



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103781395 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 13

(21) 申请号 201280043124. 7

A61B 1/06(2006. 01)

(22) 申请日 2012. 08. 22

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

2011-193186 2011. 09. 05 JP

US 2011/0077462 A1, 2011. 03. 31,

CN 101137322 A, 2008. 03. 05,

US 2002/0168096 A1, 2002. 11. 14,

US 2010/0103250 A1, 2010. 04. 29,

JP 特开 2002-336187 A, 2002. 11. 26,

US 2008/0281154 A1, 2008. 11. 13,

(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/JP2012/071174 2012. 08. 22

审查员 万语

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/035532 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 纪晓峰

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 1/04(2006. 01)

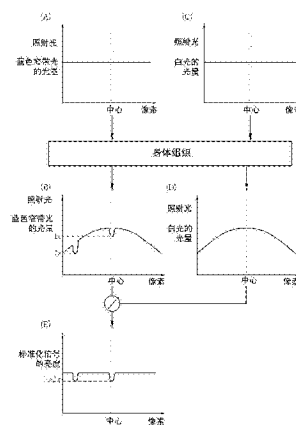
权利要求书2页 说明书14页 附图20页

(54) 发明名称

内窥镜系统、用于所述内窥镜系统的处理设备和图像生成方法

(57) 摘要

在不降低帧率的情况下正确获取血液中血红蛋白的氧饱和度水平。通过彩色 CCD 成像用白光 W 照明的受试者身体以获得信号 Bs1、Gs1 和 Rs1。用其吸收系数随血液中血红蛋白的氧饱和度水平变化而变化的蓝色窄带光 BN 照明受试者身体，并且通过彩色 CCD 成像以获得信号 Bs2、Gs2 和 Rs2。将信号 Bs2 除以信号 Gs1 以确定标准化信号 Bs2/Gs1。身体组织表面血管的氧饱和度水平根据标准化信号 Bs2/Gs1 获得。氧饱和度水平以伪彩色可可视化，以形成氧饱和度水平图像。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于包括:

照明器,所述照明器用于将光照射到受试者身体;

图像信号获取设备,所述图像信号获取设备用于成像由所述光照明的所述受试者身体的反射图像,以根据第一反射光获取第一图像信号,所述第一反射光具有第一波长范围并具有可随血液中血红蛋白的氧饱和度水平而变化的吸收系数,并根据第二反射光获取第二图像信号,所述第二反射光具有不同于所述第一波长范围的第二波长范围;

标准化信号形成设备,所述标准化信号形成设备用于利用所述第二图像信号标准化所述第一图像信号以形成标准化信号;

氧饱和度水平图像生成器,所述氧饱和度水平图像生成器用于通过根据所述标准化信号可视化存在于特定深度处的血管的所述氧饱和度水平生成氧饱和度水平图像;

显示器,所述显示器用于显示所述氧饱和度水平图像,

其中所述第一图像信号包括所述氧饱和度水平的信息和所述受试者身体的形状信息,所述第二图像信号包括所述受试者身体的形状信息,并且在所述标准化信号中,亮度值在不具有所述氧饱和度水平的所述信息的部分中变得均匀。

2. 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号获取设备通过成像用白光照明的所述受试者身体根据白光的反射光获取第三图像信号;

所述氧饱和度水平图像生成器生成第一氧饱和度水平图像,在所述第一氧饱和度水平图像中根据所述标准化信号和所述第三图像信号,具有的所述氧饱和度水平的值低于参比值的血管以伪彩色表示。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于所述氧饱和度水平图像生成器包括:

第一存储器,所述第一存储器用于预先存储所述标准化信号和所述氧饱和度水平之间的关系;

氧饱和度水平获取设备,所述氧饱和度水平获取设备用于根据来自所述第一存储器的所述关系由所述标准化信号获取所述氧饱和度水平;

第一图像生成器,所述第一图像生成器用于根据所述氧饱和度水平和所述第三图像信号生成所述第一氧饱和度水平图像。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜系统,其特征在于所述氧饱和度水平图像生成器包括:

血管增强图像生成器,所述血管增强图像生成器用于根据所述第三图像信号生成血管增强图像,在所述血管增强图像中处于所述特定深度处的所述血管被增强;

所述第一图像生成器通过利用所述血管增强图像考虑所述氧饱和度水平的信息来生成所述第一氧饱和度水平图像。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜系统,其特征在于所述血管增强图像生成器包括:

正常光图像生成器,所述正常光图像生成器用于根据所述第三图像信号生成正常光图像;

血管提取设备,所述血管提取设备用于产生血管提取图像,在所述血管提取图像中处于所述特定深度处的所述血管提取自所述正常光图像;

生成器,所述生成器用于通过将所述血管提取图像和所述正常光图像合并来生成所述血管增强图像。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其特征在于所述血管提取设备根据所述正常光

图像中蓝色和绿色信号之间的比率从所述正常光图像提取处于所述特定深度处的所述血管。

7. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于所述氧饱和度水平图像生成器包括:

第二存储器,所述第二存储器用于预先存储所述标准化信号和用于改变所述第三图像信号的信号值的增益之间的关系;

增益获取设备,所述增益获取设备用于根据来自所述第二存储器的所述关系由所述标准化信号获取所述增益;

第二图像生成器,所述第二图像生成器用于通过根据所述增益改变所述第三图像信号的所述信号值来生成所述氧饱和度水平图像。

8. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于所述氧饱和度水平图像生成器根据所述标准化信号以这样的形式生成第二氧饱和度水平图像,以致血管和不同于所述血管的部分以伪彩色表示,并且所述血管的颜色根据所述氧饱和度水平而改变。

9. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于还包括控制器,所述控制器用于控制所述照明器或所述图像信号获取设备以将所述第一和第二图像信号之间的信号比设定在预定值。

10. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于所述照明器包括:

第一半导体光源,所述第一半导体光源用于发射具有所述第一波长范围的第一光;

第二半导体光源,所述第二半导体光源用于发射具有所述第二波长范围的第二光。

11. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于所述照明器包括:

第一半导体光源,所述第一半导体光源用于发射具有所述第一波长范围的第一光;

波长分离器,所述波长分离器用于通过白光的波长分离产生具有所述第二波长范围的第二光。

12. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,假设所述特定深度是表层组织的深度,则所述第一波长范围为460-480nm,和假设所述特定深度是中层或深层组织的深度,则所述第一波长范围为640-660nm。

13. 一种用于内窥镜系统的处理设备,其特征在于包括:

接收器,所述接收器用于接收来自电子内窥镜的第一和第二图像信号,所述电子内窥镜包括图像信号获取设备,所述图像信号获取设备用于成像用光照明的受试者身体的反射图像,以根据第一反射光获取所述第一图像信号,所述第一反射光具有第一波长范围并具有可随血液中血红蛋白的氧饱和度水平而变化的吸收系数,并根据第二反射光获取所述第二图像信号,所述第二反射光具有不同于所述第一波长范围的第二波长范围;

标准化信号形成设备,所述标准化信号形成设备用于利用所述第二图像信号标准化所述第一图像信号以形成标准化信号;

氧饱和度水平图像生成器,所述氧饱和度水平图像生成器用于通过根据所述标准化信号可视化存在于特定深度处的血管的所述氧饱和度水平来生成氧饱和度水平图像,

其中所述第一图像信号包括所述氧饱和度水平的信息和所述受试者身体的形状信息,所述第二图像信号包括所述受试者身体的形状信息,并且在所述标准化信号中,亮度值在不具有所述氧饱和度水平的所述信息的部分中变得均匀。

内窥镜系统、用于所述内窥镜系统的处理设备和图像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜系统、用于所述内窥镜系统的处理设备和图像生成方法,其中身体功能信息如氧饱和度水平被可视化。

背景技术

[0002] 近年来在医学方面,包括照明器、内窥镜设备和处理设备的内窥镜系统已被广泛使用。在利用内窥镜系统的内窥镜诊断中,正常光成像利用白光或宽带光如照明光进行。此外,特殊光成像利用波长范围变窄的窄带光进行,如在专利文献1中公开的。

[0003] 在专利文献1中,来自通过成像受试者身体获得的图像信号的关于血液中血红蛋白的氧饱和度水平的信息利用血管的光吸收特征或身体组织的散射特征获得。所述信息在伪彩色图像中被可视化,以形成氧饱和度水平图像。因此,通过将氧饱和度水平图像用于诊断可以有助于发现其氧饱和度水平特征性降低的癌症。诊断性能可以更高。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本专利号2648494

[0007] 发明概述

[0008] 发明要解决的问题

[0009] 根据专利文献1,获取两个波长的图像信息,包括其中氧合血红蛋白的吸收系数大于去氧血红蛋白的吸收系数的第一波长分量,和其中去氧血红蛋白的吸收系数大于氧合血红蛋白的吸收系数的第二波长分量。氧合血红蛋白的吸收系数和去氧血红蛋白的吸收系数的大小关系在第一和第二波长分量之间不同。因此,两个波长的图像信息的值之间的像素值差随氧饱和度水平变化而显著变化。像素值差异的变化被表示为氧饱和度水平图像上的色差。可能的是根据色差了解血管的氧状态。

[0010] 此外,在专利文献1中,获取具有其中氧合血红蛋白的吸收系数等于去氧血红蛋白的吸收系数的相等吸收波长范围的分量的第三图像信息,以比较包括第一波长分量的第一图像信息和包括第二波长分量的第二图像信息的像素值。因此,在专利文献1中,为了形成一帧氧饱和度水平图像需要三帧的图像信息。可能的是,帧率较低并且在受试者身体发生移动时运动图像的可跟踪性可能降低。

[0011] 本发明的目的是提供内窥镜系统、用于所述内窥镜系统的处理设备和图像生成方法,其中帧率将不被降低并且血液中血红蛋白的氧饱和度水平可以被正确指示。

[0012] 解决问题的方式

[0013] 为了实现以上目的,内窥镜系统的特征在于包括:照明器,所述照明器用于将光照射到受试者身体;图像信号获取设备,所述图像信号获取设备用于成像用光照明的受试者身体的反射图像,以根据第一反射光获取第一图像信号,所述第一反射光具有第一波长范围并具有可随血液中血红蛋白的氧饱和度水平而变化的吸收系数,并根据第二反射光获取

第二图像信号,所述第二反射光具有不同于第一波长范围的第二波长范围;标准化信号形成设备,所述标准化信号形成设备用于利用第二图像信号标准化第一图像信号以形成标准化信号;氧饱和度水平图像生成器,所述氧饱和度水平图像生成器用于通过根据标准化信号可视化存在于特定深度处的血管的氧饱和度水平生成氧饱和度水平图像;和显示器,所述显示器用于显示氧饱和度水平图像。

[0014] 优选地,图像信号获取设备通过成像用所述白光照明的受试者身体根据白光的反射光获取第三图像信号,并且氧饱和度水平图像生成器生成第一氧饱和度水平图像,在所述第一氧饱和度水平图像中根据标准化信号和第三图像信号,具有的氧饱和度水平的值低于参比值的血管以伪彩色表示。

[0015] 优选地,氧饱和度水平图像生成器包括:第一存储器,所述第一存储器用于预先存储标准化信号和氧饱和度水平之间的关系;氧饱和度水平获取设备,所述氧饱和度水平获取设备用于根据来自第一存储器的关系自标准化信号获取氧饱和度水平;和第一图像生成器,所述第一图像生成器用于根据氧饱和度水平和第三图像信号生成第一氧饱和度水平图像。

[0016] 优选地,氧饱和度水平图像生成器包括血管增强图像生成器,所述血管增强图像生成器用于根据第三图像信号生成血管增强图像,在所述血管增强图像中处于特定深度处的血管被增强,并且第一图像生成器通过利用血管增强图像考虑氧饱和度水平的信息生成第一氧饱和度水平图像。优选地,血管增强图像生成器包括:正常光图像生成器,所述正常光图像生成器用于根据第三图像信号生成正常光图像;血管提取设备,所述血管提取设备用于产生血管提取图像,在所述血管提取图像中处于特定深度处的血管提取自正常光图像;和血管增强图像生成器,所述血管增强图像生成器用于将血管提取图像与正常光图像合并来生成血管增强图像。优选地,血管提取设备根据正常光图像中的蓝色和绿色信号之间的比率从正常光图像提取处于特定深度处的血管。

[0017] 优选地,氧饱和度水平图像生成器包括:第二存储器,所述第二存储器用于预先存储标准化信号和用于改变第三图像信号的信号值的增益之间的关系;增益获取设备,所述增益获取设备用于根据来自第二存储器的所述关系自标准化信号获取增益;和第二图像生成器,所述第二图像生成器用于通过根据增益改变第三图像信号的信号值生成氧饱和度水平图像。

[0018] 优选地,氧饱和度水平图像生成器根据标准化信号以这样的方式生成第二氧饱和度水平图像,以致血管和不同于所述血管的部分以伪彩色表示并且所述血管的颜色根据氧饱和度水平而变化。优选地,此外,存在控制器,其用于控制照明器或图像信号获取设备以将第一和第二图像信号之间的信号比设定在预定值。优选地,照明器包括用于发射具有第一波长范围的第一光的第一半导体光源,用于发射具有第二波长范围的第二光的第二半导体光源。优选地,照明器包括用于发射具有第一波长范围的第一光的第一半导体光源,和波长分离器,所述波长分离器用于通过白光的波长分离产生具有第二波长范围的第二光。

[0019] 优选地,假设特定深度是表层组织的深度,则第一波长范围为460-480 nm,并且假设特定深度是中层或深层组织的深度,则第一波长范围为640-660nm。

[0020] 本发明的特征在于提供接收器用于接收来自电子内窥镜的第一和第二图像信号,所述电子内窥镜包括:图像信号获取设备,所述图像信号获取设备用于成像用光照明的受

试者身体的反射图像,以根据第一反射光获取第一图像信号,所述第一反射光具有第一波长范围并具有可随血液中血红蛋白的氧饱和度水平而变化的吸收系数,并根据第二反射光获取第二图像信号,所述第二反射光具有不同于第一波长范围的第二波长范围;标准化信号形成设备,所述标准化信号形成设备用于利用第二图像信号标准化第一图像信号以形成标准化信号;和氧饱和度水平图像生成器,所述氧饱和度水平图像生成器用于通过根据标准化信号可视化存在于特定深度处的血管的氧饱和度水平生成氧饱和度水平图像。

[0021] 根据本发明,图像生成方法包括:将光照射到受试者身体的照明步骤;成像用光照明的受试者身体的反射图像,以根据第一反射光获取第一图像信号并根据第二反射光获取第二图像信号的图像信号获取步骤,所述第一反射光具有第一波长范围并具有可随血液中血红蛋白的氧饱和度水平而变化的吸收系数,所述第二反射光具有不同于第一波长范围的第二波长范围;利用第二图像信号标准化第一图像信号以形成标准化信号的标准化信号形成步骤;和通过根据标准化信号可视化存在于特定深度处的血管的氧饱和度水平来生成氧饱和度水平图像的氧饱和度水平图像生成步骤。

[0022] 发明效果

[0023] 根据本发明,位于其中第一波长范围的光在受试者身体中通过的深度处的血管的氧饱和度水平根据两个波长的图像信号算出,并且被可视化,所述图像信号包括根据第一反射光的第一图像信号和根据第二反射光的第二图像信号,所述第一反射光具有第一波长范围并具有可随血液中血红蛋白的氧饱和度水平而变化的吸收系数,所述第二反射光具有不同于第一波长范围的第二波长范围。因此,能够获取并可视化氧饱和度水平而不降低帧率,因为与专利文献1的构造相比减少一个波长。通过利用第二图像信号标准化第一图像信号可以正确地确定氧饱和度水平。

[0024] 附图简述

[0025] 图1是外视图,其显示内窥镜系统;

[0026] 图2是示意图,其显示第一实施方案的内窥镜系统;

[0027] 图3A是这样的图,其显示利用激发光的激发发射的白光W的发射光谱;

[0028] 图3B是这样的图,其显示蓝色窄带光BN和红色窄带光RN发射光谱;

[0029] 图4是这样的图,其显示血红蛋白的吸收系数;

[0030] 图5是这样的图,其显示R、G和B滤色器的光谱透射率;

[0031] 图6A是示例性视图,其显示在第一实施方案中在正常成像模式中CCD的成像控制;

[0032] 图6B是示例性视图,其显示在第一实施方案中在表层成像模式中CCD的成像控制;

[0033] 图6C是示例性视图,其显示在第一实施方案中在中层和深层成像模式中CCD的成像控制;

[0034] 图7是框图,其显示特殊光图像生成器;

[0035] 图8是这样的图,其显示亮度比B/G和血管深度之间的关系;

