图像的粘膜颜色一致”是指,除了第1特殊图像的粘膜颜色与第2特殊图像的粘膜颜色完全一致以外,第1特殊图像的粘膜颜色与第2特殊图像的粘膜颜色的色差控制在一定范围内。另外,在特定颜色调整部90中,当使用第1粘膜颜色平衡处理的结果而进行第2粘膜颜色平衡处理时,将由特定颜色调整部71获得的R1ave、G1ave、B1ave发送至特定颜色调整部90。

[0108] Log转换部72分别对经过了特定颜色调整部71的R1x图像信号、G1x图像信号及B1x图像信号进行Log转换。由此,获得进行过Log转换的Rx图像信号(logR1x)、进行过Log转换的G1x图像信号(logG1x)及进行过Log转换的B1x图像信号(logB1x)。信号比计算部73根据进行过Log转换的G1x图像信号及B1x图像信号进行差分处理($\log G1x - \log B1x = \log G1x / B1x = -\log (B1x / G1x)$),由此计算B/G比(将在 $-\log (B1x / G1x)$ 中省略了“-log”、“1x”的式标记为“B/G比”)。并且,根据进行过Log转换的R1x图像信号及G1x图像信号进行差分处理($\log R1x - \log G1x = \log R1x / G1x = -\log (G1x / R1x)$),由此计算G/R比。关于G/R比,与B/G比同样,表示在 $-\log (G/R)$ 中省略了“-log”及“1x”的式。

[0109] 另外,根据从R1x图像信号、G1x图像信号及B1x图像信号中位于相同的位置的像素的像素值对每个像素求出B/G比及G/R比。并且,对每个像素求出B/G比及G/R比。并且,B/G比与血管深度(从粘膜表面至存在特定血管的位置的距离)具有相关性,因此若血管深度不同,则伴随于此B/G比也变动。并且,G/R比与血液量(血红蛋白指数)具有相关性,因此若在血液量中有变动,则伴随于此G/R比也变动。

[0110] 极坐标转换部75将由信号比计算部73求出的B/G比及G/R比转换为矢径r及角度 θ 。在该极坐标转换部75中,对所有像素进行向矢径r及角度 θ 的转换。彩度强调处理部76通过

扩展或压缩矢径 r ,进行加大观察对象中所包含的多个范围之间的彩度差的彩度强调处理。关于该彩度强调处理部76的详细内容,将在后面叙述。色相强调处理部77通过扩展或压缩角度 θ ,进行加大多个范围之间的色相差的色相强调处理。关于该色相强调处理部77的详细内容,也在后面叙述。另外,彩度强调处理部76及色相强调处理部77作为加大多个范围之间的色差的颜色的颜色扩展处理部而发挥功能。

[0111] 在正交坐标转换部78中,将已进行彩度强调处理及色相强调处理的矢径 r 及角度 θ 转换为正交坐标。由此,转换为已进行角度扩展/压缩的B/G比及G/R比。在RGB转换部79中,使用 $R1x$ 图像信号、 $G1x$ 图像信号及 $B1x$ 图像信号中的至少任意一个图像信号而将已进行彩度强调处理及色相强调处理后的B/G比及G/R比转换为 $R1y$ 图像信号、 $G1y$ 图像信号及 $B1y$ 图像信号。例如,RGB转换部79通过进行基于 $R1x$ 图像信号、 $G1x$ 图像信号及 $B1x$ 图像信号中的 Gx 图像信号及B/G比的运算,将B/G比转换为 $B1y$ 图像信号。并且,RGB转换部79通过进行基于第1RGB图像信号中的 $G1x$ 图像信号及G/R比的运算,将G/R比转换为 $R1y$ 图像信号。并且,RGB转换部79对 $G1x$ 图像信号不实施特殊的转换,而作为 $G1y$ 图像信号来输出。

[0112] 亮度调整部81使用 $R1x$ 图像信号、 $G1x$ 图像信号及 $B1x$ 图像信号和 $R1y$ 图像信号、 $G1y$ 图像信号及 $B1y$ 图像信号,调整 $R1y$ 图像信号、 $G1y$ 图像信号及 $B1y$ 图像信号的像素值。通过亮度调整部81调整 $R1y$ 图像信号、 $G1y$ 图像信号及 $B1y$ 图像信号的像素值的理由如下:通过由彩度强调处理部76及色相强调处理部77对颜色区域进行扩展/压缩的处理而获得的 $R1y$ 图像信号、 $G1y$ 图像信号及 $B1y$ 图像信号有可能会与 $R1x$ 图像信号、 $G1x$ 图像信号及 $B1x$ 图像信号较大地变化。因此,通过由亮度调整部81调整 $R1y$ 图像信号、 $G1y$ 图像信号及 $B1y$ 图像信号的像素值,使亮度调整后的 $R1y$ 图像信号、 $G1y$ 图像信号及 $B1y$ 图像信号成为与 $R1x$ 图像信号、 $G1x$ 图像信号及 $B1x$ 图像信号相同的亮度。

[0113] 亮度调整部81具备根据 $R1x$ 图像信号、 $G1x$ 图像信号及 $B1x$ 图像信号求出第1亮度信息 Yin 的第1亮度信息计算部81a和根据 $R1y$ 图像信号、 $G1y$ 图像信号及 $B1y$ 图像信号求出第2亮度信息 $Yout$ 的第2亮度信息计算部81b。第1亮度信息计算部81a按照“ $kr \times R1x$ 图像信号的像素值+ $kg \times G1x$ 图像信号的像素值+ $kb \times B1x$ 图像信号的像素值”的运算式,计算第1亮度信息 Yin 。在第2亮度信息计算部81b中,也与第1亮度信息计算部81a同样,按照与上述相同的运算式,计算第2亮度信息 $Yout$ 。若求出第1亮度信息 Yin 及第2亮度信息 $Yout$,则亮度调整部81通过进行基于以下式E1)~E3)的运算,来调整 $R1y$ 图像信号、 $G1y$ 图像信号及 $B1y$ 图像信号的像素值。

[0114] E1): $R1y^* = R1y \text{ 图像信号的像素值} \times Yin/Yout$

[0115] E2): $G1y^* = G1y \text{ 图像信号的像素值} \times Yin/Yout$

[0116] E3): $B1y^* = B1y \text{ 图像信号的像素值} \times Yin/Yout$

[0117] 另外,“ $R1y^*$ ”表示亮度调整后的 $R1y$ 图像信号,“ $G1y^*$ ”表示亮度调整后的 $G1y$ 图像信号,“ $B1y^*$ ”表示亮度调整后的 $B1y$ 图像信号。并且,“ kr ”、“ kg ”及“ kb ”为在“0”~“1”的范围内的任意常数。

[0118] 在结构强调部82中,对经过了亮度调整部81的 $R1y$ 图像信号、 $G1y$ 图像信号及 $B1y$ 图像信号实施结构强调处理。关于结构强调部82的详细内容,将在后面叙述。逆Log转换部83对经过了结构强调部82的 $R1y$ 图像信号、 $G1y$ 图像信号及 $B1y$ 图像信号实施逆Log转换。由此,可获得具有真数的像素值的 $R1y$ 图像信号、 $G1y$ 图像信号及 $B1y$ 图像信号。伽马转换部84对经

过了逆Log转换部83的图像信号实施伽马转换。由此,获得具有适合于显示器18等输出设备的灰度的R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号。经过了伽马转换部84的R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号发送至视频信号生成部66。

[0119] 在彩度强调处理部76及色相强调处理部77中,如图15所示,作为观察对象中所包含的多个范围,加大包含正常粘膜的第1范围、包含萎缩粘膜的第2范围、包含萎缩粘膜下的深层血管(以下,简称为深层血管)的第3范围、包含RA(Brownish Area:褐色区域)的第4范围及包含发红的第5范围之间的彩度差或色相差。在由B/G比、G/R比形成的信号比空间(特征空间)的第一象限中,正常粘膜的第1范围大致分布于中央。萎缩粘膜的第2范围位于相对于穿过正常粘膜的第1范围的基准线SL稍向顺时针方向侧(后述的负方向侧)的位置,且分布于比正常粘膜的第1范围更靠近原点的位置。

[0120] 深层血管的第3范围相对于基准线SL分布于顺时针方向侧(后述的负方向侧)。BA的第4范围相对于基准线SL分布于稍向逆时针方向侧(后述的正方向侧)。发红的第5范围相对于基准线SL分布于顺时针方向侧(后述的负方向侧)。BA的第4范围及发红的第5范围分布于比正常粘膜的第1范围更远离原点的位置。另外,优选正常粘膜包含于观察对象的正常部,萎缩粘膜、深层血管、BA及发红包含于观察对象的异常部。并且,基准线SL与后述的色相基准线SLh对应。

[0121] 如图16所示,在彩度强调处理部76中,在信号比空间中,变更处于矢径变更范围Rm内的坐标所表示的矢径r,另一方面,对矢径变更范围Rx外的坐标不进行矢径r的变更。矢径变更范围Rm在矢径r为“r1”至“r2”的范围内($r_1 < r_2$)。并且,在矢径变更范围Rm内,在位于矢径r1与矢径r2之间的矢径rc上设定有彩度基准线SLs。在此,矢径r越大,彩度越高,因此将矢径r小于彩度基准线SLs所表示的矢径rc的范围rcr1($r_1 < r < r_c$)设为低彩度范围。另一方面,将矢径r大于彩度基准线SLs所表示的矢径rc的范围rcr2($r_c < r < r_2$)设为高彩度范围。

[0122] 如图17所示,通过彩度强调处理部76进行的彩度强调处理中对矢径变更范围Rm内所包含的坐标的矢径r的输入,输出矢径Rx(r)。基于该彩度强调处理的输入输出的关系以实线来表示。彩度强调处理在低彩度范围rcr1内,使输出Rx(r)小于输入r,另一方面,在高彩度范围rcr2内,使输出Rx(r)大于输入r。并且,Rx(rc)中的斜率Kx设定为“1”以上。由此,能够进一步降低包含于低彩度范围内的观察对象的彩度,另一方面,能够进一步提高包含于高彩度范围内的观察对象的彩度。通过这种彩度强调,能够加大多个范围之间的彩度差。

[0123] 另外,由于观察对象中的粘膜的颜色根据部位而发生变化,因此对于作为颜色扩展处理之一即彩度强调处理的结果优选根据对每个部位设定的调整参数进行调整。例如,关于在彩度强调处理部76中输出的Rx(r),根据对每个部位设定的调整参数,调整彩度。在部位设定部86中,当设定了食道时,将食道用调整参数P0乘以Rx(r)来调整彩度。并且,在部位设定部86中,当设定了胃时,将胃用调整参数P1乘以Rx(r)来调整彩度。并且,在部位设定部86中,当设定了大肠时,将大肠用调整参数P2乘以Rx(r)来调整彩度。

[0124] 如图18所示,在色相强调处理部77中,在信号比空间中,变更处于角度变更范围Rn内的坐标所表示的角度 θ ,另一方面,对角度变更范围Rn外的坐标不进行角度 θ 的变更。角度变更范围Rn由从色相基准线SLh向逆时针方向(正方向)的角度 θ_1 的范围及从色相基准线SLh向顺时针方向(负方向)的角度 θ_2 的范围构成。包含于角度变更范围Rn内的坐标的角度 θ

利用相对于色相基准线SLh所成的角度 θ 来再定义。若角度 θ 发生变化,则色相也发生变化,因此在角度变更范围 R_n 中,将角度 θ_1 的范围设为正侧的色相范围 θ_1 ,将角度 θ_2 的范围设为负侧的色相范围 θ_2 。

[0125] 如图19所示,在色相强调处理部77中进行的色相强调处理对角度变更范围 R_n 内所包含的坐标的角度 θ 的输入,输出角度 $F_x(\theta)$ 。基于该第1色相强调处理的输入输出的关系以实线来表示。色相强调处理在负侧的色相范围 θ_2 内,使输出 $F_x(\theta)$ 大于输入 θ ,另一方面,在正侧的色相范围 θ_1 内,使输出 $F_x(\theta)$ 小于输入 θ 。由此,能够加大包含于负侧的色相范围内的观察对象与包含于正侧的色相范围内的观察对象的色相的差异。通过这种色相强调,能够加大多个范围之间的色相差。

[0126] 另外,由于观察对象中的粘膜的颜色根据部位而发生变化,因此对于作为颜色扩展处理之一即色相强调处理的结果优选根据对每个部位设定的调整参数进行调整。例如,关于在色相强调处理部77中输出的 $F_x(\theta)$,根据与部位相应的调整参数,调整色相。在部位设定部86中,当设定了食道时,将食道用调整参数 Q_0 乘以 $F_x(\theta)$ 来调整色相。并且,在部位设定部86中,当设定了胃时,将胃用调整参数 Q_1 乘以 $F_x(r)$ 来调整色相。并且,在部位设定部86中,当设定了大肠时,将大肠用调整参数 Q_2 乘以 $F_x(\theta)$ 来调整色相。

[0127] 如上所述,通过进行彩度强调处理及色相强调处理,如图20所示,彩度强调处理及色相强调处理后的萎缩粘膜的第2范围(实线)与彩度强调处理及色相强调处理前的萎缩粘膜的第2范围(虚线)相比,与正常粘膜的第1范围的差变得更大。同样,彩度强调处理及色相强调处理后的深层血管(实线)、BA的第4范围(实线)及发红的第5范围(实线)与彩度强调处理及色相强调处理前的深层血管(虚线)、BA的第4范围(虚线)及发红的第5范围(虚线)相比,与正常粘膜的第1范围的差变得更大。

[0128] 另外,在由通过Lab转换部对 R_{1x} 图像信号、 G_{1x} 图像信号及 B_{1x} 图像信号进行Lab转换而获得的 a^* 、 b^* (表示颜色信息即CIE Lab(色差)空间的色调的要素 a^* 、 b^* 。以下相同)形成的特征空间(ab空间)的情况下,如图21所示,关于正常粘膜的第1范围、萎缩粘膜的第2范围、深层血管的第3范围、BA的第4范围及发红的第5范围,也与信号比空间同样分布。而且,与上述相同的方法进行扩展或压缩矢径 r 的彩度强调处理,并且进行扩展或压缩角度 θ 的色相强调处理。通过进行这种色相强调处理及彩度强调处理,彩度强调处理及色相强调处理后的萎缩粘膜的第2范围(实线)、深层血管的第3范围(实线)、BA的第4范围(实线)及发红的第5范围(实线)与彩度强调处理及色相强调处理前的萎缩粘膜的第2范围(虚线)、深层血管的第3范围(虚线)、BA的第4范围(虚线)及发红的第5范围(虚线)相比,与正常粘膜的第1范围的差变得更大。

[0129] 如图22所示,结构强调部82作为结构强调处理,进行观察对象中所包含的特定范围的结构强调。在进行结构强调的特定范围内包含萎缩粘膜的第2范围、深层血管的第3范围、BA的第4范围或发红的第5范围。结构强调部82具有频率强调部92、合成比率设定部93及图像合成部94。频率强调部92通过对 R_{1y} 图像信号、 G_{1y} 图像信号及 B_{1y} 图像信号分别实施多个频率滤波(BPF(Band Pass Filtering:带通滤波器)),获取多个频率强调图像。另外,在结构强调部82中,优选进行强调表层血管的处理。

[0130] 在频率强调部92中,使用提取多含萎缩粘膜区域的低频第1频率成分的萎缩粘膜区域用频率滤波、提取多含深层血管区域的中频第2频率成分的深层血管区域用频率滤波、

提取多含BA区域的低频第3频率成分的BA用频率滤波及提取多含发红区域的低频第4频率成分的发红用频率滤波。

[0131] 通过实施萎缩粘膜区域用频率滤波,获得第1频率成分强调图像BPF1 (RGB)。BPF1 (RGB)表示分别对R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号实施了萎缩粘膜区域用频率滤波的图像信号。通过实施深层血管区域用频率滤波,获得第2频率成分强调图像BPF2 (RGB)。BPF2 (RGB)表示分别对R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号实施了深层血管区域用频率滤波的图像信号。

[0132] 通过实施BA区域用频率滤波,获得第3频率成分强调图像BPF3 (RGB)。BPF3 (RGB)表示分别对R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号实施了BA区域用频率滤波的图像信号。通过实施发红区域用频率滤波,获得第4频率成分强调图像BPF4 (RGB)。BPF4 (RGB)表示分别对R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号实施了发红区域用频率滤波的图像信号。

