



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107088042 A

(43)申请公布日 2017.08.25

(21)申请号 201710243197.5

A61B 5/1455(2006.01)

(22)申请日 2013.08.30

A61B 1/06(2006.01)

(30)优先权数据

2012-197691 2012.09.07 JP

(62)分案原申请数据

201310389260.8 2013.08.30

(71)申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72)发明人 加来俊彦

(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)

A61B 1/04(2006.01)

权利要求书2页 说明书11页 附图13页

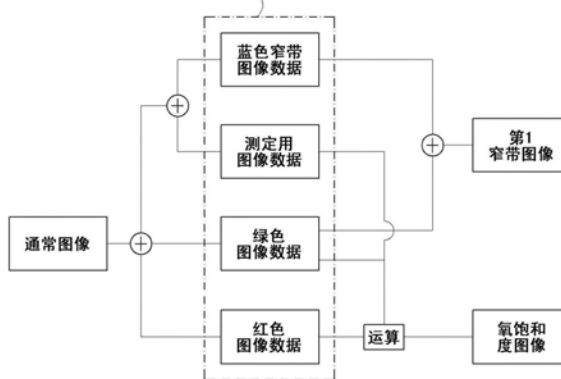
(54)发明名称

内窥镜系统

(57)摘要

本发明提供一种内窥镜系统,以较少的帧数取得通常图像、血管强调图像、氧饱和度图像。对检体依次照射中心波长415nm的蓝色窄带光BN、中心波长473nm的氧饱和度测定光、G光、R光,并依次摄像。通过该摄像得到蓝色窄带图像数据BN、测定用图像数据Bm、绿色图像数据G、红色图像数据R。合成蓝色窄带图像数据BN与测定用图像数据Bm来获得合成蓝色图像数据。基于合成蓝色图像数据、绿色图像数据G、红色图像数据R来作成通常图像。基于蓝色窄带图像数据BN、绿色图像数据G来作成强调了表层血管的第1窄带图像。基于测定用图像数据Bm、绿色图像数据G、红色图像数据R来作成氧饱和度图像。

在第1特殊显示模式时取得的图像数据



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:
 - 照明单元,对检体照射包含R、G、B各个区域的光的照明光;
 - 图像信息取得单元,根据所述照明光在所述检体中的反射光来取得图像信息;
 - 窄带光生成单元,配置在所述照明单元,在所述照明光的波段中生成构成所述照明光的R、G、B的至少一个波段之中夹着该波段的中心波长的两侧的两个窄带的光;和
 - 合成图像信息作成单元,基于由所述图像信息取得单元根据两个以上的窄带的所述反射光而取得的两个以上的所述图像信息,来生成第1合成图像信息。
2. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:
 - 照明单元,对检体照射包含R、G、B各个区域的光的照明光;
 - 图像信息取得单元,根据所述照明光在所述检体中的反射光来取得图像信息;
 - 窄带光生成单元,配置在所述照明单元,在所述照明光的波段中生成构成所述照明光的R、G、B的至少一个波段之中包含观察对象成分的吸收特性最大的波长的第1窄带以及与该第1窄带不同的第2窄带的光;和
 - 合成图像信息作成单元,基于由所述图像信息取得单元根据两个以上的窄带的所述反射光而取得的两个以上的所述图像信息,来生成第1合成图像信息。
3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,
 - 所述观察对象成分为血红蛋白。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,
 - 所述内窥镜系统具备:
 - 通常图像作成单元,生成对包含由所述图像信息取得单元根据所述窄带光生成单元生成的全部窄带的所述反射光而取得的所述图像信息在内的多个图像信息进行了组合的通常图像;和
 - 显示单元,同时显示包含所述通常图像的多个图像。
5. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其特征在于,
 - 所述照明单元对检体依次照射在给定的波段中包含血中血红蛋白的吸光系数高的第1波长域的第1照明光、包含氧合血红蛋白的吸光系数与还原血红蛋白的吸光系数不同的第2波长域的第2照明光、包含与第1波长域以及第2波长域不同的第3波长域的第3照明光、和包含与所述第1波长域到第3波长域不同的第4波长域的第4照明光,
 - 所述图像信息取得单元通过用单色的摄像元件依次拍摄所述检体,与所述第1照明光到第4照明光对应地取得第1图像信息到第4图像信息,
 - 所述合成图像信息作成单元对所述第1图像信息与所述第2图像信息进行合成处理来作成第1合成图像信息,
 - 所述通常图像作成单元根据所述第1合成图像信息、所述第3图像信息、所述第4图像信息生成通常图像,
 - 所述内窥镜系统还具备以下单元:
 - 窄带图像作成单元,其根据所述第1图像信息生成窄带图像;以及
 - 氧饱和度图像作成单元,其根据所述第2图像信息作成使血中血红蛋白的氧饱和度图像化的氧饱和度图像。
6. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第1波长域以及第2波长域包含在蓝色频带中,所述第3波长域包含在绿色频带中,所述第4波长域包含在红色频带中。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第1波长域以及第2波长域是蓝色的窄带,所述第3波长域是绿色的宽带。

8. 根据权利要求7所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第1波长域为405~425nm,所述第2波长域为450~500nm,所述第3波长域为480~620nm。

9. 根据权利要求6所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第1波长域以及第2波长域是蓝色的窄带,所述第3波长域是绿色的窄带,

所述合成图像信息作成单元对所述第2图像信息与所述第3图像信息进行合成处理来作成第2合成图像信息,

所述通常图像作成单元基于所述第1合成图像信息、所述第4图像信息、以及取代所述第3图像信息的所述第2合成图像信息来作成所述通常图像,

所述窄带图像作成单元除了根据所述第1图像信息之外还根据所述第3图像信息来作成窄带图像。

10. 根据权利要求9所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第1波长域为405~425nm,所述第2波长域为450~500nm,所述第3波长域为530~550nm。

11. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述氧饱和度图像作成单元除了根据所述第2图像信息之外还根据所述第3图像信息以及第4图像信息来作成所述氧饱和度图像。

12. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第1波长域包含在绿色频带中,所述第2波长域以及第3波长域包含在蓝色频带中,所述第4波长域包含在红色频带中。

13. 根据权利要求12所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第1波长域为530~550nm,所述第2波长域为450~500nm,所述第3波长域为380~520nm。

14. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述氧饱和度图像作成单元除了根据所述第2图像信息之外还根据所述第1图像信息以及第4图像信息来作成所述氧饱和度图像。

内窥镜系统

[0001] 本申请是申请日为2013年08月30日、申请号为201310389260.8、发明名称为“内窥镜系统以及内窥镜图像的取得方法”的发明专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及取得白色图像、氧饱和度图像、血管强调图像等的图像的内窥镜系统以及内窥镜图像的取得方法。

背景技术

[0003] 在近年来的医疗领域中,广泛使用具备光源装置、内窥镜装置、和处理器装置的内窥镜系统。在使用该内窥镜系统的诊断中,将内窥镜的插入部插入到检体内,一边从其前端部用给定波长的照明光照亮检体一边用前端部的摄像元件拍摄检体,由此得到反映了表现在检体上的各种生物体信息的内窥镜图像。

[0004] 作为内窥镜图像,除了拍摄用白色光照明的检体的可见光像而得到的通常图像以外,还正在使用通过对检体照明血红蛋白的吸光系数高的波长域的窄带光来提高表层血管、中深层血管的对比度的血管强调图像、和通过用氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波长域的窄带光照明检体来使血管的氧状态可视化的氧饱和度图像。这3种图像分别各有长短,通过除了1种图像的显示以外同时将3种图像显示在监视器中,能进行基于各种观点的诊断。

[0005] 在使用单色的摄像元件依次取得通常图像、血管强调图像、氧饱和度图像这3种图像的情况下,对于通常图像,需要RGB光的3帧份的照明光,对于血管强调图像,需要表层血管强调用的蓝色窄带光和中深层血管强调用的绿色窄带光的2帧份的照明光,对于氧饱和度图像,需要至少包含不同吸收波长域的照明光的1~3帧份的照明光。即,为了同时得到1帧的通常图像、血管强调图像、氧饱和度图像,合计需要6~8帧的照明光。因此,若要同时得到这3种图像,则帧速率(时间分辨率)会变低。

[0006] 对此,在JP特开2008-43604号公报中,记载了不使帧速率极度降低地同时取得通常图像和血管强调图像这2种图像的方法。根据该特开2008-43604号公报,通过依次照射表层血管强调用的蓝色窄带光、宽带的绿色光、宽带的红色光这3帧份的照明光来进行摄像,取得窄带的BN图像、宽带的G图像、R图像。然后,关于通常图像,根据对BN图像实施提升明亮度的增益处理等而得到的B图像、G图像、R图像而生成,关于血管强调图像,根据BN图像、和对G图像实施提取中深层血管的过滤处理而得到的G*图像生成。

[0007] 因此,在依次取得通常图像和血管强调图像的情况下,通常的话,需要5帧份的照明光,与此相对,如特开2008-43604号公报那样,通过并用增益处理和过滤处理等的图像处理,能以少了2帧的3帧份的照明光来取得图像。由此,能避免帧速率的降低。

[0008] 但是,在特开2008-43604号公报中,由于对BN图像施加增益处理来作成通常图像,提升了明亮度的另一方面,也变得包含较多的噪声分量。为此,通常图像的画质有可能劣化。因此,在使用特开2008-43604号公报的方法来同时取得通常图像、血管强调图像、氧饱

和度图像这三种图像的情况下,虽然能防止帧速率的降低,但存在通常图像的画质会劣化这样的问题。

发明内容

[0009] 本发明目的在于,提供一种内窥镜系统以及内窥镜图像的取得方法,能不使帧速率降低地以高画质取得通常图像、血管强调图像、氧饱和度图像这三种图像。

[0010] 为了达成上述目的,本发明的内窥镜系统特征在于,具备:照明单元,其对检体依次照射在给定的波段中包含血中血红蛋白的吸光系数高的第1波长域的第1照明光、包含氧合血红蛋白的吸光系数与还原血红蛋白的吸光系数不同的第2波长域的第2照明光、包含与第1以及第2波长域不同的第3波长域的第3照明光、和包含与第1到第3波长域不同的第4波长域的第4照明光;图像信息取得单元,其通过用单色的摄像元件依次拍摄检体,与第1到第4照明光对应地取得第1到第4图像信息;合成图像信息作成单元,其对第1图像信息与第2图像信息进行合成处理来作成第1合成图像信息;通常图像作成单元,其根据第1合成图像信息、第3图像信息、第4图像信息生成通常图像;窄带图像作成单元,其根据第1图像信息生成窄带图像;氧饱和度图像作成单元,其根据第2图像信息作成使血中血红蛋白的氧饱和度图像化的氧饱和度图像。

[0011] 优选第1以及第2波长域包含在蓝色频带中,第3波长域包含在绿色频带中,第4波长域包含在红色频带中。优选第1以及第2波长域是蓝色的窄带,第3波长域是绿色的宽带。优选第1波长域为405~425nm,第2波长域为450~500nm,第3波长域为480~620nm。

[0012] 优选第1以及第2波长域是蓝色的窄带,第3波长域是绿色的窄带,合成图像信息作成单元对第2图像信息与第3图像信息进行合成处理来作成第2合成图像信息,通常图像作成单元基于第1以及第2合成图像信息与第4图像信息作成通常图像,来取代第3图像信息,窄带图像作成单元根据第1图像信息以及第3图像信息作成窄带图像。优选第1波长域为405~425nm,第2波长域为450~500nm,第3波长域为530~550nm。优选氧饱和度图像作成单元根据第2到第4图像信息作成氧饱和度图像。

[0013] 优选第1波长域包含在绿色频带中,第2以及第3波长域包含在蓝色频带中,第4波长域包含在红色频带中。优选第1波长域为530~550nm,第2波长域为450~500nm,第3波长域为380~520nm。在第1波长域包含在绿色频带中,第2以及第3波长域包含在蓝色频带中,第4波长域包含在红色频带中的情况下,优选氧饱和度图像作成单元根据第1、第2、第4图像信息作成氧饱和度图像。

