



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103857321 B

(45)授权公告日 2016.08.17

(21)申请号 201280049613.3

(22)申请日 2012.10.11

(30)优先权数据

2011-225143 2011.10.12 JP

2012-193908 2012.09.04 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.04.09

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/076291 2012.10.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/054835 JA 2013.04.18

(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 山口博司 小泽聪 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 王亚爱

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

(56)对比文件

US 2003/0060684 A1,2003.03.27,全文.

CN 101163438 A,2008.04.16,全文.

US 2010/0103250 A1,2010.04.29,全文.

US 2011/0112362 A1,2011.05.12,全文.

CN 102197982 A,2011.09.28,全文.

审查员 王歆媛

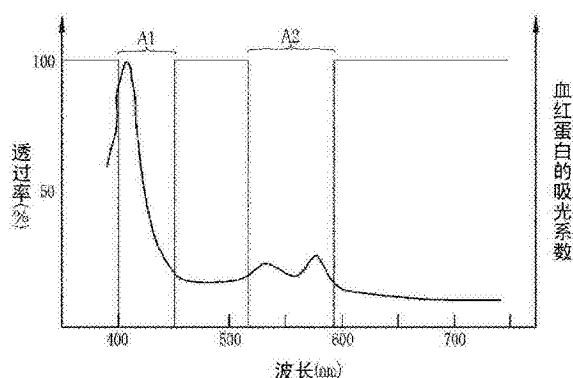
权利要求书2页 说明书11页 附图20页

(54)发明名称

内窥镜系统

(57)摘要

使表层微细结构或肥厚部分等的活体组织上的凹凸的视觉辨认度得以提高。使激励光(EL)射向荧光体以激励发出白色光(W)。将白色光之中血液中血红蛋白的吸光系数高的高吸光波段(A1、A2)的成分通过高吸光波长去除滤光器来去除,从而生成高吸光波长遮断光。将该高吸光波长遮断光对被检体进行照明,其反射光的像光由彩色的CCD进行摄像。基于从CCD的B像素所输出的信号(Bp)来生成微细结构图像。该微细结构图像通过抑制表层微细血管的显示,从而小凹结构等表层微细结构的视觉辨认度相对地得以提高。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

照明单元,其向被检体照射照明光;

图像信号获取单元,其通过对来自所述被检体的反射光的像光进行摄像,由此来获取图像信号;和

凹凸图像生成单元,其基于所述图像信号来生成凹凸图像,该凹凸图像是通过抑制所述被检体中的血管的显示由此使所述被检体的活体组织上的凹凸的视觉辨认度相对地提高而得到的,

所述凹凸图像生成单元,具有:

微细结构图像生成部,其基于所述图像信号之中在蓝色波段内血液中血红蛋白的吸光系数高的第一高吸光波段的成分被去除后的信号来生成微细结构图像,该微细结构图像是通过抑制血管的显示由此使表层微细结构的视觉辨认度相对地提高而得到的。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

所述第一高吸光波段为400~450nm。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其中,

所述凹凸图像生成单元,具有:

肥厚部分图像生成部,其基于所述图像信号之中在绿色波段及红色波段内血液中血红蛋白的吸光系数高的第二高吸光波段的成分被去除后的信号来生成肥厚部分图像,该肥厚部分图像是通过抑制中深层血管的显示由此使肥厚部分的视觉辨认度相对地提高而得到的。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜系统,其中,

所述第二高吸光波段为520~580nm。

5. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其中,

所述照明单元具备:高吸光波长去除滤光器,其去除所述照明光之中血液中血红蛋白的吸光系数高的高吸光波段的成分,

所述图像信号获取单元对由所述高吸光波长去除滤光器去除了所述高吸光波段的成分后的被检体的反射光的像光进行摄像。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其中,

由彩色的摄像元件来执行所述被检体的摄像,该彩色的摄像元件具有设置了颜色分离滤光器的多种颜色的像素。

7. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其中,

所述照明单元向所述被检体依次照射多种颜色的光,

每当向所述被检体依次照射所述多种颜色的光时,由单色的摄像元件来执行所述被检体的摄像。

8. 根据权利要求3所述的内窥镜系统,其中,

所述照明单元依次照射表层用照明光和中深层用照明光,该表层用照明光是在蓝色波段内血液中血红蛋白的吸光系数高的第一高吸光波段的成分被去除后而得到的,该中深层用照明光是在白色光的绿色波段及红色波段内血液中血红蛋白的吸光系数高的第二高吸光波段的成分被去除后而得到的,

每当由所述照明单元依次照射时,执行所述被检体的摄像。

9. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统, 其中,

所述凹凸图像生成单元具有: 图像生成部, 其通过基于所述图像信号的分光估计来获取所述反射光之中血液中血红蛋白的吸光系数高的波长成分以外的波长成分的分光图像, 并基于该分光图像来生成所述凹凸图像。

10. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统, 其中,

所述内窥镜系统还具备: 显示单元, 其显示所述凹凸图像。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及能够清晰地观察在活体组织上形成的小凹结构(pit pattern)等微细结构、肥厚部分等凹凸图案的内窥镜系统以及图像生成方法。

背景技术

[0002] 在近年的医疗中,利用了内窥镜装置的诊断等被广泛采用。在此内窥镜诊断中,除了将宽带光的白色光用作被检体内的照明光的通常光观察之外,还通过将特定波长的特殊光用作照明光来进行特殊光观察,在该特殊光观察中使癌等病变部比其他部位更清晰化、或者易于直观地掌握病变部的位置及大小。

[0003] 例如,在专利文献1中,利用向活体组织的深度方向的侵入深度(invasion depth)以及血液中血红蛋白的吸光特性具有波长依赖性的特性,用短波长的蓝色窄带光而使形成在活体组织表层的微细血管、小凹结构等微细结构清晰化,并且,用波长比蓝色窄带光长的长波长的绿色窄带光而使位于活体组织的中深层的粗血管清晰化。这些表层~中深层的血管、表层微细结构成为进行癌的辨别、侵入深度诊断时的重要线索,因此通过用蓝色窄带光或绿色窄带光进行清晰化,从而能够显著地提高辨别等的精度。

[0004] 此外,在专利文献2中,当向活体组织照射了用于激励自体荧光的激励光时,通过利用从因癌等病变而导致肥厚部分的病变部位所发出的自体荧光的光量少于来自非肥厚部分的正常部位的自体荧光的光量这一特性,从而可使病变部位与正常部位的边界明确化。这样使与病变部位的边界明确化,从而在如放映时那样的从远景状态进行观察的情况下,容易掌握病变部的位置及大小。

[0005] 在先技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特开2001-170009号公报

[0008] 专利文献2:日本特开平8-252218号公报

发明内容

[0009] 发明要解决的课题

[0010] 近年来,癌的辨别方法、侵入深度的诊断方法涉及有多种。因此,除了根据表层微细血管或中深层血管等的血管图案、和表层微细结构或肥厚部分等的凹凸图案这两种图案来进行癌诊断的情况之外,还存在只关注于凹凸图案来进行诊断的情况。这样在只关注于凹凸图案来进行诊断的情况下,需要提高凹凸图案的视觉辨认度而降低血管图案的视觉辨认度。

[0011] 关于仅使凹凸图案清晰化,在专利文献1中没有记载也没有启示。此外,根据专利文献2可知,能够使凹凸图案之中肥厚部分进行清晰化。然而,由于用于检测肥厚部分的自体荧光微弱,因此为了灵敏度良好地捕捉该微弱的自体荧光,却另外需要EMCCD这样的高灵敏度的摄像元件。

[0012] 本发明的目的在于提供一种能够提高表层微细结构或肥厚部分等的活体组织上的凹凸的视觉辨认度的内窥镜系统以及图像生成方法。

[0013] 用于解决课题的手段

[0014] 本发明的内窥镜系统,其特征在于,具备:照明单元,其向被检体照射照明光;图像信号获取单元,其通过对来自被检体的反射光的像光进行摄像,由此来获取图像信号;和凹凸图像生成单元,其基于图像信号来生成凹凸图像,该凹凸图像是通过抑制被检体中的血管的显示由此使活体组织上的凹凸的视觉辨认度相对地提高而得到的。

[0015] 优选凹凸图像生成单元具有:微细结构图像生成部,其基于图像信号之中在蓝色波段内血液中血红蛋白的吸光系数高的第一高吸光波段的成分被去除后的信号来生成微细结构图像,该微细结构图像是通过抑制血管的显示由此使表层微细结构的视觉辨认度相对地提高而得到的。优选第一高吸光波段为400~450nm。

[0016] 优选凹凸图像生成单元具有:微细结构图像生成部,其基于图像信号之中在绿色波段内血液中血红蛋白的吸光系数高的第二高吸光波段的成分被去除后的信号来生成微细结构图像,该微细结构图像是通过抑制血管的显示由此使肥厚部分的视觉辨认度相对地提高而得到的。优选第二高吸光波段为520~580nm。

[0017] 本发明还优选,所述照明单元具备:高吸光波长去除滤光器,其去除所述照明光之中血液中血红蛋白的吸光系数高的高吸光波段的成分,图像信号获取单元对由高吸光波长去除滤光器去除了高吸光波段的成分后的被检体的反射光的像光进行摄像。优选由彩色的摄像元件来执行被检体的摄像,该彩色的摄像元件具有设置了颜色分离滤光器的多种颜色的像素。优选照明单元向被检体依次照射多种颜色的光,每当向被检体依次照射多种颜色的光时,由单色的摄像元件来执行所述被检体的摄像。

[0018] 优选照明单元依次照射表层用照明光和中深层用照明光,该表层用照明光是在蓝色波段内血液中血红蛋白的吸光系数高的第一高吸光波段的成分被去除后而得到的,该中深层用照明光是在绿色波段内血液中血红蛋白的吸光系数高的第一高吸光波段的成分被去除后而得到的,每当由照明单元依次照射时,执行被检体的摄像。

[0019] 优选凹凸图像生成单元具有:图像生成部,其通过基于图像信号的分光估计来获取反射光之中血液中血红蛋白的吸光系数高的波长成分以外的波长成分的分光图像,并基于该分光图像来生成凹凸图像。优选还具备:显示单元,其显示凹凸图像。

[0020] 本发明的图像生成方法,其特征在于,由照明单元向被检体照射照明光,由图像信号获取单元对来自被检体的反射光的像光进行摄像,由此来获取图像信号,由凹凸图像生成单元基于图像信号来生成凹凸图像,该凹凸图像是通过抑制被检体中的血管的显示由此使活体组织上的凹凸的视觉辨认度相对地提高而得到的。

[0021] 发明效果

[0022] 根据本发明,由凹凸图像生成单元所获得的凹凸图像,通过抑制被检体中的血管的显示,由此使活体组织上的凹凸的视觉辨认度相对地提高。

附图说明

[0023] 图1是表示第一实施方式的内窥镜系统的图。

[0024] 图2是表示第一实施方式的内窥镜系统的内部构成的图。

- [0025] 图3是表示白色光W的发光光谱的图表。
- [0026] 图4是表示高吸光波长去除滤光器的分光透过率、和血红蛋白的吸光系数的图表。
- [0027] 图5A是表示变焦透镜处于广角位置的情况下的被检体内的图像的图。
- [0028] 图5B是表示变焦透镜处于远摄位置的情况下的被检体内的图像的图。
- [0029] 图6A是示出CCD的B像素、G像素、R像素的图。
- [0030] 图6B是表示R色、G色、B色的滤色器的分光透过率的图表。
- [0031] 图7A是示出CCD的B像素所接受的光的波长成分的图表。
- [0032] 图7B是示出CCD的G像素所接受的光的波长成分的图表。
- [0033] 图7C是示出CCD的R像素所接受的光的波长成分的图表。
- [0034] 图8A是用于说明第一实施方式中的通常观察模式时的CCD的摄像控制的图。
- [0035] 图8B是用于说明第一实施方式中的微细结构观察模式、肥厚部分观察模式、微细结构/肥厚部分模式时的CCD的摄像控制的图。
- [0036] 图9是示出微细结构图像的图。
- [0037] 图10是示出肥厚部分图像的图。
- [0038] 图11是示出了微细结构观察模式中的一系列流程的流程图。
- [0039] 图12是表示用氙灯生成白色光W的内窥镜系统的内部构成的图。
- [0040] 图13是表示第二实施方式的内窥镜系统的内部构成的图。
- [0041] 图14是表示RGB旋转滤光器的图。
- [0042] 图15是表示RGB旋转滤光器的B滤光器、G滤光器、R滤光器的分光透过率的图表。
- [0043] 图16A是用于说明第二实施方式中的通常观察模式时的CCD的摄像控制的图。
- [0044] 图16B是用于说明第二实施方式中的微细结构观察模式、肥厚部分观察模式、微细结构/肥厚部分模式时的CCD的摄像控制的图。
- [0045] 图17是表示第三实施方式的内窥镜系统的内部构成的图。
- [0046] 图18是特殊观察用旋转滤光器的图。
- [0047] 图19是表示第一BPF的分光透过率的图表。
- [0048] 图20是表示第二BPF的分光透过率的图表。
- [0049] 图21A是用于说明第三实施方式中的通常观察模式时的CCD的摄像控制的图。
- [0050] 图21B是用于说明第三实施方式中的微细结构观察模式时的CCD的摄像控制的图。
- [0051] 图21C是用于说明第三实施方式中的肥厚部分观察模式时的CCD的摄像控制的图。
- [0052] 图21D是用于说明第三实施方式中的微细结构/肥厚部分模式时的CCD的摄像控制的图。
- [0053] 图22是表示第四实施方式的内窥镜系统的内部构成的图。
- [0054] 图23是用于说明微细结构图像的生成方法的图。
- [0055] 图24是用于说明肥厚部分图像的生成方法的图。
- [0056] 图25是用于说明微细结构/肥厚部分图像的生成方法的图。

具体实施方式

[0057] 如图1以及图2所示,第一实施方式的内窥镜系统10具备:电子内窥镜11(图像信号获取单元的一形态),其对被检体内进行摄像;处理器装置12,其对由电子内窥镜11所摄像

