



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103582445 B

(45)授权公告日 2017.02.22

(21)申请号 201280026794.8

(22)申请日 2012.11.06

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103582445 A

(43)申请公布日 2014.02.12

(30)优先权数据
2012-082286 2012.03.30 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2013.11.29

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2012/078743 2012.11.06

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/145409 JA 2013.10.03

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社
地址 日本东京都

(72)发明人 五十岚诚 野波彻绪

(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)

(56)对比文件
US 2012/0053434 A1,2012.03.01,
US 2012/0053434 A1,2012.03.01,
JP 特开2010-142547 A,2010.07.01,
JP 平1-308531 A,1989.12.13,
CN 101448448 A,2009.06.03,

审查员 喻赛男

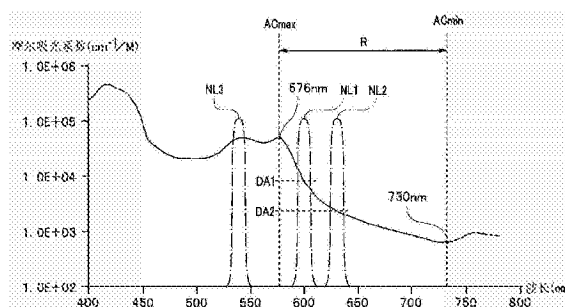
权利要求书2页 说明书26页 附图21页

(54)发明名称

内窥镜装置

(57)摘要

内窥镜装置(1)包括:光源装置(4),其对被
检体照射具有规定的波长频带的至少一个以上
的照明光;摄像元件(2),其对基于光源装置(4)
的照射的来自被检体的返回光进行拍摄;视频处
理器(7);以及观察监视器(5)。视频处理器(7)根
据第一图像信号(NL1)与第二图像信号(NL2)之
间的差异实施强调第一图像信号(NL1)的处理而
生成强调校正后的图像信号,该第一图像信号
(NL1)是在生物体组织的吸收特性方面从包含极
大值的波长频带至极小值处的波长频带之间具
有光谱特性的峰波长的图像信号,该第二图像信
号(NL2)是与该第一图像信号(NL1)相比具有吸
收特性的值低且生物体组织的散射特性得到抑
制的光谱特性的峰波长的图像信号。



1. 一种内窥镜装置,具备:

照明部,其对被检体照射具有规定的波长频带的至少一个以上的照明光;以及

摄像部,其拍摄基于上述照明部的照射的来自上述被检体的返回光;

上述内窥镜装置的特征在于,还具备:

图像处理部,其生成强调处理后的图像信号,该强调处理后的图像信号是根据对应于第一波长频带的信号和对应于第二波长频带的信号之间的与亮度值有关的变化量来设定校正系数、根据上述校正系数对上述对应于第一波长频带的信号进行强调处理而得到的,该对应于第一波长频带的信号是在可见区域的红色频带且在上述被检体的生物体组织的血红蛋白吸收特性上在从包含极大值的波长频带至包含极小值的波长频带之间具有窄频带的光谱特性的信号,该对应于第二波长频带的信号是与该对应于第一波长频带的信号相比具有上述血红蛋白吸收特性中的吸收系数低且上述生物体组织的散射特性得到抑制的窄频带的光谱特性的信号;以及

显示部,其根据在上述图像处理部中生成的图像信号进行图像显示。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述图像处理部对上述对应于第一波长频带的信号的各行的平均亮度和上述对应于第二波长频带的信号的各行的平均亮度分别进行计算,设定上述校正系数以对两个信号的各行的平均亮度进行调整。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述照明部照射第一照明光以及第二照明光,该第一照明光是在可见区域的红色频带且在上述被检体的生物体组织的血红蛋白吸收特性上在从包含极大值的波长频带至包含极小值的波长频带之间具有窄频带的第一波长频带的照明光,该第二照明光是具有与上述对应于第一波长频带的信号相比上述血红蛋白吸收特性中的吸收系数低且上述生物体组织的散射特性得到抑制的窄频带的第二波长频带的照明光。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述照明部照射从上述被检体的表层部仅能够透过规定的距离的第三照明光,

上述图像处理部根据上述对应于第一波长频带的信号、上述对应于第二波长频带的信号以及由上述摄像部基于上述第三照明光的照射而拍摄得到的对应于第三波长频带的信号,来生成上述强调处理后的图像信号。

5. 根据权利要求3所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述内窥镜装置具有通常光观察模式和窄频带光观察模式,

上述照明部在上述窄频带光观察模式时照射上述第一照明光和上述第二照明光。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述照明部具有用于使来自光源的光透过的上述通常光观察模式用的滤波器和上述窄频带光观察模式用的滤波器,

上述照明部在上述窄频带光观察模式时使来自上述光源的光通过上述窄频带光观察模式用的滤波器而射出,由此照射上述第一照明光和上述第二照明光。

7. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

还具备光谱估计部,该光谱估计部根据来自上述被检体的上述返回光的至少两个摄像信号,通过光谱估计处理生成至少两个光谱估计图像信号作为上述对应于第一波长频带的

信号和上述对应于第二波长频带的信号并输出，

上述图像处理部根据上述两个光谱估计图像信号生成上述强调处理后的图像信号。

8. 根据权利要求7所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述光谱估计部根据上述至少两个摄像信号，通过上述光谱估计处理生成与基于从上述被检体的表层部仅能够透过规定的距离的第三照明光的照射的返回光对应的光谱估计图像信号，作为对应于第三波长频带的信号而输出，

上述图像处理部根据上述对应于第一波长频带的信号、上述对应于第二波长频带的信号以及上述对应于第三波长频带的信号来生成上述强调处理后的图像信号。

9. 根据权利要求7所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述照明部照射两个以上的照明光，上述两个以上的照明光中的至少一个照明光的波长频带比其它照明光的波长频带窄。

10. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，

还具备光谱估计部，该光谱估计部根据来自上述被检体的上述返回光的至少两个摄像信号，通过信号处理光谱估计出至少一个光谱图像信号而生成上述对应于第一波长频带的信号和上述对应于第二波长频带的信号中的一个，

上述图像处理部将上述至少一个光谱图像信号中的一个光谱图像信号设为上述对应于第一波长频带的信号和上述对应于第二波长频带的信号中的一个信号，将由上述摄像部拍摄得到的上述返回光的图像信号设为上述对应于第一波长频带的信号和上述对应于第二波长频带的信号中的另一个信号，实施强调上述对应于第一波长频带的信号的处理而生成上述强调处理后的图像信号。

11. 根据权利要求10所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述另一个信号为通过上述摄像部对由上述照明部照射的窄频带光进行拍摄得到的上述返回光的图像信号。

12. 根据权利要求3所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述第一照明光为波长585nm至615nm的窄频带光，上述第二照明光为波长610nm至730nm的窄频带光。

13. 根据权利要求3所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述第一照明光为波长接近600nm的窄频带光，上述第二照明光为波长接近630nm的窄频带光。

14. 根据权利要求3所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述第一照明光为波长接近600nm的窄频带光，上述第二照明光为在波长730nm以后的波长频带中具有峰波长的窄频带光。

15. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述图像处理部通过使用了上述对应于第一波长频带的信号和上述对应于第二波长频带的信号的除法运算来设定上述校正系数。

16. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述图像处理部通过使用了上述对应于第一波长频带的信号和上述对应于第二波长频带的信号的减法运算来设定上述校正系数。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜装置,特别是涉及一种能够显示被检体内部的血管的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,使用内窥镜进行着低侵入的各种检查、手术。手术师在体腔内插入内窥镜,观察由设置在内窥镜插入部的前端部的摄像装置拍摄得到的被摄体,根据需要能够使用插入到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需要进行开腹等,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含内窥镜、与内窥镜相连接的图像处理装置以及观察监视器。通过设置于内窥镜插入部的前端部的摄像元件来拍摄病变部,在该监视器中显示其图像。手术师能够一边观察该监视器所显示的图像一边进行诊断或者需要的处置。

[0004] 另外,在内窥镜装置中不仅是使用了白色光的通常光观察,还能够进行使用了红外光等特殊光的特殊光观察以观察内部的血管。

[0005] 在红外内窥镜装置的情况下,例如将在波长接近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,从光源装置将波长接近805nm和接近930nm的红外光分时照射到被摄体。通过CCD拍摄得到的被摄体图像的信号被输入到红外内窥镜装置的处理部。例如日本特开2000-41942号公报所公开那样,关于这种红外内窥镜装置,提出了以下装置:处理部将波长接近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)而输出到监视器。将由ICG吸收多的图像的接近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ICG时的红外图像。

[0006] 例如,使用内窥镜来切开、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,为了避免电手术刀等切开粘膜中的较粗的血管,手术师确认这种血管的位置来进行切开等处置。有可能引起重度出血的血管从粘膜下层在固有肌层上分布。在ESD等手术中产生重度出血的情况下,此时必须进行止血作业,因此导致手术时间延长。

[0007] 但是,为了使用上述红外内窥镜装置来确认血管的位置,如上所述,需要静脉注射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,因此还存在导致图像中的血管模糊的问题。

[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需要进行投放药剂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。

发明内容

[0010] 本发明的一个方式的内窥镜装置具备:照明部,其对被检体照射具有规定的波长频带的至少一个以上的照明光;摄像部,其拍摄基于上述照明部的照射的来自上述被检体

的返回光;图像处理部,其在上述摄像部拍摄之后,根据第一图像信号与第二图像信号的差异实施强调上述第一图像信号的处理而生成强调校正后的图像信号,该第一图像信号是在生物体组织的吸收特性方面从包含极大值的波长频带至极小值处的波长频带之间具有光谱特性的峰波长的图像信号,该第二图像信号是与该第一图像信号相比具有上述吸收特性的值低且上述生物体组织的散射特性得到抑制的光谱特性的峰波长的图像信号;以及显示部,其根据上述强调校正后的图像信号来进行图像显示。

附图说明

- [0011] 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。
- [0012] 图2是表示第一实施方式所涉及的旋转滤波器14的结构图。
- [0013] 图3是用于说明第一实施方式所涉及的窄频带光观察中的整体处理的流程的图。
- [0014] 图4是表示第一实施方式所涉及的静脉血的光的吸收特性的图。
- [0015] 图5是用于说明第一实施方式所涉及的、第一窄频带光NL1(λ_1)与第二窄频带光NL2(λ_2)的生物体组织内的光的传播量的图。
- [0016] 图6是表示用于说明第一实施方式所涉及的、内窥镜图像中的血管的强调显示的内窥镜图像的例子图。
- [0017] 图7是表示图6中的某一行LL的像素值的亮度水平的图。
- [0018] 图8是表示图6中的行LL的每个像素的亮度比U的水平图。
- [0019] 图9是表示图6中的行LL的每个像素的被强调的亮度比V的水平图。
- [0020] 图10是表示图6中的行LL的每个像素的波长接近600nm(λ_1)的窄频带光的返回光的被强调的亮度值的水平图。
- [0021] 图11是用于说明第一实施方式所涉及的图像处理部101中的对从摄像元件2得到的图像进行的处理的流程的图。
- [0022] 图12是表示第二实施方式所涉及的内窥镜装置1A的结构图。
- [0023] 图13是用于说明第二实施方式所涉及的、窄频带光观察中的整体处理的流程的图。
- [0024] 图14是表示用于说明第二实施方式所涉及的、从三个宽频带光的图像信号B、G、R估计三个窄频带光的光谱图像信号e1、e2、e3的情况的光谱特性的图。
- [0025] 图15是表示用于说明第二实施方式所涉及的、从两个宽频带光的图像信号和一个窄频带光的图像信号来估计三个窄频带光的光谱图像信号的情况的光谱特性的图。
- [0026] 图16是表示用于说明第二实施方式所涉及的、一个窄频带光Rn不包含被估计的光谱估计图像信号的窄频带光的情况的光谱特性的图。
- [0027] 图17是表示用于说明第二实施方式所涉及的、从一个宽频带光的图像信号和两个窄频带光的图像信号来估计三个窄频带光的光谱估计图像信号的情况的光谱特性的图。
- [0028] 图18是表示用于说明第二实施方式所涉及的、从三个窄频带光的图像信号来估计三个窄频带光的光谱估计图像信号的情况的光谱特性的图。
- [0029] 图19是表示用于说明第二实施方式所涉及的、从四个窄频带光的图像信号来估计三个窄频带光的光谱估计图像信号的情况的光谱特性的图。
- [0030] 图20是用于说明第二实施方式所涉及的图像处理部101A中的对从摄像元件2得到

的图像进行的处理的流程的图。

[0031] 图21是表示第三实施方式所涉及的旋转滤波器14A的结构图。

[0032] 图22是用于说明第三实施方式所涉及的特殊光观察模式中的整体处理的流程的图。

[0033] 图23是用于说明第三实施方式所涉及的图像处理部101B中的对从摄像元件2得到的图像进行的处理的流程的图。

[0034] 图24是表示用于说明第三实施方式所涉及的、从三个(或者两个)宽频带光的图像信号B、G、R来估计两个窄频带光的光谱估计图像信号e1、e3的情况的光谱特性的图。

[0035] 图25是表示用于说明第三实施方式所涉及的、在波长接近600nm(λ_1)的窄频带光的图像信号Rn与一个光谱估计图像信号e2之间进行带间运算的情况的光谱特性的图。

[0036] 图26是用于说明第三实施方式的变形例1的图像处理部101B中的对从摄像元件2得到的图像进行的处理的流程的图。

[0037] 图27是表示用于说明第三实施方式的变形例1所涉及的、在波长接近630nm(λ_2)的窄频带光的图像信号Rn与一个光谱估计图像信号e1之间进行带间运算的情况的光谱特性的图。

[0038] 图28是表示用于说明第三实施方式的变形例2所涉及的、从三个窄频带光的图像信号Bn、Gn、Rn估计一个光谱估计图像信号e2的情况的光谱特性的图。

[0039] 图29是表示用于说明第三实施方式的变形例2的图像处理部101B中的对从摄像元件2得到的图像进行的处理的流程的图。

[0040] 图30是表示用于说明第三实施方式的变形例2所涉及的、在波长接近630nm(λ_2)的窄频带光的图像信号Rn与一个光谱估计图像信号e1之间进行带间运算的情况的光谱特性的图。

[0041] 图31是用于说明与各实施方式的共通的变形例6有关的、从两个窄频带光中的一个生成另一个的处理部的结构的图。

[0042] 图32是表示用于说明与各实施方式的共通的变形例6有关的、虚拟生成的窄频带光的光谱特性的图。

[0043] 图33是表示用于说明各实施方式的共通的变形例7的、静脉血的光的吸收特性的图。

[0044] 图34是使用能够以中心波长10nm步长按时间序列照射窄频带照明光的光谱内窥镜装置对动物的腹腔内进行拍摄得到的图像的示意图。

[0045] 图35是对图34的多个单色图像在纵轴示出各图像中的行-A上的强度(对数显示的像素值)的曲线图。

具体实施方式

[0046] 下面,参照附图说明本发明的实施方式。

[0047] (第一实施方式)

[0048] (内窥镜装置的结构)

[0049] 下面,参照附图说明本发明的实施方式。

[0050] 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的结构图。

[0051] 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,其具有作为摄像元件的CCD 2,该CCD 2作为插入到体腔内而拍摄体腔内组织的生物体图像信息获取单元或者生物体图像信息获取部;光源装置4,其将照明光提供给电子内窥镜3;以及视频处理器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,将内窥镜图像显示在观察监视器5中。内窥镜装置1具有通常光观察模式和窄频带光观察模式这两个模式。此外,在以下说明中,内窥镜装置1的通常光观察模式与以往的通常光观察模式相同,因此省略说明通常光观察模式的结构,主要说明窄频带光观察模式。

[0052] CCD 2构成接收照射到被检体的照明光的返回光来拍摄被检体的摄像部或者摄像单元。

[0053] 作为照明单元或者照明部的光源装置4构成为包括:氙气灯11,其发出照明光(白色光);热线截止滤波器12,其切断白色光的热线;光圈装置13,其对经由热线截止滤波器12的白色光的光量进行控制;作为频带限制单元或者频带限制部的旋转滤波器14,其使照明光成为面顺序光;聚光透镜16,其使经由旋转滤波器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,其对旋转滤波器14的旋转进行控制。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。

[0054] 图2是表示旋转滤波器14的结构图。旋转滤波器14是使来自作为光源的氙气灯11的光透过的滤波器。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,形成以中心为旋转轴的结构,具有两个滤波器群。在旋转滤波器14的外周侧,沿着周向配置构成用于输出具有通常光观察用的光谱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作为第一滤波器群。

[0055] 在旋转滤波器14的内周侧,沿着周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作为第二滤波器群。

[0056] 滤波器14-600构成为作为窄频带光使波长接近600nm(λ_1)的光透过。滤波器14-630构成为作为窄频带光使波长接近630nm(λ_2)的光透过。滤波器14-540构成为作为窄频带光使波长接近540nm(λ_3)的光透过。

[0057] 在此,所谓“接近”,在波长接近600nm的情况下意味着中心波长为600nm且宽度以波长600nm为中心而例如具有20nm(即波长600nm左右的波长590nm至610nm)的范围的分布的窄频带光。对于其它波长的波长630nm和后述的波长540nm也相同。

[0058] 旋转滤波器14配置在从作为照明光的射出部的氙气灯11到CCD 2的摄像面的光路上,在各模式下,进行限制以使照明光的多个波长频带中的至少两个(在此为三个)波长频带变窄。

[0059] 而且,控制电路17对用于使旋转滤波器14旋转的电动机18进行控制来对旋转滤波器14的旋转进行控制。

[0060] 在电动机18上连接支架19a,在小齿轮19b上连接未图示的电动机,将支架19a安装成与小齿轮19b螺纹结合。控制电路17通过对与小齿轮19b相连接的电动机的旋转进行控制,能够使旋转滤波器14在箭头d示出的方向上移动。因此,控制电路17根据后述的用户的模式切换操作对与小齿轮19b相连接的电动机进行控制,以在通常光观察模式时使第一滤波器群位于光路上,在窄频带光观察模式时使第二滤波器群位于光路上。

[0061] 此外,从电源部10对氙气灯11、光圈装置13、旋转滤波器电动机18以及与小齿轮19b相连接的电动机(未图示)提供电力。

[0062] 因此,光源装置4构成在窄频带光观察模式时对被检体照射具有规定的波长频带的至少一个以上的照明光(在此,三个窄频带光)的照明单元或者照明部。在此,三个照明光中的至少一个(在此三个)是用于强调显示距表层1mm~2mm的深部的血管的窄频带光,剩余的一个是能够透过距被检体的表层部仅规定距离、在此仅表层附近的范围的作为第三照明光的窄频带光。

[0063] 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变换器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、强调电路28、选择器29、同时化存储器30、31、32、图像处理电路33、D/A变换器34、35、36、定时发生器(以下称为T.G)37、模式切换电路42、调光电路43、调光控制参数切换电路44、控制电路200以及作为显示图像生成单元或者显示图像生成部的合成电路201。

[0064] CCD驱动电路20驱动设置于电子内窥镜3的CCD 2,使与旋转滤波器14的旋转同步的面顺序的摄像信号输出到CCD 2。另外,放大器22对经由设置于电子内窥镜3的前端的对物光学系统21通过CCD 2拍摄体腔内组织而得到的面顺序的摄像信号进行放大。

[0065] 处理电路23对经由放大器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变换器24将经由处理电路23的面顺序的摄像信号变换为数字信号的面顺序的图像信号。

[0066] W.B25对通过A/D变换器24数字化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以使图像信号的R信号与图像信号的B信号的明亮度相等而执行白平衡处理。