[0014] 本发明的内窥镜图像的取得方法特征在于,具有:照明步骤,对检体依次照射在给定的波段中包含血中血红蛋白的吸光系数高的第1波长域的第1照明光、包含氧合血红蛋白的吸光系数与还原血红蛋白的吸光系数不同的第2波长域的第2照明光、包含与第1以及第2波长域不同的第3波长域的第3照明光、和包含与第1到第3波长域不同的第4波长域的第4照明光;图像信息取得步骤,通过用单色的摄像元件依次拍摄检体,与第1到第4照明光对应地取得第1到第4图像信息;合成图像信息作成步骤,对第1图像信息与第2图像信息进行合成处理来作成第1合成图像信息;通常图像作成步骤,由通常图像作成单元根据第1合成图像信息、第3图像信息、第4图像信息生成通常图像;窄带图像作成步骤,由窄带图像作成单元根据第1图像信息作成窄带图像;氧饱和度图像作成步骤,由氧饱和度图像作成单元根据第

2图像信息作成使血中血红蛋白的氧饱和度图像化的氧饱和度图像。

[0015] 发明效果

[0016] 根据本发明,由于以第1到第4照明光的4帧份的照明光作成通常图像、窄带图像、氧饱和度图像,因此能防止帧速率的降低。另外,由于对包含血中血红蛋白的吸光系数高的第1波长域的第1照明光下拍摄而得到的第1图像信息、和包含氧合血红蛋白的吸光系数与还原血红蛋白的吸光系数不同的第2波长域的第2照明光下拍摄而得到的第2图像信息进行合成处理来取得第1合成图像信息,基于该第1合成图像信息来作成通常图像,因此通常图像与用增益处理等来提升明亮度的情况相比,成为噪声极少的高画质的图像。

附图说明

[0017] 图1是表示内窥镜系统的外观的概略图。

[0018] 图2是表示内窥镜系统的内部构成的框图。

[0019] 图3是表示第1实施方式的旋转滤光器的俯视图。

[0020] 图4是表示各滤光器部的透过特性的图表。

[0021] 图5是表示血红蛋白的吸光特性的图表。

[0022] 图6A是表示通常显示模式中的摄像元件的动作的说明图。

[0023] 图6B是表示第1特殊显示模式中的摄像元件的动作的说明图。

[0024] 图6C是表示第2特殊显示模式中的摄像元件的动作的说明图。

[0025] 图7是表示图像处理部的内部构成的框图。

[0026] 图8是表示基于在第1特殊显示模式时取得的图像数据来作成通常图像、第1窄带图像、氧饱和度图像的方法的说明图。

[0027] 图9是用于说明对绿色图像数据施加的频率过滤的说明图。

[0028] 图10是表示强度比B/G、R/G和氧饱和度的相关关系的图表。

[0029] 图11是表示氧合血红蛋白和还原血红蛋白的吸光特性的图表。

[0030] 图12是表示从图10的图表算出氧饱和度的方法的说明图。

[0031] 图13是表示氧饱和度和增益的关系的图表。

[0032] 图14是基于在第2特殊显示模式时取得的图像数据来作成通常图像、第2窄带图像、氧饱和度图像的方法的说明图。

[0033] 图15是用于说明对蓝色图像数据实施的频率过滤的说明图。

[0034] 图16是表示第1特殊显示模式的一系列的流程的流程图。

[0035] 图17是同时显示通常图像、第1窄带图像、氧饱和度图像的显示装置的图像图。

[0036] 图18是表示第2实施方式的旋转滤光器的俯视图。

[0037] 图19是表示基于在第3特殊显示模式时取得的图像数据来作成通常图像、第3窄带图像、氧饱和度图像的方法的说明图。

具体实施方式

[0038] 如图1所示,第1实施方式的内窥镜系统10具备:产生照明光的光源装置11、一边向检体的观察区域照射来自光源装置11的照明光一边进行拍摄的内窥镜装置12、对来自内窥镜装置12的图像数据进行图像处理的处理器装置13、显示通过图像处理而得到的内窥镜图

像等的显示装置14、以及由键盘等构成的输入装置15。

[0039] 在内窥镜装置12中,从操作部16侧起依次设置了软性部17、弯曲部18、观测器前端部19。软性部17由于具有挠性,因此能使其自由弯曲。弯曲部18构成为通过配置于操作部16角度旋钮(アングルノブ)16a的旋转操作而在正交的2个方向上自由弯曲。由于能使弯曲部18对应于被检体的部位等向任意方向、任意角度弯曲,因此,能使观测器前端部19朝向期望的观察部位。

[0040] 内窥镜系统10具备通常显示模式、第1特殊显示模式和第2特殊显示模式,其中,通常显示模式在显示装置14显示由波长范围从蓝色到红色的可见光的被检体像构成的通常图像;第1特殊显示模式在显示装置14同时显示通常图像、将血中血红蛋白的氧饱和度图像化的氧饱和度图像、通过蓝色的窄带光BN而强调显示了表层血管的第1窄带图像这3种图像;第2特殊显示模式在显示装置14同时显示通常图像、氧饱和度图像、通过绿色的窄带光GN而强调显示了中深层血管的第2窄带图像这3种图像。这3个模式能通过设于内窥镜装置12的切换开关21或输入装置15进行切换。

[0041] 如图2所示,光源装置11具备:白色光源30、将来自该白色光源30的宽带光BB波长分离成给定波长的光的旋转滤光器31、与旋转滤光器31的旋转轴连接并以一定的旋转速度使旋转滤光器31旋转的电动机32、使旋转滤光器31在其半径方向上移位的移位部34。

[0042] 白色光源30具备:光源本体30a、和光圈30B。光源本体30a由氙灯、卤素灯、金属卤化物灯、白色LED等的宽带用的光源构成,发出宽带光BB。宽带光BB具有从蓝色频带到红色频带的可见光的波长范围,例如,具有400nm~700nm的波长范围。光圈30B通过调整其开度来调整从白色光源30出射后入射到旋转滤光器31的宽带光BB的光量。

[0043] 内窥镜装置12是电子内窥镜,具备:将由光导28、29引导的2个系统(2个灯)的光向观察区域照射的照明部40;拍摄观察区域的1个系统的摄像部41;和拆装自由地连接内窥镜装置12与光源装置11以及处理器装置13的连接部50。

[0044] 照明部40具备设于摄像部41的两侧的2个照明窗43、44,在各照明窗43、44的深处分别收纳投光构件47、54。各投光构件47、54使来自光导28、29的光通过照明透镜51后照射到观察区域。摄像部41在观测器前端部19的大致中心位置具备接受来自观察区域并通过物镜构件(图示省略)的反射光的1个观察窗42。

[0045] 在观察窗42的深处设有用于取入观察区域的像光的物镜构件(图示省略)等的光学系统,进而在该物镜构件的深处设有拍摄观察区域的CCD(ChaRGe Coupled Device,电荷耦合器件)等的摄像元件60。摄像元件60是未对各像素设置滤色器的单色的摄像元件,用受光面(摄像面)接受来自物镜构件的光,对接受的光进行光电变换并输出摄像信号(模拟信号)。另外,作为摄像元件60,使用IT(内线转移(インターライントランスファー))型的CCD,但此外也可以使用具有全局快门的CMOS(ComplementaRy Metal-Oxide SemiconductoR,互补金属氧化物半导体)。

[0046] 从摄像元件60输出的摄像信号通过观测器电缆67而输入到A/D变换器68。A/D变换器68将摄像信号变换为与其电压电平(voltage level)对应的图像数据(数字信号)。变换后的图像数据介由连接器部50被输入到处理器装置13。摄像控制部70进行摄像元件60的摄像控制。摄像控制按每个显示模式而不同。

[0047] 处理器装置13具备:控制部71、图像处理部72、和存储部74,在控制部72连接显示

装置14以及输入装置15。控制部72控制处理器装置13内的各部,并基于从内窥镜装置12的切换开关21或输入装置15输入的输入信息来控制内窥镜装置12的摄像控制部70以及显示装置14的动作。

[0048] 如图3所示,设于光源装置11的旋转滤光器31以与电动机32连接的旋转轴31a为旋转中心进行旋转。在旋转滤光器31,从有旋转轴31a的旋转中心起依次沿半径方向设置了第1、第2、第3滤光器区域37、38、39。第1滤光器区域37在通常显示模式时被设置在宽带光BB的光路上,第2滤光器区域38在第1特殊显示模式时被设置在宽带光BB的光路上,第3滤光器区域39在第2特殊显示模式时被设置在宽带光BB的光路上。各滤光器区域37~39的切换,通过用移位部34使旋转滤光器31在半径方向上移位来进行。

[0049] 第1滤光器区域37,在中心角为120°的扇形区域分别设置了B滤光器部37a、G滤光器部37b、R滤光器部37c。如图4所示,B滤光器部37a从宽带光BB中使蓝色频带(380~520nm)的B光透过,G滤光器部37b从宽带光BB中使绿色频带(480~620nm)的G光透过,R滤光器部37c从宽带光BB中使红色频带(580~720nm)的R光透过。因此,通过旋转滤光器31的旋转依次出射B光、G光、R光。这些B光、G光、R光通过聚光透镜48以及光纤49后入射到内窥镜装置12的光导28、29。

[0050] 第2滤光器区域38设置表层血管强调用滤光器部38a(图3中记载为“表层血管强调用”)、氧饱和度测定用滤光器部38b(图3中标记为“测定用”)、G滤光器部38c、和R滤光器部38d。表层血管强调用滤光器部38a使宽带光BB中的具有中心波长415nm、波长范围405~425nm的蓝色窄带光BN透过。该蓝色窄带光BN的波长范围如图5所示那样,是在蓝色频带中血中血红蛋白的吸光系数高的波长域。因此,由于通过对检体照射该蓝色窄带光BN,吸收蓝色窄带光BN的表层血管和不吸收蓝色窄带光BN的粘膜的对比度变高,因此强调显示了表层血管。

[0051] 另外,氧饱和度测定用滤光器部38b使宽带光BB中的在氧合、还原血红蛋白的吸光系数中存在差(参考图11)的波长范围450~500nm的氧饱和度测定光透过。对低氧状态的血管照射氧饱和度测定光时的吸光特性与对高氧状态的血管照射氧饱和度测定光时的吸光特性不同。为此,通过利用该吸光特性之差,能测定血中血红蛋白的氧饱和度。另外,氧饱和度测定光优选将中心波长设为473nm。

[0052] 另外,G滤光器部38c、R滤光器部38d由于与上述G、R滤光器37b、37c具有相同的透过特性,因此,G、R滤光器部38c、38d也分别使宽带光BB中的具有与上述相同的波长域G光、R光透过。根据以上,通过旋转滤光器31的旋转,依次出射蓝色窄带光BN、氧饱和度测定光、G光、R光。这4个种类的光通过聚光透镜48以及光纤49后依次入射到光导28、29。

[0053] 在第3滤光器区域39设有B滤光器部39a、氧饱和度测定用滤光器部39b、中深层血管强调用滤光器部39c(图3中标记为“中深层血管强调用”)、R滤光器部39d。中深层血管强调用滤光器部39c使宽带光BB中的具有中心波长540nm、波长范围530~550nm的绿色窄带光GN透过。该绿色窄带光GN的波长范围如图5所示,是在绿色频带中血中血红蛋白的吸光系数高的波长域。因此,通过对检体照射该绿色窄带光GN而吸收绿色窄带光GN的中深层血管和不吸收绿色窄带光GN粘膜的对比度变高,因此中深层血管被强调显示。

[0054] 另外,B滤光器部39a、氧饱和度测定用滤光器部39b、R滤光器部39d具有与B滤光器37a、氧饱和度测定用滤光器部38b、R滤光器部37c相同的透过特性。因此,这些滤光器部

39a、39b、39d分别使宽带光BB中的具有与上述相同的波长域的B光、氧饱和度测定光、R光透过。根据以上,通过旋转滤光器31的旋转,依次出射B光、氧饱和度测定光、绿色窄带光GN、R光。这4个种类的光通过聚光透镜48以及光纤49并依次入射到光导28、29。

[0055] 如上述那样,按每个显示模式对检体照射不同的光。例如,在通常显示模式中,如图6A所示那样,使用B、G、R的三色的像光,用摄像元件60对观察区域依次进行摄像并积蓄电荷,基于该积蓄的电荷依次输出蓝色信号Bc、绿色信号Gc、红色信号Rc。该一系列的动作在被设定为通常显示模式的期间反复。然后,通过对这些蓝色信号Bc、绿色信号Gc、红色信号Rc进行A/D变换,得到蓝色图像数据Bc、绿色图像数据Gc、红色图像数据Rc。

