



(12) 发明专利申请

(10) 授权公告号 CN 103068298 A

(43) 申请公布日 2013.04.24

(21) 申请号 201280002379.9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012.03.01

A61B 1/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

2011-087769 2011.04.11 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013.02.07

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/055258 2012.03.01

(87) PCT申请的公布数据

W02012/140970 JA 2012.10.18

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 武井俊二 五十嵐诚

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限

公司 11127

代理人 李辉 于靖帅

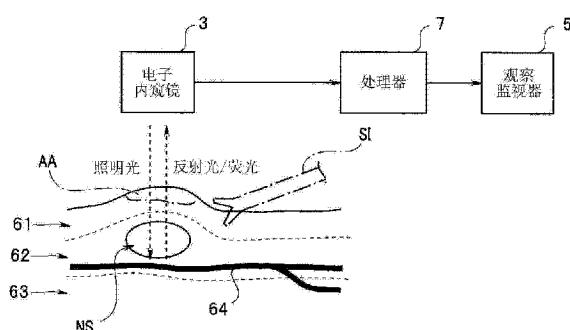
权利要求书2页 说明书13页 附图11页

(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)、内窥镜(3)、处理器(7)和观察监视器(5)。光源装置(4)切换照射激励体腔内组织的粘膜下层中的结缔组织的激励光(EX)、被在粘膜下层(62)或固有肌层(63)中行进的血管(64)吸收的窄带光(NBa)以及被局部注入到粘膜下层(62)的物质吸收的窄带光(NBb)。处理器(7)生成通过内窥镜(3)的CCD(2)拍摄而得到的多个图像信号，观察监视器(5)合成显示多个图像。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,具有:

照明部,其能够切换照射激励体腔内组织的粘膜下层中的结缔组织的激励光、被在所述粘膜下层或所述粘膜下层下方的固有肌层中行进的血管吸收的第1窄带光、和被局部注入到所述粘膜下层的物质吸收的第2窄带光;以及

图像信号生成部,其生成由摄像部拍摄得到的多个图像信号,并输出到显示装置,所述摄像部设置于内窥镜的插入部并拍摄被所述照明部照射的所述体腔内组织。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

该内窥镜装置具有指示第1模式和第2模式的切换的模式切换开关,

所述照明部除了所述激励光、所述第1窄带光和所述第2窄带光以外,还能够照射白色光,

所述照明部在所述模式切换开关指示了所述第1模式时,切换照射所述激励光、所述第1窄带光和所述第2窄带光,在指示了所述第2模式时,照射所述白色光。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述图像信号生成部生成基于通过所述激励光而从所述结缔组织发出的自身荧光的第1图像信号、基于所述第1窄带光的第2图像信号和基于所述第2窄带光的第3图像信号,

所述图像信号生成部在有不显示所述第1图像信号的指示时,输出所述第2图像信号和所述第3图像信号作为所述多个图像信号,在没有不显示所述第1图像信号的指示时,输出所述第1图像信号、所述第2图像信号和所述第3图像信号作为所述多个图像信号。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜装置,其特征在于,

不显示所述第1图像信号的指示是根据预定开关的操作状态、处置器械的输出状态或基于所述第1图像信号的图像所包含的光晕状态而生成的。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述图像信号生成部具有检测基于所述第1图像信号的图像所包含的光晕状态的光晕检测部,

在所述光晕检测部检测到所述光晕时,生成不显示所述第1图像信号的指示。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述图像信号生成部生成基于通过所述激励光而从所述结缔组织发出的自身荧光的第1图像信号、基于所述第1窄带光的第2图像信号和基于所述第2窄带光的第3图像信号,

所述图像信号生成部在有预定指示时,输出所述第2图像信号、所述第3图像信号和将各信号的增益降低预定量后的所述第1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,

所述预定指示是根据预定开关的操作状态、处置器械的输出状态或基于所述第1图像信号的图像所包含的光晕状态而生成的。

8. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述第1窄带光是相比所述第2窄带光位于长波长侧且不容易受到所述体腔内组织表面的散射或吸收影响的波段的光。

9. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述第1窄带光是相比所述第2窄带光位于短波长侧且不容易受到所述体腔内组织表面的散射或吸收影响的波段的光。

10. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述照明部除了所述激励光、所述第1窄带光和所述第2窄带光以外，还能够照射白色光，

所述图像信号生成部根据切换照射所述激励光、所述第1窄带光和所述第2窄带光而由所述摄像部拍摄得到的3个图像生成第1图像，并且根据照射所述白色光而由所述摄像部拍摄得到的图像生成第2图像，输出所述第1图像和所述第2图像的图像信号，使得在显示装置的画面上同时显示所述第1图像和所述第2图像。

11. 根据权利要求1～10中的任意一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述物质是靛蓝胭脂红，

所述第2窄带光是与所述靛蓝胭脂红的光吸收特性中的吸收峰值对应的窄带光。

12. 根据权利要求1～10中的任意一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述摄像部具有用于截断所述激励光的激励光截止滤光器。

13. 一种内窥镜装置，其特征在于，具有：

照明部，其能够切换照射激励体腔内组织的粘膜下层中的结缔组织的激励光、被在所述粘膜下层或所述粘膜下层下方的固有肌层中行进的血管吸收的第1窄带光、和被局部注入到所述粘膜下层的物质吸收的第2窄带光；

内窥镜，其具有拍摄被所述照明部照射的所述体腔内组织的摄像部；

图像信号生成部，其生成由所述摄像部拍摄得到的多个图像信号；以及

显示部，其显示对所述图像信号生成部所生成的所述多个图像进行合成后的图像。

14. 根据权利要求13所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述照明部具有波段限制部，该波段限制部用于使来自光源的光透射，射出所述激励光、所述第1窄带光和所述第2窄带光作为面顺次光。

15. 根据权利要求13所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述照明部具有用于射出所述激励光、所述第1窄带光和所述第2窄带光作为面顺次光的发光元件。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜装置,尤其涉及适于粘膜下层剥离术的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,进行了使用内窥镜的低侵袭的各种检查和手术。手术操作者将内窥镜插入到体腔内,观察设置于内窥镜插入部的前端部的摄像装置所拍摄的被摄体,并能够根据需要使用贯穿插入到处置器械通道内的处置器械对病变部进行处置。使用了内窥镜的手术不用进行开腹等,因此有使患者的身体负担小的优点。

[0003] 内窥镜装置构成为包括内窥镜、与内窥镜连接的图像处理装置、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,并在监视器上显示其图像。手术操作者能够一边观察显示在监视器上的图像,一边进行诊断或所需的处置。

[0004] 此外,在内窥镜装置中,不仅有进行使用白色光的通常观察的内窥镜装置,还有为了观察内部的血管而能够进行使用红外光等特殊光的特殊光观察的内窥镜装置。

[0005] 在红外内窥镜装置的情况下,例如将对波长 805nm 附近的近红外光具有吸收峰值的特性的吲哚氰绿(ICG)作为药剂注入到患者的血中。并且,从光源装置以时分方式向被摄体照射波长 805nm 附近和 930nm 附近的红外光。将由 CCD 拍摄的被摄体像的信号输入到红外内窥镜装置的处理器。例如,如日本特开 2000-41942 号公报公开那样,关于这种红外内窥镜装置,提出了如下装置:处理器将波长 805nm 附近的像分配到绿色信号(G)、波长 930nm 附近的像分配到蓝色信号(B),并输出到监视器。由于将被 ICG 吸收较多的图像 805nm 附近的红外光的像分配到绿色,因此手术操作者能够对比度良好地观察投放 ICG 时的红外图像。

[0006] 而且,近年来,使用内窥镜切开存在病变部的粘膜下层并进行剥离的粘膜下层剥离术(以下称作 ESD (Endoscopic Submucosal Dissection))正在普及。在 ESD 中,为了不使位于粘膜下层的更深部的固有肌层错误穿孔,并且不会切到粘膜中的比较粗的血管,手术操作者必须一边确认这种粘膜下层和血管的位置,一边进行切开等处置。

[0007] 因此,有时采用如下方法:在 ESD 前用混合有色素和生理盐水的水溶液对粘膜下层进行染色,使固有肌层和粘膜下层的边界清晰,由此避免使固有肌层错误穿孔的风险。

[0008] 但是,当粘膜下层的染色过深时,血管的视觉辨认性降低从而有可能错误切断粘膜深部的血管,相反,当粘膜下层的染色过浅时,血管的视觉辨认性提高,但存在固有肌层和粘膜下层的边界变得不清晰的问题。

[0009] 因此,本发明正是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种在 ESD 中提高了粘膜深部的血管的视觉辨认性和粘膜下层的视觉辨认性的内窥镜装置。

发明内容

[0010] 用于解决课题的手段

[0011] 本发明的一个方式的内窥镜装置具有:照明部,其能够切换照射激励体腔内组织

的粘膜下层中的结缔组织的激励光、被在所述粘膜下层或所述粘膜下层下方的固有肌层中行进的血管吸收的第1窄带光、和被局部注入到所述粘膜下层的物质吸收的第2窄带光；以及图像信号生成部，其生成通过摄像部拍摄而得到的多个图像信号，并输出到显示装置，所述摄像部设置于内窥镜的插入部并拍摄被所述照明部照射的所述体腔内组织。

[0012] 本发明的一个方式的内窥镜装置具有：照明部，其能够切换照射激励体腔内组织的粘膜下层中的结缔组织的激励光、被在所述粘膜下层或所述粘膜下层下方的固有肌层中行进的血管吸收的第1窄带光、和被局部注入到所述粘膜下层的物质吸收的第2窄带光；内窥镜，其具有拍摄被所述照明部照射的所述体腔内组织的摄像部；图像信号生成部，其生成由所述摄像部拍摄而得到的多个图像信号；以及显示部，其显示对所述图像信号生成部所生成的所述多个图像进行合成后的图像。

附图说明

[0013] 图1是示出本发明的实施方式的内窥镜装置的结构的结构图。

[0014] 图2是用于说明本发明的实施方式的ESD的例子的图。

[0015] 图3是示出本发明的实施方式的通常光观察模式下的从光源装置4射出的白色光WL的输出定时的图。

[0016] 图4是示出本发明的实施方式的ESD模式下的从光源装置4射出的激励光EX和两个窄带光NBa、NBb的输出定时的图。

[0017] 图5是示出本发明的实施方式的从激励光LED16b射出的激励光EX的强度分布DT1、基于该激励光的粘膜下层62的自身荧光FL1的强度分布DT2和基于该激励光EX的固有肌层63的自身荧光FL2的强度分布DT3的曲线图。

[0018] 图6是用于说明本发明的实施方式的被激励光EX激励而射出的自身荧光FL1、FL2的状况的图。

[0019] 图7是示出本发明的实施方式的从窄带光LED16c射出的波长630nm附近的窄带光NBa的反射光的强度分布DT4的曲线图。

[0020] 图8是用于说明本发明的实施方式的窄带光NBa被血管吸收、并从血管以外的体腔内组织反射出的状况的图。

[0021] 图9是示出本发明的实施方式的血红蛋白(Hb)和氧合血红蛋白(HbO₂)的吸收光谱的图。

[0022] 图10是示出本发明的实施方式的从激励光LED16d射出的波长600nm附近的窄带光NBb的强度分布DT5的曲线图。

[0023] 图11是用于说明本发明的实施方式的窄带光NBb在粘膜下层62和固有肌层63处被反射的状况的图。

[0024] 图12示出本发明的实施方式的靛蓝胭脂红的吸收光谱。

[0025] 图13是用于说明本发明的实施方式的在ESD中切除粘膜下层62后的窄带光NBb在粘膜下层62和固有肌层63处被反射的状况的图。

[0026] 图14是用于说明本发明的实施方式的在ESD模式下没有通过电刀等切除粘膜下层62时的合成图像的图。

[0027] 图15是用于说明本发明的实施方式的在ESD模式下通过电刀等切除了粘膜下层

62 的一部分时的合成图像的图。

[0028] 图 16 是用于说明已在图 5 至图 11 中说明的体腔内组织的各部位、自身荧光 FL 和窄带光 NBa、NBb 的反射光的显示色以及相对强度的图。