到的图像实施各种图像处理;光源装置13,其向电子内窥镜11供应对被检体进行照明的光;和监视器14,其显示由处理器装置12实施过各种图像处理后的图像。

[0058] 电子内窥镜11具备:挠性的插入部16,其插入到被检体内;操作部17,其设置在插入部16的基端部分;和通用线18,其连结操作部17与处理器装置12以及与光源装置13之间。在插入部16的前端,形成有连结多个弯曲件而成的弯曲部19。通过对操作部17的角度旋钮21进行操作,弯曲部19能在上下左右方向上进行弯曲动作。在弯曲部19的前端,设有内置了体腔内拍摄用的光学系统等而成的前端部16a。前端部16a通过弯曲部19的弯曲动作而朝向被检体内的所期望的方向。

[0059] 此外,在操作部17设有用于切换成各种模式的模式切换SW15。模式由通常观察模式、微细结构观察模式、肥厚部分观察模式、和微细结构/肥厚部分观察模式的共计4种模式构成,其中,在通常观察模式下,将通过对被白色光照明的被检体进行摄像而得到的通常光图像,显示于监视器14;在微细结构观察模式下,将对形成在活体组织的表层上的微细结构进行强调后的微细结构强调图像,显示于监视器14;在肥厚部分观察模式下,将对在活体组织中从表层到中深层带有厚度的肥厚部分进行强调后的肥厚部分强调图像加以显示;在微细结构/肥厚部分观察模式下,将对微细结构以及肥厚部分双方进行强调后的微细结构/肥厚部分强调图像,显示于监视器14。

[0060] 在通用线18,在处理器装置12以及光源装置13侧安装有连接器24。连接器24为由通信用连接器和光源用连接器构成的复合型连接器,电子内窥镜11经由该连接器24而与处理器装置12以及光源装置13装卸自如地连接。

[0061] 如图2所示,光源装置13(照明单元的一形态)具备:激励光光源30、荧光体31、滤光器插入脱离部32、和高吸光波长去除滤光器33。激励光光源30由激光二极管等半导体光源构成,如图3所示那样发出中心波长为445nm的激励光EL。该激励光EL被照射到安装在激励光光源30的出射部上的荧光体31。在荧光体31中,构成为包含吸收激励光EL的一部分并激励发出绿色~红色的荧光FL的多种荧光物质(例如YAG系荧光物质、或BAM($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$)等的荧光物质)。由荧光体31激励发出的荧光FL与未被荧光体31吸收而透过的激励光EL进行合波,从而生成白色光W。

[0062] 滤光器插入脱离部32使高吸光波长去除滤光器33根据所设定的模式而在将高吸光波长去除滤光器33插入于白色光W的光路Lw中的插入位置、与使高吸光波长去除滤光器33从光路Lw中退出的退出位置之间进行移动。在设定成通常观察模式的情况下,高吸光波长去除滤光器33设置于退出位置。由此,白色光W经由聚光透镜34而入射至光导管43。另一方面,在设定成微细结构观察模式、肥厚部分观察模式、微细结构/肥厚部分观察模式的情况下,高吸光波长去除滤光器33设置于插入位置。由此,白色光W之中血红蛋白的吸光系数高的波段(参照图4)的光被遮断后的高吸光波长遮断光Wcut将透过高吸光波长去除滤光器33。所透过的高吸光波长遮断光Wcut经由聚光透镜34而入射至光导管43。

[0063] 如图4所示,高吸光波长去除滤光器32遮断400nm~450nm的高吸光波段A1以及520nm~580nm的高吸光波段A2的光(透过率0%),另一方面,让高吸光波段A1、A2以外的波段的光原样透过(透过率100%)。当向该高吸光波长去除滤光器32入射了白色光W时,白色光W之中高吸光波长A1、A2被去除后的高吸光波长遮断光Wcut将从高吸光波长去除滤光器32出射。

[0064] 这样地遮断了高吸光波段A1、A2的光是基于下述理由。高吸光波段A1、A2的光如图4所示,在血液中的血红蛋白中示出高的吸光特性。因而,当将基于这些高吸光波段A1、A2的像光的图像显示于监视器14时,由于血管和其他组织的对比度变高,因此血管被强调显示。因此,在只关注于小凹结构等表层微细结构、从活体组织表层到中深层带有厚度的肥厚部分等凹凸来进行诊断,而非血管的情况下,血管的清晰化成为使诊断能力下降的一个因素。因此,由高吸光波长去除滤光器32来遮断白色光W的反射光之中吸光特性高的高吸光波段A1、A2的光,从而抑制在监视器14上进行显示时的血管的显示。这样抑制血管的清晰化,从而血管以外的表层微细结构或肥厚部分等的活体组织上的凹凸的视觉辨认度得以提高。

[0065] 如图2所示,电子内窥镜11具备:光导管43、CCD44、模拟处理电路45(AFE: Analog Front End)、摄像控制部46、和倍率控制部47。光导管43为大口径光纤、束状光纤等,入射端连接在光源装置内,且出射端朝向变焦透镜48a。因此,在光导管43内被导出的光,通过照射透镜48b、以及照明窗49而照射到被检体内。观察窗50从被检体接受反射光。所接受到的光,经由聚光透镜51以及变焦透镜48a而入射至CCD44。

[0066] 在变焦透镜48a,安装有使该变焦透镜48a沿着光轴方向移动的致动器48c。通过与控制器59连接的倍率控制部47来驱动控制致动器48c。倍率控制部47控制致动器48c以使变焦透镜48a移动到与由变焦操作部20所设定的倍率相应的位置。在如放映时那样的、需要观察被检体内的整体样态的情况下,将变焦透镜48a置于广角位置,使图5A那样的非放大图像显示于监视器14。另一方面,在如癌的辨别诊断时那样的、需要对观察部位的详细结构进行观察的情况下,将变焦透镜48a置于远摄位置,使图5B那样的放大图像显示于监视器14。

[0067] 另外,在通常观察模式时、肥厚部分观察模式时,由于大多情况下观察被检体内的整体样态,因此大多情况下将变焦透镜48a置于广角位置。另一方面,在微细结构观察模式时,由于大多情况下放大观察对象来进行观察,因此大多情况下将变焦透镜48a置于远摄位置。

[0068] CCD44具备对所入射的光进行受光的摄像面44a,在该摄像面44a进行光电变换并蓄积信号电荷。所蓄积的信号电荷作为摄像信号被读出,并送至AFE45。CCD44为彩色CCD,在摄像面44a上如图6A所示那样排列着多列设有B色的B滤光器44b的B像素、设有G色的G滤光器44g的G像素、设有R色的R滤光器44r的R像素这三种颜色的像素。这些B滤光器44b、G滤光器44g、R滤光器44r如图6B所示那样具有B、G、R透过区域52、53、54。B透过区域52透过380~560nm的波长范围,G透过区域53透过450~630nm的波长范围,R透过区域54透过580~780nm的波长范围。

[0069] 由于CCD44所接受的光因所设定的模式的不同而不同,因此各滤光器44b、44g、44r所接受的光的波长成分也因所设定的模式的不同而不同。在设定成通常观察模式的情况下,白色光W入射至CCD44的各色的像素。因此,在B像素中,入射B透过区域52中所含的白色光W的波长成分,在G像素中,入射G透过区域53中所含的白色光W的波长成分,在R像素中,入射R透过区域54中所含的白色光W的波长成分。

[0070] 另一方面,在设定成微细结构观察模式、肥厚部分观察模式、微细结构/肥厚部分观察模式的情况下,高吸光波长遮断光Wcut入射至CCD44的各色的像素。因此,如图7A所示,在CCD44的B像素中,入射高吸光波长遮断光Wcut之中B透过区域52中所含的380~400nm以及450~500nm的第一透过光。第一透过光直到活体组织表层为止均具有侵入深度,且血红

蛋白的吸光特性与400~450nm的高吸光波段A1相比,较低。因此,当将该第一透过光的像光的摄像图像显示于监视器14时,表层微细血管的显示被抑制,另一方面,通过抑制该血管的显示,从而小凹结构等表层微细结构的视觉辨认度得以提高。

[0071] 此外,如图7B所示,在CCD44的G像素中,入射高吸光波长遮断光Wcut之中G透过区域中所含的450~520nm以及580~630nm的第二透过光。第二透过光直到活体组织的中深层为止均具有侵入深度,且血红蛋白的吸光特性与520~580nm的高吸光波段A2相比,较低。因此,当将该第二透过光的像光的摄像图像显示于监视器14时,中深层血管的显示被抑制,另一方面,通过抑制该血管的显示,从而从表层到中深层带有厚度的肥厚部分的视觉辨认度得以提高。而且,如图7C所示,在CCD44的R像素中,入射高吸光波长遮断光Wcut之中R透过区域中所含的580~780nm的第三透过光。

[0072] 如图2所示,AFE45由相关双采样电路(CDS)、自动增益控制电路(AGC)、以及模拟/数字变换器(A/D)(均省略图示)构成。CDS对来自CCD44的摄像信号实施相关双采样处理,以去除因CCD44的驱动而产生的噪声。AGC对由CDS去除了噪声后的摄像信号进行放大。A/D将由AGC放大后的摄像信号变换成规定比特数的数字摄像信号,并输入至处理器装置12。

[0073] 摄像控制部46与处理器装置12内的控制器59连接,当被控制器59进行了指示时,向CCD44发送驱动信号。CCD44基于来自摄像控制部46的驱动信号,将摄像信号以规定的帧速率输出至AFE45。

[0074] 在设定成通常观察模式的情况下,如图8A所示那样,在1帧期间内执行:对白色光的像光进行光电变换来蓄积信号电荷的步骤;和作为所蓄积的信号电荷来读出的步骤。重复执行该摄像控制。另外,在通常观察模式时,将从CCD44的B像素、G像素、R像素所输出的信号分别设为蓝色信号Bc、绿色信号Gc、红色信号Rc。

[0075] 另一方面,在设定成微细结构观察模式、肥厚部分观察模式、微细结构/肥厚部分观察模式的情况下,如图8B所示那样,在1帧期间内执行:对高吸光波长遮断光Wcut的像光进行光电变换来蓄积信号电荷的步骤;和作为所蓄积的信号电荷来读出的步骤。重复执行该摄像控制。另外,在微细结构观察模式、肥厚部分观察模式、微细结构/肥厚部分观察模式时,将从CCD44的B像素、G像素、R像素所输出的信号分别设为蓝色信号Bp、绿色信号Gp、红色信号Rp。

[0076] 如图2所示,处理器装置12具备:通常光图像生成部55、帧存储器56、特殊光图像生成部57(凹凸图像生成单元的一形态)、和显示控制电路58,且控制器59控制各部。通常光图像生成部55根据在通常观察模式时所获得的信号Bc、Gc、Rc来生成通常光图像。所生成的通常光图像被临时存储在帧存储器56中。

[0077] 特殊光图像生成部57具备:微细结构图像生成部61、肥厚部分图像生成部62、和微细结构/肥厚部分图像生成部63。微细结构图像生成部61基于在微细结构观察模式时所获取的蓝色信号Bp,来生成使小凹结构等表层微细结构的视觉辨认度提高后的微细结构图像。所生成的微细结构图像68如图9所示那样,通过显示控制电路58被显示于监视器14。在该微细结构图像68中,由于使用高吸光波段A1被去除后的高吸光波长遮断光Wcut来生成,因此表层微细血管70的显示被抑制。通过该显示的抑制,从而微细结构71的视觉辨认度相对地得以提高。

[0078] 肥厚部分图像生成部62基于在肥厚部分观察模式时所获取的绿色信号Gp和红色

信号Rp,来生成使肥厚部分的视觉辨认度提高后的肥厚部分图像。所生成的肥厚部分图像78如图10所示那样,通过显示控制电路58被显示于监视器14。在该肥厚部分图像78中,由于使用高吸光波段A2被去除后的高吸光波长遮断光Wcut来生成,因此中深层血管80的显示被抑制。通过该显示的抑制,从而肥厚部分81的视觉辨认度相对地得以提高。

[0079] 微细结构/肥厚部分图像生成部63基于在微细结构/肥厚部分观察模式时所获取的蓝色信号Bp、绿色信号Gp、红色信号Rp,来生成使微细结构和肥厚部分双方的视觉辨认度提高后的微细结构/肥厚部分图像。所生成的微细结构/肥厚部分图像,通过显示控制电路58被显示于监视器14。

[0080] 接下来,使用图11所示的流程图来说明微细结构观察模式中的一系列流程。另外,由于肥厚部分观察模式、微细结构观察模式时的一系列流程均大致相同,因此省略说明。

[0081] 当通过模式切换SW15被切换成微细结构观察模式时,高吸光波长去除滤光器33被插入在白色光W的光路Lw中。由此,白色光W之中高吸光波段A1、A2的波长成分被去除后的高吸光波长遮断光Wcut将从高吸光波长去除滤光器33出射。所透过的高吸光波长遮断光Wcut,经由聚光透镜34以及光导管43等而照射到被检体。

[0082] 由彩色的CCD44对来自被检体的返回光的像光进行摄像。此时,从CCD44的B像素、G像素、R像素中输出蓝色信号Bp、绿色信号Gp、红色信号Rp。基于这些信号之中蓝色信号Bp来生成使表层微细结构的视觉辨认度提高后的微细结构图像。所生成的微细结构图像,通过显示控制电路58被显示于监视器14。

[0083] 另外,在第一实施方式中,虽然通过向荧光体31照射激励光EL以激励发出荧光FL由此生成了白色光W,但是也可取而代之,如图12所示,通过氙灯90来生成波段遍及例如380~700nm整个范围这样的白色光W。另外,无需限于氙灯,也可以是卤素灯等,只要是能够发出波段遍及蓝色~红色的宽波段的光的光源即可。