[0133] 合成比率设定部93根据彩度强调处理及色相强调处理前的B/G比、G/R比(参考图14),对每个像素设定表示对R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号合成第1~第4频率成分强调图像BPF1~4 (RGB)的比例的合成比率 g_1 (B/G比、G/R比)、 g_2 (B/G比、G/R比)、 g_3 (B/G比、G/R比)、 g_4 (B/G比、G/R比)。

[0134] 如图23所示,关于合成比率 g_1 (B/G比、G/R比),B/G比、G/R比进入到第2范围内的像素设定为 g_{1x} ,将B/G比、G/R比进入到其他范围(第3范围、第4范围、第5范围)内的像素的合成比率 g_1 (B/G比、G/R比)设定为 g_{1y} 。为了对B/G比、G/R比进入到第2范围内的像素加第1频率成分图像,而将 g_{1x} 设定为较大。例如, g_{1x} 为“100%”。与此相对, g_{1y} 以不加或几乎不加第1频率成分图像的方式设定为极小。例如, g_{1y} 为“0%”。

[0135] 关于合成比率 g_2 (B/G比、G/R比),B/G比、G/R比进入到第3范围内的像素设定为 g_{2x} ,关于B/G比、G/R比进入到其他范围(第2范围、第4范围、第5范围)内的像素设定为 g_{2y} 。为了对B/G比、G/R比进入到第3范围内的像素加第2频率成分图像,而将 g_{2x} 设定为较大。例如, g_{2x} 为“100%”。与此相对, g_{2y} 以不加或几乎不加第2频率成分图像的方式设定为极小。例如, g_{2y} 为“0%”。

[0136] 关于合成比率 g_3 (B/G比、G/R比),B/G比、G/R比进入到第4范围内的像素设定为 g_{3x} ,关于B/G比、G/R比进入到其他范围(第2范围、第3范围、第5范围)内的像素设定为 g_{3y} 。为了对B/G比、G/R比进入到第4范围内的像素加第3频率成分图像,而将 g_{3x} 设定为较大。例如, g_{3x} 为“100%”。与此相对, g_{3y} 以不加或几乎不加第3频率成分图像的方式设定为极小。例如, g_{3y} 为“0%”。

[0137] 关于合成比率 g_4 (B/G比、G/R比),B/G比、G/R比进入到第5范围内的像素设定为 g_{4x} ,关于B/G比、G/R比进入到其他范围(第2范围、第3范围、第4范围)内的像素设定为 g_{4y} 。为了对B/G比、G/R比进入到第5范围内的像素加第4频率成分图像,而将 g_{4x} 设定为较大。例如, g_{4x} 为“100%”。与此相对, g_{4y} 以不加或几乎不加第4频率成分图像的方式设定为极小。例如, g_{4y} 为“0%”。

[0138] 图像合成部94根据下述式F),按照在合成比率设定部93中对每个像素设定的合成比率,合成R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号与第1~第4频率成分强调图像BPF1~4 (RGB)。由此,获得已进行结构强调处理的R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号。

[0139] 式F):已进行结构强调处理的R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号

[0140] =R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号

[0141] +BPF1 (RGB) ×Gain1 (RGB) ×g1 (B/G比、G/R比)

[0142] +BPF2 (RGB) ×Gain2 (RGB) ×g2 (B/G比、G/R比)

[0143] +BPF3 (RGB) ×Gain3 (RGB) ×g3 (B/G比、G/R比)

[0144] +BPF4 (RGB) ×Gain4 (RGB) ×g4 (B/G比、G/R比)

[0145] 另外,根据第1~第4频率成分强调图像的边缘的特性预先确定式F)的Gain1~4 (RGB)。例如,在多含深层血管及BA的第2、第3频率成分强调图像中,这些深层血管及BA成为图像的值小于“0”的下缘,因此Gain2、3 (RGB) 优选设定为负值。

[0146] 在此,关于B/G比、G/R比包含于第2范围内的像素,在合成比率设定部93中,合成比率g1 (B/G比、G/R比) 设定为g1x,合成比率g2、g3、g4 (B/G比、G/R比) 设定为g2y、g3y、g4y,因此对B/G比、G/R比在第2范围内的像素加第1频率强调成分,对B/G比、G/R比在第3~5范围内的像素几乎或完全不加第1频率强调成分。由于在第2范围内含有很多萎缩粘膜区域,因此通过加第1频率强调成分,能够对萎缩粘膜进行结构强调。

[0147] 并且,关于B/G比、G/R比包含于第3范围内的像素,在合成比率设定部93中,合成比率g2 (B/G比、G/R比) 设定为g2x,合成比率g1、g3、g4 (B/G比、G/R比) 设定为g1y、g3 y、g4y,因此对B/G比、G/R比在第3范围内的像素加第2频率强调成分,对B/G比、G/R比在第2、4、5范围内的像素几乎或完全不加第2频率强调成分。由于在第3范围内含有很多深层血管区域,因此通过加第2频率强调成分,能够对深层血管区域进行结构强调。

[0148] 并且,关于B/G比、G/R比包含于第4范围内的像素,在合成比率设定部93中,合成比率g3 (B/G比、G/R比) 设定为g3x,合成比率g1、g2、g4 (B/G比、G/R比) 设定为g1y、g2y、g4y,因此对B/G比、G/R比在第4范围内的像素加第3频率强调成分,对B/G比、G/R比在第2、3、5范围内的像素几乎或完全不加第3频率强调成分。由于在第4范围内含有很多BA区域,因此通过加第3频率强调成分,能够对BA区域进行结构强调。

[0149] 并且,关于B/G比、G/R比包含于第5范围内的像素,在合成比率设定部93中,合成比率g4 (B/G比、G/R比) 设定为g4x,合成比率g1、g2、g3 (B/G比、G/R比) 设定为g1y、g2y、g3y,因此对B/G比、G/R比在第5范围内的像素加第4频率强调成分,对B/G比、G/R比在第2~4范围内的像素几乎或完全不加第4频率强调成分。由于在第5范围内含有很多发红区域,因此通过加第4频率强调成分,能够对发红区域进行结构强调。

[0150] 如上所述,根据B/G比、G/R比,对每个像素设定合成比率,并根据对该每个像素设定的合成比率,对R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号合成频率成分强调图像,能够选择性地强调萎缩粘膜区域、深层血管区域、BA及发红等特定范围。例如,当与B/G比、G/R比无关地将第1或第3频率成分强调图像与色差强调图像的所有像素相加时,第1或第3频率成分图像为强调了低频成分的图像,因此萎缩粘膜及BA均得到强调。因此,如本发明,通过仅对色差强调图像中的B/G比、G/R比在第2范围内的像素加第1频率成分强调图像,能够不强调BA而仅强调萎缩粘膜。与此相对,仅对色差强调图像中的B/G比、G/R比在第4范围内的像素加第3频率成分强调图像,能够不强调BA而仅强调萎缩粘膜。

[0151] 另外,观察对象中的粘膜的颜色根据部位而发生变化,因此关于已进行结构强调处理的R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号,优选根据与部位相应的调整参数,调整像素值。例如,在部位设定部86中,当设定了食道时,将食道用调整参数S0乘以已进行结构

强调处理的R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号而调整像素值。并且,在部位设定部86中,当设定了胃时,将胃用调整参数S1乘以已进行结构强调处理的R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号而调整像素值。并且,在部位设定部86中,当设定了大肠时,将大肠用调整参数S2乘以已进行结构强调处理的R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号而调整像素值。

[0152] 如图14所示,第2特殊图像处理部64具有与第1特殊图像处理部63相同的处理部。但是,在第2特殊图像处理部64中,一部分处理内容与第1特殊图像处理部63不同。例如,在第2特殊图像处理部64的结构强调部82中,优选进行强调深层血管的处理。并且,在第2特殊图像处理部64中,在逆伽马转换后的第2RGB图像信号中,将反射率线性第2R图像信号设为R2x图像信号,将反射率线性第2G图像信号设为G2x图像信号,将反射率线性第2B图像信号设为B2x图像信号。另外,关于第3特殊图像处理部65,虽然在图14中未图示(关于图25、图29也相同),但具有与第1特殊图像处理部63相同的处理部,且一部分处理内容与第1特殊图像处理部63不同。例如,在第3特殊图像处理部65的结构强调部82中,优选进行强调表层与深层之间的中间层血管的处理。

[0153] 在第2特殊图像处理部64的特定颜色调整部90中,根据通过部位设定部86设定的部位和R2x图像信号、G2x图像信号及B2x图像信号,进行自动调整观察对象中所包含的粘膜的颜色的第2粘膜颜色平衡处理。第2粘膜颜色平衡处理与第1粘膜颜色平衡处理相同,例如根据下述G1)~G3)进行。由此,获得已进行第2粘膜颜色平衡处理的R2x图像信号、G2x图像信号及B2x图像信号。

[0154] 式G1) 已进行第2粘膜颜色平衡处理的 $R2x = R2x / R2ave \times \alpha_n$

[0155] 式G2) 已进行第2粘膜颜色平衡处理的 $G2x = G2x / G2ave \times \beta_n$

[0156] 式G3) 已进行第2粘膜颜色平衡处理的 $B2x = B2x / B2ave \times \gamma_n$

[0157] 但是,关于上述第2粘膜颜色平衡处理,也与第1粘膜颜色平衡处理同样,是假定在观察对象中粘膜的颜色为可支配的情况下进行的处理。

[0158] 另外,在上述式G1)~G3)中,R2ave表示R2x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)。G2ave表示G2x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)。B2ave表示B2x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)。并且, α_n ($n=0,1,2$)、 β_n ($n=0,1,2$)、 γ_n ($n=0,1,2$)分别表示用于校正R2x图像信号、G2x图像信号及B2x图像信号的校正系数。

[0159] 另外,特定颜色调整部90也可以与特定颜色调整部71同样,代替自动进行第2粘膜颜色平衡处理,而手动调整粘膜颜色、表层血管的颜色或深层血管的颜色。关于基于手动的粘膜颜色的调整,与特定颜色调整部71的情况相同。

[0160] 并且,特定颜色调整部90也可以使用通过第1特殊图像处理部63的特定颜色调整部71进行的第1粘膜颜色平衡处理的结果而进行第2粘膜颜色平衡处理,使第1特殊图像的粘膜颜色与第2特殊图像的粘膜颜色一致。如上所述,使用该第1粘膜颜色平衡处理的结果的第2粘膜颜色平衡处理的方法与使用第2粘膜颜色平衡处理的结果的第1粘膜颜色平衡处理的方法相同。

[0161] 接着,按照图24所示的流程图对多观察模式进行说明。操作模式切换SW13a而进行向多观察模式的切换。若切换为多观察模式,则第1照明光仅在预先设定的第1照明光的发

光时段持续发光。例如,当第1照明光的发光时段为两帧时,第1照明光持续发光两帧。关于拍摄由第1照明光照明中的观察对象而获得的第1特殊图像,仅在第1照明光的发光时段持续显示于显示器18。

[0162] 若第1照明光的发光时段的第1照明光的发光结束,则光源控制部21自动进行从第1照明光向第2照明光的切换。该第2照明光仅在预先设定的第2照明光的发光时段持续发光。例如,当第2照明光的发光时段为三帧时,第2照明光持续发光三帧。关于拍摄由第2照明光照明中的观察对象而获得的第2特殊图像,仅在第1照明光的发光时段持续显示于显示器18。如上所述,关于自动切换第1照明光与第2照明光而进行发光且切换第1特殊图像与第2特殊图像并显示于显示器18,重复进行直至向其他模式的切换等复合观察模式结束。

[0163] 另外,在上述实施方式中,通过信号比计算部73由第1RGB图像信号求出B/G比及G/R比,并且在由这些B/G比及G/R比形成的信号比空间中进行彩度强调处理及色相强调处理,但也可以求出与B/G比及G/R比不同的颜色信息,并且在由该颜色信息形成的特征空间中进行彩度强调处理及色相强调处理。

[0164] 例如,也可以作为颜色信息求出色差信号Cr及Cb,并且在由色差信号Cr及Cb形成的特征空间中进行彩度强调处理及色相强调处理。在该情况下,使用图25所示的第1特殊图像处理部100及第2特殊图像处理部101。第1特殊图像处理部100及第2特殊图像处理部101与第1特殊图像处理部63及第2特殊图像处理部64不同,不具备Log转换部72、信号比计算部73及逆Log转换部83。取而代之,第1特殊图像处理部100及第2特殊图像处理部101具备光亮度色差信号转换部104。关于除此以外的结构,第1特殊图像处理部100及第2特殊图像处理部101与第1特殊图像处理部63及第2特殊图像处理部64相同。

[0165] 光亮度色差信号转换部104将R1x图像信号、G1x图像信号及B1x图像信号转换为光亮度信号Y和色差信号Cr及Cb。在向色差信号Cr及Cb的转换中使用公知的转换式。关于色差信号Cr及Cb发送至极坐标转换部75。关于光亮度信号Y发送至RGB转换部79及亮度调整部81。在RGB转换部79中,将经过了正交坐标转换部78的色差信号Cr及Cb和光亮度信号Y转换为R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号。

[0166] 在亮度调整部81中,作为第1亮度信息Yin使用光亮度信号Y,并且作为第2亮度信息Yout使用通过第2亮度信息计算部81b求出的第2亮度信息而进行R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号的像素值的调整。另外,关于第2亮度信息Yout的计算方法和R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号的像素值的调整方法,与第1特殊图像处理部63的情况相同。

[0167] 在由色差信号Cr及Cb形成的CrCb空间中,如图26所示,在第二象限中,包含正常粘膜的第1范围大致分布于中央。包含萎缩粘膜的第2范围位于相对于穿过正常粘膜的第1范围的基准线SL稍向顺时针方向侧,且分布于比正常粘膜的第1范围更靠近原点的位置。包含深层血管的第3范围相对于基准线SL分布于顺时针方向侧。包含BA的第4范围相对于基准线SL分布于稍向逆时针方向侧。包含发红的第5范围相对于基准线SL分布于顺时针方向侧。另外,基准线SL与前述的色相基准线SLh对应。在CrCb空间中,相对于基准线SL,逆时针方向与上述正方向对应,相对于基准线SL,顺时针方向与上述的负方向对应。

[0168] 如上所述,在第1~第5范围分布的CrCb空间中,与信号比空间的情况同样,进行扩展或压缩矢径r的彩度强调处理及扩展或压缩角度 θ 的色相强调处理。由此,如图27所示,彩

度强调处理及色相强调处理后的萎缩粘膜的第2范围(实线)与彩度强调处理及色相强调处理前的萎缩粘膜的第2范围(虚线)相比,与正常粘膜的第1范围的差变得更大。同样,彩度强调处理及色相强调处理后的深层血管(实线)、BA的第4范围(实线)及发红的第5范围(实线)与彩度强调处理及色相强调处理前的深层血管(虚线)、BA的第4范围(虚线)及发红的第5范围(虚线)相比,与正常粘膜的第1范围的差变得更大。另外,观察对象中的粘膜的颜色根据部位而发生变化,因此与信号比空间的情况同样,优选根据对每个部位设定的调整参数,调整基于色差信号Cr、Cb的彩度强调处理或色相强调处理的处理结果。

[0169] 并且,关于使用色差信号Cr、Cb时的结构强调处理,也以与信号比空间的情况相同的方法进行。如图28所示,在第1特殊图像处理部100及第2特殊图像处理部101的结构强调部82中,对合成比率设定部93输入色差信号Cr、Cb。合成比率设定部93根据彩度强调处理及色相强调处理前的Cr、Cb,对每个像素设定表示对R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号合成第1~第4频率成分强调图像BPF1~4(RGB)的比例的合成比率g1(Cr、Cb)、g2(Cr、Cb)、g3(Cr、Cb)、g4(Cr、Cb)。该合成比率g1(Cr、Cb)、g2(Cr、Cb)、g3(Cr、Cb)、g4(Cr、Cb)的设定方法与上述同样,根据Cr、Cb是否进入到第2~第5范围中的任一个范围内来确定。

[0170] 而且,按照通过合成比率设定部93对每个像素设定的合成比率g1(Cr、Cb)、g2(Cr、Cb)、g3(Cr、Cb)、g4(Cr、Cb),合成R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号与第1~第4频率成分强调图像BPF1~4(RGB)。由此,获得已进行结构强调处理的R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号。另外,在使用CrCb的情况下,关于已进行结构强调处理的R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号,也优选根据对每个部位设定的调整参数,调整像素值。

