



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102469931 B

(45) 授权公告日 2014. 11. 05

(21) 申请号 201080030582. 8

(22) 申请日 2010. 07. 05

(30) 优先权数据

2009-159962 2009. 07. 06 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 01. 06

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2010/061432 2010. 07. 05

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/004801 JA 2011. 01. 13

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 水由明 斋藤孝明

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 雒运朴

(51) Int. Cl.

A61B 1/06 (2006. 01)

A61B 1/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2009/0167149 A1, 2009. 07. 02,

JP 特开 2010-035922 A, 2010. 02. 18,

JP 特开 2005-124823 A, 2005. 05. 19,

WO 2004/004554 A1, 2004. 01. 15,

WO 2005/104926 A1, 2005. 11. 10,

JP 特开 2006-122335 A, 2006. 05. 18,

WO 02/12127 A2, 2002. 02. 14,

US 2006/0022214 A1, 2006. 02. 02,

JP 特开 2007-139822 A, 2007. 06. 07,

JP 特开 2005-198794 A, 2005. 07. 28,

CN 101267761 A, 2008. 09. 17,

CN 1993075 A, 2007. 07. 04,

审查员 张雯

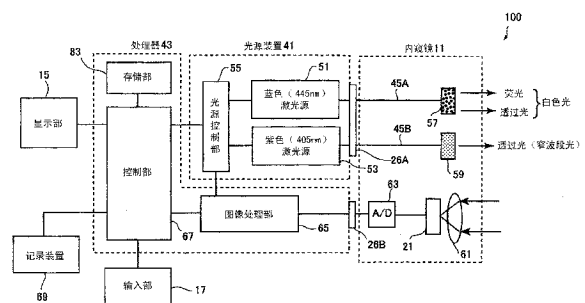
权利要求书2页 说明书18页 附图18页

(54) 发明名称

内窥镜用照明装置及内窥镜装置

(57) 摘要

本发明公开一种在基于白色光或特殊光的生物体组织的观察时,能够以适合于诊断的更明确的状态取得生物体组织的所希望的组织信息。具备:以半导体发光元件为发光源的第一光源(51);以与第一光源(51)不同的发光波长的半导体发光元件为发光源的第二光源(53);在来自第一光源(51)、第二光源(53)的至少一方的出射光的作用下进行激励发光的波长转换构件(57);对来自第一光源(51)的出射光与来自第二光源(53)的出射光的光量比进行变更的光量比变更机构(55),由此,能够使来自第一光源(51)的出射光和来自第二光源(53)的出射光任意地产生,从而能够提供一种适合于与生物体组织的吸收特性及散射特性对应的诊断的照明光。由此,能够以更明确的状态取得生物体组织的所希望的组织信息。



CN 102469931 B

1. 一种内窥镜装置, 其将使用多个光源的出射光而成的照明光从插入到体腔内的内窥镜插入部的前端侧射出, 而输出被观察区域的观察图像, 其中,

具备:

以射出蓝色光的半导体发光元件为发光源的第一光源;

以射出紫色光的半导体发光元件为发光源的第二光源;

将吸收来自所述第一光源的出射光的一部分进行激励发光而成的发光光、与未被吸收而透过的所述蓝色光加以结合来生成白色光的波长转换构件;

对来自所述第一光源的出射光与来自所述第二光源的出射光的光量比进行变更的光量比变更机构; 以及

搭载在所述内窥镜插入部且对由所述照明光照射的被观察区域进行摄像而输出包括血管信息的观察图像的图像信号的摄像元件,

并且, 所述光量比变更机构将所述摄像元件摄制的观察图像按以下方式形成, 即, 相对于全照明光成分的来自所述第二光源的出射光成分越多, 形成生物体组织的粘膜表层的薄的深度区域中包含的血管信息得以强调的图像; 来自所述第二光源的出射光成分越少, 形成从生物体组织的粘膜表层朝向深层的广阔深度区域中包含的血管信息得以映出的图像。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置, 其特征在于,

所述第一光源和所述第二光源中的至少一方的半导体发光元件的发光波长包含在 400nm 至 470nm 的范围内。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜装置, 其特征在于,

还具备以与所述第一、第二光源不同的发光波长的半导体发光元件为发光源的至少一个第三光源, 以使每个光源的发光波长不同。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜装置, 其特征在于,

还具备: 光耦合机构, 其配置在从所述第一光源到所述波长转换构件的光路中途, 至少使来自所述第二光源的出射光与来自所述第一光源的出射光汇合而向所述波长转换构件导光。

5. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置, 其特征在于,

所述第一光源及所述第二光源的各发光波长中的其中一方设定在血红蛋白的吸收波长带的隔着最大峰值波长的短波长侧, 另一方设定在长波长侧。

6. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜装置, 其特征在于,

所述光量比变更机构分别独立地变更来自所述第一光源及所述第二光源的出射光的光量。

7. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜装置, 其特征在于,

还具备输入光量比信息的输入机构, 所述光量比信息对所希望的光量比进行指定, 所述光量比变更机构基于输入到所述输入机构的光量比信息, 来决定成为所述所希望的光量比的所述第一光源及所述第二光源的出射光量。

8. 根据权利要求 7 所述的内窥镜装置, 其特征在于,

还具备存储机构, 该存储机构存储有将多种光量比与关键信息建立了关联的光量比表,

所述光量比信息包含所述关键信息，

所述光量比变更机构基于从所述输入机构输入的光量比信息中包含的关键信息，参照所述光量比表来决定所述所希望的光量比。

9. 根据权利要求 8 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述关键信息是内窥镜装置的手术者的识别信息。

10. 根据权利要求 8 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述关键信息是内窥镜装置的个体识别信息。

11. 根据权利要求 8 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述输入机构是对在所述光量比表中设定的多种光量比的其中之一进行指定的切换开关。

12. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置，其特征在于，

具备至少使所述第一光源及所述第二光源在所述摄像元件的图像信号 1 帧内发光的光源控制机构。

13. 根据权利要求 12 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述光源控制机构至少使所述第一光源及所述第二光源在所述摄像元件的图像信号 1 帧内以彼此不同的时间发光。

14. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置，其特征在于，

还具备：

生成基于从所述摄像元件输出的图像信号的显示用观察图像的图像处理机构；以及显示包含所述显示用观察图像的信息的显示机构。

15. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述显示机构将第一图像信息和第二图像信息在同一画面内同时显示，所述第一图像信息是在包括来自所述第一光源的出射光及来自所述波长转换构件的激励发射光在内的可视光下拍摄到的图像信息，所述第二图像信息是在除了所述可视光之外还包括来自所述第二光源的出射光在内的照明光下拍摄到的图像信息。

16. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述显示机构使第一图像信息和第二图像信息彼此重合而同时显示，所述第一图像信息是在包括来自所述第一光源的出射光及来自所述波长转换构件的激励发射光在内的可视光下拍摄到的图像信息，所述第二图像信息是在除了所述可视光之外还包括来自所述第二光源的出射光在内的照明光下拍摄到的图像信息。

17. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置，其特征在于，

还具有：

对包含从所述图像处理机构输出的观察图像在内的信息进行记录的记录机构，所述记录机构将所述观察图像与所述光量比建立关联而进行记录。

## 内窥镜用照明装置及内窥镜装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜用照明装置及内窥镜装置。

### 背景技术

[0002] 一般的内窥镜装置利用在插入到被检体内的内窥镜插入部中内设的光导将来自光源装置的灯的光引导至内窥镜前端部,并从内窥镜前端部的照明窗射出,由此来照明被检体的观察部位。在通常的生物体组织的观察中使用白色光,但近年来,有效地利用了一种内窥镜装置,照射特定的窄波段化的波长的光来增强显示粘膜组织的状态,或能够进行观察来自预先投入的荧光物质的自身荧光的特殊光观察(专利文献1、2)。在此种内窥镜装置中,通过对生物体组织照射特殊光,例如能够观察在粘膜层或粘膜下层产生的新生血管,能够进行在通常的观察像中无法得到的粘膜表面的微细结构的描绘。

