



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103501683 B

(45) 授权公告日 2015. 10. 07

(21) 申请号 201280020001. 1

A61B 1/00(2006. 01)

(22) 申请日 2012. 11. 06

A61B 1/06(2006. 01)

G02B 23/24(2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-082285 2012. 03. 30 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 10. 23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/078742 2012. 11. 06

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/145408 JA 2013. 10. 03

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 五十岚诚

(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

(56) 对比文件

CN 102170817 A, 2011. 08. 31,

JP 特开 2001-104245 A, 2001. 04. 17,

JP 特开 2003-204935 A, 2003. 07. 22,

JP 特开 2012-35090 A, 2012. 02. 23,

JP 特开 2007-202942 A, 2007. 08. 16,

审查员 涂燕君

(51) Int. Cl.

A61B 1/04(2006. 01)

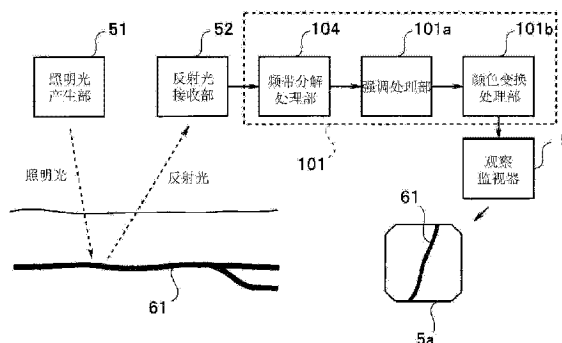
权利要求书3页 说明书22页 附图15页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

内窥镜装置(1)包含: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),其拍摄基于光源装置(4)的照射的来自被检体的返回光;视频处理器(7);以及观察监视器(5)。视频处理器(7)的频带分解处理部(104)在摄像元件(2)拍摄之后,对在生物体组织的吸收特性中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第一图像信号(P1),以多个空间频带进行分解处理。视频处理器(7)的强调处理部(101a)根据进行分解处理得到的多个频带图像信号中的空间频率最低的频带图像信号,进行强调处理并生成强调校正后的图像信号。



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,其对基于上述照明部的照射的来自上述被检体的返回光进行拍摄;

频带分解处理部,其在上述摄像部拍摄之后,对与第一波长频带对应的信号以多个空间频带进行分解处理,该第一波长频带位于可视区域的红色频带且在上述被检体的生物体组织的血红蛋白吸收特性上从包含极大值的波长频带至包含极小值的波长频带之间具有窄频带的光谱特性;

强调处理部,其针对由上述频带分解处理部进行分解处理得到的多个频带图像信号中的空间频率最低的频带图像信号,生成进行了用于亮度调整的强调校正的信号;

颜色变换处理部,其进行对在上述强调处理部中进行强调校正后的信号以及与第二波长频带对应的信号付与规定系数后分配给 BGR 各颜色通道的处理,其中,该与第二波长频带对应的信号相比于上述与第一波长频带对应的信号,上述血红蛋白吸收特性中的吸收系数低且具有上述生物体组织的散射特性得到抑制的光谱特性,以及

显示部,其显示由上述颜色变换处理部进行了分配的信号。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

为了得到生物体粘膜的表层信息,上述颜色变换处理部对与第三波长频带对应的信号以付与规定系数的状态分配给上述颜色通道,该第三波长频带与上述可视区域的红色频带相比处于短波长侧且具有窄频带的光谱特性。

3. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述颜色变换处理部在将上述与第三波长频带对应的信号分配给 B 通道、将上述与第一波长频带对应的信号分配给 G 通道、将上述与第二波长频带对应的信号分配给 R 通道的情况下,付与上述规定系数以相对于上述 R 通道的信号放大上述 B 通道的信号。

4. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述频带分解处理部对上述与第二波长频带对应的信号,也以上述多个空间频带进行分解处理,

除了上述与第一波长频带对应的信号,上述强调处理部还针对上述与第二波长频带对应的信号的通过分解处理得到的多个频带图像信号中的空间频率最低的频带图像信号,生成进行了用于亮度调整的强调校正的信号。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述照明部照射具有上述第一波长频带的第一照明光以及具有上述第二波长频带的第二照明光。

6. 根据权利要求 5 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述照明部照射从上述被检体的表层部仅能够透过规定距离的第三照明光,

上述强调处理部根据上述与第一波长频带对应的信号、上述与第二波长频带对应的信号以及基于上述第三照明光的照射由上述摄像部拍摄到的与第三波长频带对应的信号,生成上述强调校正后的图像信号。

7. 根据权利要求 5 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。

8. 根据权利要求 7 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述照明部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经由上述窄频带光观察模式用的滤波器而出射,由此照射上述第一照明光和上述第二照明光。

9. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

还具有光谱估计部,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,通过光谱估计处理来生成光谱估计图像信号作为上述与第一波长频带对应的信号并输出,

上述频带分解处理部将上述光谱估计图像信号作为上述与第一波长频带对应的信号而进行上述分解处理。

10. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述与第一波长频带对应的信号的峰波长在波长 585nm 至 615nm 之间。

11. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述与第一波长频带对应的信号的峰波长是波长接近 600nm 的窄频带光。

12. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述与第一波长频带对应的信号的峰波长是波长接近 600nm 的窄频带光,上述与第二波长频带对应的信号的峰波长在波长 610nm 至 730nm 之间。

13. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述与第二波长频带对应的信号的峰波长是波长接近 630nm 的窄频带光。

14. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述与第一波长频带对应的信号的峰波长是波长接近 600nm 的窄频带光,上述与第二波长频带对应的信号的峰波长是波长 730nm 以后的窄频带光。

15. 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,其对基于上述照明部的照射的来自上述被检体的返回光进行拍摄;

频带分解处理部,其在上述摄像部拍摄之后,对与第一波长频带对应的信号以及与第二波长频带对应的信号以多个空间频带进行分解处理,该第一波长频带是在生物体组织的血红蛋白吸收特性中在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窄频带的光谱特性,该与第二波长频带对应的信号相比于上述与第一波长频带对应的信号,上述血红蛋白吸收特性中的吸收系数低且具有上述生物体组织的散射特性得到抑制的窄频带的光谱特性;

光谱估计部,其对于由上述频带分解处理部对上述与第一波长频带对应的信号和上述与第二波长频带对应的信号分别生成的多个频带图像信号中的空间频率低的频带图像信号,通过光谱估计处理生成光谱估计图像信号;以及

强调处理部,其对通过上述光谱估计部的上述光谱估计处理得到的上述光谱估计图像信号进行强调处理。

16. 根据权利要求 15 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述光谱估计部对由上述频带分解处理部针对上述与第一波长频带对应的信号和上

述与第二波长频带对应的信号生成的多个频带图像信号中的空间频率最低的频带图像信号进行光谱估计处理。

内窥镜装置

技术领域

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

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,使用内窥镜进行着低侵入的各种检查、手术。手术师在体腔内插入内窥镜,观察由设置在内窥镜插入部的前端部的摄像装置拍摄得到的被摄体,根据需要能够使用插入到处置器具通道内的处置器具对病变部进行处置。使用内窥镜进行的手术不需要进行开腹等,因此具有患者的身体负担小这种优点。

[0003] 内窥镜装置构成为包含内窥镜、与内窥镜相连接的图像处理装置以及观察监视器。通过设置于内窥镜插入部的前端部的摄像元件来拍摄病变部,在该监视器中显示其图像。手术师能够一边观察该监视器所显示的图像一边进行诊断或者需要的处置。

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

[0005] 在红外内窥镜装置的情况下,例如将在波长接近 805nm 的近红外光处具有吸收峰的特性的吲哚花青绿(ICG)作为药剂注入到患者的血液中。而且,从光源装置将波长接近 805nm 和接近 930nm 的红外光分时照射到被摄体。通过 CCD 拍摄得到的被摄体图像的信号被输入到红外内窥镜装置的处理部。例如日本特开 2000-41942 号公报所公开那样,关于这种红外内窥镜装置,提出了以下装置:处理部将波长接近 805nm 的像分配至绿色信号(G)、将波长接近 930nm 的像分配至蓝色信号(B)而输出到监视器。将由 ICG 吸收多的像的接近 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] 根据本发明的一个方式,能够提供一种内窥镜装置,具备:照明部,其对被检体照

射具有规定的波长频带的至少一个以上的照明光；摄像部，其对基于上述照明部的照射的来自上述被检体的返回光进行拍摄；频带分解处理部，其在上述摄像部拍摄之后，对在生物体组织的吸收特性中在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第一图像信号，以多个空间频带进行分解处理；图像处理部，其根据由上述频带分解处理部进行分解处理得到的多个频带图像信号中的规定的第一频带图像信号，进行强调处理并生成强调校正后的图像信号；以及显示部，其显示上述强调校正后的图像信号。

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流程的图。

[0014] 图 4 是用于说明第一实施方式所涉及的、从一个波长图像生成多个频带的图像后对所生成的该多个频带的图像中的一个进行强调处理的处理的图。

[0015] 图 5 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。

[0016] 图 6 是用于说明第一实施方式所涉及的、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。

[0017] 图 7 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。

[0018] 图 8 是表示第二实施方式所涉及的内窥镜装置 1A 的结构图。

[0019] 图 9 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。

[0020] 图 10 是表示用于说明第二实施方式所涉及的、根据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 $e1$ 、 $e2$ 、 $e3$ 的情况下的光谱特性的图。

[0021] 图 11 是表示用于说明第二实施方式所涉及的、根据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下的光谱特性的图。

[0022] 图 12 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。

[0023] 图 13 是表示第三实施方式所涉及的旋转滤波器 14A 的结构图。

[0024] 图 14 是用于说明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。

[0025] 图 15 是用于说明第二实施方式所涉及的、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。

[0026] 图 16 是表示用于说明变形例 6 的静脉血的光的吸收特性的图。

[0027] 图 17 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。

[0028] 图 18 是相对于图 17 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。

具体实施方式

[0029] 下面，参照附图说明本发明的实施方式。

[0030] (第一实施方式)

[0031] (内窥镜装置的结构)

[0032] 下面,参照附图说明本发明的实施方式。

[0033] 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。

[0034] 如图 1 所示,本实施方式的内窥镜装置 1 包括:电子内窥镜 3,其具有作为摄像元件的 CCD 2,该 CCD 2 作为插入到体腔内而拍摄体腔内组织的生物体图像信息获取单元或者作为生物体图像信息获取部;光源装置 4,其将照明光提供给电子内窥镜 3;以及视频处理器 7,其对来自电子内窥镜 3 的 CCD 2 的摄像信号进行信号处理,将内窥镜图像显示在观察监视器 5 中。内窥镜装置 1 具有通常光观察模式和窄频带光观察模式这两个模式。此外,在以下说明中,内窥镜装置 1 的通常光观察模式与以往的通常光观察模式相同,因此省略说明通常光观察模式的结构,主要说明窄频带光观察模式。

[0035] CCD 2 构成接收照射到被检体的照明光的返回光来拍摄被检体的摄像部或者摄像单元。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 旋转滤波器 14 配置在从作为照明光的出射部的氙气灯 11 到 CCD 2 的摄像面的光路上,在各模式下,进行限制以使照明光的多个波长频带中的至少一个(在此为三个)波长频带变窄。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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, 三个照明光中的两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。

[0046] 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。

[0047] CCD 驱动电路 20 驱动设置于电子内窥镜 3 的 CCD 2, 使与旋转滤波器 14 的旋转同步的面顺序的摄像信号输出到 CCD 2。另外, 放大器 22 对经由设置于电子内窥镜 3 的前端的对物光学系统 21 通过 CCD 2 拍摄体腔内组织而得到的面顺序的摄像信号进行放大。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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, 将各种定时信号输出到上述视频处理器 7 内的各电路。

