



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102860812 B

(45) 授权公告日 2016. 02. 03

(21) 申请号 201210227987. 1

(22) 申请日 2012. 07. 02

(30) 优先权数据

2011-148357 2011. 07. 04 JP

(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 蒋亭

(56) 对比文件

US 2002/0072661 A1, 2002. 06. 13,

WO 2011/004801 A1, 2011. 01. 13,

US 4998973 A, 1991. 03. 12,

JP 平 1-250216 A, 1989. 10. 05,

US 5956416 A, 1999. 09. 21,

US 2011/0112362 A1, 2011. 05. 12,

JP 平 1-280442 A, 1989. 11. 10,

US 4914512 A, 1990. 04. 03,

JP 特开 2011-41758 A, 2011. 03. 03,

审查员 张雯

(51) Int. Cl.

A61B 1/05(2006. 01)

A61B 1/07(2006. 01)

A61B 1/045(2006. 01)

A61B 1/00(2006. 01)

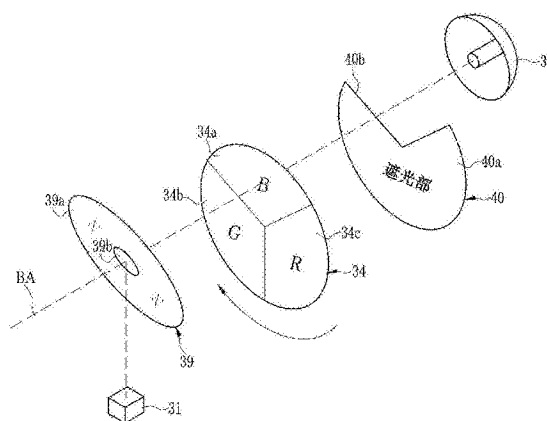
权利要求书3页 说明书15页 附图16页

(54) 发明名称

电子内窥镜系统、光源装置、及电子内窥镜系统的控制方法

(57) 摘要

本发明提供电子内窥镜系统、光源装置、及电子内窥镜系统的控制方法。其中,在光源装置(13)上不仅设有用于得到通常观察图像的白色光源(30)、而且设有发出蓝色区域的第一及第二窄带域光的半导体光源单元(31)。第一窄带域光和第二窄带域光是包含氧饱和度和血管深度的血管信息取得用的光。在血管信息取得时,为了将与第一窄带域光和第二窄带域光相对应的摄像信号标准化而需要表示明亮度的水平的参照信号。作为用于得到参照信号的参照光,利用白色光源(30)发出的白色光。通过半导体光源的窄带域光维持测定精度,同时,通过利用已有的光源装置的构成即白色光源(30)来抑制成本增加。



1. 一种电子内窥镜系统,其具备:具有插入被检体内的插入部且具有对所述被检体内的观察部位进行摄像的摄像元件的电子内窥镜、向所述电子内窥镜供给摄像用的光的光源装置、对所述摄像元件输出的摄像信号进行处理的处理机装置,其特征在于,

所述光源装置具有:

白色光源,其发出用于得到所述观察部位的通常观察图像的照明光所利用的白色光;

第一及第二半导体光源,其发出为了取得血管信息向所述观察部位所照射的光,所述所照射的光是均在蓝色区域的一部分窄的波长域内且分别具有不同的波长域的第一及第二蓝色窄带域光,所述血管信息包含表示所述观察部位所存在的血管的血中血色素的氧饱和度的氧饱和度和信息、和表示距所述观察部位的表面的所述血管的深度的血管深度信息,

所述光源装置将所述第一及第二蓝色窄带域光向所述电子内窥镜供给,且作为用于得到接收所述第一及第二蓝色窄带域光的反射光而从所述摄像元件输出的第一及第二摄像信号的标准化所利用的参照信号的参照光,将所述白色光中包含的至少一部分的波长域的光向所述电子内窥镜供给,

所述处理机装置基于所述第一及第二摄像信号和所述参照信号这三个信号求取所述血管信息。

2. 如权利要求 1 所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述光源装置具有:为了将所述白色光源发出的白色光向所述电子内窥镜入射而将所述白色光聚光的聚光透镜;在从所述白色光源朝向所述聚光透镜的所述白色光的光路上配置、且使所述第一及第二半导体光源发出的第一及第二蓝色窄带域光合流到所述白色光的光路的光合流部。

3. 如权利要求 2 所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述光合流部具有:透过所述白色光的透过部、和将所述第一及第二蓝色窄带域光朝向所述聚光透镜加以反射的反射部。

4. 如权利要求 1 所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述光源装置具有:被插入所述白色光的光路且在将所述白色光遮光的插入位置和从所述光路退避的退避位置之间可移动的遮挡板,

在取得所述血管信息时,在使所述遮挡板移动到所述插入位置将所述白色光遮光的状态下,将所述第一及第二蓝色窄带域光向所述电子内窥镜供给,使所述遮挡板向所述退避位置移动,将所述参照光向所述电子内窥镜供给。

5. 如权利要求 4 所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述摄像元件是输出单色的摄像信号的单色摄像元件,

所述光源装置具有过滤器,该过滤器具有蓝色、绿色、红色三色的透过区域或者黄色、品红、青色三色的透过区域,将三色的各透过区域选择性地插入所述白色光的光路,将所述白色光色分离成三色光,

所述光源装置是在对所述通常观察图像进行摄像时将所述三色的光依次向所述电子内窥镜供给的面顺序式。

6. 如权利要求 5 所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

在所述过滤器上,不仅设有所述三色的透过区域,而且设有构成所述遮挡板的遮光部。

7. 如权利要求 1 所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述摄像元件是具有蓝色、绿色、红色三色的像素或者黄色、品红、青色三色的像素并且输出与各色的像素相对应的三色的图像信号的彩色摄像元件，

所述光源装置是在对所述通常观察图像进行摄像时将所述白色光未进行色分离而向所述电子内窥镜供给的同时式。

8. 如权利要求 1 所述的电子内窥镜系统，其特征在于，

所述第一及第二蓝色窄带域光的两个波长，是在还原血色素和氧化血色素各自的吸光谱中各自的吸光度产生差的波长。

9. 如权利要求 8 所述的电子内窥镜系统，其特征在于，

所述两个波长中，还原血色素和氧化血色素各自的吸光度的大小关系反向。

10. 如权利要求 9 所述的电子内窥镜系统，其特征在于，

所述第一蓝色窄带域光的波长为 $440 \pm 10\text{nm}$ ，所述第二蓝色窄带域光的波长为 $470 \pm 10\text{nm}$ 。

11. 如权利要求 1 所述的电子内窥镜系统，其特征在于，

所述处理机装置基于所述第一摄像信号和所述参照信号之比即第一辉度比、第二摄像信号和所述参照信号之比即第二辉度比来求取所述血管信息。

12. 如权利要求 11 所述的电子内窥镜系统，其特征在于，

具备存储装置，其预先存储所述第一及第二辉度比和所述血管的深度及所述氧饱和度的相关关系，

所述处理机装置基于所述相关关系求取所述血管信息。

13. 如权利要求 12 所述的电子内窥镜系统，其特征在于，

所述相关关系表示对两个坐标轴分别分配所述第一及第二辉度比的辉度坐标系、和对两个坐标轴分别分配血管的深度及氧饱和度的血管信息坐标系之对应关系，

所述处理机装置，

在所述辉度坐标系中特定出与所述第一及第二辉度比相对应的第一坐标，

在所述血管信息坐标系中，通过将所述第一坐标分别向所述氧饱和度的坐标轴和所述血管的深度的坐标轴进行投影，特定出第二坐标，求取所述氧饱和度信息和所述血管深度信息。

14. 如权利要求 1 ~ 13 中任一项所述的电子内窥镜系统，其特征在于，

所述处理机装置具有：

生成表示所述氧饱和度信息及所述血管深度信息中至少一个的图像的图像生成装置；

将所生成的图像向显示装置输出的显示控制装置。

15. 一种光源装置，其用于电子内窥镜系统，所述电子内窥镜系统具备：具有插入被检体内的插入部且具有对所述被检体内的观察部位进行摄像的摄像元件的电子内窥镜，并且，所述光源装置向所述电子内窥镜供给摄像用的光，其特征在于，具有：

白色光源，其发出用于得到所述观察部位的通常观察图像的照明光所利用的白色光；

第一及第二半导体光源，其发出为了取得血管信息向所述观察部位所照射的光，所述所照射的光是均在蓝色区域的一部分窄波长域内且分别具有不同的波长域的第一及第二蓝色窄带域光，所述血管信息包含表示所述观察部位所存在的血管的血中血色素的氧饱和

度的氧饱和度信息、和表示与所述血管有关的距所述观察部位的表面的深度的血管深度信息，

将所述第一及第二蓝色窄带域光向所述电子内窥镜供给，且作为用于得到接收所述第一及第二蓝色窄带域光的反射光而从所述摄像元件输出的第一及第二摄像信号的标准化所利用的参照信号的参照光，将所述白色光中包含的至少一部分的波长域的光向所述电子内窥镜供给。

电子内窥镜系统、光源装置、及电子内窥镜系统的控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及通过电子内窥镜的使用来取得血管相关信息的电子内窥镜系统、及其使用的光源装置、及其控制方法。

背景技术

[0002] 在医疗领域,使用电子内窥镜的诊断正在普及。电子内窥镜具备插入被检体内的细长的插入部,且在该插入部的前端设有向被检体内的观察部位照射照明光的照明窗和由观察部位反射的像光所入射的观察窗,并在观察窗的进深内置有用于对像光进行摄像而得到观察图像的 CCD 图像传感器或 CMOS 图像传感器等摄像元件。电子内窥镜与光源装置连接,且从光源装置被供给照明光,并通过导光管向照明窗导光。

[0003] 在近年来的内窥镜诊断中,不仅进行基于白色光观察生体组织的表面的整体的性状的通常观察,而且还进行使用了被限制为特定的波长的特殊光的特殊光观察。特殊光观察有各种观察,例如在日本特许 3559755 号公报中公开有如下技术,利用距粘膜表面的光的深达度存在波长依存性,使用波长域不同的、B(青)色、G(绿)色、R(红)色三种窄带域光来强调显示表层、中层、深层各层的血管。

[0004] 另外,日本特许 2648494 号公报中公开有如下技术,使用因氧饱和度而血管的吸光度变化的近红外区域的窄带域光来测定血中的氧饱和度。另外,本申请人提出的特开 2011-092690 号公报中公开有如下技术,使用蓝色区域的窄带域光来同时取得氧饱和度的信息和表示距粘膜表面的深度的血管深度的信息。

[0005] 上述三个现有文献中记载的有关血管的观察技术,在内窥镜诊断时是有用的。特别是在特开 2011-092690 号公报中被公开的、同时取得氧饱和度信息和血管深度信息的技术,是可进行排除了血管的深度影响的精度高的氧饱和度的测定的技术,在肿瘤的良性恶性鉴别等正确地观察病变部的性状方面极其有用是清楚可见的。另外,特开 2011-092690 号公报中,通过使用蓝色区域的窄带域光,能够对表层血管进行良好的观察。在肿瘤的良性恶性鉴别时,也多有相比中深层而言表层血管的性状的把握至为重要的情况,特开 2011-092690 号公报中记载的技术作为能够详细地把握表层血管的性状的有用的技术被期待。

[0006] 在为了用户能够更好地利用这样的电子内窥镜系统上,寻求开发成本及制造成本的降低,因此,要求尽可能有效地利用氙气灯、卤素灯、金属卤化物水银灯等搭载于已有的光源装置的白色光源的对策。

[0007] 如特开 2011-092690 号公报所记载,为了同时取得氧饱和度信息和血管深度信息,需要对观察部位照射波长域不同的三个光,且需要表示这些反射光的辉度的三个信号。特开 2011-092690 号公报中,作为取得三个信号的一个方式,记载有设有分别发出三个光的专用三个半导体光源的构成、或利用白色光源将三个光均通过过滤器对白色光进行色分离而生成的构成。设置专用的三个半导体光源的构成从有效利用已有的光源装置的构成的观点出发,留有改良的余地。

[0008] 另外,将三个光全部通过过滤器进行色分离而生成的方式中,光量不足之虞存在。这是由于为了高精度地测定氧饱和度而需要波长域窄的窄带域光,如果将白色光色分离而生成窄带域光,则波长域窄,因此,有时不能得到充分的光量的缘故。光量不足也成为测定精度降低的原因。作为该对策,考虑使用通过色分离从白色光生成窄带域光以得到所需的光量的程度使发光量增大的白色光源,但这样的大光量的白色光源由于在通常观察中过大,所以不仅浪费多而且特殊,因此,从利用已有的光源装置构成的观点来看残存问题。

[0009] 上述三个现有文献的任一个中,对于有效利用已有的光源装置降低成本的课题没有明确说明也没有给出任何暗示。

发明内容

[0010] 本发明的目的在于,在可观察血管深度信息和氧饱和度信息两者的电子内窥镜系统中,设为主要确保与表层血管有关的良好测定精度,同时容易利用已有的光源装置的构成的形式。

[0011] 为实现上述目的,本发明的电子内窥镜系统具备:具有插入被检体内的插入部且具有对被检体内的观察部位进行摄像的摄像元件的电子内窥镜、向电子内窥镜供给摄像用的光的光源装置、对摄像元件输出的摄像信号进行处理的处理机装置。

[0012] 光源装置具有:白色光源、和第一及第二半导体光源。白色光源发出用于得到观察部位的通常观察图像的照明光所利用的白色光。第一及第二半导体光源发出为了取得包含表示观察部位所存在的血管的血中血色素的氧饱和度的氧饱和度信息和表示距观察部位的表面的血管的深度的血管深度信息之血管信息而向观察部位进行照射的光,是均在蓝色区域的一部分窄的波长域内且分别具有不同的波长域的第一及第二蓝色窄带域光。

[0013] 光源装置将第一及第二蓝色窄带域光向电子内窥镜供给,且作为用于得到接收第一及第二蓝色窄带域光的反射光而摄像元件输出的第一及第二摄像信号的标准化所利用的参照信号的参照光,将白色光中包含的至少一部分的波长域的光向电子内窥镜供给。

[0014] 处理机装置基于第一及第二摄像信号和参照信号这三个信号求血管信息。

[0015] 优选光源装置具有:为了将白色光源发出的白色光向电子内窥镜入射而将白色光聚光的聚光透镜;在从白色光源朝向聚光透镜的白色光的光路上配置、并使第一及第二半导体光源发出的第一及第二蓝色窄带域光合流到白色光的光路的光合流部。另外,优选光合流部具有透过白色光的透过部、和将第一及第二蓝色窄带域光朝向聚光透镜加以反射的反射部。

[0016] 优选的是,光源装置具有:被插入白色光的光路且在将白色光遮光的插入位置和从光路退避的退避位置之间可移动的遮挡板,在取得血管信息时,在使遮挡板移动到插入位置将白色光遮光的状态下,将第一及第二蓝色窄带域光向电子内窥镜供给,使遮挡板向退避位置移动,将参照光向电子内窥镜供给。

[0017] 也可以是,摄像元件是输出单色的摄像信号的单色摄像元件,光源装置具有过滤器,该过滤器具有蓝色、绿色、红色三色的透过区域或者黄色、品红、青色三色的透过区域,将三色的各透过区域选择性地插入白色光的光路,将白色光色分离成三色光,光源装置是在对通常观察图像进行摄像时将三色的光依次向电子内窥镜供给的面顺序式。优选的是,在过滤器上,不仅设有三色的透过区域,而且设有构成遮挡板的遮光部。

[0018] 也可以是,摄像元件是具有蓝色、绿色、红色三色的像素或者黄色、品红、青色三色的像素并且输出与各色的像素相对应的三色的图像信号的彩色摄像元件,光源装置是在对通常观察图像进行摄像时将白色光色未进行色分离而向电子内窥镜供给的同时式。

