



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103582445 A

(43) 申请公布日 2014. 02. 12

(21) 申请号 201280026794. 8

(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

(22) 申请日 2012. 11. 06

代理人 刘新宇

(30) 优先权数据

2012-082286 2012. 03. 30 JP

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

(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

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

申请人 奥林巴斯株式会社

(72) 发明人 五十岚诚 野波彻绪

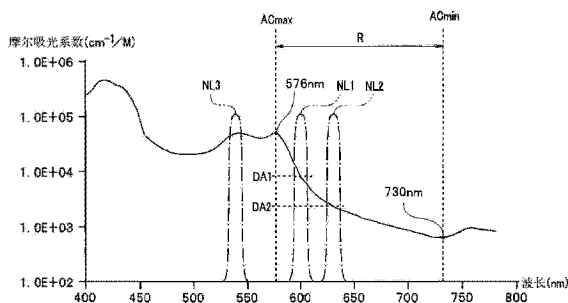
权利要求书2页 说明书27页 附图16页

(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,其特征在于,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。

2. 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,该第一照明光是在上述生物体组织的上述吸收特性方面从包含上述极大值的波长频带至上述极小值处的波长频带之间具有光谱特性的峰波长的照明光,该第二照明光是具有与上述第一图像信号相比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照明光。

3. 根据权利要求2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第一图像信号、上述第二图像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第三图像信号,来生成上述强调校正后的图像信号。

4. 根据权利要求2或者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。

5. 根据权利要求4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。

6. 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第一图像信号和上述第二图像信号并输出,

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校正后的图像信号。

7. 根据权利要求6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,作为第三图像信号而输出,

上述图像处理部根据上述第一图像信号、上述第二图像信号以及上述第三图像信号来生成上述强调校正后的图像信号。

8. 根据权利要求6或者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。

9. 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第一图像信号和上述第二图像信号中的一个,

上述图像处理部将上述一个光谱图像信号设为上述第一图像信号和上述第二图像信号中的一个信号,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第一图像信号和上述第二图像信号中的另一个信号,实施强调上述第一图像信号的处理而生成上述强调校正后的图像信号。

10. 根据权利要求 9 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。

11. 根据权利要求 1~3 中的任一项所述的内窥镜装置,其特征在于,

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

12. 根据权利要求 1~3 中的任一项所述的内窥镜装置,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。

13. 根据权利要求 1~3 中的任一项所述的内窥镜装置,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。

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器。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) 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 $NL1(\lambda 1)$ 与第二窄频带光 $NL2(\lambda 2)$ 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($\lambda 1$) 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 ($\lambda 1$) 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 ($\lambda 2$) 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 ($\lambda 2$) 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 CCD2,该 CCD2 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 CCD2 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] CCD2 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($\lambda 1$) 的光透过。滤波器 14-630 构成为作为窄频带光使波长接近 630nm($\lambda 2$) 的光透过。滤波器 14-540 构成为作为窄频带光使波长接近 540nm($\lambda 3$) 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 CCD2 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 CCD2,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 CCD2。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 CCD2 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 CCD2 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CCD2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的波长短、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] CCD2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($\lambda 1$) 的第一窄频带光 NL1 到达血管 61 附近, 波长 630nm($\lambda 2$) 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($\lambda 1$) 的窄频带光, 作为第二窄频带光 NL2 使用波长接近 630nm($\lambda 2$) 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($\lambda 1$) 的窄频带光, 作为第二窄频带光 NL2, 使用波长接近 630nm($\lambda 2$) 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 可知是大约 590nm ~ 620nm。

[0100] 因而, 在检测存在于从较浅部分至深部的血管时, 大约 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。

$$[0115] \quad U = (Im(\lambda 1) / Im(\lambda 2)) \times K - 1 \quad \dots \text{式 (1)}$$

[0116] 在此,U 为亮度比,Im 为每个像素的亮度,Im($\lambda 1$) 为波长接近 600nm($\lambda 1$) 的窄频带光的返回光的亮度值,Im($\lambda 2$) 为波长接近 630nm($\lambda 2$) 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。

$$[0117] \quad K = (AVE(\lambda 2) / AVE(\lambda 1)) \quad \dots \text{式 (2)}$$

[0118] 在此,AVE 为各行的平均亮度,AVE($\lambda 1$) 为波长接近 600nm($\lambda 1$) 的窄频带光的返回光的亮度值的平均值,AVE($\lambda 2$) 为波长接近 630nm($\lambda 2$) 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($\lambda 1$) 的线,虚线 AV2 表示 AVE($\lambda 2$) 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。

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

[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。

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

[0127] 在此,ImA($\lambda 1$) 为波长接近 600nm($\lambda 1$) 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($\lambda 1$) 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($\lambda 1$) 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($\lambda 1$) 进行强调校正后的强调校正图像信号 BEP1($\lambda 1$)。

[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。

$$[0130] \quad \text{ImA1}(\lambda 1) = \text{Im}(\lambda 1) \times (\text{Im}(\lambda 1) / \text{Im}(\lambda 2)) \quad \dots \text{式 (5)}$$

[0131] 在此, $\text{ImA1}(\lambda 1)$ 为波长接近 600nm($\lambda 1$) 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。

$$[0134] \quad \text{ImA2}(\lambda 1) = \text{Im}(\lambda 1) \times |\text{Im}(\lambda 2) - \text{Im}(\lambda 1)| \quad \dots \text{式 (6)}$$

[0135] 在此, $\text{ImA2}(\lambda 1)$ 为校正后的波长接近 600nm($\lambda 1$) 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 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的第一图像信号 $\text{P1}(\lambda 1)$ 以及具有与该第一图像信号 $\text{P1}(\lambda 1)$ 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 $\text{P2}(\lambda 2)$ 的变化量即差异实施对第一图像信号 $\text{P1}(\lambda 1)$ 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 $\text{P2}(\lambda 2)$ 、第三图像信号 $\text{P3}(\lambda 3)$ 以及强调校正图像信号 $\text{BEP1}(\lambda 1)$ 。

[0140] 在颜色变换处理部 101b 中,进行将第二图像信号 $\text{P2}(\lambda 2)$ 、第三图像信号 $\text{P3}(\lambda 3)$ 以及强调校正图像信号 $\text{BEP1}(\lambda 1)$ 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 $\text{BEP1}(\lambda 1)$ 的亮度值 $\text{ImA}(\lambda 1)$ 、第二图像信号 $\text{P2}(\lambda 2)$ 的亮度值 $\text{Im}(\lambda 2)$ 以及第三图像信号 $\text{P3}(\lambda 3)$ 的亮度值 $\text{Im}(\lambda 3)$ 分配至 RGB 通道。

[0142] [式 7]

$$[0143] \quad \begin{pmatrix} \text{B} \\ \text{G} \\ \text{R} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{ImA}(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \dots \text{式 (7)}$$

[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 101b 中, 也可以代替上述式 (7) 而使用以下式 (8)。

[0147] [式 8]

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

[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 101b 中, 也可以代替上述式 (7) 而使用以下式 (9)。

[0151] [式 9]

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

[0153] 此外, 在颜色变换处理 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]

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

[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. B25 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 LED11a 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 CCD2 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 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 是通过具有旋转滤波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 Bn、Gn 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 e1、e2、e31。从具有图 17 示出的波长频带的两个窄频带光的图像信号 Bn、Gn 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 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 460nm 的窄频带光的光谱估计图像信号 e31。

[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 (例如宽频带光 Gn 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 e1、e2 (在此三个光谱估计图像信号 e1、e2、e31)。

[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 e1、e21、e31。

[0210] 三个窄频带光 Bn、Gn、Rn 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 Bn、Gn、Rn 估计三个光谱估计图像信号 e1、e21、e31。从具有图 18 示出的波长频带的三个窄频带光的图像信号 Bn、Gn、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 650nm 的窄频带光的光谱估计图像信号 e21 以及波长接近 460nm 的窄频带光的光谱估计图像信号 e31。

[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 Bn、Gn 得到至少两个光谱估计图像信号 e1、e21 (在此三个光谱估计图像信号 e1、e21、e31)。

[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 Rn 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 Bn 不包含波长接近 460nm 的窄频带光,但是窄频带光 Bn 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图像信号的情况的光谱特性的图。如图 19 所示,对 Bn、Gn、Rn 使用窄频带光。但是对 Rn 使用两个窄频带光。在光谱估计部 101c 中,从四个窄频带光 Bn、Gn、Rn 的图像信号估计三个光谱估计图像信号 e1、e21、e31。

