



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103874451 A

(43) 申请公布日 2014. 06. 18

(21) 申请号 201280050151. 7

代理人 王亚爱

(22) 申请日 2012. 10. 10

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

2011-225142 2011. 10. 12 JP

2012-193909 2012. 09. 04 JP

2012-220933 2012. 10. 03 JP

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 1/04 (2006. 01)

G02B 23/24 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 04. 11

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/076235 2012. 10. 10

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/054817 JA 2013. 04. 18

(71) 申请人 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

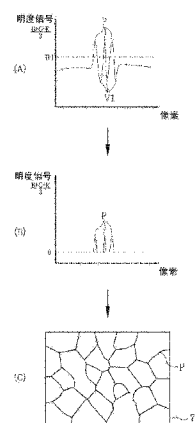
权利要求书2页 说明书11页 附图17页

(54) 发明名称

内窥镜系统以及图像生成方法

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜系统以及图像生成方法。仅仅使表层微细构造和肥厚等生物体组织上的凹凸明确化。通过使用彩色的 CCD (44) 来对由白色光 (W) 进行照明的被检体进行摄像, 从而得到蓝色信号 (B)、绿色信号 (G)、红色信号 (R)。基于这些信号 (B、G、R), 来生成表示被检体的平均的明亮度的明度信号 ($I((B+G+R)/3)$)。将明度信号 (I) 之中超过固定的阈值 (Th1) 的像素区域作为麻点模式等表层微细构造 (P) 来提取。将提取了表层微细构造 P 而得到的表层微细构造图像 70 显示于监视器 (14) 中。



1. 一种内窥镜系统,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,来获取图像信号;以及

凹凸图像生成单元,其从上述图像信号中仅提取上述被检体上的凹凸信息,来生成凹凸图像。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

上述凹凸图像生成单元具有微细构造图像生成部,该微细构造图像生成部生成从上述图像信号中仅提取了生物体组织表层的微细构造而得到的微细构造图像作为上述凹凸图像。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其中,

上述图像信号由具有波长分量相互不同的信息的多个颜色的图像信号构成,

上述微细构造图像生成部具有:

第一明度信号生成部,其基于上述多个颜色的图像信号,生成表示上述被检体的平均的明亮度的明度信号;以及

第一图像生成部,其提取上述明度信号之中像素值超过固定的阈值的像素区域作为微细构造,从而生成上述微细构造图像。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜系统,其中,

对上述微细构造图像实施高频的频率滤波。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

上述凹凸图像生成单元具有肥厚图像生成部,该肥厚图像生成部生成从上述图像信号中仅提取了从生物体组织表层跨越到中深层而带有厚度的肥厚所得到的肥厚图像作为上述凹凸图像。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其中,

上述图像信号由具有波长分量相互不同的信息的多个颜色的图像信号构成,

上述肥厚图像生成部具有:

第二明度信号生成部,其基于上述多个颜色的图像信号,生成表示上述被检体的平均的明亮度的明度信号;以及

第二图像生成部,其提取上述明度信号之中像素值处于固定的范围内的像素区域作为肥厚,从而生成上述肥厚图像。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜系统,其中,

上述固定的范围的下限值比上述被检体的血管部分的像素值大。

8. 根据权利要求6或7所述的内窥镜系统,其中,

对上述肥厚图像实施低到中频率的频率滤波。

9. 根据权利要求1~8中任一项所述的内窥镜系统,其中,

上述被检体的摄像通过设置了颜色分离滤光器并具有多个颜色的像素的彩色的摄像元件来进行。

10. 根据权利要求1~8中任一项所述的内窥镜系统,其中,

具备对被检体依次照射多个颜色的光的照明单元,

在上述被检体每次被上述照明单元依次照射时由单色的摄像元件进行上述被检体的摄像。

11. 根据权利要求 1 ~ 10 中任一项所述的内窥镜系统,其中,
具备显示上述凹凸图像的显示单元。
12. 一种图像生成方法,其特征在于,
通过由摄像元件对被检体进行摄像,来获取图像信号,
由凹凸图像生成单元生成从上述图像信号中仅提取了上述被检体上的凹凸信息而得到的凹凸图像。

内窥镜系统以及图像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及能够明确地观察形成于生物体组织上的麻点模式等的微细构造和肥厚等凹凸模式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,广泛进行使用了内窥镜装置的诊断等。在该内窥镜诊断中,除了使用宽频带光的白色光的通常光作为被检体内的照明光来观察以外,使用特定波长的特殊光作为照明光,由此能够使癌等病变部位比其他部位明确化,并且也能进行易于直观地把握病变部位的位置和大小的特殊光观察。

[0003] 例如,在专利文献 1 中,利用向生物体组织深度方向的侵入深度(invasion depth)以及血中血红蛋白的吸光特性具有波长依赖性,采用短波长的蓝色窄频带光,对形成于生物体组织表层的微细血管和麻点模式等微细构造进行明确化,并且采用波长比蓝色窄频带光长的波长的绿色窄频带光,对位于生物体组织的中深层的较粗血管进行明确化。这些表层~中深层的血管和表层微细构造成为进行癌的鉴别和侵入深度诊断时的重要的提示,所以通过采用蓝色窄频带光和绿色窄频带光进行明确化,能够飞跃性地提高鉴别等的精度。

[0004] 此外,在专利文献 2 中,在对生物体组织照射用于激励本身荧光的激励光时,从由于癌等病变而变得肥厚的病变部位发出的本身荧光相比,来自不肥厚的正常部位的本身荧光光量减少,通过利用这一特性,来实现病变部位和正常部位之间的边界的明确化。这样,通过对与病变部位之间的边界进行明确化,在如筛选时这样从远景状态进行观察的情况下,容易把握病变部位的位置和大小。

[0005] 在先技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1:JP 特开 2001—170009 号公报

[0008] 专利文献 2:JP 特开平 8—252218 号公报

[0009] 发明要解决的课题

[0010] 近年,癌的鉴别方法和侵入深度诊断的方法有多种。因此,也存在以下情况,即,根据表层微细血管或中深层血管等血管模式、和表层微细构造或肥厚等凹凸模式这两者,除了进行癌诊断的情况以外,仅仅关注于凹凸模式来进行诊断。这样,在仅仅关注于凹凸模式来进行诊断的情况下,必需提高凹凸模式的视觉辨识性,并且降低血管模式的视觉辨识性。

[0011] 仅仅针对该凹凸模式的明确化,在专利文献 1 中没有记载以及启示。此外,根据专利文献 2,能够进行凹凸模式之中肥厚的明确化。但是,由于在肥厚的检测中使用的本身荧光较为微弱,所以为了高灵敏度地捕捉这种肥厚情况,另外还需要 EMCCD 这样高灵敏度的摄像元件。

发明内容

[0012] 本发明的目的在于,提供一种能够仅将表层微细构造和肥厚等生物体组织上的凹凸进行明确化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:图像信号获取单元,其通过对被检体进行摄像,来获取图像信号;以及凹凸图像生成单元,其从图像信号中仅提取被检体上的凹凸信息,来生成凹凸图像。

[0015] 优选,凹凸图像生成单元具有微细构造图像生成部,该微细构造图像生成部生成从图像信号中仅提取了生物体组织表层的微细构造而得到的微细构造图像作为凹凸图像。优选,图像信号由具有波长分量相互不同的信息的多个颜色的图像信号构成,微细构造图像生成部具有:第一明度信号生成部,其基于多个颜色的图像信号,生成表示被检体的平均的明亮度的明度信号;以及第一图像生成部,其提取明度信号之中像素值超过固定的阈值的像素区域作为微细构造,从而生成微细构造图像。优选,对微细构造图像实施高频的频率滤波。

[0016] 优选,凹凸图像生成单元具有肥厚图像生成部,该肥厚图像生成部生成从图像信号中仅提取了从生物体组织表层跨越中深层而带有厚度的肥厚而得到的肥厚图像作为凹凸图像。优选,图像信号由具有波长分量相互不同的信息的多个颜色的图像信号构成,肥厚图像生成部具有:第二明度信号生成部,其基于多个颜色的图像信号,生成表示被检体的平均的明亮度的明度信号;以及第二图像生成部,其提取明度信号之中像素值处于固定的范围内的像素区域作为肥厚,从而生成肥厚图像。优选,固定的范围的下限值比被检体的血管部分的像素值大。优选,对肥厚图像实施低~中频率的频率滤波。

[0017] 优选,被检体的摄像通过设置了颜色分离滤光器并具有多个颜色的像素的彩色的摄像元件来进行。优选,具备对被检体依次照射多个颜色的光的照明单元,在被检体每次被照明单元依次照射时由单色的摄像元件进行被检体的摄像。优选,具备显示凹凸图像的显示单元。

[0018] 本发明的图像生成方法的特征在于,通过由摄像元件对被检体进行摄像,来获取图像信号,并由凹凸图像生成单元生成从图像信号中仅提取了被检体上的凹凸信息而得到的凹凸图像。

[0019] 发明效果

[0020] 根据本发明,由凹凸图像生成单元得到的凹凸图像是从图像信号中仅提取被检体上的凹凸信息后而生成的图像,所以在该凹凸图像中,不是微细血管等的血管模式,而仅仅是表层微细构造和肥厚等生物体组织上的凹凸模式得到明确化。

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是表示由激励光激励发光的白色光W的发光光谱的图表。

[0024] 图4A是表示在变焦透镜处于广角位置时摄像到的非放大图像的图。

[0025] 图4B是表示在变焦透镜处于远摄位置时摄像到的放大图像的图。

[0026] 图5是表示R色、G色、B色的彩色滤光器的分光透射率的图表。

[0027] 图 6A 是用于说明第一实施方式中的通常观察模式、肥厚观察模式、肥厚 / 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构造观察模式、微细构造 / 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构造图像的生成方法的图。

[0031] 图 9 是表示表层微细构造增强图像的图。

[0032] 图 10 是用于说明肥厚图像的生成方法的图。

[0033] 图 11 是表示肥厚、不肥厚的部位、来自中深层血管的反射光 R1、R2、R3 的图。

[0034] 图 12 是表示肥厚增强图像的图。

[0035] 图 13 是表示亮度比 B/G 和血管深度之间的关系图表。

[0036] 图 14 是表示 B/G 图像的一部分的亮度分布的图表。

[0037] 图 15 是表示表层血管提取图像的一部分的亮度分布的图表。

[0038] 图 16 是表示中深层血管图像的一部分的亮度分布的图表。

[0039] 图 17 是表示微细构造 / 血管增强图像的图。

[0040] 图 18 是表示肥厚 / 血管增强图像的图。

[0041] 图 19 是表示表层微细构造观察模式或者微细构造 / 血管观察模式下的一系列的流程的流程图。

[0042] 图 20 是表示肥厚观察模式或者肥厚 / 血管观察模式下的一系列的流程的流程图。

[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 滤光器的分光透射率、宽频带光 BB 以及蓝色窄频带光 BN 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、肥厚观察模式、肥厚 / 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构造观察模式、微细构造 / 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个方式),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 摄像到的图像实施各种图像处理;光源装置 13,其对电子内窥镜 11 提供对被检体进行照明的光;以及监视器 14,其显示由处理器装置 12 实施了各种图像处理的图像。

[0049] 电子内窥镜 11 具备:可挠性的插入部 16,其插入被检体内;操作部 17,其设置于插入部 16 的基端部分;以及通用绳(universal cord)18,其连结操作部 17、和处理器装置 12 以及光源装置 13 之间。在插入部 16 的前端形成有连结了多个弯曲块(駒)的弯曲部 19。通过操作操作部 17 的弯角钮 21,弯曲部 19 在上下左右方向上进行弯曲动作。在弯曲部 19 的前端设置有内置有体腔内拍摄用的光学系统等的前端部 16a。前端部 16a 通过弯曲部 19 的弯曲动作而朝向被检体内的希望的方向。

[0050] 此外,在操作部 17 中设置有助于切换为各种模式的模式切换 SW15。各种模式由下面总计 5 个模式构成:通常观察模式,其在监视器 14 中显示通过对由白色光照明的被摄体进行摄像而得到的通常光图像;表层微细构造观察模式,其在监视器 14 中显示对形成于生物体组织的表层上的微细构造进行了增强的表层微细构造增强图像;肥厚观察模式,其在监视器 14 中显示对在生物体组织中从表层跨越中深层而带有厚度的肥厚进行了增强的肥厚增强图像;微细构造/血管观察模式,其在监视器 14 中与表层微细构造一起,显示对位于特定的深度的血管进行了增强的微细构造/血管增强图像;以及肥厚/血管观察模式,其在监视器 14 中与肥厚一起,显示对位于特定深度的血管进行了增强的肥厚/血管增强图像。

[0051] 对于通用线 18,在处理器装置 12 以及光源装置 13 侧安装连接器 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类型的连接器,电子内窥镜 11 经由该连接器 24,按照装卸自由的方式与处理器装置 12 以及光源装置 13 连接。

