



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103796566 B

(45)授权公告日 2017.06.06

(21)申请号 201280043178.3

(22)申请日 2012.08.22

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103796566 A

(43)申请公布日 2014.05.14

(30)优先权数据

2011-193185 2011.09.05 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.03.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/071173 2012.08.22

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/035531 JA 2013.03.14

(73)专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72)发明人 斋藤孝明 山口博司 饭田孝之

(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 汤雄军

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

(56)对比文件

US 5550582 A, 1996.08.27,

US 5550582 A, 1996.08.27,

JP 特开2003-284682 A, 2003.10.07,

US 5187572 A, 1993.02.16,

JP 特开平10-210324 A, 1998.08.07,

JP 特开2010-207493 A, 2010.09.24,

JP 特开平6-22898 A, 1994.02.01,

审查员 涂燕君

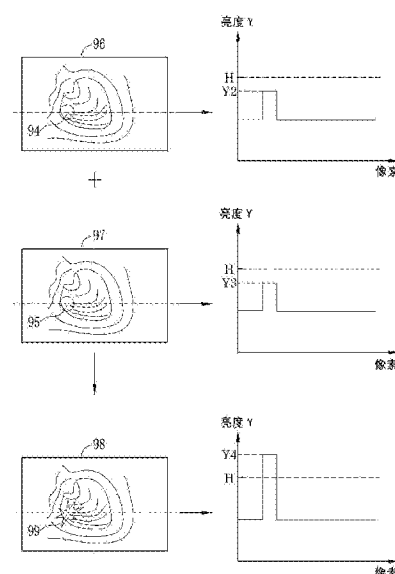
权利要求书1页 说明书14页 附图18页

(54)发明名称

内窥镜系统和图像显示方法

(57)摘要

一种内窥镜系统,显示生物功能信息以及它的可靠性。观察目标在氧饱和度测量光的照射下被成像以获得第一图像信号,并且观察目标在白光的照射下被成像以获得第二图像信号。从第二图像信号产生正常光图像(97)。由第一和第二图像信号计算氧饱和度。计算出的氧饱和度在氧饱和图像(96)中被成像。通过将正常光图像(97)叠加在氧饱和图像(96)上,产生增强氧饱和图像(98)。在增强氧饱和图像(98)中,其中氧饱和度的计算结果可能异常的异常区域(99)通过其亮度被突出。所产生的增强氧饱和图像(98)被显示在显示装置(14)上。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,包括:

图像信息获取部,用于通过对观察目标进行成像获得图像信息;

生物功能信息计算部,用于基于所述图像信息计算所述观察目标的生物功能信息;

第一图像生成部,用于产生将所述生物功能信息图像化的生物功能信息图像;

增强图像生成部,用于产生使所述生物功能信息图像中的由于过大的亮度导致的异常区域被进一步变亮以突出而不改变所述生物功能信息图像的颜色增强图像,以指示所述生物功能信息的可靠性,其中在所述异常区域中,所述生物功能信息计算部的计算结果可能是异常的;和

显示部,用于显示所述增强图像。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,进一步包括:

第二图像生成部,用于基于所述图像信息产生对用白光照射的所述观察目标进行成像的正常光图像,其中

所述增强图像生成部通过将所述生物功能信息图像叠加在所述正常光图像上产生所述增强图像。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述生物功能信息图像由亮度信息和色差信息组成;并且

所述增强图像生成部不向所述生物功能信息图像的所述色差信息施加信息处理,并且向所述生物功能信息图像的所述亮度信息施加信息处理,以使所述异常区域进一步变亮。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,所述增强图像生成部调整所述生物功能信息图像的像素值,以使所述异常区域进一步变亮。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,进一步包括:

晕影检测部,用于检测所述生物功能信息图像中是否存在晕影区域,在所述晕影区域中,像素值超过作为某个值或更大的值的晕影值;和

显示控制部,用于在检测到所述晕影区域的情况下在所述显示部上显示所述生物功能信息图像,并用于在未检测到晕影区域的情况下在所述显示部上显示所述增强图像。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,所述生物功能信息包括血量和氧饱和度,其中,血量是血液中的血红蛋白的量,氧饱和度是所述血液中的所述血红蛋白的氧饱和度。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜系统,其特征在于,所述生物功能信息计算部将关于所述血量的信息和关于所述氧饱和度的信息与所述图像信息中包括的多种类型的所述生物功能信息隔离开。

8. 根据权利要求6或7所述的内窥镜系统,其特征在于,所述图像信息包括第一图像信息和第二图像信息,所述第一图像信息是通过在具有第一波长范围的第一照射光的照射下对所述观察目标进行成像获得的,其中,在第一波长范围中,光吸收系数随着所述氧饱和度的变化而变化;所述第二图像信息是通过在具有与所述第一波长范围不同的第二波长范围的第二照射光的照射下对所述观察目标进行成像获得的。

内窥镜系统和图像显示方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于形成生物功能信息图像的内窥镜系统,该图像生物功能信息包括血液中血红蛋白的量、氧饱和度等,并涉及图像显示方法。

背景技术

[0002] 在近来的医疗护理中,广泛地使用配有光源装置、内窥镜装置和处理器装置的内窥镜系统。在采用这种内窥镜系统的内窥镜诊断中,不仅采用是宽频带光的白光作为照明光的正常光观察,此外,通过使用窄波长带中的窄频带光在显示器中强调观察目标的血管的特殊光观察已经变得普遍。

[0003] 除特殊光观察之外,还根据由内窥镜系统通过利用血管的光吸收特性和活体组织的散射特性获得的图像信号执行计算生物功能信息,包括血红蛋白的量、氧饱和度、血管的深度,以及对计算出的生物功能信息进行成像。例如,在专利文献1中形成了根据氧饱和度的量值被着色的假彩色氧饱和图像。该氧饱和图像便于找出处于缺氧状态的癌症。

[0004] 由于该生物功能信息是基于该图像信号通过算术处理获得的,因此氧饱和度本身的正确性降低,除非以合适的成像条件获得图像信号。例如,当图像信号的像素值由于施加至观察目标的照明光的过高的强度而异常地高时,从该图像信号获得的氧饱和度的正确性被认为是低的。

[0005] 为了克服该问题,根据专利文献2和3,其中图像信号的像素值超过某个阈值的区域被检测为异常区域,并执行处理和控制,以使该异常区域的显示与像素值未超出阈值的正常区域的显示区分开(例如,通过屏蔽(masking))。这允许用户容易地将不正确的区域与具有正确的诸如氧饱和度之类的生物功能信息的区域区分开。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本专利No.2648494

[0009] 专利文献2:日本专利No.2768936

[0010] 专利文献3:日本专利No.3217343

发明内容

[0011] 要解决的技术问题

[0012] 根据通过采用某个阈值作为边界将异常区域与正常区域区分开的方法,如在专利文献2和3中描述的那样,如果异常区域的像素值大大地超过阈值,换句话说,在出现晕影的情况下,氧饱和度的可靠性被精确地反映在屏幕上的异常区域的显示中。然而,虽然一区域被判定为异常区域,但如果该异常区域的像素值仅稍微高于阈值,并且氧饱和度的实际可靠性并不低,则氧饱和度的可靠性不能被精确地反映在屏幕上的异常区域的显示中。相反,尽管一区域被判定为正常区域,但如果该正常区域的像素值仅稍微低于阈值并且氧饱和度的实际可靠性低,则氧饱和度的可靠性不能被精确地反映在屏幕上的异常区域的显示中。

因此,存在对能够精确地显示诸如氧饱和度之类的生物功能信息的可靠性的内窥镜系统的需求。

[0013] 本发明旨在提供一种能够精确地显示诸如氧饱和度之类的生物功能信息的可靠性的内窥镜系统和图像显示方法。

[0014] 技术方案

[0015] 为了实现上述目标,根据本发明的内窥镜系统包括图像信息获取部、生物功能信息计算部、第一图像生成部、增强图像生成部和显示部。图像信息获取部通过对观察目标进行成像获得图像信息。生物功能信息计算部基于所述图像信息计算所述观察目标的生物功能信息。第一图像生成部产生对所述生物功能信息成像的生物功能信息图像。增强图像生成部基于所述生物功能信息图像产生增强图像。所述增强图像通过亮度突出异常区域,在异常区域中所述生物功能信息计算部的计算结果可能是异常的。显示部显示所述增强图像。

[0016] 优选的是,内窥镜系统还包括第二图像生成部,用于基于所述图像信息产生对用白光照射的所述观察目标进行成像的正常光图像。所述增强图像生成部优选地通过将所述生物功能信息图像叠加在所述正常光图像上产生所述增强图像。

[0017] 所述增强图像生成部优选地通过所述亮度和暗度中的一种突出所述异常区域。生物功能信息图像优选地由亮度信息和色差信息组成。优选的是,所述增强图像生成部不对所述生物功能信息图像的所述色差信息施加信息处理,并对所述生物功能信息图像的所述亮度信息施加信息处理,以进一步加亮亮区和进一步变暗暗区。增强图像生成部优选地调整所述生物功能信息图像的像素值,以进一步加亮所述生物功能信息图像中的亮区和进一步变暗暗区。

[0018] 优选的是,内窥镜系统还包括晕影检测部和显示控制部。晕影检测部检测晕影区域是否存在于所述生物功能信息图像中。在所述晕影区域中,像素值超过是某个值或更大的值的晕影值。显示控制部在检测到所述晕影区域的情况中在所述显示部上显示所述生物功能信息图像,并且用于在未检测到晕影区域的情况中在所述显示部上显示所述增强图像。

[0019] 生物功能信息优选地包括是血液中的血红蛋白的量的血量和所述血液中的所述血红蛋白的氧饱和度。生物功能信息计算部优选地将所述血量的信息和所述氧饱和度的信息与所述图像信息中包括的多种类型的所述生物功能信息隔开。

[0020] 图像信息优选地包括第一图像信息和第二图像信息。所述第一图像信息是通过在具有第一波长范围的第一照射光的照射下对所述观察目标成像获得的,在第一波长范围中光吸收系数随着所述氧饱和度的变化而变化。所述第二图像信息是通过在具有与所述第一波长范围不同的第二波长范围的第二照射光的照射下对所述观察目标成像获得的。

[0021] 根据本发明的图像显示方法包括下述步骤:通过对观察目标进行成像由图像信息获取部获得图像信息;基于所述图像信息由生物功能信息计算部计算所述观察目标的生物功能信息;通过第一图像生成部产生对所述生物功能信息成像的生物功能信息图像;由增强图像生成部基于所述生物功能信息图像产生增强图像,所述增强图像通过亮度突出异常区域,在异常区域中所述生物功能信息计算部的计算结果可能是异常的;以及在显示部上显示所述增强图像。

[0022] 有益效果

[0023] 根据本发明,通过亮度和暗度中的一种突出其中所述生物功能信息计算部的计算结果可能异常的异常区域的增强图像显示在显示部上。异常区域显示在增强图像中,以仅通过亮度或暗度被突出,以便于立刻即可看到,以替代如在专利文献2和3的情况下采用阈值确定与正常区域的边界的方法。因此,能够以高的精度指示包括氧饱和度等的生物功能信息的可靠性。

[0024] 注意,对于具有已经存在的晕影区域的生物功能信息图像而言,明显的是晕影区域的计算结果是异常的。因此,在本发明中,具有晕影区域的生物功能信息图像照原样被显示在显示部上,而不产生增强图像。这消除了用于产生增强图像所需要的时间并改善运动图像的特性。

附图说明

[0025] 图1是内窥镜系统的示意图;

[0026] 图2是示出内窥镜系统的内部结构的框图;

[0027] 图3是示出远端部的端面的正视图;

[0028] 图4是示出氧饱和度测量光、激发光和来自受激磷光体的发射光的光量分布的曲线图;

[0029] 图5是成像装置的滤色器的透光率曲线图;

[0030] 图6A是根据第一实施例的处于正常观察模式中的成像装置的成像控制的说明性视图;

[0031] 图6B是根据第一实施例的处于生物信息观察模式中的成像装置的成像控制的说明性视图;

[0032] 图7是示出血量和信号比 $R2/G2$ 之间的相关性的说明性视图;

[0033] 图8是示出氧饱和度与信号比 $B1/G2$ 和 $R2/G2$ 之间的相关性的曲线图;

[0034] 图9是血红蛋白的光吸收系数的曲线图;

[0035] 图10是示出根据图8的曲线图中的信号比计算氧饱和度的方法的说明性视图;

[0036] 图11是示出根据第一实施例的增强图像处理器的内部结构的框图;

[0037] 图12是示出晕影值的曲线图;

[0038] 图13是示出具有晕影区域的氧饱和图像和正常光图像中的晕影区域的亮度的说明性视图;

[0039] 图14是示出根据第一实施例的形成增强氧饱和图像的方法的说明性视图;

[0040] 图15是示出生物信息观察模式中的操作流程的流程图;

[0041] 图16是示出根据第二实施例的增强图像处理器的内部结构的框图;

[0042] 图17是示出增益和亮度 Y 之间的关系的图线图;

[0043] 图18是示出根据第二实施例的形成增强氧饱和图像的方法的说明性视图;

[0044] 图19是示出旋转滤光器类型的内窥镜系统的内部结构的示意图;

[0045] 图20是白光的光量分布的曲线图;

[0046] 图21是旋转滤光器的平面图;