[0036] 图9是这样的图,其显示B/G图像的一部分的亮度分布;

[0037] 图10是这样的图,其显示表层血管提取图像的一部分的亮度分布;

[0038] 图11是这样的图,其显示中层和深层血管提取图像的一部分的亮度分布;

[0039] 图12是这样的视图,其显示形成标准化信号的方法;

[0040] 图13是这样的视图,其显示氧饱和度表;

- [0041] 图14A是这样的图,其显示增益表,其中氧饱和度水平与增益相关联;
- [0042] 图14B是这样的图,其显示增益表,其中标准化信号与增益相关联;
- [0043] 图15是这样的图像视图,其显示氧饱和度水平图像,其中在表层血管增强图像中考虑氧饱和度水平的信息;
- [0044] 图16是这样的图像视图,其显示氧饱和度水平图像,其中在中层和深层血管增强图像中考虑氧饱和度水平的信息;
- [0045] 图17是流程图,其显示表层成像模式的步骤;
- [0046] 图18是示意图,其显示第二实施方案的内窥镜系统;
- [0047] 图19是平面图,其显示第二实施方案的旋转滤光器;
- [0048] 图20A是示例性视图,其显示在第二实施方案中在正常成像模式中CCD的成像控制;
- [0049] 图20B是示例性视图,其显示在第二实施方案中在表层成像模式中CCD的成像控制;
- [0050] 图20C是示例性视图,其显示在第二实施方案中在中层和深层成像模式中CCD的成像控制;
- [0051] 图21是示意图,其显示第三实施方案的内窥镜系统;
- [0052] 图22是平面图,其显示R、G和B旋转滤光器;
- [0053] 图23是这样的图,其显示B、G和R滤光器的光谱透射率和宽带光BB、蓝色窄带光BN和红色窄带光RN的发射强度;
- [0054] 图24是平面图,其显示快门板;
- [0055] 图25A是示例性视图,其显示第三实施方案中在正常成像模式中CCD的成像控制;
- [0056] 图25B是示例性视图,其显示在第三实施方案中在表层成像模式中CCD的成像控制;
- [0057] 图25C是示例性视图,其显示在第三实施方案中在中层和深层成像模式中CCD的成像控制;
- [0058] 实施发明的方式
- [0059] 如在图1中所示,第一实施方案的内窥镜系统10包括电子内窥镜11,处理设备12,照明器13和监视器14。电子内窥镜11成像受试者身体的内部。处理设备12根据来自电子内窥镜的信号生成图像,并且进行多种功能的图像处理。照明器13发射光用于照亮受试者身体。监视器14显示内窥镜图像。
- [0060] 在内窥镜系统10中存在正常成像模式,表层成像模式以及中层和深层成像模式,内窥镜系统10在正常成像模式中,在成像由白光照明的受试者身体后在监视器14上显示正常光图像,并且在表层成像模式中,在可视化表层血管的氧饱和度水平后将氧饱和度水平图像显示在监视器14上,并且在中层和深层成像模式中,在可视化中层和深层血管的氧饱和度水平后将氧饱和度水平图像显示在监视器14上。这些模式通过模式转换SW15来切换。
- [0061] 电子内窥镜11包括柔性细长管16,柄部17和通用线缆18,细长管16进入体腔中,柄部17被布置在细长管16的近端部,通用线缆18将柄部17连接至处理设备12和照明器13。转向设备19由细长管16的远端形成并且具有多个彼此相连的连接元件。在操作中通过操纵柄部上的角度调节轮21来使转向设备19向上、向下、向右和向左。尖端设备16a被设置在转向

设备19的远端处,并且包含光学系统等用于体腔内的内部成像。通过对转向设备19的转向操作将尖端设备16a导向体腔内的所需方向。

[0062] 连接器24与通用线缆18耦联。连接器24是组合式连接器,包括通信连接器和光源连接器。电子内窥镜11以可拆卸的方式通过连接器24连接至处理设备12和照明器13。

[0063] 如在图2中所示,提供白光源单元30,蓝色窄带光源31,红色窄带光源32,光源切换设备33,监测单元34和光量控制器35,白光源单元30发射白光W,蓝色窄带光源31发射蓝色窄带光BN,红色窄带光源32发射红色窄带光RN,光源切换设备33切换所述光源30、31和32的开和关,监测单元34监测白光W、蓝色窄带光BN和红色窄带光RN的光量,光量控制器35通过控制白光源单元30、蓝色窄带光源31和红色窄带光源32的驱动来控制光量。

[0064] 白光源单元30包括用于发射激发光的激发光源30a,和用于响应于激发光发光的荧光体30b。激发光源30a由半导体光源如激光二极管等构成。荧光体30b由多种荧光物质(例如,荧光物质如YAG荧光物质和BAM荧光物质($\text{BaNgAl}_{10}\text{O}_{17}$))构成,通过部分吸收激发光激发发射绿色至红色。来自荧光体30b的发射绿色至红色的激发光(荧光)与通过荧光体30b而不吸收的激发光合并,产生白光W。产生的白光W通过聚光透镜37并且进入白光光纤38。

[0065] 蓝色窄带光源31由半导体光源如激光二极管构成,并且发射蓝色窄带光BN,其中蓝色波长带限于特定的波长带。蓝色窄带光BN进入蓝色窄带光光纤40。红色窄带光源32以与蓝色窄带光源31类似的方式由半导体光源如激光二极管构成,并且发射红色窄带光RN,其中红色波长带限于特定的波长带。红色窄带光RN进入红色窄带光光纤41。

[0066] 光量控制器35与激发光源30a、蓝色窄带光源31和红色窄带光源32相连,并且在不变的范围内调节激发光、蓝色窄带光BN和红色窄带光RN的光量。当通过光量控制器35调节激发光时,白光W的光量得以调节。

[0067] 耦合器42在光学上将电子内窥镜中的光导43与白光光纤38、蓝色窄带光光纤40和红色窄带光光纤41相耦联。这使得可能将白光W、蓝色窄带光BN和红色窄带光RN传播光导43中。

[0068] 光源切换设备33连接于处理设备中的控制器59,并且根据来自控制器59的命令转换激发光源30a、蓝色窄带光源31和红色窄带光源32至开启状态(接通)或关闭状态(断开)。当在第一实施方案中设定正常成像模式时,激发光源30a总是开启,并且蓝色窄带光源31和红色窄带光源32总是关闭。因此,仅白光W被照射到受试者身体。

[0069] 此外,当设定表层成像模式时,激发光源30a和蓝色窄带光源31交替开启,从而交替地将白光W和蓝色窄带光BN照射到成像区域。当设定中层和深层成像模式时,激发光源30a和红色窄带光源32交替开启,从而交替地将白光W和红色窄带光RN照射到成像区域。

[0070] 监测单元34根据来自连接于白光光纤38、蓝色窄带光光纤40和红色窄带光光纤41的光量检测器38a、40a和41a的检测信号监测白光W、蓝色窄带光BN和红色窄带光RN的光量。监测单元34监测被监测的白光W、蓝色窄带光BN和红色窄带光RN的光量与预定的标准状态的光量的差异程度。检测到的光量的差异量被传输到光量控制器35。

[0071] 光量控制器35根据由监测单元34检测到的标准状态中光量之间的差异量来控制激发光源30a、蓝色窄带光源31和红色窄带光源32的驱动。该控制将白光W、蓝色窄带光BN和红色窄带光RN的光量调节到标准状态的光量。

[0072] 电子内窥镜11包括光导43,CCD44,模拟处理电路45(AFE:模拟前端)和成像控制器

46。光导43是大直径的光纤,纤维束等。光导43的进口端进入照明器内的耦合器36中。光导43的出口端指向布置在尖端设备16a中的照明透镜48。由光导43传导的光通过照明透镜48和照明窗49照射到受试者身体的内部,照明窗49被布置在尖端设备16a的端表面处。在受试者身体内部反射的反射光通过布置在尖端设备16a的端表面处的观察窗50,并且进入聚光透镜51。CCD44是彩色CCD,其中具有B色滤色器的B像素,具有G色滤色器的G像素,以及具有R色的滤色器的R像素被布置在成像表面44a上。

[0073] AFE45由相关双取样电路(CDS),自动增益控制电路(AGC),和模拟/数字转换器(A/D)(都没有显示)构成。CDS在相关双取样中处理来自CCD44的图像信号并且消除由CCD44的驱动产生的噪声。在消除CDS中的噪声后,AGC放大图像信号。A/D将由AGC放大的图像信号转换为预定位数的数字图像信号,并将其输入处理设备12中。

[0074] 成像控制器46连接于处理设备12中的控制器59,并且响应于来自控制器59的命令发送驱动信号至CCD44。CCD44根据来自成像控制器46的驱动信号以预定帧率输出图像信号至AFE45。

[0075] 处理设备12包括正常光图像生成器55,帧存储器56,特殊光图像生成器57和显示控制电路58,正常光图像生成器55生成正常光图像,特殊光图像生成器57通过可视化表层血管或中层和深层血管的氧饱和度水平生成氧饱和度水平图像,控制器59控制多种元件。

[0076] 如在图3A中所示,白光W是结合了中心波长为445nm并且波长范围为440-460nm的激发光,以及波长范围为蓝绿色至红色(例如,460-700nm宽的)的荧光的混合色光。白光W处于从蓝色至红色的宽波长范围中。因此,白光W用于生成正常光图像,在所述正常光图像中形成受试者身体的可见光图像。

[0077] 如在图3B中所示,蓝色窄带光BN具有473nm的中心波长并且被限制在460-480nm的波长范围中。蓝色窄带光BN是具有穿透到表层血管的深度的波长范围的光,并且处于这样的波长范围,其中氧合血红蛋白HbO₂和去氧血红蛋白Hb之间的吸收系数不同,如在图4中所示。因此,蓝色窄带光BN用于测量表层血管的氧饱和度水平。注意,波长范围为470-700nm的光具有这样的性质:在粘膜组织中的散射系数小,并且对波长的依赖性小。因此,将该波长范围的光用于照明可以降低血管深度的影响并且可以获得指示血量信息和氧饱和度水平的血液信息。

[0078] 如在图3B中所示,红色窄带光RN具有650nm的中心波长并且被限制在640-660nm的波长范围中。红色窄带光RN是具有穿透到中层和深层血管的深度的波长范围的光,并且处于这样的波长范围,其中氧合血红蛋白HbO₂和去氧血红蛋白Hb之间的吸收系数不同,如在图4中所示。因此,红色窄带光RN用于测量中层和深层血管的氧饱和度水平。

[0079] 如在图5中所示,CCD44的B像素处的B色滤色器具有由曲线52指示的光谱透射率,并且传输白光W和蓝色窄带光BN。G像素处的G色滤色器具有由曲线53指示的光谱透射率,并且传输白光W和蓝色窄带光BN。R像素处的R色滤色器具有由曲线54指示的光谱透射率,并且传输白光W和红色窄带光RN。

[0080] 成像控制器46对模式间不同的成像进行控制。当设定正常成像模式时,在一帧的帧周期内进行通过白光W的图像光的光电变换存储信号电荷的步骤和读出存储的信号电荷的步骤,如在图6A中所示。当设定正常成像模式时,重复地进行对一帧的成像控制。注意,在正常成像模式中,在各个信号电荷的读出步骤获得由CCD44的B像素输出的蓝色信号Bc,由G

像素输出的绿色信号Gc,和由R像素输出的红色信号Rc。

[0081] 当设定表层成像模式时,在一帧的帧周期内进行通过白光W的图像光的光电变换存储信号电荷的步骤和读出存储的信号电荷的步骤,如在图6B中所示。此后,在一帧的帧周期内进行通过蓝色窄带光BN的图像光的光电变换存储信号电荷的步骤和读出存储的信号电荷的步骤。当设定表层成像模式时,重复地进行对两帧的成像控制。

[0082] 在表层成像模式中,输出自CCD44中的B像素的蓝色信号Bs1,输出自G像素的绿色信号Gs1,和输出自R像素的红色信号Rs1最初在第一帧获得。然后,输出自B像素的蓝色信号Bs2,输出自G像素的绿色信号Gs2,和输出自R像素的红色信号Rs2接着在第二帧获得。因为通过对蓝色窄带光BN的图像光进行成像获得,第二帧的信号Bs2包括关于表层血管的氧饱和度水平的信息。第一帧的信号Gs1用于标准化第二帧的信号Bs2作为参比信号。

[0083] 当设定中层和深层成像模式时,在一帧的帧周期内进行通过白光W的图像光的光电变换存储信号电荷的步骤和读出存储的信号电荷的步骤,如在图6C中所示。此后,在一帧的帧周期内进行通过红色窄带光RN的图像光的光电变换存储信号电荷的步骤和读出存储的信号电荷的步骤。当设定中层和深层成像模式时,重复地进行对两帧的成像控制。

[0084] 在中层和深层成像模式中,输出自CCD44中的B像素的蓝色信号Bd1,输出自G像素的绿色信号Gd1,和输出自R像素的红色信号Rd1最初在第一帧获得。然后,输出自B像素的蓝色信号Bd2,输出自G像素的绿色信号Gd2,和输出自R像素的红色信号Rd2接着在第二帧获得。因为通过对红色窄带光RN的图像光进行成像获得,第二帧的信号Rd2包括关于中层和深层血管的氧饱和度水平的信息。第一帧的信号Gd2包括在利用CCD44上的G像素的滤色器进行对白光的波长分离后的参比光的信息。信号Gs2用于标准化第二帧的信号Rd2作为参比信号。

[0085] 如在图7中所示,特殊光图像生成器57通过使用B/G图像生成器61、血管提取设备62和血管增强图像生成器63生成血管增强图像,在所述血管增强图像中表层血管或中层和深层血管在正常光图像中被增强。此外,特殊光图像生成器57通过使用标准化信号形成设备65、氧饱和度表66、氧饱和度获取设备67、增益获取设备68和氧饱和度水平图像生成器69生成氧饱和度图像,在氧饱和度图像中在血管增强图像中考虑氧饱和度水平的信息。

[0086] B/G图像生成器61根据包含在通过对白光的图像光进行成像获得的信号中的蓝色和绿色信号B和G生成B/G图像。在用蓝色信号B的信号值除以绿色信号G的信号值后,B/G图像的像素包含亮度比B/G的信息。在表层成像模式的情况中,根据Bs1和Gs1生成B/G图像。在中层和深层成像模式的情况中,根据Bd1和Gd1生成B/G图像。

[0087] B/G图像中相应像素的亮度比B/G与血管深度相关。如在图8中所示,亮度比B/G随血管深度的增加而增加。因此,满足“表层血管的亮度<粘膜的亮度<中层和深层血管的亮度”的大小关系。注意,B/G图像的亮度可具有这样的分布,其中在中心部分水平最高并且根据从中心向周边靠近水平较低,这是由于诸如不均匀照明的因素引起,如在图9的B/G图像中所示。因此,上述关系(表层血管的亮度<粘膜的亮度<中层和深层血管的亮度)在局部得到满足但是在宏观上不满足。

[0088] 血管提取设备62根据B/G图像提取处于特定深度的血管。通过进行频率滤波来进行血管提取。当设定表层成像模式时,高频分量作为在表层血管中明显的频带分量自B/G图像被提取。如在图10中所示,获得表层血管提取图像,其中表层血管的亮度为负而粘膜组织

的亮度为“0”。在表层血管提取图像中,仅表层血管被清晰地提取。

[0089] 另一方面,当设定中层和深层成像模式时,中频分量作为中层和深层血管中的显著频率分量自B/G图像被提取。因此,获得中层和深层血管提取图像,如在图11中所示,其中中层和深层血管的亮度为正而粘膜组织的亮度基本上为“0”。在中层和深层血管提取图像中,仅中层和深层血管被清晰地提取。

[0090] 当如上所述地进行频率滤波时,粘膜的分量变得亮度小至“0”。仅部分血管可以被提取。此外,上述大小关系(表层血管的亮度<粘膜的亮度<中层和深层血管的亮度)可以在宏观上满足。

[0091] 血管增强图像生成器63由表层血管提取图像和正常光图像产生表层血管增强的表层血管增强图像,并且由中层和深层血管提取图像和正常光图像产生中层和深层血管增强图像。当设定表层成像模式时,进行表层血管提取图像和正常光图像之间的合成以产生表层血管增强图像。当设定中层和深层成像模式时,进行中层和深层血管提取图像与正常光图像之间的合成以产生中层和深层血管增强图像。注意,优选的是将像素值转换为“正”的绝对值,因为表层血管提取图像中血管部分的像素值是“负”的。