[0052] 如图 2 所示,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;蓝色窄频带光源 31,其发出在蓝色频带中被窄频带化为特定波长的蓝色窄频带光 BN;入射来自激励光光源 30 的激励光 EL 的激励光用光纤 35;入射来自蓝色窄频带光源 31 的蓝色窄频带光 BN 的蓝色窄频带光用光纤 36;耦合器 37,其按照光学方式将这些光纤 35、36 和电子内窥镜内的光导设备 43 连结起来;以及光源切换部 39,其用于对激励光光源 30 以及蓝色窄频带光源 31 的 ON/OFF 进行切换。

[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,发出中心波长 445nm 的激励光 EL。该激励光 EL 经由激励光用光纤 35、耦合器 37、以及光导设备 43,照射至设置于电子内窥镜 11 的前端部 16a 的荧光体 40。在荧光体 40 中,构成为包括吸收激励光 EL 的一部分而激励发出绿色~红色的荧光 FL 的多种荧光物质(例如,YAG 系荧光物质、或者 BAM($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$)等荧光物质)。由荧光体 40 激励发出的荧光 FL 通过与未由荧光体 40 吸收而透射的激励光 EL 进行合波,从而生成白色光 W。

[0054] 蓝色窄频带光源 31 由激光二极管等半导体光源构成,发出中心波长 405nm 的蓝色窄频带光 BN。该蓝色窄频带光 BN 由于具有直至生物体组织的表层的侵入深度,所以为了使麻点模式等生物体组织的表层微细构造明亮地发光而使用。

[0055] 光源切换部 39 与处理器装置内的控制器 59 连接,按照设定的模式,切换为激励光光源 30 以及蓝色窄频带光源 31 的 ON(点亮)、OFF(熄灭)。在设定为通常观察模式、肥厚观察模式、肥厚/血管观察模式的情况下,将激励光光源 30 始终设为 ON,另一方面,将蓝色窄频带光源 31 始终设为 OFF。因此,对被检体仅始终照射白色光 W。另一方面,在设定为表层微细构造观察模式或者微细构造/血管观察模式的情况下,将激励光光源 30 始终设为 ON,另一方面,蓝色窄频带光源 31 每隔 1 帧对 ON/OFF 进行切换。由此,每隔 1 帧交替地对仅白色光 W 的照射、和白色光 W 及蓝色窄频带光 BN 的同时照射进行重复。

[0056] 电子内窥镜 11 具备:光导设备 43、CCD44、模拟处理电路 45(AFE:Analog Front End)、摄像控制部 46、倍率控制部 47。光导设备 43 是大口径光纤、光纤束(bundle fiber)等,入射端被插入光源装置内的耦合器 37,出射端朝向荧光体 40。在光导设备 43 内被导光的光通过荧光体 40、照射透镜 48b、以及照明窗 49,照射至被检体内。观察窗 50 接受来自被检体的返回光。接受的光经由聚焦透镜 51 以及变焦透镜 48a 入射至 CCD44。

[0057] 在变焦透镜 48a 中安装使该变焦透镜 48a 在光轴方向上移动的致动器 48c。致动

器 48c 由与控制器 59 连接的倍率控制部 47 进行驱动控制。倍率控制部 47 对致动器 48c 进行控制,以便变焦透镜 48a 移动至与由变焦操作部 20 设定的倍率相应的位置。在如筛选时那样需要观察被检体内的整体的样子的情况下,将变焦透镜 48a 设置在广角位置,在监视器 14 中显示图 4A 这样的非放大图像。另一方面,如癌的鉴别诊断时那样,在需要观察观察部位的详细构造的情况下,将变焦透镜 48a 设置在远摄位置,在监视器 14 中显示图 4B 这样的放大图像。

[0058] 另外,在通常观察模式时、肥厚观察模式、肥厚 / 血管观察模式时,由于观察被检体内的整体的样子较多,所以大多将变焦透镜 48a 设置在广角位置。另一方面,在表层微细构造观察模式、微细构造 / 血管观察模式时,由于放大观察对象后进行观察的情况较多,所以大多将变焦透镜 48a 设置在远摄位置。

[0059] CCD44 具有来自聚焦透镜 51 的光所入射的摄像面 44a,将由该摄像面 44a 接受的光进行光电转换后对信号电荷进行蓄积。所蓄积的信号电荷作为摄像信号来读出,并送出至 AFE45。CCD44 是彩色 CCD,在摄像面 44a 中排列设置了 B 色的彩色滤光器的 B 像素、设置了 G 色的彩色滤光器的 G 像素、设置了 R 色的彩色滤光器的 R 像素这 3 个颜色的像素。这些 B 色、G 色、R 色的彩色滤光器具有由图 5 所示的曲线 52、53、54 所示的分光透射率。

[0060] AFE45 由相关二重取样电路 (CDS)、自动增益控制电路 (AGC)、以及模拟 / 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取样,并去除由于 CCD44 的驱动而生成的噪声。AGC 对通过 CDS 去除了噪声后的摄像信号进行放大。A/D 将由 AGC 放大后的摄像信号转换为规定的比特数的数字的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,在从控制器 59 发出指示时对 CCD44 送出驱动信号。CCD44 基于来自摄像控制部 46 的驱动信号,按照规定的帧频将摄像信号输出至 AFE45。

[0062] 在设定为通常观察模式、肥厚观察模式、肥厚 / 血管观察模式的情况下,如图 6A 所示,在 1 帧期间内,进行以下步骤:对白色光 W 的像光进行光电转换后对信号电荷进行蓄积的步骤;以及作为蓄积的信号电荷来读出的步骤。该摄像控制在设定为通常观察模式、肥厚观察模式、肥厚 / 血管观察模式的期间重复进行。另外,按照每个读出步骤,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] 在设定为表层微细构造观察模式或者微细构造 / 血管观察模式的情况下,如图 6B 所示,在 1 帧期间内,进行以下步骤:对白色光 W 的像光进行光电转换后对信号电荷进行蓄积的步骤;以及作为蓄积的信号电荷来读出的步骤。之后,在 1 帧期间内,进行以下步骤:对白色光 W 以及蓝色窄频带光 BN 的像光进行光电转换后对信号电荷进行蓄积的步骤;以及读出所蓄积的信号电荷的步骤。该 2 帧份的摄像控制在设定为表层观察模式的期间重复进行。另外,按照每个读出步骤,在最初的第一帧中,从 CCD44 的 B 像素、G 像素、R 像素中输出蓝色信号 B1、绿色信号 G1、红色信号 R1,在接下来的第 2 帧中,从 B 像素、G 像素、R 像素中输出蓝色信号 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、帧存储器 56、特殊光图像生成部 57 (凹凸图像生成单元的一个方式)、以及显示控制电路 58,控制器 59 对各部分进行控制。通常光图像生成部 55 根据由电子内窥镜 1 对白色光 W 的像进行摄像而得到的信

号来作成通常光图像。即,在通常观察模式、肥厚观察模式、肥厚/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,在表层微细构造观察模式或者微细构造/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暂时存储在帧存储器 56 中。

[0065] 如图 7 所示,特殊光图像生成部 57 具备表层微细构造增强图像生成部 61、肥厚增强图像生成部 62、凹凸/血管增强图像生成部 63。表层微细构造增强图像生成部 61 具备:明度信号生成部 61a(第一明度信号生成部),其生成表示被检体的平均明亮度的明度信号 I;微细构造提取部 61b(微细构造图像生成部),其从明度信号 I 中提取表层微细构造图像;以及图像生成部 61c,其将由该微细构造提取部 61b 提取出的表层微细构造图像合成于通常光图像来生成表层微细构造增强图像。

[0066] 明度信号生成部 61a 通过用 3 除在表层微细构造观察模式或者微细构造/血管观察模式时得到的第 2 帧的信号 B2、G2、R2 的信号值的合计值 ($B2+G2+R2$),来生成明度信号 $I=(B2+G2+R2)/3$ 。该明度信号 I 是对各颜色的信号值进行平均化得到的,所以表示被检体的平均的明亮度。微细构造提取部 61b,如图 8(A) 所示,将明度信号 I 中超过固定的高亮度阈值 Th1 的像素区域提取为表层微细构造 P。另外,在微细构造提取部 61b 中包括第一图像生成部,该第一图像生成部通过将明度信号 I 中超过固定的高亮度阈值 Th1 的像素区域提取为表层微细构造 P,来生成微细构造图像。提取出表层微细构造 P 后的表层微细构造图像,如图 8(B) 所示,针对超过高亮度阈值 Th1 的像素区域,照原样使用明度信号 I 的像素值,另一方面,针对高亮度阈值 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构造 P 是基于以下的理由。表层微细构造是由形成于生物体组织表层的微细孔大量聚集而成的麻点模式等构成,所以如果在该麻点模式的微细孔中进入白色光和蓝色窄频带光 BN,则产生多重散乱现象而明亮地发光。因此,将超过高亮度阈值 Th1 的明亮的区域作为表层微细构造。另外,虽然大多情况下在腺管和腺管之间存在表层微细血管 V1,但是由于该表层微细血管在白色光的蓝色成分和蓝色窄频带光 BN 中示出较强的吸光特性,所以在图像上显示较暗。因此,由于表层微细血管 V1 大体上低于高亮度阈值 Th1,所以在表层微细构造图像中几乎不存在表层微细血管(不进入)。

[0068] 接着,对表层微细构造图像实施高频的频率滤波处理。表层微细构造 P 的部分的亮度值相比其他部位,发生较大变化。因此,通过实施高频的频率滤波,如图 8(C) 所示,得到仅仅鲜明地提取出表层微细构造 P 后的表层微细构造图像 70。

[0069] 图像生成部 61c 通过对由微细构造提取部 61b 得到的表层微细构造图像 70 和通常光图像进行合成,来生成图 9 所示的表层微细构造增强图像 72。生成的表层微细构造增强图像 72 通过显示控制电路 58 显示于监视器 14。表层微细构造增强图像 72 由于将明亮的通常光图像作为基础,所以能够在确保了视觉辨识性的状态下进行诊断。此外,由于表层的生物体组织中不是表层微细血管 V1 而仅仅是表层微细构造 P 被明确化,所以表层微细构造增强图像 72 成为适于通过仅仅关注于表层微细构造 P 来进行癌诊断的情况的图像。

[0070] 如图 7 所示,肥厚增强图像生成部 62 具备:增益调整部 62a,其为了放大肥厚部分的信息所进入的信号而调整信号 B、G、R 的增益;明度信号生成部 62b(第二明度信号生成部),其根据进行了增益调整后的信号 B、G、R 来生成表示被检体的平均的明亮度的明度信

号 I ; 肥厚提取部 62c (肥厚图像生成部), 其从明度信号 I 中提取肥厚图像 ; 以及图像生成部 62d, 其将由该肥厚提取部提取出的肥厚图像合成于通常光图像来生成肥厚增强图像。

[0071] 增益调整部 62a 在肥厚观察模式时或者肥厚 / 血管观察模式时得到的信号 B、G、R 之中, 针对信号 B 对像素值乘以 1 以下的增益, 针对信号 G、R 对像素值乘以 1 以上的增益。由于肥厚从表层跨越中深层而带有厚度, 所以不是在波长低于 500nm 的短波长的光的反射光中, 而是在波长超过 500nm 的长波长的光的反射光中较多包含与肥厚相关的信息。因此, 降低较多包含波长低于 500nm 的光的反射光的信息在内的信号 B 的像素值, 另一方面, 增加较多包含波长超过 500nm 的光的反射光的信息在内的信号 G、R 的像素值, 能够使与肥厚相关的信息显著化。

[0072] 明度信号生成部 61b 通过用 3 除进行了增益调整后的信号 B、G、R 的信号值的合计值 $(B+G+R)$, 来生成明度信号 $I = (B+G+R) / 3$ 。该明度信号 I 是对各颜色的信号值进行平均化得到的, 所以表示被检体的平均的明亮度。肥厚提取部 62c, 如图 10(A) 所示, 将明度信号 I 之中像素值处于阈值 $Th2 \sim Th3$ 的中亮度范围 M 内的像素区域作为肥厚 Q 来提取。另外, 在肥厚提取部 62c 中包括第二图像生成部, 该第二图像生成部将明度信号 I 之中像素值处于阈值 $Th2 \sim Th3$ 的中亮度范围 M 内的像素区域作为肥厚 Q 来提取。提取了肥厚 Q 的肥厚图像 80, 如图 10(B) 所示, 针对像素值收纳于中亮度范围 M 内的像素区域, 照原样使用像素值, 另一方面, 针对像素值未进入中亮度范围 M 的像素区域, 将像素值设为“0”。