[0171] 并且,也可以作为颜色信息求出色相H(Hue:色调)及彩度S(Saturation:饱和度),并且在由色相H及彩度S形成的HS空间中,进行彩度强调处理及色相强调处理。当使用色相H及彩度S时,使用图29所示的第1特殊图像处理部120及第2特殊图像处理部121。第1特殊图像处理部120及第2特殊图像处理部121与第1特殊图像处理部63及第2特殊图像处理部64不同,不具备Log转换部72、信号比计算部73、极坐标转换部75、正交坐标转换部78及逆Log转换部83。取而代之,第1特殊图像处理部120及第2特殊图像处理部121具备HSV转换部124。关于除此以外的结构,第1特殊图像处理部120及第2特殊图像处理部121与第1特殊图像处理部63及第2特殊图像处理部64相同。

[0172] HSV转换部124将R1x图像信号、G1x图像信号及B1x图像信号转换为色相H、彩度S及明度V(Value:值)。在向色相H、彩度S及明度V的转换中使用公知的转换式。关于色相H及彩度S发送至彩度强调处理部76及色相强调处理部77。关于明度V发送至RGB转换部79。在RGB转换部79中,将经过了彩度强调处理部76及色相强调处理部77的色相H、彩度S及明度V转换为R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号。

[0173] 在亮度调整部81中,使用通过第1亮度信息计算部求出的第1亮度信息Yin及通过第2亮度信息计算部81b求出的第2亮度信息Yout,进行R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号的像素值的调整。另外,关于第1亮度信息Yin、第2亮度信息Yout的计算方法以及R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号的像素值的调整方法,与上述第1特殊图像处理部63的情况相同。

[0174] 在由色相H及彩度S形成的HS空间中,如图30所示,包含正常粘膜的第1范围分布于表示特定的色相值的基准线SL上。包含萎缩粘膜的第2范围分布于比基准线SL更低彩度的

位置。包含BA的第4范围分布于比正常粘膜的第1范围更高彩度的位置且相对于基准线SL向第1色相方向(右侧)的位置。包含发红的第5范围分布于比正常粘膜的第1范围更高彩度的位置且相对于基准线SL向第2色相方向(左侧)的位置。包含深层血管的第3范围分布于比正常粘膜的第1范围更高彩度的位置且比BA的第4范围或发红的第5范围更低彩度的位置。并且,深层血管的第3范围分布于相对于基准线SL向与第1色相方向不同的第2色相方向(左侧)的位置。发红的第5范围与基准线SL的向色相方向的距离小于深层血管的第3范围与基准线SL的距离。

[0175] 如上所述,第1~第5范围分布的HS空间中的彩度强调处理及色相强调处理不是如信号比空间及CrCb空间扩展或压缩矢径 r 及角度 θ ,而进行使第2~第5范围平行移动的处理。彩度强调处理部76作为彩度强调处理,对萎缩粘膜的第2范围进行沿彩度方向平行移动的处理,以使其成为低彩度。另一方面,彩度强调处理部76作为彩度强调处理,优选对深层血管的第3范围、BA的第4范围及发红的第5范围进行沿彩度方向平行移动的处理,以使其成为高彩度。

[0176] 另外,关于这些第3~第5范围,也可以平行移动以使其成为低彩度。并且,色相强调处理部77作为色相强调处理,对深层血管的第3范围、RA的第4范围、发红的第5范围进行沿色相方向平行移动的处理,以使其远离正常粘膜的第1范围。另外,色相强调处理部77作为色相强调处理,也可以进行使萎缩粘膜的第2范围沿色相方向移动的处理。

[0177] 通过进行以上的彩度强调处理及色相强调处理,如图31所示,彩度强调处理及色相强调处理后的萎缩粘膜的第2范围(实线)与彩度强调处理及色相强调处理前的萎缩粘膜的第2范围(虚线)相比,与正常粘膜的第1范围的差变得更大。同样,彩度强调处理及色相强调处理后的深层血管(实线)、BA的第4范围(实线)及发红的第5范围(实线)与第1彩度强调处理及第1色相强调处理前的深层血管(虚线)、BA的第4范围(虚线)及发红的第5范围(虚线)相比,与正常粘膜的第1范围的差变得更大。另外,观察对象中的粘膜的颜色根据部位而发生变化,因此与信号比空间的情况同样,优选根据对每个部位设定的调整参数,调整基于色相H及彩度S的彩度强调处理及色相强调处理的处理结果。

[0178] 并且,通过与信号比空间的情况相同的方法,根据CrCb进行结构强调处理。如图32所示,在第1特殊图像处理部120及第2特殊图像处理部121的结构强调部82中,对合成比率设定部93输入色相H及彩度S。合成比率设定部93根据彩度强调处理及色相强调处理前的色相H及彩度S,对每个像素设定表示对R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号合成第1~第4频率成分强调图像BPF1~4(RGB)的比例的合成比率 $g1(H,S)$ 、 $g2(H,S)$ 、 $g3(H,S)$ 、 $g4(H,S)$ 。该合成比率 $g1(H,S)$ 、 $g2(H,S)$ 、 $g3(H,S)$ 、 $g4(H,S)$ 的设定方法与上述同样,根据色相H及彩度S是否进入到第2~第5范围中的任一个范围内来确定。

[0179] 而且,按照通过合成比率设定部93对每个像素设定的合成比率 $g1(H,S)$ 、 $g2(H,S)$ 、 $g3(H,S)$ 、 $g4(H,S)$,合成R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号与第1~第4频率成分强调图像BPF1~4(RGB)。由此,获得已进行结构强调处理的R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号。另外,在使用色相H及彩度S的情况下,关于已进行结构强调处理的R1y图像信号、G1y图像信号及B1y图像信号,也优选根据对每个部位设定的调整参数,调整像素值。

[0180] [第2实施方式]

[0181] 在第2实施方式中,代替在第1实施方式中示出的四个颜色的LED20a~20d,使用激

光光源及荧光体进行对观察对象的照明。除此以外与第1实施方式相同。

[0182] 如图33所示,在第2实施方式的内窥镜系统200中,在光源装置14中,代替四个颜色的LED20a~20d,设置有发射中心波长 $445\pm 10\text{nm}$ 的蓝色激光束的蓝色激光光源(在图33中,标记为“445LD”)204及发射中心波长 $405\pm 10\text{nm}$ 的蓝紫色激光束的蓝紫色激光光源(在图33中,标记为“405LD”)206。来自这些各光源204及206的半导体发光元件的发光由光源控制部208单独控制,且蓝色激光光源204的射出光与蓝紫色激光光源206的射出光的光量比变更自如。

[0183] 在普通观察模式的情况下,光源控制部208驱动蓝色激光光源204。在第1特殊观察模式的情况下,驱动蓝色激光光源204及蓝紫色激光光源206这两者,且以使蓝紫色激光束的发光比率大于蓝色激光束的发光比率的方式进行控制。在第2特殊观察模式的情况下,驱动蓝色激光光源204及蓝紫色激光光源206这两者,且以使蓝色激光束的发光比率大于蓝紫色激光束的发光比率的方式进行控制。

[0184] 在多观察模式的情况下,驱动蓝色激光光源204及蓝紫色激光光源206这两者,且在第1照明光的发光时段,以使蓝紫色激光束的发光比率大于蓝色激光束的发光比率的方式进行控制,并且在第2照明光的发光时段,以使蓝色激光束的发光比率大于蓝紫色激光束的发光比率的方式进行控制。从以上各光源204及206射出的激光束经由聚光透镜、光纤或合波器等光学部件(均未图示)入射到光导件41。

[0185] 另外,蓝色激光束或蓝紫色激光束的半宽度优选设为 $\pm 10\text{nm}$ 左右。并且,蓝色激光光源104及蓝紫色激光光源106能够利用大面积型InGaN类激光二极管,并且也能够利用InGaNs类激光二极管或GaNAs类激光二极管。并且,作为上述光源,也可以设为使用了发光二极管光等发光体的结构。

[0186] 在照明光学系统30a中,除了照明透镜45以外,还设置有来自光导件41的蓝色激光束或蓝紫色激光束入射的荧光体210。通过对荧光体210照射蓝色激光束,从荧光体210发射荧光。并且,一部分蓝色激光束直接透射荧光体210。蓝紫色激光束并不激发荧光体210而透射。从荧光体210射出的光经由照明透镜45照射到受检体内。

[0187] 在此,在普通观察模式下,由于主要由蓝色激光束入射到荧光体210,因此如图34所示的将由蓝色激光束及蓝色激光束从荧光体210激发发出的荧光合波而成的普通光照射到观察对象。在第1特殊观察模式下,蓝紫色激光束及蓝色激光束这两者入射到荧光体210,因此如图35所示的将由蓝紫色激光束、蓝色激光束及蓝色激光束从荧光体210激发发出的荧光合波而成的第1照明光照射到受检体内。在该第1照明光中,蓝紫色激光束的光强度大于蓝色激光束的光强度。

[0188] 在第2特殊观察模式下,同样由蓝紫色激光束及蓝色激光束这两者入射到荧光体210,因此如图36所示的将由蓝紫色激光束、蓝色激光束及蓝色激光束从荧光体210激发发出的荧光合波而成的第2照明光照射到受检体内。在该第2照明光中,蓝色激光束的光强度大于蓝紫色激光束的光强度。在多观察模式下,第1照明光仅在预先设定的第1照明光的发光时段持续照射,接着,第2照明仅在预先设定的第2照明光的发光时段持续照射。

[0189] 另外,荧光体210优选使用包含吸收蓝色激光束的一部分而激发发出绿色~黄色光的多种荧光体(例如YAG系荧光体或BAM(BaMgAl₁₀O₁₇)等荧光体)而构成的荧光体。如本结构例,若将半导体发光元件用作荧光体210的激发光源,则能够以高发光效率获得高强度的

白色光,且能够轻松地调整白色光的强度的基础上,能够将白色光的色温及色度的变化抑制为较小。

[0190] 在上述实施方式中,第1特殊图像处理部63、第2特殊图像处理部64、第1特殊图像处理部100、第2特殊图像处理部101、第1特殊图像处理部120及第2特殊图像处理部121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。

[0191] 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。

[0192] 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)。

[0193] 另外,本发明除了组装于如第1~第3实施方式的内窥镜系统或如第4实施方式的胶囊型内窥镜系统的处理器装置以外,还能够适用于各种医用图像处理装置中。

[0194] [符号的说明]

[0195] 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,14-光源装置,16-处理器装置,18-显示器,19-控制台,20-光源部,20a-V-LED,20b-B-LED,20c-G-LED,20d-R-LED,21-光源控制部,23-光路结合部,24-发光时段设定部,26a-滑动条,26b-滑动条,27a-滑块,27b-滑块,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,48-摄像传感器,50-CDS/AGC电路,52-A/D转换器,53-图像获取部,56-DSP,58-去噪部,60-信号切换部,62-普通图像处理部,63-第1特殊图像处理部,64-第2特殊图像处理部,66-视频信号生成部,70-逆伽马转换部,71-特定颜色调整部,72-Log转换部,73-信号比计算部,75-极坐标转换部,76-彩度强调处理部,77-色相强调处理部,78-正交坐标转换部,79-RGB转换部,81-亮度调整部,81a-第1亮度信息计算部,81b-第2亮度信息计算部,82-结构强调部,83-逆Log转换部,84-伽马转换部,86-部位设定部,90-特定颜色调整部,92-频率强调部,93-合成比率设定部,94-图像合成部,100-第1特殊图像处理部,101-第2特殊图像处理部,104-光亮度色差信号转换部,104-蓝色激光光源,106-蓝紫色激光光源,120-第1特殊图像处理部,121-第2特殊图像处理部,124-HSV转换部,200-内窥镜系统,204-蓝色激光光源,204-蓝色激光光源,206-蓝紫色激光光源,208-光源控制部,210-荧光体。

