(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 103857322 A
(43)申请公布日 2014.06.11

(21)申请号 201280049620.3
(22)申请日 2012.10.11
(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
WO2013/054837 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
代理人 王亚爱
(51)Int.Cl.
A61B 1/00(2006.01)

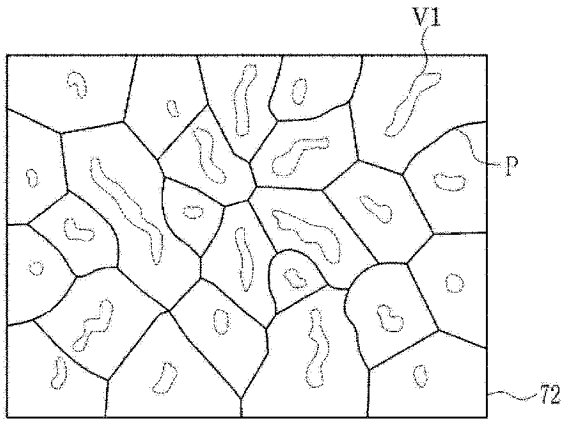
权利要求书2页 说明书12页 附图17页

(54)发明名称

内窥镜系统以及图像生成方法

(57)摘要

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)。



CN 103857322 A

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，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；和

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。

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 至 3 中任一项所述的内窥镜系统，其中，

所述内窥镜系统具有：

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。

5. 根据权利要求 4 所述的内窥镜系统，其中，

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。

6. 根据权利要求 4 或 5 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。

7. 根据权利要求 1 至 6 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。

8. 根据权利要求 1 至 6 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。

9. 根据权利要求 1 至 8 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。

10. 一种图像生成方法，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，

由凹凸图像生成单元来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，

由第一合成图像生成单元来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。

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的图表。

[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。

[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（$BaMgAl_{10}O_{17}$）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 I ;微细结构提取部 61b（微细结构图像生成部），其从明度信号 I 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 I（＝（B2 ＋ G2 ＋ R2）/ 3）。该明度信号 I 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 I 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 I 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 I ；肥厚部分提取部 62c（肥厚部分图像生成部)，其从明度信号 I 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 I （＝(B ＋ G ＋ R) / 3)。由于该明度信号 I 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 I 之中像素值处于阈值 Th2 ～ Th3 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的图像。

[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 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。通过对该血管提取图像、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 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。通过对该血管提取图像、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 为分色镜，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，并基于所蓄积的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，并基于所蓄积的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 I 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 I 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

