



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103717118 A

(43) 申请公布日 2014. 04. 09

(21) 申请号 201280036603. 6

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 11. 06

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 1/04(2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-082288 2012. 03. 30 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 01. 23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/078741 2012. 11. 06

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/145407 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 平健二

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

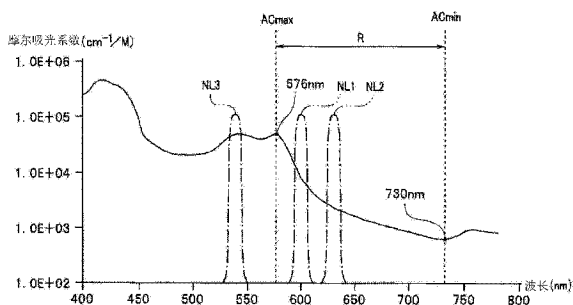
权利要求书2页 说明书25页 附图13页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

内窥镜装置(1)具备:光源装置(4),其对被检体照射具有规定的波长频带的至少一个以上的照明光;CCD(2),其拍摄基于来自光源装置(4)的照明光的照射的来自被检体的返回光;图像处理部(101),其在CCD(2)的拍摄之后输出第一波长频带的第一图像信号(P1),该第一波长频带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;以及观察监视器(5),其根据第一图像信号来进行图像显示。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,具备:
照明部,其对被检体照射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;
图像输出部,其在上述摄像部的摄像之后输出第一波长频带的第一图像信号,该第一波长频带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;以及
显示部,其根据上述第一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,
上述照明部经由限制为上述第一波长频带的频带限制部来照射上述至少一个以上的照明光,
上述图像输出部根据由上述摄像部拍摄上述返回光得到的图像信号来输出上述第一图像信号。
3. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,
上述摄像部经由限制为上述第一波长频带的频带限制部接收上述返回光来进行拍摄,
上述图像输出部根据由上述摄像部拍摄上述返回光得到的图像信号输出上述第一图像信号。
4. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,
上述图像输出部对上述返回光的摄像信号进行光谱估计处理,由此生成上述第一图像信号并输出上述第一图像信号。
5. 根据权利要求1~4中的任一项所述的内窥镜装置,其特征在于,
上述第一波长频带是使上述被检体的生物体粘膜内的毛细血管与具有比上述毛细血管粗的直径的血管的光透过率的差为规定值以上的波长频带。
6. 根据权利要求1~4中的任一项所述的内窥镜装置,其特征在于,
上述第一波长频带在从波长585nm至波长615nm的范围内具有上述光谱特性的峰波长。
7. 根据权利要求1~4中的任一项所述的内窥镜装置,其特征在于,
上述图像输出部还输出具有第二波长频带的第二图像信号,该第二波长频带具有光谱特性的峰波长并且与上述第一波长频带不同,
上述显示部根据上述第一图像信号和上述第二图像信号来进行上述图像显示。
8. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,
上述图像输出部对具有光谱特性的峰波长并且与上述第一波长频带不同的波长频带进行光谱估计处理,由此生成第二图像信号并输出该第二图像信号。
9. 根据权利要求4所述的内窥镜装置,其特征在于,
上述图像输出部生成具有第二波长频带的第二图像信号并输出该第二图像信号,该第二波长频带具有光谱特性的峰波长并且与上述第一波长频带不同。
10. 根据权利要求7所述的内窥镜装置,其特征在于,
上述第二波长频带在从波长610nm至波长730nm的范围内具有上述光谱特性的峰波长。
11. 根据权利要求7所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述第二波长频带在波长 730nm 以后的波长频带内具有上述光谱特性的峰波长。

12. 根据权利要求 7 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述第二波长频带在从波长 400nm 至波长 585 以下的范围内具有上述光谱特性的峰波长。

13. 根据权利要求 1 ~ 4 中的任一项所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述图像输出部还输出具有与上述第一波长频带不同的第二波长频带和第三波长频带并且具有光谱特性的峰波长的第二图像信号和第三图像信号,

上述显示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进行上述图像显示。

14. 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,

上述图像输出部在上述窄频带光观察模式时输出上述第一图像信号。

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,进行着使用内窥镜的低侵入的各种检查、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。然后,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] 在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；图像输出部，其在上述摄像部的摄像之后输出第一波长频带的第一图像信号，该第一波长频带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；以及显示部，其根据上述第一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 是表示本发明的第一实施方式所涉及的旋转滤波器 14 的结构图。

[0013] 图 3 是用于说明本发明的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 是表示本发明的第一实施方式所涉及的静脉血的光吸收特性的图。

[0015] 图 5 是用于说明本发明的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 $NL2(\lambda 2)$ 在生物体组织内的光的传播量的图。

[0016] 图 6 是用于说明本发明的第一实施方式所涉及的、能够显示处于生物体粘膜的表层下的较深部的较粗血管的理论依据的图。

[0017] 图 7 是表示本发明的第一实施方式所涉及的 f 函数的曲线图。

[0018] 图 8 是表示本发明的第一实施方式所涉及的氧合血红蛋白 (HbO_2) 与还原血红蛋白 (Hb) 的光吸收特性的图。

[0019] 图 9 是表示本发明的第一实施方式所涉及的、针对毛细血管 CB 的直径为 0.01mm 和 0.1mm 的情况与粗血管 BV 的直径为 1mm 和 2mm 的情况的组合计算出的结果的图表。

[0020] 图 10 是表示用于说明本发明的第一实施方式所涉及的、窄频带光观察模式下内窥镜图像中的血管的显示例的内窥镜图像的例子图。

[0021] 图 11 是用于说明本发明的第一实施方式所涉及的、在窄频带光观察模式下拍摄粘膜表面被血液覆盖而出血的状态所得到的图像的例子图。

[0022] 图 12 是用于说明本发明的第一实施方式所涉及的、粘膜表面被血液覆盖而出血的状态的图。

[0023] 图 13 是用于说明本发明的第一实施方式所涉及的、在窄频带光观察模式下拍摄粘膜表面的血液积存部所得到的图像的例子图。

[0024] 图 14 是用于说明本发明的第一实施方式所涉及的图像处理部 101 的结构框图。

[0025] 图 15 是用于说明本发明的第一实施方式所涉及的使用三个图像信号的内窥镜图像的显示例的图。

[0026] 图 16 是表示本发明的第二实施方式所涉及的内窥镜装置 1A 的结构图。

[0027] 图 17 是用于说明本发明的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。

[0028] 图 18 是表示用于说明本发明的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。

[0029] 图 19 是表示用于说明本发明的第二实施方式所涉及的、从三个窄频带光 Bn 、 Gn 、 Rn 的图像信号估计三个窄频带光的光谱估计图像信号 $e1$ 、 $e21$ 、 $e31$ 的情况的光谱特性的图。

[0030] 图 20 是用于说明本发明的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 是表示本发明的第三实施方式所涉及的旋转滤波器 14A 的结构图。

[0032] 图 22 是用于说明本发明的第三实施方式所涉及的特殊光观察模式下的整体处理的流程的图。

[0033] 图 23 是用于说明本发明的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 是表示用于说明本发明的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 估计至少一个窄频带光的光谱估计图像信号 e1 的情况的光谱特性的图。

[0035] 图 25 是表示用于说明变形例 6 的静脉血的光吸收特性的图。

[0036] 图 26 是用于说明变形例 9 的放大观察时的图像显示的转变例的图。

[0037] 图 27 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所得到的图像的示意图。

[0038] 图 28 是对图 27 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

[0039] 下面，参照附图说明本发明的实施方式。

[0040] （第一实施方式）

[0041] （内窥镜装置的结构）

[0042] 下面，参照附图说明本发明的实施方式。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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。

[0046] 作为照明单元的光源装置 4 构成为具备：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。

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 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 前后的波长 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。

[0051] 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一个(在此为三个)波长频带变窄。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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,三个照明光中的一个用于清楚显示距粘膜的表层部 1mm ~ 2mm 的深部的血管的窄频带光,剩余的两个用于显示更深部的血管的窄频带光以及用于显示表层部附近的范围的毛细血管的窄频带光。因此,光源装置 4 是在窄频带光观察模式时经由限制为第一波长频带(后述)的频带限制单元或者频带限制部来照射至少一个以上的照明光的照明单元或者照明部。

[0056] 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。

[0057] CCD 驱动电路 20 驱动设置于电子内窥镜 3 的 CCD2,使 CCD2 输出与旋转滤波器 14

的旋转同步的面顺序的摄像信号。另外,放大器 22 对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。

[0058] 此外,也可以在作为摄像元件的 CCD2 的前面和光导件 15 的前面以交叉尼科耳状态分别配置偏光板。通过交叉尼科耳状态的两个偏光端,CCD2 能够不接收粘膜表面的反射光而主要拍摄来自粘膜深部的光。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] 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。

[0067] 另外,在电子内窥镜 2 中设置有用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。

[0068] 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。如在后文中所述,观察监视器 5 是根据距粘膜的表层部 1mm 至 2mm

左右的粘膜深部的、直径为 1mm 至 2mm 左右的较粗血管的图像信号来进行图像显示的显示单元或者显示部。

[0069] (窄频带光观察的整体处理的流程)

[0070] 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。

[0071] 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。

[0072] 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。

[0073] 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。

[0074] 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 的窄频带光连续且依次地从光源装置 4 射出,照射到被摄体。

[0075] 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颜色变换处理部 101b。

[0076] 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。

[0077] 在图 1 的图像处理部 101 的颜色变换处理部 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。

[0078] 在此,说明静脉光的光吸收特性。图 4 是表示静脉光的光吸收特性的图。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,对于生物体组织本身的散射特性,相对于波长的增加而大致单调减少,因此,作为生物体组织的吸收特性而说明图 4。

[0079] 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

的光吸收特性,在从 550nm 至 750nm 的范围内,吸收系数在波长大致 576nm 的点示出极大值,在波长大致 730nm 的点示出极小值。

[0080] 在窄频带光观察模式下照射三个窄频带光,在 CCD2 中接收各返回光。

[0081] 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 ACmax(在此为波长 576nm 处的吸收系数)至极小值 ACmin(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。

[0082] 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 ACmax 至极小值 ACmin 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。

[0083] 即,光源装置 4 照射第一照明光 NL1,该第一照明光 NL1 在生物体组织的吸收特性方面从包含极大值 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。

[0084] 并且,在此,光源装置 4 还照射第二照明光 NL2,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。

[0085] 并且,光源装置 4 还照射波长接近 540nm 的窄频带光(以下称为第三窄频带光 NL3)。第三窄频带光 NL3 是从血红蛋白的吸收特性的极大值 ACmax 至极小值 ACmin 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的距离的照明光。

[0086] 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。

[0087] 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($\lambda 1$) 和第二窄频带光 NL2($\lambda 2$) 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 MFP1、MFP2。而且,第一窄频带光 NL1 的平均自由行程 MFP1 比第二窄频带光 NL2 的平均自由行程 MFP2 短。

[0088] 如图 5 所示,波长接近 600nm($\lambda 1$) 的第一窄频带光 NL1 到达血管 61 附近,波长接近 630nm($\lambda 2$) 的第二窄频带光 NL2 到达比血管 61 稍深的位置。由此,通过使用该第一窄频带光 NL1,能够显示处于生物体粘膜的表层下的 1mm ~ 2mm 的较深部的、直径为 1mm ~ 2mm 的较粗血管。

[0089] 并且,如在后文中所述,通过还使用波长接近 630nm($\lambda 2$) 的第二窄频带光 NL2,能够显示更深部的更粗血管。

[0090] 在此,说明通过使用该波长接近 600nm($\lambda 1$) 的第一窄频带光 NL1 能够以高对比度显示处于生物体粘膜的表层下的较深部的较粗血管的理论依据。

[0091] 图 6 是用于说明能够显示处于生物体粘膜的表层下的较深部的较粗血管的理论依据的图。在图 6 中,用 BV 表示较粗血管,用 CB 表示毛细血管。

[0092] 在此,设为将针对入射光的返回光转换为针对入射光的透过光的简化模型,对毛

细血管求出返回光的光量最大的波长。

[0093] 如图 6 所示, 在将毛细血管 CB 设为介质的情况下, 根据朗伯-比尔 (Beer-Lambert) 定律用以下式 (1) 示出输入到毛细血管 CB 的光的输出光强度 I_L 与输入光强度 I_0 的比率即透过率。

