



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103153158 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 23

(21) 申请号 201180049818. 7

A61B 1/04(2006. 01)

(22) 申请日 2011. 10. 06

H04N 7/18(2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-282170 2010. 12. 17 JP

(56) 对比文件

US 5485203 A, 1996. 01. 16,

CN 101232840 A, 2008. 07. 30,

CN 101291615 A, 2008. 10. 22,

US 2007/0153542 A1, 2007. 07. 05,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 04. 15

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/073110 2011. 10. 06

审查员 孙颖

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/081297 JA 2012. 06. 21

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 五十岚诚 山崎健二

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

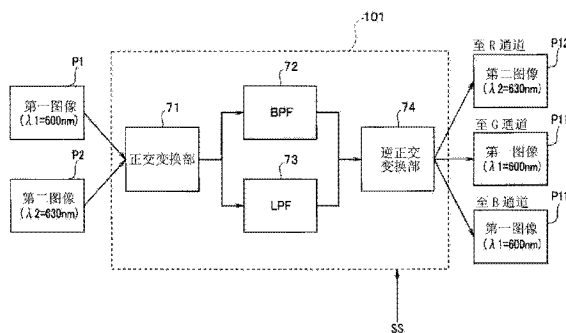
权利要求书1页 说明书11页 附图9页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

内窥镜装置(1)具备:光源装置(4),其对被检体照射照明光;CCD(2),其接收照射到被检体的照明光的反射光来拍摄被检体;图像处理部(101),其基于由CCD(2)得到的摄像信号,根据至少两个以上的窄频带波长的摄像信号的平均图像生成抑制了高频成分的第一图像信号,并且根据规定的两个窄频带波长的摄像信号的差分图像生成抑制了高频成分的第二图像信号;以及观察监视器(5),其将第一图像信号和第二图像信号分配至一个以上的规定的颜色通道来进行显示。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,具备:

照明部,其对被检体照射照明光,该照明光是可见区域的红色频带,且是血红蛋白吸收特性衰减规定量以上的第一波长频带的光和第二波长频带的光;

摄像部,其接收由上述照明部照射到上述被检体的上述照明光的反射光,生成与上述第一波长频带对应的第一摄像信号以及生成与上述第二波长频带对应的第二摄像信号;

正交变换部,其对上述摄像部生成的上述第一摄像信号和上述第二摄像信号进行正交变换处理,来生成上述第一摄像信号与上述第二摄像信号的加权后的平均图像信号以及加权后的差分图像信号;

第一空间滤波器部,其根据在上述正交变换部中生成的加权后的上述平均图像信号来生成增强了与上述被检体内的规定粗细的血管对应的频率成分并且抑制了高于上述频率成分的高频成分的第一图像信号;

第二空间滤波器部,其针对在上述正交变换部中生成的加权后的上述差分图像信号来生成抑制了上述高频成分的第二图像信号;以及

逆正交变换部,其对在上述第一空间滤波器部中生成的第一图像信号和在上述第二空间滤波器部中生成的上述第二图像信号进行逆正交变换处理,来生成与上述第一波长频带对应的第三图像信号以及与上述第二波长频带对应的第四图像信号。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

还具备显示部,该显示部将上述第三图像信号分配至绿色和蓝色的颜色通道并且将上述第四图像信号分配至红色的颜色通道来进行显示。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

还具备频带限制部,该频带限制部配置于从上述照明光的出射部至上述摄像部的摄像面的光路上,以使上述照明光的多个波长频带中的至少两个波长频带变窄的方式进行限制,使上述被检体的离散的分光分布的频带像成像于上述摄像部的上述摄像面。

4. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

还具备:

结构增强部,其对第五图像信号执行结构增强处理,上述第五图像信号的波长频带比上述第一波长频带和上述第二波长频带短;以及

显示部,其将上述第五图像信号和上述第三图像信号分配至规定的颜色通道来进行显示,或者将上述第五图像信号和上述第四图像信号分配至规定的颜色通道来进行显示。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述照明部射出 600nm 和 630nm 的窄频带光作为上述照明光。

6. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述高频成分是与比上述规定粗细的血管细的血管对应的频率成分。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜装置以及使用内窥镜显示被摄体图像的方法,特别是涉及一种能够清晰地显示粘膜深部的血管的内窥镜装置以及使用内窥镜显示被摄体图像的方法。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,使用内窥镜进行微创性的各种检查、手术。手术师能够将内窥镜插入到体腔内,对由设置于内窥镜插入部的前端部的摄像装置拍摄到的被摄体进行观察,根据需要使用贯穿处置器具通道内的处置器具对病变部进行处置。使用内窥镜进行的手术不进行剖腹等,因此具有患者的身体负担小这种优点。

[0003] 内窥镜装置构成为包括内窥镜、与内窥镜相连接的图像处理装置以及观察监视器。由设置于内窥镜插入部的前端部的摄像元件拍摄病变部,将其图像显示在监视器中。手术师能够一边观察显示在监视器中的图像一边进行诊断或者需要的处置。

[0004] 另外,为了不仅进行使用了白色光的普通光观察还观察内部的血管,内窥镜装置中还存在使用红外光等特殊光进行特殊光观察的内窥镜装置。

[0005] 在红外内窥镜装置的情况下,将在例如波长接近 805nm 的近红外光处具有吸收峰的特性的吲哚花青绿 (ICG) 作为药剂注入到患者的血液中。而且,将波长接近 805nm 和接近 930nm 的红外光从光源装置分时地照射到被摄体。使用 CCD 拍摄到的被摄体像的信号被输入到红外内窥镜装置的处理单元。关于这种红外内窥镜装置,如日本特开 2000-41942 号公报所公开那样,提出了以下装置:处理器将波长接近 805nm 的像分配至绿色信号 (G),将波长接近 930nm 的像分配至蓝色信号 (B),来输出到监视器(例如参照专利文献 1)。将 ICG 吸收大的波长接近 805nm 的红外光的像分配至绿色,因此手术师能够以良好的对比度观察投放了 ICG 时的红外图像。

[0006] 例如,在使用内窥镜切开并剥离存在病变部的粘膜下层的粘膜下层剥离术(以下称为ESD(Endoscopic Submucosal Dissection))等中,手术师确认粘膜中的较粗的血管的位置来进行切开等处置,使得不会由电手术刀等切开这种血管。有可能引起重度出血的血管从粘膜下层走行于固有肌层。在ESD等手术中产生重度出血的情况下,每次必须进行止血作业,因此导致手术时间长。

[0007] 但是,由于使用上述红外内窥镜装置来确认血管的位置,因此不需要如上述那样静脉注射 ICG 等药剂这种烦杂的作业。

[0008] 另外,在上述红外内窥镜装置的情况下,照明光的波长为近红外光的波长,因此还存在图像中的血管模糊不清这种问题。

[0009] 因此,本发明是鉴于上述问题而完成的,目的在于提供一种不进行药剂投放这种烦杂的作业并且能够清晰地显示粘膜深部的血管的内窥镜装置以及使用内窥镜显示被摄体图像的方法。

发明内容

[0010] 本发明的一个方式的内窥镜装置具备：照射部，其对被检体照射照明光；摄像部，其接收由上述照射部照射到上述被检体的上述照明光的反射光来拍摄上述被检体；图像信号处理部，其基于由上述摄像部得到的摄像信号，根据至少两个以上的窄频带波长的摄像信号的平均图像生成抑制了高频成分的第一图像信号，并且根据规定的两个窄频带波长的摄像信号的差分图像生成抑制了高频成分的第二图像信号；以及显示部，其将上述第一图像信号和上述第二图像信号分配至一个以上的规定的颜色通道来进行显示。

[0011] 本发明的一个方式的使用内窥镜显示被摄体图像的方法包括以下情况：通过照射部对被检体照射照明光；通过内窥镜的摄像部接收由上述照明部照射到上述被检体的上述照明光的反射光来拍摄上述被检体；通过图像信号处理部基于由上述摄像部得到的摄像信号，根据至少两个以上的窄频带波长的摄像信号的平均图像生成抑制了高频成分的第一图像信号；通过上述图像信号处理部根据规定的两个窄频带波长的摄像信号的差分图像生成抑制了高频成分的第二图像信号；以及通过显示部将上述第一图像信号和上述第二图像信号分配至一个以上的规定的颜色通道来进行显示。

