



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103781395 A

(43) 申请公布日 2014. 05. 07

(21) 申请号 201280043124. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 08. 22

A61B 1/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 1/04 (2006. 01)

2011-193186 2011. 09. 05 JP

A61B 1/06 (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/JP2012/071174 2012. 08. 22

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/035532 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

代理人 纪晓峰

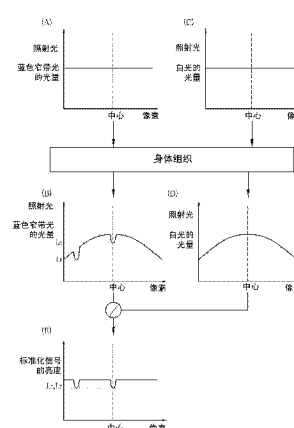
权利要求书3页 说明书15页 附图20页

(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;

氧饱和度水平生成器,所述氧饱和度水平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。

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所述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;

血管增强图像生成器,所述血管增强图像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;

氧饱和度水平生成器,所述氧饱和度水平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。

14. 一种图像生成方法,其特征在于包括:

将光照射到受试者身体的照明步骤;

成像用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

有不同于所述第一波长范围的第二波长范围；

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的标准化信号形成步骤；

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的氧饱和度水平图像生成步骤。

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;氧饱和度水平生成器,所述氧饱和度水平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 460-480nm,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;和氧饱和度水平生成器,所述氧饱和度水平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中,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中,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中,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中,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 L_c = 周边区域的亮度值 L_r)。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的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,白光源 230 发射宽带光 BB (400-700nm),旋转滤光器 234 通过色分离将白光源 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