[0056] 在第1特殊显示模式中,如图6B所示,以蓝色窄带光BN、氧饱和度测定光、G光、R光用摄像元件60依次拍摄观察对象,从而得到蓝色窄带信号BN、测定用信号Bm、绿色信号G、红色信号R。这样的动作在设定为第1特殊显示模式的期间反复。然后,通过对这些蓝色窄带信号BN、测定用信号Bm、绿色信号G、红色信号R进行A/D变换,得到蓝色窄带图像数据BN、测定用图像数据Bm、绿色图像数据G、红色图像数据R。

[0057] 在第2特殊显示模式中,如图6C所示,用摄像元件60对B光、氧饱和度测定光、绿色窄带光GN、R光依次摄像,从而得到蓝色信号B、测定用信号Bm、绿色窄带信号GN、红色信号R。这样的动作在设定为第2特殊显示模式的期间反复。然后,通过对这些蓝色信号B、测定用信号Bm、绿色窄带信号GN、红色信号R进行A/D,得到蓝色图像数据B1、测定用图像数据Bm、绿色窄带图像数据GN、红色图像数据R。

[0058] 如上述那样,按每个模式得到不同的图像数据,因此按每个模式进行的图像处理也各自不同。如图7所示,图像处理部72具备:基于通常显示模式时取得的图像数据来进行图像处理的通常显示模式用图像处理部80、基于第1特殊显示模式时取得的图像数据来进行图像处理的第1特殊显示模式用图像处理部81、基于第2特殊显示模式时取得的图像数据来进行图像处理的第2特殊显示模式用图像处理部82。

[0059] 通常显示模式用图像处理部80基于通常显示模式时得到的蓝色图像数据Bc、绿色图像数据Gc、红色图像数据Rc来作成通常图像。该作成的通常图像的蓝色图像数据Bc被分配给显示装置14的B通道,绿色图像数据Gc被分配给显示装置14的G通道,红色图像数据R被分配给显示装置14的R通道。

[0060] 第1特殊显示模式用图像处理部81具备:通常图像作成部84、第1窄带图像作成部85、和氧饱和度图像作成部86。在该第1特殊用图像处理部81中,如图8所示,由通常图像作成部84基于第1特殊显示模式时得到的蓝色窄带图像数据BN、测定用图像数据Bm、绿色图像数据G、红色图像数据R来作成通常图像,由第1窄带图像作成部85基于蓝色窄带图像数据BN以及绿色图像数据G来作成第1窄带图像,由氧饱和度图像作成部86基于通过使用了测定用图像数据Bm、绿色图像数据G、红色图像数据R的运算而得到的氧饱和度来作成氧饱和度图像。

[0061] 通常图像作成部84对蓝色窄带图像BN和测定用图像数据Bm进行合成处理,从而首先作成合成蓝色图像数据。接下来,通常图像作成部84通过对合成蓝色图像数据、绿色图像数据G、和红色图像数据G进行合成处理来作成通常图像。将该通常图像中的合成蓝色图像数据分配给显示装置14的B通道,绿色图像数据G分配给显示装置14的G通道,红色图像数据R分配给显示装置14的R通道。由此,在通常图像上显示全彩(full-color)的检体的可见光

像。

[0062] 在此,合成蓝色图像数据由于不是如现有技术(例如,特开2008-43604号公报)那样通过增益处理来提升明亮度,而是用与具有相同的蓝色频带的信息的测定用图像数据Bm的合成处理来提升明亮度。由此,与现有技术那样使用增益处理的情况相比,在合成蓝色图像数据中噪声分量极少。另外,在合成处理中使用的测定用图像不仅提升通常图像的蓝色分量的画质,还用于计算氧饱和度。因此,测定用图像以1个图像发挥2个功能。

[0063] 第1窄带图像作成部85通过对蓝色窄带图像数据BN和绿色图像数据G进行合成处理,作成强调显示了表层血管的第1窄带图像。通过将第1窄带图像中的蓝色窄带图像数据BN分配给显示装置14的B、G通道,绿色图像数据G分配给显示装置14的R通道,能以伪彩显示包含表层血管的图像的第1窄带图像整体(表层血管以“茶色”色调的颜色显示)。另外,为了在第1窄带图像中提高中深层血管的视觉辨识性,优选对绿色图像数据G实施图9所示那样的低~中频率的频率过滤处理。如此使用低~中频率的频率过滤处理是因为中深层血管与表层血管相比更粗。

[0064] 氧饱和度图像处理部86具备:强度比算出部86a、相关关系存储部86b、氧饱和度算出部86c、和图像生成部86d。强度比算出部86a求取测定用图像数据Bm与绿色图像数据G的强度比B/G、以及红色图像数据R与绿色图像数据G的强度比R/G。在强度比算出部86a中,算出在图像数据间位于相同位置的像素间的强度比,另外,对图像数据的全部像素算出强度比。另外,也可以仅对图像数据中的血管部分的像素算出强度比。这种情况下,基于血管部分的图像数据与其以外的部分的图像数据之差来确定血管部分。

[0065] 相关关系存储部86b存储强度比B/G以及R/G与氧饱和度的相关关系。该相关关系如图10所示,以在二维空间上定义氧饱和度的等高线的二维表形式存储。该等高线的位置、形状通过光散射的物理模拟获得,与血液量相应地发生改变地进行定义。另外,强度比B/G、R/G以log比例尺形式存储。

[0066] 上述相关关系与图11所示那样的氧合血红蛋白、还原血红蛋白的吸光特性和光散射特性密切相关。在此,曲线90表示氧合血红蛋白的吸光系数,曲线91表示还原血红蛋白的吸光系数。例如,在473nm那样吸光系数之差大的波长下,易于获取氧饱和度的信息。但是,包含与473nm的光对应的信号的测定用图像数据Bm不仅对氧饱和度,对血液量也有高的依赖性。为此,通过除了测定用图像数据Bm以外,还使用根据主要依赖于血液量而变化的红色图像数据R2、蓝色图像数据B2和成为红色图像数据R2的参考图像(基准化用图像数据)的绿色图像数据G2而得到的强度比B/G以及R/G,能不依赖于血液量,正确地求取氧饱和度。

[0067] 另外,470~700nm波长范围的光具有在粘膜组织内的散射系数小且波长依赖性小的性质。由此,通过将该波长范围的光作为照明光使用,能降低血管的深度的影响,并能得到包含血液量以及氧饱和度的信息的血液信息。

[0068] 另外,也可以在相关关系存储部86b也存储强度比R/G与血液量的相关关系。该相关关系作为强度比R/G越大血液量也越大地进行定义的一维表来存储。该强度比R/G与血液量的相关关系在血液量的算出时使用。

[0069] 氧饱和度算出部86c使用存储在相关关系存储部86b的相关关系和由强度比算出部86a求得的强度比B/G、R/G,来求取各像素中的氧饱和度。另外,在以下的说明中,将氧饱和度的算出中使用的测定用图像数据Bm、绿色图像数据G、红色图像数据R的给定像素的亮

度值分别设为 B^* 、 G^* 、 R^* 。与此相伴,各像素中强度比成为 B^*/G^* 、 R^*/G^* 。

[0070] 氧饱和度算出部86c如图12所示,根据存储于相关关系存储部86b的相关关系,确定与强度比 B^*/G^* 、 R^*/G^* 对应的对应点P。然后,在对应点P处于氧饱和度=0%界限的等高线88与氧饱和度=100%界限的等高线89之间的情况下,将对应点P所示的百分比值设为氧饱和度。例如,若是图12的情况,则由于对应点P位于60%的等高线上,因此氧饱和度成为60%。

[0071] 另一方面,在对应点脱离等高线88与等高线89之间的情况下,在对应点位于等高线88上方时,将氧饱和度设为0%,在对应点位于等高线89下方时,将氧饱和度设为100%。另外,在对应点脱离等高线88与等高线89之间的情况下,也可以使该像素中的氧饱和度的可靠度下降从而不显示在显示装置14上。

[0072] 图像生成部86d使用由氧饱和度算出部86c算出的氧饱和度、和由通常图像作成部84作成的通常图像,来生成使氧饱和度图像化的氧饱和度图像。在该图像生成部86d中,对通常图像中的合成蓝色图像数据的像素值b、绿色图像数据G的像素值g、红色图像数据R的像素值r实施与氧饱和度相应的增益。

[0073] 如图12所示,在氧饱和度为60%以上的高氧状态的情况下,对像素值b、g、r的任一者都实施相同的增益“1”。与此相对,在氧饱和度不足60%的低氧状态的情况下,对像素值b实施不足“1”的增益,另一方面,对像素值g、r实施超过“1”的增益。对该通常图像实施与氧饱和度相应的增益而得到的图像成为氧饱和度图像。将该氧饱和度图像中的像素值b分配给显示装置14的B通道,像素值g分配给显示装置14的G通道,像素值r分配给显示装置14的R通道。由此,氧饱和度图像在高氧状态时,以与通常图像相同的色彩显示包含血管的检体整体,另一方面,在低氧状态时,以青色调的伪彩显示血管部分。

[0074] 如图7所示,第2特殊显示模式用图像处理部82具备:通常图像作成部94、第2窄带图像作成部95、和氧饱和度图像作成部96。在该第2特殊显示模式用图像处理部82中,如图14所示,由通常图像作成部94基于第2特殊显示模式时得到的蓝色图像数据B、测定用图像数据 B_m 、绿色窄带图像数据 G_N 、红色图像数据R来作成通常图像,由第2窄带图像作成部95基于测定用图像数据 B_m 以及绿色窄带图像数据 G_N 来作成第2窄带图像,由氧饱和度图像作成部96基于通过使用了测定用图像数据 B_m 、绿色窄带图像数据 G_N 、和红色图像数据R的运算得到的氧饱和度来作成氧饱和度图像。

[0075] 通常图像作成部94对测定用图像数据 B_m 与绿色窄带图像数据 G_N 进行合成处理,作成合成绿色图像数据。然后,通过对合成绿色图像数据与蓝色图像数据B、红色图像数据R进行合成处理,作成通常图像。将该通常图像中的蓝色图像数据B分配给显示装置14的B通道,合成绿色图像数据分配给显示装置14的G通道,红色图像数据R分配给显示装置14的R通道。由此,在通常图像上显示全彩的检体的可见光像。

[0076] 在此,合成绿色图像数据与合成蓝色图像数据相同,由于不使用增益处理来提升明亮度,而是用与具有相同的绿色频带的信息的测定用图像数据 B_m 的合成处理来提升明亮度,因此噪声分量极少。另外,在合成处理中使用的测定用图像不仅提升通常图像的G分量的画质,还在氧饱和度的算出使用。因此,测定用图像以1个图像发挥2个功能。

[0077] 第2窄带图像作成部95通过对蓝色图像数据B与绿色窄带图像数据 G_N 进行合成处理,作成强调显示了中深层血管的第2窄带图像。通过将该第2窄带图像中的蓝色图像数据B

分配给显示装置14的B、G通道,绿色窄带图像数据GN分配给显示装置14的R通道,从而以伪彩显示包含中深层血管的图像的第2窄带图像整体(中深层血管用“青色”色调的颜色显示)。另外,为了第2窄带图像中提高显示血管的视觉辨识性,如图15所示,优选对蓝色图像数据B实施高频率的频率过滤处理。如此使用高频率的频率过滤处理是因为表层血管与中深层血管相比更细。

[0078] 氧饱和度图像作成部96具备:强度比算出部96a、相关关系存储部96B、氧饱和度算出部96c、和图像生成部96d。在强度比算出部96a中,根据测定用图像数据Bm和绿色窄带图像数据算出强度比B/G,根据红色图像数据R和绿色图像数据G算出强度比R/G。然后,基于该算出的强度比B/G、R/G与存储于相关关系存储部96B的相关关系,来算出氧饱和度。在此,相关关系存储部96B的相关关系与相关关系存储部86b的相关关系大致相同(该相关关系存储部96B的相关关系中,强度比的“G”的波长分量成为窄带)。