[0019] 优选的是,第一及第二蓝色窄带域光的两个波长,是在还原血色素和氧化血色素各自的吸光光谱中各自的吸光度产生差的波长。优选的是,两个波长中,还原血色素和氧化血色素各自的吸光度的大小关系反向。优选的是,第一蓝色窄带域光的波长为 $440 \pm 10\text{nm}$,第二蓝色窄带域光的波长为 $470 \pm 10\text{nm}$ 。

[0020] 优选的是,处理机装置基于第一摄像信号和参照信号之比即第一辉度比、第二摄像信号和参照信号之比即第二辉度比求血管信息。

[0021] 优选的是,具备预先存储第一及第二辉度比和血管的深度及氧饱和度的相关关系的存储装置,处理机装置基于相关关系求血管信息。

[0022] 优选的是,相关关系表示对两个坐标轴分别分配第一及第二辉度比的辉度坐标系、和对两个坐标轴分别分配血管的深度及氧饱和度的血管信息坐标系之对应关系,处理机装置在辉度坐标系中特定出与第一及第二辉度比相对应的第一坐标,处理机装置在血管信息坐标系中,通过将第一坐标分别向氧饱和度的坐标轴和血管的深度的坐标轴投影,特定出第二坐标,求氧饱和度信息和血管深度信息。

[0023] 优选的是,处理机装置具有:生成表示氧饱和度信息及血管深度信息中至少一个的图像的图像生成装置;将所生成的图像向显示装置输出的显示控制装置。

[0024] 本发明的光源装置用于电子内窥镜系统,电子内窥镜系统具备:具有插入被检体内的插入部且对被检体内的观察部位进行摄像的摄像元件,并且光源装置向电子内窥镜供给摄像用的光。光源装置具有:白色光源,其发出用于得到观察部位的通常观察图像的照明光所利用的白色光;第一及第二半导体光源,其发出为了取得包含表示观察部位所存在的血管的血中血色素的氧饱和度的氧饱和度信息和表示与血管有关的距观察部位的表面的深度的血管深度信息之血管信息而向观察部位所照射的光,所照射的光是均在蓝色区域的一部分窄的波长域内且分别具有不同的波长域的第一及第二蓝色窄带域光。光源装置将第一及第二蓝色窄带域光向电子内窥镜供给,且作为用于得到接收第一及第二蓝色窄带域光的反射光而摄像元件输出的第一及第二摄像信号的标准化所利用的参照信号的参照光,将白色光中包含的至少一部分的波长域的光向电子内窥镜供给。

[0025] 本发明的电子内窥镜系统的控制方法是具备电子内窥镜和向电子内窥镜供给摄像用的光的光源装置之电子内窥镜系统的控制方法,是用于取得包含表示观察部位所存在的血管的血中血色素的氧饱和度的氧饱和度信息和表示与血管有关的距观察部位的表面的深度的血管深度信息之血管信息的控制方法。电子内窥镜具有插入被检体内的插入部且具有对被检体内的观察部位进行摄像的摄像元件。

[0026] 电子内窥镜系统的控制方法包含第一照射控制步骤、第一信号取得步骤、第二照射控制步骤、第二信号取得步骤、求血管信息的步骤各步骤。第一照射控制步骤中,按照光源装置所具有的第一及第二半导体光源发出的第一及第二蓝色窄带域光、即均为在蓝色区域的一部分的窄带域内且分别具有不同的波长域的第一及第二蓝色窄带域光,向观察部位照射的方式,控制光源装置。第一信号取得步骤中,取得接收到第一及第二蓝色窄带域光的反射光的摄像元件输出的第一及第二摄像信号。第二照射控制步骤中,按照将光源装置

所具有的白色光源发出的白色光中包含的至少一部分的波长域的光,作为用于得到在第一及第二摄像信号的标准化所利用的参照信号的参照光向观察部位照射的方式,控制光源装置。第二信号取得步骤中,取得接收到参照光的反射光的摄像元件所输出的参照信号。求血管信息的步骤中,基于第一及第二摄像信号和参照信号这三个信号求血管信息。

[0027] 根据本发明,利用半导体光源发出的第一及第二蓝色窄带域光、和白色光源发出的白色光,取得由氧饱和度信息和血管深度信息组成的血管信息,因此,主要对于有关表层血管的血管信息能够确保良好的测定精度,且能够以容易利用已有的光源装置的构成的方式提供电子内窥镜系统。

附图说明

- [0028] 图 1 是本发明第一实施方式的电子内窥镜系统的外观图；
- [0029] 图 2 是表示第一实施方式的电子内窥镜系统的电气构成的块图；
- [0030] 图 3 是旋转滤器的说明图；
- [0031] 图 4 是光合流部的说明图；
- [0032] 图 5 是遮挡板的说明图；
- [0033] 图 6 是通常观察模式下的光源装置的动作的说明图；
- [0034] 图 7 是血管信息取得模式的光源装置的动作的说明图；
- [0035] 图 8 是表示原色系滤色器的分光透射率、白色光 BB 及第一及第二窄带域光 N1、N2 的光强度分布的图表；
- [0036] 图 9A 是通常观察模式时的 CCD 的摄像动作的说明图；
- [0037] 图 9B 是血管信息取得模式时的 CCD 的摄像动作的说明图；
- [0038] 图 10 是表示血色素的吸收系数的图表；
- [0039] 图 11 是表示第一及第二辉度比 $S1/S3$ 、 $S2/S3$ 与血管深度及氧饱和度的相关关系的图表；
- [0040] 图 12A 是根据第一及第二辉度比 $S1^*/S3^*$ 、 $S2^*/S3^*$ 求辉度坐标系的坐标 (X^*, Y^*) 的方法的说明图；
- [0041] 图 12B 是求与坐标 (X^*, Y^*) 相对应的血管信息坐标系的坐标 (U^*, V^*) 的方法的说明图；
- [0042] 图 13 是血管深度图像或氧饱和度图像的任一方得以显示的显示方式的说明图；
- [0043] 图 14 是同时显示血管深度图像或氧饱和度图像两方的显示方式的说明图；
- [0044] 图 15 是将有关血管的血管深度信息及氧饱和度信息作为文字信息同时显示的显示方式的说明图；
- [0045] 图 16 是表示电子内窥镜系统的动作顺序的流程图；
- [0046] 图 17 是第二实施方式的具有遮挡功能的旋转滤器的说明图；
- [0047] 图 18 是具有有别于图 17 的遮挡功能的旋转滤器的说明图；
- [0048] 图 19 是第三实施方式的彩色 CCD 的说明图；
- [0049] 图 20 是第三实施方式的光源装置的说明图；
- [0050] 图 21 是说明第三实施方式的 CCD 的摄像动作的说明图；
- [0051] 图 22 是表示补色系的滤色器的分光透射率、和白色光 BB、及第一及第二窄带域光

N1、N2 的光强度分布的图表。

具体实施方式

[0052] [第一实施方式]

[0053] 如图 1 所示,本发明第一实施方式的电子内窥镜系统 10 具备:对被检体内的观察部位进行摄像的电子内窥镜 11、基于由摄像得到的信号来生成观察部位的观察图像的处理机装置 12、供给照射观察部位的光的光源装置 13、显示观察图像的监视器 14。

[0054] 电子内窥镜系统 10 具备:基于白色光对观察部位进行观察的通常观察模式、和利用特殊光取得包含与存在于观察部位的血管有关的氧饱和度信息及血管深度信息的血管信息的血管信息取得模式这两个动作模式。

[0055] 电子内窥镜 11 具备插入被检体内的挠性的插入部 16、设于插入部 16 的基端部分的操作部 17、将操作部 17 和处理机装置 12 及光源装置 13 之间连结的通用塞绳 18。

[0056] 插入部 16 由从前端按顺序连设的前端部 16a、弯曲部 19、可挠管部构成。在前端部 16a 的前端面设有对观察部位照射照明光的照明窗 49(参照图 2)、由观察部位反射的像光入射的观察窗 50(参照图 2)、使钳子或射电刀之类的处置件突出的钳子出口等。在观察窗 50 的进深内置有摄像元件即 CCD44(参照图 2)或成像用的光学系。

[0057] 弯曲部 19 由连结的多个弯曲块构成,通过操作操作部的角旋钮 21,在上下左右方向进行弯曲动作。通过弯曲部 19 进行弯曲,前端部 16a 的方向朝向所希望的方向。可挠管部具有挠性,以能够插入食道或肠等弯弯曲曲的管道。在插入部 16 插通有对驱动 CCD44 的驱动信号或 CCD44 所输出的摄像信号进行通信的通信电缆、将从光源装置 13 供给的照明光向照明窗 49 导光的导光管 43(参照图 2)。

[0058] 另外,在操作部 17,除角旋钮 26 外,还设有用于插入处置件的钳子口 22、进行送气・送水操作的送气・送水按钮、用于摄像静止图像的释放按钮等。

[0059] 就通用塞绳 18 而已,被插通从插入部 16 延设的通信电缆或导光管 43,且在其一端,在处理机装置 12 及光源装置 13 侧安装有连接器 24。连接器 24 是由通信用连接器和光源用连接器构成的复合型的连接器,在通信用连接器配设通信电缆的一端,在光源用连接器配设导光管 43 的一端。电子内窥镜 11 经由该连接器 24 拆装自如地连接于处理机装置 12 及光源装置 13。

[0060] 如图 2 所示,光源装置 13 具备白色光源 30、半导体光源单元 31、驱动控制它们的光源控制部 32。光源控制部 32 进行光源装置 13 的各部的驱动开始、结束、驱动定时、同期定时等控制。

[0061] 白色光源 30 为氙气灯、卤素灯、金属卤化物水银灯等,产生在从红色区域到蓝色区域(约 400 ~ 700nm)的宽波长域发光光谱连续的宽带域光(白色光)BB。白色光源 30 与搭载于已有的大多光源装置的光源相同,可沿用已有的光源装置的零件。

[0062] 白色光源 30 由放射白色光 BB 的灯 30a、及将灯 30a 放射的白色光 BB 向射出方向反射的反射镜 30b 构成。氙气灯或卤素灯等白色光源从开始点灯到光量稳定耗费时间,因此,白色光源 30 在光源装置 13 的电源接入时就开始点灯、且在电子内窥镜 11 的使用中持续点灯。另外,在白色光源 30 的光路上配置有光圈 33,白色光源 30 的光量控制通过调节光圈 33 的开度来进行。

[0063] 在白色光源 30 发光的白色光 BB 的光路行配置有旋转滤器 34。如图 3 所示,旋转滤器 34 形成圆板形状,且在圆周方向被三等分而在中心角为 120° 的扇形的区域被分别设有透射 B、G、R 光的 B 过滤部 34a、G 过滤部 34b、R 过滤部 34c 三色的滤色器。

[0064] 旋转滤器 34 按照将 B 过滤部 34a、G 过滤部 34b、R 过滤部 34c 选择性地插入白色光 BB 的光路的方式旋转自如地设置。电动机 34d 是用于使旋转滤器 34 旋转的驱动源。旋转滤器 34 旋转时,各色的过滤部 34a、G 过滤部 34b、R 过滤部 34c 被依次插入白色光 BB 的光路。光源装置 13 为在白色光下观察观察部位的通常观察模式下,将白色光源 30 的光由旋转滤器 34 色分离并生成为 B、G、R 三色的光,且将所生成的三色光相对于电子内窥镜 11 依次供给的所谓的面依次方式。

[0065] 电子内窥镜 11 的 CCD44 (参照图 2) 是在摄像面未设有微滤色器的单色的摄像元件,依次输出与从光源装置 13 依次供给的三色光相对应的三色的摄像信号。旋转滤器 34 旋转速度及各过滤部 34a、34b、34c 的大小根据规定输出 CCD44 的 1 画面量的摄像信号的间隔的帧频率 (frame rate) 决定。

[0066] 在白色光 BB 的光路中,在旋转滤器 34 的下游侧配置有光圈 33、聚光透镜 36、棒状积分器 37。光圈 33 由对光遮光的遮光板和使遮光板位移的致动器 (未图示) 构成,通过由遮光板将白色光 BB 的光路的一部分加以遮光,控制光量。光源控制部 32 从处理机装置 12 接收 CCD44 输出的摄像信号,根据摄像信号求 CCD44 的摄像面上的曝光量,决定光圈 33 的光圈量。光圈 33 根据所决定的光圈量调节光圈径及向光路的插入量,并控制光量。

[0067] 聚光透镜 36 使通过了光圈 33 的光聚光、且使之向棒状积分器 37 入射。棒状积分器 37 将入射的光由内部多重反射而使面内光量分布均一化、且向与光源装置 13 连接的电子内窥镜 11 的导光管 43 的入射端面入射光。

[0068] 半导体光源单元 31 是为取得血管信息而在血管信息取得模式下发出特殊光的特殊光光源,具有分别由激光二极管构成的第一及第二激光光源 31a、31b、光纤 31c、耦合器 31d、准直透镜 31e。第一及第二激光光源 31a、31b 均发出蓝色区域的一部分窄的波长域的蓝色窄带域光。

[0069] 第一激光光源 31a 发出波长域被限制在 $440 \pm 10\text{nm}$ 、优选限制在 445nm 的窄带域的光 (以下称作“第一窄带域光 N1”),第二激光光源 31b 发出波长域被限制在 $470 \pm 10\text{nm}$ 、优选限制在 473nm 的窄带域的光 (以下称作“第二窄带域光 N2”)。作为第一及第二激光光源 31a、32a 所使用的激光二极管,可使用大面积型的 InGaN 系、InGaAs 系、GaAs 系的激光二极管。

[0070] 就半导体光源单元 31 而言,通过光源控制部 32 的控制进行第一激光光源 31a 和第二激光光源 31b 的点灯及熄灭,且选择性地产生第一窄带域光 N1 和第二窄带域光 N2。

[0071] 光纤 31c 将各激光光源 31a、31b 发出的窄带域光导光、且向耦合器 31d 入射。耦合器 31d 用于使从各光纤 31c 入射的第一及第二窄带域光 N1、N2 的光轴一致,在耦合器 31d 射出的各窄带域光 N1、N2 向准直透镜 31e 入射。准直透镜 31e 使第一及第二窄带域光 N1、N2 成为平行光束,并且将光束的尺寸及形状整形。

[0072] 在白色光 BB 的光路中,在旋转滤器 34 和光圈 33 之间配置有将半导体光源单元 31 发生的第一窄带域光 N1、N2 合流到白色光 BB 的光路的光合流部 39。从半导体光源单元 31 射出之后的第一窄带域光 N1、N2 的射出光轴 NA 与白色光 BB 的光轴 BA 正交,光合流部 39

使射出光轴 NA 折曲 90° ，使第一窄带域光 N1、N2 的光路合流到白色光 BB 的光路。

[0073] 如图 4 所示，光合流部 39 以相对于白色光 BB 具有透过性的平板部件为基础、且在其单面的中央部设有反射第一及第二窄带域光 N1、N2 的反射部件，并且平板部件中未设置反射部件的部分构成透过部 39a、而设有反射部件的部分构成反射部 39b。反射部 39b 由仅反射第一及第二窄带域光 N1、N2 而其它白色光 BB 透过的分光镜形成。

[0074] 光合流部 39 使反射部 39b 的中心和白色光 BB 的光轴 BA 一致，且朝向白色光 BB 的行进方向倾斜 45° 地配置。通过该倾斜，光合流部 39 按照斜向横切白色光 BB 的光束的方式配置，因此，其平面形状与斜向切断光束时的切断面的形状一致，形成椭圆形状。