[0092] 标准化信号形成设备65通过用氧饱和度水平信号除以参比信号产生标准化信号,氧饱和度水平信号包含关于氧饱和度水平的信息。在设定为表层成像模式的情况下,标准化信号形成设备65将作为氧饱和度水平信号的Bs2除以作为参比信号的Gs1从而获得表层血管的标准化信号Bs2/Gs1。另一方面,在设定为中层和深层成像模式的情况下,将作为氧饱和度水平信号的Bd2除以作为参比信号的Gd1从而获得中层和深层血管的标准化信号Bd2/Gd1。

[0093] 在标准化信号形成设备65中进行标准化的理由在下文中以表层成像模式为例来进行描述。例如,在具有完全均匀分布的光量的蓝色窄带光BN被照射到如在图12(A)中所示的具有不平坦形状的身体组织的情况下,该反射光的光量分布是不均匀分布,如在图12(B)中所示。甚至在具有基本上相等的光吸收特征的部分存在于身体组织的中心和周边区域的情况下,中心区域中的部分的亮度值Lc和周边区域中的部分的亮度值Lr之间也存在差异。简言之,可能的是,通过成像蓝色窄带光BN的反射图像获得的信号Bs2以低的可靠性包含氧饱和度水平的信息,其中尽管氧状况相等但亮度值不同。

[0094] 因此,如在图12(C)中所示,与蓝色窄带光BN分开地照射具有均匀光量分布的白光。然后,如在图12(D)中所示,通过成像产生由于身体组织的不平坦形状所致的非均匀光量分布的白光的反射图像。通过该成像获得的信号Gs1包括身体组织的不平坦形状信息。如在图12(E)中所示,通过将信号Bs2除以信号Gs1来标准化信号Bs2。

[0095] 因此,可以从信号Bs2删除不平坦形状信息,因为亮度值在不具有氧饱和度水平的信息的部分中变得均匀。此外,光吸收特征相等的部分以相等的亮度值表示(中心区域的亮度值Lc=周边区域的亮度值Lr)。因此,标准化信号Bs2/Gs1可以包含具有高度可靠性的氧饱和度水平的信息。

[0096] 对于用作参比光的光来说优选的是具有不同于用于氧饱和度水平的光(如蓝色窄带光BN)的波长。例如,所述光可以是这样的窄带光,其具有非绿色的颜色并且具有不同于蓝色窄带光BN的波长,并且也可以是宽带光如白光。此外,用于标准化的信号是Gs1,但是代替地也可以是Bs1或Rs1。此外,用于标准化的信号可以是在第二帧获取的Gs2或Rs2(以与

Bs2相同的方式)。

[0097] 氧饱和度表66存储如根据既往诊断、经验等获得的标准化信号和氧饱和度水平之间的关系。如在具有氧饱和度表66的图13中所示,假设标准化信号的信号值在例如a1-a2的范围,则对应于该范围的氧饱和度水平是S1(%)。氧饱和度获取设备67根据氧饱和度表66获取对应于由标准化信号形成设备65形成的标准化信号的氧饱和度水平。

[0098] 注意,信号Bs2的信号值随氧饱和度水平的变化而变化。可能的是,甚至在不利用参比信号如信号Gs1进行标准化的情况下,通过血管亮度的变化观察氧饱和度水平到达特定程度。然而,在在用于成像氧饱和度水平 的AE操作(其中血管的亮度改变)中体腔中的整体亮度变化后,血管的亮度可能变化。因此,根据本发明,获取氧饱和度水平作为客观的数字信息,而不接收氧饱和度水平以作为血管的亮度。为此,使用将信号比Bs2/Gs1与氧饱和度水平相关联的关系。

[0099] 以下描述将信号比Bs2/Gs1与氧饱和度水平相关联而不使用信号Bs1的原因。信号Bs2的信号值不仅随氧饱和度水平的变化而改变而且还随成像距离的变化而改变。例如,在低氧状态下信号Bs2的信号值相对高。然而,在将电子内窥镜的尖端设备16a远离身体组织放置的远距离状态下,信号Bs2的信号值下降。在此情况中,信号Bs2的信号值并不正确地表示氧饱和度水平。

[0100] 因此,除了信号Bs2以外,还获得信号Gs1以作为用于参照体腔中的亮度随成像距离改变而改变的信号。在体腔内部变暗的情况中,信号Bs2和Gs1的信号值都变小。然而,在体腔内部变亮的情况中,它们的信号值都增大。因此,在用信号Bs2除以信号Gs1后,标准化信号Bs2/Gs1的信号值甚至在体腔内的亮度变化的情况下也不改变。简言之,标准化信号Bs2/Gs1的信号值正确地表示氧饱和度水平,并且可以与氧饱和度水平关联。

[0101] 此外,在第一实施方案中,在照明器13中,用于确定氧饱和度水平的白光W、蓝色窄带光BN和红色窄带光RN被调至标准状态的光量。通过在彩色CCD44中对光分量的图像光进行成像获得的信号Bs2、Gs1、Rd2和Gd1被调至标准状态(假设不存在病变或其他异常部分)的信号值。因此,特定深度的血管的氧饱和度水平可以以良好精度测定,这是由于调节至标准状态的信号值以及根据所述信号值生成标准化信号Bs2/Gs1和Rd2/Gd1。

[0102] 增益获取设备68根据由氧饱和度获取设备67获得的氧饱和度水平确定用于调节血管增强图像的像素值的增益。增益表68a设置在增益获取设备68中,其中存储氧饱和度水平和增益之间的关系。增益的实例包括用于调节血管增强图像的红色信号R的像素值的增益gr,用于调节绿色信号G的像素值的增益gg,和用于调节蓝色信号B的像素值的增益gb。增益获取设备68根据由氧饱和度获取设备67获得的氧饱和度水平,通过使用 增益表68a,确定增益gb、gg和gr。

[0103] 注意,在增益表68a中,增益gb、gg和gr都被设为1,同时氧饱和度水平为100-60%,如在图14A中所示。另一方面,在氧饱和度水平变得低于60%的情况中,增益gr被设为随氧饱和度和水平的下降而逐渐减小,并且增益gg和gb被设定为随氧饱和度水平的下降而逐渐增加。

[0104] 氧饱和度水平图像生成器69将来自增益获取设备68的增益gb、gg和gr乘以血管增强图像的信号B、G和R的像素值,从而生成具有信号B'、G'和R' ($(B', G', R') = (gb \times B, gg \times G, gr \times R)$)的氧饱和度水平图像。注意,在本实施方案中,通过根据氧饱和度水平调节血管

增强图像的像素值来调节氧饱和度水平。然而,可能的是根据氧饱和度水平调节血管增强图像的颜色特征,如色调、亮度或色度。对于此结构,使用色调矩阵、亮度矩阵或色度矩阵来代替上述增益表68a,以用于将血管增强图像的像素值与转换为色调、亮度或色度的转换值相关联。此外,可以根据与氧饱和度水平相关联的色度信号和表示体腔中的平均亮度的信号的分配的亮度信号(例如,Gs1)产生氧饱和度水平图像,而不是通过利用血管增强图像考虑氧饱和度水平来产生氧饱和度水平图像(例如,在高氧状态时,色度信号Cr可以被设为大于色度信号Cb,而在低氧状态时,色度信号Cb可以被设为大于色度信号Cr)。

[0105] 虽然氧饱和度水平与增益表68a中的增益相关联,代替地,可能的是将标准化信号Bs2/Gs1与增益相关联,如图14B中所示。假设标准化信号Bs2/Gs1的信号值小,则在图14B中氧饱和度水平高。增益gb、gg和gr被设为“1”。根据信号值的高度,氧饱和度水平变得更低。与此相符地,增益gb和gg被设为大于“1”而gr相反地被设为低于“1”。

[0106] 显示控制电路58将氧饱和度水平图像显示在监视器14上。当设定表层成像模式时,图15中所示的氧饱和度水平图像70被显示在监视器14上。在氧饱和度水平图像70中被增强的多个表层血管71a、71b和71c中,由于氧饱和度水平低于60%的低氧状态,表层血管71b被局部地以伪彩色表示。另一方面,由于氧饱和度水平高于60%,剩余的表层血管71a和71c以通常适于血管的颜色表示。

[0107] 这是因为像素值随增益gb、gg和gr不同于“1”的表层血管71b变化,并且因为像素值不随增益gb、gg和gr为“1”的表层血管71a和71c变化。氧饱和度水平图像是基于表层血管增强图像,表层血管增强图像进一步基于正常光图像。因此,除了处于低氧状态中以伪彩色表示的表层血管71b以外,表层血管71a和71c、中层和深层血管72、粘膜等处于通常适合于身体组织的色平衡中。因此,诊断能力可以完全更高,因为感兴趣对象如血管可靠地表现为以伪彩色等表示信息,并且剩余部分表现为正常视图图像。

[0108] 当设定中层和深层成像模式时,如图16中所示的氧饱和度水平图像75被显示在监视器14上。因为氧饱和度水平低于60%的低氧状态,在氧饱和度水平图像75中被增强的中层和深层血管72以伪彩色显示。另一方面,剩余的血管和粘膜为适用于正常身体组织的颜色。

[0109] 可能的是,如上所述,在诊断时,通过综合使用用于表层的氧饱和度水平图像70和用于中层和深层组织的氧饱和度水平图像75可视化包括身体组织中的表层以及中层和深层组织在内的所有区域中的氧饱和度水平。此外,表层的氧饱和度水平图像70根据两个波长的信号Bs2和Gs1产生。中层和深层组织的氧饱和度水平图像75根据两个波长的信号Rd2和Gd1产生。不需要如常规使用那样使用三个波长的信号用于可视化氧饱和度水平。此外,在两帧中获得两个波长的信号。因此,与在三帧中获得三个波长的信号的常规技术相比,可以使帧率保持不下降。

[0110] 接下来,通过使用图17中所示的流程图来描述表层成像模式中的顺序流。(在描述中省略了中层和深层成像模式中的顺序流,因为其基本上与表层成像模式一样。)注意,在正常成像模式中,镜16进入受试者身体(例如,胃肠道)中。通过操纵角度调节轮21,镜尖端设备16a被设置在所需的成像区域,从而进行正常成像。在正常成像中,用白光W照明的成像区域的颜色正常光图像被显示在监视器14上。

[0111] 在正常成像模式中发现成像区域为病变的情况中,模式转换SW15转换至表层成像模式。因此,白光W和蓝色窄带光BN被交替照射到受试者身体。用白光W照明的受试者身体由

彩色CCD44成像,彩色CCD44输出蓝色信号Bs1,绿色信号Gs1和红色信号Rs1。此外,用蓝色窄带光BN照明的受试者身体由CCD44成像,CCD44输出蓝色信号Bs2、绿色信号Gs2和红色信号Rs2。

[0112] 接下来,根据蓝色信号Bs2、绿色信号Gs2和红色信号Rs2生成正常光图像。此外,根据蓝色信号Bs2和绿色信号Gs2之间的亮度比B/G生成B/G图像。在生成B/G图像后从B/G图像提取表层血管。因此,获得表层血管提取图像。当从B/G图像提取血管时,通过合成具有表层血管的、其中亮度值被转换为绝对值的正常光图像来生成表层血管增强图像。

[0113] 然后,用蓝色信号Bs2除以绿色信号Gs1从而产生标准化信号Bs2/Gs1。对应于标准化信号Bs2/Gs1的氧饱和度水平获得自氧饱和度表66。然后,对应于获得的氧饱和度水平的增益gb、gg和gr获得自增益表68a。将获得的增益gb、gg和gr乘以表层血管增强图像的颜色信号的像素值,从而生成用于表层的氧饱和度水平图像70。生成的表层的氧饱和度水平图像70由监视器14显示。

[0114] 在本发明的第二实施方案中,通过旋转滤光器的方法进行照明。在第二实施方案的内窥镜系统100中,如在图18中所示,使用照明器105,其包括宽带光源101,旋转滤光器102和电动机103。宽带光源101发射波长范围为400-700nm的宽带光BB。旋转滤光器102通过对来自宽带光源101的宽带光BB进行波长分离相继使具有不同波长的多种类型的光通过。电动机103以恒定速度旋转旋转滤光器102。注意,对CCD44的成像控制不同于第一实施方案,因为是根据旋转滤光器方法对受试者身体进行成像。然而,其他的元件与第一实施方案相同。省略了对它们的描述。

[0115] 如在图19中所示,旋转滤光器102包括圆周布置的开口部102a,BPF(带通滤波器)102b和BPF(带通滤波器)102c,开口部102a最初使宽带光BB通过,BPF102b使宽带光BB中的中心波长为473nm(波长范围为460-480nm)的蓝色窄带光BN通过,BPF102c使宽带光BB中的中心波长为650nm的红色窄带光RN通过。因此,通过旋转旋转滤光器102,宽带光BB、蓝色窄带光BN和红色窄带光RN相继照射到受试者身体。

[0116] 来自受试者身体的反射光的图像光相继由彩色CCD44成像。如在图20A中所示,当在CCD44的成像控制中设定正常成像模式时,电荷存储步骤和信号读出步骤仅在照射宽带光BB的情况中进行。在照射蓝色窄带光BN和红色窄带光RN的情况中,则不进行电荷存储步骤和信号读出步骤。在该操作中,在信号读出步骤中读出的蓝色、绿色和红色信号分别对应于第一实施方案中的Bc、Gc和Rc。

[0117] 当设定表层成像模式时,电荷存储步骤和信号读出步骤仅在照射宽带光BB和蓝色窄带光BN的情况中进行,如在图20B所示,并且不在照射红色窄带光RN的情况中进行。在该操作中,在照射宽带光BB时在信号读出步骤中读取的蓝色、绿色和蓝色信号分别对应于第一实施方案中的Bs1、Gs1和Rs1。在照射蓝色窄带光BN时在信号读出步骤中读取的蓝色、绿色和蓝色信号分别对应于第一实施方案中的Bs2、Gs2和Rs2。

[0118] 当设定中层和深层成像模式时,电荷存储步骤和信号读出步骤仅在照射宽带光BB和红色窄带光RN的情况中进行,并且不在照射蓝色窄带光BN的情况中进行,如图20C中所示。在该操作中,在照射宽带光BB时在信号读出步骤中读出的蓝色、绿色和红色信号分别对应于第一实施方案中的Bd1、Gd1和Rd1。在照射红色窄带光RN时在信号读出步骤中读取的蓝色、绿色和红色信号分别对应于第一实施方案的Bd2、Gd2和Rd2。

[0119] 在本发明的第三实施方案中,用于测定氧饱和度水平的两个波长的光类型中的第一个是来自于半导体光源的光,这与第一实施方案类似。所用的光类型中的第二个是通过波长分离从白光光源如氙灯的宽带光BB分离的光。

[0120] 如在图21中所示,第三实施方案的内窥镜系统200中的照明器213在结构上不同于第一实施方案的照明器13。电子内窥镜11中的CCD的结构和成像控制器46的操作不同于第一实施方案中的那些。然而,其他元件与第一实施方案相同。以下将仅描述不同于第一实施方案的元件。

[0121] 照明器213包括白光光源230,旋转滤光器234,半导体光源单元236,光耦合设备238和快门板240,白光光源230发射宽带光BB(400-700nm),旋转滤光器234通过色分离将白光光源230的宽带光BB分成三色光B、G和R,并且将三色光相继供应至光导43,半导体光源单元236发射蓝色窄带光BN和红色窄带光RN,光耦合设备238将蓝色窄带光BN和红色窄带光RN的光路L2与旋转滤光器234和光导43之间的宽带光BB的光路L1合并,快门板240在预定时间点关闭在白光光源230和旋转滤光器234之间的宽带光BB的光路。

[0122] 照明器213包括监测单元250和光量控制器260。监测单元250监测宽带光BB、蓝色窄带光BN和红色窄带光RN的光量以稳定用于获取氧饱和度水平的那些光分量的光量。光量控制器260根据监测单元250的光量监测的结果控制光量。

[0123] 白光光源230包括用于发射宽带光BB的光源主单元230a,和用于调节宽带光BB的光量的孔径光阑设备230b。光源主单元230a由氙灯、卤素灯、金属卤化物灯等构成。孔径光阑设备230b的开放度由光量控制器260调节。

[0124] 如在图22中所示,旋转滤光器234被可旋转地布置以致B滤光器区域234a、G滤光器区域234b和R滤光器区域234c选择性地进入宽带光BB的光路L1中。旋转滤光器234为碟形,其中B滤光器区域234a、G滤光器区域234b和R滤光器区域234c被布置在具有120度圆心角(通过将旋转滤光器234的圆周划分成三部分)的扇形区域中。