[0029] 图 17 是示出本发明的实施方式的变形例 1 的内窥镜装置的结构的结构图。

[0030] 图 18 是示出本发明的实施方式的变形例 1 的旋转滤光器 104 的结构的图。

[0031] 图 19 是示出本发明的实施方式的变形例 1 的使用单色的摄像元件时的旋转滤光器的结构的图。

[0032] 图 20 是示出本发明的实施方式的变形例 4 的同时显示在观察监视器 5 上的两个图像的显示形式的例子的图。

具体实施方式

[0033] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。

[0034] 图 1 是示出本实施方式的内窥镜装置的结构的结构图。

[0035] 如图 1 所示,本实施方式的内窥镜装置 1 由以下部件构成:具有作为摄像元件的 CCD2 的电子内窥镜(以下简称作内窥镜)3;向内窥镜 3 提供照明光的光源装置 4;以及视频处理器(以下称作处理器)7,其对来自内窥镜 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 上,对内窥镜图像进行编码并记录到数字归档装置 6。将内窥镜插入部插入到体腔内并由内窥镜 3 的 CCD2 拍摄体腔内组织。内窥镜装置 1 具有通常光观察模式和 ESD 模式这两个工作模式。ESD 模式是进行 ESD 时的模式。手术操作者能够一边使用内窥镜装置 1 切换模式,一边观察并记录体腔内的内窥镜图像,并且进行使用处置器械的处理。

[0036] 另外,在以下的说明中,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,因此简单说明通常光观察模式的结构而主要说明 ESD 模式。

[0037] CCD2 构成摄像部或摄像单元,其接收照射到被检体的体腔内组织的照明光的反射光,拍摄体腔内组织。CCD2 是按照每个像素配置了马赛克状的原色滤色器的彩色摄像元件。另外,摄像元件也可以替代 CCD2,而为能够在芯片上进行模数(A/D)转换的 CMOS 图像传感器。

[0038] 光源装置 4 构成为具有:电源 11;作为照明单元的发出各种照明光的 LED 照明部 12;控制电路 13;以及聚光透镜 15,其将光会聚到配设在内窥镜 3 内的光导 14 的入射面。LED 照明部 12 包括:包含白色 LED16a、激励光 LED16b、第 1 窄带光 LED16c 和第 2 窄带光 LED16d 的发光元件组;以及与各发光元件对应设置的半透半反镜等光学系统 17。光学系统 17 使来自作为发光元件的各 LED 的光会聚到聚光透镜 15。

[0039] 在本实施方式中,白色 LED16a 是射出具有通常光观察用的波段的白色光的发光元件。

[0040] 激励光 LED16b 是射出波长 400nm 附近的光作为用于激励荧光的激励光 EX 的发光元件。如后所述,激励光 EX 是用于激励体腔内组织的粘膜下层的结缔组织,并使得该结缔组织发出自身荧光的窄带光。

[0041] 窄带光 LED16c 是射出波长 630nm 附近的窄带光 NBa 的发光元件。如后所述,窄带光 NBa 是为了描绘在粘膜下层和固有肌层中行进的比较粗的血管而被血管吸收的光。并

且,窄带光 NBa 是相比窄带光 NBb 位于长波长侧且不容易受到体腔内组织表面的散射或吸收影响的波段的光。

[0042] 窄带光 LED16d 是射出波长 600nm 附近的窄带光 NBb 的发光元件。如后所述,窄带光 NBb 是被作为局部注入到粘膜下层的物质的靛蓝胭脂红吸收的光。尤其是,窄带光 NBb 是与靛蓝胭脂红的光吸收特性中的吸收峰值对应的窄带光。

[0043] 这里,所谓“附近”是指在波长 630nm 附近的情况下,中心波长为 630nm,以波长 630nm 为中心具有半值宽度 $\pm 10\text{nm}$ 左右的波长扩展的窄带光。对于作为其他波长的波长 600nm 以及后述的波长 550nm 也同样如此。

[0044] 因此,光源装置 4 的 LED 照明部 12 构成能够切换激励光 EX、窄带光 NBa 和 NBb 来进行照射的照明单元或照明部。并且,光源装置 4 是除了激励光 EX、窄带光 NBa 和 NBb 以外,还能够照射白色光的照明部。

[0045] 控制电路 13 对电源 11 和 LED 照明部 12 进行控制,以使光源装置 4 射出与各工作模式对应的照明光。

[0046] 处理器 7 构成为具有作为 CCD 驱动器的 CCD 驱动电路 21、放大器 22、处理电路 23、模数(A/D)转换器 24、白平衡电路(以下称作 W.B)25、选择器 26、同时化存储器 27、28、29、图像处理电路 30、数模(D/A)转换器 31、32、33、编码电路 34、定时发生器(以下称作 T.G)35、控制电路 36、调光电路 37 以及调光控制参数切换电路 38。

[0047] 内窥镜 3 除了上述 CCD2 和光导 14 以外,还包括模式切换开关 41、作为照明光用的光学系统的透镜 42、作为 CCD2 用的物镜光学系统的透镜 43 和激励光截止滤光器 44。光导 14 是用于将从光源装置 4 射出的照明光引导至观察对象的体腔内的生物体组织的导光单元。透镜 43 将来自体腔内组织的荧光或反射光会聚到 CCD2,CCD2 利用会聚后的光拍摄作为被摄体的体腔内组织,并输出摄像信号。激励光截止滤光器 44 是用于截断激励光的滤光器,在波长 430nm ~ 690nm 中具有光的透射频带。

[0048] CCD 驱动电路 21 输出用于驱动设置于内窥镜 3 中的 CCD2 的驱动信号。CCD2 是被该驱动信号驱动而输出摄像信号的彩色 CCD。此外,放大器 22 对 CCD2 经由设置于内窥镜 3 的前端的物镜光学系统 43 拍摄体腔内组织而得到的摄像信号进行放大。

[0049] 处理电路 23 对经过放大器 22 后的摄像信号进行相关双重采样和噪声去除等。A/D 转换器 24 将经过处理电路 23 后的模拟的摄像信号转换为数字信号的图像信号。

[0050] W.B25 针对由 A/D 转换器 24 进行数字化后的图像信号进行增益调整并执行白平衡处理,使得例如图像信号的 R 信号和图像信号的 B 信号的明亮度以图像信号的 G 信号为基准而相等。

[0051] 选择器 26 按照颜色信号类别、即按照波长类别,分开输出来自 W.B25 的图像信号。来自选择器 26 的每个颜色的图像信号分别被提供到对图像信号进行存储的同时化存储器 27、28、29。

[0052] 图像处理电路 30 读出存储在同时化存储器 27、28、29 中的各图像信号,并进行放大处理、动态图像颜色偏差校正处理等。在通常光观察模式下,使用同时化存储器 27、28、29 中的一个,在 ESD 模式下,使用同时化存储器 27、28、29。荧光和两个窄带的反射光的图像信号分别被存储到同时化存储器 27、28、29 中。

[0053] 在通常光观察模式下,图像处理电路 30 为了以预定的彩色图像显示被摄体像,将

RGB 的各图像信号输出到 RGB 的对应通道。在 ESD 模式下, 荧光图像和两个窄带图像各自的图像信号被预先分配至 RGB 的通道中的任意一个, 因此图像处理电路 30 将所生成的各图像信号输出到 RGB 的对应通道。

[0054] 因此, 同时化存储器 27、28、29 和图像处理电路 30 构成图像信号生成单元或图像信号生成部, 其根据由 CCD2 拍摄的信号生成图像信号并输出到观察监视器 5。

[0055] D/A 转换器 31、32、33 将来自作为图像信号生成部的图像处理电路 30 的图像信号转换为模拟的视频信号, 并输出到作为显示装置的观察监视器 5。此外, D/A 转换器 31、32、33 的输出被提供到编码电路 34, 并在数字归档装置 6 中记录内窥镜图像。根据手术操作者对处理器 7 的操作面板(未图示)的操作进行向观察监视器 5 的输出和向数字归档装置 6 的输出。因此, D/A 转换器 31、32、33 和观察监视器 5 构成对图像信号处理电路 30 所生成的多个图像信号进行合成并显示的显示单元或显示部。

[0056] T.G35 是用于控制照明和摄像的定时的电路。因此, T.G35 被从光源装置 4 的控制电路 13 输入与 LED 照明部 12 的各 LED 的驱动同步的同步信号, 并将各种定时信号输出到上述处理器 7 内的各电路。

[0057] 调光电路 37 是如下电路: 根据来自调光控制参数切换电路 38 的调光控制参数, 生成用于调整 LED 照明部 12 的各 LED 的发光量的调光信号。调光控制参数切换电路 38 是如下电路: 根据来自控制电路 36 的控制信号, 对输出到调光电路 37 的调光控制参数进行切换。

[0058] 调光电路 37 根据来自调光控制参数切换电路 38 的调光控制参数和经过处理电路 23 后的摄像信号, 控制光源装置 4 的 LED 照明部 12 来进行适当的明亮度控制。

[0059] 此外, 在内窥镜 2 中设置有用于进行通常光观察模式和 ESD 模式的切换的模式切换开关 41, 该模式切换开关 41 的输出被输出到处理器 7 内的控制电路 36。处理器 7 的控制电路 36 将控制信号输出到调光控制参数切换电路 38。

[0060] 处理器 7 内的各电路执行与所指定的模式对应的预定处理。执行分别与通常光观察模式和 ESD 模式对应的处理, 并在观察监视器 5 上显示通常光观察用图像或 ESD 用图像。

[0061] 图 2 是用于说明 ESD 的例子的图。手术操作者将内窥镜 3 的插入部插入到体腔内, 在通常光观察模式下, 能够使内窥镜插入部的前端部位于病变部附近来进行利用通常光的体腔内组织的通常光观察。在进行 ESD 的处置时, 对模式切换开关 41 进行操作, 将内窥镜装置 1 切换为 ESD 模式。如后所述, 在通常光观察模式下, 白色 LED16a 为连续点亮状态, 在 ESD 模式下, LED16b、16c、16d 按照预定顺序重复点亮。

[0062] 在 ESD 中, 向粘膜层 61 下方的粘膜下层 62 局部注入含有靛蓝胭脂红等色素的生理盐水 NS。血管 64 是在粘膜下层 62 或固有肌层 63 中行进的直径为 1~2mm 的比较粗的血管。粘膜层 61 的病变部 AA 由于向粘膜下层 62 局部注入生理盐水 NS 而被抬起。手术操作者在抬起了病变部 AA 的状态下, 通过电刀等处置器械 SI 切开病变部 AA 下方的粘膜下层 62, 对包含病变部 AA 的粘膜层 61 进行剥离。

[0063] 在 ESD 模式下, 内窥镜装置 1 的控制电路 36 向控制电路 13 提供控制信号, 以依次驱动光源装置 4 的 LED 照明部 12 中的激励光 LED16b 和两个窄带光 LED16c、16d, 并从光源装置 4 依次重复射出激励光 EX 和两个窄带光 NBa、NBb。并且, 控制电路 36 控制处理器 7 内的图像处理电路 30, 以进行用于 ESD 模式的图像处理。