[0003] 在上述的专利文献1、2中,利用滤色器对来自氙气灯等白色光源的出射光仅取出特定的波长波段,作为特殊光来利用。另外,作为白色光源,除了氙气灯之外,还可以利用激光光源,例如提出了通过蓝色激光光源和将该蓝色激光光源作为激励光而进行激励发光的荧光体的组合来产生白色光的发光装置(专利文献3)。

[0004] 然而,在上述专利文献1、2的内窥镜装置中,通过滤色器对来自白色光源的光进行时间划分,使面依次发出不同的波长带的光(R、G、B光等)。因此,为了得到全彩色的观察图像,而需要将多帧(R、G、B)的摄像图像合成,这样会妨碍观察图像的帧率的提高。而且,由于通过滤色器进行光吸收来生成照明光,因此无法避免光量的减少,而成为使观察图像的噪声成分增加的主要原因。虽然降低帧率能够提高灵敏度,但这种情况下,图像容易晃动。

[0005] 另一方面,在特殊光诊断中,生物体组织的表层部或深层部的组织信息等成为重要的观察对象。例如,消化管癌的肿瘤血管从早期出现在粘膜的表层部,肿瘤血管与在通常的表层部看见的血管相比发生膨胀或蜿蜒前进,并表现为血管的密度的增加。因此,通过对血管的性状进行精密检查而能够鉴别肿瘤的种类。然而,在使用上述的滤色器的内窥镜装置中,在要观察生物体组织的尤其是表层部的组织信息时等,难以将滤色器的透过波长波段限定在特定的狭窄的波段内,而且,限定为窄波段的照明光无法得到充分的光量,有导致观察图像的图像质量劣化的缺点。

[0006] 【在先技术文献】

[0007] 【专利文献】

[0008] 【专利文献1】日本专利第3583731号公报

[0009] 【专利文献2】日本专利特公平6-40174号公报

[0010] 【专利文献3】日本专利特开2006-173324号公报

### 发明内容

[0011] 发明要解决的问题

[0012] 本发明的目的在于提供一种在基于白色光或特殊光的生物体组织的观察时,能够以适合于诊断的更明确的状态取得生物体组织的所希望的组织信息的内窥镜用光源装置及内窥镜装置。

[0013] 本发明由下述结构构成。

[0014] (1) 一种内窥镜用照明装置,使用多个光源的出射光来得到照明光,其具备:

[0015] 以半导体发光元件为发光源的第一光源;

[0016] 以与所述第一光源不同的发光波长的半导体发光元件为发光源的第二光源;

[0017] 在来自所述第一、第二光源的至少一方的出射光的作用下进行激励发光的波长转换构件;

[0018] 对来自所述第一光源的出射光与来自所述第二光源的出射光的光量比进行变更的光量比变更机构。

[0019] (2) 一种内窥镜装置,其具备:

[0020] 将来自上述内窥镜照明装置的照明光从内窥镜插入部的前端射出的照明光学系统;

[0021] 包括接受来自所述照明光所照射的被照明区域的光而输出图像信号的摄像元件在内的摄像光学系统。

[0022] 发明效果

[0023] 根据本发明的内窥镜用光源装置及内窥镜装置,在使用了白色光或特定的波长波段的特殊光的生物体组织的观察时,能够以适合于诊断的更明确的状态取得生物体组织的所希望的组织信息。

## 附图说明

[0024] 图 1 是使用了用于说明本发明的实施方式的内窥镜用光源装置的内窥镜装置的示意性结构图。

[0025] 图 2 是图 1 所示的内窥镜装置的结构框图。

[0026] 图 3 是表示来自紫色激光源的激光、来自蓝色激光源的蓝色激光以及将蓝色激光通过荧光体进行了波长转换后的光的发光光谱的图形。

[0027] 图 4 是图像处理部的详细框图。

[0028] 图 5 是示意性地表示生物体组织的粘膜表层的血管的说明图。

[0029] 图 6 是表示由内窥镜装置进行的观察图像的简要的显示例的说明图。

[0030] 图 7a 是通过内窥镜装置观察到的唇内侧的基于白色光的放大观察图像。

[0031] 图 7b 是通过内窥镜装置观察到的唇内侧的光量比 50 : 50 的放大观察图像。

[0032] 图 7c 是通过内窥镜装置观察到的唇内侧的光量比 75 : 25 的放大观察图像。

[0033] 图 8 是表示对内窥镜装置产生的观察图像进行显示的显示部的显示画面的例子的说明图。

[0034] 图 9 是表示对内窥镜装置产生的观察图像进行显示的显示部的显示画面的另一例的说明图。

[0035] 图 10 是表示向光源的施加电流与发光量的关系的图形。

[0036] 图 11 是表示施加电流的脉冲电流重叠波形的图形。

- [0037] 图 12 是表示脉冲调制控制所产生的各种驱动波形 (a)、(b)、(c) 的说明图。
- [0038] 图 13 是表示光源的发光量交替地成为最大的控制例的图形。
- [0039] 图 14 是表示血红蛋白的吸收波长带与各光源的发光波长的简要关系的图形。
- [0040] 图 15 是简要表示内窥镜的手术者使内窥镜插入部在被检体内移动,在所希望的观察位置进行基于窄波段光的观察,并向下一个观察位置移动时的显示部的显示图像的情况的说明图。
- [0041] 图 16 是表示将通常图像和窄波段光图像在同一画面内分别配置在不同的区域而同时显示的例子的说明图。
- [0042] 图 17 是表示在通常图像中使所希望的范围的窄波段光图像重合而同时显示的例子的说明图。
- [0043] 图 18 是表示登记了对于内窥镜的手术者的光量比的光量比表的说明图。
- [0044] 图 19 是表示将预设的光量比向显示部显示的例子的说明图。
- [0045] 图 20 是切换开关的动作说明图。
- [0046] 图 21 是表示对于光量比的色转换系数表的说明图。
- [0047] 图 22 是表示氧浓度低的血红蛋白 Hb 和氧饱和的氧化血红蛋白 HbO<sub>2</sub> 的吸收光谱的图形。
- [0048] 图 23 是表示具备多个激光源的光源装置和内窥镜的结构例的框图。
- [0049] 图 24 是表示将光路统一后的光源装置和内窥镜的结构例的框图。
- [0050] 图 25 是表示图 24 所示的光源装置和荧光体产生的发光光谱的例子的图形。

## 具体实施方式

- [0051] 以下,参照附图,详细说明本发明的实施方式。
- [0052] 图 1 是使用了用于说明本发明的实施方式的内窥镜用光源装置的内窥镜装置的示意性结构图,图 2 是图 1 所示的内窥镜装置的结构框图。
- [0053] 图 1 所示的内窥镜装置 100 具有内窥镜 11 和与该内窥镜 11 连接的控制装置 13。在控制装置 13 连接有对图像信息等显示部 15 和接受输入操作的输入部 17。内窥镜 11 是一种电子内窥镜,具有从内窥镜插入部 19 的前端射出照明光的照明光学系统和包括拍摄被观察区域的摄像元件在内的摄像光学系统。
- [0054] 内窥镜 11 具备:插入到被检体内的内窥镜插入部 19;进行内窥镜插入部 19 的前端的弯曲操作或来自内窥镜插入部 19 的前端的吸引、送气/送水等操作的操作部 23;将内窥镜 11 以拆装自如的方式与控制装置 13 连接连接器部 25;将操作部 23 和连接器部 25 连结的通用软线部 27。另外,虽然未图示,但在内窥镜 11 的内部设有插入组织提取用处置具等的钳子通道、送气/送水用的通道等各种通道。
- [0055] 内窥镜插入部 19 由具有挠性的柔性部 31、弯曲部 33、前端部(以后,也称为内窥镜前端部)35 构成。在内窥镜前端部 35 配置有:使光向被观察区域照射的照射口 37A、37B;取得被观察区域的图像信息的 CCD(charge coupled device) 图像传感器、CMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 图像传感器等摄像元件 21。另外,在摄像元件 21 安装有物镜等成像构件 39。
- [0056] 弯曲部 33 设置在柔性部 31 与前端部 35 之间,通过来自操作部 23 的金属线操作

或促动器的工作操作等而弯曲自如。该弯曲部 33 根据使用内窥镜 11 的被检体的部位等，而能够向任意的方向以任意的角度弯曲，能够使内窥镜前端部 35 的照射口 37A、37B 及摄像元件 21 的观察方向朝向所希望的观察部位。而且，虽然未图示，但在内窥镜插入部 19 的照射口 37A、37B 配置有盖玻璃或透镜。