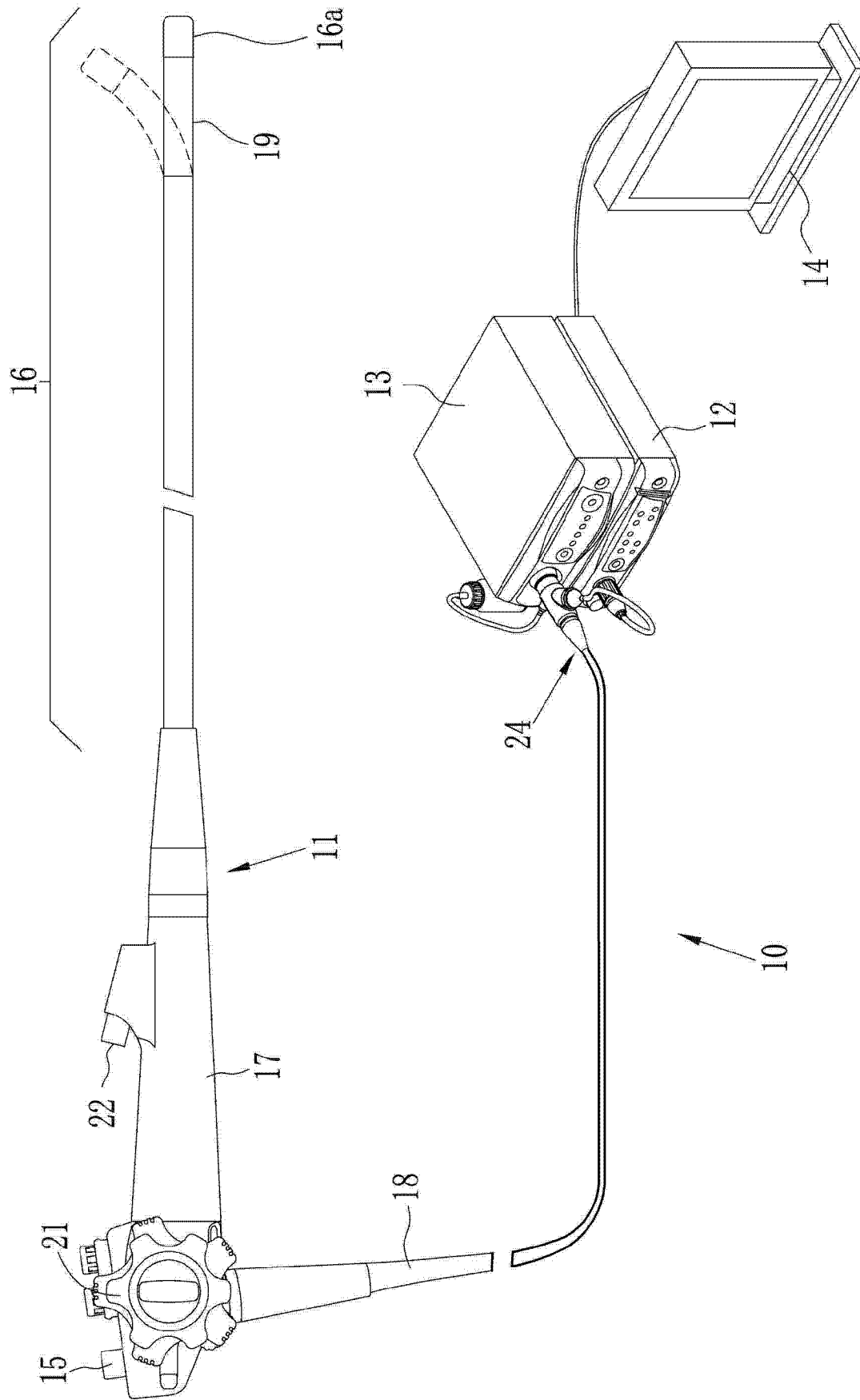


图 1

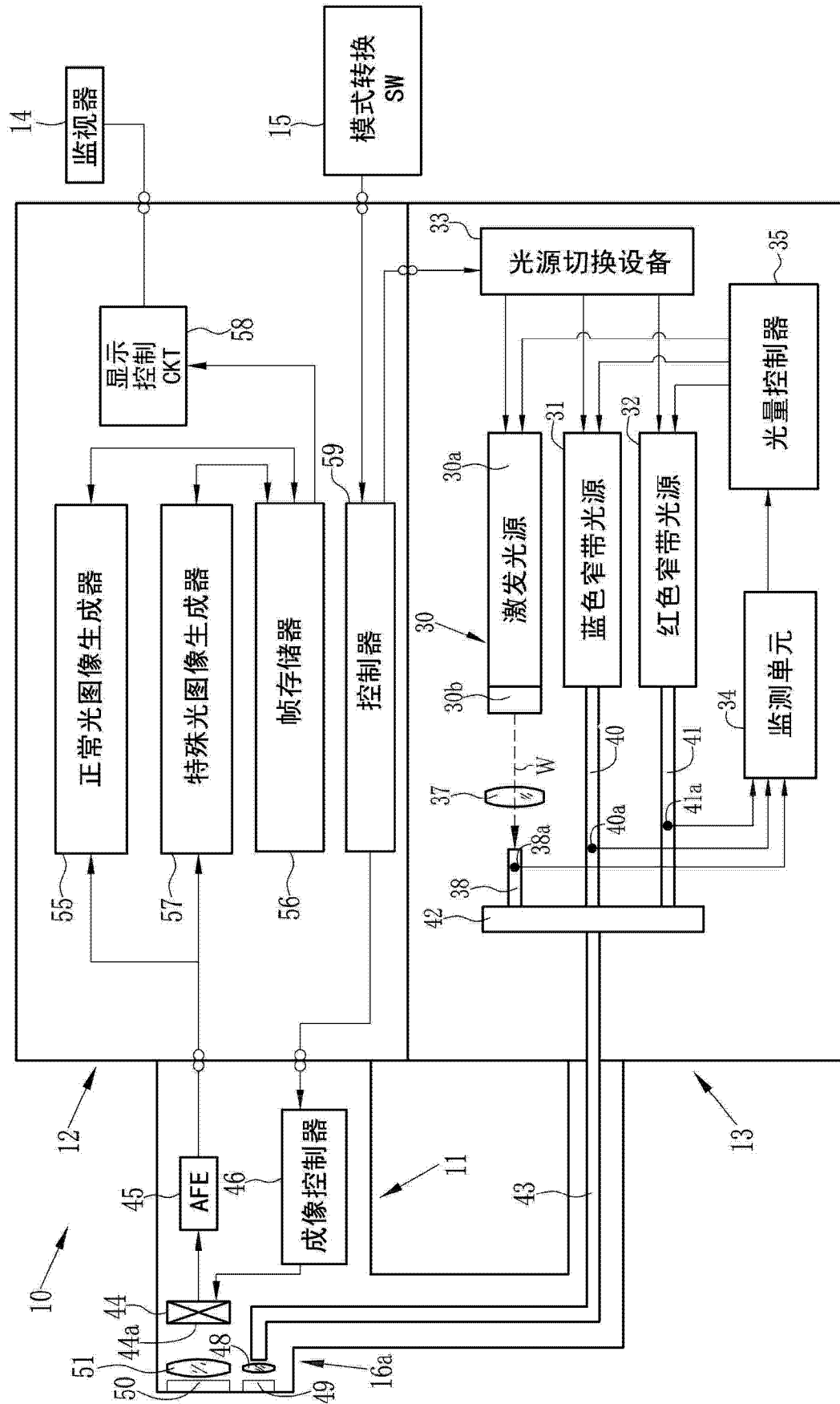


图 2

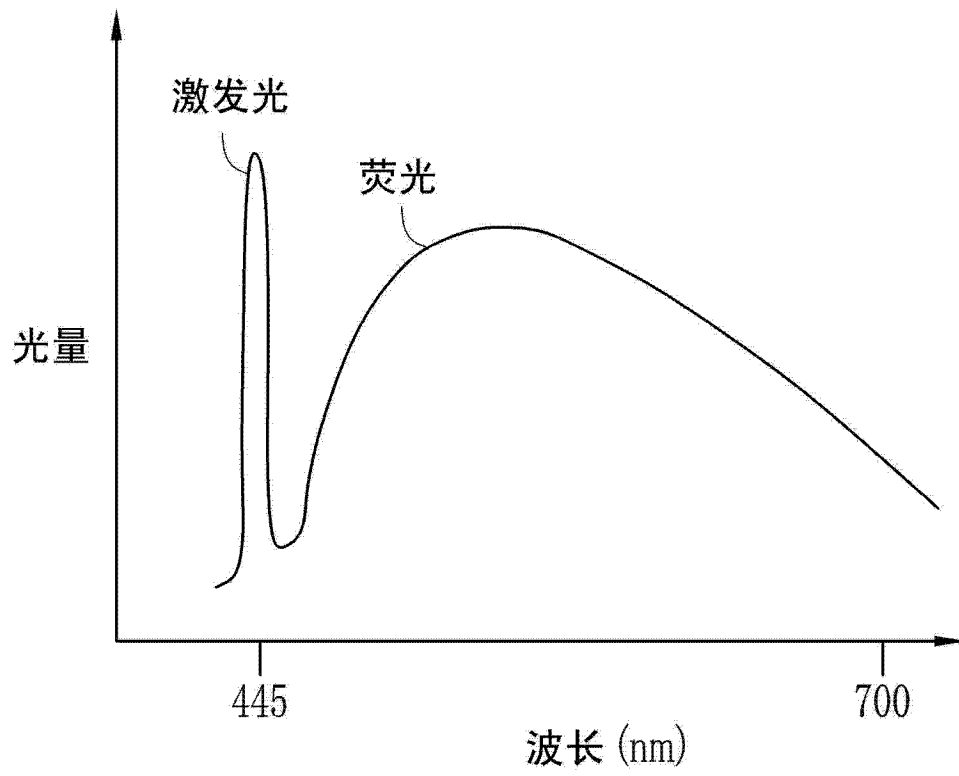


图 3A

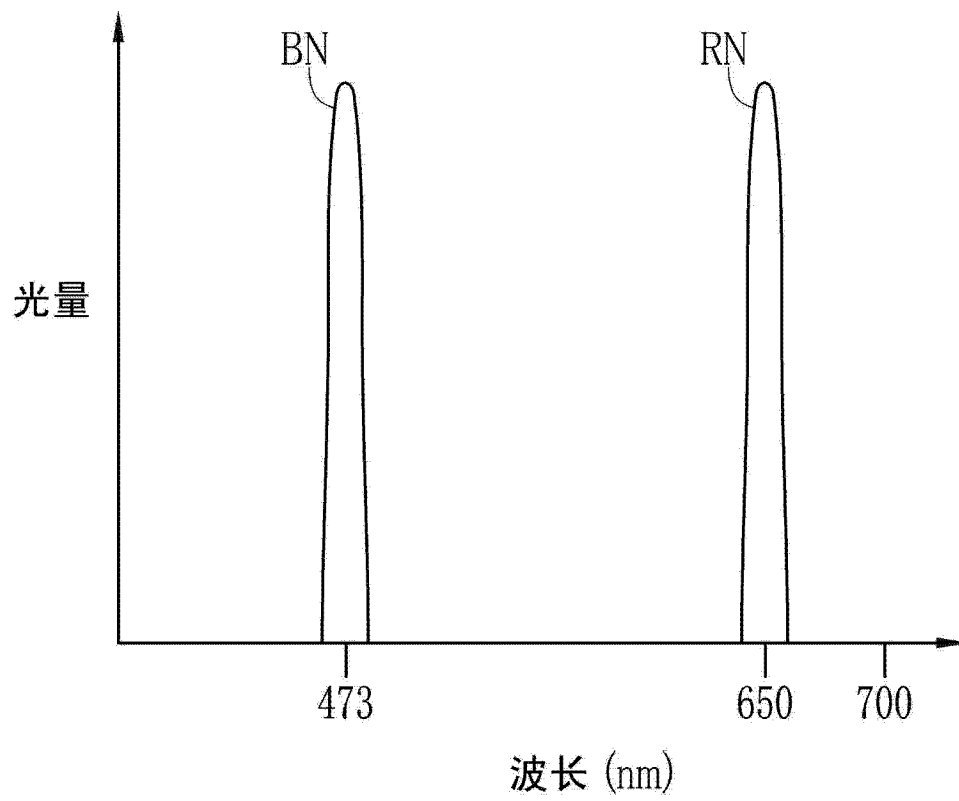


图 3B

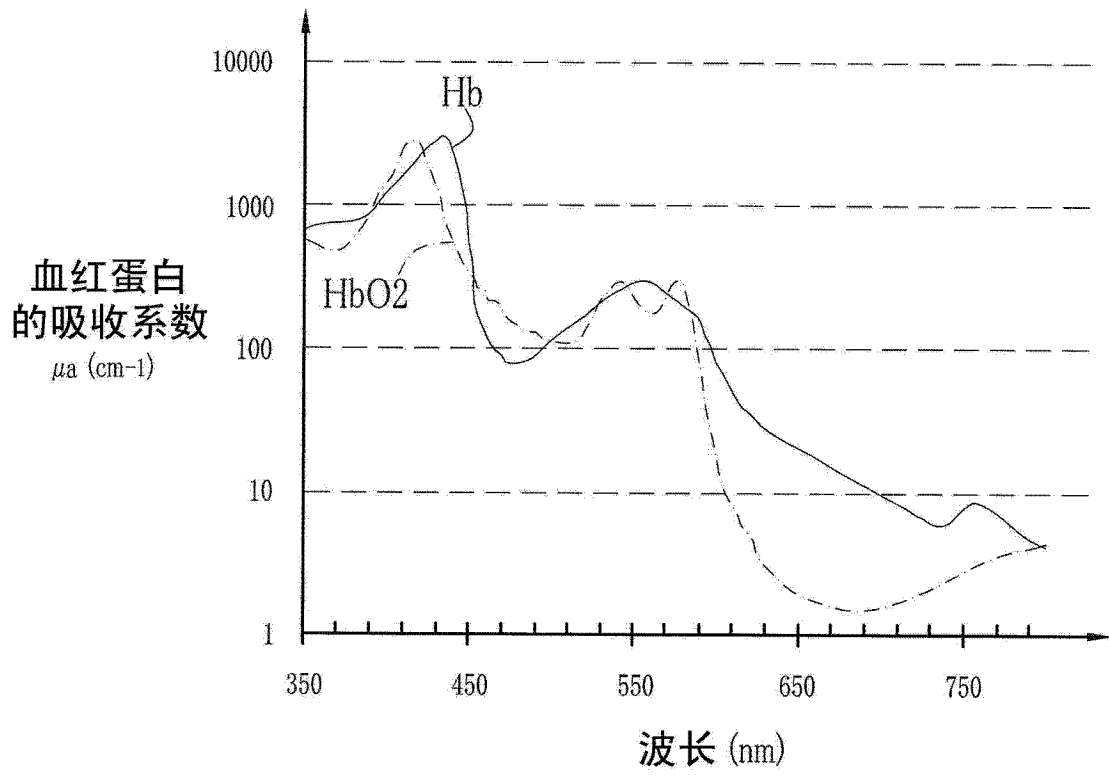


图 4

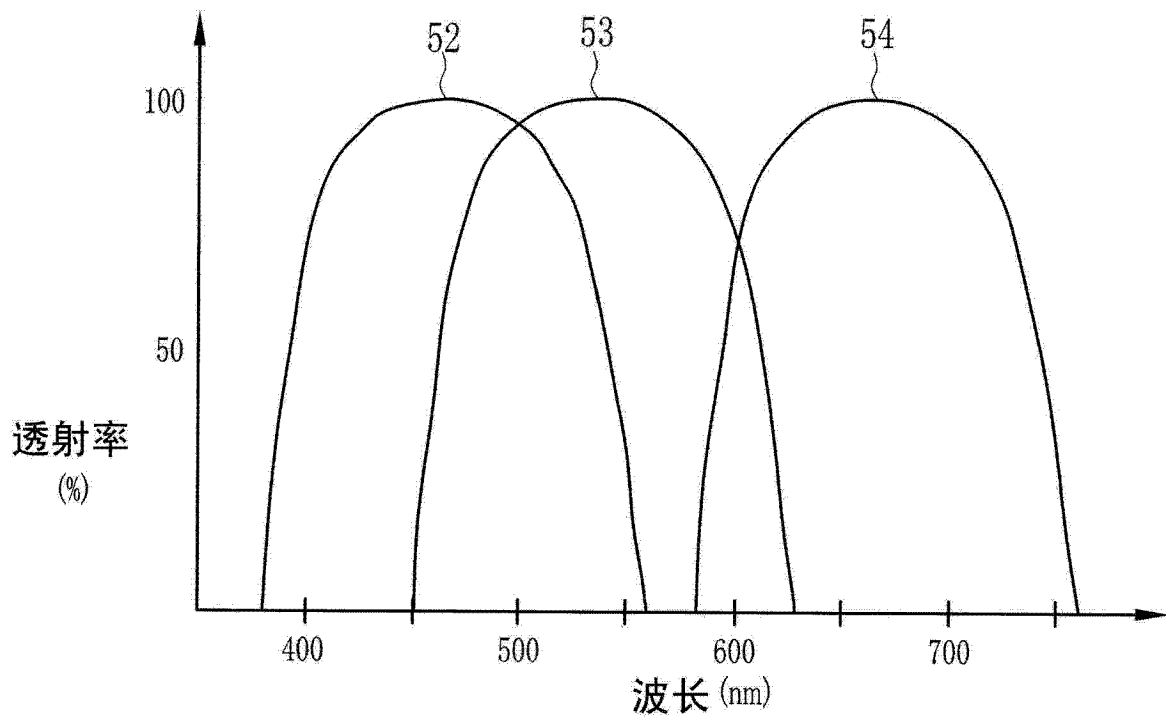


