



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103857322 B

(45)授权公告日 2018.03.27

(21)申请号 201280049620.3

(22)申请日 2012.10.11

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103857322 A

(43)申请公布日 2014.06.11

(30)优先权数据

2011-225140 2011.10.12 JP

2012-193907 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/JP2012/076298 2012.10.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/054837 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

JP 特开2010-94153 A, 2010.04.30, 全文.

CN 102131449 A, 2011.07.20, 全文.

JP 特开2011-167349 A, 2011.09.01, 全文.

JP 特开2010-184057 A, 2010.08.26, 全文.

JP 特开2010-142547 A, 2010.07.01, 全文.

WO 02/07588 A1, 2002.01.31, 全文.

US 2011/0077462 A1, 2011.03.31, 全文.

审查员 谈泉

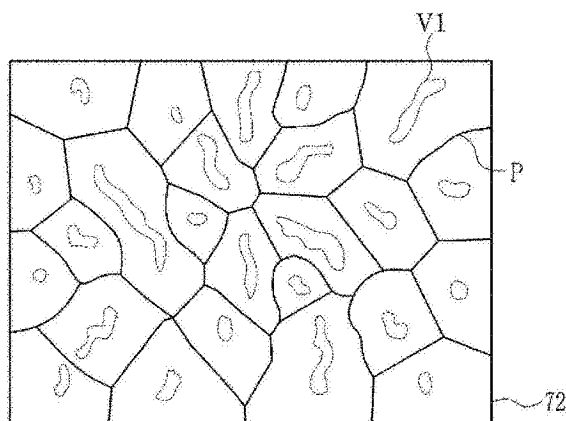
权利要求书1页 说明书11页 附图17页

(54)发明名称

内窥镜系统

(57)摘要

在确保了明亮度的状态下使血管图案、凹凸图案清晰化。通过由彩色的CCD(44)对被白色光(W)照明的被检体进行摄像,由此来获得蓝色信号(B)、绿色信号(G)、红色信号(R)。基于这些信号(B、G、R)来生成包含可见光区域的波长成分在内的通常光图像。基于信号(B、G、R)来生成表示被检体的平均明亮度的明度信号($I((B+G+R)/3)$)。将明度信号(I)之中超过一定阈值(Th1)的像素区域作为小凹结构等表层微细结构(P)来提取。对提取出表层微细结构(P)的表层微细结构图像(70)和通常光图像进行合成来生成微细结构强调图像(72)。所生成的微细结构/血管强调图像(72)被显示于监视器(14)。



1. 一种内窥镜系统,具备:

图像信号获取单元,其通过对被检体进行摄像,由此来获取图像信号;

通常光图像生成单元,其基于所述图像信号来生成包含可见光区域的波长成分在内的通常光图像;

凹凸图像生成单元,其生成从所述图像信号中仅提取出所述被检体上的凹凸信息而得到的凹凸图像;

第一合成图像生成单元,其生成将所述通常光图像以及所述凹凸图像进行合成而得到的第一合成图像,

该内窥镜系统的特征在于,还具备:

血管提取图像生成单元,其基于所述图像信号来生成在所述被检体中提取出位于特定深度的血管而得到的血管提取图像;和

第二合成图像生成单元,其生成将所述通常光图像、所述血管提取图像、以及所述凹凸图像进行合成而得到的第二合成图像,

所述图像信号由多种颜色的图像信号构成,该多种颜色的图像信号至少包含:蓝色信号,其包括直到被检体的活体组织的表层为止具有侵入深度的蓝色光成分;和绿色信号,其包括直到活体组织的中深层为止具有侵入深度的绿色光成分,

所述血管提取图像生成单元基于所述多种颜色的图像信号之中所述蓝色信号与所述绿色信号之比来提取所述特定深度的血管。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

所述凹凸图像生成单元具有:微细结构图像生成部,其将从所述图像信号中仅提取出活体组织表层的微细结构而得到的微细结构图像,作为所述凹凸图像来生成,

所述第一合成图像生成单元具有:通常光图像以及微细结构图像合成部,其将所述微细结构图像与所述通常光图像进行合成来生成第一合成图像。

3. 根据权利要求1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,其将从所述图像信号中仅提取出从活体组织表层到中深层带有厚度的肥厚部分而得到的肥厚部分图像,作为所述凹凸图像来生成,

所述第一合成图像生成单元具有:通常光图像以及肥厚部分图像合成部,其将所述肥厚部分图像与所述通常光图像进行合成来生成第一合成图像。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

针对所述血管提取图像,实施与血管的深度对应的频率的频率滤波。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的内窥镜系统,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。

6. 根据权利要求1至4中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述内窥镜系统具备:照明单元,其向被检体依次照射多种颜色的光,

每当由所述照明单元依次照射时,由单色的摄像元件来执行所述被检体的摄像。

7. 根据权利要求1至4中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述内窥镜系统具备: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表层微细血管等血管图案、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。为此,要求不仅能使血管图案以及凹凸图案双方清晰化还能仅使凹凸图案清晰化的内窥镜系统。

[0011] 关于这一点,虽然根据专利文献1的方法能够使血管图案以及凹凸图案双方清晰化,但是为使这些图案清晰化而需使波长窄带化,因而被检体整体的明亮度下降。因此,在如远景状态那样远离观察区域的状况下所获得的图像由于成为光量有所下降的暗图像,因此变得不适于诊断。此外,虽然根据专利文献2的方法能够掌握作为凹凸图案之一的肥厚部分的位置及范围,但是由于是完全的伪彩色图像,因此难以准确地掌握凹凸图案的形状及

大小。

[0012] 本发明的目的在于提供一种能够获取血管图案、凹凸图案已被清晰化的明亮图像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] 为了达成上述目的,本发明的内窥镜系统,其特征在于,具备:图像信号获取单元,其通过对被检体进行摄像,由此来获取图像信号;通常光图像生成单元,其基于图像信号来生成包含可见光区域的波长成分在内的通常光图像;凹凸图像生成单元,其生成从图像信号中仅提取出被检体上的凹凸信息而得到的凹凸图像;和第一合成图像生成单元,其生成将通常光图像以及凹凸图像进行合成而得到的第一合成图像。

[0015] 优选凹凸图像生成单元具有:微细结构图像生成部,其将从图像信号中仅提取出活体组织表层的微细结构而得到的微细结构图像,作为凹凸图像来生成;第一合成图像生成单元具有:通常光图像以及微细结构图像合成部,其将微细结构图像与通常光图像进行合成来生成第一合成图像。优选凹凸图像生成单元具有:肥厚部分图像生成部,其将从图像信号中仅提取出从活体组织表层到中深层带有厚度的肥厚部分而得到的肥厚部分图像,作为凹凸图像来生成;第一合成图像生成单元具有:通常光图像以及肥厚部分图像合成部,其将肥厚部分图像与通常光图像进行合成来生成第一合成图像。

[0016] 本发明优选还具有:血管提取图像生成单元,其基于图像信号来生成在被检体中提取出位于特定深度的血管而得到的血管提取图像;和第二合成图像生成单元,其生成将通常光图像、血管提取图像、以及凹凸图像进行合成而得到的第二合成图像。优选图像信号由多种颜色的图像信号构成,该多种颜色的图像信号至少包含:蓝色信号,其包括直到被检体的活体组织的表层为止具有侵入深度的蓝色光成分;和绿色信号,其包括直到活体组织的中深层为止具有侵入深度的绿色光成分;血管提取图像生成单元基于多种颜色的图像信号之中蓝色信号与绿色信号之比来提取特定深度的血管。优选针对血管提取图像实施与血管的深度对应的频率的频率滤波。

[0017] 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。优选本发明的内窥镜系统还具备:照明单元,其向被检体依次照射多种颜色的光,每当由照明单元依次照射时,由单色的摄像元件来执行被检体的摄像。优选本发明的内窥镜系统还具备:显示单元,其显示凹凸图像。

[0018] 本发明的图像生成方法,其特征在于,由摄像元件对被检体进行摄像,由此来获取图像信号;由通常光图像生成部基于图像信号来生成包含可见光区域的波长成分在内的通常光图像;由凹凸图像生成单元来生成从图像信号中仅提取出被检体上的凹凸信息而得到的凹凸图像;由第一合成图像生成单元来生成将通常光图像以及所述凹凸图像进行合成而得到的第一合成图像。

[0019] 发明效果

[0020] 根据本发明,由第一合成图像生成单元所获得的第一合成图像由于是将仅提取出被检体上的凹凸信息而得到的凹凸图像与通常光图像进行合成所得的图像,因此在整体上确保了明亮度的状态下,仅使表层微细结构或肥厚部分等的活体组织上的凹凸图案清晰化了。此外,由第二合成图像生成单元所获得的第二合成图像由于是将凹凸图像以及提取出特定深度的血管而获得的血管提取图像与通常光图像进行合成所得的图像,因此在整体上

确保了明亮度的状态下,使凹凸图案以及表层微细血管等的血管图案清晰化了。

附图说明

- [0021] 图1是表示第一实施方式的内窥镜系统的图。
- [0022] 图2是表示第一实施方式的内窥镜系统的内部构成的图。
- [0023] 图3是表示通过激励光而激励发出的白色光W的发光光谱的图表。
- [0024] 图4A是示出变焦透镜处于广角位置时所摄像到的非放大图像的图。
- [0025] 图4B是示出变焦透镜处于远摄位置时所摄像到的放大图像的图。
- [0026] 图5是表示R色、G色、B色的滤色器的分光透过率的图表。
- [0027] 图6A是用于说明第一实施方式中的通常观察模式、肥厚部分观察模式、肥厚部分/血管观察模式时的CCD的摄像控制的图。
- [0028] 图6B是用于说明第一实施方式中的表层微细结构观察模式、微细结构/血管观察模式时的CCD的摄像控制的图。
- [0029] 图7是表示特殊光图像生成部的内部构成的图。
- [0030] 图8是用于说明表层微细结构图像的生成方法的图。
- [0031] 图9是示出表层微细结构强调图像的图。
- [0032] 图10是用于说明肥厚部分图像的生成方法的图。
- [0033] 图11是示出来自肥厚部分的部位、非肥厚部分的部位、中深层血管的反射光R1、R2、R3的图。
- [0034] 图12是示出肥厚部分强调图像的图
- [0035] 图13是表示亮度比B/G与血管深度之间的关系图表。
- [0036] 图14是示出B/G图像的一部分的亮度分布的图表。
- [0037] 图15是示出表层血管提取图像的一部分的亮度分布的图表。
- [0038] 图16是示出中深层血管图像的一部分的亮度分布的图表。
- [0039] 图17是示出微细结构/血管强调图像的图。
- [0040] 图18是示出肥厚部分/血管强调图像的图。
- [0041] 图19是示出了表层微细结构观察模式或者微细结构/血管观察模式中的一系列流程的流程图。
- [0042] 图20是示出了肥厚部分观察模式或者肥厚部分/血管观察模式中的一系列流程的流程图。
- [0043] 图21是表示第二实施方式的内窥镜系统的内部构成的图。
- [0044] 图22是表示旋转滤光器的图。
- [0045] 图23是表示B滤光器、G滤光器、R滤光器的分光透过率、和宽带光BB以及蓝色窄带光RN的发光强度的图表。
- [0046] 图24A是用于说明第二实施方式中的通常观察模式、肥厚部分观察模式、肥厚部分/血管观察模式时的CCD的摄像控制的图。
- [0047] 图24B是用于说明第二实施方式中的表层微细结构观察模式、微细结构/血管观察模式时的CCD的摄像控制的图。

具体实施方式

[0048] 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。

[0049] 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,设有内置了体内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。