[0073] 这样将像素值进入中亮度范围 M 的像素区域作为肥厚 Q 是基于以下理由。肥厚 Q, 如图 11 所示, 从生物体组织表层, 由于隆起部, 与不肥厚的其他部位相比, 跨越表层 ~ 中深层的厚度变大。因此, 在照射具有侵入深度超 500nm 的光直至中深层的情况下, 来自肥厚 Q 的反射光 R1 与不肥厚的其他的部位的反射光 R2 相比较, 光亮较弱。另一方面, 来自该肥厚 Q 的反射光 R1, 越是对中深层血管 V2 照射超 500nm 的光时的反射光 R3, 光亮越不变弱。这是由于, 形成肥厚 Q 的粘膜的吸光度比血管中的血红蛋白的吸光度低。因此, 将像素值进入中亮度范围 M 的像素区域作为肥厚 Q。

[0074] 接着, 对肥厚图像 80, 实施低 ~ 中频率的频率滤波处理。肥厚部分的亮度值与其他部位相比, 变化较小。因此, 通过实施低 ~ 中频率的频率滤波, 如图 10(C) 所示, 得到仅仅鲜明地提取了肥厚的肥厚图像 80。

[0075] 图像生成部 61d 通过对由肥厚提取部 61c 得到的肥厚图像 80 和通常光图像进行合成, 来生成图 12 所示的肥厚增强图像 82。生成的肥厚增强图像 82 通过显示控制电路 58 显示于监视器 14。肥厚增强图像 82 由于将明亮的通常光图像作为基础, 所以能够在确保了视觉辨识性的状态下进行诊断。此外, 由于生物体组织表层的生物体信息之中仅仅肥厚 Q 被明确化, 所以肥厚增强图像 82 成为适于通过仅仅关注于肥厚来进行癌诊断的情况的图像。

[0076] 如图 7 所示, 凹凸 / 血管增强图像生成部 63 具备 B/G 图像生成部 63a、血管提取部 63b、凹凸 / 血管增强图像生成部 63c。B/G 图像生成部 63a 根据通过白色光的像光的摄像而得到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用绿色信号 G 的信号值除蓝色信号 B 的信号值后得到的亮度比 B/G 的信息。如果是肥厚观察模式或者肥厚 / 血管观察模式的情况, 则从 B 和 G 生成 B/G 图像。另一方面, 如果是表层微细构造观察模式或者微细构造 / 血管观察模式的情况, 则从 B1 和 G1 生成 B/

G 图像。

[0077] B/G 图像中的各像素的亮度比 B/G 和血管深度具有关联性,如图 13 所示,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,由于照明不均匀等要因,B/G 图像的亮度有时成为中心部分最高,且从中心越向周边则越低这样的分布,所以上述大小关系(表层血管的亮度 < 粘膜的亮度 < 中深层血管的亮度)局部成立,但是在大局上有时不成立。

[0078] 血管提取部 63b 生成从 B/G 图像中提取了位于特定的层的血管后得到的血管提取图像。血管提取通过频率滤波处理来进行。在提取表层血管的情况下,从 B/G 图像中提取在表层血管中较多的频段分量即高频分量。由此,如图 15 所示,得到表层血管的亮度为负,且粘膜部分的亮度大致为“0”这样的表层血管提取图像。在表层血管提取图像中,仅仅鲜明地提取表层血管。另一方面,在提取中深层血管的情况下,从 B/G 图像中提取在中深层血管中较多的频段分量即中频分量。由此,如图 16 所示,得到中深层血管的亮度为正,且粘膜部分的亮度大致为“0”的中深层血管提取图像。在中深层血管提取图像中,仅仅鲜明地提取中深层血管。

[0079] 通过如上述这样进行频率滤波处理,粘膜的成分成为大致接近于“0”的值,所以能够仅仅提取血管部分。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)也在大局上成立。

[0080] 凹凸/血管增强图像生成部 65,在设定为微细构造/血管观察模式的情况下,通过对表层微细构造图像、血管提取图像、以及通常光图像进行合成,生成使表层微细构造以及特定层的血管明确化后得到的微细构造/血管增强图像。生成的微细构造/血管增强图像由显示控制电路 58 显示在监视器 14 中。例如,在作为血管提取图像来使用表层血管提取图像的情况下,如图 17 所示,显示使由大量腺管构成的麻点模式 P 和处于腺管之间的微细血管 V1 这两者明确化后得到的微细构造/血管增强图像 90。这样,通过使麻点模式 P 和微细血管 V1 这两者明确化,能够提高癌的鉴别的诊断能力。

[0081] 另一方面,凹凸/血管增强图像生成部 65,在设定为肥厚/血管观察模式的情况下,通过对肥厚图像、血管提取图像、以及通常光图像进行合成,生成使肥厚以及特定层的血管明确化后得到的肥厚/血管增强图像。生成的肥厚/血管增强图像由显示控制电路 58 显示在监视器 14 中。例如,在作为血管提取图像来使用中深层血管提取图像的情况下,如图 18 所示,显示使肥厚 Q 和中深层血管 V2 这两者明确化后得到的肥厚/血管增强图像 92。这样,通过使具有癌的可能性的肥厚 Q 和中深层血管 V2 这两者明确化,能够在筛选时容易地检测病变部位。

[0082] 接着,使用图 19 所示的流程图来说明表层微细构造观察模式以及微细构造/血管观察模式中的一系列的流程。

[0083] 通过模式切换 SW15 切换为表层微细构造观察模式或者微细构造/血管观察模式后,向被检体照射白色光 W。通过使用彩色的 CCD44 来对由该白色光 W 进行了照明的被检体进行摄像,从而从 CCD44 中输出蓝色信号 B1、绿色信号 G1、红色信号 R1。之后,向被检体同时照射白色光 W 以及蓝色窄频带光 BN。通过使用 CCD44 对由白色光 W 以及蓝色窄频带光 B 进行了照明的被检体进行摄像,从而从 CCD44 输出蓝色信号 B2、绿色信号 G2、红色信号 R2。

[0084] 接着,基于蓝色信号 B1、绿色信号 G1、红色信号 R1,生成通常光图像。并且,通过用 3 除蓝色信号 B2、G2、R2 的信号值的合计值 ($B2+G2+R2$),来生成明度信号 I。提取该明度信号 I 之中超过高亮度阈值 Th1 的像素区域来生成表层微细构造图像。通过对生成的表层微细构造图像 70 实施高频的频率滤波,使图像中的表层微细构造鲜明。

[0085] 并且,在设定为表层微细构造观察模式的情况下,通过对实施了频率滤波的表层微细构造图像和通常光图像进行合成,来生成表层微细构造增强图像。所生成的表层微细构造增强图像显示于监视器 14 中。以上一系列的动作在设定为表层微细构造观察模式期间重复进行。

[0086] 另一方面,在设定为微细构造 / 血管观察模式的情况下,生成由蓝色信号 B1 以及绿色信号 G1 间的亮度比 B/G 构成的 B/G 图像。生成 B/G 图像后,从 B/G 图像提取特定层的血管。由此,得到血管提取图像。通过对该血管提取图像、表层微细构造增强图像 70、以及通常光图像进行合成,来生成微细构造 / 血管增强图像。生成的微细构造 / 血管增强图像显示于监视器 14 中。以上的一系列的动作在设定为微细构造 / 血管观察模式期间重复进行。

[0087] 接着,使用图 19 所示的流程图来说明肥厚观察模式以及肥厚 / 血管观察模式中的一系列的流程。

[0088] 通过模式切换 SW15 切换为肥厚观察模式或者肥厚 / 血管观察模式后,向被检体照射白色光 W。通过由彩色的 CCD44 对由该白色光 W 进行了照明的被检体进行摄像,从 CCD44 输出蓝色信号 B、绿色信号 G、红色信号 R。

[0089] 接着,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,来降低信号 B 的像素值,另一方面,增加信号 G、R 的像素值。并且,通过用 3 来除进行了增益调整后的信号 B、G、R 的信号值的合计值 ($B+G+R$),来生成明度信号 I。提取该明度信号 I 之中低于低亮度阈值 Th2 的像素区域来生成肥厚图像。通过对生成的肥厚图像实施低~中频率的频率滤波,来使图像中的肥厚鲜明。

[0090] 并且,在设定为肥厚观察模式的情况下,通过对实施了频率滤波的肥厚图像和通常光图像进行合成,来生成肥厚增强图像。所生成的肥厚增强图像显示于显示器 14 中。以上的一系列的动作在设定为肥厚观察模式期间重复进行。

[0091] 另一方面,在设定为肥厚 / 血管观察模式的情况下,生成由蓝色信号 B 以及绿色信号 G 间的亮度比 B/G 构成的 B/G 图像。生成 B/G 图像后,从 B/G 图像提取特定层的血管。由此,得到血管提取图像。通过对该血管提取图像、肥厚增强图像、以及通常光图像进行合成,来生成肥厚 / 血管增强图像。所生成的肥厚 / 血管增强图像显示于监视器 14 中。以上的一系列的动作在设定为肥厚 / 血管观察模式期间重复进行。

[0092] 在本发明的第二实施方式中,与使用彩色 CCD 的同时方式的第一实施方式不同,按照使用 RGB 的旋转滤光器的面顺序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 的构成与第一实施方式的光源装置 13 不同。此外,在电子内窥镜 11 的前端部 16a 未设置荧光体 40。此外,电子内窥镜 11 内的 CCD 的构成以及摄像控制部 46 的动作与第一实施方式不同。此外,微细构造观察模式以及微细构造 / 血管观察模式中的通常光图像的生成方法不同。除此之外,由于与第一实施方式相同,所以以下仅针对与第一实施方式不同的部分进行说明。

[0093] 光源装置 113 具备：白色光源 130，其发出宽频带光 BB (400 ~ 700nm)；旋转滤光器 134，其将来自该白色光源 130 的宽频带光 BB 颜色分离为 B、G、R 三种颜色的光，并将这些各颜色的光依次提供给光导设备 43；半导体光源单元 136，其发出蓝色窄频带光 BN；以及光合流部 138，其使蓝色窄频带光 BN 合流于旋转滤光器 134 和光导设备 43 之间的宽频带光 BB 的光路 L1 上。

[0094] 白色光源 130 由氙气灯、卤素灯、金属卤化物等构成。旋转滤光器 134，如图 22 所示，按照使 B 滤光器部 134a、G 滤光器部 134b、R 滤光器部 134c 选择性地插入到宽频带光 BB 的光路 L1 中的方式而旋转自由地设置。旋转滤光器 134 设为圆板形状，在圆周方向上 3 分割且中心角为 120° 的扇形的区域中，分别设置 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 使蓝色频带的 B 光从宽频带光 BB 中透射，G 滤光器部 134b 使绿色频带的 G 光从宽频带光 BB 中透射，R 滤光器部 134c 使红色频带的 R 光从宽频带光 BB 中透射。因此，通过旋转滤光器 134 的旋转，从旋转滤光器 134 依次射出 B 光、G 光、R 光。

[0096] 半导体光源单元 136 具有蓝色窄频带光源 136a、光纤 136b、光源控制部 136c。蓝色窄频带光源 136a 由激光二极管等半导体光源构成，如图 23 所示，发出中心波长 405nm 的蓝色窄频带 BN。蓝色窄频带光源 136a 按照光源控制部 136c 的控制来进行点亮和熄灭。在通常观察模式、肥厚观察模式、肥厚 / 血管观察模式的情况下，蓝色窄频带光源 236a 始终熄灭。在微细构造观察模式、微细构造 / 血管观察模式的情况下，仅仅在旋转滤光器 134 的 B 滤光器 134a 插入到宽频带光 BB 的光路 L1 中时，仅点亮蓝色窄频带光源 136a，除此以外的 G 滤光器、R 滤光器 134b、134c 被插入到光路 L1 时，蓝色窄频带光源 136a 熄灭。

[0097] 光纤 136b 入射来自蓝色窄频带光源 136a 的蓝色窄频带光 BN。该蓝色窄频带光 BN 通过准直透镜（省略图示）后，向光合流部 138 射出。光合流部 138 是分色镜，使来自旋转滤光器 134 的光照原样透射，另一方面，使来自半导体光源单元 136 的蓝色窄频带光 BN 反射。由此，使蓝色窄频带光 BN 的光路 L2 与宽频带光 BB 的光路 L1 一致。从光合流部 138 发出的光通过聚焦透镜 142 后，入射至光导设备 43。

[0098] 电子内窥镜内的 CCD144 与上述第一实施方式不同，是未在摄像面上设置微彩色滤光器的单色摄像元件。此外，针对控制该 CCD144 的摄像的摄像控制部 46，进行与上述第一实施方式不同的动作。

[0099] 在通常观察模式、肥厚观察模式、肥厚 / 血管观察模式中，如图 24A 所示，依次对 B、G、R 这三种颜色的像光进行摄像并蓄积电荷，基于该蓄积的电荷来依次输出面顺序摄像信号 B、G、R。该一系列的动作在设定为通常观察模式、肥厚观察模式、肥厚 / 血管观察模式的期间重复。面顺序摄像信号 B、G、R 分别与第一实施方式的 B、G、R 相对应。