附图说明

[0012] 图 1 是表示本发明的第一实施方式所涉及的内窥镜装置的结构的结构图。

[0013] 图 2 是表示本发明的第一实施方式所涉及的旋转滤波器 14 的结构图。

[0014] 图 3 是用于说明本发明的第一实施方式所涉及的窄频带光观察时的整体处理的流程的图。

[0015] 图 4 是表示本发明的第一实施方式所涉及的图像处理部 101 的处理内容的框图。

[0016] 图 5 是表示本发明的第一实施方式所涉及的带通滤波器 72 和低通滤波器 73 各自的滤波器特性的例子图。

[0017] 图 6 是用于说明本发明的第一实施方式所涉及的所显示的窄频带图像的图。

[0018] 图 7 是表示本发明的第一实施方式的变形例 2 所涉及的内窥镜装置 1A 的结构图。

[0019] 图 8 是表示本发明的第一实施方式的变形例 2 所涉及的图像处理部 101A 的结构框图。

[0020] 图 9 是表示本发明的第二实施方式所涉及的旋转滤波器的结构图。

[0021] 图 10 是表示本发明的第二实施方式所涉及的图像处理部 101B 的处理内容的框图。

[0022] 图 11 是表示本发明的第二实施方式所涉及的带通滤波器 72、低通滤波器 73 和结构增强部 75 各自的滤波器特性的例子图。

具体实施方式

[0023] 下面，参照附图说明本发明的实施方式。

[0024] （第一实施方式）

[0025] 首先，说明本实施方式所涉及的内窥镜装置的结构。图 1 是表示本实施方式所涉及的内窥镜装置的结构图。

[0026] 如图 1 所示,本实施方式的内窥镜装置 1 包括:电子内窥镜 3,其插入到体腔内并具有摄像元件、即 CCD 2 作为拍摄体腔内组织的生物体图像信息获取单元;光源装置 4,其对电子内窥镜 3 提供照明光;视频处理器 7,其对来自电子内窥镜 3 的 CCD 2 的摄像信号进行信号处理并将内窥镜图像显示在观察监视器 5 中。内窥镜装置 1 具有普通光观察模式和窄频带光观察模式这两种模式。此外,在以下说明中,内窥镜装置 1 的普通光观察模式与以往的普通光观察模式相同,因此简单说明普通光观察模式的结构,主要说明窄频带光观察模式。

[0027] CCD 2 构成接收照射到被检体的照明光的反射光来拍摄被检体的摄像部或者摄像单元。

[0028] 光源装置 4 构成为具备:氙气灯 11,其作为照明单元,发出照明光(白色光);热线截止滤波器 12,其遮断白色光的热线;光圈装置 13,其控制经过了热线截止滤波器 12 的白色光的光量;旋转滤波器 14,其作为将照明光设为面顺序光的频带限制单元;聚光透镜 16,其使经过了旋转滤波器 14 的面顺序光会聚到配置于电子内窥镜 3 内的光导件 15 的入射面;以及控制电路 17,其控制旋转滤波器 14 的旋转。氙气灯 11、旋转滤波器 14 以及光导件 15 构成对被检体照射照明光的照射部或者照射单元。

[0029] 图 2 是表示旋转滤波器 14 的结构的图。如图 2 所示,作为波长频带限制部或者波长频带限制单元的旋转滤波器 14 构成为圆盘状,呈以中心为旋转轴的结构,具有两个滤波器组。在旋转滤波器 14 的外周侧沿着周方向配置有构成用于输出普通光观察用的分光特性的面顺序光的滤波器组的 R(红)滤波器部 14r、G(绿)滤波器部 14g、B(蓝)滤波器部 14b,来作为第一滤波器组。

[0030] 在旋转滤波器 14 的内周侧沿着周方向配置有使两个规定的窄频带波长的光透过的两个滤波器 14-600、14-630,来作为第二滤波器组。

[0031] 滤波器 14-600 构成为使波长接近 600nm 的光作为窄频带光而透过。滤波器 14-630 构成为使波长接近 630nm 的光作为窄频带光而透过。

[0032] 在本实施方式中,使用可见区域的红色频带且血红蛋白吸光特性急剧衰减的波长接近 600nm 和波长接近 630nm 的光作为窄频带光。在此,“接近”意味着在波长接近 600nm 的情况下中心波长为 600nm 而以波长 600nm 为中心宽度例如具有 20nm(即作为波长 600nm 左右的波长 590nm 至 610nm)范围的分布的窄频带光。其它波长即波长 630nm 和后述的波长 540nm 也同样。

[0033] 旋转滤波器 14 配置于从作为照明光的出射部的氙气灯 11 至 CCD 2 的摄像面的光路上,以使照明光的多个波长频带中的至少两个波长频带变窄的方式进行限制。

[0034] 而且,控制电路 17 对用于使旋转滤波器 14 旋转的马达 18 进行控制,控制旋转滤波器 14 的旋转。

[0035] 马达 18 连接有支架 19a,小齿轮 19b 连接有未图示的马达,支架 19a 安装成与小齿轮 19b 螺纹接合。控制电路 17 能够通过控制与小齿轮 19b 相连接的马达的旋转,来使旋转滤波器 14 在用箭头 d 表示的方向上移动。因此,控制电路 17 根据后述的用户所进行的模式切换操作来选择第一滤波器组或者第二滤波器组。

[0036] 此外,从电源部 10 对氙气灯 11、光圈装置 13、旋转滤波器、马达 18 以及与小齿轮 19b 相连接的马达(未图示)提供电力。

[0037] 视频处理器 7 构成为具备作为 CCD 驱动器的 CCD 驱动电路 20、放大器 22、处理电路 23、A/D 转换器 24、白平衡电路（以下称为 W. B）25、选择器 100、图像处理部 101、选择器 102、 γ 校正电路 26、放大电路 27、增强电路 28、选择器 29、同步存储器 30、31、32、图像处理电路 33、D/A 转换器 34、35、36、定时产生器（以下称为 T. G）37、控制电路 200 以及作为显示图像生成单元的合成电路 201。

[0038] CCD 驱动电路 20 驱动设置于电子内窥镜 3 的 CCD 2，输出与旋转滤波器 14 的旋转同步的面顺序的摄像信号。另外，放大器 22 对由 CCD 2 通过设置于电子内窥镜 3 前端的物镜光学系统 21 拍摄体腔内组织而得到的面顺序的摄像信号进行放大。

[0039] 处理电路 23 对经过了放大器 22 的面顺序的摄像信号进行相关双采样和噪声去除等。A/D 转换器 24 将经过了处理电路 23 的面顺序的摄像信号转换为数字信号的面顺序的图像信号。

[0040] W. B 25 对由 A/D 转换器 24 进行数字化后的面顺序的图像信号，例如以图像信号的 G 信号为基准进行增益调整并执行白平衡处理，以使图像信号的 R 信号和图像信号的 B 信号的明亮度相同。

[0041] 选择器 100 将来自 W. B 25 的面顺序的图像信号分配至图像处理部 101 内的各部而输出。

[0042] 图像处理部 101 是将来自上述选择器 100 的普通光观察用的 RGB 的图像信号或者窄频带光观察用的两个图像信号转换为显示用的图像信号的图像信号处理部或者图像信号处理单元。图像处理部 101 根据基于模式信号的来自控制电路 200 的选择信号 SS，将普通光观察模式时和窄频带光观察模式时的图像信号输出到选择器 102。

[0043] 选择器 102 将来自图像处理部 101 的普通光观察用图像信号和窄频带光观察用图像信号的面顺序的图像信号依次输出到 γ 校正电路 26 和合成电路 201。

[0044] γ 校正电路 26 对来自选择器 102 或者合成电路 201 的面顺序的图像信号实施 γ 校正处理。放大电路 27 对由 γ 校正电路 26 进行 γ 校正处理后的面顺序的图像信号进行放大处理。增强电路 28 对由放大电路 27 进行放大处理后的面顺序的图像信号实施轮廓增强处理。选择器 29 和同步存储器 30、31、32 用于使来自增强电路 28 的面顺序的图像信号同步。

[0045] 图像处理电路 33 读取在同步存储器 30、31、32 内存储的面顺序的各图像信号，进行运动图像色彩偏差校正处理等。D/A 转换器 34、35、36 将来自图像处理电路 33 的图像信号转换为 RGB 的模拟影像信号而输出到观察监视器 5。从光源装置 4 的控制电路 17 向 T. G 37 输入与旋转滤波器 14 的旋转同步的同步信号，T. G 37 将各种定时信号输出到上述视频处理器 7 内的各电路。

[0046] 另外，在电子内窥镜 2 中设置有用于切换普通光观察模式和窄频带光观察模式的模式切换开关 41，该模式切换开关 41 的输出被输出到视频处理器 7 内的模式切换电路 42。视频处理器 7 的模式切换电路 42 将控制信号输出到调光控制参数切换电路 44 和控制电路 200。调光电路 43 根据来自调光控制参数切换电路 44 的调光控制参数和经过了处理电路 23 的摄像信号，控制光源装置 4 的光圈装置 13，进行适当的明亮度控制。