[0050] 此外,在操作部17设有用于切换成各种模式的模式切换SW15。各种模式由通常观察模式、表层微细结构观察模式、肥厚部分观察模式、微细结构/血管观察模式、和肥厚部分/血管观察模式的共计5种模式构成,其中,在通常观察模式下,将通过对用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;在表层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表层微细结构强调图像,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,显示于监视器14;在微细结构/血管观察模式下,将与表层微细结构一起对位于特定深度的血管进行强调后的微细结构/血管强调图像,显示于监视器14;在肥厚部分/血管观察模式下,将与肥厚部分一起对位于特定深度的血管进行强调后的肥厚部分/血管强调图像,显示于监视器14。

[0051] 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。

[0052] 光源装置13具备:激励光光源30,其发出特定波长的激励光EL;蓝色窄带光源31,其发出在蓝色波段内被特定波长窄带化的蓝色窄带光BN;激励光用光纤35,其入射来自激励光光源30的激励光EL;蓝色窄带光用光纤36,其入射来自蓝色窄带光源31的蓝色窄带光BN;耦合器37,其对这些光纤35、36和电子内窥镜内的光导管43进行光学式连结;和光源切换部39,其用于切换激励光光源30以及蓝色窄带光源31的ON/OFF。

[0053] 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经由激励光用光纤35、耦合器37以及光导管43而被照射到设置在电子内窥镜11的前端部16a的荧光体40。在荧光体40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40激励发出的荧光FL,如图3所示那样与未被荧光体40吸收而透过的激励光EL进行合波,从而生成白色光W。

[0054] 蓝色窄带光源31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405nm的蓝色窄带光BN。由于该蓝色窄带光BN直到活体组织的表层为止具有侵入深度,因此用于使小凹结构等活体组织的表层微细结构闪闪发亮。

[0055] 光源切换部39与处理器装置内的控制器59连接,且根据所设定的模式而切换成激励光光源30以及蓝色窄带光源31的ON(点亮)、OFF(熄灭)。在设定成通常观察模式、肥厚部分观察模式、肥厚部分/血管观察模式的情况下,激励光光源30被设为常时ON而蓝色窄带光源31被设为常时OFF。因此,只有白色光W被常时照射到被检体。另一方面,在设定成表层微细结构观察模式或者微细结构/血管观察模式的情况下,激励光光源30被设为常时ON而蓝色窄带光源31每隔1帧切换ON/OFF。由此,每隔1帧交替地重复执行只有白色光W的照射、和白色光W以及蓝色窄带光BN的同时照射。

[0056] 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,入射端插入到光源装置内的耦合器37,且出射端朝向荧光体40。在光导管43内被导出的光,通过荧光体40、照射透镜48b、以及照明窗49而照射到被检体内。观察窗50对来自被检体的返回光进行受光。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。

[0057] 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4A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4B那样的放大图像显示于监视器14。

[0058] 另外,在通常观察模式时、肥厚部分观察模式、肥厚部分/血管观察模式时,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,在表层微细结构观察模式、微细结构/血管观察模式时,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。

[0059] CCD44具有入射来自聚光透镜51的光的摄像面44a,对由该摄像面44a所接受的光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上排列着设有B色的滤色器的B像素、设有G色的滤色器的G像素、和设有R色的滤色器的R像素这三种颜色的像素。这些B色、G色、R色的滤色器具有图5所示的曲线52、53、54所示的分光透过率。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 在设定成通常观察模式、肥厚部分观察模式、肥厚部分/血管观察模式的情况下,如图6A所示那样,在1帧期间内执行:对白色光W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。在设定成通常观察模式、肥厚部分观察模式、肥厚部分/血管观察模式的期间,重复执行该摄像控制。另外,每当进行读出步骤时,从CCD44的B像素、G像素、R像素输出蓝色信号B、绿色信号G、红色信号R。

[0063] 在设定成表层微细结构观察模式或者微细结构/血管观察模式的情况下,如图6B所示那样,在1帧期间内执行:对白色光W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。然后,在1帧期间内执行:对白色光W以及蓝色窄带光BN的像光进行光电变换来蓄积信号电荷的步骤;和读出所蓄积的信号电荷的步骤。在设定成表层观察模式的期间,重复执行该2帧份的摄像控制。另外,每当进行读出步骤时,在最初的第1帧中从CCD44的B像素、G像素、R像素输出蓝色信号B1、绿色信号G1、红色信号R1,在其次的第2帧中从B像素、G像素、R像素输出蓝色信号B2、绿色信号G2、红色信号R2。

[0064] 如图2所示,处理器装置12具备:通常光图像生成部55(通常光图像生成单元的一形态)、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根据由电子内窥镜11对白色光W的像光进行摄像而获得的信号来生成通常光图像。即,在通常观察模式、肥厚部分观察模式、肥厚部分/血管观察模式时,根据蓝色信号B、绿色信号G、红色信号R来生成通常光图像。此外,在表层微细结构观察模式或者微细结构/血管观察模式时,根据蓝色信号B1、绿色信号G1、红色信号R1来生成通常光图像。另外,所生成的通常光图像被临时存储在帧存储器56中。

[0065] 如图7所示,特殊光图像生成部57具备:表层微细结构强调图像生成部61、肥厚部分强调图像生成部62、和凹凸/血管强调图像生成部63。表层微细结构强调图像生成部61具备:明度信号生成部61a,其生成表示被检体的平均明亮度的明度信号1;微细结构提取部61b(微细结构图像生成部),其从明度信号1中提取表层微细结构图像;和图像生成部61c(作为第一合成图像生成单元的通常光图像以及微细结构图像合成部),其将由该微细结构提取部61b提取出的表层微细结构图像与通常光图像进行合成来生成表层微细结构强调图像。

[0066] 明度信号生成部61a,通过在表层微细结构观察模式或者微细结构/血管观察模式时所获得的第2帧的信号B2、G2、R2的信号值的合计值($B2+G2+R2$)除以3,由此来生成明度信号1($= (B2+G2+R2)/3$)。该明度信号1由于是使各色的信号值平均化后的信号,因此代表被检体的平均明亮度。微细结构提取部61b如图8(A)所示那样,将明度信号1之中超过一定高亮度阈值Th1的像素区域作为表层微细结构P来提取。提取出表层微细结构P的表层微细结构图像如图8(B)所示那样,关于超过高亮度阈值Th1的像素区域,原样使用明度信号1的像素值,另一方面,关于高亮度阈值Th1以下的像素区域,将像素值设为“0”。

[0067] 这样将超过高亮度阈值Th1的像素区域作为表层微细结构P的理由如下。表层微细结构由形成于活体组织表层的微细孔大量集中的小凹结构等构成,因此当在此小凹结构的微细孔内进入白色光或蓝色窄带光BN时,将发生多次散射现象而闪闪发亮。因此,将超过高亮度阈值Th1的明亮区域作为表层微细结构。另外,虽然大多情况下在腺管与腺管之间存在表层微细血管V1,但是由于该表层微细血管表示对白色光的蓝色成分、蓝色窄带光BN较强的吸光特性,因此在图像上显示得较暗。因此,表层微细血管V1几乎低于高亮度阈值Th,因而在表层微细结构图像中几乎不存在表层微细血管(不进入)。

[0068] 接下来,对表层微细结构图像实施高频的频率滤波处理。表层微细结构P的部分的亮度值较之其他部位发生较大变化。因此,通过实施高频的频率滤波,从而如图8(C)所示那样可获得只有表层微细结构P被鲜明地提取出的表层微细结构图像70。

[0069] 图像生成部61c通过对由微细结构提取部61b所获得的表层微细结构图像70和通

常光图像进行合成,由此生成图9所示的表层微细结构强调图像72。所生成的表层微细结构强调图像72,通过显示控制电路58被显示于监视器14。由于表层微细结构强调图像72将明亮的通常光图像作为基底,因此能够在确保了视觉辨认度的状态下进行诊断。此外,表层微细结构强调图像72仅使表层的活体组织之中表层微细结构P而非表层微细血管V1清晰化,因此成为适于只关注于表层微细结构P来进行癌诊断的情形的图像。

[0070] 如图7所示,肥厚部分强调图像生成部62,具备:增益调整部62a,其为使带有肥厚部分的信息的信号放大而对信号B、G、R的增益进行调整;明度信号生成部62b,其根据被增益调整后的信号B、G、R来生成表示被检体的平均明亮度的明度信号1;肥厚部分提取部62c(肥厚部分图像生成部),其从明度信号1中提取肥厚部分图像;和图像生成部62d(作为第一合成图像生成单元的通常光图像以及肥厚部分图像合成部),其将由该肥厚部分提取部提取出的肥厚部分图像与通常光图像进行合成来生成肥厚部分强调图像。

[0071] 增益调整部62a,在肥厚部分观察模式时或者肥厚部分/血管观察模式时所获得的信号B、G、R之中,关于信号B而对像素值乘以1以下的增益,关于信号G、R而对像素值乘以1以上的增益。由于肥厚部分是从表层到中深层带有厚度的,因此在波长超过500nm这样的长波长的光的反射光中包含许多与肥厚部分相关的信息,而非波长低于500nm这样的短波长的光的反射光。因此,通过使包含许多波长低于500nm的光的反射光的信息在内的信号B的像素值下降,而使包含许多波长超过500nm的光的反射光的信息在内的信号G、R的像素值增加,从而能够使与肥厚部分相关的信息显著化。

[0072] 明度信号生成部62b通过被增益调整后的信号B、G、R的信号值的合计值 $(B+G+R)$ 除以3,由此来生成明度信号1 $(= (B+G+R) / 3)$ 。由于该明度信号1是使各色的信号值平均化后的信号,因此代表被检体的平均明亮度。肥厚部分提取部62c如图10(A)所示那样,将明度信号1之中像素值处于阈值 $Th_2 \sim Th_3$ 的中亮度范围M内的像素区域,作为肥厚部分Q来提取。提取出肥厚部分Q的肥厚部分图像80如图10(B)所示那样,关于像素值在中亮度范围M内的像素区域而原样使用像素值,另一方面,关于像素值不在中亮度范围M内的像素区域而将像素值设为“0”。

[0073] 这样将像素值在中亮度范围M内的像素区域作为肥厚部分Q的理由如下。肥厚部分Q如图11所示那样,由于是从活体组织表层隆起的隆起部分,因此较之非肥厚部分的其他部位而至表层~中深层的厚度变大。因此,在照射了直到中深层为止具有侵入深度的500nm以上的光的情况下,来自肥厚部分Q的反射光R1较之非肥厚部分的其他部位的反射光R2,光量弱。另一方面,越是向中深层血管V2照射了500nm以上的光时的反射光R3,则来自肥厚部分Q的反射光R1的光量越不会变弱。这是由于形成肥厚部分Q的粘膜的吸光度低于血管中的血红蛋白的吸光度的缘故。因此,将像素值在中亮度范围M内的像素区域作为肥厚部分Q。

[0074] 接下来,对肥厚部分图像80实施低频~中频的频率滤波处理。肥厚部分的亮度值较之其他部位变化小。因此,通过实施低频~中频的频率滤波,从而如图10(C)所示那样可获得只有肥厚部分被鲜明地提取出的肥厚部分图像80。

[0075] 图像生成部62d通过对由肥厚部分提取部62c所获得的肥厚部分图像80和通常光图像进行合成,由此生成图12所示的肥厚部分强调图像82。所生成的肥厚部分强调图像82,通过显示控制电路58被显示于监视器14。由于肥厚部分强调图像82是以明亮的通常光图像作为基底,因此能够在确保了视觉辨认度的状态下进行诊断。此外,肥厚部分强调图像82仅

使活体组织表层的活体信息之中肥厚部分Q清晰化,因此成为适于只关注肥厚部分来进行癌诊断的情形图像。

[0076] 如图7所示,凹凸/血管强调图像生成部63(第二合成图像生成单元的一形态)具备:B/G图像生成部63a、血管提取部63b(血管提取图像生成单元的一形态)、和凹凸/血管强调图像生成部63c。B/G图像生成部63a根据通过对白色光的像光的摄像而获得的信号之中蓝色成分的信号以及绿色成分的信号来生成B/G图像。在B/G图像的各像素中,包含蓝色信号B的信号值除以绿色信号G的信号值而得到的亮度比B/G的信息。如果是肥厚部分观察模式或者肥厚部分/血管观察模式的情况,则根据B和G来生成B/G图像。另一方面,如果是表层微细结构观察模式或者微细结构/血管观察模式的情况,则根据B1和G1来生成B/G图像。