[0084] 如图13所示,第二实施方式的内窥镜系统100与以利用了彩色的CCD44的同时方式来进行被检体的摄像的第一实施方式不同,而以利用了单色的CCD144的面依次方式来进行被检体的摄像。因此,光源装置113的构成不同于第一实施方式的光源装置13。此外,电子内窥镜11内的CCD为未设有彩色滤光器的单色摄像元件144,因此CCD144的摄像控制方法也不同于第一实施方式。除此之外与第一实施方式相同,因此省略说明。

[0085] 光源装置113具备:激励光光源30、荧光体31、RGB旋转滤光器134、滤光器插入脱离部32、和高吸光波长去除滤光器33。即便在第二实施方式中,白色光W的生成也是由激励光光源30以及荧光体31来进行。RGB旋转滤光器134如图14所示那样,呈圆板形状,且在圆周方向上被3分割而形成的中心角为120°的扇型区域内,分别设有B滤光器部134b、G滤光器部134g、R滤光器部134r。该旋转滤光器134旋转自如地设定成:可选择地将B滤光器部134a、G滤光器部134b、R滤光器部134c插入在白色光W的光路Lw中。

[0086] 如图15所示,B滤光器部134b具有与第一实施方式的CCD44的B滤光器44b同样的B透过区域。此外,同样地,G滤光器部134g以及R滤光器部134r分别具有与CCD44的G滤光器44g、R滤光器44r同样的G透过区域、R透过区域。

[0087] 滤光器插入脱离部32与第一实施方式同样地,当设定成通常观察模式时的情况下,高吸收波长去除滤光器33设置于退出位置。由于设置于退出位置,因此来自荧光体31的白色光W,不经由高吸收波长去除滤光器33而直接入射至旋转中的RGB旋转滤光器134。当该

RGB旋转滤光器134之中B滤光器部134b被插入在光路Lw中时,白色光W之中蓝色波段的B光将透过,当G滤光器部134g被插入在光路Lw中时,白色光W之中绿色波段的G光将透过,当R滤光器部134r被插入在光路Lw中时,白色光W之中红色波段的R光将透过。由此,从RGB旋转滤光器134依次出射B光、G光、R光。依次出射的B光、G光、R光,经由聚光透镜34而入射至光导管43,然后照射到被检体。

[0088] 另一方面,当设定成微细结构观察模式、肥厚部分观察模式、微细结构/肥厚部分观察模式时,与第一实施方式同样地,高吸收波长去除滤光器33设置于插入位置。由于设置于插入位置,因此来自荧光体31的白色光W入射至高吸收波长去除滤光器33。该高吸光波长去除滤光器33与第一实施方式同样地,使白色光W之中高吸光波段A1、A2的波长成分被去除后的高吸光波长遮断光Wcut透过。所透过的高吸光波长遮断光Wcut入射至旋转中的RGB旋转滤光器134。

[0089] 当RGB旋转滤光器134的B滤光器部134b被插入在光路Lw中时,高吸光波长遮断光Wcut之中B透过区域中所含的第一透过光将透过。此外,当G滤光器部134g被插入在光路Lw中时,高吸光波长遮断光Wcut之中G透过区域中所含的第二透过光将透过。此外,当R滤光器部134r被插入在光路Lw中时,高吸光波长遮断光Wcut之中R透过区域中所含的第三透过光将透过。由此,从RGB旋转滤光器134依次出射第一透过光、第二透过光、第三透过光。所依次出射的第一透过光、第二透过光、第三透过光,经由聚光透镜34而入射至光导管43。

[0090] 在第二实施方式的摄像控制部46中,如下那样进行单色的CCD144的摄像控制。在通常观察模式中,如图16A所示,对B、G、R的三色的像光依次摄像来蓄积电荷,并基于所蓄积电荷来依次输出面依次摄像信号B、G、R。在设定成通常观察模式的期间,重复执行该一系列动作。另外,面依次摄像信号B、G、R分别大体对应于第一实施方式的Bc、Gc、Rc。

[0091] 此外,在微细结构观察模式、肥厚部分观察模式、微细结构/肥厚部分观察模式中,如图16B所示,对第一透过光、第二透过光、第三透过光的像光依次摄像来蓄积电荷,并基于所蓄积电荷来依次输出面依次摄像信号X1、X2、X3。在设定成微细结构观察模式、肥厚部分观察模式、微细结构/肥厚部分观察模式的期间,重复执行该一系列动作。面依次摄像信号X1、X2、X3分别对应于第一实施方式的Bp、Gp、Rp。

[0092] 如图17所示,第三实施方式的内窥镜系统200为了生成高吸光波长遮断光Wcut,不同于使用了与白色光W的光路Lw插入脱离自如的高吸光波长去除滤光器33的第一以及第二实施方式,而采用特殊观察用旋转滤光器234。通过该特殊观察用旋转滤光器234的使用,从而彩色的CCD44的摄像控制方法不同于第一实施方式。此外,微细结构图像、肥厚部分图像、微细结构/肥厚部分图像的图像生成方法不同于第一实施方式。由于除此之外与第一实施方式相同,因此省略说明。

[0093] 如图18所示,特殊观察用旋转滤光器234将让白色光W原样透过的开口部234a、让白色光W之中用于提高表层微细结构的视觉辨认度的表层用照明光透过的第一BPF(带通滤光器)234b、和让白色光W之中用于提高肥厚部分的视觉辨认度的中深层用照明光透过的第二BPF(带通滤光器)234c,沿着圆周方向设置。该特殊观察用旋转滤光器234旋转自如地设置成:选择地将开口部234a、第一BPF234b、第二BPF234c插入在白色光W的光路Lw中。

[0094] 如图19所示,第一BPF234b遮断白色光W的蓝色成分之中400~450nm的高吸光波段A1的光以及500nm以上的波段的光(透过率0%),另一方面,让除此之外的400nm以下的光以

及450~500nm的光原样透过(透过率100%)。因此,白色光W透过第一BPF234b而获得的表层用照明光,成为具有400nm以下以及450~500nm的波段的光。另一方面,如图20所示,第二BPF234c遮断白色光W的绿色成分以及红色成分之 中520~580nm的高吸光波段A2的光以及500nm以下的波段的光,另一方面,让除此之外的500~520nm的波段的光以及580nm以上的波段的光原样透过。因此,白色光W透过第二BPF234c而获得的中深层用照明光,成为具有500~520nm的波段以及580nm以上的波段的光。

[0095] 当特殊观察用旋转滤光器234之中开口部234a被插入在光路Lw中时,白色光W原样透过,当第一BPF234b被插入在光路Lw中时,白色光W之中表层用照明光透过,当第二BPF234c被插入在光路Lw中时,白色光W之中的中深层用照明光透过。由此,从特殊观察用旋转滤光器234依次出射白色光W、表层用照明光、中深层用照明光。所依次出射的白色光W、表层用照明光、中深层用照明光,经由聚光透镜34而入射至光导管43。

[0096] 在第三实施方式的摄像控制部46中,按如下方式进行彩色的CCD44的摄像控制。在通常观察模式中,如图21A所示,对白色光W的像光进行摄像来蓄积电荷,并基于所蓄积电荷而从CCD44的B像素、G像素、R像素中输出摄像信号B1、G1、R1。另一方面,当照射出表层用照明光以及中深层用照明光时,不进行电荷的蓄积以及摄像信号的输出。在设定成通常观察模式的期间,重复执行该一系列动作。另外,摄像信号B1、G1、R1分别大体对应于第一实施方式的Bc、Gc、Rc。

[0097] 此外,在微细结构观察模式中,如图21B所示,在照射出白色光W以及中深层用照明光时,不进行电荷的蓄积以及摄像信号的输出。另一方面,在照射出表层用照明光时,对这些光的像光依次摄像来蓄积电荷。然后,基于所蓄积电荷而从CCD44的B像素、G像素、R像素中输出摄像信号B2、G2、R2。在设定成微细结构观察模式的期间,重复执行该一系列动作。另外,摄像信号B2对应于第一实施方式的Bp。

[0098] 此外,在肥厚部分观察模式中,如图21C所示,在照射出白色光W以及表层用照明光时,不进行电荷的蓄积以及摄像信号的输出。另一方面,在照射出中深层用照明光时,对这些光的像光依次摄像来蓄积电荷。然后,基于所蓄积电荷而从CCD44的B像素、G像素、R像素中输出摄像信号B3、G3、R3。在设定成肥厚部分观察模式的期间,重复执行该一系列动作。另外,摄像信号G3、R3对应于第一实施方式的Gp、Rp。

[0099] 此外,在微细结构/肥厚部分观察模式中,如图21D所示,当照射出白色光W时,不进行电荷的蓄积以及摄像信号的输出。另一方面,当照射出表层用照明光以及中深层用照明光时,对这些光的像光依次摄像来蓄积电荷。然后,基于所蓄积电荷,在照射出表层用照明光时,从CCD44的B像素、G像素、R像素中输出摄像信号B2、G2、R2,在照射出中深层用照明光时,从B像素、G像素、R像素中输出摄像信号B3、G3、R3。在设定成微细结构/肥厚部分观察模式的期间,重复执行该一系列动作。与上述同样地,摄像信号B2大体对应于第一实施方式的Bp,摄像信号G3、R3对应于第二实施方式的Gp、Rp。

[0100] 另外,在微细结构观察模式、肥厚部分观察模式、微细结构/肥厚部分观察模式中,即便在照射出白色光W时,也进行电荷的蓄积以及摄像信号的输出,也可基于从该输出中获得的摄像信号来生成通常光图像。然后,在该通常光图像上相加摄像信号B2的像素值,从而能够生成更明亮的微细结构图像。另外,通过在通常光图像上相加摄像信号G3、R3的像素值,从而能够生成更明亮的肥厚部分图像。

[0101] 如图22所示,第四实施方式的内窥镜系统300不同于将生成微细结构图像及肥厚部分图像所需的波长成分通过高吸光波长去除滤光器进行波长分离而获取到的第一以及第二实施方式,而通过分光估计技术来获取必要的波长成分。因此,在内窥镜系统300的光源装置13中,不设置高吸光波长去除滤光器33以及用于将其与白色光W的光路Lw进行插入脱离的滤光器插入脱离部32。此外,微细结构图像、肥厚部分图像、微细结构/肥厚部分图像的图像生成方法不同于第一实施方式。由于除此之外与第一实施方式相同,因此省略说明。

[0102] 第四实施方式的光源装置313不同于第一实施方式,通过氙灯314来生成具有380~700nm的波段的白色光W。氙灯314常时点亮。因此,从氙灯314所发出的白色光W,经由聚光透镜34、光导管43而常时照射到被检体。而且,与第一实施方式同样地,来自被检体的白色光的像光是由彩色的CCD44来摄像。通过该摄像,从CCD44的B像素中输出蓝色信号B,从G像素输出绿色信号G,从R像素输出红色信号R。

[0103] 特殊光图像生成部57内的分光估计部301基于信号B、G、R来生成380nm~700nm内的分光图像。分光图像如380nm图像、385nm图像……这样,以5nm间隔来生成。分光估计部301内,使用在内部存储器(省略图示)中存储的估计矩阵数据,按照以下的[数学式1]来进行分光估计。

[0104] [数学式1]

$$[0105] \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ \vdots \\ q_{65} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \\ k_{2r} & k_{2g} & k_{2b} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ k_{65r} & k_{65g} & k_{65b} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

[0106] 在此,在[数学式1]中,信号B、G、R的像素值分别用B、G、R来表示。此外,估计矩阵数据由将380nm至700nm的波段以5nm间隔进行划分后的65组份的波段参数构成,各波段参数分别由系数knr、kng、knb(n=1~65)构成。这些波段参数乘以信号B、G、R的像素值,从而获得380nm至700nm的分光图像的像素值qn(n=1~65)。另外,关于分光图像的生成方法,详细内容已经记载在日本特开2003-93336号公报中。

[0107] 在分光估计部301中,当设定成微细结构观察模式的情况下,获取380~400nm的分光图像、和450~500nm的分光图像。此外,当设定成肥厚部分观察模式的情况下,获取500~520nm的分光图像、和580~700nm的分光图像。此外,当设定成微细结构/肥厚部分观察模式的情况下,获取380~400nm的分光图像、450~500nm的分光图像、500~520nm的分光图像、580~700nm的分光图像。

[0108] 第四实施方式的微细结构图像生成部61如图23所示,基于由分光估计部301获得的380~400nm的分光图像、和450~500nm的分光图像来生成微细结构图像。由于该微细结构图像具有与第一实施方式的微细结构图像同样的波长成分,因此与第一实施方式同样地,表层微细血管的显示被抑制,从而微细结构的视觉辨认度相对地得以提高。

[0109] 第四实施方式的肥厚部分图像生成部62如图24所示,基于由分光估计部301获得的500~520nm的分光图像、和580~700nm的分光图像来生成肥厚部分图像。关于该肥厚部分图像,由于也具有与第一实施方式的肥厚部分图像同样的波长成分,因此与第一实施方式同样地,中深层血管的显示被抑制,从而肥厚部分的视觉辨认度相对地得以提高。

[0110] 第四实施方式的微细结构/肥厚部分生成部63基于由分光估计部301获得的380~400nm的分光图像、450~500nm的分光图像、500~520nm的分光图像、580~700nm的分光图像,来生成微细结构/肥厚部分图像。关于该微细结构/肥厚部分图像,由于也具有与第一实施方式的微细结构/肥厚部分图像同样的波长成分,因此与第一实施方式同样地,微细结构以及肥厚部分双方的视觉辨认度均得以提高。

[0111] 符号说明

[0112]	10、100、200、300	内窥镜系统
[0113]	33	高吸光波长去除滤光器
[0114]	44	(彩色的)CCD
[0115]	61	微细结构图像生成部
[0116]	62	肥厚部分图像生成部
[0117]	68	微细结构图像
[0118]	78	肥厚部分图像
[0119]	134	RGB旋转滤光器
[0120]	144	(单色的)CCD
[0121]	234	特殊观察用旋转滤光器
[0122]	234b	第一BPF
[0123]	234c	第二BPF
[0124]	301	分光估计部