[0047] 视频处理器 7 内的各电路执行与指定的模式相应的规定处理。执行与普通光观察模式和窄频带光观察模式各自相应的处理，在观察监视器 5 中显示普通光观察用图像或者

窄频带光观察图像。

[0048] 接着,简单说明本实施方式中的窄频带光观察的整体的大致流程。

[0049] 图 3 是用于说明本实施方式中的窄频带光观察时的整体处理的流程的图。

[0050] 手术师将内窥镜的插入部插入到体腔内,在普通光观察模式下,使内窥镜插入部的前端部位于病变部附近。手术师当确认处置对象的病变部时,操作模式切换开关 41,将内窥镜装置 1 切换为窄频带光观察模式,以观察从粘膜下层走行于固有肌层的较粗的例如直径为 1mm ~ 2mm 的血管。

[0051] 在窄频带光观察模式下,内窥镜装置 1 的控制电路 17 控制与小齿轮 19b 相连接的马达使旋转滤波器 14 的位置移动,以使从光源装置 4 射出透过了第二滤波器组的光。并且,控制电路 200 也控制视频处理器 7 内的各种电路,使得进行用于利用窄频带波长进行观察的图像处理。

[0052] 如图 3 所示,在窄频带光观察模式下,来自照明光产生部 51 的窄频带波长的照明光从内窥镜 3 的插入部的前端部射出,透过粘膜层 61,照射到走行于粘膜下层 62 和固有肌层 63 的血管 64。在此,照明光产生部 51 构成为包括光源装置 4、旋转滤波器 14、光导件 15 等,从内窥镜插入部的前端射出照明光。由于旋转滤波器 14 的旋转,波长接近 600nm 的窄频带光和波长接近 630nm 的窄频带光交替地从光源装置 4 射出,照射到被摄体。

[0053] 波长接近 600nm 的窄频带光和波长接近 630nm 的窄频带光的反射光分别被 CCD 2、即反射光受光部 52 接收。CCD 2 输出各个反射光的摄像信号,经过放大器 22 等提供给选择器 100。选择器 100 根据来自 T.G 37 的规定的定时保持波长接近 600nm 的第一图像 P1 和波长接近 630nm 的第二图像 P2,提供给图像处理部 101。

[0054] 图 1 的图像处理部 101 进行后述的图像处理,经过选择器 102 等将进行图像处理所得到的各图像信号提供给观察监视器 5 的 RGB 的各通道。其结果,在观察监视器 5 的画面 5a 上以高对比度显示粘膜深部的 1mm ~ 2mm 的较粗的血管 64。手术师能够一边注意显示在观察监视器 5 中的走行于粘膜下层 62 和固有肌层 63 的 1mm ~ 2mm 的血管 64 一边对病变部实施 ESD。

[0055] 图 4 是表示图像处理部 101 的处理内容的框图。向图像处理部 101 输入波长接近 600nm 的第一图像 P1 和波长接近 630nm 的第二图像 P2,在正交变换部 71 中对两个图像 P1 和 P2 的图像实施规定的正交变换处理。此外,在此,省略普通光观察模式时的处理电路,说明窄频带光观察模式时的处理电路。

[0056] 正交变换部 71 对第一图像 P1 和第二图像 P2 执行以下的式 (1) 示出的正交变换。对第一图像 P1 和第二图像 P2 的对应的每个像素进行以下的式 (1) 的正交变换,正交变换部 71 生成平均图像 PA 和差分图像 PS。

[0057] [数式 1]

[0058] $AX = Y \cdot \cdot \cdot$ 式 (1)

[0059] 在此,A 为用以下的式 (2) 示出的系数矩阵。

[0060] [数式 2]

[0061]
$$A = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 \\ a_3 & a_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.6 & 0.4 \\ 0.4 & -0.6 \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot$$
 式 (2)

[0062] 另外, X 为第一图像 P1 和第二图像 P2 中的对应的相同位置的各像素值 x_1 、 x_2 的矩阵。

[0063] [数式 3]

$$[0064] \quad X = \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \end{pmatrix} \dots \text{式 (3)}$$

[0065] 另外, Y 为平均图像 PA 和差分图像 PS 中的对应的相同位置的各像素值 y_1 、 y_2 的矩阵。

[0066] [数式 4]

$$[0067] \quad Y = \begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \end{pmatrix} \dots \text{式 (4)}$$

[0068] 即, 系数矩阵 A 是用于根据第一图像 P1 和第二图像 P2 生成平均图像 PA 和差分图像 PS 的矩阵。在此, 作为例子, 各系数 a_1 、 a_2 、 a_3 、 a_4 为 0.6、0.4、0.4、-0.6。平均图像 PA 的各像素 y_1 并非第一图像 P1 和第二图像 P2 各自的像素的单纯平均, 而是加权后的像素值的平均值。同样地, 差分图像 PS 的各像素 y_2 也并非第一图像 P1 和第二图像 P2 各自的像素的单纯差, 而是加权后的像素值的差分。

[0069] 通过调整系数矩阵 A 的各系数, 正交变换部 71 能够生成各种平均图像和各种差分图像。

[0070] 正交变换部 71 执行上述式 (1) 的运算, 根据第一图像 P1 和第二图像 P2 生成平均图像 PA 和差分图像 PS, 分别输出到带通滤波器 (BPF) 72 和低通滤波器 (LPF) 73。即, 通过带通滤波器 72 对平均图像 PA 进行空间滤波, 通过低通滤波器 73 对差分图像 PS 进行空间滤波。

[0071] 带通滤波器 72 和低通滤波器 73 分别为进行如图 5 所示的特性的空间滤波处理的空间滤波器。

[0072] 图 5 是表示带通滤波器 72 和低通滤波器 73 各自的滤波器特性的例子的图。在图 5 中实线表示低通滤波器 (LPF) 的滤波器特性, 虚线表示带通滤波器 (BPF) 的滤波器特性。图 5 是纵轴为强度 (intensity) 的轴且横轴为空间频率的轴的曲线图。在图 5 中, 空间频率随着横轴的空间频率从 0 起变大 (即, 朝向图 5 的横轴的右侧) 而变高。信号随着纵轴上的值变为大于 0 (即, 朝向图 5 的纵轴上的 0 的上侧) 而更为增大, 信号随着纵轴上的值变为小于 0 (即, 朝向图 5 的纵轴上的 0 的下侧) 而更为减少。

[0073] 如虚线所示, 带通滤波器 72 是具有以下特性的滤波器: 接近用箭头 AR1 表示的与 1mm ~ 2mm 的血管对应的空间频率的信号更为增强, 而低于该空间频率和高于该空间频率的信号得到抑制。例如, 用箭头 AR2 表示的空间频率的信号比接近用箭头 AR1 表示的空间频率的信号还要被抑制。

[0074] 如实线所示, 低通滤波器 73 也具有以下特性: 与接近用箭头 AR1 表示的与 1mm ~ 2mm 的血管对应的空间频率的信号相比, 高于该空间频率的用箭头 AR2 表示的空间频率的信号被进一步抑制。

[0075] 即, 通过带通滤波器 72 和低通滤波器 73, 波长接近 600nm 和波长接近 630nm 的平均图像 PA 与差分图像 PS 各自中的 1mm ~ 2mm 的粗血管的图像得到增强, 毛细血管等细血

管的图像得到抑制。

[0076] 此外,带通滤波器 72 和低通滤波器 73 各自的滤波器特性并不限于如图 5 所示的特性,如上所述,增强 1mm ~ 2mm 的粗血管的图像而抑制毛细血管等细血管的图像的特性即可。

[0077] 如上所述,图像处理部 101 具有两个空间滤波器,带通滤波器 72 根据平均图像通过抑制高频成分来生成第一图像信号,低通滤波器 73 根据差分图像通过抑制高频成分来生成第二图像信号。即,图像处理部 101 基于由 CCD 2 得到的摄像信号,根据至少两个以上的窄频带波长的摄像信号的平均图像生成抑制了高频成分的第一图像信号,并且根据规定的两个窄频带波长的摄像信号的差分图像生成抑制了高频成分的第二图像信号。

[0078] 通过带通滤波器 72 和低通滤波器 73 处理后的各个图像被提供给逆正交变换部 74,逆正交变换部 74 对各个图像执行逆正交变换处理。

[0079] 用以下的式 (5) 执行逆正交变换部 74 中的逆正交变换,逆正交变换部 74 生成波长接近 600nm 的第一图像 P11 和波长接近 630nm 的第二图像 P12。在逆正交变换部 74 中,针对由带通滤波器 72 和低通滤波器 73 处理后的各个图像的对应的每个像素进行以下的式 (5) 的逆正交变换,逆正交变换部 74 生成波长接近 600nm 的第一图像 P11 和波长接近 630nm 的第二图像 P12。

[0080] [数式 5]

[0081] $X = BY = A^{-1}Y \cdots$ 式 (5)