[0077] B/G图像中的各像素的亮度比B/G与血管深度存在关联性,如图13所示那样成为血管深度越大则亮度比B/G也越大的比例关系。因此,“表层血管的亮度<粘膜的亮度<中深层血管的亮度”的大小关系成立。另外,如图14的B/G图像所示的那样,因照明不均等的要因,B/G图像的亮度有时会成为中心部分最高且从中心朝着周边变得越低这样的分布,因此上述大小关系(表层血管的亮度<粘膜的亮度<中深层血管的亮度)有时在局部上成立但在整体上却不成立。

[0078] 血管提取部63b生成从B/G图像中提取出位于特定层的血管而得到的血管提取图像。由频率滤波处理来执行血管提取。在对表层血管进行提取的情况下,从B/G图像提取在表层血管中存在较多频带成分的高频成分。由此,如图15所示那样可获得表层血管的亮度为负且粘膜部分的亮度几乎为“0”这样的表层血管提取图像。在表层血管提取图像中,只有表层血管被鲜明地提取出。另一方面,在对中深层血管进行提取的情况下,从B/G图像提取在中深层血管中存在较多频带成分的中频成分。由此,如图16所示那样可获得中深层血管的亮度为正且粘膜部分的亮度几乎为“0”这样的中深层血管提取图像。在中深层血管提取图像中,只有中深层血管被鲜明地提取出。

[0079] 通过进行以上那样的频率滤波处理,从而粘膜的成分成为几乎接近于“0”的值,因此能够仅提取血管部分。此外,上述大小关系(表层血管的亮度<粘膜的亮度<中深层血管的亮度)也在整体上成立。

[0080] 凹凸/血管强调图像生成部65,在设定成微细结构/血管观察模式的情况下,通过对表层微细结构图像、血管提取图像、以及通常光图像进行合成,由此来生成表层微细结构以及特定层的血管被清晰化后的微细结构/血管强调图像。所生成的微细结构/血管强调图像,通过显示控制电路58被显示于监视器14。例如,在作为血管提取图像而使用了表层血管提取图像的情况下,如图17所示,显示出由多数腺管构成的小凹结构P和处于腺管之间的微细血管V1双方被清晰化后的微细结构/血管强调图像90。这样,通过使小凹结构P和微细血管V1双方清晰化,从而能够提高在癌的辨别上的诊断能力。

[0081] 另一方面,凹凸/血管强调图像生成部65,在设定成肥厚部分/血管观察模式的情况下,通过对肥厚部分图像、血管提取图像、以及通常光图像进行合成,由此来生成肥厚部分以及特定层的血管被清晰化后的肥厚部分/血管强调图像。所生成的肥厚部分/血管强调图像,通过显示控制电路58被显示于监视器14。例如,在作为血管提取图像而使用了中深层血管提取图像的情况下,如图18所示,显示出肥厚部分Q和中深层血管V2双方被清晰化后的肥厚部分/血管强调图像92。这样使有可能为癌的肥厚部分Q和中深层血管V2双方清晰化,

从而在放映时易于检测病变部。

[0082] 接下来,使用图19所示的流程图来说明表层微细结构观察模式以及微细结构/血管观察模式中的一系列流程。

[0083] 当通过模式切换SW15而切换成表层微细结构观察模式或者微细结构/血管观察模式时,朝向被检体照射白色光W。通过由彩色的CCD44对被该白色光W照明的被检体进行摄像,由此从CCD44输出蓝色信号B1、绿色信号G1、红色信号R1。然后,朝向被检体同时照射白色光W以及蓝色窄带光BN。通过由CCD44对被白色光W以及蓝色窄带光BN照明的被检体进行摄像,由此从CCD44输出蓝色信号B2、绿色信号G2、红色信号R2。

[0084] 接下来,基于蓝色信号B1、绿色信号G1、红色信号R1来生成通常光图像。然后,通过蓝色信号B2、G2、R2的信号值的合计值 $(B2+G2+R2)$ 除以3,由此来生成明度信号1。提取该明度信号1之中超过高亮度阈值Th1的像素区域来生成表层微细结构图像。对所生成的表层微细结构图像70实施高频的频率滤波,从而使图像中的表层微细结构变得鲜明。

[0085] 而且,在设定成表层微细结构观察模式的情况下,通过对被实施过频率滤波后的表层微细结构图像和通常光图像进行合成,由此来生成表层微细结构强调图像。所生成的表层微细结构强调图像,被显示于监视器14。在设定成表层微细结构观察模式的期间,重复执行上述一系列动作。

[0086] 另一方面,在设定成微细结构/血管观察模式的情况下,生成由蓝色信号B1与绿色信号G1之间的亮度比B/G构成的B/G图像。当生成B/G图像时,从B/G图像中提取特定层的血管。由此,可获得血管提取图像。通过该血管提取图像、表层微细结构强调图像70、以及通常光图像进行合成,由此来生成微细结构/血管强调图像。所生成的微细结构/血管强调图像,被显示于监视器14。在设定成微细结构/血管观察模式的期间,重复执行上述一系列动作。

[0087] 接下来,使用图19所示的流程图来说明肥厚部分观察模式以及肥厚部分/血管观察模式中的一系列流程。

[0088] 当通过模式切换SW15而切换成肥厚部分观察模式或者肥厚部分/血管观察模式时,朝向被检体照射白色光W。通过由彩色的CCD44对被该白色光W照明的被检体进行摄像,由此从CCD44输出蓝色信号B、绿色信号G、红色信号R。

[0089] 接下来,基于蓝色信号B、绿色信号G、红色信号R来生成通常光图像。此外,通过对这些信号B、G、R进行增益调整,从而使信号B的像素值下降而使信号G、R的像素值增加。然后,通过被增益调整后的信号B、G、R的信号值的合计值 $(B+G+R)$ 除以3,由此来生成明度信号1。提取该明度信号1之中低于低亮度阈值Th2的像素区域来生成肥厚部分图像。对所生成的肥厚部分图像实施低频~中频的频率滤波,从而使图像中的肥厚部分变得鲜明。

[0090] 而且,在设定成肥厚部分观察模式的情况下,通过对被实施过频率滤波后的肥厚部分图像和通常光图像进行合成,由此来生成肥厚部分强调图像。所生成的肥厚部分强调图像,被显示于监视器14。在设定成肥厚部分观察模式的期间,重复执行上述一系列动作。

[0091] 另一方面,在设定成肥厚部分/血管观察模式的情况下,生成由蓝色信号B与绿色信号G之间的亮度比B/G构成的B/G图像。当生成B/G图像时,从B/G图像中提取特定层的血管。由此,可获得血管提取图像。通过该血管提取图像、肥厚部分强调图像、以及通常光图像进行合成,由此来生成肥厚部分/血管强调图像。所生成的肥厚部分/血管强调图像,被显

示于监视器14。在设定成肥厚部分/血管观察模式的期间,重复执行上述一系列动作。

[0092] 在本发明的第二实施方式中,不同于利用了彩色的CCD的同时方式的第一实施方式,而以利用了RGB的旋转滤光器的面依次方式来进行被检体的摄像。如图21所示,在第二实施方式的内窥镜系统100中,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,在电子内窥镜11的前端部16a未设有荧光体40。此外,电子内窥镜11内的CCD的构成以及摄像控制部46的动作不同于第一实施方式。此外,微细结构观察模式以及微细结构/血管观察模式中的通常光图像的生成方法不同。除此之外与第一实施方式相同,因此以下仅说明与第一实施方式不同的部分。

[0093] 光源装置113具备:白色光源130,其发出宽带光BB(400~700nm);旋转滤光器134,其将来自该白色光源130的宽带光BB颜色分离成B、G、R的3色的光,并将这些各色的光依次供应给光导管43;半导体光源组件136,其发出蓝色窄带光BN;和光合流部138,其在旋转滤光器134与光导管43之间的宽带光BB的光路L1上使与蓝色窄带光BN合流。

[0094] 白色光源130由氙灯、卤素灯、金属卤化物灯等构成。旋转滤光器134如图22所示那样旋转自如地设置成:可选择地将B滤光器部134a、G滤光器部134b、R滤光器部134c插入在宽带光BB的光路L1中。旋转滤光器134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134a、G滤光器部134b、R滤光器部134c。

[0095] 如图23所示,B滤光器部134a从宽带光BB中使蓝色波段的B光透过,G滤光器部134b从宽带光BB中使绿色波段的G光透过,R滤光器部134c从宽带光BB中使红色波段的R光透过。因此,通过旋转滤光器134的旋转,而从旋转滤光器134依次出射B光、G光、R光。

[0096] 半导体光源组件136具有蓝色窄带光源136a、光纤136b、和光源控制部136c。如图23所示,蓝色窄带光源136a由激光二极管等半导体光源构成,发出中心波长为405nm的蓝色窄带光BN。蓝色窄带光源136a遵从光源控制部136c的控制来进行点亮以及熄灭。在通常观察模式、肥厚部分观察模式、肥厚部分/血管观察模式的情况下,蓝色窄带光源236a被常时熄灭。在微细结构观察模式、微细结构/血管观察模式的情况下,仅当旋转滤光器134的B滤光器134a被插入在宽带光BB的光路L1中的时候,只有蓝色窄带光源136a点亮,除此之外的G滤光器、R滤光器134b、134c被插入在光路L1上时,蓝色窄带光源136a熄灭。

[0097] 光纤136b入射来自蓝色窄带光源136a的蓝色窄带光BN。该蓝色窄带光BN通过准直透镜(省略图示)而朝向光合流部138出射。光合流部138为分光镜,让来自旋转滤光器134的光原样透过,而让来自半导体光源组件136的蓝色窄带光BN反射。由此,使蓝色窄带光BN的光路L2与宽带光BB的光路L1一致。从光合流部138射出的光,通过聚光透镜142而入射至光导管43。

[0098] 电子内窥镜内的CCD144不同于上述第一实施方式,是在摄像面未设有微型滤色器的单色摄像元件。此外,关于对该CCD144的摄像进行控制的摄像控制部46,也执行与上述第一实施方式不同的动作。

[0099] 在通常观察模式、肥厚部分观察模式、肥厚部分/血管观察模式中,如图24A所示那样,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、肥厚部分观察模式、肥厚部分/血管观察模式的期间,重复执行上述一系列动作。面依次摄像信号B、G、R分别对应于第一实施方式的B、G、R。

[0100] 此外,在微细结构观察模式、微细结构/血管观察模式中,如图24B所示那样,分别

对被同时照射的B色的光以及蓝色窄带光BN的混色光的像光、G色的光的像光、R色的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B+BN、G、R。在设定成表层观察模式的期间,重复执行上述一系列动作。面依次摄像信号B+BN、G、R分别对应于第一实施方式的B2、G2、R2。

[0101] 在第二实施方式中,在微细结构观察模式、微细结构/血管观察模式时生成通常光图像的情况下,由通常光图像生成部55内的修正信号生成部55a来生成从面依次摄像信号B+BN之中去除了蓝色窄带光BN的成分后的修正信号B',并使用该修正信号B'和面依次摄像信号G、R来生成通常光图像。在修正信号生成部55a中,通过使根据B色的光的光量和蓝色窄带光BN的光量的关系等所预先确定的修正系数k乘以面依次摄像信号B+BN,由此来生成修正信号B'。