[0047] 图22是一光源装置的示意图,该光源装置采用半导体光源产生光,并通过来自诸

如氙气灯之类的白光光源的宽频带白光光源的波长分离产生光；

[0048] 图23是具有沿周向方向布置的B滤光器、G滤光器和R滤光器的旋转滤光器的平面图；

[0049] 图24是示出B滤光器、G滤光器和R滤光器的光谱透光率和蓝色窄频带光的光强度的曲线图；

[0050] 图25是遮光板的平面图；

[0051] 图26是示出蓝色窄频带光BN, B光, G光和R光向内窥镜装置施加的定时的说明性视图；

[0052] 图27A是示出采用图22的光源装置的处于正常观察模式中的成像装置的成像控制的说明性视图；和

[0053] 图27B是示出采用图22的光源装置的处于生物信息观察模式中的成像装置的成像控制的说明性视图。

具体实施方式

[0054] 如图1和2所示, 根据第一实施例的内窥镜系统10设置有: 用于发射预定波长带中的光的光源装置11、用于在用来自光源装置11的光照射观察目标的同时对观察目标的待观察区域进行成像的内窥镜系统12、用于处理由内窥镜装置12获得的图像信号的处理装置13、用于基于由处理装置13处理的图像信号显示观察目标的图像的显示装置14、和用于将各种类型的信息输入至处理装置13等的包括键盘的输入装置15。

[0055] 内窥镜系统10具有正常观察模式和生物信息观察模式。在正常观察模式中, 作为在波长范围从蓝光扩展至红光的可见光照射下的观察目标的图像的正常光图像被显示在显示装置14上。在生物信息观察模式中, 对观察目标中的血液中的血红蛋白的量进行成像的血量图像和对血红蛋白的氧饱和度成像的氧饱和图像被显示在显示装置14上。内窥镜系统10通过内窥镜装置12的开关17或输入装置15的操作在观察模式之间切换。

[0056] 光源装置11设置有两种类型的激光源LD1和LD2、光源控制器20、合并器21、和耦合器22。激光源LD1发射用于测量氧饱和度的窄频带光(氧饱和度测量光)。激光源LD2发射用于激发设置在内窥镜装置12的远端部处的磷光体50的激发光。从受激磷光体50发射的荧光和激发光产生白光。从激光源LD1和LD2发射的光通过会聚透镜(未示出)分别进入光纤24和25。注意, 作为激光源LD1和LD2, 宽域(broad-area)型InGaP激光二极管、InGaAs激光二极管、GaAs激光二极管等是可用的。

[0057] 光源控制器20控制激光源LD1和LD2以调整每个激光源的发光定时以及激光源LD1与LD2之间的光量比。在该实施例中, 在正常观察模式中, 激光源LD1关闭, 同时激光源LD2打开。另一方面, 在生物信息观察模式中, 激光源LD1和LD2交替地打开和关闭。

[0058] 合并器21合并来自光纤24和25的光。合并光被作为分路滤光器的耦合器22分离成四个光束。在所分流的四个光束中, 来自激光源LD1的通过被引导通过光导26和27, 来自激光源LD2的光被引导通过光导28和29。这些光导26至29由成束的纤维, 即, 大量光纤的束等构成。注意, 来自激光源LD1和LD2的光可以直接进入光导26至29, 而不通过合并器21和耦合器22。

[0059] 作为电子内窥镜的内窥镜装置12设置有: 内窥镜32、用于将被引导通过光导26至

29的四个光束施加至观察目标的照明部33、用于对待观察区域进行成像的成像部34、用于弯曲内窥镜32的远端部并执行另一种观察操作的操作部35、和用于将内窥镜32可拆卸地连接至光源装置11和处理器装置13的连接部36。

[0060] 内窥镜32从操作部35侧开始依次地设置有软质部38、弯曲部39和远端部40。软质部38是柔性的以能够在内窥镜32的插入过程中弯曲。弯曲部39通过设置在操作部35中的角度旋钮35a的转动操作而被柔性地弯曲。通过根据观察目标等的主体部分在任意方向和任意角度上弯曲所述弯曲部39，远端部40可以指向待观察的目标部分。

[0061] 远端部40具有照明部33和成像部34。成像部34在远端部40的大致中心处设置有成像窗口42，用于接收来自被观察区域的光。照明部33具有设置在成像部34的两侧的两个照明窗口43和44。两种类型的光（即氧饱和度测量光和白光）中的一种通过照明窗口43和44中的每一个施加至待观察的区域。

[0062] 两个光投射单元46和47被包含在照明窗口43的凹部中。光投射单元46通过透镜48将来自光导26的氧饱和度测量光施加至待观察的区域，在另一光投射单元47中，来自光导28的激发光施加至磷光体50以发射白光。所发射的白光通过透镜51施加至待观察的区域。注意，另外两个光投射单元，即，与上述光投射单元46相同的光投射单元53和与上述光投射单元47相同的光投射单元54被包含在照明窗口44的凹部中。

[0063] 如图3所示，照明窗口43和44设置在远端部40中的成像窗口42的两侧。四个光投射单元46, 47, 53和54以交错方式设置，使得连接具有磷光体50的光投射单元47和54的光出射表面的直线LA和连接不具有磷光体50的光投射单元46和53的光出射表面的直线LB在成像窗口42的中心处交叉。这种布置可以防止出现照明的不均匀性。

[0064] 磷光体50包含吸收来自光源LD2的激发光的一部分并发射绿至红光的多种类型的荧光物质（例如，YAG基荧光物质或荧光材料，如BAM ($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$)）。通过由磷光体50发射的绿至红光（荧光）和穿过磷光体50而未被吸收的激发光的混合，将激发光施加至磷光体50产生白光（伪白光）。磷光体50优选地具有近似长方体形状。在该情况中，磷光体50可通过借助于粘合剂将荧光物质压紧成长方体形状而形成，或者可以由荧光物质和诸如无机玻璃之类的树脂的混合物形成长方体形状而形成。注意，以商标Micro White (MW) 出售的磷光体50是已知的。

[0065] 因此，如图4所示，从具有磷光体50的光投射单元47和54发射的白光具有在激发光（其中，激发光的中心波长是445nm，波长范围是近似450至700nm）的波长范围内的发射光谱（例如，440至460nm），在该发射光谱内，通过激发光的施加而发射的荧光具有高强度。另一方面，从不具有磷光体50的光投射单元46和53发射的氧饱和度测量光具有在473nm的中心波长附近的波长范围（例如，460至480nm）内的发射光谱。

[0066] 注意，在本说明书中，白光没有必要包含可见光的每种波长成分，只要它包含作为基色的R（红），G（绿）和B（蓝）等的特定波长带的光即可，如上文所述伪白光。换句话说，在宽泛意义上，白光例如包括具有从绿至红的波长成分的光，具有从蓝至绿的波长成分的光等。

[0067] 光学系统，如物镜单元（未示出），设置在成像窗口42的凹部中以捕获观察目标的待观察区域的图像光。在物镜单元的凹部中，设置成像装置60，如CCD（电荷耦合器件）成像装置或CMOS（互补金属氧化物半导体）成像装置，以接收图像光并对该区域进行成像。

[0068] 成像装置60在其光接收表面（成像表面）处接收来自物镜单元的图像光，并对接收

到的图像光执行光电转换以输出成像信号(模拟信号)。成像装置60是彩色CCD。在成像装置60的光接收表面中,大量像素组布置成矩阵,其中,每个像素组包括具有R滤色器的R像素、具有G滤色器的G像素和具有B滤色器的B像素。B、G和R滤色器具有分别由图5的曲线63,64和65表示的光谱透光率。

[0069] 来自成像装置60的成像信号(模拟信号)通过观察仪器电缆(scope cable)67被输入至A/D转换器68。A/D转换器68将成像信号(模拟信号)转换成对应于其电平电压的图像信号(数字信号)。转换后的图像信号通过连接器部36输入至处理器装置13的图像处理单元73。

[0070] 成像控制器70执行成像装置60的成像控制。如图6A所示,在正常观察模式中,在一个帧周期中执行累积电荷的步骤和读出累积电荷的步骤,即,总共两个步骤,其中,所述电荷是通过白光(445nm+荧光(以这种方式表示的原因,是因为在该实施例中,白光是通过向磷光体50施加445nm的激发光而产生的))的光电转换获得的。这在正常观察模式期间以预定的循环重复。在正常观察模式中,获得从成像装置60的B像素输出的蓝色信号Bc、从G像素输出的绿色信号Gc、和从R像素输出的红色信号Rc。

[0071] 另一方面,在生物信息观察模式中,如图6B所示,在一个帧周期(第一帧周期)中执行累积电荷和读出累积电荷的步骤,即,总共两个步骤,其中,所述电荷是通过氧饱和度测量光(473nm的窄频带光)的光电转换获得的。接下来,在一个帧周期(第二帧周期)中执行累积电荷的步骤和读出累积电荷的步骤,即,总共两个步骤,其中,该电荷是通过白光(445nm+MW)的光电转换获得的。在预定的循环中总共重复两个帧周期的成像控制。

[0072] 在生物信息观察模式中,在第一帧周期中获得从成像装置60的B像素输出的蓝色信号B1、从G像素输出的绿色信号G1、和从R像素输出的红色信号R1。在第二帧周期中获得从B像素输出的蓝色信号B2、从G像素输出的绿色信号G2、和从R像素输出的红色信号R2。注意,在第二帧周期中获得的信号B2、G2和R2与在正常观察模式中获得的信号Bc、Gc和Rc相同。

[0073] 说明的是,各种通道(包括用于插入组织获取装置的镊子通道、空气和水输送通道等)被设置在内窥镜装置12的操作部35和内窥镜32中,虽然它们未被图示。

[0074] 如图2所示,处理器装置13设置有控制单元72、图像处理单元73和存储单元74。显示装置14和输入装置15连接至控制单元72。控制单元72基于来自内窥镜装置12的开关17和输入装置15的输入信息控制图像处理单元73、光源装置11的光源控制器20、内窥镜装置12的成像控制器70和显示装置14的操作。

[0075] 图像处理单元73设置有正常光图像处理器80、功能信息图像处理器82和增强图像处理器90。图像处理单元73对来自内窥镜装置12的图像信号施加预定的图像处理。

[0076] 正常光图像处理器80通过对图像信号施加预定的图像处理产生正常光图像。正常光图像通过由亮度Y与色差信号Cb和Cr组成的视频信号产生。在正常观察模式中获得的绿色信号Gc或在生物信息观察模式中获得的绿色信号G2被指定为亮度Y。在正常观察模式中获得的蓝色信号Bc和绿色信号Gc之间的差值(Bc-Gc),或者在生物信息观察模式中获得的蓝色信号B2和绿色信号G2之间的差值(B2-G2)被指定为色差信号Cb。在正常观察模式中获得的红色信号Rc和绿色信号Gc之间的差值(Rc-Gc),或在生物信息观察模式中获得的红色信号R2和绿色信号G2之间的差值(R2-G2)被指定为色差信号Cr。

[0077] 功能信息图像处理器82基于从内窥镜装置12输入的图像信号计算与观察目标的

血量有关的信息和与血红蛋白的氧饱和度有关的信息。功能信息图像处理器82还产生表示血量的血量图像和表示氧饱和度的氧饱和图像。功能信息图像处理器82包括信号比计算器84、相关性存储器85、血量和氧饱和度计算器86、血量图像生成器87、以及氧饱和图像生成器88。

[0078] 信号比计算器84计算在生物信息观察模式中获得的第一帧周期的图像信号和第二帧周期的图像信号之间的每个像素的强度之比。计算整个屏幕的每个像素的信号比。在该实施例中,信号比计算器84计算第一帧周期的蓝色信号B1和第二帧周期的绿色信号G2之间的信号比 $B1/G2$ 、以及第二帧周期的绿色信号G2和红色信号R2之间的信号比 $R2/G2$ 。注意,在图像信号中,可以针对血管区域内的像素计算信号比。在该情况中,基于血管区域的图像信号与其它区域的图像信号之间的差计算血管面积。

[0079] 相关性存储器85存储信号比 $B1/G2$ 和 $R2/G2$ 、血量和氧饱和度之间的相关性。如图7所示,信号比和血量之间的相关性被规定为使得血量随着信号比 $R2/G2$ 的增加而增加。该相关性以一维表的形式存储。注意,信号比被以对数尺度表示。

[0080] 另一方面,信号比和氧饱和度之间的相关性被以二维表的形式存储,在该二维表中,氧饱和度的等高线被定义在如图8所示的二维空间中。等高线的位置和形状通过光散射的物理模拟获得并根据血量变化。例如,血量的变化会加宽或收窄等高线之间的距离。注意,信号比 $B1/G2$ 和 $R2/G2$ 被以对数尺度绘制。

[0081] 注意,上述相关性与氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的光吸收特性和光散射特性密切相关,如图9所示。线90表示氧合血红蛋白的光吸收系数,线91表示脱氧血红蛋白的光吸收系数。例如,473nm波长(其中,氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白之间的光吸收系数在该波长下差别很大)的使用能够容易地获得关于氧饱和度的信息。然而,包括对应于473nm光的信号的蓝色信号不仅高度取决于氧饱和度,而且高度取决于血量。因此,除了蓝色信号B1之外,通过与主要取决于血量的光对应的红色信号R2和作为蓝色信号B1和红色信号R2的参考信号的绿色信号G2获得的信号比 $B1/G2$ 和 $R2/G2$ 的使用,能够以高精度获得氧饱和度而不依赖于血量。

[0082] 根据血红蛋白的光吸收系数对波长的依赖性,下述三项适用:

[0083] (1) 在470nm波长附近(例如,具有 470 ± 10 nm中心波长的蓝色波长范围),光吸收系数随氧饱和度的变化而极大地变化。

[0084] (2) 在540至580nm的绿色波长范围中,光吸收系数一般不受氧饱和度影响。

[0085] (3) 在590至700nm的红色波长范围中,光吸收系数看起来随氧饱和度极大地变化,但事实上不受氧饱和度的影响,因为光吸收系数本身的值非常小。

[0086] 血量和氧饱和度计算器86通过使用相关性存储器85中存储的相关性和在信号比计算器84中获得的信号比 $B1/G2$ 和 $R2/G2$ 计算每个像素的血量和氧饱和度二者。血量是对应于相关性存储器85的一维表中的在信号比计算器84中获得的信号比 $R2/G2$ 的值。另一方面,关于氧饱和度,如图10所示,在二维空间中确定与在信号比计算器84中获得的信号比 $B1*/G2*$ 和 $R2*/G2*$ 对应的点P。

[0087] 如果对应点P位于表示0%氧饱和度的下限线93和表示100%氧饱和度的上限线94之间,则根据该对应点P位于等高线上的百分点确定氧饱和度。以图10为例,点P位于60%等高线上,因此氧饱和度是60%。注意,如果对应点位于下限线93上方,则氧饱和度被确定为

0%。如果对应点位于上限线94下方,则氧饱和度被确定为100%。注意,在这种情况下,氧饱和度可以被判定为具有低可靠性并且不被显示。

[0088] 血量图像生成器87产生血量图像,其表示由血量和氧饱和度计算器86采用人工色素获得的血量。血量图像由包含亮度Y以及色差信号Cb和Cr的视频信号组成。包括在其中血红蛋白以相对高的速率吸收光的波长带中的反射光的信息的绿色信号G2被指定为亮度Y。由于亮度Y限定人工色素图像的总亮度,因此将绿色信号G2指定为亮度Y改善了黏膜、血管等凸起和凹部的可见性。

[0089] 另一方面,根据化色表87a的与血量对应的信号值被指定为色差信号Cb和Cr。化色表87a被定义为使得色差信号Cb的值随着血量的增加而减小,并且色差信号Cr的值随着血量的增加而增加。因此,血量图像在大血量的一部分处变为微红。随着血量的减少,红色色度减少并接近单色。

[0090] 氧饱和图像生成器88产生氧饱和图像,其表示由血量和氧饱和度计算器86采用人工色素获得的氧饱和度。与血量图像一样,氧饱和图像由包含亮度Y以及色差信号Cb和Cr的视频信号组成。限定了总亮度且促进改善黏膜、血管等凸起和凹部的可见性的绿色信号G2被指定为亮度Y。根据化色表87a的与氧饱和度对应的信号值被指定为色差信号Cb和Cr。

[0091] 根据化色表88a,在高氧饱和度处,色差信号Cr被规定为正信号值,而色差信号Cb被规定为负信号值,相反,在低氧饱和度处,色差信号Cr被规定为负信号值且色差信号Cb被规定为正信号值。色差信号Cr的信号值和色差信号Cb的信号值之间的量值关系在中等氧饱和度处是相反的。根据该规定,当氧饱和度增加时,氧饱和图像的颜色从浅蓝色、天空蓝、浅绿色、淡黄色、橙黄色至微红色变化。

[0092] 如图11所示,增强图像处理器90包括晕影检测器90a和增强图像生成器90b。晕影检测器90a检测晕影区域是否存在于血量图像或氧饱和图像中,其中,在晕影区域中,血量和氧饱和度计算器86的计算结果变得异常。增强图像生成器90b将正常光图像叠加在没有晕影区域的血量图像或氧饱和图像上以产生增强图像。在增强图像中,使其中血量和氧饱和度计算器86的计算结果可能异常的第一异常区域被增强。

[0093] 晕影检测器90a检测晕影区域是否存在于血量图像或氧饱和图像中,其中,该晕影区域具有晕影值H或以上的亮度Y,如图12所示。以图13中所示的氧饱和图像92为例,区域93具有超过晕影值H的亮度Y1,并且因此被检测为晕影区域93。具有晕影区域93的氧饱和图像92按照当前的样子被显示在显示装置14上。晕影区域93在显示装置14中可以被明亮地看到,因为其极高的亮度Y1。因此,一旦晕影区域中的氧饱和度的计算结果是异常的(即,在晕影其用于中是不可靠的),观察显示装置14的操作者立刻就可以看到。

[0094] 增强图像生成器90b通过将正常光图像叠加在未检测到晕影区域的血量图像上产生增强血量图像,并通过将正常光图像叠加在未检测到晕影区域的氧饱和图像上产生增强氧饱和图像。产生之后的增强血量图像或增强氧饱和图像被显示在显示装置14上。在叠加图像的过程中,正常光图像的亮度Y被增加到血量图像或氧饱和图像的亮度Y上,而正常光图像的色差信号Cb和Cr不增加到血量图像或氧饱和图像的色差信号Cb和Cr上。因此,在血量图像或氧饱和图像中仅改变亮度,而不改变其颜色。注意,在存在被检测到的晕影区域的情况下也一样,可按照与上文相同的方式产生增强血量图像或增强氧饱和图像。

[0095] 例如,如图14所示,在将包括区域95的正常光图像97叠加在包括区域94的氧饱和

图像96上(区域94和95处于大致相同的位置)并且区域95具有稍微小于晕影值H的亮度Y3,区域94具有稍微小于晕影值H的亮度Y2的情况下,正常光图像97的亮度Y3增加到氧饱和图像95的亮度Y2上以产生增强氧饱和图像98。在重叠之后形成的增强氧饱和图像98中,与区域94和95对应的区域99被突出,因为它的亮度Y4超过晕影值H。

[0096] 区域99看起来与晕影区域一样明亮,或者亮度稍微低于晕影区域。因此,区域99被确定为第一异常区域99,其中,立刻就能看出氧饱和度的计算结果是异常的或可能异常的,即不可靠。注意,第一异常区域99的亮度Y4大于图14中的晕影值H,但叠加之后的亮度Y没有必要必须超过晕影值H。例如,亮度Y可以通过叠加接近晕影值H。

[0097] 接下来,将参照图15的流程图描述本发明的操作。在正常观察模式中,内窥镜32插入人体中,例如,消化道。通过角度旋钮35a的操作使远端部指向待观察的目标区域以进行正常观察。在正常观察中,在用白光照射下捕获的被观察区域的彩色正常光图像被显示在显示装置14上。

[0098] 当被观察区域看起来是损伤时,通过内窥镜装置12的开关17的操作,将内窥镜系统10设置到生物信息观察模式中。因此,作为具有473nm中心波长的窄频带光的氧饱和度测量光从远端部40施加至观察目标。具有B像素、G像素和R像素的成像装置60对从观察目标反射的光进行光电转换。因此,获得包括蓝色信号B1、绿色信号G1和红色信号R1的第一帧图像信号(帧1)。

[0099] 在获得第一帧图像信号之后,具有445nm中心波长的激发光施加至远端部40的磷光体50。因而,从磷光体50发射白光,并且所发射的白光施加至观察目标。成像装置60捕获从观察目标反射的光,因此获得包括蓝色信号B2、绿色信号G2和红色信号R2的第二帧图像信号(帧2)。

[0100] 一旦在获得第二帧图像信号,由第二帧图像信号B2、G2和R2产生正常光图像。此外,根据第一帧图像信号B1和第二帧图像信号G2和R2计算血量和氧饱和度。首先,针对第一帧图像信号和第二帧图像信号之间的相同位置中的像素计算信号比 $B1/G2$ 和 $R2/G2$ 。在计算信号比之后,根据相关性存储器85中存储的相关性获得与信号比 $B1/G2$ 和 $R2/G2$ 对应的血量和氧饱和度。针对屏幕中的每个像素获得血量和氧饱和度。

[0101] 在计算每个像素的血量和氧饱和度后,参照血量图像生成器87的化色表87a获得与血量对应的色差信号Cb和Cr。基于所获得的色差信号Cb和Cr和亮度Y(绿色信号G2被指定为该亮度Y)产生血量图像,其中血量用人工色素表示。与血量图像一样,通过使用化色表88a产生氧饱和图像,其中氧饱和度用人工色素表示。

[0102] 接下来,检测具有超过晕影值H的亮度Y的晕影区域是否存在于所产生的血量图像和氧饱和图像中。具有晕影区域的血量图像和氧饱和图像被并排显示在显示装置14上。另一方面,如果还未检测到晕影区域,则通过将正常光图像叠加在血量图像上产生具有增加的亮度Y的增强血量图像,并且通过将正常光图像叠加在氧饱和图像上产生具有增加的亮度Y的增强氧饱和图像。由于这些增强血量图像和增强氧饱和图像具有增加的亮度Y,因此亮度Y超过或接近晕影值H的第一异常区域被产生。

[0103] 如上所述,具有晕影区域的血量图像和氧饱和图像照原样显示在显示装置14上,而不增加其亮度Y。因此,能够通知操作者晕影区域的计算结果是异常的,而其它区域的计算结果是正常的。另一方面,对于不具有晕影区域的血量图像和氧饱和图像而言,将正常光

图像重叠在其上以产生增强血量图像和增强氧饱和图像。所产生的增强血量图像和所产生的增强氧饱和图像被显示在显示装置14上。因此,能够通知操作者增强血量图像和增强氧饱和图像中的第一异常区域的计算结果是异常的或可能异常的,而其它区域的计算结果是正的。只要内窥镜系统10被置于生物信息观察模式中,就重复上述操作顺序。

[0104] 在本发明的第二实施例中,其中血量和氧饱和度计算器86的计算结果因太大的亮度Y而可能异常的第一异常区域被加亮,以通过第一异常区域自身的亮度突出该第一异常区域,而其中血量和氧饱和度计算器86的计算结果因太小的亮度Y而可能异常的第二异常区域被变暗,以通过第二异常区域自身的暗度突出该第二异常区域。替代增强图像处理器90的图16所示增强图像处理器100执行第二实施例的增强处理。注意,除了增强图像处理器100之外的部件与第一实施例的部件相同,并且因此将省略其描述。

[0105] 增强图像处理器100包括与第一实施例的晕影检测器90a相同的晕影检测器100a,和亮度调整滤光器部100b。亮度调整滤光器部100b对其中晕影检测器100a未检测到晕影区域的血量图像和氧饱和图像施加亮度调整滤光。通过亮度调整滤光,第一异常区域被进一步变亮,第二异常区域进一步变暗。

[0106] 亮度调整滤光器部100b具有如图17所示的增益表。根据采用该增益表的亮度调整滤光,当亮度Y大于某个上限值U时,亮度Y以“1”或更大的增益增加。当亮度Y小于某个下限值L时,亮度Y以“1”或更小的增益降低。在其它情况中,以增益“1”将亮度Y维持为原样。通过对血量图像施加亮度调整滤光获得的增强血量图像和通过对氧饱和图像施加亮度调整滤光获得的增强氧饱和图像被显示在显示装置14上。

[0107] 例如,如图18所示,当氧饱和图像102包括具有大于上限值U的亮度Y_m的明亮的第一异常区域103和具有小于下限值L的亮度Y_n的暗的第二异常区域104时,对氧饱和图像102施加亮度调整滤光以获得增强氧饱和图像105。在增强氧饱和图像105中,第一异常区域103的亮度Y_m被进一步增加,而第二异常区域104的亮度Y_n被进一步降低。在显示装置14上显示的增强氧饱和图像105中,第一异常区域103极亮,而第二异常区域104极暗。通过用其亮度突出第一异常区域103和通过用其暗度突出第二异常区域104,使得操作者能够立刻看出第一和第二异常区域103和104的氧饱和度是不可靠的。

[0108] 注意,在上述第一实施例中,即使在血量图像和氧饱和图像中检测到晕影区域的情况下,也可以通过将正常光图像叠加在血量图像和氧饱和图像上突出第一异常区域。同样,在上述第二实施例中,即使在血量图像和氧饱和图像中检测到晕影区域的情况下,也可以通过亮度调整滤光突出第一和第二异常区域。

[0109] 在上述第二实施例中,通过调整亮度Y突出第一和第二异常区域。然而,也可以调整像素值本身,而不调整亮度Y。虽然记载了通过增强亮度和暗度二者来突出第一和第二异常区域,但也可以仅通过增强亮度和暗度之一来突出第一和第二异常区域。

[0110] 在本发明的第三实施例中,产生血量图像和氧饱和图像所需的照明光可通过采用诸如氙气灯之类的白光光源和具有波长分离功能的旋转滤光器产生。如图19所示,根据第三实施例的内窥镜系统120设置有宽频带光源121、旋转滤光器122、光纤123和旋转控制器124,以替代第一和第二实施例中的激光源LD1和LD2、光源控制器20和合并器21。宽频带光源121,如氙光源,发射具有如图20所示的光谱强度的白光。旋转滤光器122从白光中传送出血量和氧饱和度测量光的波长成分,或传送整个白光。穿过旋转滤光器122的光进入光纤123。旋转

控制器124控制旋转滤光器122的转动。

[0111] 已经进入光纤123的光被耦合器22分割成两个光束。所分割成的两个光束分别通过光导26和27从光投射单元46和53施加至观察目标。注意,内窥镜系统120的其它部分与内窥镜系统10的部件相同,并且因此将省略其它描述。