[0056] 另外, 在电子内窥镜 2 中设置有助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。

[0057] 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 是用于显示强调校正后的图像信号的显示单元或者显示部。

[0058] (窄频带光观察的整体处理的流程)

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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 出射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, 以进行用于利用窄频带波长进行观察的图像处理。

[0063] 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 的插入部的前端部出射, 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出射照明光。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 出射, 照射到被摄体。

[0064] 波长接近 600nm 的窄频带光、波长接近 630nm 的窄频带光以及波长接近 540nm 的窄频带光的反射光分别被作为 CCD 2 的反射光接收部 52 接收。CCD2 输出各个反射光的摄像信号, 经由放大器 22 等提供给选择器 100。选择器 100 根据来自 T.G37 的规定的定时, 保持波长接近 600nm 的第一图像信号 P1、波长接近 630nm 的第二图像信号 P2 以及波长接

近 540nm 的第三图像信号 P3, 提供给图像处理部 101。图像处理部 101 包含用于窄频带光观察模式的频带分解处理部 104、强调处理部 101a 以及颜色变换处理部 101b。

[0065] 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。

[0066] (图像处理部的频带分解处理)

[0067] 图 1 的图像处理部 101 的频带分解处理部 104 通过空间频率分割处理对至少一个波长图像进行空间频率分割处理。

[0068] 图 4 是用于说明从一个波长图像生成多个频带的图像、对所生成的该多个频带的图像中的一个进行强调处理的处理的图。

[0069] 如图 4 所示, 频带分解处理部 104 通过空间频率解析、例如通过空间频率分割处理将波长接近 600nm 的第一图像信号 P1 分割为 N 个 (N 为 1 以上的自然数) 空间频带的图像信号 (以下称为频带图像信号)。如图 5(后述) 所示, 第一图像信号 P1 是摄像元件 2 摄像之后的图像信号, 该图像信号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。

[0070] 即, 频带分解处理部 104 构成对图像信号 P1 进行以多个空间频带进行分解处理的频带分解处理单元或者频带分解处理部, 该图像信号 P1 是摄像元件 2 摄像之后的图像信号, 该图像信号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。

[0071] 此外, 频带分解处理部 104 也可以将波长接近 630nm 的第二图像信号 P2 分割为 N 个频带图像信号。即, 频带分解处理部 104 也可以对 m 个 (m 为 1 以上的自然数) 波长图像分别生成 2 以上的 N 个频带图像。在图 4 中, m 为 1, 从第一图像信号 P1 生成 N 个频带图像信号 P1(1)、P1(2)、...、P1(N)。

[0072] 在该情况下, 频带分解处理部 104 对第二图像信号 P2 也进行以多个空间频带进行分解处理, 该第二图像信号 P2 是摄像元件 2 摄像之后的图像信号, 该图像信号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, 强调处理部 101a 除了根据与第一图像信号 P1 有关的频带图像信号, 还根据对第二图像信号 P2 进行分解处理得到的多个频带图像信号中的规定的频带图像信号 (例如空间频率最低的频带图像信号), 进行强调处理并生成强调校正后的图像信号。

[0073] 因而, 频带分解处理部 104 将医用图像的至少一个波长频带的图像以多个空间频带进行分解处理, 构成生成多个频带图像的频带分解处理单元或者频带分解处理部或者空间频率分割处理单元或者空间频率分割处理部。

[0074] 在此, N 个空间频带为空间频率 fr1、fr2、...、frN 的频带。空间频率 fr1 最低, 从 fr2 至 frN 依次变高。因此, N 个频带图像信号 P1(1)、P1(2)、...、P1(N) 中的频带图像信号 P1(1) 为空间频率最低的图像信号。例如, 接近 P1(1) 的频带图像信号具有与更粗的深部血管等生物体结构物有关的信息。另一方面, N 个频带图像信号 P1(1)、P1(2)、...、P1(N) 中的频带图像信号 P1(N) 为空间频率最高的图像信号 (例如, 接近 P1(N) 的频带图像信号具有与更细的粘膜表层的血管、腺结构等表面凹凸结构有关的信息)。此外, 例如, 通过对波长图像信号进行使用了与各空间频率 frk 对应的掩模的空间频率滤波处理来生成各频带

图像信号。

[0075] 在强调处理部 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。

[0076] 在此,说明静脉血的光的吸收特性。图 5 是表示静脉血的光的吸收特性的图。图 5 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 5。

[0077] 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 5 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。

[0078] 在窄频带光观察模式下,照射三个窄频带光,各个返回光被 CCD 2 接收。

[0079] 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。

[0080] 波长接近 630nm 的窄频带光 (以下、第二窄频带光 NL2) 也是从血红蛋白的吸收特性的极大值 AC_{max} 至极小值 AC_{min} 的波长频带 R 内的光,但是为比第一窄频带光 NL1 的波长长、吸收系数低且生物体组织的散射特性得到抑制的波长频带的光。散射特性得到抑制意味着散射系数朝向长波长侧变低。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] CCD 2 输出三个窄频带光的各图像的摄像信号。因此,各图像包含基于第一、第二以及第三窄频带光 NL1、NL2、NL3 的各返回光的多个像素信号。

[0084] 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 6 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出射。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。

[0085] 如图 6 所示,波长 600nm (λ_1) 的第一窄频带光 NL1 到达血管 61 附近,波长

630nm(λ_2)的第二窄频带光 NL2 到达比血管 61 稍深的位置。

[0086] 此外,图 6 并未图示,但是波长接近 540nm 的第三窄频带光 NL3 的平均自由行程比上述两个窄频带光 NL1、NL2 的平均自由行程 MFP1、MFP2 短,第三窄频带光 NL3 仅到达粘膜表面的表层部的较浅的区域。

[0087] 图 17 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。

[0088] 图 18 是对图 17 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 18 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 18 可知是大致 590nm ~ 620nm。

[0089] 因而,在检测存在于从较浅部分至深部的血管时,大致 590nm ~ 620nm 的窄频带光成为重要的波长信息。血管 V1 存在于距粘膜表面大约 1mm ~ 2mm 左右的深部分。此外,本试验结果与通过上述 Beer-Lambert 得到的逻辑计算结果(通过使用波长 600nm 前后的 15nm 之间的窄频带光能够以高对比度显示较粗血管)大致一致。

[0090] 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 的返回光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。

[0091] 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。

[0092] (图像处理部的强调处理)

[0093] 接着,说明图像处理部 101 中的处理。在通常光观察模式下,在拍摄得到的内窥镜图像内,距表层部 1mm ~ 2mm 的深部血管不在观察监视器 5 的内窥镜图像上显示或者难以显示。

[0094] 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内存在深部血管时,血管显示在内窥镜图像上。

[0095] 波长 600nm(λ_1)的窄频带光 NL1 的图像由多个行构成,各行包含多个像素。强调处理部 101a 在对波长 600nm(λ_1)的窄频带光 NL1 的图像信号进行频带分解处理而得到的多个频带图像中,对空间频率最低的频带图像信号 P1(1)的各像素的像素值乘以规定的增益系数来进行强调处理,将强调校正后的强调校正图像信号 BEP1(λ_1)输出到颜色变换部 101b。

[0096] 即,强调处理部 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根据由频带分解处理部 104 进行分解处理得到的多个频带图像信号中的规定的频带图像信号,进行强调处理并生成强调校正后的图像信号。在此,强调处理部 101a 实施

仅对通过频带分解处理得到的多个频带图像信号中的空间频率最低的频带图像信号进行强调的处理而生成强调校正后的强调校正图像信号 $BEP1(\lambda 1)$ 。

[0097] 此外,在此,强调处理部 101_a仅对通过频带分解处理得到的多个频带图像信号中的空间频率最低的频带图像信号进行强调,但是对空间频率最低的频带图像信号以外也可以进行强调处理(例如,也可以强调空间频率第二低的频带图像信号 $P1(2)$)。此外,也可以对多个空间频带中空间频率低的两两个以上的频带图像信号进行强调处理。

[0098] (图像处理部的颜色变换处理)

[0099] 接着,说明颜色变换处理部 101b 中的处理。颜色变换处理部 101b 被输入第二图像信号 $P2(\lambda 2)$ 、第三图像信号 $P3(\lambda 3)$ 以及强调校正图像信号 $BEP1(\lambda 1)$ 。

[0100] 在颜色变换处理部 101b 中,进行将第二图像信号 $P2(\lambda 2)$ 、第三图像信号 $P3(\lambda 3)$ 以及强调校正图像信号 $BEP1(\lambda 1)$ 分配至 RGB 通道的处理。

[0101] 在此,例如通过以下式 (1),将强调校正图像信号 $BEP1(\lambda 1)$ 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 $Im(\lambda 3)$ 分配至 RGB 通道。

[0102] [式 1]

$$[0103] \quad \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Im(\lambda 3) \\ ImA(\lambda 1) \\ Im(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \cdots \text{式 (1)}$$

[0104] 根据式 (1),深部的较粗的血管 61 以微红色显示,因此手术师容易看清。

[0105] 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。

[0106] 此外,在颜色变换处理部 101b 中,也可以代替上述式 (1) 而使用以下式 (2)。

[0107] [式 2]

$$[0108] \quad \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Im(\lambda 3) \\ ImA(\lambda 1) \\ Im(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \cdots \text{式 (2)}$$

[0109] 根据式 (2),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,因此手术师容易看清。

[0110] 此外,在颜色变换处理部 101b 中,也可以代替上述式 (1) 而使用以下式 (3)。

[0111] [式 3]

$$[0112] \quad \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0.5 & 0.5 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Im(\lambda 3) \\ ImA(\lambda 1) \\ Im(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \cdots \text{式 (3)}$$

[0113] 此外,在颜色变换处理部 101b 中,也可以代替上述式 (1) 而使用以下式 (4)。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, α 采用大致 2.3 ~ 2.7 的数值, β 采用大致 2.3 ~ 2.7 的数值, γ 采用大致 1.7 ~ 2.1 的数值 (例如, $\alpha : \beta : \gamma = 1.00 : 1.00 : 0.76$), 因此容易观察表层和深部的血管。

[0114] [式 4]

$$[0115] \quad \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & 0 & 0 \\ \beta & 0 & 0 \\ 0 & \gamma & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{ImA}(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \cdots \text{式 (4)}$$

[0116] 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 (1), 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。

[0117] 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。

[0118] 在此, 说明颜色平衡调整。

[0119] 例如式 (1) 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, 以分配至 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 倍的方式调整两个信号。此外, 可以在进行颜色平衡调整之后进行颜色变换处理, 也可以在颜色变换处理之后进行颜色平衡处理。

[0120] 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处置或者诊断更容易的显示图像。

[0121] 这种用于颜色平衡调整的颜色平衡调整电路也可以设置在图 1 的 W.B 25 的前级。在该情况下, 在波长接近 540nm 的窄频带光与波长接近 630nm 的窄频带光的照明光的强度大致相等时, 颜色平衡调整电路使分配至 B 通道的波长接近 540nm 的窄频带光的信号成为 0.7 ~ 1.5 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 左右。

[0122] 此外, 颜色平衡调整也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。

[0123] (图像处理部中的整体处理的流程)

[0124] 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 7 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。

[0125] 如图 7 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。通过频带分解处理部 104 对所输入的三个图像中的图像信号 P1 进行频带分解处理。频带分解处理部 104 将图像信号 P1 以预先决定的多个空间频率、在此为从空间频率 $fr1$ 至 frN 的 N 个频带进行分解,生成 N 个频带图像信号 $P1(1)$ 、 $P1(2)$ 、 $\dots$ 、 $P1(N)$ 。