[0079] 然后,图像生成部96d使用由氧饱和度算出部96算出的氧饱和度、和由通常图像作成部94作成的通常图像来生成氧饱和度图像。在该图像生成部96d中,对蓝色图像数据的像素值b、合成绿色图像数据G的像素值g、红色图像数据R的像素值r实施与氧饱和度相应的增益处理。增益处理与由图像生成部96d进行的处理相同(参考图13)。然后,与图像生成部86d相同,将增益处理后的像素值b分配给显示装置14的B通道,将增益处理后的像素值g分配给显示装置14的G通道,将增益处理后的像素值r分配给显示装置14的R通道。由此,在显示装置14显示使低氧状态的血管伪彩化的氧饱和度图像。

[0080] 接下来,沿着图16的流程图来说明本实施方式中的一系列的流程、特别是关于第1特殊显示模式的一系列的流程。另外,关于第2特殊显示模式,由于也与第1特殊显示模式的情况相同,因此省略说明。在通常显示模式之下,将内窥镜装置12插入到体内、例如消化管内。通过角度旋钮16a的操作来将观测器前端部19设置在期望的观察部位,进行通常观察。在该通常观察中,将宽带光BB的光路设置在第1滤光器区域37。由此,用B光、G光、R光依次照明检体内,并在显示装置14显示用摄像元件60拍摄而得到的彩色的通常图像。

[0081] 然后,在将观察部位推测为病变部的情况下,通过内窥镜装置12的切换开关21切换到第1特殊显示模式。通过该模式切换,将宽带光BB的光路设置在第2滤光器区域38。由此,依次从旋转滤光器31出射蓝色窄带光BN、氧饱和度测定光、G光、R光。将出射的光依次照射检体,用摄像元件60依次拍摄其反射像。通过该摄像,得到蓝色窄带图像数据BN、测定用图像数据Bm、绿色图像数据G、红色图像数据R。

[0082] 然后,合成蓝色窄带图像数据BN和测定用图像数据Bm来作成合成蓝色图像数据,基于该作成的合成蓝色图像数据、绿色图像数据G、红色图像数据R来作成通常图像。另外,基于蓝色窄带图像数据BN和绿色图像数据G来作成强调了表层血管的第1窄带图像。另外,基于测定用图像数据Bm、绿色图像数据G、红色图像数据R来作成使血管的氧状态图像化的氧饱和度图像。这些通常图像、第1窄带图像、氧饱和度图像的3种图像如图17所示那样,横向排列来同时显示。只要第1特殊显示模式继续,就反复进行以上的一系列的动作。另外,通常图像、第1窄带图像、氧饱和度图像除了如图17那样同时显示以外,也可以每隔一定时间1个图像1个图像地显示。

[0083] 如上述那样,为了几乎同时取得通常图像、第1窄带图像、氧饱和度图像这3种图像,通常的话,为了作成通常图像而需要蓝色图像数据、绿色图像数据、红色图像数据这3帧

份的图像,为了作成第1窄带图像而至少需要1帧份的蓝色窄带图像数据,为了作成氧饱和度图像而需要至少1帧份的测定用图像数据。即,为了同时取得/同时显示3种图像,最低限度需要5帧份的图像数据。

[0084] 与此相对,在本发明中,作为通常图像的蓝色图像,使用合成蓝色窄带图像数据和测定用图像数据而得到的合成蓝色图像数据来取代蓝色图像数据。由此,由于不再需要蓝色图像数据的取得,因此,与通常情况相比,能以少了1帧的4帧来同时取得通常图像、第1窄带图像、氧饱和度图像。另外,作为通常图像的蓝色图像,不是使用以增益处理等来提升蓝色窄带图像数据的明亮度的图像,而是使用以与测定用图像数据的合成处理提升了明亮度的图像,因此高画质且噪声极少。

[0085] 另外,在上述第1实施方式中,在第1特殊显示模式时,取得以蓝色窄带光BN强调了表层血管的第1窄带图像,在第2特殊显示模式时,取得以绿色窄带光GN强调了中深层血管的第2窄带图像,但在第2实施方式的第3特殊显示模式中,取得使用蓝色窄带光BN以及绿色窄带光GN强调了表层血管和中深层血管的两者的第3窄带图像。第1实施方式中,取代旋转滤光器31而使用图18所示的旋转滤光器100。旋转滤光器100以旋转轴100a为中心,沿着直径方向设置第1滤光器区域37和第4滤光器区域101。第1滤光器区域37具备与旋转滤光器31相同的B滤光器部37a、G滤光器部37b、R滤光器部37c。

[0086] 第4滤光器区域101具备:具有与表层血管强调用滤波器部38a相同的透过特性的表层血管强调用滤波器部101a、具有与氧饱和度测定用滤光器部38b相同的透过特性的氧饱和度测定用滤光器部101B、具有与中深层血管强调用滤光器部39c相同的透过特性的中深层血管强调用滤光器部101c、以及具有与R滤光器部38d(或滤光器部39d)相同的透过特性的R滤光器部101d。因此,在将宽带光BB设置于第4滤光器区域101时,通过旋转滤光器100旋转来依次照射蓝色窄带光BN,氧饱和度测定光、绿色窄带光GN、R光。然后,通过对检体照射各照明光时进行摄像,得到蓝色窄带图像数据BN、测定用图像数据Bm、绿色窄带图像数据GN、红色图像数据R。

[0087] 然后,如图19所示,基于蓝色窄带图像数据BN、测定用图像数据Bm、绿色窄带图像数据GN、红色图像数据R来作成通常图像,基于蓝色窄带图像数据BN以及绿色窄带图像数据GN来作成第3窄带图像,对于氧饱和度图像,基于通过使用了测定用图像数据Bm、绿色窄带图像数据GN、红色图像数据R的运算而得到的氧饱和度来作成氧饱和度图像。

[0088] 在此,在作成通常图像时,对蓝色窄带图像数据BN与测定用图像数据Bm进行合成处理来作成合成蓝色图像数据,并对绿色窄带图像数据GN与测定用图像数据Bm进行合成处理来作成合成绿色图像数据。然后,基于合成蓝色图像数据、合成绿色图像数据、红色图像数据来作成通常图像。由于通常图像的蓝色图像以及绿色图像不是对蓝色窄带图像数据BN以及绿色窄带图像数据GN进行了增益处理而得到的图像,而是加入了测定用图像数据的合成图像,因此高画质且噪声极少。

[0089] 另外,第3窄带图像通过合成蓝色窄带图像数据BN与绿色窄带图像数据GN而得到。将该第3窄带图像中的蓝色窄带图像数据BN分配给显示装置14的B、G通道,绿色窄带图像数据GN分配给显示装置14的R通道。由此,第3窄带图像以“茶色”色调伪彩显示表层血管,以“青色”色调伪彩显示中深层血管。

[0090] 氧饱和度图像的运算,基于测定用图像数据Bm与绿色窄带图像数据GN的强度比B/

G、红色图像数据R与绿色窄带图像数据GN的强度比R/G来进行。与第1实施方式相同,使用强度比B/G、R/G与氧饱和度的相关关系来算出氧饱和度。然后,通过对通常图像的合成蓝色图像数据的像素值b、合成绿色图像数据的像素值g、红色图像数据R的像素值r实施与该算出的氧饱和度相应的增益,得到氧饱和度图像。

[0091] 另外,在上述实施方式中,在氧饱和度图像中仅伪彩显示了低氧状态的血管,但也可以伪彩显示包含低氧状态的血管在内的检体整体。这种情况下,优选对应于血管的氧状态预先确定伪彩的颜色(例如用“红”显示高氧的血管,随着氧饱和度的降低,使血管的颜色逐渐“带蓝”,用“蓝”显示氧饱和度低于60%这样的低氧的血管)。

[0092] 另外,在上述实施方式中,基于从3波长份的图像数据(测定用图像数据Bm、绿色图像数据G、红色图像数据R)得到的强度比B/G、R/G来进行氧饱和度的算出,但也可以取而代之,仅以根据2波长份的图像数据(测定用蓝色图像数据Bm、绿色图像数据G)得到的强度比B/G来进行氧饱和度的算出。

[0093] 另外,在上述实施方式中,使用血液量(氧合血红蛋白与还原血红蛋白之和)中氧合血红蛋白所占比例即氧饱和度来生成氧饱和度图像,但也可以取而代之或在此基础上,使用由“血液量×氧饱和度(%)”求得的氧合血红蛋白指数、由“血液量×(100-氧饱和度(%)”求得的还原血红蛋白指数。