[0067] 此外,以波长接近600nm的窄频带光的返回光的亮度为基准来进行W.B25中的白平衡调整。

[0068] 选择器100将来自W.B25的面顺序的图像信号分配输出至图像处理部101内的各部。

[0069] 图像处理部101是将来自上述选择器100的通常光观察用的RGB的图像信号或者窄频带光观察用的三个图像信号变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,将通常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。

[0070] 选择器102将来自图像处理部101的通常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。

[0071] 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对在 γ 校正电路26中进行了 γ 校正处理的面顺序的图像信号进行放大处理。强调电路28对在放大电路27中进行了放大处理的面顺序的图像信号实施轮廓强调处理。选择器29和同时化存储器30、31、32用于使来自强调电路28的面顺序的图像信号同时化。

[0072] 图像处理电路33读出同时化存储器30、31、32所存储的面顺序的各图像信号,进行运动图像颜色偏差校正处理等。D/A变换器34、35、36将来自图像处理电路33的图像信号变

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对T.G37输入与旋转滤波器14的旋转同步的同步信号，T.G37将各种定时信号输出到上述视频处理器7内的各电路。

[0073] 另外，在电子内窥镜2中设置有用于切换通常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由处理电路23的摄像信号，对光源装置4的光圈装置13进行控制而进行适当的明亮度控制。

[0074] 视频处理器7内的各电路执行与所指定的模式相应的规定的处理。执行与通常光观察模式和窄频带光观察模式分别相应的处理，在观察监视器5中显示通常光观察用图像或者窄频带光观察图像。如后文中所述，观察监视器5是基于强调校正后的图像信号进行图像显示的显示单元或者显示部。

[0075] (窄频带光观察的整体处理的流程)

[0076] 接着，简单说明本实施方式中的窄频带光观察的整体的大概流程。图3是用于说明本实施方式所涉及的窄频带光观察中的整体处理流程的图。

[0077] 手术师将内窥镜的插入部插入到体腔内，在通常光观察模式下，使内窥镜插入部的前端部位于病变部附近。当确认处置对象的病变部时，手术师为了观察从粘膜下层在固有肌层上分布的较粗的、例如直径为1mm~2mm的深部血管，操作模式切换开关41来将内窥镜装置1切换到窄频带光观察模式。

[0078] 在窄频带光观察模式下，内窥镜装置1的控制电路17对与小齿轮19b相连接的电动机进行控制使旋转滤波器14的位置移动以从光源装置4射出透过了第二滤波器群的光。并且，控制电路200也对视频处理器7内的各种电路进行控制，以进行用于窄频带波长观察的图像处理。

[0079] 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，透过粘膜层照射到在粘膜下层和固有肌层上分布的血管61。在此，照明光产生部51构成为包含光源装置4、旋转滤波器14以及光导件15等，从内窥镜插入部的前端射出照明光。通过旋转滤波器14的旋转，波长接近600nm的窄频带光、波长接近630nm的窄频带光以及波长接近540nm的窄频带光连续地且依次从光源装置4射出，照射到被摄体。

[0080] 波长接近600nm的窄频带光、波长接近630nm的窄频带光以及波长接近540nm的窄频带光的反射光分别被作为CCD 2的反射光接收部52接收。CCD2输出各个反射光的摄像信号，经由放大器22等提供给选择器100。选择器100根据来自T.G37的规定的定时，保持波长接近600nm的第一图像信号P1、波长接近630nm的第二图像信号P2以及波长接近540nm的第三图像信号P3，提供给图像处理部101。图像处理部101包含用于窄频带光观察模式的强调处理部101a以及颜色变换处理部101b。

[0081] 在使用内窥镜装置1例如切开并剥离胃、食道、大肠等消化管内壁的存在病变部的粘膜下层的ESD中，手术师必须避免电手术刀等切到组织中的较粗的血管。当将内窥镜装置1设定到窄频带光观察模式时，手术师能够清楚地描绘生物体组织的表面下的血管。

[0082] 在图1的图像处理部101的强调处理部101a中，进行用于血管61的图像强调的后述

的图像处理,在颜色变换处理部101b中,将各图像信号分配至观察监视器5的RGB的各通道,提供给选择器102。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较粗的血管61。因此,手术师能够一边注意显示在观察监视器5的在粘膜下层和固有肌层上分布的血管61一边对病变部实施ESD。

[0083] 在此,说明静脉血的光的吸收特性。图4是表示静脉血的光的吸收特性的图。图4的纵轴为摩尔吸光系数(cm^{-1}/M),横轴为波长。此外,三个窄频带光的照明光还受到生物体组织本身的散射特性的影响,但是生物体组织本身的散射特性相对于波长的增加大致单调减少,因此,作为生物体组织的吸收特性,说明图4。

[0084] 通常,在静脉血中以大致60:40~80:20的比例包含氧合血红蛋白(HbO_2)和还原血红蛋白(Hb)(以下,将两者一起简称为血红蛋白)。光被血红蛋白吸收,但是其吸收系数根据每个光的波长不同而不同。图4示出从400nm至大致800nm为止的每个波长的静脉血的光的吸收特性,在从550nm至750nm的范围内,吸收系数在大致波长576nm的点示出极大值,在波长730nm的点示出极小值。

[0085] 在窄频带光观察模式下,照射三个窄频带光,各个返回光被CCD 2接收。

[0086] 波长接近600nm的窄频带光(以下称为第一窄频带光NL1)是从血红蛋白的吸收特性的极大值 AC_{max} (在此为波长576nm处的吸收系数)至极小值 AC_{min} (在此为波长730nm处的吸收系数)的波长频带R内的波长频带的光。

[0087] 波长接近630nm的窄频带光(以下称为第二窄频带光NL2)也是从血红蛋白的吸收特性的极大值 AC_{max} 至极小值 AC_{min} 的波长频带R内的光,但是为比第一窄频带光NL1的波长长、吸收系数低且生物体组织的散射特性得到抑制的波长频带的光。散射特性得到抑制意味着朝向长波长侧散射系数变低。

[0088] 即,光源装置4照射第一照明光NL1以及第二照明光NL2,该第一照明光NL1在生物体组织的吸收特性方面在从包含极大值 AC_{max} 的波长频带至极小值 AC_{min} 的波长频带之间具有光谱特性的峰波长,该第二照明光NL2具有与通过第一照明光NL1得到的图像信号P1相比吸收特性中的值低且生物体组织的散射特性得到抑制的光谱特性的峰波长。

[0089] 波长接近540nm的窄频带光(以下称为第三窄频带光NL3)为从血红蛋白的吸收特性的极大值 AC_{max} 至极小值 AC_{min} 的波长频带R外的波长频带的光,是从被检体的粘膜表面的表层部仅能够透过规定距离的照明光。

[0090] CCD 2输出三个窄频带光的各图像的摄像信号。因此,各图像包含基于第一、第二以及第三窄频带光NL1、NL2、NL3的各返回光的多个像素信号。

[0091] 并且,说明作为照明光的第一窄频带光NL1和第二窄频带光NL2在生物体组织内的光的传播。图5是用于说明第一窄频带光NL1(λ_1)和第二窄频带光NL2(λ_2)在生物体组织内的光的传播量的图。第一窄频带光NL1和第二窄频带光NL2分别在生物体组织内反复进行多重散射过程,其结果是作为返回光从粘膜表面射出。第一窄频带光NL1和第二窄频带光NL2分别具有平均自由行程 MFP_1 、 MFP_2 。而且,第一窄频带光NL1的平均自由行程 MFP_1 比第二窄频带光NL2的平均自由行程 MFP_2 短。

[0092] 如图5所示,波长600nm(λ_1)的第一窄频带光NL1到达血管61附近,波长630nm(λ_2)的第二窄频带光NL2到达比血管61稍深的位置。使用这种两个窄频带光并且进行后述的强调处理,由此能够对较深部的血管图像进行强调显示。

[0093] 因此,两个窄频带光使用满足以下要求的光。

[0094] 首先,在本实施方式中使用的两个窄频带光、即第一窄频带光NL1和第二窄频带光NL2使距粘膜表面62处于生物体组织内的深部的血管61图像化,在可见光的波长频带内为较长波长光。因此,第一窄频带光NL1和第二窄频带光NL2均能够到达距粘膜表面62处于生物体组织内的深部的血管61附近。因此,在本实施方式中,作为第一窄频带光NL1使用波长接近600nm(λ_1)的窄频带光,作为第二窄频带光NL2使用波长接近630nm(λ_2)的窄频带光。

[0095] 并且,在本实施方式中使用的两个窄频带光、即第一窄频带光NL1和第二窄频带光NL2为两个窄频带光的波长差较小的光。换言之,选择两个窄频带光、即第一窄频带光NL1与第二窄频带光NL2的平均自由行程MFP1、MFP2的差小的光。平均自由行程为光的平均的传递距离,是散射系数的函数。

[0096] 并且,在本实施方式中使用的两个窄频带光、即第一窄频带光NL1和第二窄频带光NL2即使为两个窄频带光的波长差较小的光,也选择两个窄频带光的吸收的差较大的光。在本实施方式中,作为第一窄频带光NL1,使用波长接近600nm(λ_1)的窄频带光,作为第二窄频带光NL2,使用波长接近630nm(λ_2)的窄频带光,如图4所示,第一窄频带光NL1的摩尔吸光系数DA1与第二窄频带光NL2的摩尔吸光系数DA2的差大于在波长650nm以上的波长频带(例如波长接近700nm)选择相同波长差(例如30nm)的两个窄频带光(例如波长接近700nm的窄频带光与波长接近730nm的窄频带光)的情况下的吸收差。

[0097] 即,在本实施方式中使用的两个窄频带光、即第一窄频带光NL1与第二窄频带光NL2为两个窄频带光的波长差较小且两个窄频带光的吸收差较大的光。通过使用这种两个窄频带光,不想显示的、例如从表层起几百微米深度的毛细血管等不会显示,因此能够以低噪声来仅强调显示想要显示的1mm~2mm深部的较粗的血管。但是,例如波长600nm和波长680nm那样即使两个窄频带光的波长差大,如果吸收差本身大则也能够与上述波长差小的组合(例如波长600nm与波长630nm)同样地以高对比度显示深部血管。

[0098] 图34是使用能够以中心波长10nm步长按时间序列照射窄频带照明光的光谱内窥镜装置对动物的腹腔内进行拍摄得到的图像的示意图。具体地说,示出将540nm、600nm、630nm的各单色图像分别分配至B通道、G通道、R通道的图像。图像中的血管V1和血管V2是从图像中的左上方向至右下方向分布的粗血管。与血管V2相比血管V1位于距粘膜表面深的位置。在此,从540nm至680nm以10nm步长拍摄了共计15个图案的单色图像。

[0099] 图35是对图34的多个单色图像在纵轴示出各图像中的行-A上的强度(对数显示的像素值)的图表。图35的横轴为各图像中的行-A上的像素的位置。血管V1的像素的位置存在于接近25~50的位置,血管V2的像素的位置存在于接近75~110的位置。在存在于较浅部的血管V2以及位于深部的血管V1两方的血管中强度衰减的照明波长、即在血管V1和血管V2中照明光被强吸收的波长根据图35可知是大致590nm~620nm。

[0100] 因而,在检测存在于从较浅部分至深部的血管时,大致590nm~620nm的窄频带光成为重要的波长信息。血管V1存在于距粘膜表面大约1mm~2mm左右的深部分。此外,本试验结果与通过上述Beer-Lambert得到的逻辑计算结果(通过使用波长600nm前后的15nm之间的窄频带光能够以高对比度显示较粗血管)大致一致。

[0101] 如上所述,包含光源装置4的照明单元或者照明部照射作为照明光的窄频带光NL1以及作为照明光的窄频带光NL2,该窄频带光NL1在生物体组织的吸收特性方面在从包含极

大值ACmax的波长频带至极小值ACmin的波长频带之间具有光谱特性的峰波长,该窄频带光NL2具有与窄频带光NL1相比返回光的吸收特性中的值低且生物体组织的散射特性得到抑制的光谱特性的峰波长。

[0102] 并且,包含光源装置4的照明单元或者照明部还照射能够从被检体的表层部仅透过规定距离的第三照明光NL3。

[0103] (图像处理部的强调处理)

[0104] 接着,说明图像处理部101中的处理。图6是表示用于说明内窥镜图像中的血管的强调显示的内窥镜图像的例子图。

[0105] 在通常光观察模式下,在拍摄得到的内窥镜图像EI内,距表层部1mm~2mm的深部血管在观察监视器5的内窥镜图像EI上不显示或者难以显示。

[0106] 与此相对,在窄频带光观察模式下,当在拍摄得到的内窥镜图像EI内存在深部血管时,血管显示在内窥镜图像EI上。如图6所示,以在胃部的粘膜表面下存在血管61(用虚线表示)来说明图像处理部101的处理。

[0107] 通过两个窄频带光NL1、NL2得到的各个图像被输入到图像处理部101。各图像由多个行构成,各行包含多个像素。

[0108] 强调处理部101a针对各图像的每个行进行以下处理。在强调处理部101a中,以放大深部的血管61的对比度的方式,对通过照射第一窄频带光NL1和第二窄频带光NL2得到的两个图像进行带间运算。

[0109] 使用图6和图7说明带间运算。

[0110] 图7是表示图6中的某一行LL的像素值的亮度级的图。图7的横轴示出沿着内窥镜图像EI中的行方向排列的像素位置,纵轴示出各像素位置的像素的亮度值。在图7中,用实线表示的亮度值分布RL1为第一窄频带光NL1的返回光的亮度轮廓即亮度值分布,用一点划线表示的亮度值分布RL2为第二窄频带光NL2的返回光的亮度值分布。用一点划线表示的亮度值分布RL2的亮度比用实线表示的亮度值分布RL1的亮度高是由于,第二窄频带光NL2与第一窄频带光NL1相比血红蛋白的吸收系数低。在此,如图6所示,行LL从左侧起包含n个像素,从行LL上的像素位置PP1至PP2的范围为血管61所存在的范围。

[0111] 在该情况下,如图7所示,在第一窄频带光NL1的亮度值分布RL1中,亮度值在从血管61所存在的像素位置PP1至PP2的范围RV中降低。这是由于,第一窄频带光NL1被血管61的血红蛋白强吸收。即使在行LL以外的行中,第一窄频带光NL1的返回光的亮度值在血管61所存在的范围RV中也降低。

[0112] 另外,如图7所示,在第二窄频带光NL2的亮度值分布RL2中,也包含从血管61所存在的像素位置PP1至PP2的范围RV在内亮度值大致相同。这是由于,第二窄频带光NL2透过血管1并不太受到吸收的影响而到达生物体组织的内部并返回。即使在行LL以外的行中,第二窄频带光NL2的返回光的亮度值在包含血管61所存在的范围RV的范围内大致相同。

[0113] 此外,在图7中,用虚线AV1表示与第一窄频带光NL1的返回光有关的、行LL上的多个像素的亮度值的平均值(以下称为平均亮度),用虚线AV2表示与第二窄频带光NL2的返回光有关的、行LL上的多个像素的亮度值的平均亮度。

[0114] 因此,强调处理部101a对图7那样示出的每个行的各像素进行以下式(1)的处理。

[0115]
$$U = (Im(\lambda_1) / Im(\lambda_2)) \times K - 1 \dots \text{式(1)}$$

[0116] 在此,U为亮度比,Im为每个像素的亮度,Im(λ_1)为波长接近600nm(λ_1)的窄频带光的返回光的亮度值,Im(λ_2)为波长接近630nm(λ_2)的窄频带光的返回光的亮度值,K为校正系数,例如也可以使用以下式(2)的值。

$$[0117] \quad K = (\text{AVE}(\lambda_2) / \text{AVE}(\lambda_1)) \dots \text{式}(2)$$

[0118] 在此,AVE为各行的平均亮度,AVE(λ_1)为波长接近600nm(λ_1)的窄频带光的返回光的亮度值的平均值,AVE(λ_2)为波长接近630nm(λ_2)的窄频带光的返回光的亮度值的平均值。在图7中,虚线AV1表示AVE(λ_1)的线,虚线AV2表示AVE(λ_2)的线。

[0119] 而且,通过校正系数K对通过照射第一窄频带光NL1和第二窄频带光NL2得到的两个图像的平均亮度进行调整。

[0120] 行LL中的通过上述式(1)计算出的亮度比U成为图8的结构。图8是表示图6中的行LL的每个像素的亮度比U的水平图。图8的横轴示出内窥镜图像EI中的沿着行方向排列的像素位置,纵轴示出各像素位置的像素的亮度比U。在式(1)中包含负1(-1),亮度比U的分布形成以0为基准的分布。即,在图8中,能够将用虚线表示的亮度值分布RL3称为对第一窄频带光NL1的返回光的亮度值进行校正后的分布。

[0121] 通过以下式(3)对亮度比U进行运算。

$$[0122] \quad V = U \times R \dots \text{式}(3)$$

[0123] 在此,V表示校正后的亮度比,R表示指定血管强调水平的参数即强调系数。

[0124] 行LL中的通过上述式(3)强调的亮度比V成为图9的结构。图9是表示图6中的行LL的每个像素的强调后的亮度比V的水平图。图9的横轴示出内窥镜图像EI中的沿着行方向排列的像素位置,纵轴示出各像素位置的像素的亮度比U。即,在图9中,能够将用实线表示的亮度值分布RL4称为如一点划线的箭头A1所示那样对用虚线表示的亮度值分布RL3进行了强调校正后的分布。

[0125] 通过以下式(4)从通过式(3)计算出的亮度比V计算出亮度值。

$$[0126] \quad \text{ImA}(\lambda_1) = \text{Im}(\lambda_1) \times (V+1) \dots \text{式}(4)$$

[0127] 在此,ImA(λ_1)为波长接近600nm(λ_1)的窄频带光的返回光的亮度值的校正后的亮度值。

[0128] 行LL中的通过上述式(4)强调后的亮度值ImA(λ_1)成为图10的结构。图10是表示图6中的行LL的每个像素的波长接近600nm(λ_1)的窄频带光的返回光的强调后的亮度值的水平图。图10的横轴示出内窥镜图像EI中的沿着行方向排列的像素位置,纵轴示出各像素位置的像素的亮度值AB。即,在图10中,能够将用实线表示的亮度值分布RL5称为对用两点划线表示的亮度值分布RL1进行强调校正后的分布。其结果,强调处理部101a输出通过带间运算对第一图像信号P1(λ_1)进行强调校正后的强调校正图像信号BEP1(λ_1)。

[0129] 此外,也可以通过以下方法进行强调处理。在上述强调处理中,求出两个波长的图像的各像素的亮度值的比率,通过将亮度比乘以校正系数等来进行血管图像的强调,但是也可以例如以下式(5)所示那样对通过照射第一窄频带光NL1和第二窄频带光NL2得到的两个图像进行各像素值的除法运算,将该除法运算结果乘以通过照射第一窄频带光NL1得到的像素值来进行血管图像的强调。

$$[0130] \quad \text{ImA1}(\lambda_1) = \text{Im}(\lambda_1) \times (\text{Im}(\lambda_1) / \text{Im}(\lambda_2)) \dots \text{式}(5)$$

[0131] 在此,ImA1(λ_1)为波长接近600nm(λ_1)的窄频带光的返回光的亮度值的校正后的

亮度值。

[0132] 即使通过使用了式(5)那样的除法运算的强调处理,也能够强调深部血管的对比度。

[0133] 此外,也可以通过以下方法进行强调处理。也可以例如以下式(6)所示那样,对通过照射第一窄频带光NL1和第二窄频带光NL2得到的两个图像进行各像素值的减法运算,将该减法运算结果的绝对值乘以通过照射第一窄频带光NL1得到的像素值来进行血管图像的强调。