[0057] 控制装置 13 具备产生向内窥镜前端部 35 的照射口 37A、37B 供给的照明光的光源装置 41、对来自摄像元件 21 的图像信号进行图像处理的处理部 43，并连接有上述的显示部 15 和输入部 17。处理部 43 基于来自内窥镜 11 的操作部 23 或输入部 17 的指示，对从内窥镜 11 传送来的摄像信号进行图像处理，生成显示用图像而向显示部 15 供给。

[0058] 在内窥镜 11 的内部插入有用于从光源装置 41 导入照明光的光纤 45A、45B 和将摄像元件 21 与处理部 43 连结的视野线缆 47。而且，虽然未图示，但来自操作部 23 的各种信号线及送气、送水通道等管类也通过通用软线部 27，经由连接器部 25 与控制装置 13 等连接。如图 2 所示，该内窥镜 11 侧的连接器部 25 以拆装自如的方式与在光源装置 41 和处理部 43 分别设置的连接器部 26A、26B 连接。

[0059] 如图 2 所示，光源装置 41 具备中心波长 445nm 的蓝色激光源（第一光源）51 和中心波长 405nm 的紫色激光源（第二光源）53 作为发光源。来自这各光源 51、53 的半导体发光元件的发光由光源控制部 55 分别控制，从而蓝色激光源 51 的出射光与紫色激光源 53 的出射光的光量比变更自如。

[0060] 作为第一光源的蓝色激光源 51 及作为第二光源的紫色激光源 53 可以利用宽幅（ブロードエリア）的 InGaN 系激光二极管，而且，可以使用 InGaNaS 系激光二极管或 GaNaS 系激光二极管。而且，作为上述光源，也可以使用发光二极管等发光体。

[0061] 从这各光源 51、53 射出的激光通过聚光透镜（未图示）向光纤输入，经由连接器部 26A 及内窥镜 11 侧的连接器 25（参照图 1），通过光纤 45A、45B，分别传播到内窥镜 11 的内窥镜前端部 35（参照图 1）。并且，来自蓝色激光源 51 的激光向配置于内窥镜前端部 35 的作为波长转换构件的荧光体 57 照射，来自紫色激光源 53 的激光向光偏转 / 扩散构件 59 照射。

[0062] 光纤 45A、45B 是多模光纤，作为一例，可以使用芯线直径 105  $\mu\text{m}$ 、包层直径 125  $\mu\text{m}$ 、包括作为外皮的保护层在内的直径为  $\phi 0.3 \sim 0.5\text{mm}$  的细径的线缆。

[0063] 荧光体 57 是吸收来自蓝色激光源 51 的蓝色激光的一部分而激励发出绿色～黄色的多种荧光体（例如包括 YAG 系荧光体或 BAM ( $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$ ) 等在内的荧光体等）。由此，以来自蓝色激光源 51 的蓝色激光为激励光的绿色～黄色的激励光和未被荧光体 57 吸收而透过蓝色激光结合，而成为白色（近似白色）的照明光。若像本结构例那样使用半导体发光元件作为激励光源，则能得到高发光效率、高强度的白色光，而且，能够容易调整白色光的强度。而且，白色光的色温、色度的变化减少。

[0064] 另外，蓝色激光源 51、荧光体 57 及将它们连接的光纤 45A 例如可以使用日亚化学工业社制的“microwhite”（商品名）。

[0065] 另外，光偏转 / 扩散构件 59 只要是使来自紫色激光源 53 的激光透过的材料即可，例如使用具有透光性的树脂材料或玻璃等。而且，光偏转 / 扩散构件 59 也可以是在树脂材料或玻璃的表面等设有混杂了微小凹凸或折射率不同的粒子（填充物等）的光扩散层的结构、或使用了半透明体的材料的结构。由此，从光偏转 / 扩散构件 59 射出的透过光成为

在规定的照射区域内使光量均匀化的窄波段波长的照明光。

[0066] 另外,荧光体 57 和光偏转 / 扩散构件 59 能够防止因激光的可干涉性而产生的斑点所引起的成为摄像的障碍的噪声的重叠或进行活动图像显示时的闪烁的发生等现象。而且,考虑到构成荧光体的荧光物质与作为填充剂的固定 / 固化用树脂的折射率差,而荧光体 57 优选利用对于红外区域的光的吸收小且散射大的材料来构成荧光物质其本身及其相对于填充剂的粒径。由此,对于红色或红外区域的光,不会降低光强度而能提高散射效果,不需要凹透镜等光路变更机构,光学损失减小。

[0067] 图 3 是表示来自紫色激光源 53 的激光、来自蓝色激光源 51 的蓝色激光及将蓝色激光通过荧光体 57 进行了波长转换后的光的发光光谱的图形。来自紫色激光源 53 的紫色激光由中心波长 405nm 的亮线 (曲线 A) 表示。而且,来自蓝色激光源 51 的蓝色激光由中心波长 445nm 的亮线表示,基于蓝色激光的来自荧光体 57 的激励发射光在大致 450nm ~ 700nm 的波长波段下成为发光强度增大的分光强度分布 (曲线 B)。通过该激励发射光和蓝色激光所产生的曲线 B,来形成上述的白色光。

[0068] 在此,本说明书中所谓的白色光并不局限于严格意义上的包括可视光的全部的波长成分,只要包括例如 R、G、B 等特定的波长带的光即可,例如,在广义方面包括从绿色到红色的波长成分的光、从蓝色到绿色的波长成分的光等。

[0069] 即,在该内窥镜装置 100 中,由于使曲线 A 和曲线 B 的发光强度相对增减来生成照明光,因此根据曲线 A、B 的混合比率而能够得到特性不同的照明光。

[0070] 再次返回图 2 进行说明。如上所述,由蓝色激光源 51、荧光体 57 及紫色激光源 53 形成的照明光从内窥镜 11 的前端部朝向被检体的被观察区域照射。并且,通过摄像透镜 61 以成像在摄像元件 21 上的方式来拍摄照明光所照射的被观察区域的情况。

[0071] 在摄像后从摄像元件 21 输出的图像信号被 A/D 转换器 63 转换成数字信号,向处理器 43 的图像处理部 65 输入。在图像处理部 65 中,将输入的图像信号转换成图像数据而进行适当的图像处理,生成所希望的输出用图像信息。然后,将得到的图像信息通过控制部 67 作为内窥镜观察图像,显示在显示部 15 上。而且,根据需要,记录在由存储器或存储装置构成的记录装置 69 中。

[0072] 记录装置 69 既可以内置于处理器 43,也可以经由网络与处理器 43 连接。在记录于记录装置 69 的内窥镜观察图像的信息中还一并记录有摄像时的光量比的信息。由此,对于记录的内窥镜观察图像,在内窥镜观察后进行正确的读影,而且,根据光量比,能够实施对图像进行标准化等的适当的图像处理,能够扩大内窥镜观察图像的适用范围。尤其是若以分光不同的光量比的多张的信息为基础,来模拟地增加频带数 (R、G、B) 而进行分光反射率推定,则能够进行更微小的色差的分离。

[0073] 图 4 表示图像处理部的详细框图。向图像处理部 65 输入的来自摄像元件 21 的图像信号首先向亮度算出部 65a 输入。亮度算出部 65a 求出图像信号的最大亮度、最低亮度、画面平均亮度等亮度信息,进行亮度的标准化。并且,在图像信号的亮度过低或过高时,向光源控制部 55 输出补偿信号,以使图像信号成为所希望的亮度水平的方式来增减各光源 51、53 的发光量。

[0074] 接着,色对合部 65b 以使图像的色调成为所希望的色调的方式对标准化的图像数据进行调整。例如图像信号由 R、G、B 各色的信号构成时,调整 R、G、B 各色的信号的强度

平衡。在上述的光源装置 41 中,通过光源控制部 55,分别控制蓝色激光源 51 和紫色激光源 53 的发光量,能够任意地变更蓝色激光源 51 的出射光与紫色激光源 53 的出射光的光量比。因此,根据设定的光量比而照明光的色或总照度有时会发生变化,因此亮度算出部 65a 或色对合部 65b 根据设定的光量比对图像信号进行补偿,而将观察图像的色调或亮度维持成规定的一定水平。