[0102] 另外,在上述第一以及第二实施方式中,虽然将明度信号1之中像素值超过阈值Th1的像素区域作为表层微细结构,但是取而代之,也可将明度信号1之中像素值在阈值Th4~Th5的高亮度范围N内的像素区域作为表层微细结构。该高亮度范围N的上限值Th5设定得低于通过照明光的正反射而生成的晕光的亮度值。因此,根据高亮度范围N来进行提取处理,从而能够仅提取表层微细结构而非晕光区域。另外,阈值Th1包含在高亮度范围N的范围内。

[0103] 符号说明

[0104] 10、100 内窥镜系统

[0105] 44、144 CCD

[0106] 57 特殊光图像生成部

[0107] 61 表层微细结构强调图像生成部

[0108] 61a、62a 明度信号生成部

[0109] 61b 微细结构提取部

[0110] 61c、62c 图像生成部

[0111] 62b 肥厚部分提取部

[0112] 63 凹凸/血管强调图像生成部

[0113] 63a B/G图像生成部

[0114] 63b 血管提取部

[0115] 63c 凹凸/血管强调图像生成部

[0116] 70 表层微细结构图像

[0117] 72 表层微细结构强调图像

[0118] 80 肥厚部分图像

[0119] 82 肥厚部分强调图像

[0120] 90 微细结构/血管强调图像

[0121] 92 肥厚部分/血管强调图像

[0122] 130 白色光源

[0123] 134 旋转滤光器

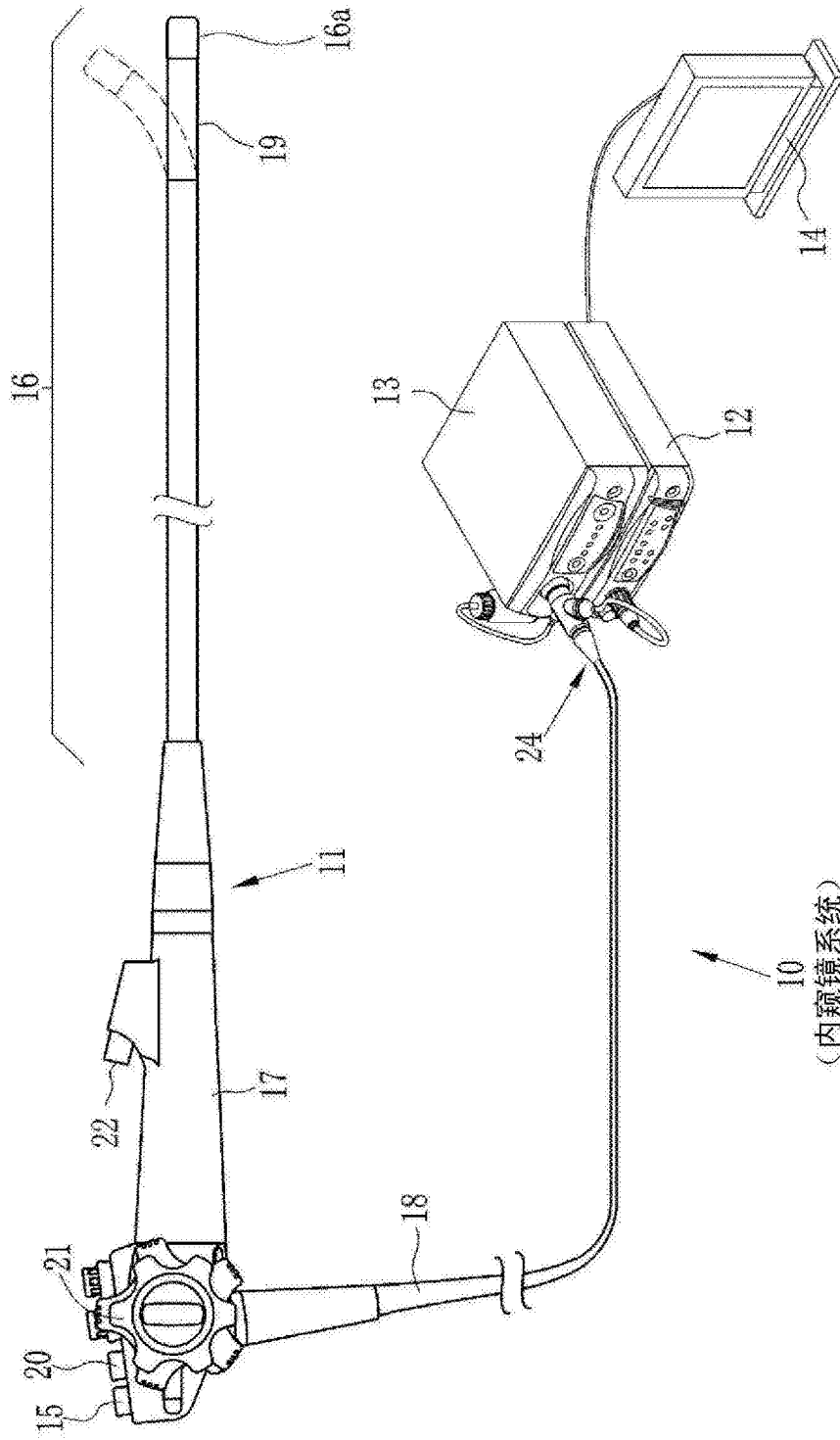


图1

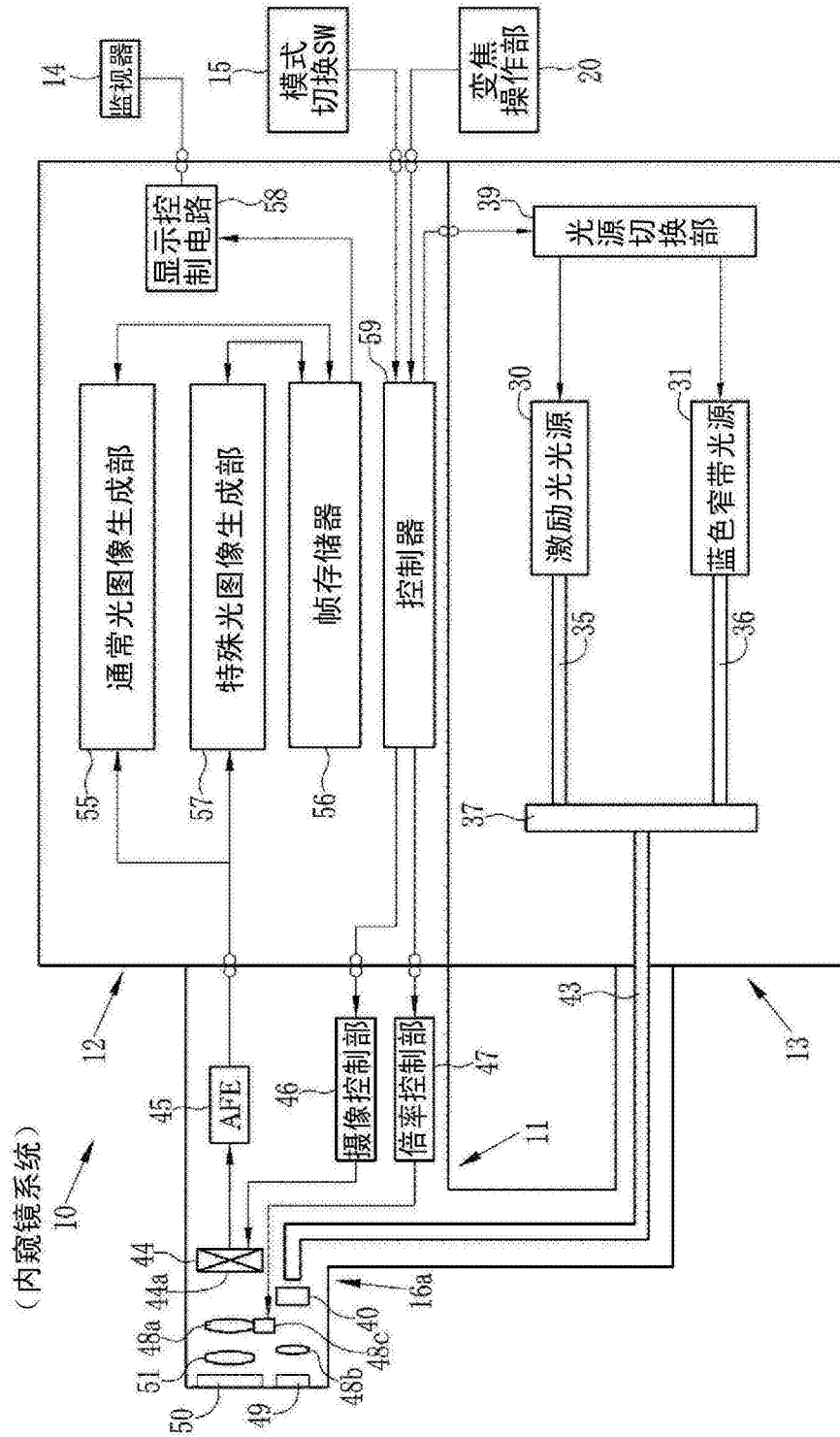


图2

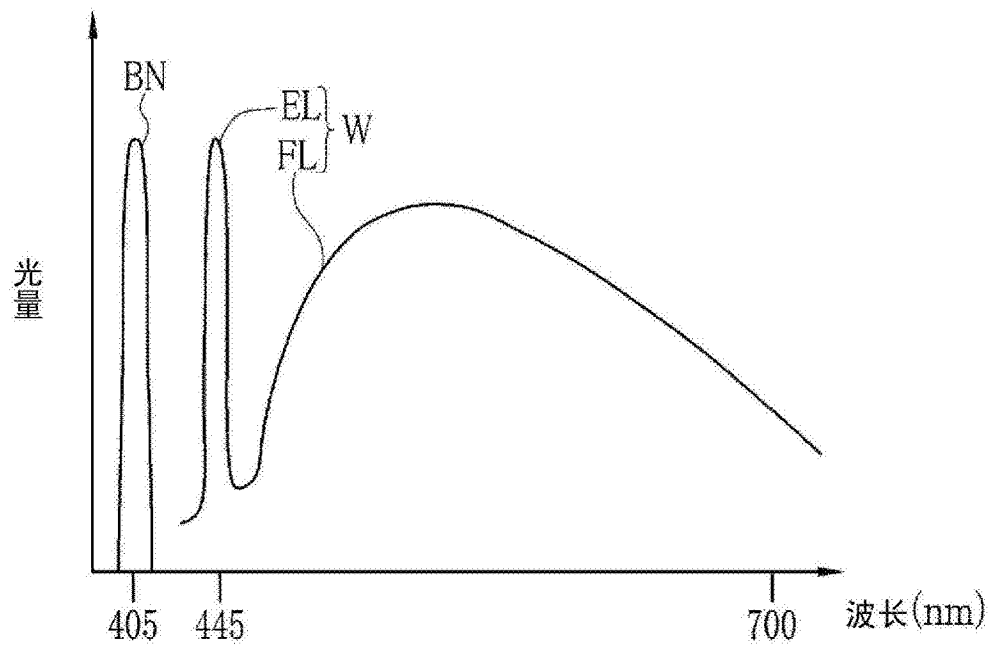


图3

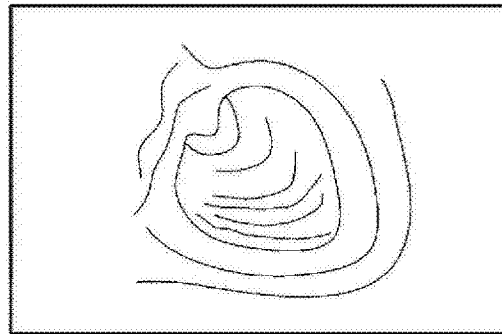


图4A

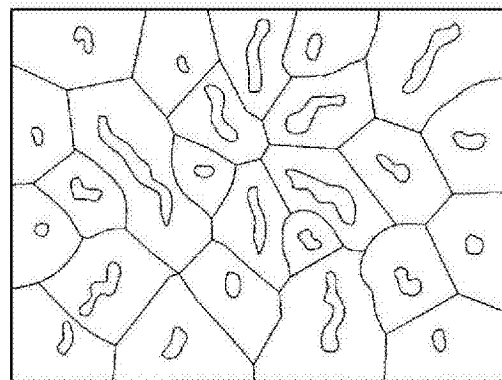


图4B

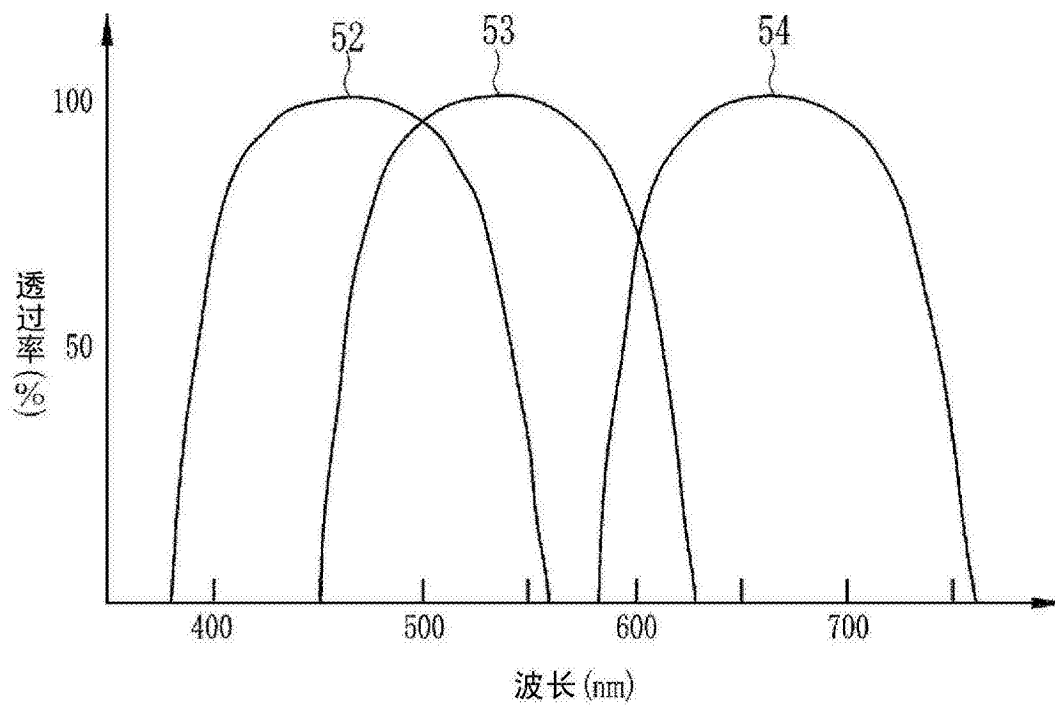


图5

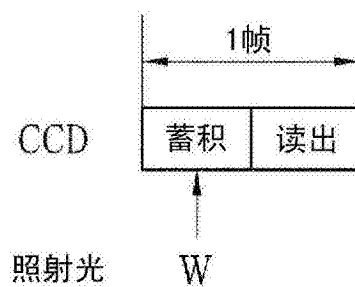


图6A

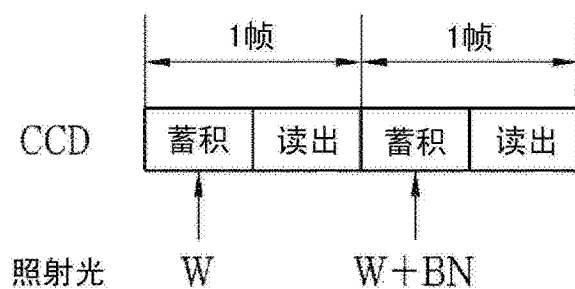


图6B

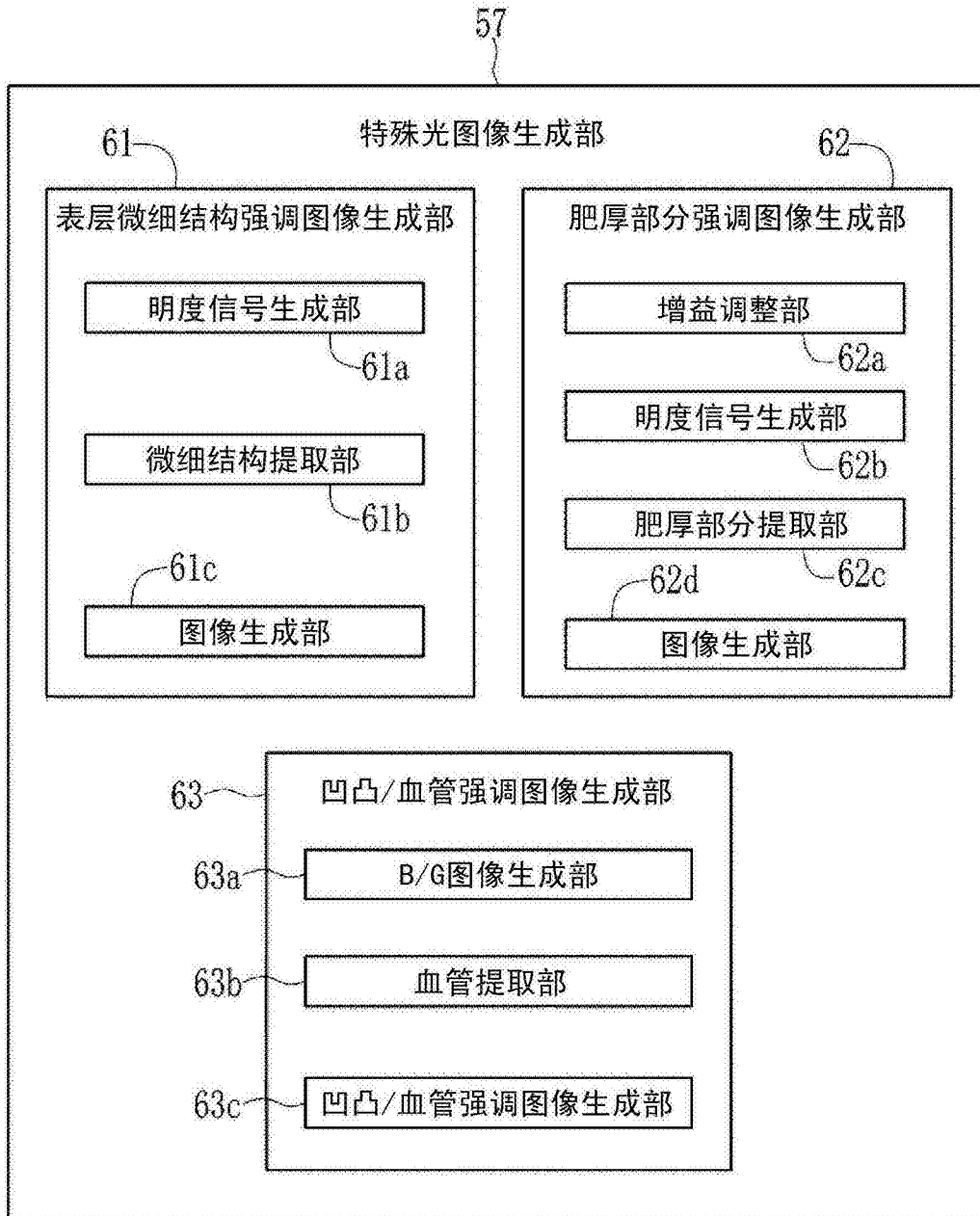


图7