[0094] [式 1]

$$[0095] \quad \frac{I_L}{I_0} = \exp(-\mu L) \quad \cdots \text{式 (1)}$$

[0096] 在此, L [m] 为作为毛细血管 CB 的直径的传播距离 (米), 为 $L > 0$, μ [m^{-1}] 是每个单位米的吸收系数, 为 $\mu > 0$ 。

[0097] 同样地, 如图 6 所示, 用以下式 (2) 表示输入到直径 mL 的血管 BV 的光的输出光强度 I_{mL} 与输入光强度 I_0 的比率即透过率。

[0098] [式 2]

$$[0099] \quad \frac{I_{mL}}{I_0} = \exp(-\mu mL) \quad \cdots \text{式 (2)}$$

[0100] 在此, m 为 $m > 1$, mL [m] 为作为血管 BV 的直径的传播距离 (米)。

[0101] 用上述式 (1) 和 (2), 通过以下式 (3) 表示传播距离 L 的透过率与传播距离 mL 的透过率的差 $f(\mu)$ 。

[0102] [式 3]

$$[0103] \quad f(\mu) = \frac{I_L}{I_0} - \frac{I_{mL}}{I_0} = \exp(-\mu L) - \exp(-\mu mL) \quad \cdots \text{式 (3)}$$

[0104] 在此, 透过率的差 $f(\mu)$ 始终取正的值。

[0105] 当以 μ 对该式 (3) 的两边进行微分时, 整理成以下式 (4)。

[0106] [式 4]

$$[0107] \quad \begin{aligned} \frac{df}{d\mu} &= -L \exp(-\mu L) + mL \exp(-\mu mL) \\ &= L \left\{ m \exp(-\mu mL) - \exp(-\mu L) \right\} \end{aligned} \quad \cdots \text{式 (4)}$$

[0108] 在此, 式 (4) 的右边成为 0 是满足以下式 (5) 的条件, 根据式 (5), 经由式 (6) 用式 (7) 表示该条件。

[0109] [式 5]

$$[0110] \quad \exp(-\mu L) = m \exp(-\mu mL) \quad \cdots \text{式 (5)}$$

[0111] [式 6]

$$[0112] \quad -\mu L = \ln(m) - \mu mL \quad \cdots \text{式 (6)}$$

[0113] [式 7]

$$[0114] \quad \mu = \frac{\ln(m)}{(m-1)L} \quad \dots \text{式 (7)}$$

[0115] 在采用式 (7) 示出的 μ 的值的的情况下, f 取最大值、即血管 BV 的对比度成为最大值。

[0116] 在此, 当将式 (7) 代入到式 (3) 时, f 的最大值 f_{\max} 成为用以下式 (8) 表示的值。

[0117] [式 8]

$$[0118] \quad f_{\max} = \exp\left\{-\frac{\ln(m)}{m-1}\right\} - \exp\left\{-\frac{m \ln(m)}{m-1}\right\} \quad \dots \text{式 (8)}$$

[0119] 图 7 是表示 f 的函数的曲线图。如图 7 所示, 为了使光路差不同的两个透过光的透过率最大化, 需要选择式 (7) 的吸收系数 μ 。

[0120] 当将 $\mu_a [m^{-1}M^{-1}]$ 设为每一个摩尔的吸收系数、将 $c [M]$ 设为吸收物质的浓度 (摩尔) (摩尔吸收系数) 时, 用以下式 (9) 表示式 (1)。

[0121] [式 9]

$$[0122] \quad \mu = c \mu_a \quad \dots \text{式 (9)}$$

[0123] 根据式 (7) 和式 (9), 用以下式 (10) 表示每一个摩尔的吸收系数 $\mu_a [m^{-1}M^{-1}]$, 在该情况下, f 取最大值 f_{\max} 。

[0124] [式 10]

$$[0125] \quad \mu_a = \frac{\ln(m)}{(m-1)cL} \quad \dots \text{式 (10)}$$

[0126] 例如, 在假设 L 为 0.1mm (即直径为 0.1mm) 的毛细血管 CB 和 m 为 10 (即直径为 1mm) 的粗血管 BV 这两种血管的情况下, 根据血红蛋白浓度的基准值将 c 估计为大致 $2.0 \times 10^{-3} [M]$ 。此外, 在此, 将男性的血红蛋白浓度基准值设为 $12.4\text{g/dl} \sim 17.0\text{g/dl}$, 将血红蛋白的质量摩尔浓度设为 $6.6 \times 10^4\text{g/mol}$ 。

[0127] 当将该值代入到式 (10) 时, 吸收系数 $\mu_a [m^{-1}M^{-1}]$ 成为以下式 (11) 示出的系数。

[0128] [式 11]

$$[0129] \quad \mu_a \approx \frac{\ln(10)}{(10-1) \times 2 \times 10^{-3} \times 10^{-4}} = 1.3 \times 10^6 [m^{-1}M^{-1}]$$

$$[0130] \quad = 1.3 \times 10^4 [cm^{-1}M^{-1}] \quad \dots \text{式 (11)}$$

[0131] 在图 4 中, 纵轴的值成为式 (11) 的值的波长大致为 600nm 。即, 通过使用波长 $600\text{nm} (\lambda 1)$ 的第一窄频带光 NL1, 能够以最高的对比度显示处于生物体粘膜的表层下的较深部的较粗血管。

[0132] 如上所述, 第一窄频带光 NL1 的波长频带是被检体的生物体粘膜下的毛细血管与具有比毛细血管粗的直径的血管的光的透过率的差成为规定值以上的波长频带。图 8 是表

示氧合血红蛋白 (HbO_2) 与还原血红蛋白 (Hb) 的光吸收特性的图。在图 8 中,实线的曲线图表示氧合血红蛋白 (HbO_2) 的吸收特性,一点划线的曲线图表示还原血红蛋白 (Hb) 的吸收特性。根据图 8 可知,满足上述式 (11) 的波长在氧合血红蛋白 (HbO_2) 的情况下为以点 PP1 示出的大约 590nm,在还原血红蛋白 (Hb) 的情况下为以点 PP2 示出的大约 602nm。此外,需要注意的是在没有光的散射的情况下光路长度与血管的粗细一致,但是在无法忽视光的散射的情况下光路长度与血管的粗细不一致。

[0133] 深部的血管 BV 与表层的毛细血管 CB 的直径存在偏差。因此,针对变更深部的血管 BV 与表层的毛细血管 CB 的各自的直径的情况,进行上述相同的计算。

[0134] 图 9 是表示针对毛细血管 CB 的直径为 0.01mm 和 0.1mm 的情况与粗血管 BV 的直径为 1mm 和 2mm 的情况的组合计算出的结果的图表。根据图 9 可知,对于满足式 (11) 的波长,作为平均值,在氧合血红蛋白 (HbO_2) 的情况下大约为 590nm,在还原血红蛋白 (Hb) 的情况下大约为 603nm。

[0135] 另外,图 9 中的最小波长为 586nm,最大波长为 614nm。因此,根据图 9 可知,能够以高对比度显示较粗血管的光的范围为从作为最小波长的 585nm 至作为最大波长的 615nm。即,通过使用在图 8 中处于用虚线示出的范围的波长 600nm 前后 15nm 之间的窄频带光,能够以高对比度显示较粗血管。

[0136] 图 27 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 通道而得到的图像。图像中的血管 V1 和血管 V2 是图像中的从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。

[0137] 图 28 是对图 27 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 28 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 25 ~ 50 附近,血管 V2 的像素的位置存在于 75 ~ 110 附近。对于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 28 可知是大约 590nm ~ 620nm。

[0138] 因而,在检测相对于较浅部分而存在于深部的血管时,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 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。

[0139] 如上所述,包含光源装置 4 的照明单元或者照明部照射在生物体组织的吸收特性方面从包含极大值 AC_{\max} 的波长频带至极小值 AC_{\min} 处的波长频带之间具有光谱特性的峰波长的、作为照明光的窄频带光 NL1,来以良好的对比度显示相对于生物体粘膜表层而处于较深部的粗血管。

[0140] 此外,在此,生成波长接近 600nm 的窄频带光的图像信号,但是,如上所述,由于血管的直径存在偏差等,进一步深度也各种各样,因此通过如图 4 所示那样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规定的波长宽度,将光谱特性的峰波长生成波长频带的图像信号,由此能够显示粘膜深部的血管。

[0141] 并且,光源装置 4 还照射窄频带光 NL2 以及第三窄频带光 NL3,该窄频带光 NL2 是第一窄频带光 NL1 的返回光的吸收特性中的值低且具有生物体组织的散射特性得到抑制的光谱特性的峰波长并且波长频带与第一窄频带光 NL1 的波长频带不同的照明光,该第三窄频带光 NL3 是从被检体的表层部仅能够透过规定的距离的窄频带光。

[0142] 窄频带光 NL2 是用于得到比以窄频带光 NL1 显示的血管更深部的血管的图像的窄频带光,窄频带光 NL3 是用于得到表层部的毛细血管的图像的窄频带光。

[0143] 接着,说明图像处理部 101 中的处理。图 10 是表示用于说明窄频带光观察模式下的内窥镜图像中的血管的显示例的内窥镜图像的例子图。

[0144] 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。

[0145] 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,如图 10 所示,血管 61 显示在内窥镜图像 EI 上。

[0146] 因而,图像处理部 101 构成图像输出单元或者图像输出部,该图像输出单元或者图像输出部在摄像单元或者摄像部进行拍摄之后,输出在生物体组织的吸收特性方面从包含极大值 ACmax 的波长频带至极小值 ACmin 处的波长频带之间具有光谱特性的峰波长的规定波长频带的图像信号 P1(λ 1)。

[0147] 另外,根据申请人进行的试验,当使用上述那样的窄频带光 NL1 来生成图像时,不仅显示粘膜深部的较粗血管,在由于来自粘膜的出血而粘膜表面被血液覆盖的状态下,还能够显示出血流的状态。

[0148] 以往,在白色光观察中,当粘膜表面被血液覆盖时,看不见引起出血的部位、即出血点,因此手术师无法迅速地进行止住该出血的处置。与此相对,根据本实施方式,容易找出血液下的粘膜表面的出血点,因此手术师能够迅速地进行止血处置。

[0149] 图 11 是用于说明在窄频带光观察模式下拍摄粘膜表面被血液覆盖而出血的状态所得到的图像的例子图。图 12 是用于说明粘膜表面被血液覆盖而出血的状态的图。

[0150] 如图 11 所示,有时从粘膜 71 的粘膜表面 71a 上的出血点 72 出血而粘膜表面 71a 被出血的血液 73(用虚线表示)覆盖。当在上述窄频带光观察模式下观察血液 73 时,如图 11 所示,波长接近 600nm 的窄频带光透过血液 73 而显示从粘膜表面 71a 上的出血点 72 流出的血液。这是由于,从出血点 72 喷出的血液的密度(即浓度)在出血点 72 附近高。因此,能够视觉识别从出血点 72 流出的血液流 BF,因此能够确定血液 73 下的出血点 72,手术师能够迅速地对出血点 72 进行止血处置,进而缩短手术时间。

[0151] 另外,当使用上述那样的窄频带光 NL1 来生成图像时,即使在体内积存血液,也能够显示粘膜下的血管。图 13 是用于说明在窄频带光观察模式下拍摄粘膜表面的血液积存部所得到的图像的例子图。体内的血液的积存部是由于处置出血与水混合而出现的。这种血液积存部在白色光观察中仅以血液的红色被观察到。

[0152] 如图 13 所示,当在上述窄频带光观察模式下观察血液积存部 74 时,波长接近 600nm 的窄频带光透过血液积存部的包含水的血液 73 而显示粘膜表面 71a 下的血管 61。

[0153] 因此,当在手术中设为窄频带光观察模式时,在观察监视器中能够观察到血液积存部下的粘膜表面下的血管 61。

[0154] 接着,说明图像处理部 101 的处理。图像处理部 101 具有颜色变换处理部 101b,执

行颜色变换处理。

[0155] (图像处理部的颜色变换处理)

[0156] 接着,说明颜色变换处理部 101b 中的处理。颜色变换处理部 101b 被输入第一图像信号 $P1(\lambda 1)$ 、第二图像信号 $P2(\lambda 2)$ 以及第三图像信号 $P3(\lambda 3)$ 。