[0075] 并且,在图像运算部 65c 中,进行预定的或有实施要求的图像运算,利用其结果在显示图像生成部 65d 中生成输出用图像信息向控制部 67 输出。

[0076] 接着,说明将上述的内窥镜装置 100 利用于生物体组织表层的血管图像的观察中的例子。

[0077] 图 5 是示意性地表示生物体组织的粘膜表层的血管的说明图。生物体组织的粘膜表层中,树脂状血管网等的毛细血管 B2 形成在从粘膜深层的血管 B1 到粘膜表层之间,生物体组织的病变出现在该毛细血管 B2 等的微细结构中。因此近年来,尝试了使用内窥镜装置,通过特定的窄波段的波长光对粘膜表层的毛细血管进行图像增强来观察,以便于提早发现微小病变或诊断病变范围。

[0078] 然而,当照明光向生物体组织入射时,入射光在生物体组织内扩散传播,但生物体组织的吸收 / 散射特性具有波长依赖性,具有波长越短而散射特性越强的倾向。即,由于照明光的波长不同而光的到达深度进行变化。另一方面,在血管中流动的血液对于 400 ~ 420nm 附近的波长具有吸收的极大值,能得到大的对比度。例如,在照明光为波长 400nm 附近的波长域  $\lambda a$  中能得到来自粘膜表层的毛细血管的血管信息,在波长 500nm 附近的波长域  $\lambda b$  中,还能得到包含深层的血管的血管信息。因此,在生物体组织表层的血管观察中,使用中心波长 360 ~ 800nm,优选 365 ~ 515nm,更优选中心波长 400nm ~ 470nm 的光源。

[0079] 因此,如图 6 的内窥镜装置产生的观察图像的简要的显示例所示,在照明光为白色光时的观察图像中,能得到比较深的粘膜深层的血管像,而粘膜表层的微细的毛细血管不清楚。另一方面,在仅为短波长的窄波段化的照明光时的观察图像中,粘膜表层的微细的毛细血管清晰可见。

[0080] 在本结构例中,通过内窥镜装置 100 的光源控制部 55(参照图 2),而自如地变更中心波长 445nm 的蓝色激光源 51 与中心波长 405nm 的紫色激光源 53 产生的出射光的光量比。光量比的变更例如通过图 1 所示的在内窥镜 11 的操作部 23 设置的开关 89 的操作来进行,能够进行图像增强,以便于更容易观察粘膜表层的毛细血管。即,在蓝色激光源 51 产生的蓝色激光成分多时,成为由该蓝色激光和基于荧光体 57 的激励发射光所形成的白色光成分多的照明光,能得到图 6 的白色光观察图像那样的观察图像。但是,由于窄波段光的蓝色激光混在照明光中,因此成为表层的毛细血管被进行了图像增强的观察图像。

[0081] 另外,在紫色激光源 53 产生的紫色激光成分多时,能得到图 6 的窄波段光观察图像那样的观察图像。并且,通过增减蓝色激光源 51 和紫色激光源 53 的出射光的光量比,即,通过增减紫色激光成分相对于全照明光成分的比例,而能进行使粘膜表层的微细的毛细血管连续地增强显示的观察。

[0082] 因此,紫色激光成分越多,粘膜表层的薄的深度区域中包含的微细的毛细血管越鲜明地映出在观察图像中,随着紫色激光成分减少,而映出从粘膜表层朝向深层的广阔深度区域中包含的血管信息。由此,能够从粘膜表层模拟地显示深度方向的血管分布,能

够提取观察部位的深度方向的血管信息作为与各深度范围对应的连续的信息。尤其是在本结构例中,一起提取通过蓝色激光得到的血管信息和通过紫色激光得到的更表层的血管信息,通过这些信息的图像显示而能够对双方进行比较,因此能够提高视觉辨认性来观察包含在蓝色激光中无法观察到的更表层的血管在内的血管信息。

[0083] 另外,在配置有摄像元件 21 的电子内窥镜的前端部 35(参照图 1)中,伴随着近年来的高像素化、帧速度的高速化等消耗电力的增大而发热量上升,从前端部 35 能够射出的光也受限制。其中,通过变更各光源的光量比来抑制照明光的总光量并使必要的发光增加的情况例如仅依赖于图像处理,结果是能够消除仅能得到噪声多的图像等问题。

[0084] 在此,图 7a、b、c 表示了通过内窥镜装置 100 以相同的光量在同样的图像处理条件下观察到的唇内侧的放大图像。在该图中,表示由中心波长 445nm 的蓝色激光和荧光体的激励发射光构成的白色照明光所产生的观察图像(图 7a)、中心波长 405nm 的紫色激光与中心波长 445nm 的蓝色激光的光量比为 50 : 50 时的观察图像(图 7b)、中心波长 405nm 的紫色激光与中心波长 445nm 的蓝色激光的光量比为 75 : 25 时的观察图像(图 7c)。另外,在图 7b、c 中,来自以中心波长 445nm 的蓝色激光为激励光的荧光体的激励发射光包含在照明光中。

[0085] 图 7a、图 7b、图 7c 的观察图像由于照明光的波长的不同,按照 a → b → c 的顺序而距表层的观察深度变浅,微细的毛细血管的映出量增加。即,越增加照明光内的紫色激光的比例越能得到表层的毛细血管更加增强的图像,通过提高对比度而能够更明确地观察粘膜表层的毛细血管及粘膜微细图样。而且,能够无级且自如地变更蓝色激光与紫色激光的光量比,因此根据连续地改变光量比时的观察图像的变化,能够容易地进行推测粘膜表层的立体的血管结构或选择性地明确映出所希望的观察对象的情况。

[0086] 对于此种相互接近的波长波段的紫色光和蓝色光,通过以往的卤素灯或氙气灯和滤色器等的波长限制机构难以实现与蓝色区域的光相区别地仅使紫色区域的光量增减的情况。在光路中使用波长限制机构而实现发光光谱的窄波段化时,不仅原本的卤素灯或氙气灯自身的光量少,而且紫色区域的光量也不足。而且,为了增加该紫色区域的光量而要扩大发光光谱的半幅值时,未实现照明光的窄波段化,而所希望的血管的图像增强不充分。

[0087] 并且,在照明光的光量不足时,通常通过提高图像传感器的灵敏度或降低帧率来应对光量不足,但若在摄像时提高图像传感器的灵敏度,则存在摄像图像的噪声成分增加的缺点。而且,若降低帧率而增加灵敏度,则晃动增大,反而难以看清观察图像。在本结构例中,由于使用激光作为光源,因此能始终稳定地得到高强度的照明光,能够使观察图像明亮,而且能够形成低噪声的良好的图像质量。并且,在拍摄远景时也能得到必要充分的照度。

[0088] 上述的光量比通过图 2 所示的光源控制部 55 对各光源 51、53 的控制来进行变更,但下面,使用图 8、图 9 来说明手术者边观察图像边变更该光量比的方法。

[0089] 图 8 表示对内窥镜装置 100 所产生的观察图像进行显示的显示部 15 的显示画面 71 的例子。在显示画面 71 设有对内窥镜装置所产生的观察图像进行显示的内窥镜图像区域 73、使通常的白色光照明所产生的观察图像显示在内窥镜图像区域 73 上的通常图像切换按钮 75、显示紫色激光的窄波段照明光所产生的观察图像的窄波段光图像切换按钮 77,还设有调整光量比的调整用杆 79 和捏手 81。并且,基于来自鼠标或键盘等的输入部 17 的

指示,而使捏手 81 在调整用杆 79 内滑动移动,以成为所希望的观察图像的方式调整光量比。

[0090] 控制部 67 根据调整用杆 79 的捏手 81 的位置来决定光量比,以成为与该光量比对应的各光源 51、53 的出射光量的方式对各光源 51、53 进行驱动。在此,光量比与各光源 51、53 的出射光量的关系作为光量比对应表而存储在存储部 83(参照图 2)中,控制部 67 参照存储部 83 的光量比对应表而求出各光源 51、53 的出射光量。

