



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103796566 A

(43) 申请公布日 2014. 05. 14

(21) 申请号 201280043178. 3

代理人 汤雄军

(22) 申请日 2012. 08. 22

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/00 (2006. 01)

2011-193185 2011. 09. 05 JP

A61B 1/04 (2006. 01)

(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

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(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

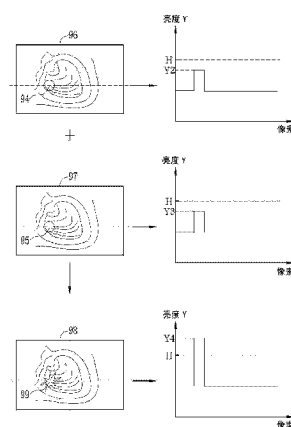
权利要求书2页 说明书14页 附图18页

(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和图像 (96) 中被成像。通过将正常光图像 (97) 叠加在氧饱和和图像 (96) 上, 产生增强氧饱和和图像 (98)。在增强氧饱和和图像 (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,用于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,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,所述增强图像生成部通过所述亮度和暗度中的一种突出所述异常区域。

4. 根据权利要求3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,以使明亮的区域进一步变亮并且使阴暗的区域进一步变暗。

5. 根据权利要求3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,以在所述生物功能信息图像中使明亮的区域进一步变亮并且使阴暗的区域进一步变暗。

6. 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。

7. 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。

8. 根据权利要求7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。

9. 根据权利要求1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。

10. 一种图像显示方法,其特征在于,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进行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,其中,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。

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 的情况中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器装置 13、用于基于由处理器装置 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器装置 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 InGaN 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 包含吸收来自激光源 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和测量光（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 $470 \pm 10\text{nm}$ 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 增加到氧饱和和图像 95 的亮度 Y2 上以产生增强氧饱和和图像 98。在重叠之后形成的增强氧饱和和图像 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和测量光从远端部 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, 而其它光可以从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、用于将来白白光光源单元 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