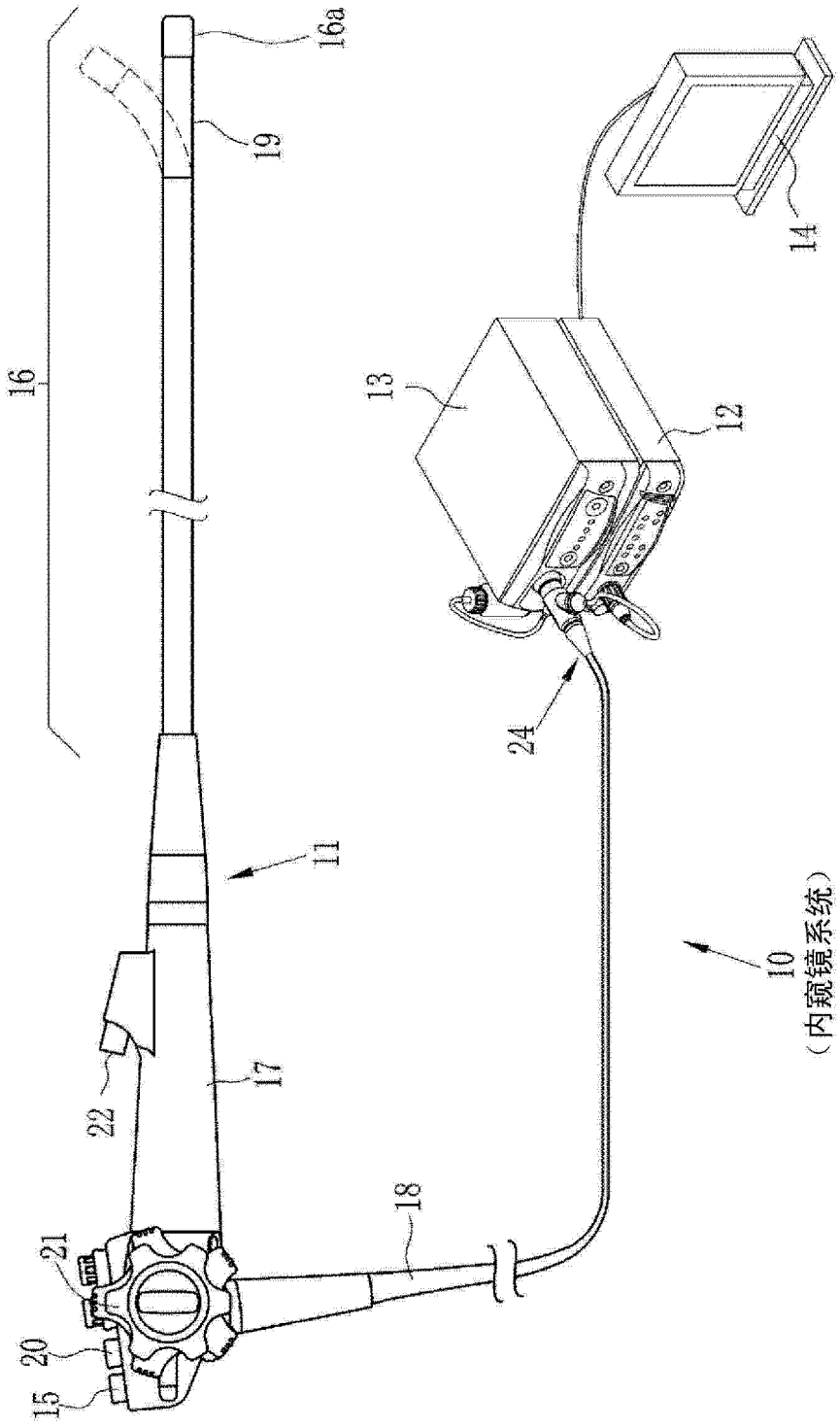


图 1

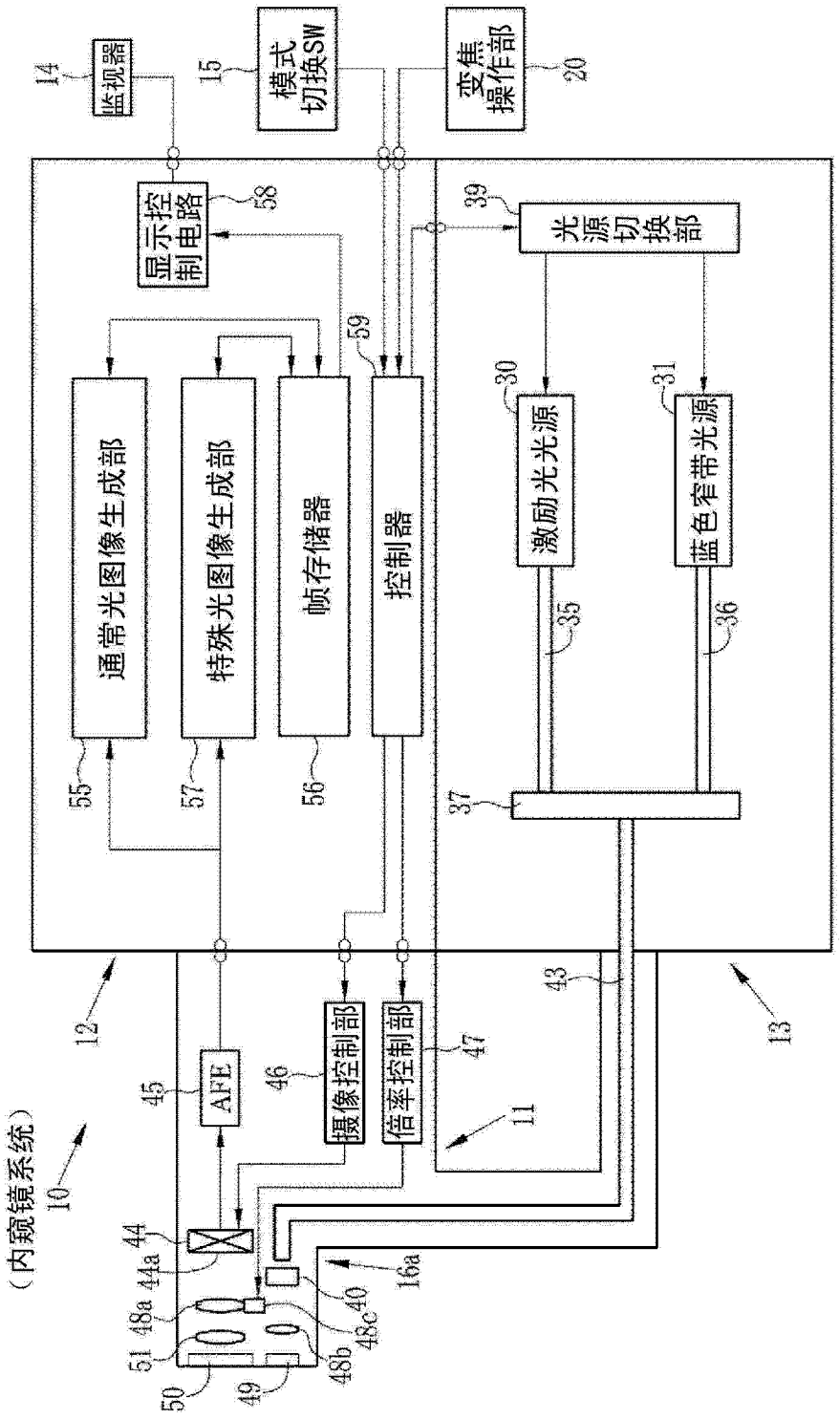

14
监视器
15
模式切换SW
20
变焦操作部
显示控制电路
58
39
光源切换部
59
通常光图像生成部
特殊光图像生成部
帧存储器
控制器
30
激励光光源
31
蓝色窄带光源
55
57
56
35
36
37
12
13
43
AFE
45
46
摄像控制部
47
倍率控制部
11
（内窥镜系统）
10
44
44a
48a
51
50
49
48b
48c
40
16a

图 2

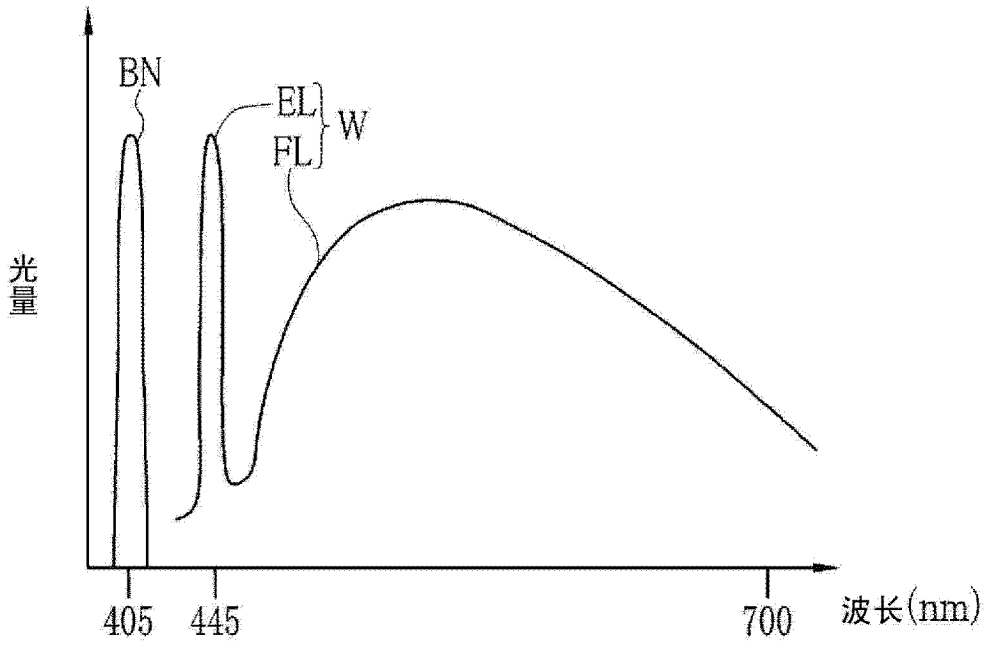


图 3

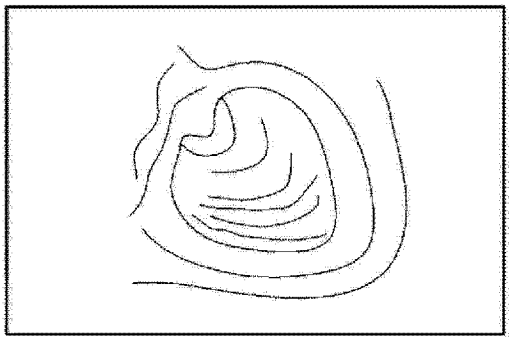


图 4A

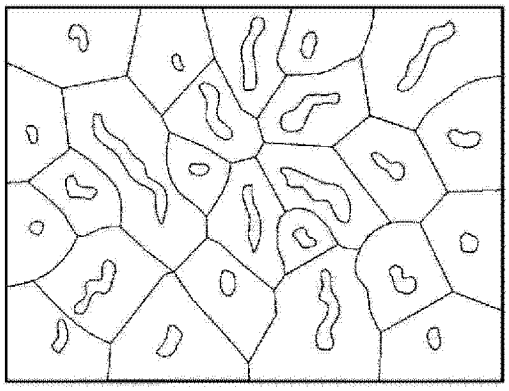


图 4B

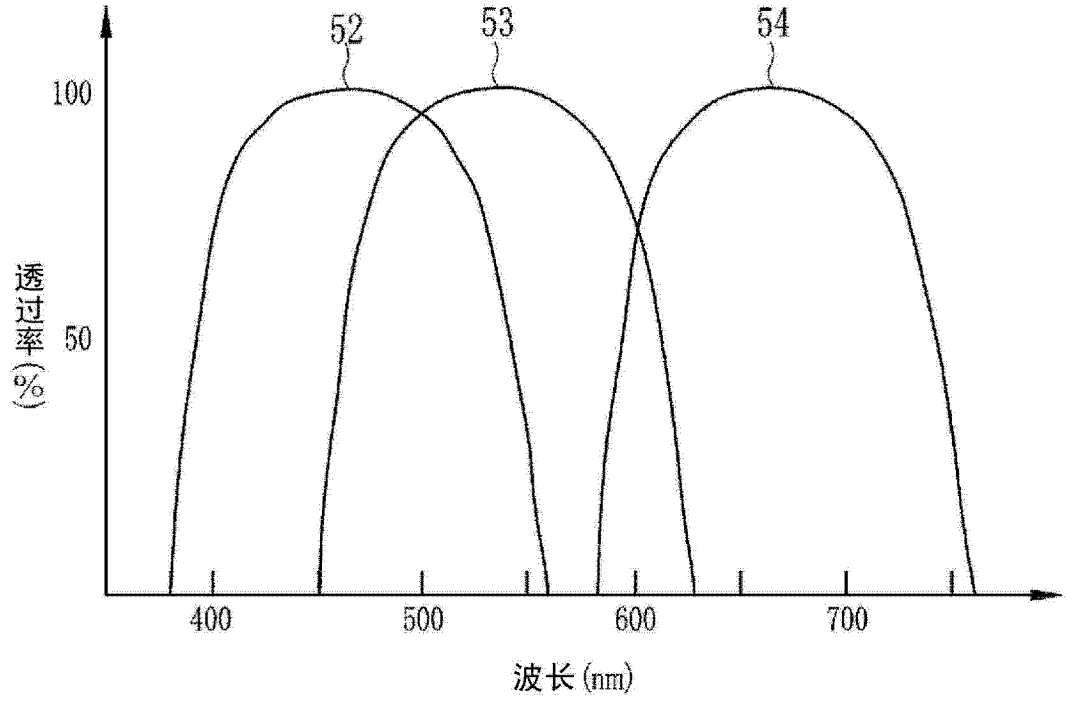

52
53
54
100
50
透过率(%)
400
500
600
700
波长(nm)