[0091] 如上所述,在使各光源 51、53(参照图 1)的光量增减而设定成所希望的光量比时,控制部 67 基于由显示画面 71 设定的光量比,参照预先存储的光量比对应表来决定各光源 51、53 的出射光量。由此,内窥镜的手术者不直接设定各光源 51、53 各自的出射光量,能够以简单的操作设定成所希望的光量比。

[0092] 另外,如图 9 所示,光量比的变更既可以取代图像信号的 R、G、B 的各色成分的强度平衡、亮度、对比度的各种调整的设定部 85 来设定,或者也可以与光量比变更用的捏手 81 的调整并用来使用。如此,对所希望的观察对象进行模拟彩色化来表现等能够任意地进行图像增强来显示,从而提高显示图像的变更自由度,能够形成为更容易诊断的图像。

[0093] 接着,说明光源控制部 55 对各光源 51、53 的驱动方法。

[0094] 图 2 所示的光源控制部 55 基于来自输入部 17 的指示来控制各光源 51、53 的出射光量。各光源 51、53 具有图 10 所示那样的施加电流与发光量的关系 R1,通过控制向各光源 51、53 的施加电流而得到所希望的发光量。例如,为了得到发光量 La,而以施加电流为 Ib,基于关系 R1 来确保发光量 Lb,而且,通过使被脉冲调制后的脉冲电流与施加电流重叠而能得到作为微调整量的发光量 Lb 与 La 的差  $\Delta L$ 。

[0095] 例如图 11 中的施加电流的脉冲电流重叠波形所示,通过以施加电流 Ib 为偏流的脉冲电流而能得到发光量 La。通过此种偏流电流控制和脉冲调制控制,而能够广泛地确保可设定的发光量的动态范围。

[0096] 这种情况下的脉冲调制控制能够利用各种的驱动波形。例如,若使用与图 12(a)所示的摄像元件的图像 1 帧量的光蓄积时间同步地反复进行导通截止的脉冲波形,则难以受到 CCD、CMOS 图像传感器的暗电流产生的影响,图像的清晰度提高。而且,若使用图 12(b)所示那样的相对于上述的光蓄积时间充分快速的周期的脉冲波形,则能够减少与图像显示相关的闪烁的发生,而且,还能够减少激光的斑点引起的图像噪声。而且,若使用图 12(c)所示那样的将图 12(a)的脉冲波形的截止期间形成为图 12(b)的快速的周期的脉冲波形的(a)及(b)的混合型的脉冲波形,则能够享受闪烁减少以外的上述效果。

[0097] 另外,如图 13 所示,若使各光源 51、53 交替点亮而以发光量交替成为最大的方式进行控制,则能够抑制将光源 51、53 相加后的光源装置 41 的最大驱动电力,能够减少作为被检体的生物体的负担。而且,能够分别取得各光源 51、53 的照明光所产生的摄像图像,这种情况下,能够进行取得的图像的图像间运算,从而提高图像处理的自由度。

[0098] 图 14 表示了血红蛋白的吸收波长带与各光源 51、53 的发光波长的简要的关系。

[0099] 血中含有的血红蛋白如上所述对 400 ~ 420nm 附近的波长的吸收极大,包含在血红蛋白的吸收波长带中或接近吸收波长带的发光波长的来自各光源 51、53 的出射光能够以高对比度来捕捉血管信息。而且,通过将各光源 51、53 的发光波长隔着血红蛋白的吸收波长带分别设定成相同程度的吸收率,而血管信息的强弱不会受到各光源 51、53 的光量比

的影响。即,即使变更各光源 51、53 的光量比,也能将血管像自身的检测灵敏度保持为恒定。

[0100] 并且,通过使用避开血红蛋白的吸收波长带的最大峰值波长且成为吸收波长带的下部区域中的适度的吸收率的波长区域的光作为照明光,而在观察区域上从生物体组织发生出血时,能防止受到向组织表面层渗出的血液对吸收的影响而观察图像变暗的情况。

[0101] 通过以上说明的紫色激光的窄波段光所产生的照明和白色光所产生的照明而得到的观察图像可以按帧进行瞬时切换。图 15 简要表示内窥镜的手术者使内窥镜插入部在被检体内移动,在所希望的观察位置上进行基于窄波段光的观察,并向下一个观察位置移动时的、显示部 15(参照图 1、2) 的显示图像的情况。

[0102] 从白色光观察所产生的通常的显示图像向窄波段光观察所产生的显示图像的切换及其反方向的切换能够以摄像元件 21 的摄像图像(R、G、B 三色的全彩色图像)1 帧单位进行切换。因此,即使在使内窥镜插入部移动并进行观察时,也能够实时地显示没有色散的图像,不会使手术者产生不适感。即,能够提供一种即使对于内窥镜的快速移动也能够可靠地追随的良好的观察图像,能够提高内窥镜装置的操作性。

[0103] 另外,作为显示部 15 中的观察图像的显示图案,能够将白色光观察时的通常图像和窄波段光观察时的窄波段光图像自如地配置。例如图 16 所示,将通常图像和窄波段光图像配置在同一画面内的分别不同的区域,并同时显示,由此能容易进行通常图像与特定的信息被增强的窄波段光图像的对比观察。这种情况下,在白色光所产生的通常图像用时,使蓝色激光源 51 点亮而进行拍摄,在下一帧中的窄波段光图像用时,使蓝色激光源 51 和紫色激光源 53 同时点亮而反复进行拍摄,并将得到的通常图像和窄波段光图像显示在各个显示区域上。

[0104] 另外,图 17 表示使通常图像中的所希望的范围的窄波段光图像重合而同时显示的所谓 P in P(Picture in Picture) 功能的显示画面。狭波段光图像的显示范围根据来自输入部 17(参照图 1、2) 的指示,而能够设定成通常图像内的任意的位置、任意的大小。并且,在窄波段光图像的显示范围内显示与通常图像中的被检体的显示位置为同一位置的图像。由此,同一位置上的对比观察变得更容易。另外,上述的显示图案是一例,可以在窄波段光图像中埋入通常图像的显示方式,当然也可以其他任意组合的显示。

[0105] 接着,说明蓝色激光与紫光激光的光量比的设定。

[0106] 在上述的说明中,根据来自输入部 17 的指示,光源控制部 55 能够任意设定图 2 所示的来自蓝色激光源 51、紫色激光源 53 的出射光的光量比。在此,说明预先登记多种光量比,而从输入部 17 指定任一种光量比的情况。

[0107] 例如,在血管图像的内窥镜观察中,由于内窥镜的手术者不同,而对蓝色激光与紫色激光的光量比的喜好不同。例如,手术者 A 优选感受紫色激光  $\lambda_a$ 、蓝色激光  $\lambda_b$  的光量比为 60 : 40 的观察图像,手术者 B 优选感受 75 : 25 的光量比等,有时因喜好而产生差别。这种情况下,如图 18 所示,将作为关键信息的手术者名与手术者的喜好的光量比建立了关系的光量比信息作为光量比表而预先登记在存储部 83(参照图 2) 等中。并且,从输入部 17 输入与手术者名对应的信息时,控制部 67 参照存储部 83 的光量比表而自动地设定所希望的光量比。由此,能够设定成与内窥镜的手术者的喜好对应的光量比。

[0108] 另外,由于内窥镜的个体的不同而光学特性有时存在差异,因此也可以取代作为

上述关键信息的手术者名,而将识别内窥镜的个体的个体识别信息作为关键信息。这种情况下,使用按照内窥镜的个体而赋予的号码、机种名等,并预先登记与其对应的光量比的信息作为光量比表。由此,根据内窥镜的每个个体的种类或特性,而能够设定成最佳的光量比。

[0109] 而且,也可以预设任意的多种光量比,而手术者通过简单的操作能够自由地选择。例如图 19 所表示的显示部 15 的显示例那样,将预设的多种光量比作为 GUI(Graphical User Interface)的“选择按钮”87 来显示,手术者或助手可以观察显示部 15(参照图 1、2),通过操作输入部 17 而自如地进行选择。而且,若将显示部 15 形成为触摸面板,则对于手术者在观察时所注视的显示部 15,通过直接触摸选择按钮 87,而能够更直观快速地进行开关操作。而且,手术者不用使眼睛离开就能够比较因光量比的变更而发生变化的各观察图像,从而能够更可靠地识别微妙的图像变化。