[0126] 由强调处理部 101a 对 N 个频带图像信号中的作为空间频率最低的图像的频带图像信号 $P1(1)$ 乘以规定的增益系数等来进行强调处理。即,调整亮度使得仅强调作为空间频率最低的图像的频带图像信号 $P1(1)$ 。因此,仅强调仅包含较粗的血管的图像的频带图像信号 $P1(1)$ 。

[0127] 颜色变换处理部 101b 通过上述那样的通道分配对第二图像信号 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 $BEP1(\lambda 1)$ 实施颜色变换处理,输出到观察监视器 5。

[0128] 如上所述,将从图 5 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,针对其所得到的返回光的图像,实施对多个频带图像信号进行频带分解的频带分解处理。而且,通过对其所得到的多个频带图像信号中空间频率低的至少一个频带图像信号进行强调处理,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,手术师一边观察较粗的血管一边进行确认而能够进行 ESD 等期望的处置。

[0129] 此外,在上述例子中,通过空间频率分割处理对波长接近 600nm 的第一图像信号 P1 进行频带分解处理,对其中的空间频率最低的频带图像信号进行强调处理,但是也可以根据生物体组织的位置、处置部的状态(例如生物体组织的表面被血液覆盖那样的位置或者状态)不同,对波长接近 630nm 的第二图像信号 P2 进行空间频率分割处理,对其中的空间频率最低的频带图像信号进行强调处理。

[0130] 在该情况下,当将波长接近 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(即强调校正图像信号 $BEP2(\lambda 2)$)分配至 R 通道时,粗血管以蓝~蓝绿色进行显示。

[0131] 此外,在上述例子中,对一个图像信号进行频带分解处理,但是例如也可以对波长接近 600nm 的第一图像信号 P1 和波长接近 630nm 的第二图像信号 P2 两方进行频带分解处理,从两个频带分解处理各自中选择空间频率低的(例如空间频率最低的)频带图像,对两者进行强调处理而设为强调校正图像信号。

[0132] 在该情况下,当将波长接近 540nm 的窄频带光分配至 B 通道、将波长接近 600nm 的窄频带光(即强调校正图像信号 $BEP1(\lambda 1)$)分配至 G 通道、将波长接近 630nm 的窄频带光分配至 R 通道时,粗血管以微蓝色进行显示。

[0133] 另外,在上述例子中,对空间频率最低的频带图像信号进行强调处理,但是也可以不是对最低的频带图像信号进行强调处理而是对空间频率第二或者第三低的频带图像信号进行强调处理。

[0134] 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。

[0135] 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,还能够利用于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,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。

[0136] 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 由出射期望波长、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。

[0137] 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 进行控制驱动。

[0138] 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。

[0139] 此外,发光部 11A 也可以使用出射规定的多个窄频带光的激光二极管(LD)。

[0140] 另外,在光源装置搭载热光源、LED、LD 中的任一个的情况下,对 CCD2 不仅设置单色摄像元件还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,均能够得到与上述效果相等的效果。

[0141] 另外,图 5 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。

[0142] 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。

[0143] (第二实施方式)

[0144] 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上述频带分解处理,对通过频带分解处理得到的至少一个频带图像信号进行强调处理,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光谱图像信号进行上述频带分解处理,对通过频带分解处理得到的至少一个频带图像信号进行强调处理。即,在上述第一实施方式中,至少一个窄频带光由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,对这些返回光的图像进行频带分解处理,但是在本实施方式中,通过光谱估计处理得到与三个窄频带光对应的图像信号,对通过该光谱估计得到的光谱估

计图像信号进行频带分解处理。

[0145] 图 8 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 8 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。

[0146] 如图 8 所示,光源装置 4A 构成为包含出射白色光的灯 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 也可以出射除了白色光以外的光。

[0147] 设置于内窥镜 3 的插入部的前端上的摄像元件 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。

[0148] 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,生成波长接近 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。

[0149] 图 9 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 9 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 除了包含强调处理部 101a、颜色变换处理部 101b、频带分解处理部 104 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 而输出到频带分解处理部 104。

[0150] 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。

[0151] 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在频带分解处理部 104 中被频带分解。光谱估计部 101c 的后级的频带分解处理部 104、强调处理部 101a 以及颜色变换处理部 101b 的处理与在上述第一实施方式中说明的处理相同。

[0152] 图 10 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 10 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。

[0153] 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 10 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 5 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 提供给频带分解处理部 104。

[0154] 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 的图像信号中得到三个光谱图像信号 e1、e2、e3。

[0155] 此外,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 10 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。

[0156] 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三个光谱估计图像信号 e1、e2、e3 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,频带分解处理部 104、强调处理部 101a 以及颜色变换处理部 101b 中的处理与第一实施方式相同。

[0157] 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。

[0158] 接着,说明与光谱估计有关的变形例。

[0159] 在上述光谱估计的处理中,从多个宽频带光的图像信号估计多个窄频带光的光谱图像信号,但是并不限定于这种方法,也可以是以下方法。

[0160] 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。

[0161] 图 11 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下的光谱特性的图。如图 11 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。

[0162] 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 11 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。

[0163] 此外,在图 11 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。

[0164] 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 11 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。

[0165] 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 的图像信号估计三个光谱估计图像信号 e1、e2、e3。

[0166] 另外,在图 11 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 还可以不包含图 11 中用一点划线表示的波长接近 600nm 的窄频带光和波长接近 630nm 的窄频带光。

[0167] 并且,也可以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 e1、e2、e3。

[0168] 另外,也可以从四个以上的窄频带光的图像信号估计三个光谱图像信号 e1、e2、e3。

[0169] 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、Rn 的图像信号得到三个光谱估计图像信号 e1、e2、e3。

[0170] 图 12 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。

[0171] 如图 12 所示,从摄像元件 2 向光谱估计部 101c 输入三个图像、即第一至第三图像信号 P1、P2、P3。光谱估计部 101c 从被输入的两个或者三个图像信号估计并生成三个光谱估计图像信号 e1、e2、e3。

[0172] 在频带分解处理部 104 中对由光谱估计部 101c 得到的三个光谱图像信号 e1、e2、e3 中的一个光谱图像信号 e1 进行频带分解处理。通过强调处理部 101a 对通过频带分解处理得到的低空间频率的频带图像信号(在图 12 中频带图像信号 P1(1))进行强调处理。

[0173] 即,光谱估计部 101c 通过光谱估计处理,根据来自被检体的返回光的至少两个摄像信号生成光谱估计图像信号 e1 作为第一图像信号而输出,频带分解处理部 104 对光谱估计图像信号 e1 进行分解处理。

[0174] 颜色变换处理部 101b 通过通道分配对第二光谱估计图像信号 e2、第三光谱估计图像信号 e3 以及进行强调处理得到的强调校正图像信号 BEP1(λ 1) 实施颜色变换处理,输出到观察监视器 5。

[0175] 此外,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,通过光谱估计从得到的两个图像信号 Gn、Rn 的图像信号得到波长接近 630nm 的窄频带光的光谱估计图像信号 e2。而且,也可以对该光谱估计图像信号 e2 实施强调处理,使用波长接近 540nm 的窄频带光 Gn 和波长接近 600nm 的窄频带光 Rn 的实时的图像信号以及进行强调处理得到的光谱估计图像信号 e2 来进行图像显示。

[0176] 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。

[0177] 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,对处于生物体粘膜较深部的较粗的血管进行强调,显示在观察监视器 5 的画面上。因此,手术师一边观察较粗的血管一边进行确认,能够进行 ESD 等期望的处置。

[0178] 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 来显示处于接近生物体粘膜表层的部分的血管,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。

[0179] 此外,除了第三光谱估计图像信号 e3 以外,还可以使用进行光谱估计得到的第四、第五图像,进行颜色变换处理而显示在观察监视器 5 中。

[0180] 另外,也可以是图 10 ~ 图 11 示出的第二光谱估计信号 e2 所具有的波长比图 5 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,第二光谱估计信号 e2 所具有的波长即使使用与第一光谱估计信号 e1 所具有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 所具有的波长设定为 740nm~1300nm 中的任一波长的情况下,第一光谱估计信号 e1 所具有的波长设定为 576nm 以上并且至少 630nm 以下的任一波长)。

[0181] 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。

[0182] (第三实施方式)

[0183] 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频带分解处理,对通过频带分解处理得到的至少一个频带图像信号进行强调处理,在第二实施方式中,不实际对生物体组织照射至少一个窄频带光,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频带分解处理和强调处理,但是在本第三实施方式中,对至少两个窄频带光的实际照明光的返回光的图像信号(或者一个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)进行频带分解处理,使用通过频带分解处理得到的至少两个频带图像信号来进行光谱估计处理,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。

[0184] 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 13 是表示本实施方式的旋转滤波器 14A 的结构图。如图 13 所示,旋转滤波器 14A 仅具有图 2 示出的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 构成的第二滤波器群。在单色的摄像元件 2 中接收面顺序的返回光。

[0185] 此外,如图 13 中的括号所示,旋转滤波器 14A 也可以使用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。

[0186] 图 14 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 14 中,对与图 9 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 包含频带分解处理部 104、强调处理部 101a、颜色变换处理部 101b 以及光谱估计部 101c。频带分解处理部 104 对两个图像信号进行频带分解处理,因此包含两个频带分解处理部 104A 和 104B(图 15)。光谱估计部 101c 是根据至少两个输入信号通过光谱估计处理来生成光谱估计图像信号的光谱估计单元或者光谱估计部,在此,从通过频带分解处理得到的至少两个频带图像信号生成至少一个光谱估计图像信号 e,对该光谱估计图像信号 e 进行强调处理。

[0187] 在此,具体地说,通过两个频带分解处理部对波长接近 600nm 的图像信号 P1 和波长接近 630nm 的第二图像信号 P2 进行频带分解处理。而且,使用通过频带分解处理得到的低空间频率的频带图像信号 P1(1) 和 P2(1),对两个图像信号 P1 和 P2 分别进行光谱估计处理。在强调处理部 101a 中对通过光谱估计处理得到的光谱估计图像信号 e1 进行强调处理。

[0188] 图 15 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。

[0189] 如图 15 所示,从摄像元件 2 对图像处理部 101B 输入三个图像、即波长接近 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。

[0190] 分别通过频带分解处理部 104A 和 104B 对第一图像信号 P1 和第二图像信号 P2 进行频带分解处理。频带分解处理部 104A 和 104B 的结构与上述频带分解处理部 104 相同。通过频带分解处理,对第一图像信号 P1 生成 N 个频带图像信号 P1(1)、P1(2)、...P1(N),对第二图像信号 P2 也生成 N 个频带图像信号 P2(1)、P2(2)、...P2(N)。

[0191] 在此,频带分解处理部 104A 和 104B 均生成相同数量的频带图像信号,但是也可以生成相互不同数量的频带图像信号。

[0192] 如上所述,空间频率的 fr1 最低,按从 fr2 至 frN 的顺序变高。因此, N 个频带图像信号 P1(1)、P1(2)、...P1(N) 中的频带图像信号 P1(1) 为空间频率最低的图像信号, N 个频带图像信号 P2(1)、P2(2)、...P2(N) 中的频带图像信号 P2(1) 为空间频率最低的图像信号(例如,接近 P1(1) 和接近 P2(1) 的频带图像信号具有与更粗的深部血管等生物体结构物有关的信息。另一方面,接近 P1(N) 和接近 P2(N) 的频带图像信号具有与更细的粘膜表层的血管、腺结构等表面凹凸结构有关的信息)。