[0157] 图 14 是用于说明图像处理部 101 的结构框图。来自摄像元件的三个图像信号被输入到颜色变换处理部 101b。颜色变换处理部 101b 对第一图像信号 $P1(\lambda 1)$ 、第二图像信号 $P2(\lambda 2)$ 以及第三图像信号 $P3(\lambda 3)$ 实施基于通道分配的颜色变换处理后输出到观察监视器 5。

[0158] 为了通过波长接近 600nm 的窄频带光 NL1 以高对比度显示深部的血管 61,颜色变换处理部 101b 将第一图像信号 $P1(\lambda 1)$ 分配到 BGR 的三个通道使得以单色图像输出到观察监视器 5。此外,在存在单色图像显示电路的情况下,也可以将第一图像信号 $P1(\lambda 1)$ 输入到单色图像显示电路,以单色图像而输出到观察监视器 5。

[0159] 其结果,在窄频带光观察模式下,在内窥镜图像 EI 上以单色、高对比度显示图 6 示出的血管 61。另外,图 11 的血液流 BF、图 13 的血液积存下的血管也以单色且高对比度进行显示。

[0160] 因而,图像处理部 101 构成图像输出单元或者图像输出部,该图像输出单元或者图像输出部根据通过作为摄像单元或者摄像部的 CCD2 拍摄返回光得到的图像信号来输出第一图像信号 $P1(\lambda 1)$ 。

[0161] 此外,在颜色变换处理部 101b 中,也可以除了第一图像信号 $P1(\lambda 1)$ 以外还使用第二图像信号 $P2(\lambda 2)$ 和第三图像信号 $P3(\lambda 3)$ 中的至少一个来进行颜色变换处理。以下,说明颜色变换处理部 101b 的颜色变换处理的变形例 1~3。

[0162] 首先,说明变形例 1。

[0163] 在变形例 1 的颜色变换处理部 101b 中,进行将第一图像信号 $P1(\lambda 1)$ 、第二图像信号 $P2(\lambda 2)$ 以及第三图像信号 $P3(\lambda 3)$ 分别分配到 G、R、B 通道的处理。

[0164] 在此,例如在颜色变换处理部 101b 中进行以下式 (12) 的处理,将第一图像信号 $P1(\lambda 1)$ 的亮度值 $ImA(\lambda 1)$ 、第二图像信号 $P2(\lambda 2)$ 的亮度值 $Im(\lambda 2)$ 以及第三图像信号 $P3(\lambda 3)$ 的亮度值 $Im(\lambda 3)$ 分别分配到 G、R、B 通道。

[0165] [式 12]

$$[0166] \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Im(\lambda 3) \\ ImA(\lambda 1) \\ Im(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \dots \text{式 (12)}$$

[0167] 根据式 (12),深部的较粗的血管 61 以微红色显示,因此手术师容易判明。

[0168] 图 15 是用于说明使用了三个图像信号的内窥镜图像的显示例的图。用实线表示的深部的血管 61 以微红色显示,并且,比血管 61 更深的血管 61A(用一点划线表示)以蓝色~黑色显示,用虚线表示的毛细血管 61B 以大致黄色显示。特别是,生物体组织的粘膜以及粘膜表面上的血也以大致黄色显示。

[0169] 此外,在此,第三窄频带光 NL3 为波长接近 540nm 的光,但是为了得到表层信息,也可以是波长更短的蓝色的光、例如波长接近 460nm 的光、波长接近 415nm 的光。

[0170] 通过将吸收度高的波长接近 600nm 的窄频带光 NL1 分配到 G 通道、将吸收度低于窄频带光 NL1 的波长接近 630nm 的窄频带光 NL2 分配到 R 通道,由此能够将深部的血管 61 和 61A 分别以与生物体组织的表层颜色不同的颜色(微红色)进行显示。

[0171] 另外,由于深部的血管 61 以及更深部的血管 61A 以不同的颜色显示,因此即使在生物体组织的粘膜表面上存在由出血引起的血液,手术师也容易视觉识别。

[0172] 此外,在使用三个图像信号的情况下,对于在图 11 和图 12 中说明的出血点 72,黄色与橙色交替地发生变化。这是由于,出血点 72 处的血液的密度(即浓度)或者血液层的厚度在出血时动态地发生变化。另外,在远离出血点 72 的位置,血液的密度或者血液层的厚度不会动态地发生变化,因此血液的色调保持黄色或者橙色不变。

[0173] 这样,在使用三个图像信号的情况下,在出血点 72 附近,图像中的色调发生变化,因此手术师通过色调变化而容易识别出血点 72。另外,手术师通过黄色与橙色的变化还能够识别血液 73 的层厚度。

[0174] 在使用三个图像信号的情况下,不仅是在图 13 中说明的出血下的血管,还产生血液中的异物的视觉识别性得到改善这种效果。这是由于,在对 R 通道的频带信号附加最大权重来调光的情况下,波长接近 600nm 和波长接近 630nm 的两个窄频带光的光的吸收特性弱而容易透过血液,因此比通常光观察模式时的白色光观察时的图像更容易观察到血液中的异物。波长接近 600nm 和波长接近 630nm 的两个窄频带光的光不仅透过血液,还容易透过胆汁尿液等,因此还容易观察到这些液体中的异物或者血液下的异物。

[0175] 此外,也可以将第一图像信号 P1($\lambda 1$)、第二图像信号 P2($\lambda 2$) 以及第三图像信号 P3($\lambda 3$) 分别分配到 G、B、R 的通道。在该情况下,通过进行将式 (12) 的矩阵的各值乘以系数等各图像信号的强度调整等,能够将与通过上述式 (12) 的颜色变换处理得到的图像相同的显示图像显示在观察监视器 5。

[0176] 此外,在颜色变换处理 101b 中,也可以代替上述式 (12) 而使用以下式 (13)。

[0177] [式 13]

$$[0178] \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{Im}(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \dots \text{式 (13)}$$

[0179] 根据式 (13),深部的血管 61 以微蓝色或者蓝绿色显示并且表层的毛细血管也以微红色显示,因此手术师容易判明。

[0180] 此外,在颜色变换处理 101b 中,也可以代替上述式 (12) 而使用以下式 (14)。

[0181] [式 14]

$$[0182] \quad \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0.5 & 0.5 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{ImA}(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \dots \text{式 (14)}$$

[0183] 此外,在颜色变换处理 101b 中,也可以代替上述式 (12) 而使用以下式 (15)。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。

[0184] [式 15]

$$[0185] \quad \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & 0 & 0 \\ \beta & 0 & 0 \\ 0 & \gamma & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{ImA}(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \dots \text{式 (15)}$$

[0186] 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,也可以代替上述式 (12) 而将波长接近 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 的窄频带光分配至 R 通道。

[0187] 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。

[0188] 在此,说明颜色平衡调整。

[0189] 例如式 (12) 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,也可以在进行了颜色变换处理之后进行颜色平衡处理。

[0190] 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。

[0191] 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。

[0192] 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。

[0193] 接着,说明变形例 2。在此,只要没有特别提及,则没有进行用于颜色平衡调整的增益调整、即将各个增益设为 1。

[0194] 在变形例 2 中,对三个图像信号中的两个图像信号进行通道分配。

[0195] 作为一个例子,在变形例 2 的颜色变换处理部 101b 中,也可以进行将第一图像信号 $P1(\lambda 1)$ 分配至 G、B 通道、将第二图像信号 $P2(\lambda 2)$ 分配至 R 通道的处理。

[0196] 在这种分配的情况下,在内窥镜图像 EI 中,出血、深部的血管以微红色显示,粘膜以微白色显示,表层的毛细血管大致不显示。

[0197] 作为变形例 3,在颜色变换处理部 101b 中,也可以进行将第一图像信号 $P1(\lambda 1)$ 分配至 R 通道、将第三图像信号 $P3(\lambda 3)$ 分配至 G、B 通道的处理。

[0198] 在这种分配的情况下,在内窥镜图像 EI 中,出血、粘膜以微红色显示,深部的血管以绿色系的颜色显示。

[0199] 另外,在该情况下,也可以进行各通道的增益调整。例如,当将分配第三图像信号 $P3(\lambda 3)$ 的 G、B 通道的增益设为分配第一图像信号 $P1(\lambda 1)$ 的 R 通道的增益的 1.3 倍至 1.5 倍左右时,出血、粘膜以红色显示,深部的血管以蓝色系至绿色系的颜色显示。

[0200] 例如,当将分配第三图像信号 $P3(\lambda 3)$ 的 G、B 通道的增益和分配第一图像信号 $P1(\lambda 1)$ 的 R 通道的增益设定为以 B、R、G 的顺序提高时,出血、粘膜以茶色显示,深部的血管以蓝色系至绿色系的颜色显示。

[0201] 并且,例如,当将分配第三图像信号 $P3(\lambda 3)$ 的 G、B 通道的增益和分配第一图像信号 $P1(\lambda 1)$ 的 R 通道的增益设定为以 B、G、R 的顺序提高时,出血、粘膜以红色显示,深部的血管以绿色系的颜色显示。

[0202] 如上所述,根据上述实施方式,能够实现以下内窥镜装置 1:从来自摄像元件 2 的三个图像信号中,使用第一图像信号 $P1$ 清楚地显示粘膜深部的较粗血管。

[0203] 即,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窄频带光照射到生物体粘膜,通过得到的其返回光的图像,对处于生物体粘膜的较深部的较粗血管进行强调,显示在观察监视器 5 的画面上。因此,手术师能够还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。

[0204] 另外,在颜色变换处理部 101b 中,如果使用第一至第三图像信号 $P1$ 、 $P2$ 、 $P3$ 中的两个或者三个图像信号对第一图像信号 $P1$ 、第二图像信号 $P2$ 以及第三图像信号 $P3$ 进行通道分配而输出到观察监视器 5,则还能够显示较深的血管、粘膜表层的毛细血管等。

[0205] 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。

[0206] 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。并且,由于使用了波长接近 630nm 的第二窄频带光 $NL2$,因此更深部的血管的状态也一起显示在观察监视器 5 的画面上。

[0207] 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。

[0208] 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。

[0209] 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。

[0210] 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。

[0211] 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)。

[0212] 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使第一窄频带光 NL1 透过的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,也能够得到与上述效果同等的效果。

[0213] 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。

[0214] 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且能够清楚地显示粘膜深部的血管的内窥镜装置。

[0215] (第二实施方式)

[0216] 在第一实施方式中,将包含第一窄频带光 NL1 的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颜色变换处理,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那样的颜色变换处理。即,在上述第一实施方式中,第一窄频带光 NL1 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颜色变换处理,但是在本实施方式中,通过光谱估计处理得到与第一窄频带光 NL1 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颜色变换处理。

[0217] 图 16 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 16 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。此外,在图 16 中,也可以在 CCD2 的前面和光导件 15 的前面以交叉尼科耳状态分别配置偏光板。

[0218] 如图 16 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。

[0219] 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。

[0220] 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时,输出波长接近 600nm 的光谱估计图像信号。在此,图像处理部 101A 的光谱估计部在窄频带光观察模式时输出三个图像信号,具体地说是波长接近 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。

[0221] 图 17 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。在图 17 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 除了包含颜色变换处理部 101b 以外,还包含光谱估计部 101c。即,图像处理部 101A 构成图像输出单元或者图像输出部,该图像输出单元或者图像输出部对返回光的摄像信号进行光谱估计处理,由此生成输出第一图像信号。在此,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 而输出到颜色变换处理部 101b。

[0222] 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。

[0223] 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。

[0224] 图 18 是表示用于说明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。通过摄像元件 2A 的滤色器得到图 18 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。

[0225] 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 估计至少一个窄频带光的光谱估计图像信号 e1。在此,通过光谱估计处理从具有图 18 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 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 提供给颜色变换处理部 101b。

[0226] 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 的图像信号得到至少一个光谱估计图像信号 e1(在此,三个光谱图像信号 e1、e2、e3)。

[0227] 另外,也可以不是从图 18 示出的宽频带光而是从图 19 示出的窄频带光的图像信号,通过光谱估计处理得到光谱估计图像信号 e1(在此,三个光谱估计图像信号 e1、e2、e3)。

[0228] 图 19 是表示用于说明从三个窄频带光 Bn、Gn、Rn 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 的情况的光谱特性的图。如图 19 所示,在光谱估计部 101c 中,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、即波长接近 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。

[0229] 此外,也可以通过光谱估计从至少一个窄频带光和至少一个宽频带光得到至少一个光谱估计图像信号 e1。即,也可以图 18 的三个宽频带光中的至少一个为窄频带光或者图 19 的三个窄频带光中的至少一个为宽频带光。