[0064] 图 3 是示出通常光观察模式下的从光源装置 4 射出的白色光 WL 的输出定时的图。图 4 是示出 ESD 模式下的从光源装置 4 射出的激励光 EX 和两个窄带光 NBa、NBb 的输出定时的图。

[0065] 在操作模式切换开关 41 来设定通常光观察模式时, 驱动白色 LED16a, 从而如图 3 所示, 连续射出白色光 WL。白色光 WL 经由光导 14 被照射到体腔内组织, 并由作为彩色摄像元件的 CCD2 拍摄。将 CCD2 的摄像信号提供到处理器 7, 执行预定的图像处理, 并将通常光观察的内窥镜图像显示在观察监视器 5 上。因此, 在设定通常光观察模式时, 使通过向体腔内组织照射白色光 WL 而得到的反射光所生成的图像显示到观察监视器 5 上, 从而手术操作者能够观察体腔内组织。

[0066] 在设定 ESD 模式时, 依次驱动激励光 LED16b、第 1 窄带光 LED16c 和第 2 窄带光 LED16d, 从而如图 4 所示, 依次连续射出激励光 EX、窄带光 NBa 和窄带光 NBb。CCD2 在激励光 EX 的照射定时从体腔内组织接收自身荧光, 在窄带光 NBa 的照射定时从体腔内组织接收窄带光 NBa 的反射光, 在窄带光 NBb 的照射定时从体腔内组织接收窄带光 NBb 的反射光。

[0067] 此处, 对 ESD 模式下的从光源 4 射出的激励光 EX 和两个窄带光 NBa、NBb 的强度进行说明。图 5 是示出从激励光 LED16b 射出的激励光 EX 的强度分布 DT1 (实线)、基于该激励光的粘膜下层 62 的自身荧光 FL1 的强度分布 DT2 (虚线) 和基于该激励光 EX 的固有肌层 63 的自身荧光 FL2 的强度分布 DT3 (虚线) 的曲线图。以下将两个自身荧光 FL1、FL2 合起来称作自身荧光 FL。自身荧光 FL 透过作为彩色摄像元件的 CCD2 的蓝色 (B) 的滤色器, 并由 CCD2 接收。

[0068] 图 6 是用于说明被激励光 EX 激励而射出的自身荧光 FL1、FL2 的状况的图。自身荧光 FL 是波长 430 ~ 500nm 范围内的光。如图 5 和图 6 所示, 关于通过波长 400nm 附近的激励光 EX 而发出的自身荧光的强度, 来自粘膜下层 62 的自身荧光 FL1 比来自固有肌层 63 的自身荧光 FL2 大。自身荧光 FL 是通过激励光 EX 激励体腔内组织中的结缔组织、例如胶原质等纤维状的组织而发出的光。在结缔组织 62 中支配性的胶原质的荧光在近紫外到紫频带中具有较高的激励效率。在图 6 中, 用粗的斜线表示粘膜下层 62, 用细的斜线表示固有肌层 63, 由此示出了粘膜下层 62 的自身荧光 FL1 的强度比固有肌层 63 的自身荧光 FL2 的强度大的情况。

[0069] 图 7 是示出从窄带光 LED16c 射出的波长 630nm 附近的窄带光 NBa 的反射光的强度分布 DT4 的曲线图。波长 630nm 附近的窄带光 NBa 的反射光透过作为彩色摄像元件的 CCD2 的红色 (R) 的滤色器, 并由 CCD2 接收。

[0070] 图 8 是用于说明窄带光 NBa 被血管吸收、并从血管以外的体腔内组织反射出的状况的图。波长 630nm 附近的窄带光 NBa 相比用于强调表层的毛细血管的蓝色的窄带光, 不容易受到体腔内组织的光散射的影响。如图 8 所示, 波长 630nm 附近的窄带光 NBa 在行进于粘膜下层 62 或固有肌层 63 中的比较粗的血管 64 中, 基本被吸收而不被反射, 在血管以外的体腔内组织中被反射。这是因为 630nm 附近的窄带光 NBa 具有被血液中的血红蛋白较多吸收的特性。因此, 窄带光 NBa 被用于描绘这种血管。

[0071] 图 9 是示出血红蛋白 (Hb) 和氧合血红蛋白 (HbO₂) 的吸收光谱的图。在图 9 中, 实线表示血红蛋白 (Hb) 的吸收光谱, 虚线表示氧合血红蛋白 (HbO₂) 的吸收光谱。

[0072] 图 10 是示出从激励光 LED16d 射出的波长 600nm 附近的窄带光 NBb 的强度分布

DT5 的曲线图。波长 600nm 附近的窄带光 NBb 的反射光透过作为彩色摄像元件的 CCD2 的 R(红色)的滤色器,并由 CCD2 接收。

[0073] 图 11 是用于说明窄带光 NBb 在粘膜下层 62 和固有肌层 63 处被反射的状况的图。波长 600nm 附近的窄带光 NBb 是被作为色素的靛蓝胭脂红较强吸收的波段的光。如图 11 所示,对于波长 600nm 附近的窄带光 NBb 的反射光的强度,来自固有肌层 63 的光比来自粘膜下层 62 的光要大。在图 11 中,用粗的斜线表示固有肌层 63,用细的斜线表示粘膜下层 62,由此示出了固有肌层 63 的反射光的强度比粘膜下层 62 的反射光的强度大的情况。

[0074] 在 ESD 中,向具有病变部的粘膜层 61 下方的粘膜下层 62 局部注入含有色素物质的生理盐水 NS。此处,使用靛蓝胭脂红作为该色素。

[0075] 图 12 示出靛蓝胭脂红的吸收光谱。如图 12 所示,靛蓝胭脂红具有特别吸收波长 600nm 附近的窄带光 NBb 的吸收峰值特性。因此,在 ESD 中切除粘膜下层 62 前,如图 11 所示,窄带光 NBb 容易被生理盐水 NS 中的靛蓝胭脂红吸收。

[0076] 图 13 是用于说明在 ESD 中切除粘膜下层 62 后的窄带光 NBb 在粘膜下层 62 和固有肌层 63 处被反射的状况的图。在图 13 中,如虚线所示,在切除粘膜下层 62 后,生理盐水 NS 中的靛蓝胭脂红变少,因此窄带光 NBb 被靛蓝胭脂红吸收的程度减轻,粘膜下层 62 和固有肌层 63 中的窄带光 NBb 的反射光增加。

[0077] 自身荧光 FL 和窄带光 NBa、NBb 的反射光分别由 CCD2 接收。CCD2 输出各个光的摄像信号,并经由放大器 22 等将各摄像信号提供到选择器 26。选择器 26 根据来自 T.G35 的预定定时,将自身荧光 FL 的图像和窄带光 NBa、NBb 这两个反射光的两个图像分别保持到同时化存储器 27、28、29 中。由同时化存储器 27、28、29 保持的各图像被图像处理电路 30 分开至 RGB 的各通道后,进行合成,并被输出到观察监视器 5。

[0078] 另外,由于自身荧光 FL 和各窄带光 NBa、NBb 的反射光是使用 CCD2 的滤色器中的特定滤色器的像素信号生成的,因此在图像处理电路 30 中进行必要的用于像素间的像素插值的插值处理。

[0079] 如上所述,在 ESD 模式下,手术操作者能够用向体腔内组织照射激励光 EX 和两个窄带光 NBa、NBb 而得到的自身荧光 FL 和窄带光 NBa、NBb 的反射光的合成图像来观察体腔内组织。

[0080] 此处,对 ESD 模式下的图 11 那样的没有切除粘膜下层 62 时的体腔内组织的图像、和图 13 那样的切除了粘膜下层 62 时的体腔内组织的图像各自的显示状态进行说明。

[0081] 图 14 是用于说明在 ESD 模式下没有通过电刀等切除粘膜下层 62 时(图 11 所示的情况)的合成图像的图。

[0082] 在 ESD 模式下,在图 11 那样的情况下,通过向粘膜层 61 照射激励光 EX 和两个窄带光 NBa、NBb,在图像处理电路 30 中,得到粘膜下层 62 和固有肌层 63 的基于自身荧光 FL1、FL2 的荧光图像 FP、基于窄带光 NBa 的反射光的窄带图像 NAP 和基于窄带光 NBb 的反射光的窄带图像 NBP。3 个图像 FP、NAP、NBP 的图像信号分别被分配到 R、B、G 的 3 个通道并进行合成。

[0083] 如图 14 所示,荧光图像 FP 由于粘膜下层 62 的自身荧光较强,因此整体成为明亮的图像。此外,窄带图像 NAP 的被血管 64 吸收窄带光 NBa 的部分 D1 成为较暗的图像。并且,窄带图像 NBP 的被粘膜下层 62 中的生理盐水 NS(正确地说是靛蓝胭脂红)吸收窄带光

NBb 的部分 D2 成为较暗的图像。对这 3 个图像 FP、NAP、NBP 进行合成，并将合成图像 CP 显示到观察监视器 5 上。

[0084] 图 15 是用于说明在 ESD 模式下通过电刀等切除了粘膜下层 62 的一部分时(图 13 所示的情况)的合成图像的图。

[0085] 在图 13 那样的情况下,照射激励光 EX 和两个窄带光 NBa、NBb 后,荧光图像 FP 中的切除后的粘膜下层 62 的一部分的自身荧光 FL1 变弱,因此粘膜下层 62 的切除后的部分 DD1 成为较暗的图像。此外,窄带图像 NAP 的被血管 64 吸收窄带光 NBa 的部分 D1 成为较暗的图像。并且,窄带图像 NBP 的被粘膜下层 62 中的生理盐水 NS (正确地说是靛蓝胭脂红)吸收窄带光 NBb 的量减少,因此成为在被切除的部分 DD1 中来自固有肌层 63 的反射光较强的图像。

[0086] 图 16 是用于说明已在图 5 至图 11 中说明的体腔内组织的各部位、自身荧光 FL 和窄带光 NBa、NBb 的反射光的显示色以及相对强度的图。如图 16 所示,在本实施方式中,自身荧光 FL (波长 430 ~ 500nm) 被分配到红色(R)通道,窄带光 NBa 的反射光(波长 630nm 附近)被分配到绿色(G)通道,窄带光 NBb 的反射光(波长 600nm 附近)被分配到蓝色(B)通道。因此,粘膜下层 62 显示成红色至橙黄色,固有肌层 63 显示成浅蓝绿色,血管 64 显示成黑色至深蓝色。

[0087] 图 16 示出了如下情况:自身荧光 FL (波长 430 ~ 500nm) 的强度在含有靛蓝胭脂红的粘膜下层 62 中较大、在固有肌层 63 中较小、在血管 64 中更小。并且示出了如下情况:窄带光 NBa 的反射光(波长 630nm 附近)的强度在粘膜下层 62 和血管 64 中比在固有肌层 63 中小。还示出了如下情况:与固有肌层 63 相比,窄带光 NBb 的反射光(波长 600nm 附近)的强度在血管 64 中较小,在含有靛蓝胭脂红的粘膜下层 62 中更小。

[0088] 通过将上述那样的 3 个图像 FP、NAP、NBP 的图像信号分配到 R、B、G 的 3 个通道,在合成图像 CP 中,随着从粘膜下层 62 接近固有肌层 63,下侧的体腔内组织的色调从红色变化为蓝绿色,存在于粘膜下层 62 或固有肌层 63 的比较粗的血管 64 相对于描绘成周围红色的体腔内组织,显示成深蓝。

