



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103857321 A

(43) 申请公布日 2014. 06. 11

(21) 申请号 201280049613. 3

代理人 王亚爱

(22) 申请日 2012. 10. 11

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/00 (2006. 01)

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

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(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

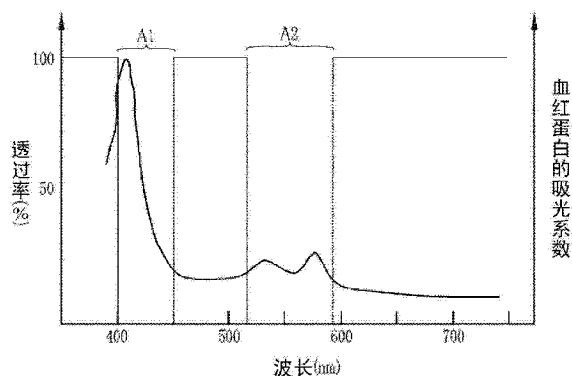
权利要求书2页 说明书11页 附图20页

(54) 发明名称

内窥镜系统以及图像生成方法

(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。

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。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其中,

所述第一高吸光波段为 400 ~ 450nm。

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。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜系统,其中,

所述第二高吸光波段为 520 ~ 580nm。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的内窥镜系统,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。

7. 根据权利要求6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6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。

9. 根据权利要求4或5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,

每当由所述照明单元依次照射时,执行所述被检体的摄像。

10. 根据权利要求 1 至 5 中任一项所述的内窥镜系统,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。

11. 根据权利要求 1 至 10 中任一项所述的内窥镜系统,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。

12. 一种图像生成方法,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,

由凹凸图像生成单元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。

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]

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

[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 q_n ($n = 1 \sim 65$)。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