[0134]
$$ImA2(\lambda_1) = Im(\lambda_1) \times |Im(\lambda_2) - Im(\lambda_1)| \dots \text{式(6)}$$

[0135] 在此,ImA2(λ_1)为校正后的波长接近600nm(λ_1)的窄频带光的返回光的亮度值。

[0136] 即使通过使用了式(6)那样的减法运算的强调处理,也能够强调深部血管的对比度。

[0137] 因而,图像处理部101a构成图像处理单元或者图像处理部,该图像处理单元或者图像处理部在摄像单元或者摄像部进行拍摄之后,根据在生物体组织的吸收特性方面在从包含极大值ACmax的波长频带至极小值ACmin的波长频带之间具有光谱特性的峰波长的第一图像信号P1(λ_1)以及具有与该第一图像信号P1(λ_1)相比吸收特性的值且生物体组织的散射特性得到抑制的光谱特性的峰波长的第二图像信号P2(λ_2)的变化量即差异实施对第一图像信号P1(λ_1)进行强调的处理来生成强调校正后的图像信号。

[0138] (图像处理部的颜色变换处理)

[0139] 接着,说明颜色变换处理部101b中的处理。颜色变换处理部101b被输入第二图像信号P2(λ_2)、第三图像信号P3(λ_3)以及强调校正图像信号BEP1(λ_1)。

[0140] 在颜色变换处理部101b中,进行将第二图像信号P2(λ_2)、第三图像信号P3(λ_3)以及强调校正图像信号BEP1(λ_1)分配至RGB通道的处理。

[0141] 在此,例如通过以下式(7),将强调校正图像信号BEP1(λ_1)的亮度值ImA(λ_1)、第二图像信号P2(λ_2)的亮度值Im(λ_2)以及第三图像信号P3(λ_3)的亮度值Im(λ_3)分配至RGB通道。

[0142] [式7]

$$[0143] \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Im(\lambda_3) \\ ImA(\lambda_1) \\ Im(\lambda_2) \end{pmatrix} \dots \text{式(7)}$$

[0144] 根据式(7),深部的较粗的血管61以微红色显示,因此手术师容易判明。

[0145] 另外,使用波长接近540nm的窄频带光作为第三窄频带光NL3,因此存在于距生物体组织的表面较浅的区域的毛细血管、出血大致以黄色显示。

[0146] 此外,在颜色变换处理部101b中,也可以代替上述式(7)而使用以下式(8)。

[0147] [式8]

$$[0148] \quad \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{ImA}(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \dots \text{式(8)}$$

[0149] 根据式(8),深部的血管61以微蓝色或者微蓝绿色表示,并且表层的毛细血管也以红色~茶色显示,因此手术师容易判明。

[0150] 此外,在颜色变换处理部101b中,也可以代替上述式(7)而使用以下式(9)。

[0151] [式9]

$$[0152] \quad \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0.5 & 0.5 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{ImA}(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \dots \text{式(9)}$$

[0153] 此外,在颜色变换处理部101b中,也可以代替上述式(7)而使用以下式(10)。在此, α 采用大致1.0~1.5的数值, β 采用大致2.0~2.6的数值, γ 采用大致2.5~3.3的数值(例如, $\alpha:\beta:\gamma=0.56:1.00:1.17$)。在该情况下,深部血管的色调为蓝绿色,粘膜的色调与通常观察类似,因此手术师没有压力而容易进行观察。另外,通过将 α 设为大致2.3~2.7的数值、将 β 设为大致2.3~2.7的数值,将 γ 设为大致1.7~2.1的数值(例如, $\alpha:\beta:\gamma=1.00:1.00:0.76$),容易观察表层和深部的血管。

[0154] [式10]

$$[0155] \quad \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & 0 & 0 \\ \beta & 0 & 0 \\ 0 & \gamma & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{ImA}(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \dots \text{式(10)}$$

[0156] 此外,说明颜色变换处理部101b中的通道分配的其它例。例如,在进行治疗时,代替上述式(7),也可以将波长接近540nm的窄频带光分配至B通道,将波长接近630nm的窄频带光分配至G通道,将波长接近600nm的窄频带光(即强调校正图像信号BEP1($\lambda 1$))分配至R通道。

[0157] 另外,在进行诊断时,也可以将波长接近540nm的窄频带光分配至B通道和G通道,将波长接近600nm的窄频带光或者波长接近630nm的窄频带光分配至R通道。

[0158] 在此,说明颜色平衡调整。

[0159] 例如式(7)所示,在将波长接近540nm的窄频带光分配至B通道、将波长接近600nm的窄频带光分配至G通道、将波长接近630nm的窄频带光分配至R通道的情况下,期望相对于R通道的信号放大B通道的信号。不对波长接近600nm的窄频带光的信号强度进行校正而调整两个信号以使分配至B通道的波长接近540nm的窄频带光的信号强度成为分配至R通道的波长接近630nm的窄频带光的信号强度的0.7~2.5倍。此外,可以在进行颜色平衡调整之后进行颜色变换处理,也可以在进行颜色变换处理之后进行颜色平衡处理。

[0160] 由此,粘膜、白色调的纤维组织、黄色的出血、黑色的碳化区域以及色调从红色至品红色的粗血管之间的色调差变得更明显,能够得到对于手术师来说更容易进行处置或者诊断的显示图像。

[0161] 这种用于颜色平衡调整的颜色平衡调整电路也可以设置在图1的W.B 25的前级。在该情况下,在波长接近540nm的窄频带光与波长接近630nm的窄频带光的照明光的强度大致相等时,颜色平衡调整电路使分配至B通道的波长接近540nm的窄频带光的信号成为0.7~1.5倍左右,使分配至R通道的波长接近630nm的窄频带光的信号成为0.6~1.0倍左右。

[0162] 此外,颜色平衡调整可以在颜色变换处理部101b中进行或者在光源装置4中调整照明光的强度来进行,也可以调整摄像元件的滤色器的各色的透过度来进行。

[0163] (图像处理部中的整体处理的流程)

[0164] 接着,说明图像处理部101中的对从摄像元件2得到的图像进行的处理的流程。图11是用于说明图像处理部101中的对从摄像元件2得到的图像进行的处理的流程的图。

[0165] 如图11所示,来自摄像元件2的三个图像作为第一至第三图像信号P1、P2、P3被输入到图像处理部101。通过强调处理部101a对所输入的三个图像中的图像信号P1和P2进行基于带间运算的强调处理。颜色变换处理部101b对第二图像信号P2和第三图像信号P3以及通过强调处理得到的强调校正图像信号BEP1(λ_1)实施基于通道分配的颜色变换处理,输出到观察监视器5。

[0166] 如上所述,将从图4示出那样的生物体组织的吸收特性的极大值至极小值之间的具有上述那样的吸收特性的两个窄频带光照射到生物体粘膜,对其所得到的两个返回光的图像进行强调处理,由此处于生物体粘膜的较深部的、较粗的血管得到强调,并显示在观察监视器5的画面上。因此,手术师能够一边观察较粗的血管一边进行确认来进行ESD等期望的处置。

[0167] 另外,在上述内窥镜装置1中,还能够使用第三窄频带光NL3来显示处于接近生物体粘膜的表层部的部分的血管。

[0168] 例如,由于使用了波长接近540nm的第三窄频带光NL3,因此表层部的毛细血管的状态也与粗血管同时显示在观察监视器5的画面上。因此,手术师将观察监视器5的画面上的内窥镜图像不仅能够利用于处置,还能够根据毛细血管的状态、例如毛细血管的集中度或者分散度的程度来将观察监视器5的画面上的内窥镜图像利用于生物体组织的诊断、例如是否存在癌症的诊断、用于确定癌症的范围的范围诊断以及用于判断患部的良性和恶性的鉴别诊断。并且,还能够进行意识到更深部的血管的深达度诊断等。

[0169] 此外,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,但是在内窥镜装置1中,如虚线所示,光源装置4也可以构成为包含发光部11A,该发光部11A具有发光二极管群11a,该发光二极管群11a由射出期望波长、例如与第一滤波器群对应的RGB的各波长以及与第二滤波器群对应的接近600nm和接近630nm的各波长的多个发光二极管(LED)构成。在该情况下,发光部11A和光导件15构成对被摄体照射照明光的照射部。

[0170] 例如,在图1中,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等而对光源装置4设置用虚线表示的发光部11A。并且,对光源装置4设置驱动电路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的控制信号的控制下,被驱动电路11b控制而被驱动。

[0171] 即使使用这种光源装置,也构成上述内窥镜装置1,能够得到与上述效果相同的效果。

[0172] 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)。

[0173] 另外,在光源装置搭载氙气灯光源、LED、LD中的任一个的情况下,对CCD 2不是设置单色摄像元件而是设置作为波长频带限制单元或者波长频带限制部的RGB滤色器或者补色系的滤色器,也均能够得到与上述效果同等的效果。

[0174] 另外,图4示出的第二窄频带光NL2也可以是比血红蛋白的吸收特性的极小值ACmin(在此为波长730nm处的吸收系数)长的波长频带的光。也就是说,第二窄频带光NL2的波长使用与第一窄频带光NL1的波长相比吸收系数低且生物体组织的散射特性得到抑制的波长频带、例如740nm、770nm、805nm、810nm、850nm、870nm、880nm、910nm、940nm、1020nm、1300nm也能够得到与上述效果同等的效果(例如,在将窄频带光NL2设定为740nm~1300nm中的任一波长的情况下,窄频带光NL1设定576nm以上且至少630nm以下的任一波长)。此外,在作为光源装置搭载氙气灯光源、LED、LD中的任一个情况下均能够生成第二窄频带光NL2。

[0175] 如上所述,根据上述本实施方式,能够提供一种不需要进行投放药剂这种烦杂的作业且能够清楚地显示粘膜深部的血管的内窥镜装置。

[0176] (第二实施方式)

[0177] 在第一实施方式中,将至少一个窄频带光作为照明光实际照射生物体组织,对其返回光的图像进行了上述强调处理,但是在本实施方式中,不对生物体组织实际照射至少一个窄频带光,通过所谓的光谱估计来得到各窄频带光的返回光的图像信息,对通过该光谱估计得到的各波长的光谱图像信号进行上述强调处理。即,在上述第一实施方式中,第一和第二窄频带光NL1、NL2是通过具有旋转滤色器或者发光二极管等发光元件的照明装置生成的,对这些返回光的图像进行强调处理,但是在本实施方式中,通过光谱估计处理得到与第一和第二窄频带光NL1、NL2对应的图像信号,对通过该光谱估计得到的光谱估计图像信号进行强调处理。

[0178] 图12是表示第二实施方式所涉及的内窥镜装置1A的结构的结构图。在图12中,对与图1相同的结构要素附加相同的附图标记而省略说明。

[0179] 如图12所示,光源装置4A构成为包含射出白色光的灯11B以及热线截止滤波器12和光圈装置13。来自光源装置4A的照明光经由光导件15照射到被摄体。此外,灯11B也可以射出除了白色光以外的光。

[0180] 设置于内窥镜3的插入部的前端的摄像元件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的滤色器。来自被摄体的返回光经由作为波长频带限制单元或者波长频带限制部的RGB的滤色器由摄像面的各像素部接收,RGB这三色图像信号被从摄像元件2A输出。

[0181] 选择器100A将RGB这三个图像信号输出到图像处理部101A。图像处理部101A具有光谱估计部,在窄频带光观察模式下,输出波长接近600nm的光谱估计图像信号、波长接近630nm的光谱估计图像信号以及波长接近540nm的光谱估计图像信号。

[0182] 图13是用于说明本实施方式所涉及的窄频带光观察中的整体处理的流程的图。在

图13中,对与图3相同的结构要素附加相同的附图标记而省略说明。图像处理部101A除了包含图像处理部101a、颜色变换处理部101b以外,还包含光谱估计部101c。光谱估计部101c通过光谱估计处理从RGB这三个图像中提取波长接近600nm的第一光谱估计图像信号e1、波长接近630nm的第二光谱估计图像信号e2以及波长接近540nm的第三光谱估计图像信号e3而输出到强调处理部101a。

[0183] 具体地说,光谱估计部101c根据三个输入基于预先提供的先验信息,通过矩阵运算来计算n维光谱图像,从计算出的n维光谱估计图像信号中选择性地输出e1、e2、e3。光谱估计部101c构成为使用矩阵运算等来计算波长接近600nm的光谱估计图像信号e1、波长接近630nm的光谱估计图像信号e2以及波长接近540nm的光谱估计图像信号e3而输出。

[0184] 与从光谱估计部101c输出的第一、第二以及第三光谱估计图像信号有关的之后的强调处理部101a和颜色变换处理101b中的处理与在上述第一实施方式中说明的处理相同。

[0185] 图14是表示用于说明从三个宽频带光的图像信号B、G、R中估计三个窄频带光的光谱图像信号e1、e2、e3的情况的光谱特性的图。通过摄像元件2A的滤色器得到图14中的三个宽频带光B、G、R,该三个宽频带光B、G、R的图像信号被输入到光谱估计部101c。

[0186] 光谱估计部101c通过光谱估计处理从三个宽频带光的图像信号B、G、R估计三个窄频带光的光谱估计图像信号e1、e2、e3。通过光谱估计处理从具有图14示出的波长频带的宽频带光的图像信号B、G、R得到波长接近600nm的窄频带光的光谱估计图像信号e1、波长接近630nm的窄频带光的光谱估计图像信号e2以及波长接近540nm的窄频带光的光谱估计图像信号e3。在此,通过光谱估计得到图4中的极大值ACmax与极小值ACmin的波长频带R之间的两个窄频带光的光谱估计图像信号e1、e2以及该波长频带R外的窄频带光的光谱估计图像信号e3,光谱估计图像信号e1、e2、e3提供给强调处理部101a。

[0187] 此外,也可以通过光谱估计处理从三个宽频带光中的两个宽频带光的图像信号、例如宽频带光G、R的图像信号中得到至少两个光谱图像信号e1、e2(在此,三个光谱图像信号e1、e2、e3)。

[0188] 此外,可以不是使用彩色摄像元件的滤色器来得到三个(或者两个)宽频带光的图像信号,而是将在光源装置中在光路上配置具有能够得到图14示出的光谱特性的图像信号的灵敏度特性的旋转滤波器的第一群滤波器而生成的三个(或者两个)照明光的返回光照射到单色的摄像元件来得到三个(或者两个)宽频带光的图像信号。

[0189] 如上所述,光谱估计部101c根据来自被检体的返回光的至少两个摄像信号,通过光谱估计处理生成至少两个光谱估计图像信号e1、e2并输出。并且,光谱估计部101c根据该至少两个摄像信号,通过光谱估计处理还生成光谱估计图像信号e3并输出,该光谱估计图像信号e3与基于能够从被检体表层部起仅透过规定距离的照明光的照射的返回光对应。而且,如上所述,强调处理部101a和颜色变换处理部101b中的处理与第一实施方式相同。

[0190] 因此,通过本实施方式的内窥镜装置1A也能够得到与上述内窥镜装置1的效果相同的效果。

[0191] 接着,说明与光谱估计有关的变形例。

[0192] 在上述光谱估计的处理中,从多个宽频带光的图像信号估计多个窄频带光的光谱图像信号,但是并不限定于这种方法,也可以是以下方法。

[0193] 在第一方法中,从两个宽频带光的图像信号和一个窄频带光的图像信号估计三个

光谱图像信号。由于使用窄频带光的图像信号,因此能够提高光谱估计的精度。

[0194] 图15是表示用于说明从两个宽频带光的图像信号和一个窄频带光的图像信号估计三个窄频带光的光谱图像信号的情况的光谱特性的图。如图15所示,B、G是宽频带光,R使用窄频带光。在光谱估计部101c中,从两个宽频带光的图像信号B、G和一个窄频带光的图像信号Rn估计三个光谱估计图像信号e1、e2、e3。

[0195] 关于两个宽频带光B、G和一个窄频带光Rn这三个图像信号,可以通过具有图15示出的光谱特性的摄像元件2A的滤色器来得到,或者也可以将在光源装置中使用图2示出的旋转滤波器而生成的三个照明光(即两个宽频带光B、G和一个窄频带光Rn的照明光)的返回光照射到单色的摄像元件来得到。

[0196] 此外,在图16至图19中也同样地,可以通过摄像元件2A的滤色器来得到两个宽频带光和一个窄频带光的三个图像信号,也可以通过由光源装置照射两个以上的照明光,使两个以上的照明光中的至少一个照明光(Rn)的波长频带比其它照明光(B、G)的波长频带窄。

[0197] 光谱估计部101c通过光谱估计处理来从两个宽频带光B、G的图像信号和一个窄频带光的图像信号Rn估计三个窄频带光的光谱估计图像信号e1、e2、e3。从具有图15示出的波长频带的两个宽频带光B、G的图像信号和一个窄频带光的图像信号Rn估计波长接近600nm的窄频带光的光谱估计图像信号e1、波长接近630nm的窄频带光的光谱估计图像信号e2以及波长接近540nm的窄频带光的光谱图像信号e3。

[0198] 此外,也可以通过光谱估计处理从一个宽频带光的图像信号(例如宽频带光G的图像信号)和一个窄频带光Rn的图像信号估计至少两个光谱估计图像信号e1、e2(在此为三个光谱图像信号e1、e2、e3)。

[0199] 另外,在图15中,一个窄频带光Rn包含波长接近600nm的窄频带光,但是也可以包含波长接近630nm的窄频带光。并且,一个窄频带光Rn还可以是图15中用一点划线表示的不包含波长接近600nm的窄频带光和波长接近630nm的窄频带光的窄频带光。

[0200] 图16是表示用于说明一个窄频带光Rn不包含被估计的光谱估计图像信号的窄频带光的情况的光谱特性的图。如图16所示,在此,通过光谱估计处理,从两个宽频带光的图像信号B、G和一个窄频带光的图像信号Rn来得到波长接近600nm的窄频带光的光谱估计图像信号e1、波长接近650nm的窄频带光的光谱估计图像信号e21以及波长接近540nm的窄频带光的光谱估计图像信号e3。

[0201] 在第二方法中,从一个宽频带光的图像信号和两个窄频带光的图像信号估计三个光谱估计图像信号。

[0202] 图17是表示用于说明从一个宽频带光的图像信号和两个窄频带光的图像信号估计三个窄频带光的光谱估计图像信号的情况的光谱特性的图。如图17所示,B、G是窄频带光,对R使用宽频带光。在光谱估计部101c中,从两个窄频带光的图像信号Bn、Gn和一个宽频带光R的图像信号估计三个光谱估计图像信号e1、e2、e31。光谱估计图像信号e31是波长接近460nm的窄频带光的图像信号。

[0203] 两个窄频带光Bn、Gn和一个宽频带光R的三个图像信号可以通过具有图17示出的光谱特性的摄像元件2A的滤色器得到,或者也可以将在光源装置中使用图2示出的旋转滤波器而生成的三个照明光(即两个窄频带光Bn、Gn和一个宽频带光R的照明光)的返回光照

射到单色摄像元件而得到。

[0204] 光谱估计部101c通过光谱估计处理从两个窄频带光的图像信号 B_n 、 G_n 和一个宽频带光的图像信号 R 估计三个窄频带光的光谱估计图像信号 e_1 、 e_2 、 e_{31} 。从具有图17示出的波长频带的两个窄频带光的图像信号 B_n 、 G_n 和一个宽频带光的图像信号 R 估计波长接近600nm的窄频带光的光谱估计图像信号 e_1 、波长接近630nm的窄频带光的光谱估计图像信号 e_2 以及波长接近460nm的窄频带光的光谱估计图像信号 e_{31} 。