[0230] 另外,关于三个窄频带光 Bn、Gn、Rn,可以通过具有图 18 或者图 19 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 示出的旋转滤色器而生成的三个照明光(即三个窄频带光 Bn、Gn、Rn 的照明光)的返回光照射到单色的摄像元件来得到。

[0231] 此外,关于三个(或者两个)宽频带光的图像信号,也可以不是使用彩色摄像元件的滤色器来得到,而是将在光源装置中具有能够得到图 18 或者图 19 示出的光谱特性的图像信号的灵敏度特性的旋转滤色器的第一群滤色器配置在光路上而生成的三个(或者两个)照明光的返回光照射到单色的摄像元件而得到。

[0232] 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。

[0233] 图 20 是用于说明本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。

[0234] 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。

[0235] 颜色变换处理部 101b 对第一光谱估计图像信号 e1、第二光谱估计图像信号 e2 以及第三光谱估计图像信号 e3 实施基于通道分配的颜色变换处理后输出到观察监视器 5。

[0236] 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 系为例进行了说明,但是滤色器也可以是补色系的滤色器。

[0237] 即使在本实施方式的内窥镜中,也通过进行上述颜色变换处理而处于生物体粘膜的较深部的较粗血管清楚地显示在观察监视器 5 的画面上。因此,手术师能够也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。

[0238] 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的表层的部分的血管,因此手术师将观察监视器 5 的画面上的内窥镜图像不仅利用于处置,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,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。

[0239] 另外,图 18 或者图 19 示出的第二光谱估计图像 e2 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)长的波长频带的光。也就是说,第二光谱估计图像 e2 的波长即使使用与第一光谱估计图像信号 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,在将第二光谱估计图像 e2 的波长设定为 740nm ~ 1300nm 中的任一波长的情况下,第一光谱估计图像 e1 的波长设定为 576nm 以上并且至少 630nm 以下的任一波长)。

[0240] 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后显示在观察监视器 5 中。

[0241] 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。

[0242] (第三实施方式)

[0243] 在第一实施方式中,将包含第一窄频带光 NL1 的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颜色变换处理,在第二实施方式中,不实际对生物体组织照射包含第一窄频带光 NL1 的三个窄频带光,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颜色变换处理,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颜色变换处理。

[0244] 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 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。

[0245] 图 22 是用于说明本实施方式所涉及的特殊光观察模式下的整体处理流程的图。在图 22 中,对与图 17 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 包含颜色变换处理部 101b 和光谱估计部 101c,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,对 RGB 中的一个图像信号和光谱估计图像信号进行颜色变换处理。

[0246] 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 而输出到颜色变换处理部 101b。

[0247] 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。

[0248] 如图 23 所示,三个图像、即第一至第三图像信号 B、G、R 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。

[0249] 颜色变换处理部 101b 对光谱估计图像信号 e1、光谱估计图像信号 e3 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。

[0250] 此外,颜色变换处理部 101b 中的处理与第一实施方式相同。

[0251] 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 估计至少一个窄频带光的光谱估计图像信号 e1 的情况的光谱特性的图。此外，在此，从三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。

[0252] 而且，如图 23 所示，光谱估计部 101c 根据来自被检体的返回光中的至少两个摄像信号（在此，三个摄像信号 B、G、R），通过信号处理并基于光谱估计而生成光谱图像信号 e1、e3 并输出该光谱图像信号 e1、e3。

[0253] 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 e1、e3 和实时的图像信号 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。

[0254] 因此，如果仅对通过光谱估计得到的光谱图像信号 e1 进行颜色变换处理以如上所述那样进行单色显示，则能够清楚地显示粘膜下的粗血管 61，并且如果还包含其它两个图像信号、即光谱图像信号 e3 与实时的图像信号 R 中的至少一个进行颜色变换处理而显示，则不仅是粘膜下的粗血管 61，还能够将表层的毛细血管、更深部的粗血管一起显示在观察监视器 5。

[0255] 此外，在上述例子中，通过光谱估计得到波长接近 540nm 的第三图像信号，但是也可以通过光谱估计得到波长接近 630nm 的第二图像信号，作为实时的图像而使用图像信号 B。

[0256] 并且，用于得到实时的图像信号的照明光也可以是在图 19 中说明的窄频带光。

[0257] 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那样的光源装置 4A 和摄像元件 2A 的滤色器得到三个宽频带光 B、G、R。

[0258] 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。

[0259] 此外，在本第三实施方式中，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。

[0260] 在本实施方式的内窥镜中也同样地，通过进行上述处理，处于生物体粘膜的较深部的较粗的血管清楚地显示在观察监视器 5 的画面上。因此，手术师能够也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。

[0261] 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的部分的血管，因此，手术师将观察监视器 5 的画面上的内窥镜图像不仅利用于处置，例如根据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。

[0262] 另外，第二窄频带光 NL2 或者第二光谱估计图像信号 e2 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）长的波长频带的光。也就是说，第二窄频带光 NL2 或者第二光谱估计图像信号 e2 的波长即使使用与第一窄频带光 NL1 或者第一光谱估计图像信号 e1 的峰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,在将第二窄频带光 NL2 或者第二光谱估计图像信号 e2 的波长设定为 740nm ~ 1300nm 中的任一波长的情况下,第一窄频带光 NL1 或者第一光谱估计图像信号 e1 的波长设定 576nm 以上且至少 630nm 以下的任一波长)。

[0263] 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且能够清楚地显示粘膜深部的血管的内窥镜装置。

[0264] (各实施方式的共通的变形例)

[0265] (变形例 1)

[0266] 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。

[0267] (变形例 2)

[0268] 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。

[0269] 因而,如果是从吸收特性的极大值至极小值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。

[0270] (变形例 3)

[0271] 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,期望是波长比波长接近 540nm 的光短的波长接近 415nm 的光、波长 460nm 的光。

[0272] (变形例 4)

[0273] 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。

[0274] (变形例 5)

[0275] 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。

[0276] (变形例 6)

[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)中,通过波长接近 600nm 的窄频带光的图像清楚地显示粘膜深部的较粗血管,但是也可以设为能够还使用更长波长的窄频带光的图像以清楚地显示更深部的血管。而且,在该情况下,以上述波长接近 600nm 与波长接近 630nm 的组合在观察监视器 5 中进行显示,但是也可以预先还准备其它组合,手术师能够从多个组合中选择期望的组合。

[0278] 作为显示图像的两个组合,内窥镜装置 1(或者 1A、1B)具有使用波长接近 600nm 的第一图像信号 NL1 和波长接近 630nm 的第二图像信号 NL2 的第一组合以及使用波长接近 650nm 的第一图像信号 NL12 和波长接近 680nm 的第二图像信号 NL22 的第二组合,手术师从两个组合中选择期望的组合。

[0279] 根据这种结构,手术师通过选择组合,能够改变血管的深度并且清楚地显示期望深度的血管,并且利用第二图像信号将更深部的血管也一起显示来进行观察。

[0280] 图 25 是表示用于说明本变形例 6 的静脉光的光吸收特性的图。在图 25 中,两个组合中的一个为波长接近 600nm 的窄频带光 NL1 与波长接近 630nm 的窄频带光 NL2 的第一组合,另一个为波长接近 650nm 的窄频带光 NL12 与波长接近 680nm 的窄频带光 NL22 的第二组合。选择哪一个组合是能够由用户进行选择的,例如,用户通过模式选择能够选择以哪一个组合进行显示。

[0281] 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。

[0282] 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,因此清楚地显示更深部的图像。因此,在手术师想要显示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清楚地显示期望深度的血管。

[0283] 为了得到相同的对比度,优选各组合的两个波长具有大致相同的波长差。

[0284] 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估计的光谱估计图像信号的数量来实现两个以上的组合。

[0285] 作为窄频带光的波长的组合,在要清楚地显示距粘膜表面较浅的血管的情况下,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。

[0286] 另外,作为窄频带光的波长的组合,在要清楚地显示距粘膜表面更深部的血管或者血液等下的粘膜下血管的情况下,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。

[0287] 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。

[0288] 如上所述,得到多个显示结果,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、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),由此能够清楚地显示期望的血管。

[0289] (变形例 7)

[0290] 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,第一图像信号 NL1 与第二图像信号 NL2 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。

[0291] 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。

[0292] 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,能够进一步清楚地显示期望区域的血管。

[0293] (变形例 8)

[0294] 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。

[0295] 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。

[0296] 例如,使用还能够进一步照射波长比波长 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来得到第四个图像。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。

[0297] 而且,通过具有 RGB 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。

[0298] 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。

[0299] 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。

[0300] 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。

[0301] 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。

[0302] 此外,对波长接近 600nm 的窄频带光的图像信号以高对比度进行显示。

[0303] 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。

[0304] 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。

[0305] 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了深部的血管信息的重叠图像而显示于观察监视器 5。

[0306] 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,还能够生成使表层的血管和深部的血管两方高对比度的图像而显示于观察监视器 5。

[0307] 此外,也可以通过光谱估计来生成第四个波长的图像信号。

[0308] 如上所述,根据本变形例 8,能够并列显示或者重叠显示通常图像和窄频带光图像。

[0309] (变形例 9)

[0310] 另外,也可以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)所涉及的内窥镜装置,并列显示通常光观察模式的通常光图像和窄频带光观察模式的窄频带光图像。

[0311] 例如在进行 ESD 等处置的情况下,从手术师确定病变部之后直到切开并剥离为止,能够使清楚地显示粘膜深部的粗血管的窄频带光观察模式的窄频带光图像显示于观察监视器 5。此外,也可以从手术师确定病变部之后直到切开并剥离为止,使窄频带光观察模式的窄频带光图像和通常光观察模式的通常光图像并列显示于观察监视器 5。

[0312] 手术师一边观察显示于观察监视器 5 的窄频带光图像(或者窄频带光图像和通常光图像的并列显示)一边进行止血处置。如上所述,这是由于存在以下情况:在出血时,有时在血液下存在出血点,最好一边观察窄频带光图像一边进行止血处置。

[0313] 在并列显示窄频带光图像和通常光图像时,手术师能够通过观察通常光图像来确认止血处置结束之后的止血状态。在仅显示窄频带光图像时,手术师能够将内窥镜装置变更为通常光观察模式而将通常光图像显示于观察监视器 5 来确认止血处置结束之后的止

血状态。

[0314] 另外,以往,进行基于白色光下的图像的通常光观察,以及还进行使用了波长接近 415nm 和接近 540nm 的窄频带光的以往的窄频带光观察,但是通过对这些观察模式添加上述各实施方式和各变形例(还包含各实施方式的变形例)所涉及的清楚地显示粘膜深部的血管的新的窄频带光观察模式,例如能够更有效地进行病变的深达度诊断。

[0315] 在内窥镜诊断中进行病变部的观察。有时一边使通常光图像或者以往的窄频带光图像(与波长接近 415nm 和波长接近 540nm 的窄频带光对应的图像)显示于观察监视器 5 一边根据需要放大显示病变部而进行病变的深达度诊断。

[0316] 在该情况下,以往,手术师放大以往的窄频带光图像(与波长接近 415nm 和波长接近 540nm 的窄频带光对应的图像)来进行病变的深达度诊断。

[0317] 但是,如果使用各实施方式和各变形例(还包含各实施方式的变形例)所涉及的内窥镜装置,与以往的窄频带光图像一起还使新的窄频带光图像显示于观察监视器 5,则手术师能够更高精度地进行病变的深达度诊断。

[0318] 图 26 是用于说明变形例 9 的放大观察时的图像显示的转变例的图。首先,手术师一边使通常光图像或者以往的窄频带光图像(与波长接近 415nm 和波长接近 540nm 的窄频带光对应的图像)EI1 显示于观察监视器 5 一边进行病变部的观察或者诊断。在诊断过程中,当指示放大显示时,在观察监视器 5 中,不仅能够显示放大的以往的窄频带光图像(与波长接近 415nm 和接近 540nm 的窄频带光对应的图像)EI2,根据手术师的指示,还能够显示包含以往的窄频带光图像(与波长接近 415nm 和波长接近 540nm 的窄频带光对应的图像)EI1 和新的窄频带光图像(例如与波长接近 600nm 的窄频带光对应的图像)的图像 EI3。