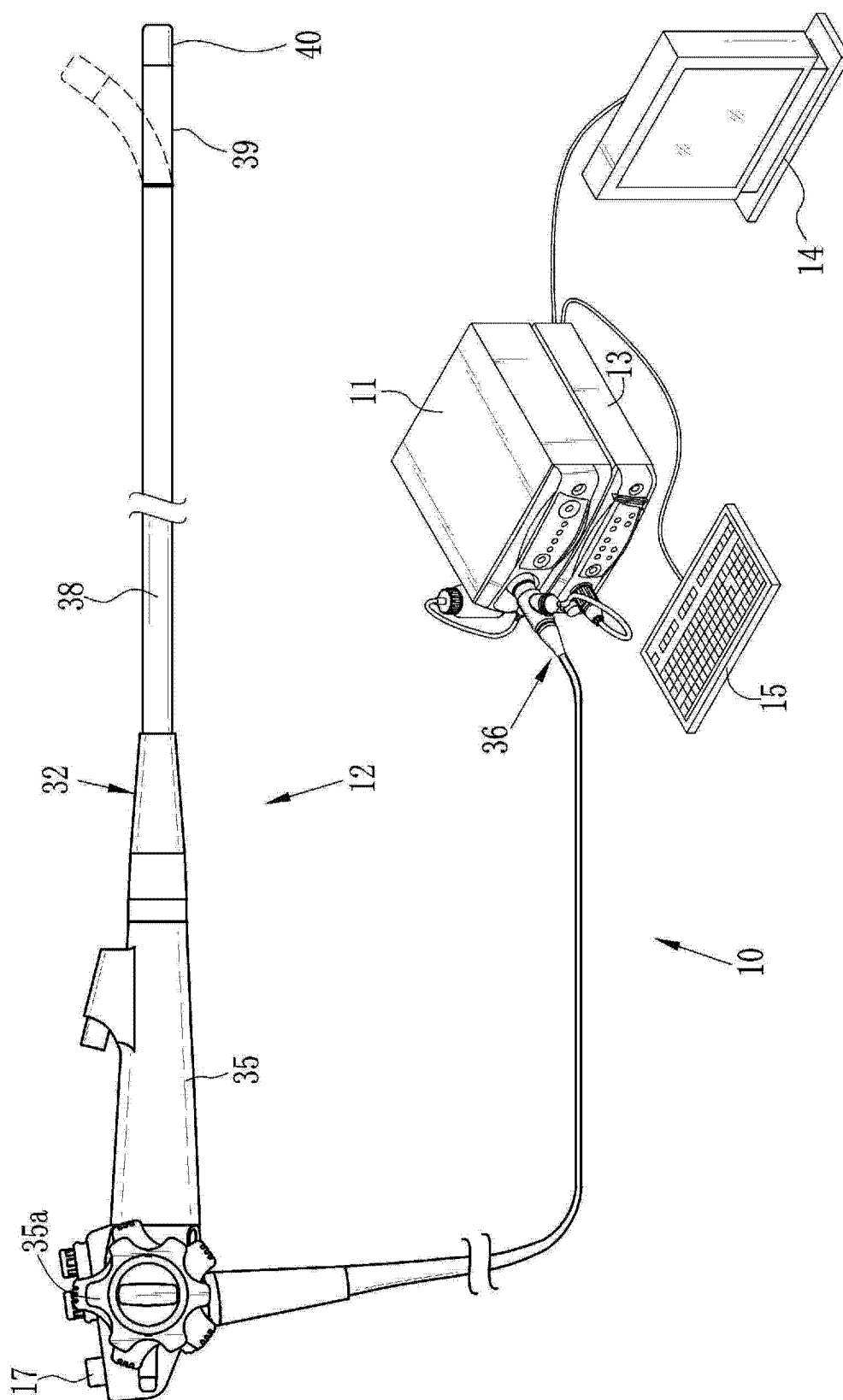


图 1

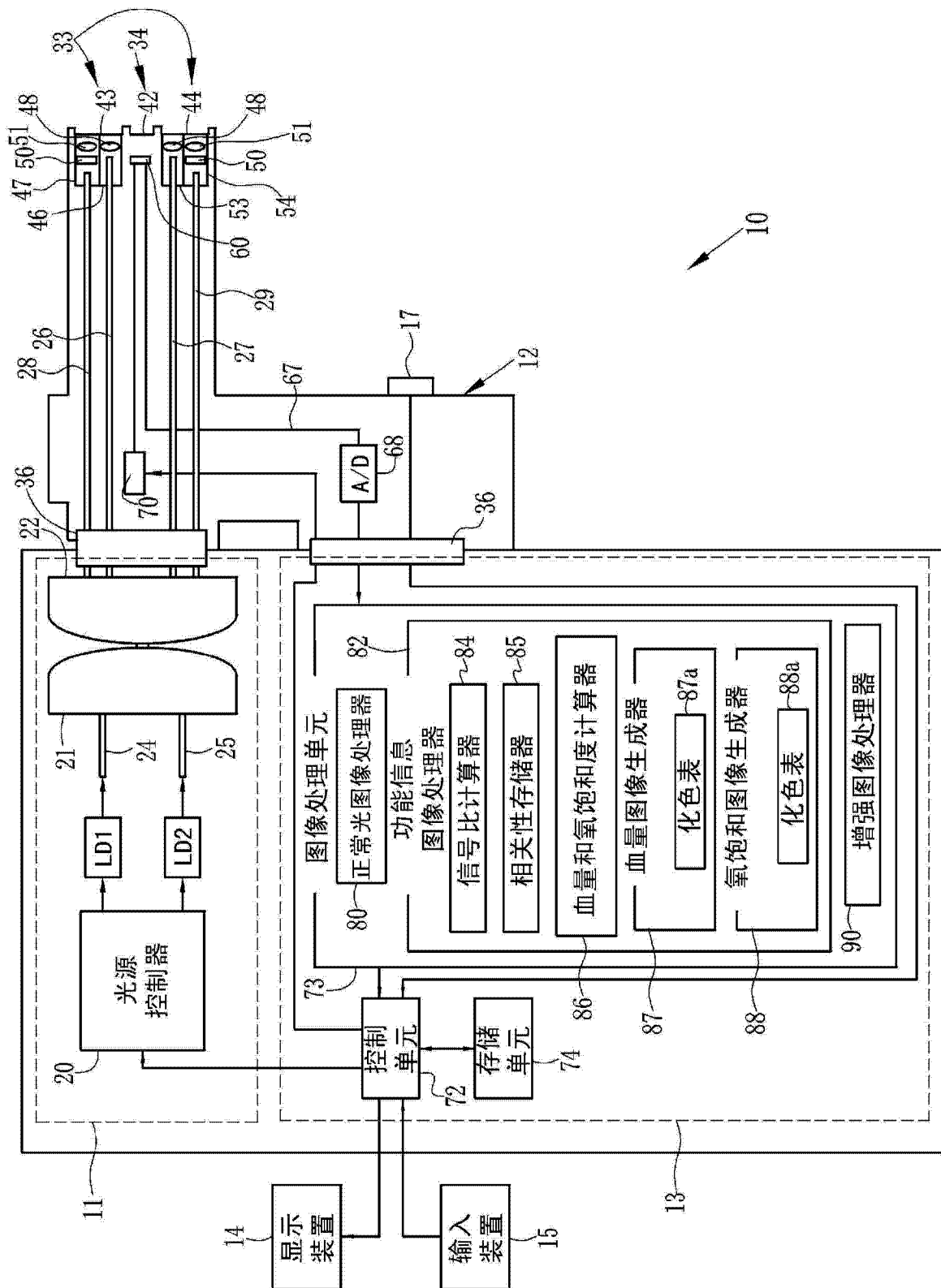


图 2

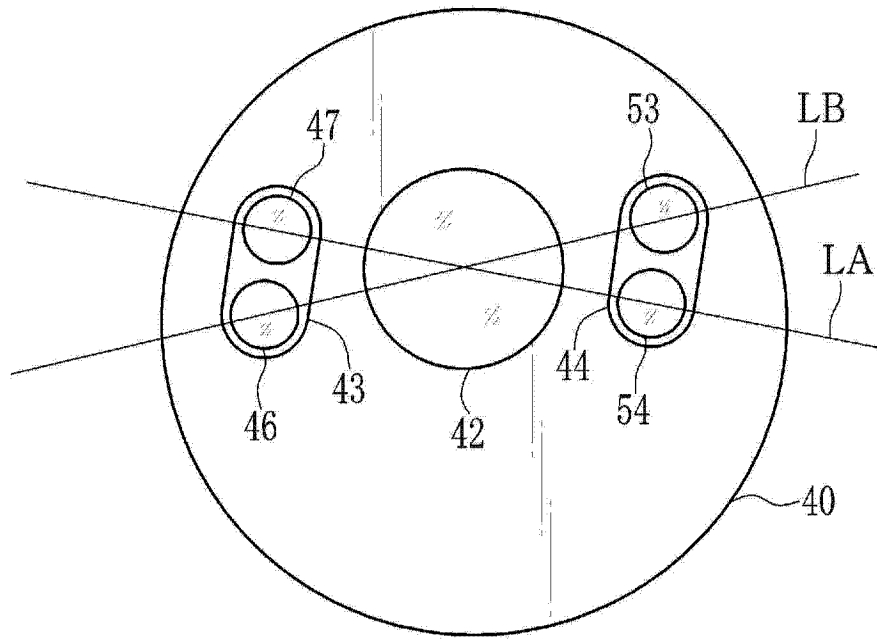


图 3

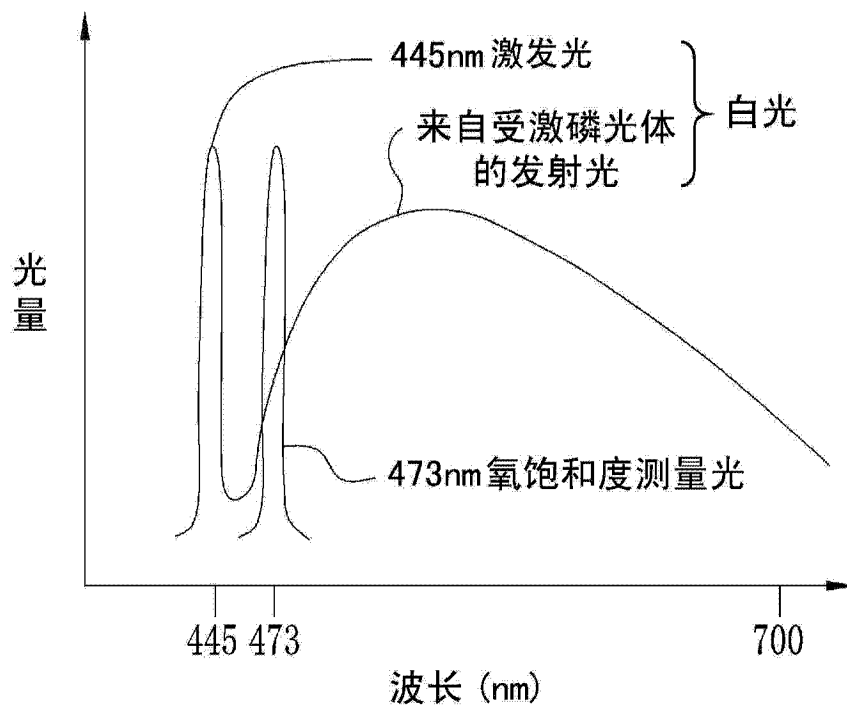


图 4

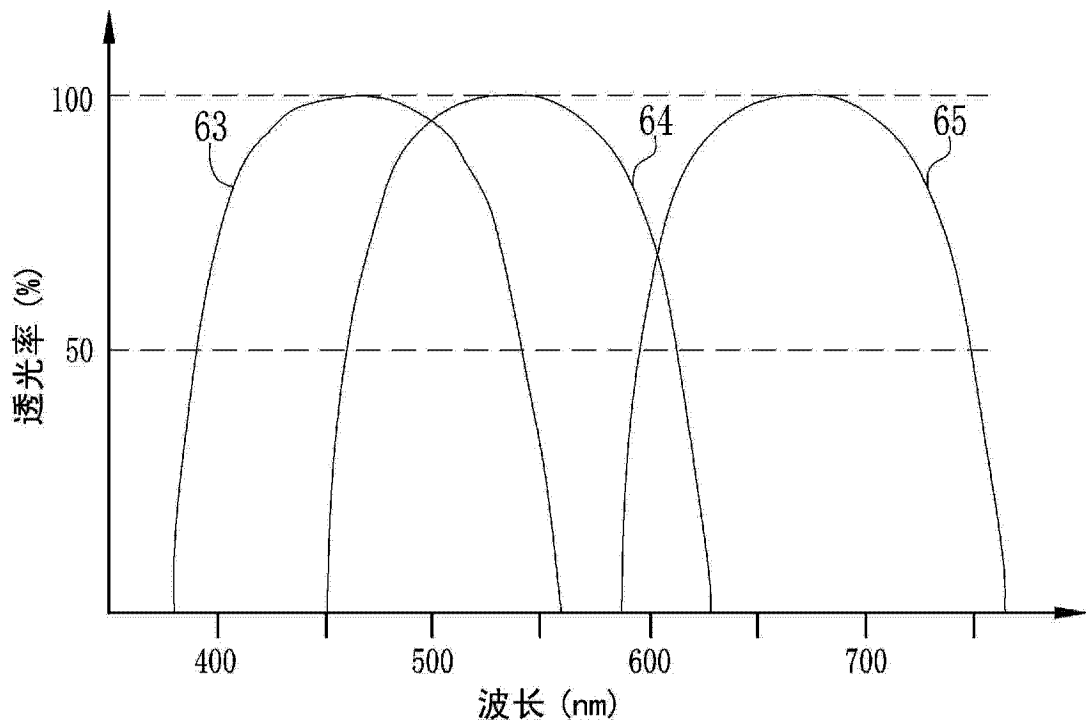