[0110] 另外,光量比的切换并不局限于从向显示部 15 的显示图案来进行,也可以将在图 1 所示的内窥镜 11 的操作部 23 设置的开关 89 作为切换开关进行操作。通过在操作部 23 设置开关 89,手术者不使手从内窥镜 11 离开就能够迅速且简单地进行光量比的变更,从而提高内窥镜的操作性。

[0111] 作为该开关 89,可以利用扳扭开关(toggle switch)、推压开关、滑动开关、旋转开关等各种开关,如图 20 所示,在一次的按下操作时,而且通过多接点开关的接点位置,而依次设定预设的不同光量比。例如,能够依次选择通过由图 2 的蓝色激光源 51 和荧光体 57 产生的白色光进行观察的通常光观察、使来自紫色激光源 53 的窄波段光以规定的比例与白色光重叠的窄波段光观察 A、B、C、…、或仅为窄波段光的窄波段光观察等多种光量比的观察光模式。

[0112] 在开关操作为按下操作等的反复时,无需目视确认开关 89,而可以边注视显示部 15 边进行开关操作。由此,能够简单地切换成适合于诊断的照明光。另外,对光量比进行切换的开关 89 并不局限于对预设的光量比进行切换的开关,也可以是使光量比连续变化的音量开关或滑动开关。这种情况下,能够根据观察对象容易地将光量比调整为最佳。而且,通过利用开关操作连续地变更光量比,而能够观察到观察图像的连续的变化,从而能够更准确地把握血管结构。

[0113] 接着,说明对伴随着光量比的变更而发生的观察图像的色变化进行补偿的情况。

[0114] 向图 4 所示的图像处理部 65 输入图像信号 R、G、B,该图像信号 R、G、B 通过亮度算出部 65a 来进行亮度的标准化,转换成  $R_{norm}$ 、 $G_{norm}$ 、 $B_{norm}$  的图像数据。这些标准化后的图像数据  $R_{norm}$ 、 $G_{norm}$ 、 $B_{norm}$  通过色对合部 65b 来进行向与光量比对应的色调的补偿。即,色对合部 65b 通过 (1) 式所示的运算来求出色调补偿后的图像数据  $R_{adj}$ 、 $G_{adj}$ 、 $B_{adj}$ 。

[0115] [数 1]

$$[0116] \quad \begin{pmatrix} R_{adj} & G_{adj} & B_{adj} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_R & k_G & k_B \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R_{norm} \\ G_{norm} \\ B_{norm} \end{pmatrix} \quad \dots \quad (1)$$

[0117] 在此, $k_R$ 、 $k_G$ 、 $k_B$  分别是各色的色转换系数,根据在拍摄时设定的光量比来决定。图 21 表示确定了与光量比对应的各色的色转换系数后的色转换系数表。色转换系数  $k_R$ 、 $k_G$ 、 $k_B$

分别对应于各光量比而被设定作为 R00 ~ R100、G00 ~ G100、B00 ~ B100,并存储在存储部 83(参照图 2)中。通过将和在拍摄时使用的光量比对应的色转换系数代入(1)式,而能得到进行了色调补偿后的图像数据 Radj、Gadj、Badj。

[0118] 该色转换系数并不局限于表示作为图 21 所示的表,也可以表示作为数学式,而且,还可以仅对代表点进行数值化而通过插补运算来求出其他点。这种情况下,能够减少存储在存储部 83 中的信息量。

[0119] 根据以上说明的内窥镜装置 100,通过使用紫色激光(及蓝色激光),即尤其是适合于血管观察的短波长波段的照明光,而能够对生物体组织表层的微细血管进行图像增强来观察,从而容易观察血管的微细结构。并且,由于能够连续变更紫色激光与蓝色激光(白色光)的出射光的光量比,因此能简单地进行从生物体组织表层向深度方向变化的血管结构的观察,能够更明确地把握生物体组织的更表层部的血管结构。由此,在基于白色光或特殊光的生物体组织的观察时,能够以适合于诊断的更明确的状态取得生物体组织的所希望的组织信息,能够顺畅地进行内窥镜诊断。

[0120] 并且,上述的内窥镜装置 100 为具备能够对被观察区域进行放大观察的摄像光学系统的所谓放大内窥镜的结构时,能够提高生物体组织表层的微小血管与粘膜微细图样的分离性,从而进行更优异的内窥镜诊断。即,通过放大观察,能够确认微小血管的口径不同、形状不均匀、扩张、蜿蜒前进等异常变化、粘膜微细图样的消失或不规则微小化等异常变化的存在,能够提供例如对腺癌的种类进行诊断等的有益的信息。

[0121] 接着,说明内窥镜装置的其他的结构例。

[0122] 首先,利用血红蛋白与氧化血红蛋白的吸收特性的不同,来说明求出观察图像内的血液的氧浓度分布的内窥镜装置。

[0123] 图 22 表示了波长 450nm ~ 700nm 下的氧浓度低的血红蛋白 Hb 和氧饱和的氧化血红蛋白 HbO<sub>2</sub> 的吸收光谱。作为观察用的照明光,选择血红蛋白 Hb 与氧化血红蛋白 HbO<sub>2</sub> 的吸收相等的等吸收点的波长  $\lambda_1$ 、及双方的吸收不同的波长  $\lambda_2$ ,求出基于波长  $\lambda_1$  的照明光的观察图像的亮度 Ab1 和基于波长  $\lambda_2$  的照明光的观察图像的亮度 Ab2。

[0124] 这些图像的亮度 Ab1、Ab2 之比成为表示血液中的氧浓度的指标,能够监控生物体组织的代谢状态的变化。一般认为癌的区域氧浓度低,因而氧浓度成为对内窥镜诊断有益的信息。

[0125] 作为求出上述的氧浓度分布的内窥镜装置的结构,如图 23 中的光源装置 41 和内窥镜 11 的结构例所示,在内窥镜装置 200 的光源装置 41 中追加多个光源。在此,作为等吸收点的照明光,例如,使用由中心波长 515nm 的蓝绿色激光源 91 产生的蓝绿色激光,作为吸收不同的波长的照明光,使用由中心波长 630nm 的红色激光源 93 产生的红色激光。当然,在以氧浓度分布的测定为主时,可以省略紫色激光源 53。另外,图中的符号对与图 2 相同的构件标注同一符号,省略其说明。

[0126] 另外,上述结构的光纤 45A、45B、45C、45D 优选根据使用的波长而分别选定并使用最佳的纤维。光纤的芯线具有因羟基(OH<sup>-</sup>)浓度的高/低而传送损失发生变化的波长依赖性,在红外区域的特定的波长下成为与可视区域的波长不同的吸收率。因此,在光源的波长为 650nm 以下时,使用高羟基浓度的芯线的光纤,在超过 650nm 时,使用低羟基浓度的芯线的光纤。

[0127] 为了求出氧浓度分布,首先,以来自蓝绿色激光源 91 的蓝绿色激光作为照明光来拍摄被观察区域,接着,以来自红色激光源 93 的红色激光作为照明光来拍摄被观察区域。在拍摄时,以观察图像数据的平均亮度值等成为恒定的方式分别调整各光源 91、93 的出射光量。并且,根据得到的各观察图像的亮度  $Ab1$ 、 $Ab2$ ,按照各像素通过式 (2) 求出氧浓度指标  $O_{indx}$ 。

$$[0128] \quad O_{indx} = k \cdot (Ab2/Ab1) \quad \dots (2)$$

[0129] 其中,  $k$  为系数。

[0130] 由此,能得到氧浓度指数  $O_{indx}$  的分布图像,能够把握观察图像内的氧浓度的分布状态。

[0131] 另外,蓝绿色激光源 91 和红色激光源 93,与蓝色激光源 51 或紫色激光源 53 同样地能够通过光源控制部 55 来分别变更出射光的光量,根据观察对象或手艺的内容等来调整各出射光的光量比。并且,也可以使各激光源 91、93 在摄像信号的 1 帧内分别发光,并适当调整该光量比。蓝绿色激光适合于生物体组织的微细血管或发红的观察,红色激光适合于生物体组织的深部血管的观察。因此,通过变更这各激光的出射光的光量比,而与上述同样地,能够对来自在深度方向上不同区域的信息、来自不同对象的信息进行图像增强来显示。