[0112] 如图21所示,旋转滤光器122具有用于从白光中传送具有473nm中心波长的氧饱和度和测量光(参见图4)的带通滤光器125、和用于照原样传输白光的开口126。因此,通过旋转滤光器122的转动,氧饱和度测量光和白光交替地施加至观察目标。此时,与第一和第二实施例一样,在氧饱和度测量光的照射下获得第一帧图像信号,在白光的照射下获得第二帧图像信号。与第一和第二实施例一样,根据第二帧图像信号产生正常光图像,根据第一和第二帧图像信号产生血量图像和氧饱和图像。注意,带通滤光器125优选地传输在460至480nm的波长范围内的光。

[0113] 与第一和第二实施例一样,通过将正常光图像叠加在血量图像上,产生增强血量图像,其中,在增强血量图像中的血量的计算结果为异常或可能异常的区域被突出。此外,通过将正常光图像叠加在氧饱和图像上,产生增强氧饱和图像,其中,在增强氧饱和图像中的氧饱和度的计算结果为异常或可能异常的区域被突出。

[0114] 注意,由于白光具有如图20所示的光谱强度特性,因此蓝色信号B2包含与400至530nm波长范围内的光对应的信号。绿色信号G2包含与540至580nm波长范围内的光对应的信号。红色信号R2包含与590至700nm的波长范围内的光对应的信号。

[0115] 注意,在计算血量和氧饱和度时使用的三种波长的光中,光的一部分可以是半导体光源的光,与第一和第二实施例一样,而其它光可以是诸如氙气灯之类的白光光源的宽频带光BB通过波长分离技术分离出来的光。

[0116] 在本发明的第四实施例中,如图22所示的光源装置200被使用。在光源装置200中产生的光被施加至内窥镜装置180。除在远端部处的照明部33中不存在磷光体50之外,该内窥镜装置180具有与第一和第二实施例的内窥镜装置12几乎相同的结构。因此,来自光源装置200的光通过内窥镜装置180按照原样施加至观察目标。

[0117] 内窥镜装置180中的成像装置180a的结构和成像控制器70的操作不同于第一和第二实施例中的那些。在处理器装置13中,用于在正常光图像处理器80中产生正常光图像的方法不同于第一和第二实施例的方法,并且在功能信息图像处理器82中使用的信号不同于在第一和第二实施例中使用的信号。以下将仅描述与上述第一和第二实施例不同的内容,并且将省略其它内容的描述。

[0118] 光源装置200设置有用于发射宽频带光BB(400至700nm)的白光光源单元230、用于将来自白光光源单元230的宽频带光BB色分离成B、G和R三种颜色的光并将每种颜色的光顺序地施加至内窥镜装置180的旋转滤光器234、用于发射蓝色窄频带光BN的半导体光源单元236、用于将蓝色窄频带光BN的光程L2合并到宽频带光BB的光程L1中的光合并部238、和用于在预定定时中在白光光源230和旋转滤光器234之间阻挡宽频带光BB的光程的遮光板240。

[0119] 白光光源单元230包括用于辐射宽频带光BB的白光光源230a和用于调整宽频带光BB的光量的孔径光阑230b。白光光源230a由氙气灯、卤素灯、金属卤化物灯等构成。孔径光阑230b的打开程度由光量控制器(未示出)调整。

[0120] 如图23所示,旋转滤光器234能够旋转,从而B滤光器234a、G滤光器234b和R滤光器234c被选择性地插入宽频带光BB的光程L1中。旋转滤光器234成盘形形状并沿周向方向分成三个扇区,每个扇区具有120°的中心角。B滤光器234a、G滤光器234b和R滤光器234c设置在每个扇区中。

[0121] 如图24所示,B滤光器234a传输宽频带光BB中的蓝色波长带中的B光。G滤光器234b传输宽频带光BB中的绿色波长带中的G光。R滤光器234c传输宽频带光BB中的红色波长带中的R光。因此,通过使滤光器234转动,B光、G光和R光从旋转滤光器234顺序地投射。

[0122] 半导体光源单元236具有激光源236a和光源控制器236b。如图24所示,激光源236a发射具有473nm中心波长的蓝色窄频带光BN。激光源236a在光源控制器236b的控制下打开和关闭。光源控制器236b由处理器装置13的控制单元72控制。从激光源236a发射的蓝色窄频带光BN通过会聚透镜236c投射至光合并部238。

[0123] 是分色镜的光合并部238照原样传输来自旋转滤光器234的光,同时反射来自半导体光源单元236的蓝色窄频带光BN,从而蓝色窄频带光BN的光程L2合并到宽频带光BB的光程L1中。合并的光从光合并部238离开并通过会聚透镜242被提供至内窥镜装置180。

[0124] 如图25所示,遮光板240包括用于阻挡宽频带光BB的具有120°中心角的光屏蔽部240a和用于传输宽频带光BB的具有120°中心角的光传输部240b。遮光板240是能够旋转的。通过遮光板240的旋转,光屏蔽部240a和光传输部240b被交替地并且选择性地插入宽频带光BB的光程中。

[0125] 遮光板240能够在插入宽频带光BB的光程L1中的位置和从宽频带光BB的光程L1中缩回的位置之间旋转。在正常观察模式中,遮光板240被停止在这样一种状态:光屏蔽部240a从宽频带光BB的光程L1中缩回并且光传输部240b被插入到光程L1中。因此,宽频带光BB总是进入旋转滤光器234。因而,三种颜色的光,即,B光、G光和R光被插入到宽频带光BB的光程L1中的B、G、R滤光器234a、234b和234c顺序地产生。

[0126] 另一方面,在生物信息观察模式中,如图26所示,遮光板240重复在插入位置和缩回位置之间的间歇式操作。在遮光板240处于插入位置的插入周期中,宽频带光BB未入射在旋转滤光器234上,因此来自旋转滤光器234的B光、G光和R光未被提供至内窥镜装置180。作为这种方式的替代,激光源236a被打开并且蓝色窄频带光BN被提供至内窥镜装置180。该插入周期从旋转滤光器234的一个滤色器插入到宽频带光BB的光程L1中开始持续到所述一个滤色器从宽频带光BB的光程L1中缩回,换句话说,持续旋转滤光器234a转过三分之一圈的时间周期。

[0127] 在插入周期过去之后,遮光板240从插入位置转动至缩回位置,以开始缩回周期,在缩回周期中,遮光板240位于缩回位置中。该缩回周期持续旋转滤光器234转过一圈的时间周期。在缩回周期中,三种颜色的光,即B光、G光和R光被提供至内窥镜装置180。

[0128] 以图26的情况为例,在旋转滤光器234的R滤光器234c被插入宽频带光BB的光程L1中的第一插入周期中,宽频带光BB未入射在R滤光器234c上,并且作为代替的是,蓝色窄频带光BN被提供至内窥镜装置180。随后,一旦开始接下来的第一缩回周期,宽频带光BB顺序地入射在B滤光器234a、G滤光器234b和R滤光器234c上。因此,B光、G光和R光按此顺序被提供至内窥镜装置180。

[0129] 在接下来的第二插入周期中,旋转滤光器234的B滤光器234a插入光程L1中,但宽

频带光BB未入射在B滤光器234a上。在该第二插入周期中,蓝色窄频带光BN被提供至内窥镜装置180。随后,在接下来的第二缩回周期中,宽频带光BB顺序地入射在旋转滤光器234的G滤光器234b、R滤光器234c和B滤光器234a上,因此G光、R光和B光按此顺序被提供至内窥镜装置180。

[0130] 与上述第一和第二实施例的成像装置60相反,内窥镜装置180的成像装置180a是在其成像表面中不具有微型滤色器的单色成像装置。用于控制成像装置180a的成像操作的成像控制器70执行与上述第一和第二实施例中的操作不同的操作。

[0131] 在正常观察模式中,如图27A所示,B、G和R三种颜色的图像光被顺序地捕获,并且电荷被累积。基于被累积的电荷,表面顺序成像信号B、G和R被顺序地输出。在正常观察模式期间,这种操作顺序被重复地执行。另一方面,在生物信息观察模式中,如图27B所示,包括蓝色窄频带光BN、B光、G光和R光在内的四种类型的图像光被顺序地捕获,并且电荷被累积。基于被累积的电荷,表面顺序成像信号N、B、G和R被顺序地输出。在生物信息观察模式期间,这种操作顺序被重复地执行。

[0132] 处理器装置13的正常光图像处理器80基于表面顺序成像信号B、G和R产生正常光图像。在该正常光图像中,表面顺序成像信号B近似对应于第一和第二实施例的蓝色信号B2 (Bc)。表面顺序成像信号G近似对应于第一和第二实施例的绿色信号G2 (Gc)。表面顺序成像信号R近似对应于第一和第二实施例的红色信号R2 (Rc)。

[0133] 处理器装置13的功能信息图像处理器82基于表面顺序成像信号N、G和R计算血量和氧饱和度。N/G被用作与第一和第二实施例的第一亮度比B1/G2对应的亮度比,R/G被用作与第一和第二实施例的第二亮度比R2/G2对应的亮度比。据此,相关性存储器85存储亮度比B1/G2和R2/G2、血量、以及氧饱和度之间的相关性。其它方面执行与第一和第二实施例相同的程序。

[0134] 注意,在上述第一至第四实施例中,血量和氧饱和度被成像为生物功能信息,但作为替代或作为附加,可以对用“血量(氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的总和)×氧饱和度(%)”计算的氧合血红蛋白指数或用“血量×(100-氧饱和度)(%)”计算的脱氧血红蛋白指数进行成像。

[0135] 附图标记说明

[0136]	10,120	内窥镜系统
[0137]	87	量图像生成器
[0138]	88	氧饱和图像生成器
[0139]	90,100	增强图像生成器
[0140]	90a	晕影检测器
[0141]	90b	增强图像生成器
[0142]	93	晕影区域
[0143]	92,96,102	氧饱和图像
[0144]	97	正常光图像
[0145]	98,105	增强氧饱和图像
[0146]	99,103	第一异常区域
[0147]	100b	亮度调整滤光器部