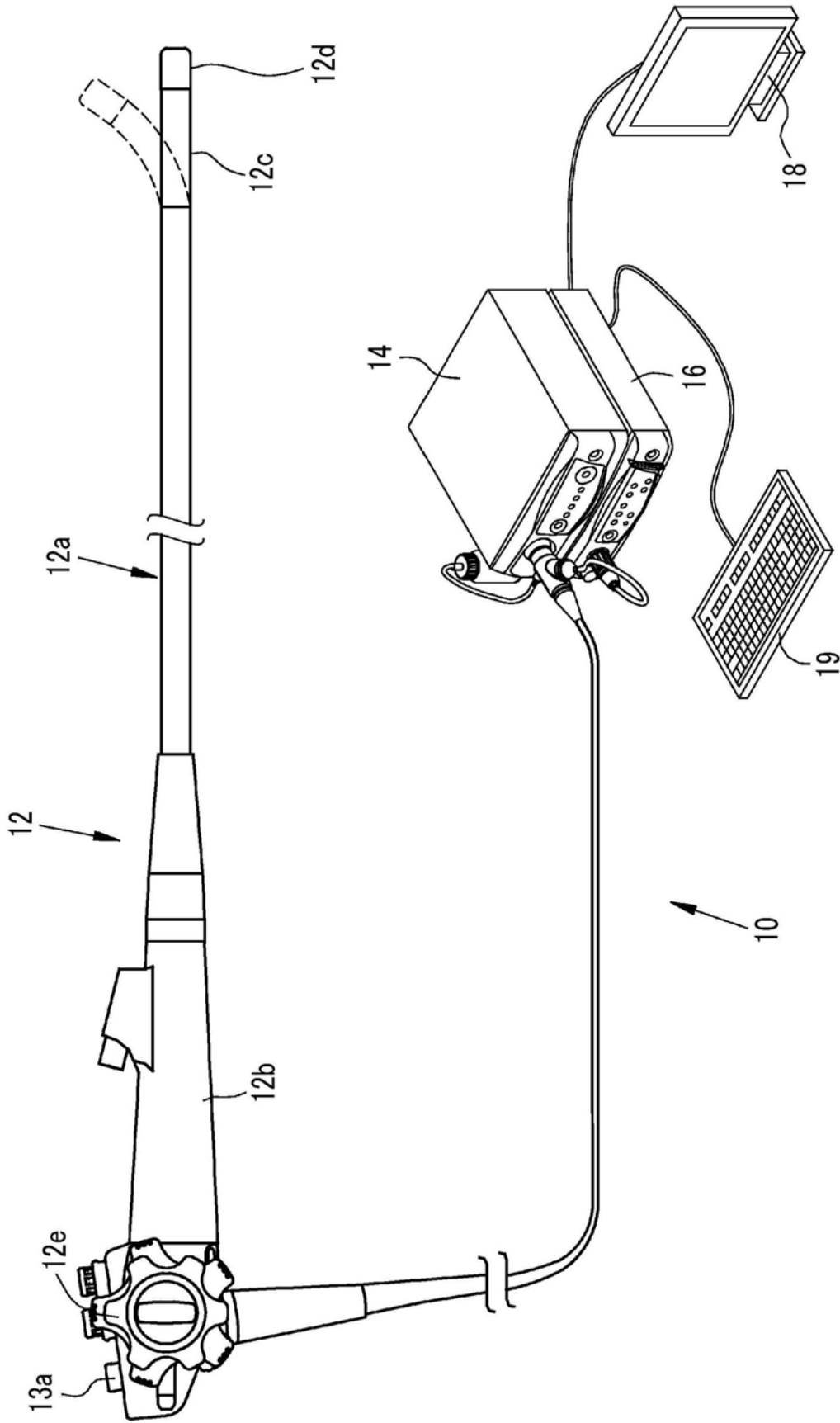


图1

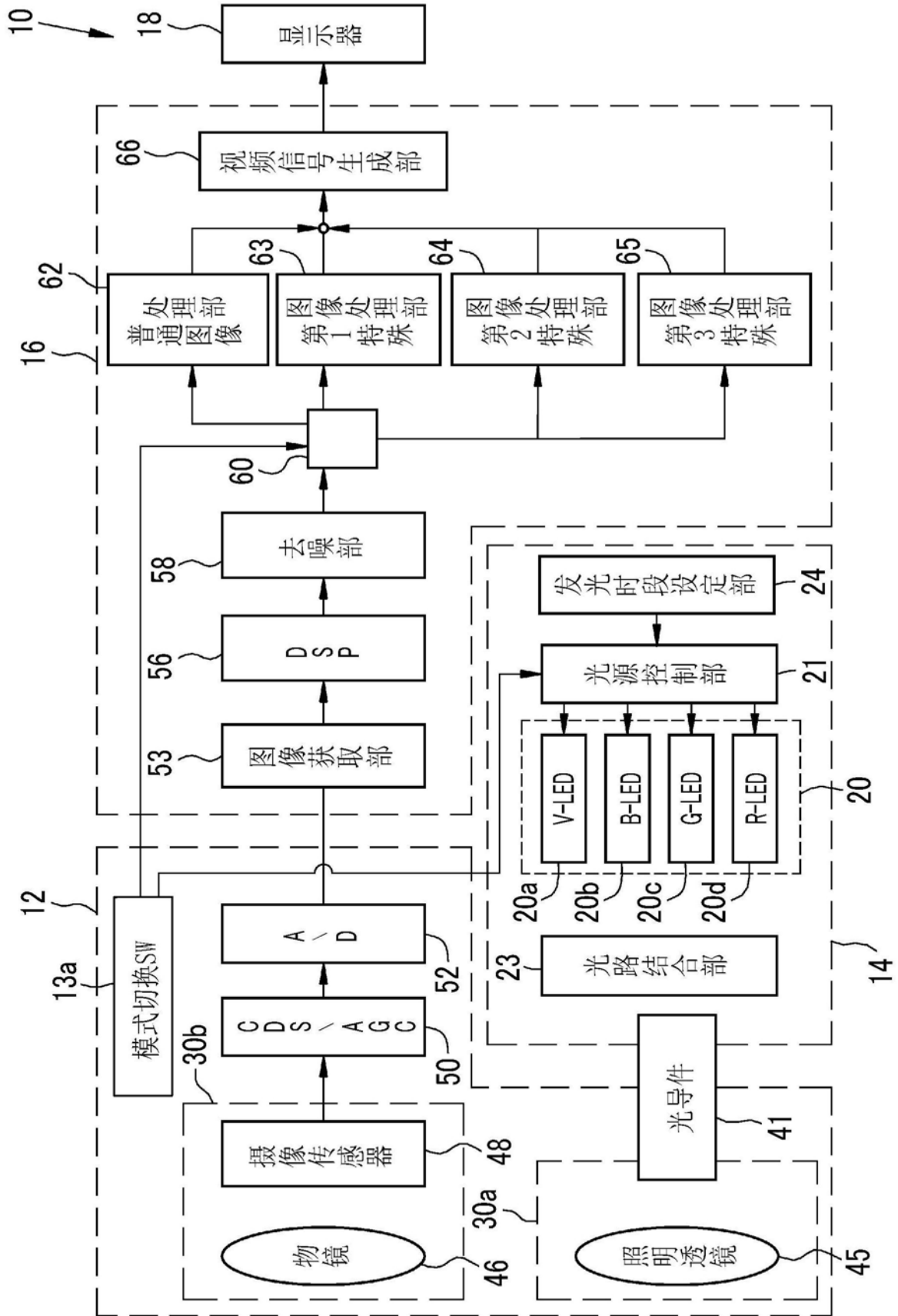


图2

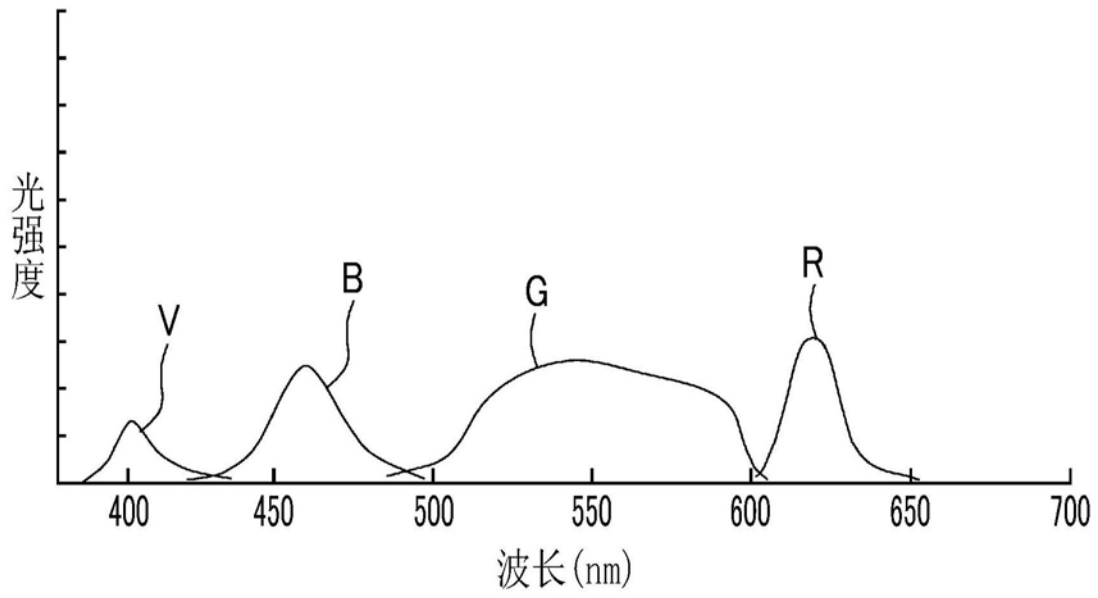


图3

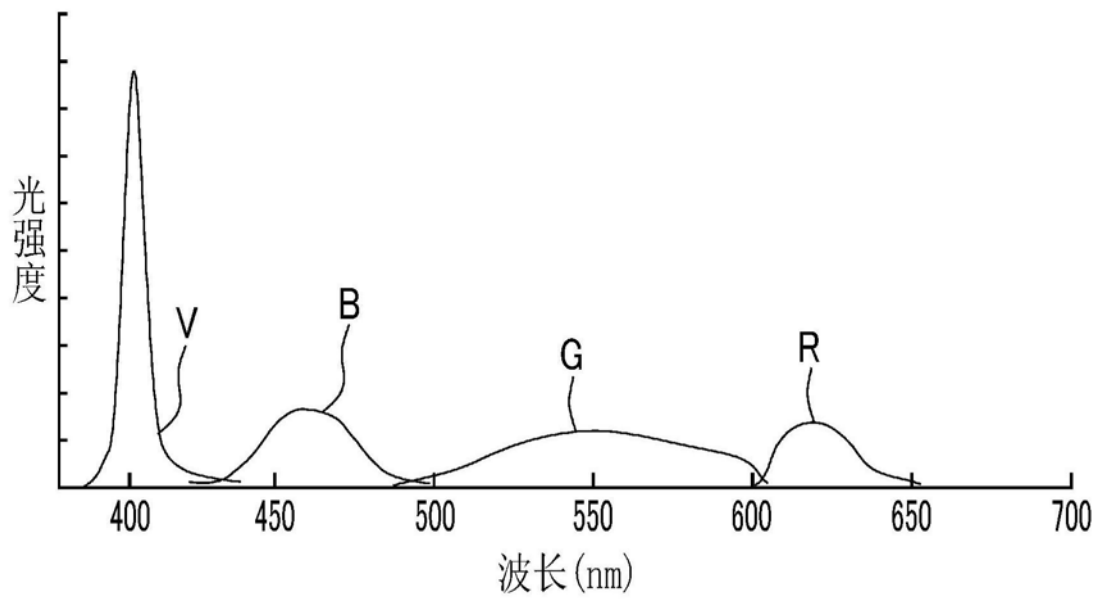


图4

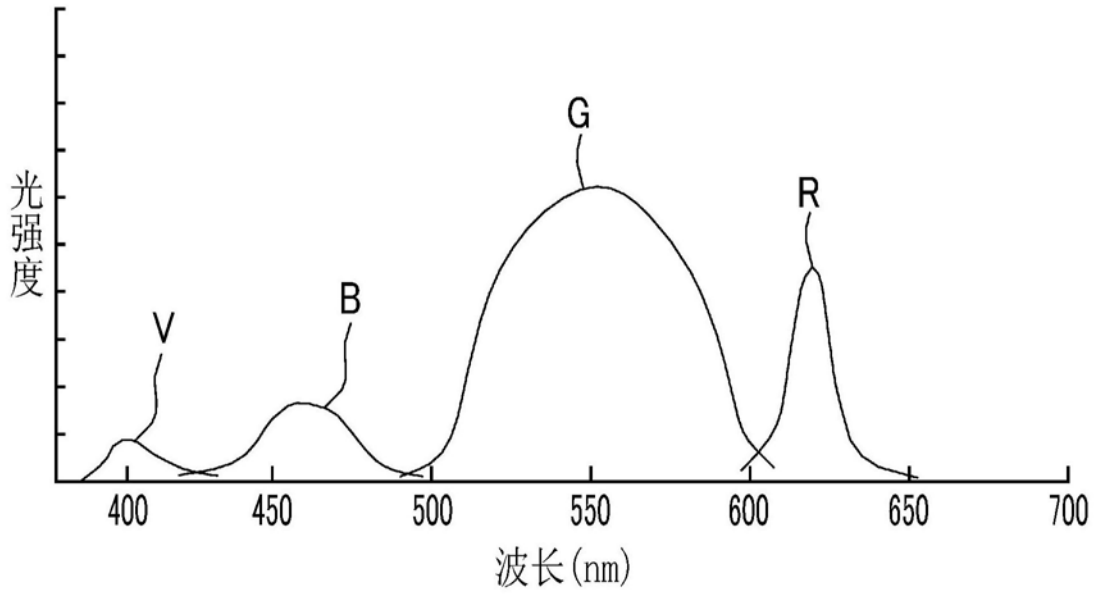


图5



图6

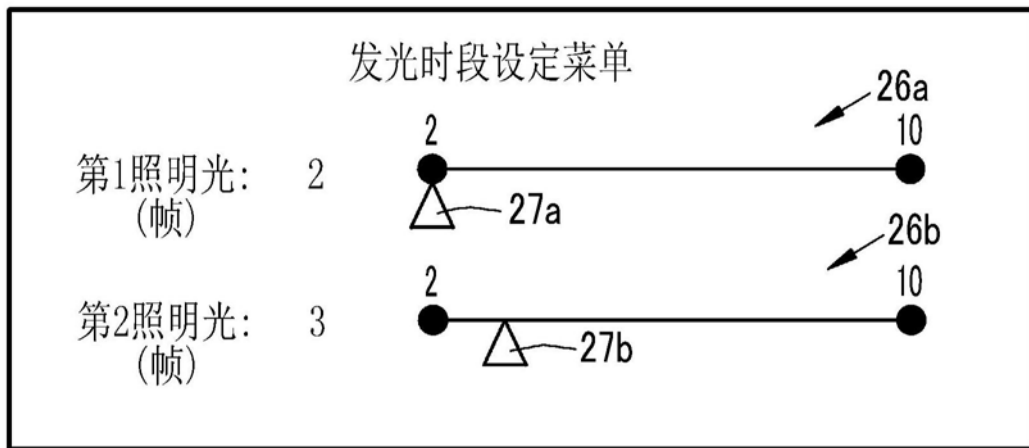


图7

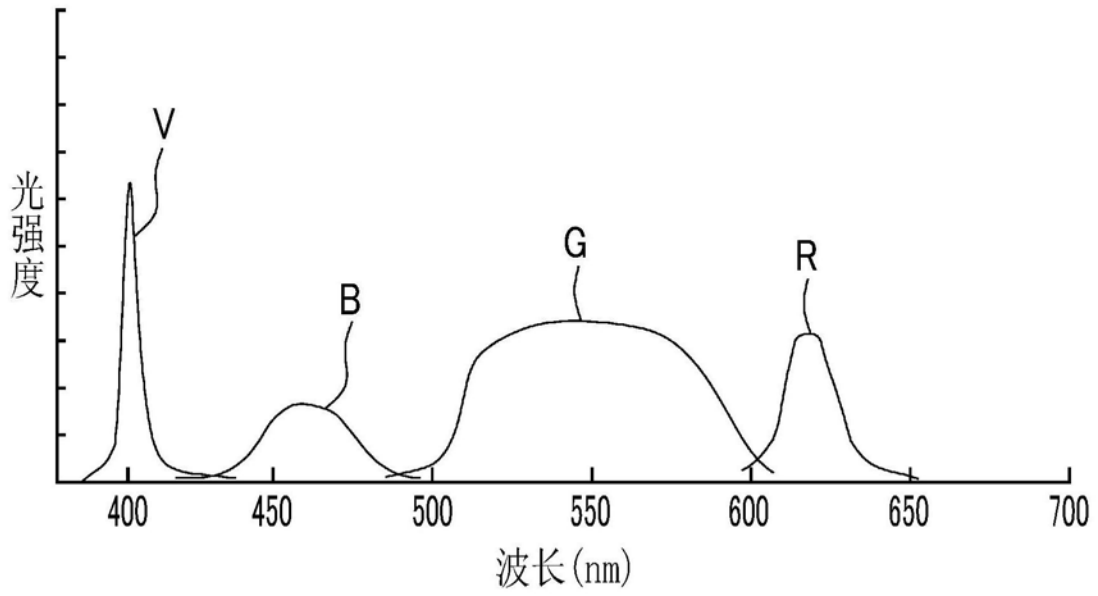


图8

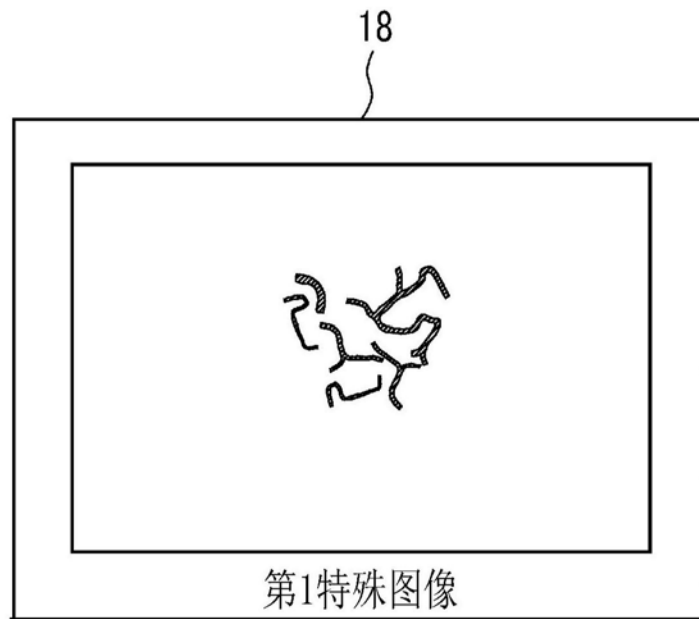


图9