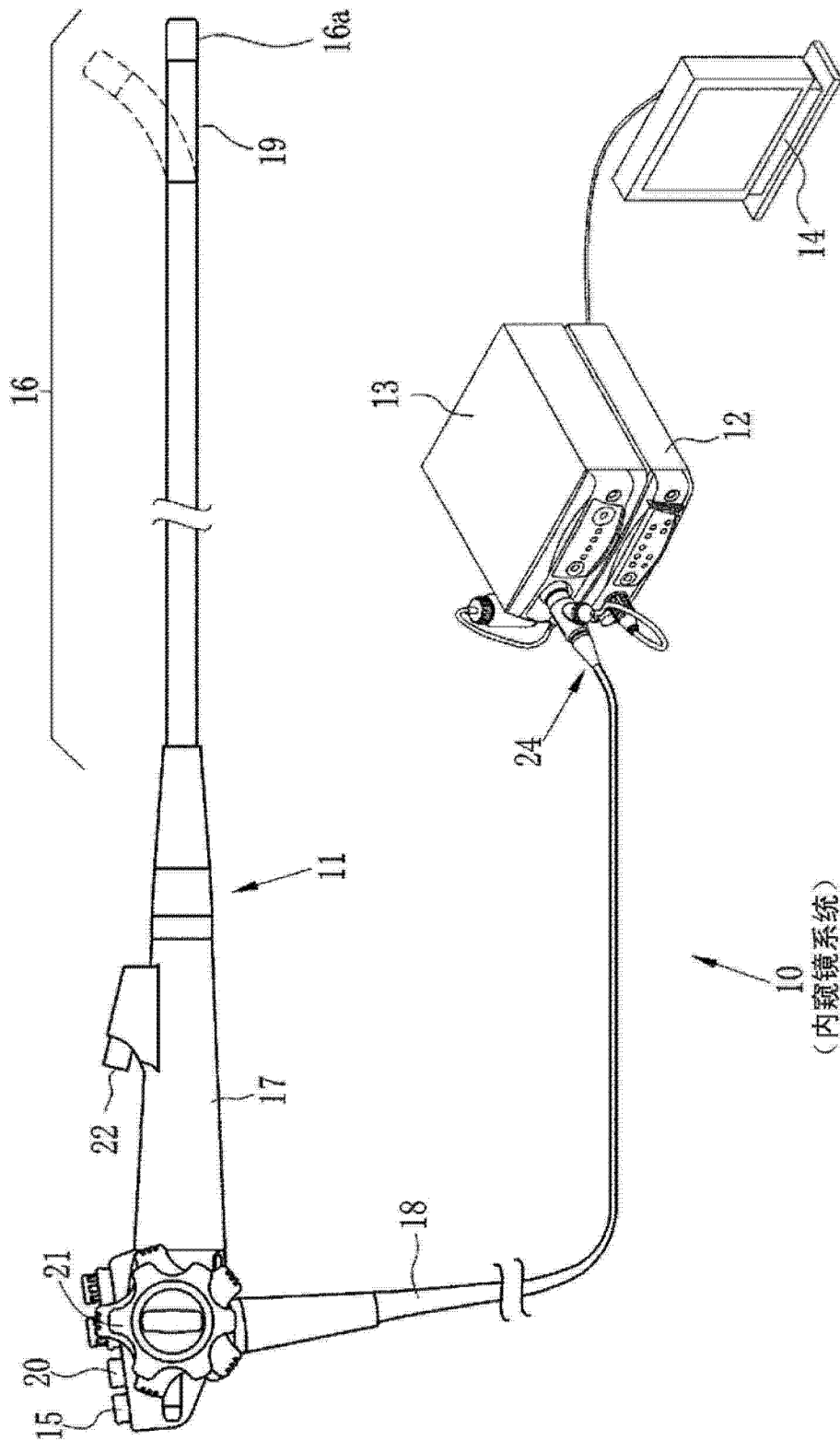


图 1

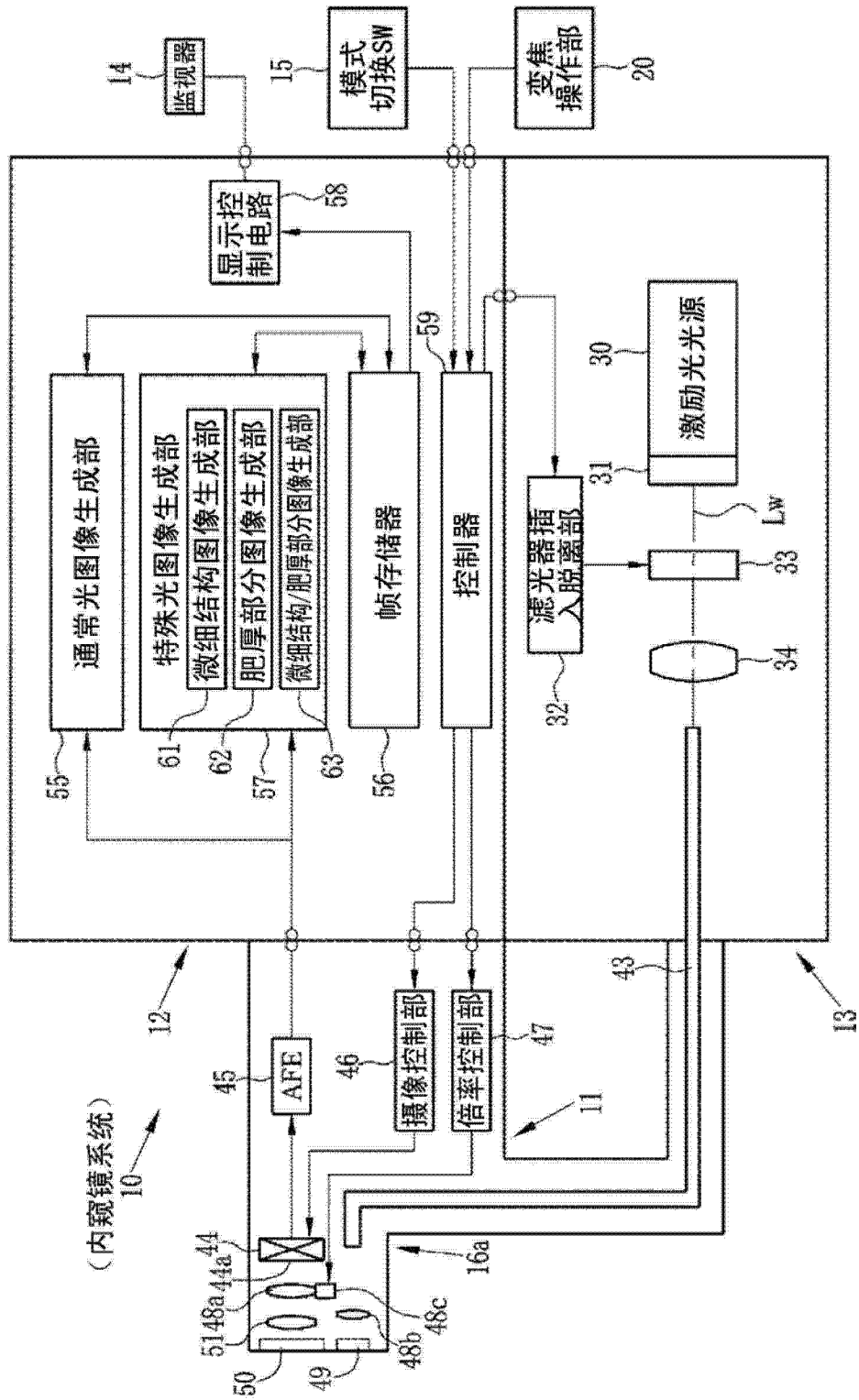


图 2

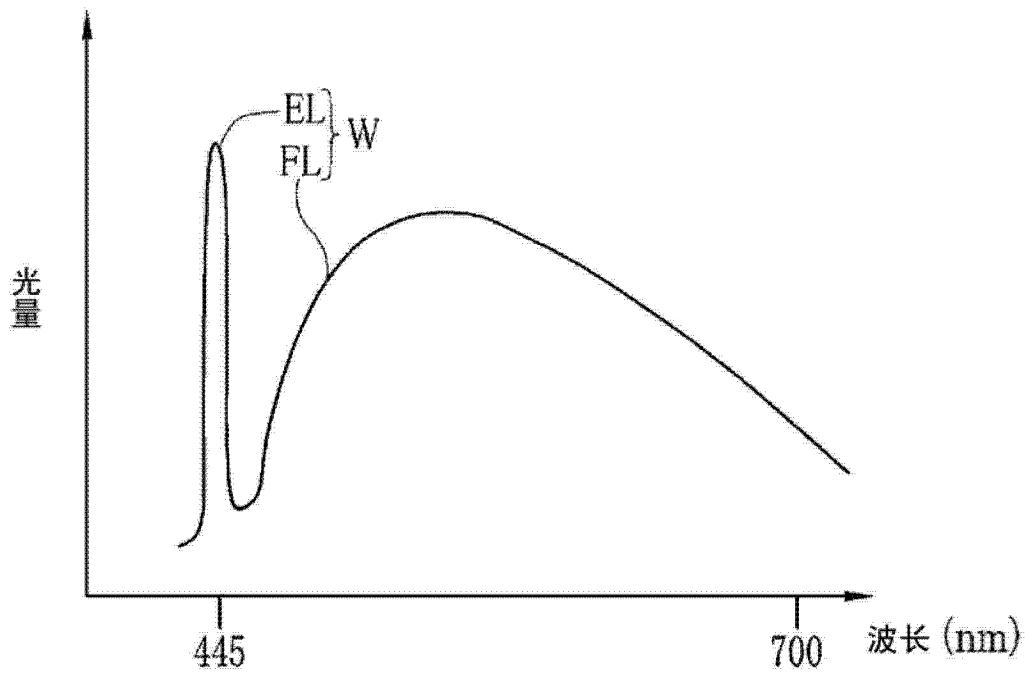


图 3

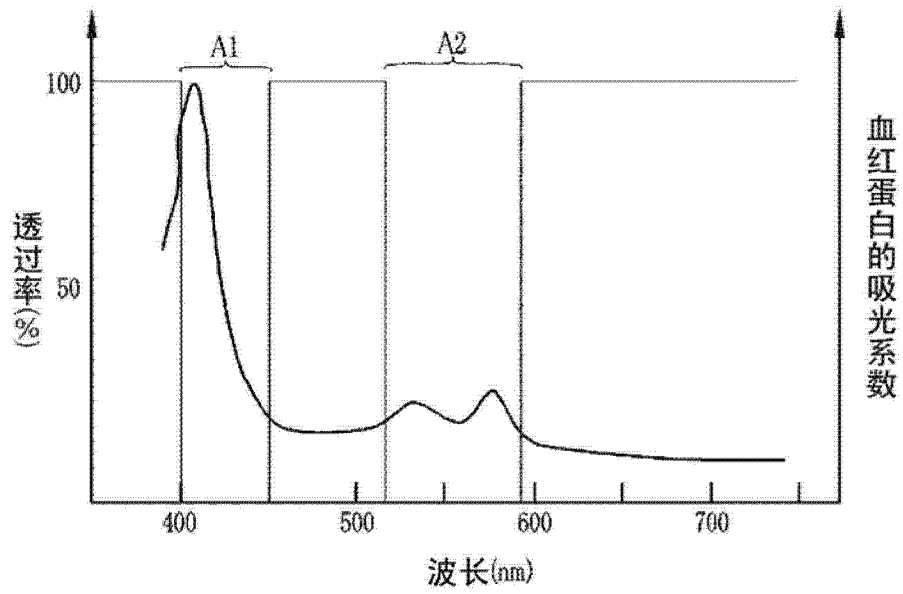


图 4

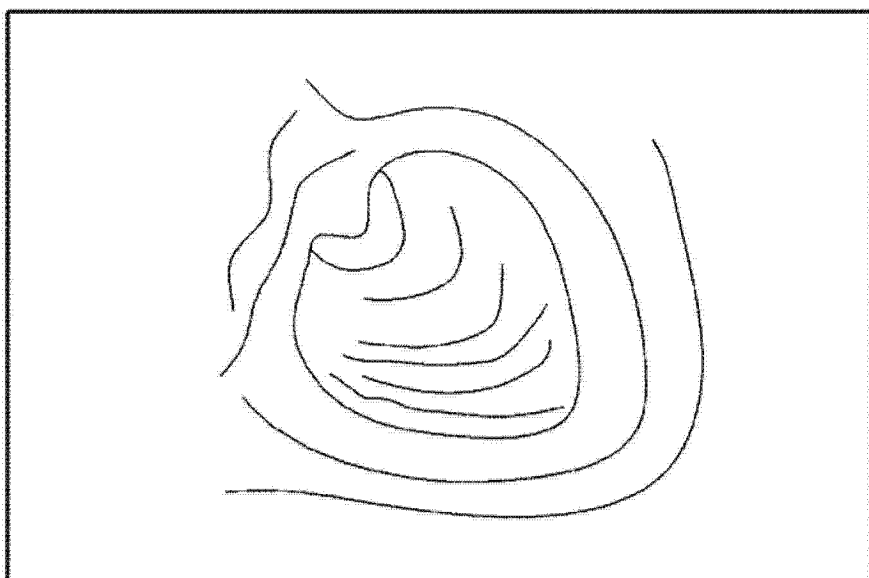


图 5A

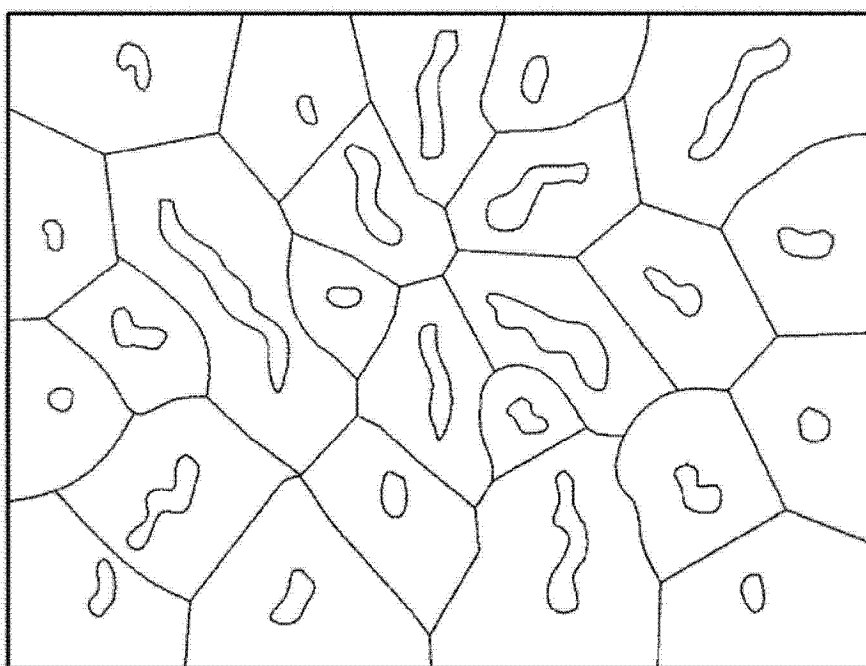


图 5B