[0193] 光谱估计部 101c 根据由频带分解处理部 104A 和 104B 分别生成的多个频带图像信号中的空间频率低的频带图像信号(在此最低的空间频率的频带图像信号 P1(1) 和 P2(1)),估计生成波长接近 600nm 的第一图像信号 P1 的光谱估计图像信号 e1。

[0194] 由强调处理部 101a 对该光谱估计图像信号 e1 进行乘以增益系数等的强调处理,将强调校正图像信号 BEP1(λ 1) 输出到颜色变换处理部 101b。颜色变换处理部 101b 通过通道分配对波长接近 630nm 的第二图像信号 P2、波长接近 540nm 的第三图像信号 P3 以及进行强调处理得到的强调校正图像信号 BEP1(λ 1) 实施颜色变换处理,输出到观察监视器 5。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。

[0195] 如上所述,频带分解处理部 104A、B 在摄像元件 2 的摄像之后,对在生物体组织的吸收特性中从包含极大值 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第二图像信号 P2,也以多个空间频带进行分解处理。光谱估计部 101c 针对第一图像信号 P1 和第二图像信号 P2 各自,将由频带分解处理部 104A、B 生成的多个频带图像信号中的、空间频率低的频带图像信号作为至少两个输入信号而进行光谱估计处理。而且,强调处理部 101a 将通过光谱估计部 101c 的光谱估计处理得到的光谱估计图像信号 e1 作为规定的第一频带图像信号而进行强调处理。

[0196] 此外,在上述例子中,作为照明光利用三个窄频带光,但是三个中的全部或者一部分也可以是宽频带光。

[0197] 此外,在上述例子中,对两个窄频带光的实际照明光的返回光的图像信号、即波长接近 600nm 的图像信号 P1 和波长接近 630nm 的第二图像信号进行频带分解处理,但是两个图像信号中的至少一个也可以是通过光谱估计生成得到的光谱估计图像信号。

[0198] 例如,也可以为了得到多个频带图像信号 P1(1) ~ P1(N),代替第一图像信号 P1,对根据第二图像信号 P2 和第三图像信号 P3 进行光谱估计得到的光谱估计图像信号 e1 进行频带分解处理。

[0199] 相反,也可以为了得到多个频带图像信号 $P2(1) \sim P2(N)$,代替第二图像信号 $P2$,对根据第一图像信号 $P1$ 和第三图像信号 $P3$ 进行光谱估计得到的光谱估计图像信号 $e2$ 进行频带分解处理。

[0200] 如上所述,根据本实施方式的内窥镜装置,使用通过频带分解处理得到的多个频带图像信号中低空间频率的两个频带图像来进行光谱估计,得到较粗血管的光谱估计图像,对该光谱估计图像进行强调处理。

[0201] 此外,图 15 中的三个窄频带光(或者宽频带光)也可以通过摄像元件 2A 的滤色器来得到。即,也可以使用在第二实施方式中说明的光源装置 4A、摄像元件 2A 的滤色器来得到三个窄频带光(或者宽频带光)。

[0202] 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。

[0203] 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。

[0204] 另外,也可以是图 15 示出的第二图像信号 $P2$ 所具有的波长 $\lambda 2$ 比图 5 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,第二图像信号 $P2$ 所具有的波长即使使用与第一图像信号 $P1$ 所具有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的同等的效果(例如,在将第二图像信号 $P2$ 所具有的波长设定为 740nm ~ 1300nm 中的任一波长的情况下,第一图像信号 $P1$ 所具有的波长设定为 576nm 以上并且至少 630nm 以下的任一波长)。

[0205] 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,手术师一边观察较粗的血管一边进行确认而能够进行 ESD 等期望的处置。

[0206] 另外,上述内窥镜装置 1A 还能够使用波长接近 540nm 的第三图像信号 $P3$ 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。

[0207] 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。

[0208] (各实施方式的共通的变形例)

[0209] (变形例 1)

[0210] 在上述三个实施方式和各自的各变形例中,以静脉血的光吸收特性为例,根据其特性来选择了两个窄频带光,但是也可以根据动脉血的光吸收特性或者将静脉血与动脉血两者进行组合得到的血的光吸收特性来选择上述那样的至少两个窄频带光。

[0211] (变形例 2)

[0212] 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,优选分别为具有波

长 580nm ~ 620nm 的范围的波长且规定宽度范围的分布的窄频带光以及具有波长 610nm ~ 730nm 的范围的波长且规定宽度范围的分布的窄频带光,更优选分别为具有波长 585nm ~ 615nm 的范围的波长且规定宽度范围的分布的窄频带光以及具有波长 620nm ~ 640nm 的范围的波长且规定宽度范围的分布的窄频带光。

[0213] 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。

[0214] (变形例 3)

[0215] 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,期望比波长接近 540nm 的光短的波长接近 415nm 的光、波长 460nm 的光。

[0216] (变形例 4)

[0217] 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。

[0218] (变形例 5)

[0219] 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,例如也可以使用激光器生成波长接近 600nm 的窄频带光,使用 LED 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。另外,也可以使用 LED 生成波长接近 600nm 的窄频带光,使用激光器生成波长接近 630nm 的窄频带光。

[0220] (变形例 6)

[0221] 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,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。

[0222] 图 16 是表示用于说明本变形例 6 的静脉血的光的吸收特性的图。在图 16 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、波长接近 630nm 的窄频带光 NL2、波长接近 540nm 的窄频带光 NL3 这三个窄频带光的组合进行强调处理,另一个是对波长接近 650nm 的窄频带光 NL12、波长接近 680nm 的窄频带光 NL22、波长接近 540nm 的窄频带光 NL3 这三个窄频带光的组合进行强调处理。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。

[0223] 此外,作为另一个组合,也可以是波长接近 615nm 的窄频带光、波长接近 645nm 的窄频带光与波长接近 540nm 的窄频带光 NL3 的组合、波长接近 630nm 的窄频带光、波长接近 660nm 的窄频带光与波长接近 540nm 的窄频带光 NL3 的组合等组合。

[0224] 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。

[0225] 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。

[0226] 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、波长接近 630nm 与波长接近 540nm 的组合以及波长接近 590nm、波长接近 630nm 与波长接近 540nm 的组合这两个组合。

[0227] 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、波长接近 630nm 与波长接近 540nm 的组合以及波长接近 650nm、波长接近 680nm 与波长接近 540nm 的组合这两个组合。

[0228] 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、波长接近 630nm 的窄频带光与波长接近 540nm 的第一组合、波长接近 650nm 的窄频带光、波长接近 680nm 的窄频带光与波长接近 540nm 的第二组合、波长接近 700nm 的窄频带光、波长接近 730nm 的窄频带光与波长接近 540nm 的第三组合。

[0229] 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、波长接近 680nm 与波长接近 540nm 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 590nm、波长接近 630nm 与波长接近 540nm 的组合),由此能够强调显示期望的血管。

[0230] 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,也可以设为固定波长接近 600nm 的窄频带光,从波长接近 630nm 至接近 730nm 为止能够以可变的方式任意地设定另一窄频带光。或者,也可以设为固定另一波长接近 730nm 的窄频带光,能够以可变的方式任意地设定从波长接近 590nm 至接近 620nm 为止的窄频带光。此外,也可以设为固定波长接近 600nm 的窄频带光,能够以波长 730nm 以上的波长频带任意地设定另一窄频带光。

[0231] 这样,通过固定两个窄频带光中的一个而将另一个设为可变,能够进一步强调显示期望区域的血管。

[0232] (变形例 7)

[0233] 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,得到三个图像,将窄频带图像显示于观察监视器 5,但是还可以得到第四个图像,从四个图像中适当地进行选择而生成显示图像。

[0234] 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。

[0235] 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。

[0236] 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。

[0237] 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。

[0238] 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。

[0239] 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。

[0240] 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。

[0241] 此外,对波长接近 600nm 的窄频带光的图像信号进行强调处理。

[0242] 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。

[0243] 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。

[0244] 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。

[0245] 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。

[0246] 此外,也可以通过光谱估计来生成第四个波长的图像信号。

[0247] 如上所述,根据本变形例 7,能够并列显示或者重叠显示通常图像和窄频带光图像。

[0248] 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。

[0249] 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。

[0250] 本申请是以 2012 年 3 月 30 日在日本申请的特愿 2012-82285 号为优先权要求的基础的申请,上述公开内容被引用于本申请的说明书、权利要求书中。