[0216] 四个窄频带光 Bn、Gn、Rn1、Rn2 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 Bn、Gn、Rn1、Rn2 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 Bn、Gn、Rn1、Rn2 的图像信号估计三个窄频带光的光谱估计图像信号 e1、e21、e31。从具有图 19 示出的波长频带的四个窄频带光的图像信号 Bn、Gn、Rn1、Rn2 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 650nm 的窄频带光的光谱估计图像信号 e21 以及波长接近 460nm 的窄频带光的光谱估计图像信号 e31。

[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 Bn、Gn、Rn1、Rn2 的图像信号得到至少两个光谱估计图像信号 e1、e21(在此三个光谱估计图像信号 e1、e21、e31)。

[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 Rn 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 Bn 不包含波长接近 460nm 的窄频带光,但是窄频带光 Bn 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 P1、P2、P3 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 e1、e2、e3。

[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 e1、e2、e3 中的两个光谱图像信号 e1、e2 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 e2、第三光谱估计图像信号 e3 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。

[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 e2 或者 e21 的波长比图 4 的血红蛋白的吸收特性的极小值 λ_{Cmin} (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 e2 或者 e21 的波长即使使用与第一光谱估计信号 e1 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 e2 或者 e21 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 e1 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 e3 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 e3 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 e1 和波长接近 540nm 的第三光谱估计图像信号 e3 而输出到强调处理部 101a。

[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 e1、e3。

[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 e1、e3 中的光谱图像信号 e1 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 $BEP1(\lambda 1)$ 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 e1、e3 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 e1。光谱图像信号 e1 是图 4 中的极大值 AC_{max} 与极小值 AC_{min} 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 $BEP1(\lambda 1)$ 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 $BEP1(\lambda 1)$ 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 AC_{min} (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($\lambda 1$) 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($\lambda 1$) 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($\lambda 1$) 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($\lambda 2$) 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($\lambda 2$) 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($\lambda 1$),颜色变换处理部 101b 对强调校正图像信号 BEP1($\lambda 1$) 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($\lambda 2$) (或者强调校正图像信号 BEP1($\lambda 1$)) 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($\lambda 2$) 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 ($\lambda 2$) 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($\lambda 1$),颜色变换处理部 101b 对强调校正图像信号 BEP1($\lambda 1$) 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,以静脉光的光吸收特性为例,根据其特性而选择了两个窄频带光,但是也可以根据动脉光的光吸收特性或者将静脉光与动脉光两者进行组合得到的光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。