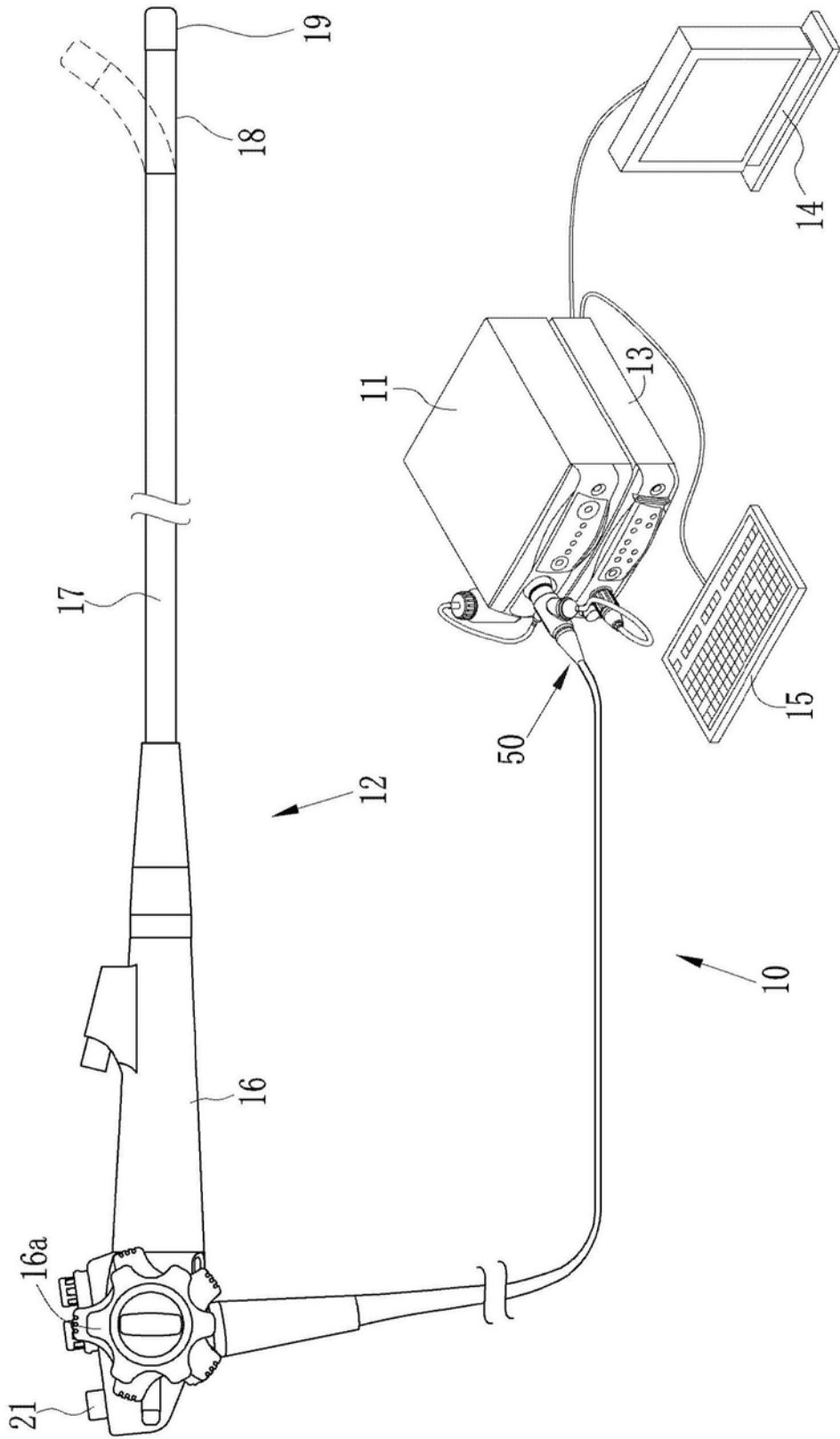


图1

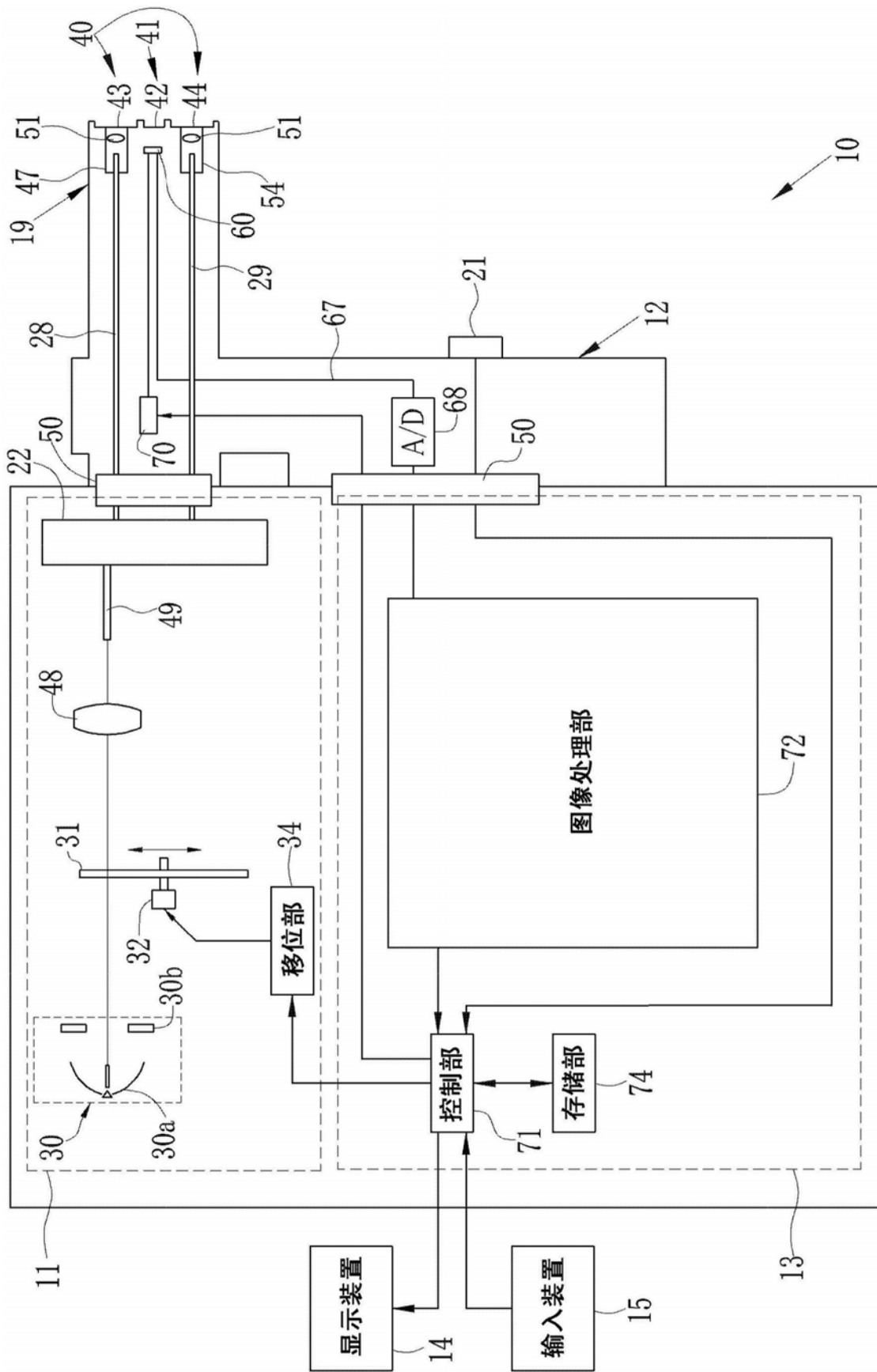


图2

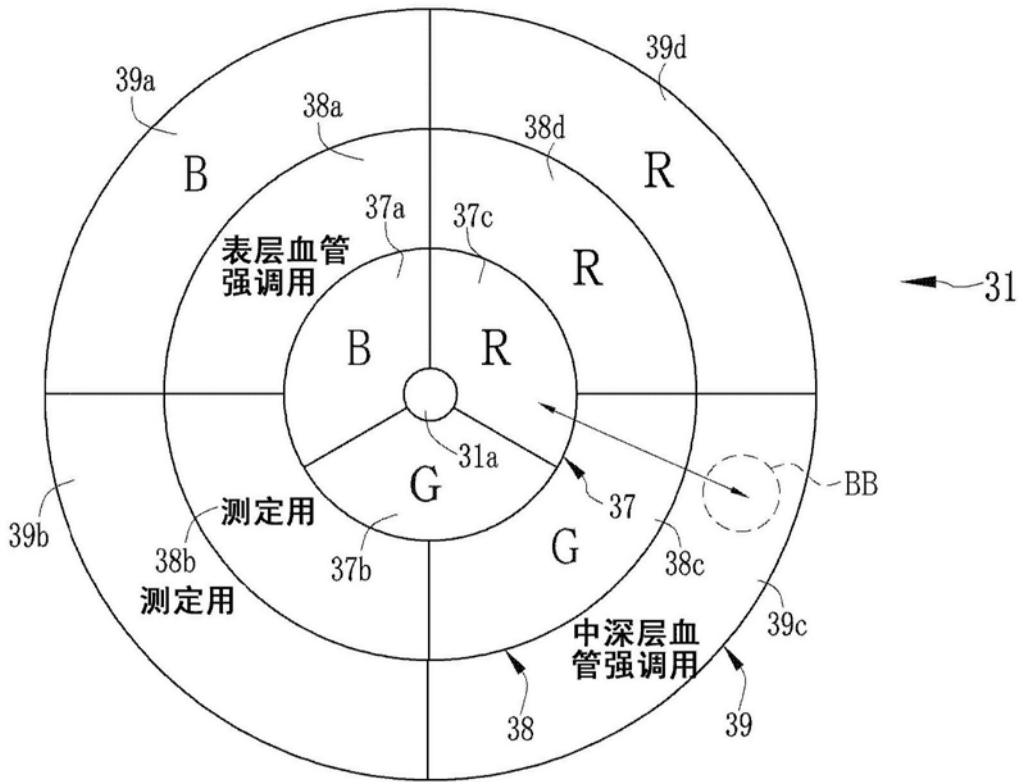


图3

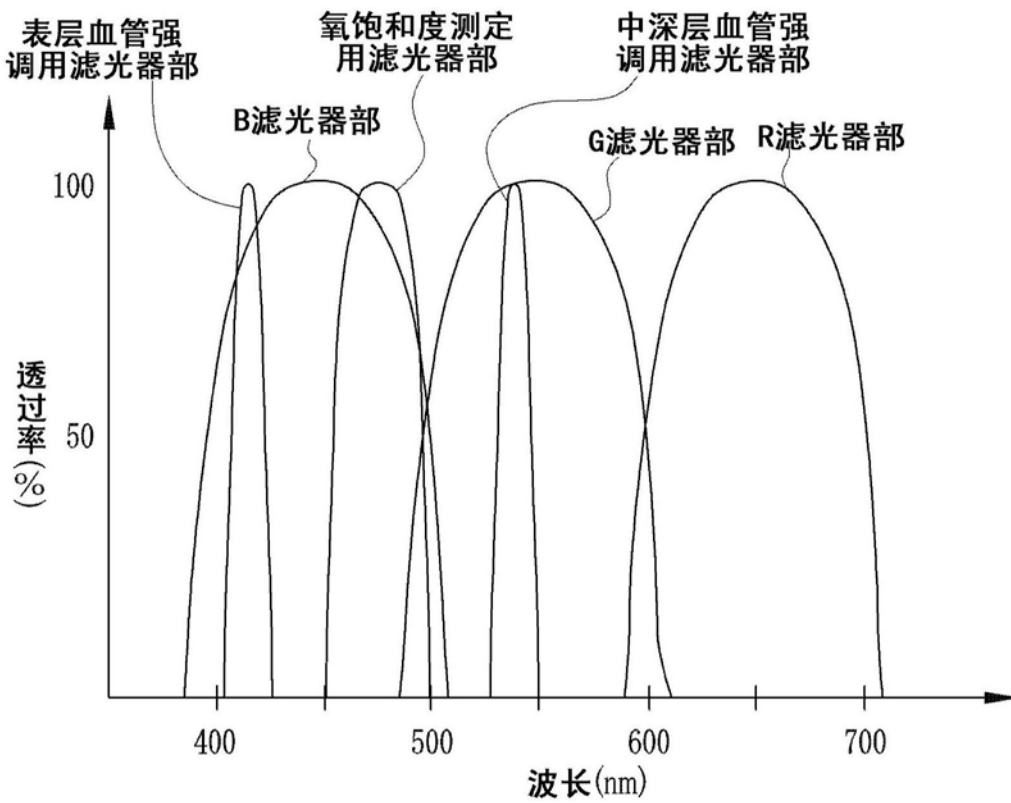


图4

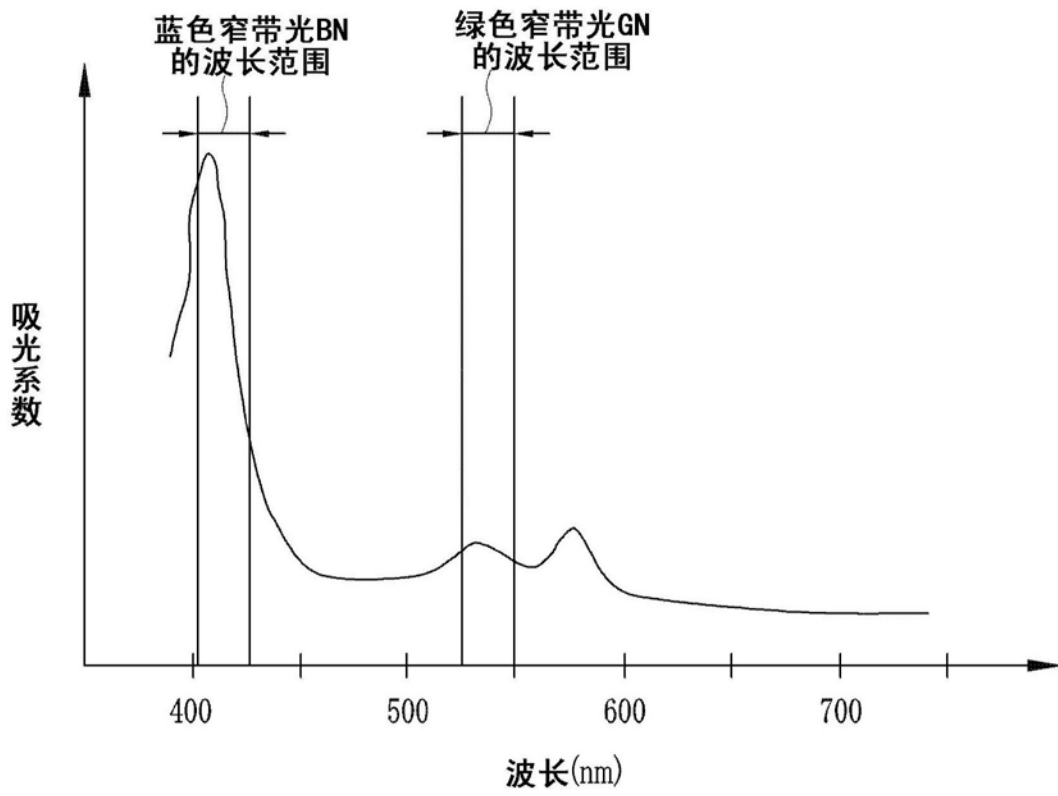


图5

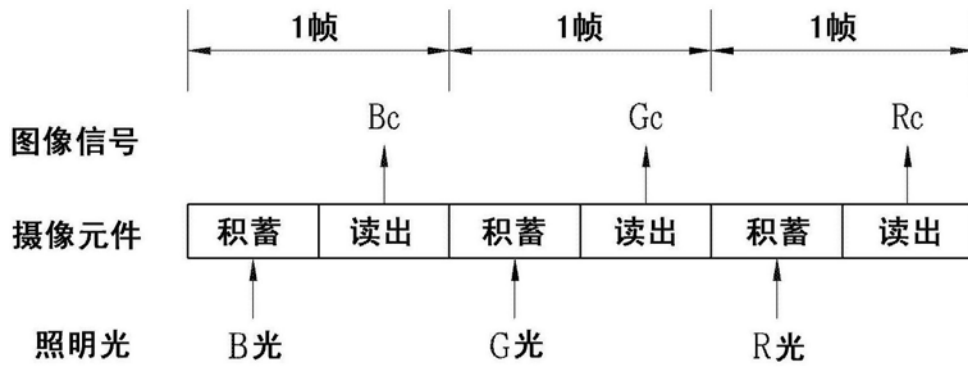


图6A

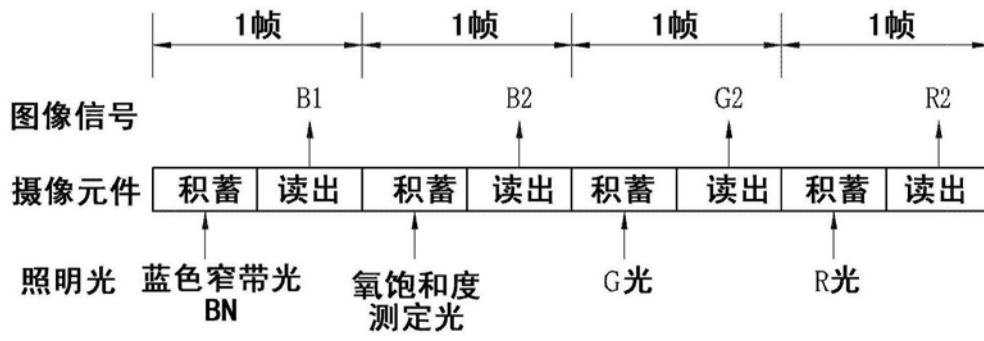


图6B

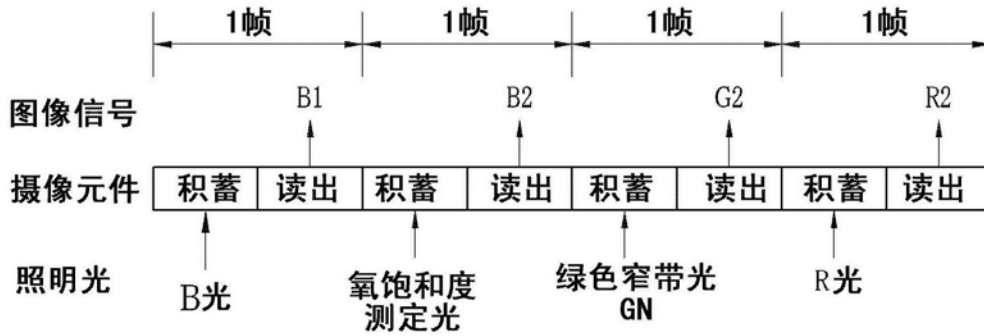


图6C

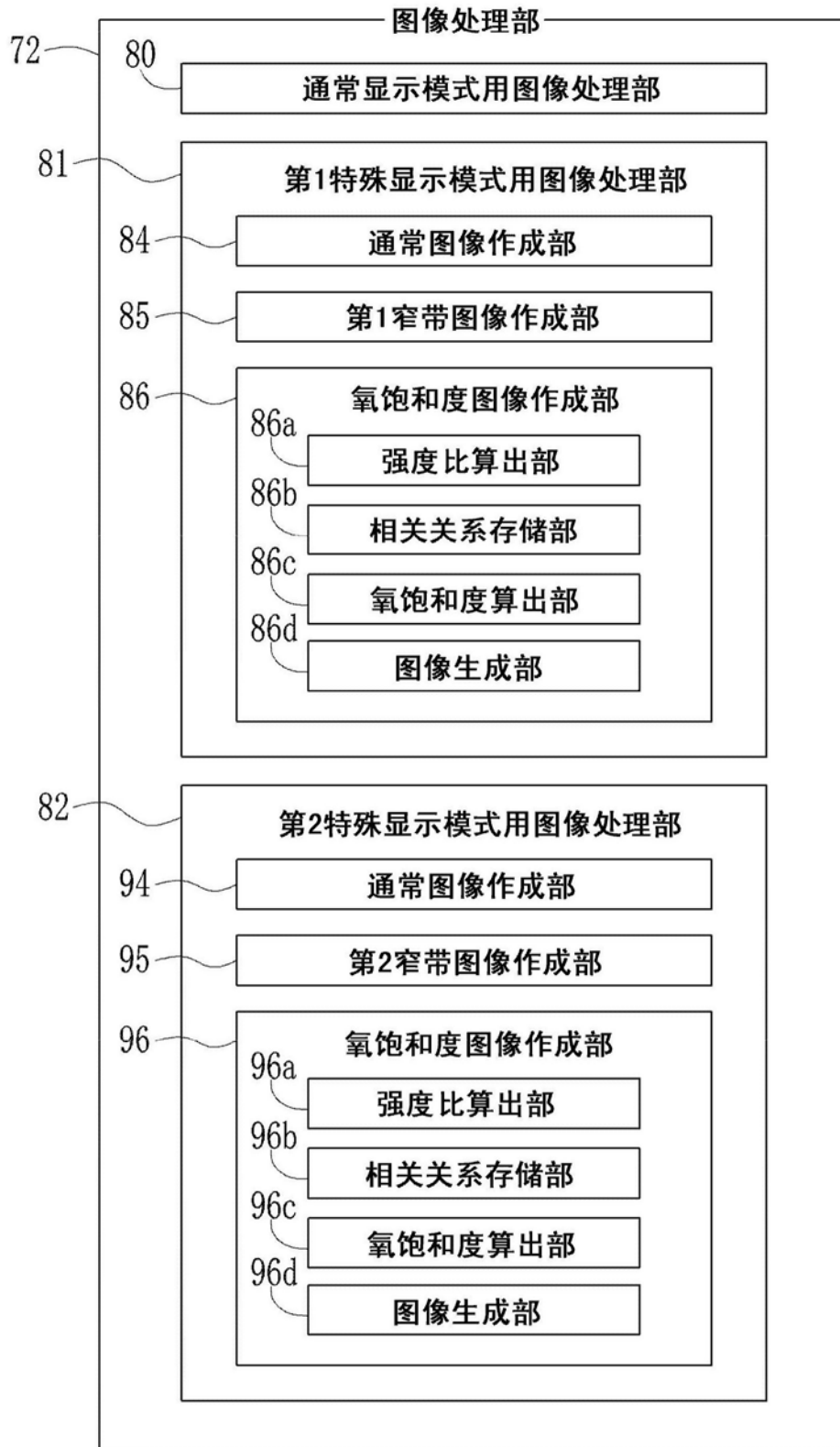


图7

在第1特殊显示模式时取得的图像数据