[0319] 该图像 EI3 可以是并列显示以往的窄频带光图像(与波长接近 415nm 和波长接近 540nm 的窄频带光对应的图像)和新的窄频带光图像(例如与波长接近 600nm 的窄频带光对应的图像)的图像,也可以是重叠显示以往的窄频带光图像(与波长接近 415nm 和波长接近 540nm 的窄频带光对应的图像)和新的窄频带光图像(例如与波长接近 600nm 的窄频带光对应的图像)的图像。

[0320] 图像 EI3 还包含距粘膜表面更深的血管图像,因此手术师能够更高精度地进行癌症等病变的深达度诊断。

[0321] 如上所述,根据上述各实施方式和各变形例(还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。

[0322] 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。

[0323] 本申请是以 2012 年 3 月 30 日在日本申请的特愿 2012-82288 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。

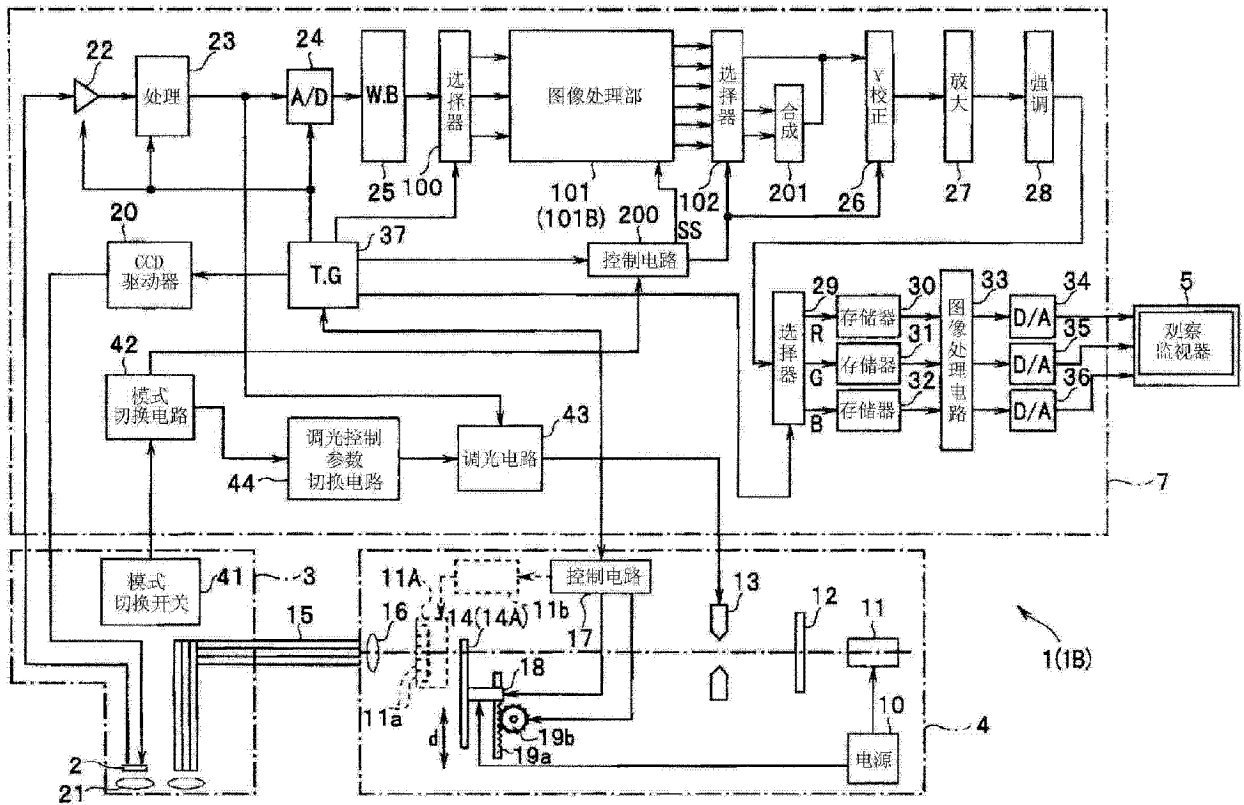


图 1

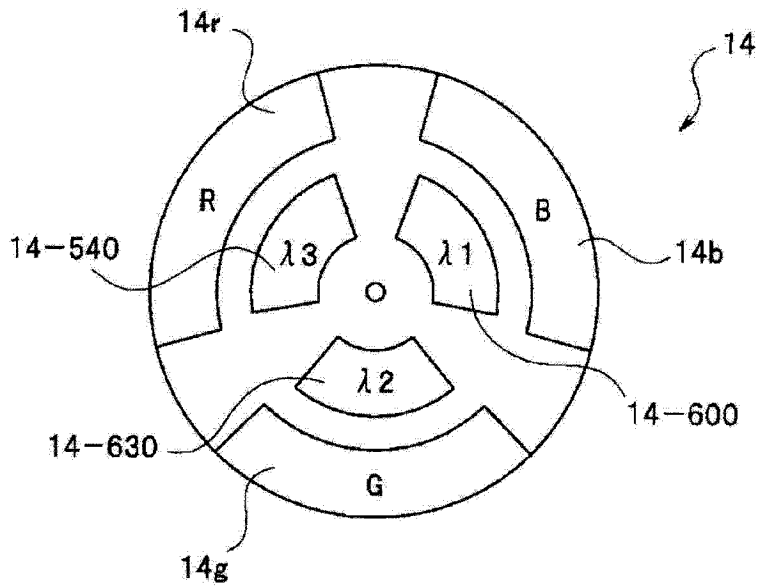


图 2

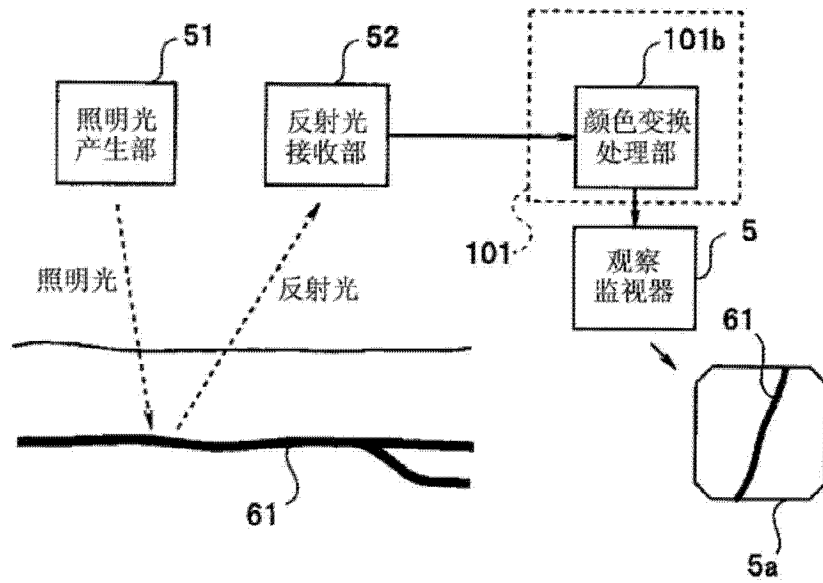


图 3

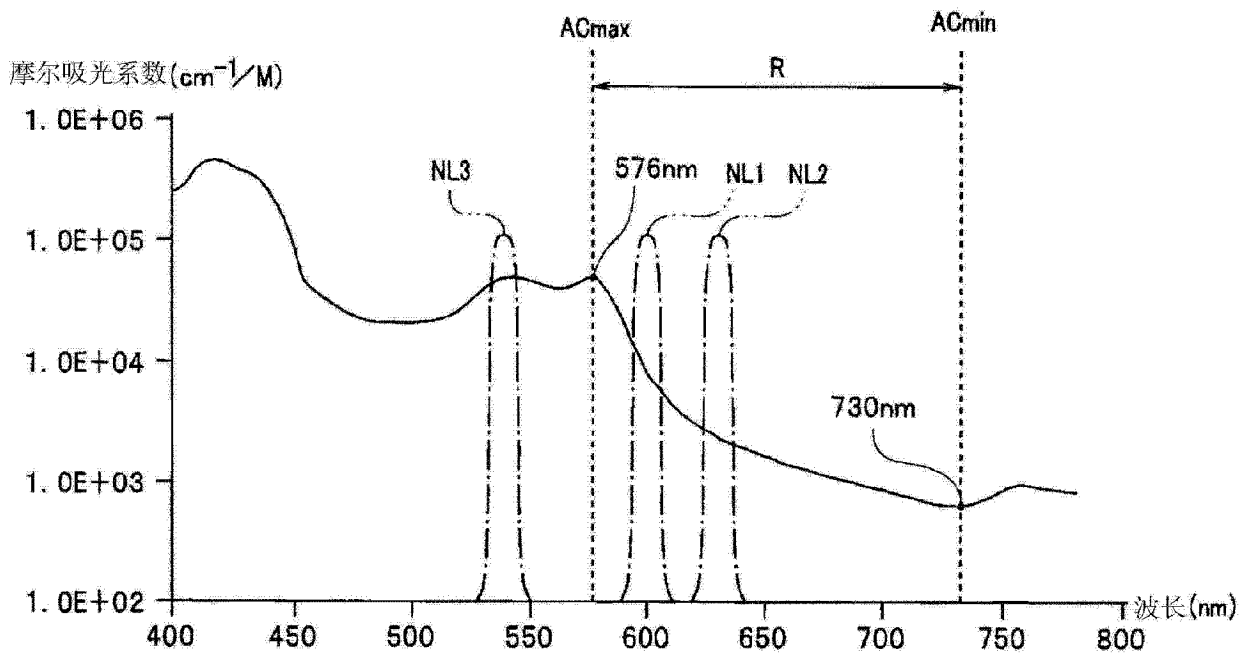


图 4

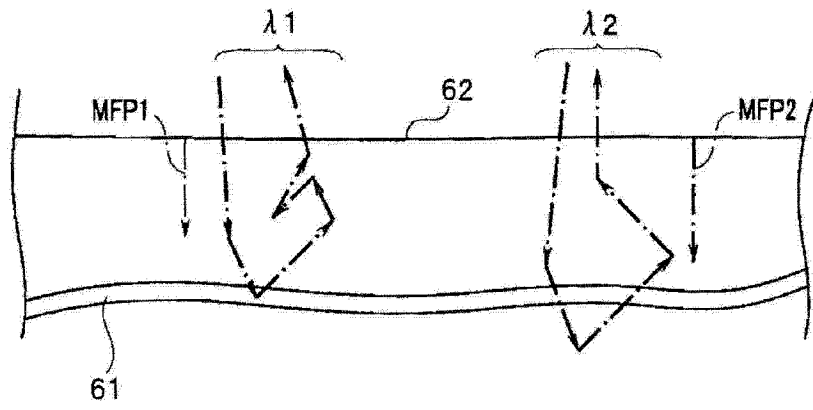


图 5

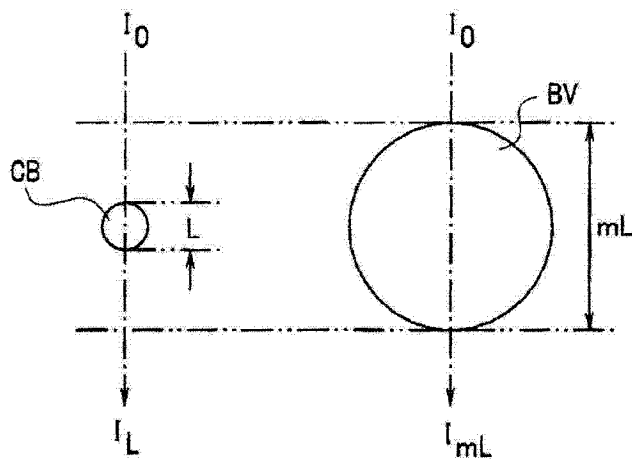


图 6

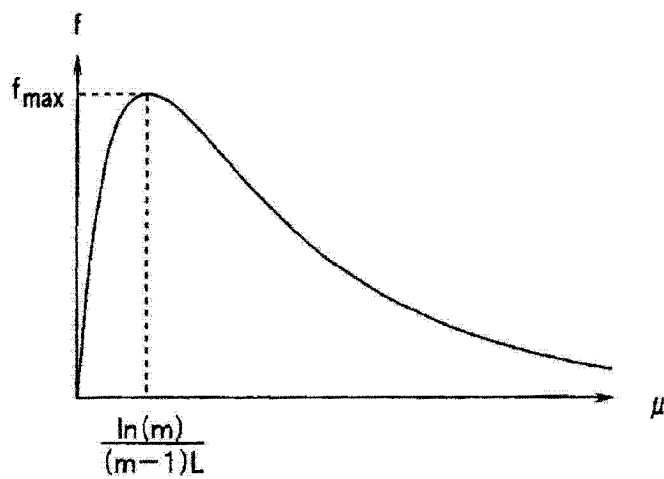


图 7

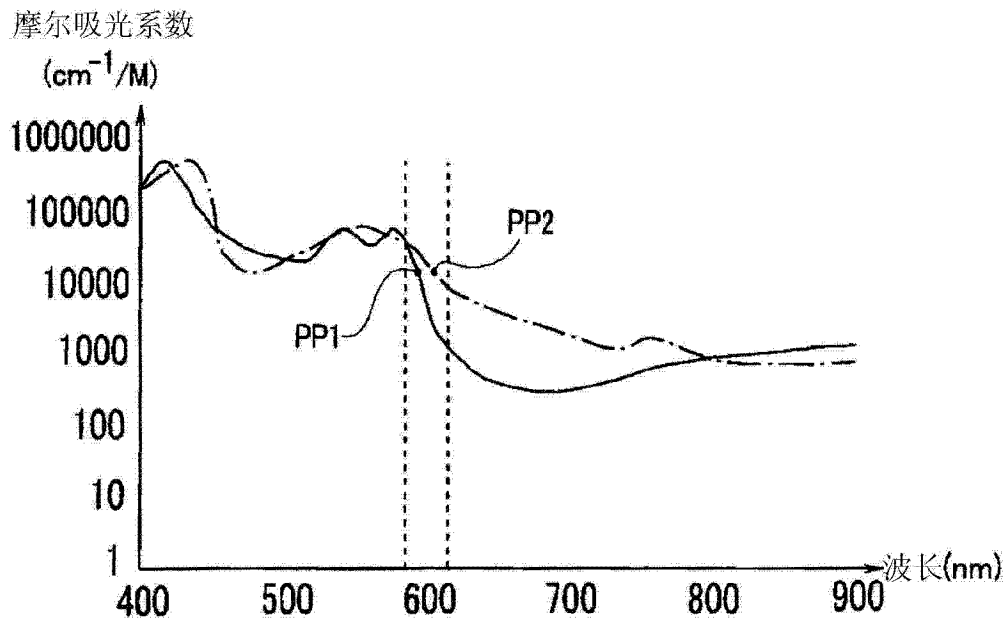


图 8

毛细血管 CB 的直径 (mm)	粗血管 BV 的直径 (mm)	倍率 (n)	式 (11) 的值 (m ⁻¹ /M)	cm ⁻¹ /M	HbO ₂ (nm)	Hb (nm)
0.01	1	100	2325844	2.3 × 10E+4	586	594
0.1	1	10	1279214	1.3 × 10E+4	590	602
0.01	2	200	1331236	1.3 × 10E+4	590	602
0.1	2	20	788351	0.8 × 10E+4	594	614