图 5

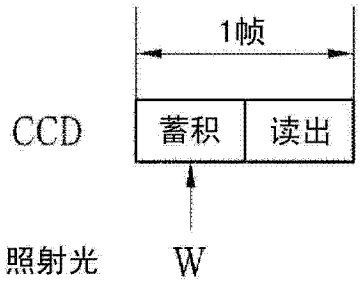

1帧
CCD
蓄积
读出
照射光
W

图 6A

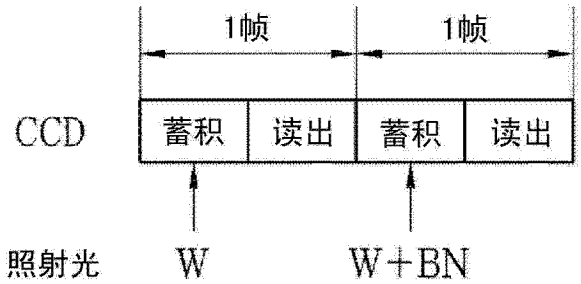

1帧
1帧
CCD
蓄积
读出
蓄积
读出
照射光
W
W+BN

图 6B

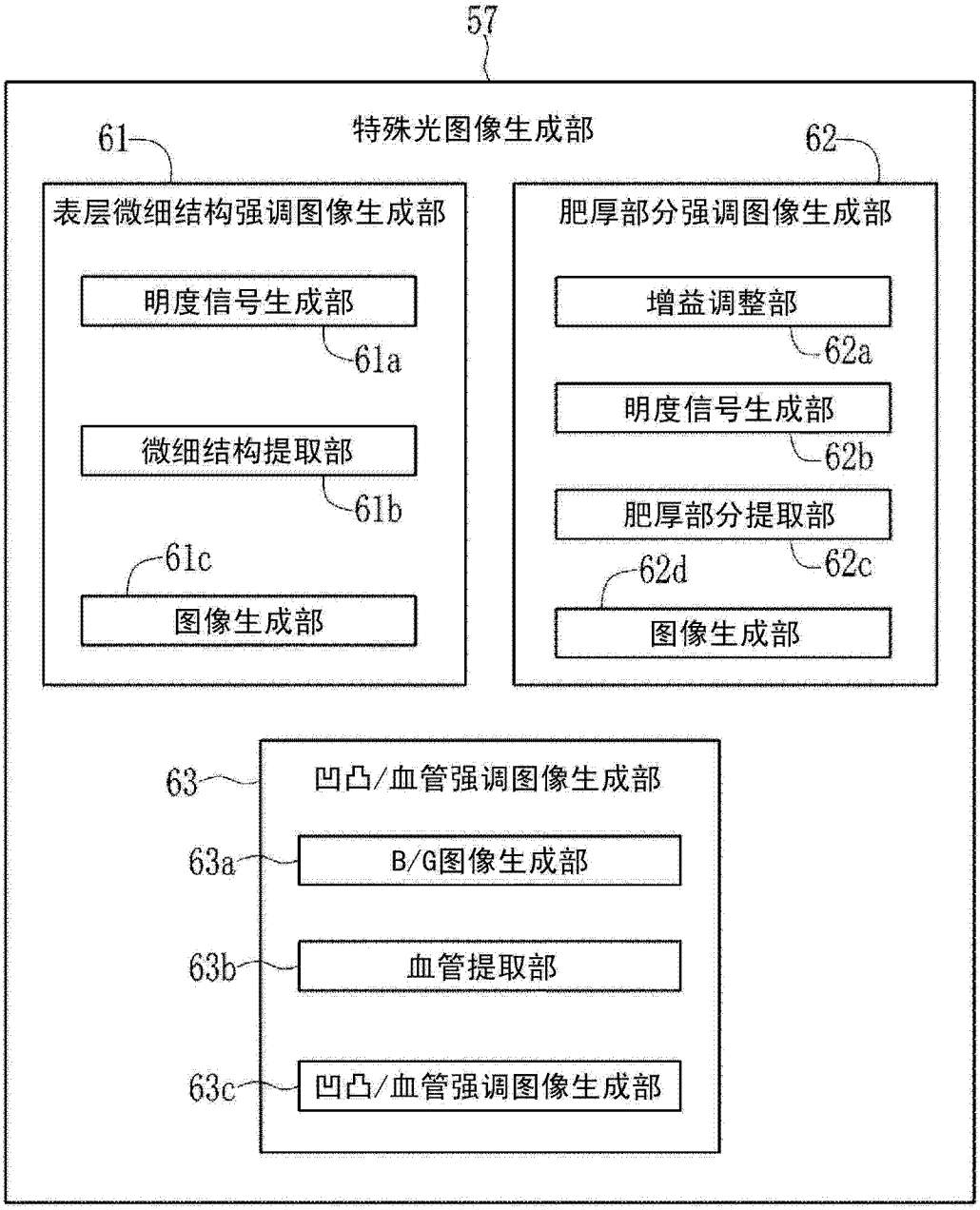

57
特殊光图像生成部
61
表层微细结构强调图像生成部
明度信号生成部
61a
微细结构提取部
61b
61c
图像生成部
62
肥厚部分强调图像生成部
增益调整部
62a
明度信号生成部
62b
肥厚部分提取部
62c
62d
图像生成部
63
凹凸/血管强调图像生成部
63a
B/G图像生成部
63b
血管提取部
63c
凹凸/血管强调图像生成部