[0132] 另外,即使在摄像信号的 1 帧内使各光源同时发光,也能够根据从摄像元件 21 输出的 R、G、B 的各图像信号,分别分开检测由蓝绿色激光源 91 产生的光成分、由红色激光源 93 产生的光成分、或激励光量。

[0133] 如此,能够分别任意且连续地变更蓝绿色激光相对于白色光的光量比、红色激光相对于白色光的光量比、或蓝绿色激光与红色激光的光量比,由此,能够提高所希望的观察对象的视觉辨认性。并且,增加内窥镜的照明光种类来实现多功能化,由此,即使在内窥镜诊断时产生未预期的观察的必要性时,也不用从被检体拔去(拔去)内窥镜,就能够迅速地进行与观察对象对应的适当的照明光下的观察。另外,也可以取代通过蓝色激光和荧光体的激励发射光来生成白色光的情况,而使用卤素灯等白色光源。这种情况下,能够分别控制蓝色激光的光量和白色光的光量,能进行更细微的光量比的调整。

[0134] 接着,说明由 1 根光纤 45 构成从光源装置 41 到内窥镜 11 的光路的内窥镜装置。

[0135] 图 24 表示了光源装置 41 和内窥镜 11 的结构例。内窥镜装置 300 在将来自中心波长 445nm 的蓝色激光源 51 的蓝色激光经由未图示的聚光透镜向光纤 45A 导入为止的光路中途具备使该蓝色激光与来自中心波长 405nm 的紫色激光源 53 的紫色激光合波的作为光耦合机构的二向色棱镜 95。

[0136] 在光纤 45A 的光出射侧配置的荧光体 97 吸收来自蓝色激光源 51 的蓝色激光的一部分而激励发出绿色~黄色的光,使该绿色~黄色的光与未吸收而透过的蓝色激光汇合而形成白色光,且具有几乎不吸收来自紫色激光源 53 的紫色激光而使其透过的性质。因此,荧光体 97 选择使用在蓝色激光的作用下高效率地激励发光并使该发出的光与蓝色激光汇合而形成白色光的材料、以及相对于紫色激光而荧光体的发光光量减少的材料。

[0137] 在基于荧光体 97 的波长转换中存在原理上发生的发热等的波长转换损失(斯托克斯(ストークス)损失)。因此,选择了发光波长较长的激励波长的一方的荧光体的发光效率高,在抑制荧光体的发热方面有利。因此在本结构例中,通过长波长侧的激光来生成白

色光,提高发光效率。

[0138] 图 25 表示图 24 所示的光源装置 41 和荧光体 97 所产生的照明光的发光光谱的例子。如图 25 所示,基于紫色激光的荧光体 97 的激励发光量与基于蓝色激光的激励发光量相比,优选为几分之一(至少为 1/3,优选为 1/5,更优选为 1/10 以下)。

[0139] 以上,根据本结构,通过二向色棱镜 95 来使蓝色激光和紫色激光的光路统一,因此从光源装置 41 到荧光体 97 利用 1 根光纤 45A 来导光,而且,将照明光的出射口收纳在荧光体 97 的一个部位,因此能够提高空间效率而有助于内窥镜插入部的细径化。

[0140] 另外,在即使除了蓝色激光源 51、紫色激光源 53 之外还具备其他的激光源的情况下,只要同样地经由二向色棱镜等光耦合机构来将光路统一即可。而且,对于荧光体 97,只要使用不受其他的激光源的波长的激励或不易受激励的荧光物质即可。

[0141] 在此,作为本结构例中的具体的荧光体 97 的材料,可以使用例如日本特开 2006-2115 号公报所记载那样的、含有铅 (Pb) 作为添加元素且以硫化镓酸钙 ( $\text{CaGa}_2\text{S}_4$ ) 为母体的结晶性的固体荧光材料、或含有铅 (Pb) 和铈 (Ce) 作为添加元素且以硫化镓酸钙 ( $\text{CaGa}_2\text{S}_4$ ) 为母体的结晶性的固体荧光材料。根据该荧光体材料,能得到约 460nm~约 660nm 的大致可视区域的整个区域上的荧光,从而提高白色光照明时的彩色再现性。

[0142] 另外,除此之外,可以将作为绿色荧光体的  $\text{LiTbW}_2\text{O}_8$  (参照小田喜勉,“关于白色 LED 用荧光体”,电子信息通信学会技术研究报告 ED2005-28、CFM2005-20、SDM2005-28、pp. 69-74(2005-05) 等)、 $\beta$ -sialon ( $\beta$ -sialon:Eu) 蓝色荧光体(参照广崎尚登,解荣军,佐久间健,“sialon 系信荧光体和使用了该荧光体的白色 LED 的开发”,应用物理学会刊第 74 卷,第 11 号,pp. 1449-1452(2005),或山元明东京工科大生物工程学学部,应用物理学会刊第 76 卷第 3 号,p. 241(2007))、 $\text{CaAlSiN}_3$  红色荧光体等组合使用。 $\beta$ -sialon 是由在  $\beta$  型氮化硅结晶中固溶有铝和酸的  $\text{Si}_{6-z}\text{Al}_2\text{O}_2\text{N}_{8-z}$  ( $z$  是固容量) 的组成所表示的结晶。荧光体 97 既可以将这些  $\text{LiTbW}_2\text{O}_8$  与  $\beta$ -sialon、 $\text{CaAlSiN}_3$  混合,而且也可以使这些荧光体重合成层状。

[0143] 上述例示的各荧光体由来自蓝色激光源 51 的蓝色激光来激励,在其他的来自紫色激光源 53 的紫色激光的作用下不会激励发光,即,在荧光体固有的主要的激励波长带中不含有其他的光源的发光波长。

[0144] 在以上说明的内窥镜装置中,通过蓝色激光和荧光体 57、97 的激励发射光来生成白色光,但并不局限于此,例如,可以使用在蓝色激光的作用下产生绿色的激励发光的荧光体和紫色激光的作用下产生红色的激励发射光的荧光体等,在白色光的生成中可以与各种光源、荧光体进行组合。

[0145] 如上所述,本说明书公开了如下的事项。

[0146] (1) 一种内窥镜用照明装置,使用多个光源的出射光来得到照明光,其具备:

[0147] 以半导体发光元件为发光源的第一光源;

[0148] 以与所述第一光源不同的发光波长的半导体发光元件为发光源的第二光源;

[0149] 在来自所述第一、第二光源的至少一方的出射光的作用下进行激励发光的波长转换构件;

[0150] 对来自所述第一光源的出射光与来自所述第二光源的出射光的光量比进行变更的光量比变更机构。

[0151] 根据该内窥镜用照明装置,第一光源与第二光源的出射光的光量比变更自如,因此能够任意地产生来自第一光源的出射光成分多的照明光、来自第二光源的出射光成分多的照明光、以及这两者中间的照明光。因此,根据生物体组织的吸收特性及散射特性,能够提供适合于诊断的照明光,能够以更明确的状态取得生物体组织的所希望的组织信息。

[0152] (2) 在 (1) 的内窥镜用照明装置中,

[0153] 所述第一光源和所述第二光源中的至少一方的半导体发光元件的发光波长包含在 400nm 至 470nm 的范围内。

[0154] 根据该内窥镜用照明装置,通过使用 400nm 至 470nm 的半导体发光元件的光,尤其是能够使生物体组织的表层部的血管增强来进行观察。

[0155] (3) 在 (1) 或 (2) 的内窥镜用照明装置中,

[0156] 所述波长转换构件是通过该波长转换构件因激励光而发出的发射光和来自所述第一、第二光源的至少一方的出射光来生成白色光的荧光体。

[0157] 根据该内窥镜用照明装置,由于通过以来自半导体发光元件的光为激励光的波长转换构件的发光来生成白色光,因此能够以高发光效率来得到高强度的白色光。而且,由于使用半导体发光元件作为激励光源,因此能够容易调整白色光的强度,而且,白色光的色温(色温度)、色度的变化少。