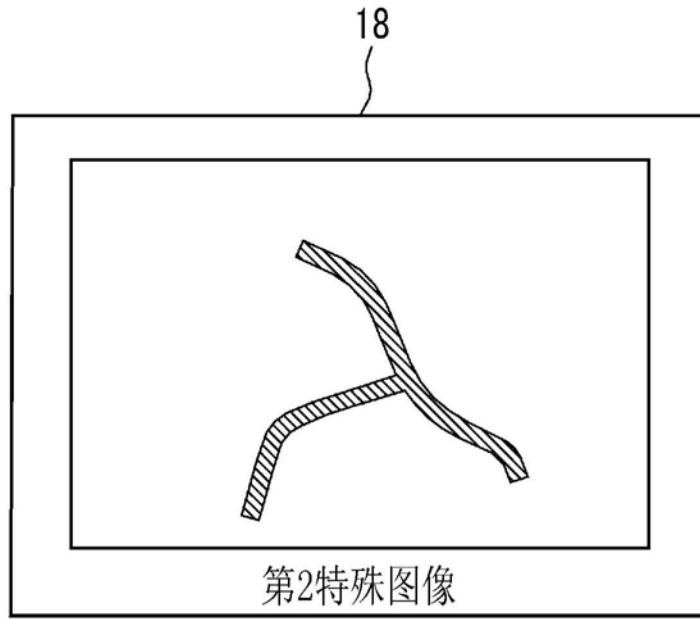


图10

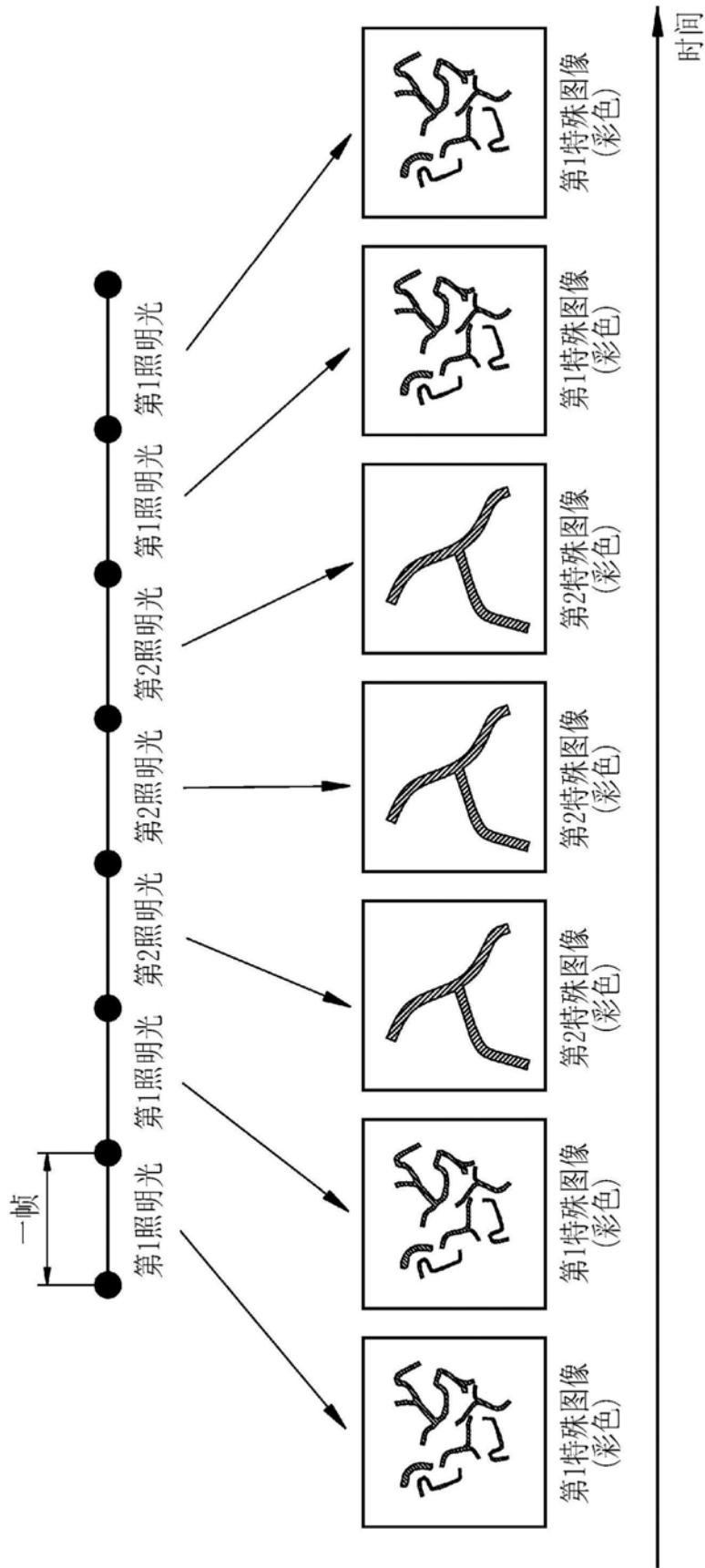


图11

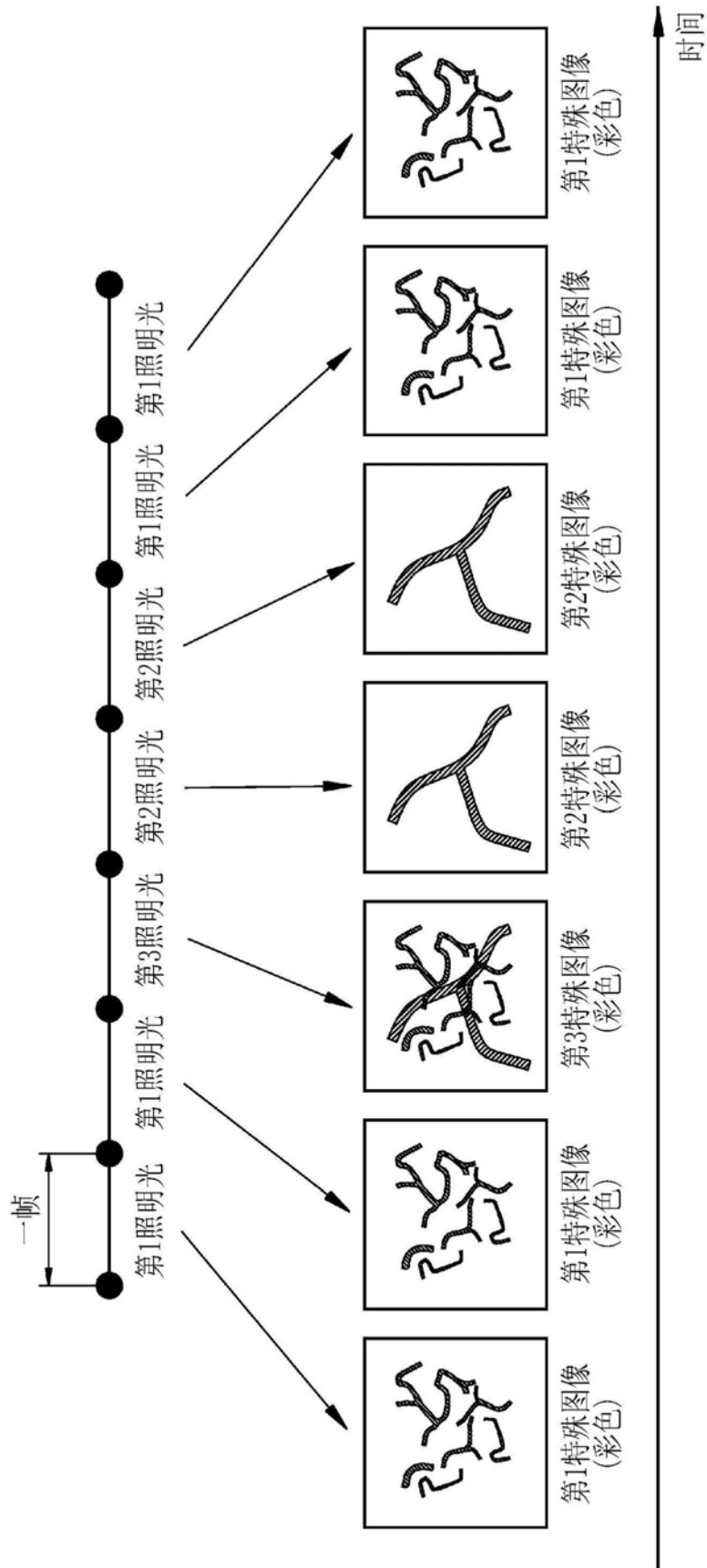


图12

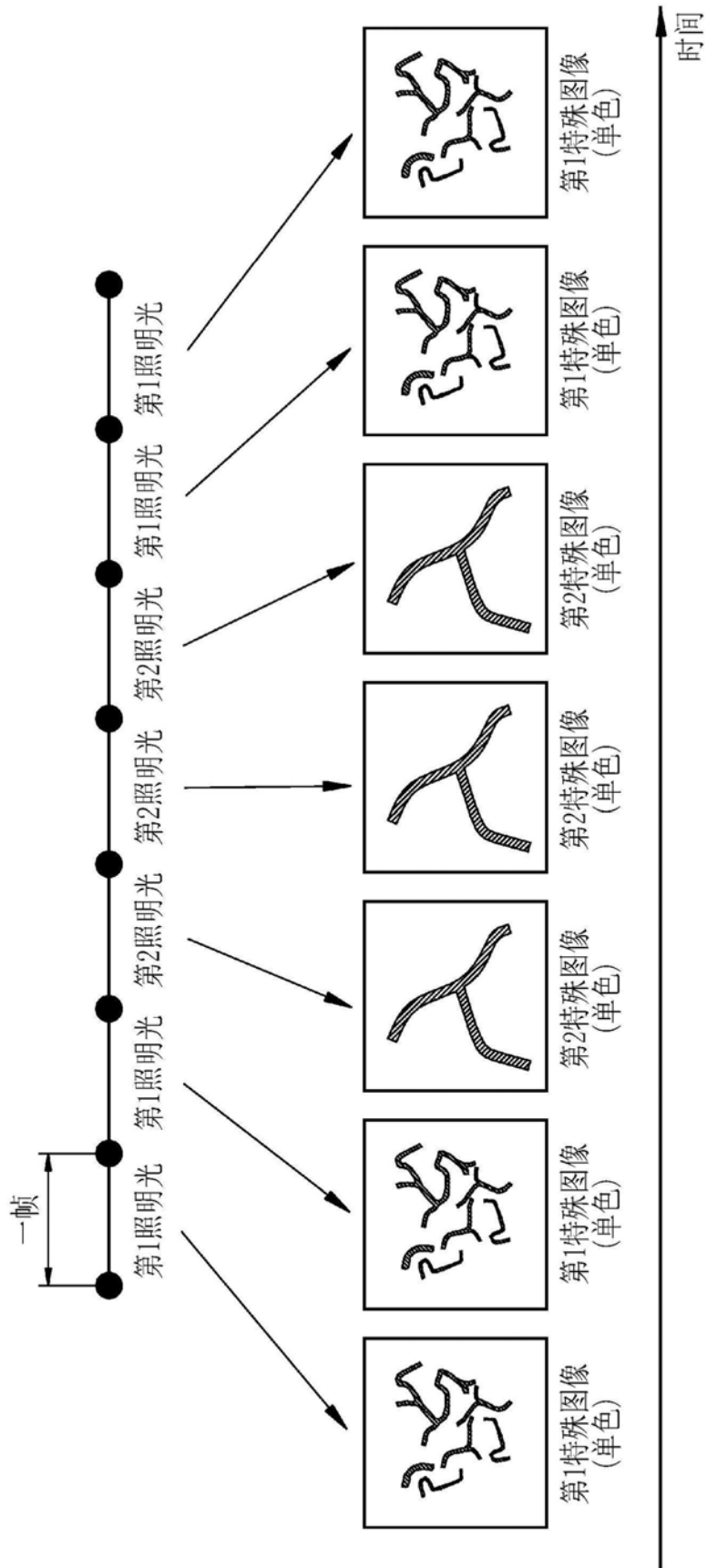


图13

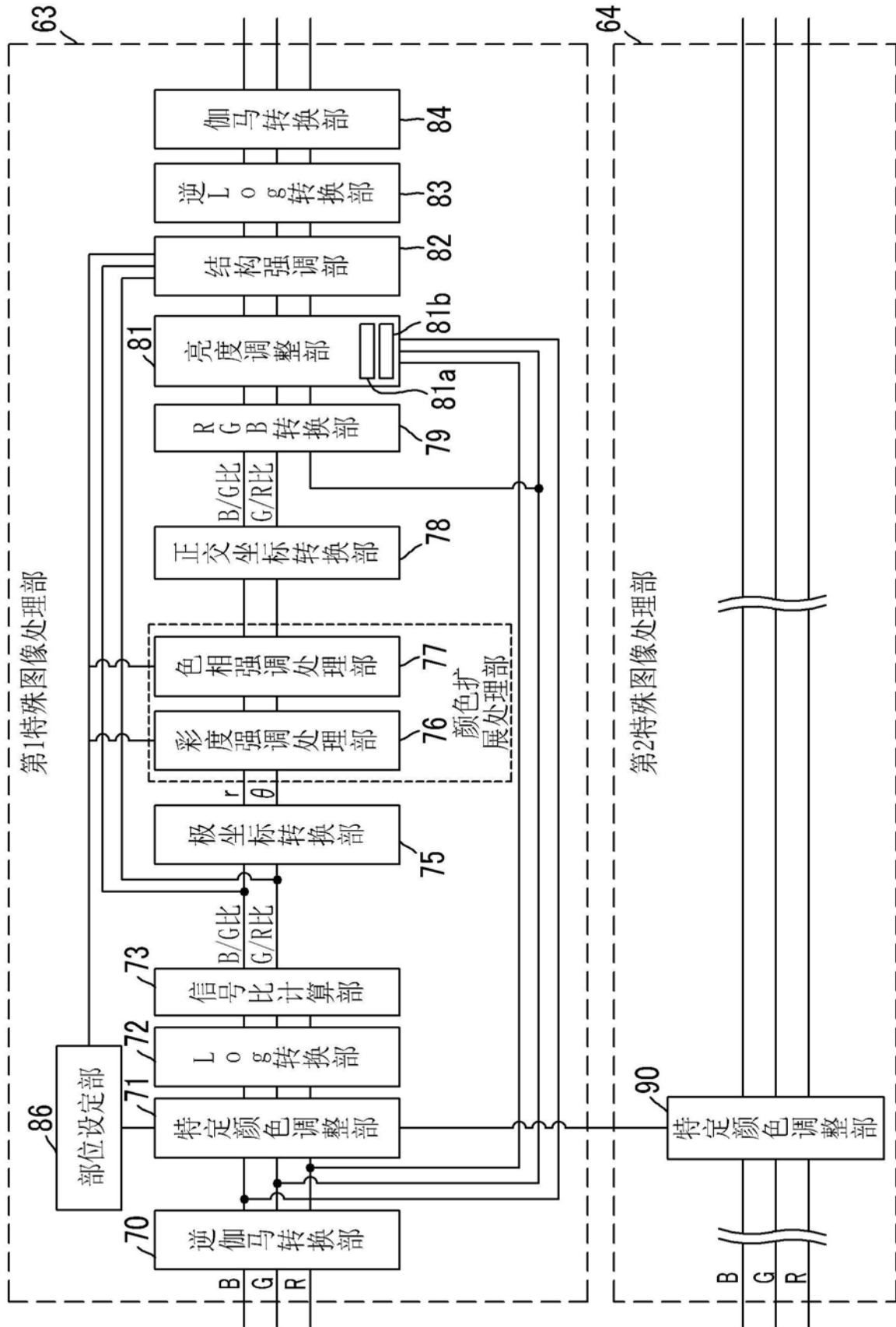


图14

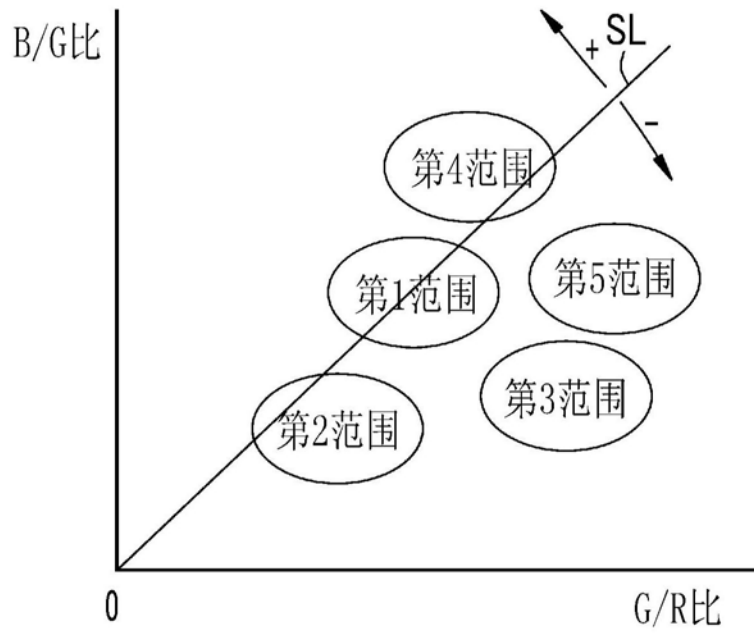


图15

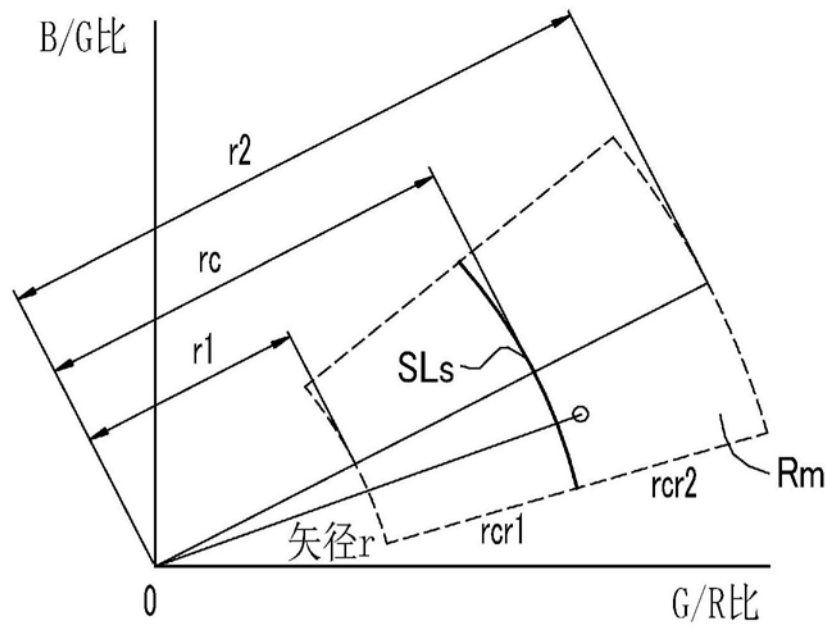


图16

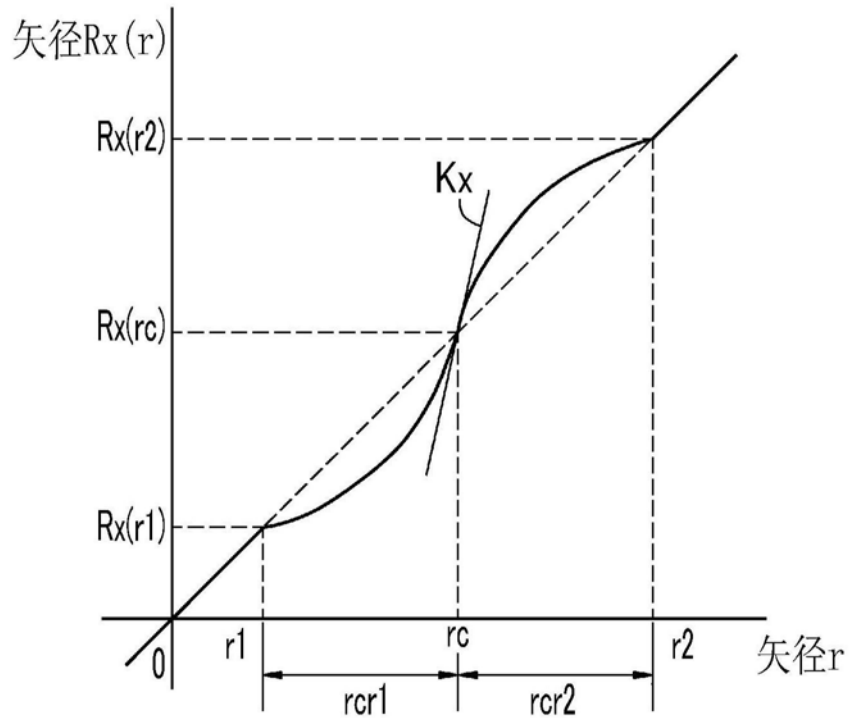


图17

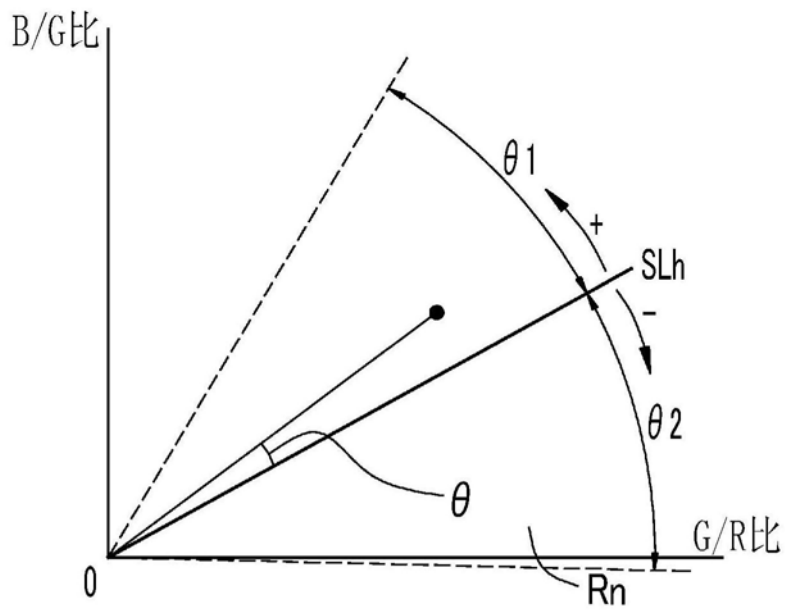