[0082] 在此, B 为 A 的逆矩阵。

[0083] 如上所述,图像处理部 101 通过对至少两个以上的窄频带波长各自的图像信号进行正交变换处理来生成平均图像和差分图像,通过对平均图像和差分图像各自的图像信号进行逆正交变换处理来生成第一图像信号和第二图像信号。而且,图像处理部 101 具有正交变换部 71 和逆正交变换部 74,正交变换部 71 通过使用系数矩阵进行矩阵运算来进行正交变换处理,逆正交变换部 74 通过使用系数矩阵的逆矩阵进行矩阵运算来进行逆正交变换处理。

[0084] 逆正交变换部 74 将所生成的波长接近 600nm 的图像 P11 分配至 G 和 B 的通道并将波长接近 630nm 的图像 P12 分配至 R 通道来进行输出。

[0085] 由图像处理部 101 处理后的各图像在被实施了 γ 校正等之后,存储到 RGB 所对应的各通道的同步存储器 30、31、32,之后,进行 D/A 转换而输出到观察监视器 5。

[0086] 选择器 102 和观察监视器 5 构成显示部,该显示部将第一图像信号和第二图像信号分配至一个以上的规定的颜色通道来进行显示。

[0087] 图 6 是用于说明所显示的窄频带图像的图。如图 6 所示,在观察监视器 5 的画面 5a 内显示被摄体图像,以高对比度显示从粘膜下层走行于固有肌层的较粗的例如直径为 1mm ~ 2mm 的血管。例如,在图 6 中窄频带图像 81 中的区域 82 中的血管图像 84 为比以往的模糊的血管图像 83 清楚的图像。

[0088] 在此,将波长接近 630nm 的图像分配至 R 通道,将波长接近 600nm 的图像分配至 G 和 B 的通道,因此显示在观察监视器 5 中的图像中血管显示为红色,从而形成接近疑似彩色显示的颜色。因此,对于手术师来说,显示在观察监视器 5 中的图像可看成自然颜色的图像。

[0089] 因而,根据上述本实施方式所涉及的内窥镜装置,在观察监视器 5 中以高对比度显示从粘膜下层走行于固有肌层的较粗的血管,因此手术师能够准确地掌握这种血管的位置来实施 ESD 等手术。

[0090] 特别是,在 ESD 的情况下,使用电手术刀来切开、剥离癌细胞等病变部的周围部,从而去掉病变部,但是在以往的内窥镜图像中,从粘膜下层走行于固有肌层的较粗的血管的可视性不良。以往也存在使用了波长 415nm 或者 540nm 的窄频带光的内窥镜装置,但是无法拍摄深度 1mm ~ 2mm 的血管。另外,在近红外光的情况下,血管的图像变得模糊而对对比度较差。

[0091] 当切开从粘膜下层走行于固有肌层的较粗的直径为 1mm ~ 2mm 的血管时,有可能引起大出血。因此,造成 ESD 的手术时间也长,手术师的压力也大。

[0092] 与此相对,根据本实施方式的内窥镜装置,不进行药剂投放这种烦杂的作业并且清楚地显示粘膜深部的血管。其结果,从粘膜下层走行于固有肌层的较粗的直径为 1mm ~ 2mm 的血管的可视性变高,因此能够实现手术时间的缩短以及手术师的压力减轻。

[0093] 接着,说明本实施方式的变形例。

[0094] (变形例 1)

[0095] 上述光源装置 4 使用氙气灯 11 和旋转滤波器 14 等来生成期望的波长频带的照明光,但是在本变形例 1 的内窥镜装置中,如虚线所示,光源装置 4 构成为包括发光部 11A,该发光部 11A 具有发光二极管组 11a,该发光二极管组 11a 由多个发光二极管(LED)构成,该多个发光二极管(LED)射出期望的波长、例如与第一滤波器组对应的 RGB 的各波长和与第二滤波器组对应的接近 600nm 和接近 630nm 的各波长。发光部 11A 和光导件 15 构成对被摄体照射照明光的照射部。

[0096] 例如,在图 1 中,在光源装置 4 中设置用虚线表示的发光部 11A,来代替氙气灯 11、热线截止滤波器 12、光圈装置 13、旋转滤波器 14 等。并且,在光源装置 4 中设置有驱动电路 11b,该驱动电路 11b 用于根据各模式以规定的定时驱动发光部 11A 的各发光二极管。具有多个 LED 11a 的发光部 11A 从电源 10 接收电源,在来自控制电路 17 的控制信号下,通过驱动电路 11b 来进行控制而进行驱动。

[0097] 使用本变形例 1 的光源装置来构成上述内窥镜装置 1,也能够得到与上述效果相同的效果。

[0098] 此外,发光部 11A 也可以使用射出规定的多个窄频带光的激光二极管(LD)。

[0099] 另外,使用 LED 等作为光源,使用 CMOS 传感器等作为摄像单元,由此能够将普通光观察模式的图像和窄频带光观察模式的图像并排显示在观察监视器 5 的画面 5a 上。也就是说,用户不需要通过模式切换开关 41 进行切换操作就能够观察窄频带光观察模式的图像。

[0100] (变形例 2)

[0101] 在上述实施方式和变形例 1 中,规定的窄频带光是由旋转滤波器 14 或者规定的发光二极管等发光元件所生成的,但是在本变形例 2 的内窥镜装置 1A 中,将白色光使用于来自光源的照明光,通过分光估计处理来得到规定的窄频带光的分光图像,对该分光图像执行上述图像处理。

[0102] 图 7 是表示本变形例 2 所涉及的内窥镜装置 1A 的结构的结构图。在图 7 中,对与图 1 相同的结构要素附加相同的附图标记并省略说明。

[0103] 如图 7 所示,光源装置 4A 构成为包括射出白色光的灯 11B、热线截止滤波器 12 以及光圈装置 13。来自光源装置 4A 的照明光经过光导件 15 照射到被摄体。

[0104] 设置于内窥镜 3 的插入部前端的摄像元件 2A 为彩色摄像元件。摄像元件 2A 例如为彩色 CCD,在摄像面上具有 RGB 的彩色滤波器。来自被摄体的反射光经过波长频带限制单元、即 RGB 的彩色滤波器被摄像面的各像素部所接收,从摄像元件 2A 输出 RGB 三色的图像信号。

[0105] 选择器 100A 将 RGB 三色的图像信号输出到图像处理部 101A。图像处理部 101A 具有分光估计部,在窄频带光观察时,输出波长接近 600nm 的图像信号和波长接近 630nm 的图像信号。

[0106] 图 8 是表示图像处理部 101A 的结构框图。图像处理部 101A 包括分光估计部 91 和提取部 92,从通过分光估计处理得到的分光图像中提取并输出任意的波长成分的分光图像。在此,从 RGB 三色的图像中提取波长接近 600nm 的第一图像和波长接近 630nm 的第二图像,将第二图像分配至 R 通道,将第一图像分配至 G 和 B 的通道。

[0107] 分光估计部 101A 根据三个输入,通过矩阵运算算出 n 维的分光图像,输出所算出的 n 维的分光图像。分光估计部 101A 构成为在矩阵运算中算出并输出包括波长接近 600nm 的图像信号和波长接近 630nm 的图像信号的 n 个图像信号。

[0108] 将来自分光估计部 101A 的 n 个图像信号提供给提取部 92。提取部 92 根据基于模式信号的来自控制电路 200 的选择信号 SS 来从 n 个图像信号中选择波长接近 600nm 的图像信号和波长接近 630nm 的图像信号,如上所述那样分配至 RGB 的各通道。

[0109] 与从图像处理部 101A 输出的第一图像和第二图像有关的之后的处理与上述处理相同。

[0110] 因此,根据本变形例 2 的内窥镜装置 1A,也能够得到与上述内窥镜装置 1 的效果相同的效果。

[0111] (第二实施方式)

[0112] 接着,说明第二实施方式所涉及的内窥镜装置。

[0113] 在第一实施方式以及其两个变形例所涉及的内窥镜装置中,使用波长接近 600nm 和波长接近 630nm 这两个窄频带光作为窄频带光,但是本第二实施方式的内窥镜装置在生成三个窄频带光并分配至 RGB 的各通道这一点上与第一实施方式不同。

[0114] 本实施方式的内窥镜装置 1B 的结构与第一实施方式的内窥镜装置 1 大致相同,因此说明与第一实施方式的内窥镜装置 1 不同点。在图 1 的结构中,本实施方式的内窥镜装置的结构旋转滤波器的结构不同。图 9 是表示本实施方式的旋转滤波器的结构的图。如图 9 所示,作为波长频带限制单元的旋转滤波器 14A 构成为圆盘状,与图 2 的旋转滤波器 14 同样地呈以中心为旋转轴的构造,具有两个滤波器组。在旋转滤波器 14A 的外周侧,与图 2 的旋转滤波器 14 同样地,沿着周方向配置构成用于输出普通光观察用的分光特性的面顺序光的滤波器组的 R 滤波器部 14r、G 滤波器部 14g、B 滤波器部 14b,来作为第一滤波器组。