[0100] 此外，在微细构造观察模式、微细构造 / 血管观察模式中，如图 24B 所示，分别对同时照射的 B 色的光以及蓝色窄频带光 BN 的混色光的像光、G 色的光的像光、R 色的光的像光依次进行摄像来蓄积电荷，基于该蓄积的电荷来依次输出面顺序摄像信号 B+BN、G、R。该一系列的动作在设定为表层观察模式期间重复。面顺序摄像信号 B+BN、G、R 分别与第一实施方式的 B2、G2、R2 相对应。

[0101] 在第二实施方式中，在微细构造观察模式、微细构造 / 血管观察模式时生成通常

光图像的情况下,在通常光图像生成部 55 内的补正信号生成部 55a 中生成从面顺序摄像信号 $B+BN$ 中去除了蓝色窄频带光 BN 的分量之后的补正信号 B' ,使用该补正信号 B' 和面顺序摄像信号 G,R ,来生成通常光图像。在补正信号生成部 55a 中,通过将根据 B 色的光的光量和蓝色窄频带光 BN 的光量的关系等而预先确定的补正系数 k 乘以面顺序摄像信号 $B+BN$,来生成补正信号 B' 。

[0102] 另外,在上述第一以及第二实施方式中,虽然将表层微细构造图像与通常光图像合成来生成表层微细构造增强图像,此外,将肥厚图像与通常光图像合成来生成肥厚增强图像,但是也可以不进行与通常光图像的合成,而将表层微细构造图像或者肥厚图像照原样显示于监视器中。

[0103] 另外,在上述第一以及第二实施方式中,虽然将明度信号 I 之中像素值超过阈值 $Th1$ 的像素区域作为表层微细构造,但是也可以取代其,将明度信号 I 之中像素值处于阈值 $Th4 \sim Th5$ 的高亮度范围 N 的像素区域作为表层微细构造。该高亮度范围 N 的上限值 $Th5$ 设定得比由于照明光的正反射而生成的晕影的亮度值低。因此,通过对高亮度范围 N 进行提取处理,能够不提取晕影区域,而仅仅提取表层微细构造。另外,阈值 $Th1$ 包含在高亮度范围 N 的范围内。

[0104] 符号说明:

[0105]	10、100	内窥镜系统
[0106]	44	(彩色)CCD
[0107]	57	特殊光图像生成部
[0108]	61	表层微细构造增强图像生成部
[0109]	61a	明度信号生成部
[0110]	61b	微细构造提取部
[0111]	61c、62d	图像生成部
[0112]	62a	增益调整部
[0113]	62b	明度信号生成部
[0114]	62c	肥厚提取部
[0115]	70	表层微细构造图像
[0116]	80	肥厚图像
[0117]	130	白色光源
[0118]	134	旋转滤光器
[0119]	144	(单色)CCD