[0125] 如在图23中所示,B滤光器区域234a使来自宽带光BB的蓝色范围的B光通过。G滤光器区域234b使来自宽带光BB的绿色范围的G光通过。R滤光器区域234c使来自宽带光BB的红色范围的R光通过。因此,通过其旋转,光的B、G和R分量从旋转滤光器234相继发出。

[0126] 半导体光源单元236包括第一和第二激光光源236a和236b,光纤236c和236d,耦合器236e和光源控制器236f。如在图23中所示,第一激光光源236a发射中心波长为473nm的蓝色窄带光BN。第二激光光源236b发射中心波长为650nm的红色窄带光RN。依照光源控制器236f的控制,第一和第二激光光源236a和236b被打开和关闭。在正常成像模式中,第一和第二激光光源236a和236b都关闭。在表层成像模式中,仅第一激光光源236a打开。在中层和深层成像模式中,仅第二激光光源236b打开。

[0127] 光纤236c和236d分别自第一和第二激光光源236a和236b引导窄带光,并使其进入耦合器236e。耦合器236e设置来自光纤236c和236d的蓝色和红色窄带光BN和RN在其光轴处彼此共轴。从耦合器236e发出的蓝色和红色窄带光BN和RN在通过准直透镜(未显示)后被导向半导体光源单元236。

[0128] 光耦合设备238是分色镜,允许通过光路L1传播的来自旋转滤光器234的光通过,但是反射通过光路L2传播的来自半导体光源单元236的蓝色窄带光BN和红色窄带光RN。由光耦合设备238耦合的分量的光进入聚光透镜242并且入射到光导43上。

[0129] 如在图24中所示,快门板240包括遮光部240a和开口部240b,遮光部240a具有240度的圆心角并且遮挡宽带光BB,开口部240b具有剩余的120度的圆心角并且使宽带光BB通过。保持快门板240可旋转,并且选择性地使得遮光部240a和开口部240b交替进入宽带光BB的光路。

[0130] 快门板240的旋转运动在正常成像模式和表层成像模式或中层和深层成像模式之间是不同的。在正常成像模式中,快门板240通过使遮光部240a远离宽带光BB的光路L1放置来停止并且进入光路L1中的开口部240b。因此,宽带光BB总是进入旋转滤光器234。这允许根据进入宽带光BB的光路L1中的B、G和R滤光器区域234a、234b和234c的类型相继生成包括B、G和R光在内的三色光。

[0131] 另一方面,在表层成像模式或中层和深层成像模式中,快门板240以与旋转滤光器234相同的速度旋转从而旋转地将开口部240b设定为与G滤光器区域234b同相。因此,在开口部240b进入宽带光BB的光路L1中而遮光部240a远离光路L1时,宽带光BB通过G滤光器区域234b从而发射G色光。与此形成对比,在遮光部240a进入宽带光BB的光路L1并且开口部240b远离光路L1时,宽带光BB被遮挡。在宽带光BB被遮挡时,第一或第二激光光源236a或236b相继开启,从而给电子内窥镜11供应蓝色或红色窄带光BN或RN。

[0132] 监测单元250根据来自与光源主单元230a相连的光量检测器230c和与光纤236c和236d相连的光量检测器236g和236h的检测信号监测宽带光BB、蓝色窄带光BN和红色窄带光RN的光量。在监测期间,监测单元250监测宽带光BB、蓝色窄带光BN和红色窄带光RN与预定的标准状态的光量的差异程度。监测中的光量的差异量被发送至光量控制器260。在使用内窥镜前预先确定标准状态中的光量。

[0133] 光量控制器260根据如由监测单元250检测到的与标准状态的光量差异控制孔径光阑设备230b的开放度以及第一和第二激光光源236a和236b的驱动。此对驱动的控制将宽带光BB、蓝色窄带光BN和红色窄带光RN调至标准状态的光量。此外,由旋转滤光器234分离的B、G和R光的光量通过对宽带光BB的光量调节来调节。

[0134] 电子内窥镜中的CCD244是单色成像元件,其在成像表面上不具有微型滤色器,此方式与上述第一和第二实施方案不同。此外,对用于控制CCD244的成像的成像控制器46的操作与上述第一和第二实施方案不同。

[0135] 如在图25A中所示,在正常成像模式中,三色B、G和R的图像光相继进行光电变换以存储电荷。根据存储的电荷相继输出帧连续图像信号B、G和R。当设定正常成像模式时,在预定的周期操作中重复这些连续步骤。帧连续图像信号B、G和R分别对应于第一实施方案的Bc、Gc和Rc。

[0136] 在表层成像模式中,以相继的方式对两帧的蓝色窄带光BN的图像光和一帧的G色的图像光进行光电变换从而存储电荷,如图25B所示。根据存储的电荷,相继输出两帧的帧连续图像信号BN和一帧的帧连续图像信号G。当设定表层成像模式时,在预定的周期操作中重复这些连续步骤。帧连续图像信号BN和G分别对应于第一实施方案的信号Bs2和Gs1。优选的是,为了增加图像品质,在合成处理中处理两帧的帧连续图像信号BN。

[0137] 在中层和深层成像模式中,以相继的方式对两帧的红色窄带光RN的图像光和一帧的G色的图像光进行光电变换从而存储电荷,如图25C所示。根据存储的电荷,相继输出两帧的帧连续图像信号RN和一帧的帧连续图像信号G。当设定表层成像模式时,在预定的周期操

作中重复这些连续步骤。帧连续图像信号RN和G分别对应于第一实施方案的信号Rd2和Gd1。优选的是,为了增加图像品质,在合成处理中处理两帧的帧连续图像信号RN。

[0138] 在第三实施方案中,在照明器213中,用于确定氧饱和度水平的G光、蓝色窄带光BN和红色窄带光RN被调至标准状态的光量。通过对所述光分量的图像光进行成像获得的帧连续图像信号G、BN和RN被调至标准状态(假设不存在病变或其他异常部分)的信号值。因此,由于调节至标准状态的信号值以及根据所述信号值生成标准化信号BN/G和RN/G,可以以良好的精度确定特定深度的血管的氧饱和度水平。

[0139] 在以上实施方案中,仅在氧饱和度水平低于60%的低氧状态中将图像局部地以伪彩色表示。然而,代替地,可能的是在包括低氧状态至高氧状态在内的任一氧饱和度水平中都以伪彩色来表示图像。

[0140] 在第一实施方案中,控制激发光源30a、蓝色窄带光源31和红色窄带光源32的光量以将标准化信号设定在标准状态的信号值。在第三实施方案中,通过调节孔径光阑设备230b的开放度来控制白光的光量,并且控制第一或第二激光光源的光量。代替这些的是,可以根据监测光量的结果将标准化信号本身调节在标准状态的信号值。

[0141] 在以上实施方案中,氧饱和度水平的信息在血管增强图像中被考虑,在所述血管增强图像中正常光图像中预定深度的血管被增强。然而,备选地,可能的是在正常光图像本身中考虑氧饱和度水平的信息。

[0142] 在上述实施方案中,氧饱和度水平被可视化。代替地或额外地,可能的是可视化获得自“血量(氧合血红蛋白和去氧血红蛋白的量的总和) $\times$ 氧饱和度水平(%)”的氧合血红蛋白指标,或可视化获得自“血量 $\times$ (100-氧饱和度水平)”的去氧血红蛋白指标。