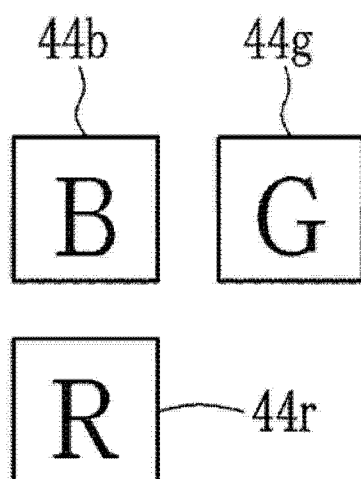


图 6A

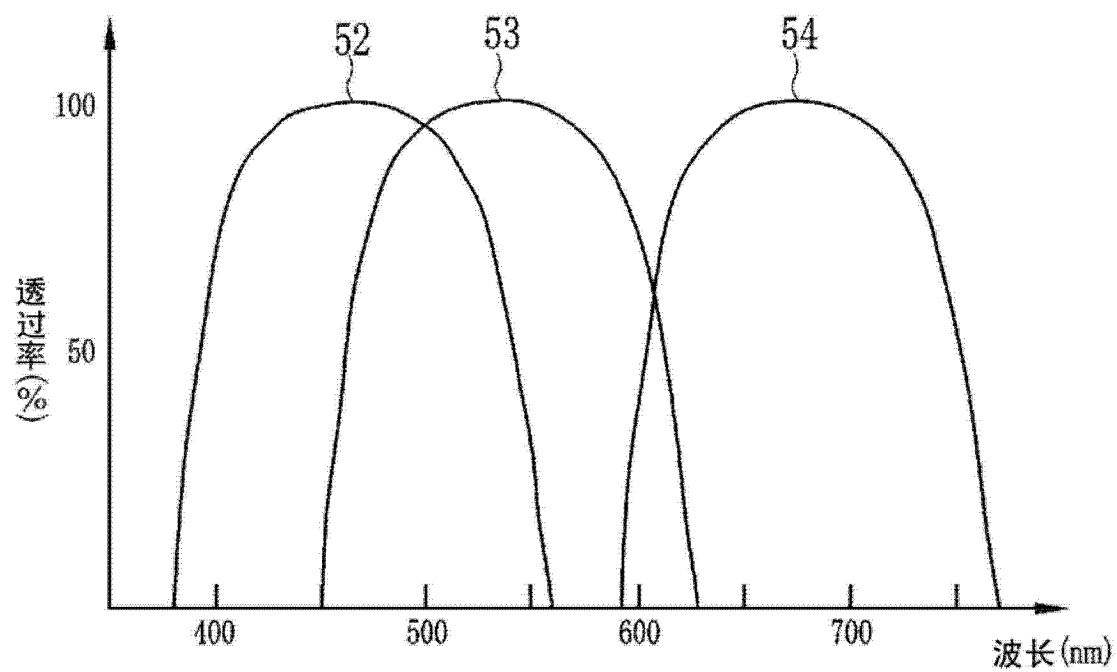


图 6B

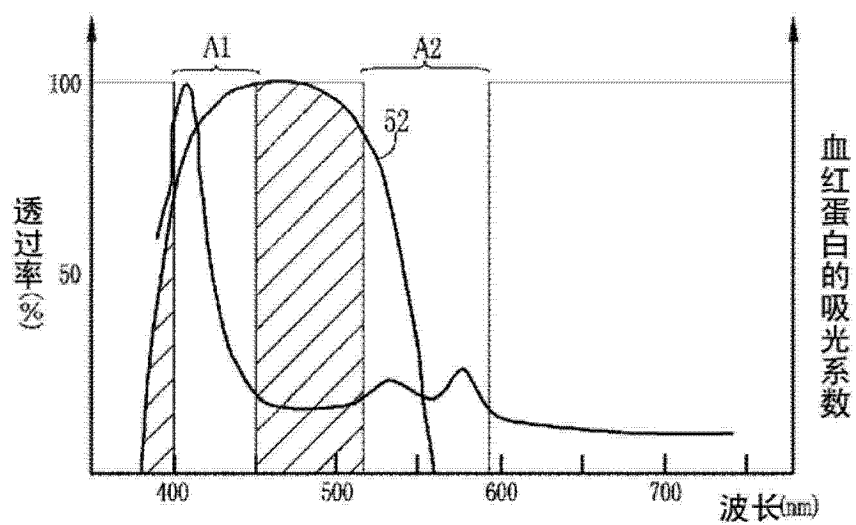


图 7A

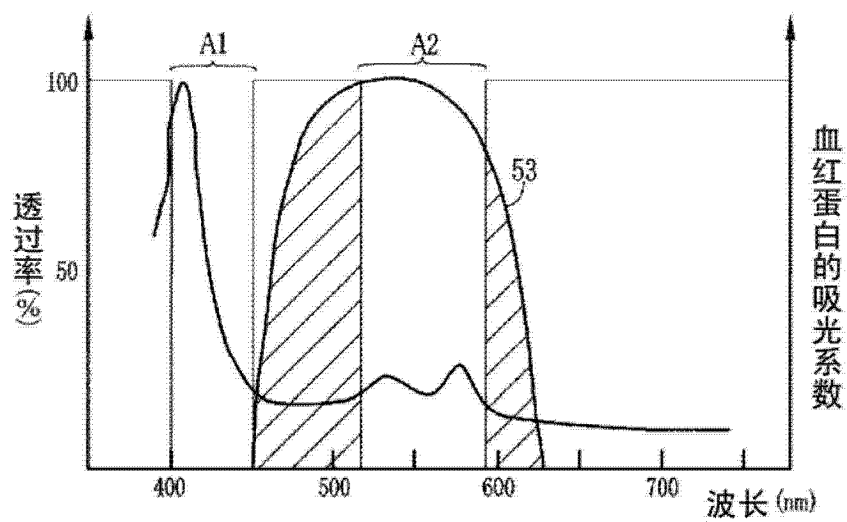


图 7B

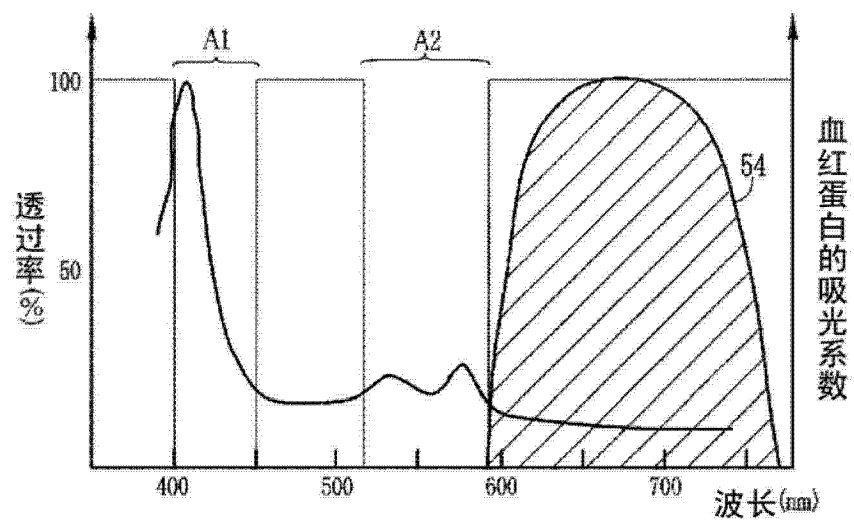


图 7C

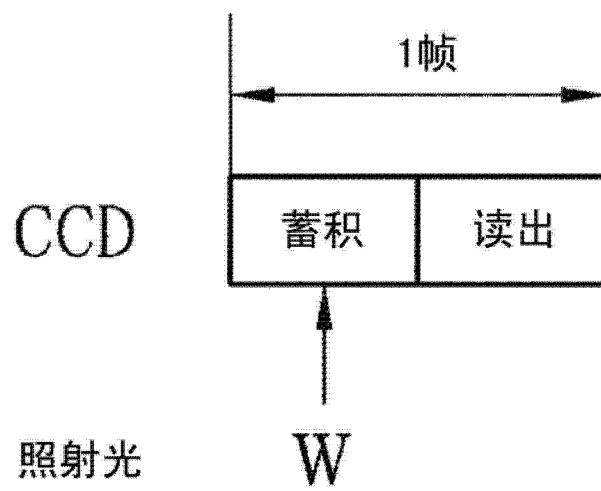


图 8A