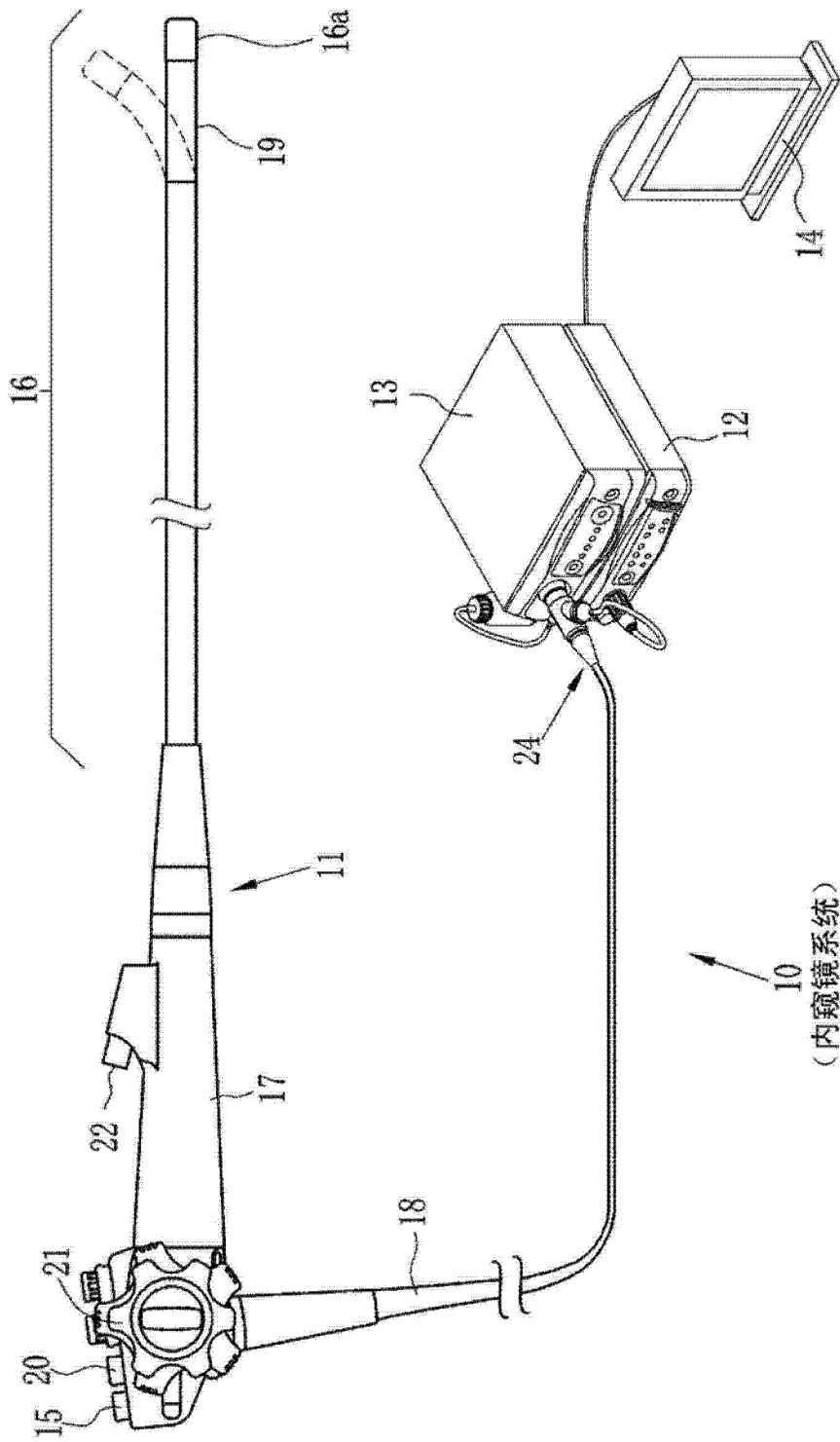


图 1

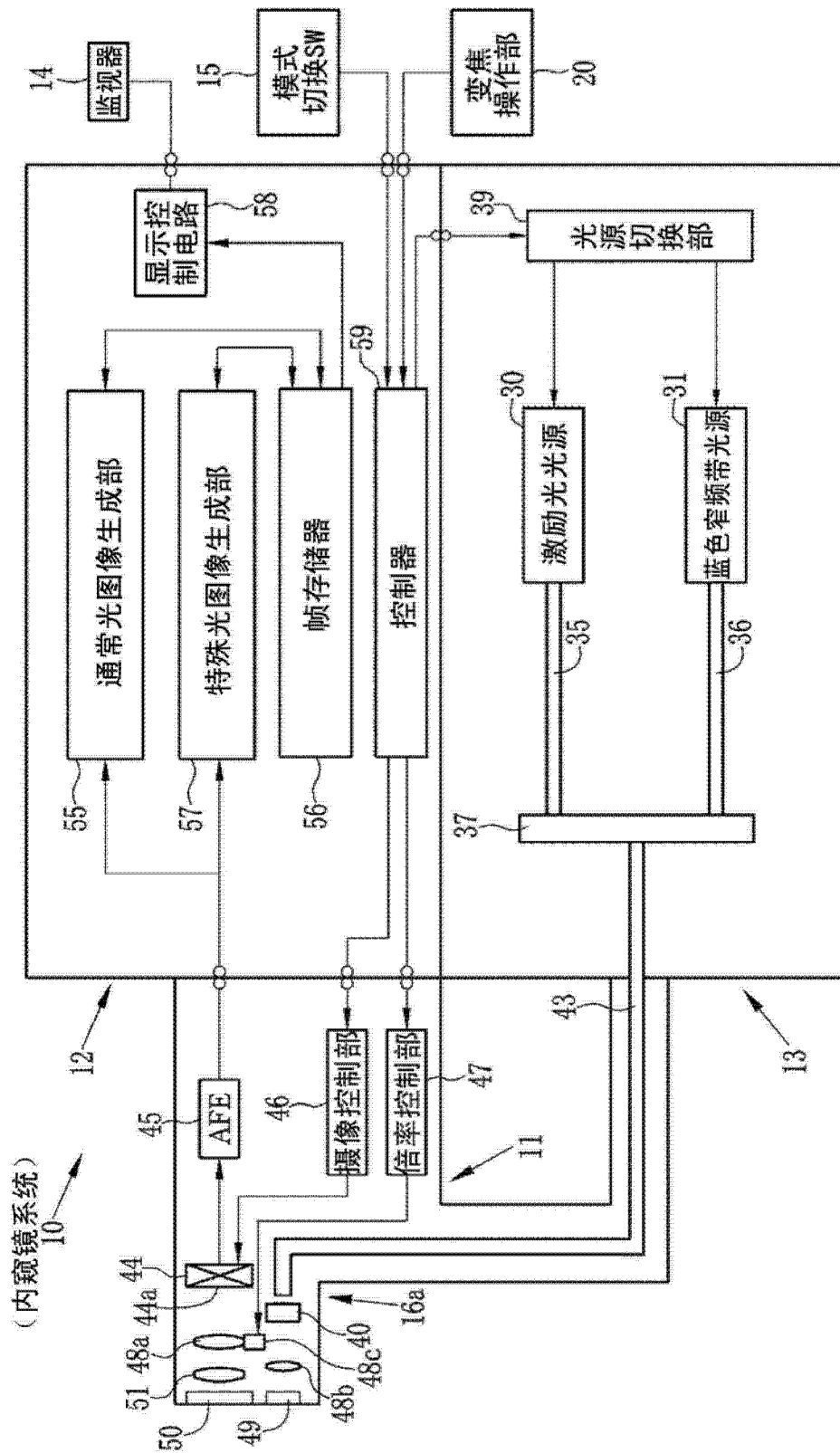


图 2

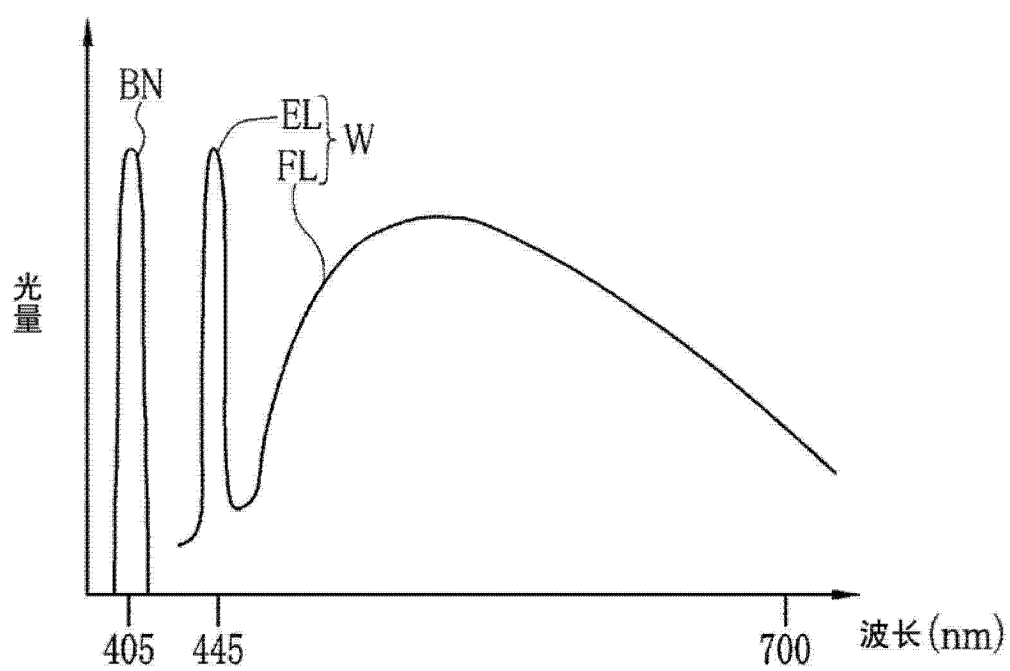


图 3

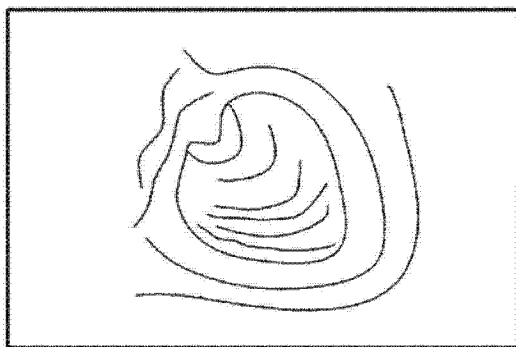


图 4A

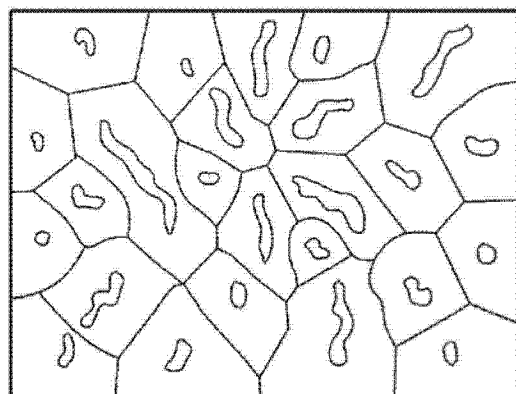


图 4B

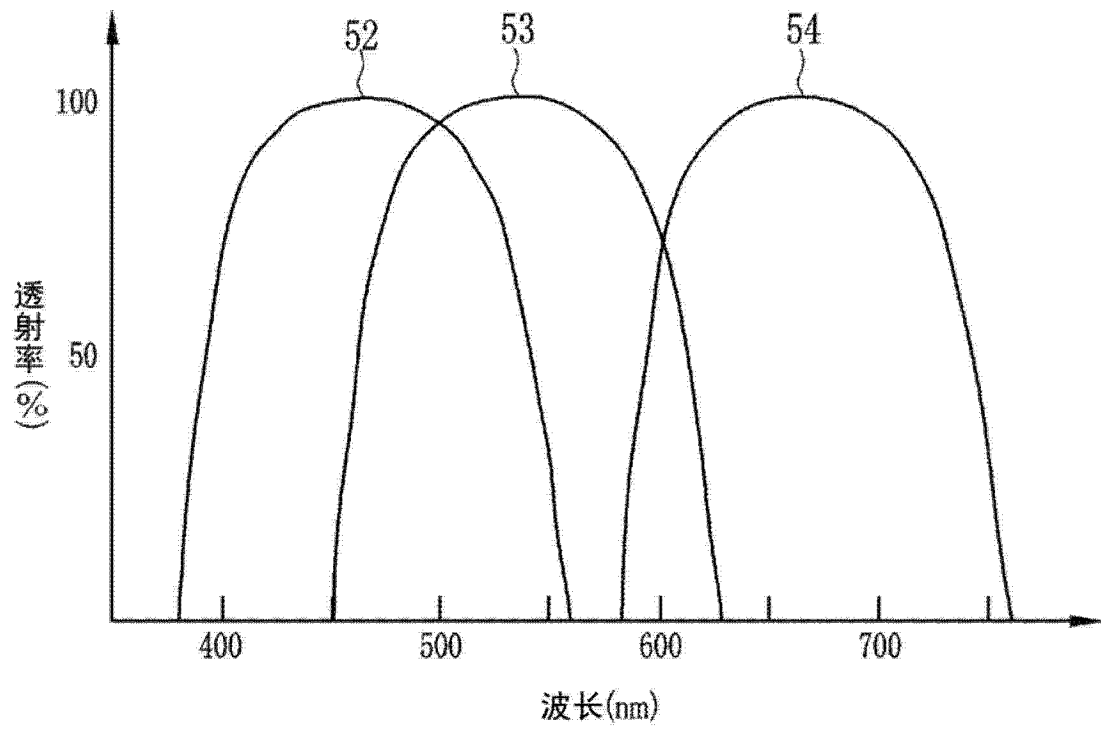


图 5

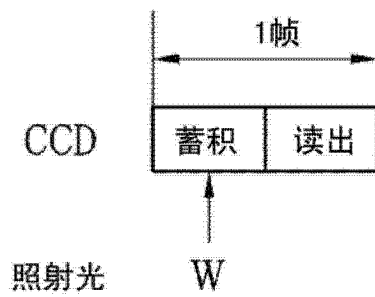


图 6A

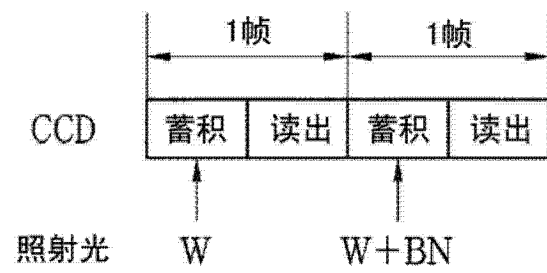


图 6B

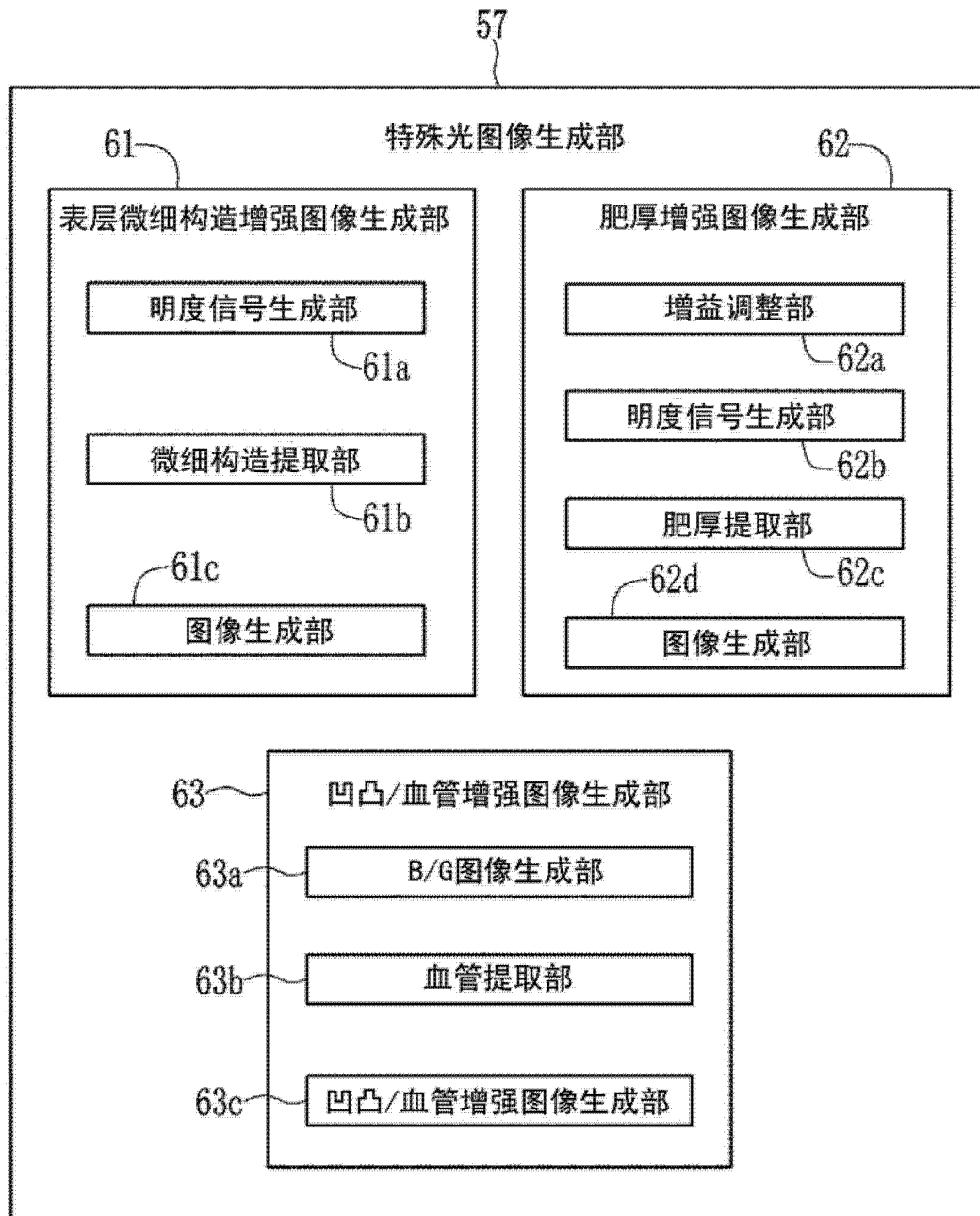


图 7

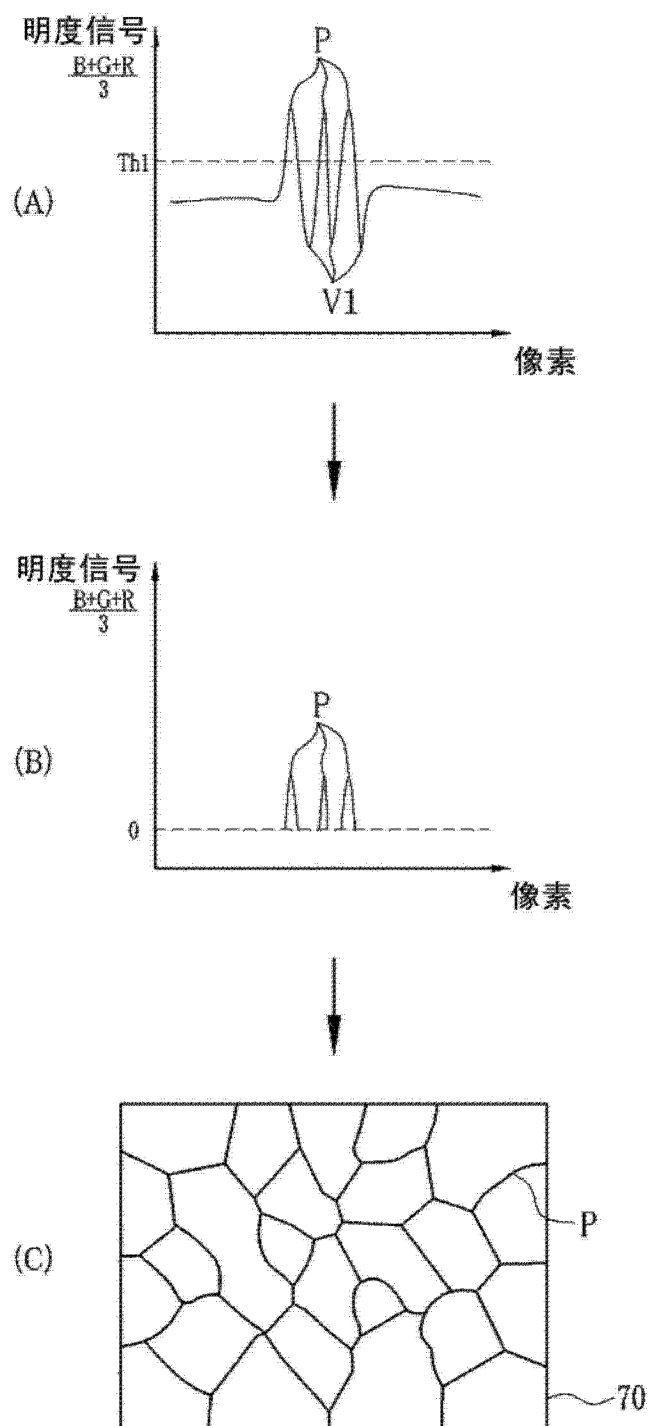


图 8

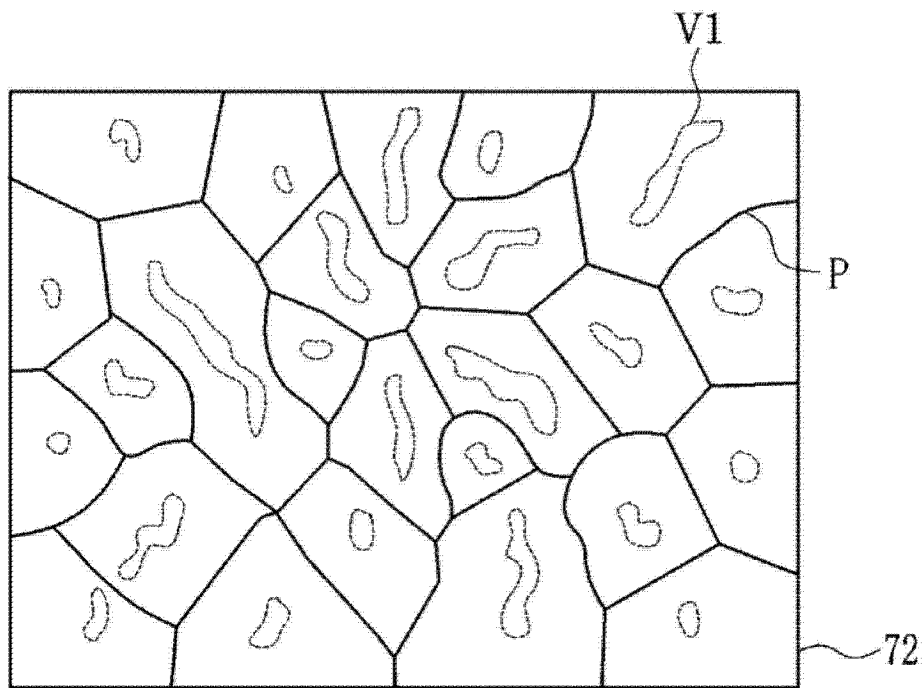