[0205] 此外,也可以通过光谱估计处理从一个窄频带光的图像信号(例如窄频带光 G_n 的图像信号)和一个宽频带光的图像信号 R 得到至少两个光谱估计图像信号 e_1 、 e_2 (在此三个光谱估计图像信号 e_1 、 e_2 、 e_{31})。

[0206] 另外,在图17中,一个宽频带光 R 包含波长接近600nm的窄频带光和波长接近630nm的窄频带光,但是也可以仅包含任一个、例如波长接近630nm的窄频带光。

[0207] 并且,一个宽频带光 R 也可以既不包含波长接近600nm的窄频带光也不包含波长接近630nm的窄频带光。

[0208] 在第三方法中,从三个窄频带光的图像信号估计三个光谱图像信号。

[0209] 图18是表示用于说明从三个窄频带光的图像信号估计三个窄频带光的光谱估计图像信号的情况的光谱特性的图。如图18所示,对 B 、 G 、 R 使用窄频带光。在光谱估计部101c中,从三个窄频带光的图像信号 B 、 G 、 R 估计三个光谱估计图像信号 e_1 、 e_{21} 、 e_{31} 。

[0210] 三个窄频带光 B_n 、 G_n 、 R_n 可以通过具有图18示出的光谱特性的摄像元件2A的滤色器得到,或者也可以将在光源装置中使用图2示出的旋转滤波器而生成的三个照明光(即三个窄频带光 B 、 G 、 R 的照明光)的返回光照射到单色摄像元件而得到。

[0211] 光谱估计部101c通过光谱估计处理从三个窄频带光的图像信号 B_n 、 G_n 、 R_n 估计三个光谱估计图像信号 e_1 、 e_{21} 、 e_{31} 。从具有图18示出的波长频带的三个窄频带光的图像信号 B_n 、 G_n 、 R_n 估计波长接近600nm的窄频带光的光谱估计图像信号 e_1 、波长接近650nm的窄频带光的光谱估计图像信号 e_{21} 以及波长接近460nm的窄频带光的光谱估计图像信号 e_{31} 。

[0212] 此外,也可以通过光谱估计处理从两个窄频带光的图像信号、例如窄频带光的图像信号 B_n 、 G_n 得到至少两个光谱估计图像信号 e_1 、 e_{21} (在此三个光谱估计图像信号 e_1 、 e_{21} 、 e_{31})。

[0213] 另外,至少一个窄频带光也可以包含被估计的光谱估计图像的窄频带光的波长。例如在图18中,窄频带光 R_n 不包含波长接近600nm的窄频带光和波长接近630nm的窄频带光,但是也可以仅包含任一个、例如波长接近600nm的窄频带光。并且,在图18中,窄频带光 B_n 不包含波长接近460nm的窄频带光,但是窄频带光 B_n 也可以包含波长接近460nm的窄频带光。

[0214] 在第四方法中,从四个窄频带光的图像信号估计三个光谱估计图像信号。

[0215] 图19是表示用于说明从四个窄频带光的图像信号估计三个窄频带光的光谱估计图像信号的情况的光谱特性的图。如图19所示,对 B_n 、 G_n 、 R_n 使用窄频带光。但是对 R_n 使用两个窄频带光。在光谱估计部101c中,从四个窄频带光 B_n 、 G_n 、 R_n 的图像信号估计三个光谱估计图像信号 e_1 、 e_{21} 、 e_{31} 。

[0216] 四个窄频带光 B_n 、 G_n 、 R_{n1} 、 R_{n2} 可以通过具有图19示出的光谱特性的摄像元件2A的滤色器得到,或者也可以将在光源装置中使用图2示出的旋转滤波器而生成的四个照明光

(即四个窄频带光 B_n 、 G_n 、 R_{n1} 、 R_{n2} 的照明光)的返回光照射到单色摄像元件而得到。

[0217] 光谱估计部101c通过光谱估计处理从四个窄频带光 B_n 、 G_n 、 R_{n1} 、 R_{n2} 的图像信号估计三个窄频带光的光谱估计图像信号 e_1 、 e_{21} 、 e_{31} 。从具有图19示出的波长频带的四个窄频带光的图像信号 B_n 、 G_n 、 R_{n1} 、 R_{n2} 估计波长接近600nm的窄频带光的光谱估计图像信号 e_1 、波长接近650nm的窄频带光的光谱估计图像信号 e_{21} 以及波长接近460nm的窄频带光的光谱估计图像信号 e_{31} 。

[0218] 与从三个窄频带光的图像信号估计三个窄频带光的图像信号的情况相比,从四个以上的窄频带光的图像信号估计三个光谱估计图像信号的光谱估计精度提高。因此,也可以通过光谱估计处理从四个以上的窄频带光的图像信号、例如窄频带光 B_n 、 G_n 、 R_{n1} 、 R_{n2} 的图像信号得到至少两个光谱估计图像信号 e_1 、 e_{21} (在此三个光谱估计图像信号 e_1 、 e_{21} 、 e_{31})。

[0219] 另外,多个窄频带光中的两个以上的窄频带光也可以包含被估计的光谱估计图像的窄频带光的波长。例如在图19中,窄频带光 R_n 不包含波长接近650nm的窄频带光,但是也可以包含波长接近650nm的窄频带光。并且,在图19中,窄频带光 B_n 不包含波长接近460nm的窄频带光,但是窄频带光 B_n 也可以包含波长接近460nm的窄频带光。

[0220] 图20是用于说明本实施方式的图像处理部101A中的对从摄像元件2得到的图像进行的处理的流程的图。

[0221] 如图20所示,三个图像、即第一至第三图像信号 P_1 、 P_2 、 P_3 从摄像元件2被输入到光谱估计部101c。光谱估计部101c从所输入的两个或者三个图像信号估计生成三个光谱估计图像信号 e_1 、 e_2 、 e_3 。

[0222] 通过强调处理部101a对通过光谱估计部101c得到的三个光谱图像信号 e_1 、 e_2 、 e_3 中的两个光谱图像信号 e_1 、 e_2 进行基于带间运算的强调处理。颜色变换处理部101b对第二光谱估计图像信号 e_2 、第三光谱估计图像信号 e_3 以及通过强调处理得到的强调校正图像信号 $BEP_1(\lambda_1)$ 实施基于通道分配的颜色变换处理,输出到观察监视器5。

[0223] 此外,在本第二实施方式中,对于设置于摄像元件的表面的滤色器,以RGB系为例说明,但是滤色器也可以是补色系的滤色器。

[0224] 另外,也可以是图14~图19示出的第二光谱估计信号 e_2 或者 e_{21} 的波长比图4的血红蛋白的吸收特性的极小值 AC_{min} (在此为波长730nm处的吸收系数)长的波长频带的光。也就是说,第二光谱估计信号 e_2 或者 e_{21} 的波长即使使用与第一光谱估计信号 e_1 的波长相比吸收系数低并且生物体组织的散射特性得到抑制的波长频带、例如740nm、770nm、805nm、810nm、850nm、870nm、880nm、910nm、940nm、1020nm、1300nm,也能够得到与上述效果同等的效果(例如,在将第二光谱估计信号 e_2 或者 e_{21} 的波长设定为740nm~1300nm中的任一波长的情况下,第一光谱估计信号 e_1 的波长设定为576nm以上并且至少630nm以下的任一波长)。

[0225] 即使在本实施方式的内窥镜中,也通过进行上述强调处理,处于生物体粘膜的较深部的较粗的血管得到强调,并显示在观察监视器5的画面上。因此,手术师能够一边观察较粗的血管一边进行确认来进行ESD等期望的处置。

[0226] 另外,上述内窥镜装置1A还能够使用第三光谱估计图像信号 e_3 显示处于接近生物体粘膜表层部分的血管,因此根据毛细血管的状态、例如毛细血管的集中度或者分散度的程度,还能够利用于生物体组织的诊断、例如是否存在癌症的诊断、用于确定癌症的范围的

范围诊断以及用于判断患部的良性和恶性的鉴别诊断。并且,还能够进行意识到更深部的血管的深达度诊断等。

[0227] 此外,除了第三光谱估计图像信号 e_3 以外,还可以使用通过光谱估计得到的第四、第五图像来进行颜色变换处理,显示在观察监视器5中。

[0228] 如上所述,根据上述本实施方式,能够提供一种不进行投放药剂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。

[0229] (第三实施方式)

[0230] 在第一实施方式中,将至少一个窄频带光作为照明光实际照射到生物体组织,对其返回光的图像进行上述强调处理,在第二实施方式中,不实际对生物体组织照射三个窄频带光,而通过所谓光谱估计来得到各窄频带光的返回光的图像信息,对通过该光谱估计得到的各波长的光谱估计图像信号进行上述强调处理,但是在本第三实施方式中,对窄频带光的实际照明光的返回光的图像信号和通过光谱估计得到的光谱估计图像信号进行上述强调处理。

[0231] 本实施方式的内窥镜装置1B的结构与图1示出的内窥镜装置1的结构相同,但是本实施方式的旋转滤波器14A的结构不同。图21是表示本实施方式的旋转滤波器14A的结构的图。如图21所示,旋转滤波器14A仅具有构成用于输出通常光观察用的光谱特性的面顺序光的滤波器组的RGB的滤波器部。在单色的摄像元件2中接收面顺序的RGB光的返回光。

[0232] 图22是用于说明本实施方式所涉及的特殊光观察模式中的整体处理的流程的图。在图22中,对与图13相同的结构要素附加相同的附图标记而省略说明。图像处理部101B包含强调处理部101a、颜色变换处理部101b以及光谱估计部101c,但是光谱估计部101c从RGB中的两个或者三个图像信号生成至少一个光谱估计图像信号 e ,在RGB中的一个图像信号和光谱估计图像信号之间进行基于带间运算的强调处理。

[0233] 在此,具体地说,通过光谱估计处理从RGB中的三个(或者两个)图像信号估计波长接近600nm的第一光谱估计图像信号 e_1 和波长接近540nm的第三光谱估计图像信号 e_3 而输出到强调处理部101a。

[0234] 图23是用于说明本实施方式所涉及的图像处理部101B中的对从摄像元件2得到的图像进行的处理的流程的图。

[0235] 如图23所示,三个图像、即第一至第三图像信号BGR从摄像元件2被输入到光谱估计部101c。光谱估计部101c从所输入的两个或者三个图像估计生成两个光谱估计图像信号 e_1 、 e_3 。

[0236] 通过强调处理部101a对图像信号R与通过光谱估计部101c得到的两个光谱估计图像信号 e_1 、 e_3 中的光谱图像信号 e_1 进行基于带间运算的强调处理。颜色变换处理部101b对光谱估计图像信号 e_3 、通过强调处理得到的强调校正图像信号 $BEP_1(\lambda_1)$ 以及图像信号R实施基于通道分配的颜色变换处理,输出到观察监视器5。

[0237] 此外,强调处理部101a和颜色变换处理部101b中的处理与第一实施方式相同。

[0238] 图24是表示用于说明从三个(或者两个)宽频带光的图像信号B、G、R估计两个窄频带光的光谱估计图像信号 e_1 、 e_3 的情况的光谱特性的图。

[0239] 而且,强调处理部101a被输入基于来自反射光接收部52的宽频带光R的实时的光的图像信号R以及从光谱估计部101c输入的波长接近600nm的光谱估计图像信号 e_1 。光谱图

像信号e1是图4中的极大值ACmax与极小值ACmin的波长频带R之间的一个窄频带光的光谱估计图像信号。

[0240] 强调处理部101a在所输入的图像信号R与光谱估计图像信号e1之间进行上述基于带间运算的强调处理,将强调处理过的强调校正图像信号BEP1(λ_1)输出到颜色变换处理部101b。

[0241] 即,光谱估计部101c根据来自被检体的返回光的至少两个摄像信号,通过信号处理进行光谱估计而生成至少一个光谱图像信号e1,强调处理部101a针对该光谱图像信号e1以及由作为摄像单元或者摄像部的摄像元件2拍摄得到的返回光的图像信号实施强调光谱图像信号e1的处理,生成并输出其被强调后的图像信号。

[0242] 颜色变换处理部101b被输入从光谱估计部101c输出的光谱估计图像信号e3、通过强调处理部101a强调处理后的强调校正图像信号BEP1(λ_1)以及实时的图像信号R。如上所述,颜色变换处理部101b中的处理与在上述第一实施方式中说明的处理相同。

[0243] 此外,也可以通过摄像元件2A的滤色器得到图23中的三个宽频带光B、G、R。即,也可以使用在第二实施方式中说明的光源装置4A和摄像元件2A的滤色器来得到三个宽频带光B、G、R。

[0244] 因此,通过本实施方式的内窥镜装置1B也能够得到与上述内窥镜装置1和1A的效果相同的效果。

[0245] 另外,在通过信号处理进行光谱估计得到的光谱图像信号e1以及由摄像部拍摄得到的返回光的图像信号中,具有更长波长侧的波长信息的信号的波长也可以是比图4的血红蛋白的吸收特性的极小值ACmin(在此为波长730nm处的吸收系数)的波长长的波长频带的光。也就是说,具有更长波长侧的波长信息的信号的波长即使使用与其它信号的波长相比吸收系数低并且生物体组织的散射特性得到抑制的波长频带、例如740nm、770nm、805nm、810nm、850nm、870nm、880nm、910nm、940nm、1020nm、1300nm,也能够得到与上述效果同等的效果(例如,在将具有更长波长侧的波长信息的信号的波长设定为740nm~1300nm中的任一波长的情况下,其它信号的波长设定为576nm以上并且至少630nm以下的任一波长)。

[0246] 接着,说明使用于带间运算的实时的图像信号与光谱估计图像信号的变形例。在上述例子中,在宽频带光R的图像信号与光谱估计图像信号e1之间进行带间运算,但是并不限定于这种方法,也可以是以下变形例的方法。

[0247] (变形例1)

[0248] 在第一方法中,在一个窄频带光的图像信号Rn与光谱估计图像信号e2之间进行带间运算。

[0249] 图25是表示用于说明在波长接近600nm(λ_1)的窄频带光的图像信号Rn与一个光谱估计图像信号e2之间进行带间运算的情况的光谱特性的图。如图25所示,一个窄频带光为波长接近600nm(λ_1)的窄频带光Rn,是实时的图像信号。一个光谱估计图像信号是通过光谱估计从两个宽频带光的图像信号B、G和一个窄频带光的图像信号Rn中的三个(或者两个)估计出的波长接近630nm的窄频带光的光谱估计图像信号e2,在窄频带光的图像信号Rn与光谱图像信号e2之间进行带间运算。在图25的情况下,使用窄频带光的实时的图像信号,因此与如图24的情况那样使用宽频带的实时的图像信号的情况相比,深部的粗血管进一步强调显示。

[0250] 图26是用于说明本实施方式的变形例1的图像处理部101B中的对从摄像元件2得到的图像进行的处理的流程的图。

[0251] 如图26所示,三个图像、即第一至第三图像信号B、G、Rn从摄像元件2被输入到光谱估计部101c。光谱估计部101c从所输入的三个(或者两个)图像信号估计生成两个光谱估计图像信号e2、e3。

[0252] 通过强调处理部101a对图像信号Rn与通过光谱估计部101c得到的两个光谱估计图像信号e2、e3中的光谱图像信号e2进行基于带间运算的强调处理。颜色变换处理部101b对光谱估计图像信号e3、通过强调处理得到的强调校正图像信号BEP1(λ_1)以及图像信号Rn实施基于通道分配的颜色变换处理,输出到观察监视器5。

[0253] 此外,也可以在波长接近630nm(λ_2)的窄频带光Rn和一个光谱估计图像信号e1之间进行带间运算。图27是表示用于说明在波长接近630nm(λ_2)的窄频带光的图像信号Rn与一个光谱估计图像信号e1之间进行带间运算的情况的光谱特性的图。该情况下的图像处理部101B中的对从摄像元件2得到的图像进行的处理中的图像信号是在图26中括号中示出的图像信号。即,强调处理部101a输出强调校正图像信号BEP1(λ_1),颜色变换处理部101b对强调校正图像信号BEP1(λ_1)和图像信号Rn实施基于通道分配的颜色变换处理。

[0254] 关于两个宽频带光B、G和一个窄频带光Rn的三个图像信号,能够将使用具有图25或者图27示出的光谱特性的光源装置中的图2示出的旋转滤波器而生成的三个照明光(即两个宽频带光B、G和一个窄频带光R的照明光)的返回光照射到单色的摄像元件而得到。

[0255] 此外,两个宽频带光B、G和一个窄频带光R的三个图像信号也可以通过具有图25或者图27示出的光谱特性的摄像元件2A的滤色器而得到。

[0256] 如上所述,光谱估计部101c通过光谱估计处理从两个宽频带光的图像信号B、G和一个窄频带光的图像信号Rn估计两个光谱估计图像信号e1(或者e2)、e3。在图25或者图27的情况下,从两个宽频带光B、G的图像信号和一个窄频带光Rn的图像信号估计波长接近630nm的窄频带光的光谱估计图像信号e2(或者波长接近600nm的窄频带光的光谱估计图像信号e1)以及波长接近540nm的窄频带光的光谱估计图像信号e3。

[0257] 而且,在颜色变换处理部101b中,对光谱估计图像信号e3、通过强调处理得到的强调校正图像信号BEP2(λ_2)(或者强调校正图像信号BEP1(λ_1))以及图像信号Rn实施基于通道分配的颜色变换处理,输出到观察监视器5。

[0258] 此外,可以通过光谱估计处理从两个宽频带光的图像信号B、G得到至少两个光谱估计图像信号e2(或者e1)、e3,或者也可以通过光谱估计处理从一个宽频带光B(或者G)和一个窄频带光的图像信号Rn得到至少两个光谱估计图像信号e2(或者e1)、e3。

[0259] (变形例2)

[0260] 并且,也可以从三个窄频带光的图像信号Bn、Gn、Rn估计一个光谱图像信号e2,在一个窄频带光的图像信号Rn与一个光谱估计图像信号e2之间进行带间运算。图28是表示用于说明从三个窄频带光的图像信号Bn、Gn、Rn估计一个光谱估计图像信号e2的情况的光谱特性的图。

[0261] 如图28所示,三个窄频带光为波长接近600nm的窄频带光Rn、波长接近540nm的窄频带光Gn以及波长接近415nm的窄频带光Bn,是实时的图像信号。一个光谱图像信号为波长接近630nm的窄频带光的光谱估计图像信号e2,在波长接近600nm的窄频带光Rn与波长接近

630nm的窄频带光的光谱估计图像信号e2的图像信号之间进行带间运算。

[0262] 此外,也可以作为两个窄频带光,例如照射波长接近540nm的窄频带光Gn和波长接近600nm的窄频带光Rn的照明,从得到的两个图像信号Gn、Rn的图像信号光谱估计出波长接近630nm的窄频带光的光谱估计图像信号e2,在波长接近600nm的窄频带光Rn的实时的图像信号与光谱估计图像信号e2之间进行带间运算。

[0263] 图29是用于说明本实施方式的变形例2的图像处理部101B中的对从摄像元件2得到的图像进行的处理的流程的图。

[0264] 如图29所示,三个图像信号、即第一至第三图像信号Bn、Gn、Rn被从摄像元件2输入到光谱估计部101c。光谱估计部101c从所输入的三个(或者两个)图像信号估计生成两个光谱估计图像信号e2。

[0265] 通过强调处理部101a对通过光谱估计部101c得到的光谱估计图像信号e2和窄频带光Rn进行基于带间运算的强调处理。颜色变换处理部101b对两个窄频带光Rn、Gn和通过强调处理得到的强调校正图像信号BEP2(λ_2)实施基于通道分配的颜色变换处理,输出到观察监视器5。