图 7

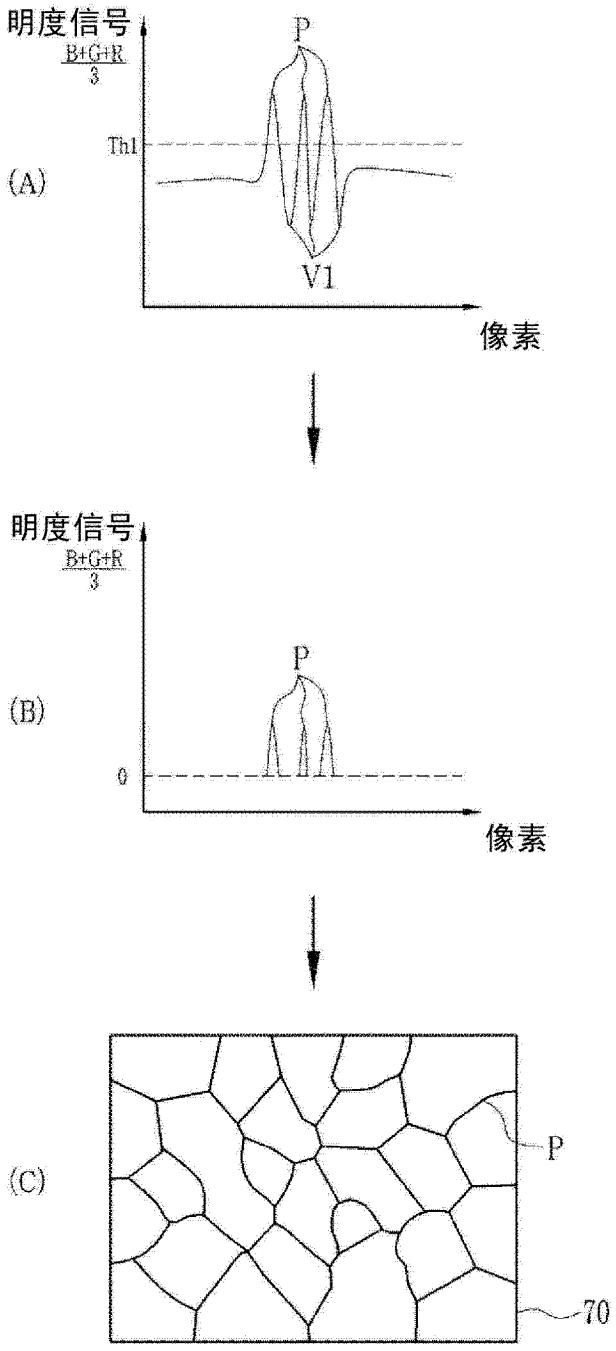


图 8

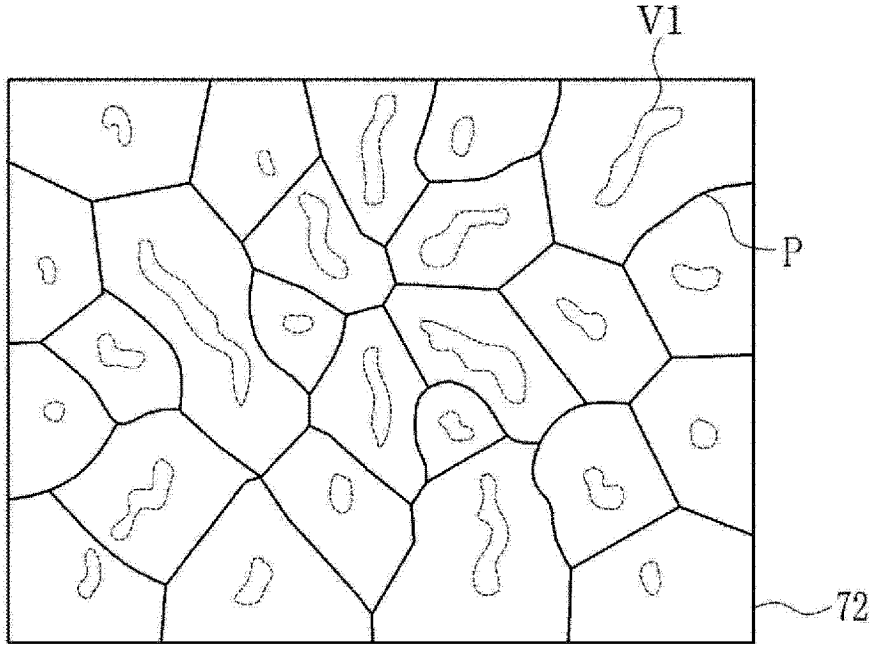


图 9

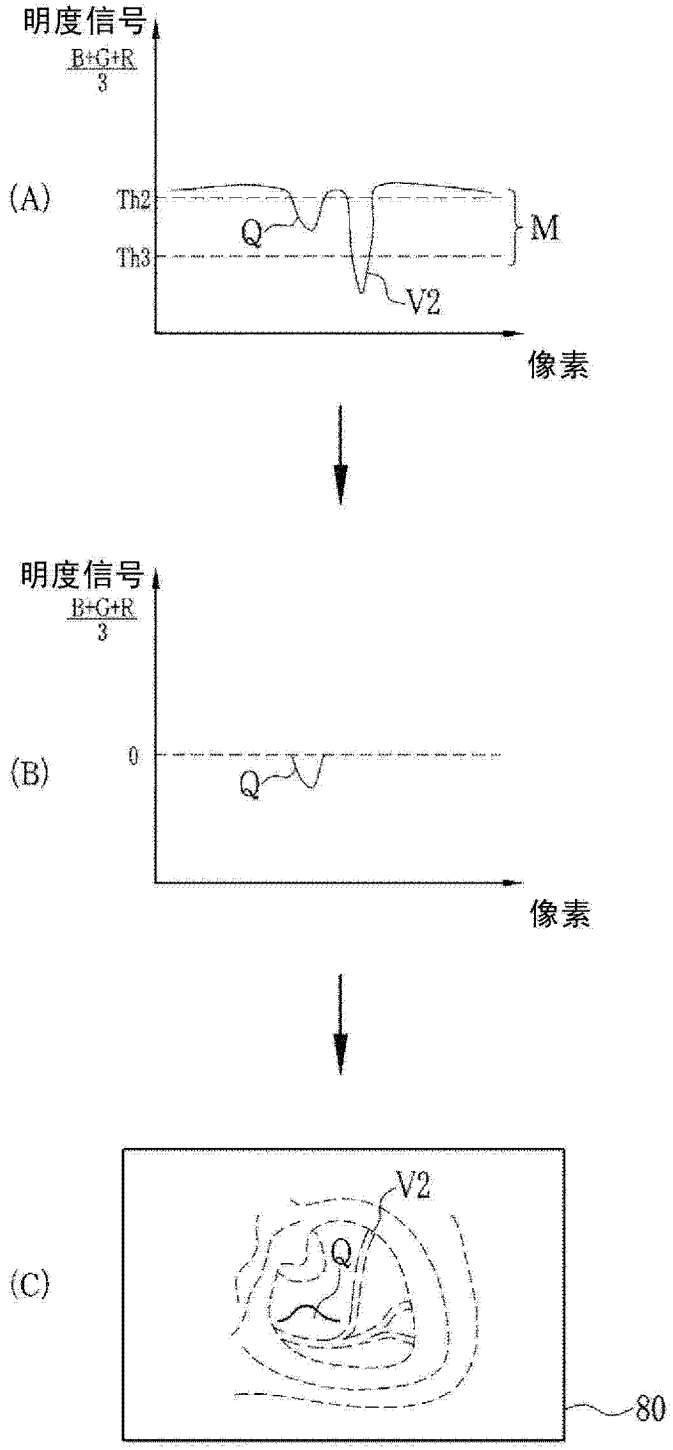


图 10

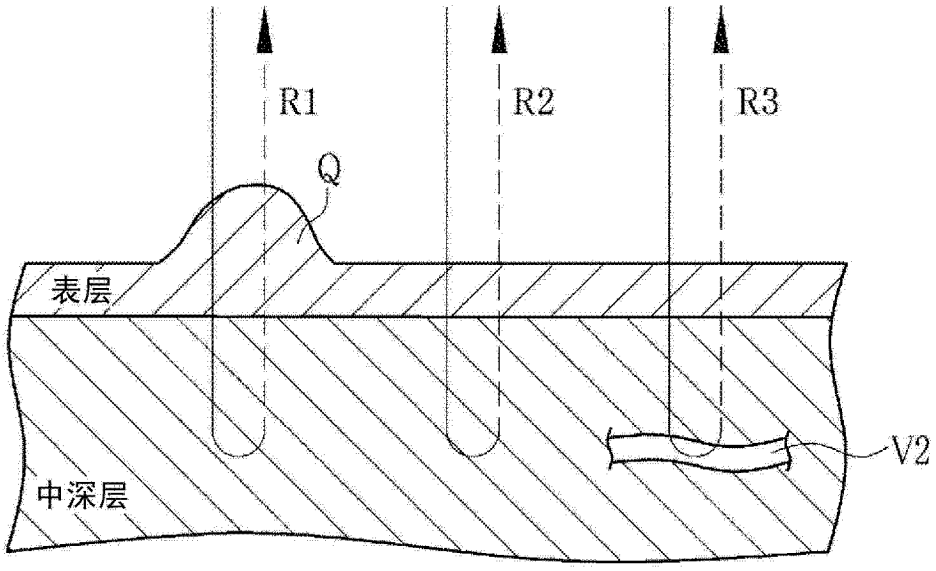


图 11

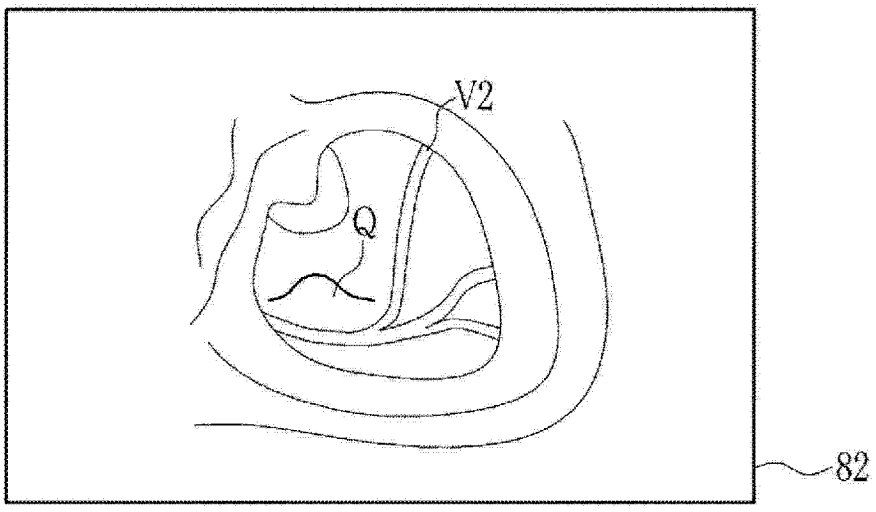


图 12