图 5

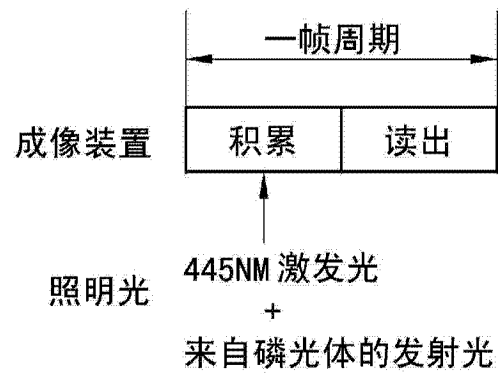


图 6A

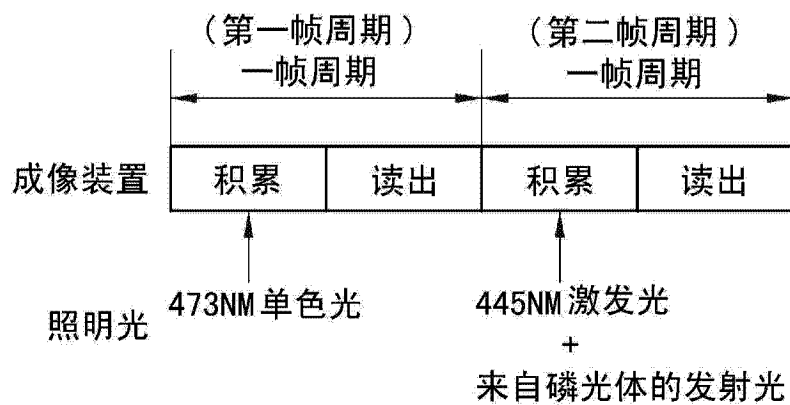


图 6B

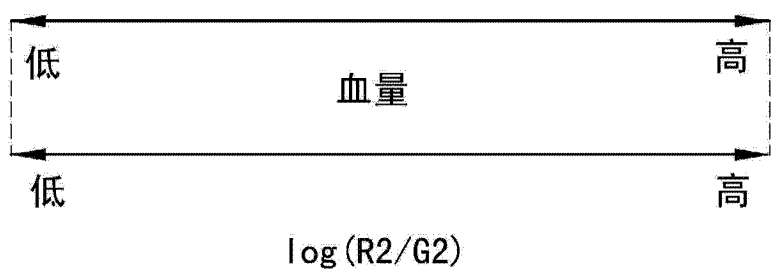


图 7

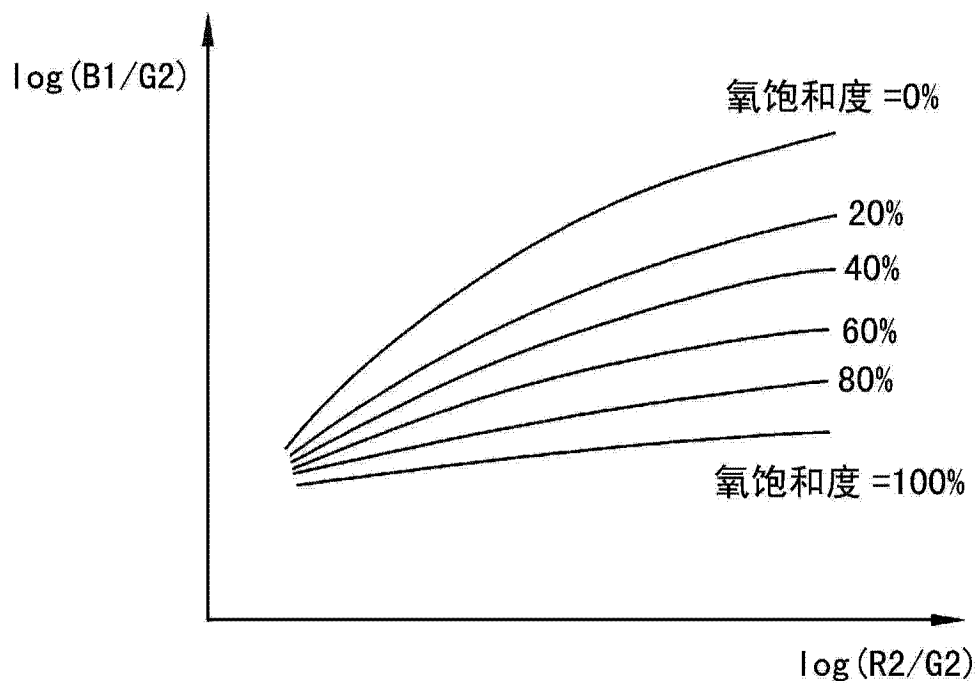


图 8