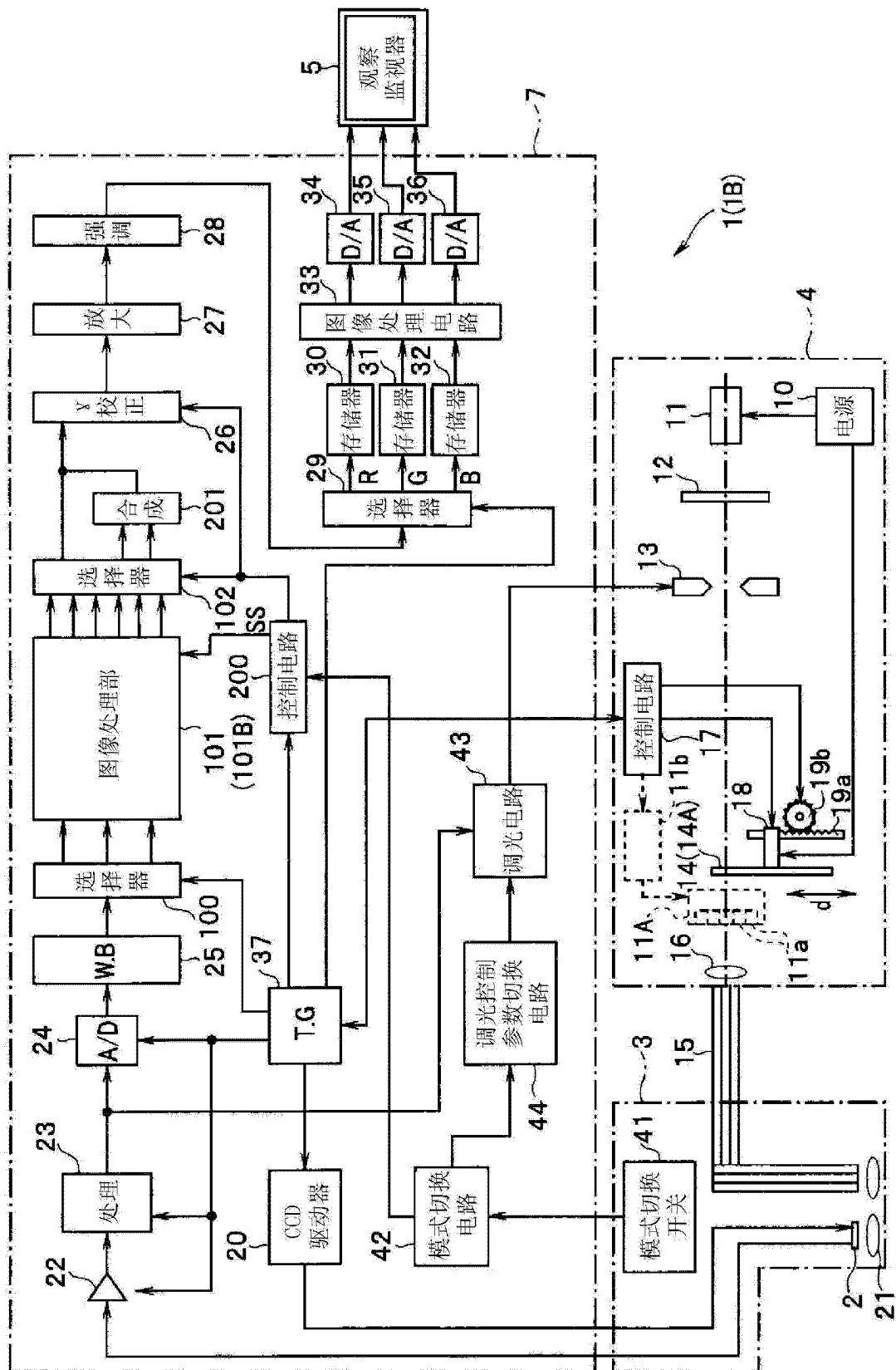


图 1

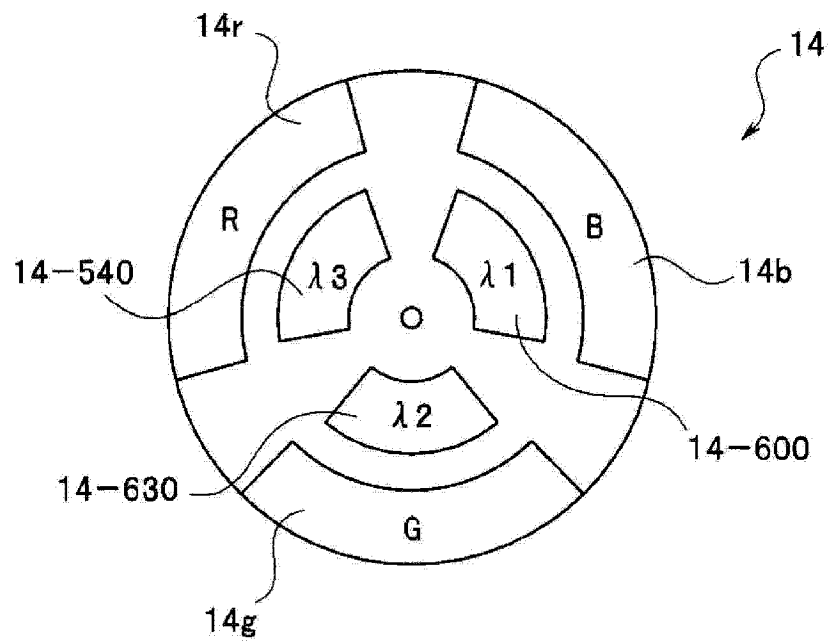


图 2

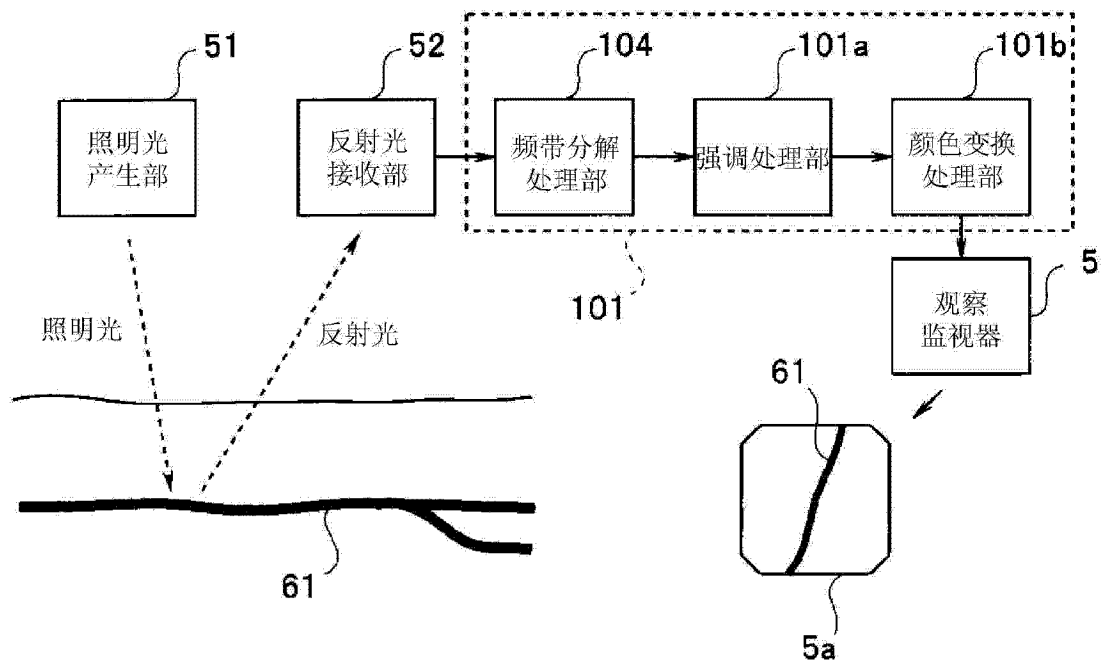


图 3

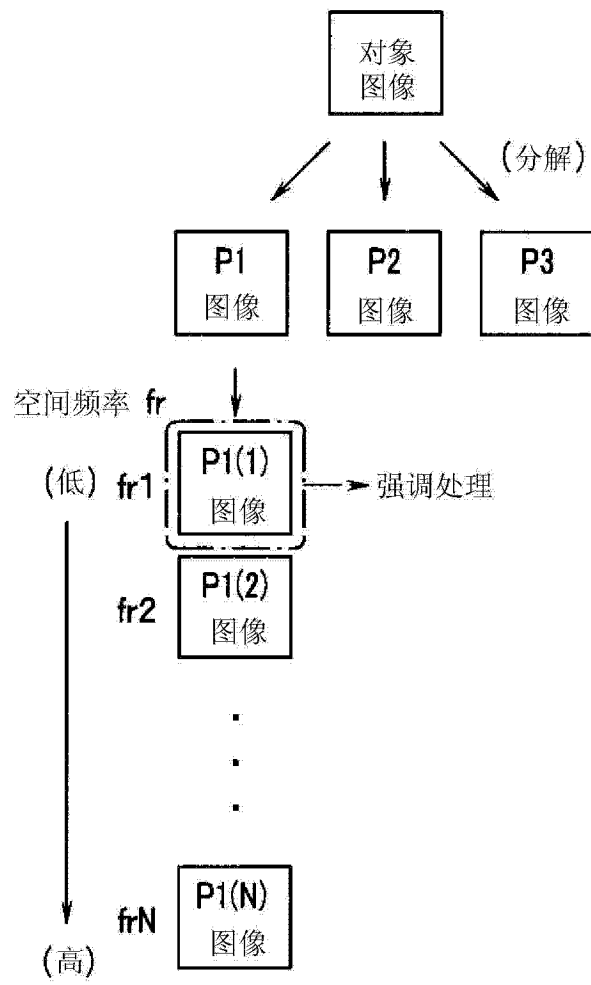


图 4

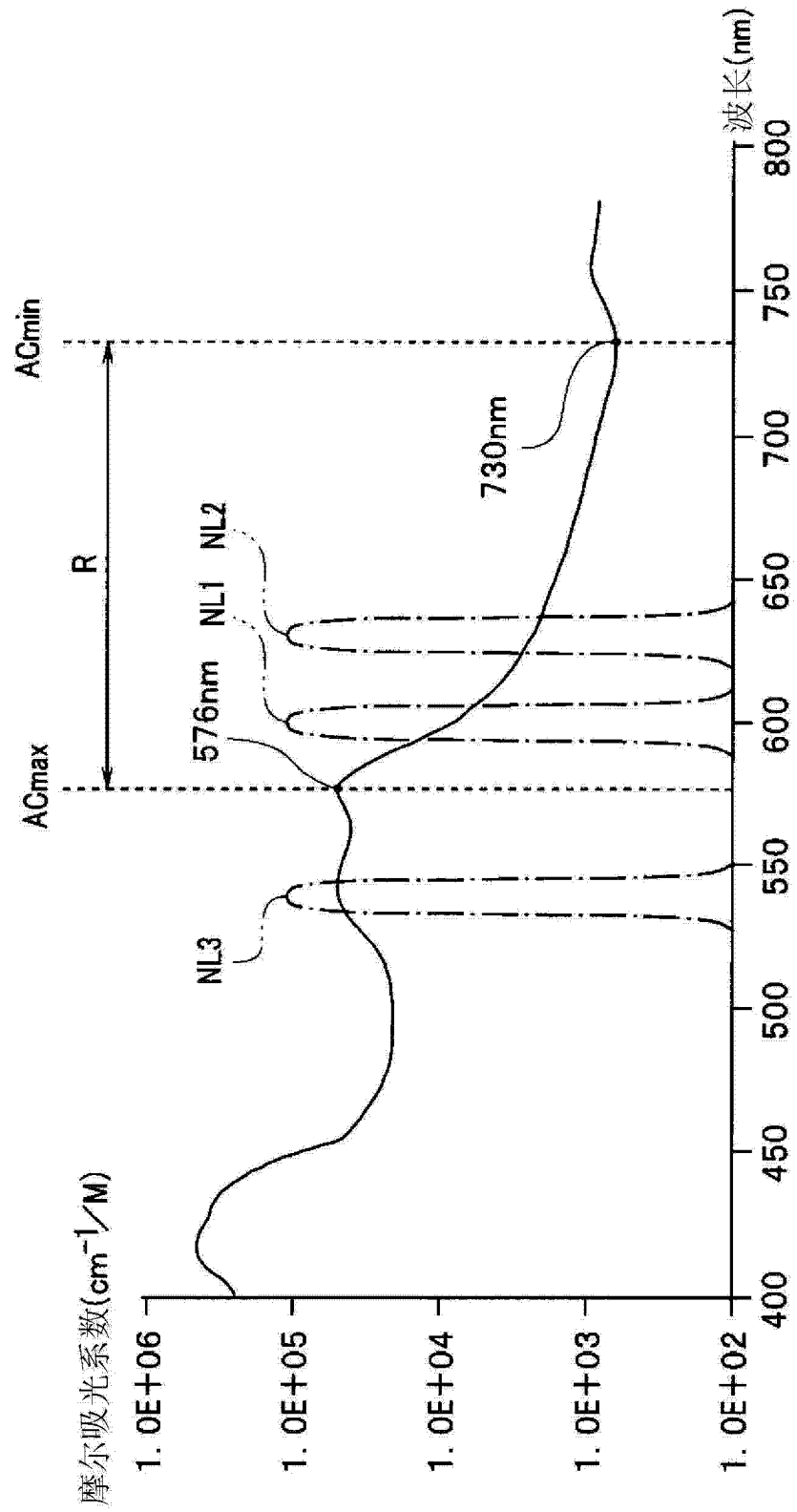


图 5

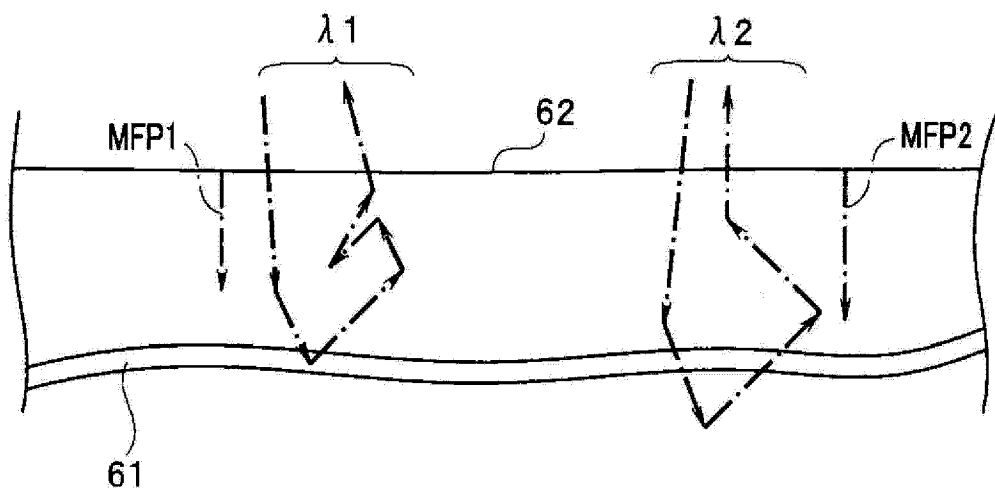


图 6

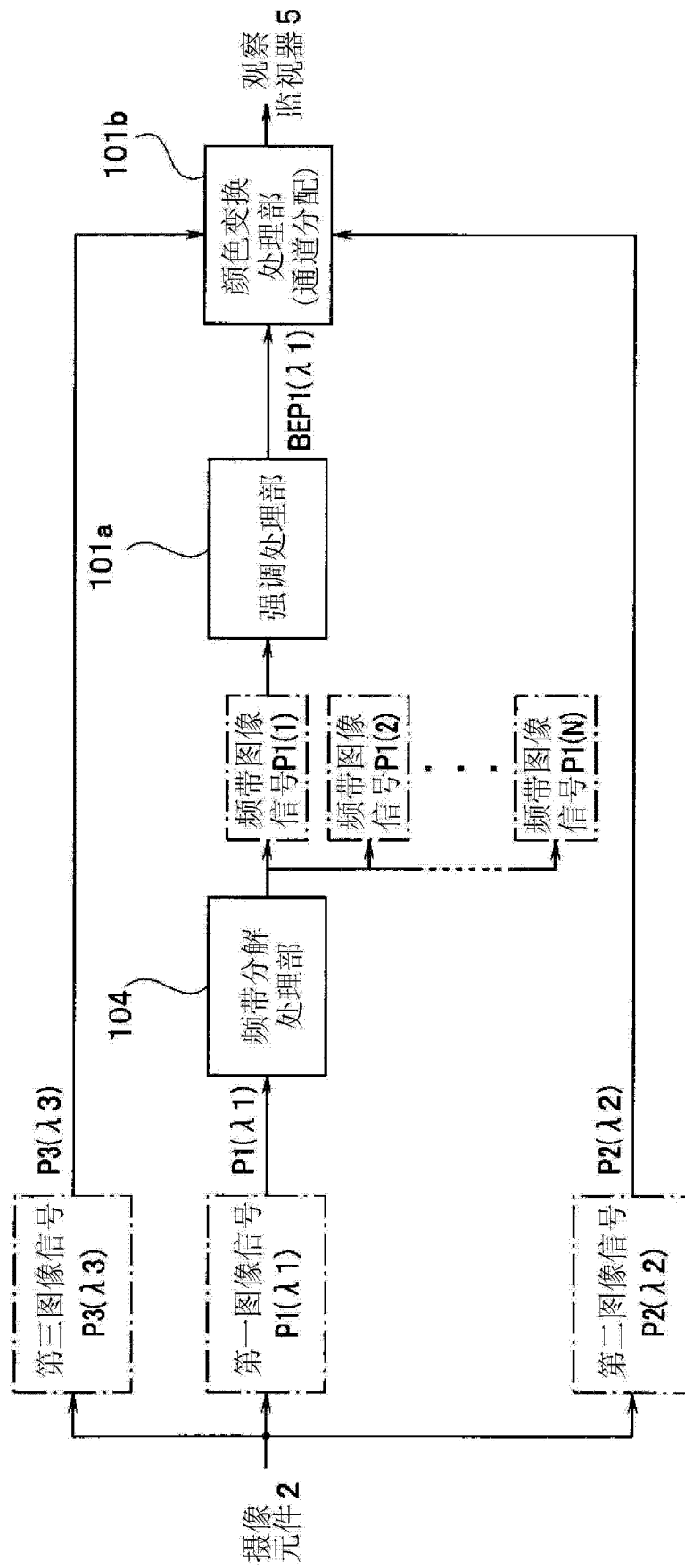


图 7

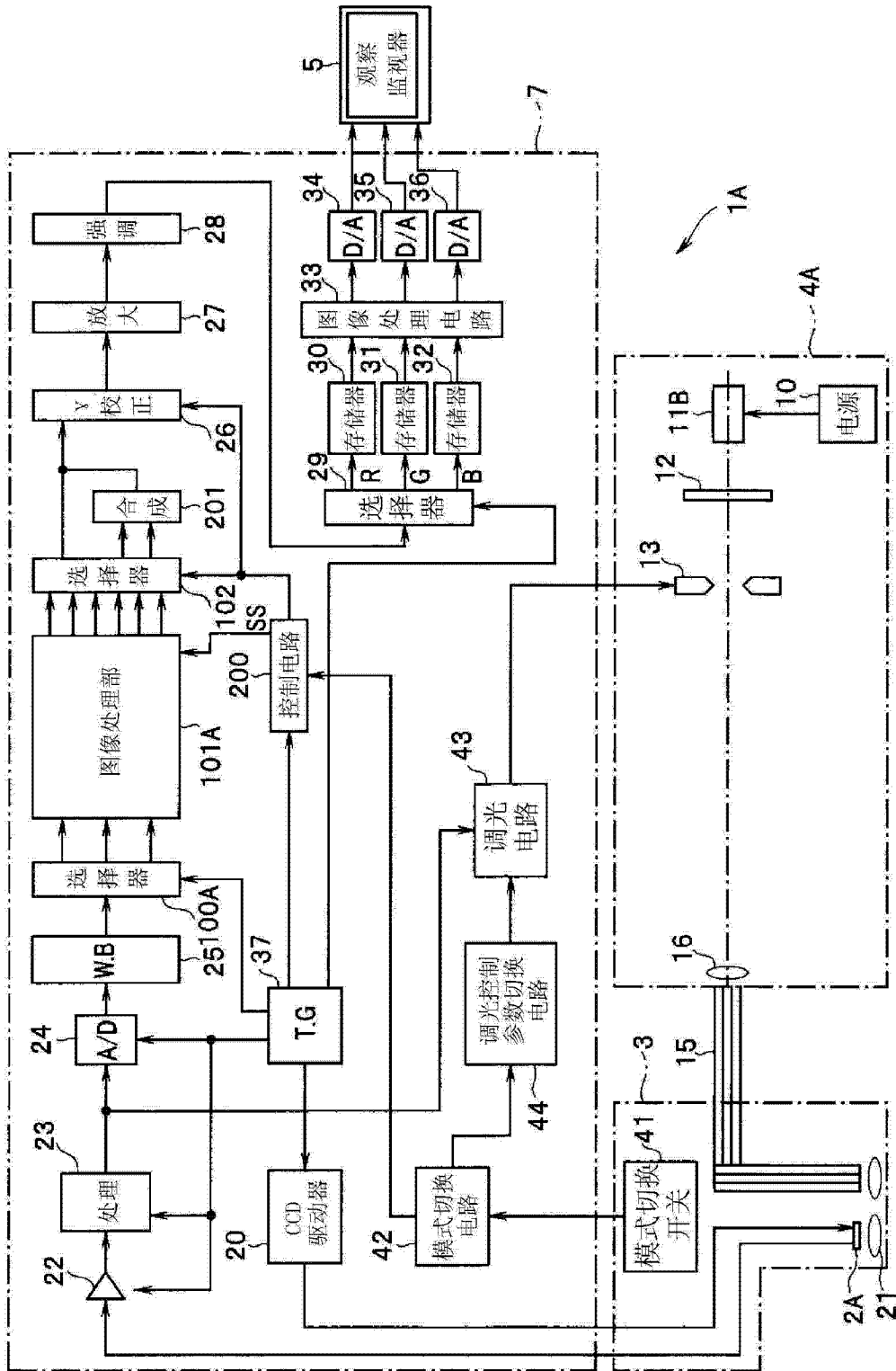


图 8

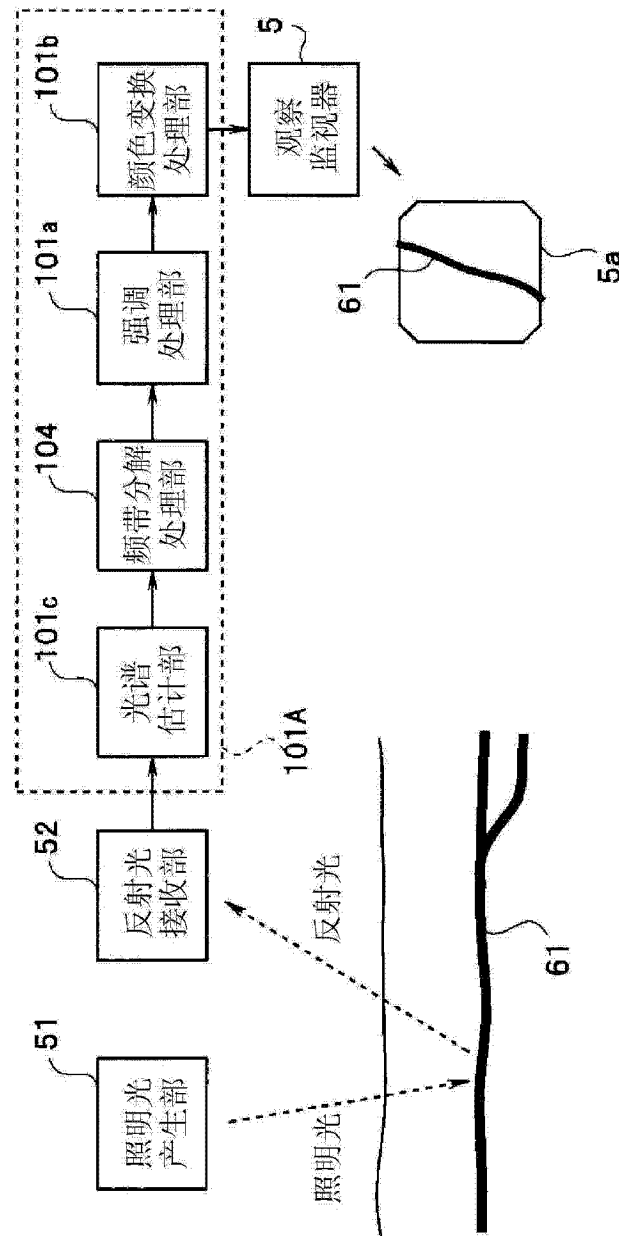