[0143] 附图标记说明

[0144] 10、100、200 内窥镜系统

[0145] 12 处理设备

[0146] 14监视器

[0147] 31 蓝色窄带光源

[0148] 32 红色窄带光源

[0149] 35 光量控制器

[0150] 44 CCD

[0151] 55 正常光图像生成器

[0152] 61 B/G图像生成器

[0153] 62 血管提取设备

[0154] 63 血管增强图像生成器

[0155] 65 标准化信号形成设备

[0156] 66 氧饱和度表

[0157] 67 氧饱和度获取设备

[0158] 69 氧饱和度水平图像生成器

[0159] 70、75 氧饱和度水平图像

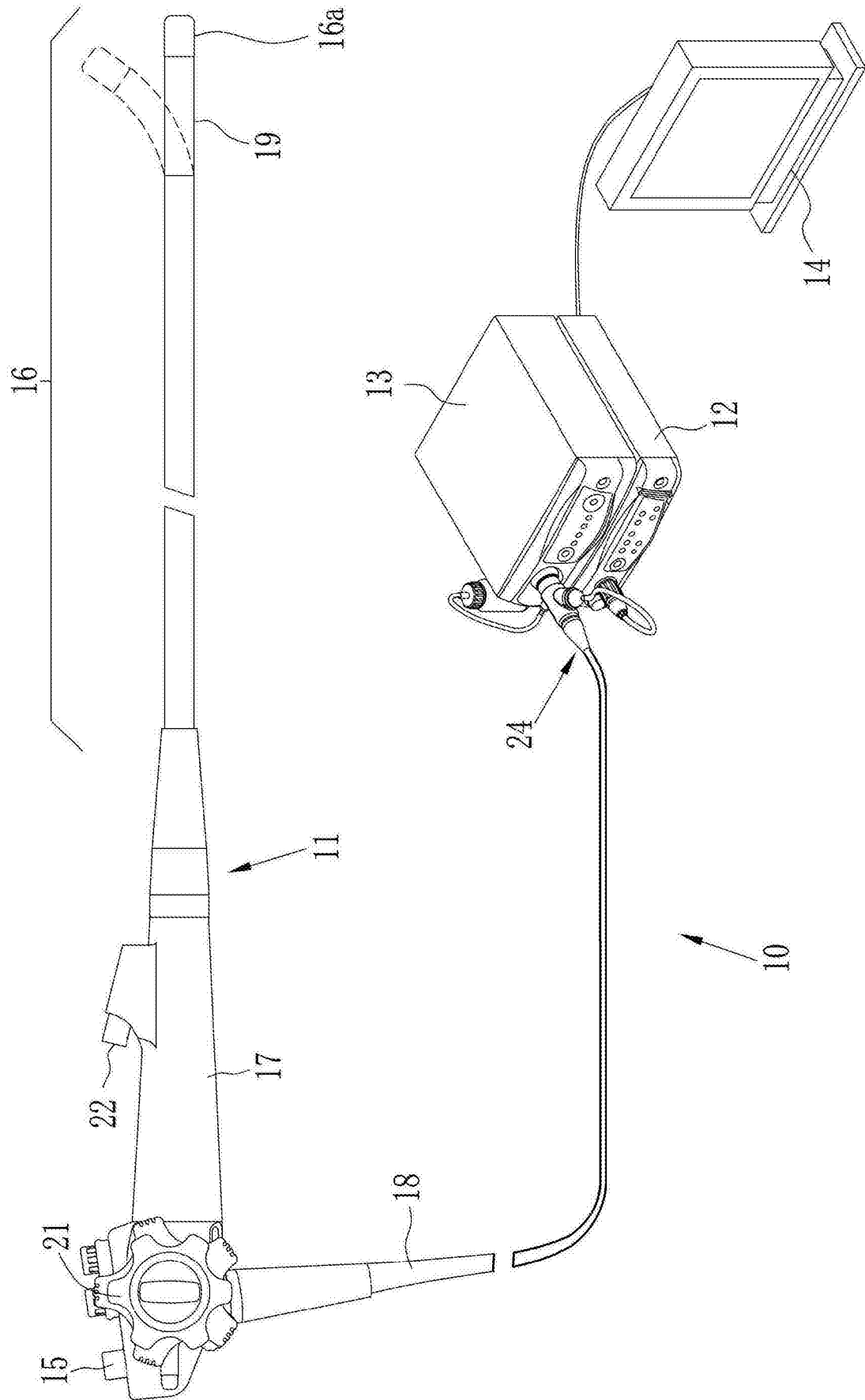


图1

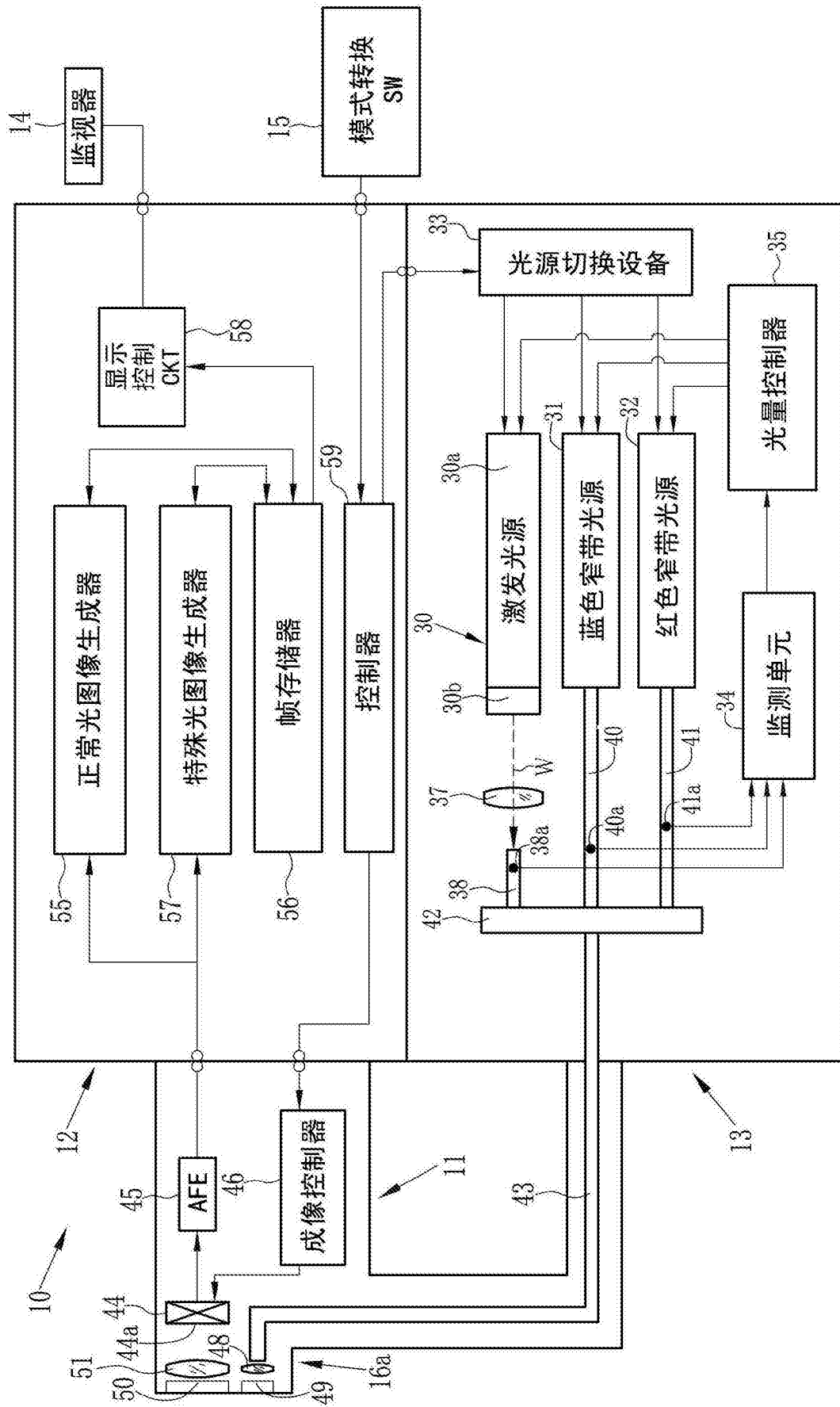


图2

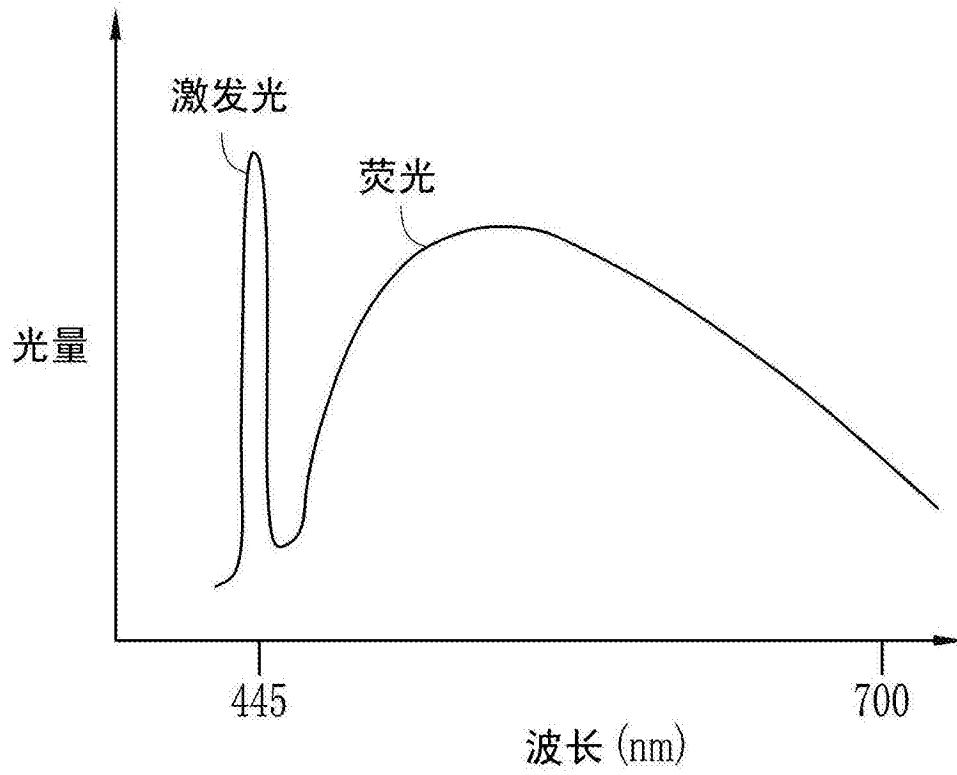


图3A

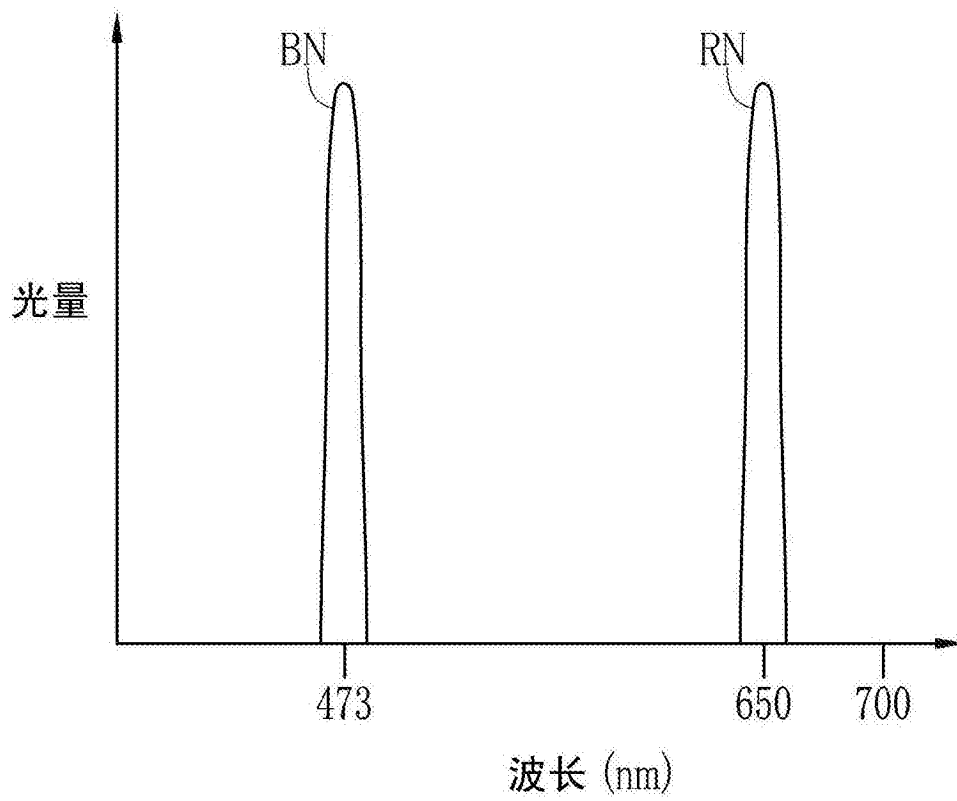


图3B

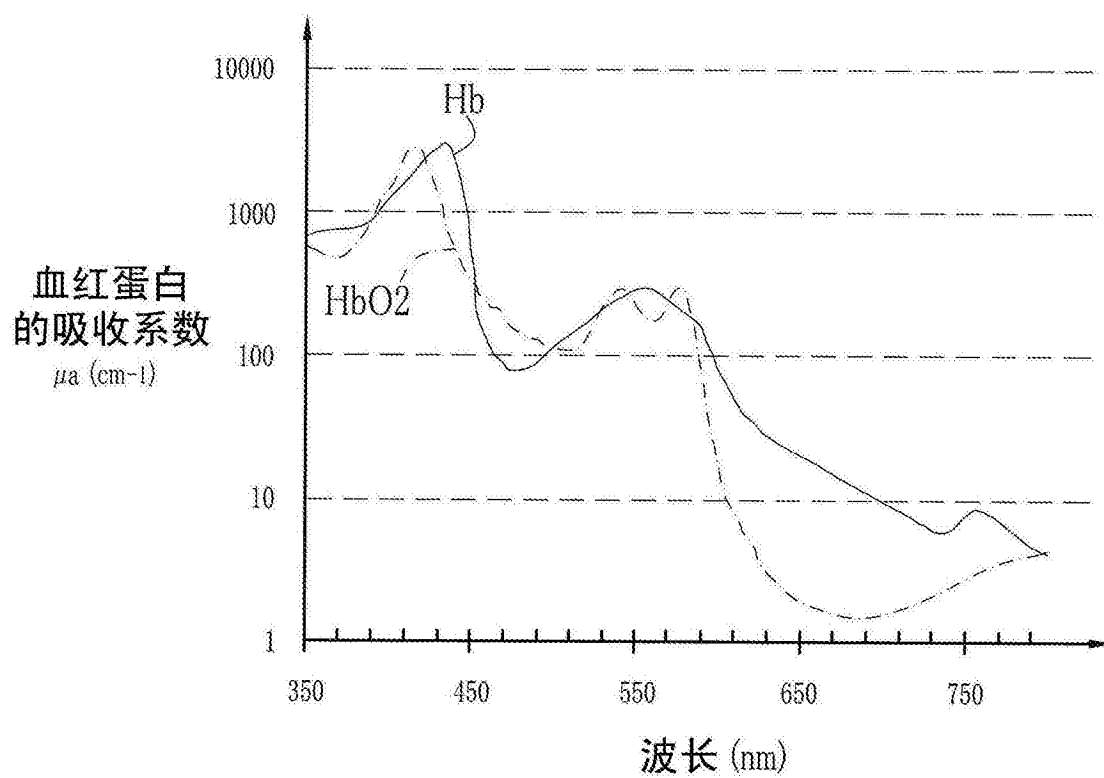


图4

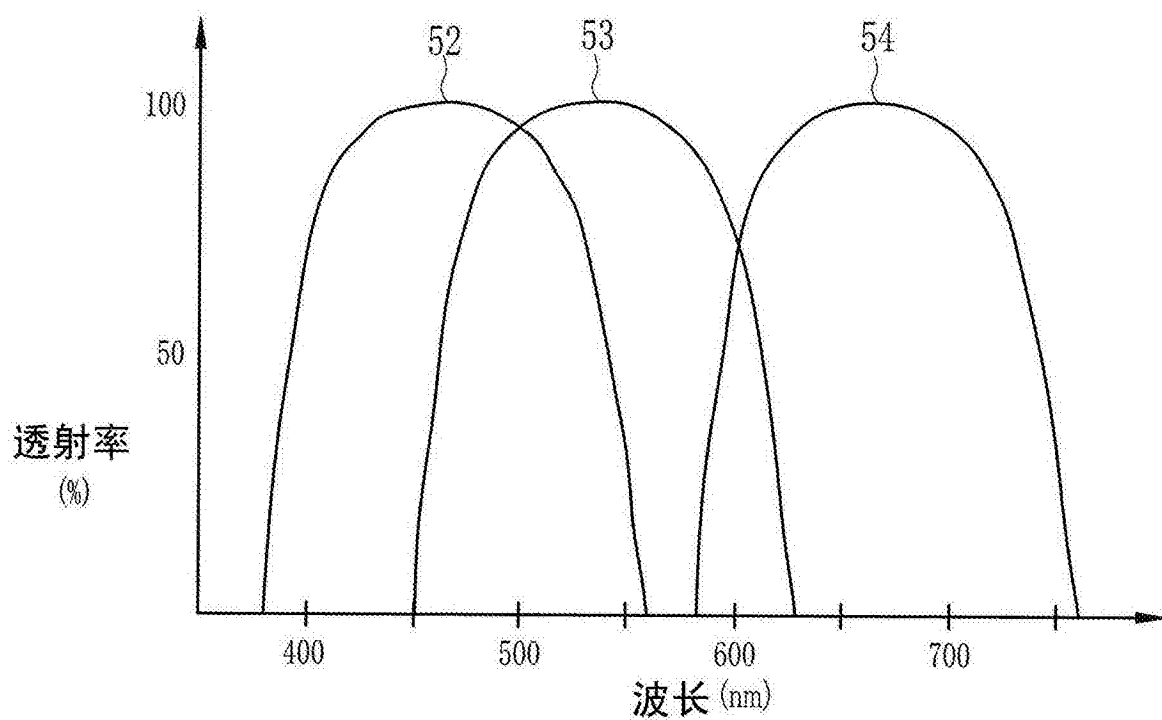


图5

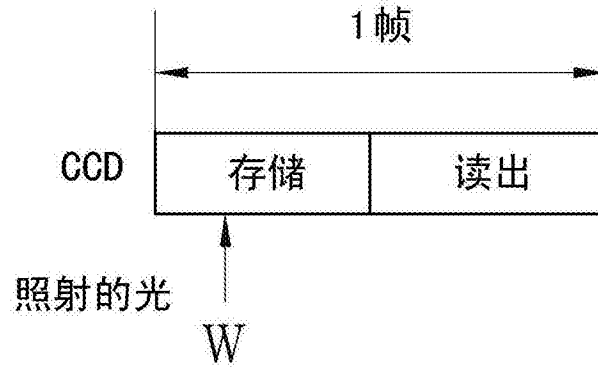


图6A