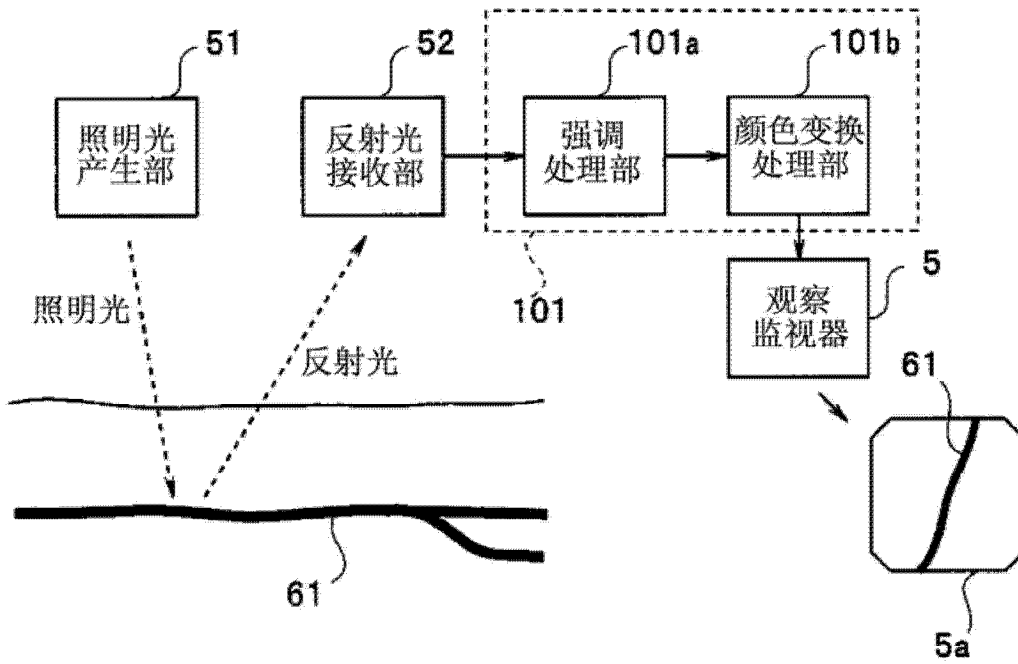


图 3

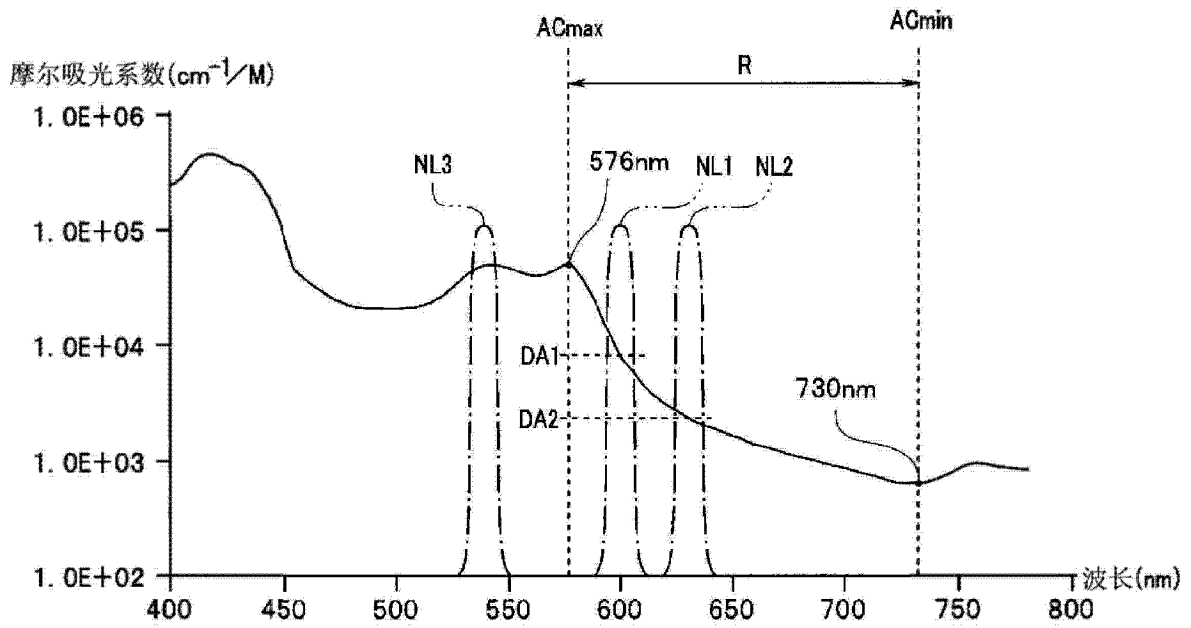


图 4

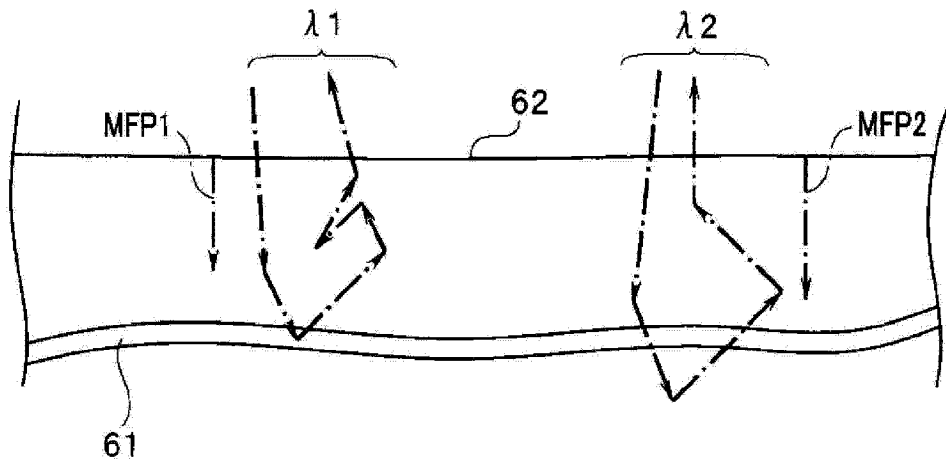


图 5

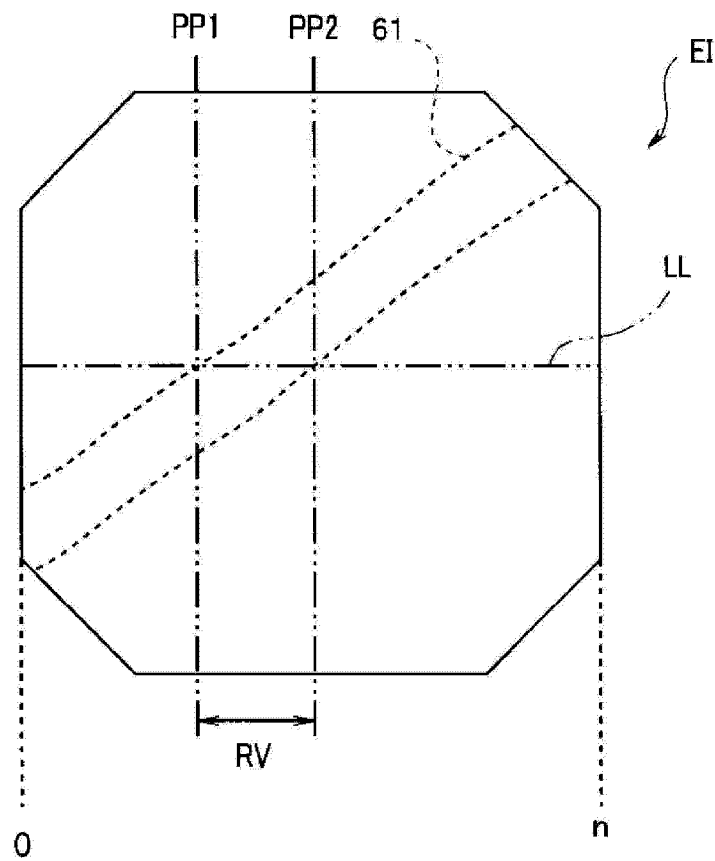


图 6

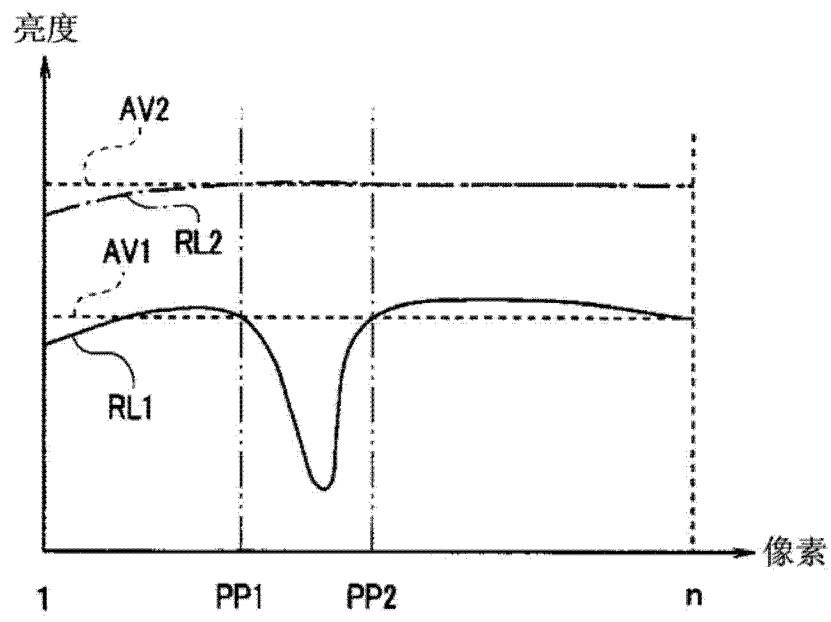


图 7

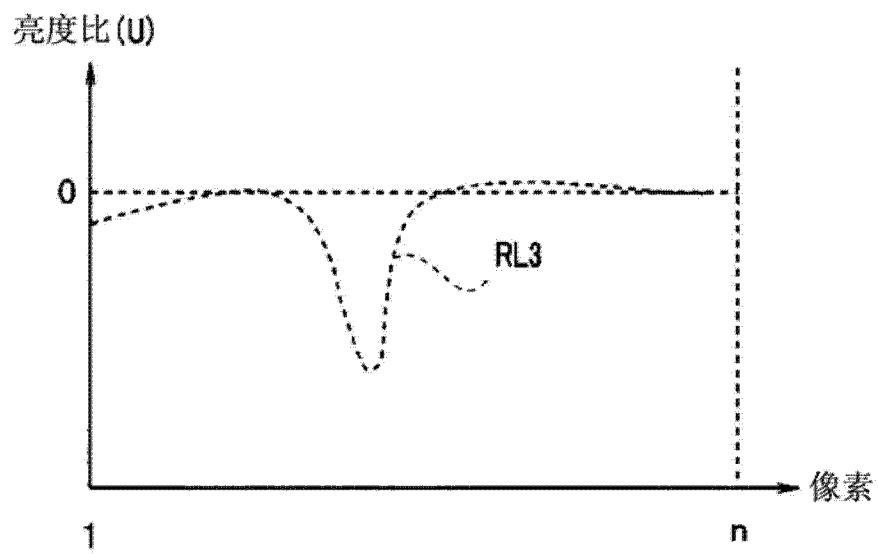


图 8

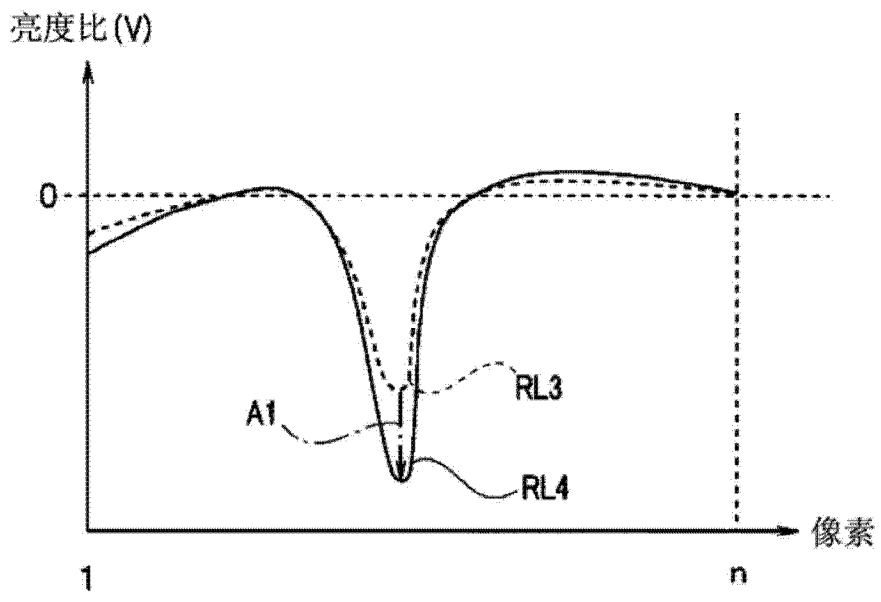


图 9