[0148] 104 第二异常区域

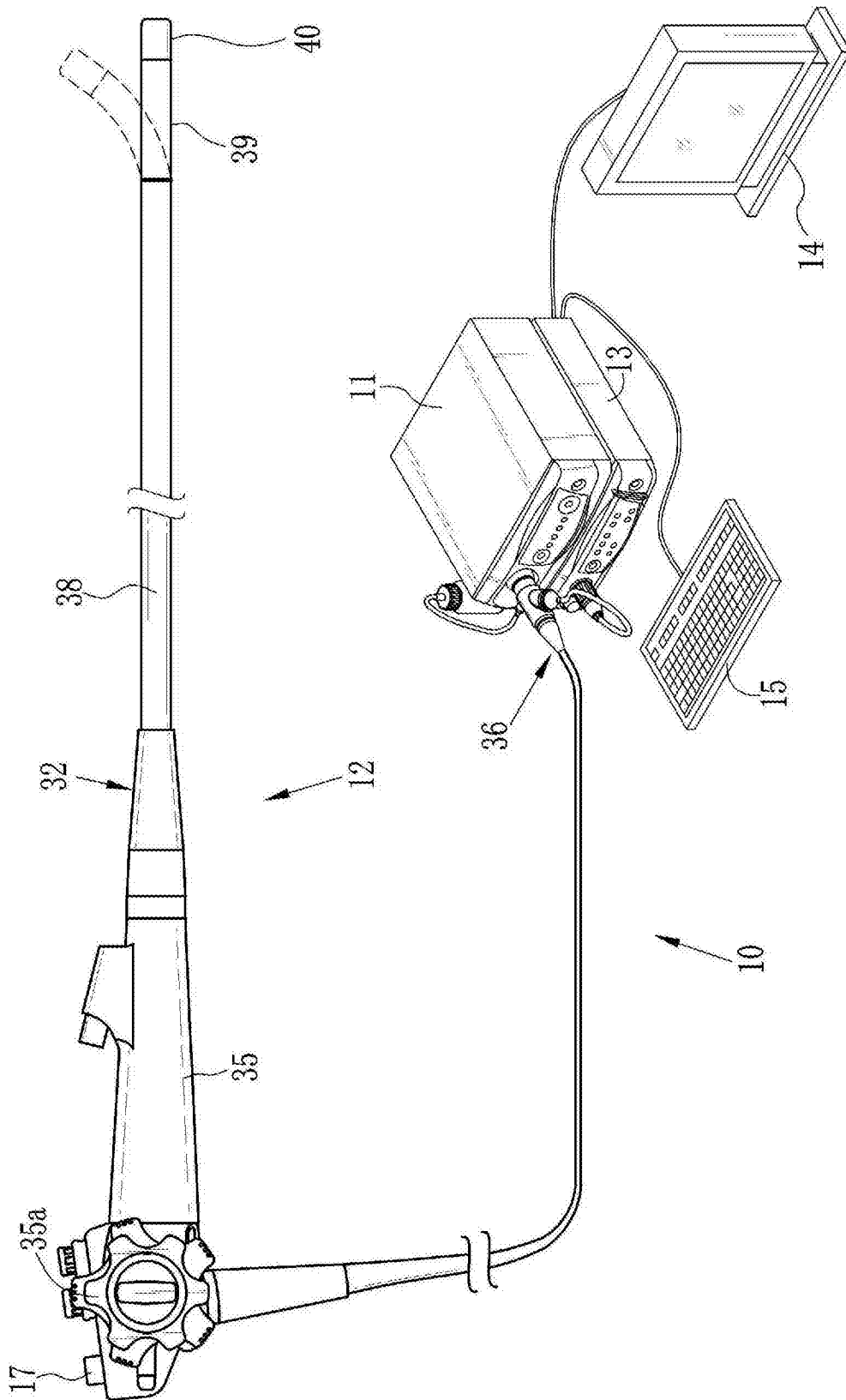


图1

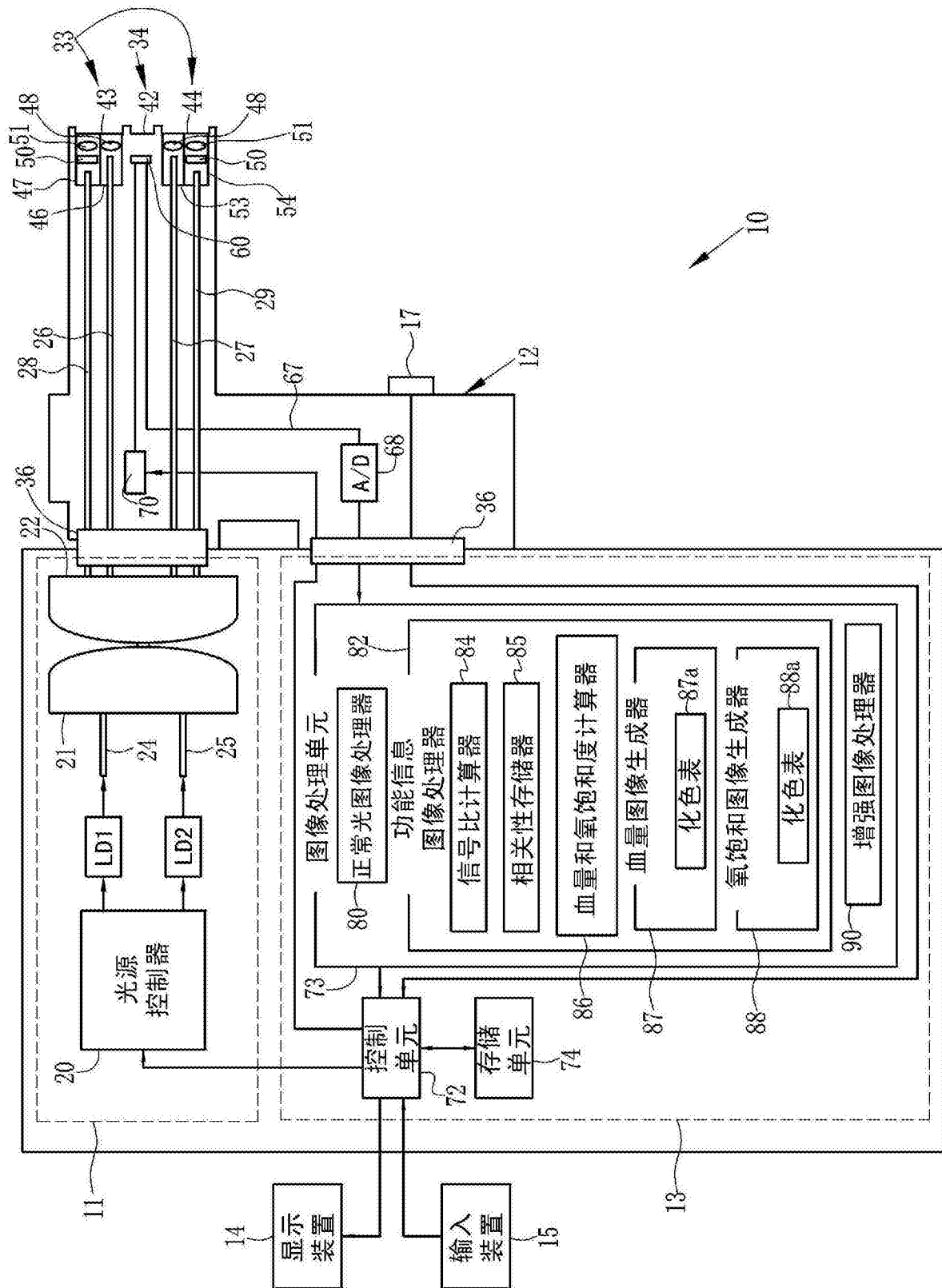


图2

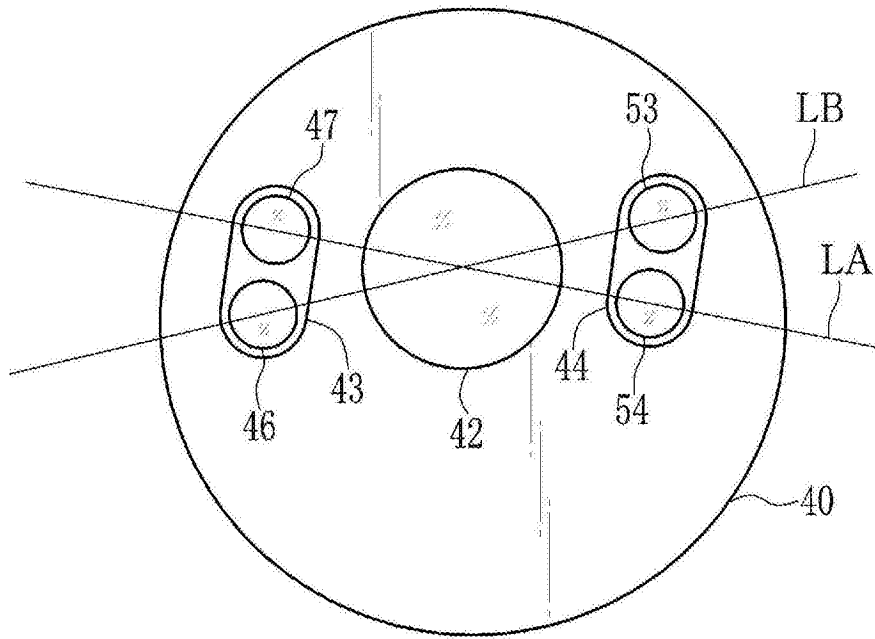


图3

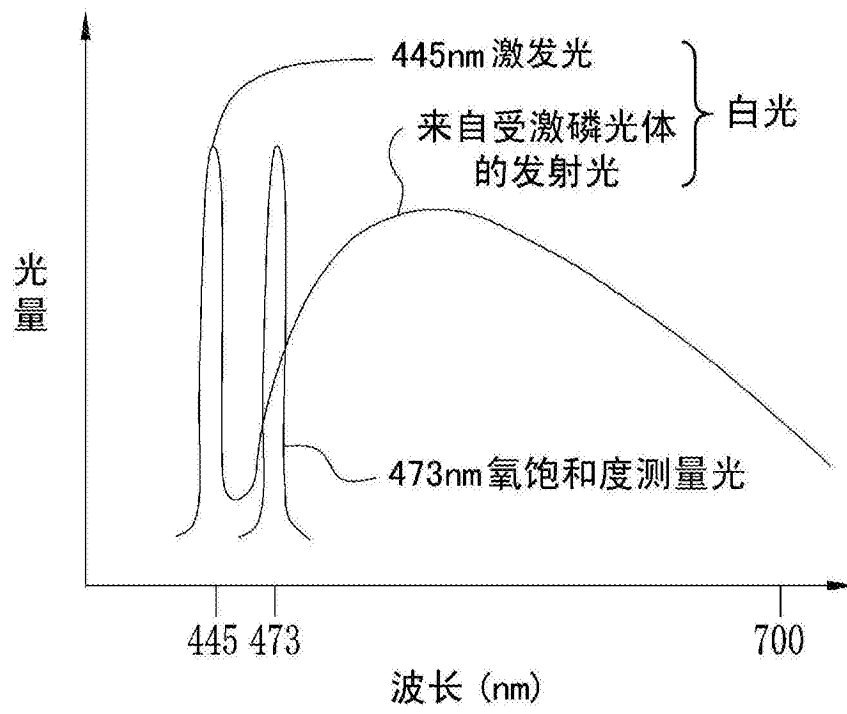


图4

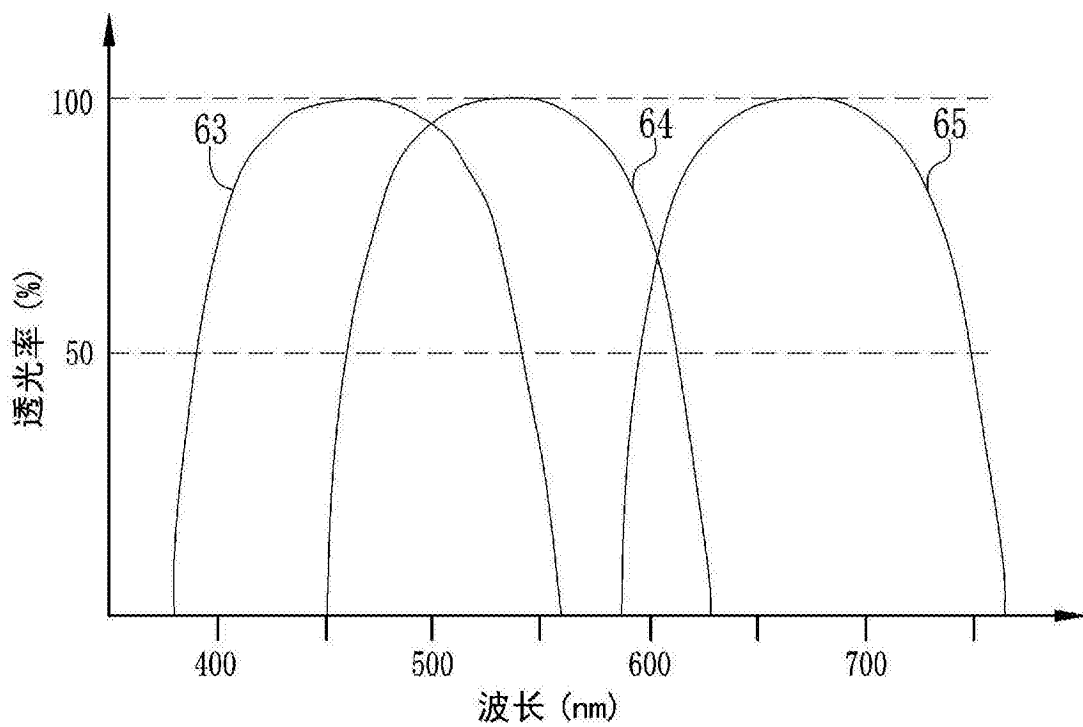


图5

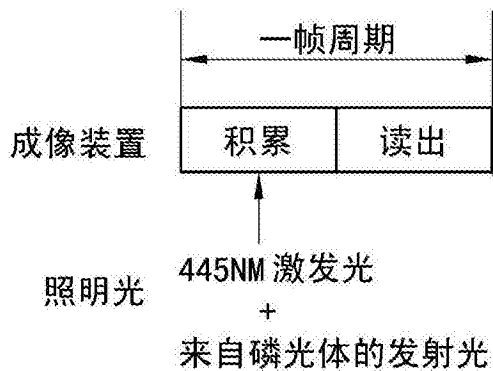


图6A

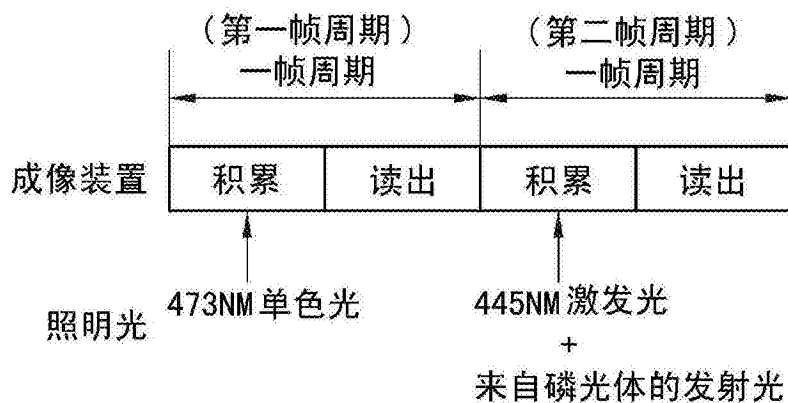


图6B



图7

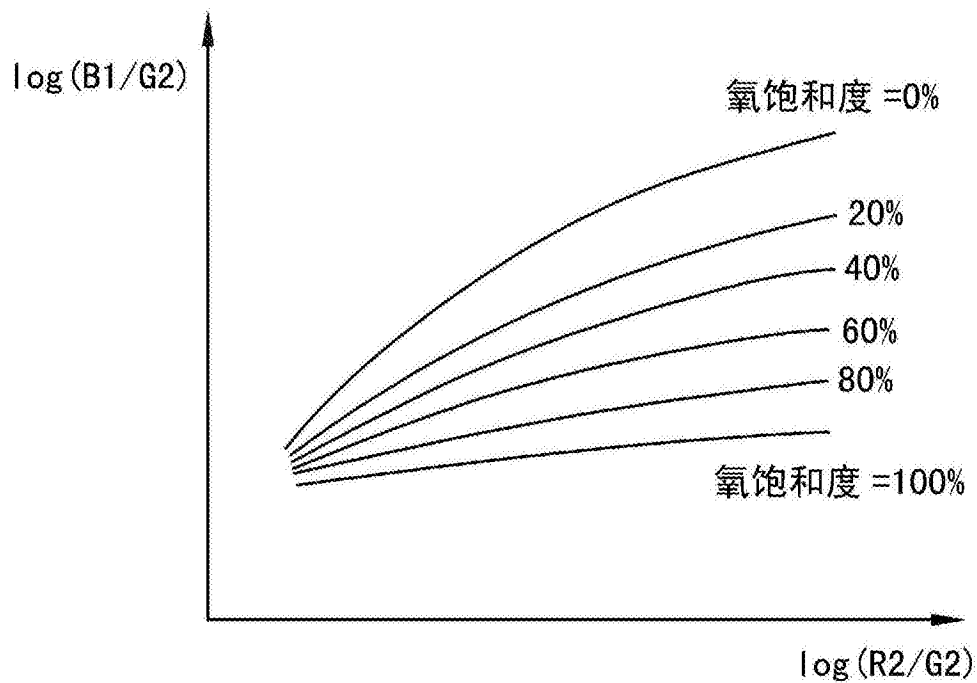


图8

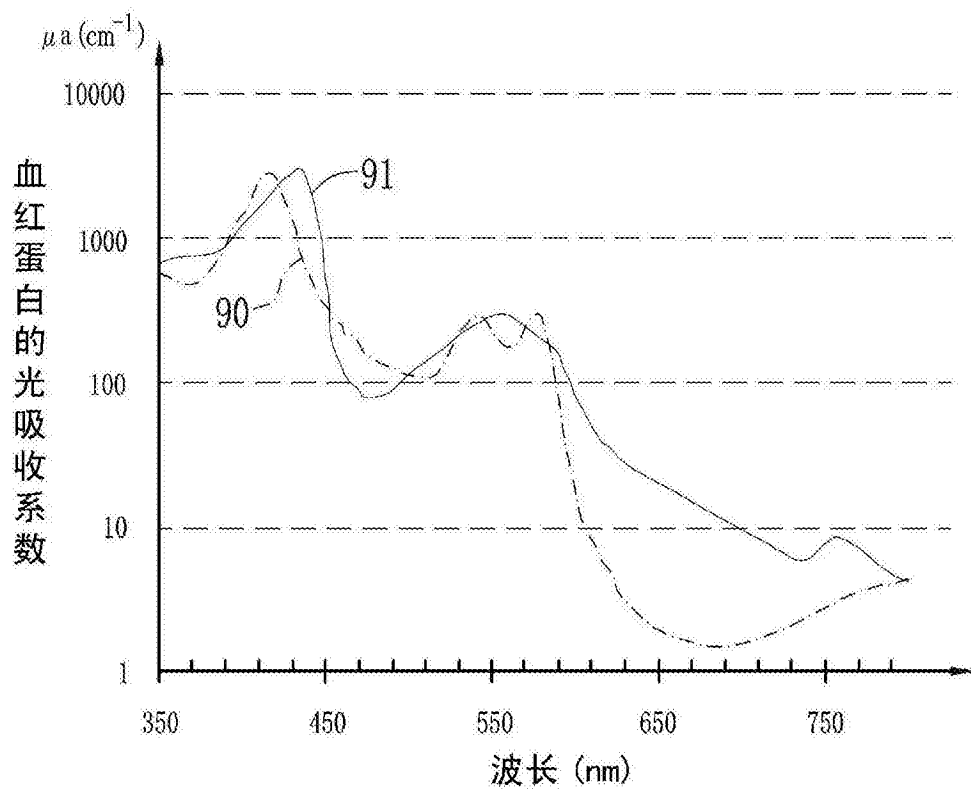


图9

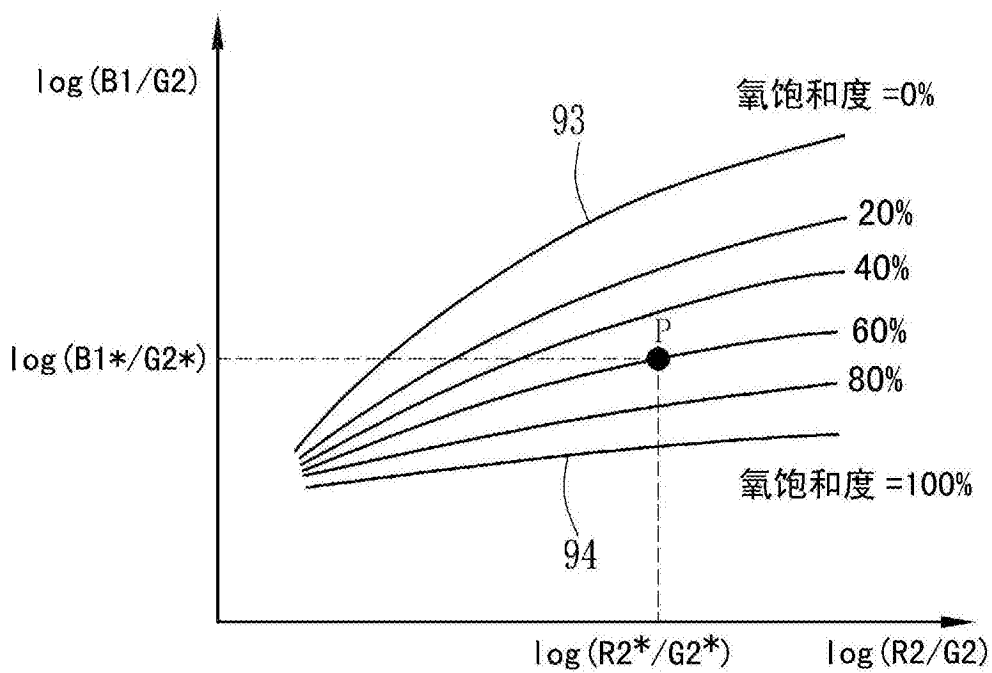


图10



图11