图 9

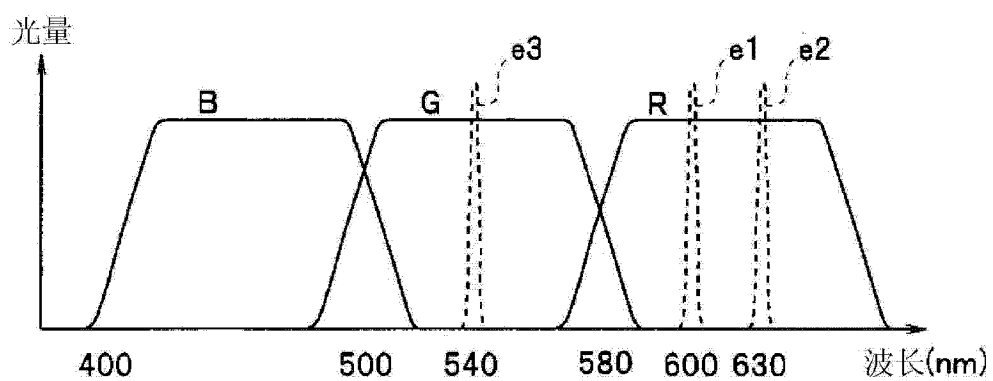


图 10

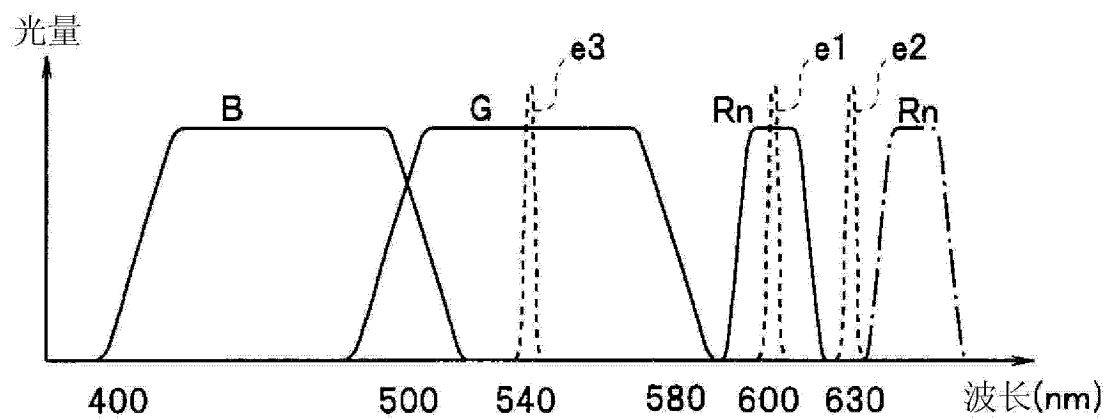


图 11

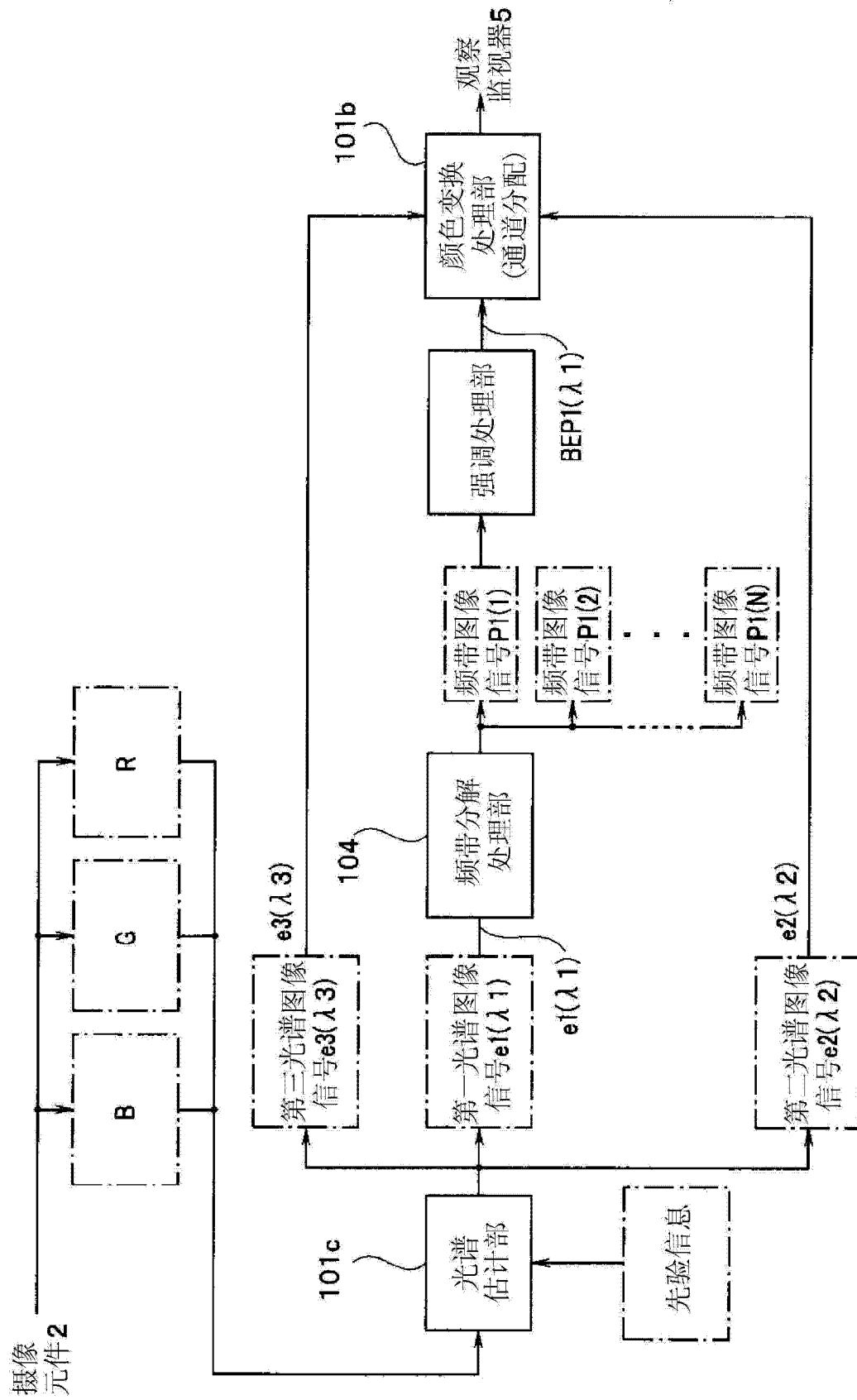


图 12

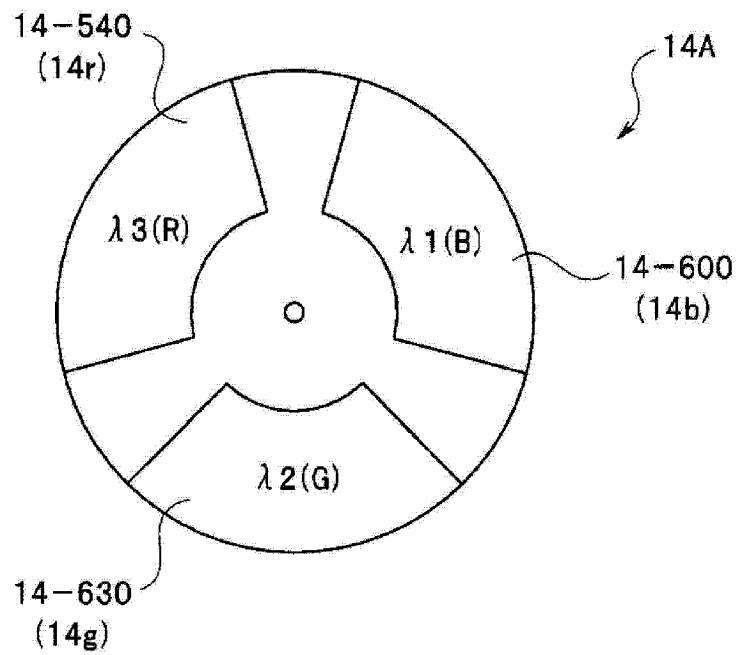


图 13

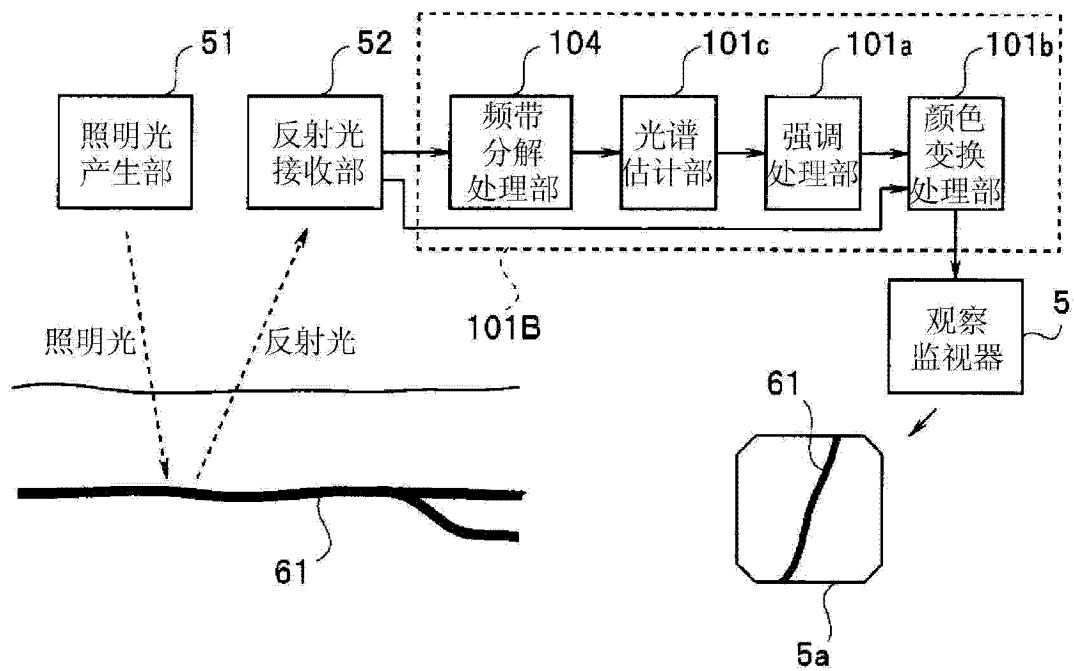


图 14

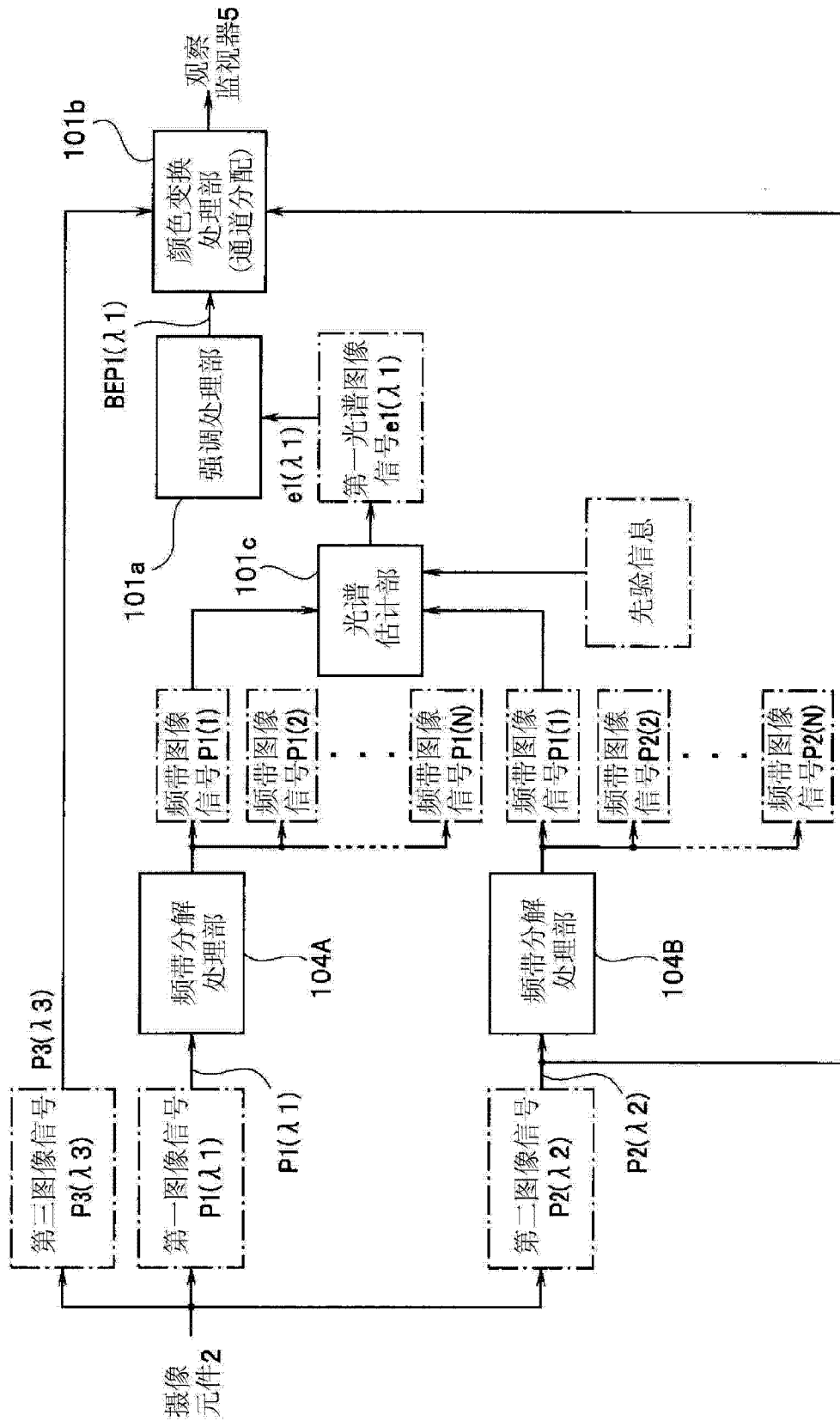


图 15

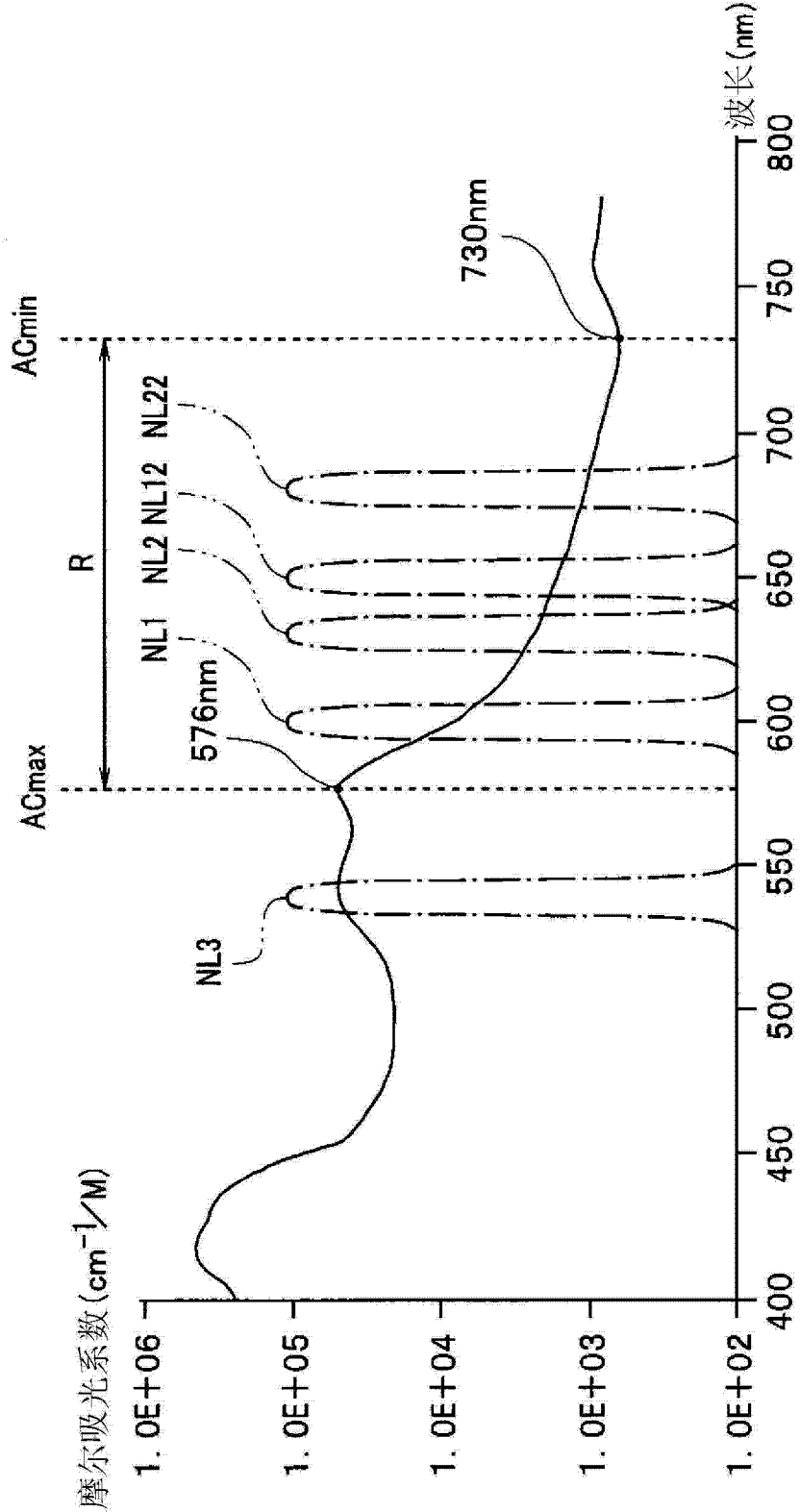


图 16

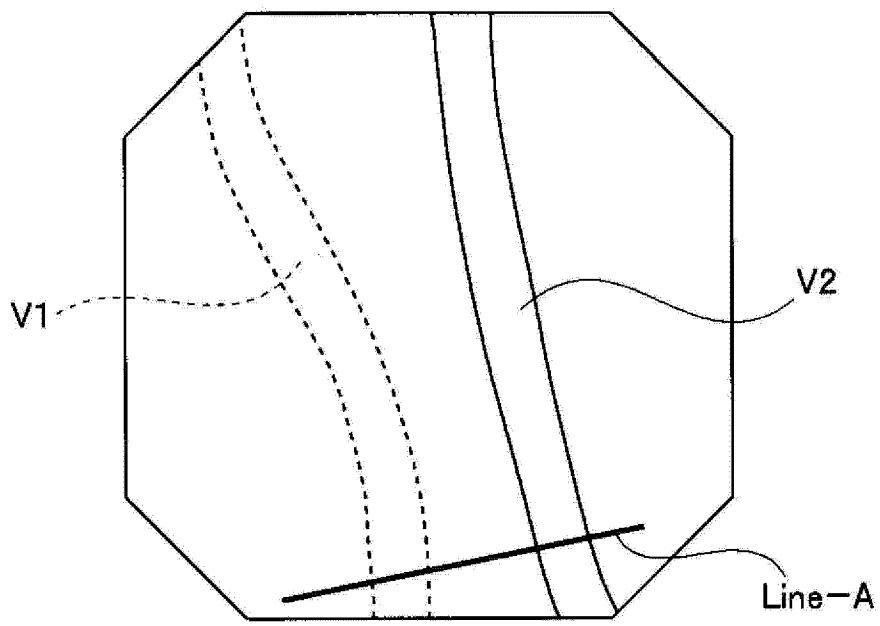


图 17