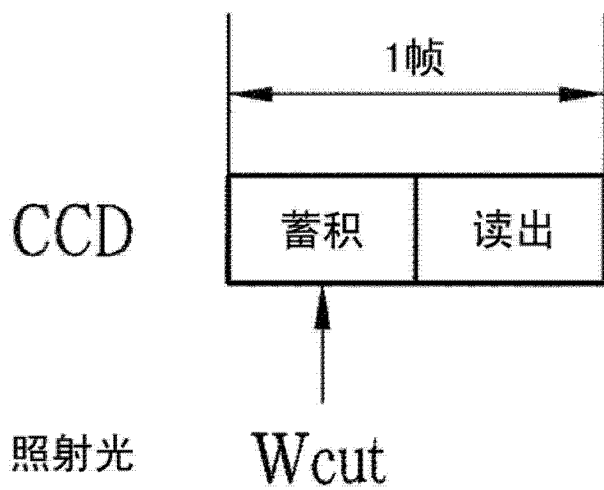


图 8B

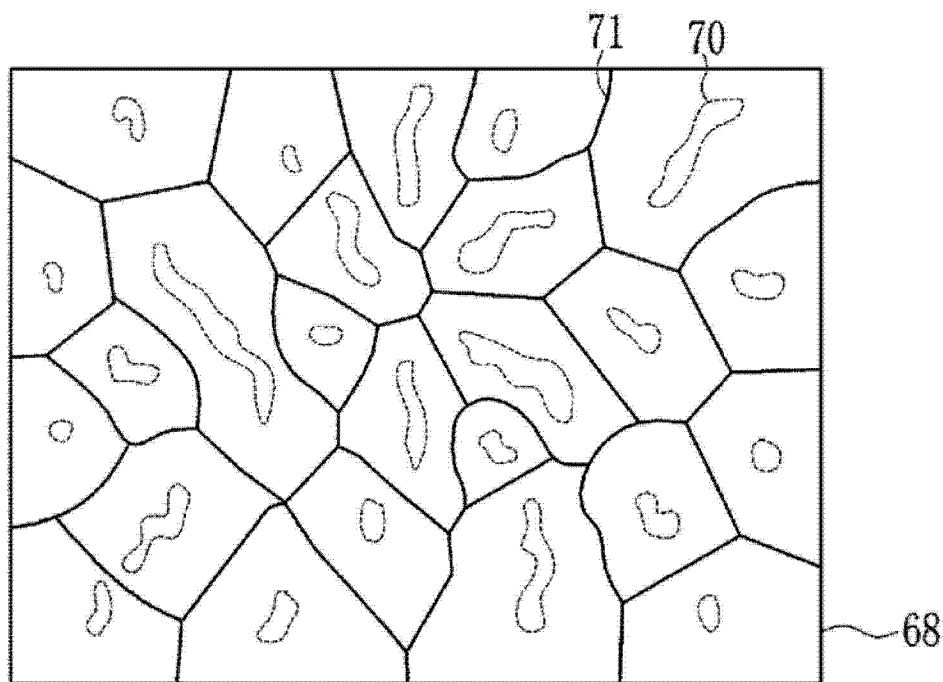


图 9

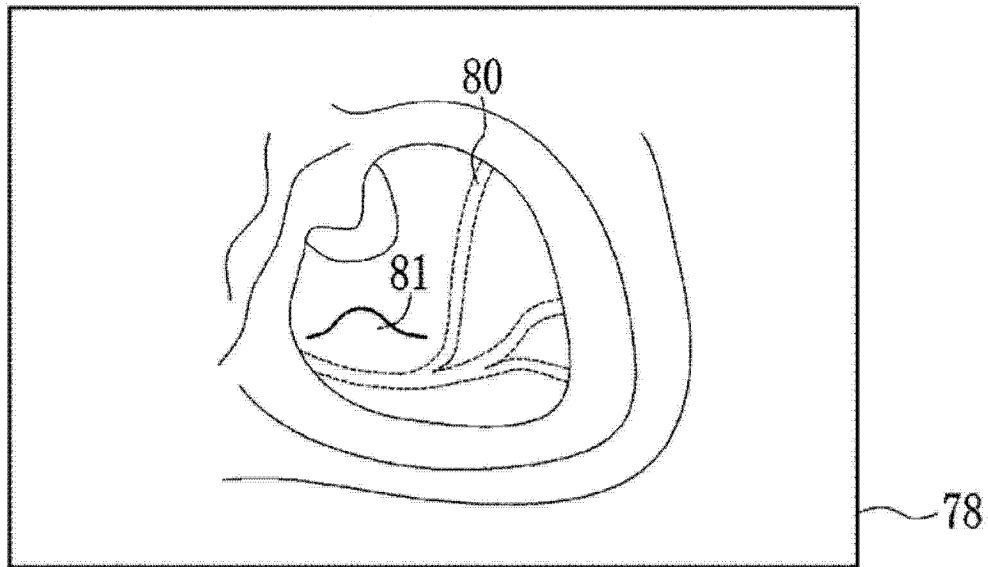


图 10

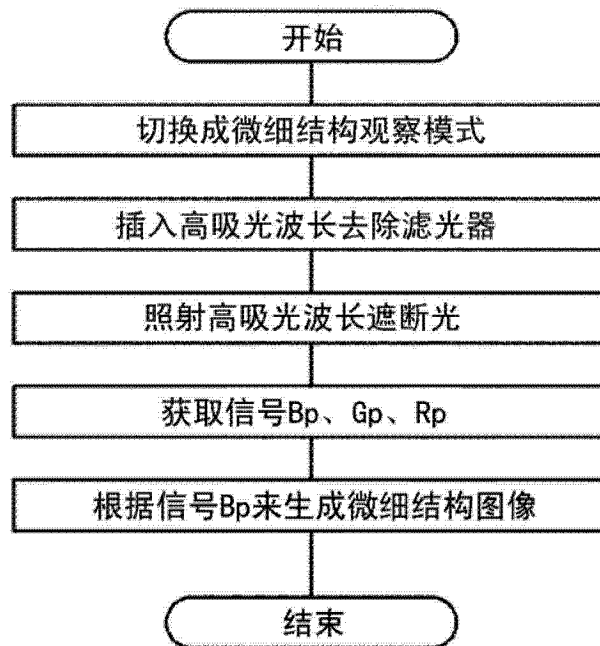


图 11

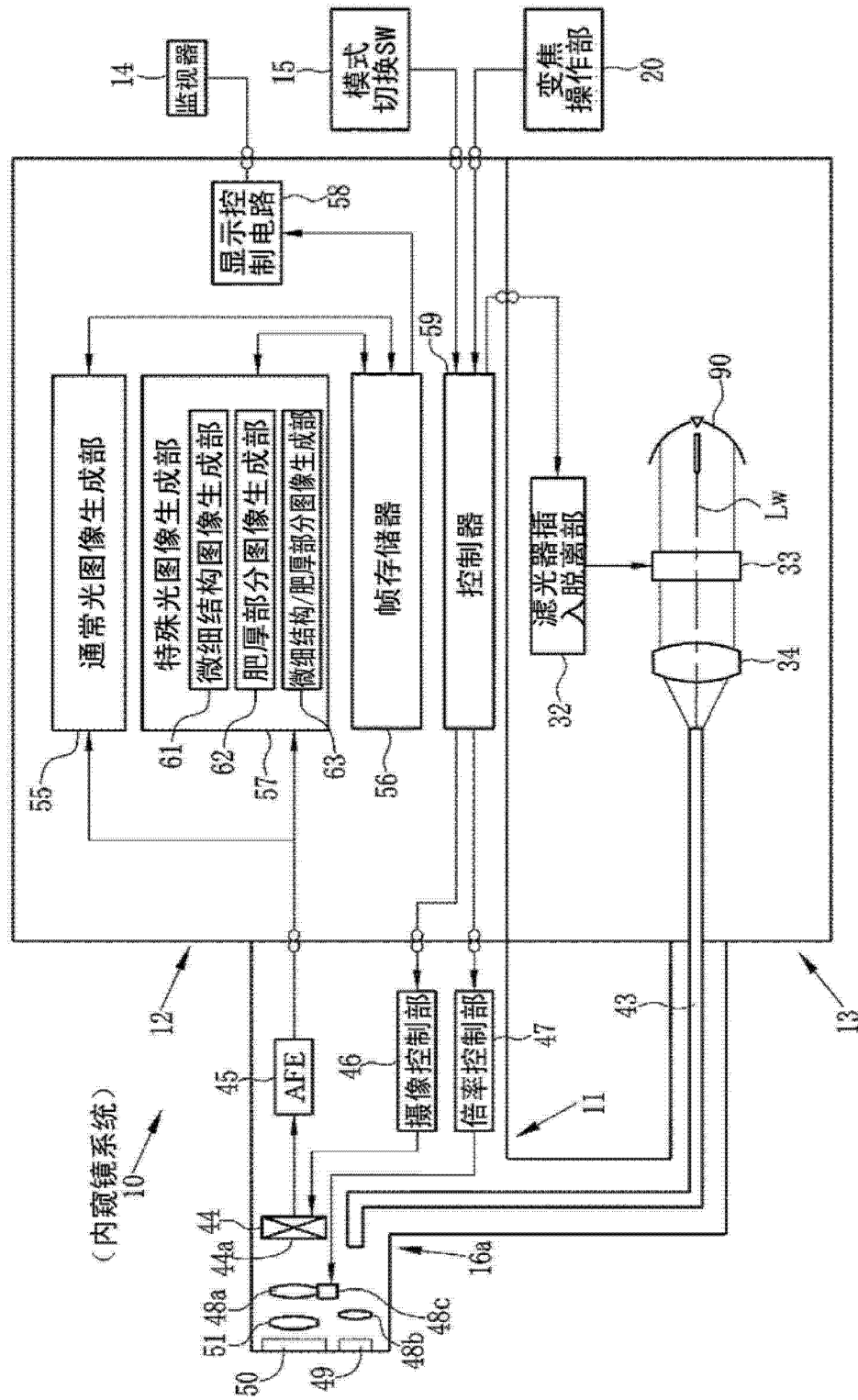


图 12

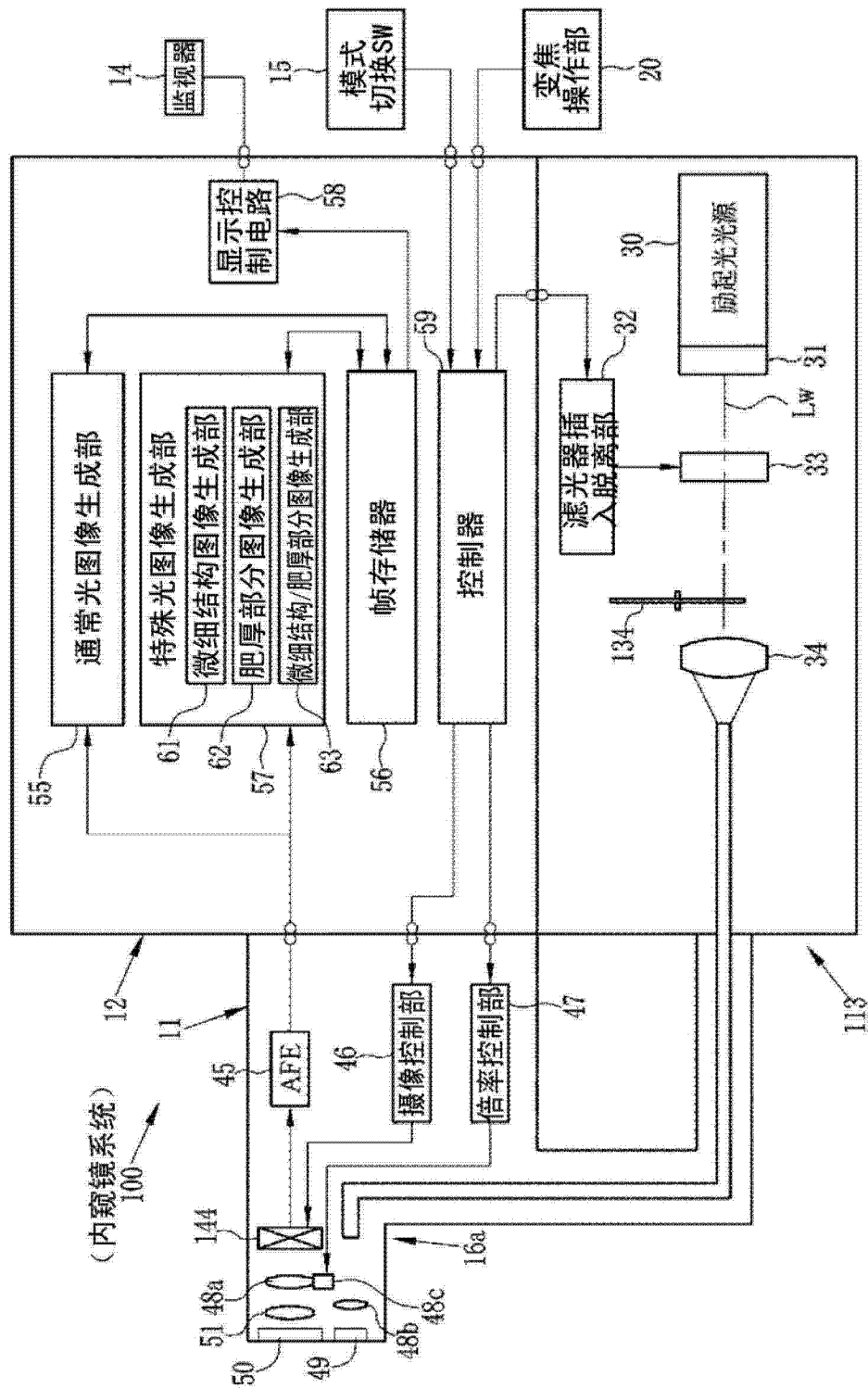


图 13