图 5

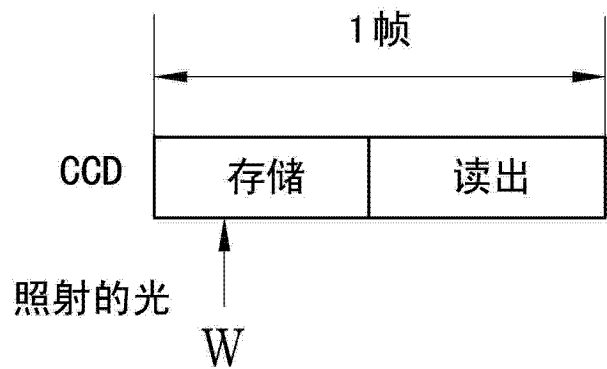


图 6A

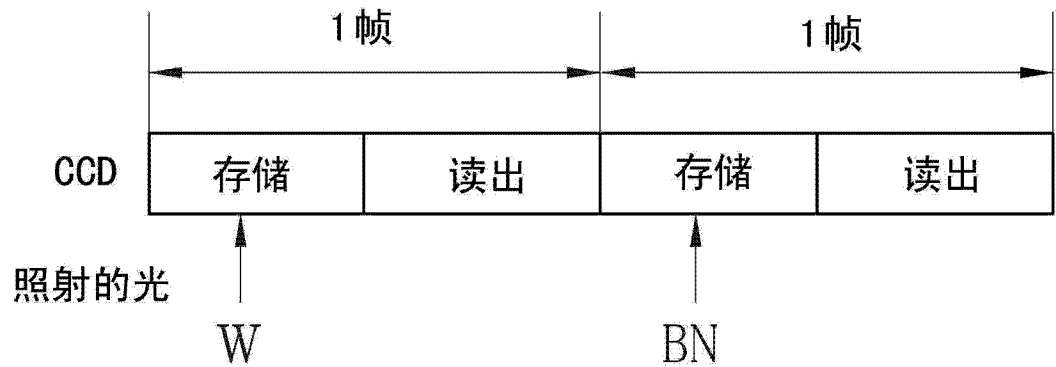


图 6B

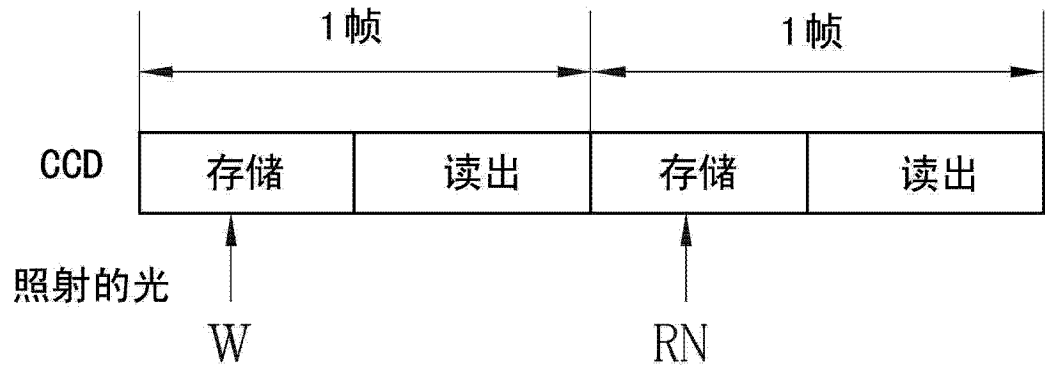


图 6C

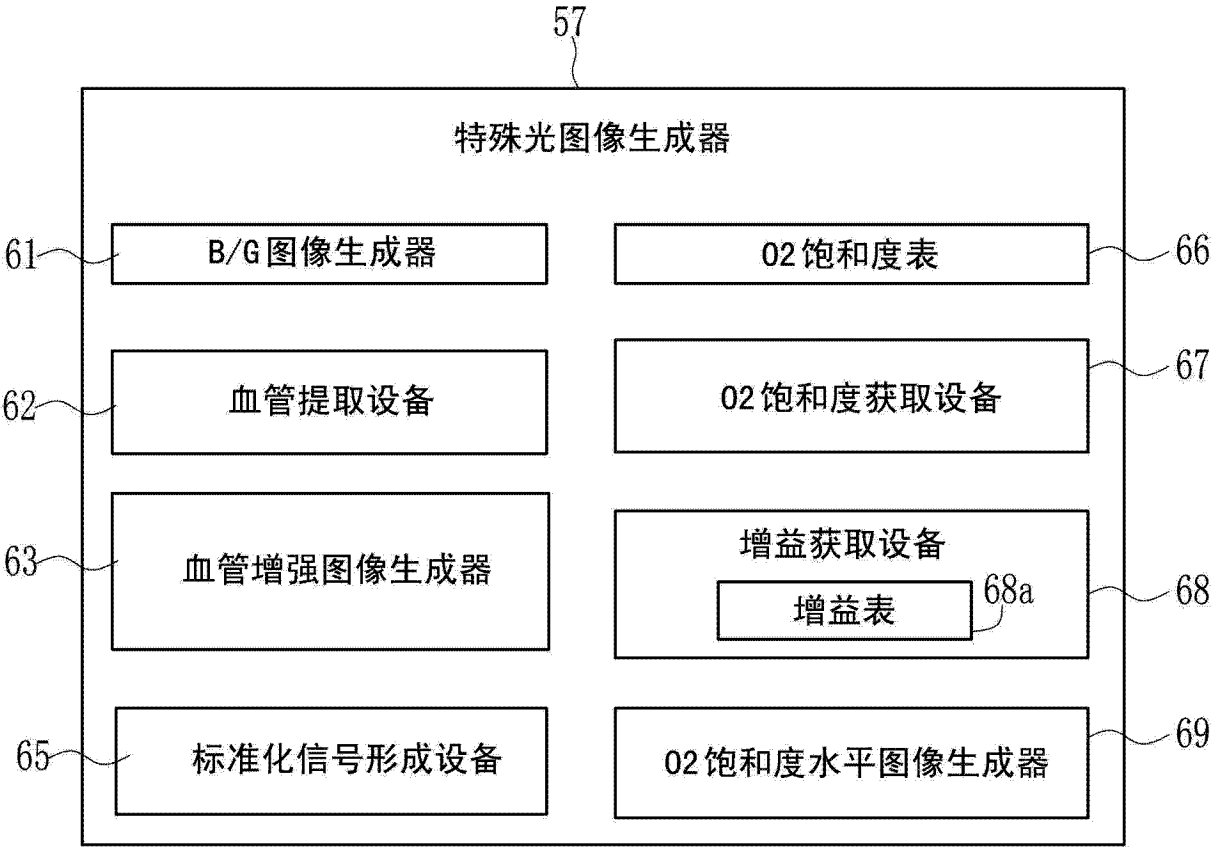


图 7

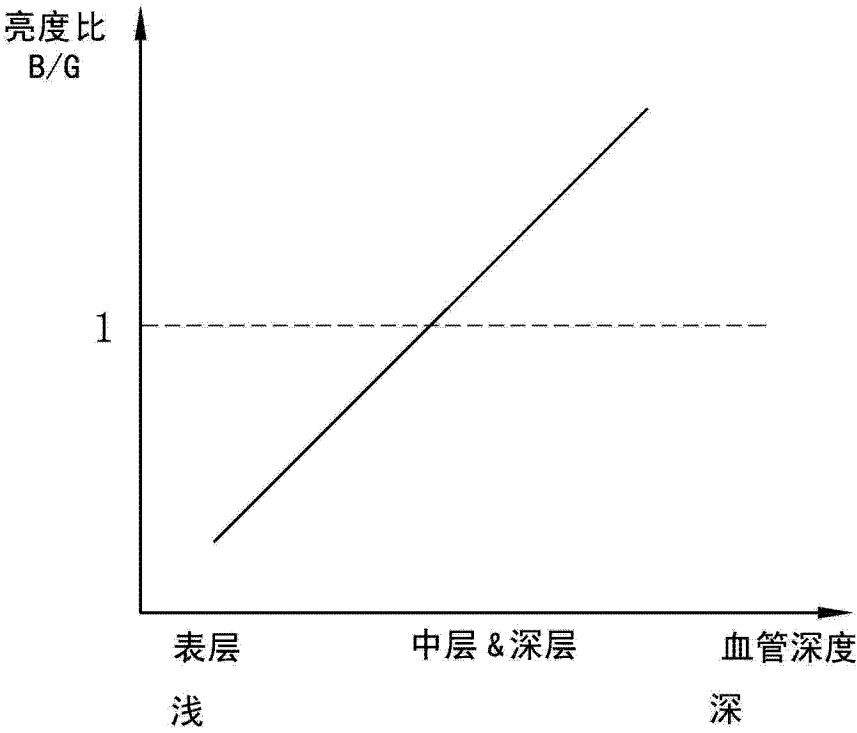