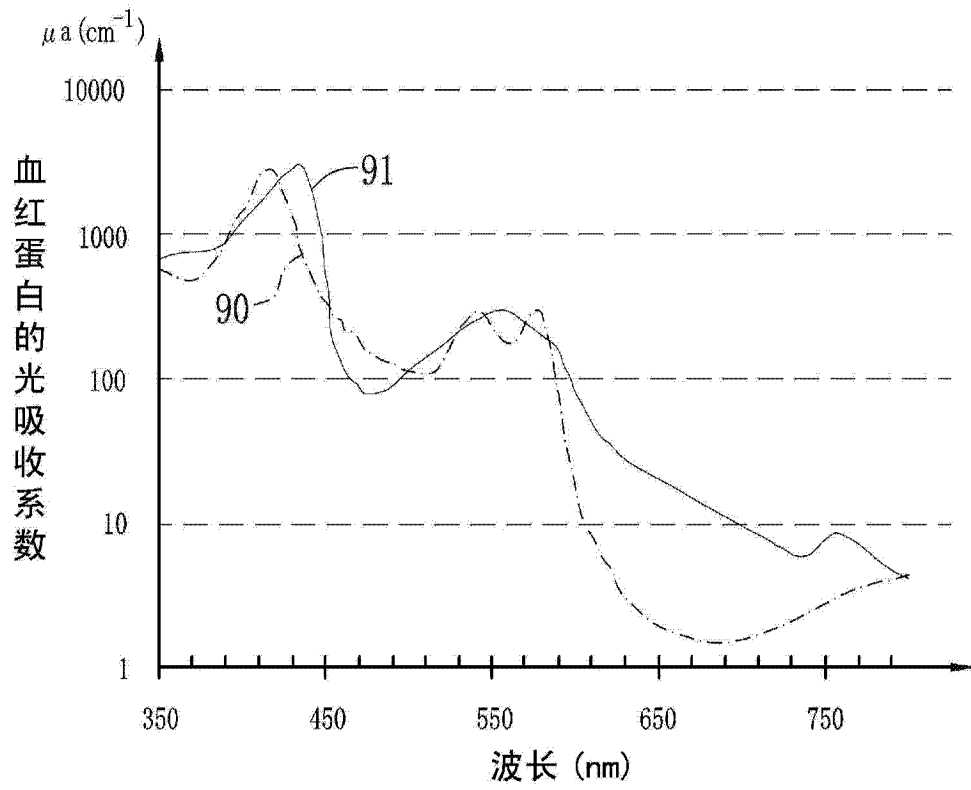


图 9

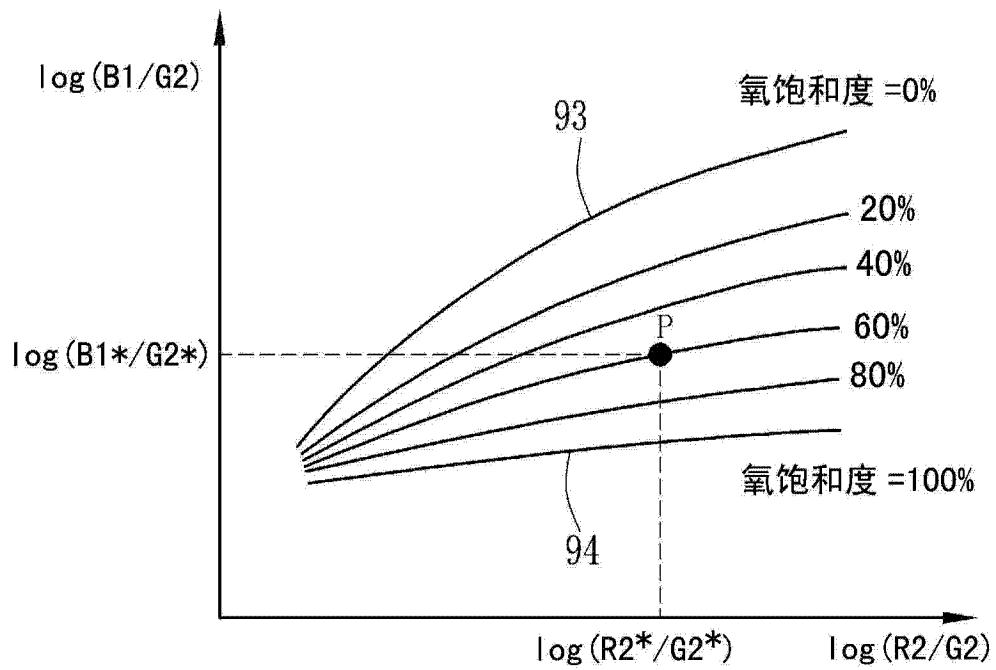


图 10



图 11

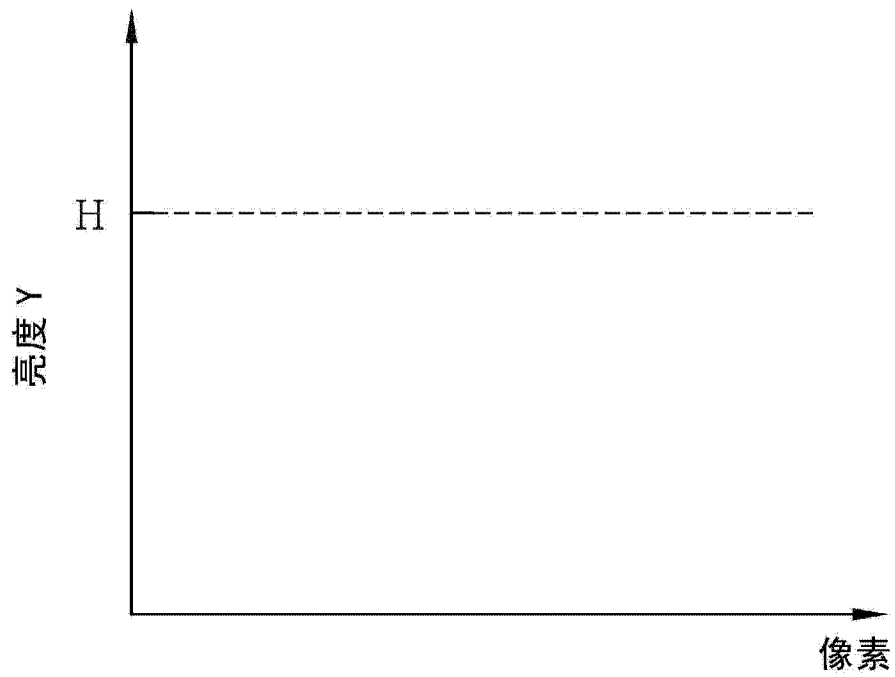


图 12

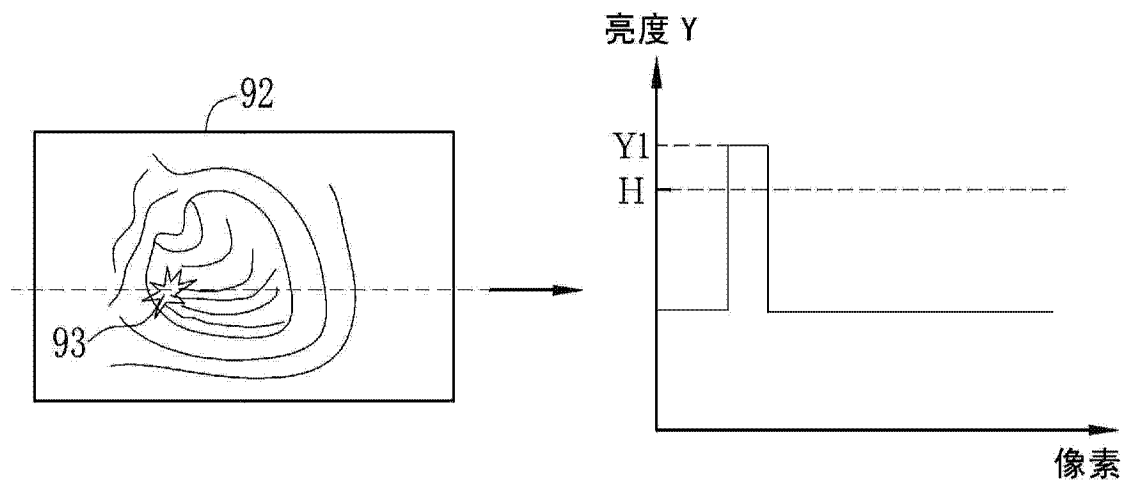


图 13