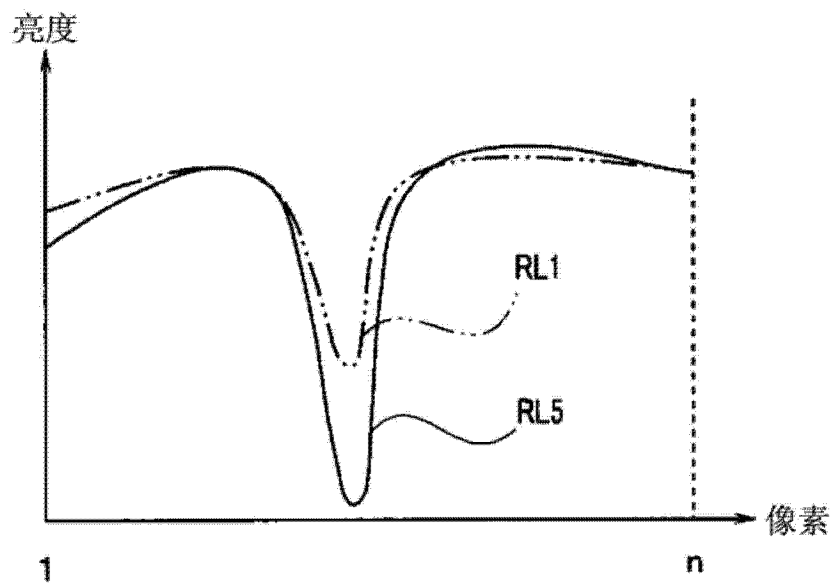


图 10

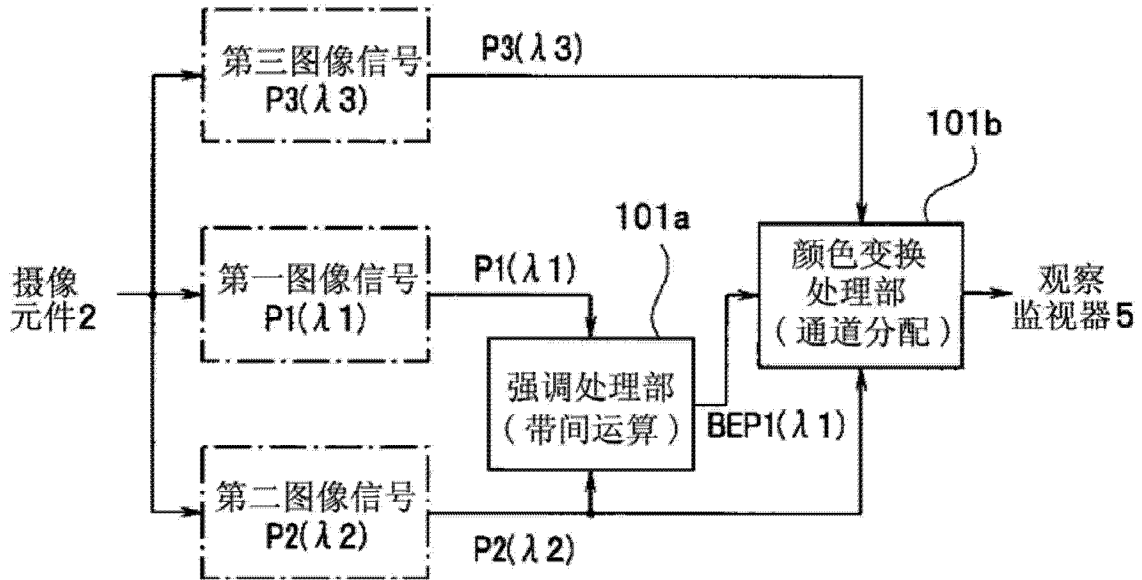


图 11

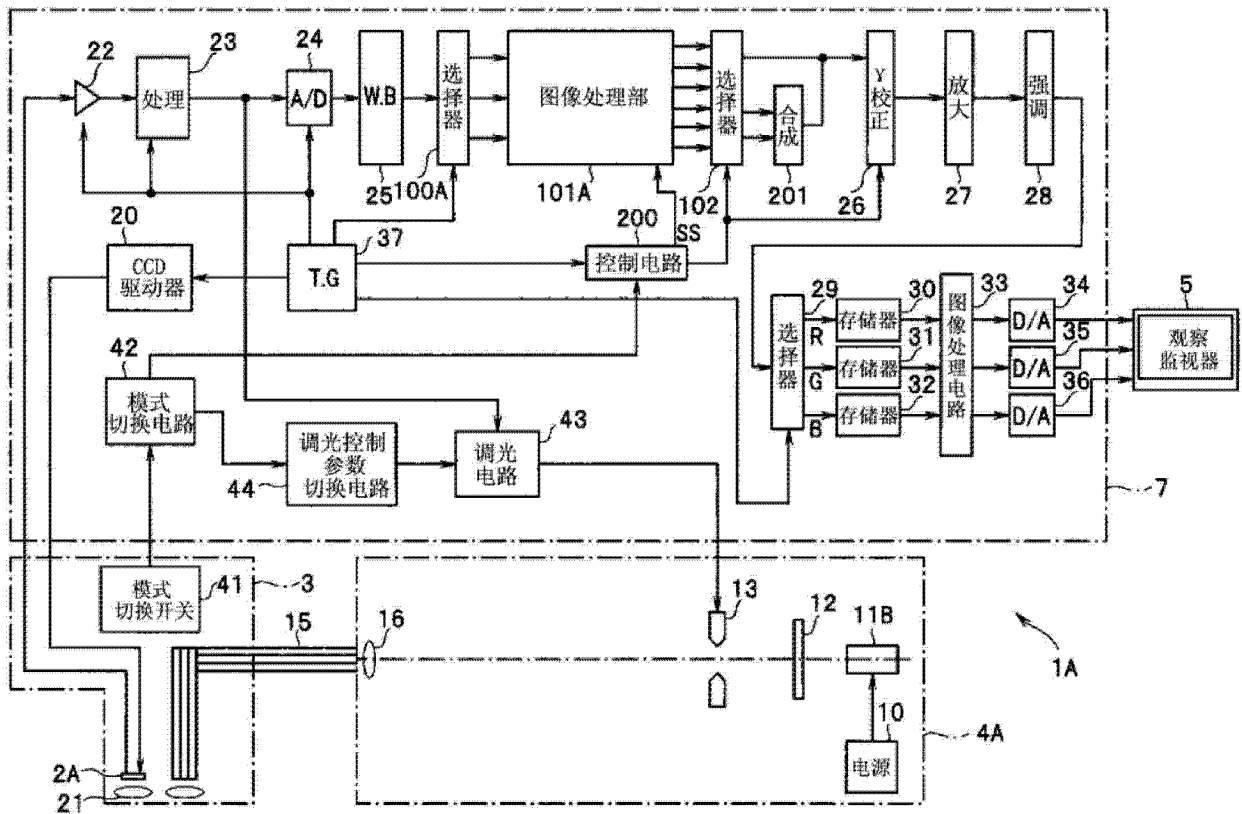


图 12

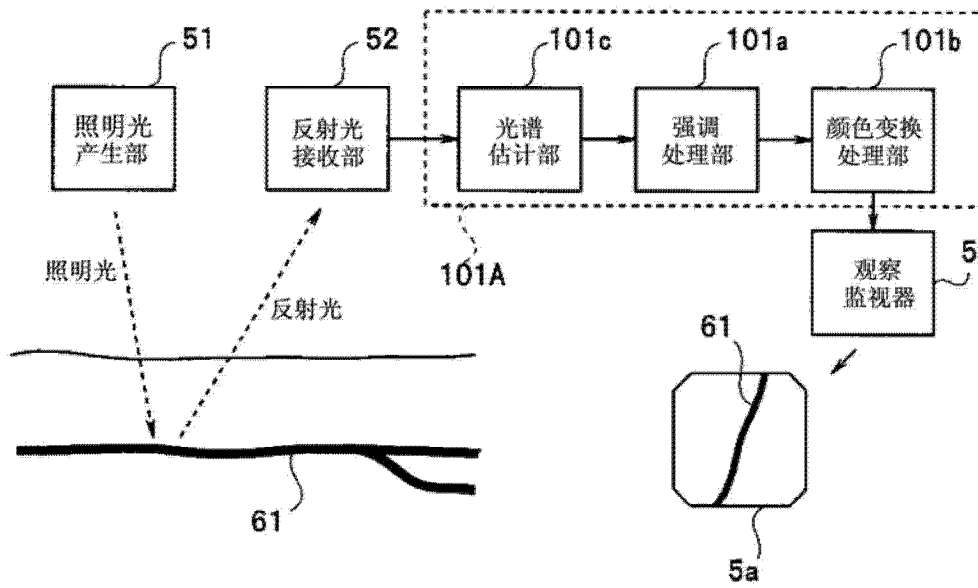


图 13

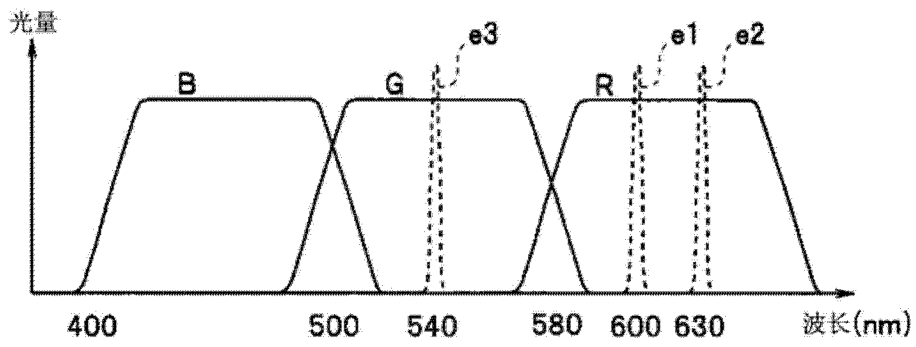


图 14

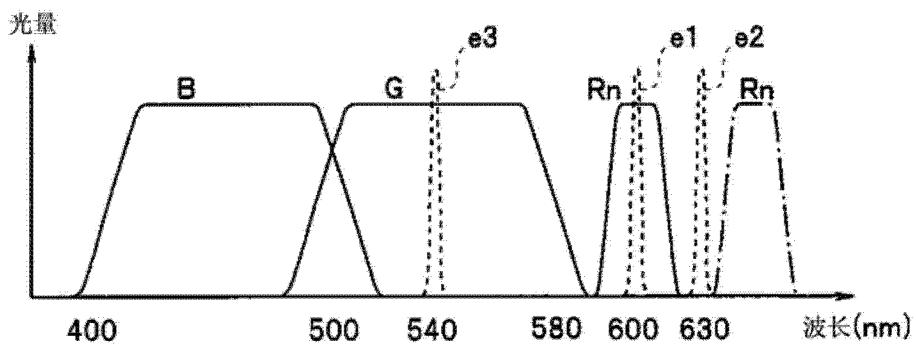


图 15

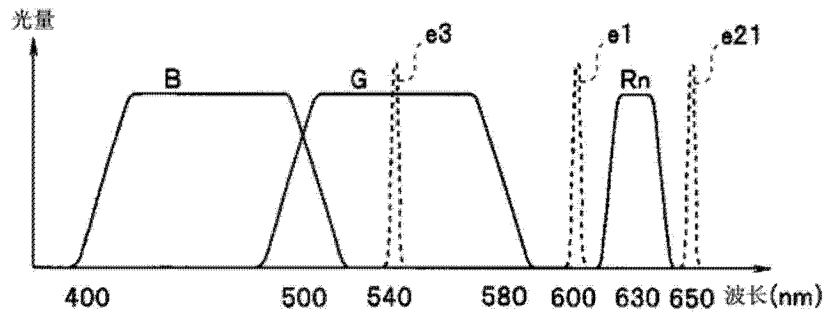


图 16

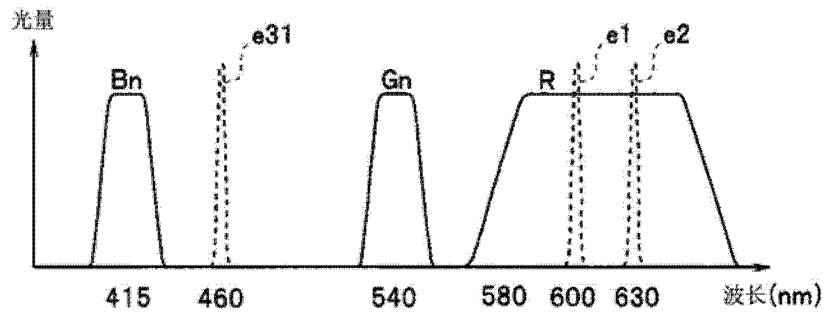