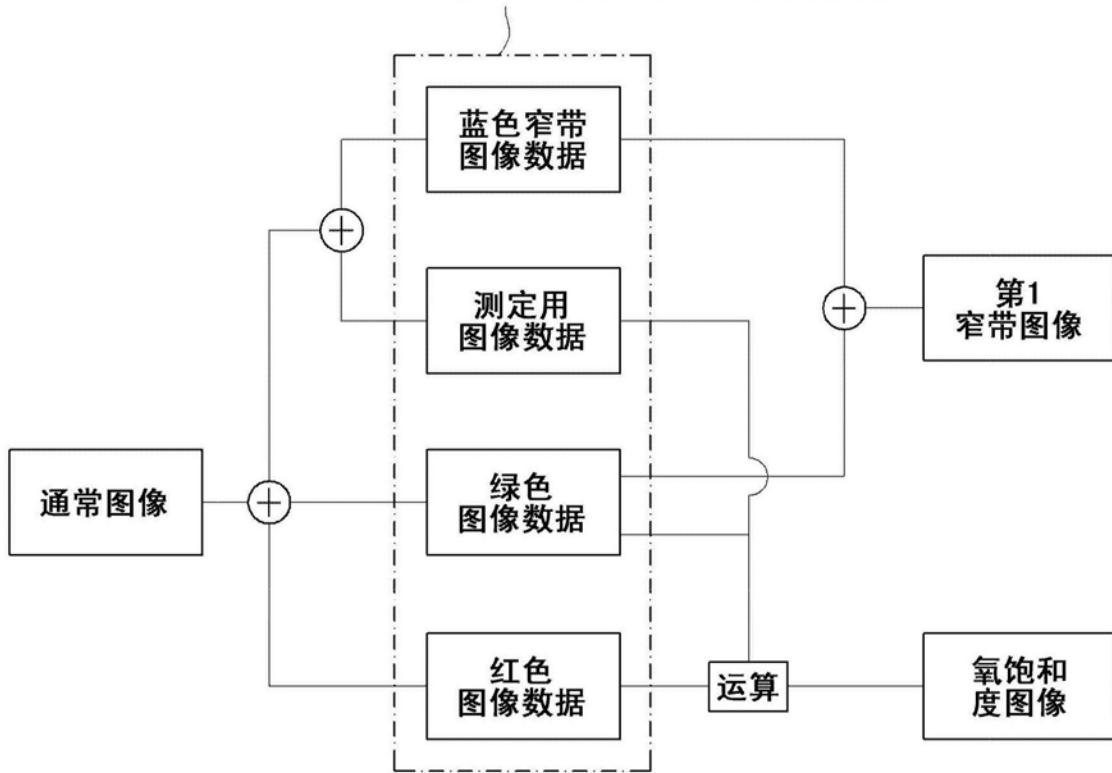


图8

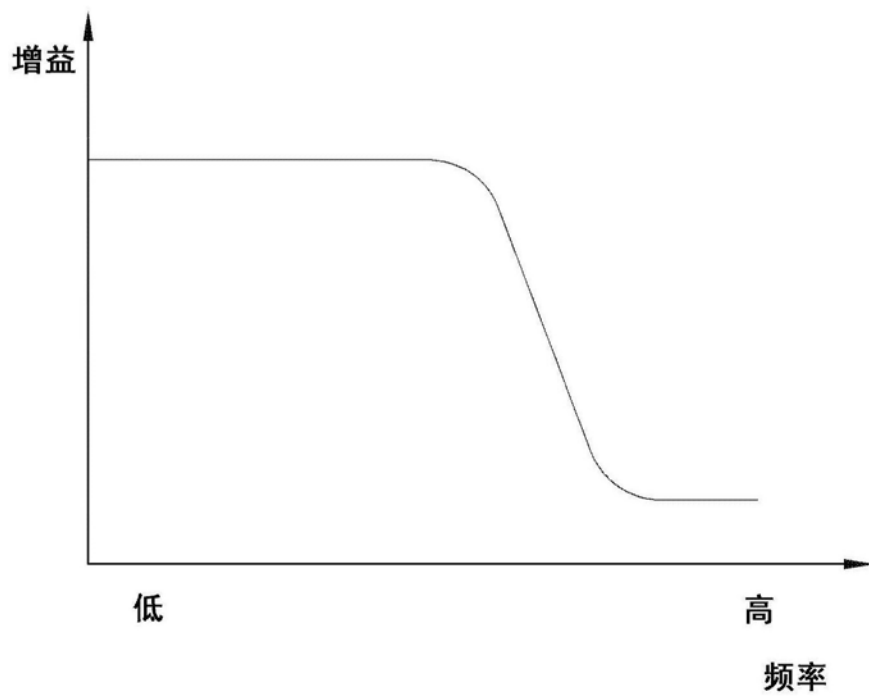


图9

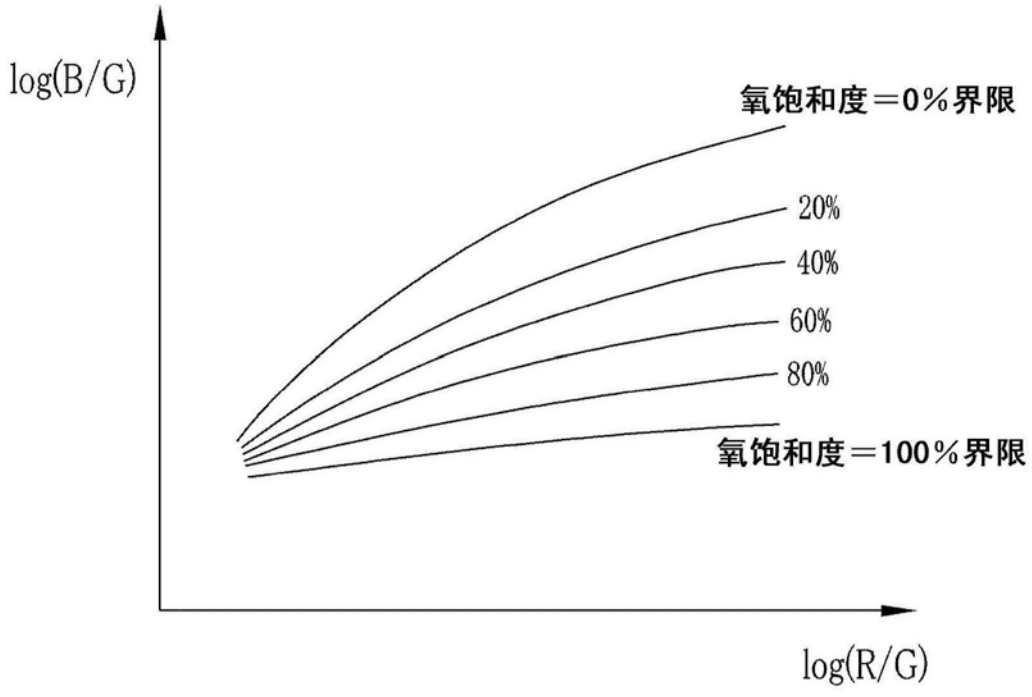


图10

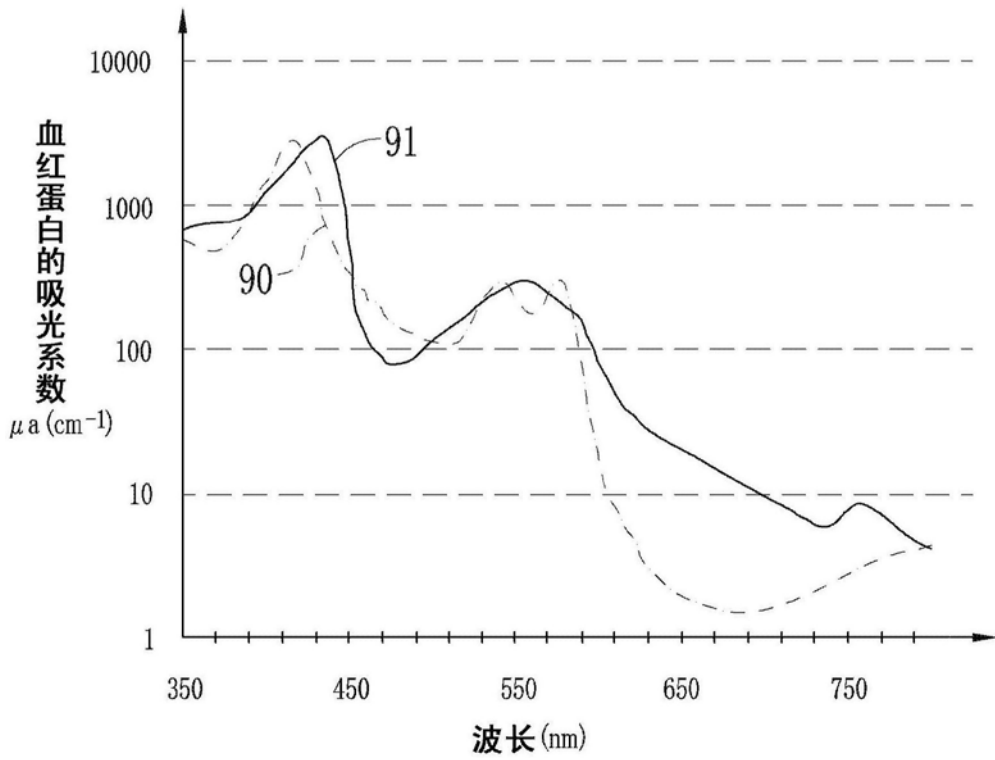


图11

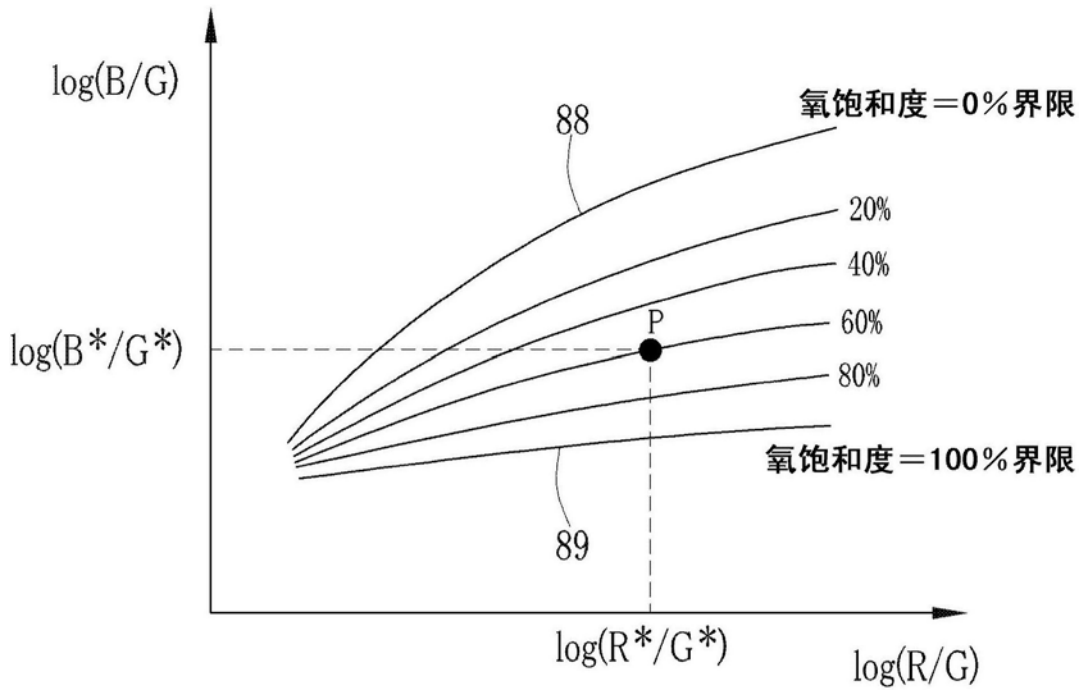


图12

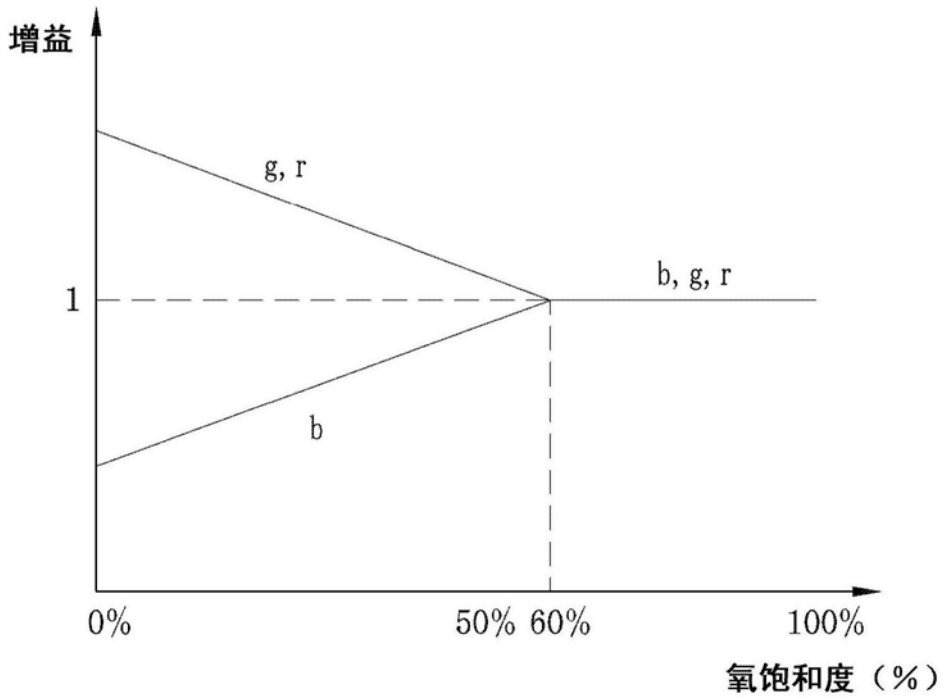


图13

第2特殊显示模式时取得的图像数据

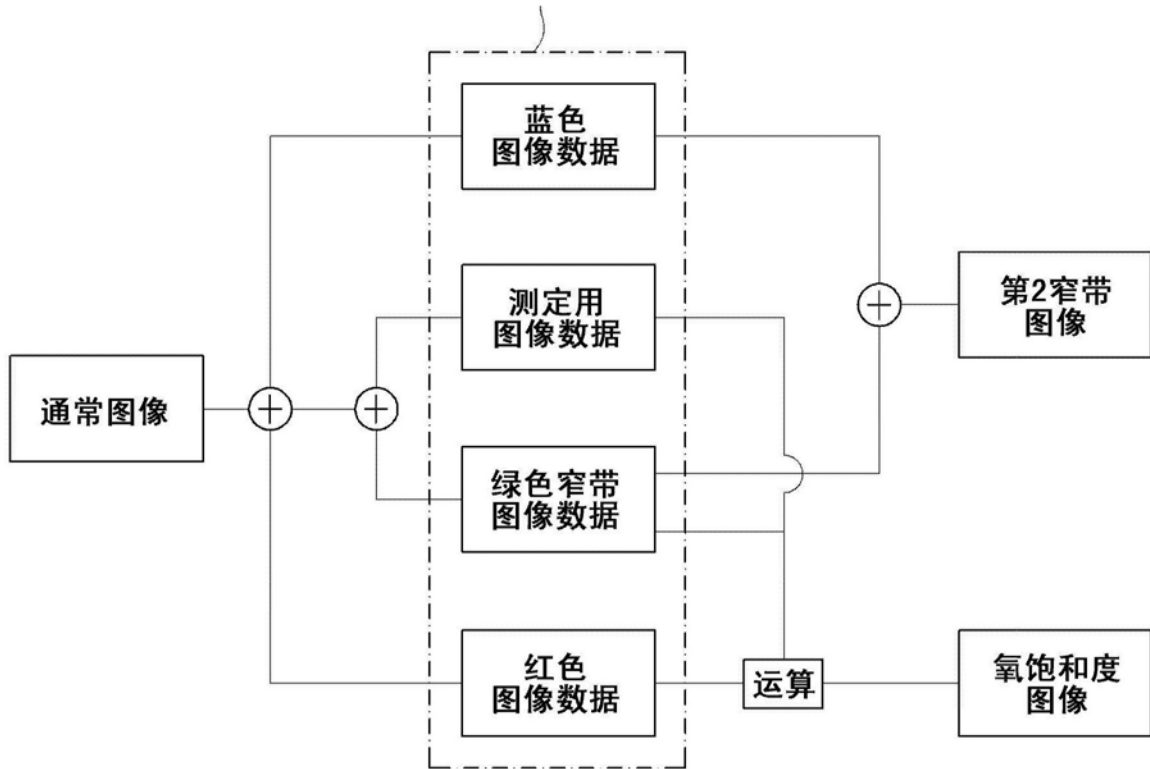


图14

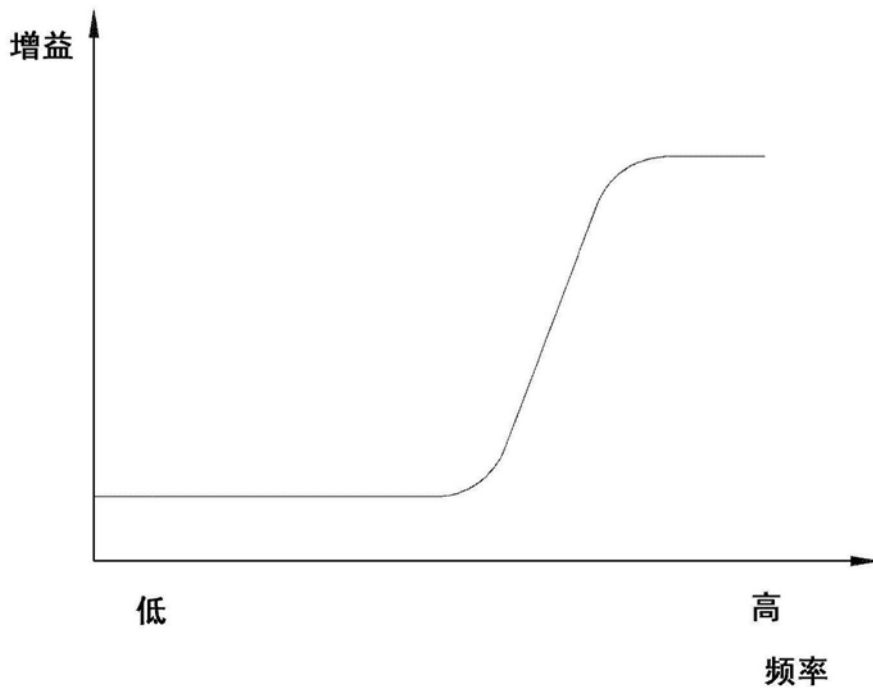


图15

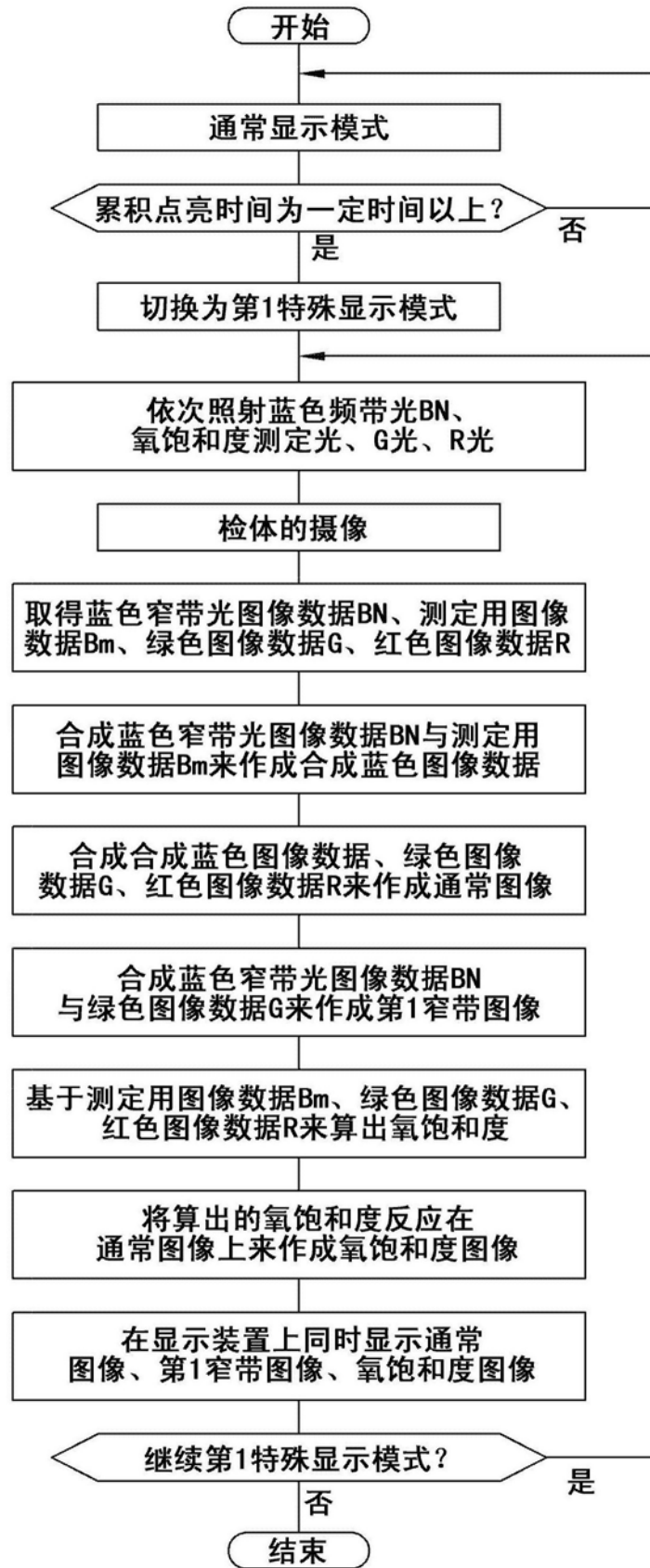