[0089] 另外,此处将自身荧光 FL、窄带光 NBa 和窄带光 NBb 分别分配到了 R、G、B 的通道,但也可以是该分配以外的分配。例如,也可以将自身荧光 FL、窄带光 NBa 和窄带光 NBb 分别分配到 G、B、R 的通道。

[0090] 这是由于自身荧光 FL 主要在粘膜下层 62 中发出较强的荧光,波长 600nm 附近的窄带光 NBb 容易被靛蓝胭脂红吸收,因此其反射光较弱。并且,波长 630nm 附近的窄带光 NBa 在比较粗的血管 64 中被吸收,因此其反射光变弱,粘膜下层 62、固有肌层 63 和血管 64 按照图 16 所示的不同色调差进行描绘。

[0091] 因此,在比较图 14 和 15 时,在 ESD 中切除粘膜下层 62 的一部分且该切除部分 DD1 接近固有肌层 63 时,粘膜下层 62 的被切除的部分 DD1 从之前的荧光图像 FP 的颜色(红色系)变化为窄带图像 NBP 的部分 DD1 的颜色(蓝色系)。即,在 ESD 中随着进行粘膜下层 62 的切除,该切除部分的颜色逐渐变化为不同的颜色,因此手术操作者能够容易地识别到切除部分 DD1 正接近固有肌层 63。

[0092] 此外,为了使用波长 630nm 附近的窄带光 NBa 作为提高血管的视觉辨认性来降低出血风险的光,进而利用波长 600nm 附近的窄带光 NBb 提高被靛蓝胭脂红染色后的粘膜下

层 62 及其下方的固有肌层 63 的对比度,生理盐水 NS 含有的靛蓝胭脂红一点点即可。

[0093] 另外,在上述实施方式中,注入到粘膜下层 62 的生理盐水 NS 所含有的色素是靛蓝胭脂红,但色素也可以是其他色素、例如亚甲蓝。该情况下,选择符合该色素的吸收光谱特性的窄带光 NBb。

[0094] 如上所述,根据上述实施方式,能够实现在 ESD 中提高了粘膜深部的血管的视觉辨认性和粘膜下层的视觉辨认性的内窥镜装置。

[0095] 接着,对上述实施方式的变形例进行说明。

[0096] (变形例 1)

[0097] 本变形例是光源装置的变形例。图 17 是示出本变形例的内窥镜装置的结构的结构图。图 17 与图 1 的光源装置的结构不同。在图 17 中,针对与图 1 相同的结构要素标注相同标号并省略说明。

[0098] 光源装置 4A 构成为具有:作为照明单元的发出照明光(白色光)的氙气灯 101;截断白色光的红外线截止滤光器 102;控制经过红外线截止滤光器 102 后的白色光的光量的光圈装置 103;作为将照明光设为面顺次光的波段限制单元的旋转滤光器 104;以及控制旋转滤光器 104 的旋转和位置的控制电路 13A。经过旋转滤光器 104 后的面顺次光由聚光透镜 15 会聚到配设在电子内窥镜 3 内的光导 14 的入射面。氙气灯 101、旋转滤光器 104 和光导 14 构成对被检体照射照明光的照射部或照射单元。

[0099] 图 18 是示出旋转滤光器 104 的结构的图。如图 18 所示,作为波段限制部或波段限制单元的旋转滤光器 104 构成为圆盘状,成为以其中心为旋转轴的结构。在旋转滤光器 104 上,沿着周向配置有使 3 个预定窄带波长的光透射的 3 个滤光器 111、112、113。

[0100] 滤光器 111 是使波长 400nm 附近的光($=\lambda 1$)作为激励光 EX 透射的滤光器。滤光器 112 是使波长 630nm 附近的光($=\lambda 2$)作为窄带光 NBa 透射的滤光器。滤光器 113 是使波长 600nm 附近的光($=\lambda 3$)作为窄带光 NBb 透射的滤光器。

[0101] 旋转滤光器 104 配置在作为照明光的出射部的氙气灯 101 至 CCD2 的摄像面的光路上,将照明光限制成窄为多个波段中的至少 3 个波段的光。并且,控制电路 13A 控制用于使旋转滤光器 104 旋转的电动机 105,从而控制旋转滤光器 104 的旋转。

[0102] 在电动机 105 上连接有齿条 106a,在小齿轮 106b 上连接有未图示的电动机,将齿条 106a 安装成与小齿轮 106b 融合。控制电路 13A 通过控制与小齿轮 106b 连接的电动机的旋转,使旋转滤光器 104 向箭头 d 所示的方向移动,从而能够变更旋转滤光器 104 的位置。

[0103] 另外,从电源 11A 向氙气灯 101、光圈装置 103、旋转滤光器电动机 105 和与小齿轮 19b 连接的电动机(未图示)提供电力。

[0104] 在手术操作者操作模式切换开关 41 来选择通常光观察模式时,旋转滤光器 104 从光路上离开,将穿过红外线截止滤光器 102 而射出的白色光照到透镜 15,并将白色光导入到光导 14。此外,在手术操作者操作模式切换开关 41 来选择 ESD 模式时,旋转滤光器 104 配置在光路上,在控制电路 13A 的控制下,依次将经过滤光器 111、112、113 后的激励光 EX 和两个窄带光 NBa、NBb 导入到光导 14。

[0105] 因此,使用图 17 所示的光源装置 4A 也能够得到与上述实施方式同样的作用。

[0106] 另外,在上述变形例中,摄像元件使用了彩色摄像元件,但摄像元件也可以是单色的摄像元件。该情况下,旋转滤光器 104A 成为图 19 所示的结构。图 19 是示出使用单色的

摄像元件时的旋转滤光器的结构的图。

[0107] 旋转滤光器 104A 在外周侧,沿着周向配置有构成用于输出通常光观察用的分光特性的面顺次光的滤光器组的 R (红色) 滤光部 114、G (绿色) 滤光部 115 和 B (蓝色) 滤光部 116 作为第 1 滤光器组。并且,在旋转滤光器 104A 的内周侧,沿着周向配置有使 3 个预定窄带波长的光透射的 2 个滤光器 111、112、113 作为第 2 滤光器组。

[0108] 控制电路 13A 控制与小齿轮 106b 连接的电动机的旋转,使得在通常光观察模式的情况下,将第 1 滤光器组配置在光路上,并且在 ESD 模式的情况下,将第 2 滤光器组配置在光路上。

[0109] 与旋转滤光器 104A 的旋转同步,将来自 CCD 的 RGB 的图像信号分别存储到 3 个同时化存储器 27、28、29 中。即,在通常光观察模式的情况下,将 RGB 的 3 个图像信号分别存储到 3 个同时化存储器 27、28、29 中,在 ESD 模式的情况下,将自身荧光 FL 和两个窄带光 NBa、NBb 的反射光分别存储到同时化存储器 27、28、29 中。

[0110] 如上所述,利用本变形例所示的结构,也能够得到与上述实施方式同样的作用和效果。

[0111] (变形例 2)

[0112] 在上述实施方式和变形例中,为了描绘比较粗的血管而使用了波长 630nm 附近的窄带光 NBa,但在想描绘更细的血管时,也可以使用波长 550nm 附近的窄带光 NBC。即,波长 550nm 附近的窄带光 NBC 是相比波长 600nm 附近的窄带光 NBb 位于短波长侧且不容易受到体腔内组织表面的散射或吸收影响的波段的光。

[0113] 波长 550nm 附近的窄带光 NBC 具有不容易受到靛蓝胭脂红的影响、且能够描绘更细血管的优点。

[0114] 如上所述,利用本变形例所示的结构,也能够得到与上述实施方式同样的作用和效果。

[0115] (变形例 3)

[0116] 在上述实施方式中,在 ESD 模式时显示包含荧光图像 FP 的合成图像 CP,但在 ESD 模式下,也可以不在合成图像 CP 中显示荧光图像 FP。

[0117] 在本变形例中,ESD 模式还具有在合成图像 CP 中显示荧光图像 FP 的荧光图像显示模式 FM、和在合成图像 CP 中不显示荧光图像 FP 的荧光图像非显示模式 NFM。

[0118] 在 ESD 中,在通过电刀等的使用而产生火花等时,有时在观察监视器 5 所显示的观察图像中产生污点或光晕。自身荧光 FL 原本是弱光,因此在自身荧光 FL 的放大幅度高、且产生光晕等时,有时观察监视器 5 所显示的观察图像较大程度地错乱,从而不能进行观察。

[0119] 因此,在 ESD 模式下,处理器 7 控制图像的合成,使得在电刀等处置器械的输出信号处于有效状态时(情形 1)、通过预定的操作开关选择了荧光图像非显示模式 NFM 时(情形 2)、或者检测到光晕等的产生时(情形 3),成为在合成图像 CP 中不包含荧光图像 FP 的荧光图像非显示模式 NFM。

[0120] 在情形 1 的情况下,如图 1 中虚线所示,将电刀等外科用处置器械 SI 的输出信号 SIC 输入到控制电路 36,根据电刀等的输出状态,自动选择荧光图像显示模式 FM 和荧光图像非显示模式 NFM 中的任意一个。因此,在具有来自外科用处置器械的输出时,选择荧光图像非显示模式 NFM,能够抑制画面上的光晕等的产生。

[0121] 在情形 2 的情况下,模式切换开关 41 的开关组中的一个用于选择荧光图像显示模式 FM 或荧光图像非显示模式 NFM 的开关,通过手术操作者的设定选择荧光图像非显示模式 NFM。因此,根据手术操作者的选择或指示,选择荧光图像非显示模式 NFM,从而能够抑制画面上的光晕等的产生。

[0122] 在情形 3 的情况下,如图 1 中虚线所示,在图像处理电路 30 中例如设置光晕判定电路 30a。光晕判定电路 30a 是根据荧光图像 FL 中的饱和像素的数量来检测荧光图像 FL 所包含的光晕状态的光晕检测部。在该光晕判定电路 30a 检测到光晕时,图像处理电路 30 生成不在合成图像 CP 中显示荧光图像 FP 的指示,自动选择荧光图像非显示模式 NFM。另外,例如根据在图像的全部像素中是否有预定数量以上的像素具有预定阈值以上的亮度,能够进行光晕的检测。

[0123] 如上所述,荧光图像非显示模式 NFM 的指示是不显示荧光图像 FL 的指示,该指示是根据预定的开关的操作状态、处置器械的输出状态或荧光图像 FL 所包含的光晕等的状态而生成的。

[0124] 图像处理电路 30 在合成图像 CP 中显示荧光图像 FP 的荧光图像显示模式 FM 下,输出对荧光图像 FP 和窄带图像 NAP、NBP 进行合成后的合成图像 CP。

[0125] 图像处理电路 30 在荧光图像非显示模式 NFM 下,输出仅对窄带图像 NAP、NBP 进行合成后的合成图像 CP。

[0126] 另外,在不显示荧光图像 FP 的荧光图像非显示模式 NFM 下,由于红色(R)通道的成分欠缺,因此可以通过将窄带图像 NAP、NBP 的信号或其他预定信号分配至红色(R)通道,并分别对窄带图像 NAP、NBP 的信号乘以预定的加权系数来进行合成,由此合成图像 CP 不会整体变蓝。

[0127] 而且,在荧光图像非显示模式 NFM 下,可以不是不完全显示荧光图像 FP,而将荧光图像 FP 的增益降低预定量。换言之,内窥镜装置 1 可以具有荧光图像弱显示模式,在该模式下,降低荧光图像 FP 的信号电平,与其他图像进行合成输出。