[0075] 第一及第二窄带域光 N1、N2 的光束通过准直透镜 31e 被整形为反射部 39b 的尺寸及形状。光合流部 39 相对于第一及第二窄带域光 N1、N2 的射出光轴 NA 也倾斜 45° 地配置，因此，按照其倾斜，反射部 39b 的形状也形成椭圆形状。

[0076] 反射部 39b 不透过白色光 BB 中与第一及第二窄带域光 N1、N2 对应的波长成分，因此，透过旋转滤器 34 的 B 过滤器 34b 部并透过光合流部 39 的 B 色光的光量分布不均一。但是，由于在棒状积分器 37 的内部使光量分布均一化，因此，向电子内窥镜 11 供给的 B 色光的光量不均降低。

[0077] 图 2 中，在白色光源 30 和旋转滤器 34 之间配置有遮挡板 40。遮挡板 40 在将第一窄带域光 N1 及第二窄带域光 N2 向电子内窥镜 11 供给时将白色光 BB 遮光。

[0078] 如图 5 所示，遮挡板 40 由相对于白色光 BB 具有遮光性的部件构成，且其平面形状形成为使圆形的一部分切缺的形状。具体而言，遮挡板 40 具有拥有 240° 的中心角的遮光部 40a，且剩余的 120° 的部分被切缺而形成透过白色光 BB 的透过部 40b。遮挡板 40 被旋转自如地设置，通过进行旋转，将遮光部 40a 和透过部 40b 交互选择性地插入白色光 BB 的光路。电动机 40c（参照图 2）为遮挡板 40 的驱动源，且由光源控制部 32 控制。

[0079] 遮挡板 40 具有与旋转滤器 34 大致相同的半径，且旋转轴一致。遮挡板 40 的透过部 40b 的中心角与旋转滤器 34 的 B、G、R 的各过滤部 34a、34b、34c 的中心角大致一致。此外，在本例中，将透过部 40b 以切口方式形成，但也可以由透过白色光 BB 的透明板构成透过部 40b。

[0080] 如图 6 所示，在通常观察模式下，遮挡板 40 在使遮光部 40a 从白色光 BB 的光路退避、且使透过部 40b 插入到光路的状态下停止。白色光源 30 被持续点灯，因此，在透过部 40b 进入白色光 BB 的光路时，白色光 BB 透过透过部 40b。在通常观察模式下，白色光 BB 总是透过透过部 40b，并向旋转滤器 34 入射。而且，按照插入到白色光 BB 的光路的 B、G、R 各过滤部 34a、34b、34c 的种类，依次生成 B 色、G 色、R 色三色的光。

[0081] 如图 7 所示，在血管信息取得模式下，遮挡板 40 按照使透过部 40b 和 G 过滤部 34b 的旋转位相一致的方式以与旋转滤器 34 相同的速度旋转。由此，在透过部 40b 插入白色光 BB 的光路并使遮光部 40a 从光路退避的期间，白色光 BB 透过 G 过滤部 34b，生成 G 色光。G 色光通过聚光透镜 36 及棒状积分器 37 向电子内窥镜 11 供给。另外，在遮光部 40a 被插入白色光 BB 的光路、而透过部 40b 从光路退避的期间，将白色光 BB 遮光。在将白色光 BB 遮光的期间，第一及第二激光光源 31a、31b 依次点灯，将第一及第二窄带域光 N1、N2 向电子内窥镜 11 供给。CCD44 由于是单色的摄像元件，因此，通过设置遮挡板 40，防止第一及第二窄带域光 N1、N2 和白色光 BB 的混色。

[0082] 这样,在血管信息取得模式中,将第一及第二窄带域光 N1、N2、和从白色光 BB 进行了色分离的 G 色光三种光依次向电子内窥镜 11 供给。电子内窥镜 11 从 CCD44 输出与三种光相对应的摄像信号。G 色光在通常观察模式的基础上还在血管信息取得模式中被利用。具体而言,如后述,作为用于得到用于比较与第一及第二窄带域光 N1、N2 相对应的两个信号的参照信号的参照光加以利用。

[0083] 图 2 中,电子内窥镜 11 具备导光管 43、CCD44、模拟处理电路 45(AFE:Analog Front End)、摄像控制部 46。导光管 43 是大口径光纤、束纤维等,在配置导光管 43 的入射端的连接器 24(参照图 1)与光源装置 13 连接时,入射端与光源装置 13 的棒状积分器 37 的射出端对向。

[0084] 在设于电子内窥镜 11 的前端部 16a 的照明窗 49 的进深,配置有调整照明光的配光角的照射透镜 48。从光源装置 13 供给的光被导光管 43 导光到照射透镜 48、且从照明窗 49 朝向观察部位进行照射。在前端部 16a 设有观察窗 50,在观察窗 50 的进深配置有物镜光学系 51 和 CCD44。由观察部位反射的像光通过观察窗 50 向物镜光学系 51 入射,且通过物镜光学系 51 在 CCD44 的摄像面 44a 成像。

[0085] 众所周知,CCD44 具有将光敏二极管等构成像素的多个光电变换元件以矩阵状排列的摄像面 44a,对由摄像面 44a 接收的光进行光电变换,在各像素中蓄积与各受光量对应的信号电荷。信号电荷在由垂直传送路及水平传送路传送后,作为电压信号被读出。电压信号作为摄像信号从 CCD44 输出。摄像信号被送入 AFE45。如上述,CCD44 是在摄像面 44a 未设置微滤色器的单色摄像元件。

[0086] 如图 8 所示,在通常观察模式下,白色光 BB 通过旋转滤器 34 依次生成与其 B、G、R 各色的过滤部 34a、34b、34c 的分光透射率相对应的波长域及光量的三色光。CCD44 输出与所依次入射的 B、G、R 各色相对应的摄像信号 B、G、R。而且,在血管信息取得模式中,通过第一窄带域光 N1、N2 和由 G 过滤部 34b 进行了色分离的 G 色光依次向 CCD44 入射,CCD44 依次输出与各色相对应的摄像信号 N1、N2、G。

[0087] 如图 9(A) 所示,CCD44 在 1 帧的取得区间内进行蓄积信号电荷的蓄积动作、和读出所蓄积的信号电荷的读出动作。在通常观察模式中,依次摄像 B、G、R 三色的像光,且依次输入摄像信号 B、G、R。这样的动作在设定为通常观察模式的期间被重复。

[0088] 在血管信息取得模式下,如图 9(B) 所示,依次摄像第一窄带域光 N1、第二窄带域光 N2、G 色光三种光的像光,并依次输出摄像信号 N1、N2、G。这样的动作在设定为血管信息取得模式的期间被重复。

[0089] 在图 2 中,AFE45 由相关二重采样电路(CDS)、自动增益控制电路(AGC)、及模拟/数字转换器(A/D)(均省略图示)构成。CDS 对来自 CCD44 的摄像信号实施相关二重采样处理,除去信号电荷的因重置引起的噪声。AGC 将通过 CDS 除去了噪声的摄像信号放大。A/D 将由 AGC 放大的摄像信号转换成具有与规定的比特数相对应的灰度值的数字的摄像信号并向处理机装置 12 输入。

[0090] 摄像控制部 46 与处理机装置 12 内的控制器 59 连接,且与从控制器 59 输入的基础频率信号同步,并对 CCD44 输入驱动信号。CCD44 基于来自摄像控制部 46 的驱动信号以规定的帧频率向 AFE45 输出摄像信号。

[0091] 处理机装置 12 具备数字信号处理部 55(DSP(Digital Signal Processor))、帧存

存储器 56、血管图像生成部 57、显示控制电路 58、控制器 59 对各部进行控制。DSP55 对从电子内窥镜 11 输出的摄像信号实施伽马修正等图像修正,生成图像数据。帧存储器 56 存储由 DSP55 生成的图像数据。

[0092] 另外,DSP55 在通常观察模式下,基于与依次输入的摄像信号 B、G、R 相对应的三色的图像数据生成通常观察图像。通常观察图像根据帧频率在每次更新摄像信号 B、G、R 时生成。显示控制电路 58 将通常观察图像转换成合成信号或组成信号等视频信号并向监视器 14 输出。

[0093] 在血管信息取得模式中,血管图像生成部 57 基于与摄像信号 N1、N2、G 相对应的三个图像数据,通过实施以下的图像处理,生成使氧饱和度信息图像化的氧饱和度图像、及使血管深度信息图像化的血管深度图像。

[0094] 血管图像生成部 57 具备辉度比算出部 60、相关关系存储部 61、血管深度-氧饱和度算出部 62、血管深度图像生成部 63、氧饱和度图像生成部 64。辉度比算出部 60 将存储于帧存储器 56 的与摄像信号 N1、N2、G 相对应的图像数据 N1、N2、G 进行对照,对于血管区域的相同位置的像素求图像数据 N1 和图像数据 G 的第一辉度比 $S1/S3$,同时,求图像数据 N2 和图像数据 G 之间的第二辉度比 $S2/S3$ 。

[0095] 在此, $S1$ 表示图像数据 N1 的像素的辉度值, $S2$ 表示图像数据 N2 的像素的辉度值, $S3$ 表示图像数据 G 的像素的辉度值。辉度值 $S3$ 表示观察部位的明亮度的水平,是为比较辉度值 $S1$ 、 $S2$ 而用于使辉度值 $S1$ 、 $S2$ 的值标准化的参照信号。

[0096] 作为血管区域的特定方法,例如有根据血管部分的辉度值和其以外的辉度值之差求血管区域的方法。此外,在本例中,仅对血管区域求第一辉度比 $S1/S3$ 和第二辉度比 $S2/S3$,但也可以对于包含血管区域以外的像素的图像整体求第一辉度比 $S1/S3$ 和第二辉度比 $S2/S3$ 。

[0097] 相关关系存储部 61 存储有第一及第二辉度比 $S1/S3$ 、 $S2/S3$ 和血管中的氧饱和度及血管深度的相关关系。该相关关系是图 10 所示的以血中的血色素的吸光光谱为前提的相关关系,通过以至此的诊断等分析所蓄积的多个图像数据 N1、N2 而得到。如图 10 所示,血色素具有吸光系数 μ_a 因照射的光的波长而发生变化的吸光特性。吸光系数 μ_a 表示血色素的光的吸收的大小即吸光度,是表示对血色素照射的光的衰减状况的 $I0\exp(-\mu_a \times x)$ 的式的系数。在此, $I0$ 是从光源装置对观察部位的表层粘膜等生体组织进行照射的光的强度, x (cm) 是至生体组织内的血管的深度。

[0098] 另外,与氧不键合的还原血色素 70、与氧键合的氧化血色素 71 具有不同的吸光特性,除表示相同的吸光度(吸光系数 μ_a) 的等吸收点(图 10 中的各血色素 70、71 的交点)外,吸光度产生差。当吸光度产生差时,即使对相同的血管照射相同强度且相同波长的光,辉度值也会发生变化。另外,即使照射相同强度的光,如果波长不同,则吸光系数 μ_a 也发生变化,所以辉度值发生变化。

[0099] 另外,图 10 中,如果比较波长为 550nm 左右的各血色素 70、71 的吸光度的差、和波长为 445nm 左右的吸光度的差,则表明,各血色素 70、71 的吸光度的差的大小因波长而发生变化。

[0100] 鉴于以上的血色素的吸光特性,即使氧饱和度相同,如果波长不同,则吸光度也不同,且粘膜中的深达度也不同。因此,如第一窄带域光 N1、N2,各血色素 70、71 的吸光度均

存在差,且通过利用其差的大小不同的两种波长域的光、比较两者的辉度值,可以同时得到氧饱和度和血管深度这两种信息。

[0101] 如特许 2648494 号公报所记载,目前使用血色素 70、71 的各吸光度产生差的一个波长域的光而根据其辉度值测定氧饱和度的方法正在进行,但根据一个光的辉度值求出的氧饱和度的测定值受到血管深度的影响,因此,精度不高。根据上述利用两种波长域的光的方法,在氧饱和度信息的基础上,还可以取得血管深度信息,因此,得到消除了血管深度带来的影响的氧饱和度的测定值。

[0102] 如图 11 所示,相关关系存储部 61 存储表示第一及第二辉度比 $S1/S3$, $S2/S3$ 的辉度坐标系 66、和表示氧饱和度及血管深度的血管信息坐标系 67 的对应关系的相关关系。辉度坐标系 66 是具有 XY 这 2 轴的 XY 坐标系,对 X 轴分配第一辉度比 $S1/S3$,对 Y 轴分配第二辉度比 $S2/S3$ 。

[0103] 血管信息坐标系 67 是设于辉度坐标系 66 上的具有 UV2 轴的 UV 坐标系,U 轴分配给血管深度,V 轴分配给氧饱和度。U 轴存在血管深度相对于辉度坐标系 66 为正的相关关系,因此,具有正的倾斜。关于该 U 轴,表示血管越朝向右斜上越浅,血管越朝向左斜下越深。另一方面,V 轴具有氧饱和度相对于辉度坐标系 66 为负的相关关系,因此,具有负的倾斜。关于该 V 轴,表示氧饱和度越朝向左斜上越低,氧饱和度越朝向右斜下越高。

[0104] 另外,在血管信息坐标系 67 中,U 轴和 V 轴在交点 P 正交。这是因为,在血色素的吸光光谱中,第一窄带域光 N1 的波长域的吸光度、和第二窄带域光 N2 的波长域的吸光度的大小关系反向。即,如图 10 所示,在第一窄带域光 N1 的波长域即 $440 \pm 10\text{nm}$,还原血色素 70 的吸光系数比氧化血色素 71 的吸光系数大,与之相对,在第二窄带域光 N2 的波长域即 $470 \pm 10\text{nm}$,氧化血色素 71 的吸光系数比还原血色素 70 的吸光系数大。

[0105] 血管深度-氧饱和度算出部 62 基于相关关系存储部 61 的相关关系特定出由辉度比算出部 60 算出的与第一及第二辉度比 $S1/S3$, $S2/S3$ 对应的氧饱和度和血管深度。在此,由辉度比算出部 60 算出的第一及第二辉度比 $S1/S3$, $S2/S3$ 中,将关于血管区域内的像素的第一辉度比设为 $S1^*/S3^*$,将第二辉度比设为 $S2^*/S3^*$ 。

[0106] 血管深度-氧饱和度算出部 62 如图 12(A) 所示,在辉度坐标系 66 中,特定出与第一及第二辉度比 $S1^*/S3^*$, $S2^*/S3^*$ 相对应的坐标 (X^*, Y^*) 。特定了坐标 (X^*, Y^*) 后,如图 12(B) 所示,在血管信息坐标系 67 中,将所特定的坐标 (X^*, Y^*) 分别投影到氧饱和度的坐标轴即 V 轴、和血管深度的坐标轴即 U 轴,特定出坐标 (U^*, V^*) 。由此,对于血管区域内的像素求血管深度信息 U^* 及氧饱和度信息 V^* 。

[0107] 此外,在本例中,作为第一及第二窄带域光 N1、N2 的波长域,使用吸光度的大小关系反向的两个波长域 ($440 \pm 10\text{nm}$ と $470 \pm 10\text{nm}$),但也可以不使用吸光度的大小关系反向的两个波长域。但是,在使用吸光度的大小关系未反向的两个波长域的情况下,在二维空间,U 轴和 V 轴不正交。该情况下,例如如果使用三维的立体空间规定 U 轴と V 轴的关系,则可以从在辉度坐标系 66 中所特定的坐标 (X^*, Y^*) 来特定出血管信息坐标系 67 中的坐标 (U^*, V^*) 。当然,U 轴和 V 轴正交容易生成规定相关关系的表数据等运算所需的数据,因此,作为第一及第二窄带域光 N1、N2 的波长域,优选使用吸光度的大小关系反向的两个波长域。