图 9

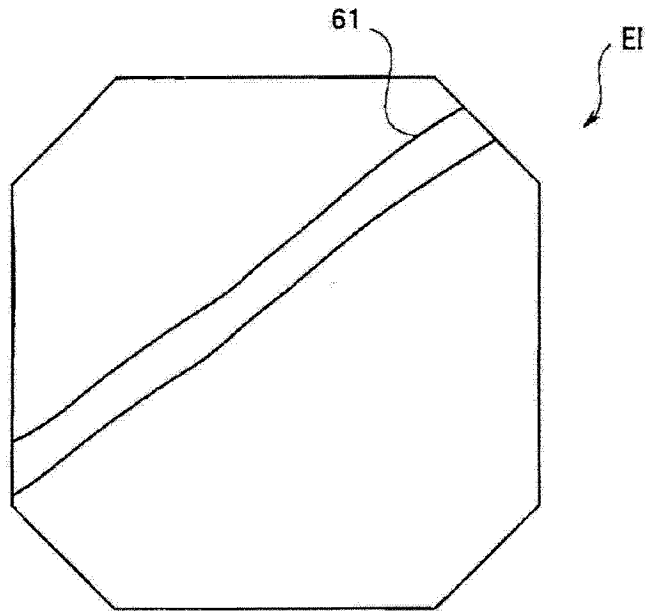


图 10

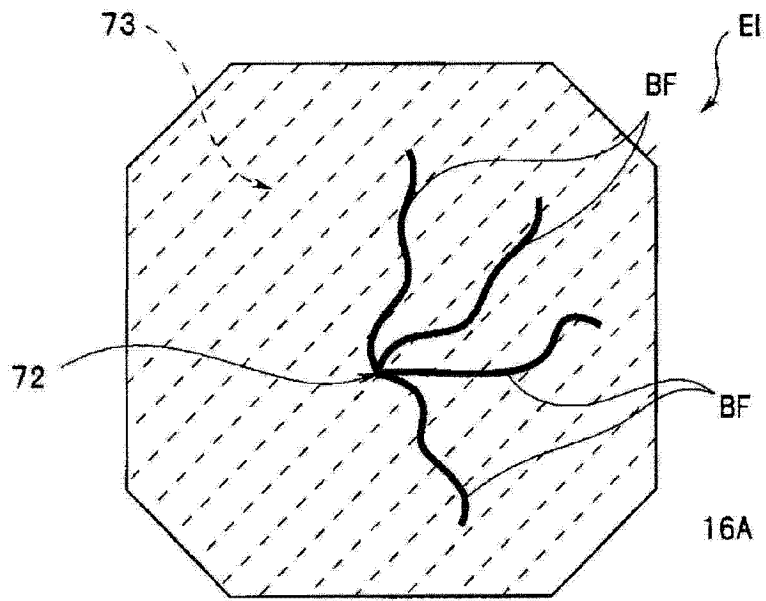


图 11

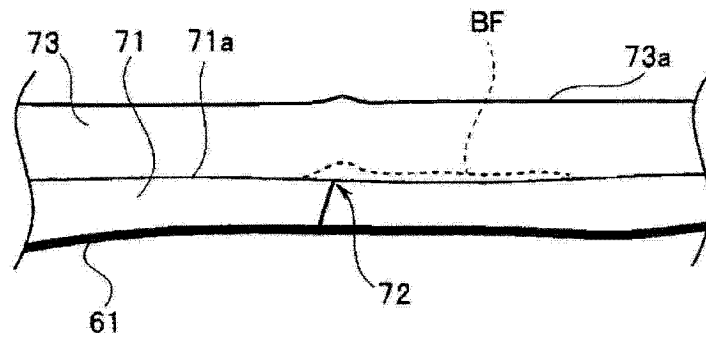


图 12

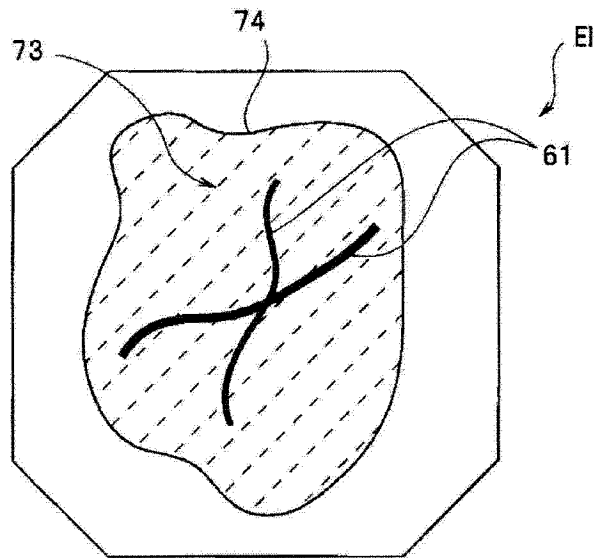


图 13

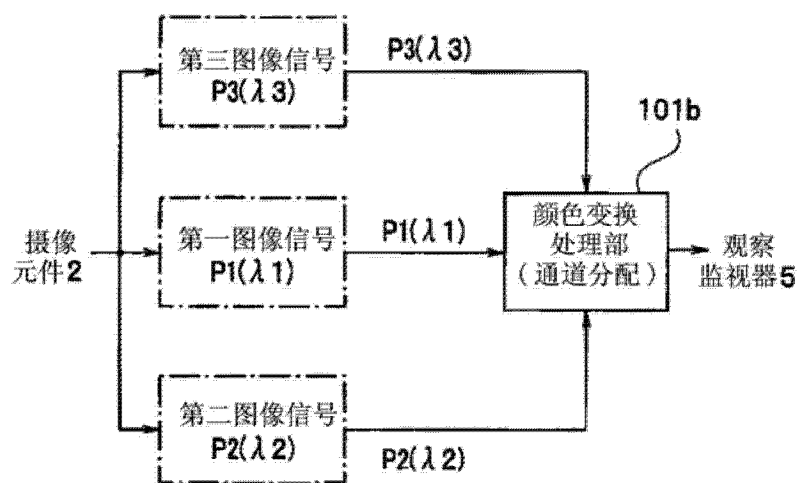


图 14

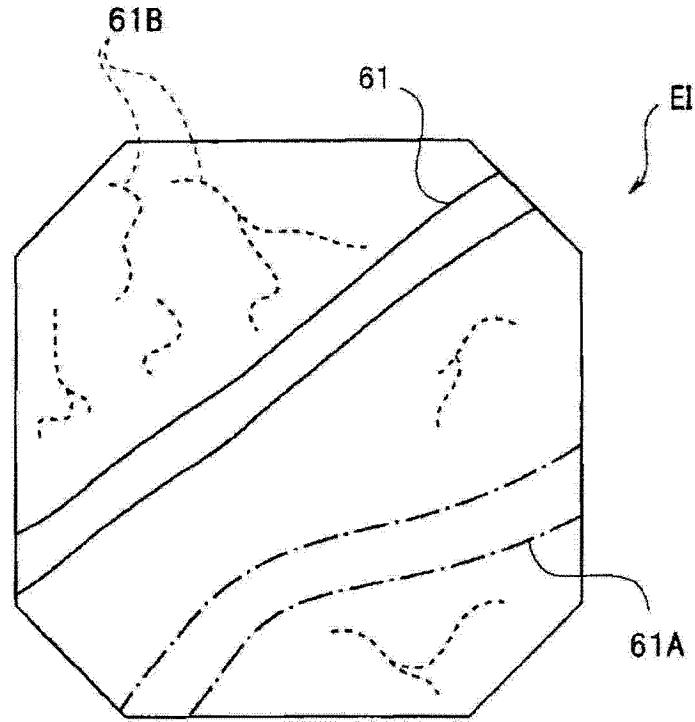


图 15

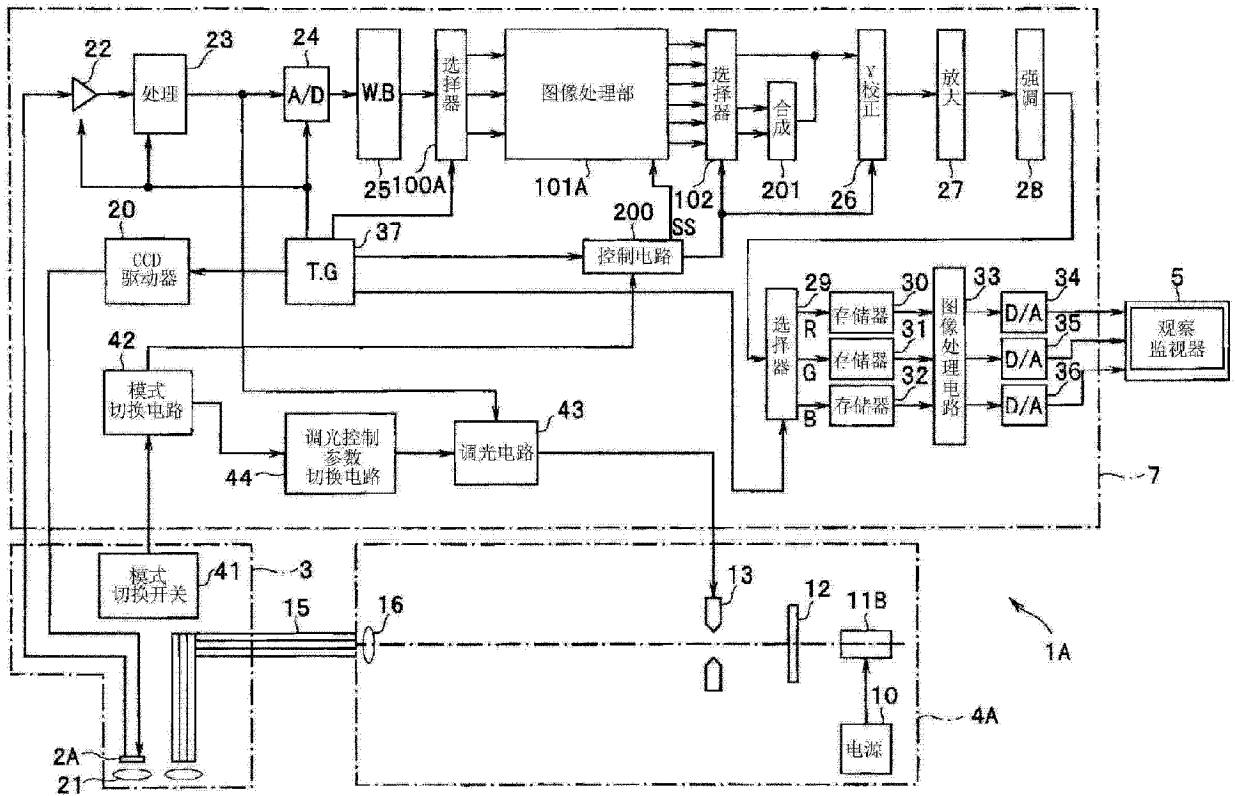


图 16

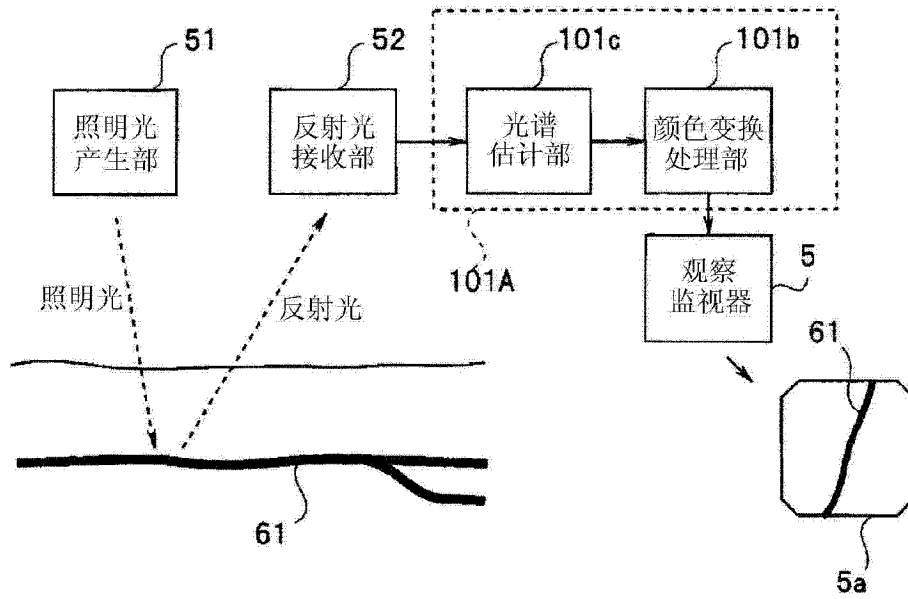


图 17

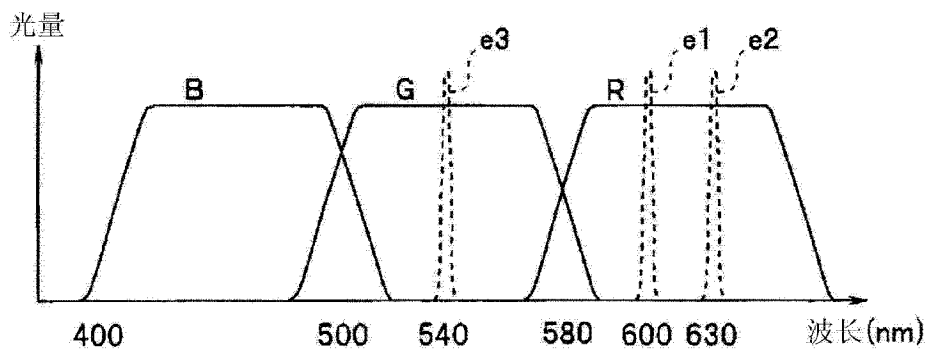


图 18

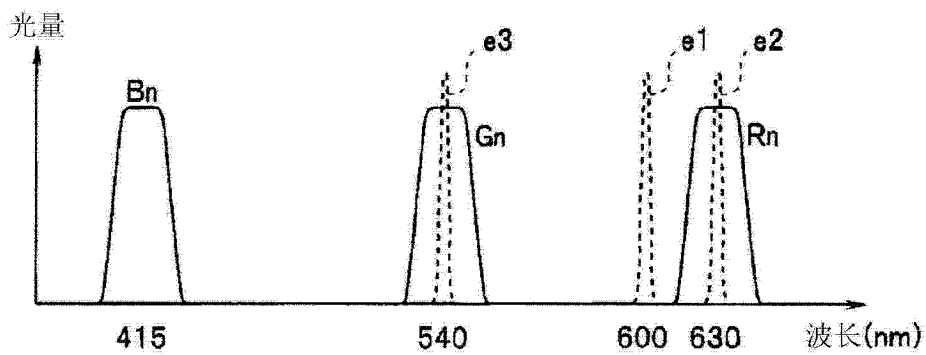


图 19

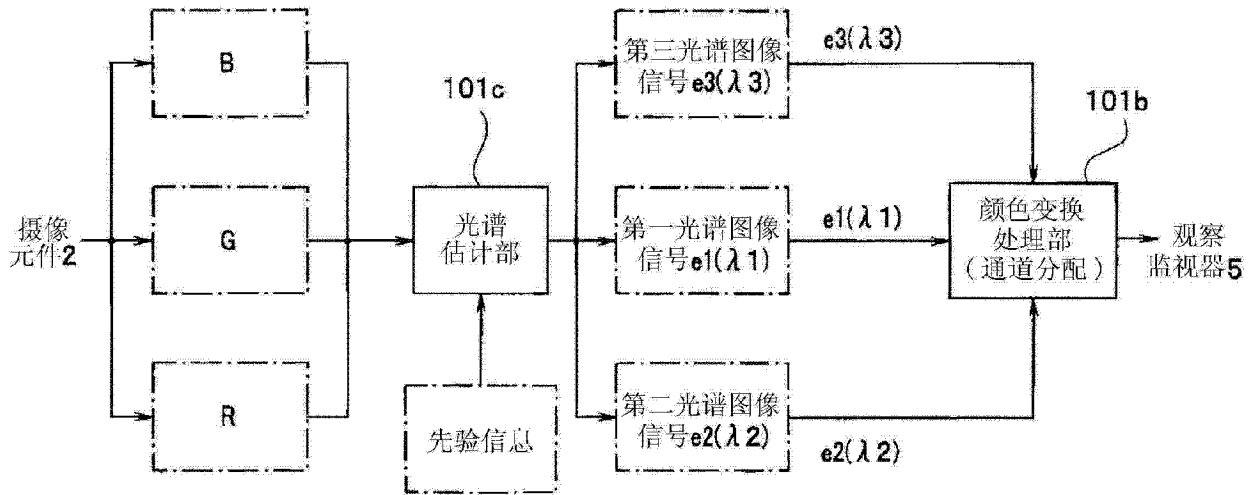


图 20