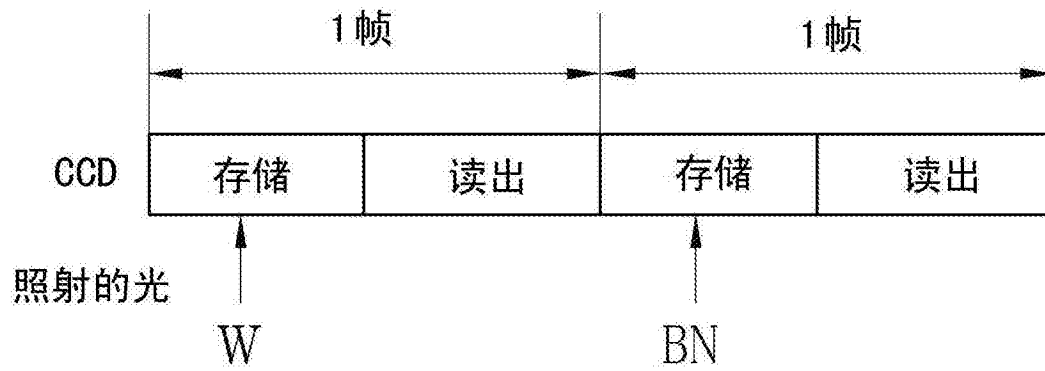


图6B

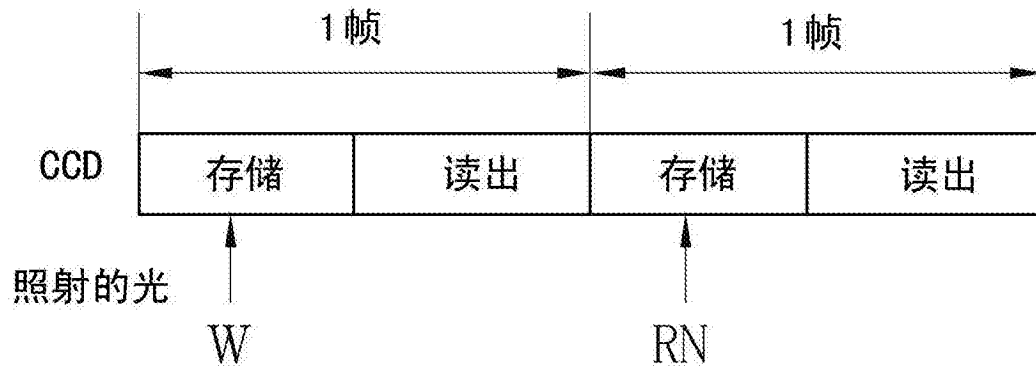


图6C

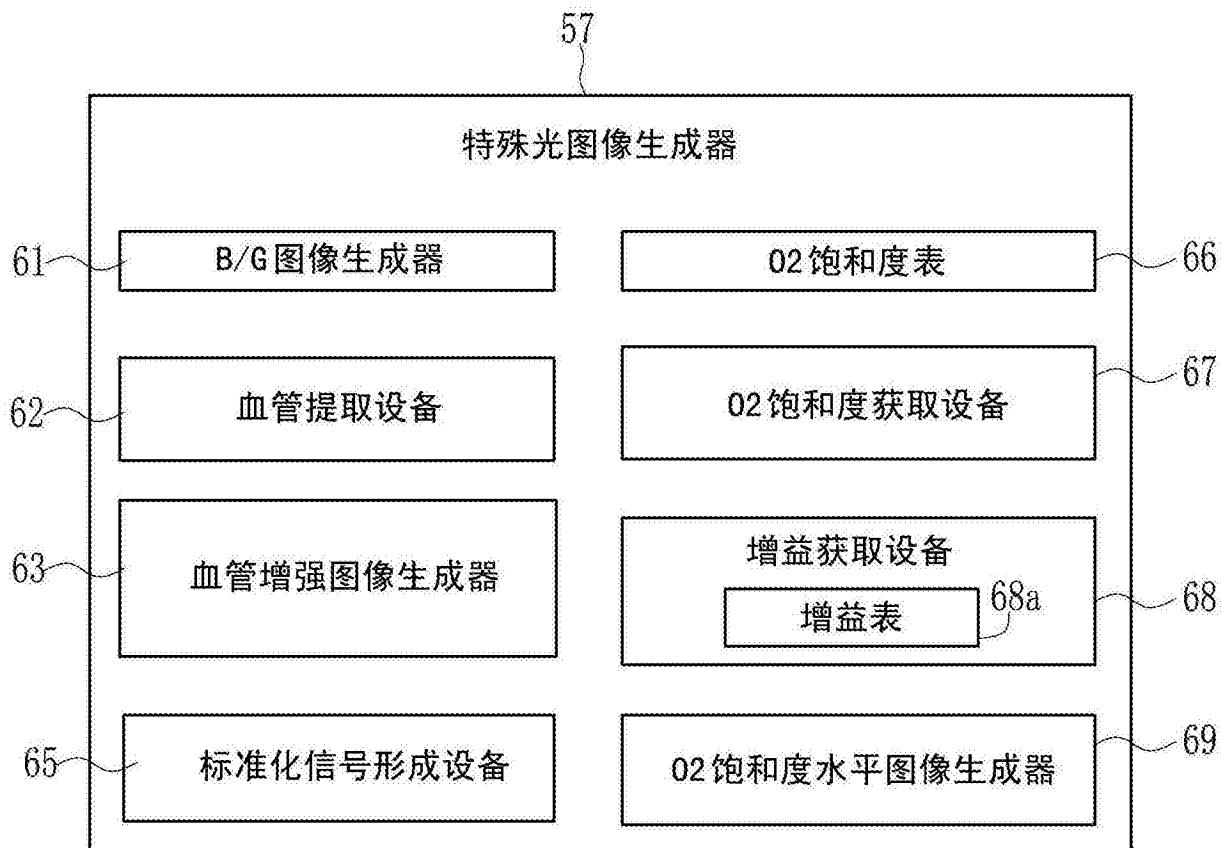


图7

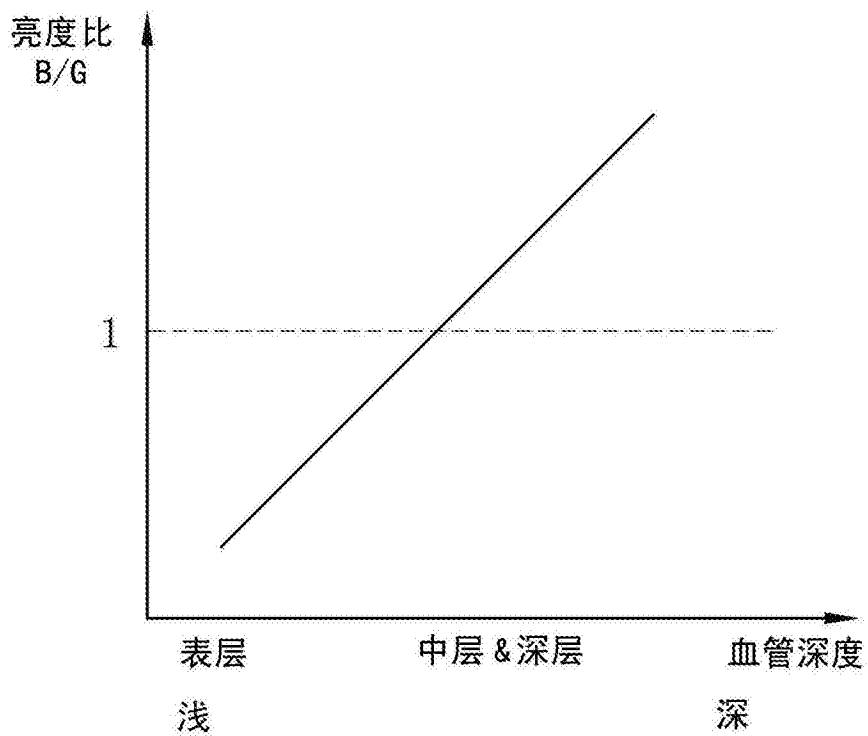


图8

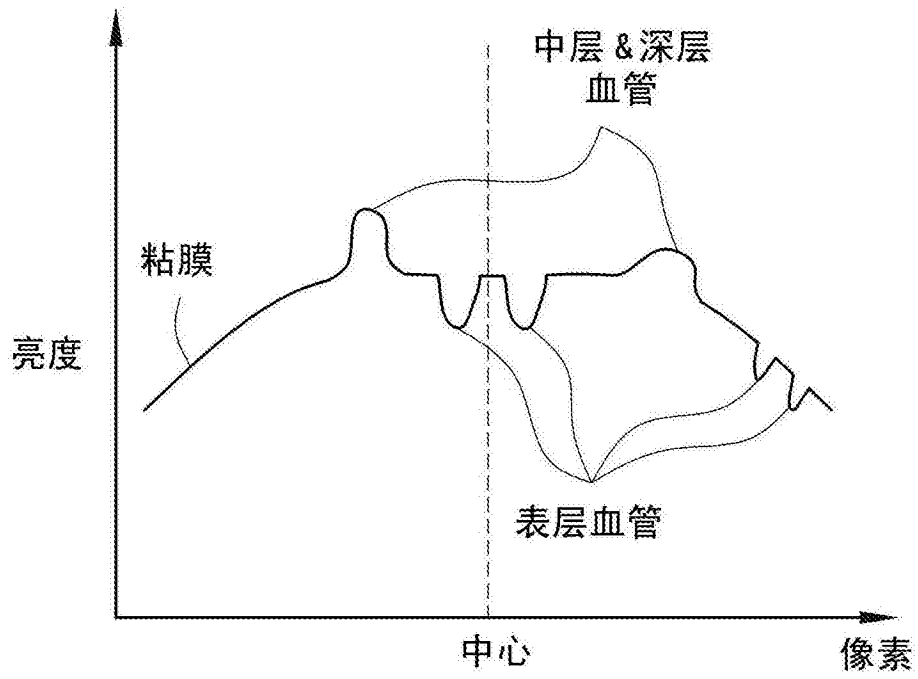


图9

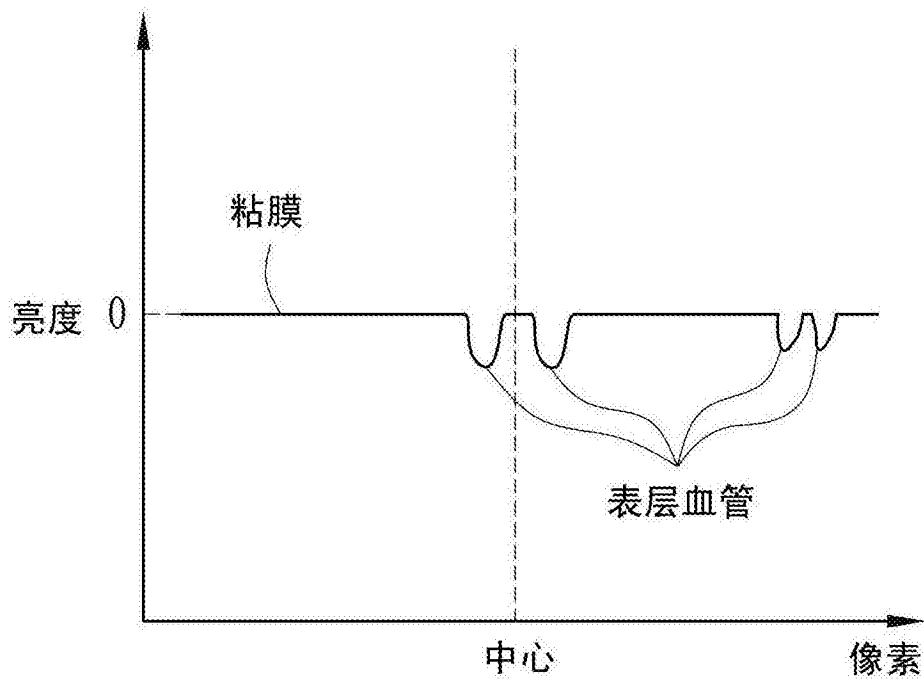


图10

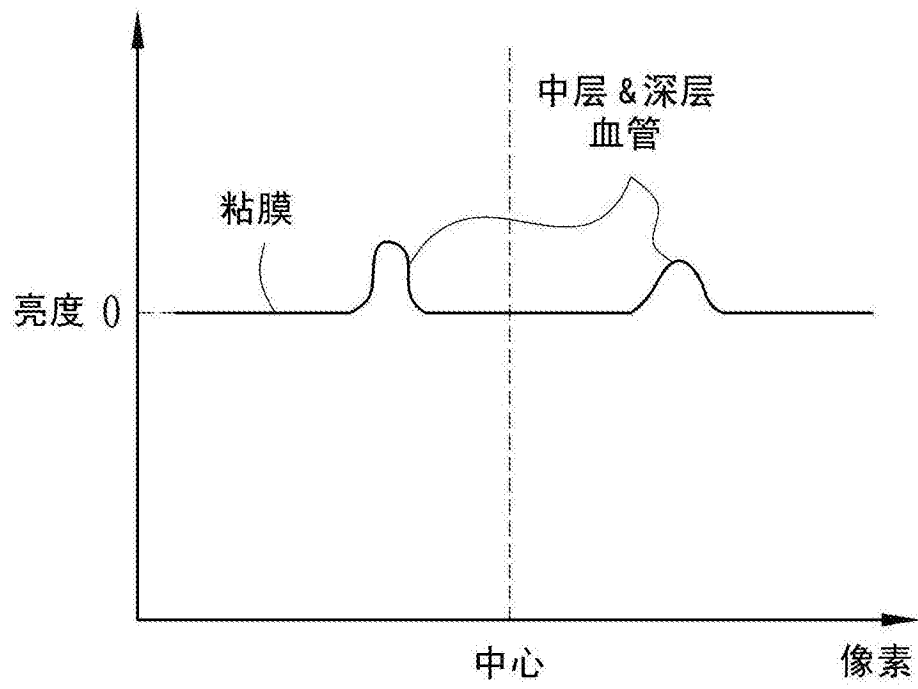


图11

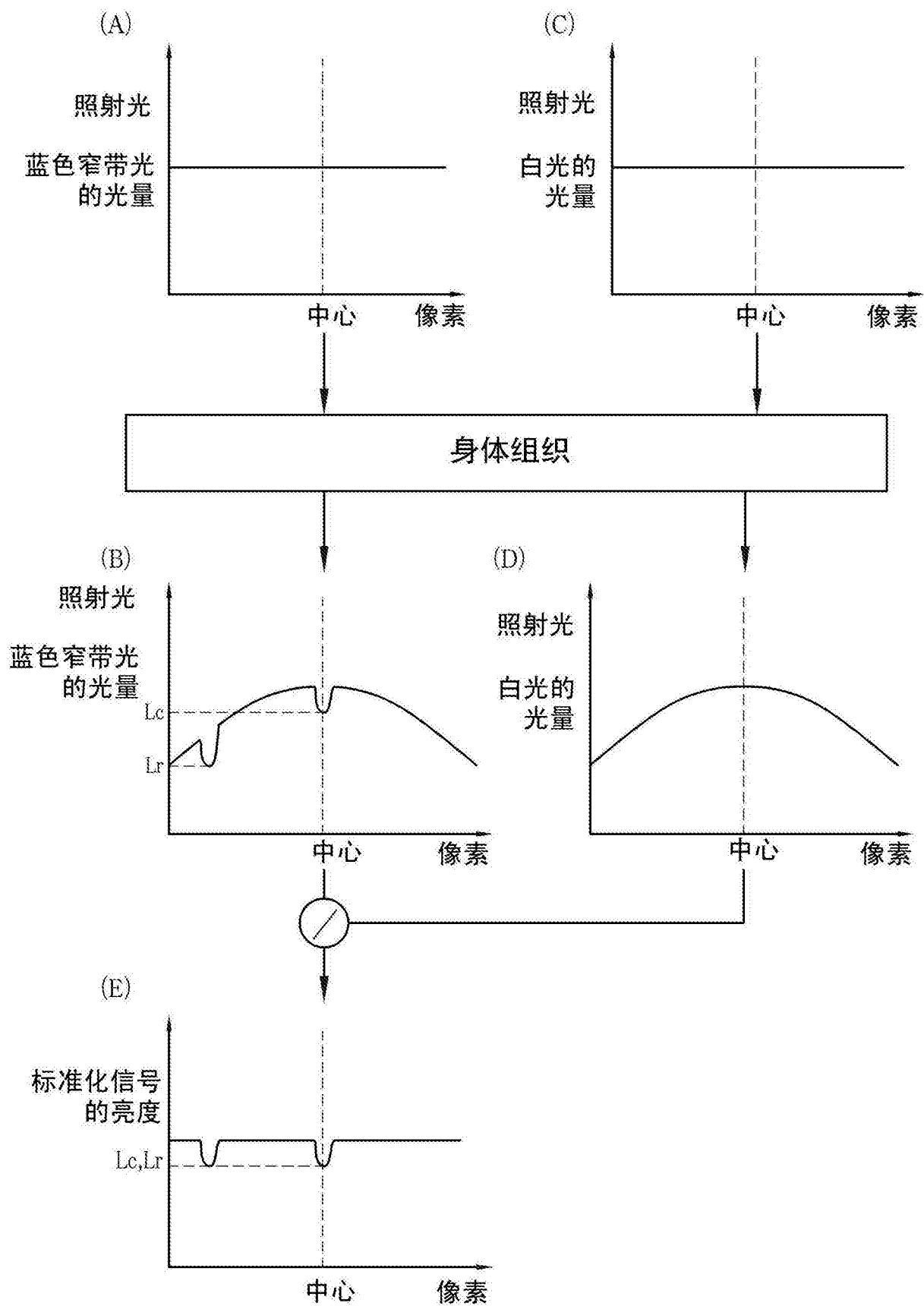


图12

66

标准化信号	O2 饱和度水平 (%)
$a1 \sim a2$	S1
$a2 \sim a3$	S2
⋮	⋮
$a(n-1) \sim a_n$	S_n

图13

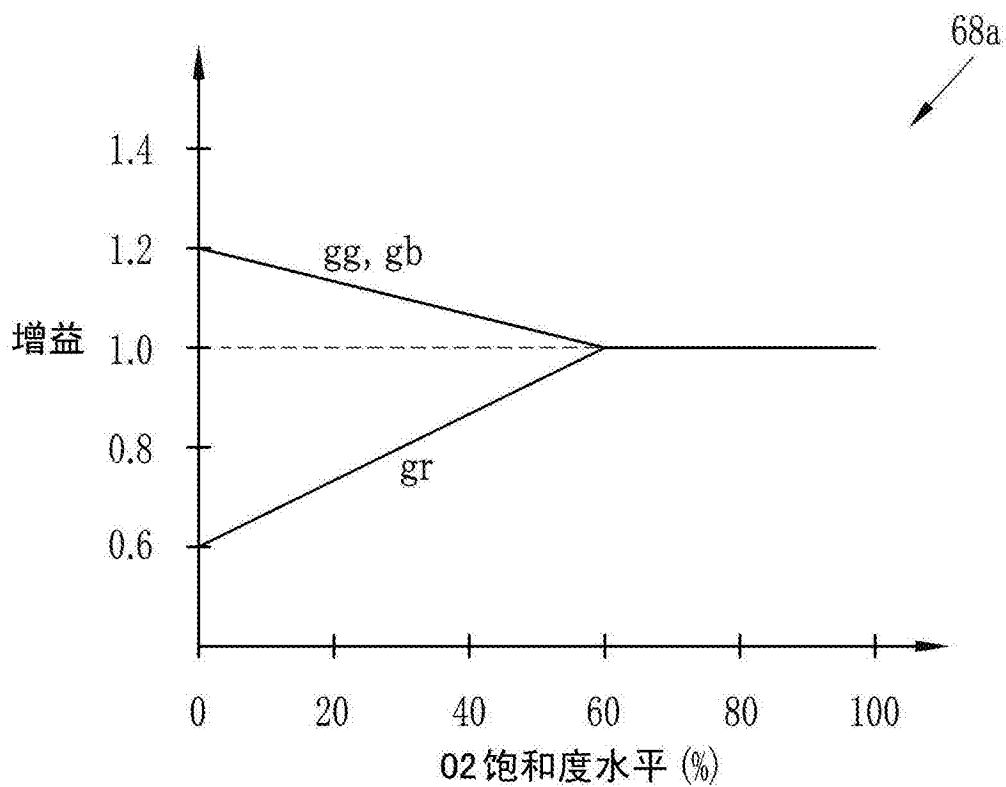


图14A

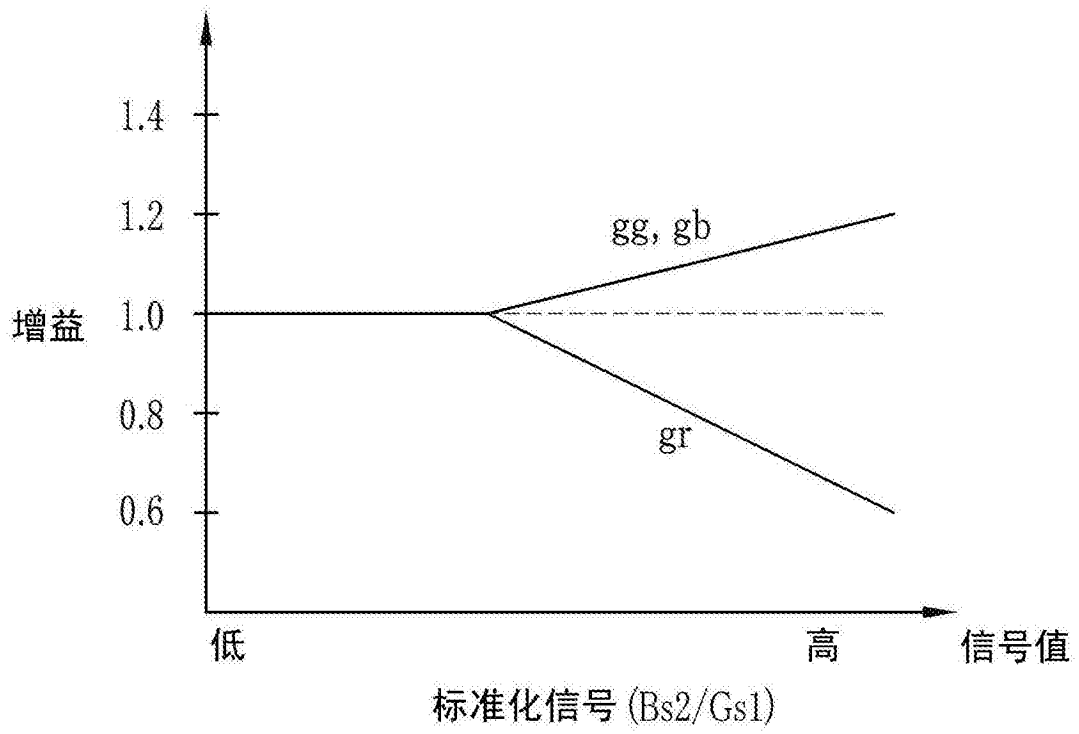


图14B

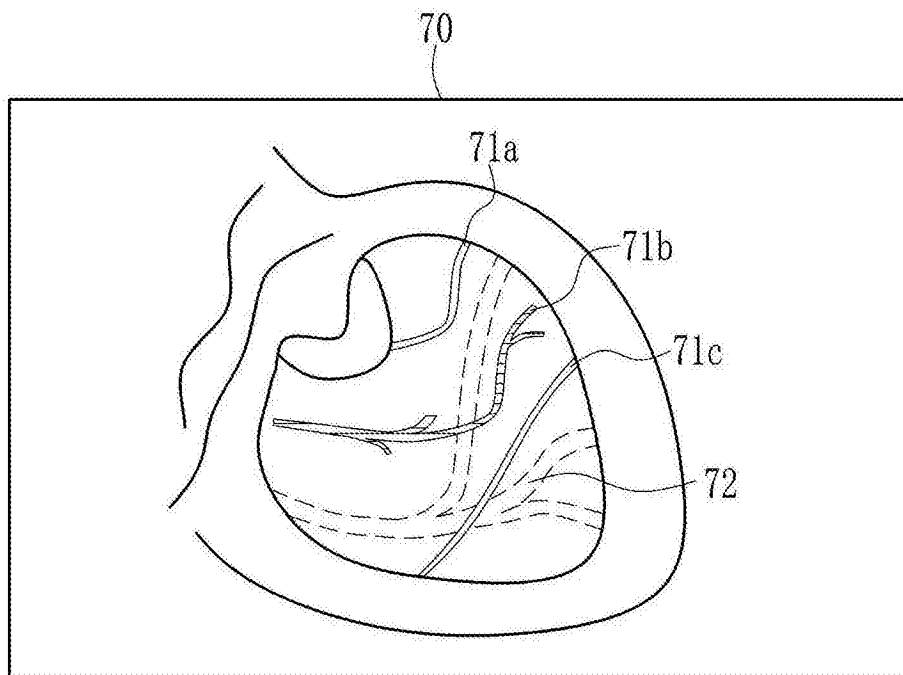


图15

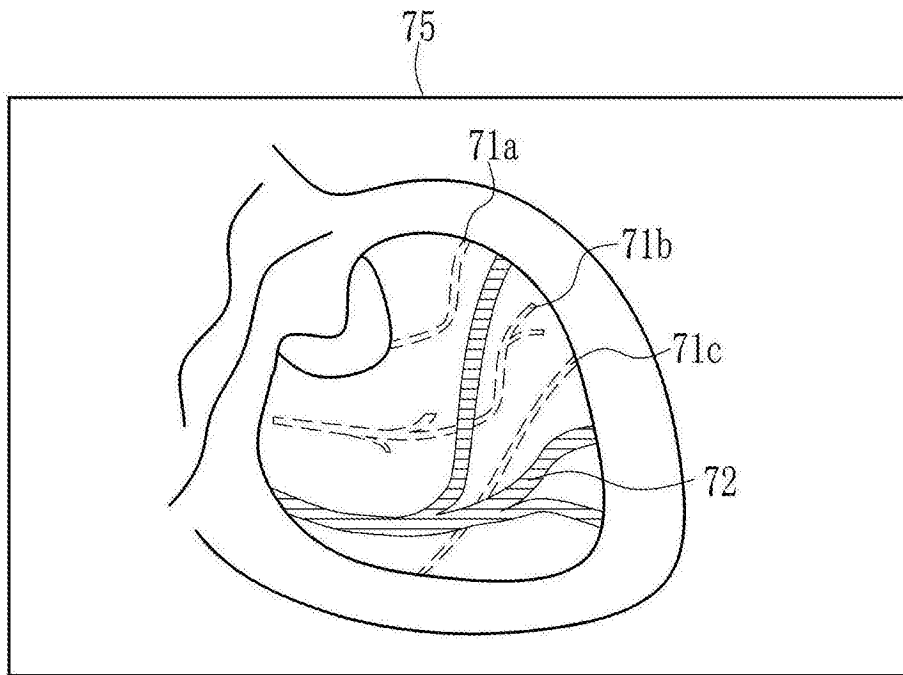


图16