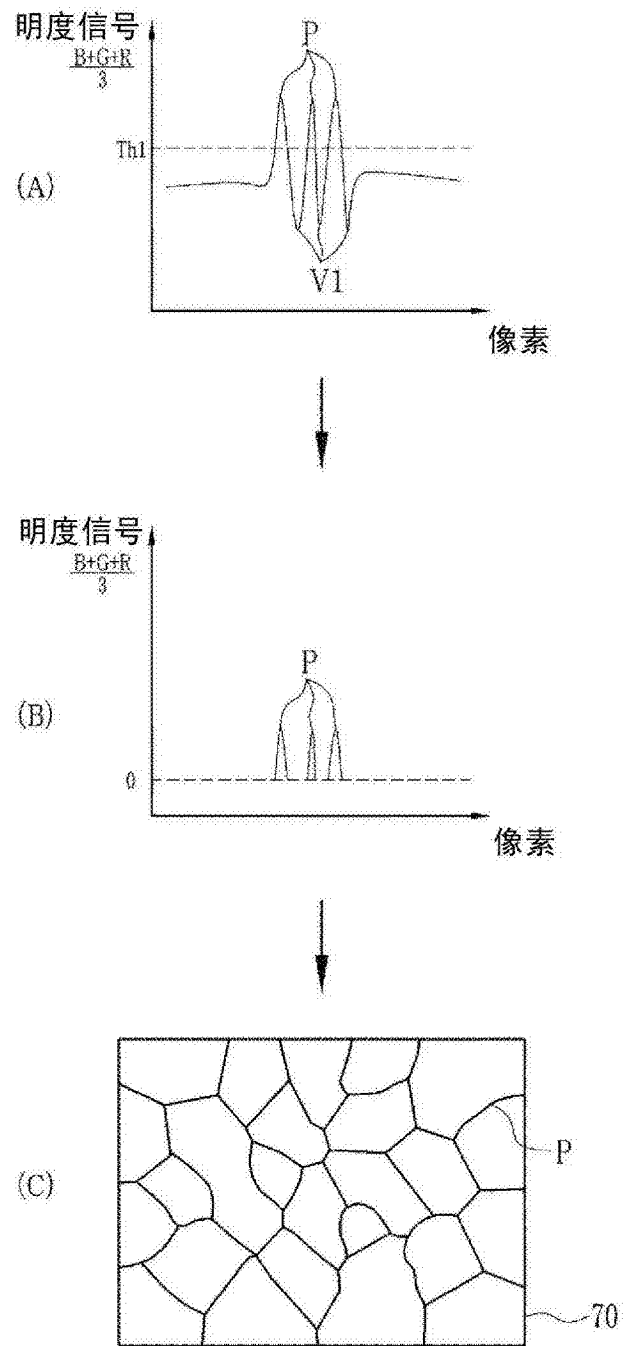


图8

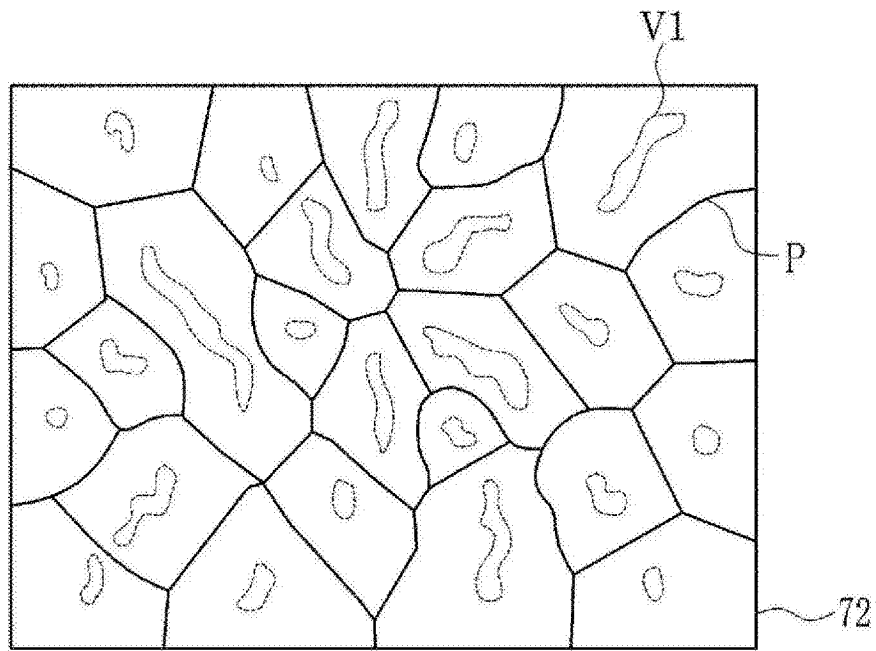


图9

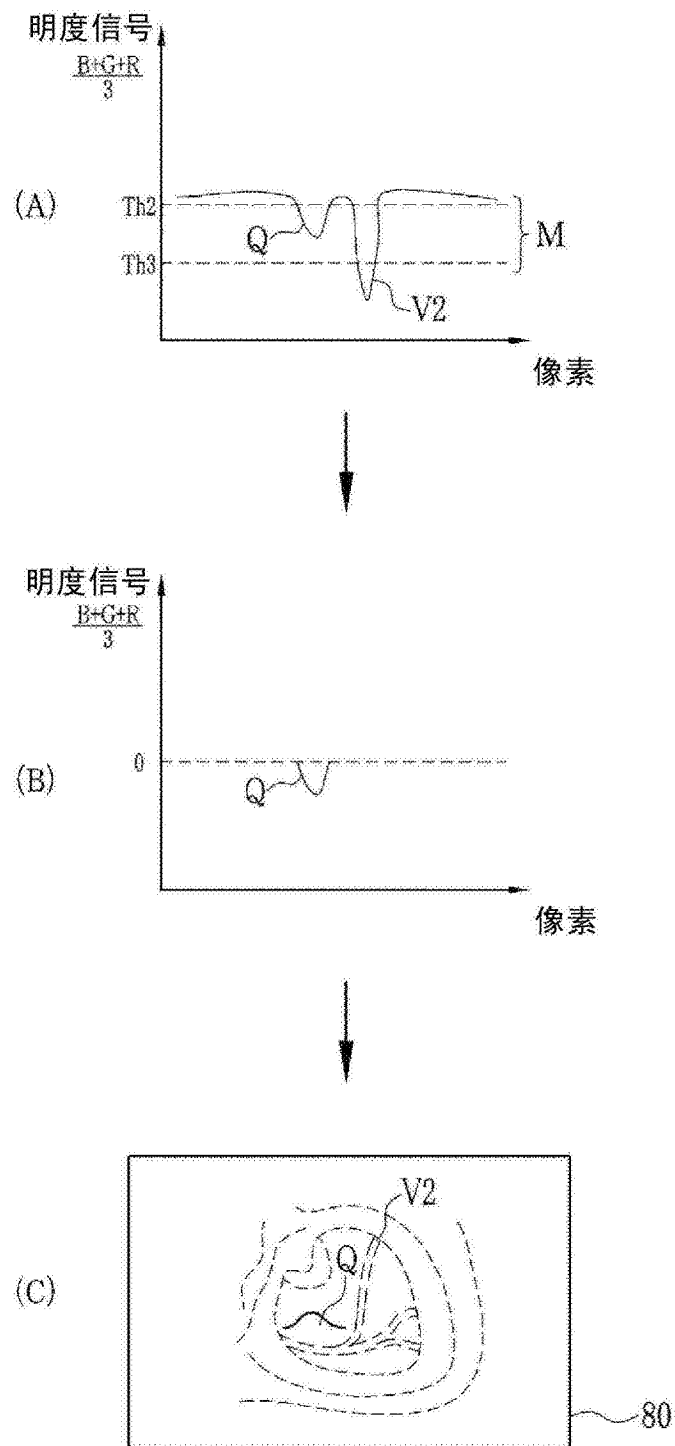


图10

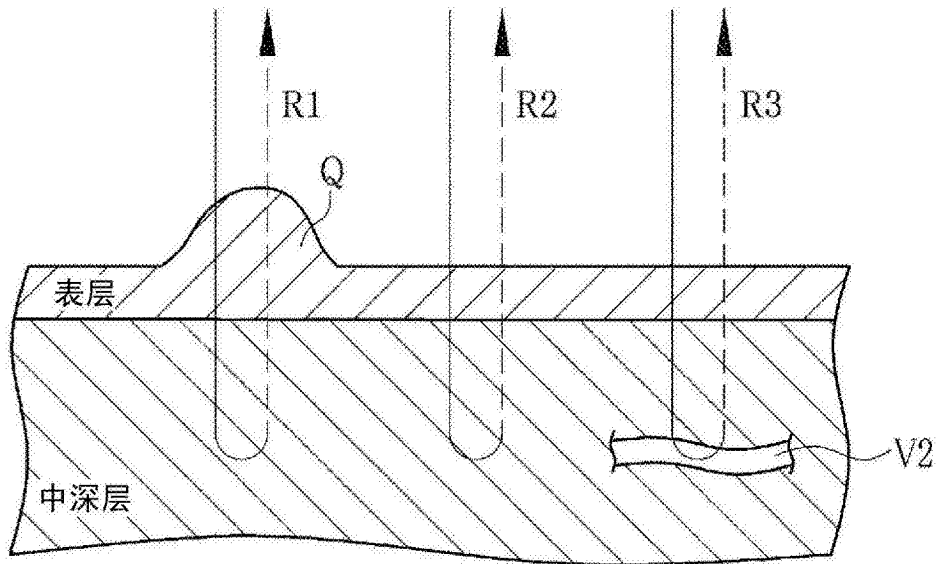


图11

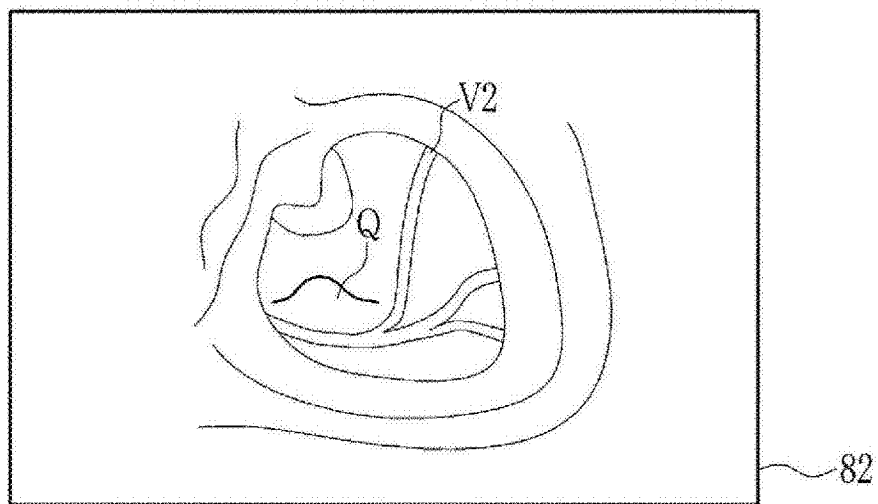


图12

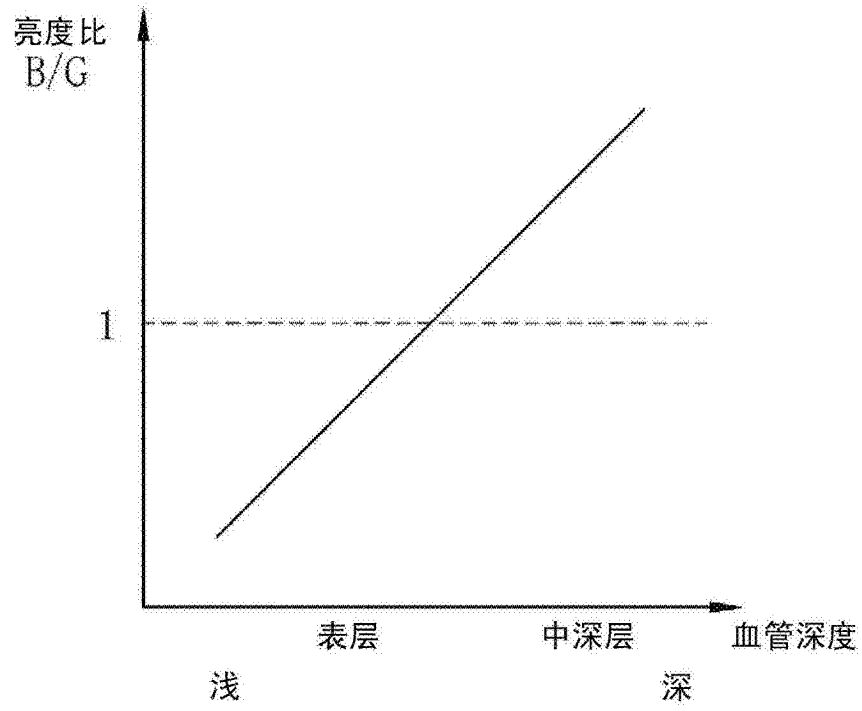


图13

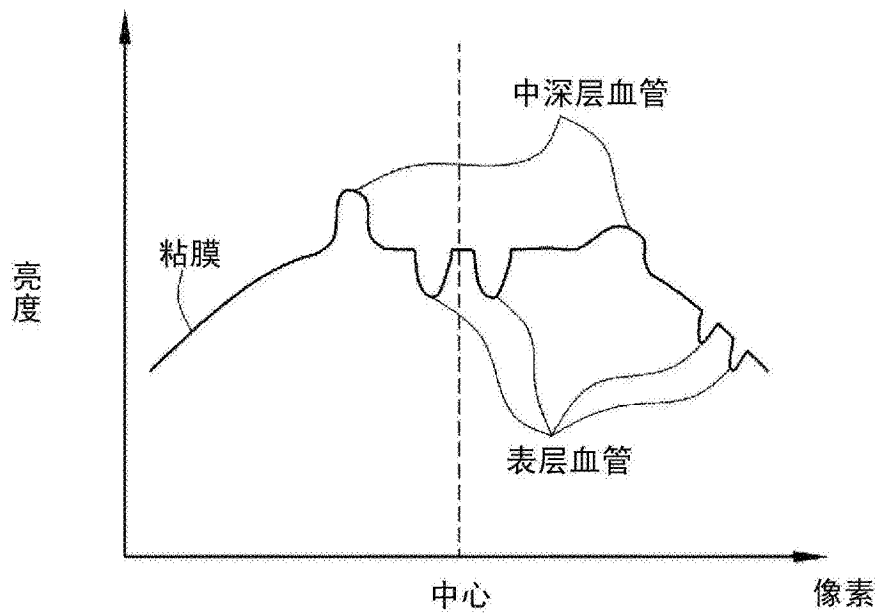


图14

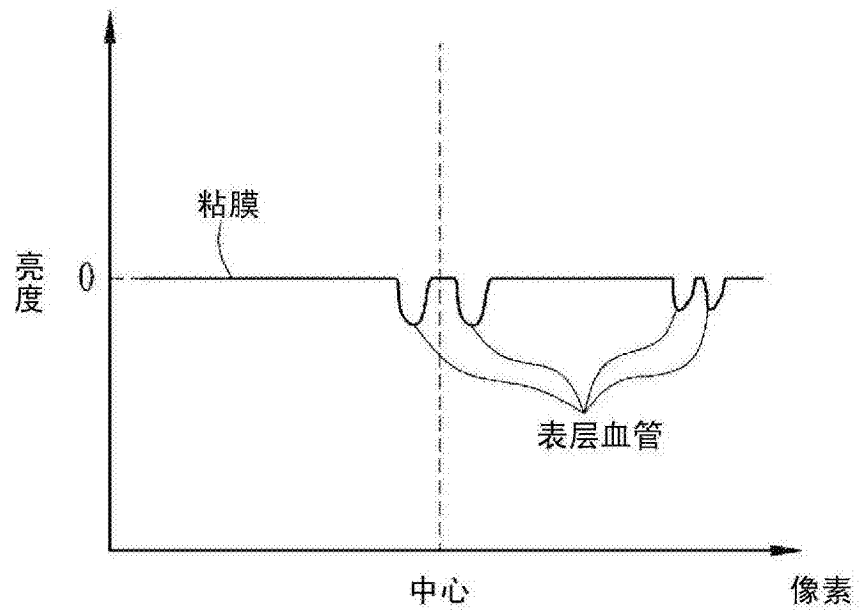


图15

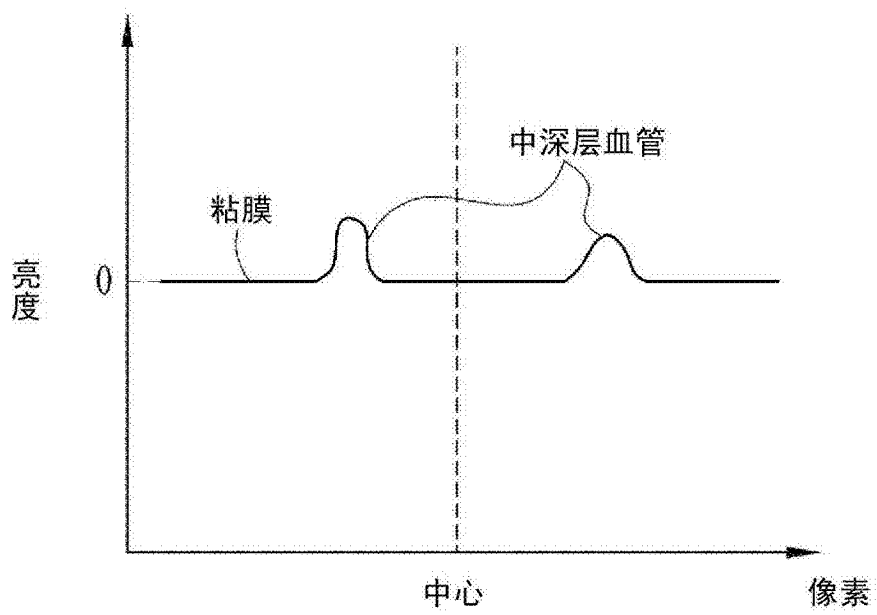


图16

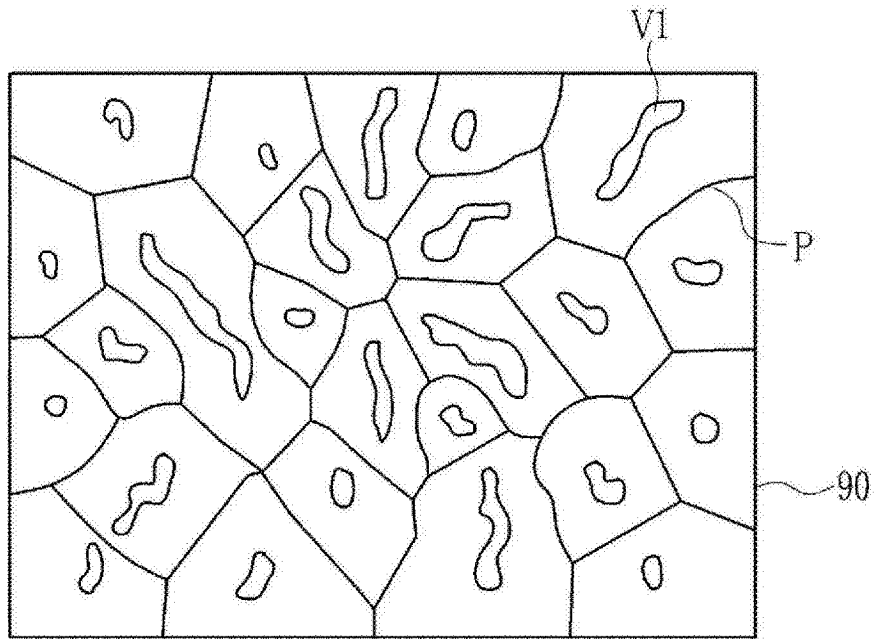


图17

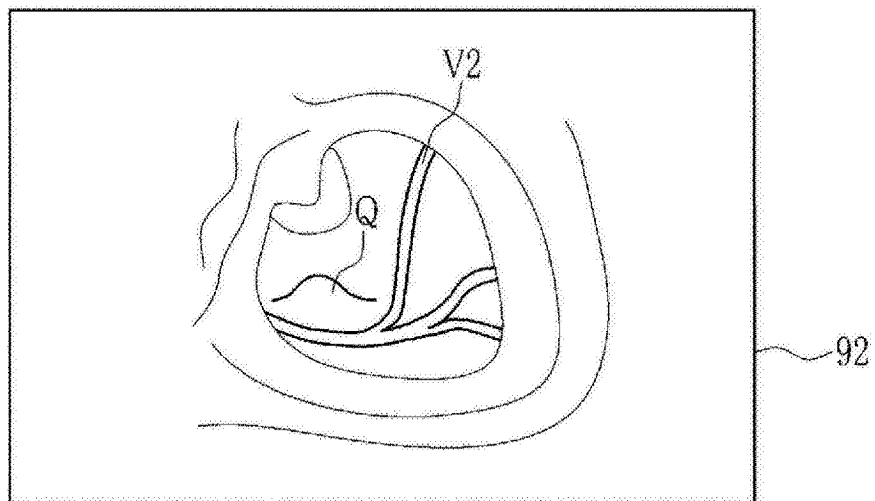


图18

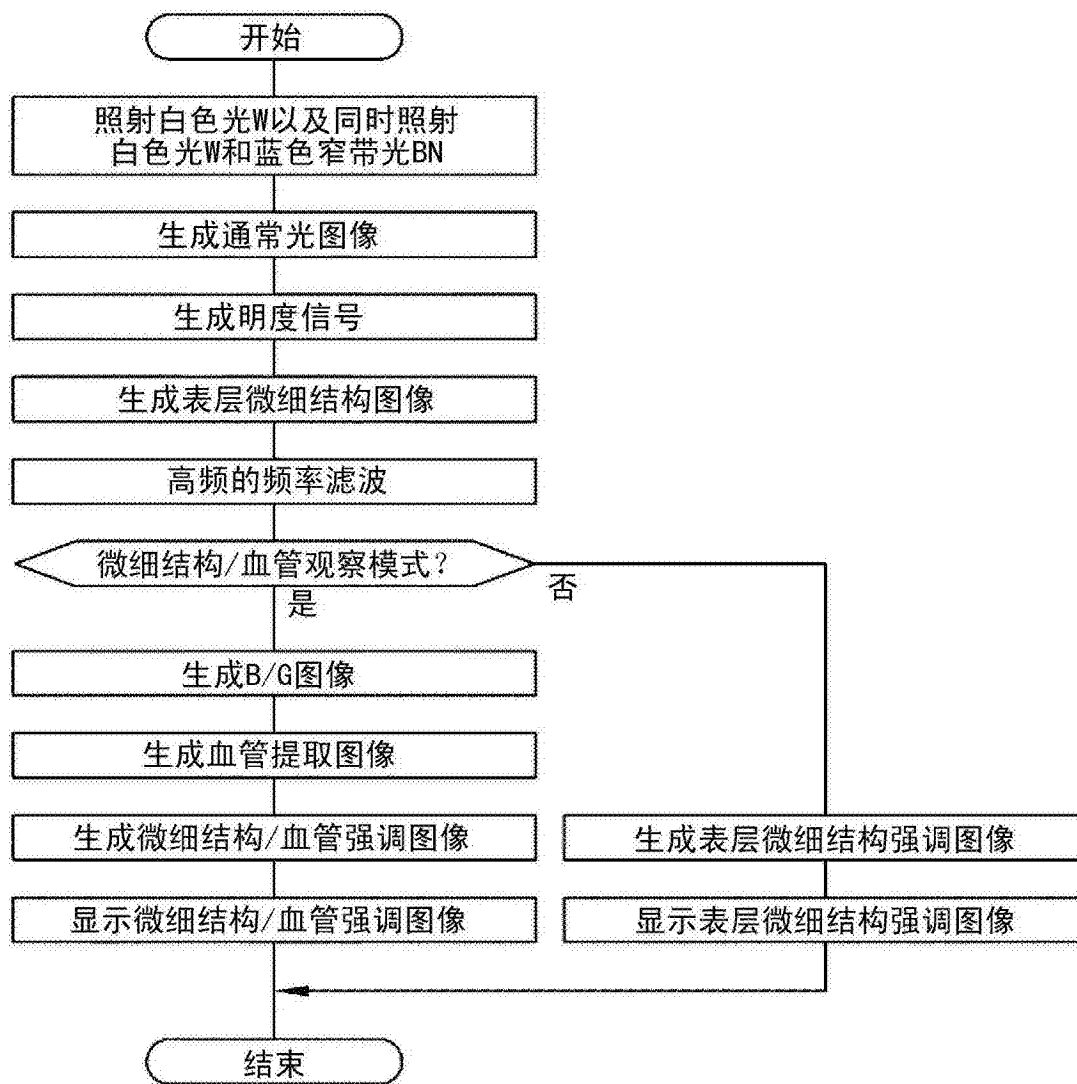