[0266] 此外,代替波长接近600nm的窄频带光Rn,也可以使用波长接近630nm的窄频带光Rn,通过光谱估计得到波长接近600nm的光谱估计图像信号e1,在波长接近630nm的窄频带光R与波长接近600nm的光谱估计图像信号e1的图像信号之间进行带间运算。图30是表示用于说明在波长接近630nm(λ_2)的窄频带光的图像信号Rn与一个光谱估计图像信号e1之间进行带间运算的情况的光谱特性的图。该情况下图像处理部101B中的对从摄像元件2得到的图像进行的处理中的图像信号是在图29中括号中示出的图像信号。即,强调处理部101a输出强调校正图像信号BEP1(λ_1),颜色变换处理部101b对强调校正图像信号BEP1(λ_1)和图像信号Rn实施基于通道分配的颜色变换处理。

[0267] 此外,三个窄频带光的图像信号Bn、Gn、Rn也可以通过具有图28或者图30示出的光谱特性的摄像元件2A的滤色器得到。

[0268] 此外,在颜色变换处理部101b中,也可以除了两个窄频带光Gn、Rn的图像信号和光谱估计图像信号e1(或者e2)以外还追加窄频带光的图像信号Bn而根据四个图像信号进行颜色变换处理。或者,还可以对窄频带光的图像信号Bn追加使用或者与窄频带光的图像信号Bn分开地使用其它的通过光谱估计得到的第四、第五光谱估计图像信号来进行颜色变换处理,显示在观察监视器5。

[0269] 此外,在本第三实施方式和各变形例中,在使用设置于摄像元件的表面的滤色器的情况下,以RGB系为例进行了说明,但是滤色器也可以是补色系的滤色器。

[0270] 在本实施方式的内窥镜中也同样地,通过进行上述强调处理,处于生物体粘膜的较深部的较粗的血管得到强调,并显示在观察监视器5的画面上。因此,手术师能够一边观察较粗的血管一边进行确认来进行ESD等期望的处置。

[0271] 另外,上述内窥镜装置1A还能够使用与第三窄频带光NL3对应的光谱估计图像信号e3或者窄频带光Gn显示处于接近生物体粘膜表层部分的血管,因此根据毛细血管的状态、例如毛细血管的集中度或者分散度的程度,还能够利用于生物体组织的诊断、例如是否存在癌症的诊断、用于确定癌症的范围的范围诊断以及用于判断患部的良性和恶性的鉴别诊断。并且,还能够进行意识到更深部的血管的深达度诊断等。

[0272] 如上所述,根据上述本实施方式,能够提供一种不进行投放药剂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。

[0273] (各实施方式的共通的变形例)

[0274] (变形例1)

[0275] 在上述三个实施方式和各自的各变形例中,以静脉血的光吸收特性为例,根据其特性而选择了两个窄频带光,但是也可以根据动脉血的光吸收特性或者将静脉血与动脉血两者进行组合得到的血的光吸收特性来选择上述那样的至少两个窄频带光。

[0276] (变形例2)

[0277] 在上述各实施方式和各变形例(包含各实施方式的变形例)的内窥镜装置中,作为第一窄频带光NL1和第二窄频带光NL2的波长,分别使用波长接近600nm的光和波长接近630nm的光,但是作为第一窄频带光NL1和第二窄频带光NL2的波长,优选分别为波长处于波长580nm~620nm的范围且具有规定宽度范围的分布的窄频带光以及波长处于波长610nm~730nm的范围且具有规定宽度范围的分布的窄频带光,更优选分别为波长处于波长585nm~615nm的范围且具有规定宽度范围的分布的窄频带光以及波长处于波长620nm~640nm的范围且具有规定宽度范围的分布的窄频带光。

[0278] 因而,如果是从吸收特性的极大值至极小值之间具有上述吸收特性的波长的光,则第一窄频带光NL1和第二窄频带光NL2的波长分别并不限定于波长接近600nm的光和波长接近630nm的光,也可以是任意波长的光。例如,作为第一窄频带光NL1和第二窄频带光NL2的波长,也可以分别使用波长接近610nm的光和波长接近645nm的光或者使用波长接近630nm的光和波长接近660nm的光。

[0279] (变形例3)

[0280] 在上述各实施方式和各变形例(包含各实施方式的变形例)的内窥镜装置中,作为第三窄频带光NL3,为了显示生物体组织表层的毛细血管,使用波长接近540nm的光,但是第三窄频带光NL3的波长并不限定于此。例如作为第三窄频带光NL3的波长,也可以使用比波长540nm短的波长接近415nm的光、波长接近460nm的光。特别是,为了得到生物体组织表层的信息,期望比波长接近540nm的光短的波长接近415nm的光、波长460nm的光。

[0281] (变形例4)

[0282] 在上述各实施方式和各变形例(包含各实施方式的变形例)的光源装置中,说明了使用热光源的灯、LED、LD等的情况,但是也可以使用其它单元。例如,作为光源单元或者光源部,可以使用波长可变激光器,也可以通过LED或者LD来激励荧光体生成宽带光而使用该光。

[0283] (变形例5)

[0284] 在上述各实施方式和各变形例(包含各实施方式的变形例)的内窥镜装置中,在照射窄频带光的情况下,例如也可以利用激光器生成波长接近600nm的窄频带光,利用LED生成波长接近630nm的窄频带光。另外,也可以利用LED生成波长接近600nm的窄频带光,利用激光器生成波长接近630nm的窄频带光。当使用激光时,能够降低深度方向上的噪声。

[0285] (变形例6)

[0286] 在上述各实施方式和各变形例(包含各实施方式的变形例)中,对两个窄频带光进行强调处理,但是进行强调处理的两个窄频带光中的一个也可以虚拟地生成。图31是用于

说明从两个窄频带光中的一个生成另一个的处理部的结构的图。图32是表示用于说明虚拟地生成的窄频带光的光谱特性的图。

[0287] 波长接近600nm的窄频带光的返回光的第一图像信号P1被输入到滤波器运算部103,滤波器运算部103对所输入的第一图像信号P1进行例如使整体浓淡差变小且边缘部不明显的滤波,作为第二图像信号P2的虚拟图像而输出。强调处理部101a对第一图像信号P1和作为虚拟图像的第二图像信号P2进行强调处理。

[0288] 也可以通过这种处理从要进行强调处理的一个图像生成另一个虚拟图像而进行强调处理。

[0289] 此外,在图32中,从波长接近600nm的窄频带光的返回光的第一图像信号P1生成与波长接近630nm的窄频带光对应的虚拟图像,但是也可以从波长接近630nm的窄频带光的返回光的第一图像信号P1和波长接近540nm的窄频带光的返回光的第三图像信号P3生成与波长接近600nm的窄频带光对应的虚拟图像。

[0290] 此外,在图32中,对实时的照明光的返回光的图像生成虚拟图像,但是也可以使用通过滤波器运算部103从其它光谱估计图像生成的虚拟图像作为第二或者第三实施方式中的一个光谱估计图像。在作为一个虚拟图像的光谱估计图像与其它光谱估计图像或者实时的图像之间进行强调处理。

[0291] 如上所述,也可以使用虚拟图像进行强调处理。

[0292] (变形例7)

[0293] 另外,在上述各实施方式和各变形例(包含各实施方式的变形例)中,对两个窄频带光的图像得到一个强调处理结果,但是还可以得到两个以上的强调处理结果。

[0294] 图33是表示用于说明本变形例7的静脉血的光的吸收特性的图。在图33中,为了得到两个强调处理结果,一个是对波长接近600nm的窄频带光NL1与波长接近630nm的窄频带光NL2的第一组合进行强调处理,另一个是对波长接近650nm的窄频带光NL12和波长接近680nm的窄频带光NL22的第二组合进行强调处理。关于选择哪一个组合,用户能够进行选择,例如用户通过模式选择能够选择通过哪一个组合进行显示。

[0295] 此外,作为另一个组合,也可以是波长接近615nm的窄频带光与波长接近645nm的窄频带光的组合、波长接近630nm的窄频带光与波长接近660nm的窄频带光的组合等组合。

[0296] 在第二组合的情况下,所使用的波长与第一组合相比向长波长侧偏移,因此强调更深部的图像。因此,在手术师要强调更深部的血管的情况下,在生物体的粘膜表面附着有血液、胆汁、尿液等的情况下,通过选择第二组合能够强调显示期望的血管。

[0297] 能够通过增加光源装置中的旋转滤波器的组合或者增加通过光谱估计处理来估计的光谱估计图像信号的数量来进行用于两个以上的组合的强调处理。

[0298] 作为窄频带光的波长的组合,在对距粘膜表面较浅的血管进行强调显示的情况下,优选具有波长接近580nm与波长接近630nm的组合以及波长接近590nm与波长接近630nm的组合这两个组合。

[0299] 另外,作为窄频带光的波长的组合,在对距粘膜表面更深部的血管或者血液等下的粘膜下血管进行强调显示的情况下,优选具有波长接近600nm与波长接近630nm的组合以及波长接近650nm与波长接近680nm的组合这两个组合。

[0300] 在上述例子中是两个组合,但是也可以是三个以上的组合。在三个的情况下,例如

是波长接近600nm的窄频带光与波长接近630nm的窄频带光的第一组合、波长接近650nm的窄频带光与波长接近680nm的窄频带光的第二组合、波长接近700nm的窄频带光与波长接近730nm的窄频带光的第三组合。

[0301] 如上所述,得到多个强调处理结果,因此手术师在附着于生物体的粘膜表面的血液等的浓度高的情况下,选择更长波长侧的组合(例如,波长接近650nm与波长接近680nm的组合),并且在血管处于较浅部分的情况下,在附着于生物体的粘膜表面的血液等的浓度低的情况下,选择更短波长侧的组合(例如,波长接近580nm与波长接近630nm的组合),由此能够强调显示期望的血管。

[0302] (变形例8)

[0303] 在上述各实施方式和各变形例(也包含各实施方式的变形例)中,用于强调处理的两个窄频带光的波长差是固定的,但是也可以使一个固定,使另一个可变。

[0304] 例如,在波长接近600nm的窄频带光和波长接近630nm的窄频带光的情况下,将波长接近600nm的窄频带光固定,关于另一个窄频带光,能够从波长接近630nm至接近730nm以可变的方式任意地设定。或者,也可以将另一个的波长接近730nm的窄频带光固定,能够以可变的方式任意地设定从波长接近590nm至接近620nm的窄频带光。此外,也可以将接近600nm的窄频带光固定,关于另一个窄频带光,能够在730nm以上的波长频带任意地设定。

[0305] 这样,通过将两个窄频带光的波长差的一个固定而使另一个可变,能够进一步强调显示期望区域的血管。

[0306] (变形例9)

[0307] 另外,在上述各实施方式和各变形例(也包含各实施方式的变形例)中得到三个图像,将窄频带图像显示在观察监视器5,但是也可以还得到第四个图像,从四个图像中适当地选择而生成显示图像。

[0308] 内窥镜装置除了具有通常光观察模式以外还具有窄频带光观察模式,手术师在需要的情况下从通常光观察模式切换为窄频带光观察模式而进行各种处置。通过添加第四个图像,能够容易地得到各观察模式的显示图像。

[0309] 例如,使用还能够照射波长比波长540nm短的蓝色窄频带光(或者也可以是宽频带光)的照明光的光源装置得到第四个图像。光源装置将该第四波长的光与波长接近600nm的窄频带光的第一组合的照明光以及波长接近540nm的窄频带光与波长接近630nm的窄频带光的第二组合的照明光交替地照射到被摄体。此外,也可以将第四波长的光、波长接近540nm的窄频带光与波长接近600nm的窄频带光的组合的照明光以及波长接近630nm的窄频带光的照明光交替地照射到被摄体。

[0310] 而且,通过具有RGB的滤色器的摄像元件接收各照明光的返回光。例如,通过滤色器的B频带拍摄第四波长的返回光,通过R频带拍摄波长接近600nm的窄频带光的返回光。此外,摄像元件的滤色器也可以是补色系的滤色器。此外,摄像元件也可以是单色的摄像元件。

[0311] 各频带的图像被分离,因此在视频处理器7内得到四个单色图像。此外,为了得到各图像,对各光的图像信号进行适当的颜色平衡调整。

[0312] 而且,在视频处理器7内,通常光观察模式用的通常图像是使用第四波长的光、波长接近540nm的窄频带光、波长接近600nm的窄频带光以及波长接近630nm的窄频带光这四

个返回光的图像来生成的。

[0313] 另外,在视频处理器7内,将第四波长的光的图像信号分配至B和G通道,将波长接近540nm的窄频带光的图像信号分配至R通道,使用第四波长的光和波长接近540nm的窄频带光的两个图像来生成第一窄频带光图像。

[0314] 并且,在视频处理器7内,使用波长接近540nm的窄频带光、波长接近600nm的窄频带光以及波长接近630nm的窄频带光的三个图像来生成第二窄频带光图像。

[0315] 此外,对波长接近600nm的窄频带光的图像信号进行强调处理。

[0316] 而且,根据手术师的图像显示指示,选择上述那样生成的图像而显示于观察监视器5。

[0317] 根据这种结构,还能够同时显示通常光观察用的通常图像与窄频带光观察用的窄频带光图像或者重叠显示通常图像与窄频带光图像。例如,能够并列显示通常光图像与第一窄频带光图像(或者第二窄频带光图像)或者并列显示第一窄频带光图像和第二窄频带光图像。

[0318] 并且,通过将第四波长的光的图像信号分配至B通道、将波长接近540nm的窄频带光的图像信号分配至G通道、将波长接近600nm的窄频带光的图像信号分配至R通道,或者将第四波长的光的图像信号分配至B通道、将波长接近540nm的窄频带光的图像信号和波长接近600nm的窄频带光的图像信号分配至G通道、将波长接近600nm的窄频带光的图像信号(或者波长接近600nm的窄频带光的图像信号和波长接近630nm的窄频带光的图像信号)分配至R通道,还能够生成对通常图像附加深部的血管信息的重叠图像而显示于观察监视器5。

[0319] 或者,通过将第四波长的光的图像信号分配至B通道、将第四波长的光的图像信号和波长接近600nm的窄频带光的图像信号分配至G通道、将波长接近600nm的窄频带光的图像信号(或者波长接近600nm的窄频带光的图像信号和波长接近630nm的窄频带光的图像信号)分配至R通道,还能够生成对表层的血管和深部的血管两方进行强调的图像而显示于观察监视器5。

[0320] 此外,也可以通过光谱估计来生成第四个波长的图像信号。

[0321] 如上所述,根据本变形例9,能够并列显示或者重叠显示通常图像和窄频带光图像。

[0322] 如上所述,根据上述各实施方式和各变形例(也包含各实施方式的变形例),能够提供一种不进行投放药剂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。