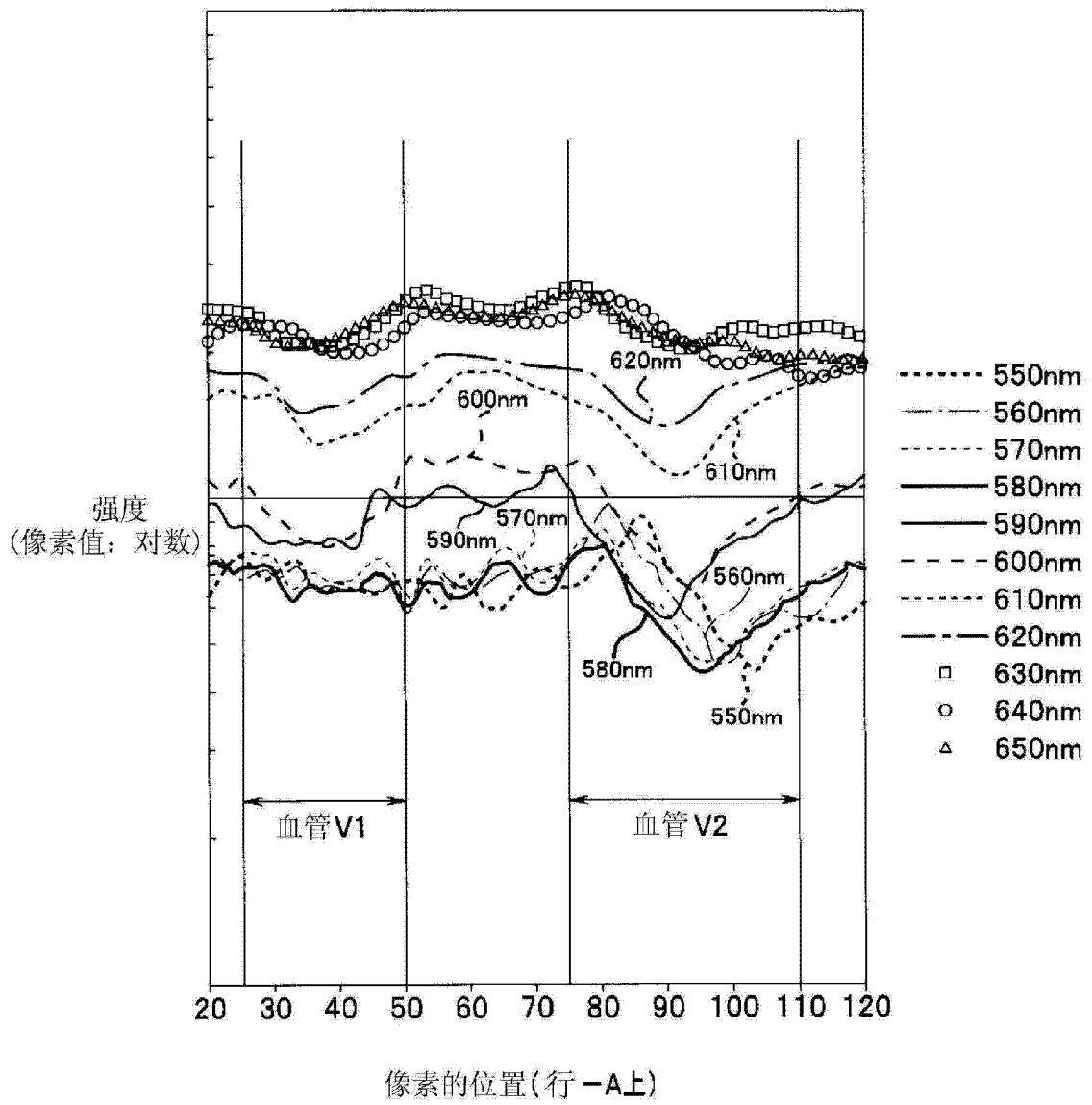


图 18

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN103501683B	公开(公告)日	2015-10-07
申请号	CN201280020001.1	申请日	2012-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	五十岚诚		
发明人	五十岚诚		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/06 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0684 A61B1/00 A61B1/04		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2012082285 2012-03-30 JP		
其他公开文献	CN103501683A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜装置(1)包含：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)，其拍摄基于光源装置(4)的照射的来自被检体的返回光；视频处理器(7)；以及观察监视器(5)。视频处理器(7)的频带分解处理部(104)在摄像元件(2)拍摄之后，对在生物体组织的吸收特性中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第一图像信号(P1)，以多个空间频带进行分解处理。视频处理器(7)的强调处理部(101a)根据进行分解处理得到的多个频带图像信号中的空间频率最低的频带图像信号，进行强调处理并生成强调校正后的图像信号。