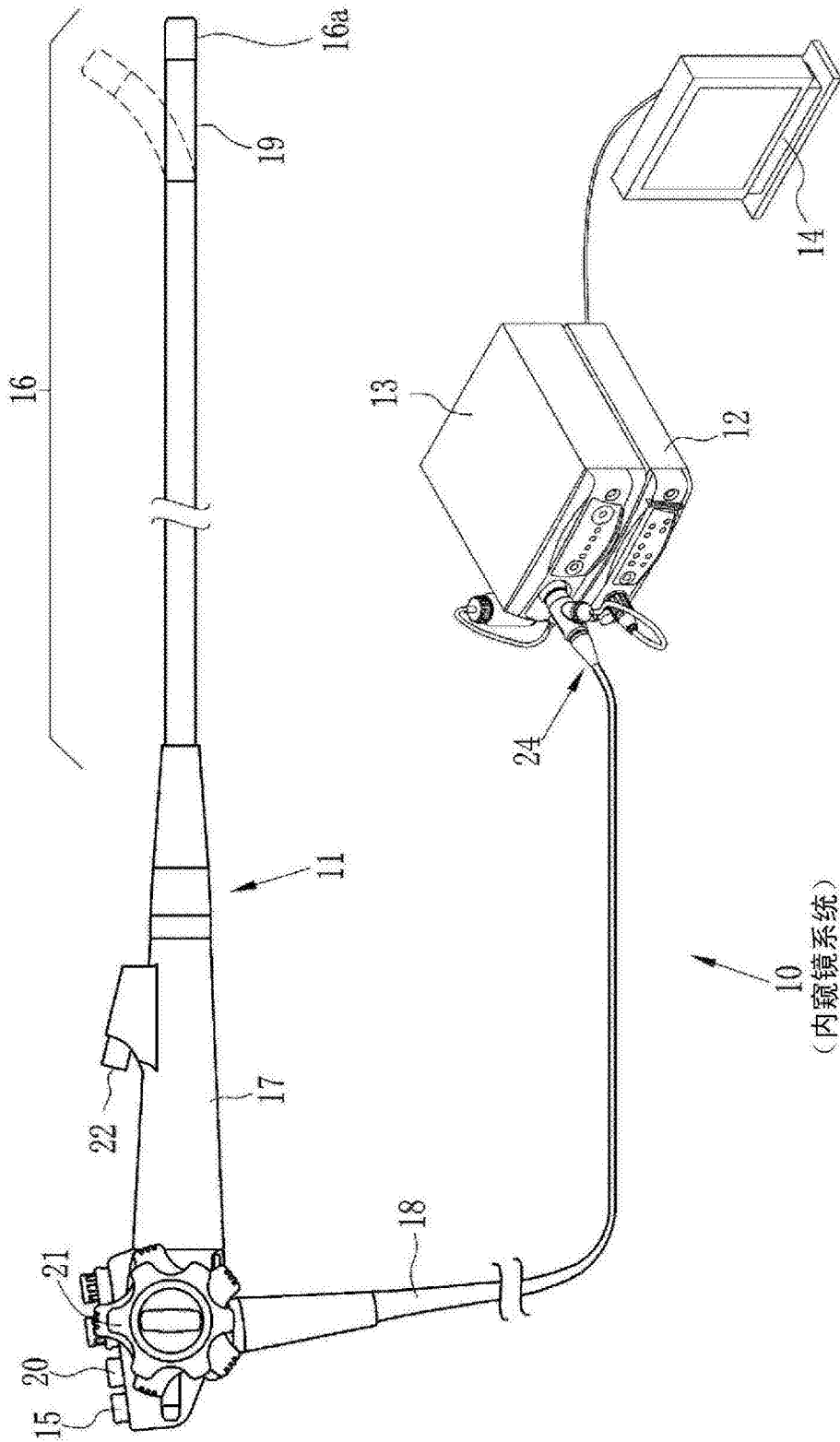


图1

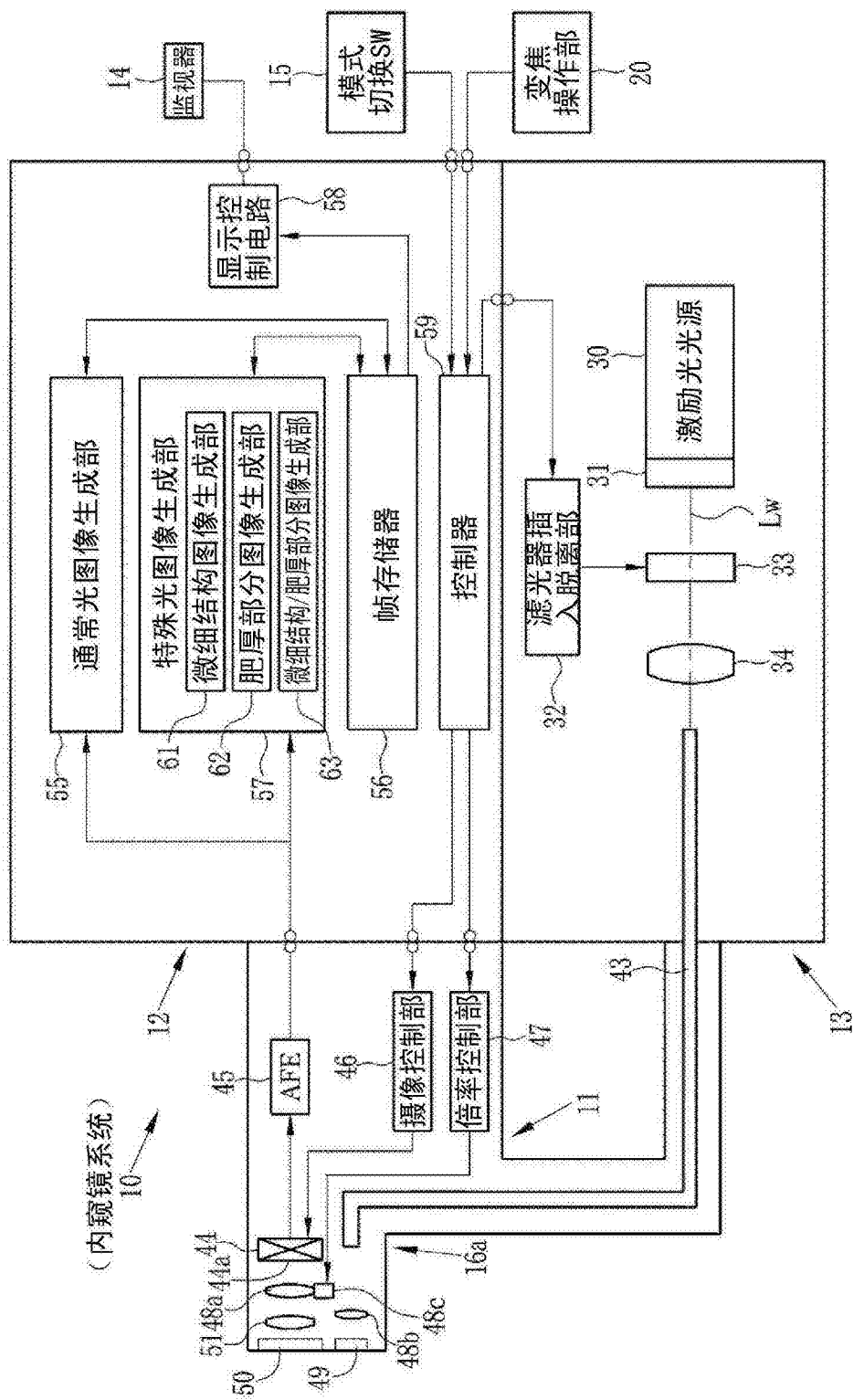


图2

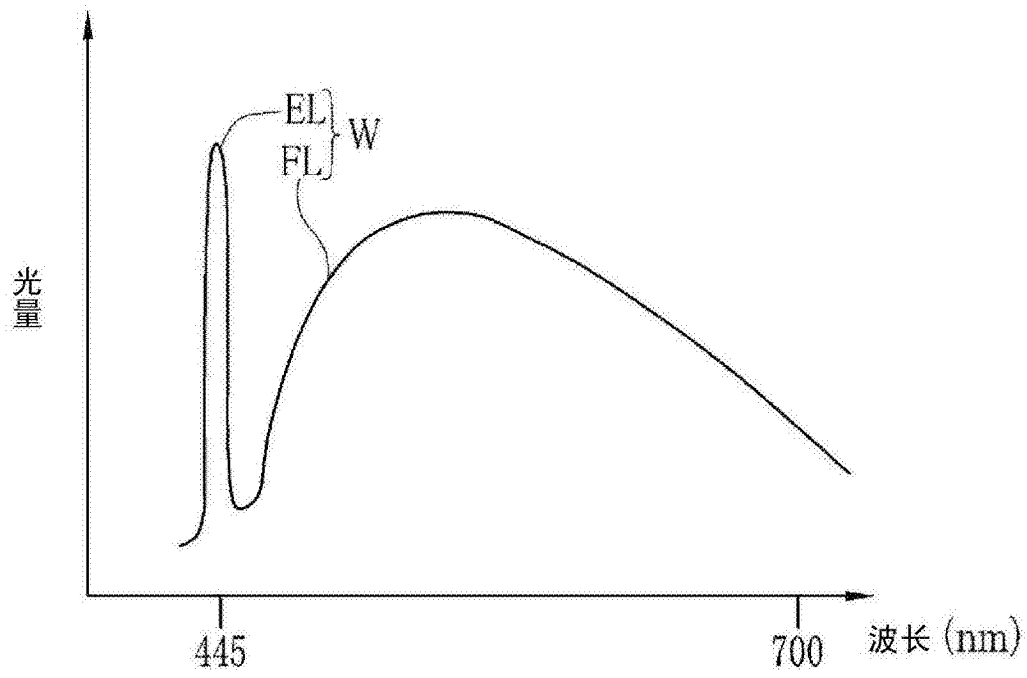


图3

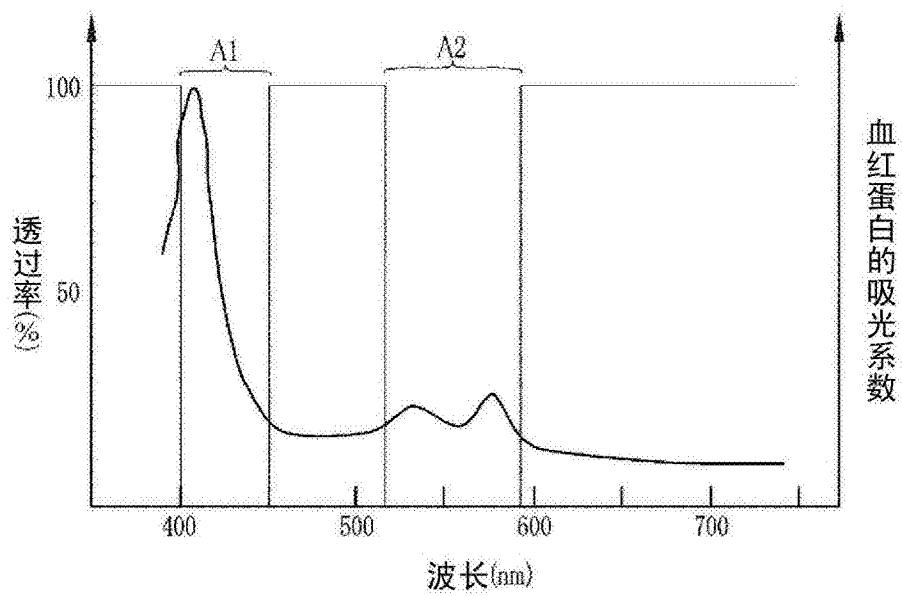


图4

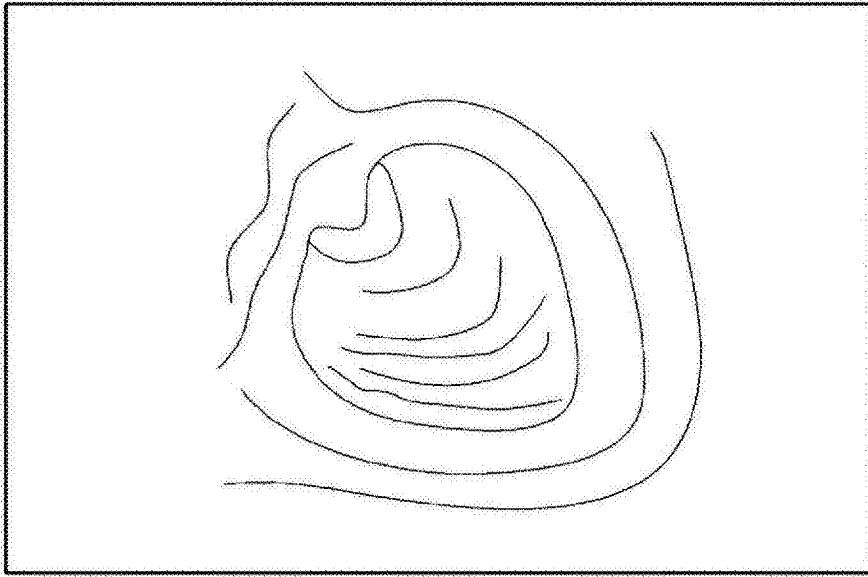


图5A

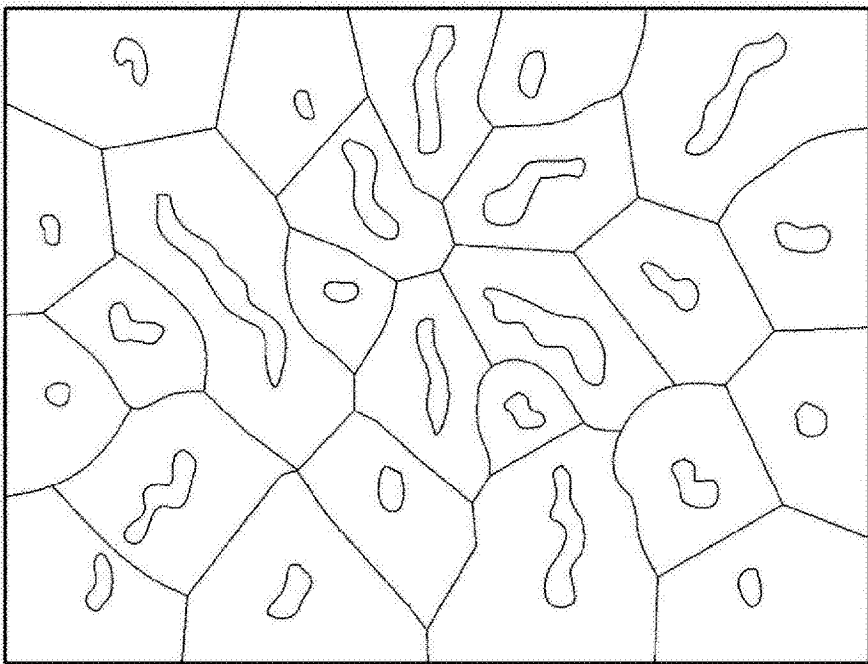


图5B

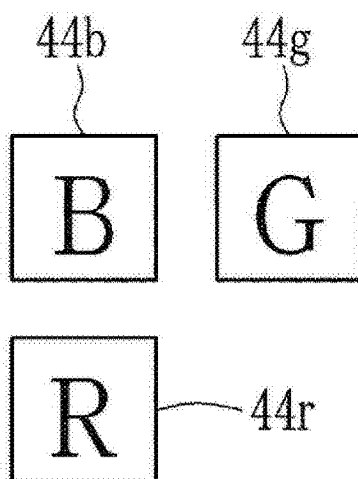


图6A

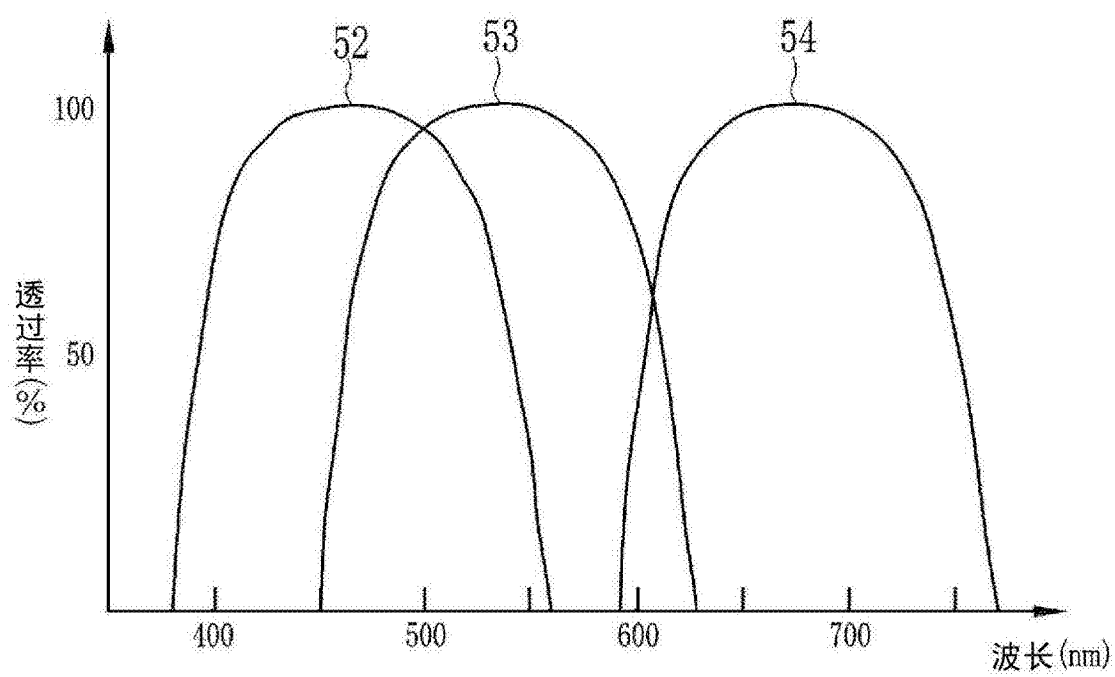


图6B

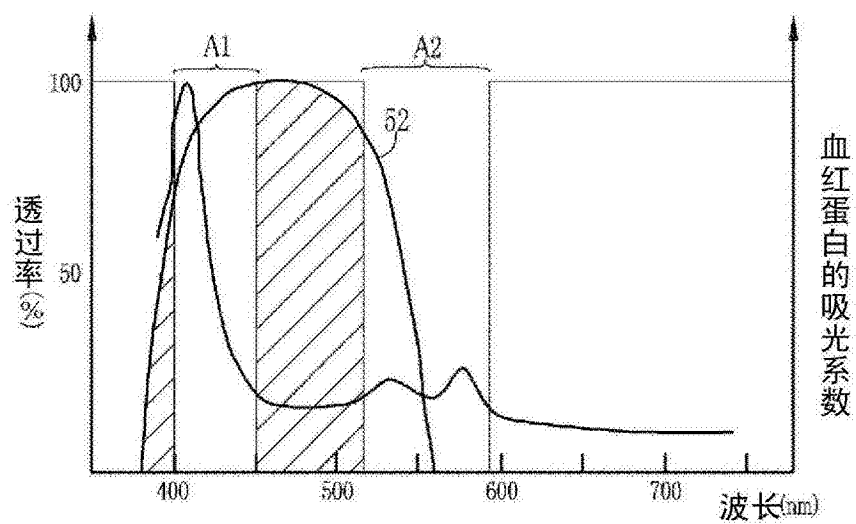


图7A

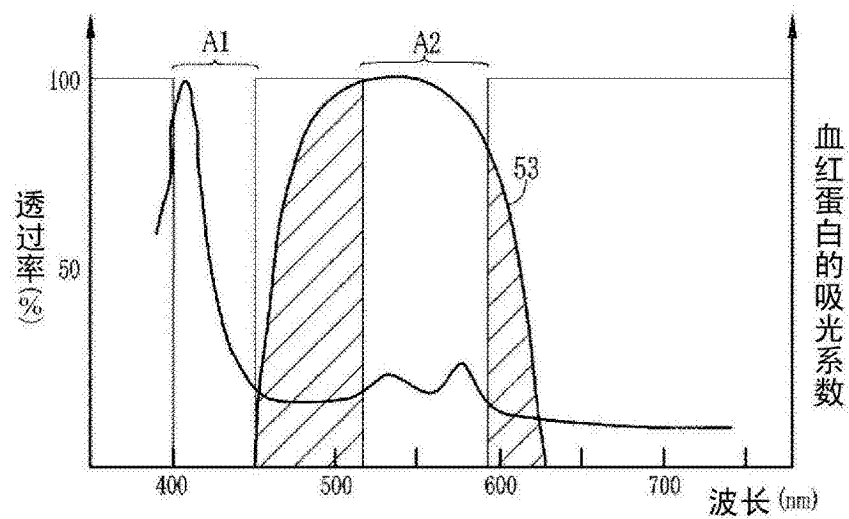


图7B