[0323] 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。

[0324] 本申请是以2012年3月30日在日本申请的特愿2012-82285号为优先权要求基础的申请,上述公开内容被引用于本申请的说明书、权利要求书中。

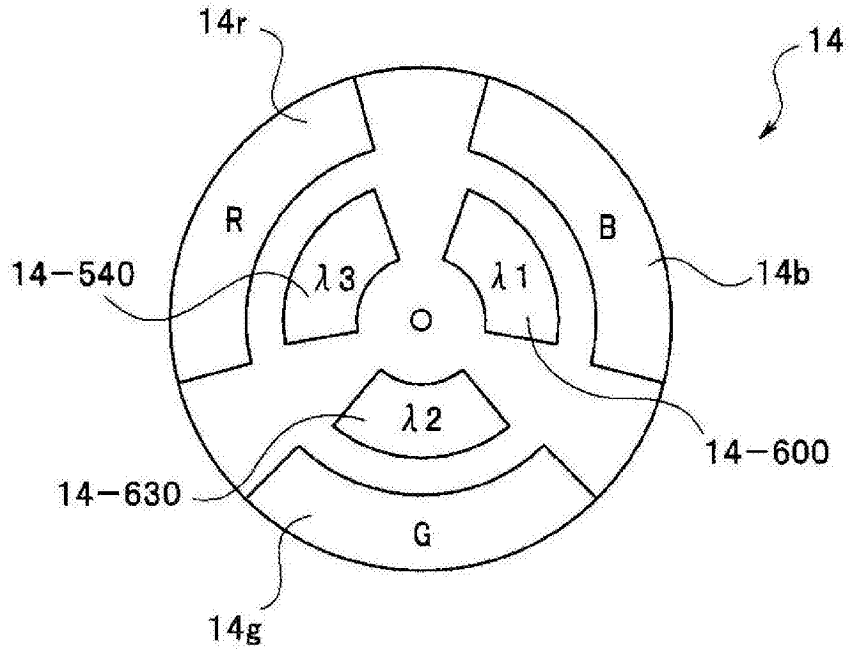


图2

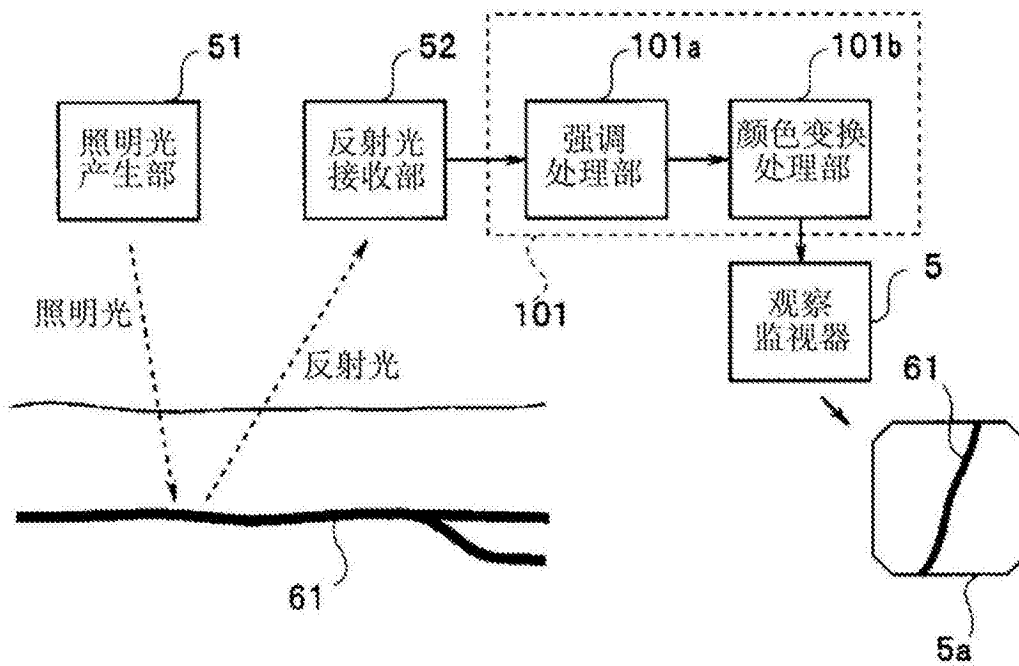


图3

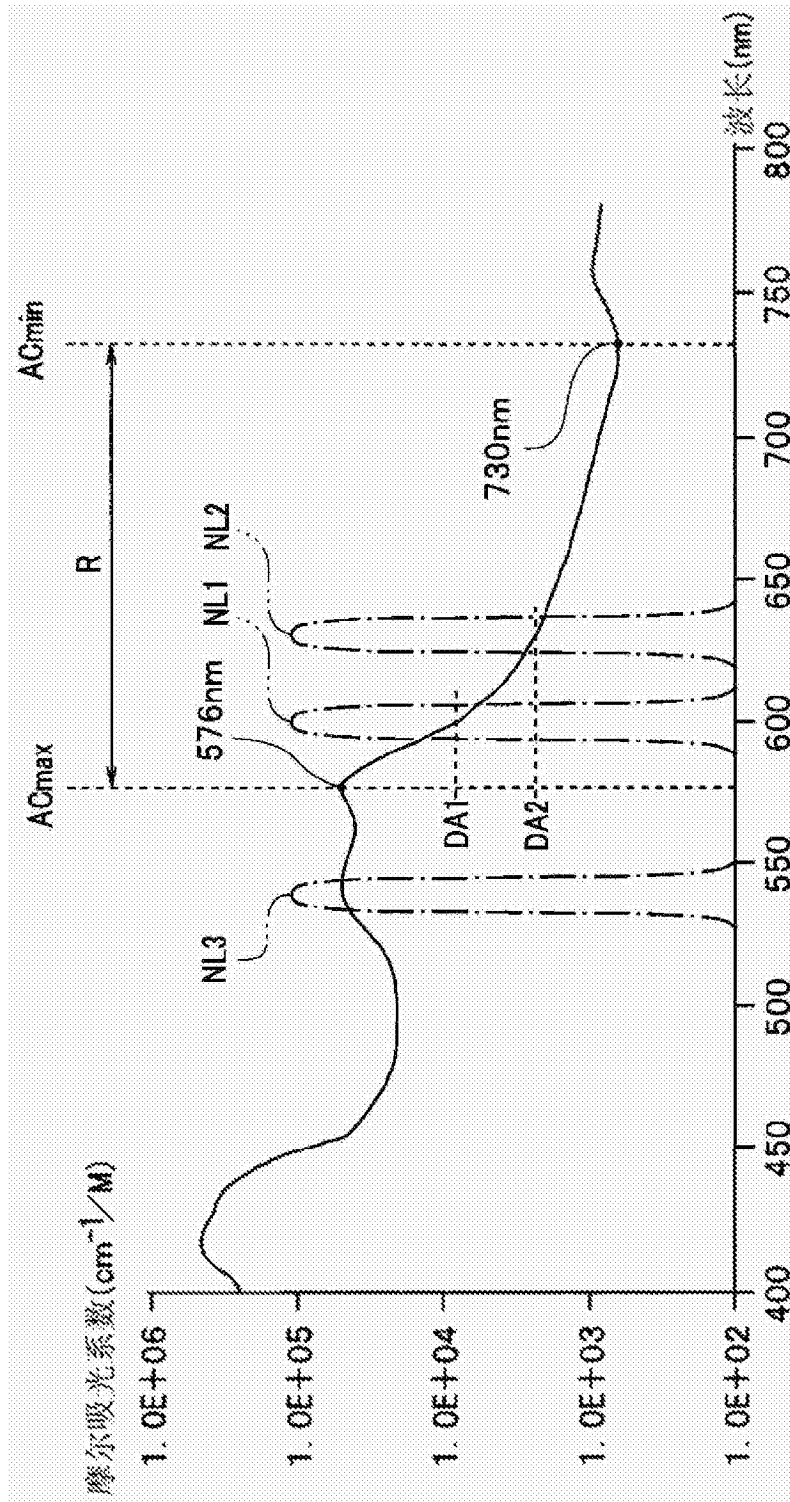


图4

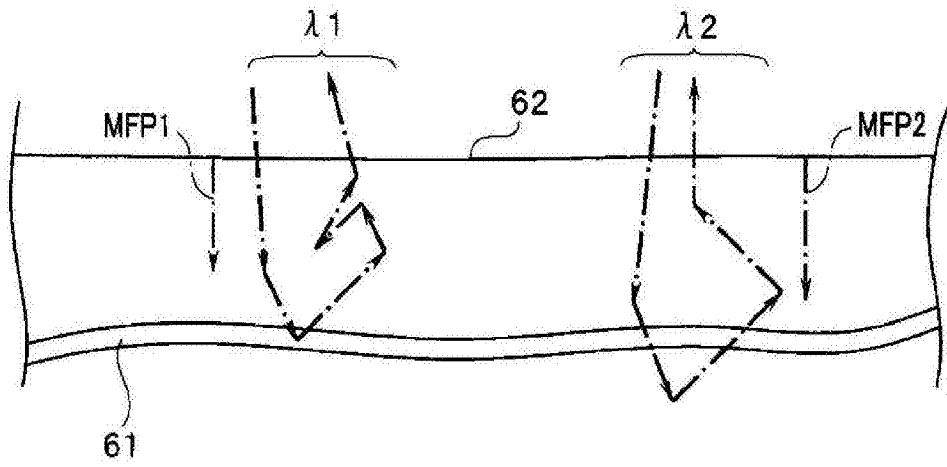


图5

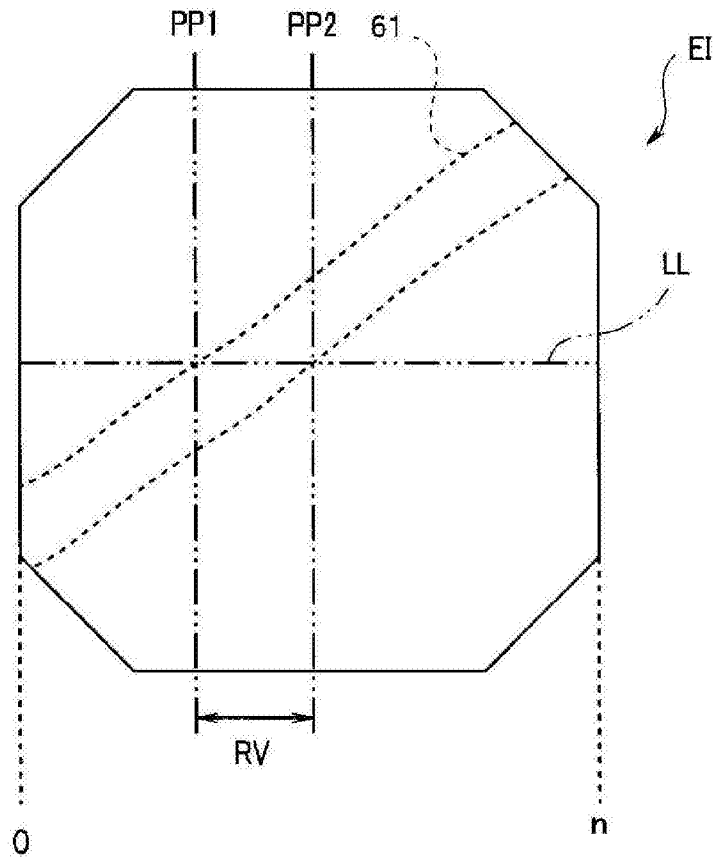


图6

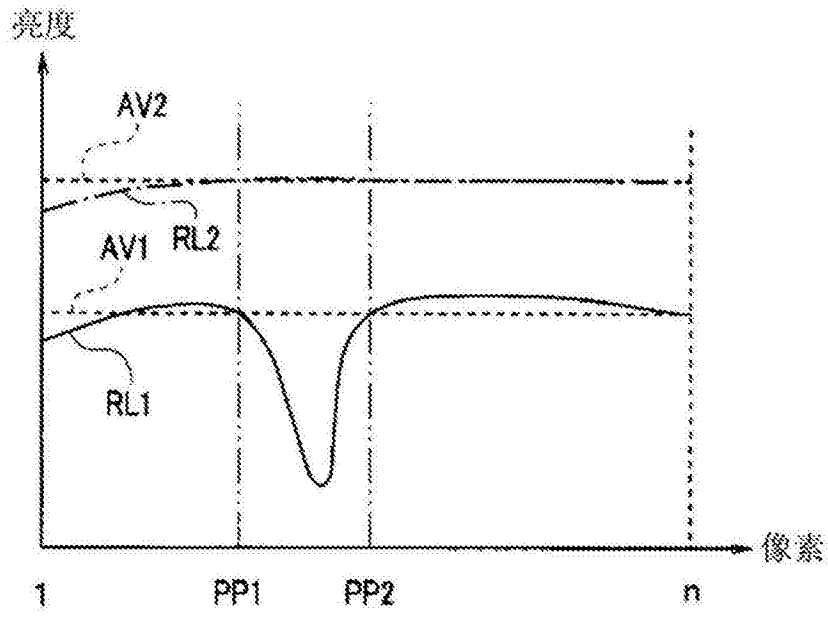


图7

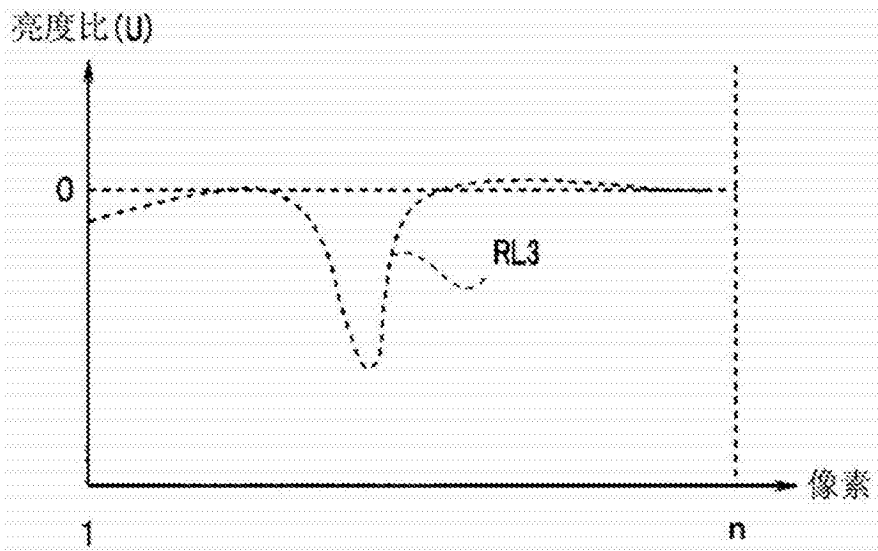


图8

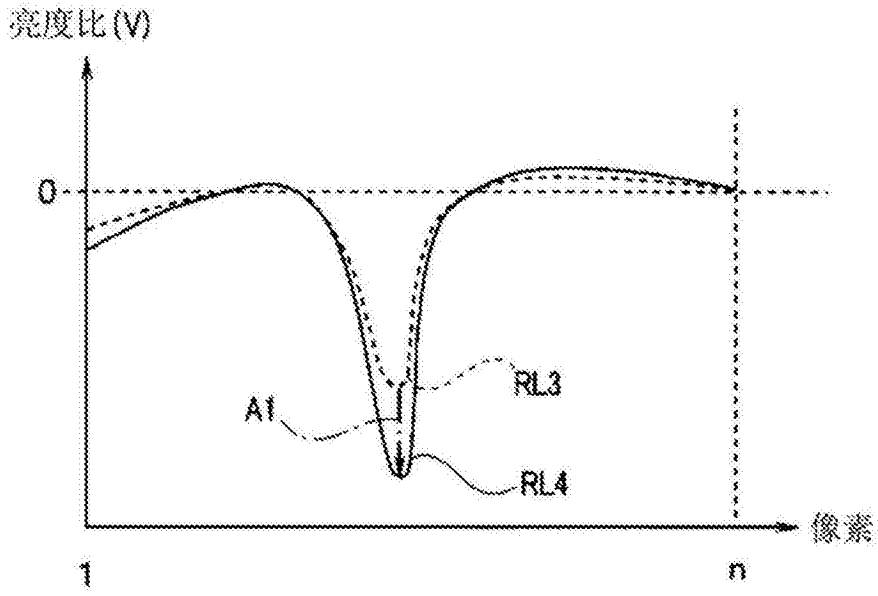


图9

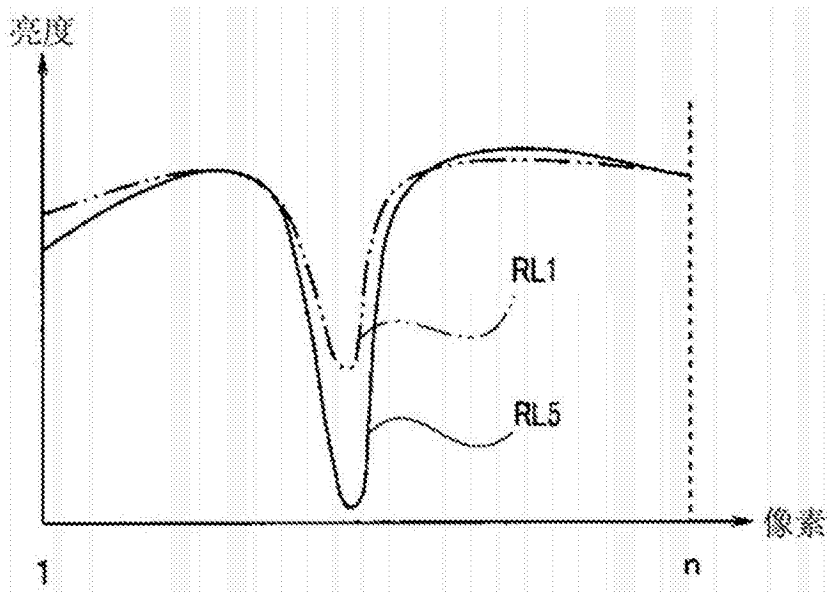


图10

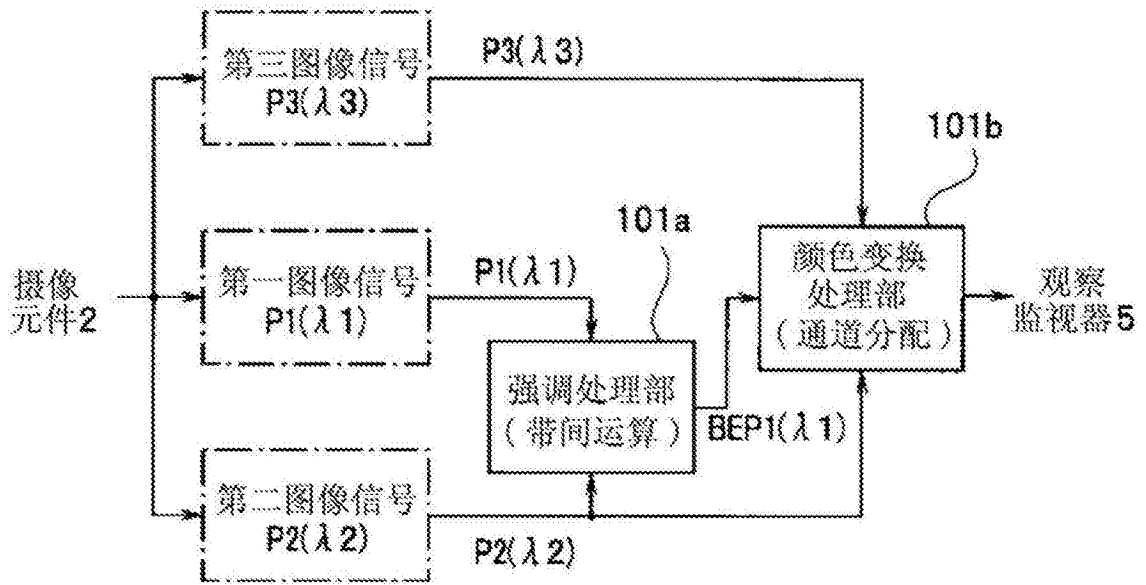


图11

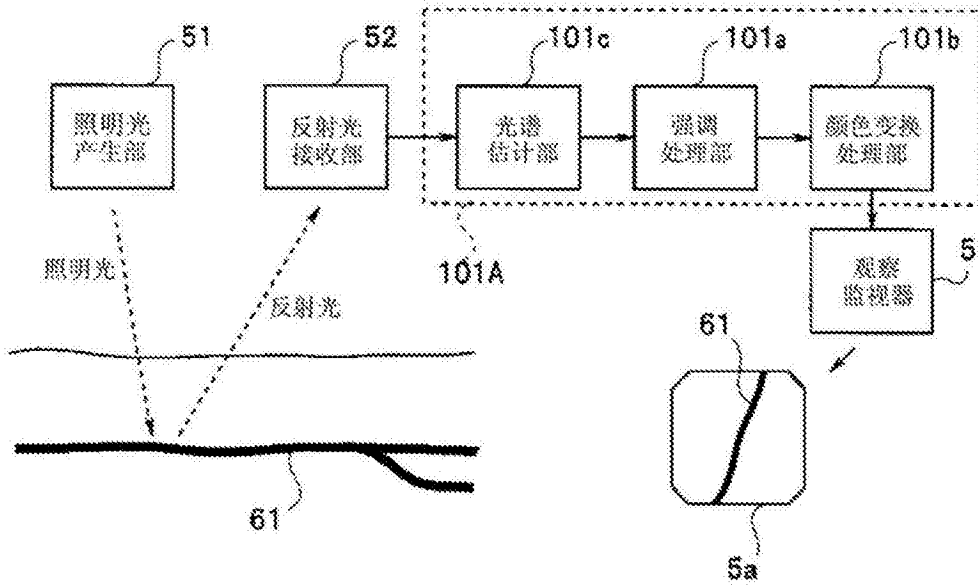


图13

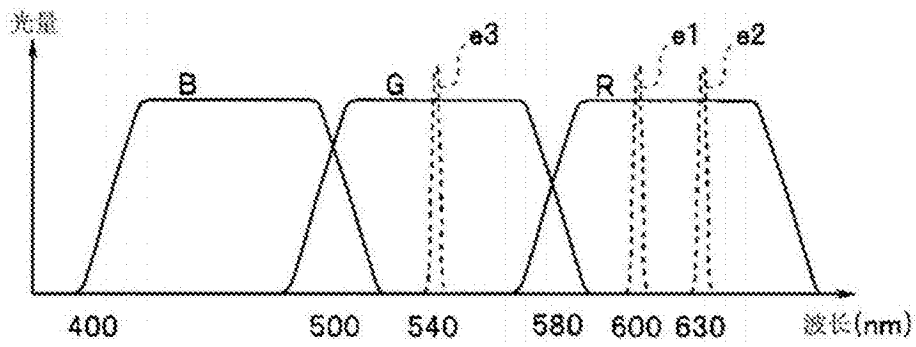


图14

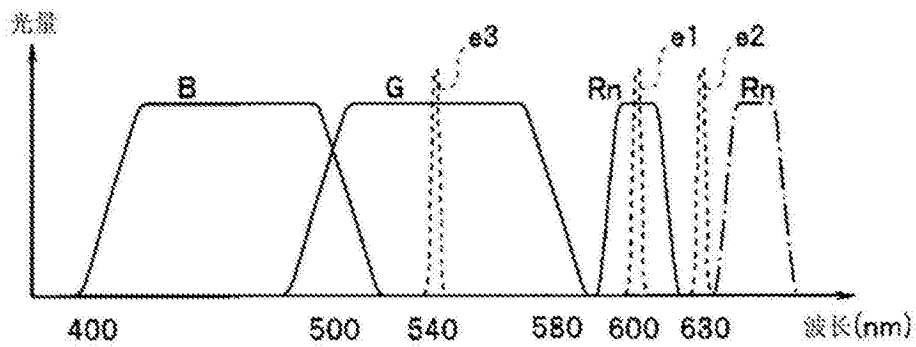


图15

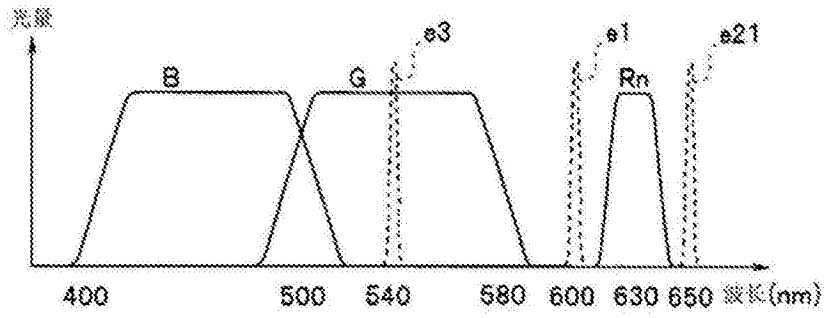


图16

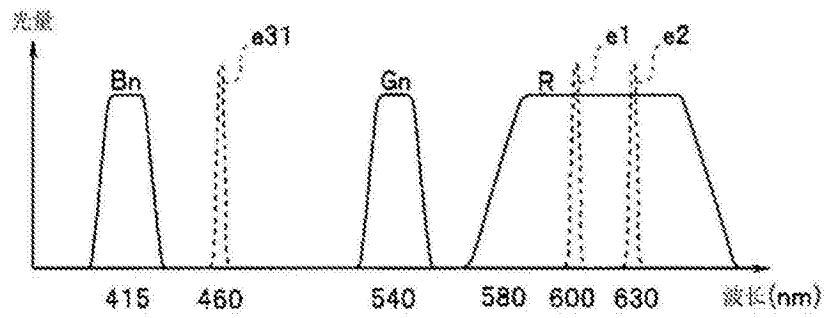


图17