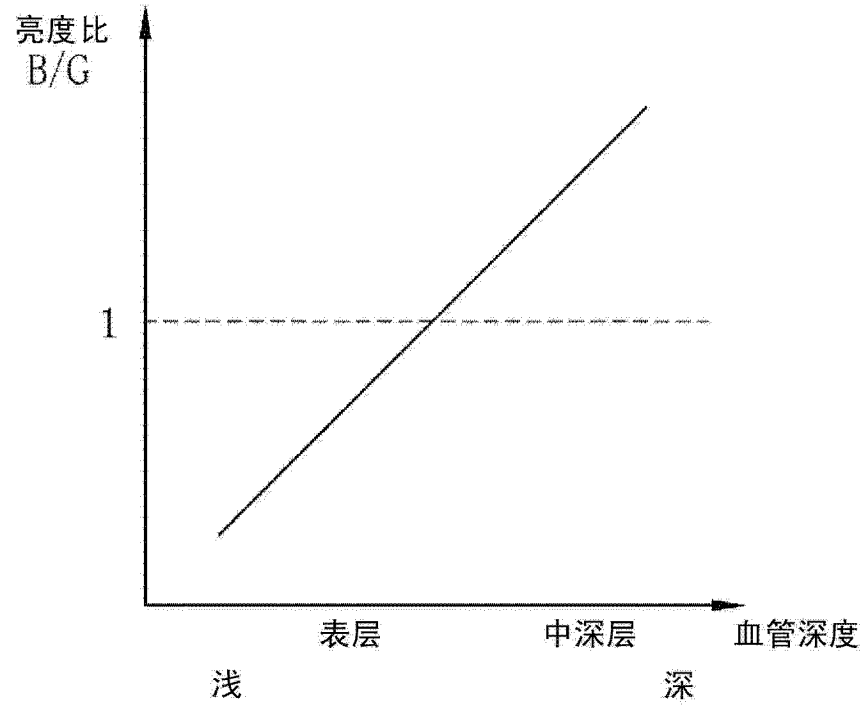


图 13

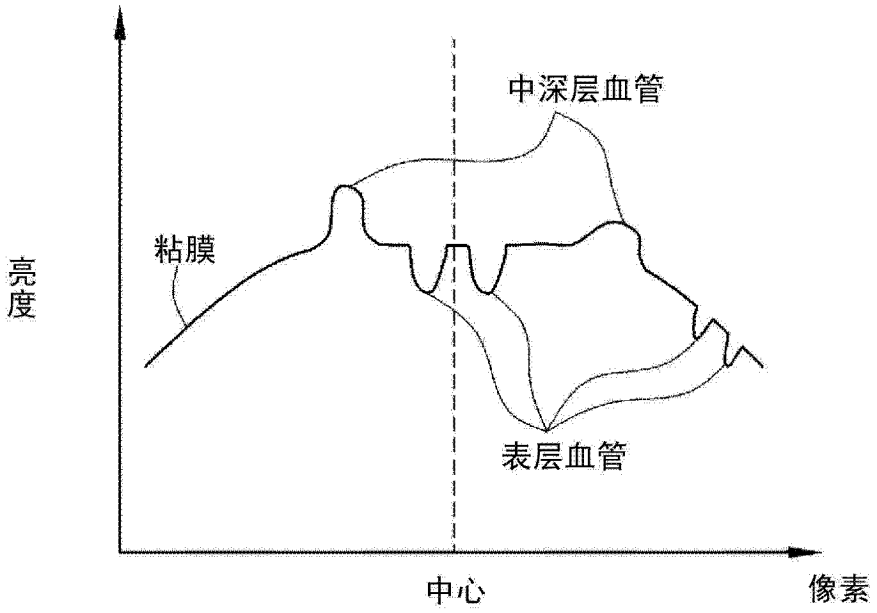


图 14

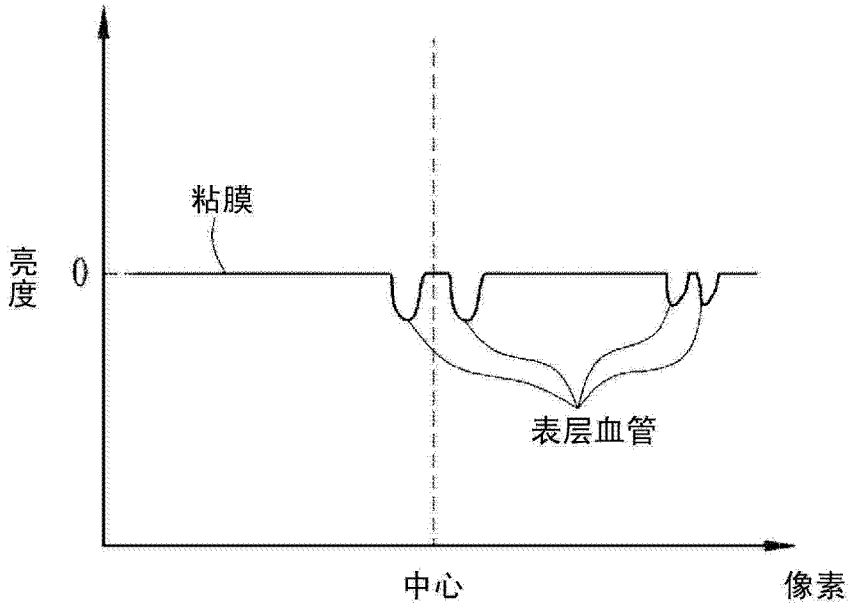


图 15

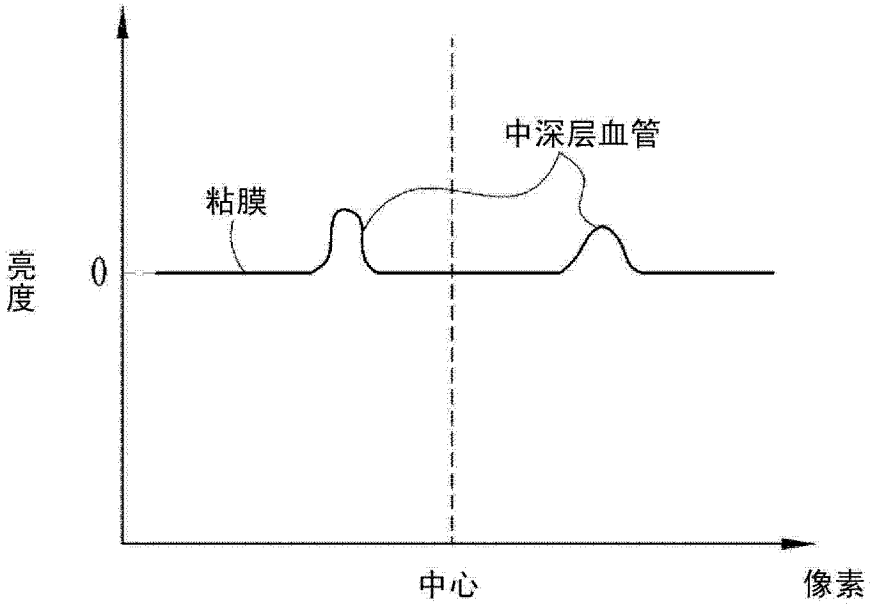


图 16

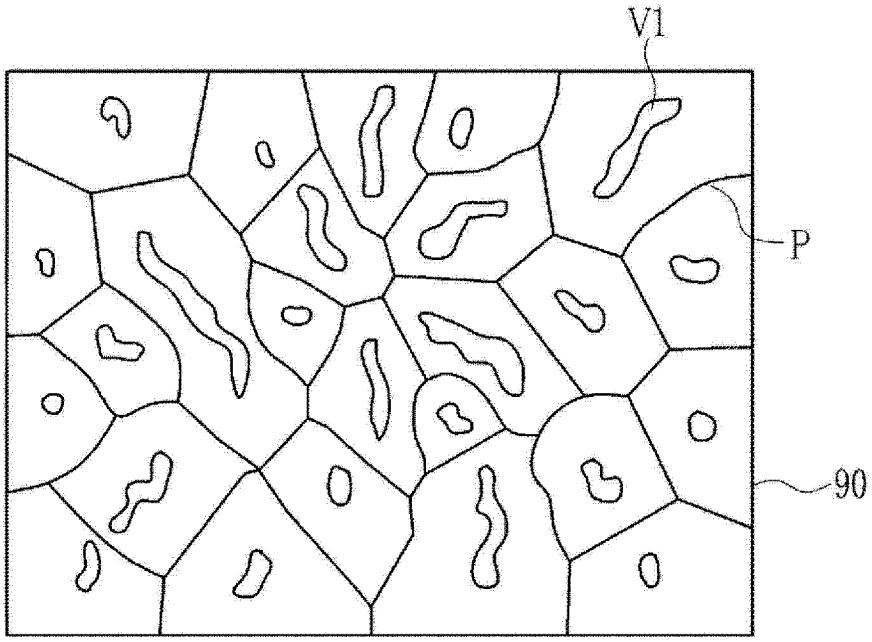


图 17