图 8

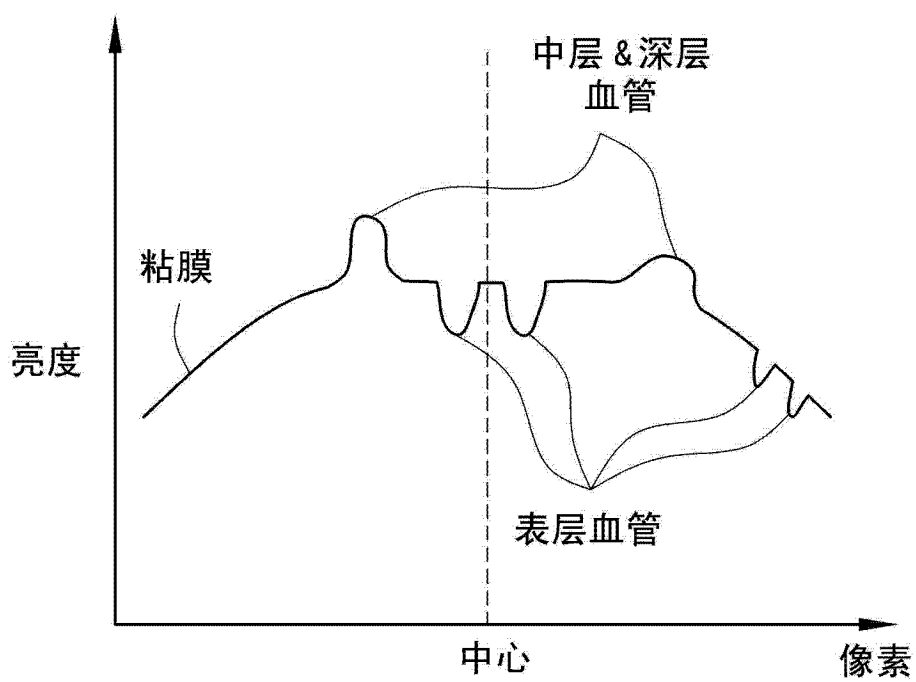


图 9

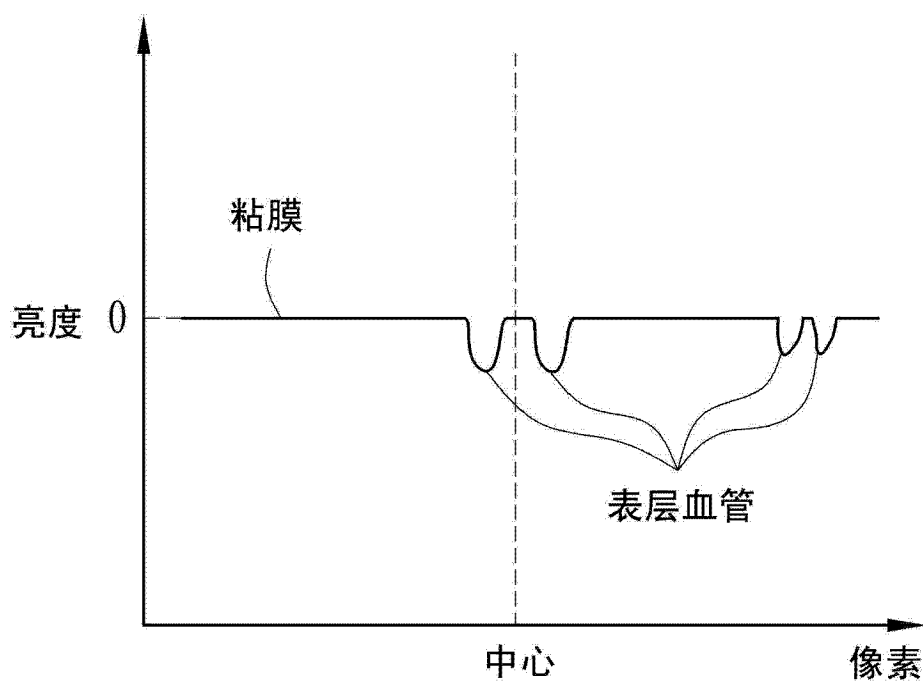


图 10

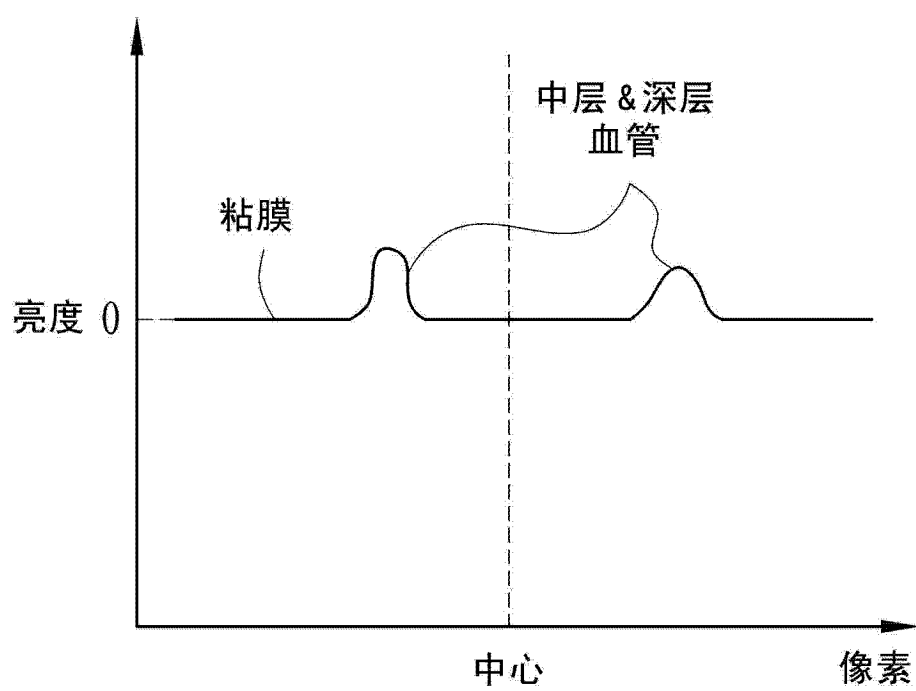


图 11

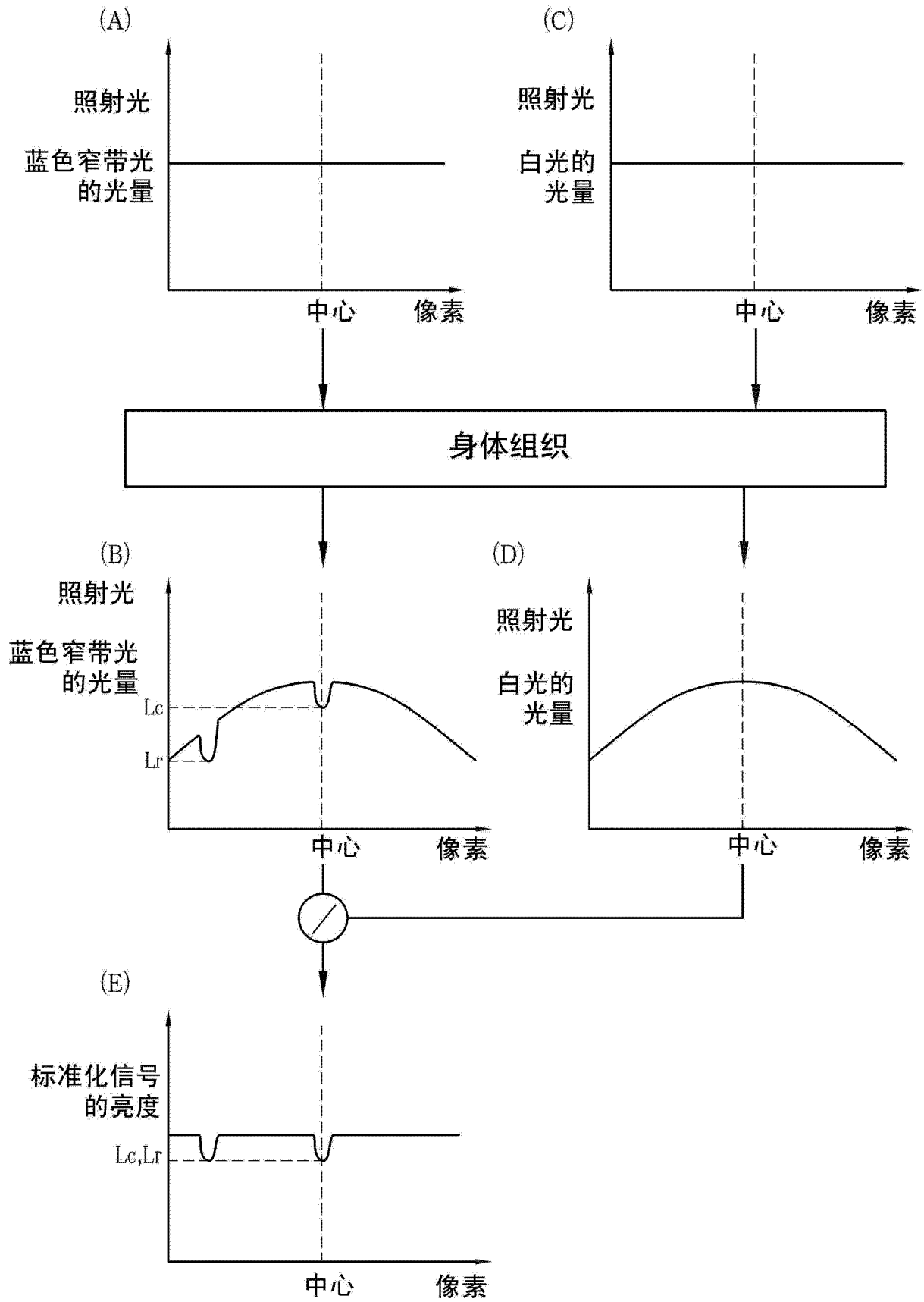


图 12

66

标准化信号	O2 饱和度水平 (%)
a1~a2	S1
a2~a3	S2
⋮	⋮
a(n-1)~an	Sn

图 13