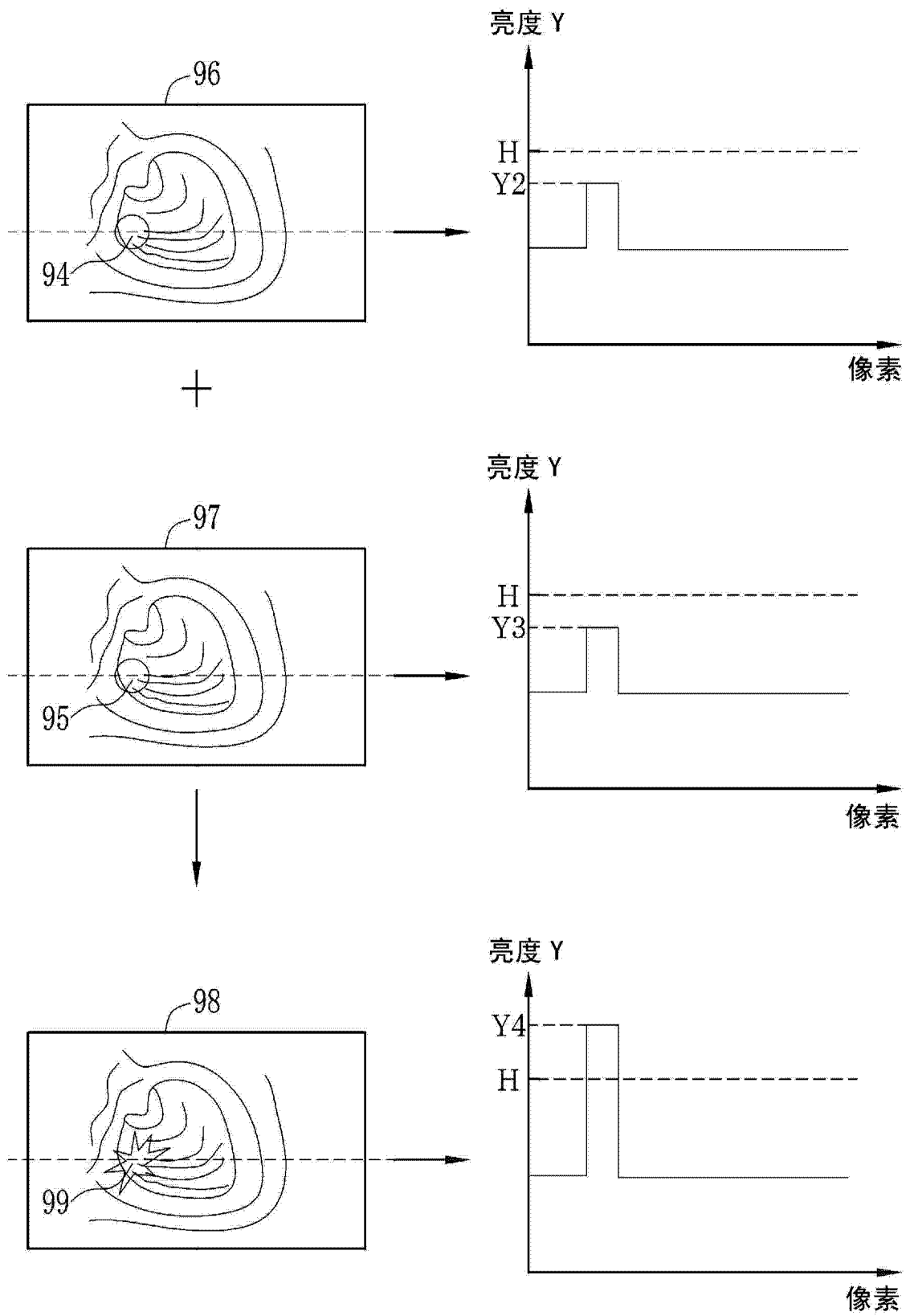


图 14

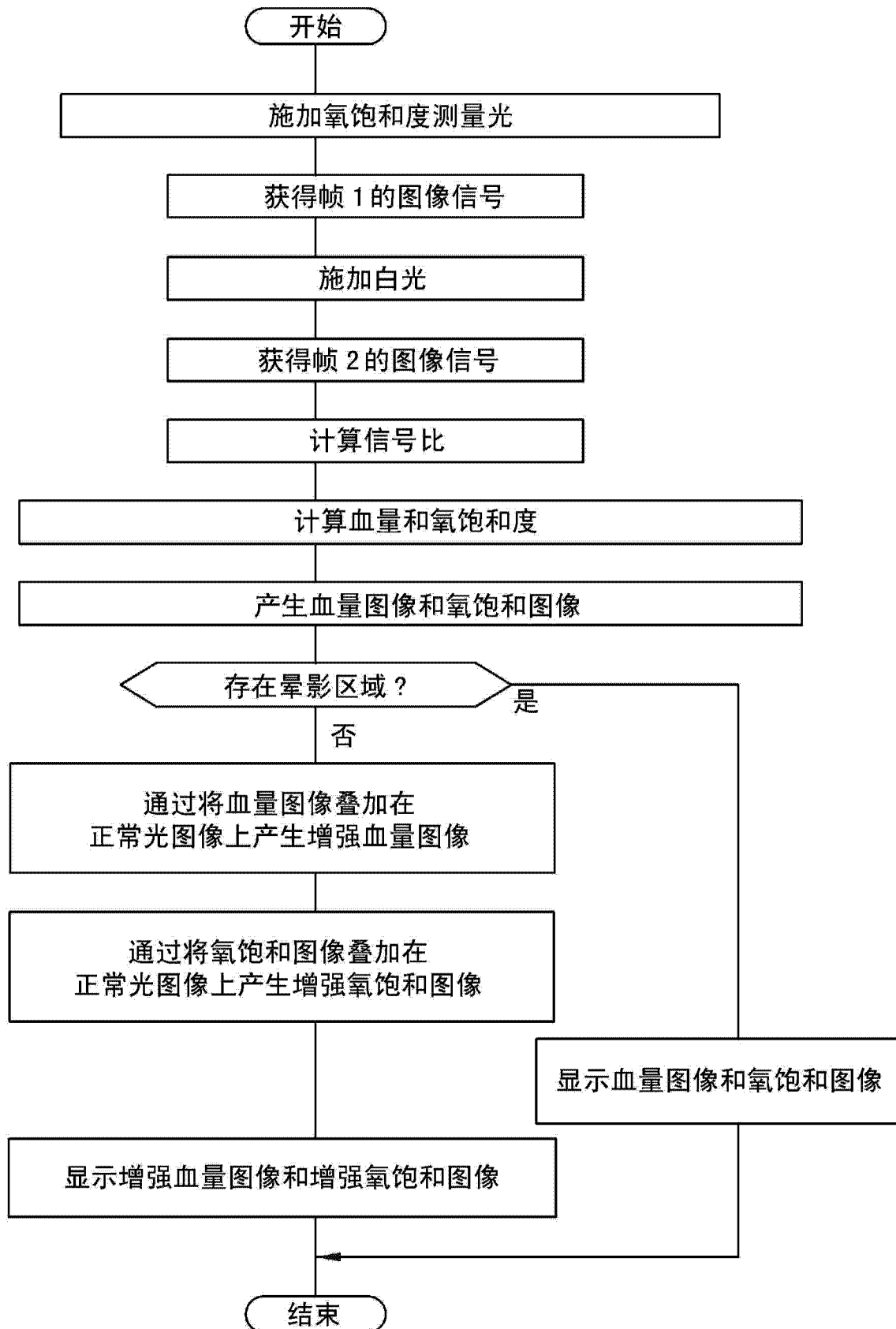


图 15

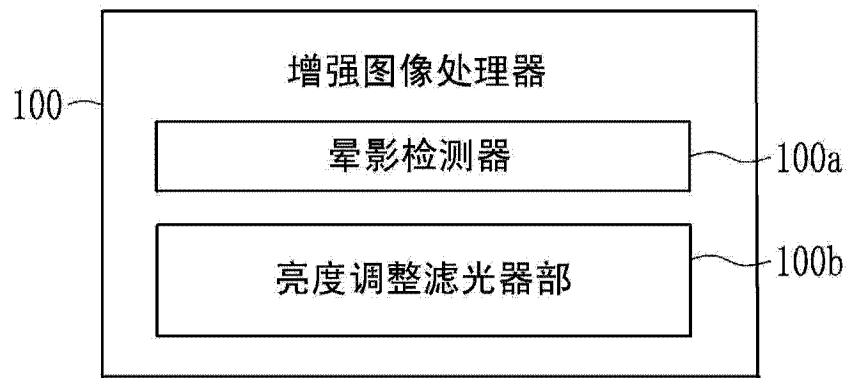


图 16

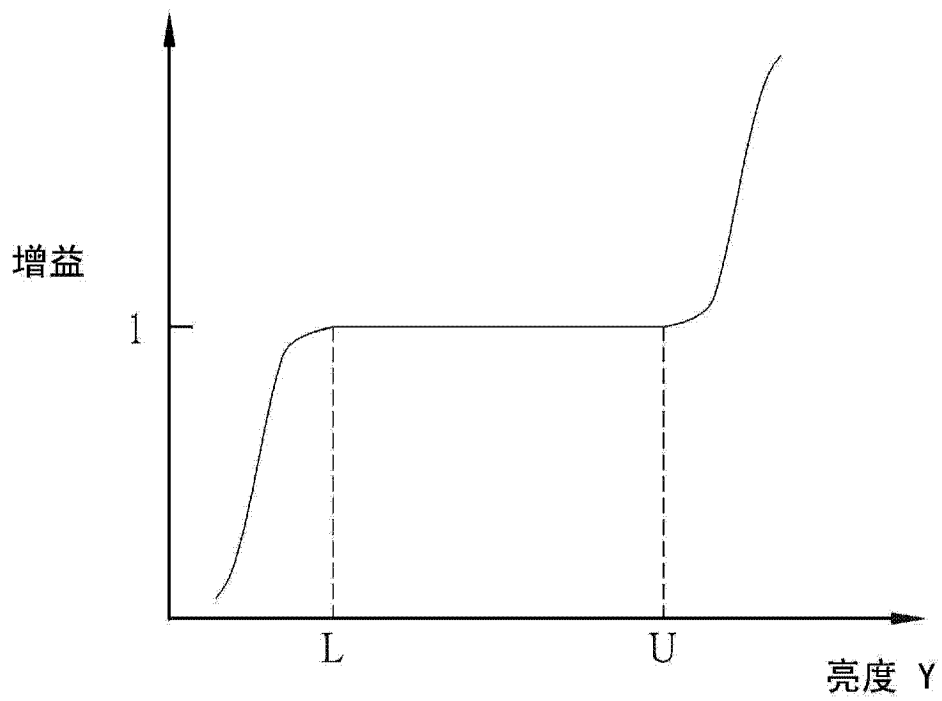


图 17

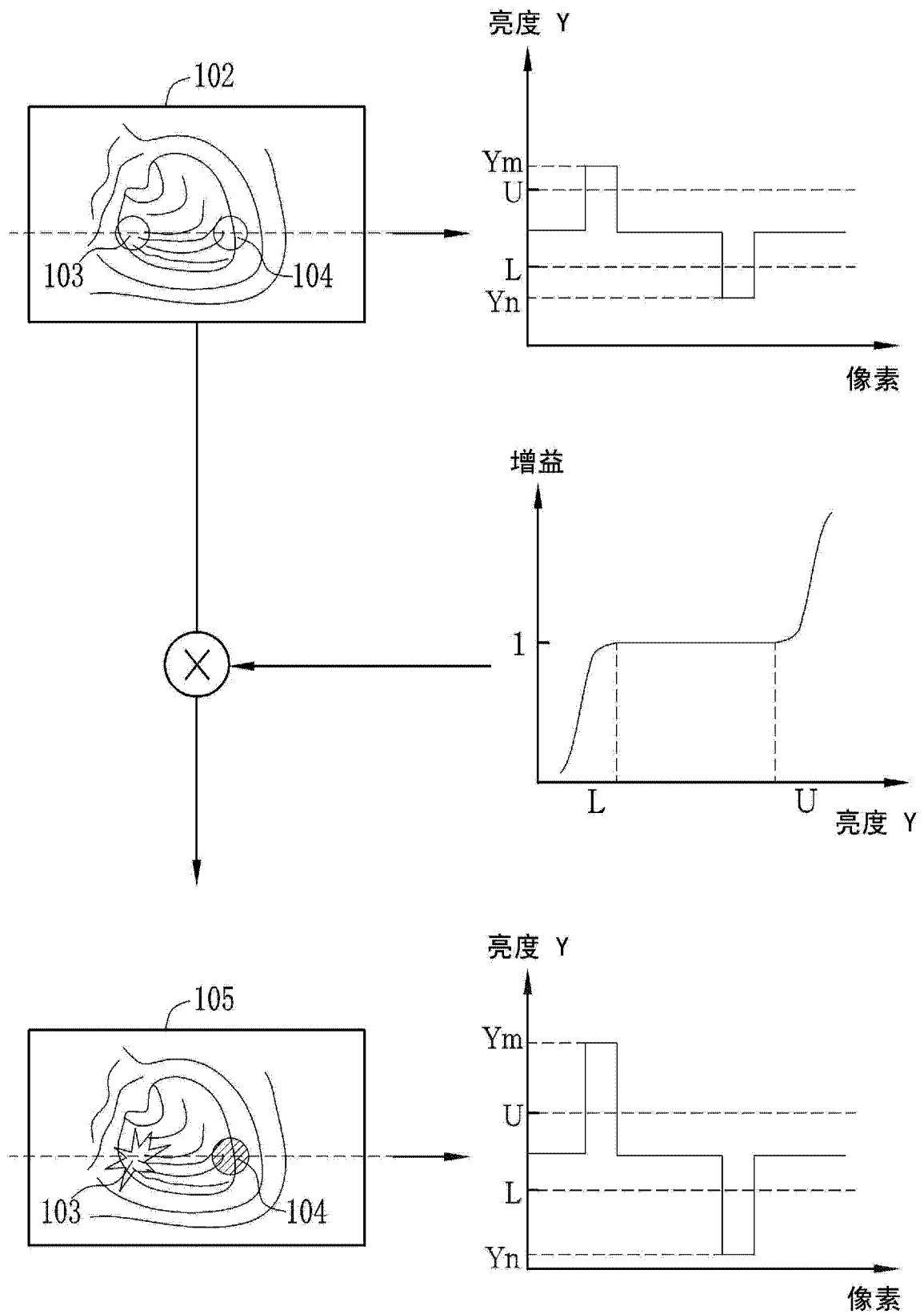