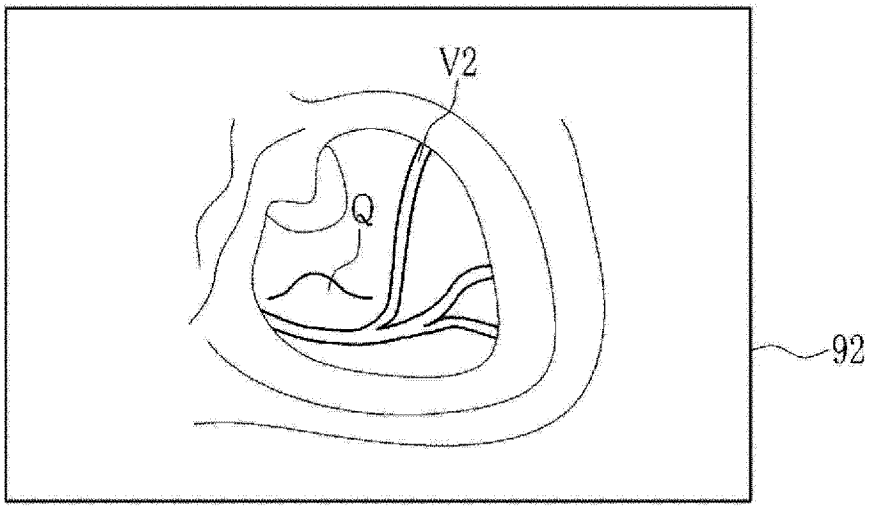


图 18

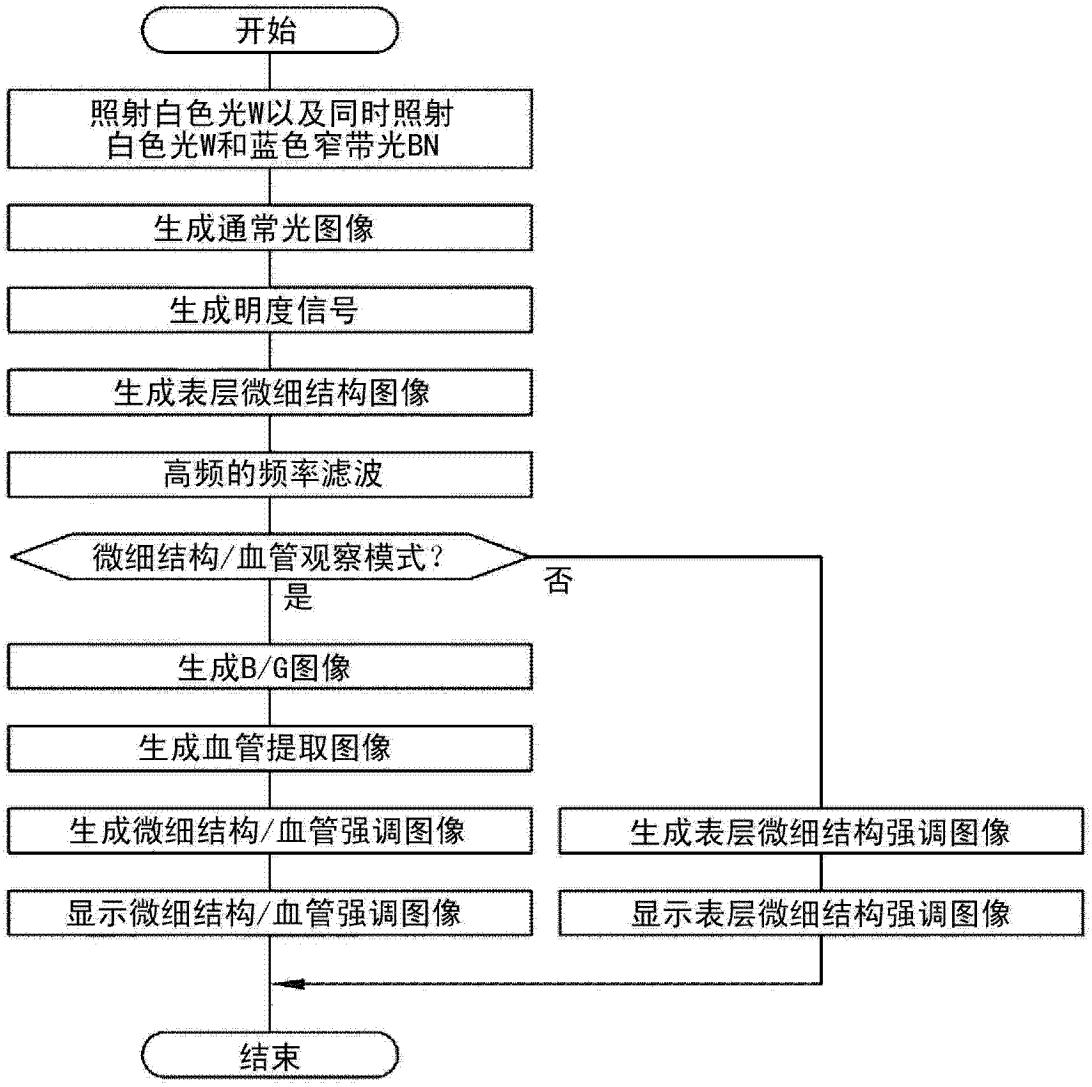

开始
照射白色光W以及同时照射
白色光W和蓝色窄带光BN
生成通常光图像
生成明度信号
生成表层微细结构图像
高频的频率滤波
微细结构/血管观察模式？
否
是
生成B/G图像
生成血管提取图像
生成微细结构/血管强调图像
显示微细结构/血管强调图像
生成表层微细结构强调图像
显示表层微细结构强调图像
结束