[0115] 在旋转滤波器 14A 的内周侧沿着周方向配置使三个规定的窄频带波长的光透过的三个滤波器 14-600、14-630、14-540,来作为第二滤波器组。

[0116] 第二滤波器组除了包括滤波器 14-600 和滤波器 14-630 以外还包括滤波器 14-540。滤波器 14-540 构成为使接近 540nm 的波长的光作为窄频带光透过。

[0117] 旋转滤波器 14A 在窄频带光观察模式时依次射出波长接近 540nm 的光、波长接近 600nm 的光以及波长接近 630nm 的光,来作为窄频带光。

[0118] 图 10 是表示第二实施方式所涉及的图像处理部 101B 的处理内容的框图。图像处理部 101B 构成为包括正交变换部 71、带通滤波器 72、低通滤波器 73、逆正交变换部 74 以及结构增强部 75。

[0119] 正交变换部 71、带通滤波器 72、低通滤波器 73 以及逆正交变换部 74 的处理与第一实施方式中的处理相同,但是在逆正交变换部 74 的两个生成的图像中的仅波长接近 600nm 的第一图像 P11 被分配至颜色通道这一点上与第一实施方式不同。

[0120] 结构增强部 75 对波长接近 540nm 的图像信号实施结构增强处理。波长接近 540nm 的图像通过结构增强处理而锐度提高。结构增强部 75 生成结构增强处理过的波长接近 540nm 的图像信号。图像处理部 101B 的结构增强部 75 根据两个窄频带波长(波长接近 600nm 和波长接近 630nm)对短波长频带的第三图像信号执行结构增强处理。

[0121] 图 11 是表示带通滤波器 72、低通滤波器 73 以及结构增强部 75 各自的滤波器特性的例子的图。在图 11 中,实线表示低通滤波器(LPF)的滤波器特性,虚线表示带通滤波器(BPF)的滤波器特性,点划线表示结构增强部 75 的滤波器特性。

[0122] 在此,带通滤波器 72 和低通滤波器 73 各自的滤波器特性与图 5 的特性相同。如点划线(SEA1)所示,结构增强部 75 的滤波器特性具有如下特性:接近用箭头 AR1 表示的与直径为 1mm ~ 2mm 的血管对应的空间频率的信号更为增强,而低于该空间频率以及高于该空间频率的信号的增强程度比接近与直径为 1mm ~ 2mm 的血管对应的空间频率的信号的增强程度低。例如,用箭头 AR2 表示的空间频率的信号的增强程度低于接近用箭头 AR1 表示的空间频率的信号。

[0123] 向图像处理部 101B 输入波长接近 600nm 的第一图像 P1 和波长接近 630nm 的第二图像 P2,在正交变换部 71 中,对两个图像 P1 和 P2 的图像实施规定的正交变换处理。

[0124] 由正交变换部 71 生成的平均图像 PA 和差分图像 PS 分别被输出到带通滤波器(BPF)72 和低通滤波器(LPF)73,由带通滤波器 72 和低通滤波器 73 处理后的各个图像被提供给逆正交变换部 74,逆正交变换部 74 对各个图像执行逆正交变换处理。

[0125] 逆正交变换部 74 生成波长接近 600nm 的第一图像 P11 和波长接近 630nm 的第二图像 P12。正交变换部 71、带通滤波器 72、低通滤波器 73 以及逆正交变换部 74 的处理内容与第一实施方式中的处理相同。

[0126] 如上所述,由选择器 102 和观察监视器 5 构成的显示部将作为第三图像信号的波长接近 540nm 的图像信号和第一图像信号分配至一个以上的规定的颜色通道来进行显示,或者将作为第三图像信号的波长接近 540nm 的图像信号和第二图像信号分配至一个以上的规定的颜色通道来进行显示。具体地说,在选择器 102 和观察监视器 5 中,在逆正交变换部 74 中生成的波长接近 600nm 的第一图像 P11 被分配至 R 通道,在结构增强部 75 中进行结构增强后的波长接近 540nm 的图像被分配至 G 和 B 的通道。

[0127] 根据上述本实施方式所涉及的内窥镜装置 1B,也不需要进行药剂投放这种烦杂的作业,在观察监视器 5 中以高对比度显示从粘膜下层走行于固有肌层的较粗的血管,因此手术师能够准确地掌握这种血管的位置来实施 ESD 等手术。

[0128] 此外,也可以将以波长接近 540nm、波长接近 600nm 以及波长接近 630nm 的各波长

拍摄到的单色图像分别分配至 B、G 以及 R 的通道。即,也可以显示将波长接近 540nm 的图像分配至 B 通道、将波长接近 600nm 的图像分配至 G 通道并且将波长接近 630nm 的图像分配至 R 通道的图像。

[0129] 进一步地,也可以在对这些单色图像分别实施结构增强处理、规定的带间运算之后,将各图像分配至对应的通道。

[0130] 另外,在第一实施方式中说明的两个变形例也能够应用于本第二实施方式的内窥镜装置。即,还能够使用 LED 等发光元件作为光源来生成三个窄频带光。另外,也可以使用分光估计部来生成三个窄频带光。

[0131] 因而,根据上述各实施方式以及这些各变形例所涉及的内窥镜装置,以高对比度显示从粘膜下层走行于固有肌层的较粗的血管,因此手术师能够准确地掌握这种血管的位置来实施 ESD 等手术。在观察监视器中可视性良好地显示从粘膜下层走行于固有肌层的 1mm 至 2mm 直径的血管,因此手术师能够一边注意这种血管一边使用电手术刀切开病变部的周围部。因此,能够防止在 ESD 等手术时手术师误切这种血管,与以往相比能够大幅降低手术时的出血风险。

[0132] 如上所述,根据上述以下实施方式和各变形例,能够实现不需要进行药剂投放这种烦杂的作业并且能够清楚地显示粘膜深部的血管的内窥镜装置以及使用内窥镜显示被摄体图像的方法。

[0133] 本发明并不限于上述实施方式,在不改变本发明的宗旨的范围内能够进行各种变更、改变等。

[0134] 本申请是以 2010 年 12 月 17 日在日本申请的特愿 2010-282170 号为优先权基础的申请,上述公开内容被引用到本申请的说明书、权利要求书中。