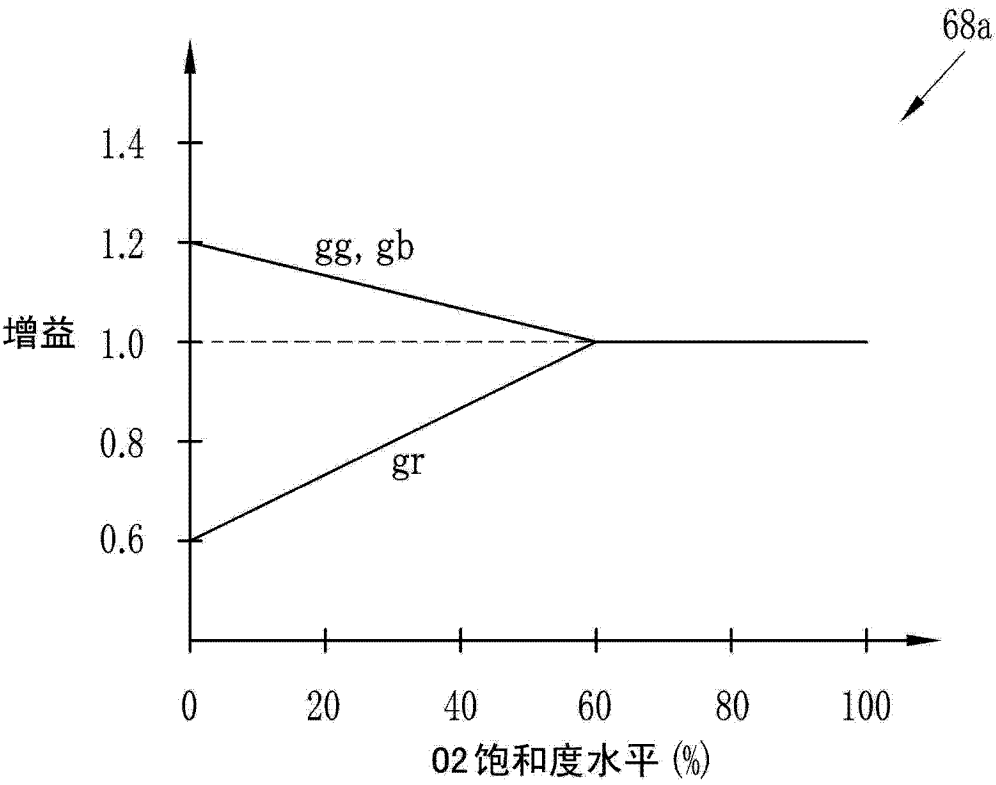


图 14A

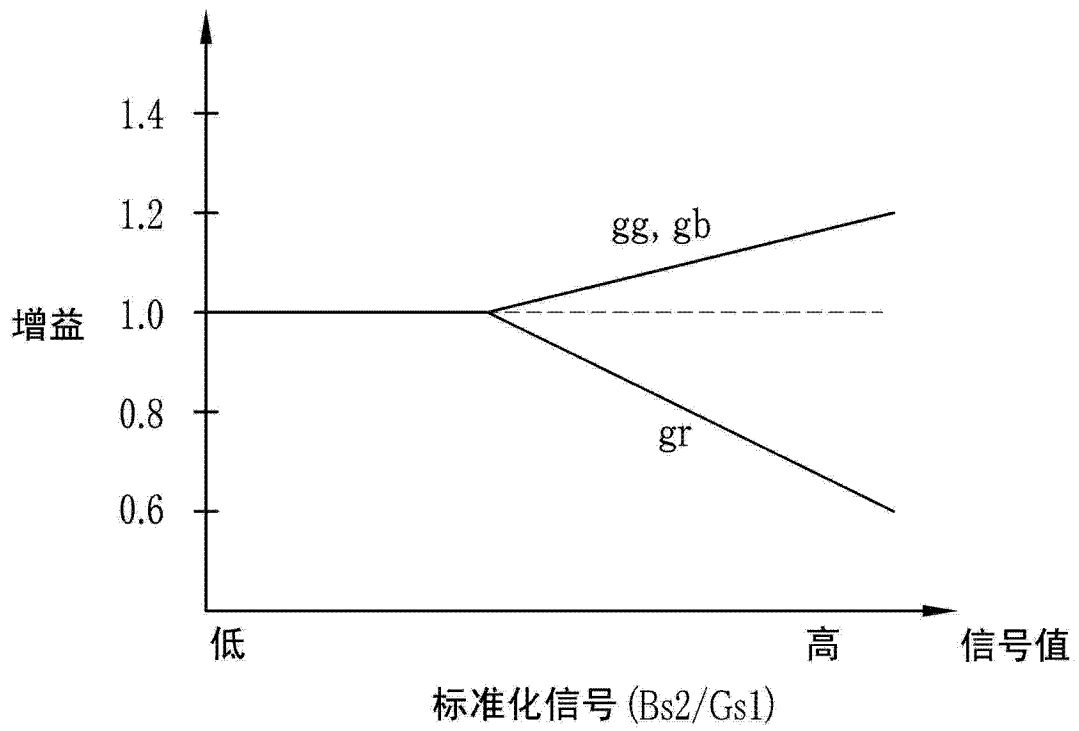


图 14B

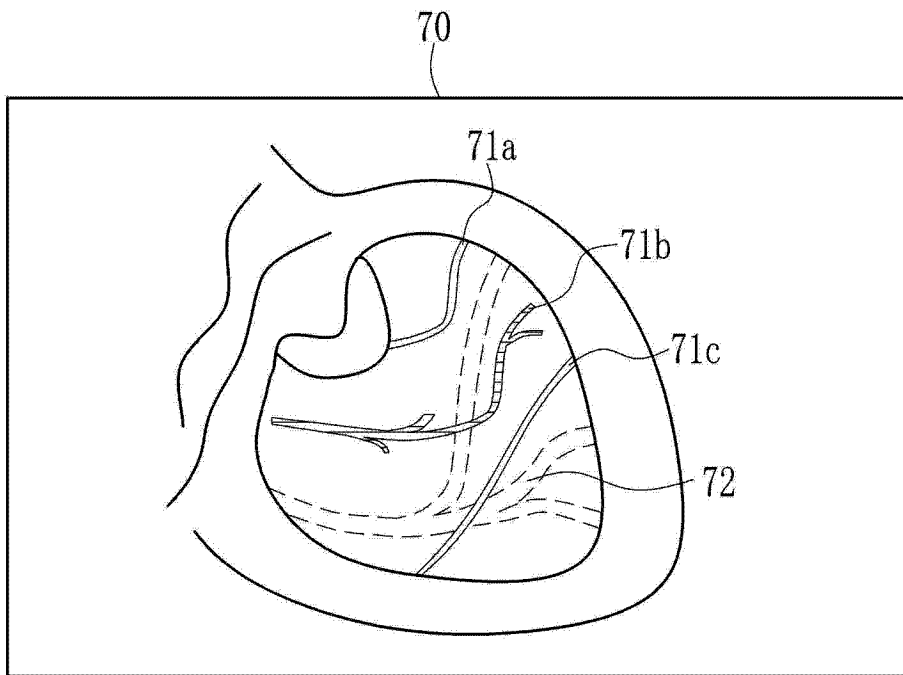


图 15

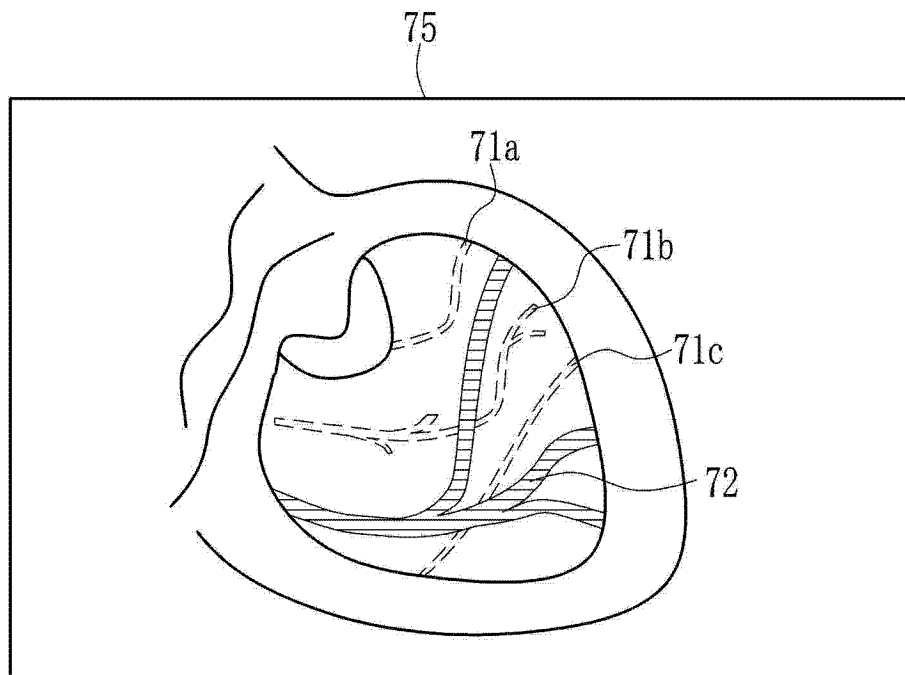


图 16

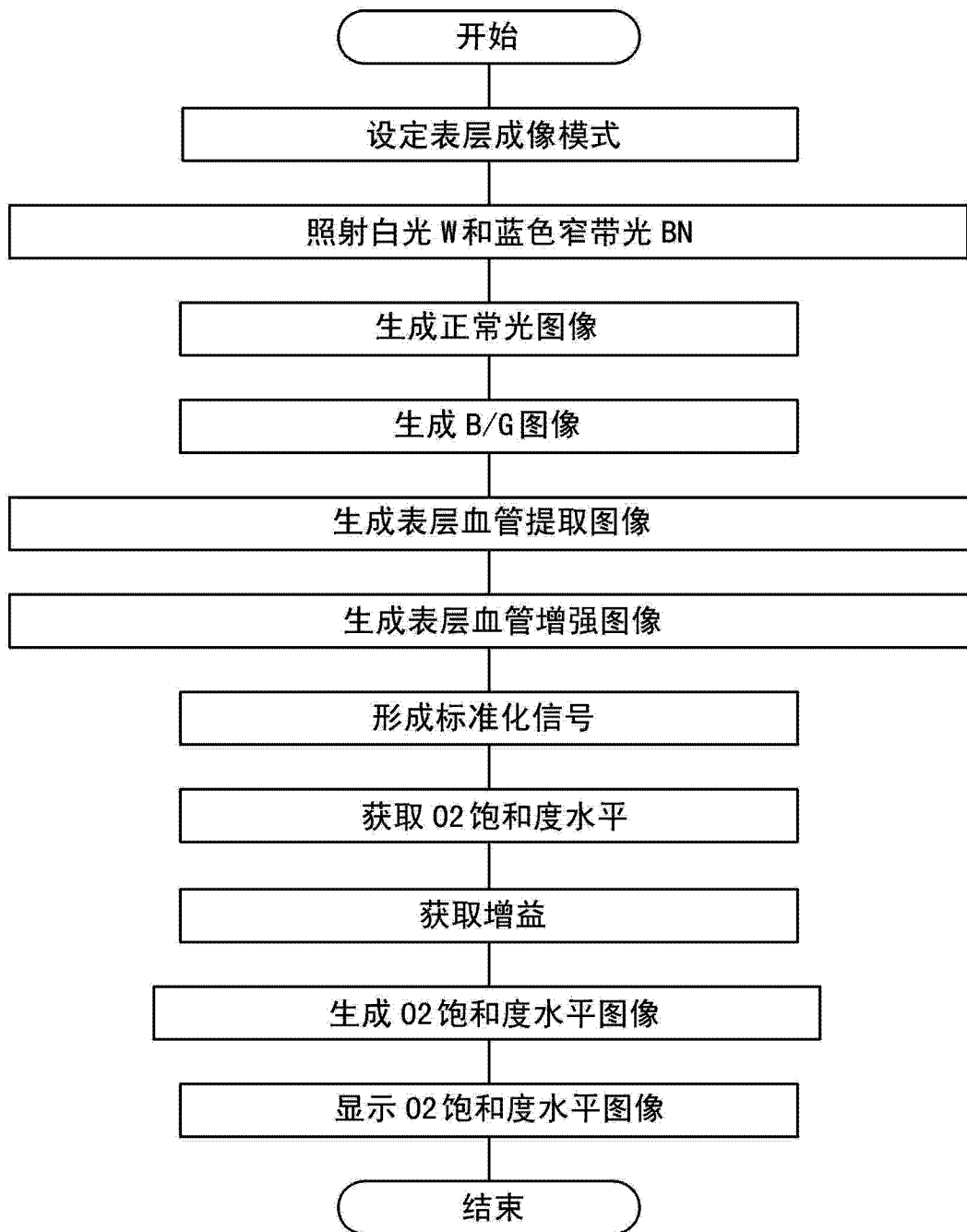


图 17