图 9

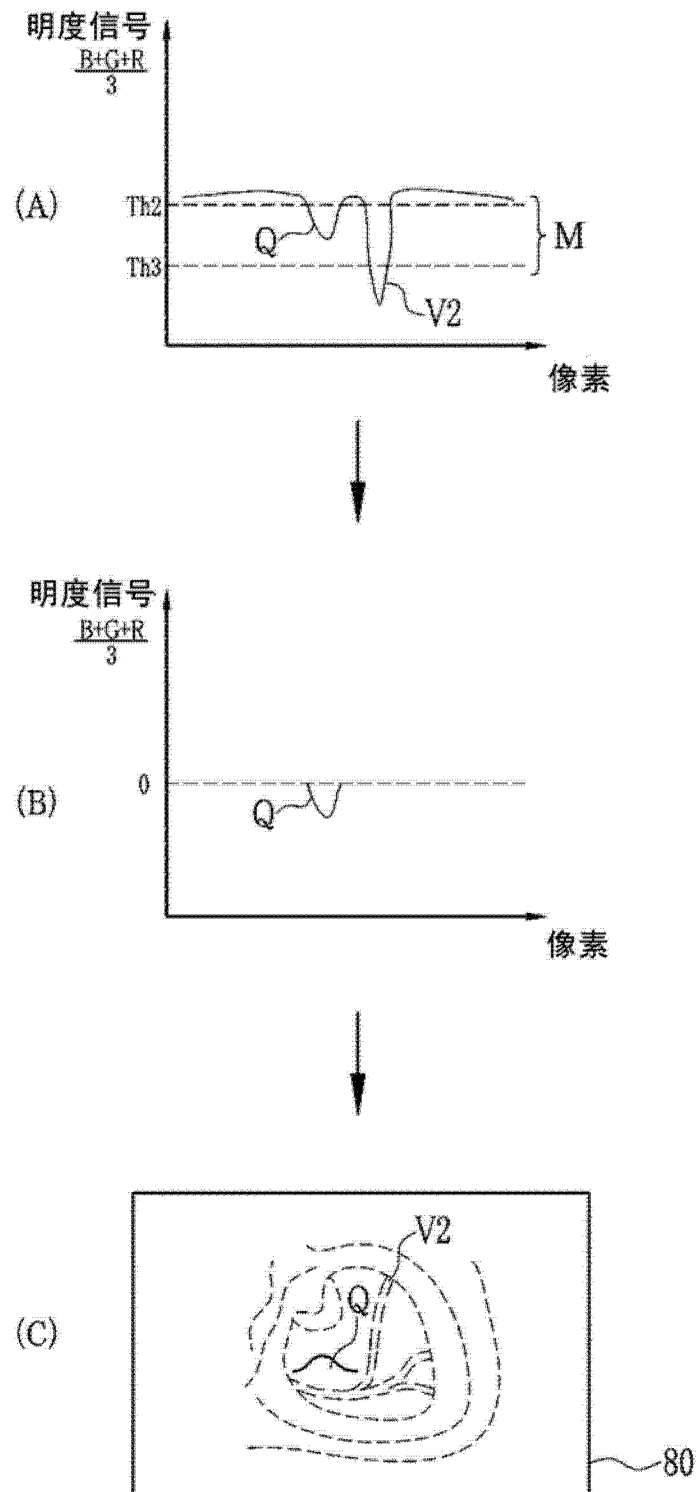


图 10

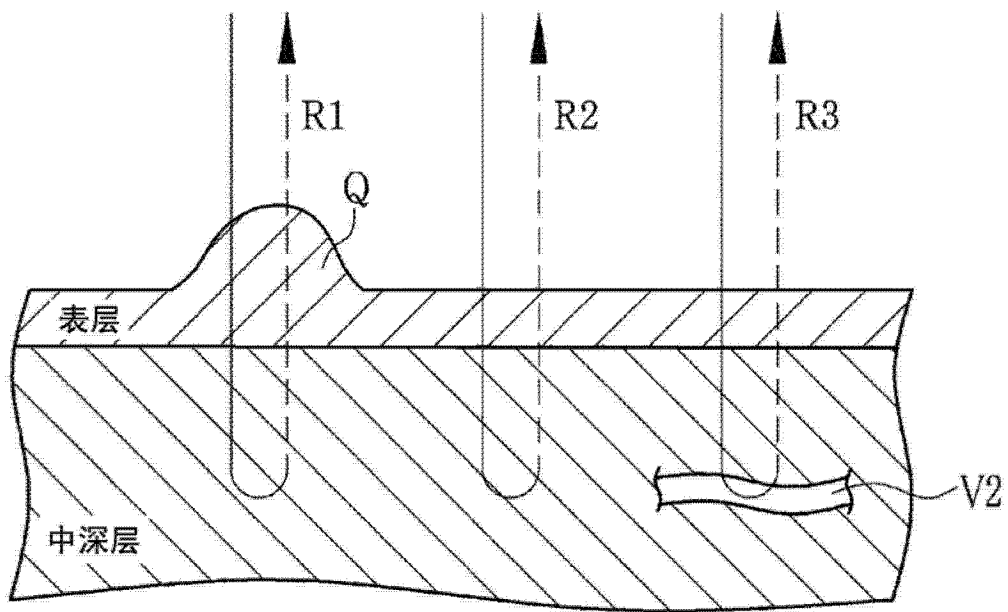


图 11

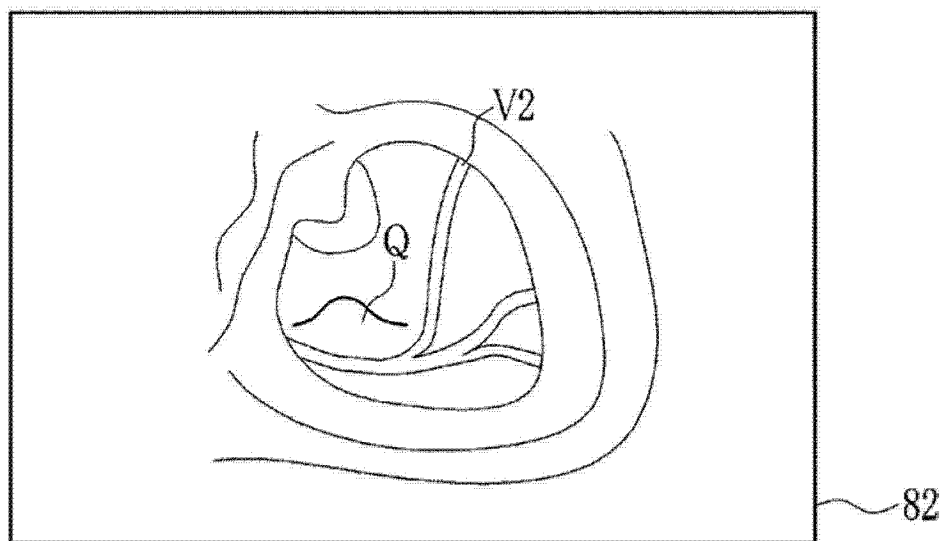


图 12

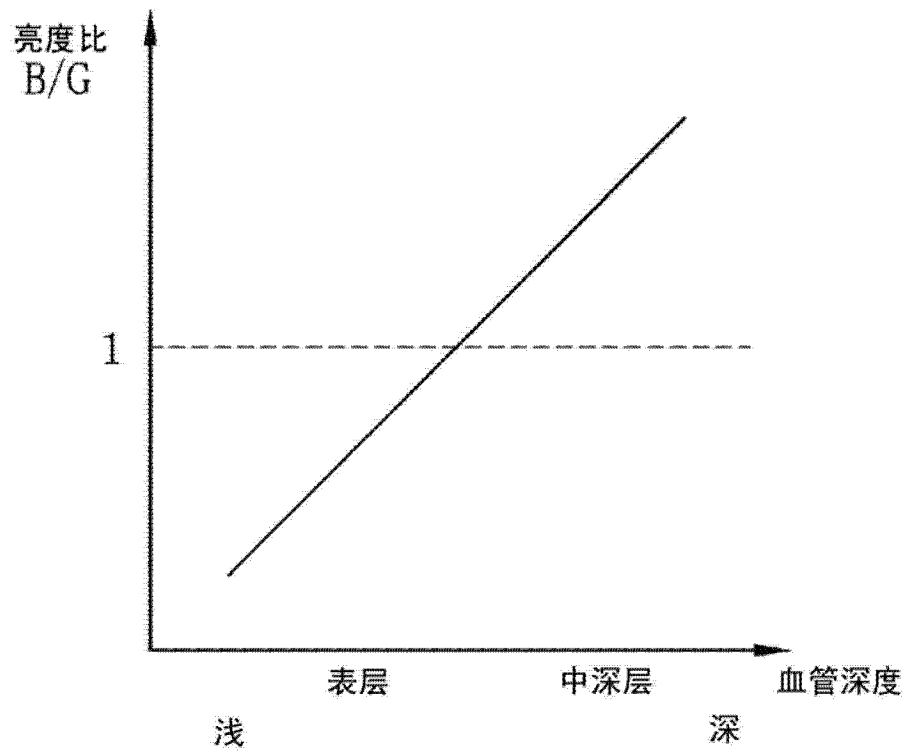


图 13

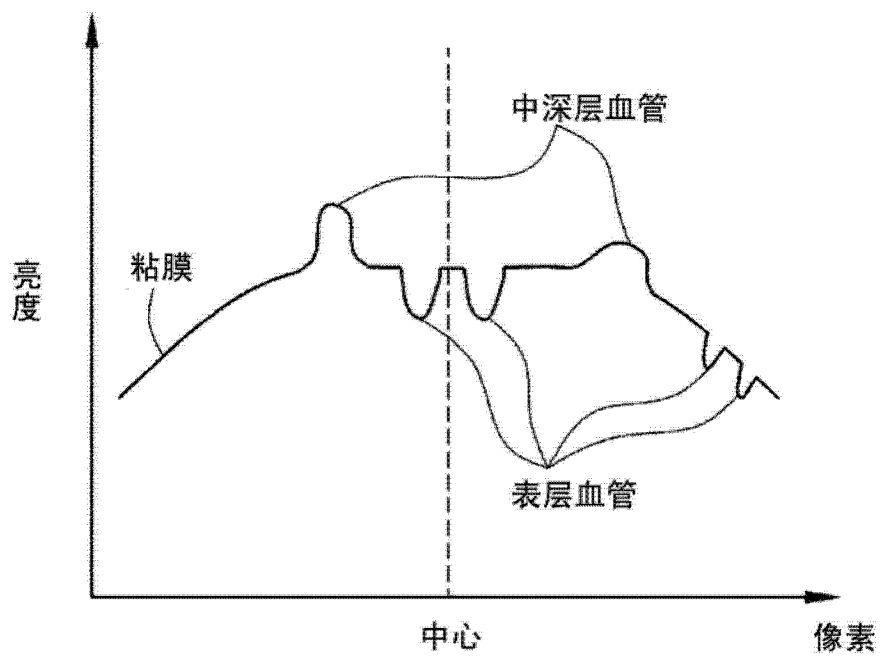


图 14

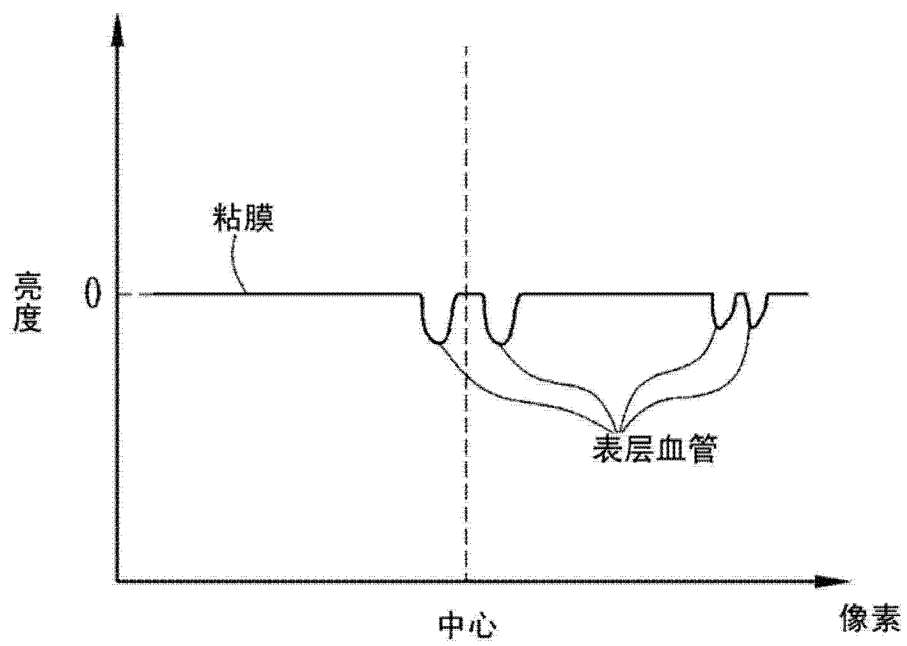


图 15

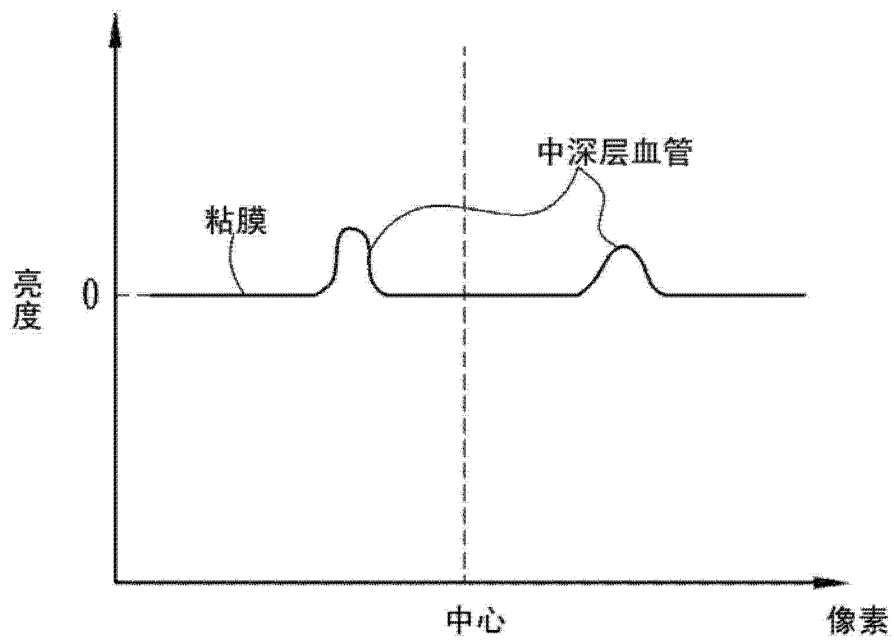


图 16

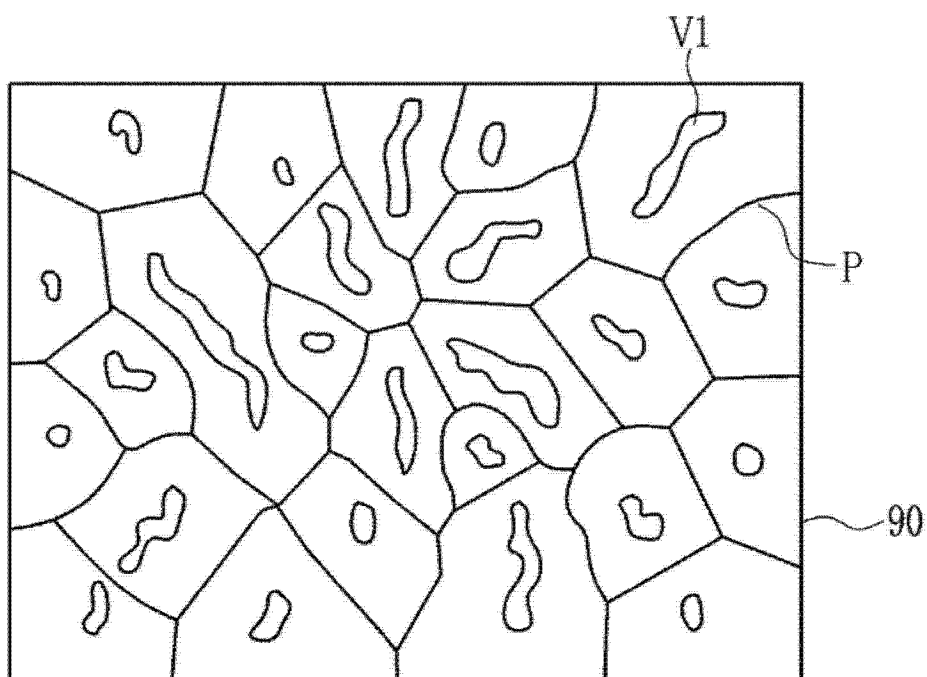


图 17

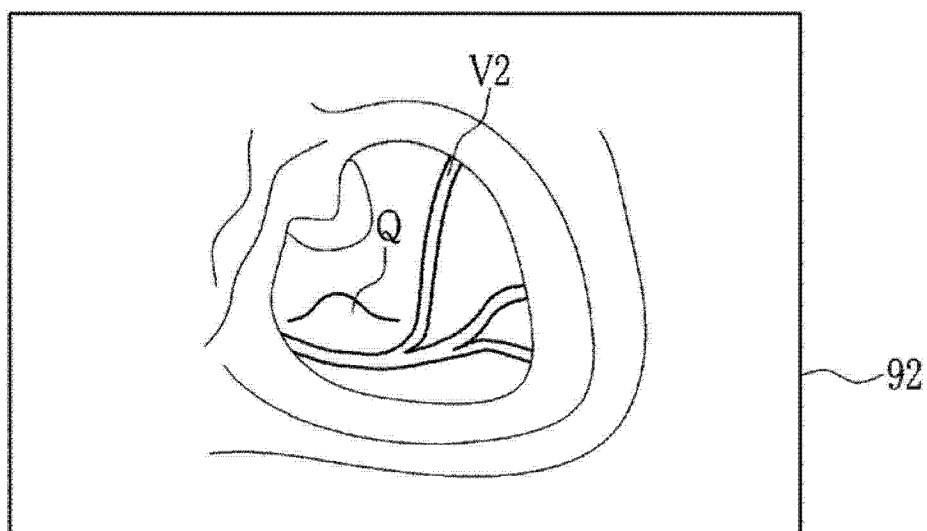


图 18

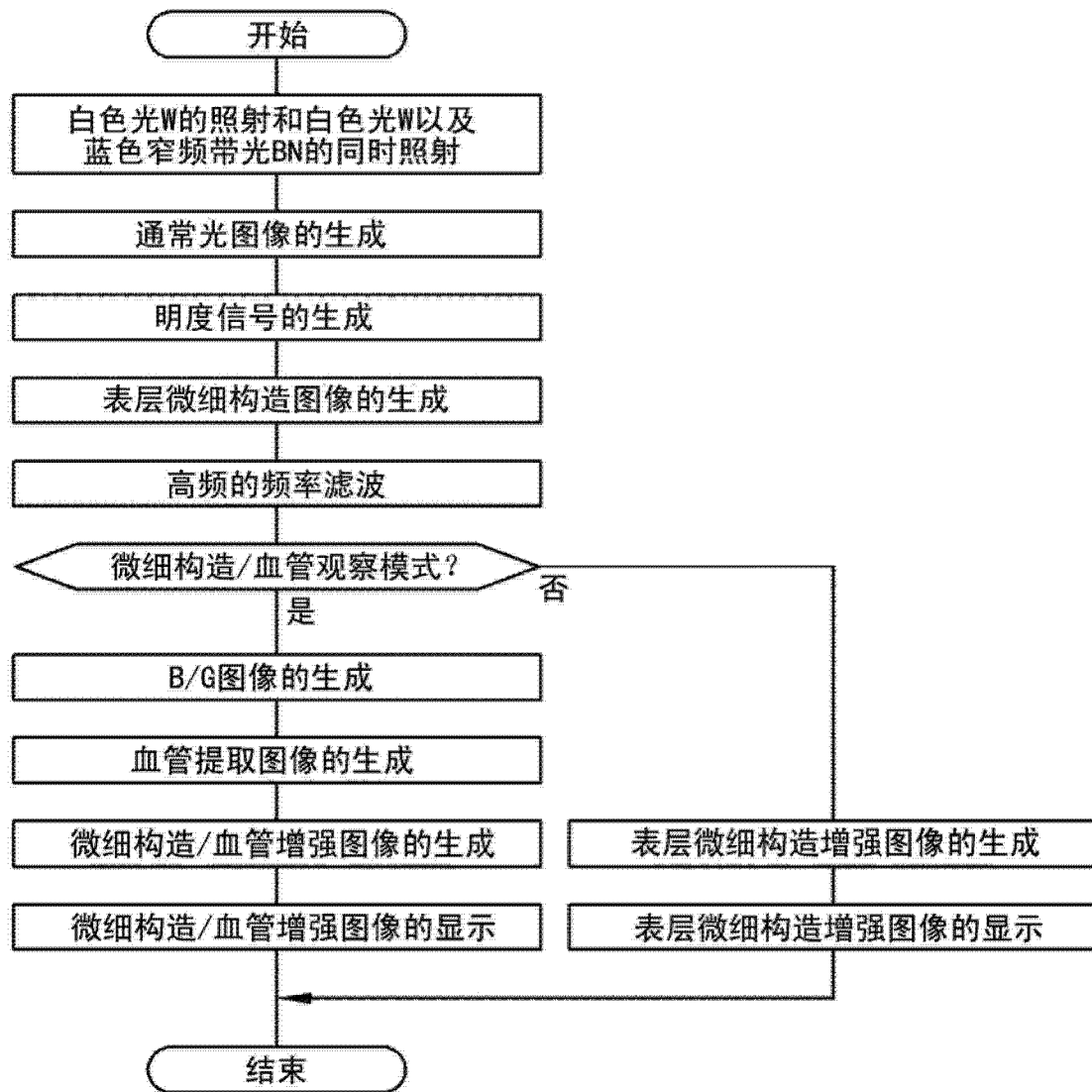


图 19

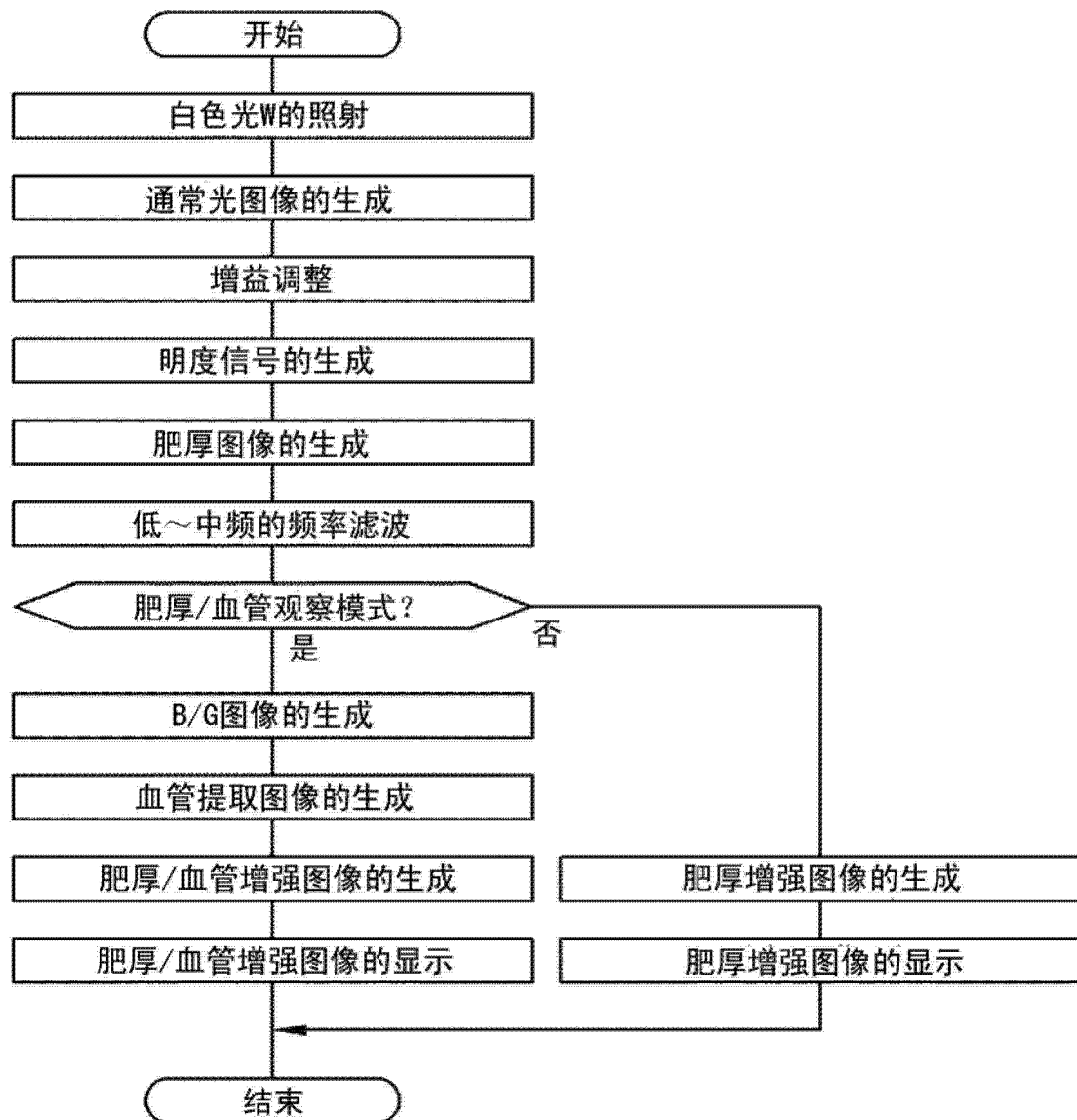