图19

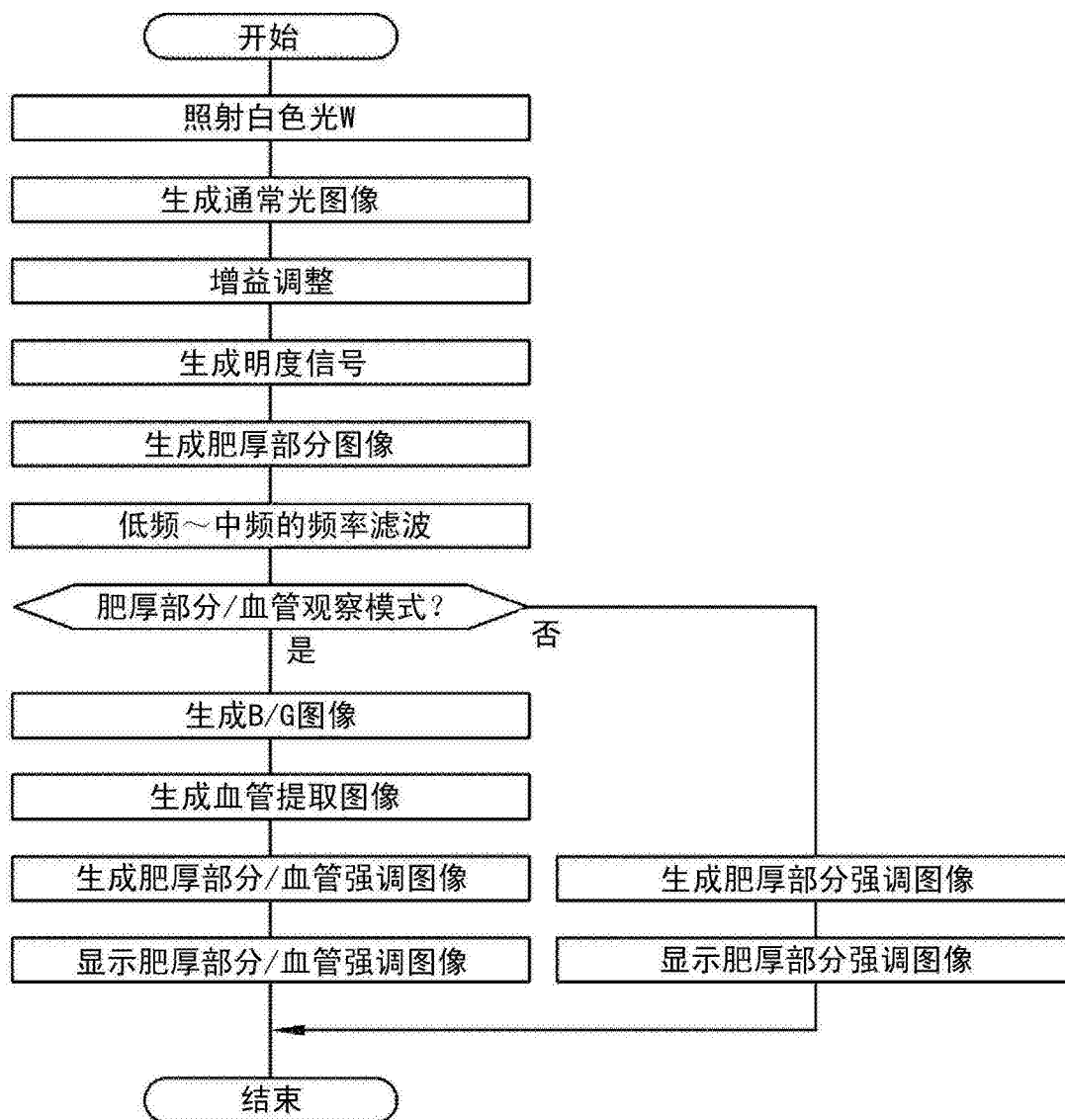


图20

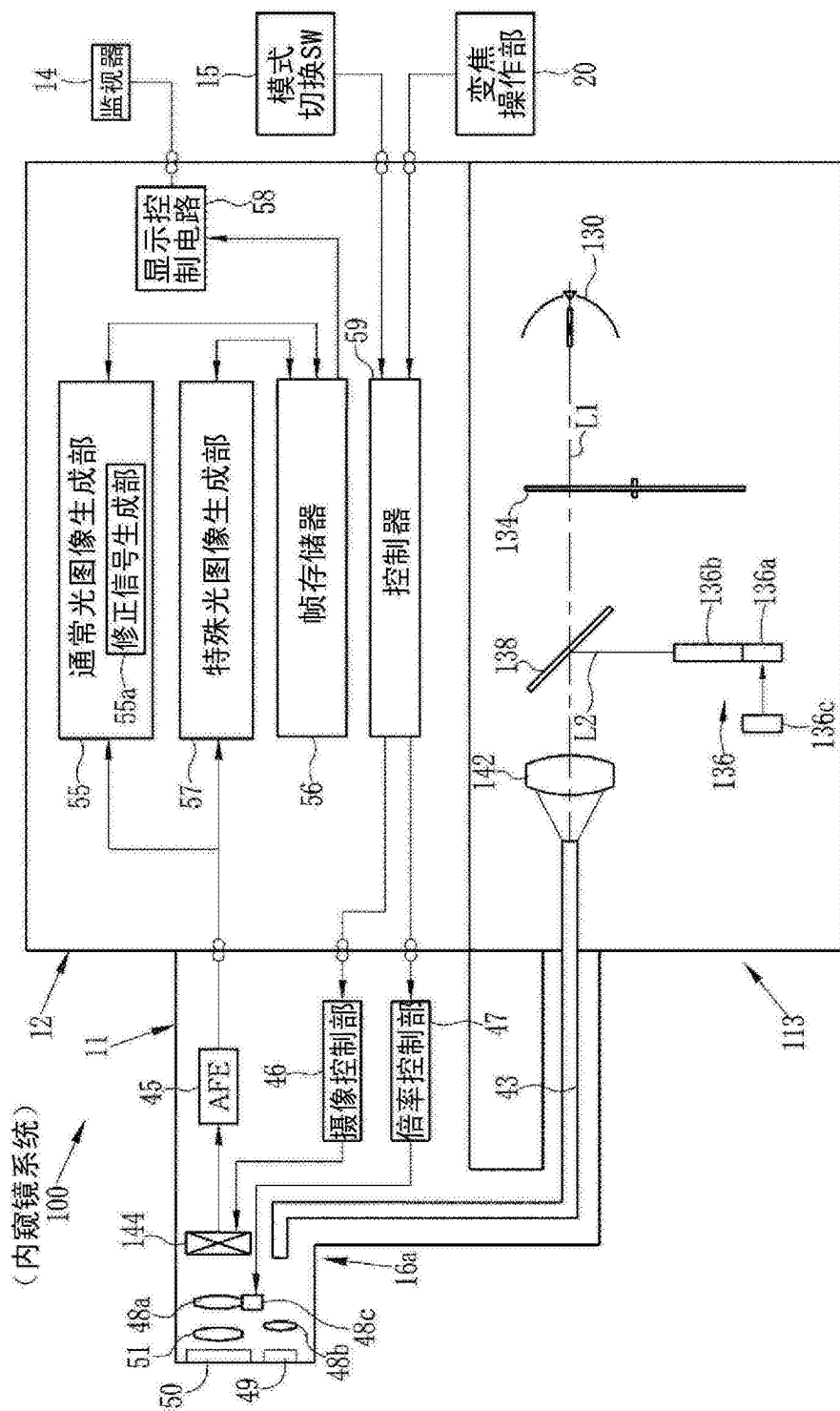


图21

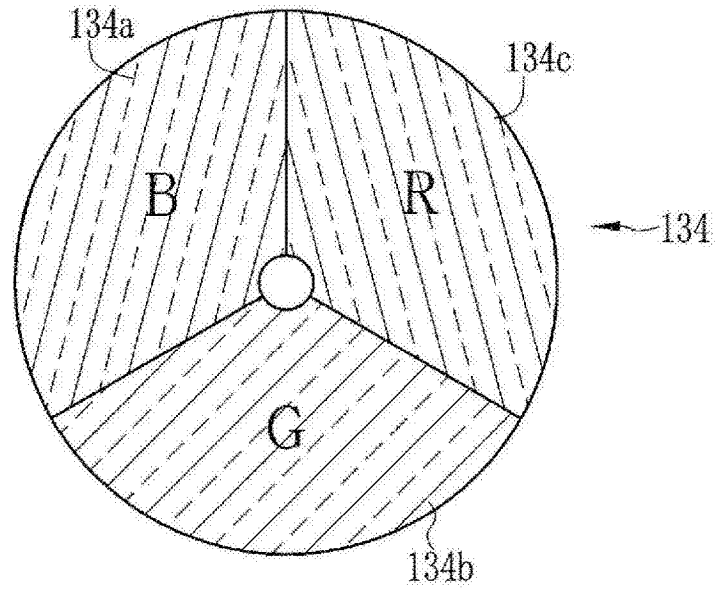


图22

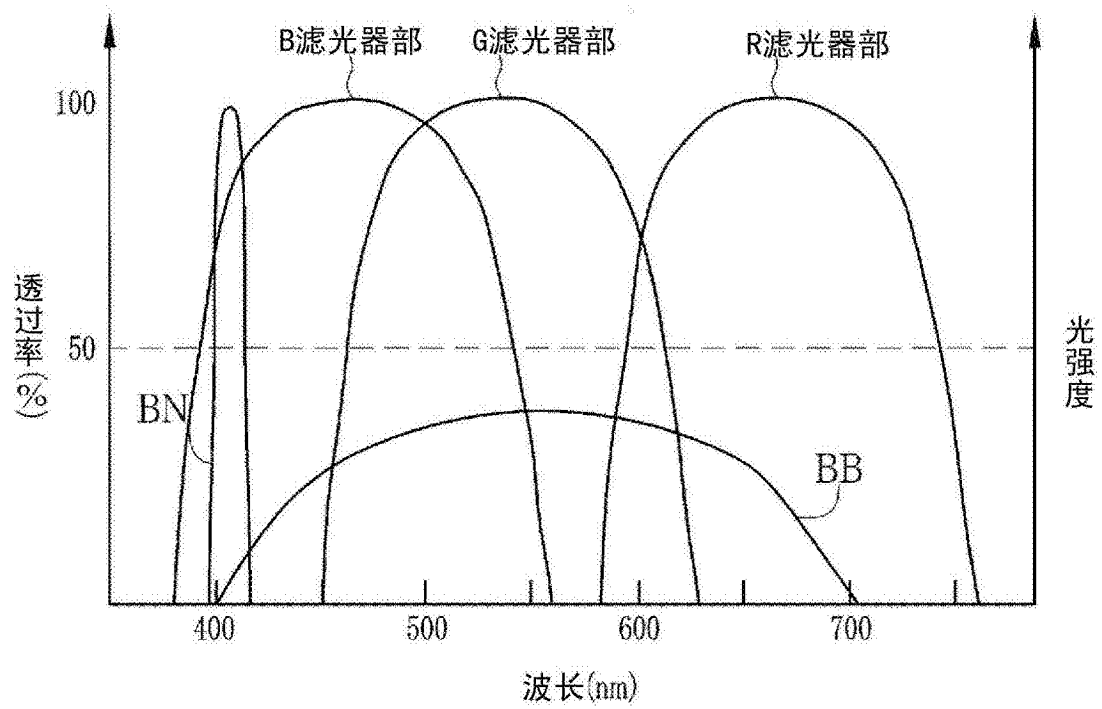


图23

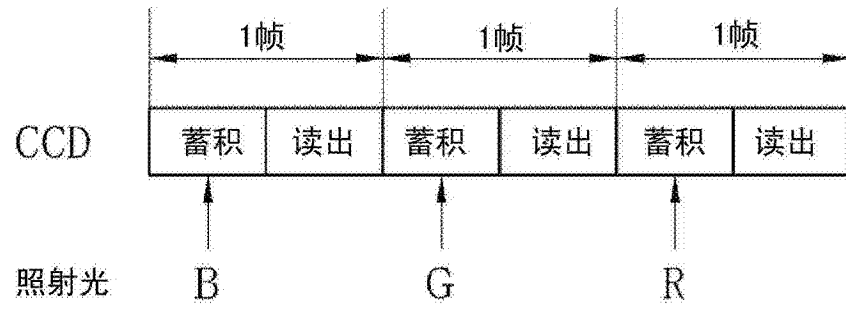


图24A

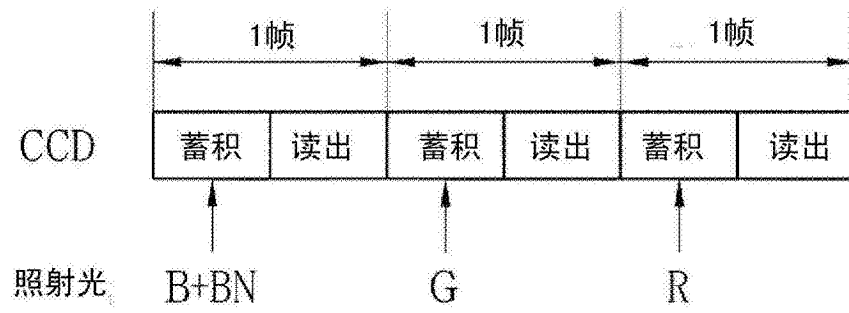


图24B

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN103857322B	公开(公告)日	2018-03-27
申请号	CN201280049620.3	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	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/05 A61B1/0653 G06T5/50 G06T7/11 G06T7/136 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/20221		
优先权	2011225140 2011-10-12 JP 2012193907 2012-09-04 JP		
其他公开文献	CN103857322A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在确保了明亮度的状态下使血管图案、凹凸图案清晰化。通过由彩色的CCD (44) 对被白色光 (W) 照明的被检体进行摄像, 由此来获得蓝色信号 (B)、绿色信号 (G)、红色信号 (R)。基于这些信号 (B、G、R) 来生成包含可见光区域的波长成分在内的通常光图像。基于信号 (B、G、R) 来生成表示被检体的平均明亮度的明度信号 (I ((B + G + R) / 3))。将明度信号 (I) 之中超过一定阈值 (Th1) 的像素区域作为小凹结构等表层微细结构 (P) 来提取。对提取出表层微细结构 (P) 的表层微细结构图像 (70) 和通常光图像进行合成来生成微细结构强调图像 (72)。所生成的微细结构/血管强调图像 (72) 被显示于监视器 (14)。