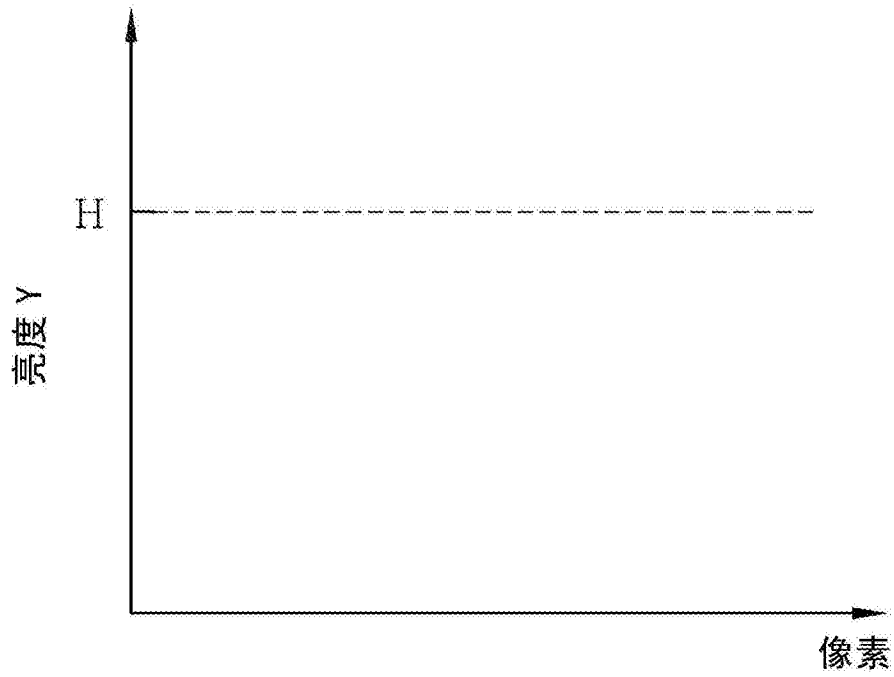


图12

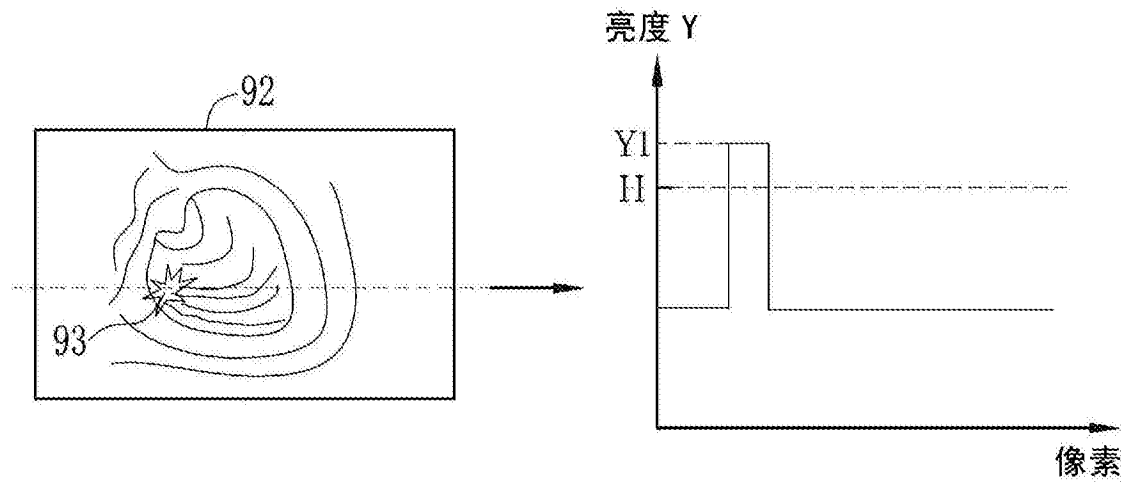


图13

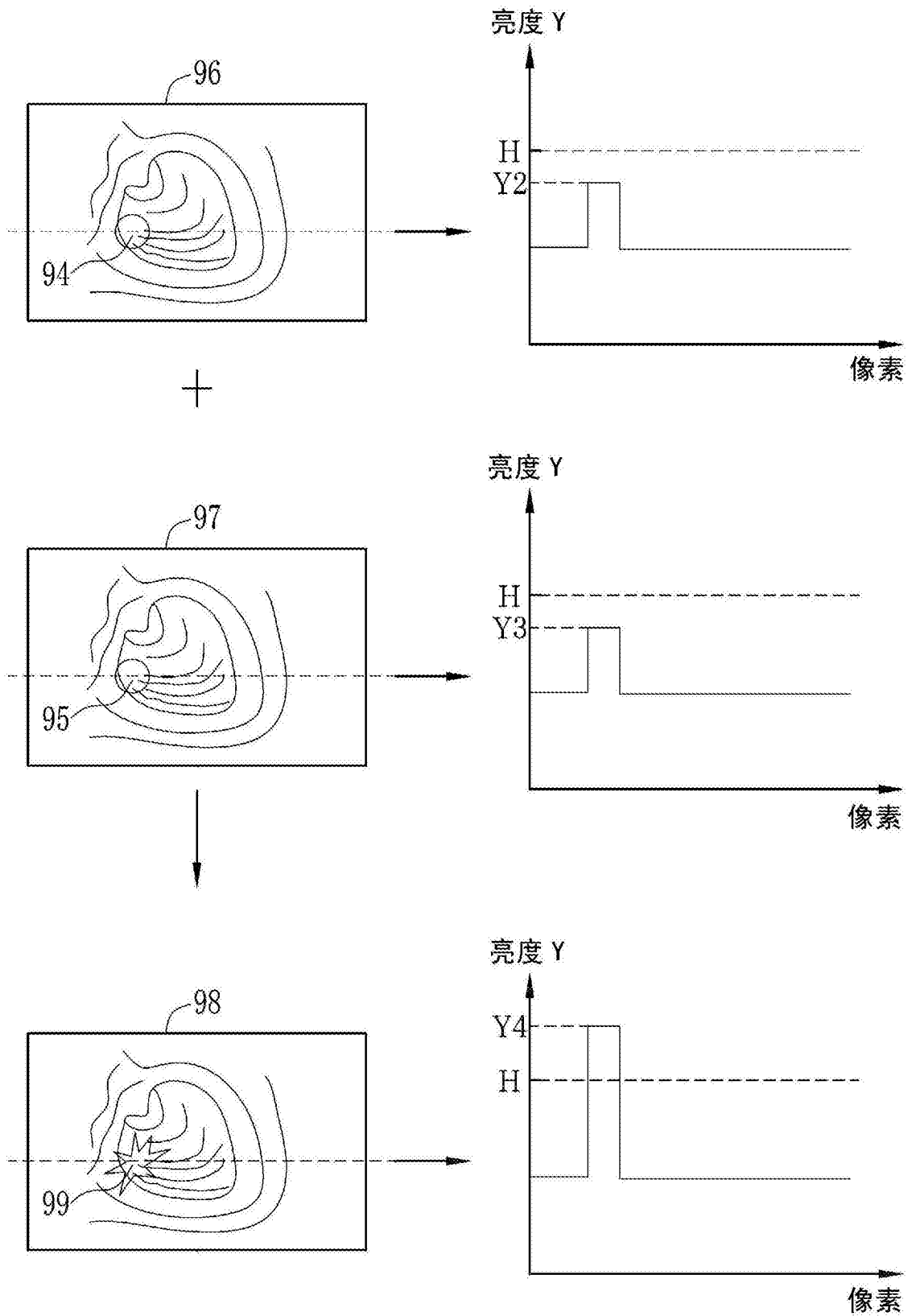


图14

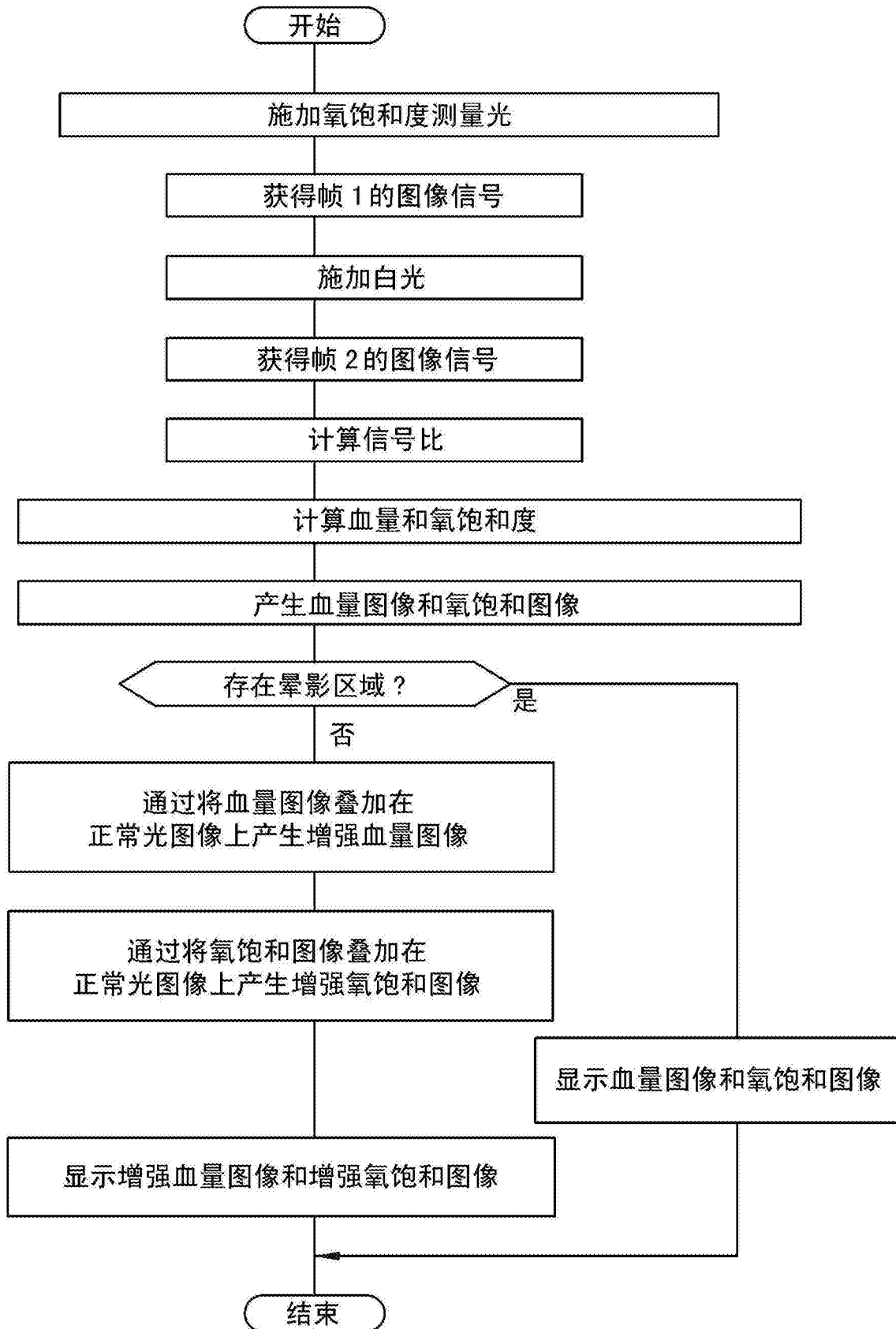


图15



图16

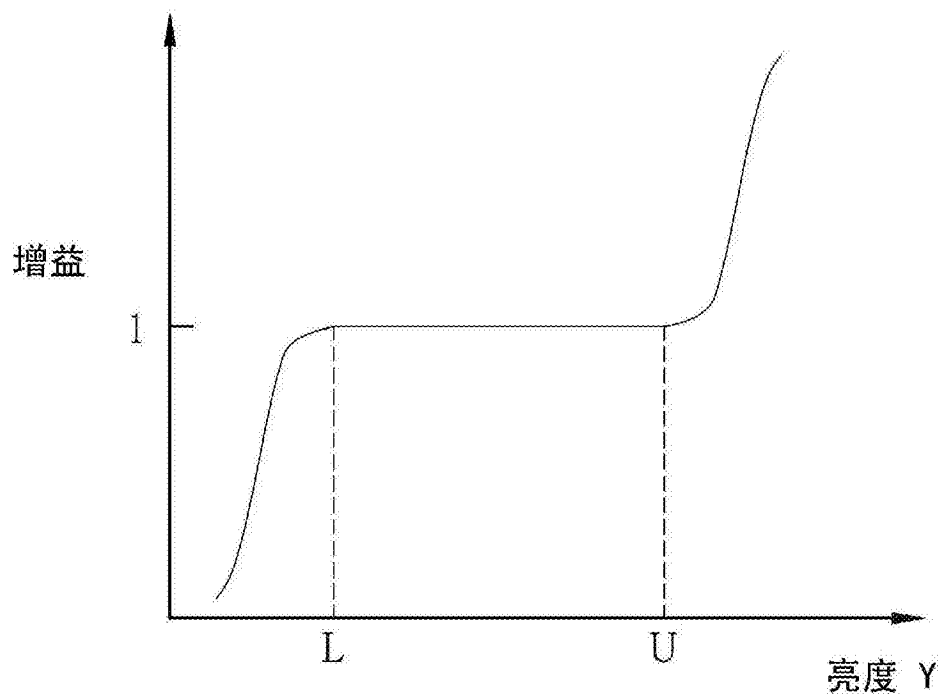


图17

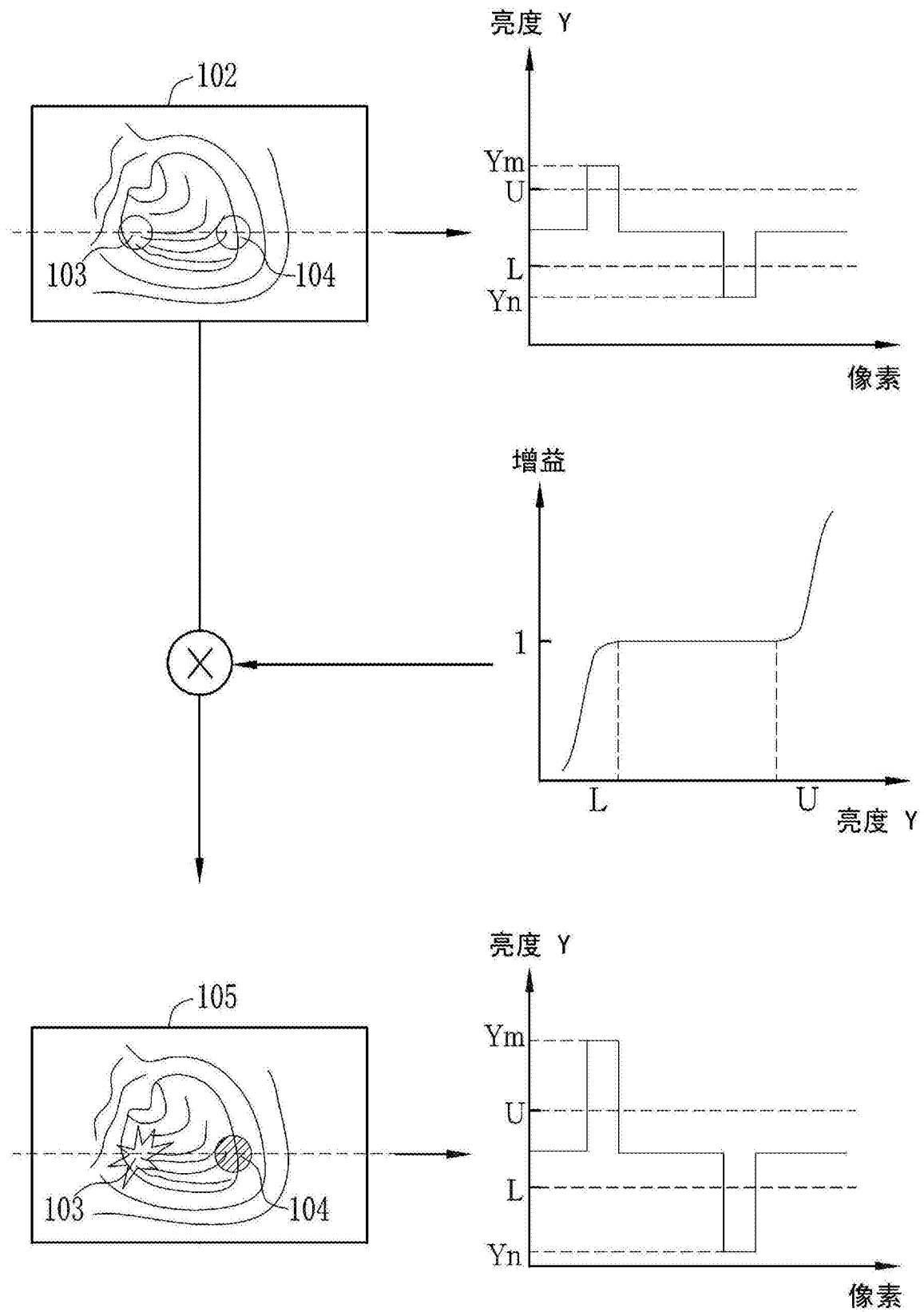


图18

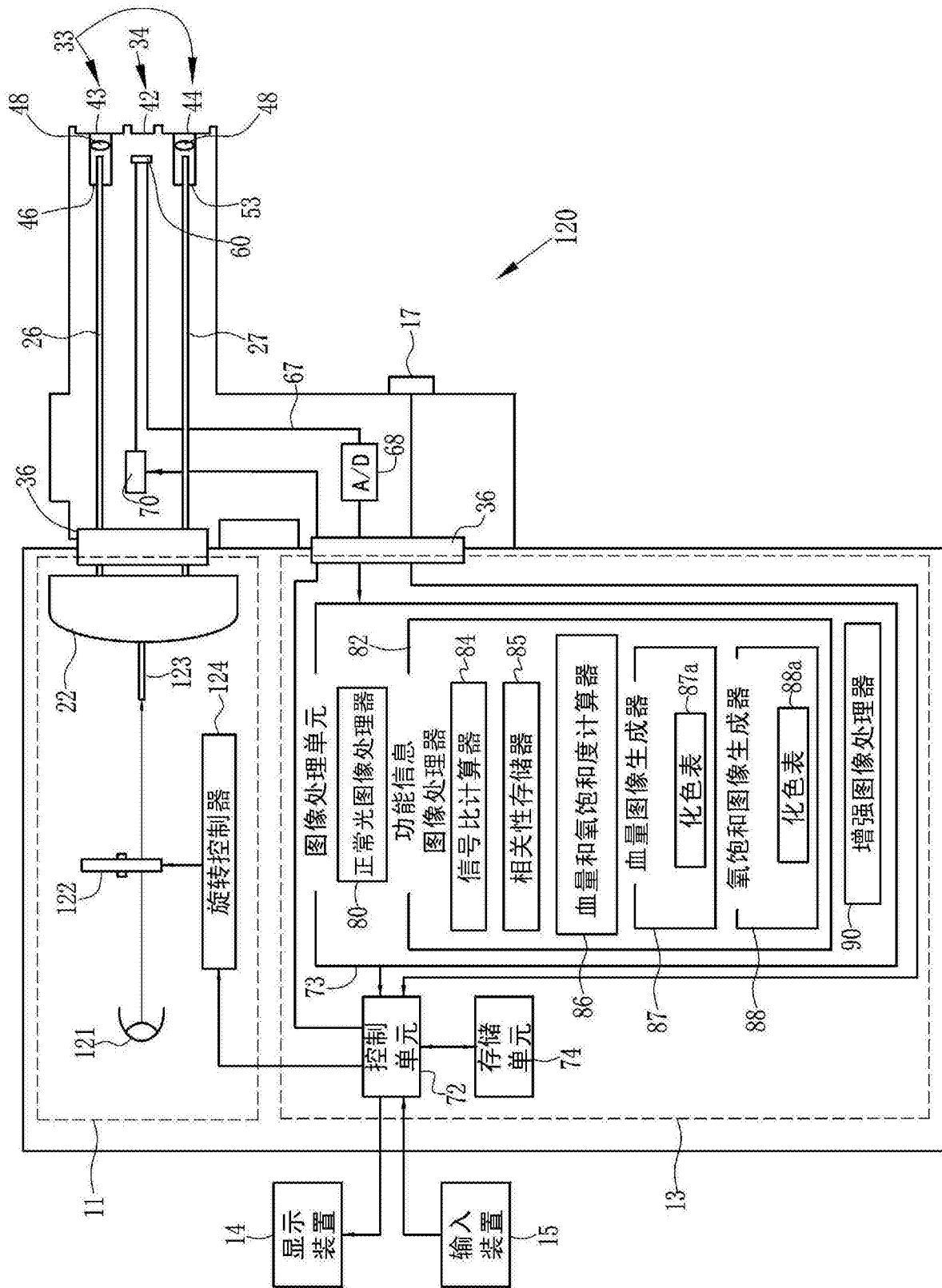


图19

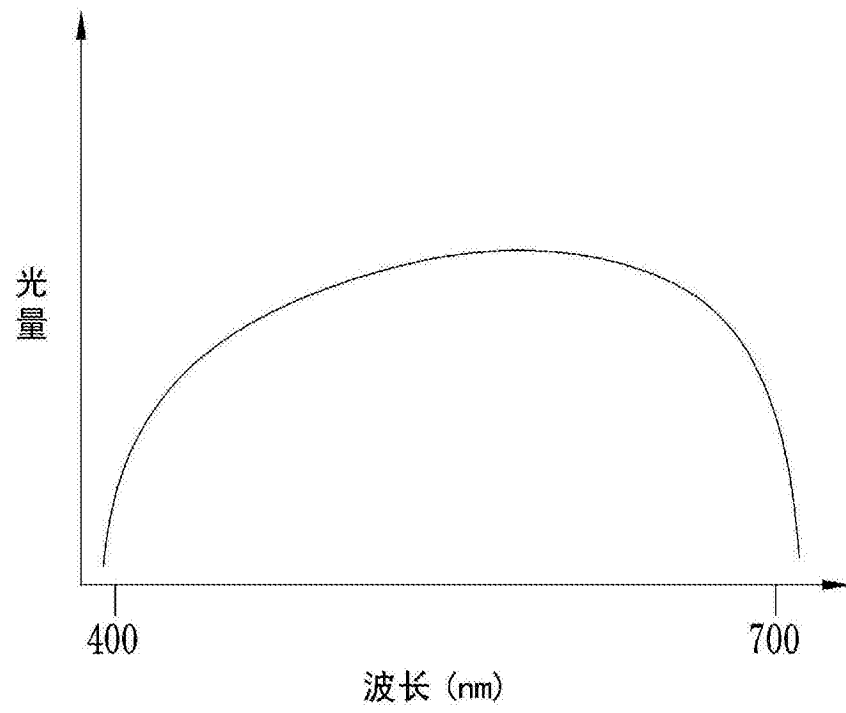


图20

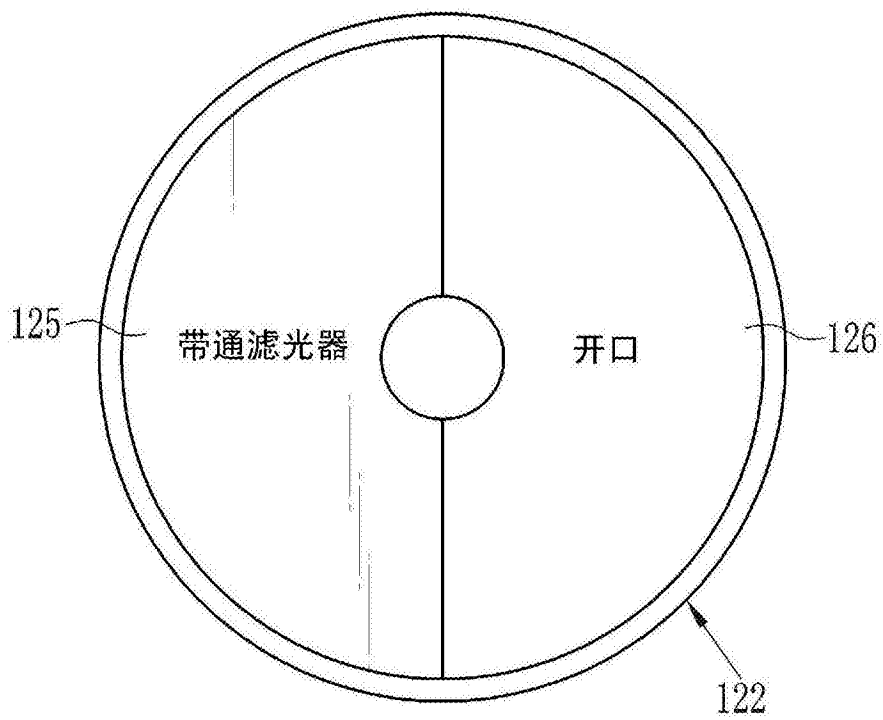


图21

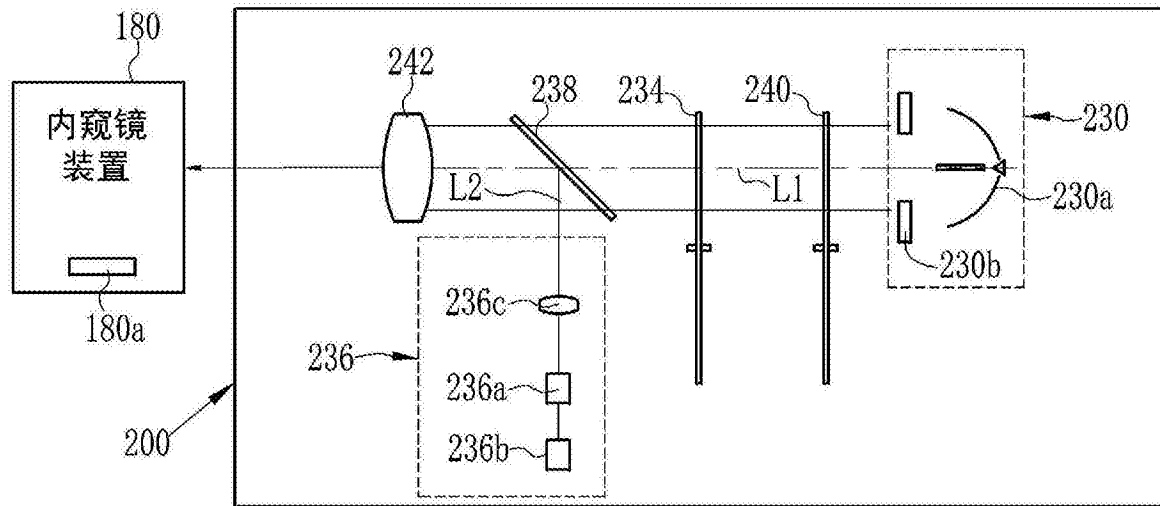


图22