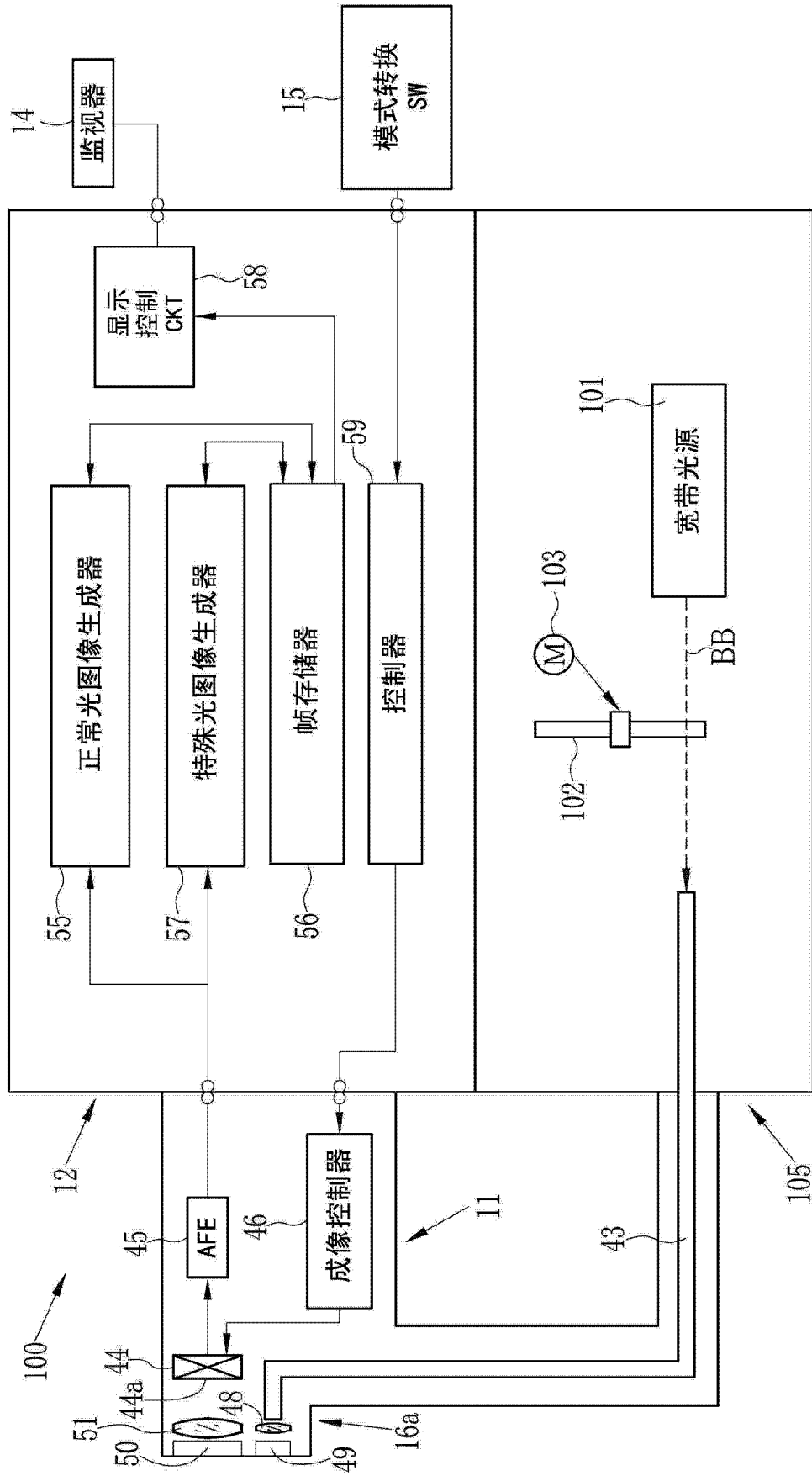


图 18

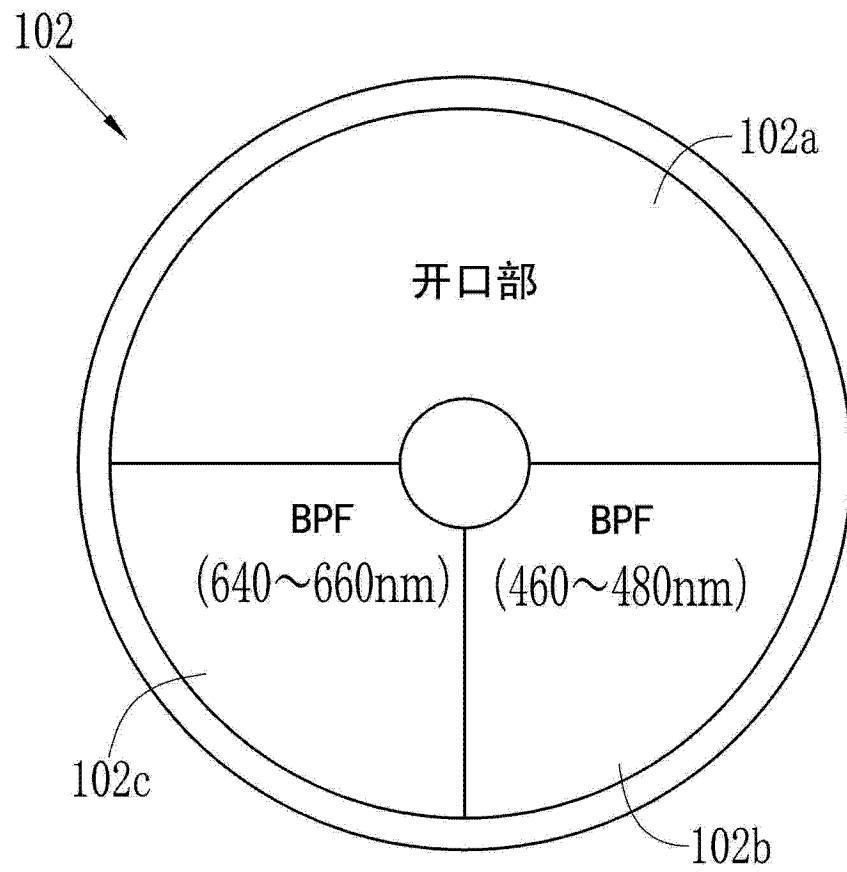


图 19

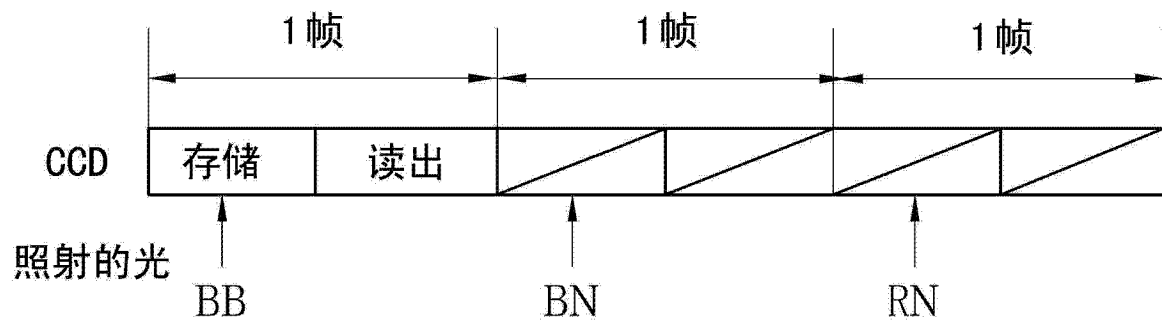


图 20A

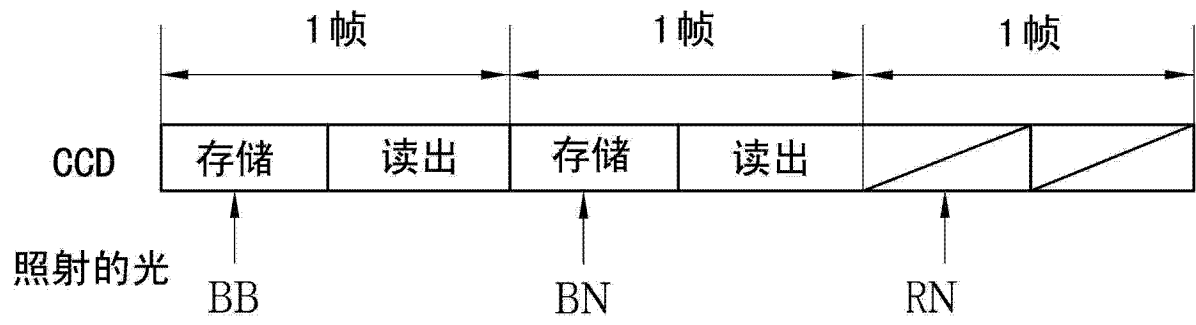


图 20B

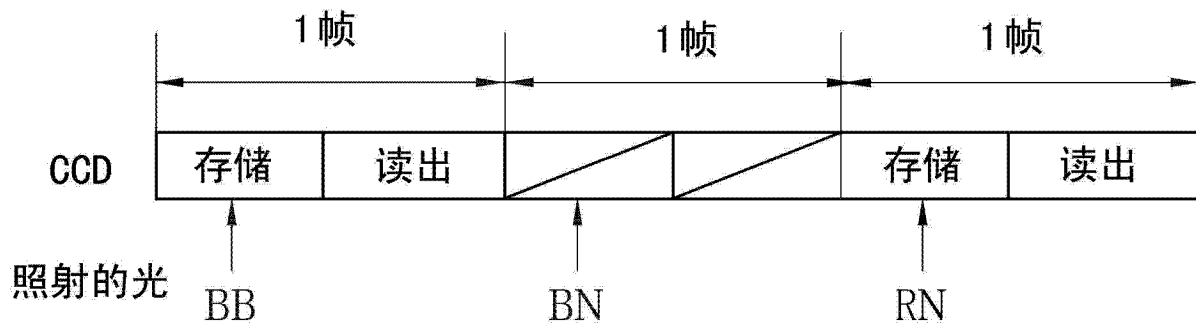


图 20C

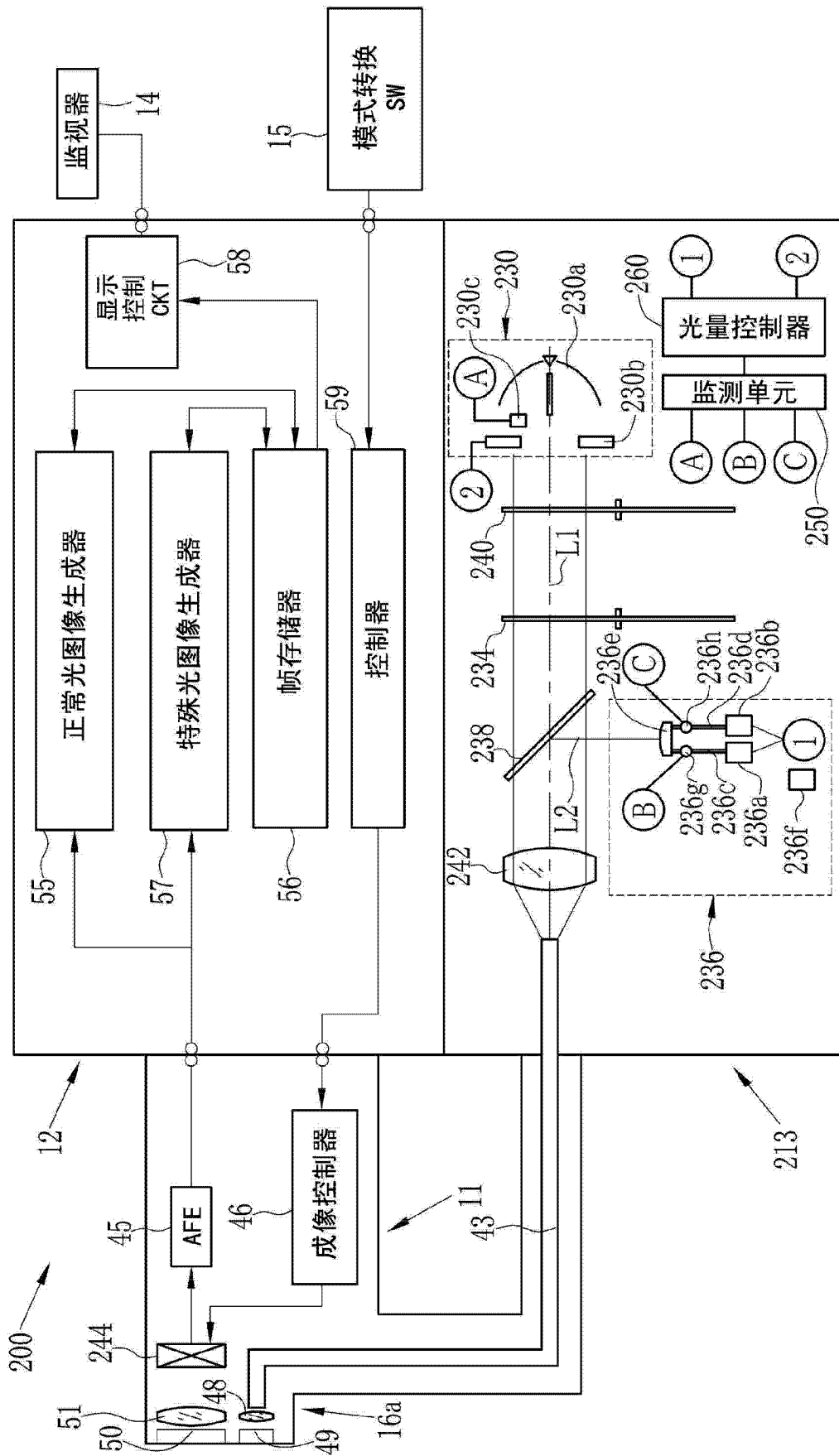