[0108] 血管深度图像生成部 63 具备根据血管深度的程度分配彩色信息的彩色图

(CM(Color Map))63a。在彩色图 63a 中,例如按照血管的深度为表层时成为蓝色、为中层时成为绿色、为深层时成为红色的方式,分配根据血管深度的程度可以明确区分开的颜色。在此所说的血管深度是第一窄带域光 N1、N2 的深达度的范围内的深度。第一窄带域光 N1、N2 由于为蓝色区域,所以距观察部位的表面的深达度比波长更长的红色区域的光短,因此,可利用第一窄带域光 N1、N2 主要判别表层区域内的深度的程度。血管深度图像生成部 63 根据彩色图 63a 特定出与由血管深度-氧饱和度算出部 62 算出的血管深度信息 U * 相对应的彩色信息。

[0109] 血管深度图像生成部 63 在对血管区域内的所有像素特定彩色信息时,通过将彩色信息与通常观察图像合成,使其在通常观察图像反映出来。作为通常观察图像,例如使用在刚切换为血管信息取得模式之前在帧存储器 56 中所存储的图像数据。由此,生成对通常观察图像反映了血管深度的信息的血管深度图像数据。所生成的血管深度图像数据再次被存储于帧存储器 56 中。此外,彩色信息不仅对通常观察图像反映,而且也可以对在血管信息取得模式得到的图像数据 N1、N2、G 的任一个或将它们合成的合成图像反映。

[0110] 氧饱和度图像生成部 64 具备根据氧饱和度的程度分配彩色信息的彩色图 (CM(Color Map))64a。在彩色图 64a 中,例如按照在低氧饱和度时成为青色、在中氧饱和度时成为品红、在高氧饱和度时成为黄色的方式根据氧饱和度的程度分配可以明确区分开的色。氧饱和度图像生成部 64 与血管深度图像生成部相同,从彩色图 64a 特定出与由血管深度-氧饱和度算出部算出的氧饱和度信息 V * 相对应的彩色信息。而且,通过使该彩色信息在通常观察图像数据中反映出来,生成氧饱和度图像数据。所生成的氧饱和度图像数据与血管深度图像数据相同,被存储于帧存储器 56。此外,与血管深度图像相同,氧饱和度图像也可以代替通常观察图像,而以图像数据 N1、N2、G 或它们的合成图像为基础反映彩色信息。

[0111] 显示控制电路 58 与通常观察图像相同地从帧存储器 56 读取血管深度图像及氧饱和度和图像,将其转换成视频信号并向监视器 14 输出。作为血管信息取得模式中的图像的显示方式,认为有各种图案。

[0112] 例如图 13 所示,也可以在监视器 14 的一侧显示通常观察图像 72,在另一侧显示通过图像切换 SW68(参照图 2)所选择的血管深度图像 73 或氧饱和度图像 74 的任一个。图 13 的血管深度图像 73 中,血管图像 75 由表示表层血管的蓝色表示,血管图像 76 由表示中层血管的绿色表示,血管图像 77 由表示深层血管的红色表示。另外,氧饱和度图像 74 中,血管图像 80 由表示低氧饱和度的青色表示,血管图像 81 由表示中氧饱和度的品红表示,血管图像 82 由表示高氧饱和度的黄色表示。

[0113] 另外,如图 14 所示,也可以使血管深度图像 73 及氧饱和度图像 74 两方同时显示。另外,如图 15 所示,也可以不显示血管深度图像 73 及氧饱和度图像 74,而指定通常观察图像 72 中规定的血管图像 85,针对该指定的血管图像 85,将血管深度(D(Depth))及氧饱和度(StO2(Saturated Oxygen))作为文字信息进行显示。

[0114] 接着,使用图 16 所示的流程图对上述构成的作用进行说明。首先,电子内窥镜系统 10 以通常观察模式启动,白色光源 30 开始点灯,同时,旋转滤器 34 开始旋转。在通常观察模式中,如图 6 所示,遮挡板 40 不旋转,在透过部 40b 被插入白色光 BB 的光路的状态下停止。由此,白色光 BB 依次向旋转滤器 34 的各过滤部 34a ~ 34c 入射,将白色光 BB 色分

离,依次生成 B、G、R 三色的光。

[0115] 三色光从光源装置 13 向电子内窥镜 11 供给,从照明窗 49 向观察部位进行照射。由观察部位反射的三色像光通过观察窗 50 由 CCD44 进行摄像,CCD44 顺次输出摄像信号 B、G、R。DSP55 基于与摄像信号 B、G、R 相对应的图像数据 B、G、R 生成通常观察图像。所生成的通常观察图像被存储于帧存储器 56。显示控制电路 58 将通常观察图像转换成视频信号并向监视器 14 输出。由此,在监视器 14 显示通常观察图像。在通常观察模式中,重复这样的处理,更新显示于监视器 14 的通常观察图像。

[0116] 通过操作控制台 23,输入从通常观察模式向血管信息取得模式的切换指示时,被切换成血管信息取得模式。当切换成血管信息取得模式时,遮挡板 40 在使透过部 40b 与旋转滤器 34 的 G 过滤部 34b 的旋转位相一致的状态下以与旋转滤器 34 相同的速度开始旋转。

[0117] 光源控制部 32 在将遮挡板 40 的遮光部 40a 插入白色光 BB 的光路的期间,与 CCD44 的帧频率同步,使第一及第二激光光源 31a、31b 依次点灯。第一及第二激光光源 31a、31b 发出的第一及第二窄带域光 N1、N2 向电子内窥镜 11 供给,从照明窗 49 依次照射观察部位。第一及第二窄带域光 N1、N2 的像光通过观察窗 50 向 CCD44 入射,CCD44 输出与第一及第二窄带域光 N1、N2 相对应的摄像信号 N1、N2。

[0118] 而且,光源控制部 32 在将遮挡板 40 的透过部 40b 插入白色光 BB 的光路的期间,使第一及第二激光光源 31a、31b 两方熄灭。在将透过部 40b 插入光路的期间,白色光 BB 向旋转滤器 34 的 G 过滤部 34b 入射,生成 G 色光。G 色光向电子内窥镜 11 供给,并向观察部位照射。G 色光的像光通过观察窗 50 向 CCD44 入射,CCD44 输出与 G 色光相对应的摄像信号 G。

[0119] 血管图像生成部 57 基于与摄像信号 N1、N2、G 相对应的图像数据 N1、N2、G,按图 12 所说明的顺序取得氧饱和度信息及血管深度信息。血管图像生成部 57 使用彩色图 63a、64a 将这些信息在通常观察图像中反映出来,生成氧饱和度图像及血管深度图像。所生成的图像以图 13~图 15 所示的任一种显示方式在监视器 14 进行显示。重复上述处理,直至出现向通常观察模式的切换指示。在输入了向通常观察模式的切换指示的情况下,返回通常观察模式。在有观察结束的指示的情况下,使白色光源 30、第一及第二激光光源 31a、31b、旋转滤器 34、遮挡板 40 停止。

[0120] 此外,在本例中,在血管信息取得模式中,以不进行通常观察图像的生成的例子进行了说明,但在血管信息取得模式的执行中,也可以交互进行用于得到通常观察图像的 B、G、R 的照射、和用于得到血管图像的第一及第二窄带域光 N1、N2、G 的照射,同时进行血管图像的生成和通常观察图像的生成。据此,在血管信息取得模式中也可以更新通常观察图像。

[0121] 如以上说明,在本发明中,利用蓝色区域的两个窄带域光 N1、N2、和从白色光 BB 进行了色分离的 G 色光三个光,取得氧饱和度信息和血管深度信息。利用已有的光源装置的构成即白色光源 30 的光作为参照光,因此,与特开 2011-092690 号公报中记载的由半导体光源构成三个窄带域光的现有技术相比,能够降低零件数量、设置空间。由此,容易利用已有的光源装置的构成,且零件数量也可以降低,因此,可以降低成本。

[0122] 另外,由于使用发出蓝色区域的窄带域光的两个激光光源 31a、31b,所以能够确保良好的测定精度。首先,在本发明中,作为第一窄带域光 N1、N2 选择蓝色区域的光的理由是,在肿瘤的良性恶性鉴别等病变部的诊断中,也多有表层血管的性状的把握相比中深层

重要的情况,期望能够详细把握表层血管的性状的观察方法。为应对该要求,本发明中,采用深度度浅且能够良好地取得表层血管的信息的蓝色区域的光。

[0123] 而且,使用窄带域光的理由如下。如图 10 所示的血色素的吸光光谱表明,在蓝色区域,相比绿色区域及红色区域,吸光度的变化剧烈,如果波长过少,则吸光度大幅变化。另外,各血色素 70、71 的吸光度的大小关系产生反向等吸收点的间隔也缩小。如果波长域宽,则大小关系反向的两个区域的信号混合,辉度值被平均化,因此,不能得到精度高的信息。因此,为利用蓝色区域的光得到表层血管的血管信息,需要使用与两个等吸收点的间隔近的宽度的波长域、优选具有收敛于两个等吸收点的间隔的波长域的窄的窄带域光。

[0124] 另外,表层血管由于比中深层血管细,所以照射的光量不足,在观察表层血管的情况下,需要光量大的光源。

[0125] 这样,为提高有关表层血管的血管信息的测定精度,优选发出蓝色区域的窄带域光、且高的光量的光的光源,根据这样的理由,本发明中,采用可发出第一及第二窄带域光 N1、N2 的第一及第二激光光源 31a、31b。通过使用第一及第二激光光源 31a、31b,相比通过过滤器将白色光 BB 色分离的情况,得到大光量的窄带域光 N1、N2。

[0126] 参照光是作为用于将与第一及第二窄带域光 N1、N2 对应的辉度值 S1、S2 标准化的参照信号(辉度值 S3)被利用的,因此,只要知晓观察部位的明亮度的水平即可,因此,即使使用由白色光 BB 进行了色分离的 G 色光,在实用上也没有问题。此外,上述实施方式中,以利用 G 色光作为参照光的例子进行了说明,但可知参照光只要是明亮度的水平知晓即可,因此,代替 G 色光,也可以利用由 B 过滤部 34a、R 过滤器 34b 对白色光 BB 进行了色分离的 B 色光或 R 色光,也可以不将白色光 BB 色分离而使用白色光 BB 本身。

[0127] 此外,在本例中,作为第一窄带域光 N1,使用波长域为 $440 \pm 10\text{nm}$ 、优选为 445nm 的窄带域光,作为第二窄带域光 N2,使用波长域为 $470 \pm 10\text{nm}$ 、优选为 473nm 的窄带域光,但如上述,只要是均在各血色素 70、71 的吸光度有差异、且该差的大小不同的两个波长域的光,则也可以是其它波长域。

[0128] 另外,在上述实施方式中,将半导体光源单元 31 的窄带域光 N1、N2 利用光合流部 39 在从白色光源 30 朝向聚光透镜 36 的白色光 BB 的光路合流。设置白色光源 30、旋转滤波器 34、聚光透镜 36 的构成在已有的光源装置中为标准的构成。如果是上述实施方式那样的构成,则在白色光 BB 的光路中不增加大幅的变更而仅追加光合流部 39 和遮挡板 40 即可,因此,容易装入已有的光源装置。

[0129] 另外,光合流部 39 具有透过白色光的透过部 39a、和使第一及第二窄带域光 N1、N2 反射的反射部 39b,因此,能够防止构成的复杂。这在光合流部 39 仅由反射部 39b 构成的情况下,在通常观察模式中,需要按照使光合流部 39 从光路退避、在血管信息取得模式中被插入光路的方式使光合流部 39 移动的移动机构。如果在光合流部 39 设置透过部 39a,则不设置移动机构即可,因此,可以简化向已有的光源装置追加的构成,因此,容易利用已有的光源装置。

[0130] 此外,反射部 39b 不使包含于白色光 BB 的、第一及第二窄带域光 N1、N2 的波长域的光透过,因此,在反射部 39b 的尺寸大的情况下,也可能导致在该波长域不能忽视的程度的光量的降低。该情况下,在通常观察模式中,在照射 B 色光时,使第一及第二激光光源 31a、31b 点灯,补偿由反射部 39b 截断的光量也可。

[0131] 另外,遮挡板 40 由旋转板构成,透过旋转动作进行遮光部 40a 向光路的插入和退避,但例如也可以使遮挡板 40 直线移动来进行插入和退避。但是,如果为如本例那样使遮挡板 40 旋转动作的构成,则与直线移动的情况相比,可以将构成简化不需要用于直线移动的连杆机构的量。

[0132] [第二实施方式]

[0133] 在上述实施方式中,以分别设置旋转滤器 34 和遮挡板 40 的例子进行了说明,但如图 17 所示,也可以使用设有遮挡板的功能的旋转滤器 91。旋转滤器 91 利用由内周区域和外周区域两个区域组成的二重圆构成。在内周区域设有 B、G、R 的过滤部,在外周区域设有遮光部和 G 过滤部。内周区域作为上述实施方式的旋转滤器 34 起作用,外周区域作为上述实施方式的遮挡板 40 起作用。移动机构 92 通过使旋转滤器 91 的旋转轴移动,将内周区域和外周区域选择性地插入白色光 BB 的光路。如果使用这样的旋转滤器 91,不用分别设置旋转滤器 34 和遮挡板 40,因此,能够降低零件数量或配置空间。

[0134] 另外,如图 18 所示的旋转滤器 93,也可以不分成内周区域和外周区域而将全周 6 等分,在通常观察用的 B、G1、R 各过滤部之间设置血管信息取得用的两个遮光部和 G2 过滤部的三个区域。两个遮光部被分别分配给第一及第二窄带域光 N1、N2 用。G1 和 G2 可以是相同的分光透射率,也可以不同。根据这种构成,不需要移动机构 92。

[0135] [第三实施方式]

[0136] 在上述实施方式中,以作为电子内窥镜 11 的 CCD44,使用单色摄像元件,在光源装置 13 上设置了将白色光 BB 色分离为 B、G、R 三色的光的旋转滤器的面顺序式的例子进行了说明,但作为电子内窥镜 11 的 CCD,图 19 所示的使用了彩色 CCD100 的同时式的系统也可以应用本发明。彩色 CCD100 在构成摄像面的各像素中设有 B、G、R 任一种微滤色器,在摄像面内构成 B、G、R 三色的像素。三色的像素例如以拜尔(ベイヤ: Bayer)形式排列。

[0137] 如图 20 所示,在同时式的情况下,光源装置 13 不需要旋转滤器 34。其它构成与图 6 及 7 所示的面顺序式相同,因此,对于同一部件标注相同的符号并省略说明。

[0138] 如图 21(A) 所示,在通常观察模式下,同时式的光源装置 13 对电子内窥镜 11 供给白色光 BB。白色光 BB 从照明窗 49 向观察部位进行照射,通过彩色 CCD100 摄像该反射光。向彩色 CCD100 入射的白色光 BB 由微滤色器进行色分离,彩色 CCD100 输出包含与 B、G、R 各色的像素相对应的三色色信号的摄像信号。B、G、R 各微滤色器的分光透射率与图 8 所示的旋转滤器 34 的情况相同。

[0139] 如图 21(B) 所示,在血管信息取得模式的情况下,使遮挡板 40 旋转,在由遮挡板 40 的遮光部 40a 将白色光 BB 遮光的期间,使第一及第二激光光源 31a、31b 依次点灯,依次照射第一及第二窄带域光 N1、N2。如图 8 所示,由于第一窄带域光 N1 是 B 像素感光的光,所以将与 B 像素相对应的摄像信号作为摄像信号 N1 提取。第二窄带域光 N2 是 B 像素及 G 像素感光的光,因此,将与 B 像素及 G 像素相对应的摄像信号作为摄像信号 N2 提取。由此,得到与第一及第二窄带域光 N1、N2 相对应的摄像信号 N1、N2。