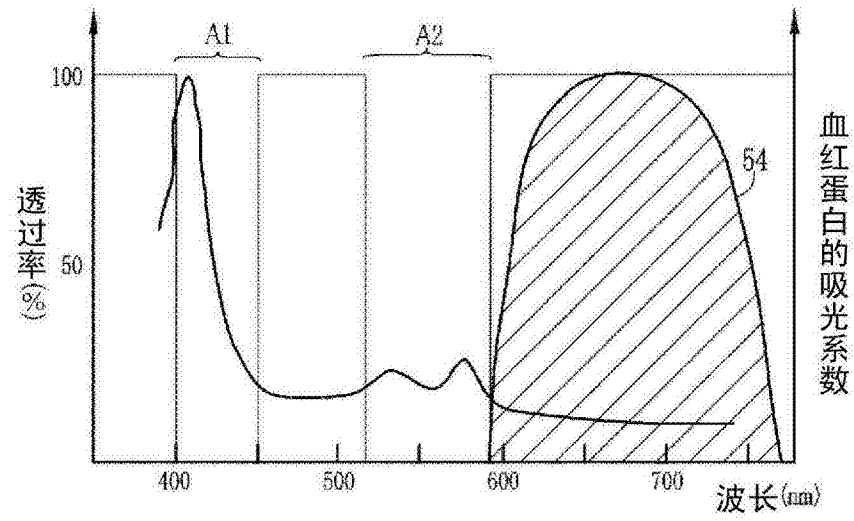


图7C

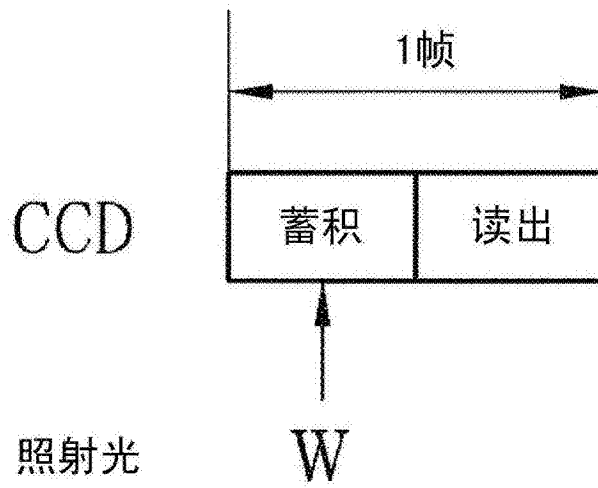


图8A

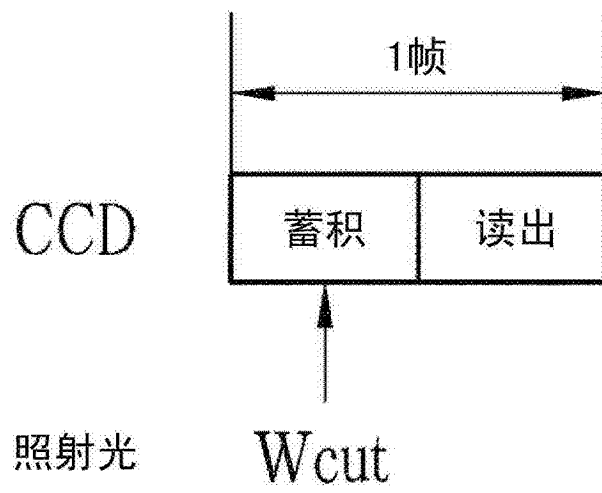


图8B

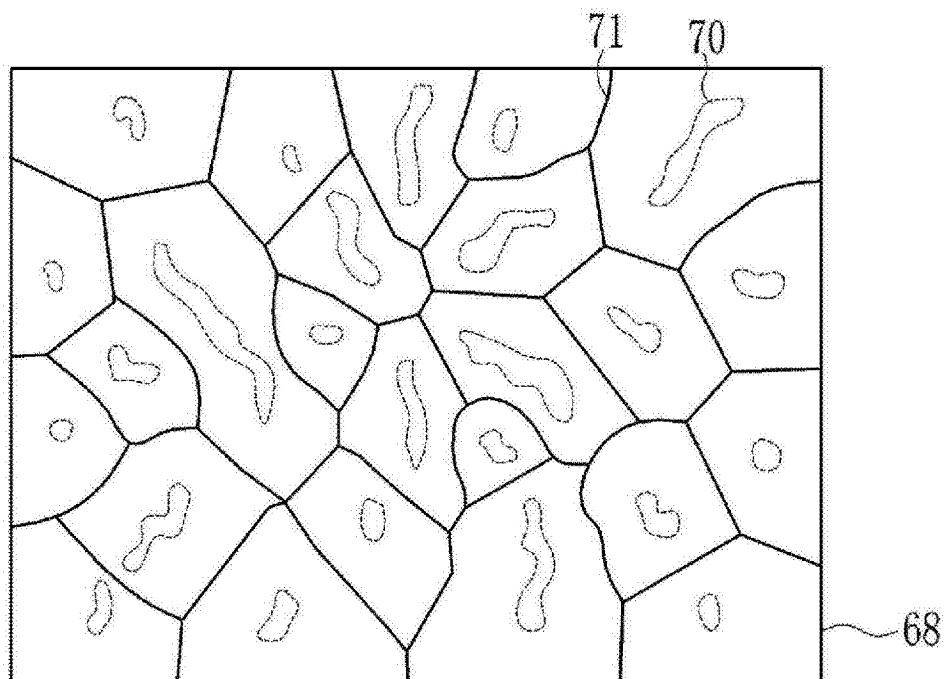


图9

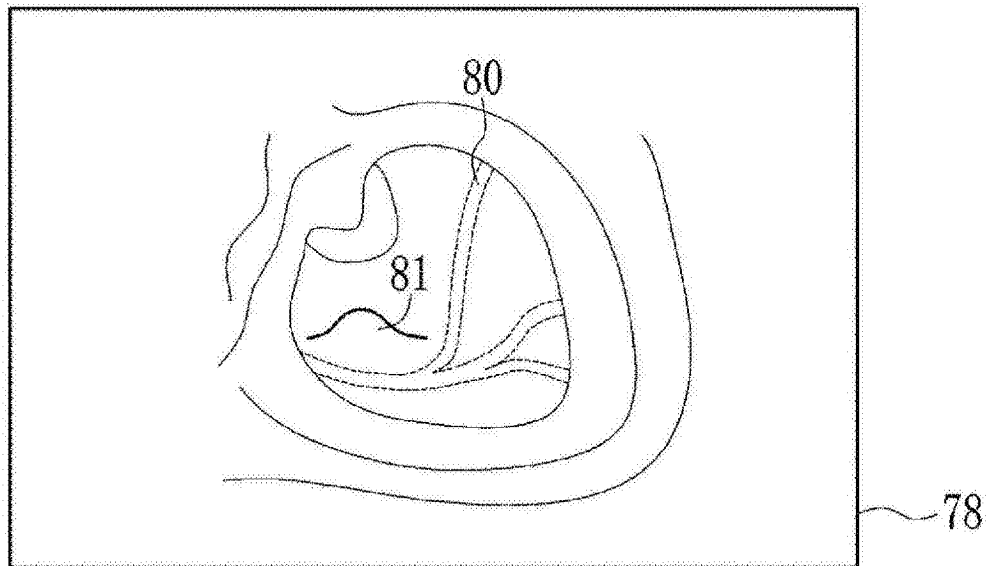


图10

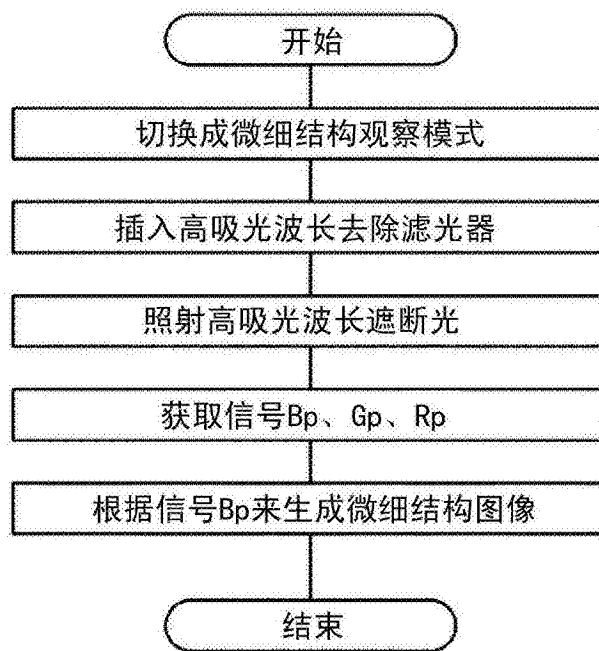


图11

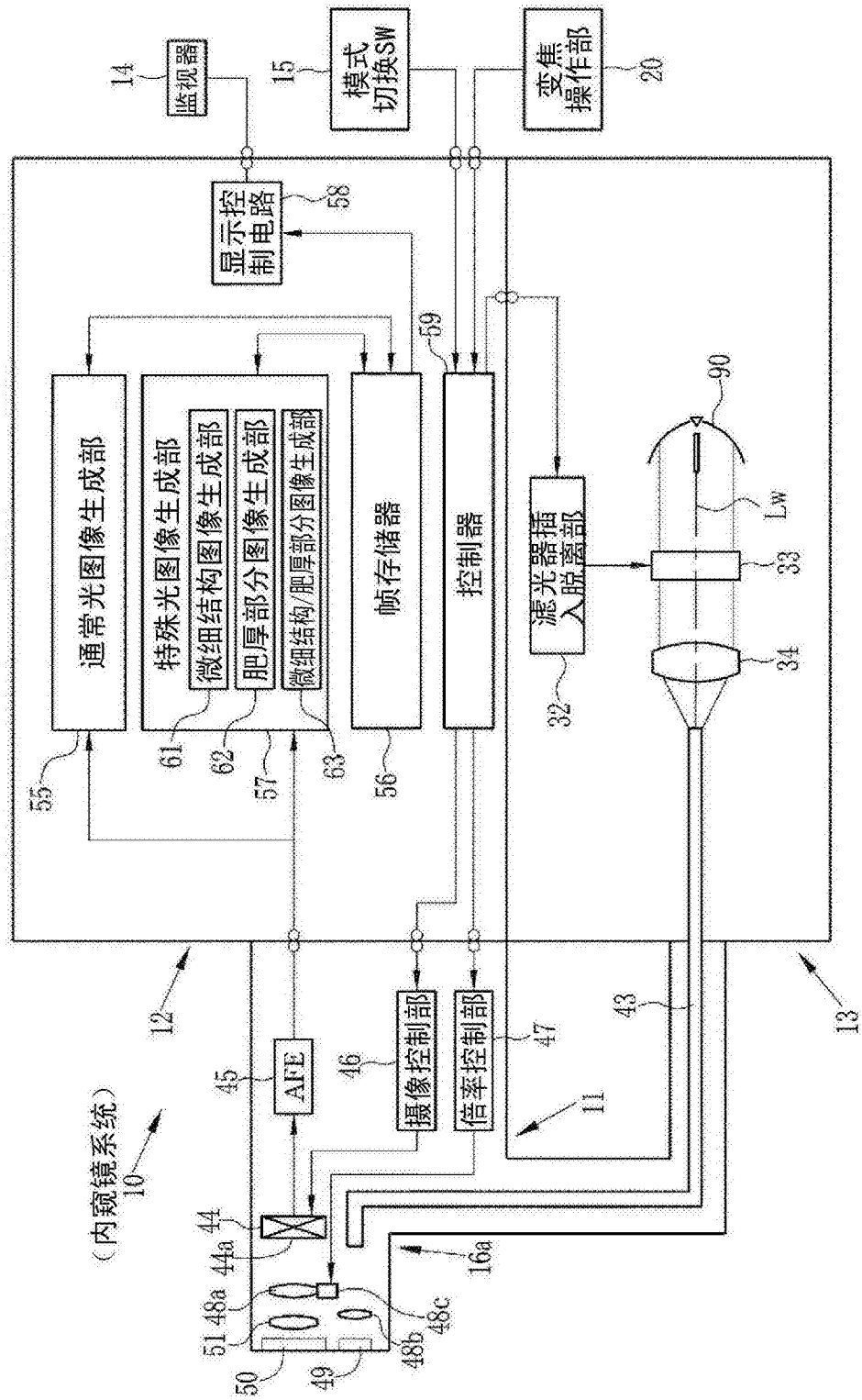


图12

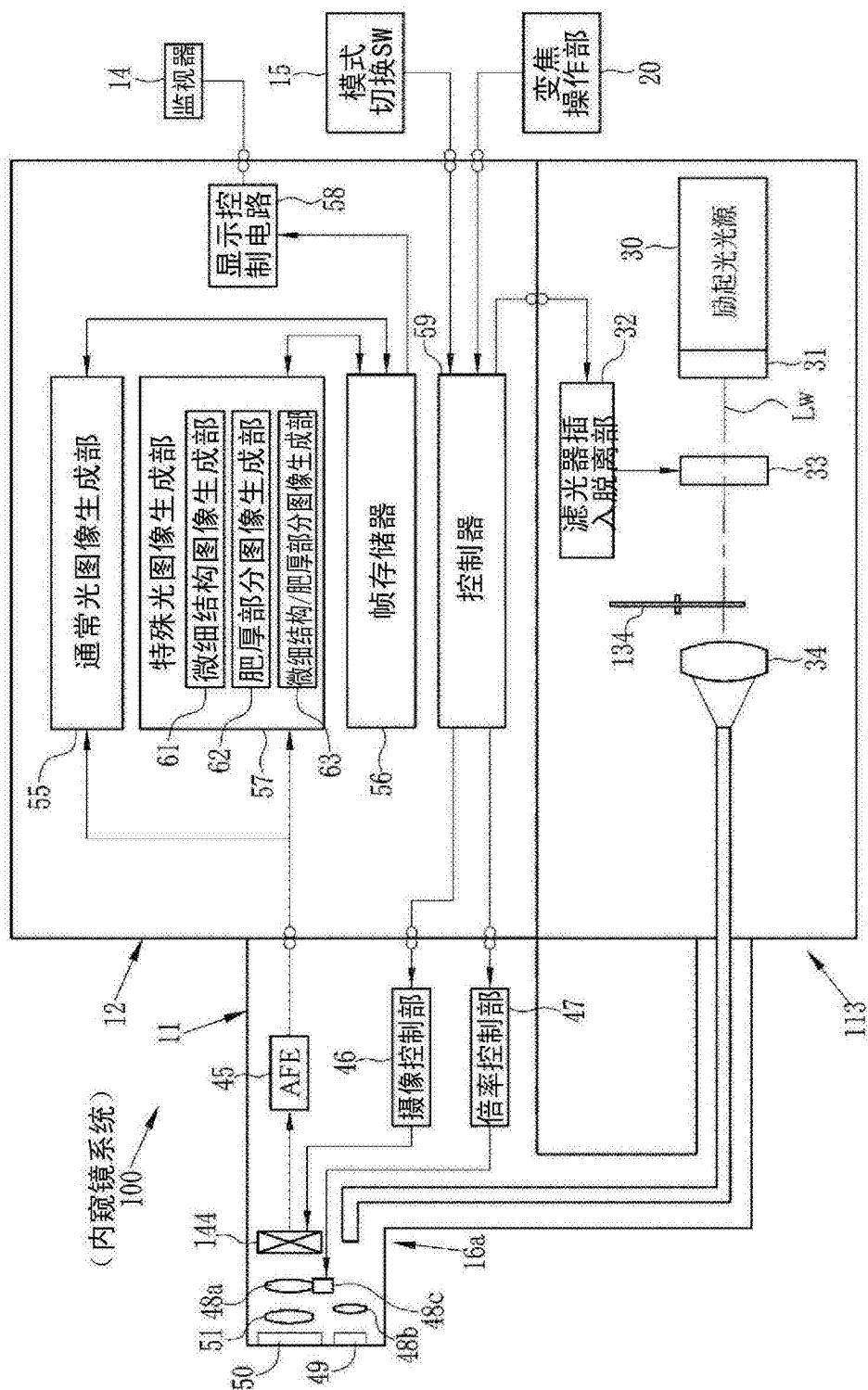


图13

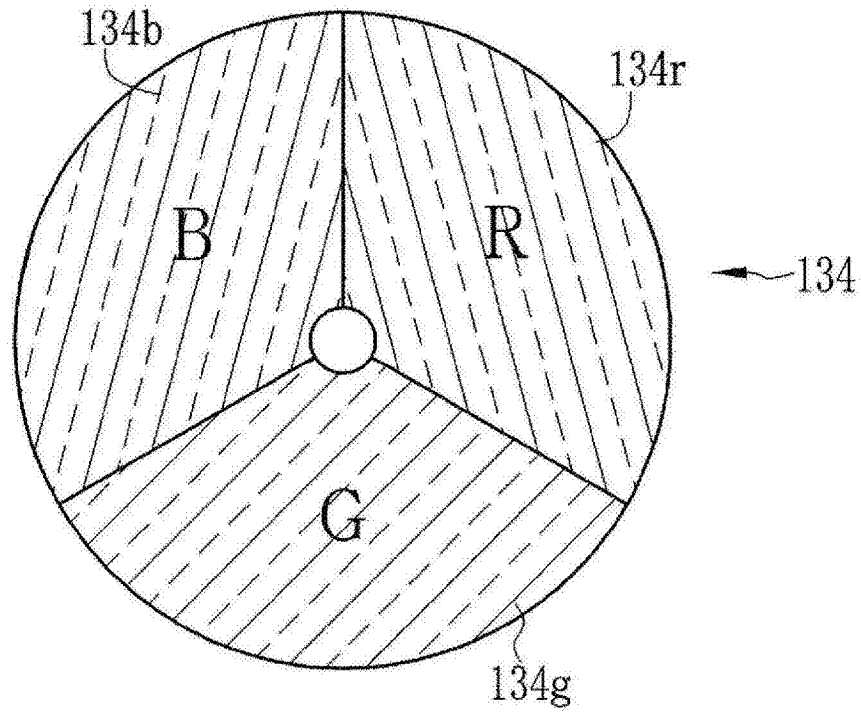


图14

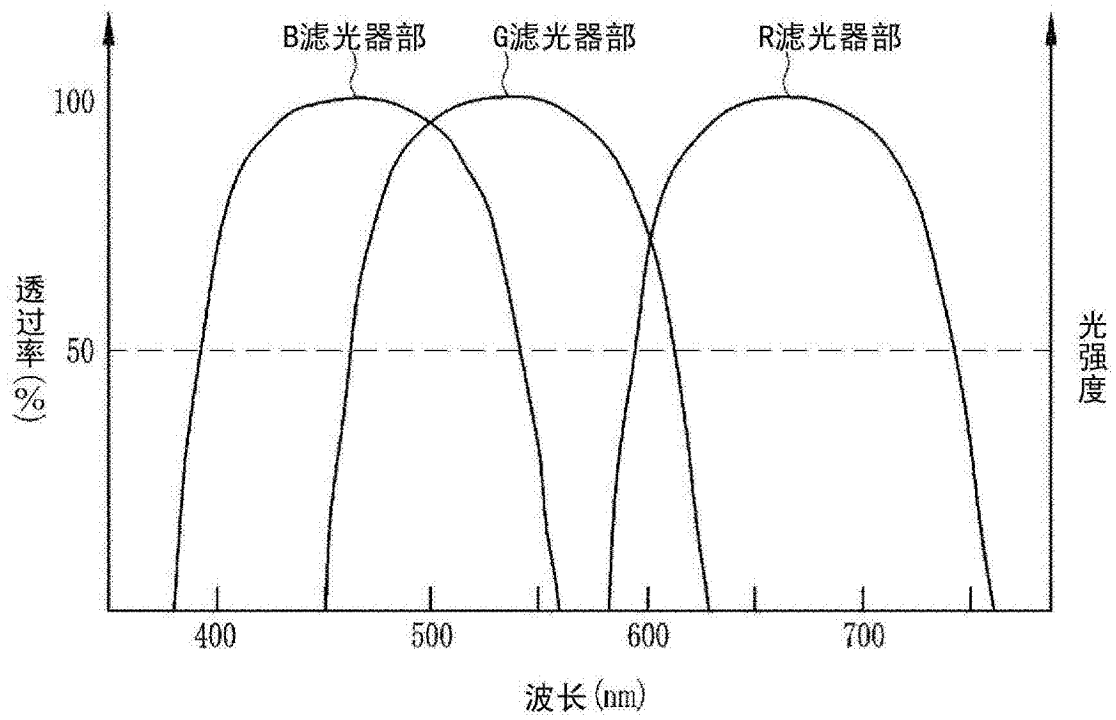