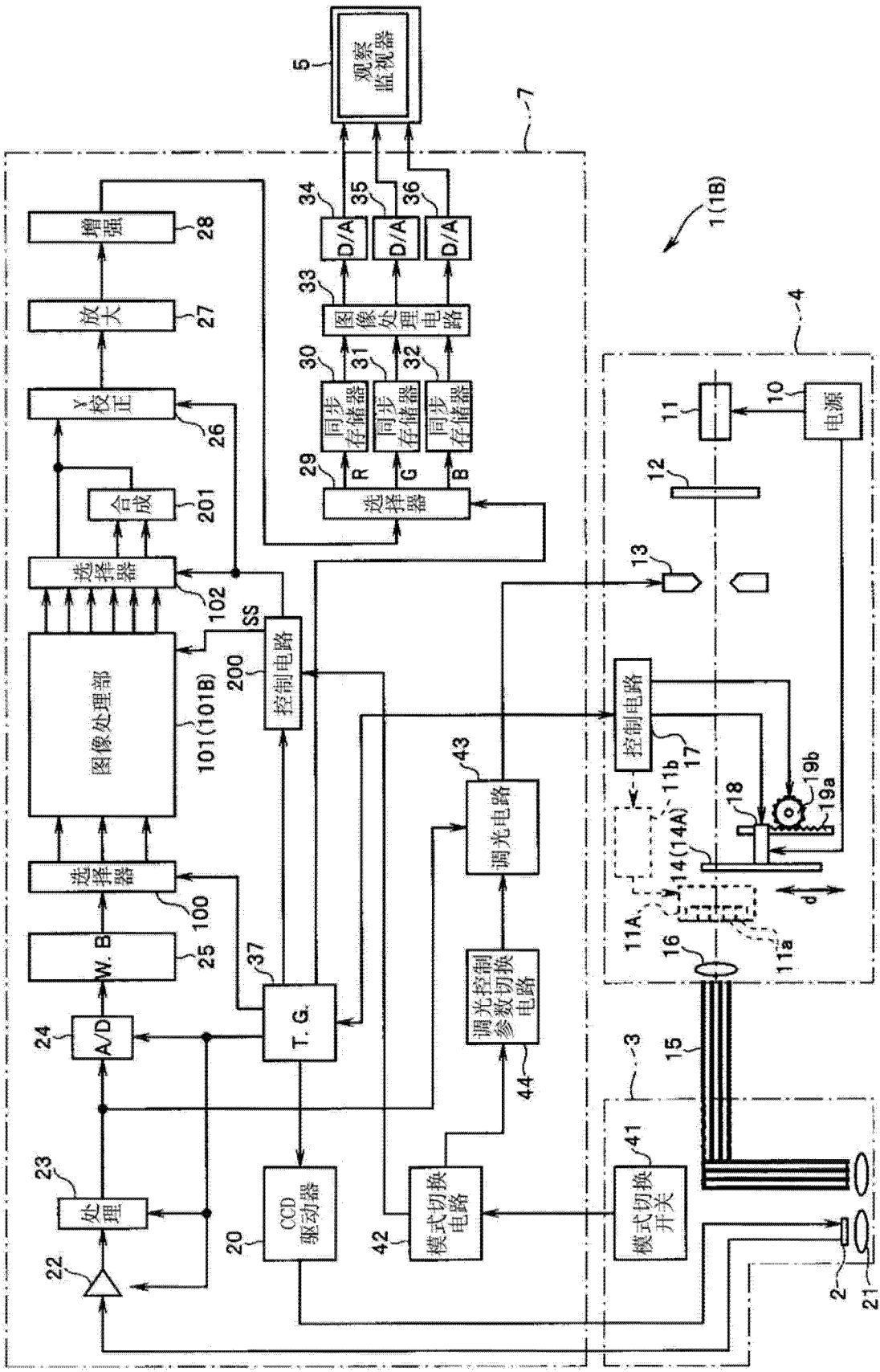


图 1

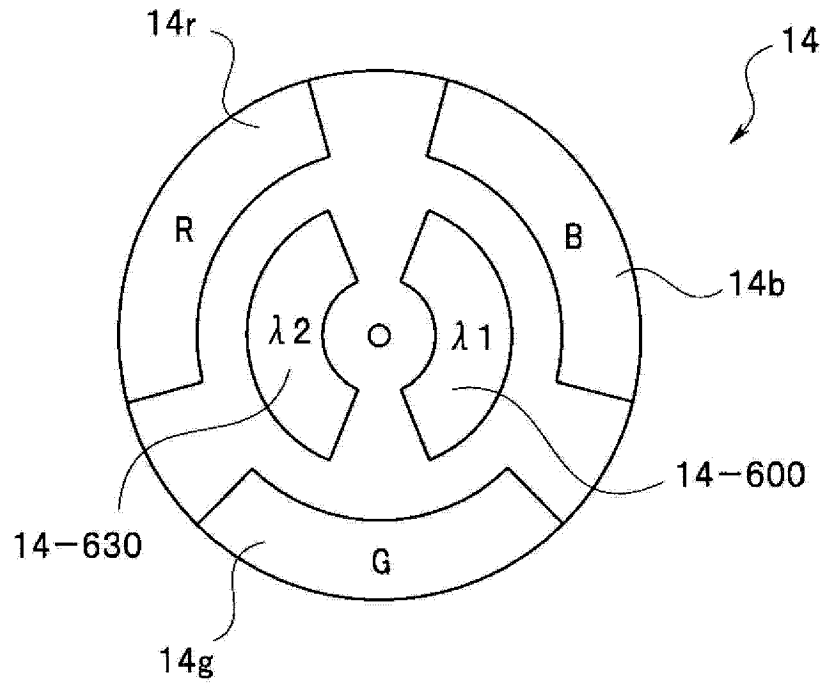


图 2

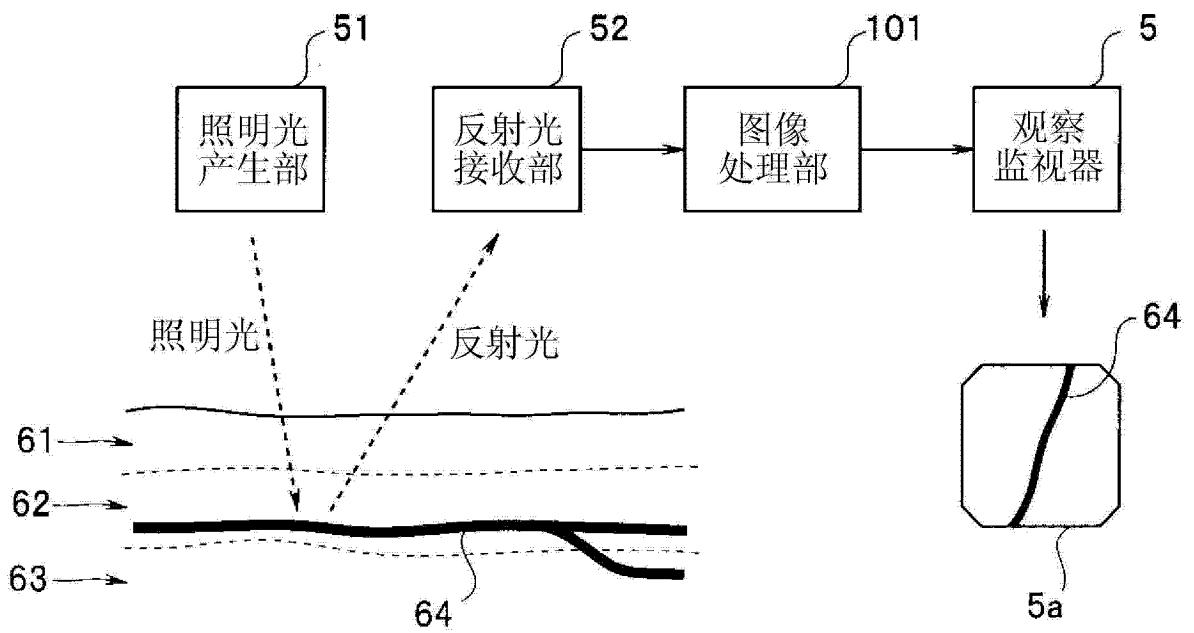


图 3

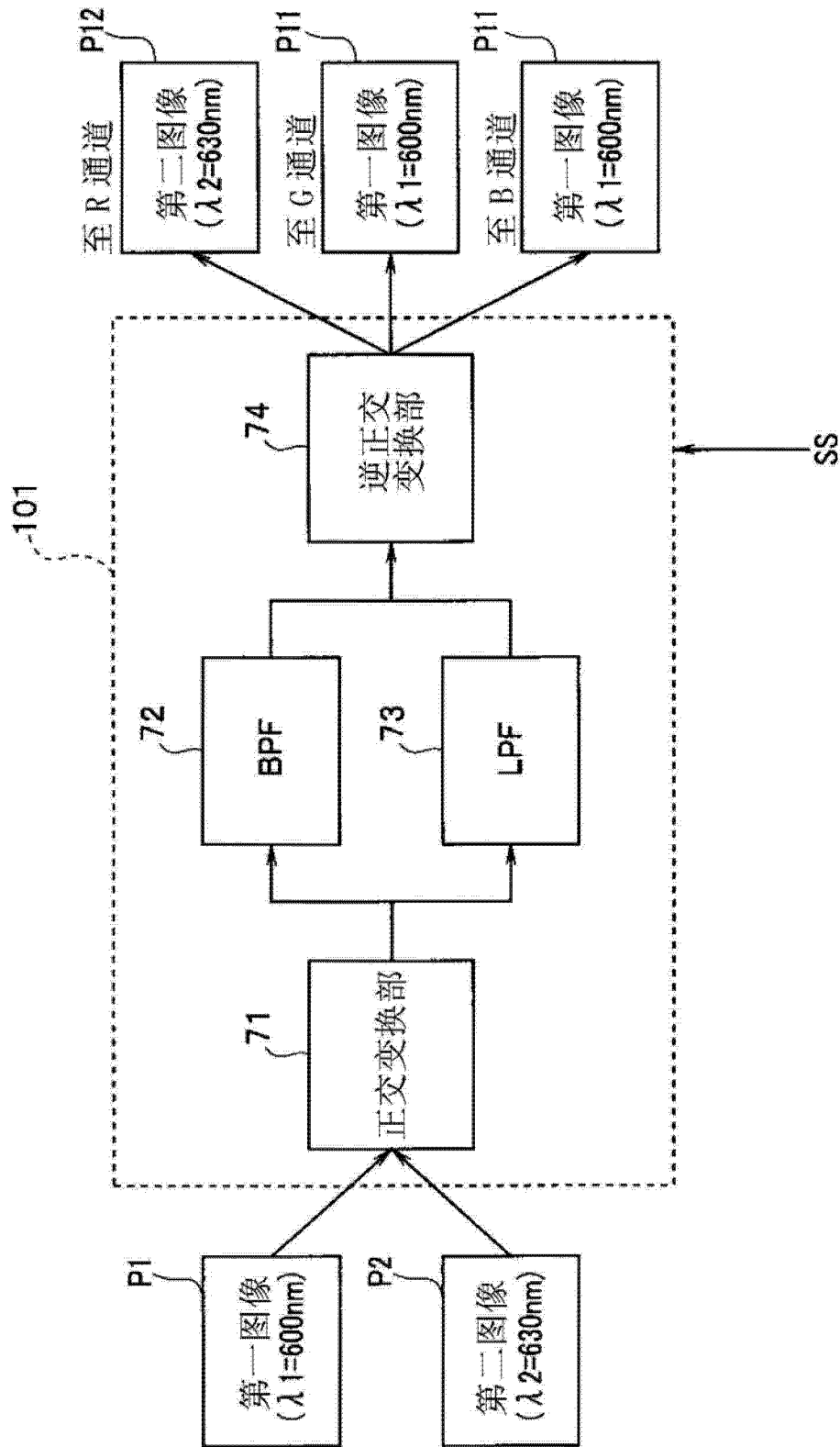


图 4

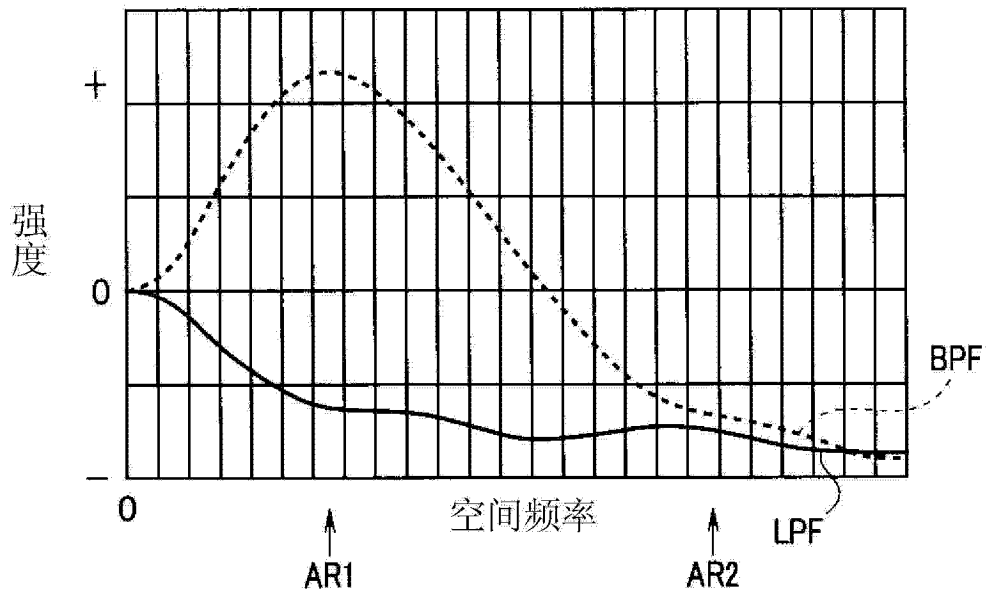


图 5

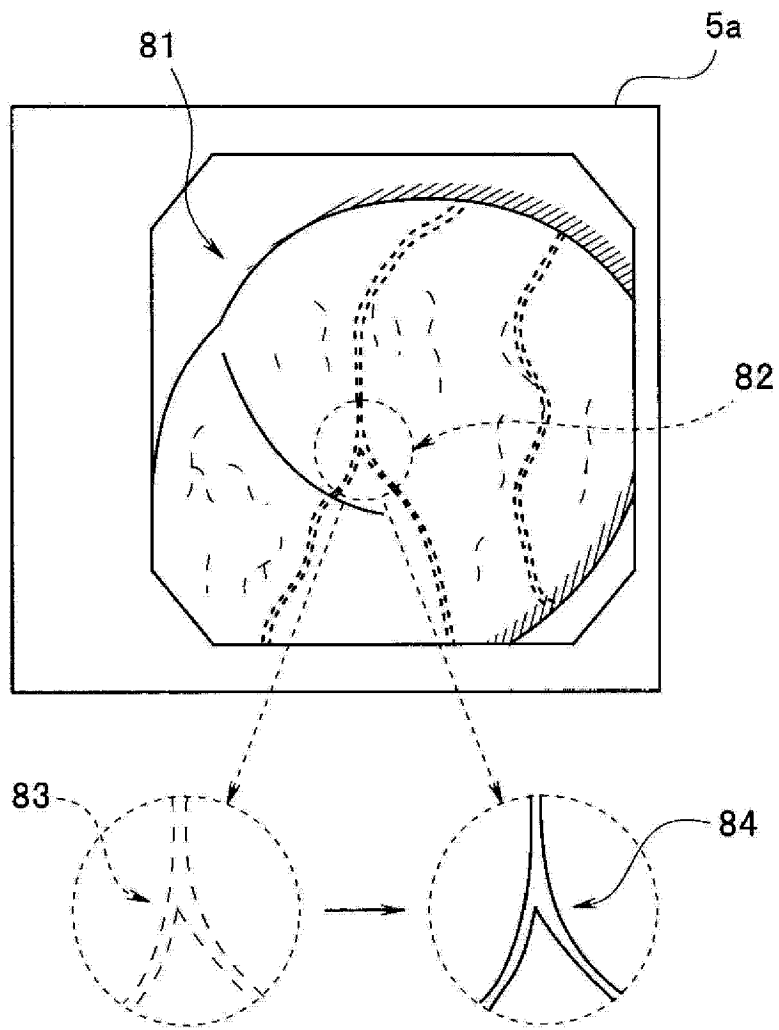


图 6

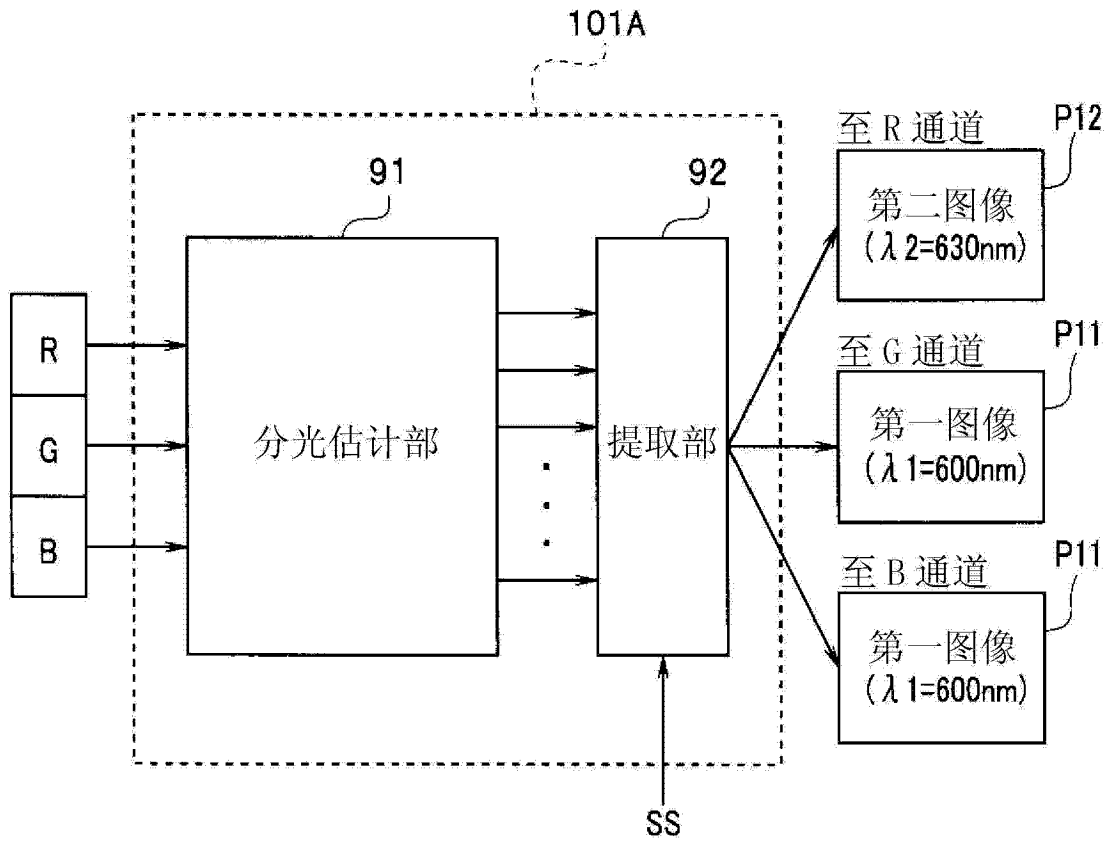


图 8

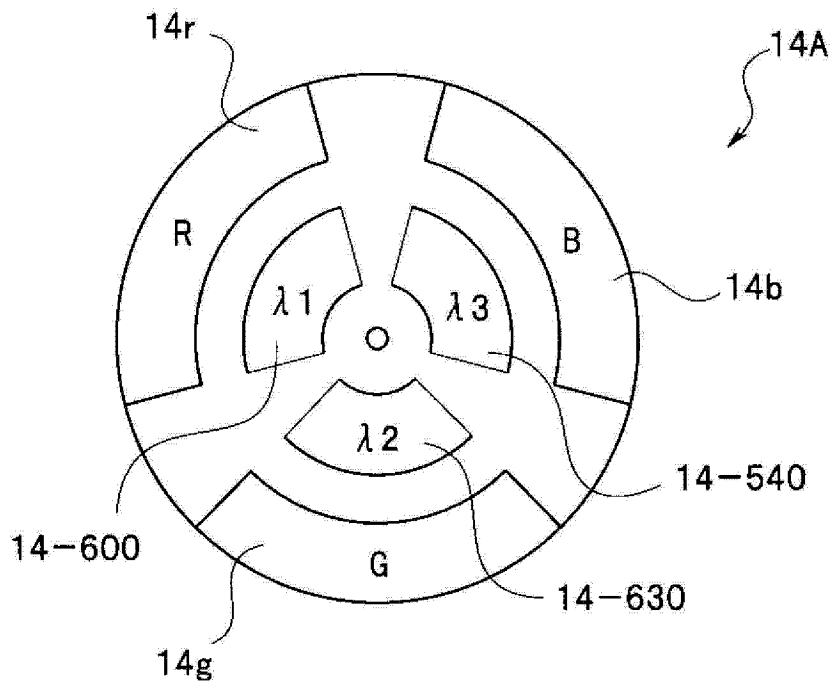


图 9