图 17

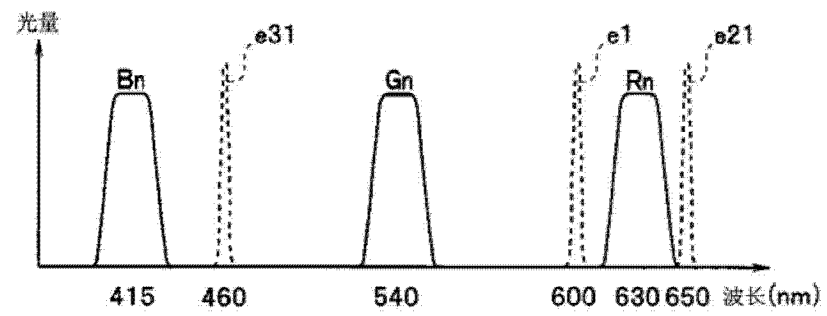


图 18

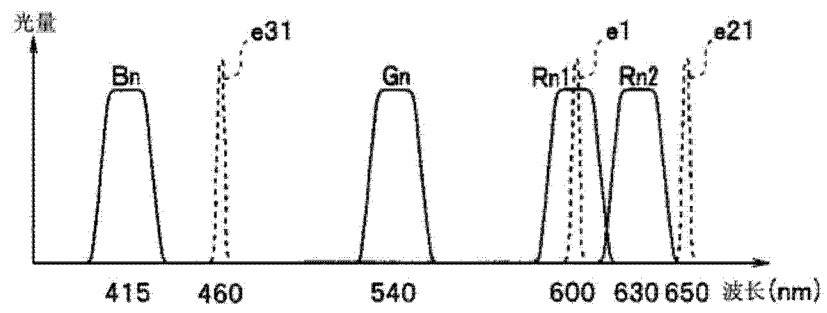


图 19

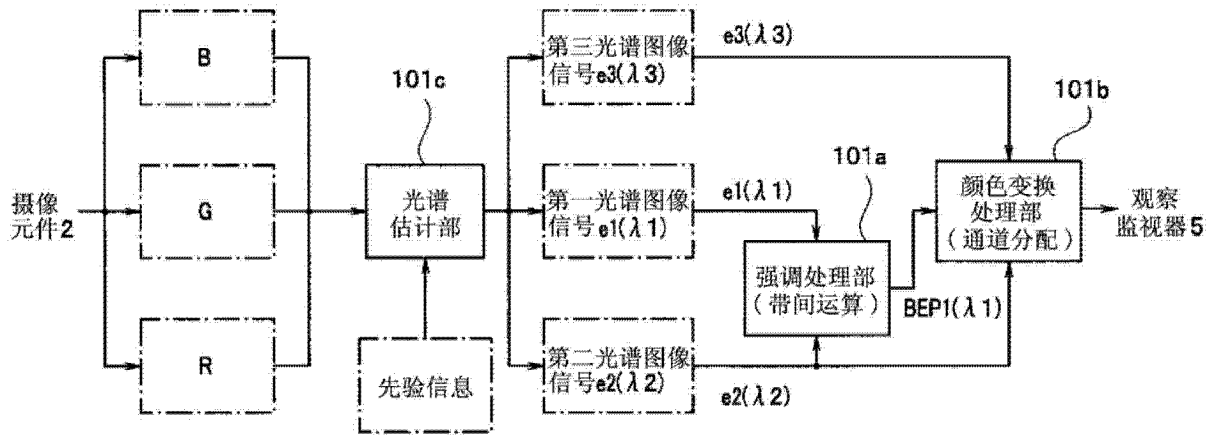


图 20

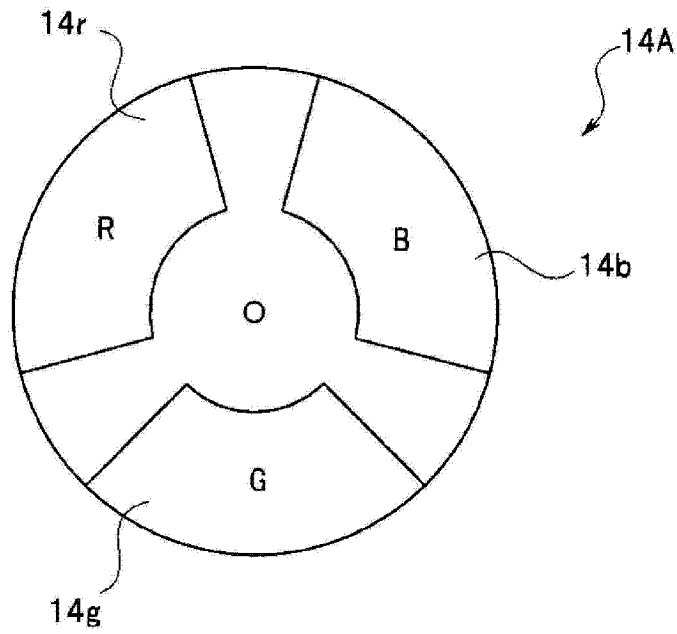


图 21

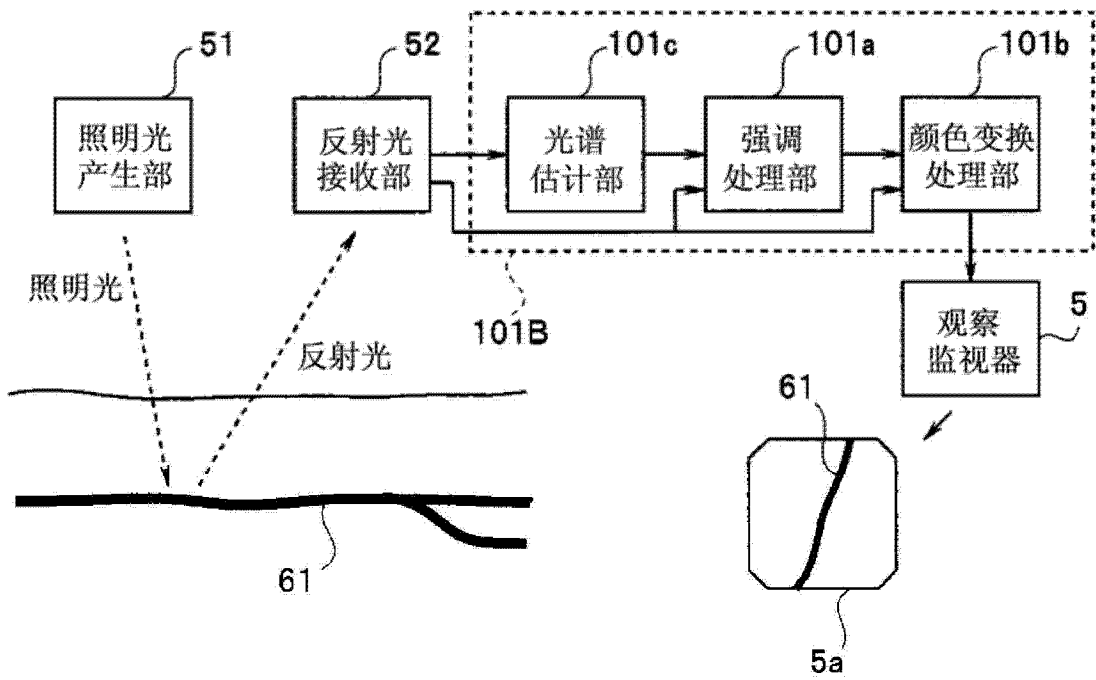


图 22

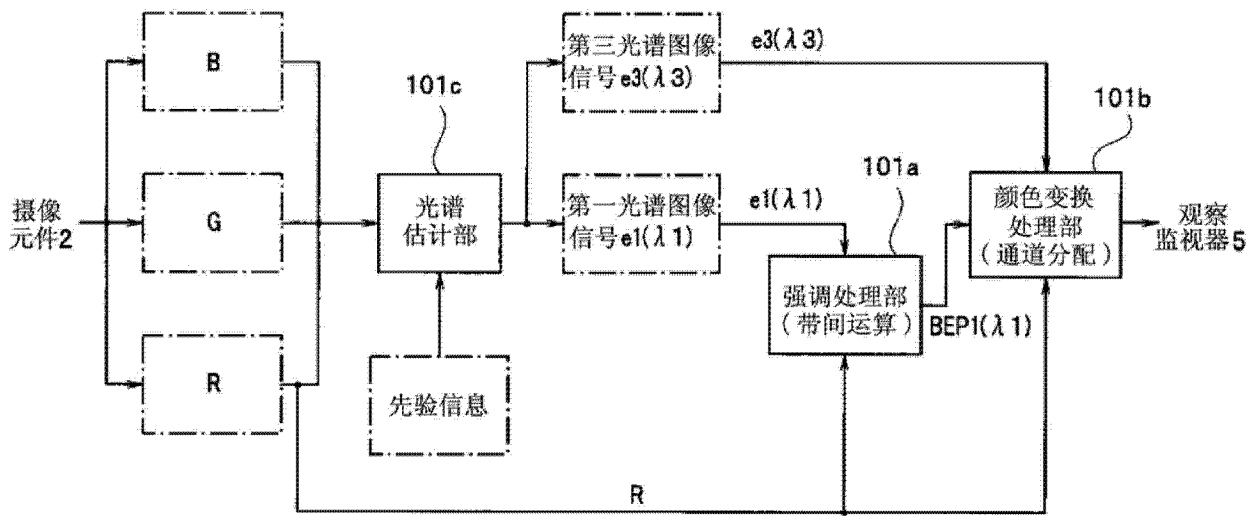


图 23

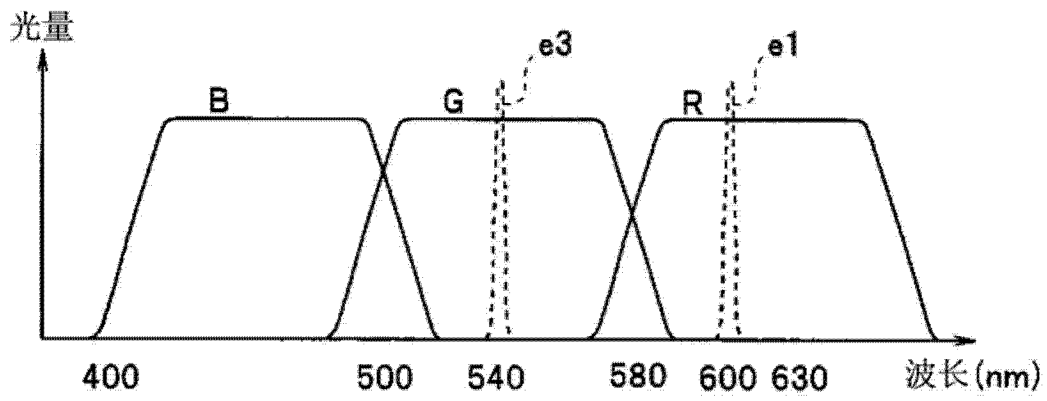