图15

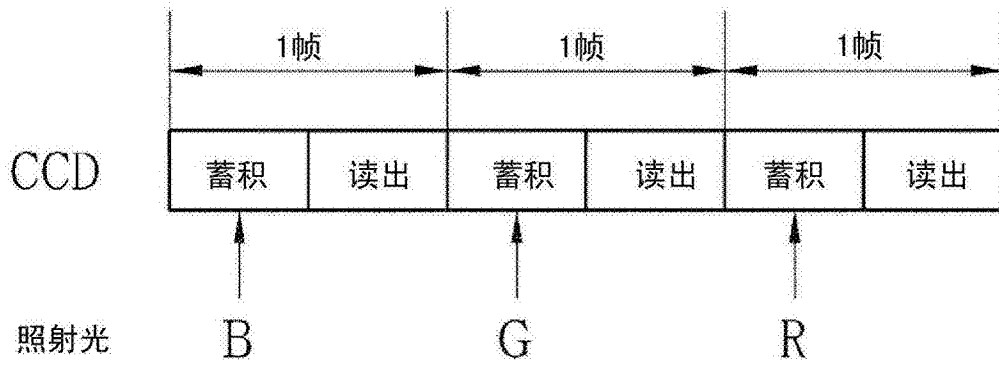


图16A

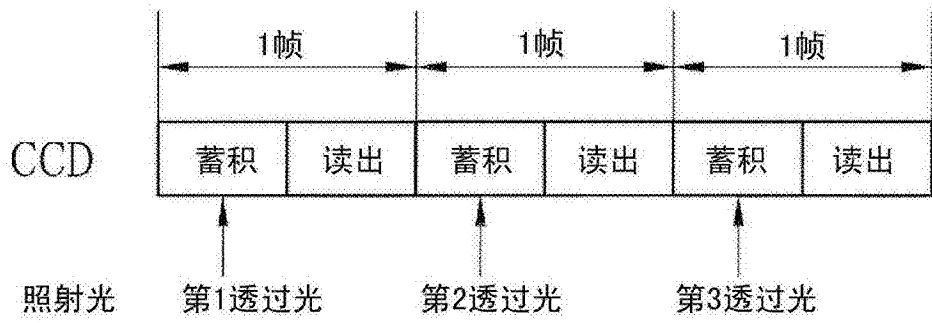


图16B

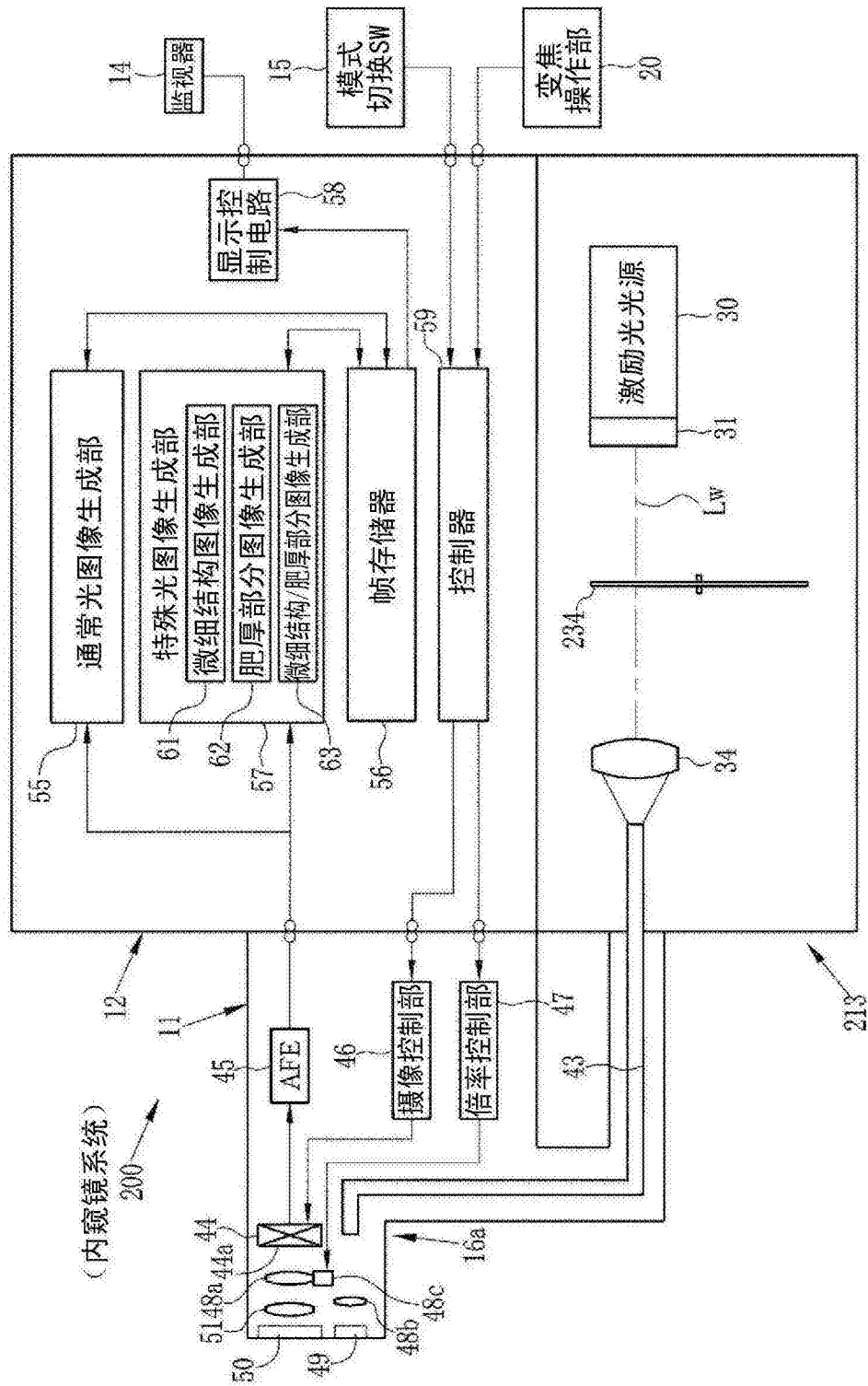


图17

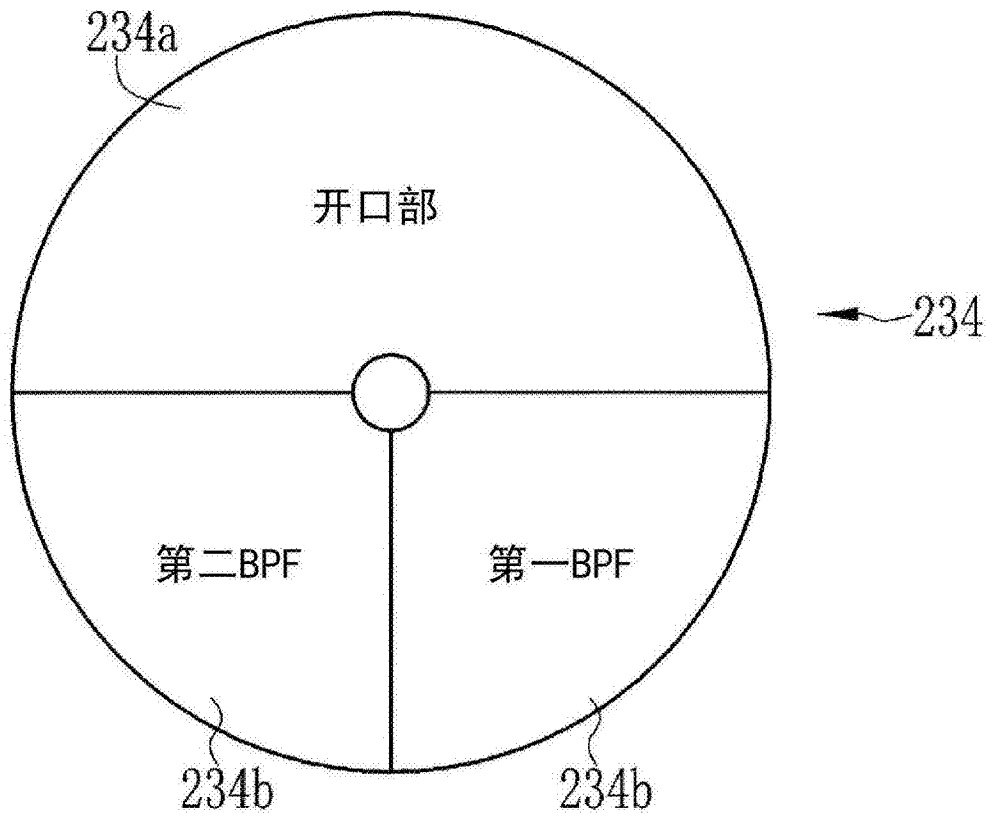


图18

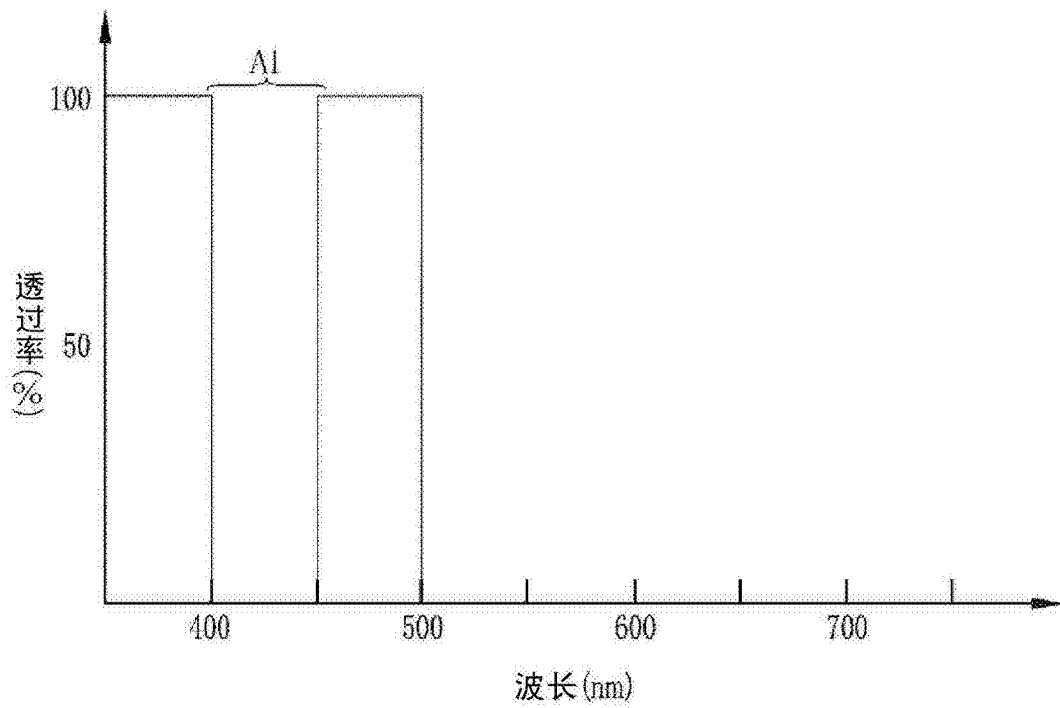


图19

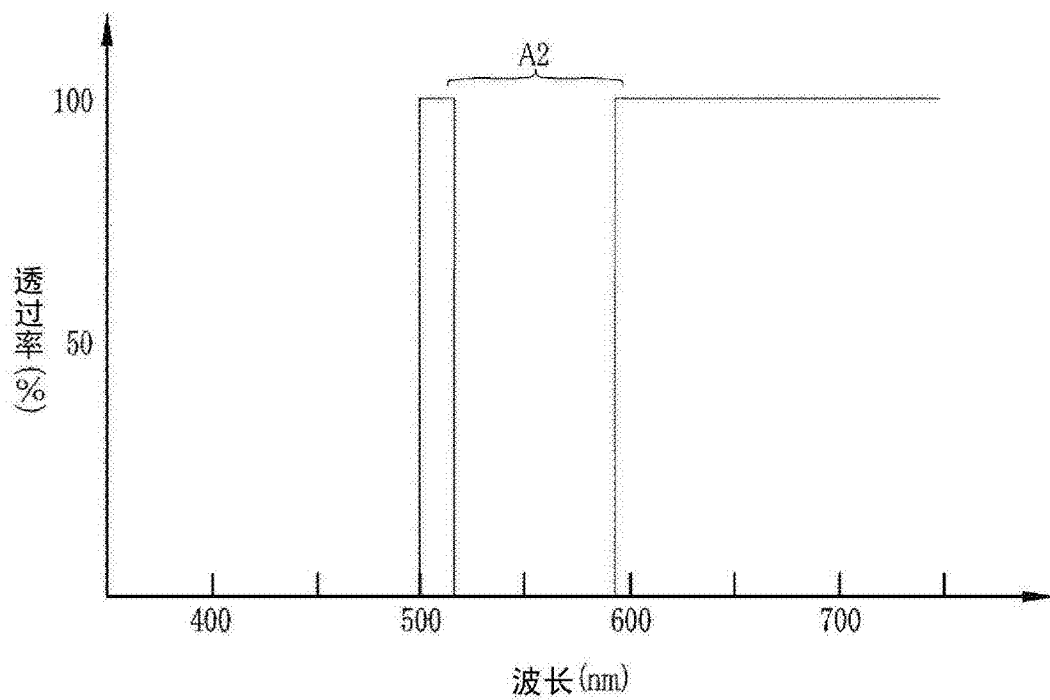


图20

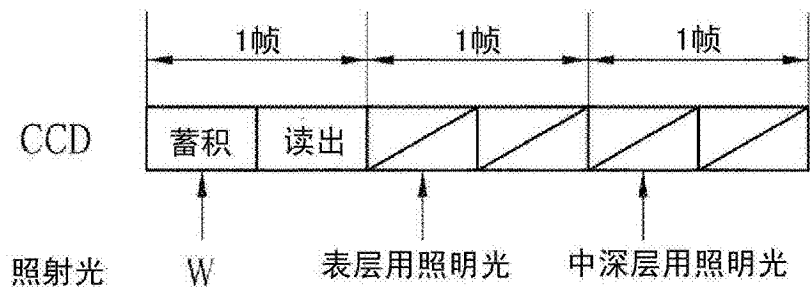


图21A

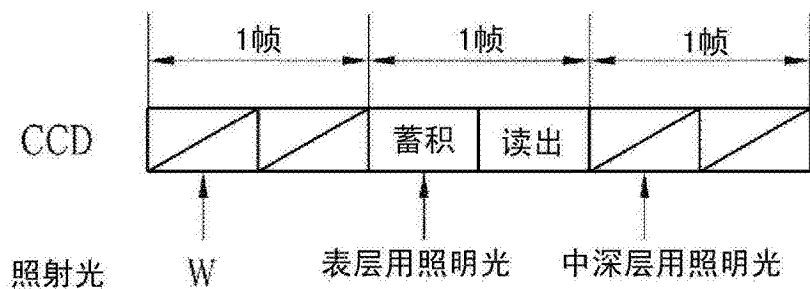


图21B

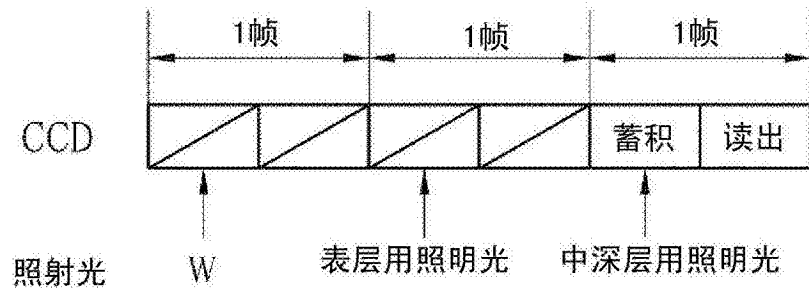


图21C

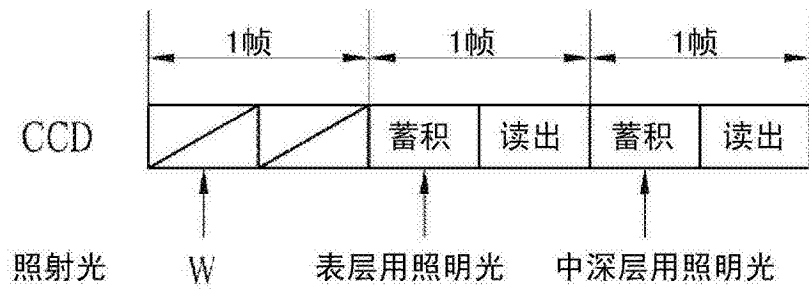