图 21

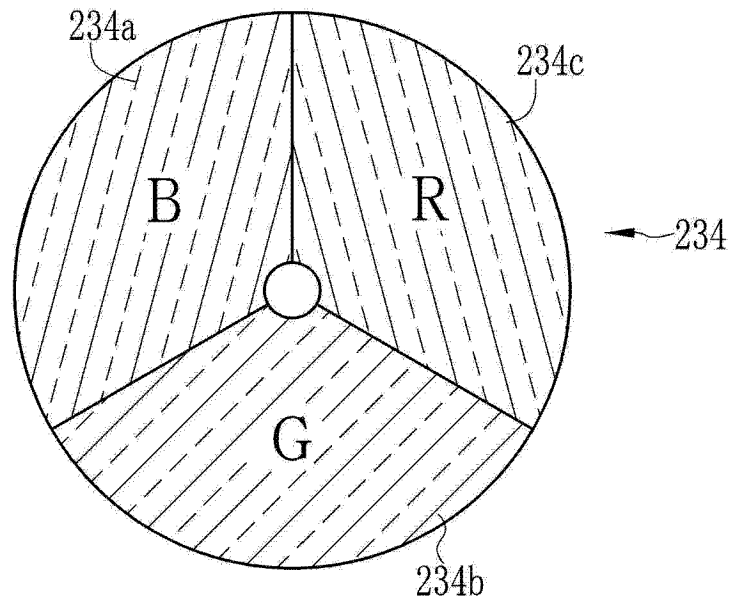


图 22

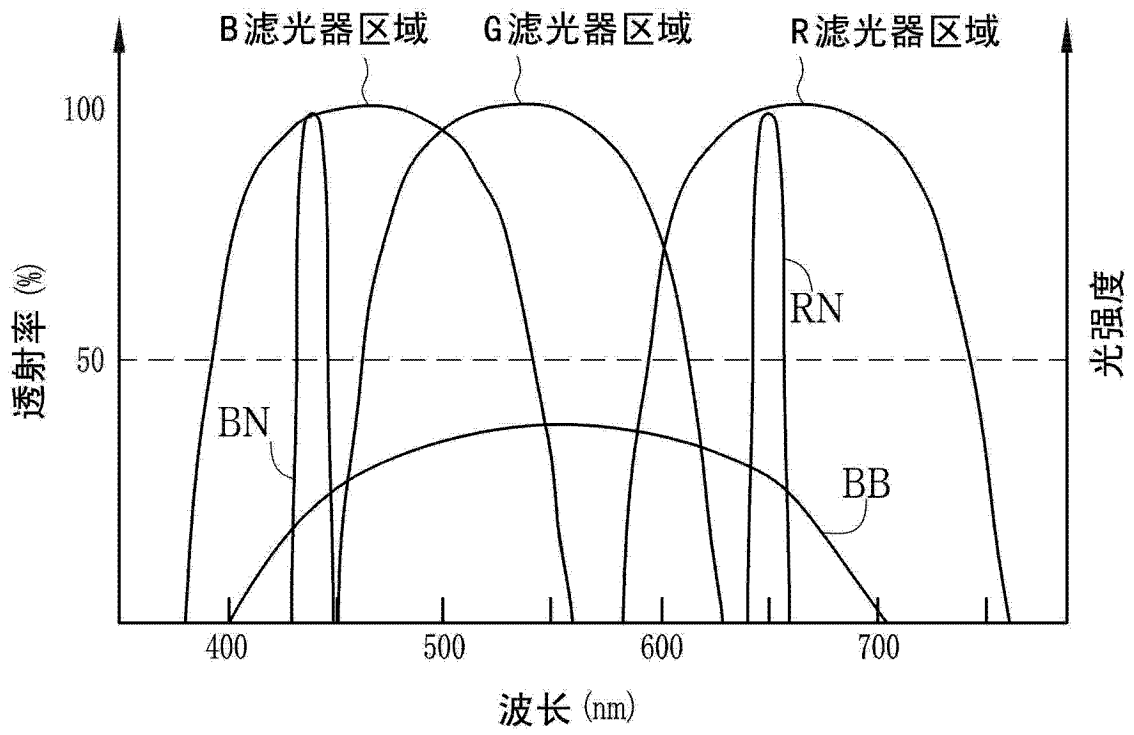


图 23

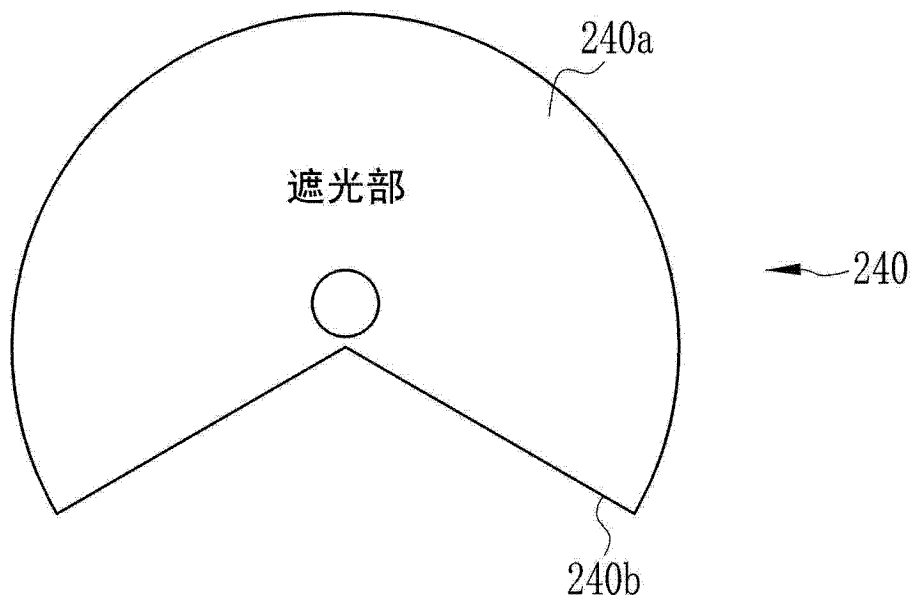


图 24

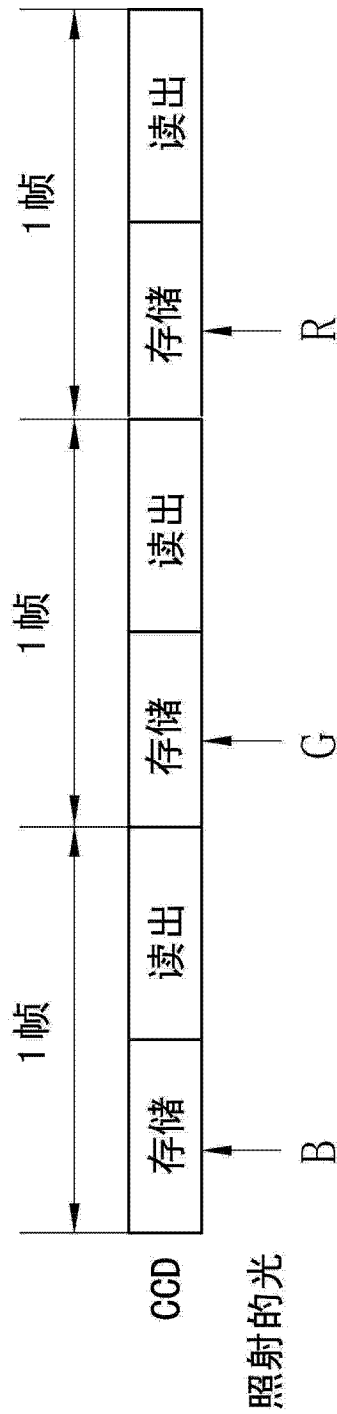


图 25A

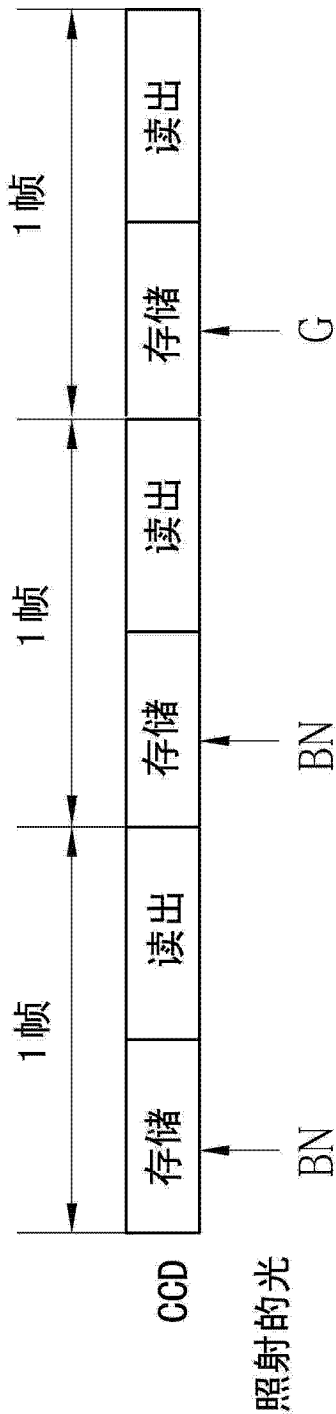


图 25B