图 20

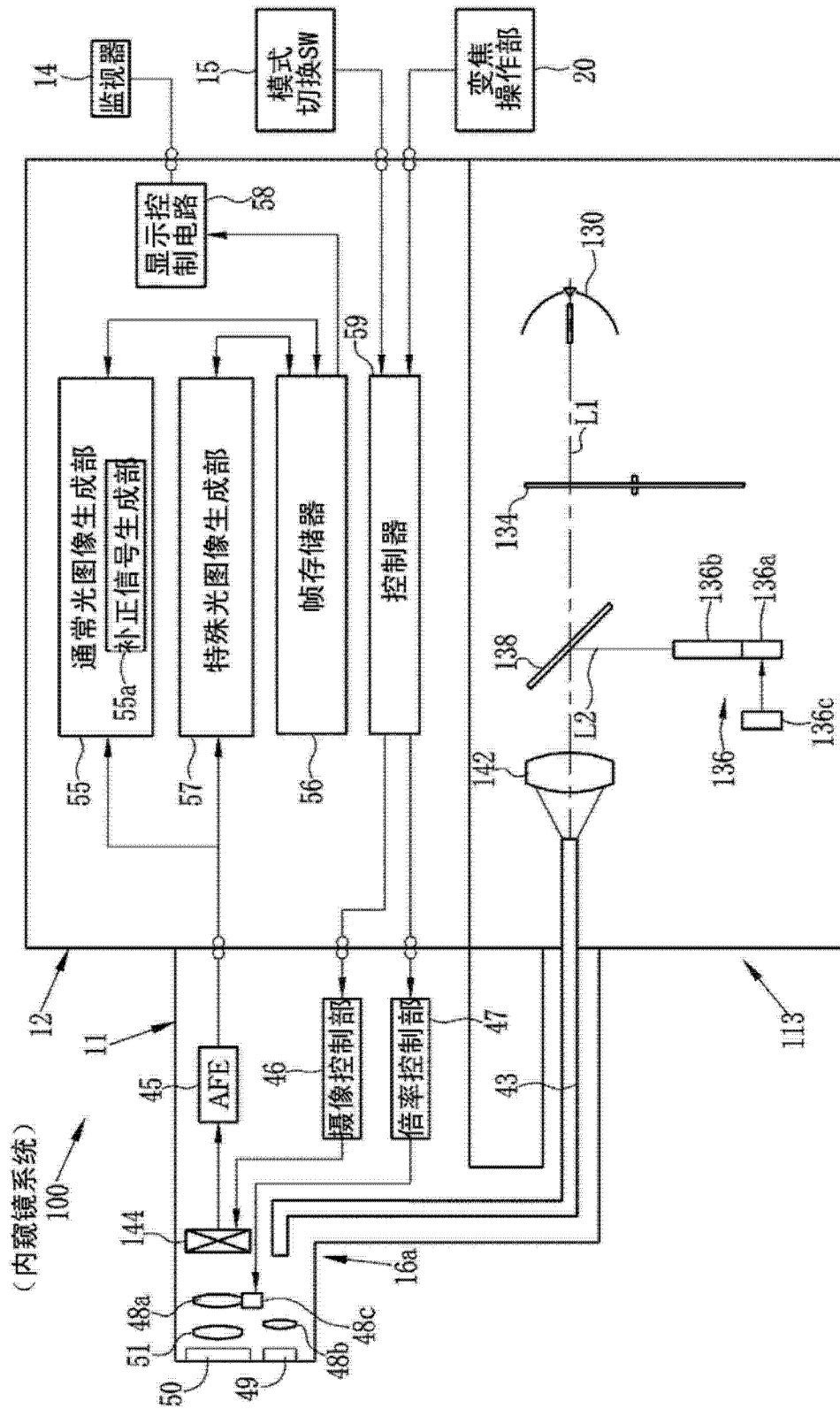


图 21

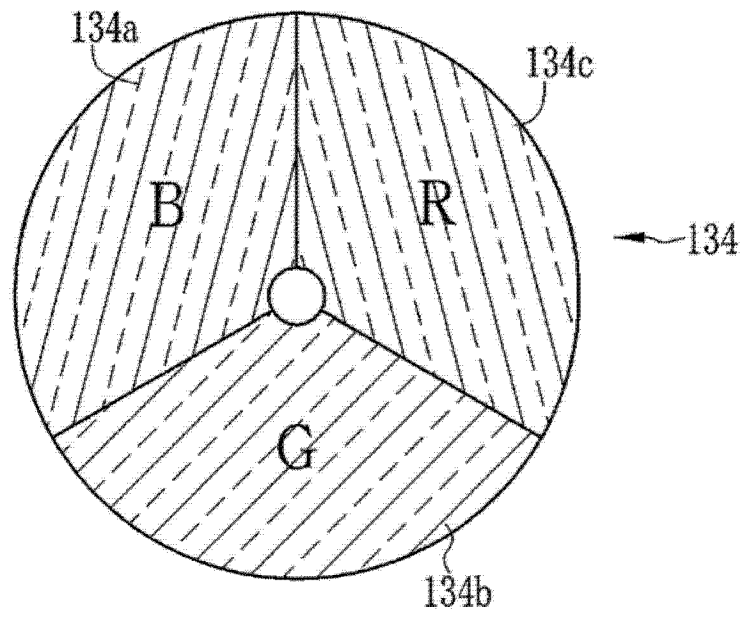


图 22

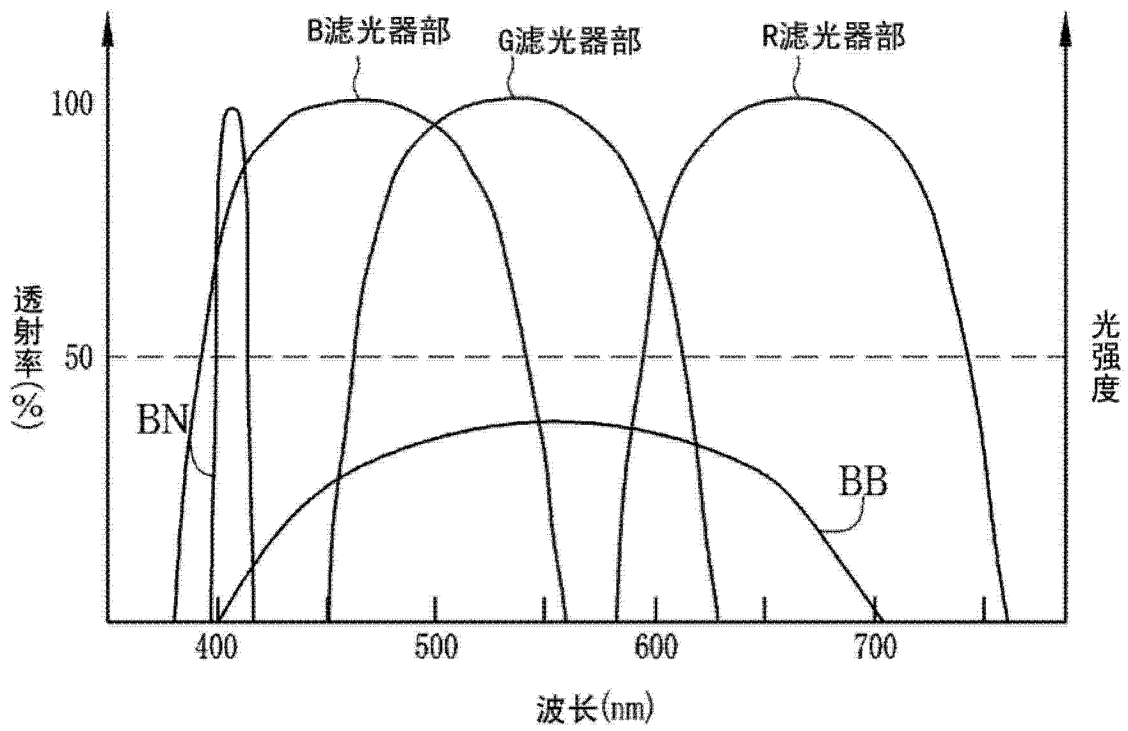


图 23

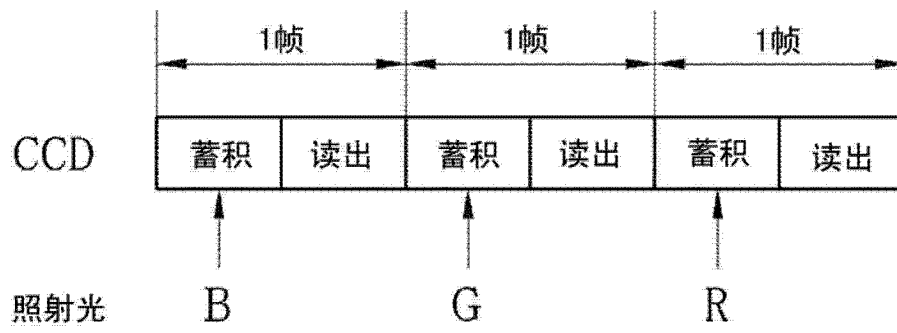


图 24A

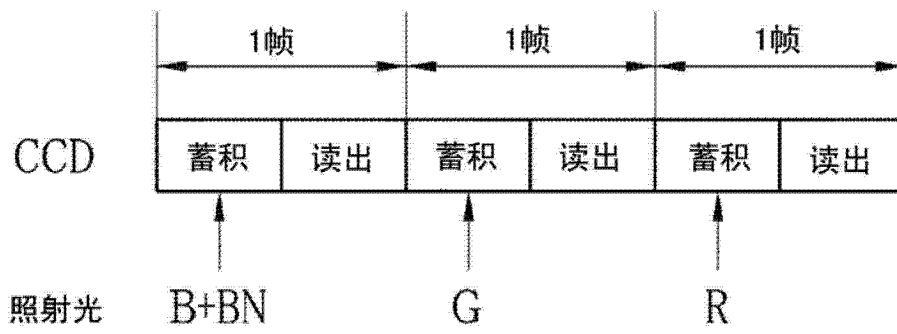


图 24B

专利名称(译)	内窥镜系统以及图像生成方法		
公开(公告)号	CN103874451A	公开(公告)日	2014-06-18
申请号	CN201280050151.7	申请日	2012-10-10
[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 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	G02B23/2461 A61B5/0084 A61B1/0684 A61B1/0669 A61B1/0638 A61B1/0051 A61B1/05 A61B1/00009 G06T7/11 G06T7/136 G06T2207/10068 G06T2207/10152 H04N5/23245 H04N5/23296 H04N5/2351 H04N9/045 H04N2005/2255		
优先权	2012193909 2012-09-04 JP 2011225142 2011-10-12 JP 2012220933 2012-10-03 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统以及图像生成方法。仅仅使表层微细构造和肥厚等生物体组织上的凹凸明确化。通过使用彩色的CCD(44)来对由白色光(W)进行照明的被检体进行摄像，从而得到蓝色信号(B)、绿色信号(G)、红色信号(R)。基于这些信号(B、G、R)，来生成表示被检体的平均的明亮度的明度信号($I((B+G+R)/3)$)。将明度信号(I)之中超过固定的阈值(Th1)的像素区域作为麻点模式等表层微细构造(P)来提取。将提取了表层微细构造P而得到的表层微细构造图像70显示于监视器(14)中。