[0140] 而且,在遮挡板 40 的遮光部 40a 从白色光 BB 的光路退避的期间,照射白色光 BB。血管图像生成部 57 从彩色 CCD100 输出的摄像信号提取与 G 像素相对应的摄像信号 G。而且,按照图 12 中说明的顺序并基于摄像信号 N1、N2、G 取得血管信息,生成血管图像进行显示。在本例中,作为参照光,利用 G 色光,但与第一实施方式相同,也可以利用 B 色光或 R 色

光、白色光。

[0141] 另外,在上述各实施方式中,以使用 B、G、R 的原色系的过滤器的例子说明了旋转滤器的各过滤部、彩色 CCD 的微滤色器,但也可以使用图 22 所示的具有分光透射率的、Y(黄色)、M(品红)、C(青色)的补色系的过滤器。

[0142] 上述实施方式中,将氧饱和度进行了图像化,但本发明的氧饱和度图像中,代替上述实施方式所示的方式,或在此基础上,也包含将根据“血液量(氧化血色素和还原血色素之和)×氧饱和度(%)”求出的氧化血色素率(hemoglobin index)图像化的图像、或将根据“血液量×(100-氧饱和度)(%)”求出的还原血色素率图像化的图像。

[0143] 在上述实施方式中,作为半导体光源示例了由激光二极管构成的激光光源,但也可以是代替激光二极管而使用了 LED 的 LED 光源。作为摄像元件,不限于上述实施方式的 CCD,也可以使用 CMOS 图像传感器。另外,在上述实施方式中,以光源装置和处理机装置分体构成的例子进行了说明,但也可以一体构成两个装置。