图 19

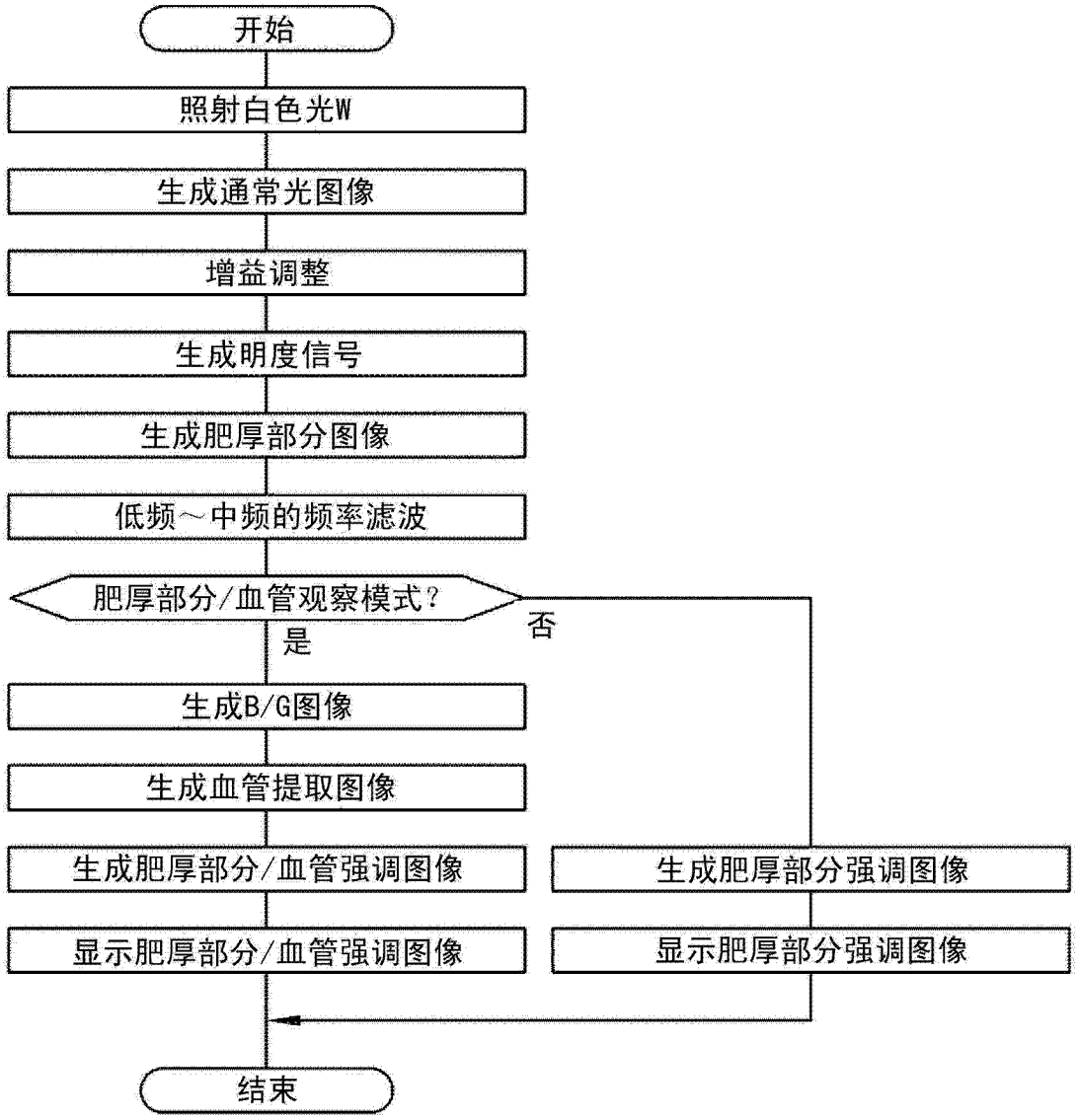

开始
照射白色光W
生成通常光图像
增益调整
生成明度信号
生成肥厚部分图像
低频～中频的频率滤波
肥厚部分/血管观察模式？
否
是
生成B/G图像
生成血管提取图像
生成肥厚部分/血管强调图像
显示肥厚部分/血管强调图像
生成肥厚部分强调图像
显示肥厚部分强调图像
结束

图 20

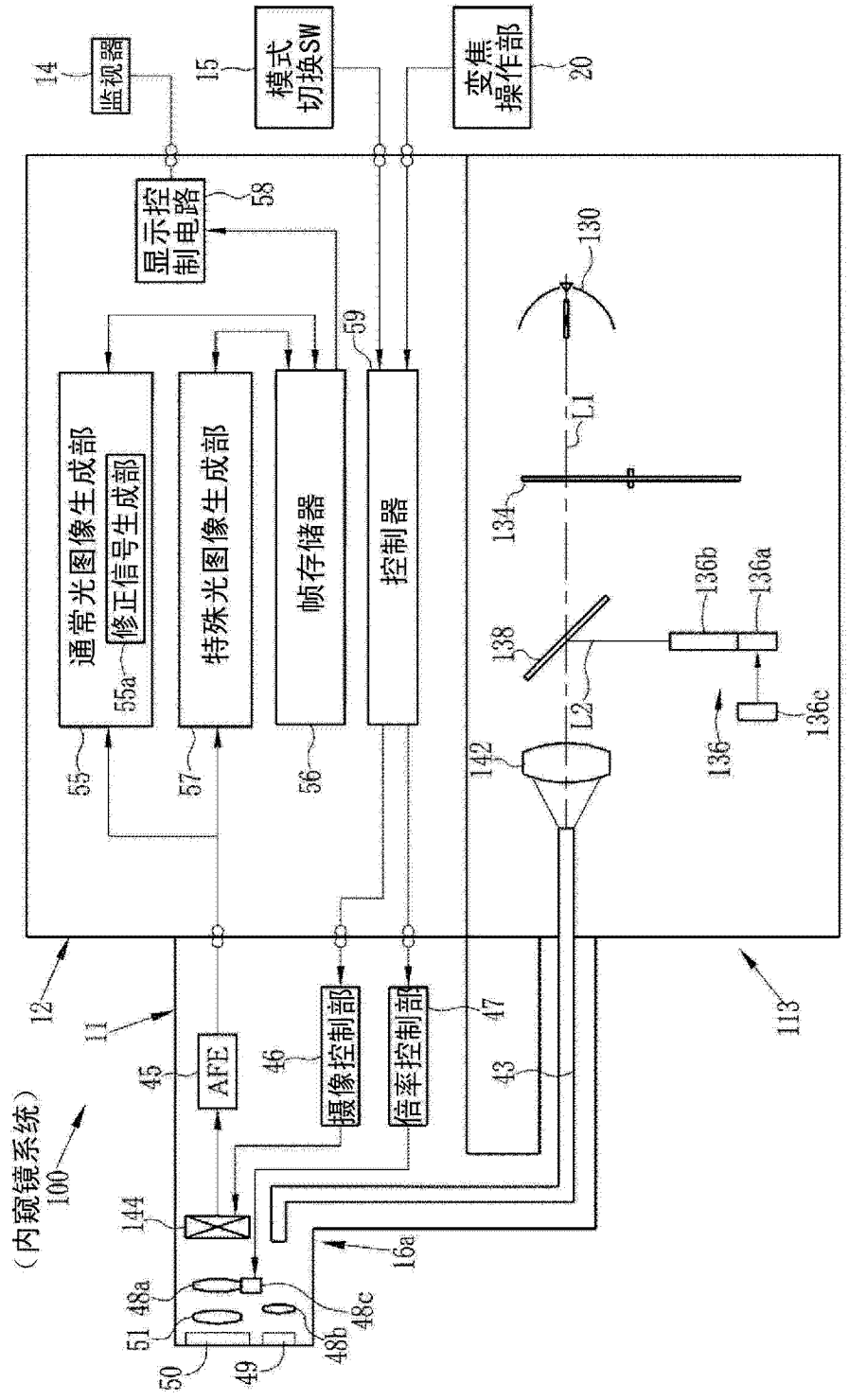

14
监视器
15
模式切换SW
20
变焦操作部
58
显示控制电路
59
通常光图像生成部
修正信号生成部
55a
特殊光图像生成部
帧存储器
控制器
55
57
56
130
L1
134
138
136b
136a
L2
136
136c
142
12
11
113
45
AFE
46
摄像控制部
47
倍率控制部
43
100
（内窥镜系统）
144
16a
48a
48b
48c
51
50
49