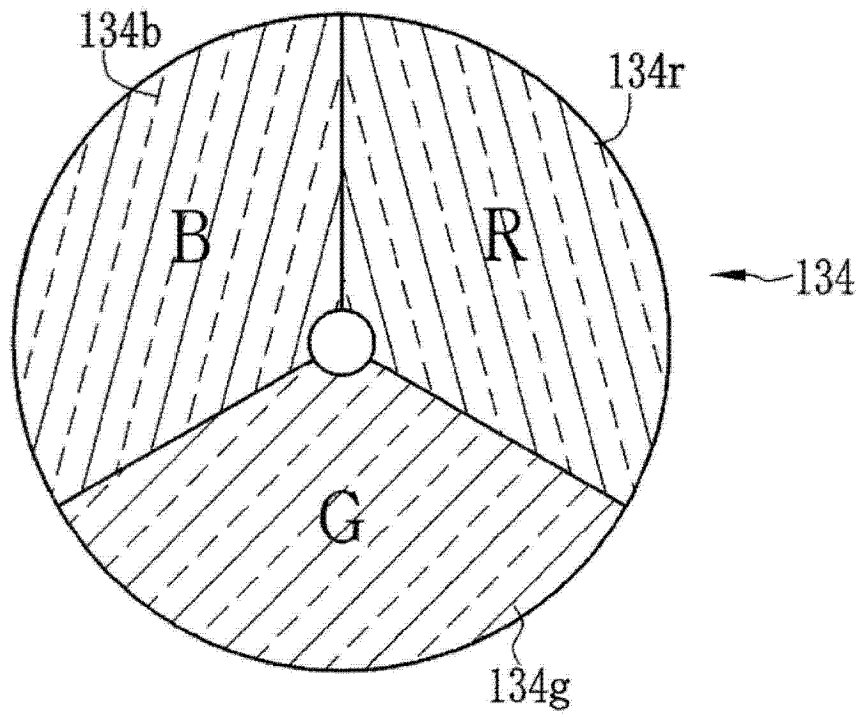


图 14

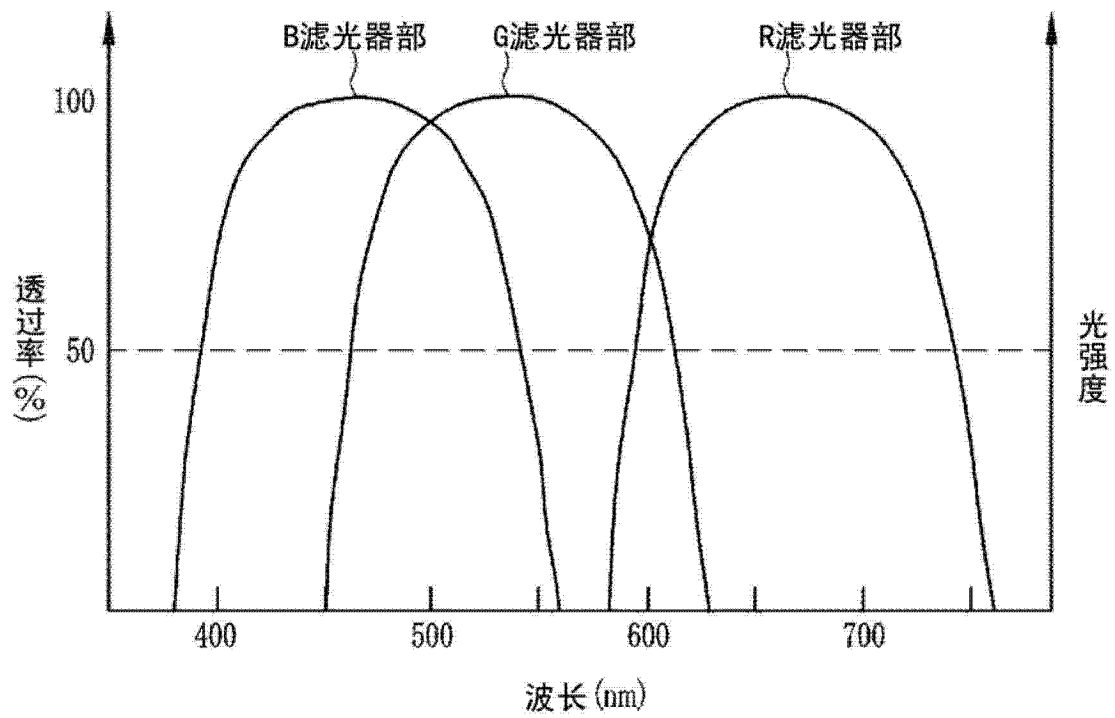


图 15

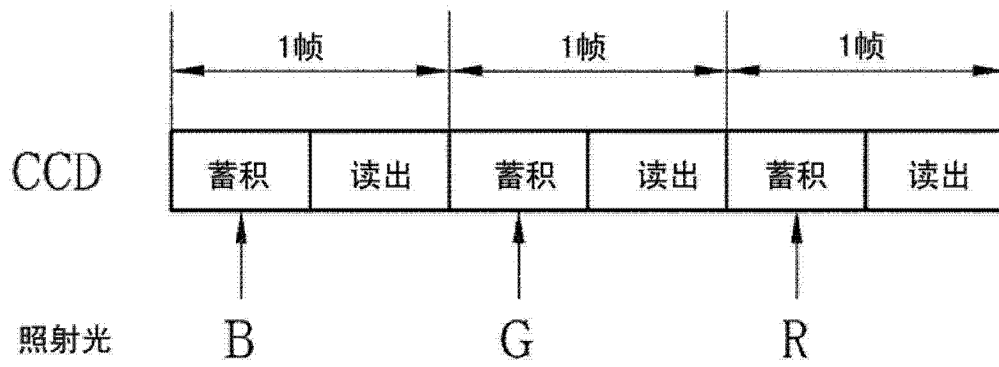


图 16A

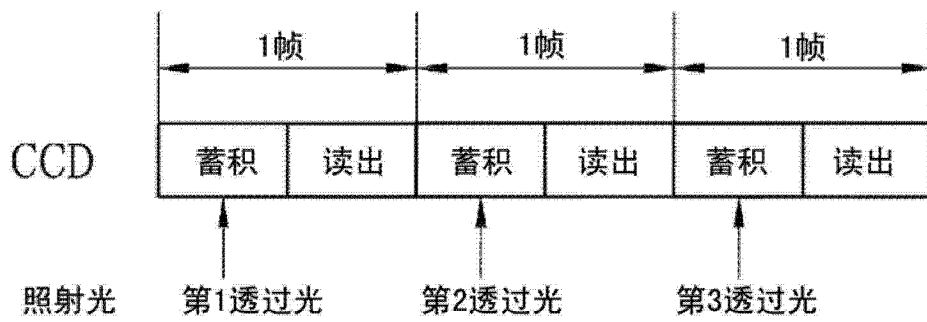


图 16B

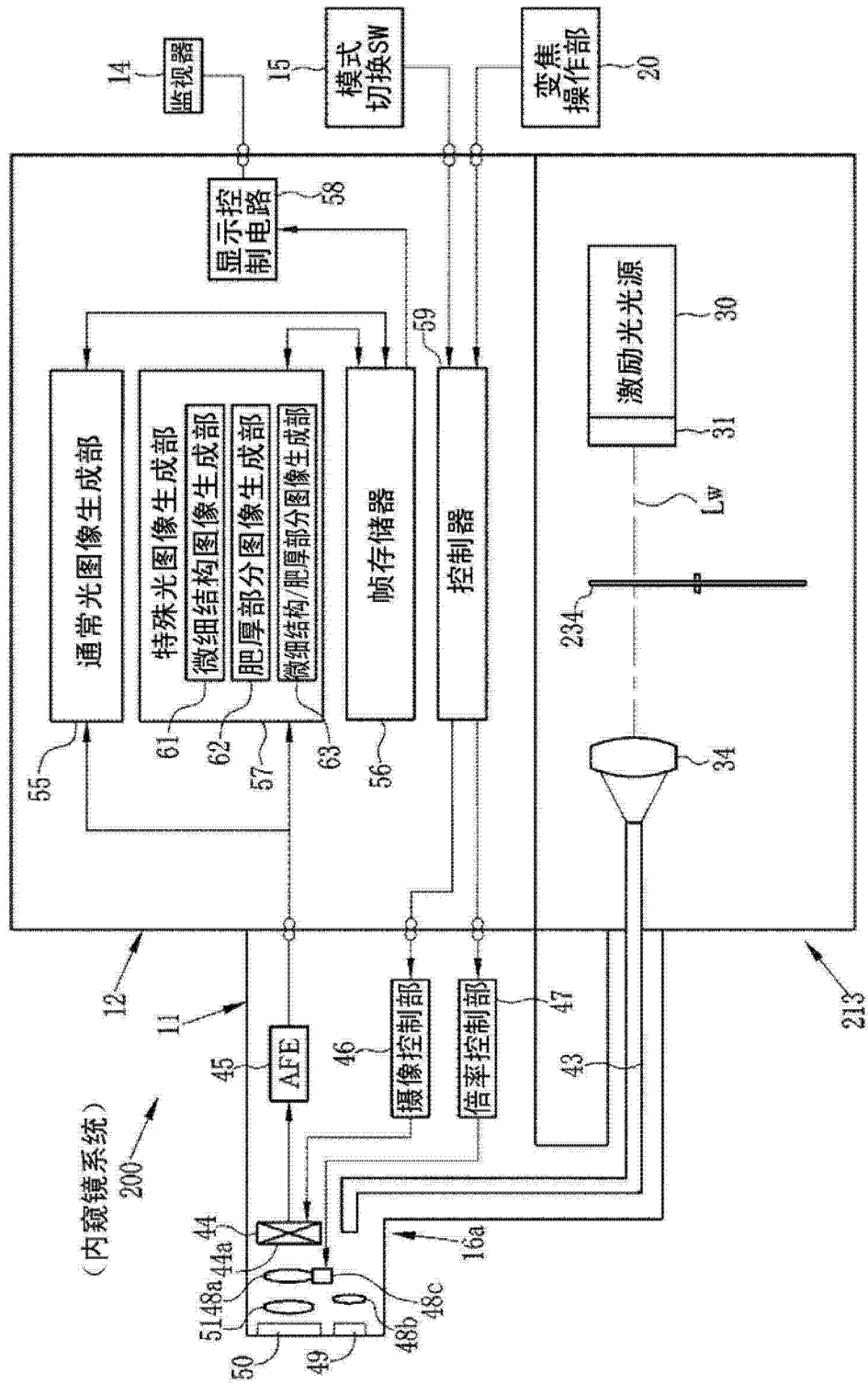


图 17

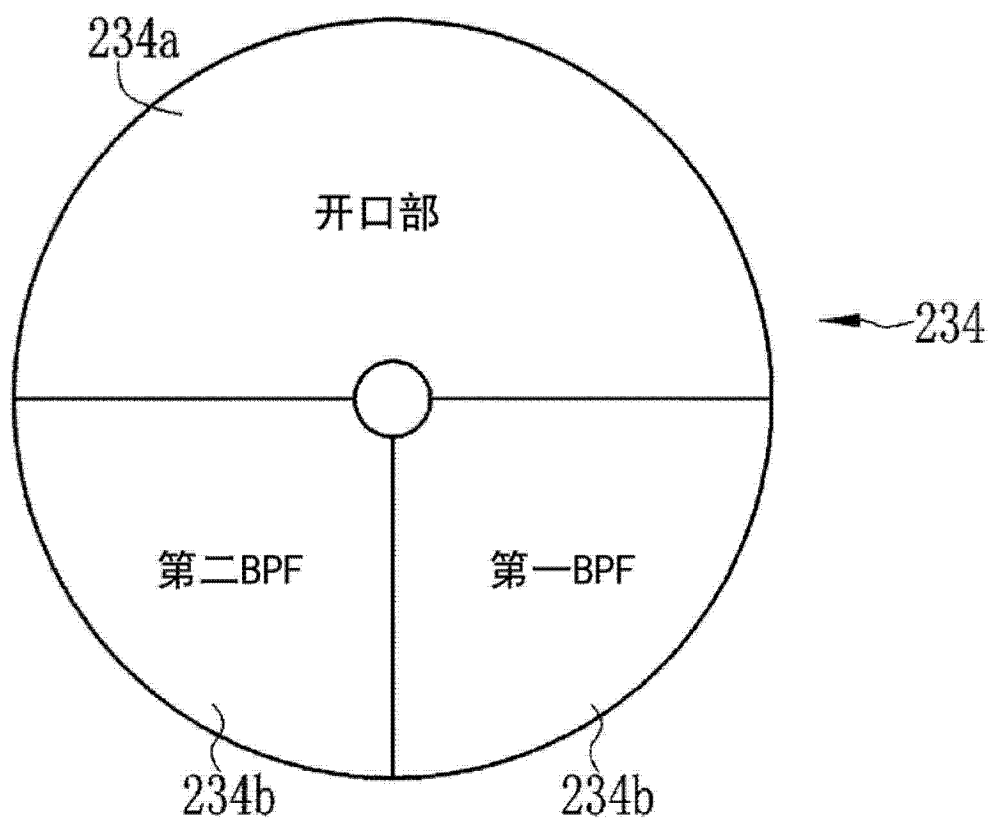


图 18