[0144] 此外,本发明也可以适用于前端部内置有摄像元件和超声换能器(transducer)的超声波内窥镜等、其它方式的内窥镜。

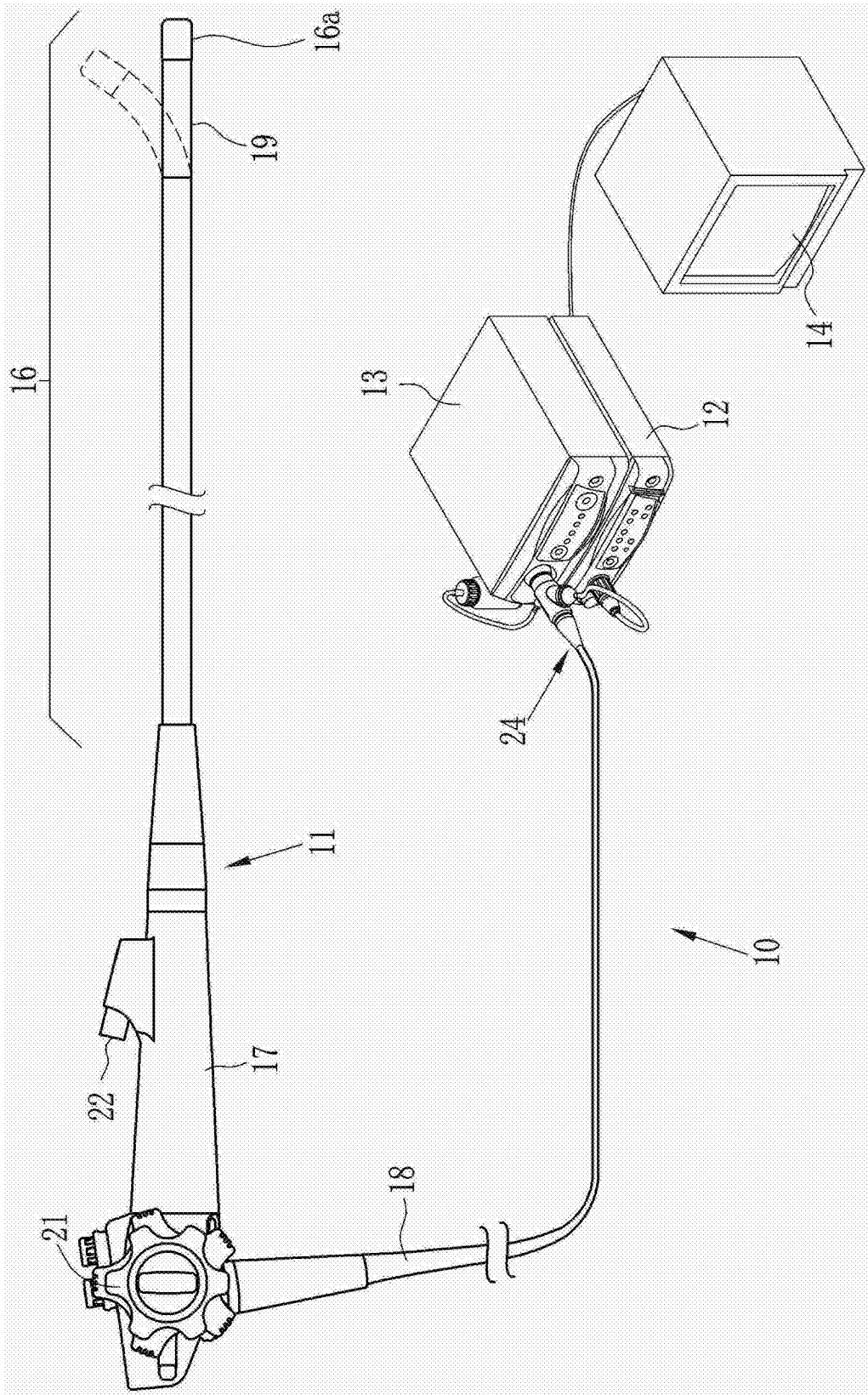


图 1

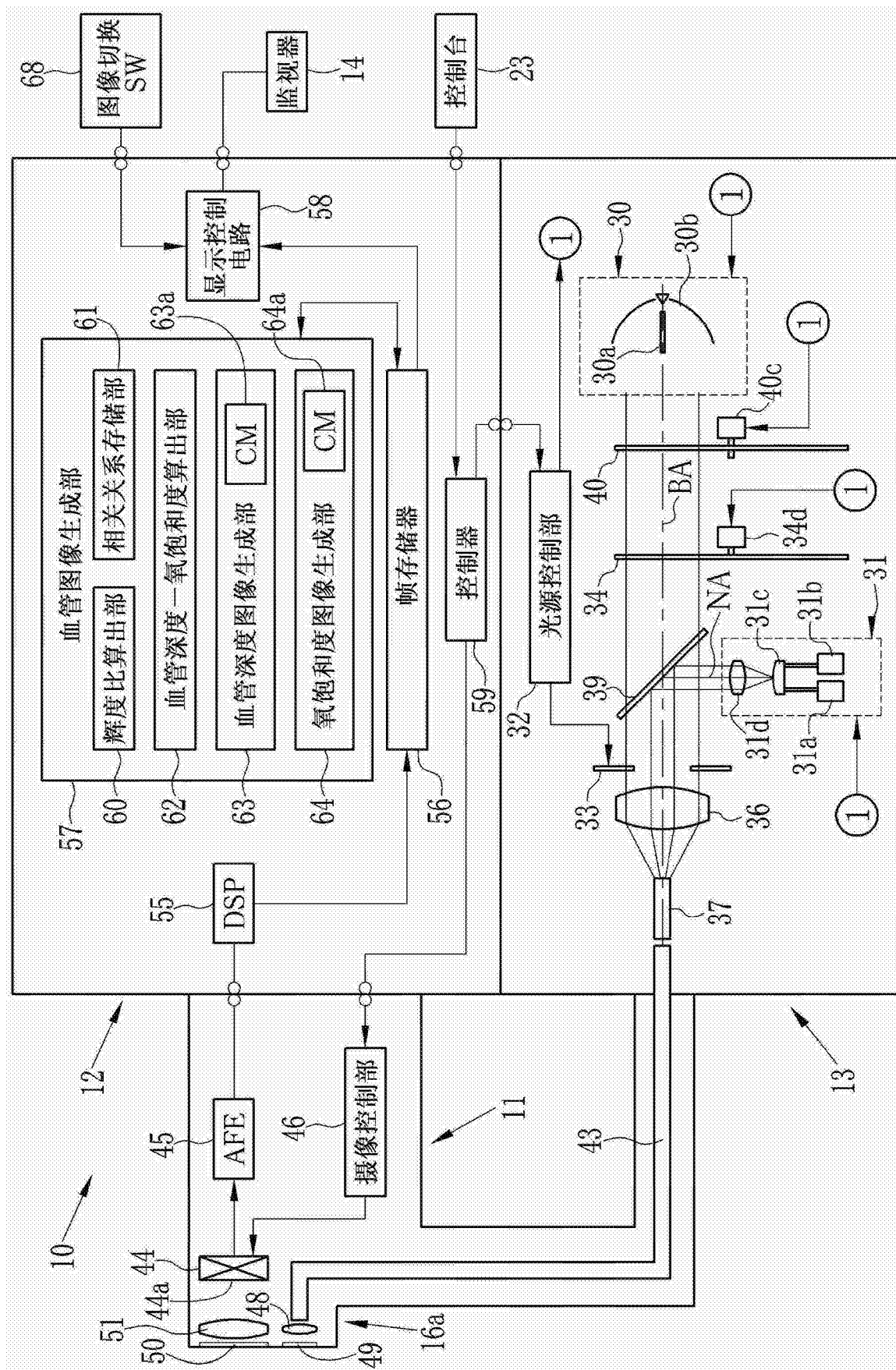


图 2

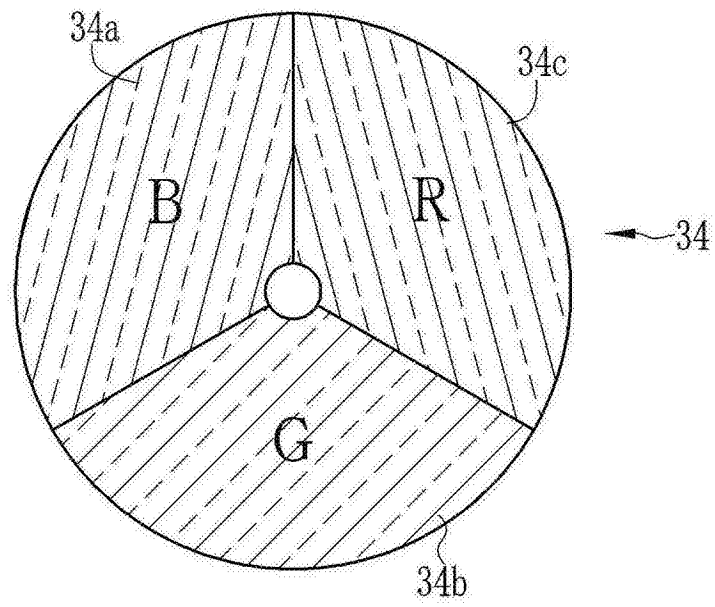


图 3

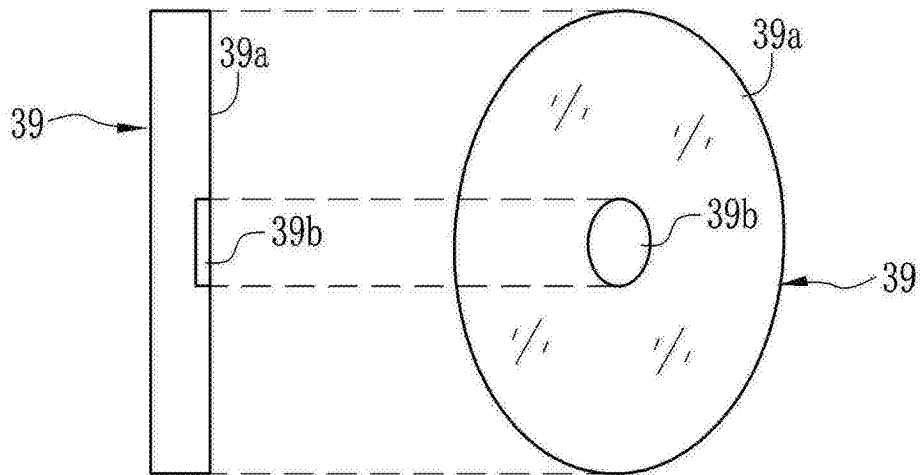


图 4A

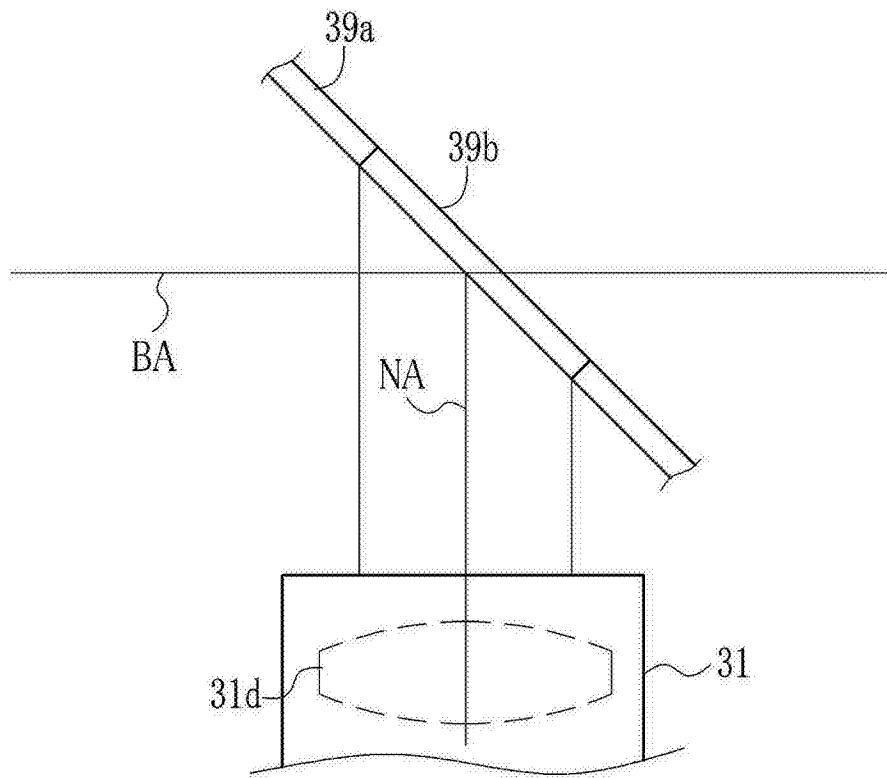


图 4B

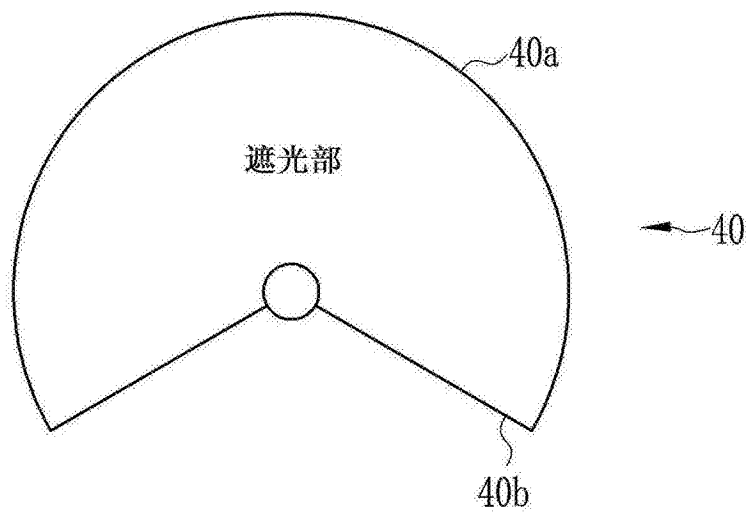


图 5

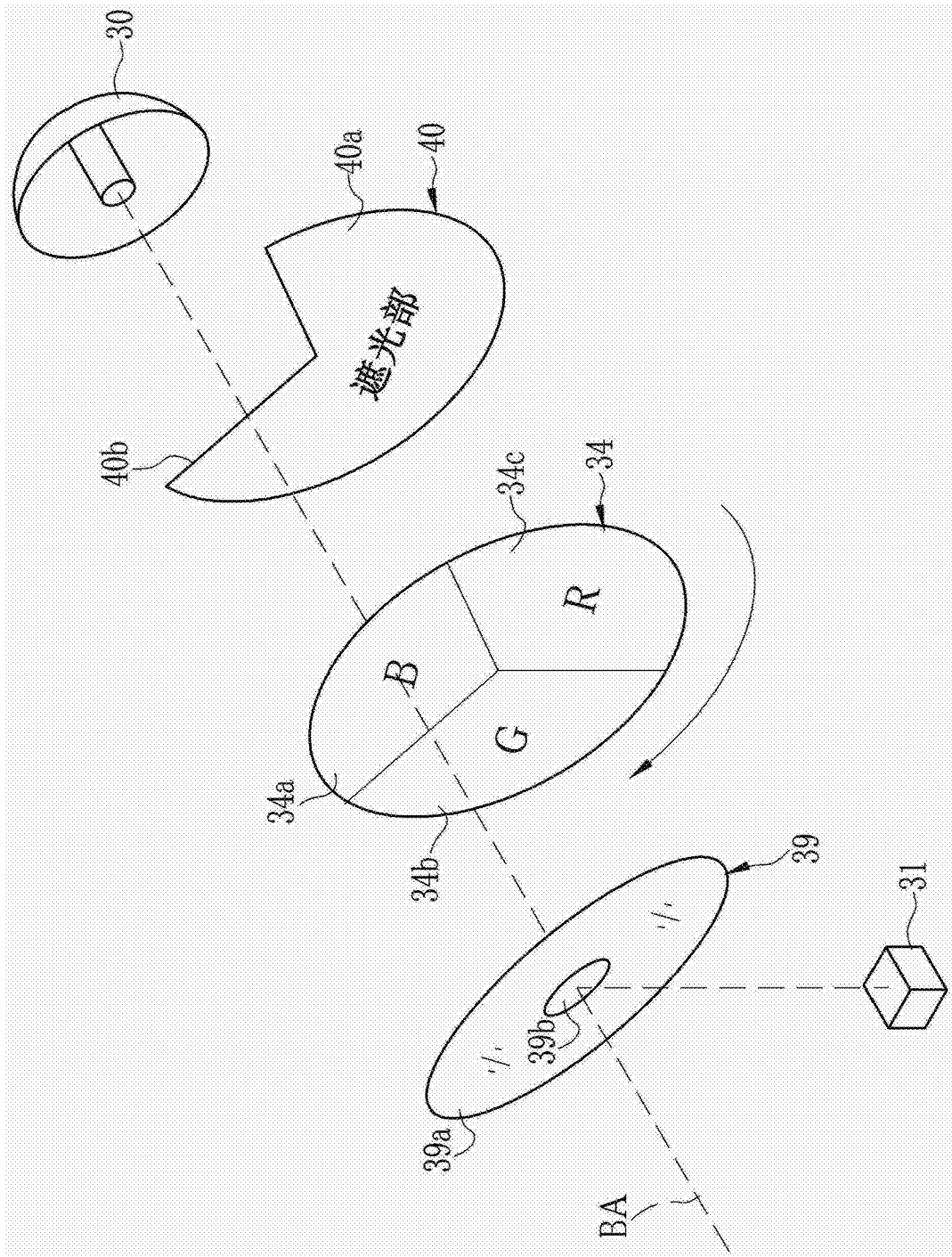


图 6

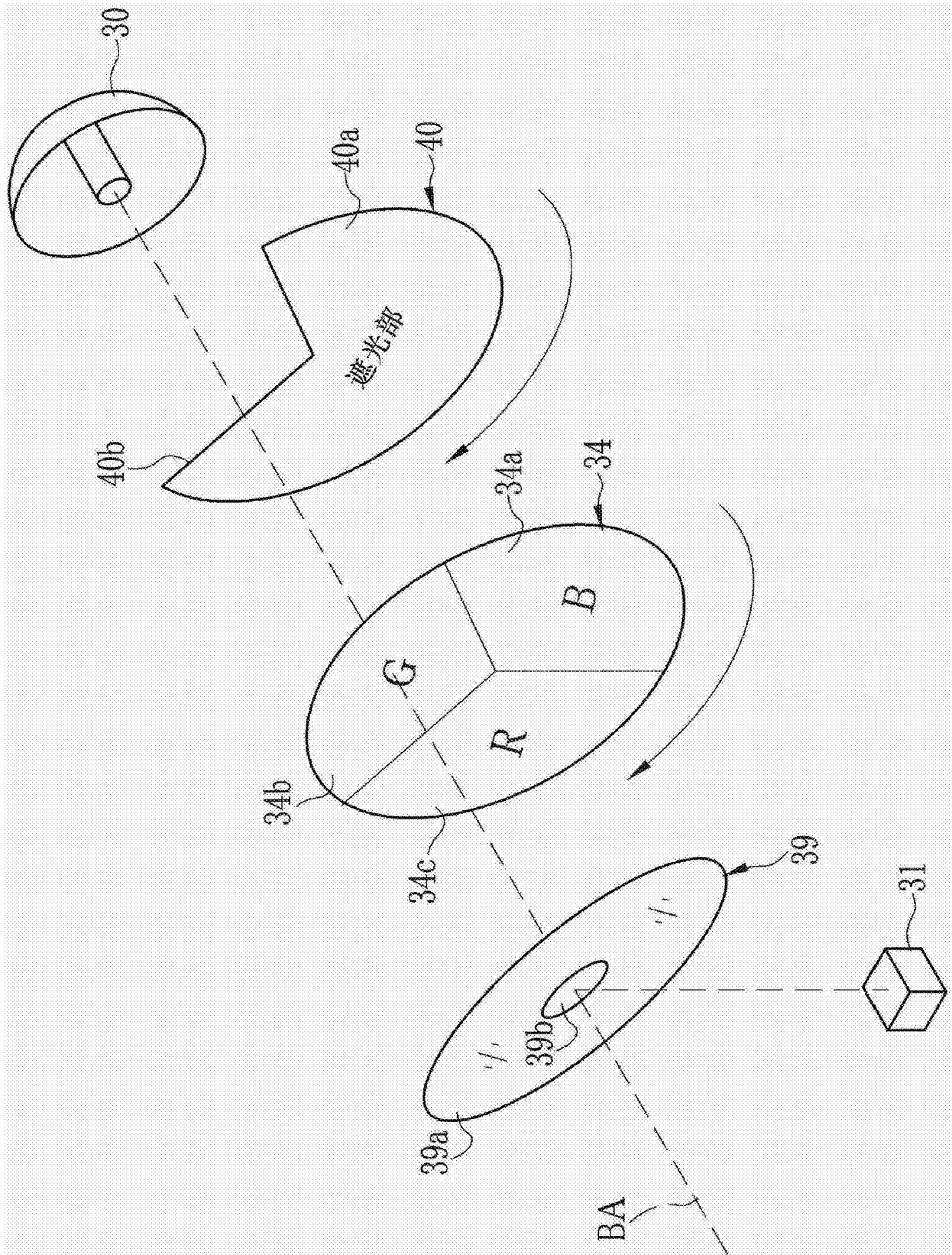


图 7

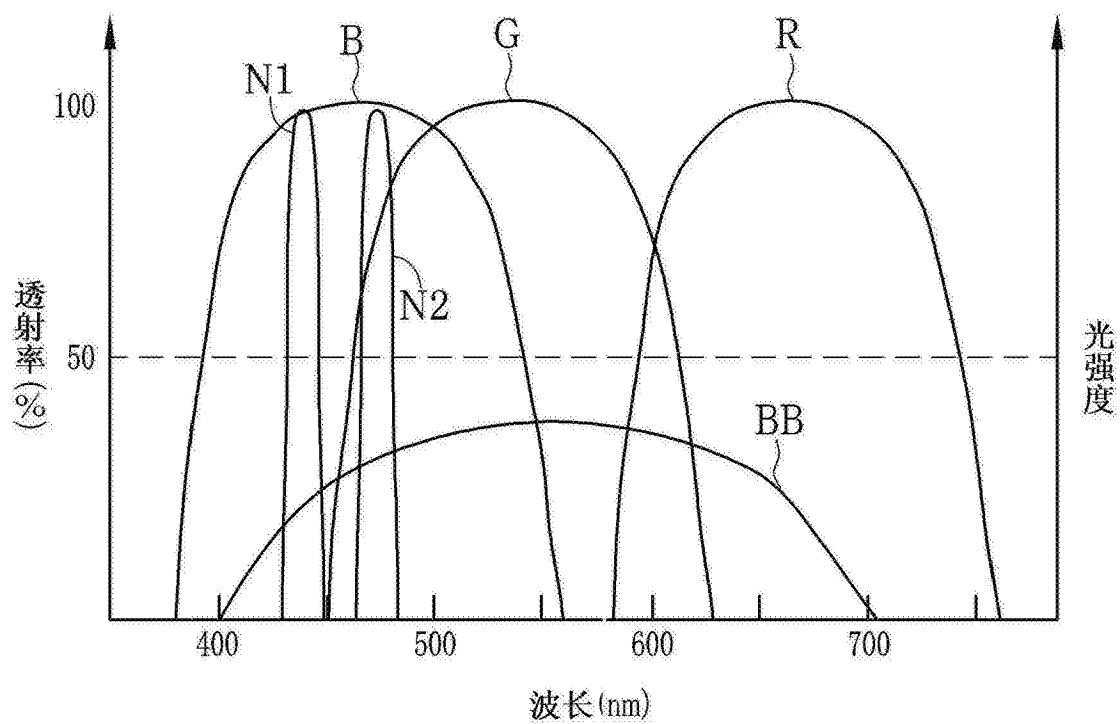


图 8

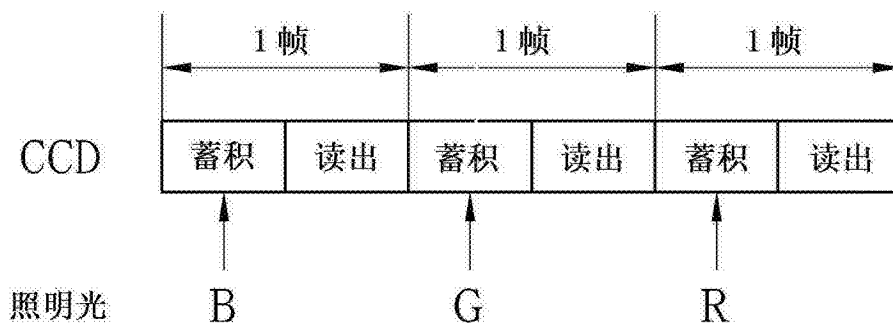


图 9A

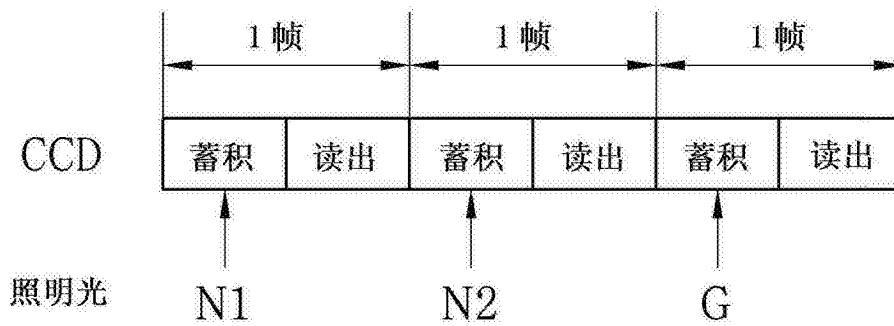


图 9B

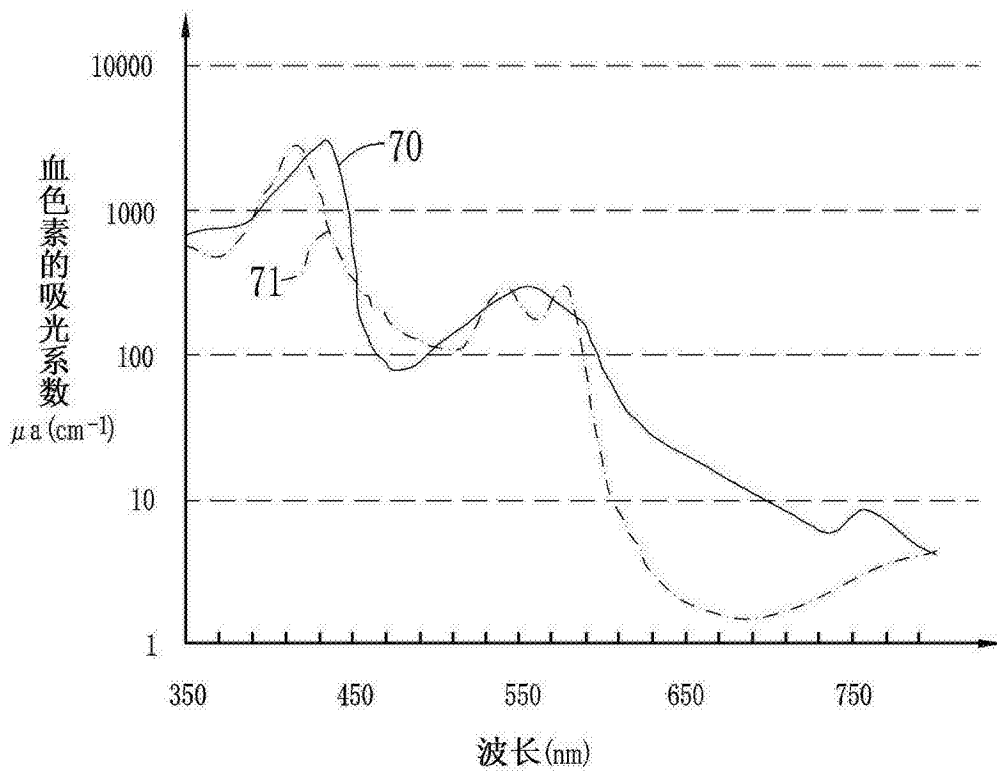