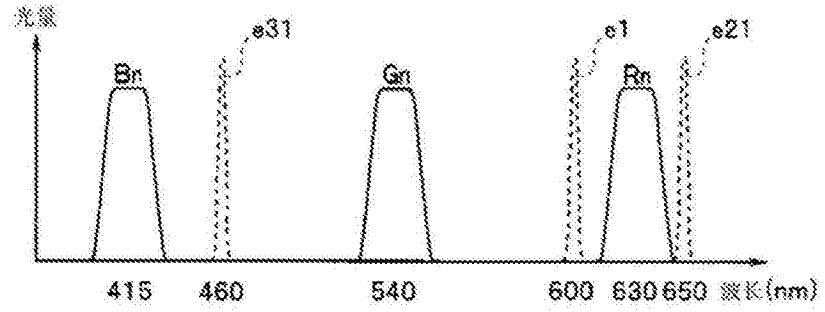


图18

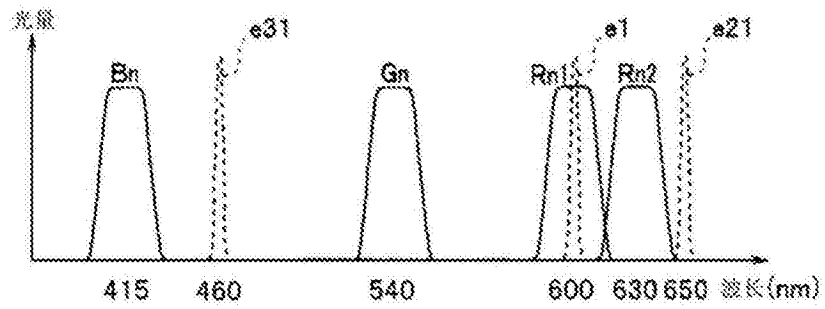


图19

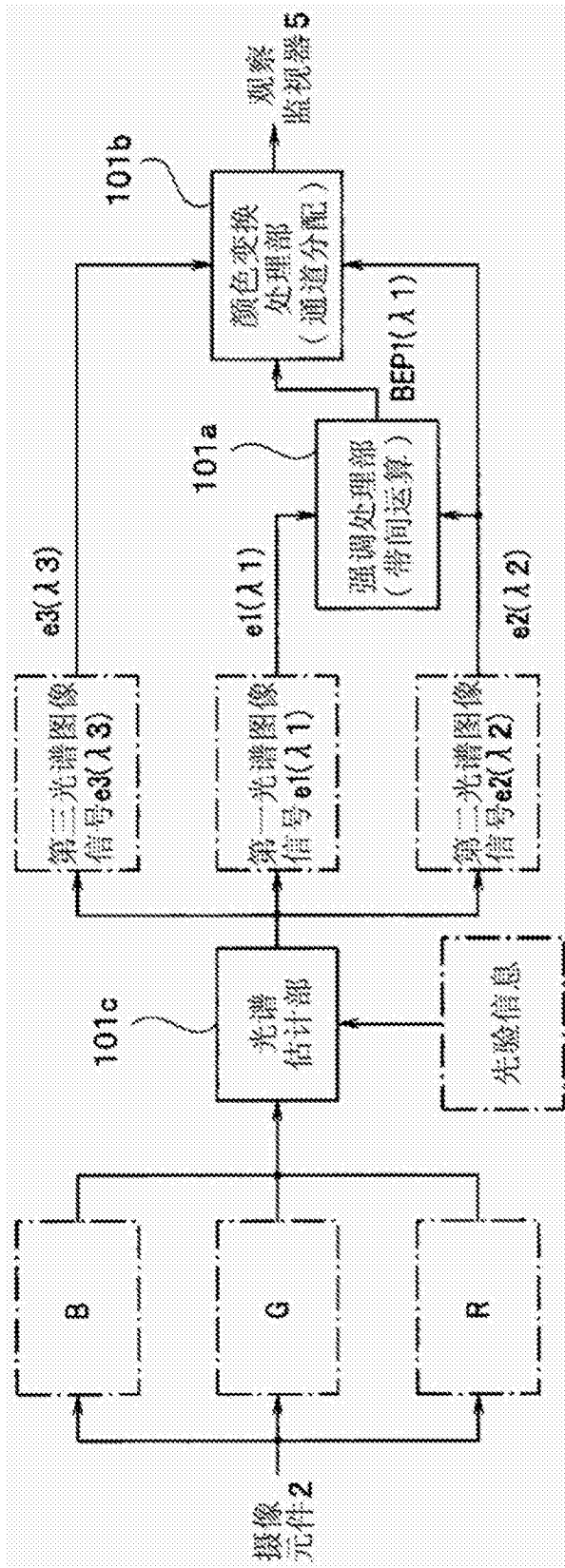


图20

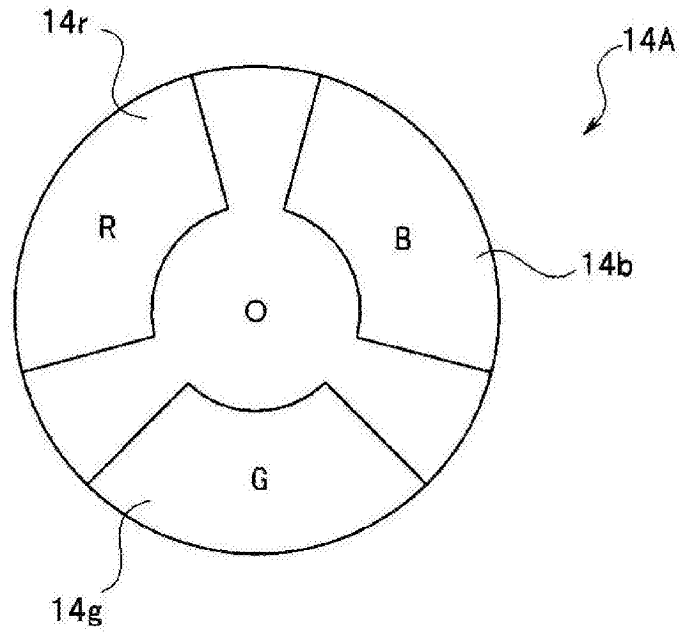


图21

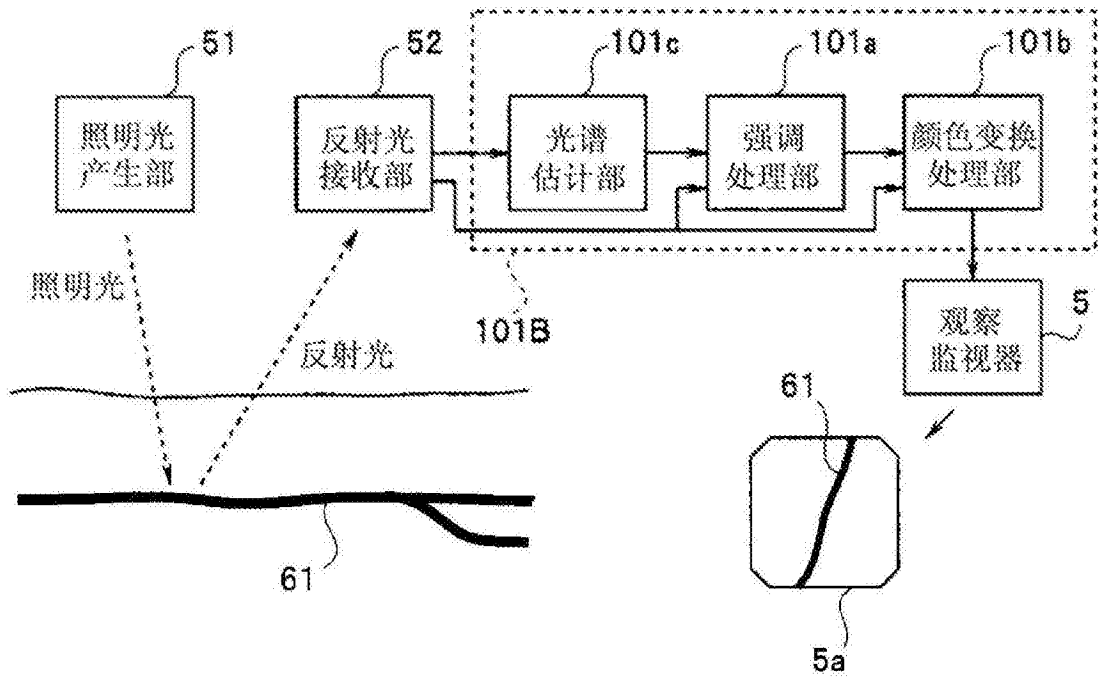


图22

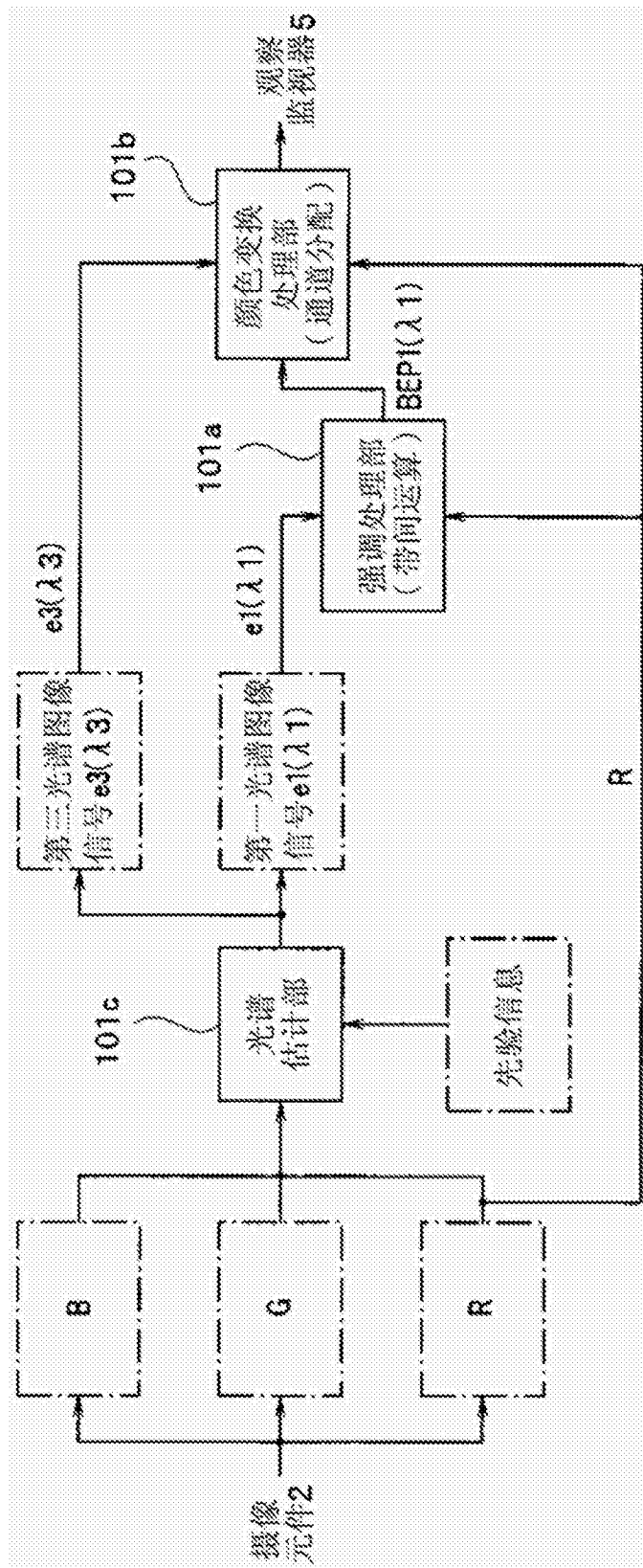


图23

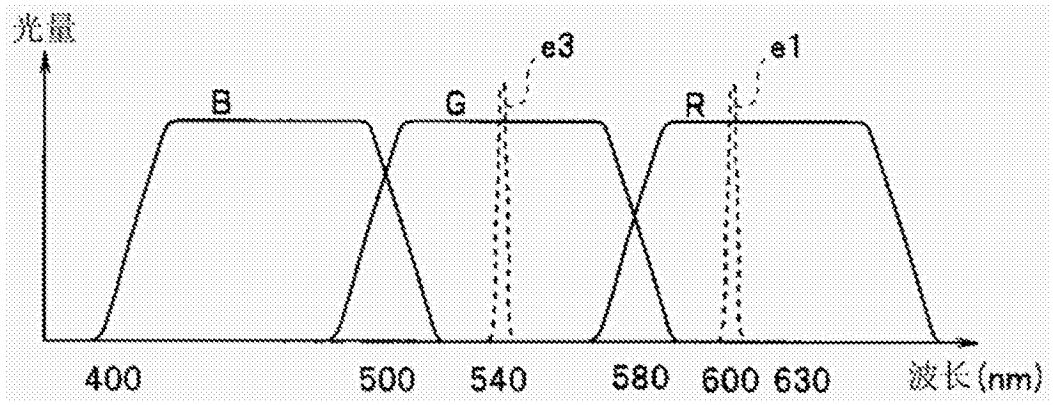


图24

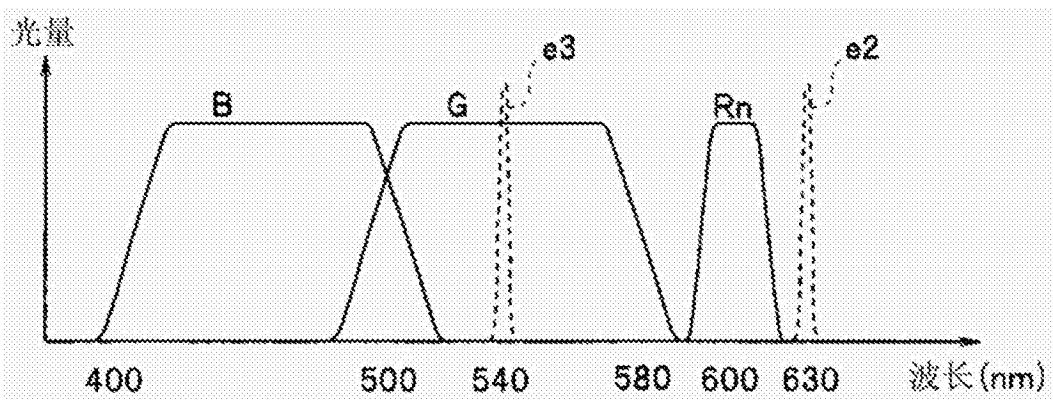


图25

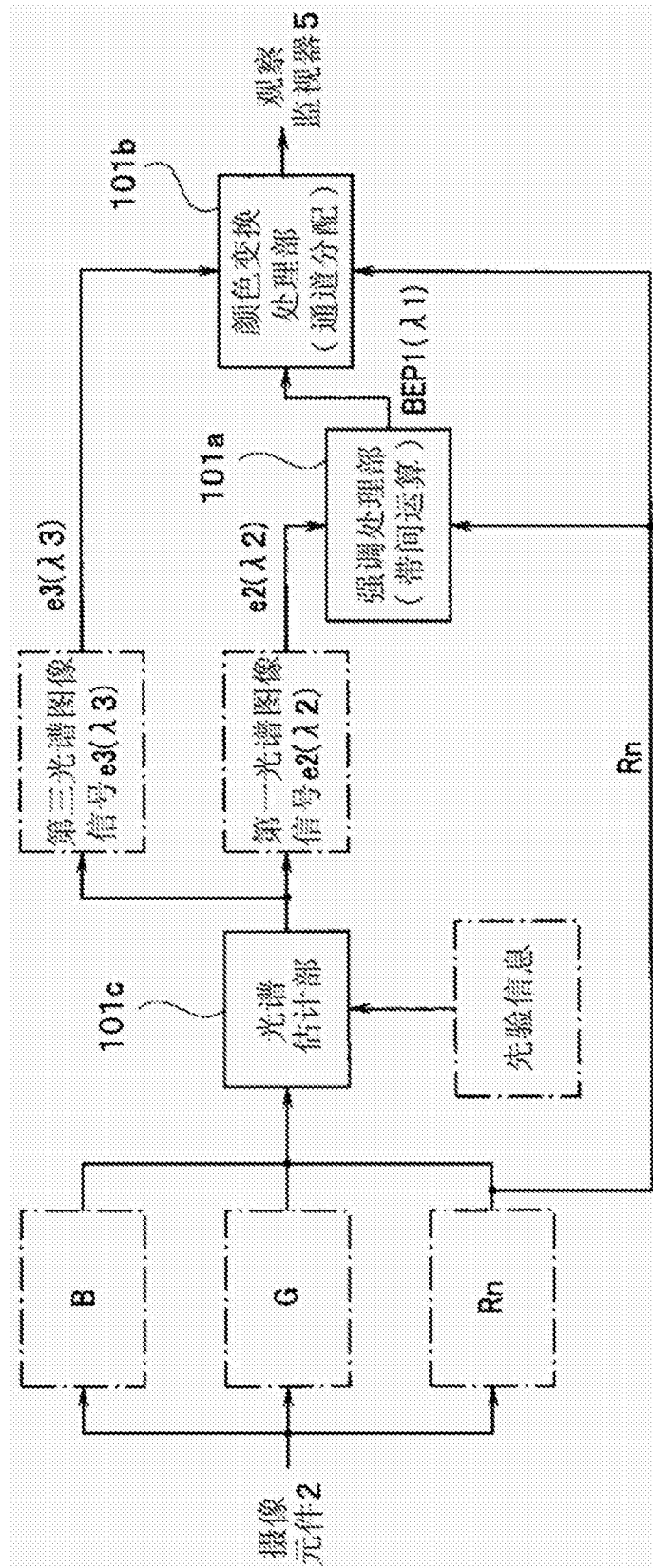


图26

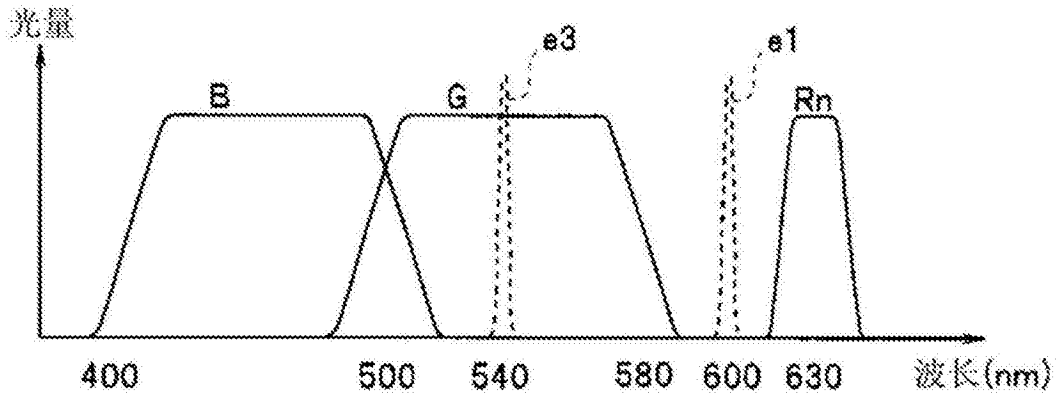


图27

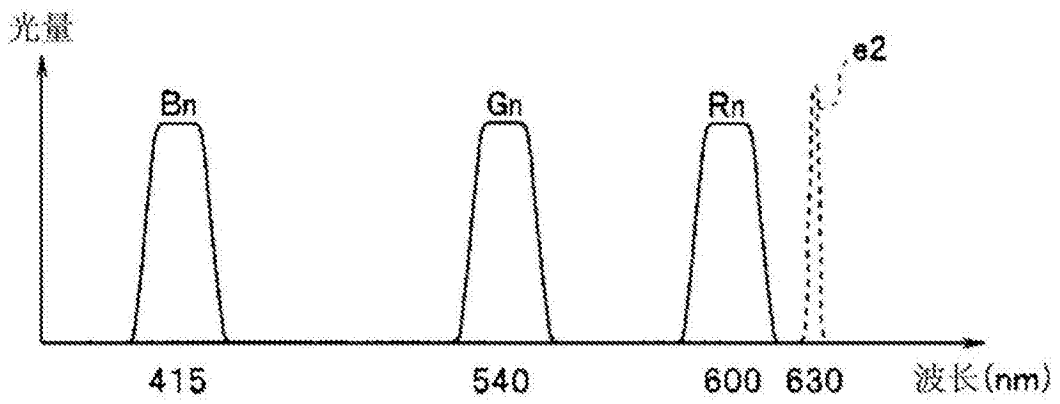


图28

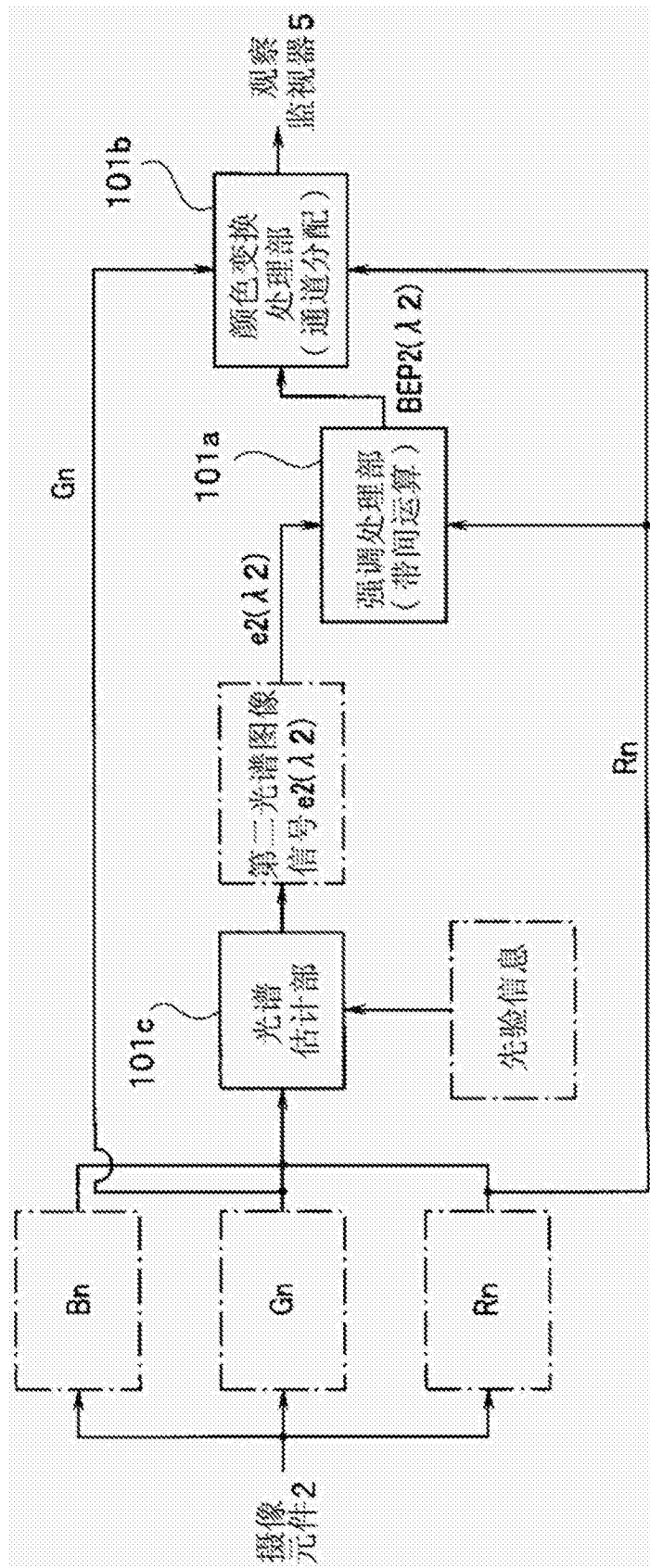


图29

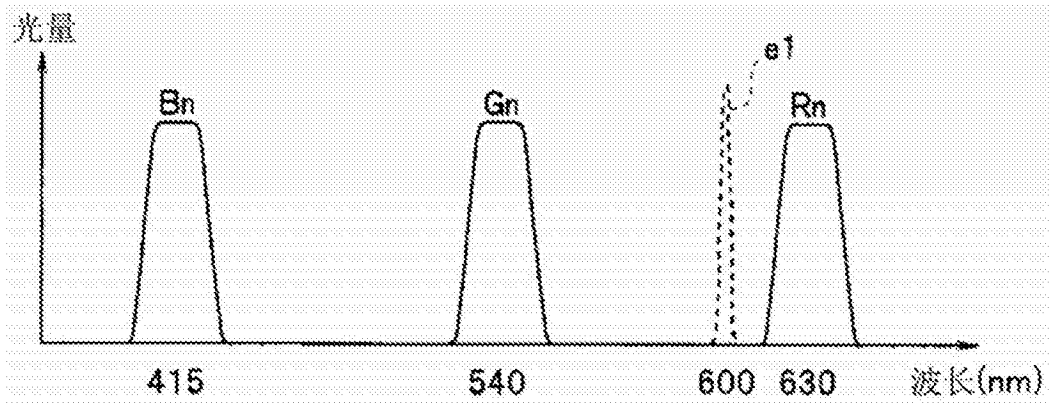


图30

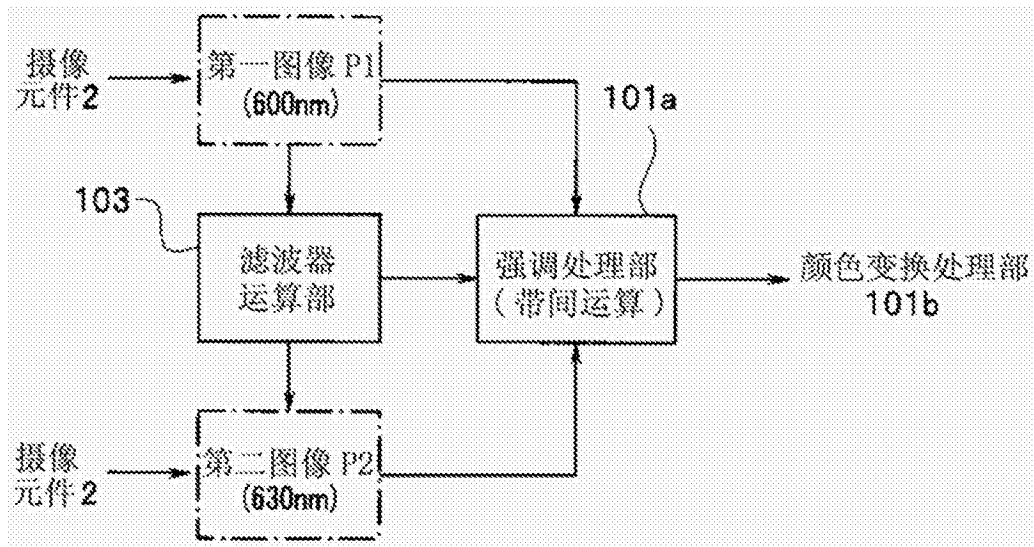


图31

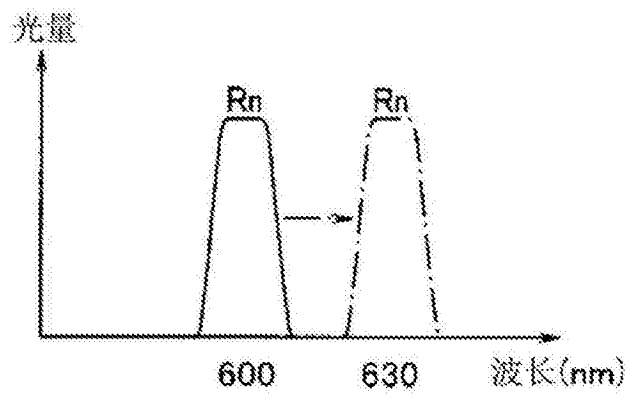


图32

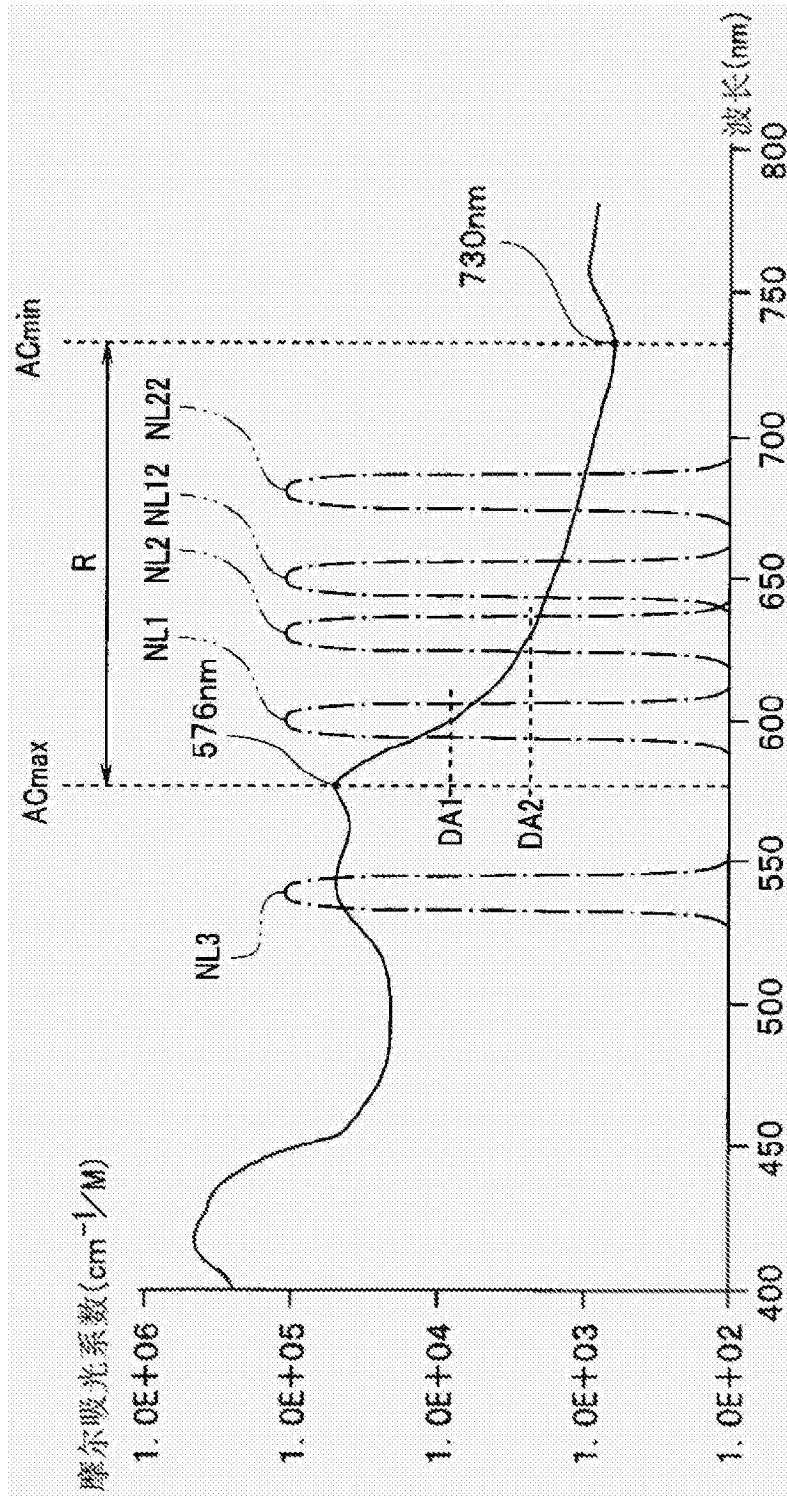


图33

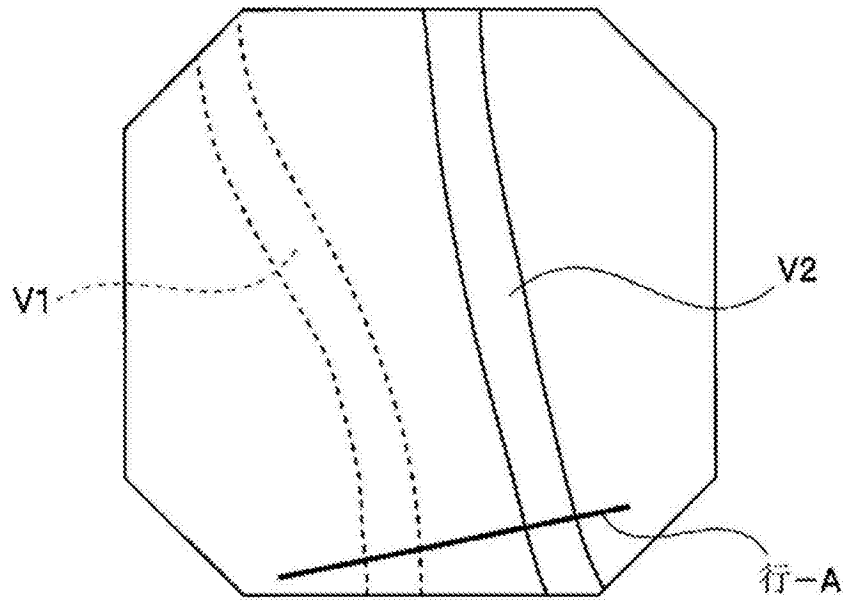


图34

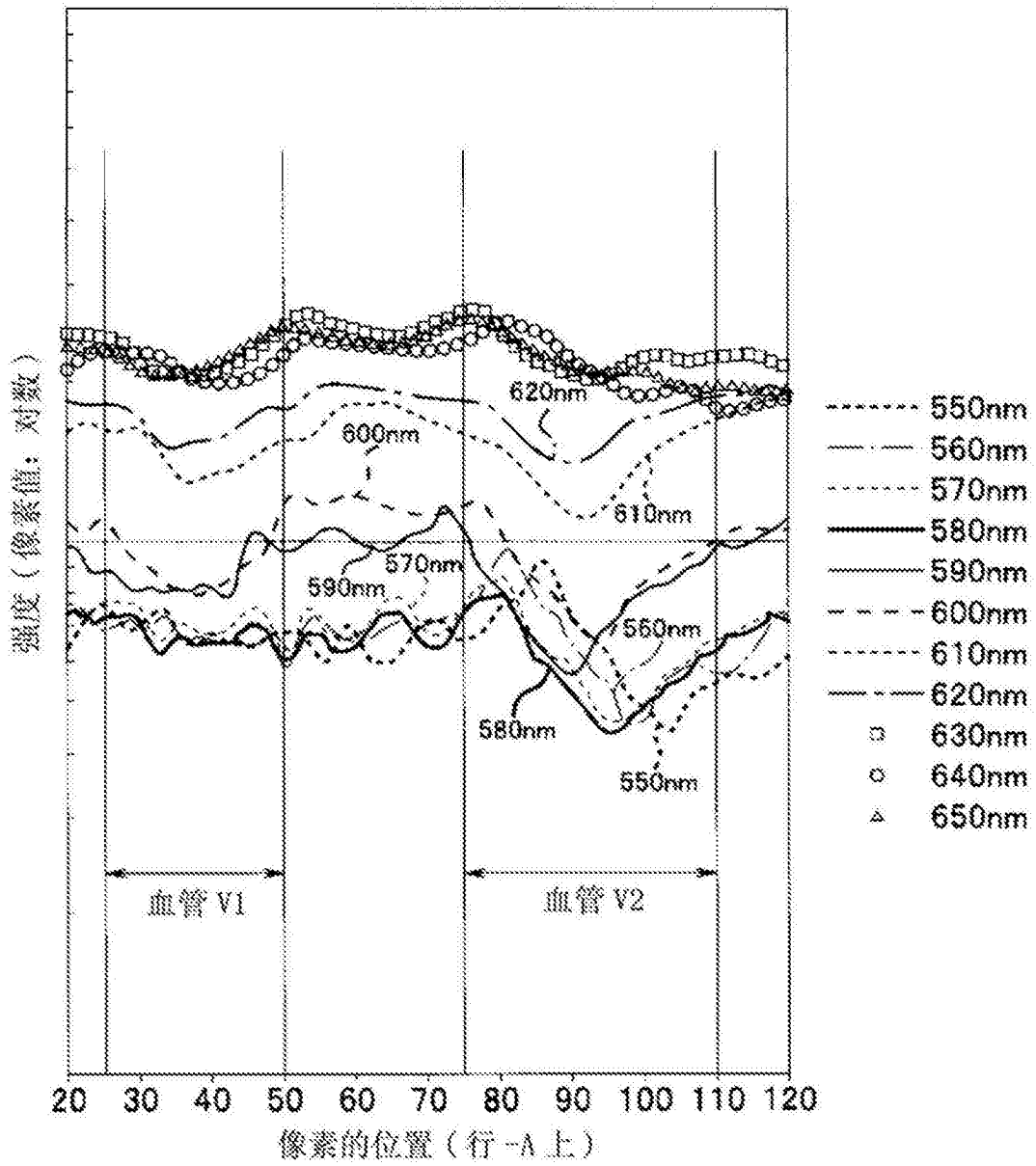


图35

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN103582445B	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201280026794.8	申请日	2012-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	五十岚诚 野波彻绪		
发明人	五十岚诚 野波彻绪		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	H04N7/183 A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0684 A61B5/489 G06T5/009 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30101		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2012082286 2012-03-30 JP		
其他公开文献	CN103582445A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜装置(1)包括：光源装置(4)，其对被检体照射具有规定的波长频带的至少一个以上的照明光；摄像元件(2)，其对基于光源装置(4)的照射的来自被检体的返回光进行拍摄；视频处理器(7)；以及观察监视器(5)。视频处理器(7)根据第一图像信号(NL1)与第二图像信号(NL2)之间的差异实施强调第一图像信号(NL1)的处理而生成强调校正后的图像信号，该第一图像信号(NL1)是在生物体组织的吸收特性方面从包含极大值的波长频带至极小值处的波长频带之间具有光谱特性的峰波长的图像信号，该第二图像信号(NL2)是与该第一图像信号(NL1)相比具有吸收特性的值低且生物体组织的散射特性得到抑制的光谱特性的峰波长的图像信号。