图 18

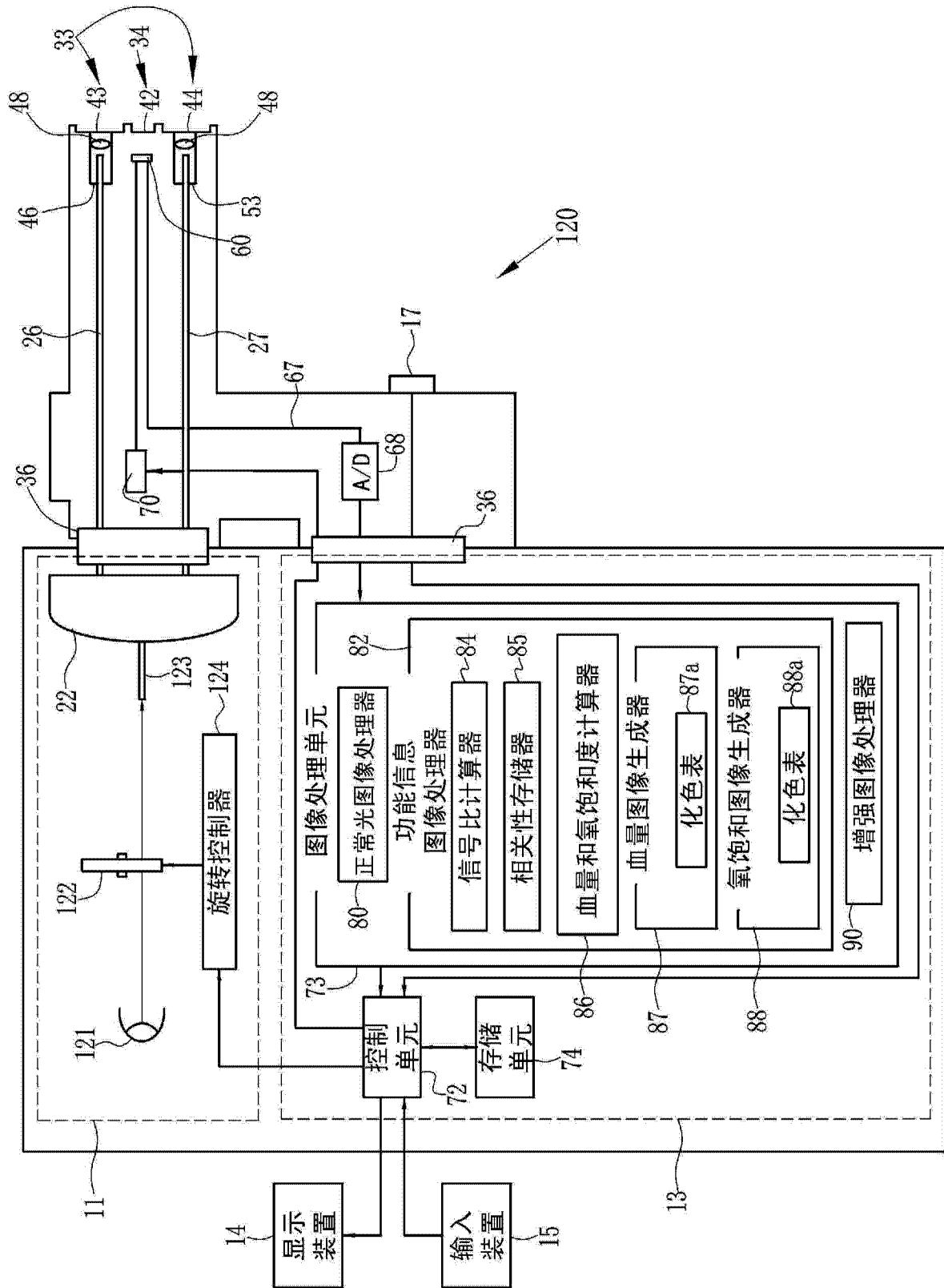


图 19

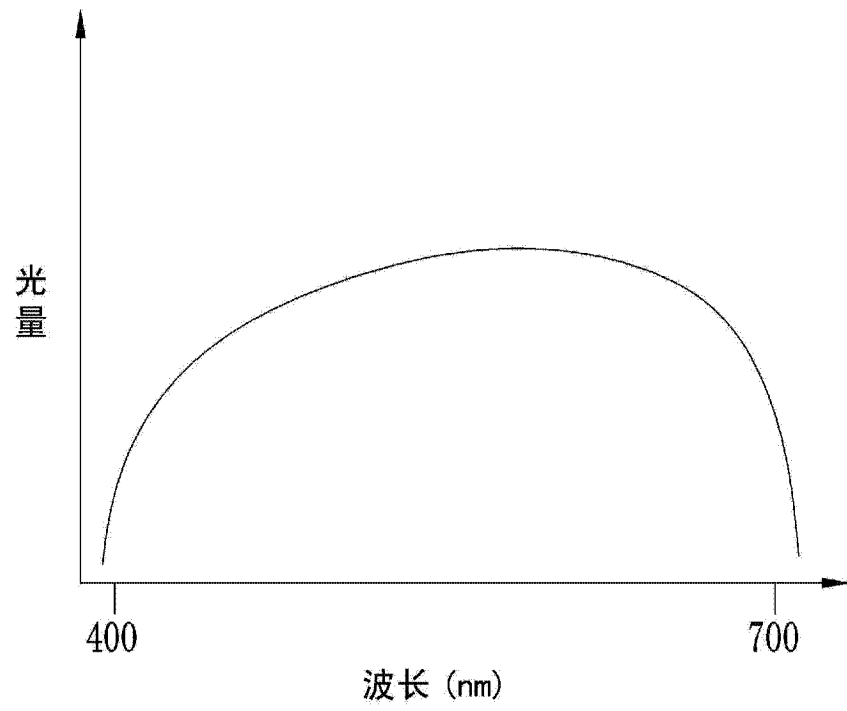


图 20

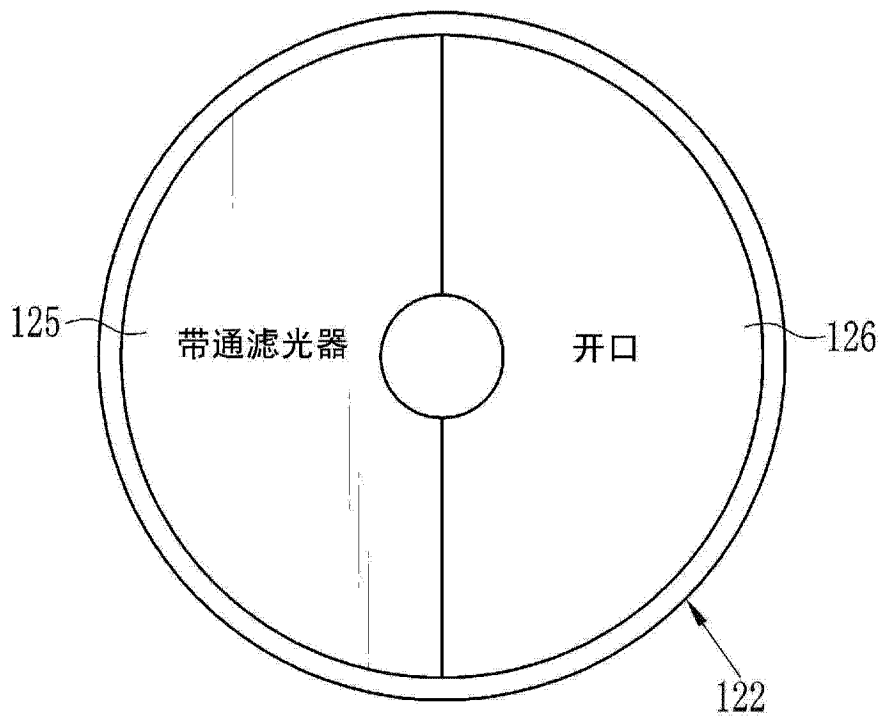


图 21

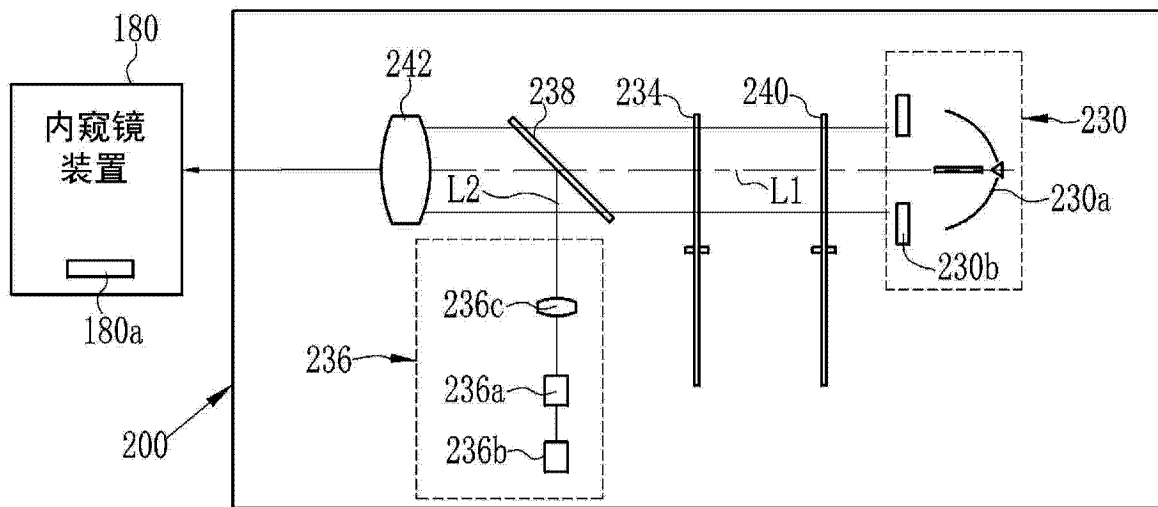


图 22