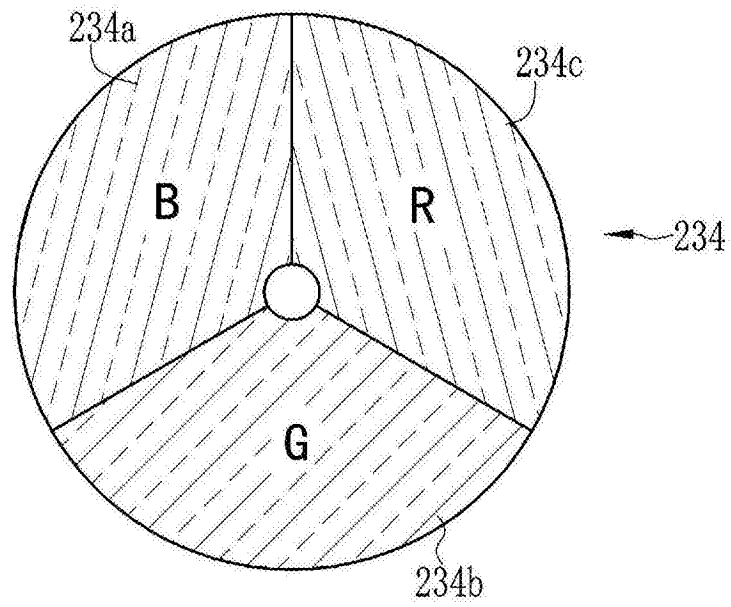


图23

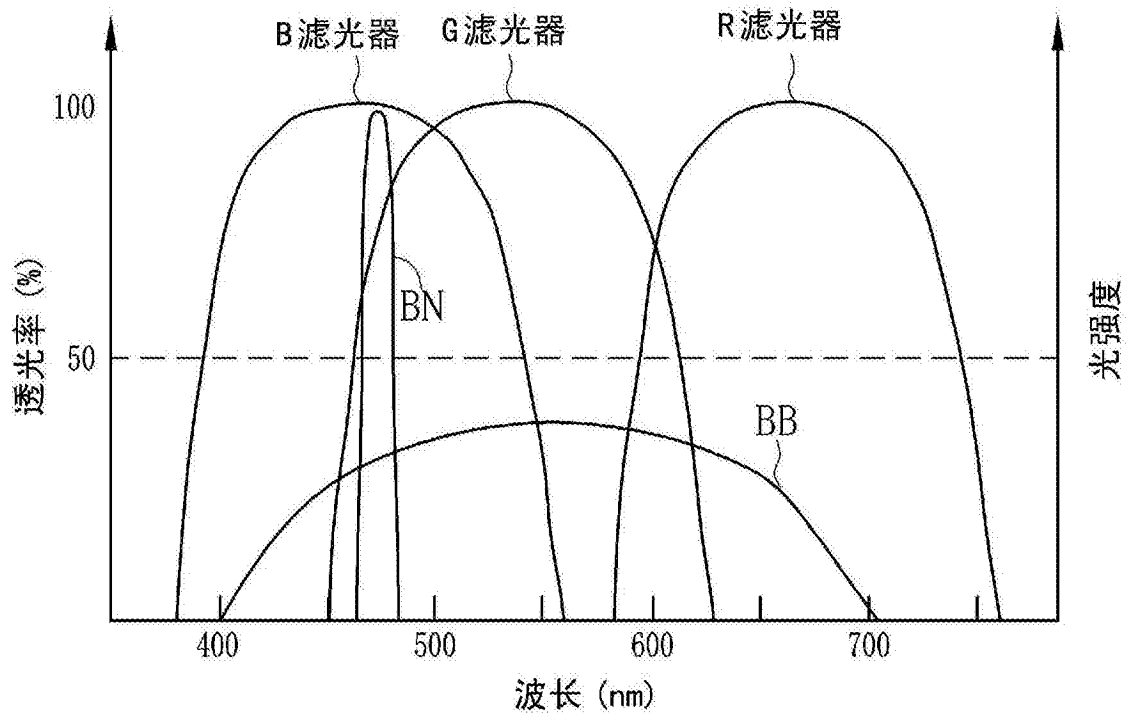


图24

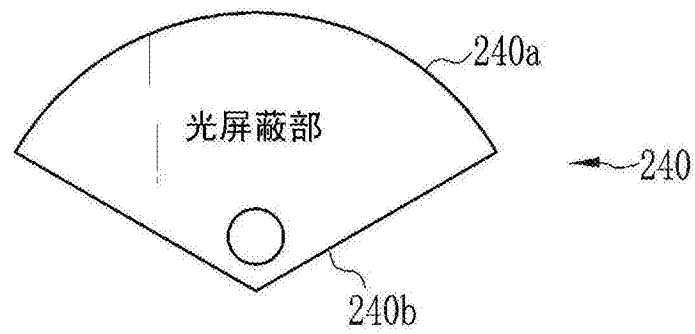


图25



图26

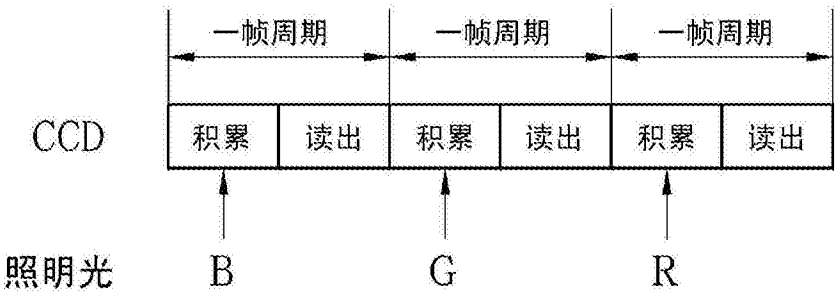


图27A

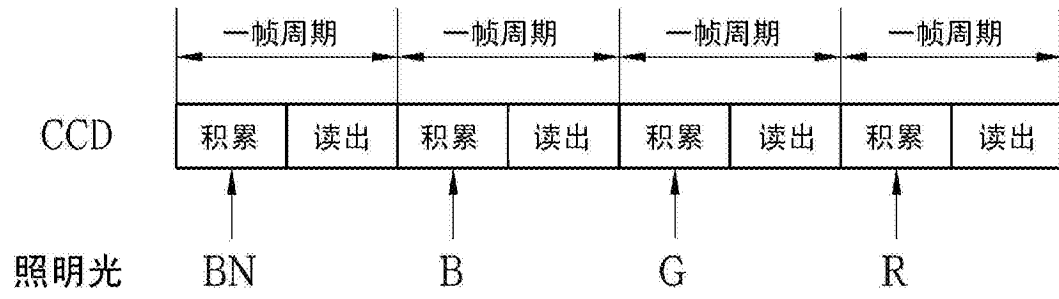


图27B

专利名称(译)	内窥镜系统和图像显示方法		
公开(公告)号	CN103796566B	公开(公告)日	2017-06-06
申请号	CN201280043178.3	申请日	2012-08-22
[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	斋藤孝明 山口博司 饭田孝之		
发明人	斋藤孝明 山口博司 饭田孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00045 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B5/489 G06T5/008 G06T7/0012 G06T2207/10016 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/20221 G06T2207/30028		
优先权	2011193185 2011-09-05 JP		
其他公开文献	CN103796566A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内窥镜系统，显示生物功能信息以及它的可靠性。观察目标在氧饱和度和测量光的照射下被成像以获得第一图像信号，并且观察目标在白光的照射下被成像以获得第二图像信号。从第二图像信号产生正常光图像(97)。由第一和第二图像信号计算氧饱和度。计算出的氧饱和度在氧饱和图像(96)中被成像。通过将正常光图像(97)叠加在氧饱和图像(96)上，产生增强氧饱和图像(98)。在增强氧饱和图像(98)中，其中氧饱和度的计算结果可能异常的异常区域(99)通过其亮度被突出。所产生的增强氧饱和图像(98)被显示在显示装置(14)上。