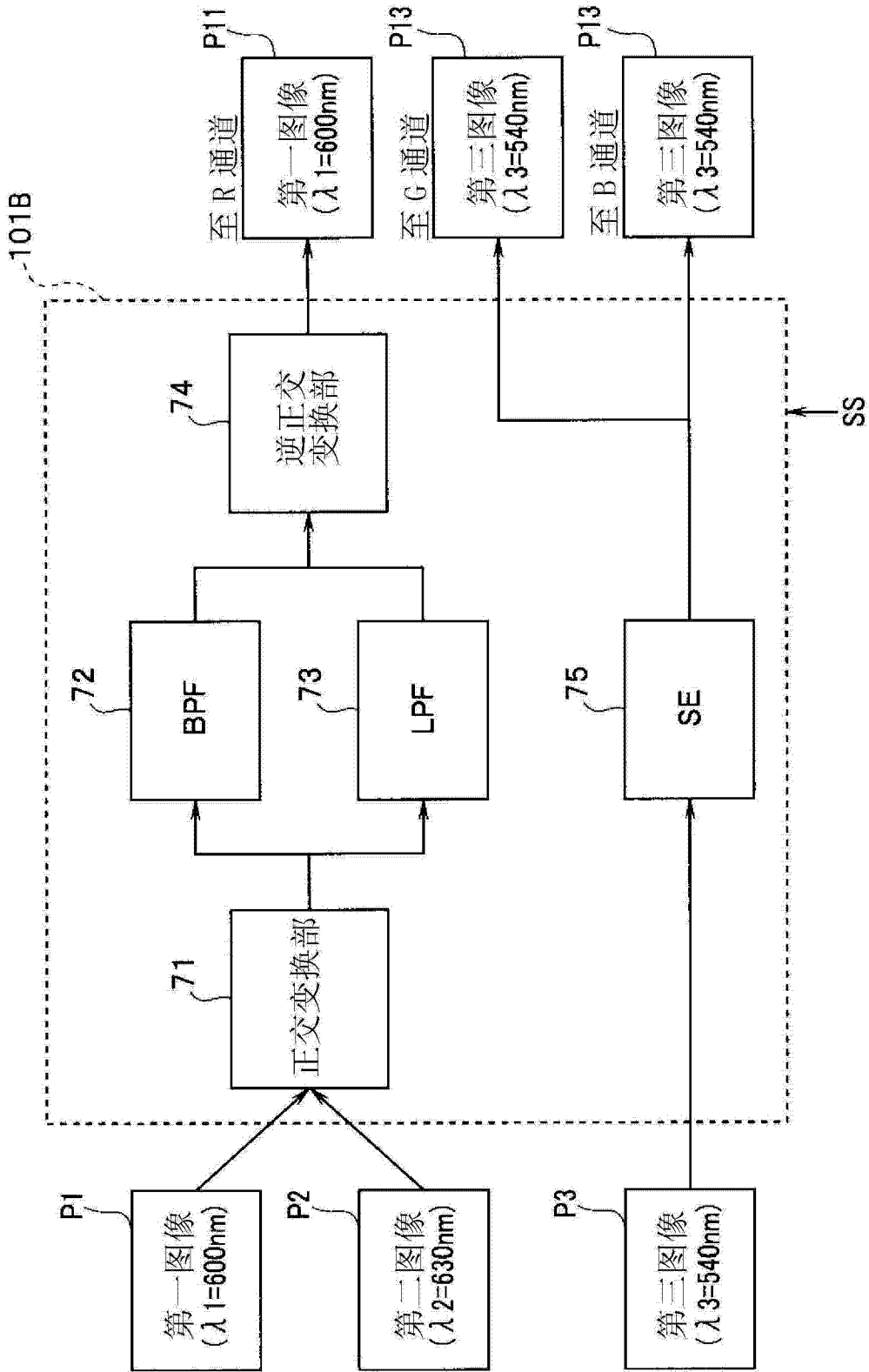


图 10

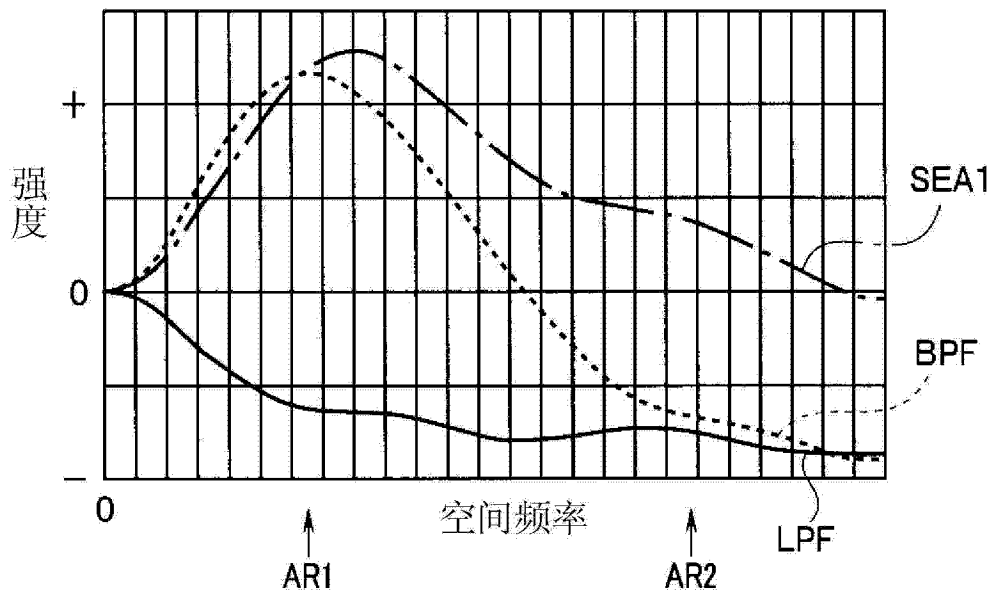


图 11

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN103153158B	公开(公告)日	2015-09-23
申请号	CN201180049818.7	申请日	2011-10-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	五十岚诚 山崎健二		
发明人	五十岚诚 山崎健二		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/0646 A61B1/00186 A61B1/0638 A61B1/00009 H04N2005/2255 A61B1/04		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	孙颖		
优先权	2010282170 2010-12-17 JP		
其他公开文献	CN103153158A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜装置(1)具备：光源装置(4)，其对被检体照射照明光；CCD(2)，其接收照射到被检体的照明光的反射光来拍摄被检体；图像处理部(101)，其基于由CCD(2)得到的摄像信号，根据至少两个以上的窄频带波长的摄像信号的平均图像生成抑制了高频成分的第一图像信号，并且根据规定的两个窄频带波长的摄像信号的差分图像生成抑制了高频成分的第二图像信号；以及观察监视器(5)，其将第一图像信号和第二图像信号分配至一个以上的规定的颜色通道来进行显示。