图16

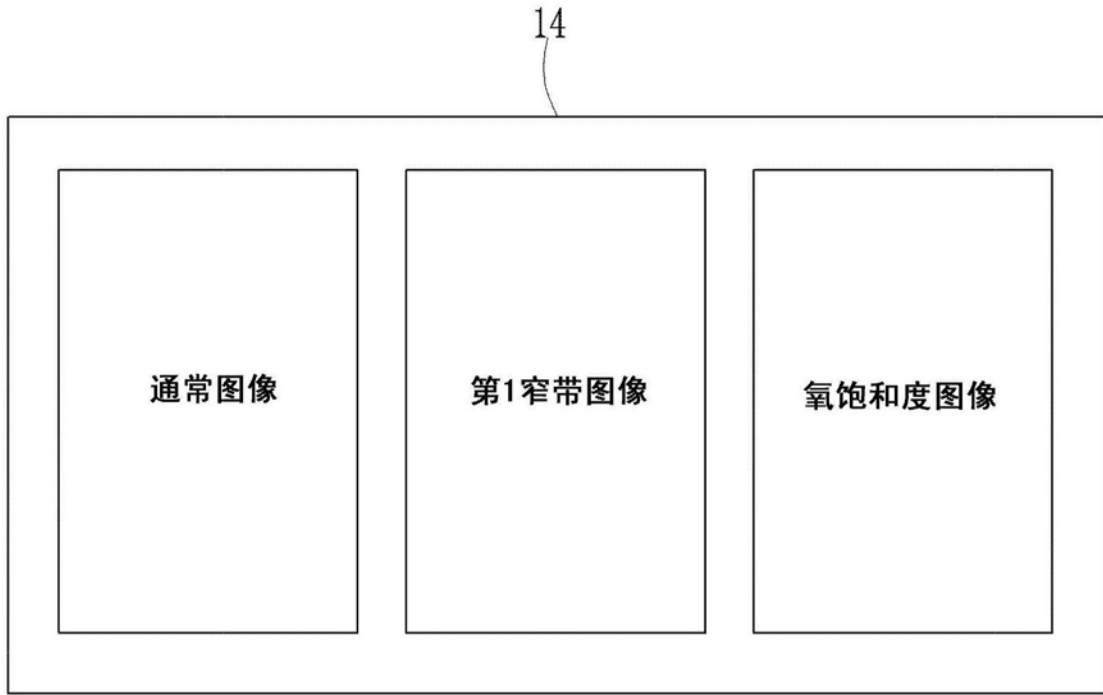


图17

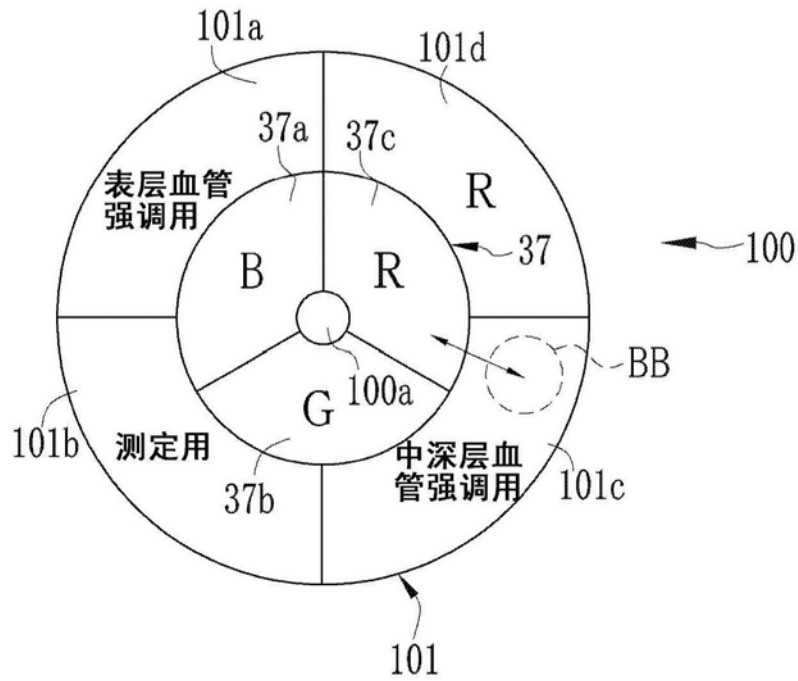


图18

第3特殊显示模式时取得的图像数据

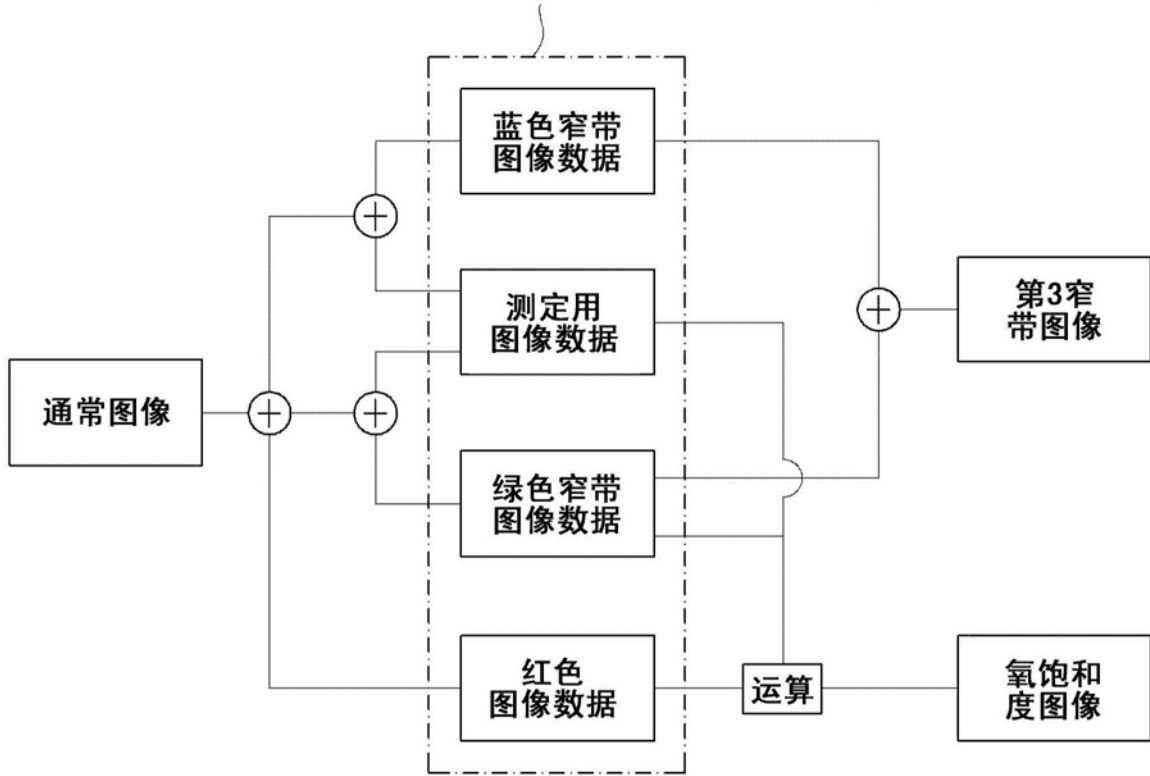


图19

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN107088042A	公开(公告)日	2017-08-25
申请号	CN201710243197.5	申请日	2013-08-30
[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	加来俊彦		
发明人	加来俊彦		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/1455 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/00009 A61B1/04 A61B1/0638 A61B5/14551 A61B5/489 A61B5/72		
优先权	2012197691 2012-09-07 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统，以较少的帧数取得通常图像、血管强调图像、氧饱和度图像。对检体依次照射中心波长415nm的蓝色窄带光BN、中心波长473nm的氧饱和度测定光、G光、R光，并依次摄像。通过该摄像得到蓝色窄带图像数据BN、测定用图像数据Bm、绿色图像数据G、红色图像数据R。合成蓝色窄带图像数据BN与测定用图像数据Bm来获得合成蓝色图像数据。基于合成蓝色图像数据、绿色图像数据G、红色图像数据R来作成通常图像。基于蓝色窄带图像数据BN、绿色图像数据G来作成强调了表层血管的第1窄带图像。基于测定用图像数据Bm、绿色图像数据G、红色图像数据R来作成氧饱和度图像。