[0128] 即,图像处理电路 30 生成基于通过激励光 EX 而从结缔组织发出的自身荧光 FL 的第 1 图像信号、基于第 1 窄带光 NBa 的第 2 图像信号、基于第 2 窄带光 NBb 的第 3 图像信号,当存在荧光图像弱显示模式的指示等预定的指示时,输出将各信号的增益降低预定量后的荧光图像 FP 和没有将各信号的增益降低预定量的窄带图像 NAP、NBP。

[0129] 如上所述,利用本变形例所示的结构,也能够得到与上述实施方式同样的作用和效果,并且能够得到不会因光晕等引起的较大错乱的观察。

[0130] (变形例 4)

[0131] 在上述实施方式和各变形例中,通常光观察模式和 ESD 模式由手术操作者进行切换,但也可以按照时间序列从光源装置连续射出白色光 WL、激励光 EX 和两个窄带光 NBa、NBb。

[0132] 例如,依次驱动图 1 的 LED 照明部 12 中的白色 LED16a、激励光 LED16b、第 1 窄带光 LED16c 和第 2 窄带光 LED16d,并依次连续接收白色光 WL 的反射光、自身荧光 FL、第 1 窄带光 NBa 的反射光、第 2 窄带光 NBb 的反射光,从而在图像处理电路 30 中生成各个光的图像。

[0133] 并且,图像处理电路 30 根据白色光 WL 的反射光生成通常光观察用的第 1 图像,并

且生成合成图像 CP 作为第 2 图像,所述合成图像 CP 根据自身荧光 FL、第 1 窄带光 NBa 的反射光、第 2 窄带光 NBb 的反射光生成。图像处理电路 30 排列第 1 图像和第 2 图像而同时显示在观察监视器 5 的画面上。

[0134] 图 20 是示出同时显示在观察监视器 5 上的两个图像的显示形式的例子的图。如图 20 所示,在观察监视器 5 的画面 5a 上排列并同时显示第 1 图像和第 2 图像。

[0135] 即,图像处理电路 30 切换照射激励光 EX、第 1 窄带光 NBa 和第 2 窄带光 NBb,生成对由 CCD2 拍摄得到的 3 个图像进行合成后的第 1 图像,并且照射白色光 WL,根据由 CCD2 拍摄得到的图像生成第 2 图像,并输出两个图像的图像信号。并且,在观察监视器 5 的画面上同时显示第 1 图像和第 2 图像。

[0136] 根据本变形例,也能够得到与上述实施方式同样的作用和效果,并且在观察监视器 5 的画面上同时显示通常光观察模式的第 1 图像和 ESD 模式的第 2 图像双方,因此手术操作者容易进行 ESD。

[0137] (变形例 5)

[0138] 在上述实施方式中,在通常光观察模式时,向体腔内组织照射白色光,在 ESD 模式时,照射激励光 EX 和两个窄带光 NBa、NBb。因此,在通常光观察模式和 ESD 模式下,观察监视器 5 所显示的图像的色调差异较大。

[0139] 因此,在本变形例中,在模式切换之前和之后,将观察监视器 5 所显示的图像的色调差异设定得较小。

[0140] 因此,在通常光观察模式下,依次连续射出波长 400nm 附近的激励光 EX、波长 600nm 附近的窄带光 NBb 和波长 400 ~ 690nm 的白色光 WL1。

[0141] 依次射出的激励光 EX、窄带光 NBb 和白色光 WL1 由作为彩色摄像元件的 CCD2 拍摄,但通过激励光截止滤光器 44 而失去波长 400 ~ 430nm 频带波长的光,因此在处理器 7 内的图像处理电路 30 中,进行对比度转换而确保白色光图像的颜色再现性。

[0142] 并且,在图像处理电路 30 中,通过将相对于激励光 EX 的荧光图像 FL 分配至红色 (R) 通道、将窄带光 NBb 的反射光分配至绿色 (G) 通道、将白色光 WL1 的反射光分配至蓝色 (B) 通道,生成通常光观察用的合成图像 CP。

[0143] 此时,在处理器 7 内,计算并求出荧光 FL 与窄带光 NBb 的比率 α ,即(荧光 FL 的强度) / (窄带光 NBb 的强度) 的比。将计算出的比率 α 与白色光 WL1 的反射光的蓝色 (B) 通道的信号相乘,将所得到的信号输出到蓝色 (B) 通道。

[0144] 即,在观察监视器 5 上显示合成图像 CP,该合成图像 CP 是对乘以(荧光 FL 的强度) / (窄带光 NBb 的强度) 的比之后的白色光 WL1 的反射光的蓝色 (B) 通道的图像、荧光图像 FL 的红色 (R) 通道的图像和窄带光 NBb 的绿色 (G) 通道进行了合成而得到的。

[0145] 粘膜下层 62 的结缔组织通过激励光 EX 发出较强的荧光 FL,但另一方面,被靛蓝胭脂红染色后的粘膜下层 62 吸收窄带光 NBb,其反射光衰减。因此,荧光 FL 与窄带光 NBb 的比率 α 在粘膜层 61 与粘膜下层 62 的边界以及固有肌层 63 与粘膜下层 62 的边界处变化较大。因此,通过将比率 α 与白色光 WL1 的反射光的蓝色 (B) 通道的信号相乘来合成 3 个图像,在通常光观察模式下,合成图像 CP 中的粘膜下层 62 相比其他体腔内组织显示成带蓝色调。

[0146] 因此,在通常光观察模式下,仅粘膜下层 62 用较强的蓝色描绘出,因此能够清晰

地显示粘膜下层 62 和固有肌层 63 的边界,手术操作者能够在避免对固有肌层 63 穿孔的风险的同时进行处置。

[0147] 并且,在通常光观察模式和 ESD 模式的切换时,两者的图像色调不会较大程度地变化,因此手术操作者能够没有不舒适感地进行观察。

[0148] 如上所述,利用本变形例所示的结构,也能够得到与上述实施方式同样的作用和效果,并且在通常光观察模式和 ESD 模式的切换时,能够得到没有不舒适感的观察图像。

[0149] 如上所述,根据上述实施方式和各变形例,能够得到如下的内窥镜装置:在 ESD 时,在观察监视器 5 上显示粘膜深部的血管 64 的视觉辨认性良好、且粘膜下层 62 的视觉辨认性也提高的图像。

[0150] ESD 是针对渗入粘膜下之前的早期癌等,通过从粘膜下层剥离并切除来去除病变部的低侵袭的手术,根据上述实施方式和各变形例,粘膜下层和固有肌层的边界清晰,因此能够防止固有肌层的错误切除或穿孔。并且,根据上述实施方式和各变形例,能够清晰地描绘比较深的部位的动脉,因此能够防止动脉切除引起的出血风险。因此,手术操作者能够安全地进行 ESD。

[0151] 本发明不限于上述实施方式,能够在不改变本发明主旨的范围内进行各种变更、改变等。

[0152] 本申请以 2011 年 4 月 11 日在日本申请的日本特愿 2011-87769 号为优先权主张的基础进行申请,上述公开内容被引用到本申请说明书和权利要求书中。