图18

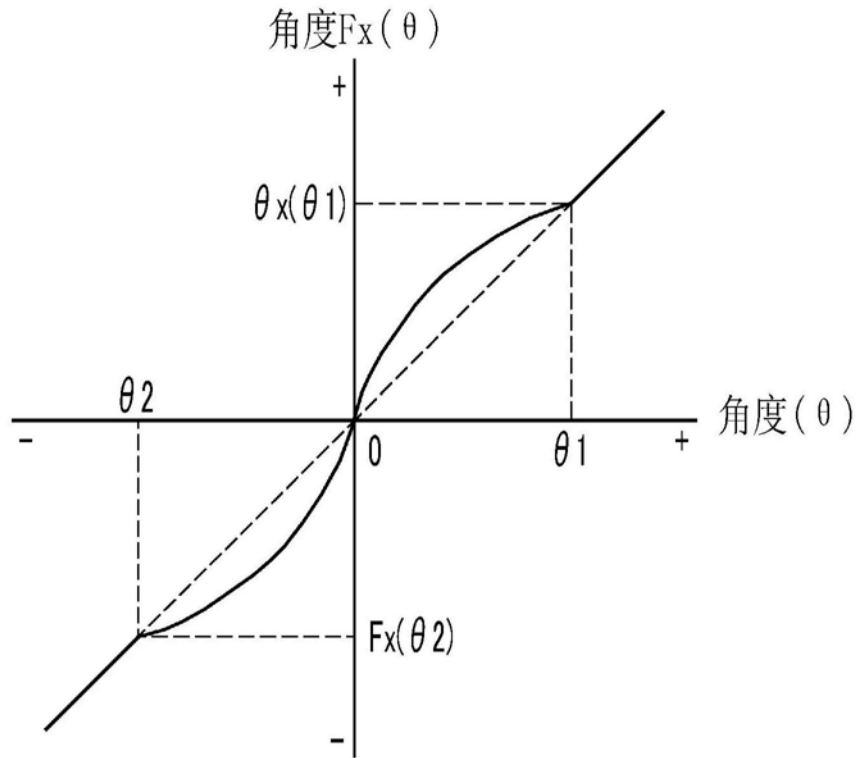


图19

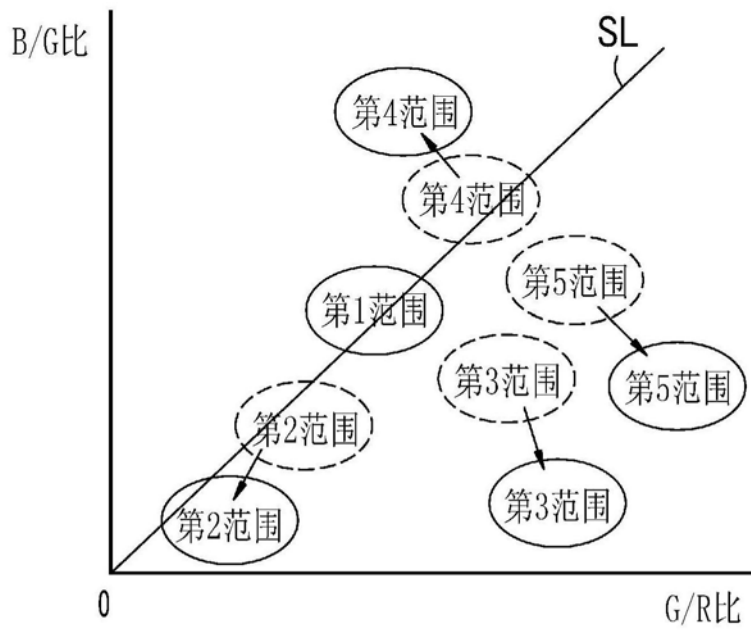


图20

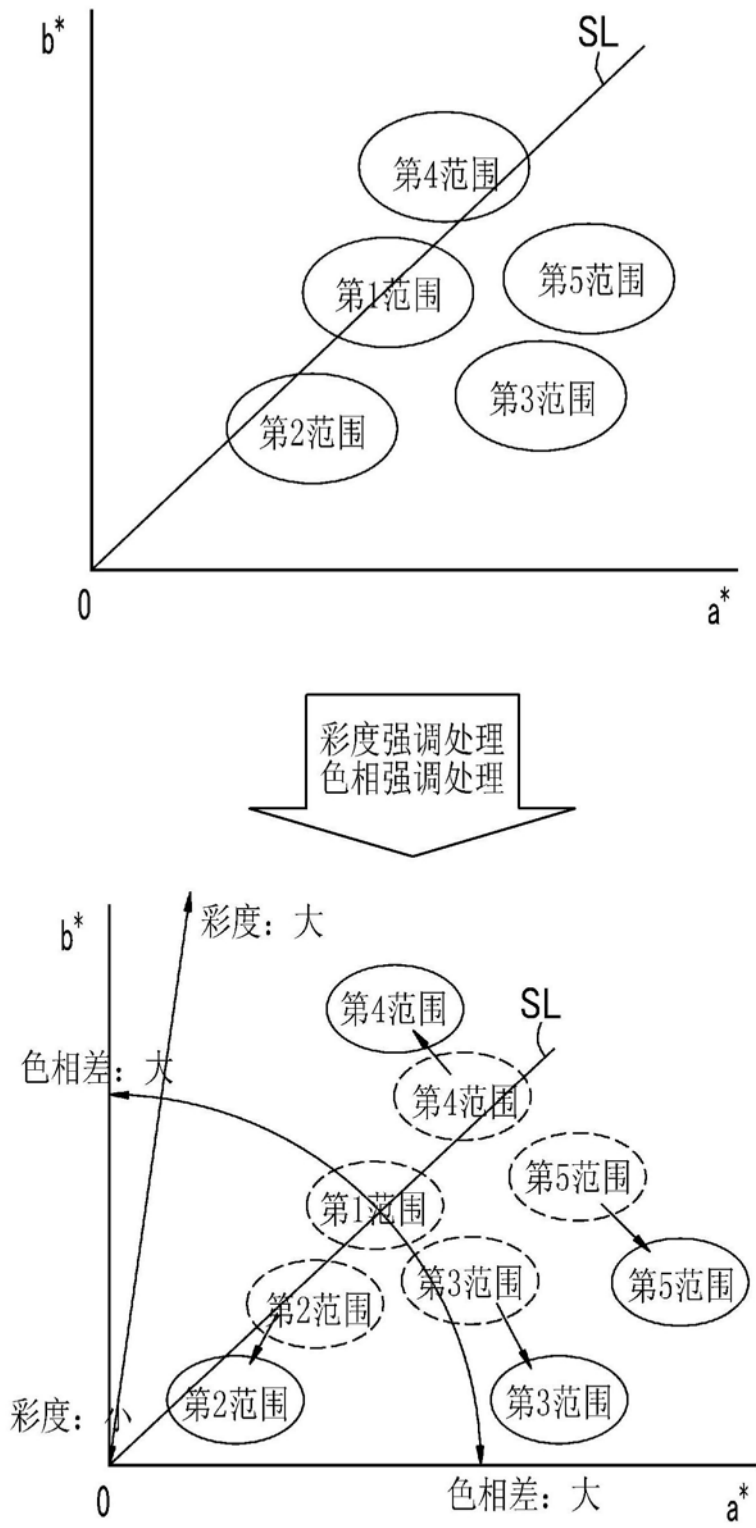


图21

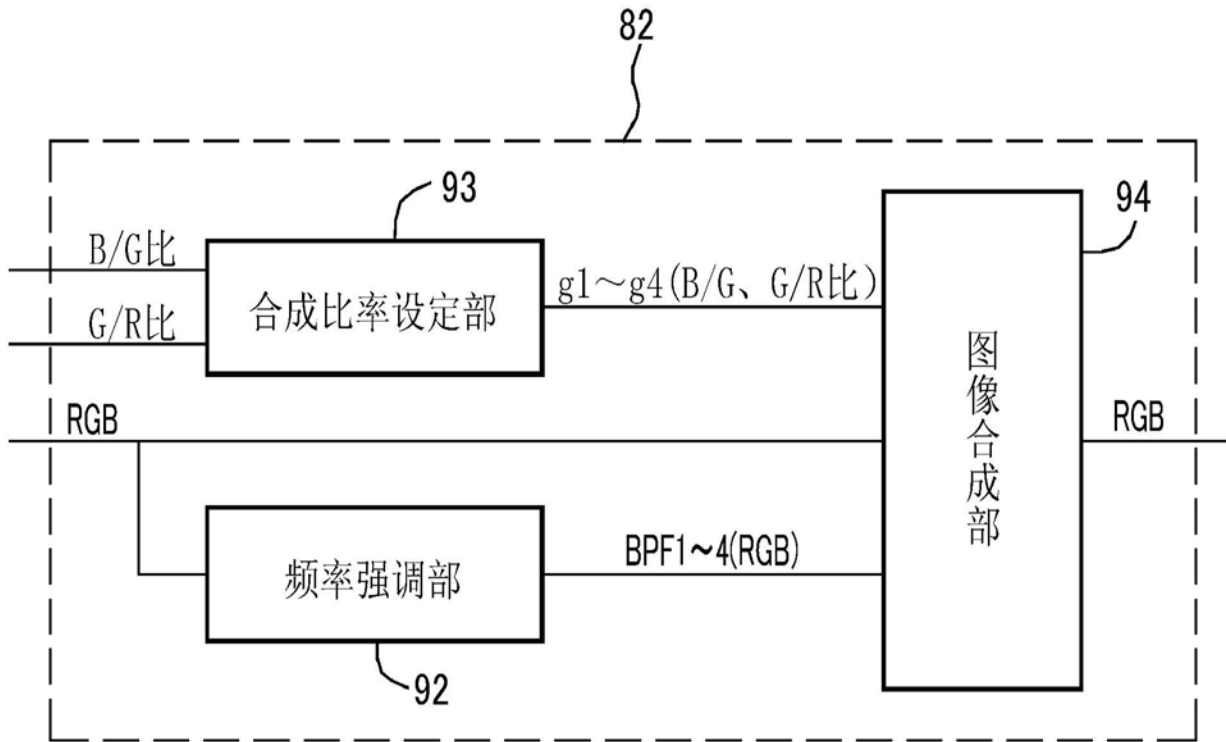


图22

		g1 (B/G比、G/R比)	g2 (B/G比、G/R比)	g3 (B/G比、G/R比)	g4 (B/G比、G/R比)
B/G比、G/R比	第2范围	g1x	g2y	g3y	g4y
	第3范围	g1y	g2x	g3y	g4y
	第4范围	g1y	g2y	g3x	g4y
	第5范围	g1y	g2y	g3y	g4x
	第2~5范围以外	g1y	g2y	g3y	g4y