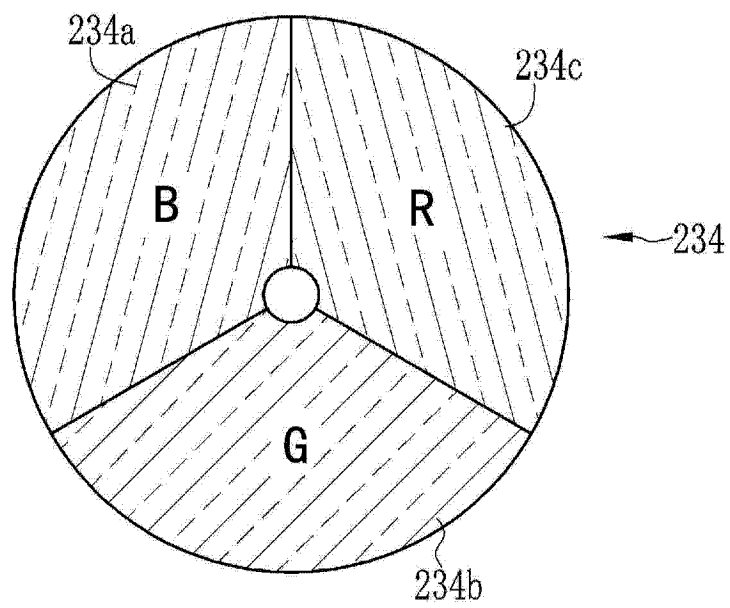


图 23

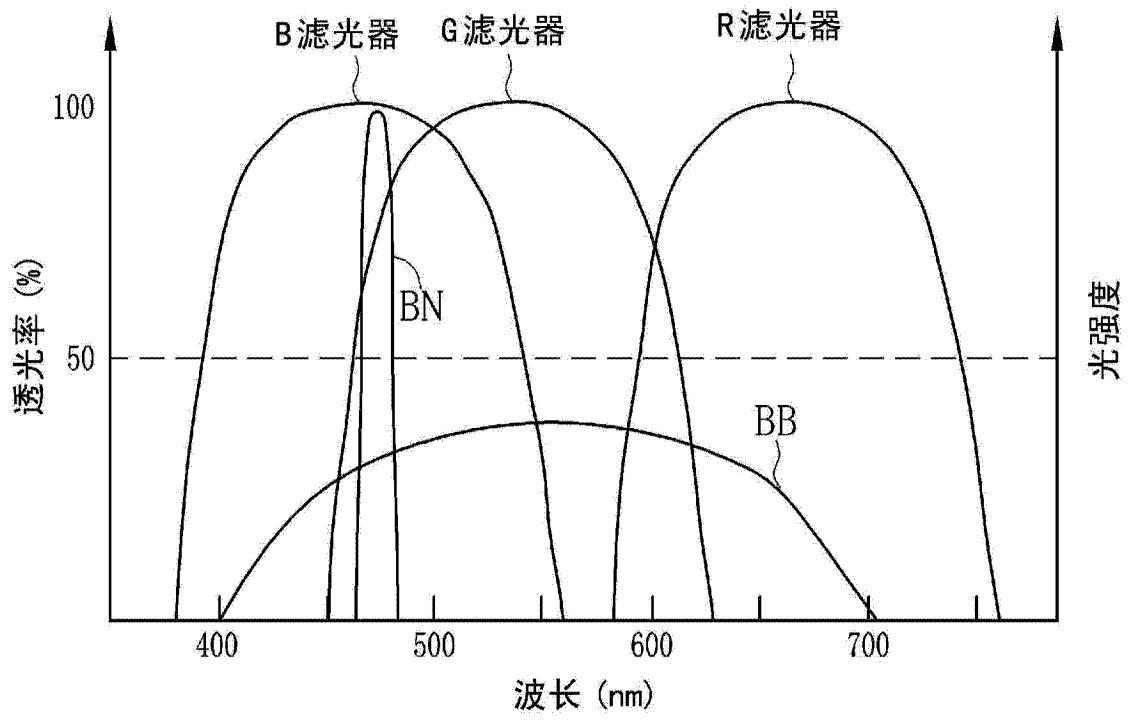


图 24

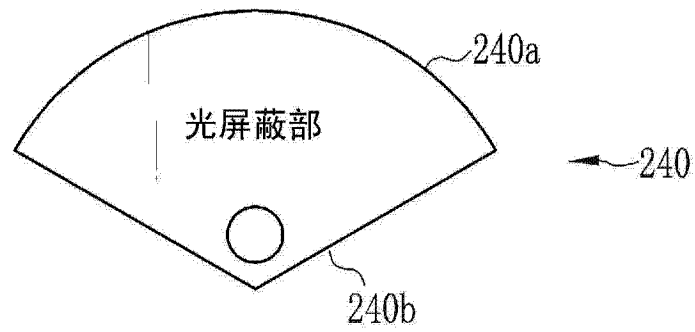


图 25



图 26

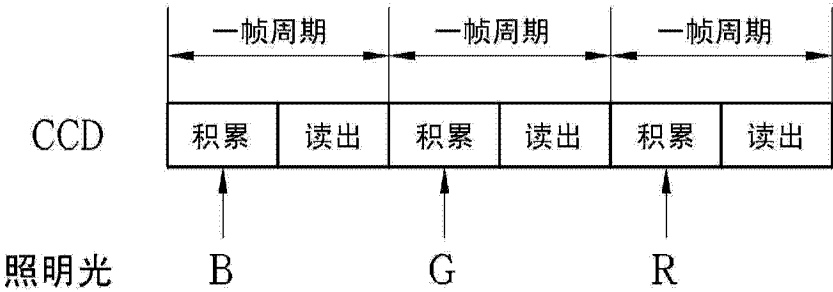


图 27A

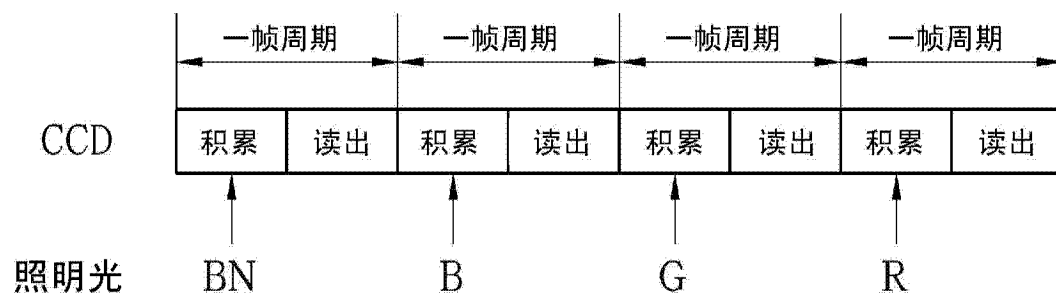


图 27B

专利名称(译)	内窥镜系统和图像显示方法		
公开(公告)号	CN103796566A	公开(公告)日	2014-05-14
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	CN103796566B		
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。