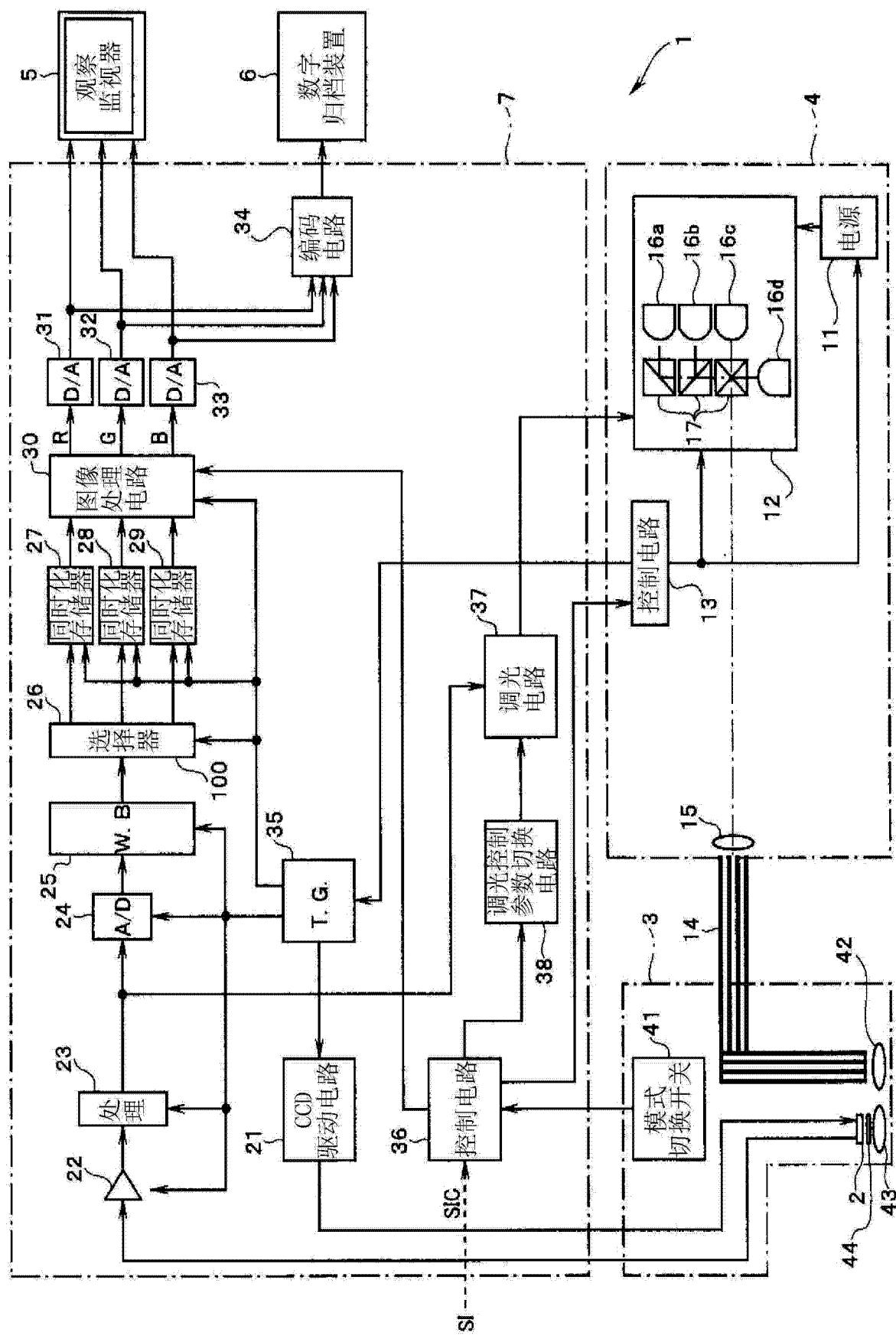


图 1

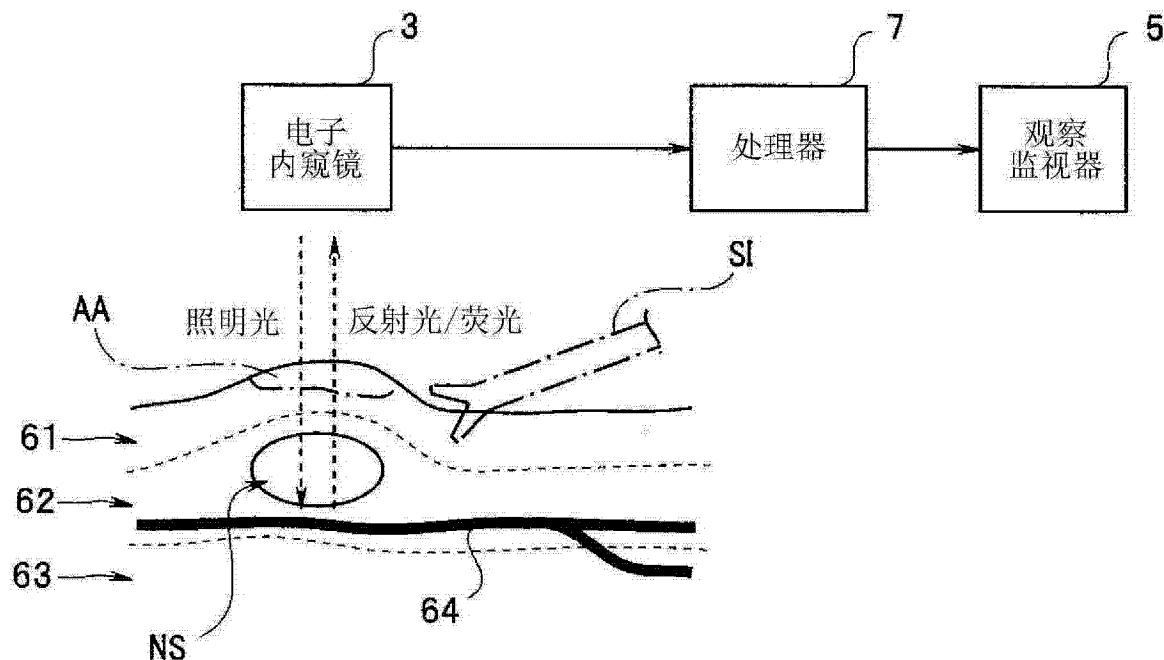


图 2

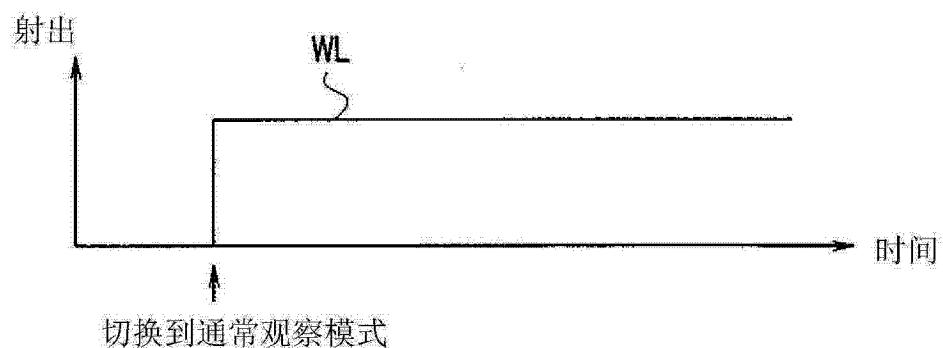


图 3

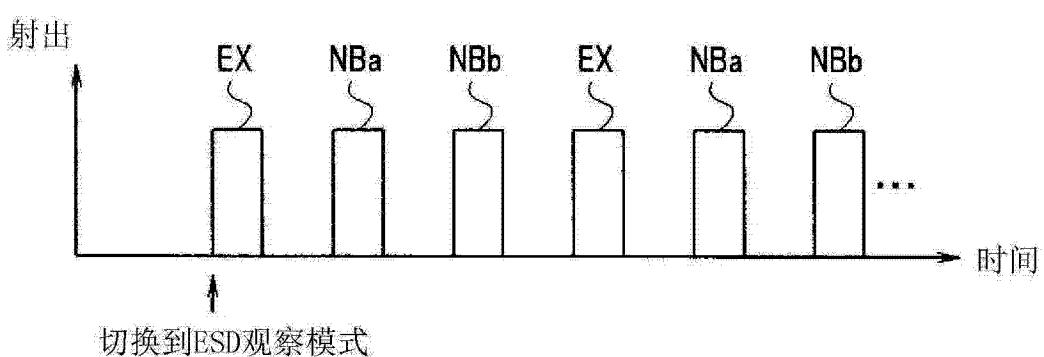


图 4

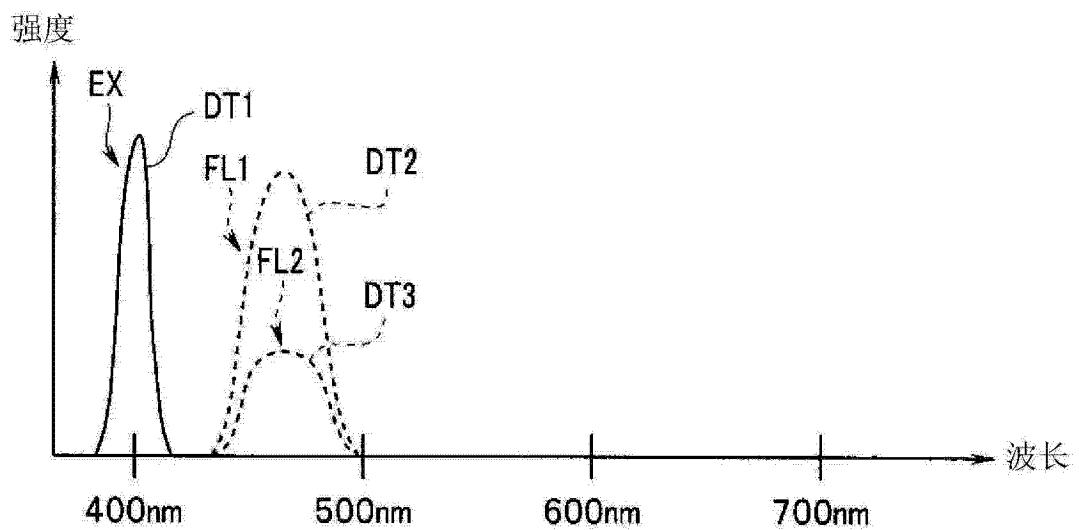


图 5

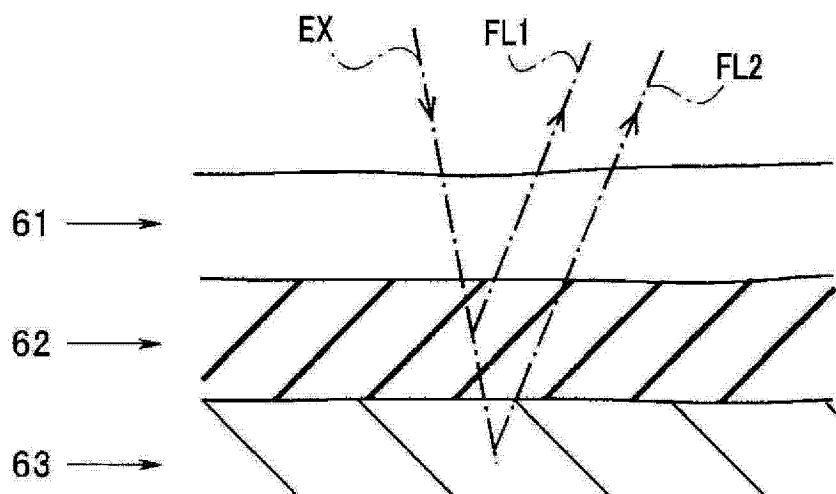


图 6

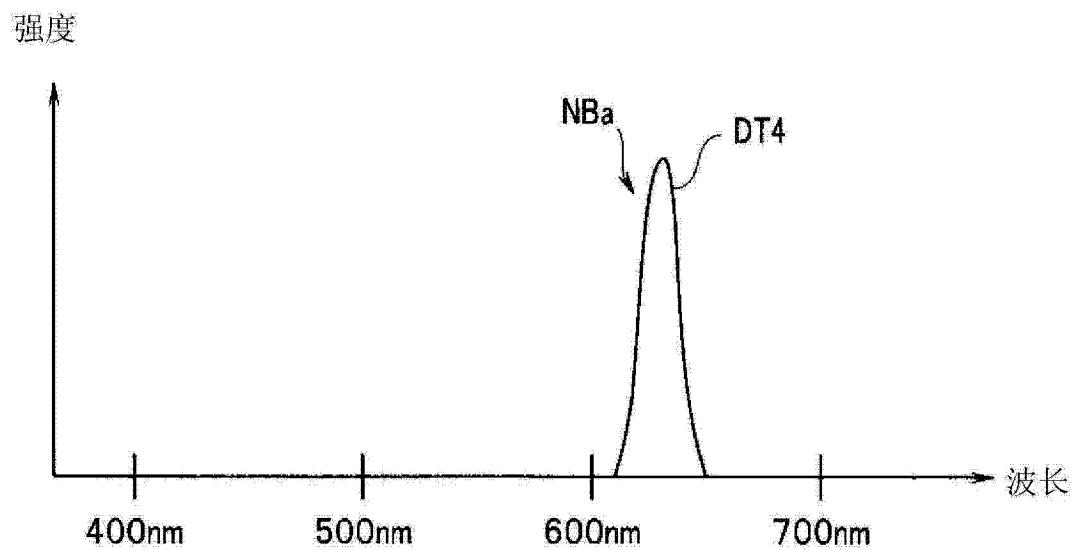


图 7

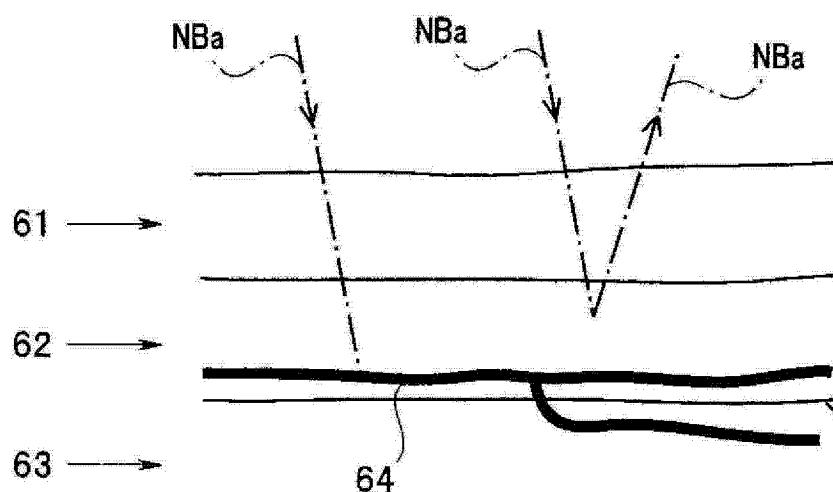


图 8

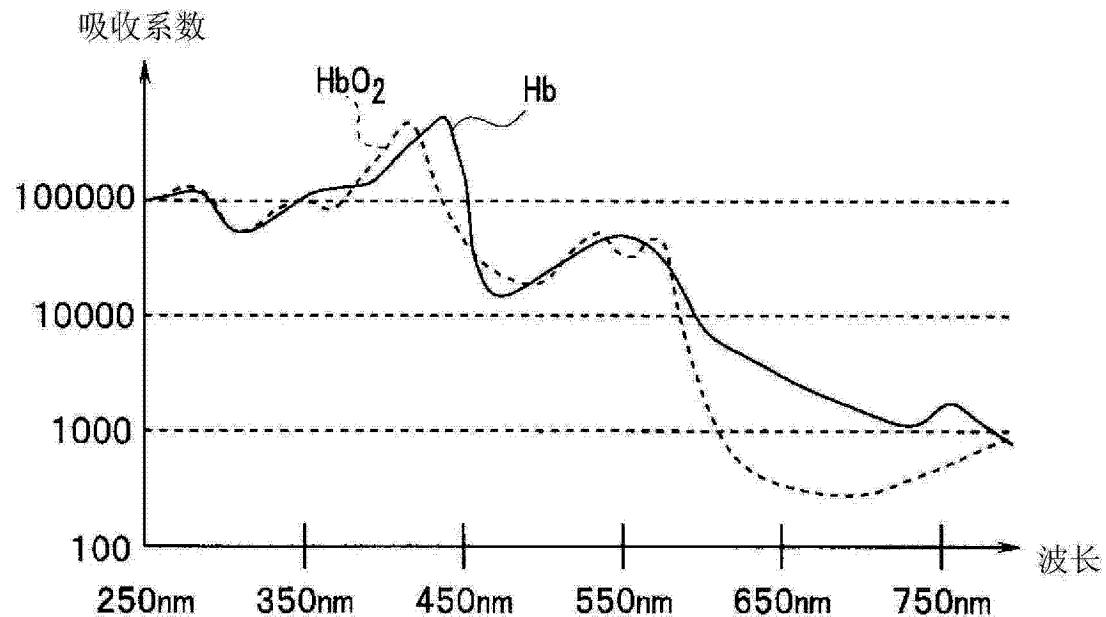


图 9

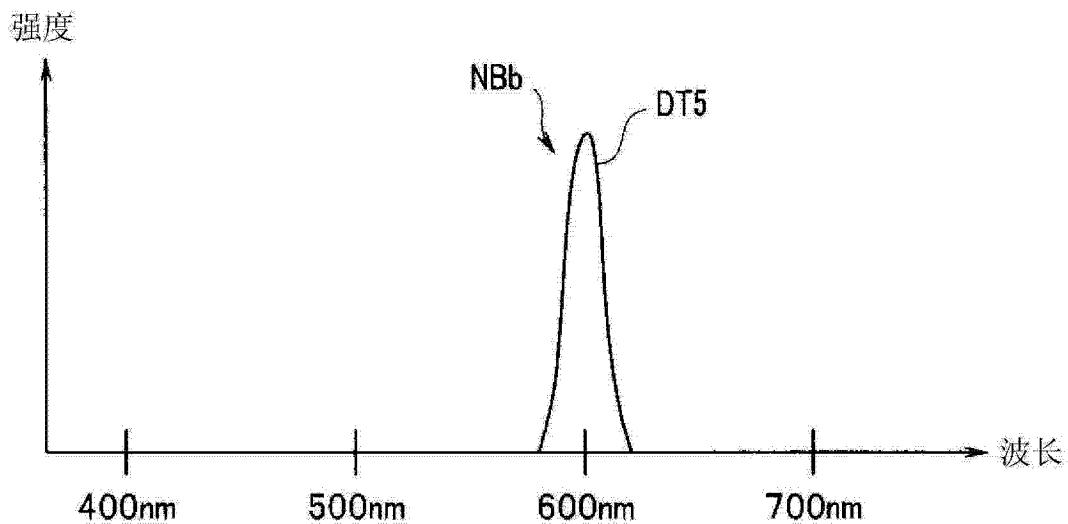


图 10

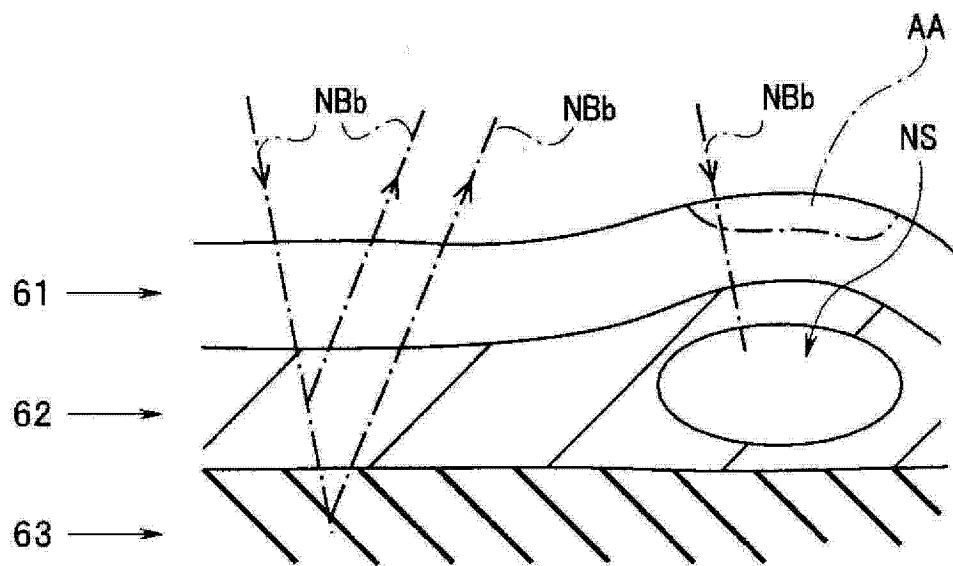


图 11