图21D

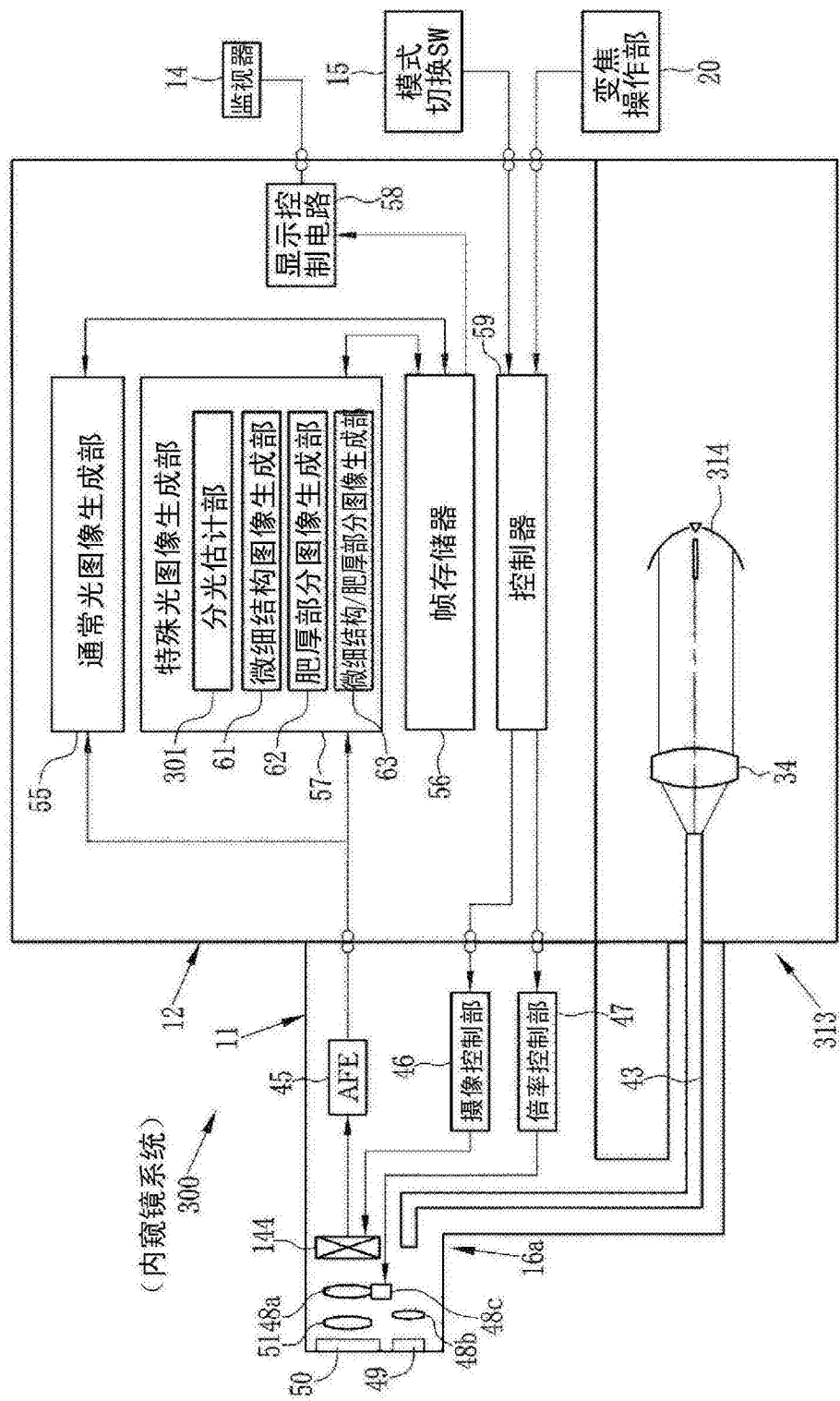


图22

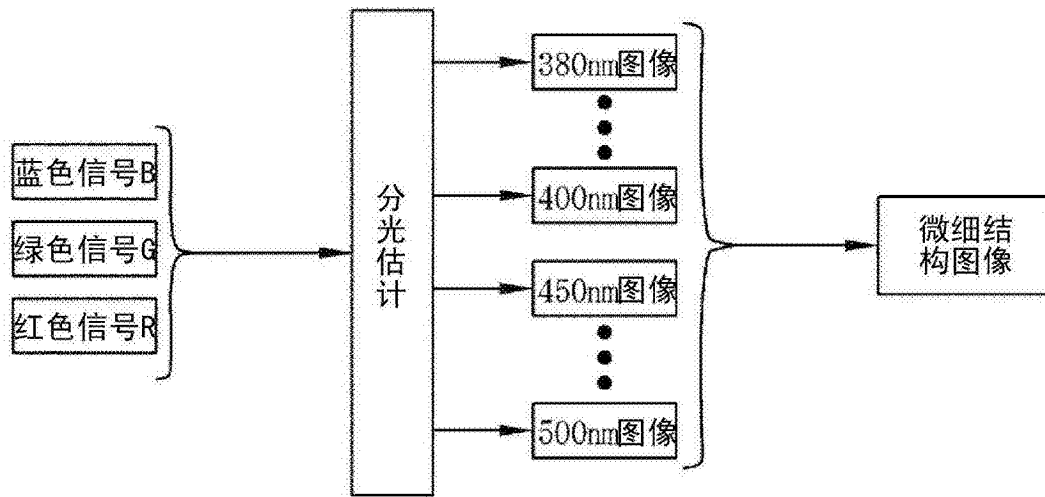


图23

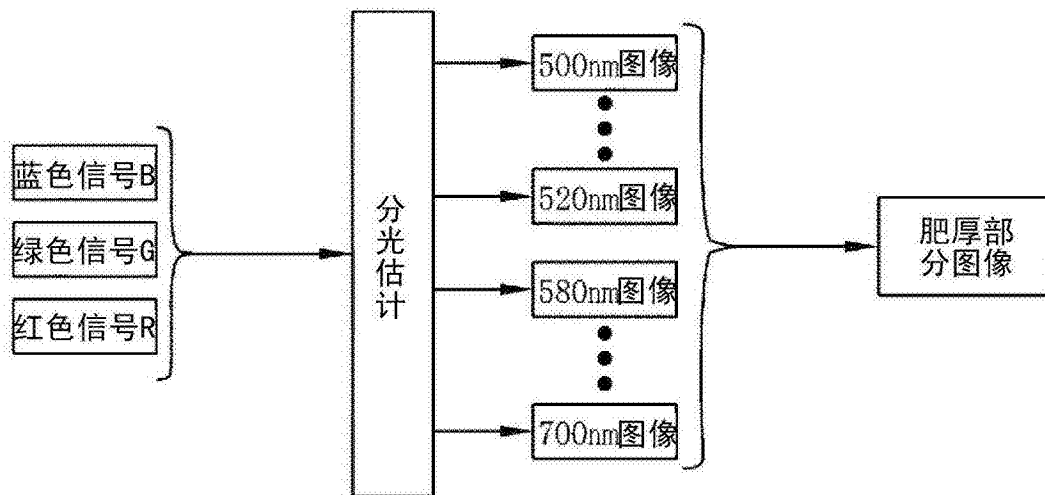


图24

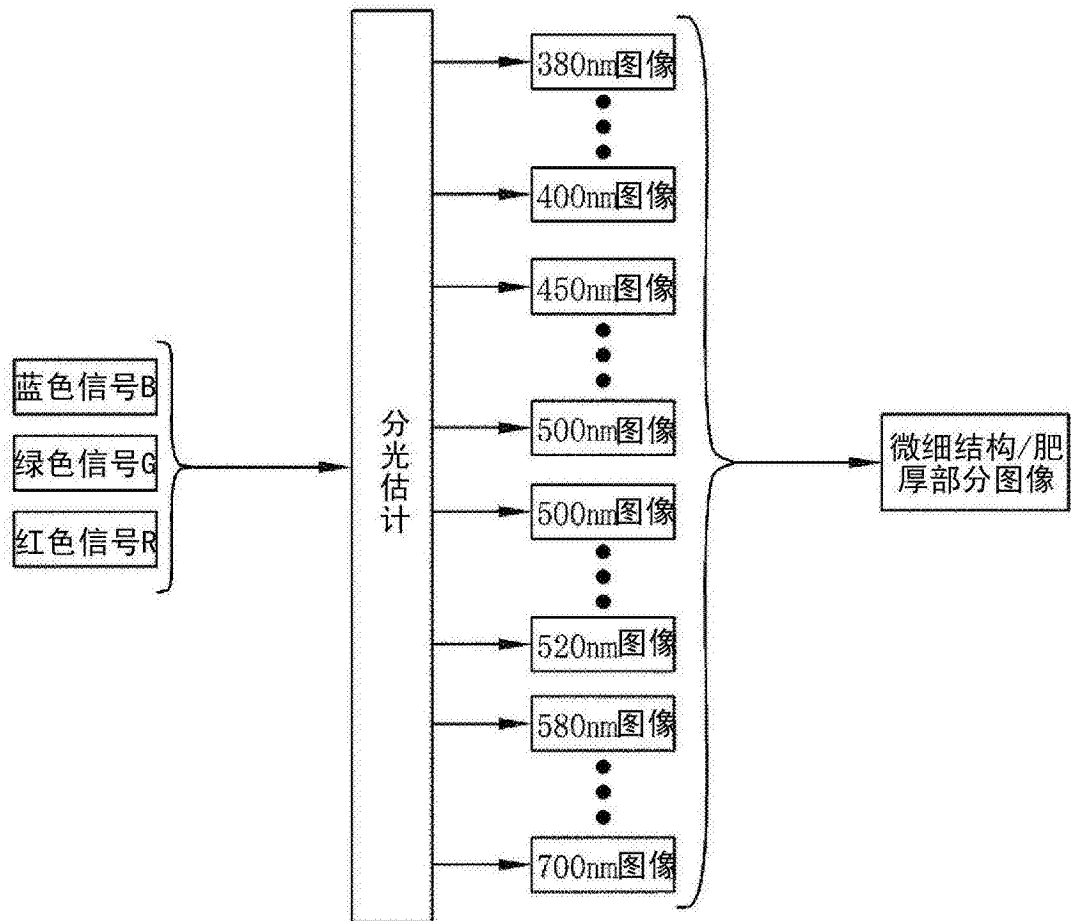


图25

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN103857321B	公开(公告)日	2016-08-17
申请号	CN201280049613.3	申请日	2012-10-11
[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	山口博司 小泽聪 饭田孝之		
发明人	山口博司 小泽聪 饭田孝之		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0051 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B1/0661 A61B1/0684 A61B5/0084 F04C2270/041		
优先权	2012193908 2012-09-04 JP 2011225143 2011-10-12 JP		
其他公开文献	CN103857321A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

使表层微细结构或肥厚部分等的活体组织上的凹凸的视觉辨认度得以提高。使激励光 (EL) 射向荧光体以激励发出白色光 (W)。将白色光之中血液中血红蛋白的吸光系数高的高吸光波段 (A1、A2) 的成分通过高吸光波长去除滤光器来去除，从而生成高吸光波长遮断光。将该高吸光波长遮断光对被检体进行照明，其反射光的像光由彩色的CCD进行摄像。基于从CCD的B像素所输出的信号 (Bp) 来生成微细结构图像。该微细结构图像通过抑制表层微细血管的显示，从而小凹结构等表层微细结构的视觉辨认度相对地得以提高。