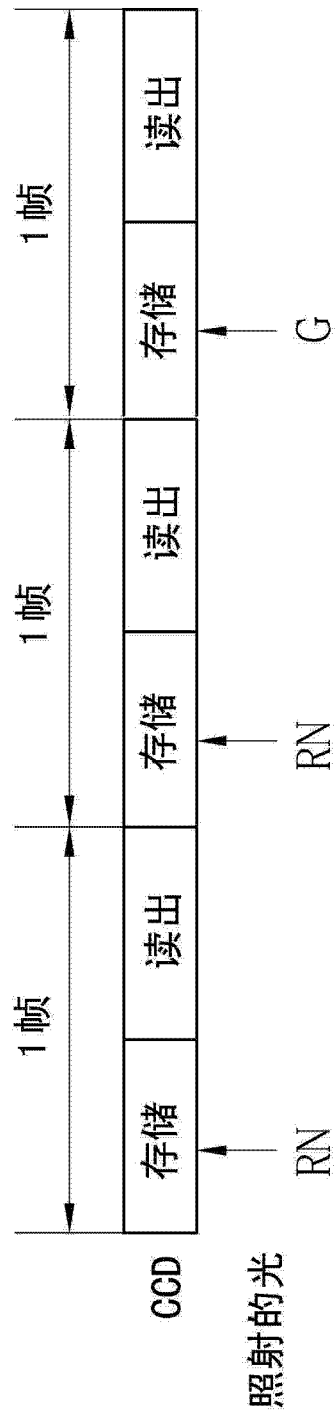


图 25C

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	CN103781395A	公开(公告)日	2014-05-07
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	CN103781395B		
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。