图 21

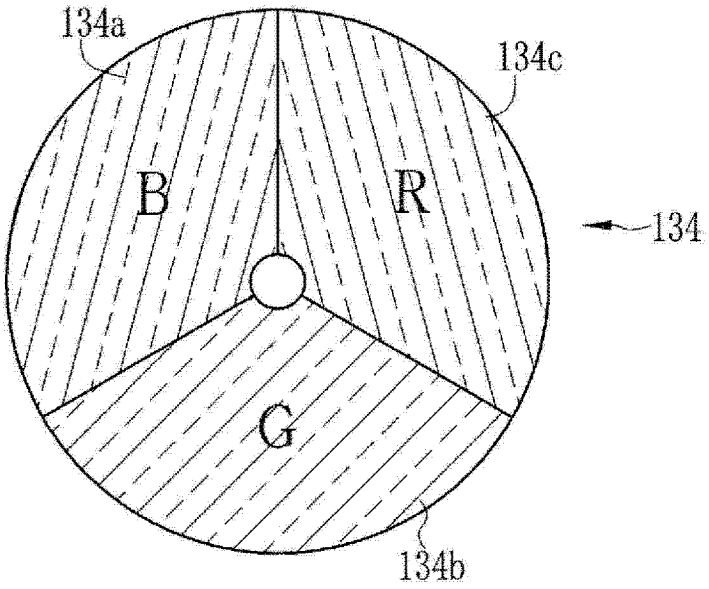

134a
134c
B
R
134
G
134b

图 22

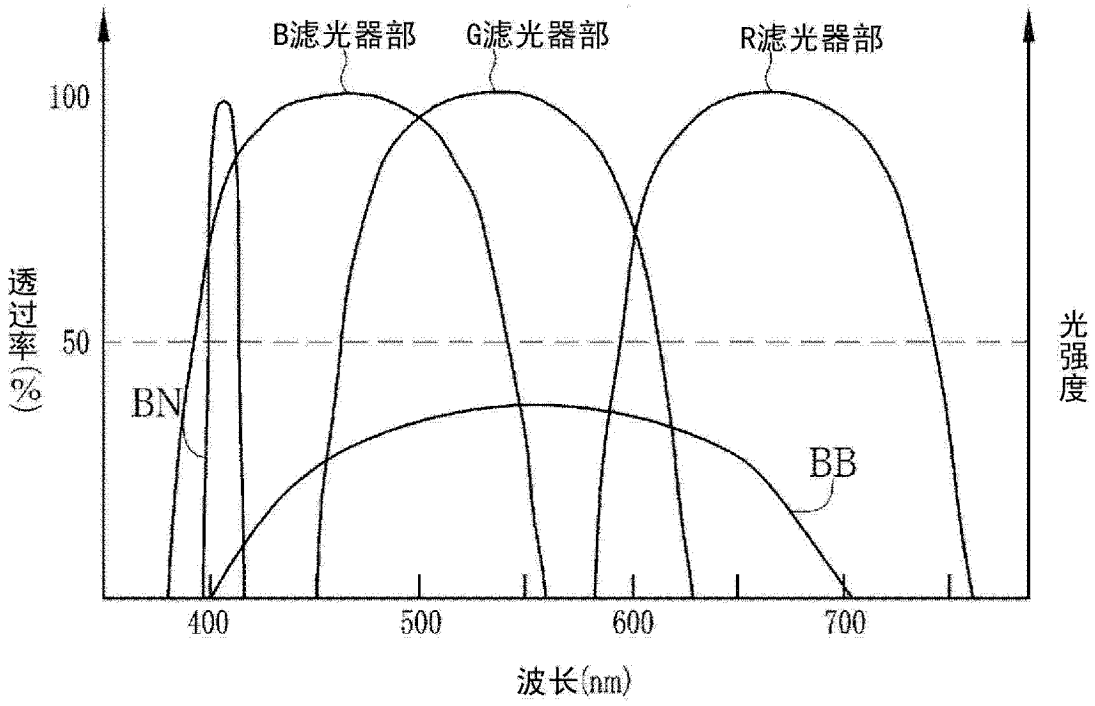

B滤光器部
G滤光器部
R滤光器部
100
50
透过率(%)
光强度
BN
BB
400
500
600
700
波长(nm)

图 23

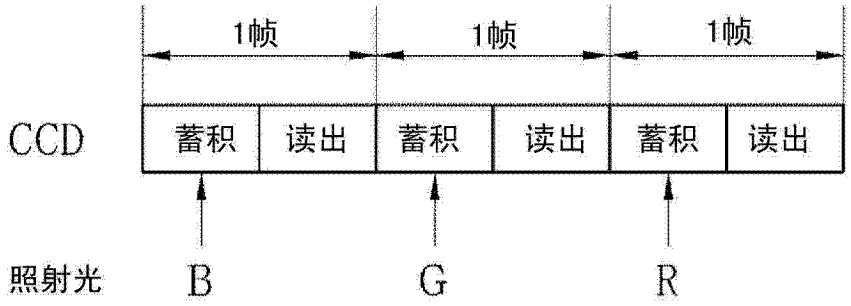

1帧
1帧
1帧
CCD
蓄积
读出
蓄积
读出
蓄积
读出
照射光
B
G
R

图 24A

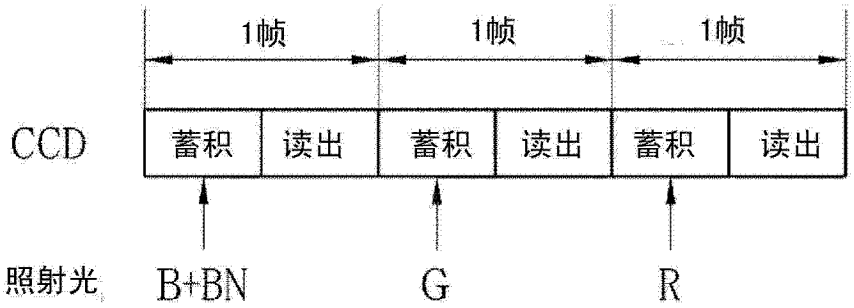
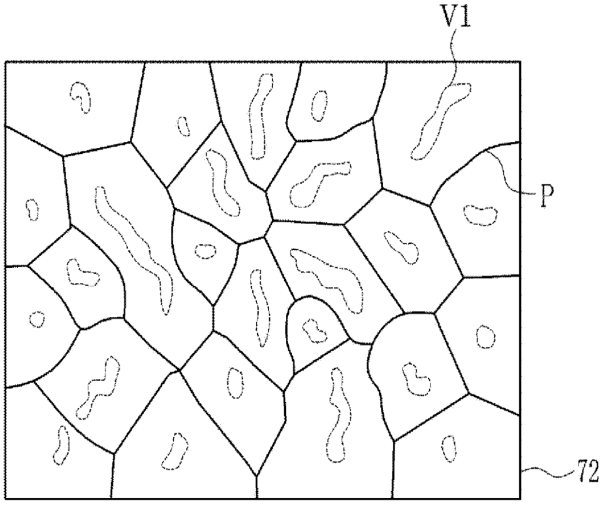

1帧
1帧
1帧
CCD
蓄积
读出
蓄积
读出
蓄积
读出
照射光
B+BN
G
R

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	CN103857322A	公开(公告)日	2014-06-11
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 A61B1/05 A61B1/00009 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	CN103857322B		
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）。