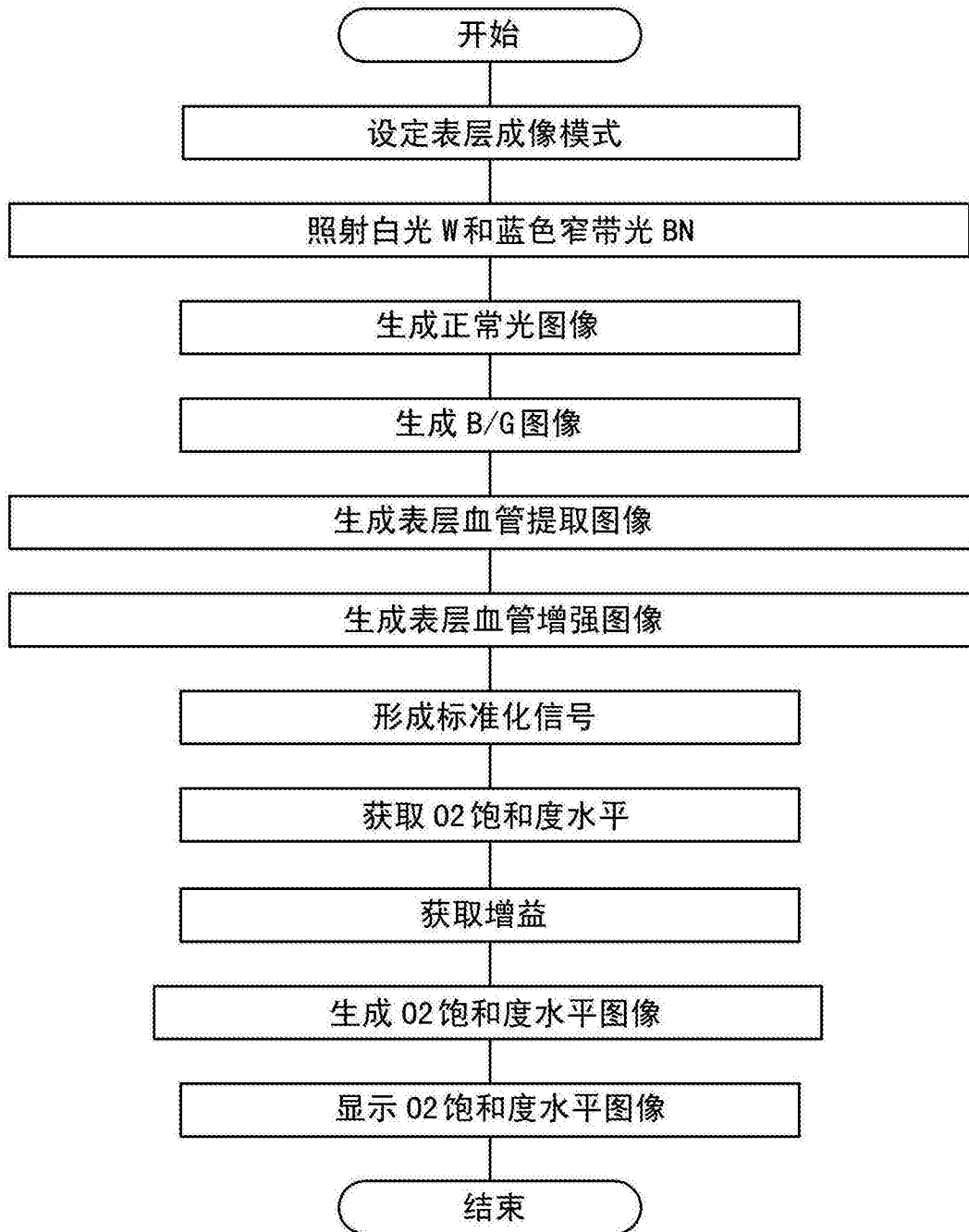


图17

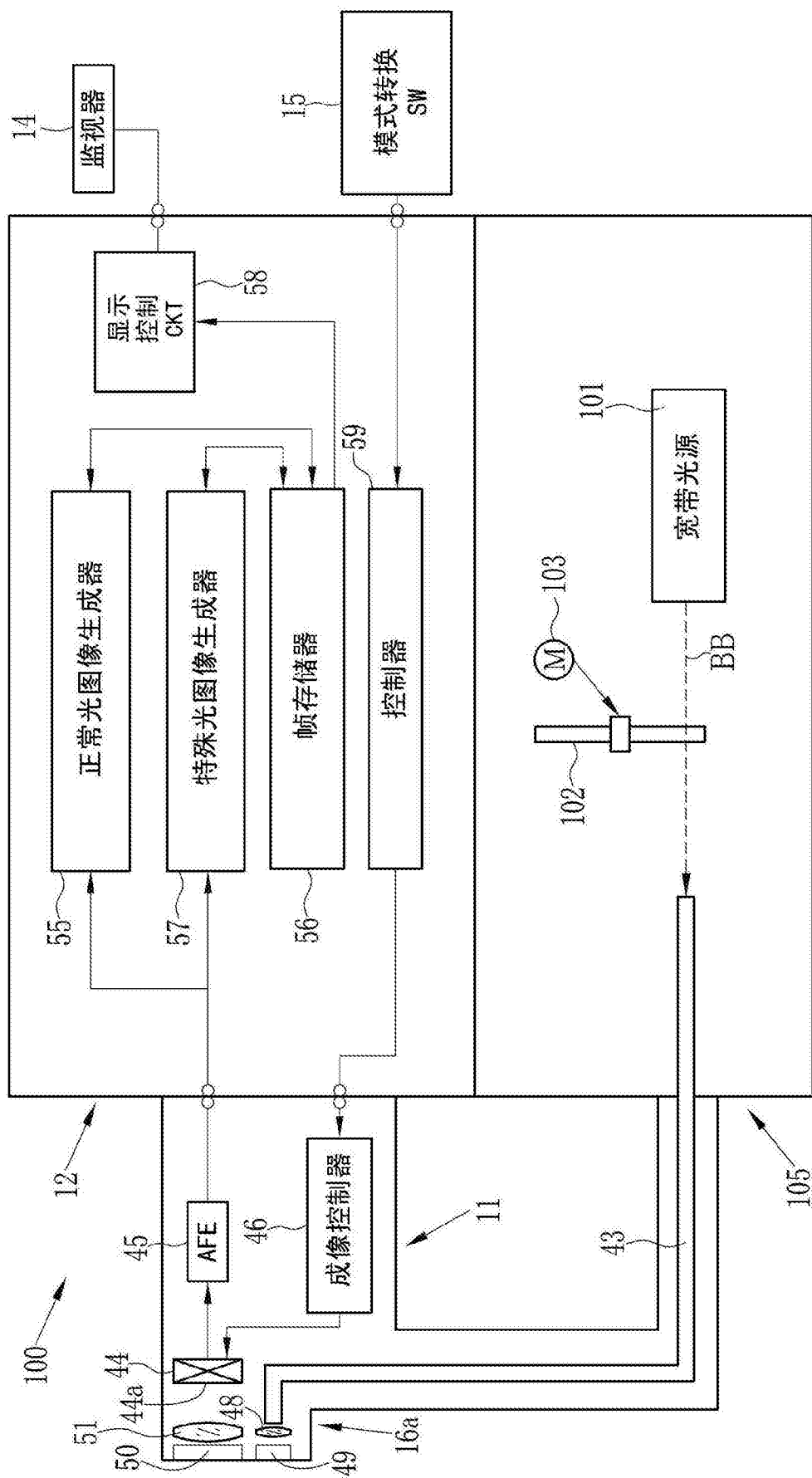


图18

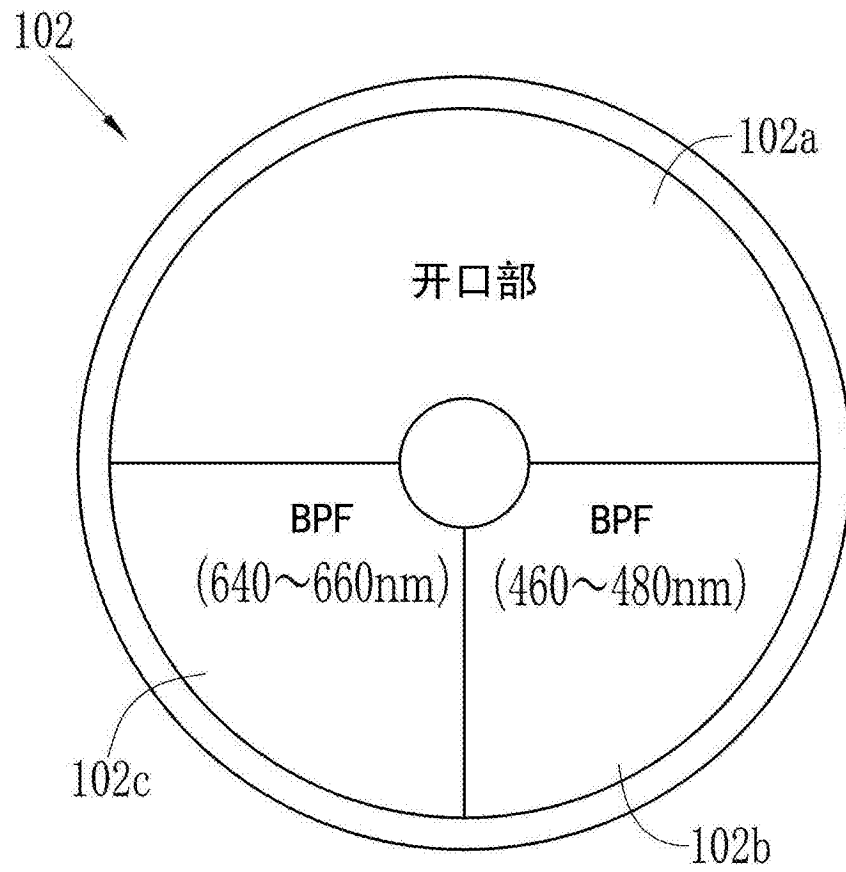


图19

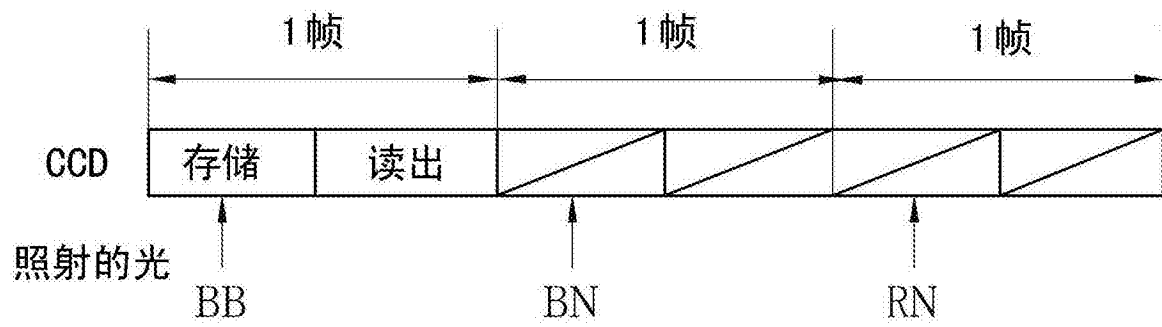


图20A

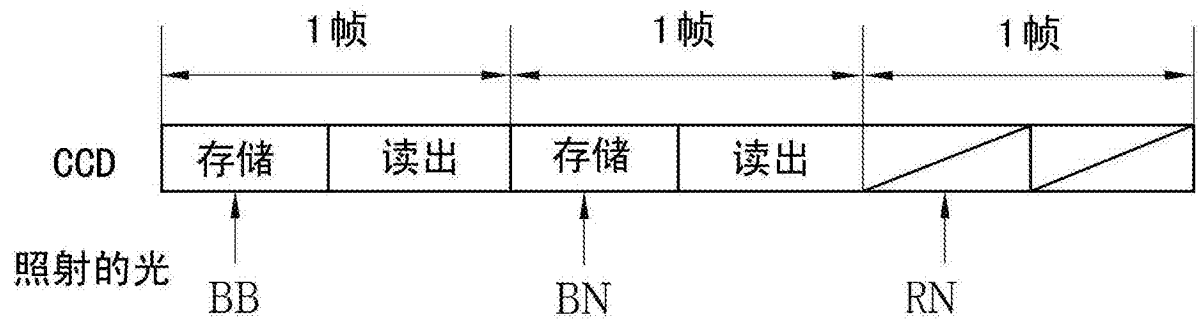


图20B

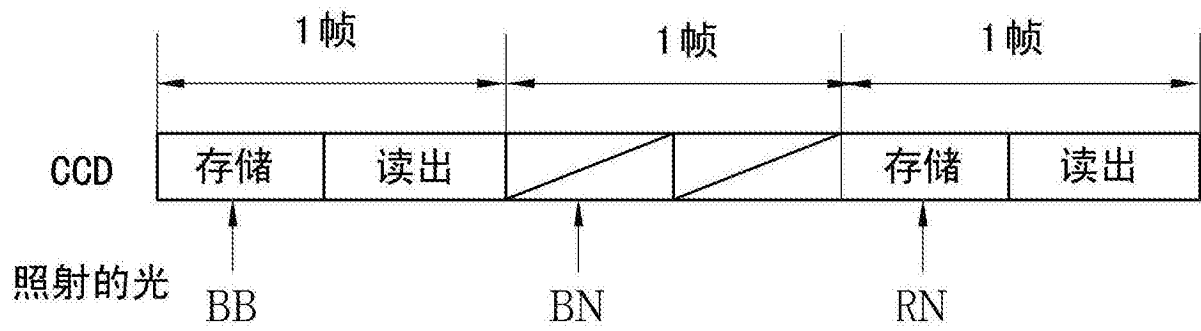


图20C

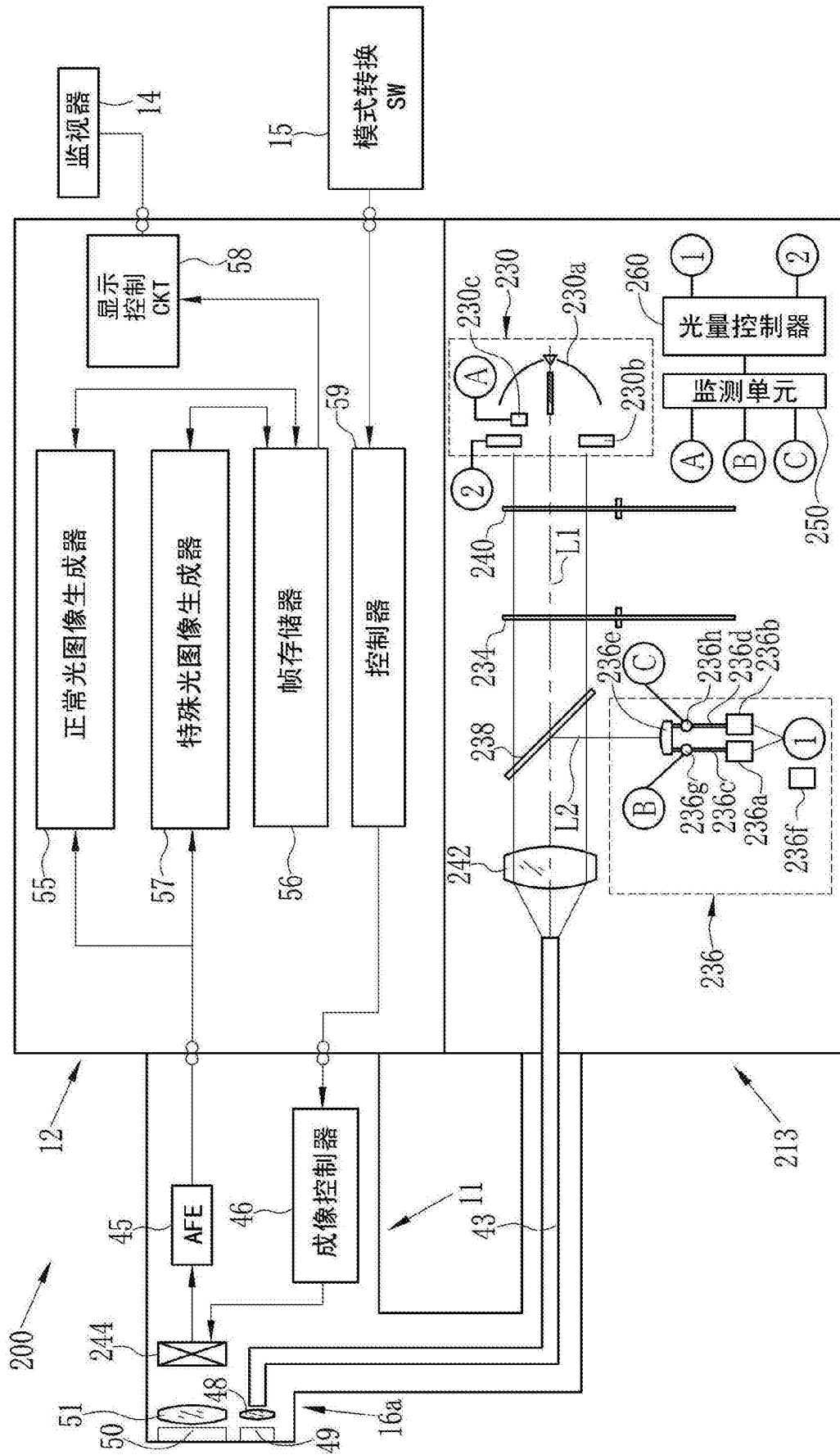


图21

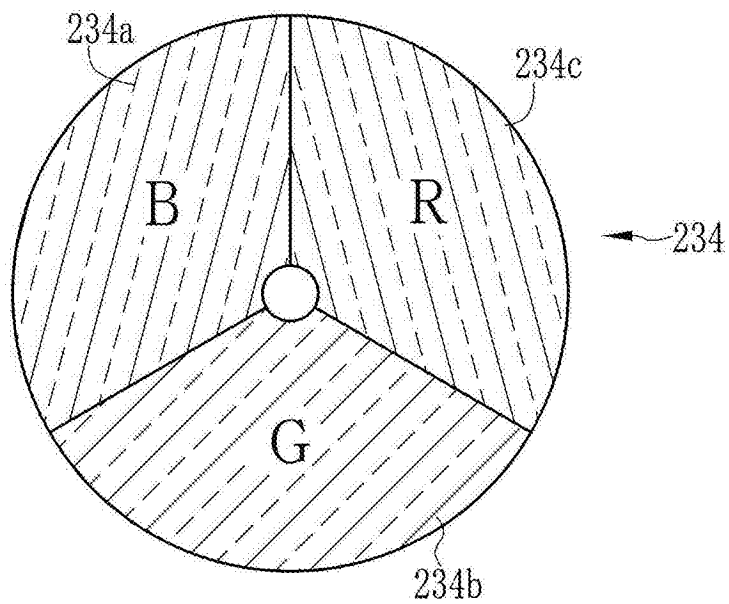


图22

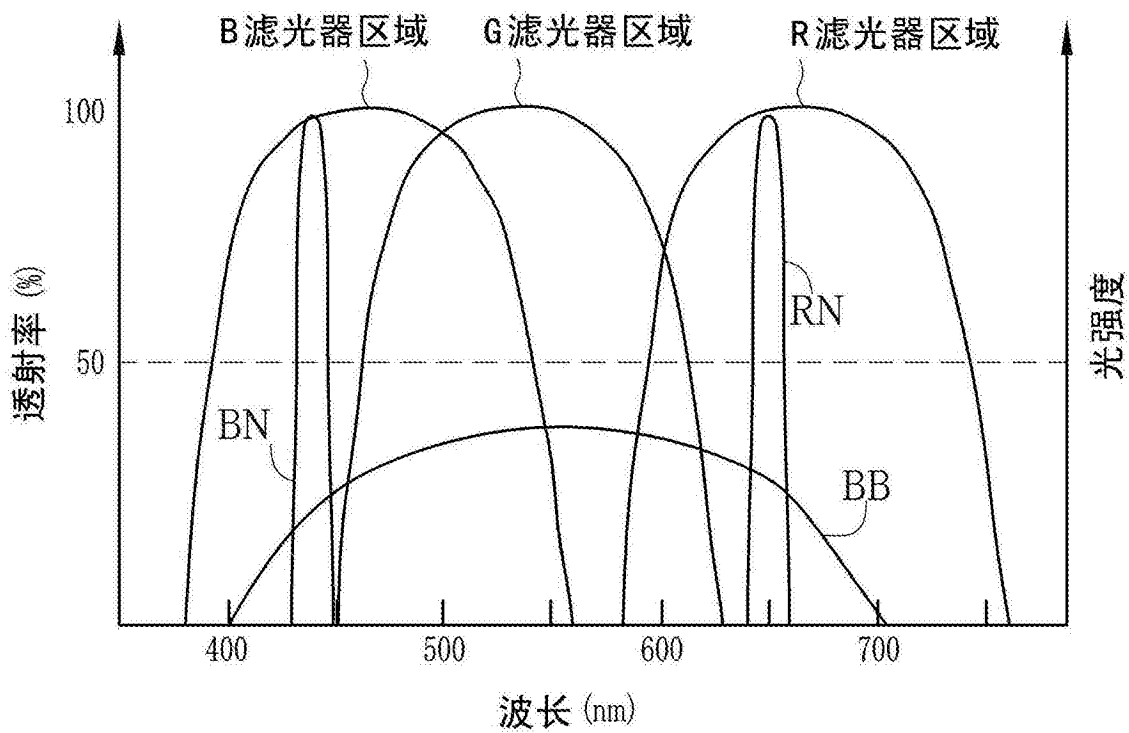


图23

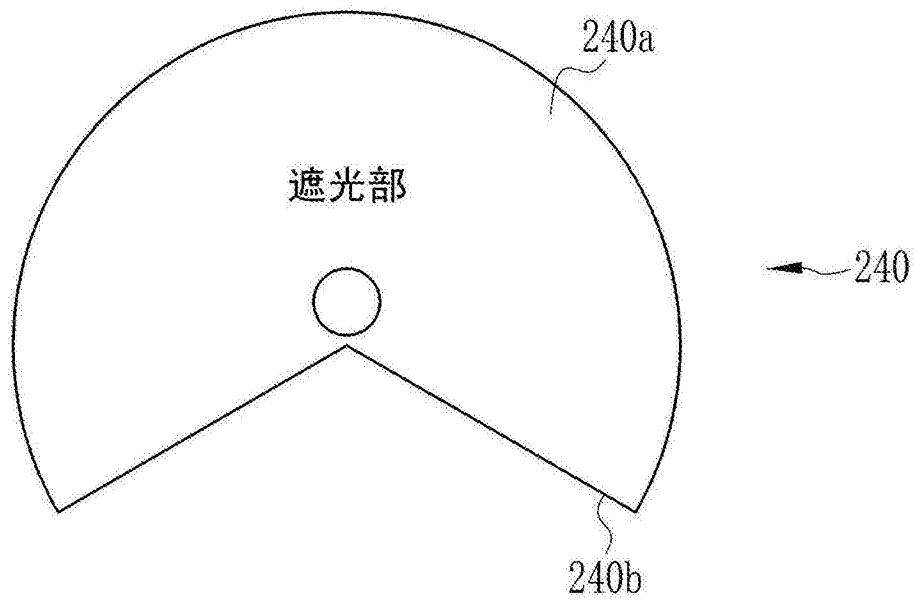


图24

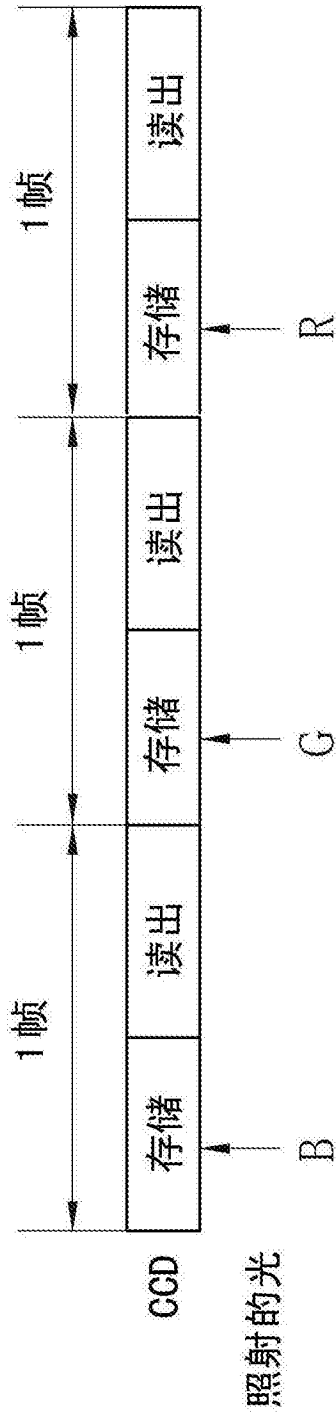


图25A

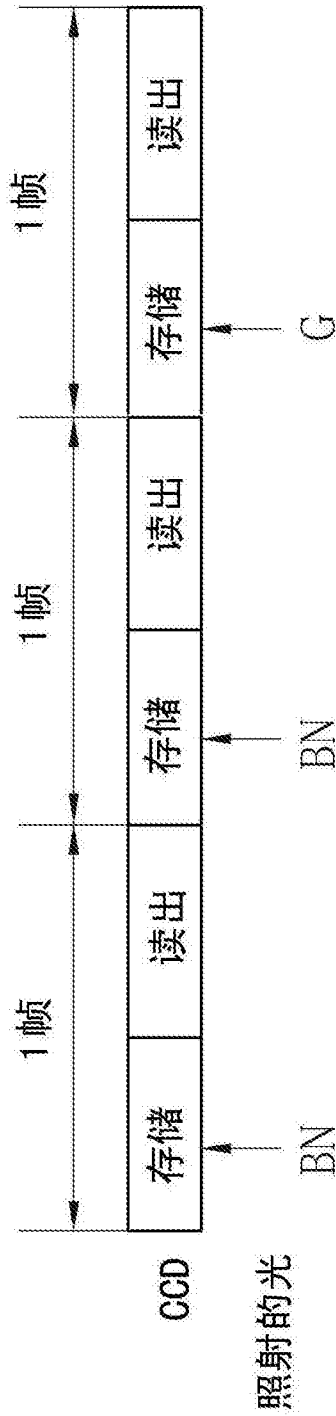


图25B

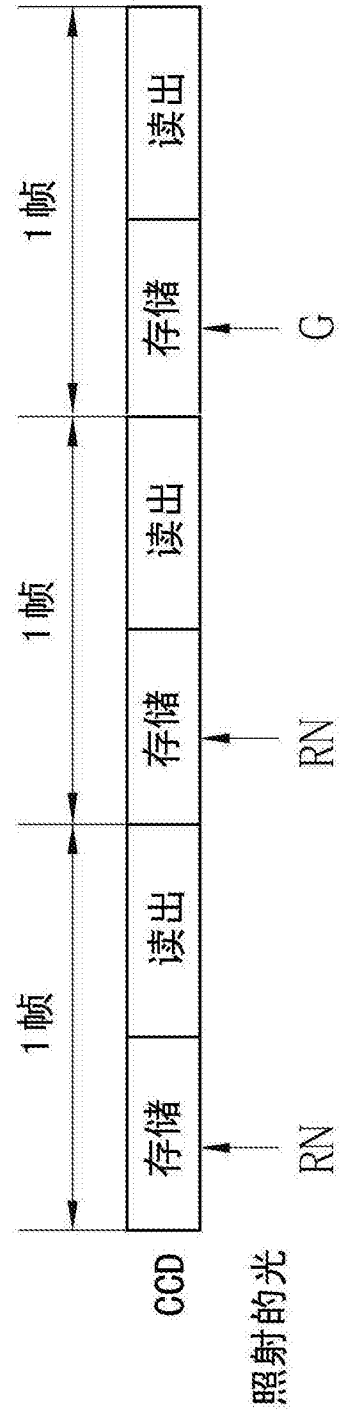


图25C

专利名称(译)	内窥镜系统、用于所述内窥镜系统的处理设备和图像生成方法		
公开(公告)号	CN103781395B	公开(公告)日	2016-04-13
申请号	CN201280043124.7	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 A61B1/06		
CPC分类号	A61B5/14552 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B5/489 G06T7/0012 G06T2207/10016 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/20212 G06T2207/30101		
代理人(译)	纪晓峰		
优先权	2011193186 2011-09-05 JP		
其他公开文献	CN103781395A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在不降低帧率的情况下正确获取血液中血红蛋白的氧饱和度水平。通过彩色CCD成像用白光W照明的受试者身体以获得信号Bs1、Gs1和Rs1。用其吸收系数随血液中血红蛋白的氧饱和度水平变化而变化的蓝色窄带光BN照明受试者身体，并且通过彩色CCD成像以获得信号Bs2、Gs2和Rs2。将信号Bs2除以信号Gs1以确定标准化信号Bs2/Gs1。身体组织表面血管的氧饱和度水平根据标准化信号Bs2/Gs1获得。氧饱和度水平以伪彩色可视化，以形成氧饱和度水平图像。