图 24

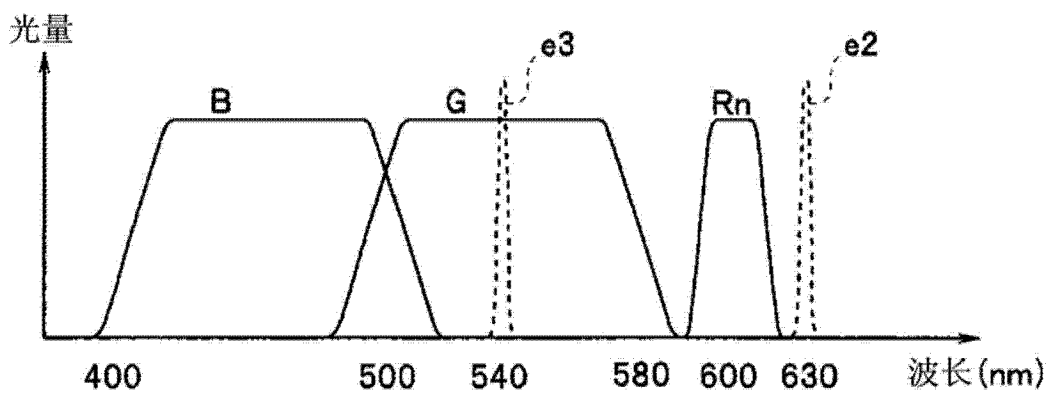


图 25

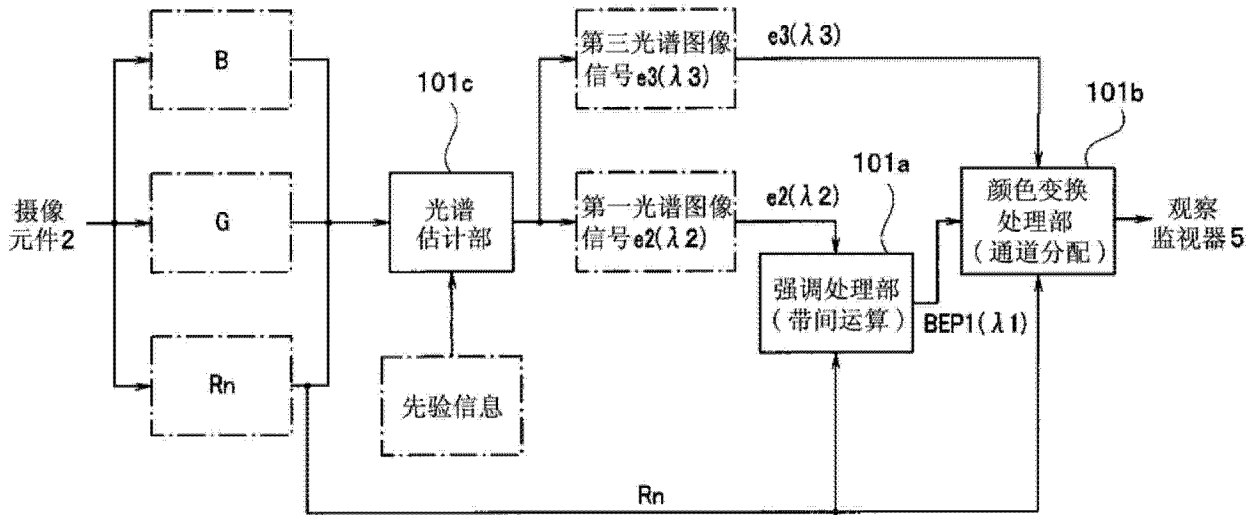


图 26

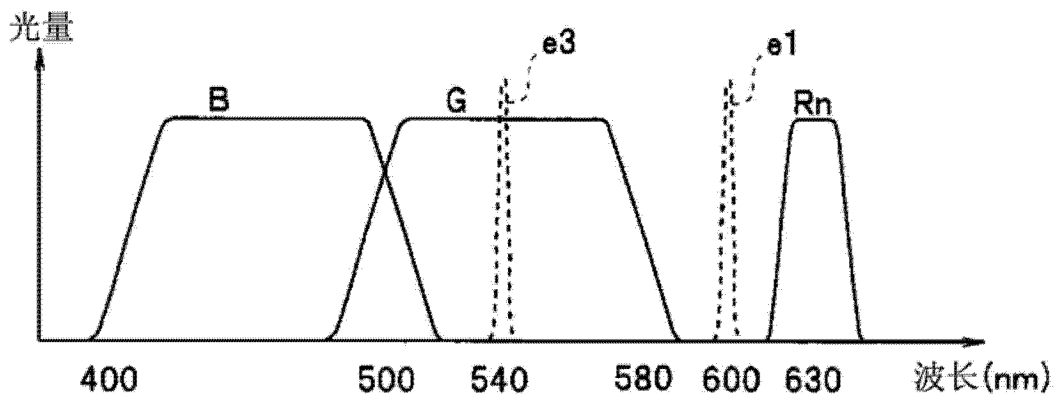


图 27

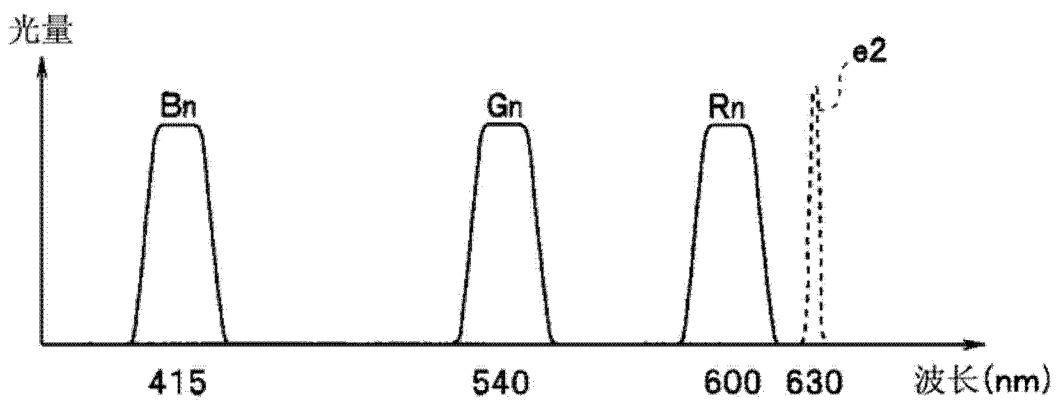


图 28

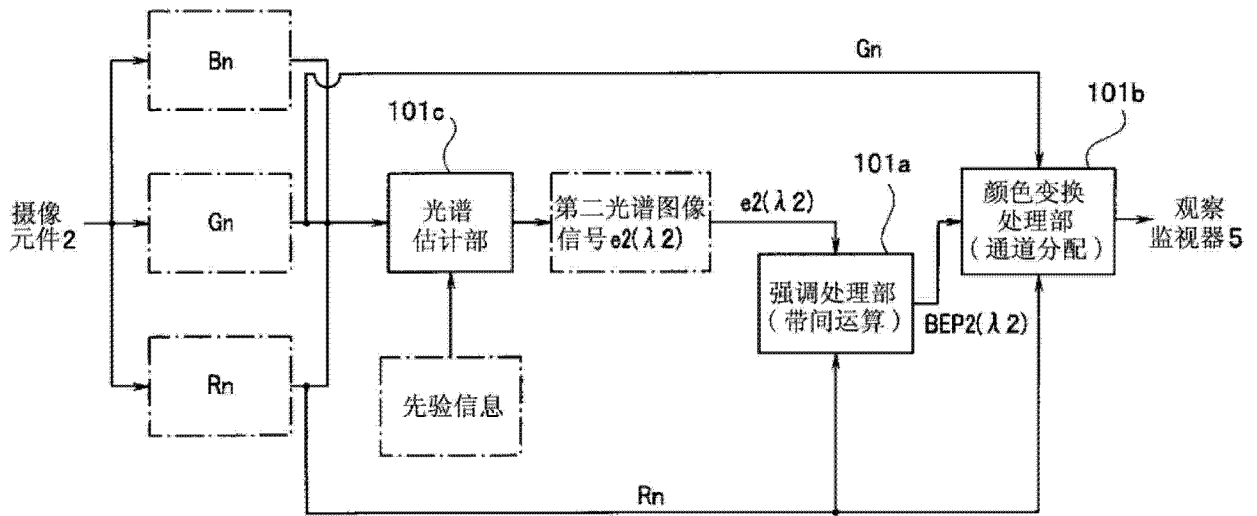


图 29

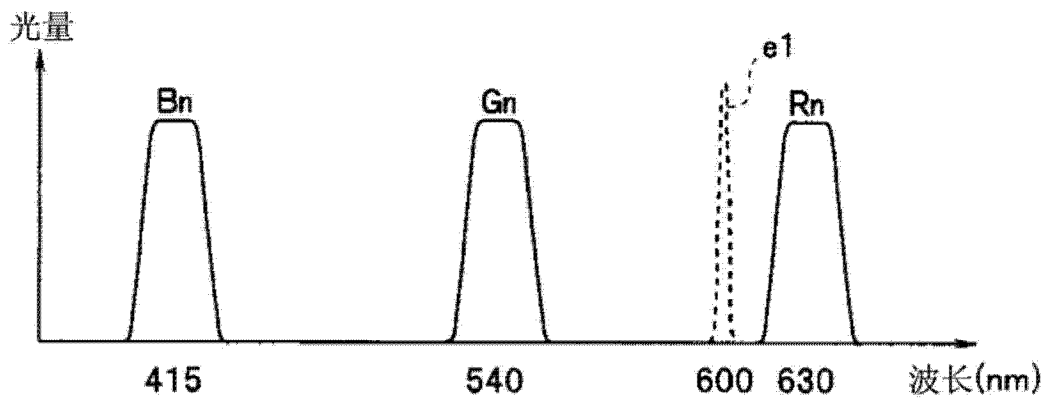


图 30

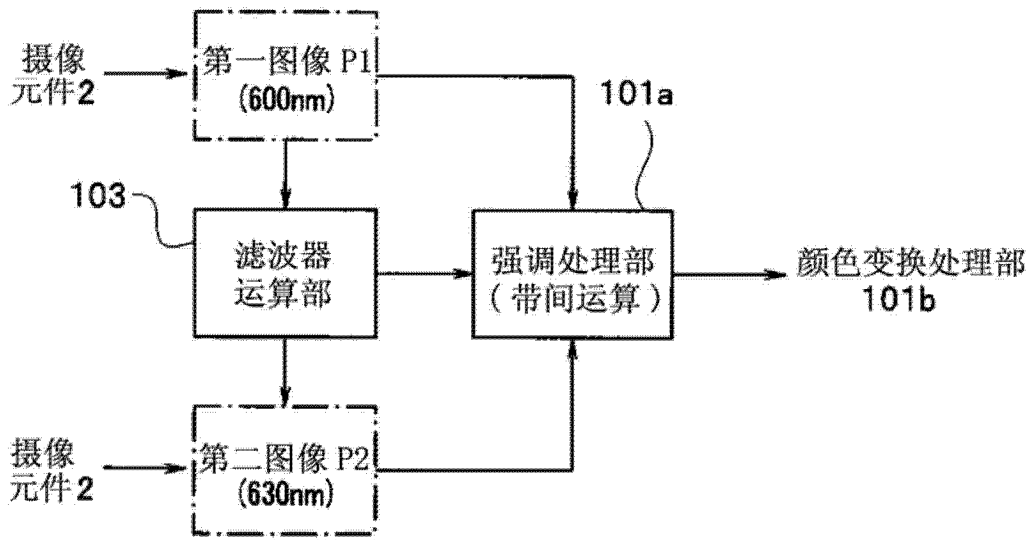


图 31