图 10

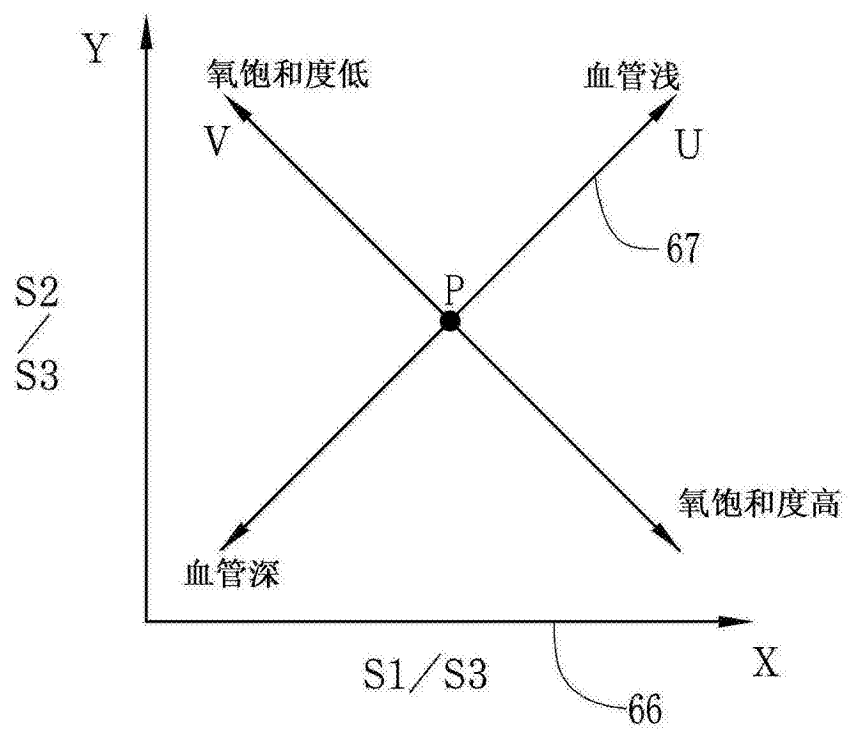


图 11

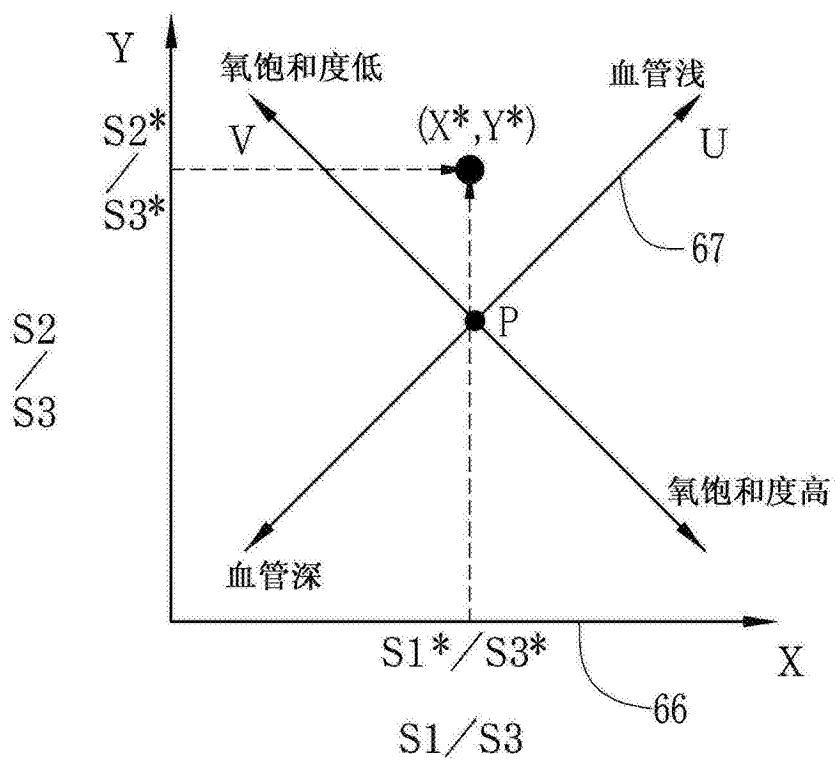


图 12A

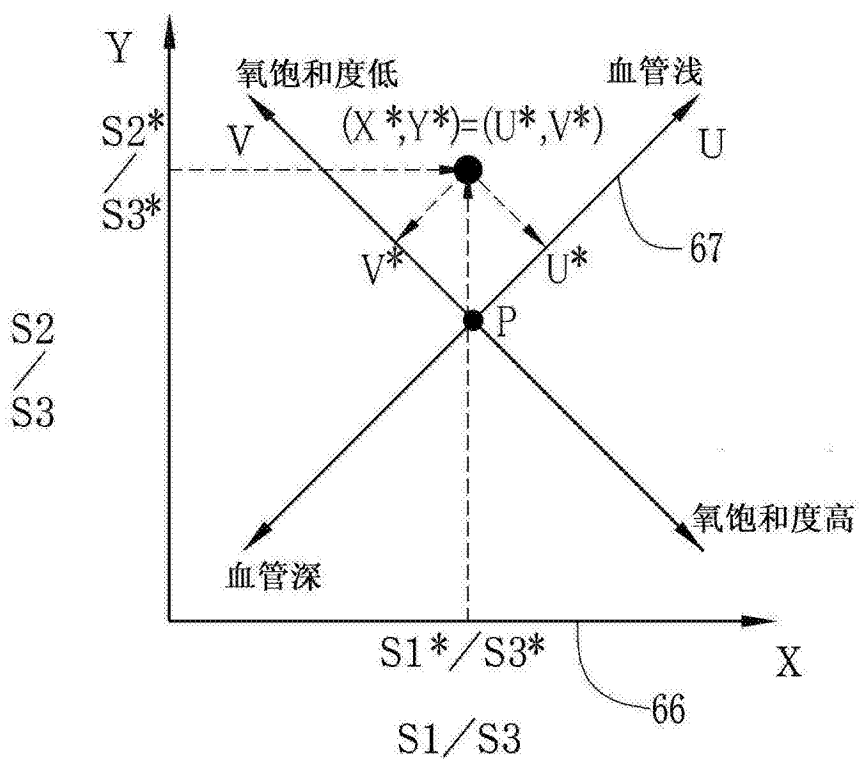


图 12B

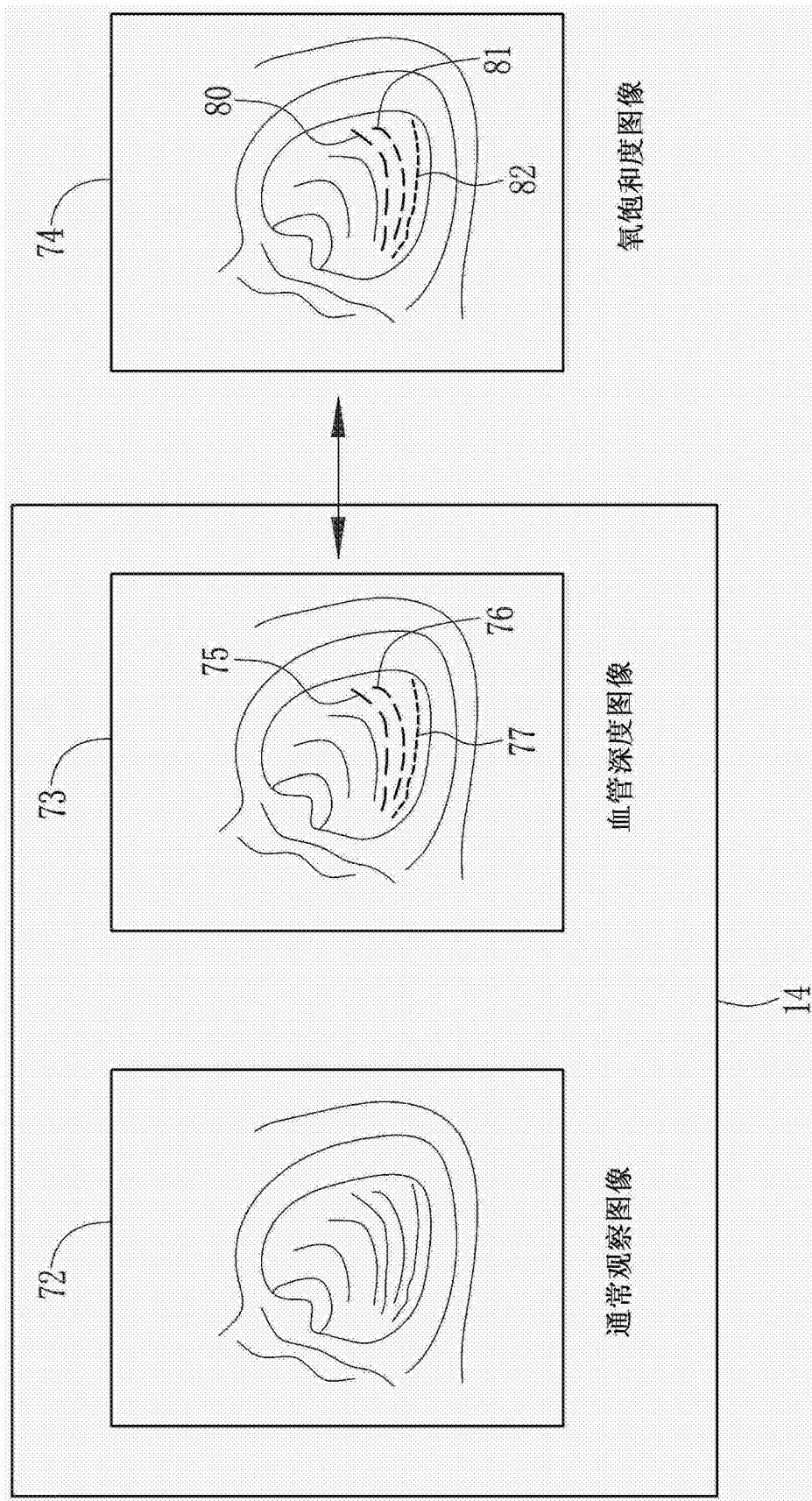


图 13

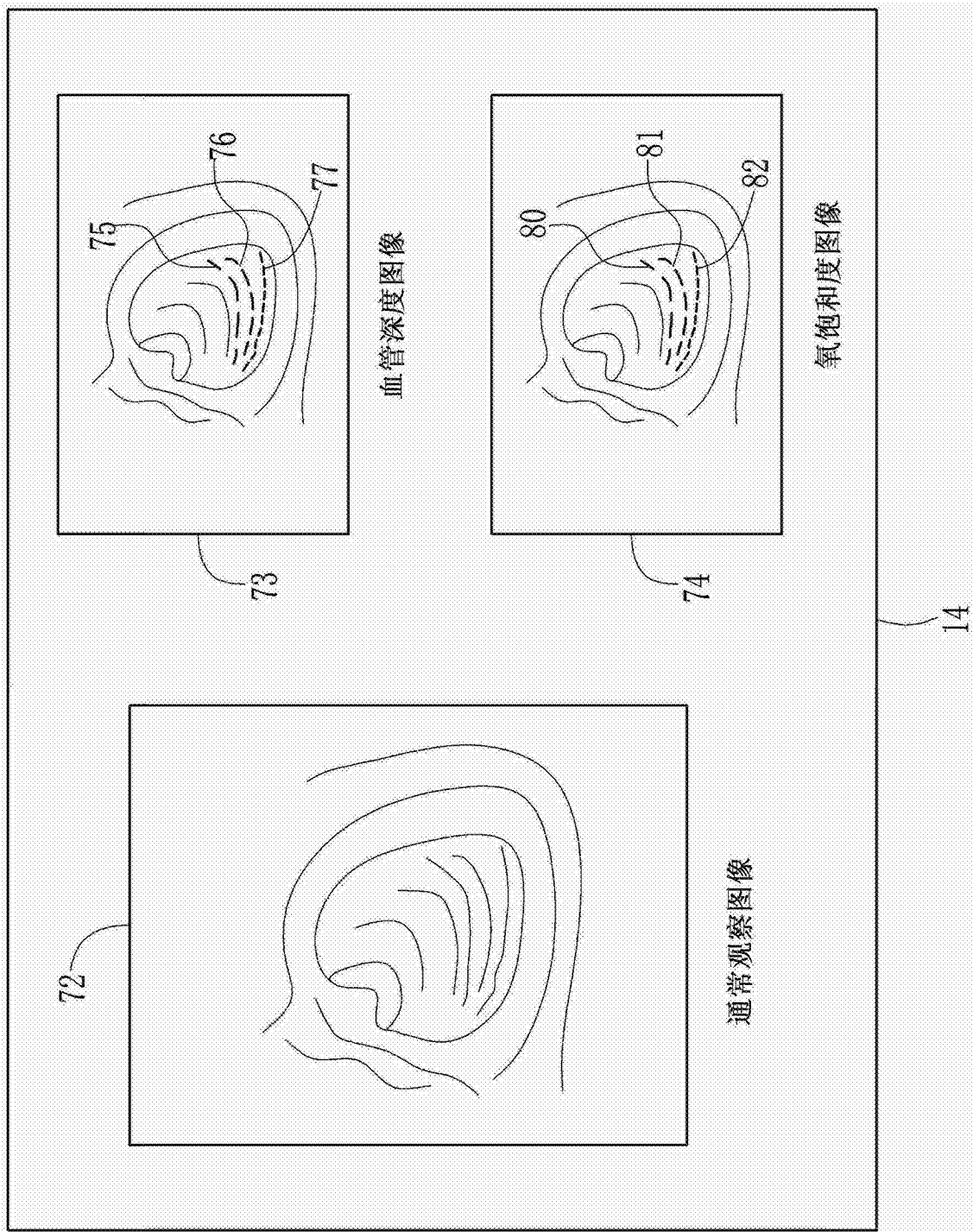


图 14

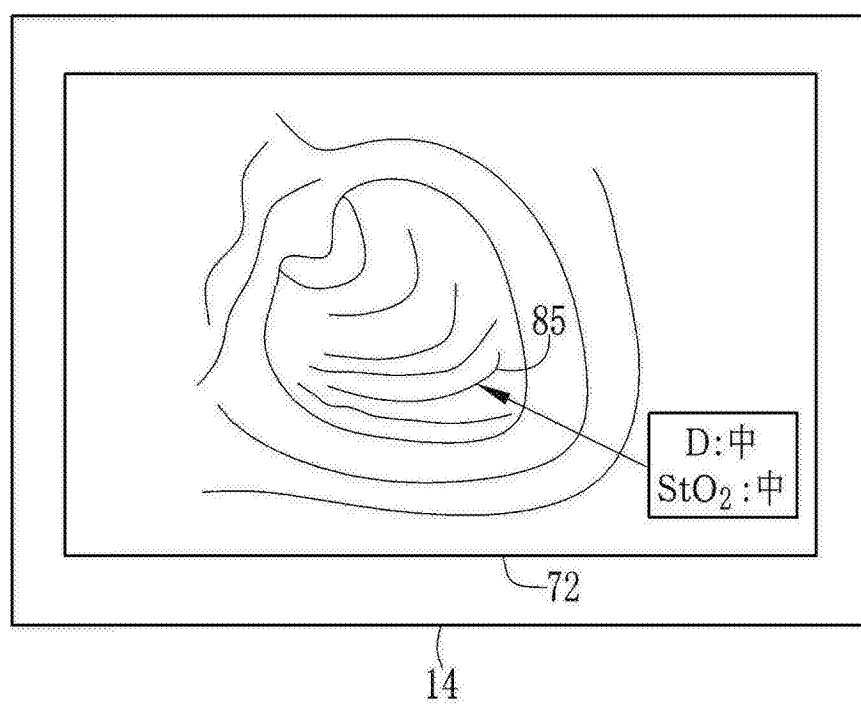


图 15

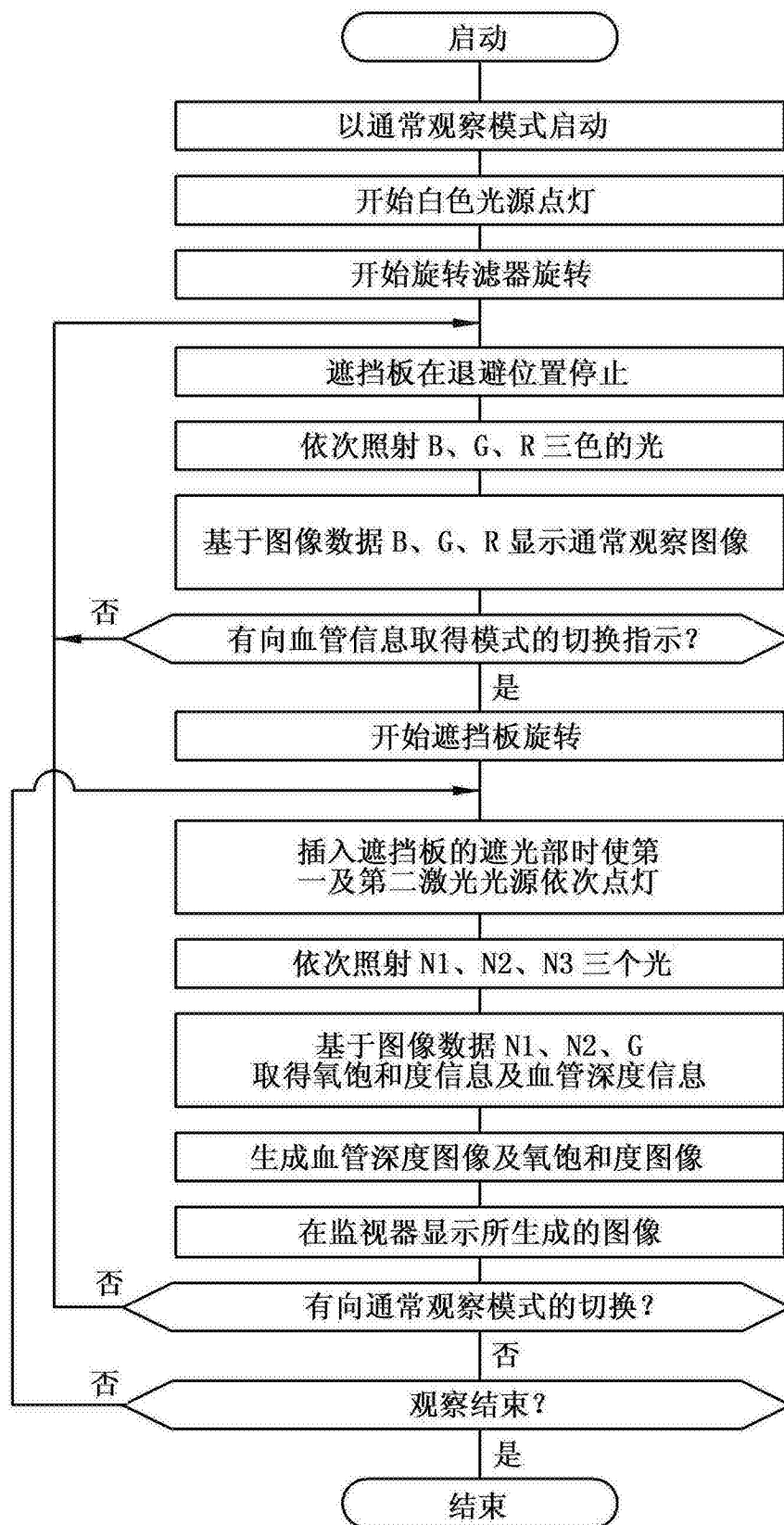


图 16

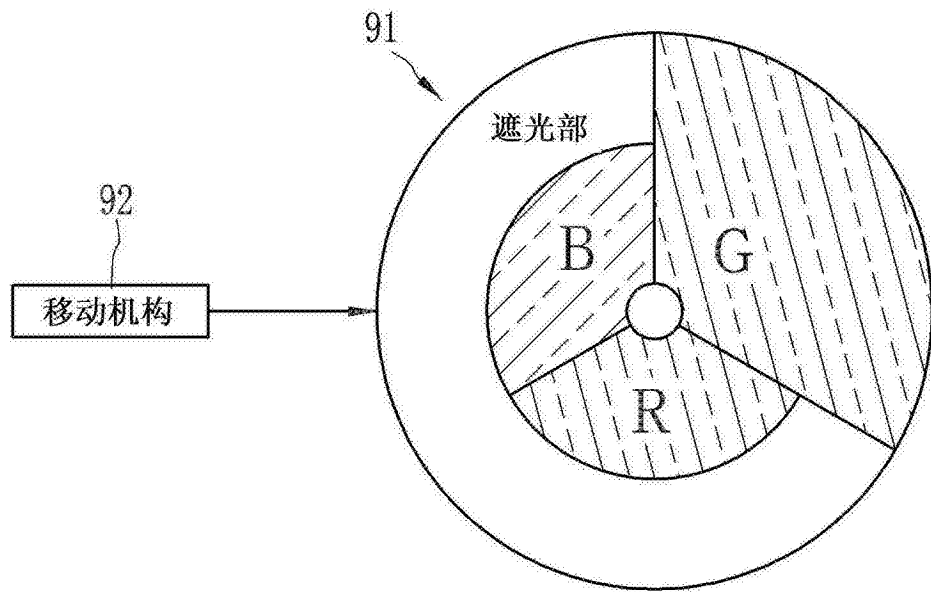


图 17

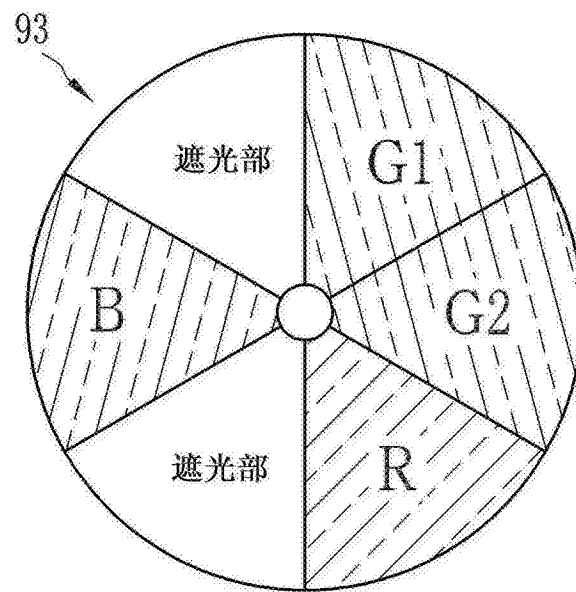


图 18

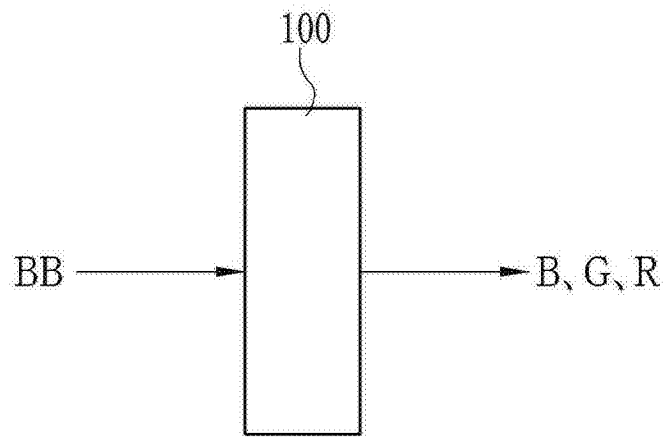


图 19

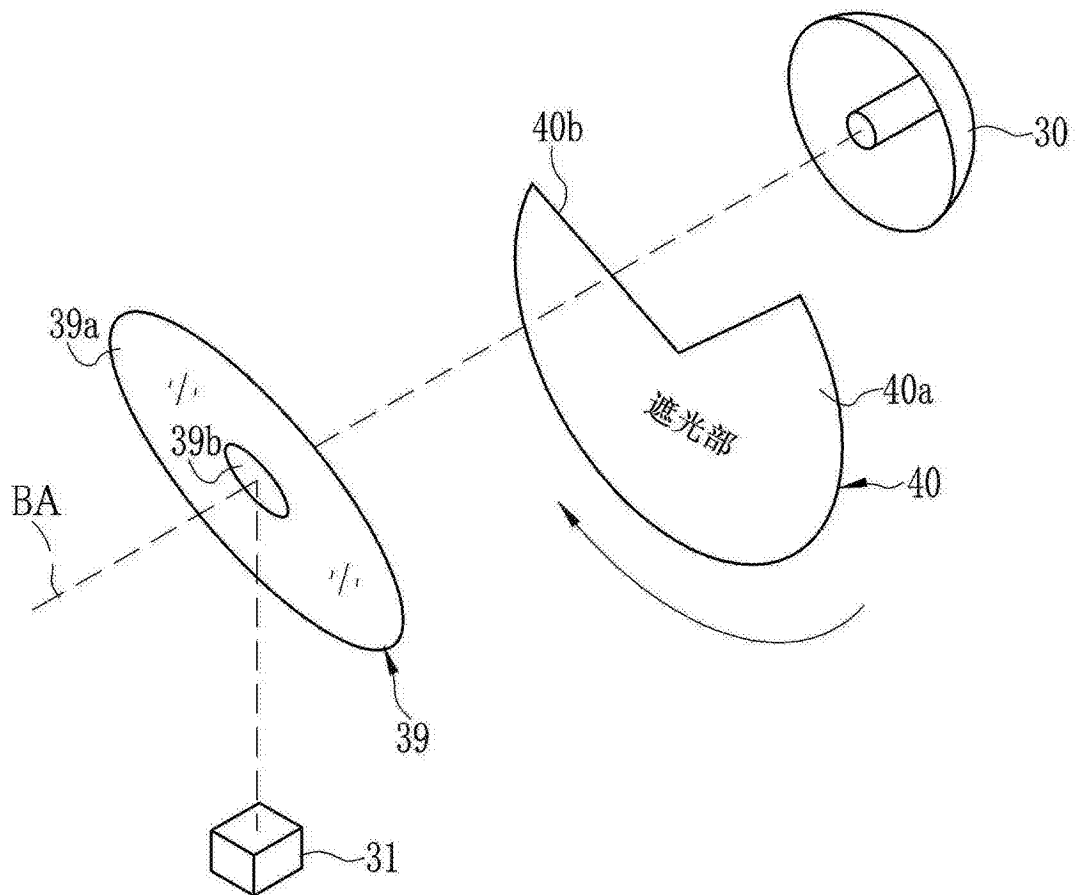


图 20

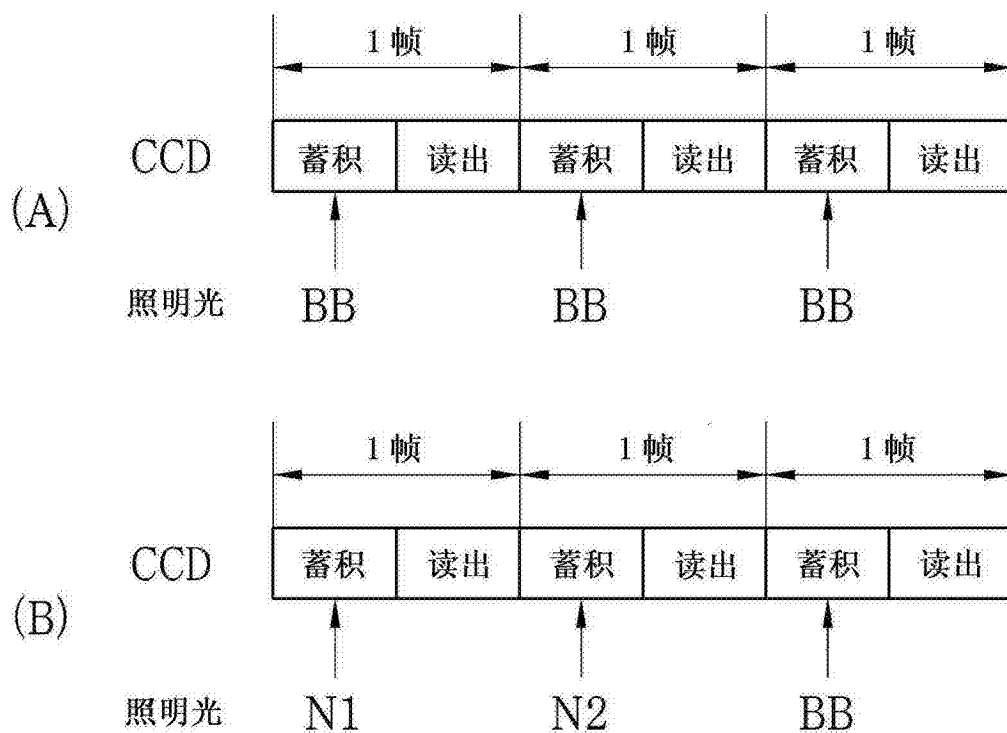


图 21