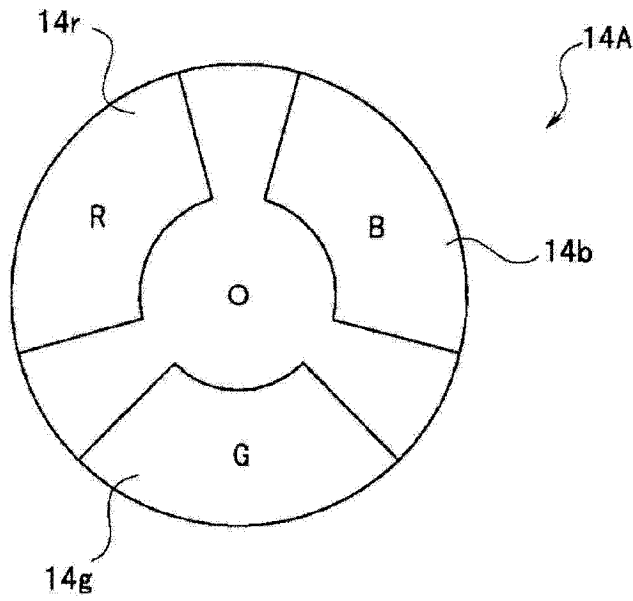


图 21

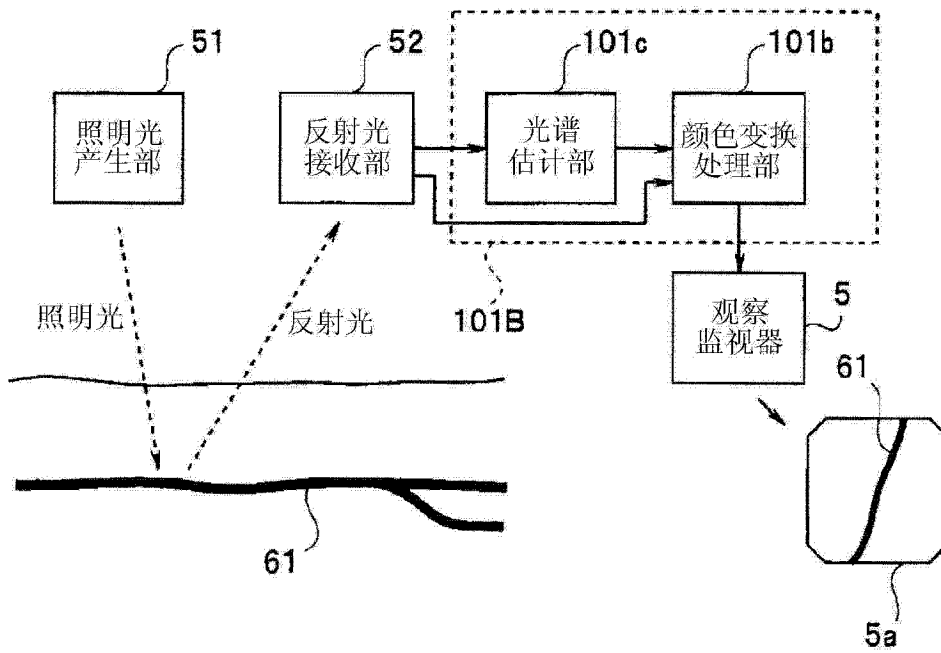


图 22

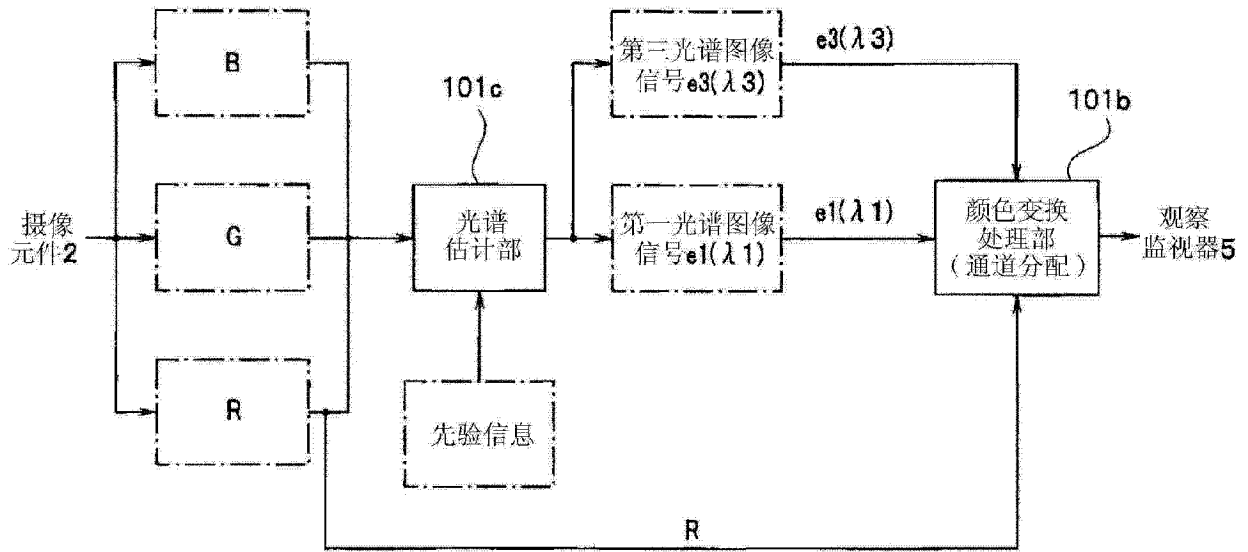


图 23

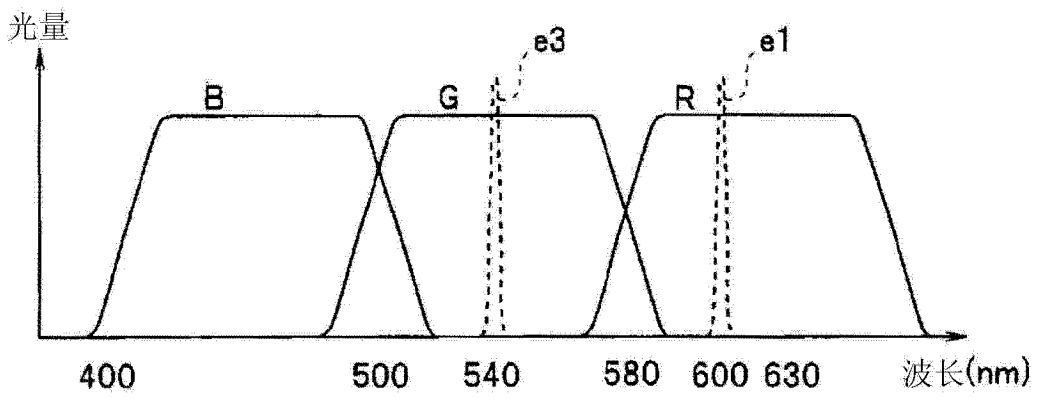


图 24

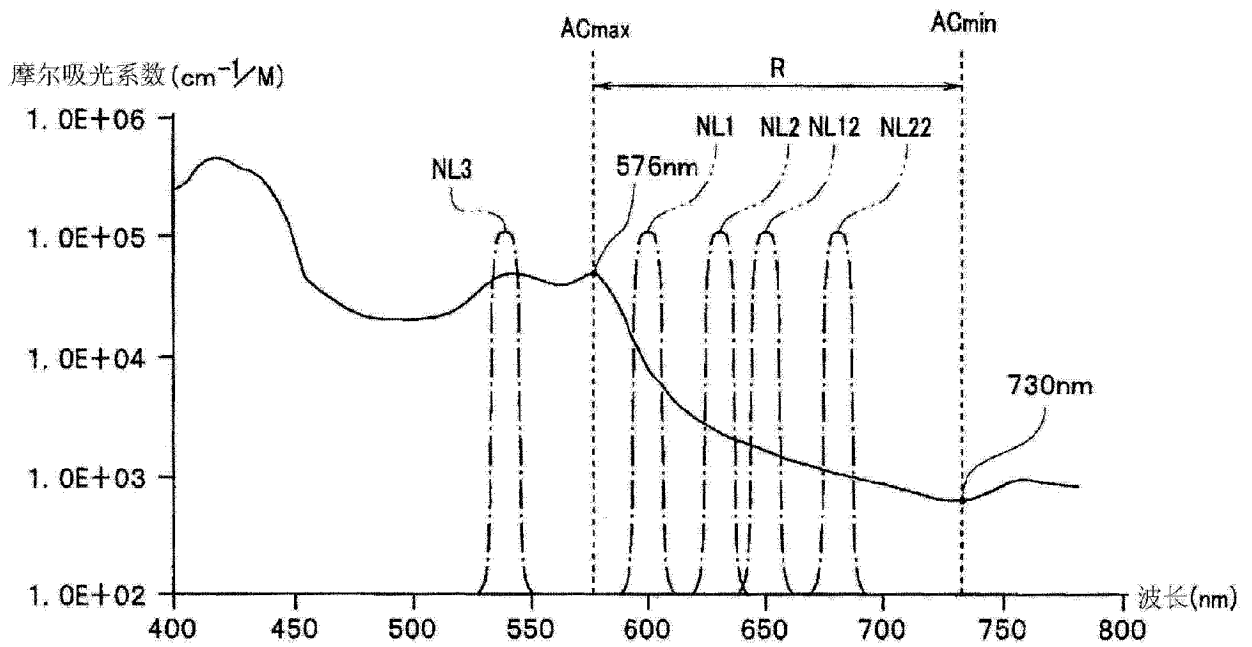


图 25

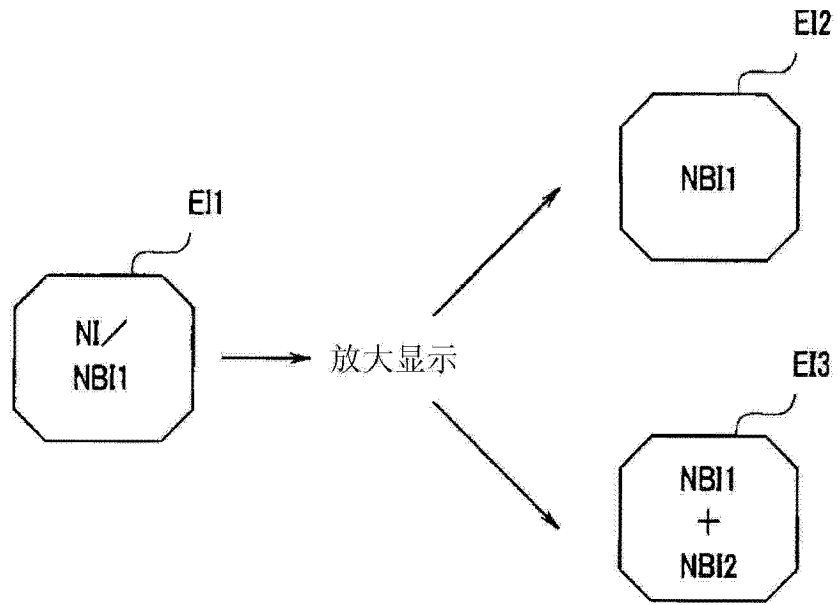


图 26

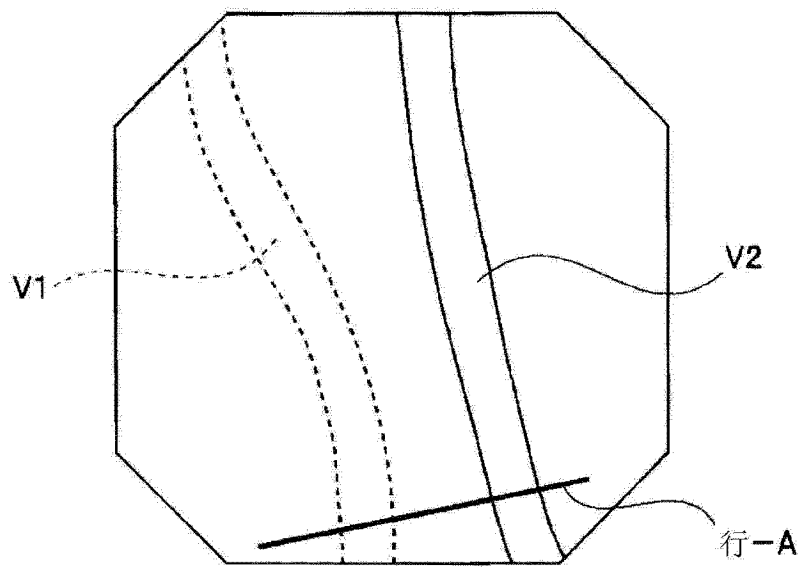


图 27

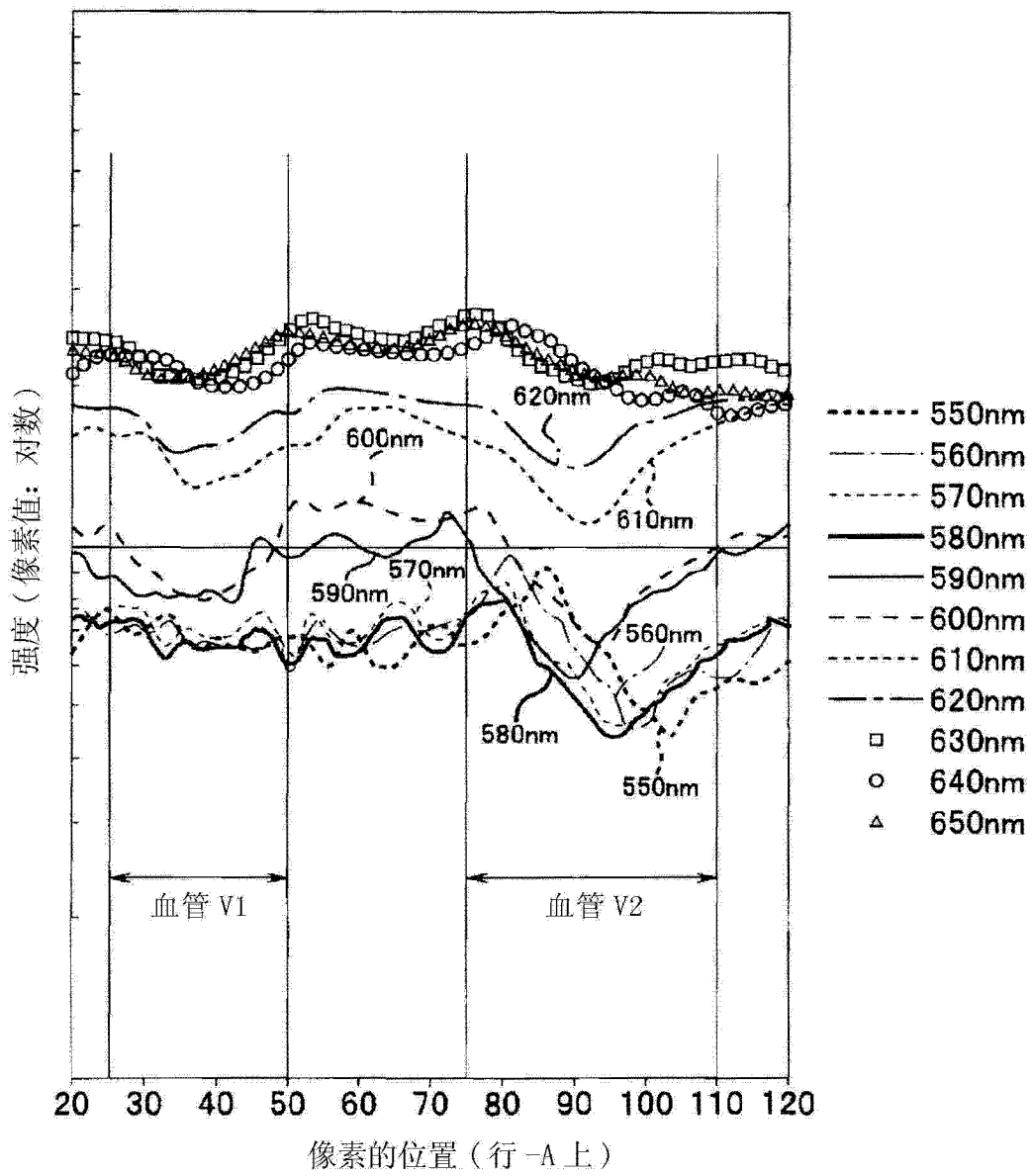


图 28

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN103717118A	公开(公告)日	2014-04-09
申请号	CN201280036603.6	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 平健二		
发明人	五十岚诚 野波彻绪 平健二		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/043 A61B1/0684 A61B1/0646 A61B1/0005 A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/04		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2012082288 2012-03-30 JP		
其他公开文献	CN103717118B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜装置(1)具备：光源装置(4)，其对被检体照射具有规定的波长频带的至少一个以上的照明光；CCD(2)，其拍摄基于来自光源装置(4)的照明光的照射的来自被检体的返回光；图像处理部(101)，其在CCD(2)的拍摄之后输出第一波长频带的第一图像信号(P1)，该第一波长频带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；以及观察监视器(5)，其根据第一图像信号来进行图像显示。