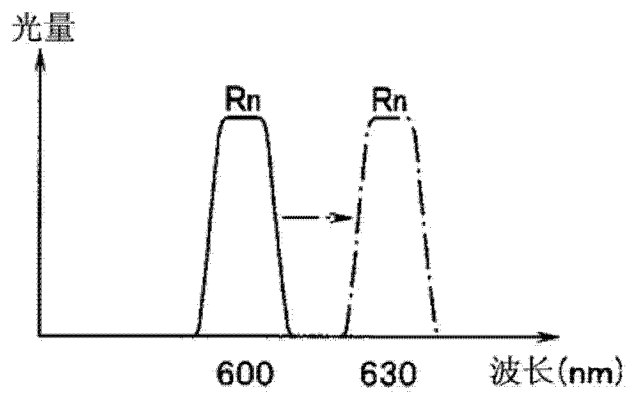


图 32

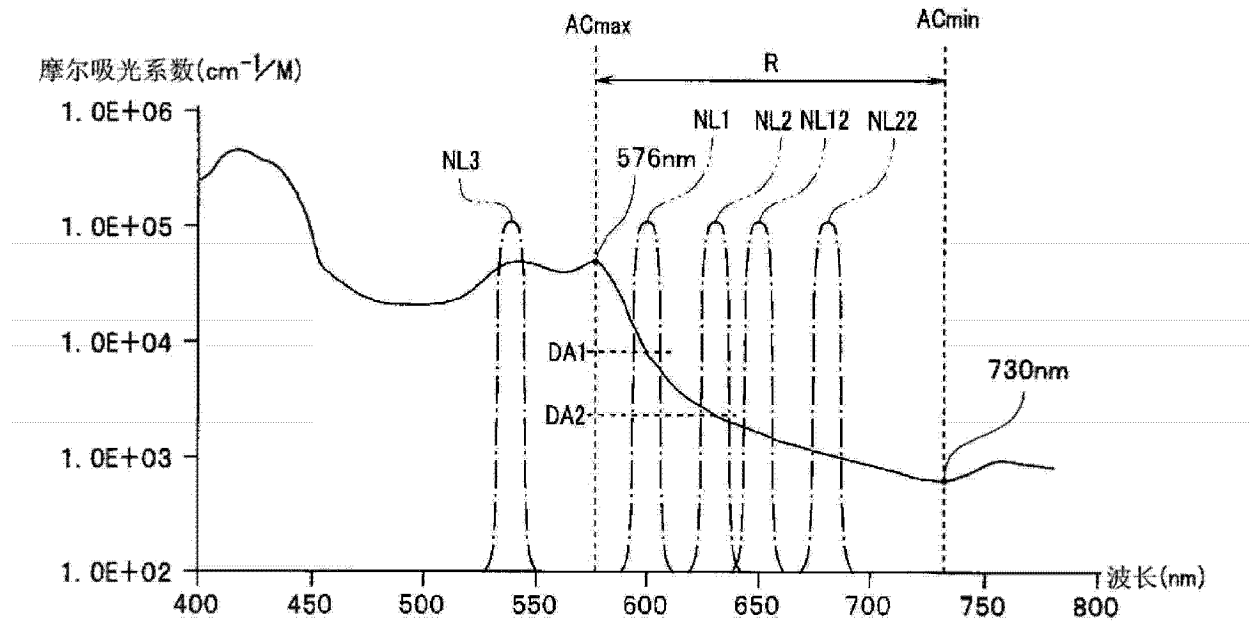


图 33

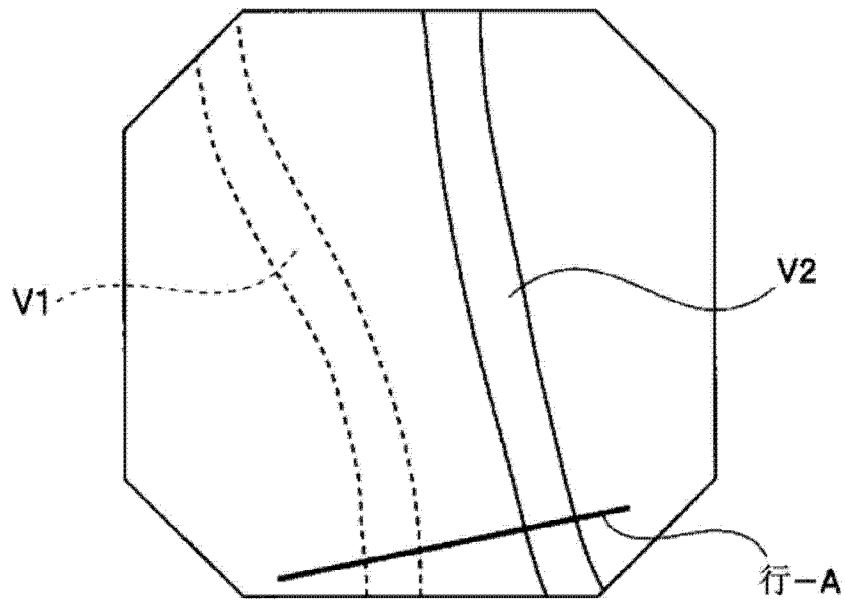


图 34

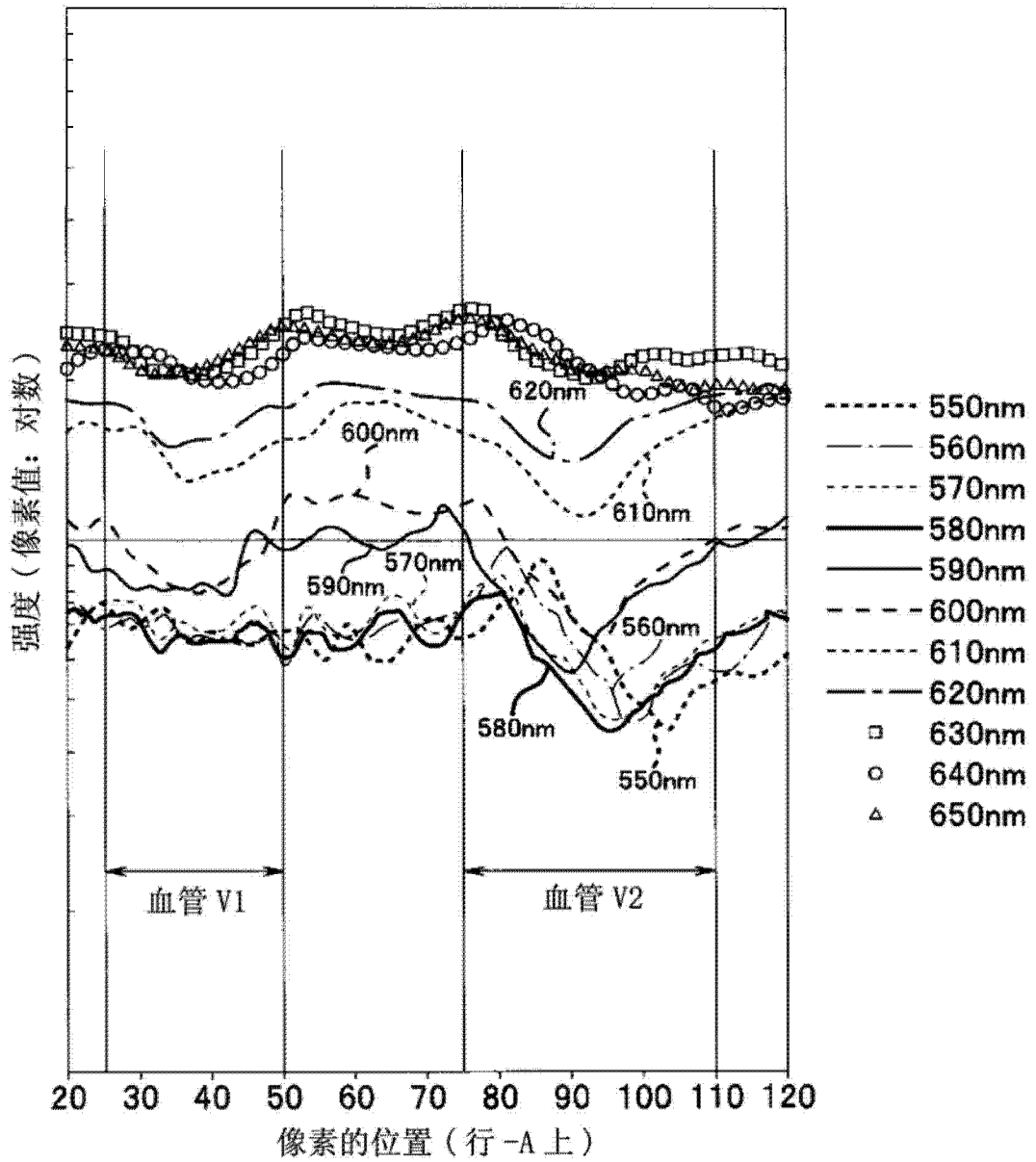


图 35

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN103582445A	公开(公告)日	2014-02-12
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)	奥林巴斯医疗株式会社 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	A61B1/043 H04N7/183 A61B1/0684 A61B1/0646 G06T5/009 A61B1/0638 A61B5/489 G06T7/00 G06T2207/10068 G06T2207/30101 A61B5/0084 A61B1/00009 G06T2207/10024 A61B5/0075		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2012082286 2012-03-30 JP		
其他公开文献	CN103582445B		
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。