图23

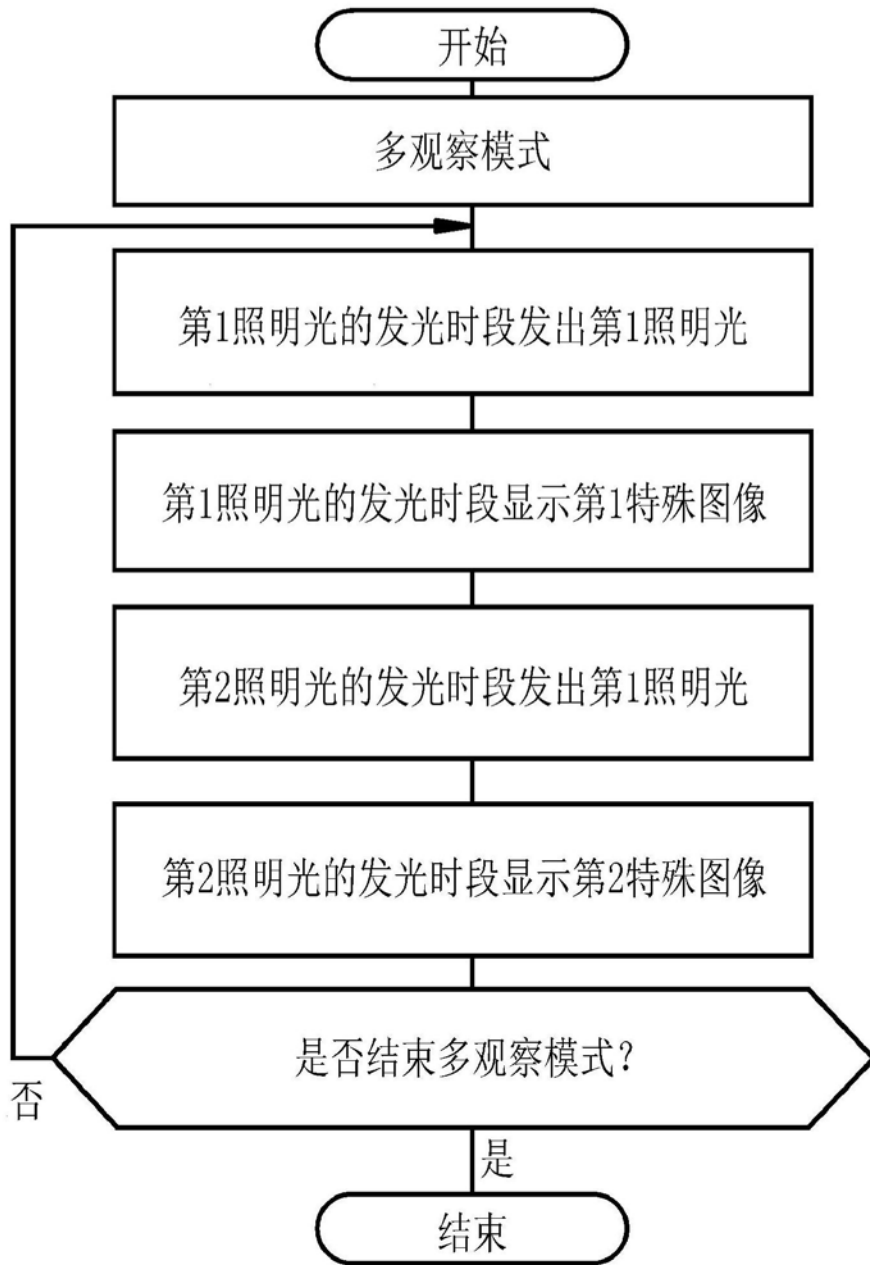


图24

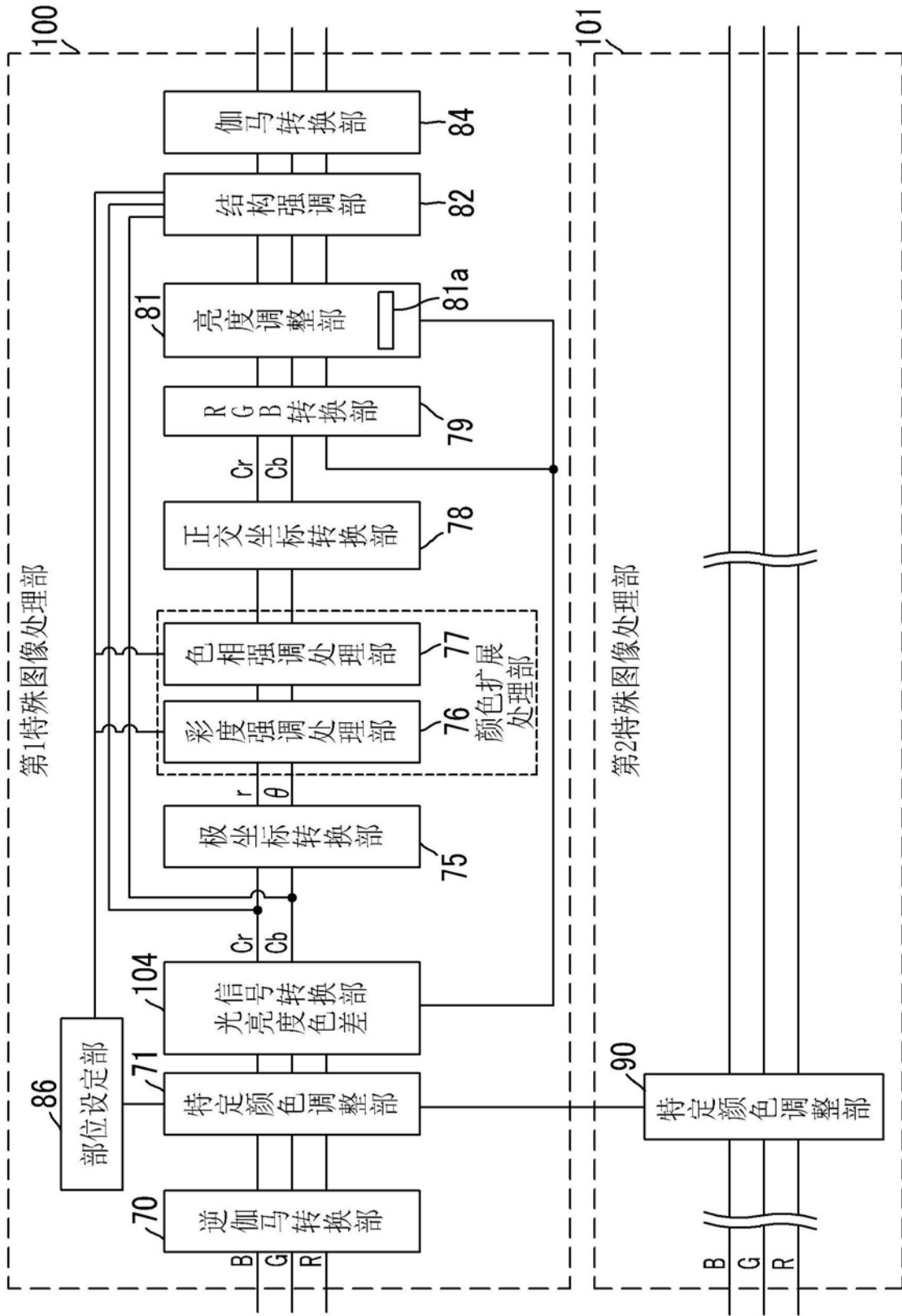


图25

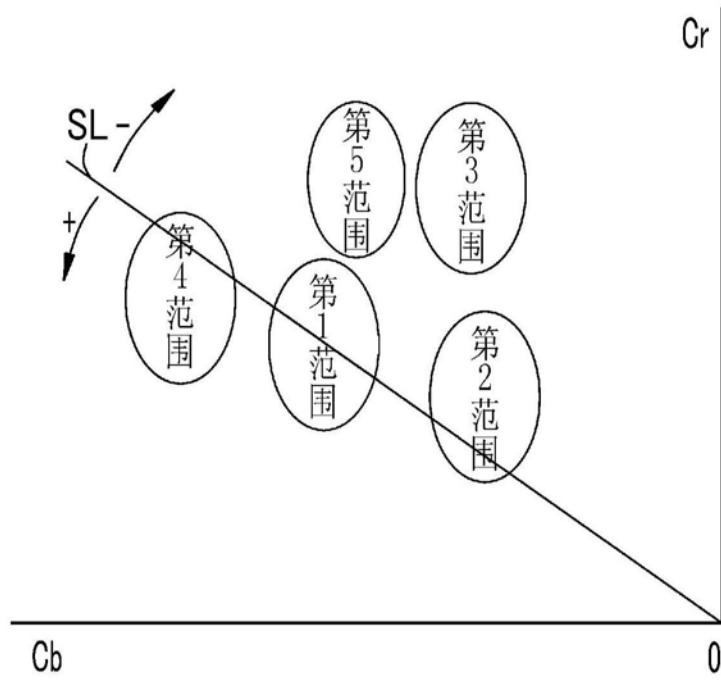


图26

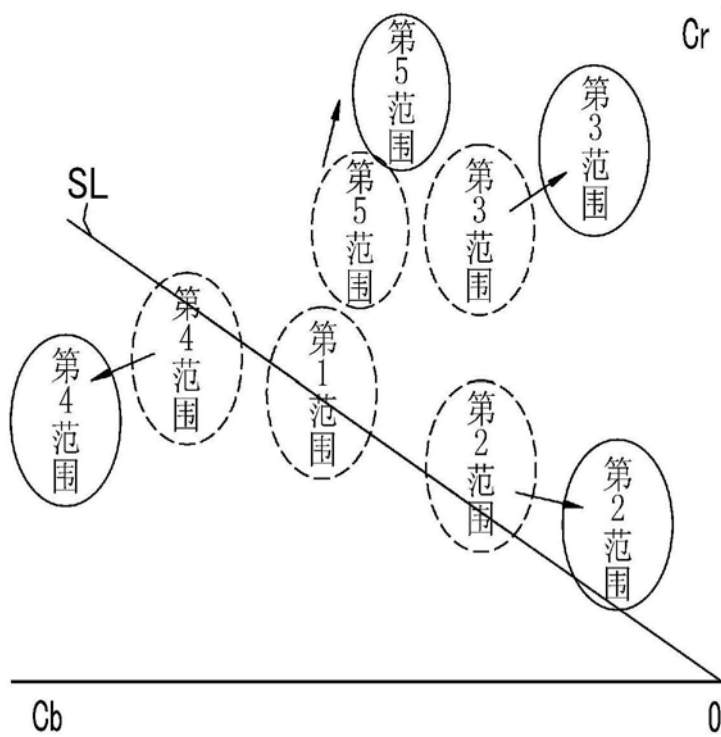


图27

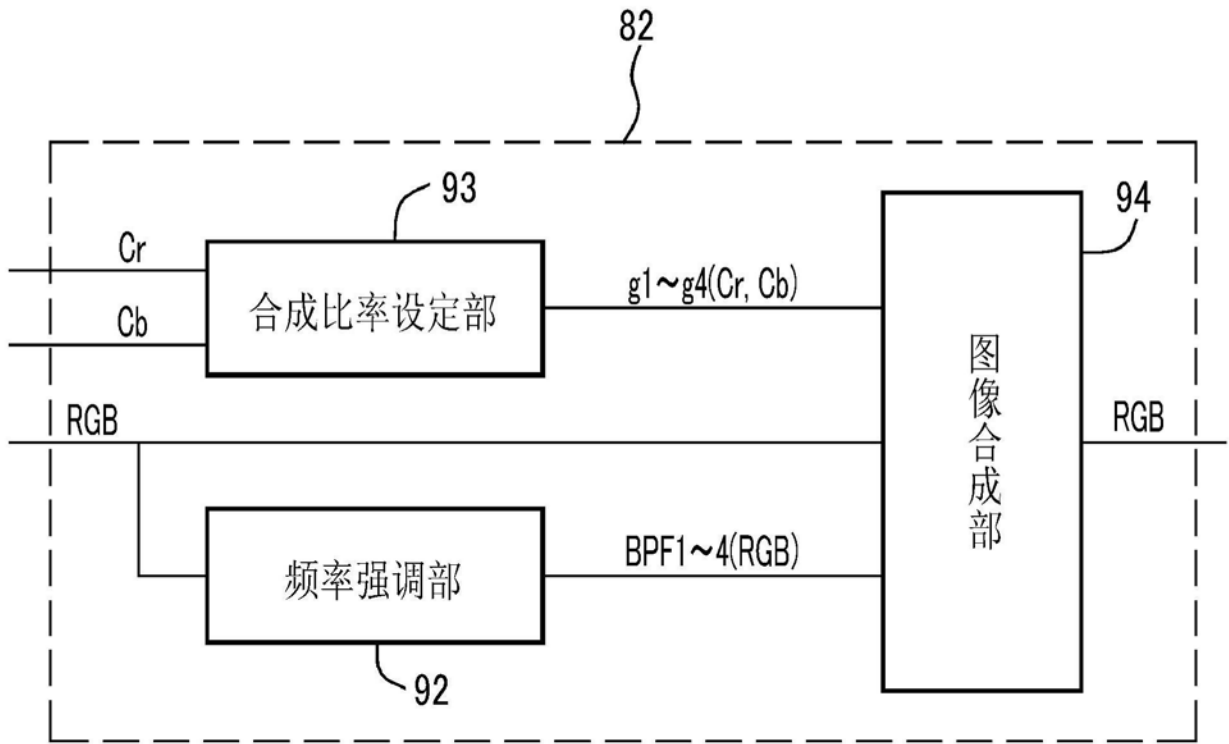


图28

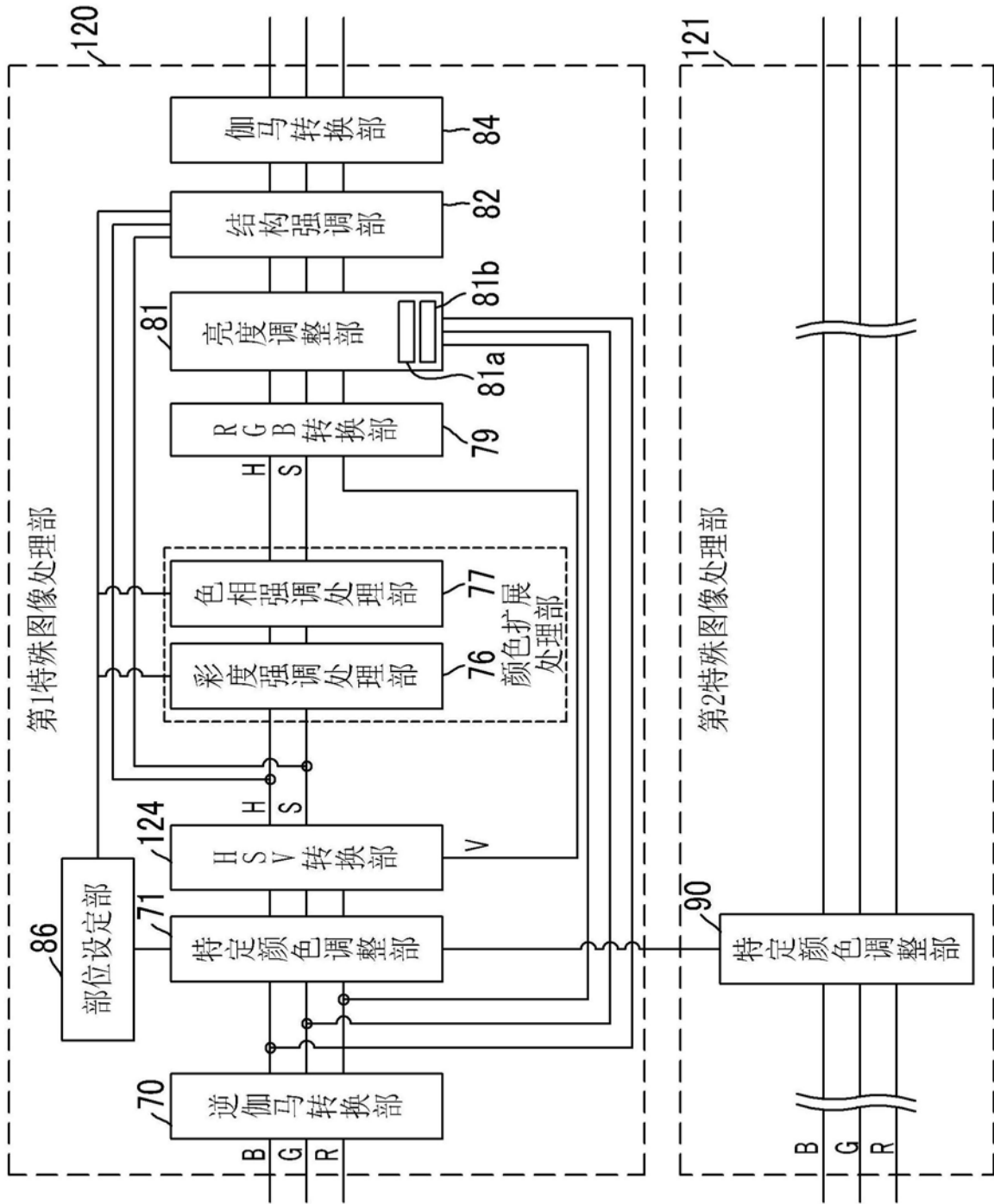


图29

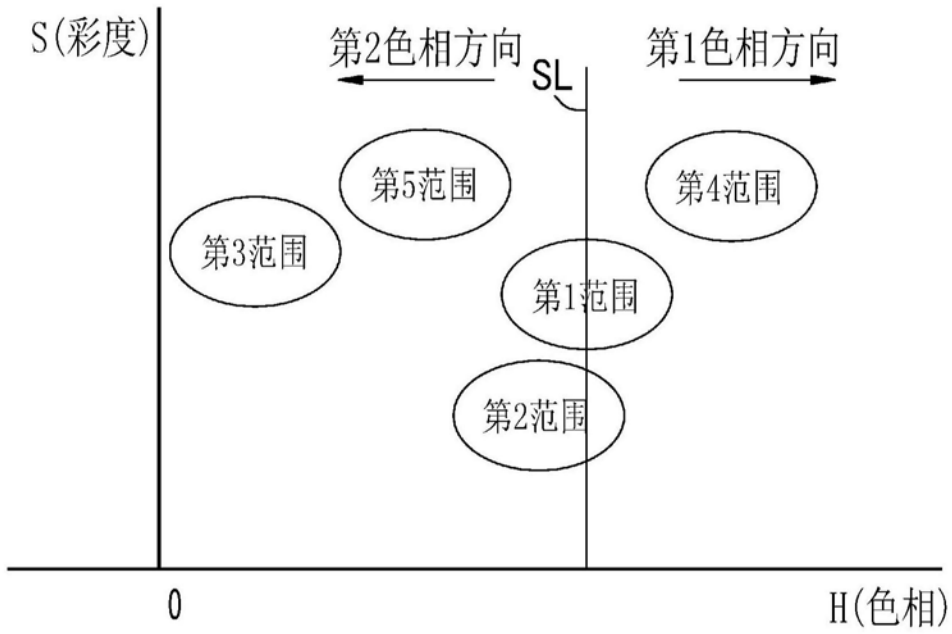


图30

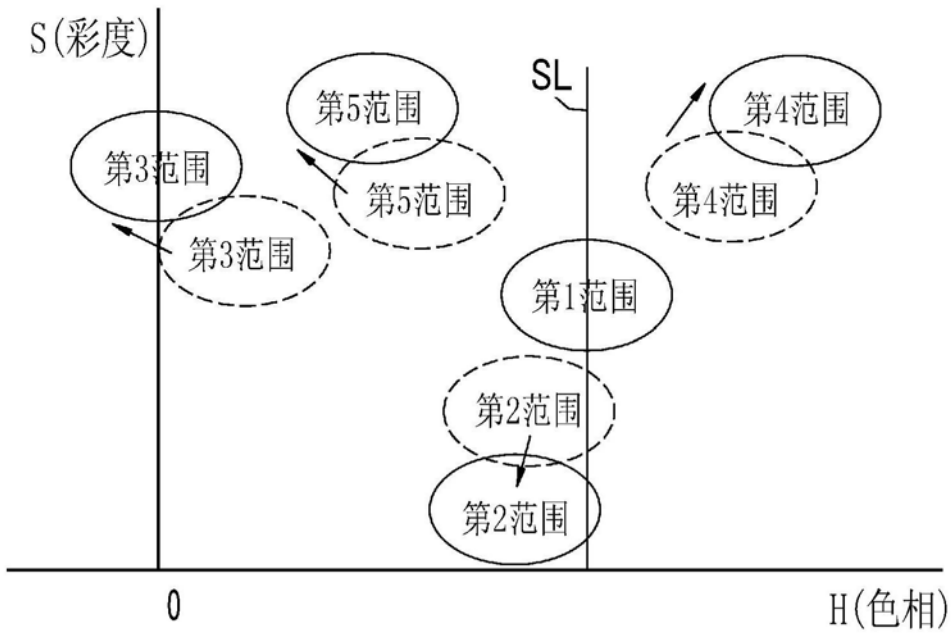


图31

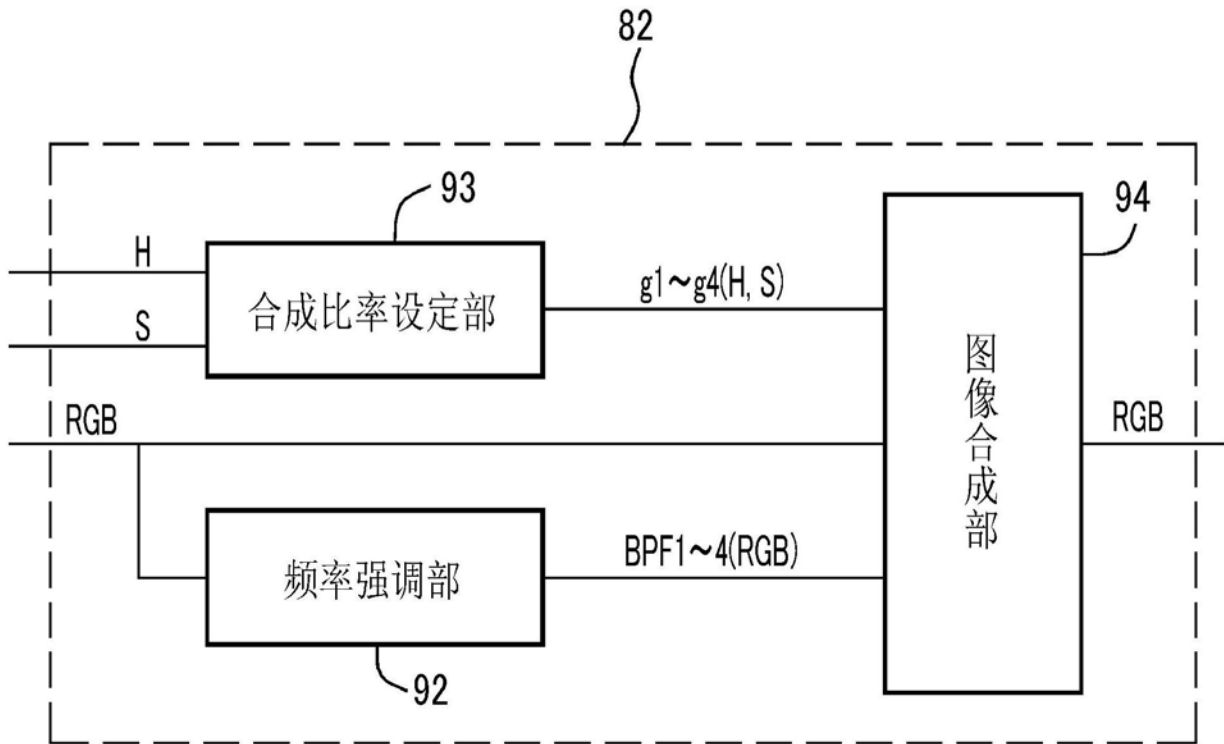


图32

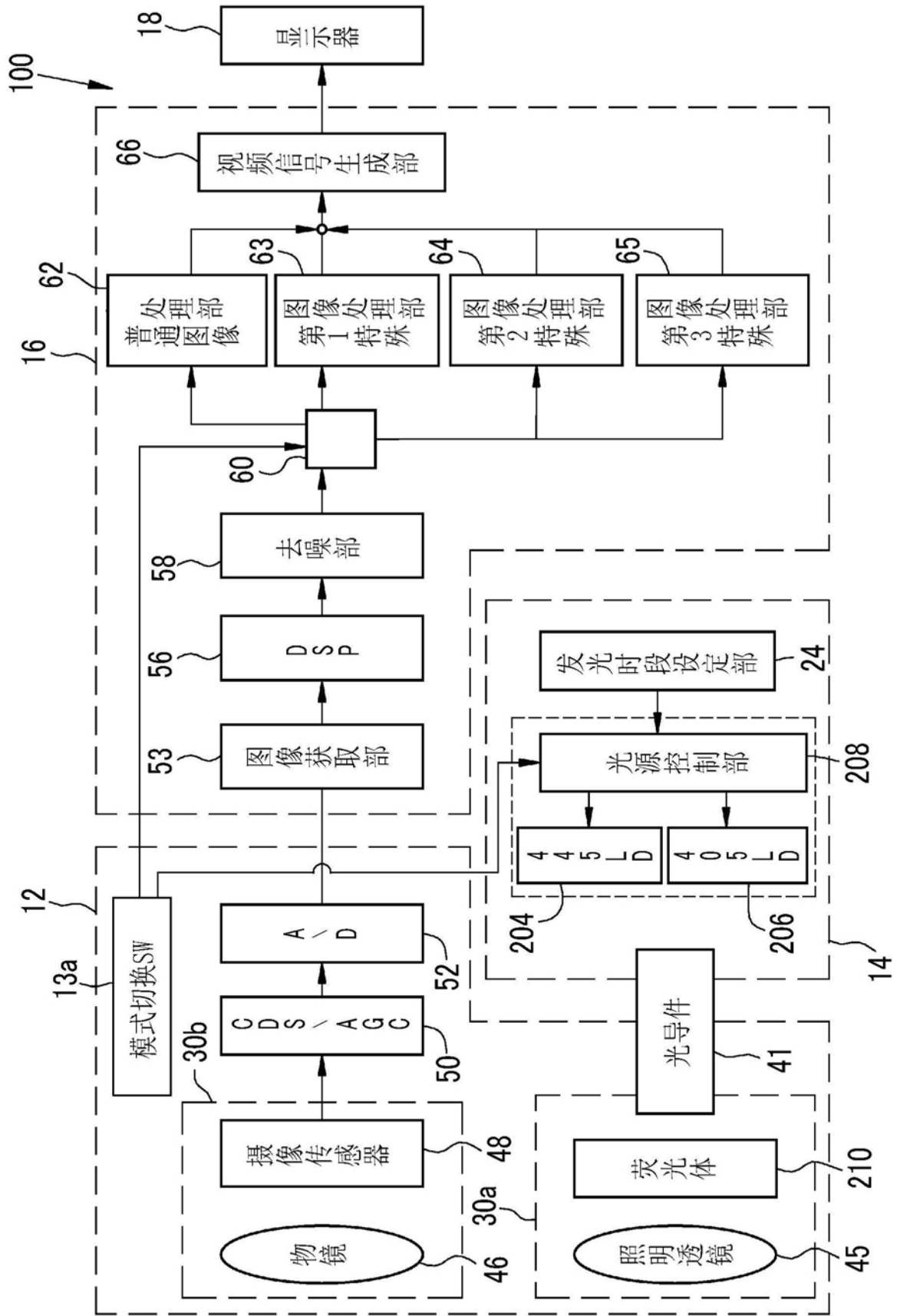


图33

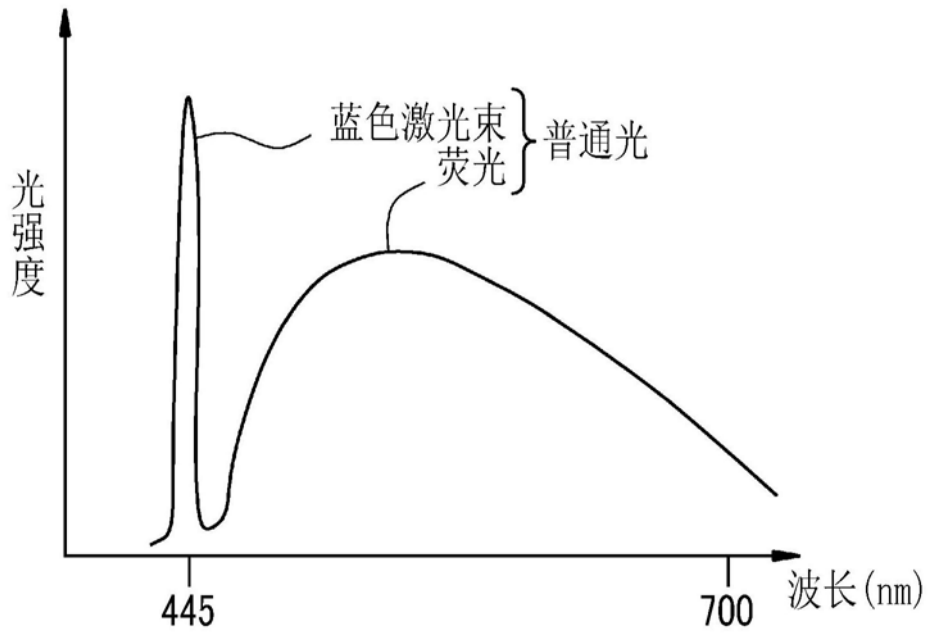


图34

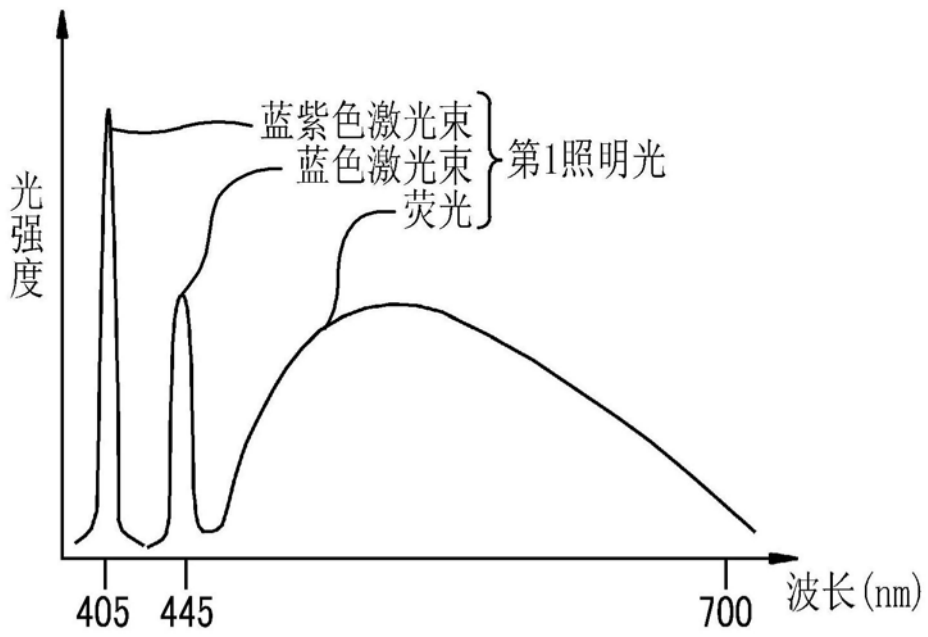


图35

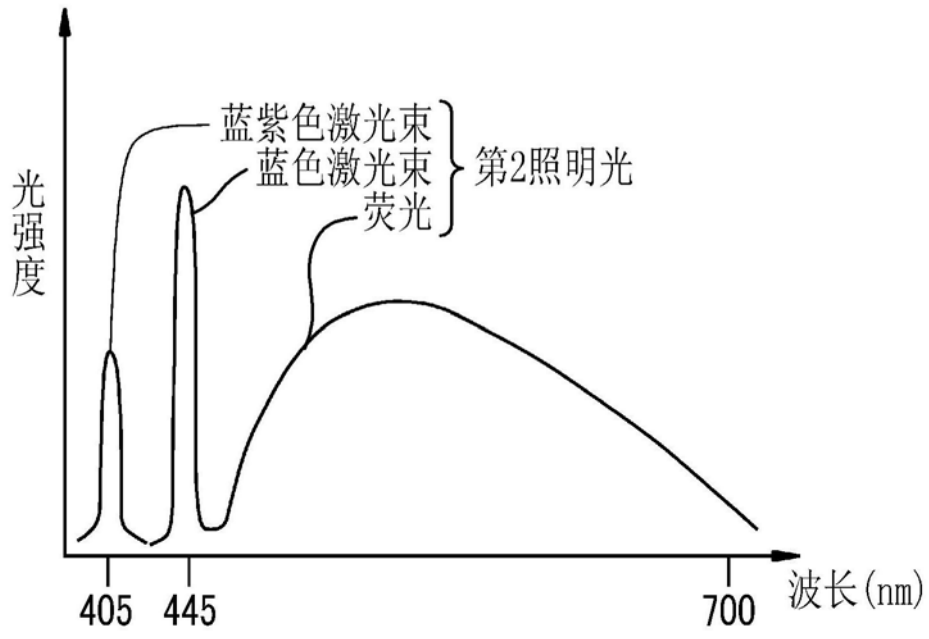


图36

专利名称(译)	光源装置及内窥镜系统		
公开(公告)号	CN111050629A	公开(公告)日	2020-04-21
申请号	CN201880054117.4	申请日	2018-08-14
[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	A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26 A61B1/045		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26 A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/3137 G06T7/0012 G06T2207/10024 G06T2207/10068		
优先权	2017159977 2017-08-23 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够在没有用户命令的情况下进行多个照明光的切换的光源装置及内窥镜系统。光源部(20)发出具有第1红色波段且用于强调第1血管的第1照明光及具有第2红色波段且用于强调与第1血管不同的第2血管的第2照明光。光源控制部(21)进行分别以至少两帧以上的发光时段发出第1照明光及第2照明光，且自动切换第1照明光与第2照明光的控制。