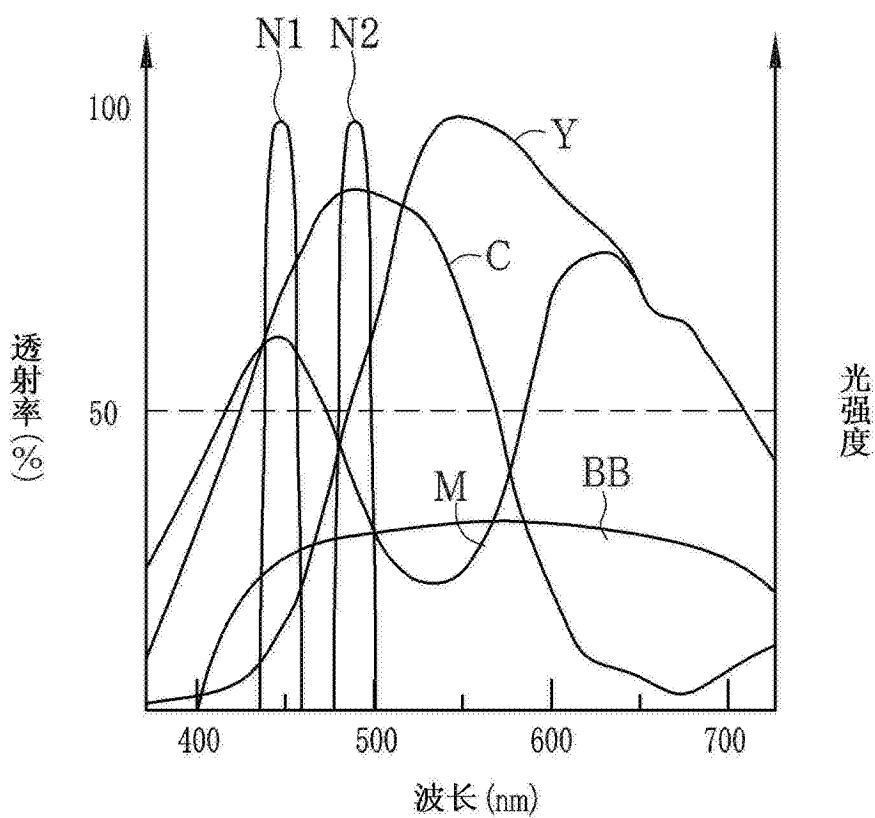


图 22

专利名称(译)	电子内窥镜系统、光源装置、及电子内窥镜系统的控制方法		
公开(公告)号	CN102860812B	公开(公告)日	2016-02-03
申请号	CN201210227987.1	申请日	2012-07-02
[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	A61B1/05 A61B1/07 A61B1/045 A61B1/00		
审查员(译)	张雯		
优先权	2011148357 2011-07-04 JP		
其他公开文献	CN102860812A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供电子内窥镜系统、光源装置、及电子内窥镜系统的控制方法。其中，在光源装置(13)上不仅设有用于得到通常观察图像的白色光源(30)、而且设有发出蓝色区域的第一及第二窄带域光的半导体光源单元(31)。第一窄带域光和第二窄带域光是包含氧饱和度和血管深度的血管信息取得用的光。在血管信息取得时，为了将与第一窄带域光和第二窄带域光相对应的摄像信号标准化而需要表示明亮度的水平的参照信号。作为用于得到参照信号的参照光，利用白色光源(30)发出的白色光。通过半导体光源的窄带域光维持测定精度，同时，通过利用已有的光源装置的构成即白色光源(30)来抑制成本增加。