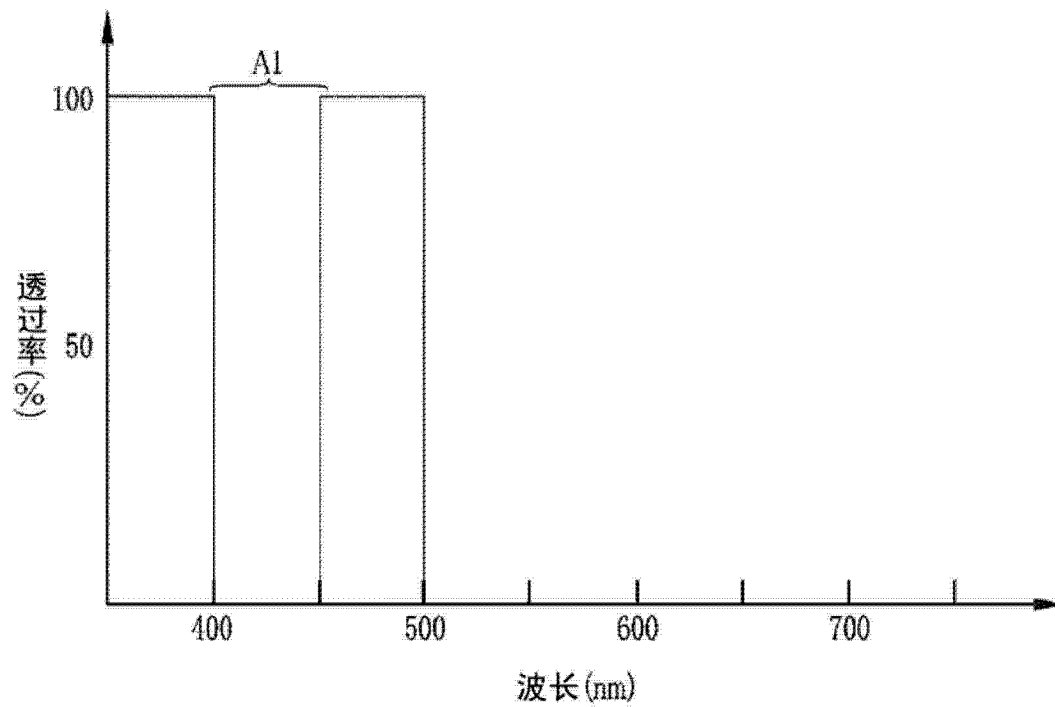


图 19

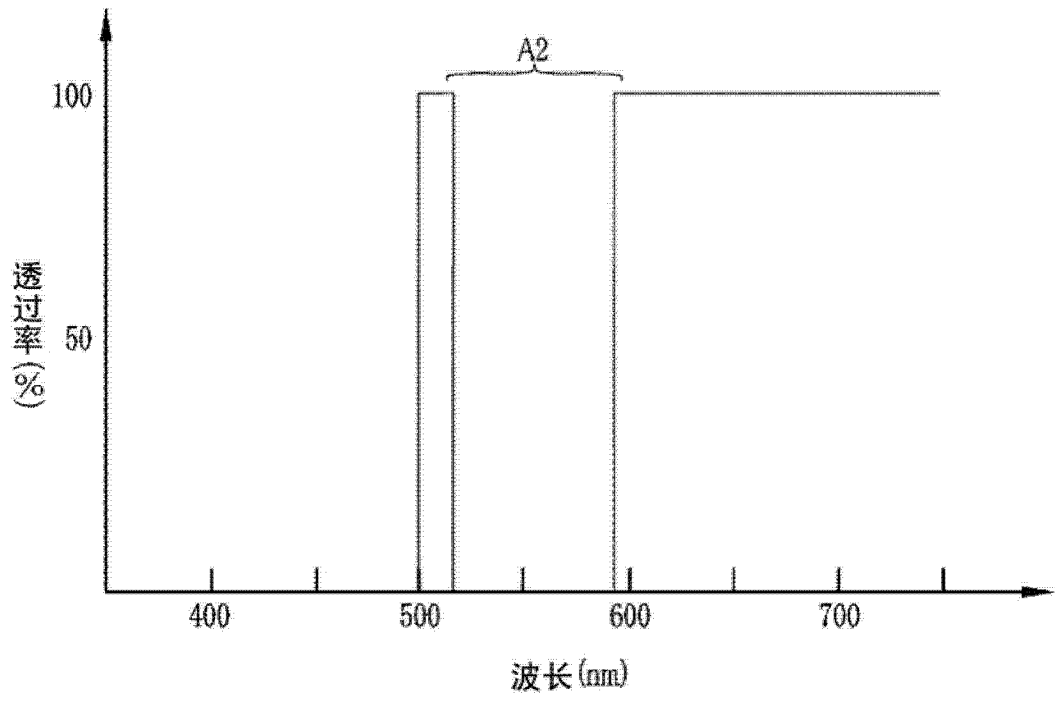


图 20

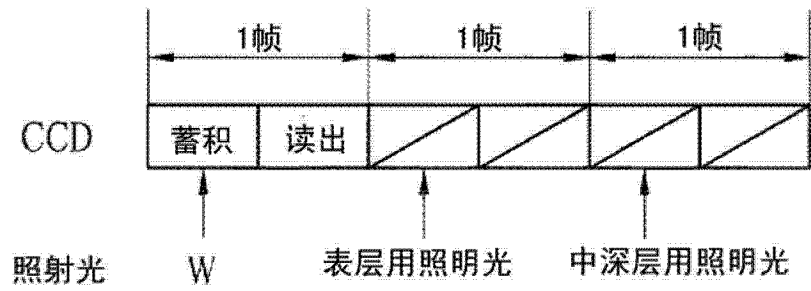


图 21A

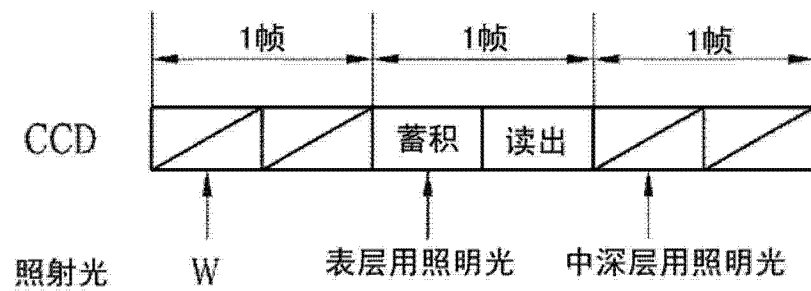


图 21B

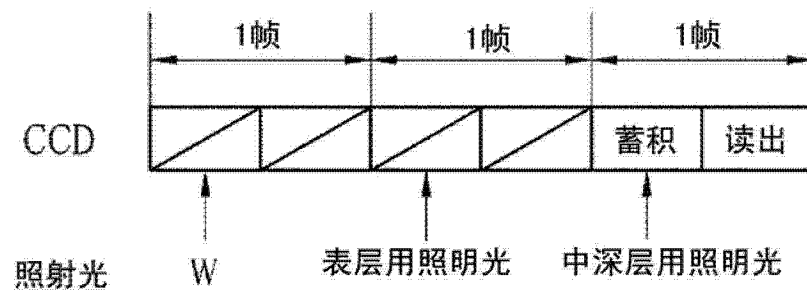


图 21C

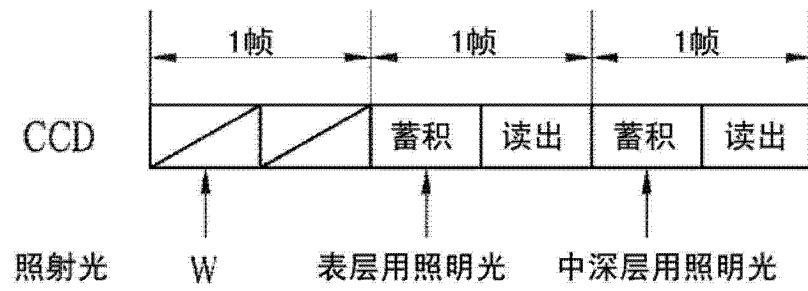