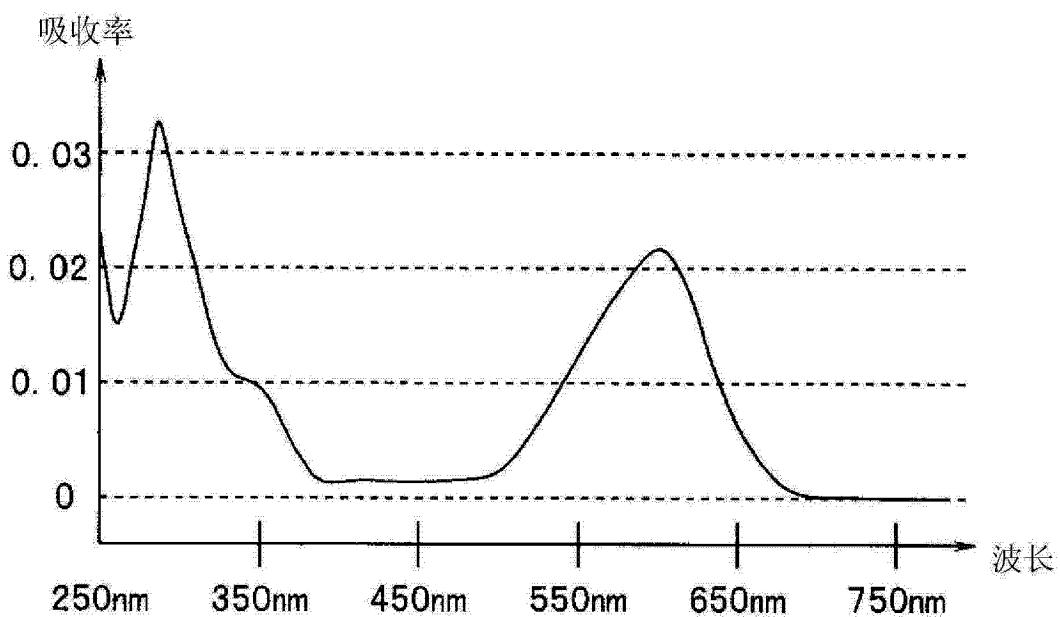


图 12

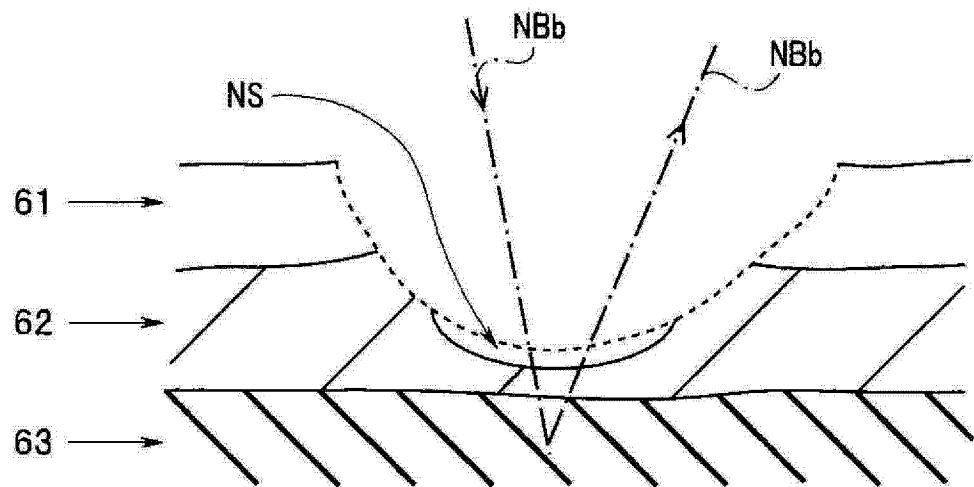


图 13

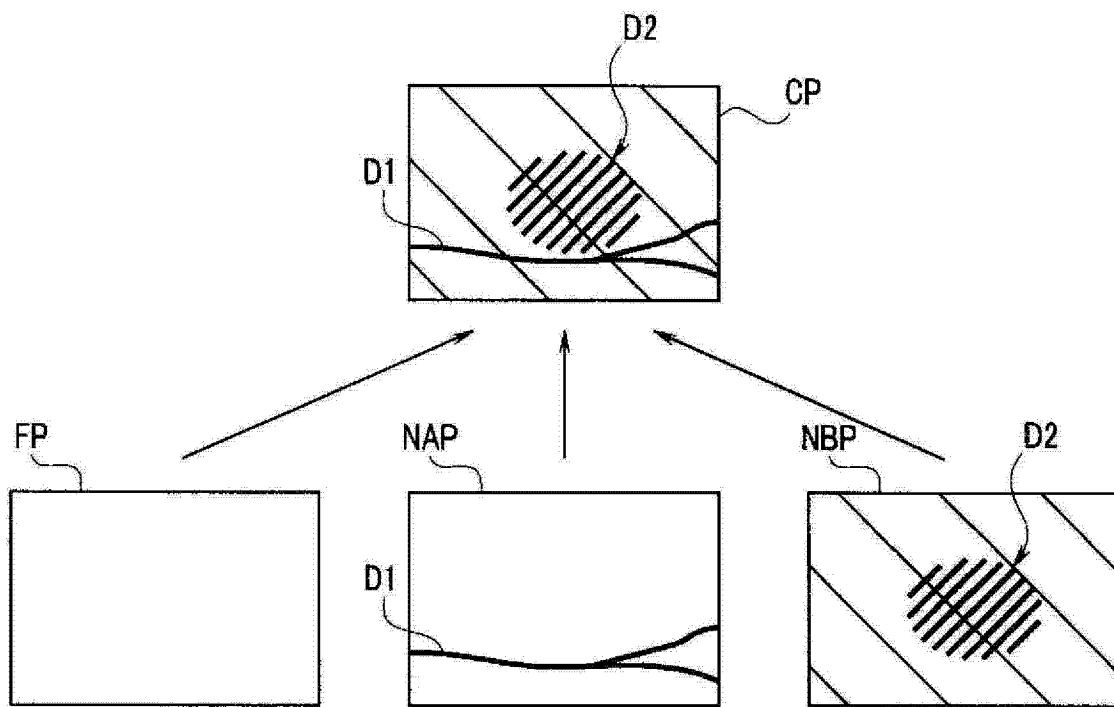


图 14

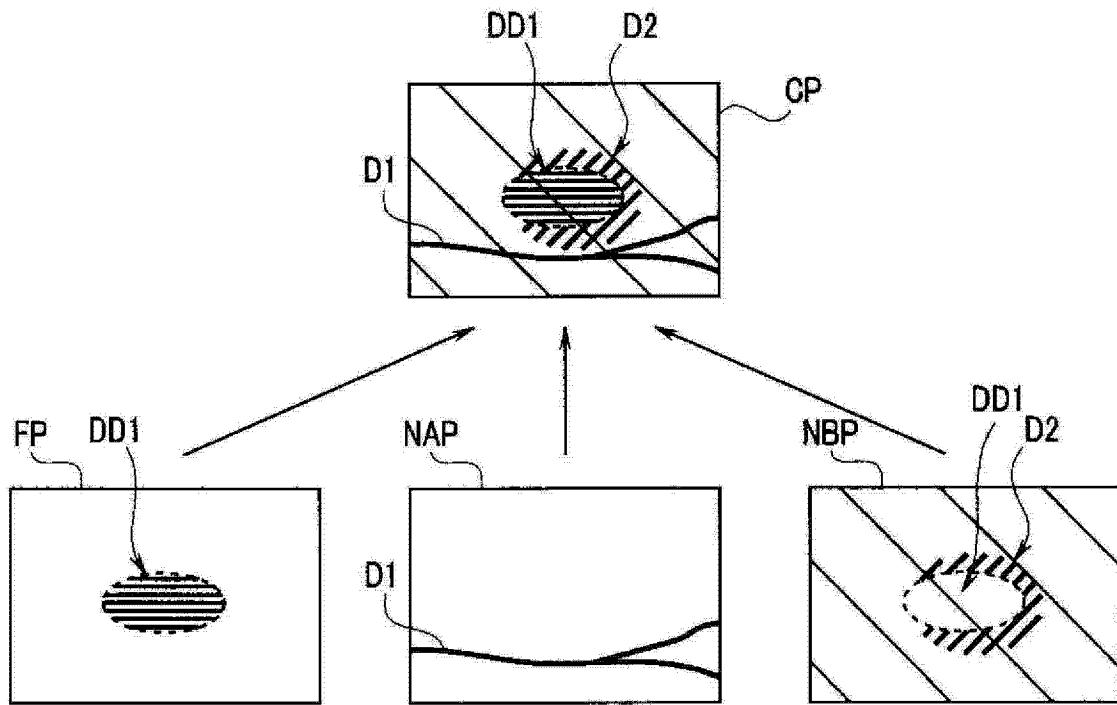


图 15

	粘膜下层 (染色)	固有肌层	血管
430-500nm (Rch)	↑	↓	↓
630nm (Gch)	↓	↑	↑
600nm (Bch)	↓	↑	↓

图 16

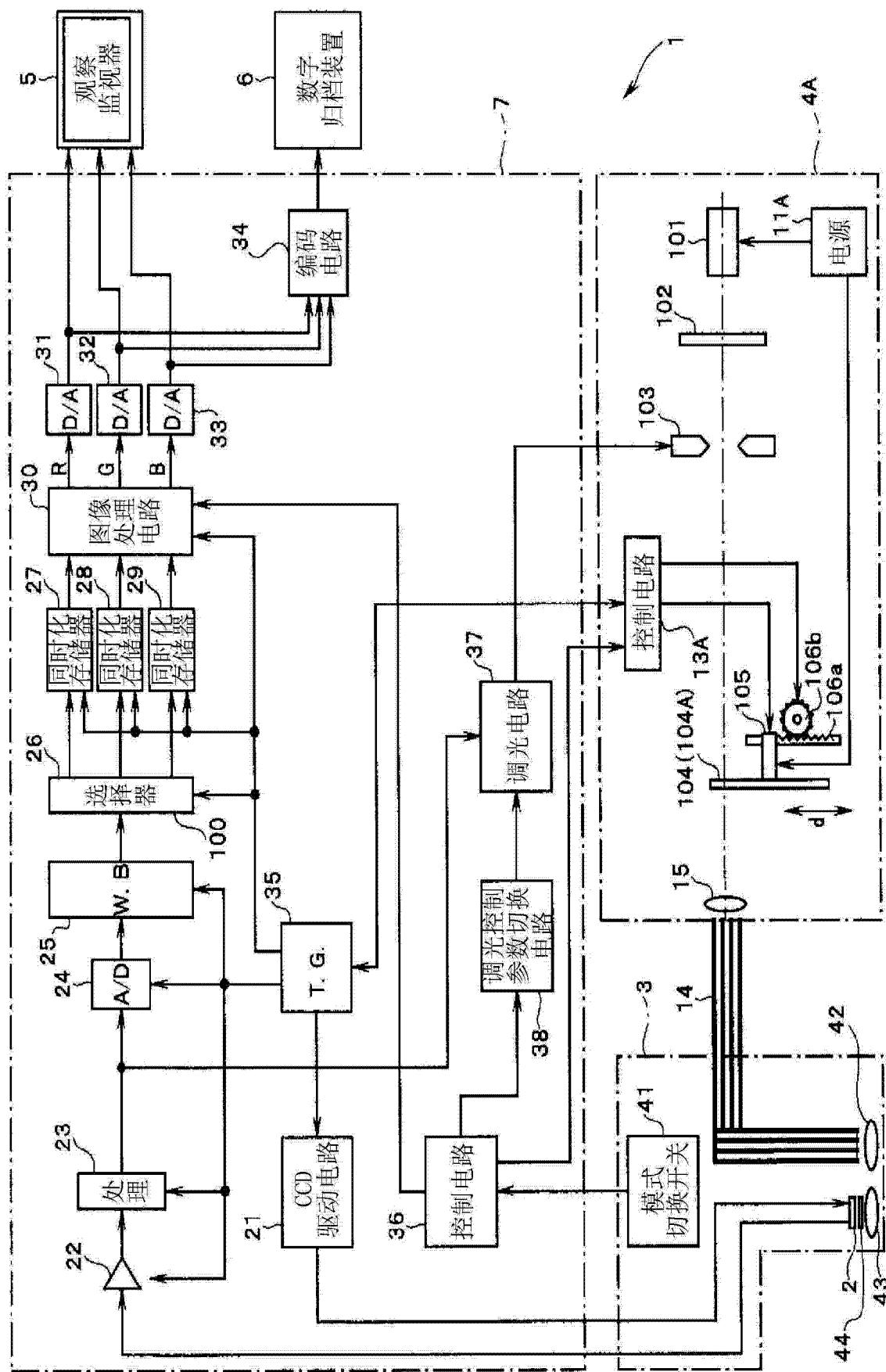


图 17

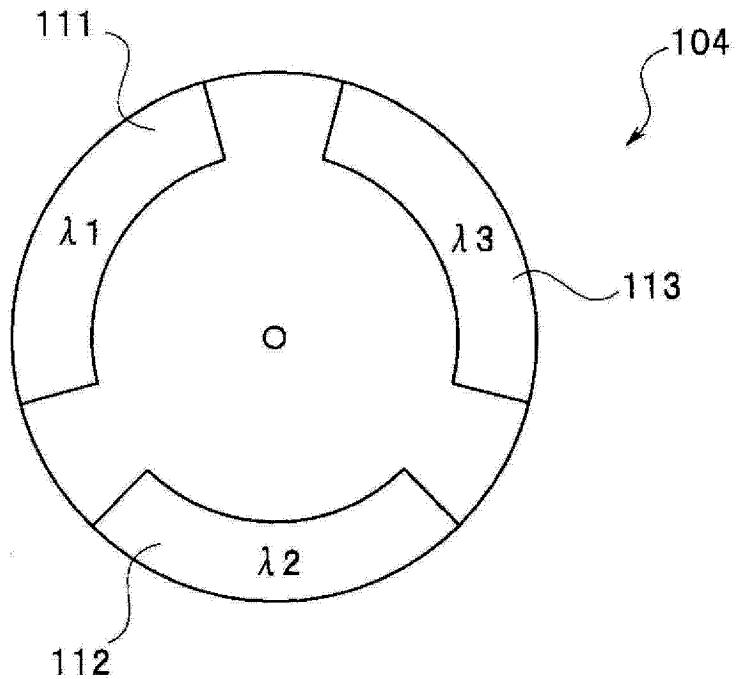


图 18

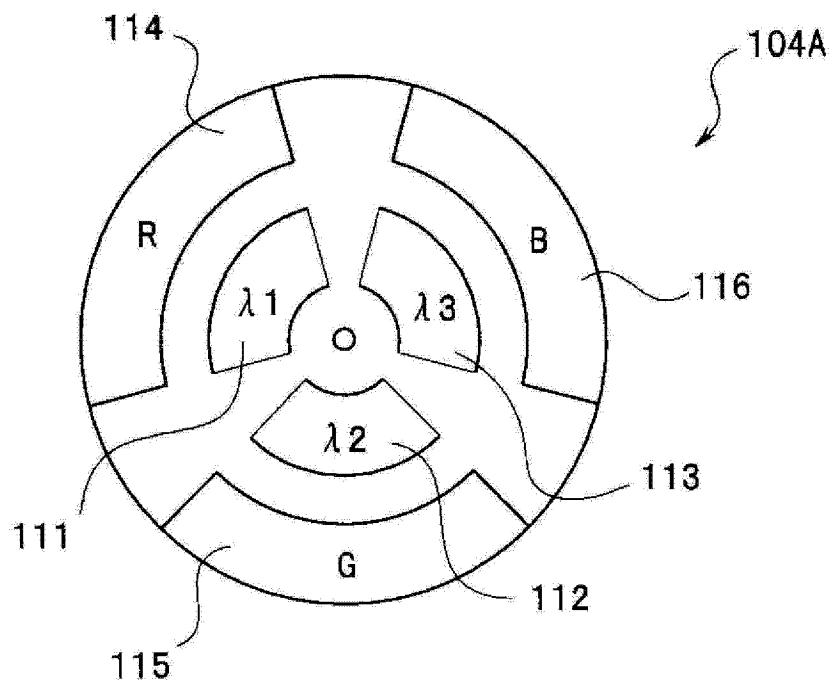


图 19

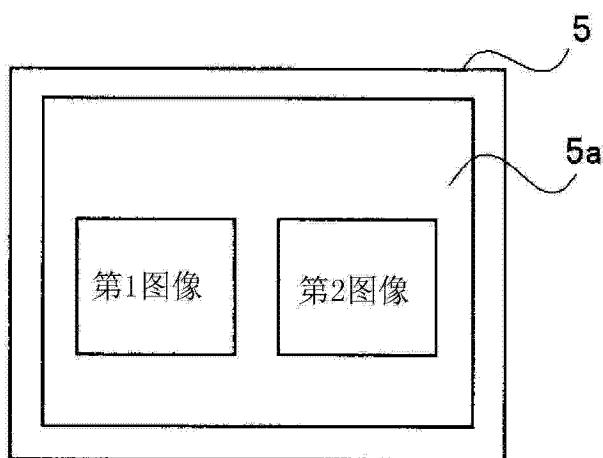


图 20

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN103068298A	公开(公告)日	2013-04-24
申请号	CN201280002379.9	申请日	2012-03-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	武井俊二 五十岚诚		
发明人	武井俊二 五十岚诚		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/043 A61B1/0669 A61B1/0646		
代理人(译)	李辉		
优先权	2011087769 2011-04-11 JP		
其他公开文献	CN103068298B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

内窥镜装置 (1) 包括光源装置 (4)、内窥镜 (3)、处理器 (7) 和观察监视器 (5)。光源装置 (4) 切换照射激励体腔内组织的粘膜下层中的结缔组织的激励光 (EX)、被在粘膜下层 (62) 或固有肌层 (63) 中行进的血管 (64) 吸收的窄带光 (NBa) 以及被局部注入到粘膜下层 (62) 的物质吸收的窄带光 (NBb)。处理器 (7) 生成通过内窥镜 (3) 的CCD (2) 拍摄而得到的多个图像信号，观察监视器 (5) 合成显示多个图像。