图 21D

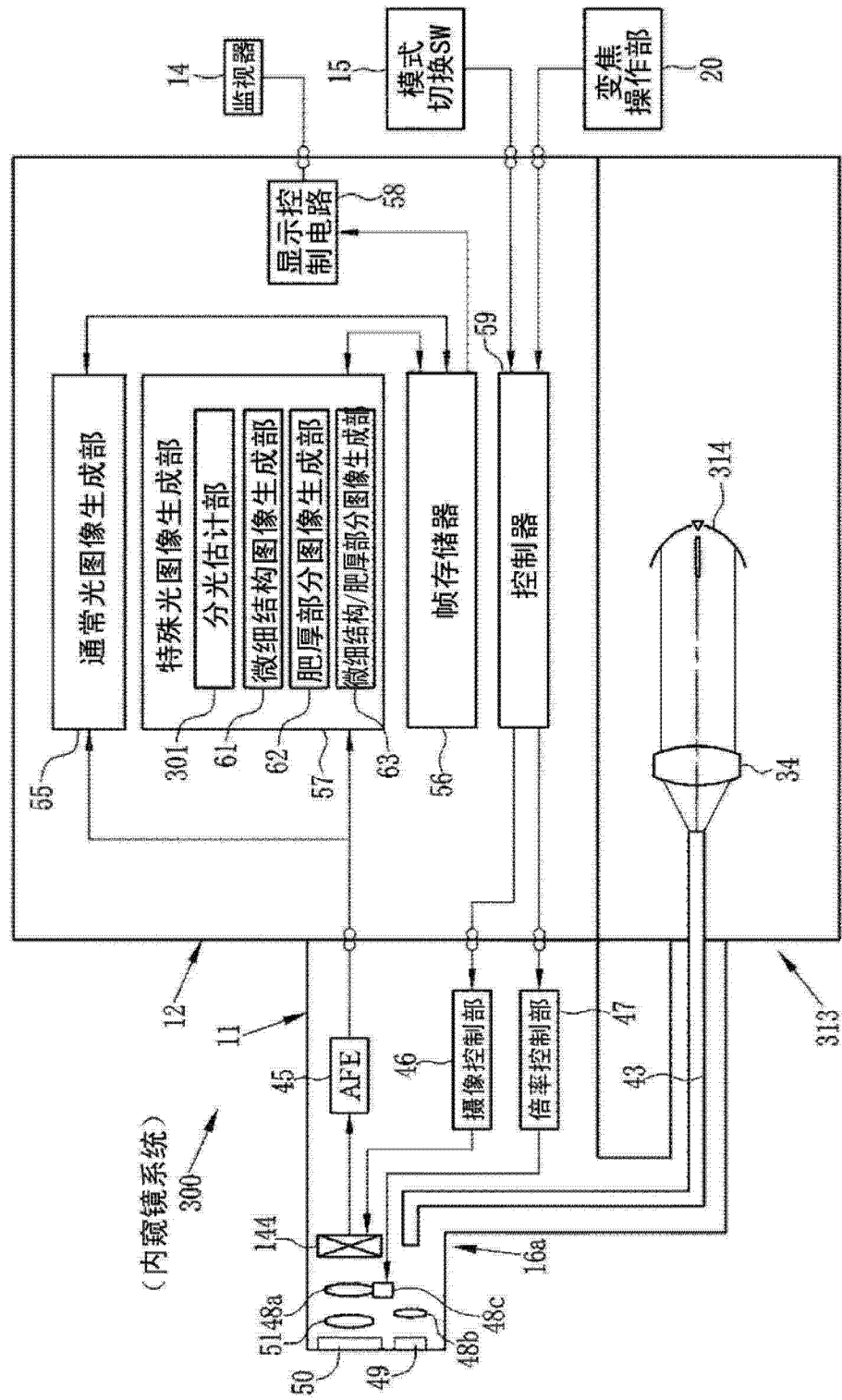


图 22

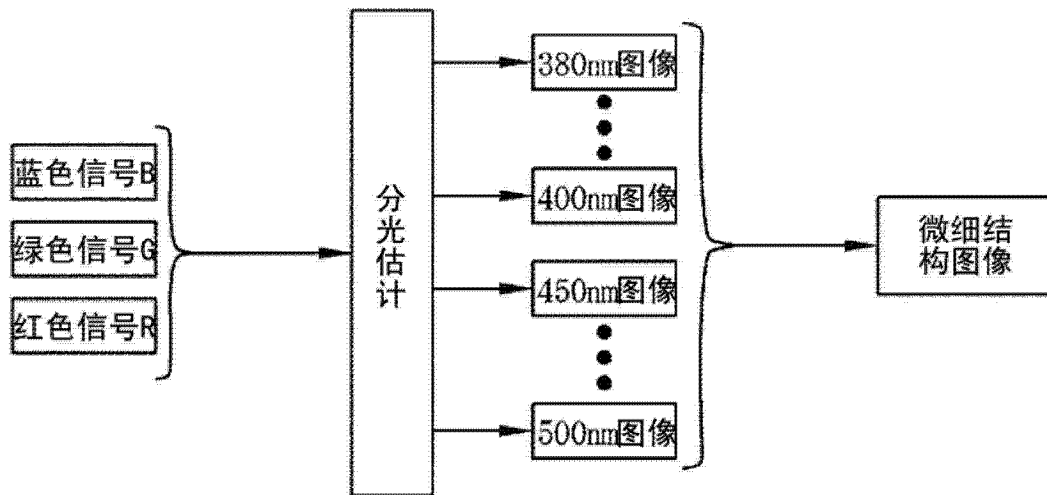


图 23

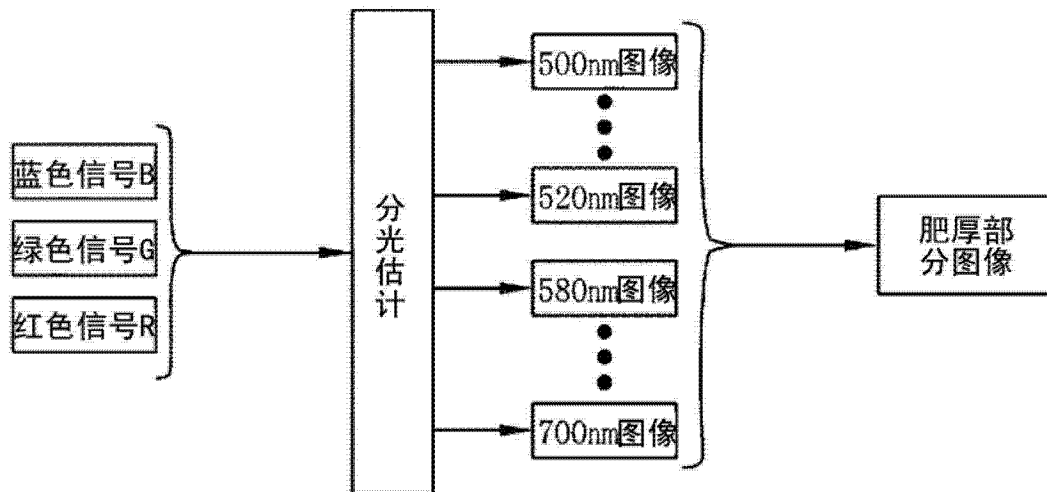


图 24

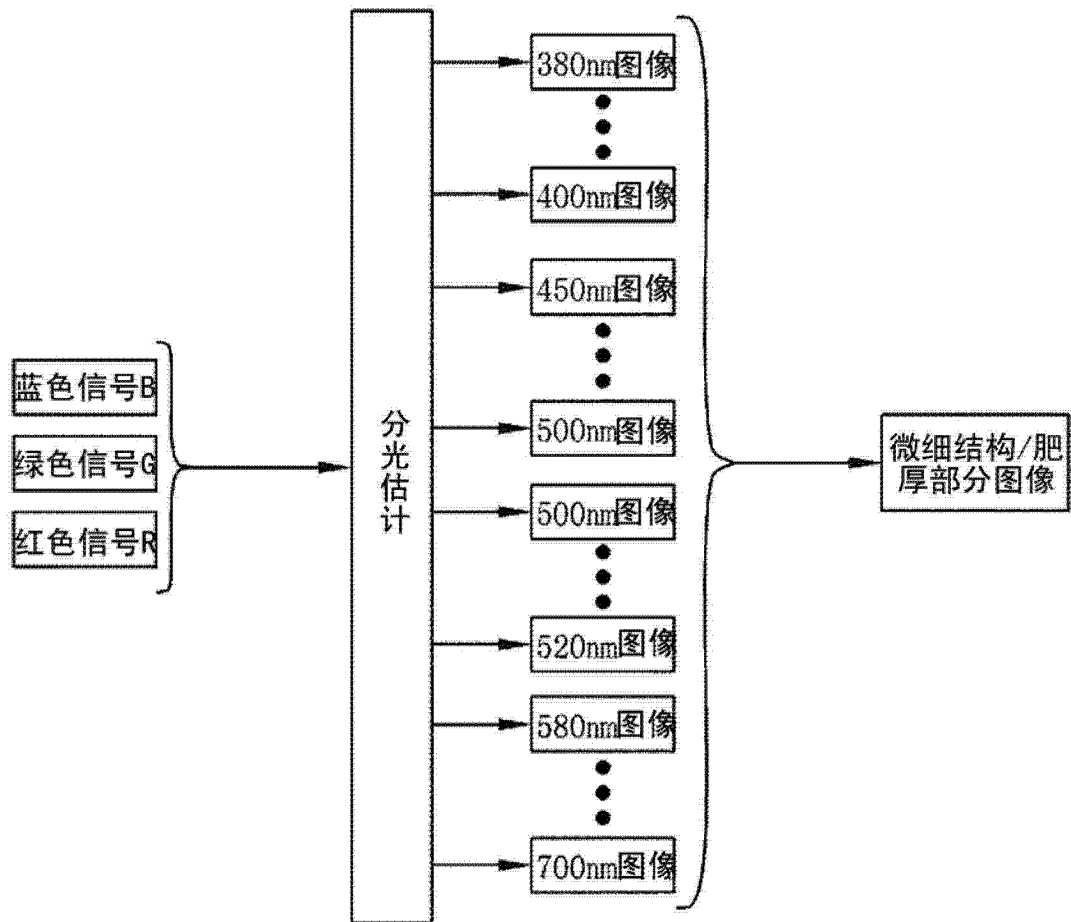


图 25

专利名称(译)	内窥镜系统以及图像生成方法		
公开(公告)号	CN103857321A	公开(公告)日	2014-06-11
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	A61B5/0084 A61B1/00009 A61B1/0661 A61B1/0684 A61B1/0051 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0653 F04C2270/041		
优先权	2012193908 2012-09-04 JP 2011225143 2011-10-12 JP		
其他公开文献	CN103857321B		
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。