[0158] (4) 在 (1) ~ (3) 中任一项的内窥镜用照明装置中,

[0159] 还具备以与所述第一、第二光源不同的发光波长的半导体发光元件为发光源的至少一个第三光源,以使得按照光源发光波长不同。

[0160] 根据该内窥镜用照明装置,还具备发光波长不同的第三光源,由此,能够扩大照明光的波长波段,提高照明光的波长选择的自由度。由此,例如能够得到基于紫色光或蓝色光的血管增强图像、基于绿色光和红色光的氧浓度的分布图像等各种图像形成用的照明光。

[0161] (5) 在 (1) ~ (4) 中任一项的内窥镜用照明装置中,

[0162] 具备光耦合机构,该光耦合机构配置在从所述第一光源到所述波长转换构件的光路中途,至少使来自所述第二光源的出射光与来自所述第一光源的出射光汇合而向所述波长转换构件导光。

[0163] 根据该内窥镜用照明装置,从光耦合机构到波长转换构件之间为一系统的光路即可,在将内窥镜用照明装置装入内窥镜装置时,能够形成进一步提高了空间效率的简单的结构。

[0164] (6) 在 (2) ~ (5) 中任一项的内窥镜用照明装置中,

[0165] 所述第一光源及所述第二光源的各发光波长中的其中一方设定在血红蛋白的吸收波长带的隔着最大峰值波长的短波长侧,另一方设定在长波长侧。

[0166] 根据该内窥镜用照明装置,能够以高对比度来捕捉血管信息。而且,通过减少血红蛋白的吸收波长的极大值附近的照明光成分,能够防止因向组织表面层渗出的血液的吸收而观察图像变暗的情况。

[0167] (7) 在 (1) ~ (6) 中任一项的内窥镜用照明装置中,

[0168] 所述光量比变更机构分别独立地变更来自所述各光源的出射光的光量。

[0169] 根据该内窥镜用照明装置,通过使出射光的光量按照每个光源而变更自如,从而能够提高自由度地调整通过各光源光而最终形成的照明光的分光特性。

- [0170] (8) 在 (1) ~ (7) 中任一项的内窥镜用照明装置中,
- [0171] 还具备输入对所希望的光量比进行指定的光量比信息的输入机构,
- [0172] 所述光量比变更机构基于所述输入机构输入的光量比信息,来决定作为所述所希望的光量比的所述各光源的出射光量。
- [0173] 根据该内窥镜用照明装置,根据从输入机构输入的光量比信息,指定光量比,并决定成为该光量比的光源的出射光量。即,能够按照指定自如地变更光量比。
- [0174] (9) 在 (8) 的内窥镜用照明装置中,
- [0175] 还具备存储机构,该存储机构存储有将多种光量比与关键信息建立了关联的光量比表,
- [0176] 所述光量比信息包含所述关键信息,
- [0177] 所述光量比变更机构基于从所述输入机构输入的光量比信息中包含的关键信息,参照所述光量比表来决定所述所希望的光量比。
- [0178] 根据该内窥镜用照明装置,基于光量比信息中包含的关键信息,参照光量比表来决定所希望的光量比。即,预先在光量比表中按照关键信息来登记光量比,由此,仅通过指定关键信息,就能自动地决定与该关键信息对应的光量比。
- [0179] (10) 在 (9) 的内窥镜用照明装置中,
- [0180] 所述关键信息是内窥镜装置的手术者的识别信息。
- [0181] 根据该内窥镜用照明装置,能够根据内窥镜的手术者的喜好,按照手术者来设定成任意的光量比。
- [0182] (11) 在 (9) 的内窥镜用照明装置中,
- [0183] 所述关键信息是内窥镜装置的个体识别信息。
- [0184] 根据该内窥镜用照明装置,能够根据内窥镜装置的每个个体的种类或特性,按照每个个体来设定光量比。
- [0185] (12) 在 (9) ~ (11) 中任一项的内窥镜用照明装置中,
- [0186] 所述输入机构是指定在所述光量比表中设定的多种光量比的任一种的切换开关。
- [0187] 根据该内窥镜用照明装置,通过切换开关的操作,能够从多种光量比中任意地指定所希望的光量比,能够迅速且简单地进行光量比的切换。
- [0188] (13) 一种内窥镜装置,其具备:
- [0189] 将来自 (1) ~ (12) 中任一项的内窥镜用照明装置的照明光从插入到体腔内的内窥镜插入部的前端侧射出的照明机构;
- [0190] 将对所述照明光所照射的被观察区域进行拍摄的摄像元件搭载于所述内窥镜插入部,并输出作为观察图像的图像信号的摄像机构。
- [0191] 根据该内窥镜装置,向被观察区域照射将来自第一光源和第二光源的各出射光的光量比设定成所希望的光量比的照明光,并利用摄像元件拍摄该被观察区域,由此,能得到与光量比对应的观察图像。即,能够照射适合于诊断的照明光,能够以更明确的状态取得生物体组织的所希望的组织信息。
- [0192] (14) 在 (13) 的内窥镜装置中,
- [0193] 具备至少使所述第一光源及所述第二光源在所述摄像元件的图像信号 1 帧内发光的光源控制机构。

[0194] 根据该内窥镜用照明装置,使各光源在图像信号 1 帧内发光并利用摄像元件来拍摄,由此,能够得到来自多个光源的出射光一起向被观察区域照射的观察图像。

[0195] (15) 在 (14) 的内窥镜装置中,

[0196] 所述光源控制机构至少使所述第一光源及所述第二光源在所述摄像元件的图像信号 1 帧内以彼此不同的时间发光。

[0197] 根据该内窥镜装置,无需使各光源同时发光,能够抑制对被检体的负担或装置的消耗电力。

[0198] (16) 在 (13) ~ (15) 中任一项的内窥镜装置中,具备:

[0199] 生成基于从所述摄像元件输出的图像信号的显示用观察图像的图像处理机构;以及

[0200] 显示包含所述显示用观察图像的信息的显示机构。

[0201] 根据该内窥镜装置,通过将来自摄像元件的图像信号的信息显示在显示机构上,而容易确认观察图像且能够更顺畅地实施内窥镜诊断。

[0202] (17) 在 (16) 的内窥镜装置中,

[0203] 所述显示机构将第一图像信息和第二图像信息在同一画面内同时显示,该第一图像信息是在包括来自所述第一光源的出射光及来自所述波长转换构件的激励发射光在内的可视光下拍摄到的图像信息,该第二图像信息是在除了所述可视光之外还包括来自所述第二光源的出射光在内的照明光下拍摄到的图像信息。

[0204] 根据该内窥镜装置,将以波长波段宽的可视光为照明光时的观察图像即第一图像信息和基于包含窄波段光的照明光的观察图像即第二图像信息在显示机构的同一画面内同时显示。由此,容易将通常的观察图像和特定的信息增强后的图像进行对比观察。

[0205] (18) 在 (16) 或 (17) 的内窥镜装置中,

[0206] 所述显示机构使第一图像信息和第二图像信息中的任一方的图像信息彼此重合而同时显示,该第一图像信息是在包括来自所述第一光源的出射光及来自所述波长转换构件的激励发射光在内的可视光下拍摄到的图像信息,该第二图像信息是在除了所述可视光之外还包括来自所述第二光源的出射光在内的照明光下拍摄到的图像信息。

[0207] 根据该内窥镜装置,使通常的观察图像与特定的信息被增强的图像重合显示,从而容易进行对比观察。

[0208] (19) 在 (13) ~ (18) 中任一项的内窥镜装置中,

[0209] 具备对包含从所述图像处理机构输出的观察图像在内的信息进行记录的记录机构,

[0210] 所述记录机构将所述观察图像与所述光量比建立关联而进行记录。

[0211] 根据该内窥镜装置,观察图像由于在该观察图像的摄像时与设定的光量比建立了关联来记录,因此对于记录的观察图像,根据摄像时的光量比而进行图像处理等,能够扩大观察图像的适用范围。

[0212] 工业实用性

[0213] 根据本发明的内窥镜用照明装置及内窥镜装置,在使用了白色光或特定的波长波段的特殊光的生物体组织的观察时,能够以适合于诊断的更明确的状态取得生物体组织所希望的组织信息。

[0214] 如此,本发明并未限定为上述的实施方式,本领域技术人员基于说明书的记载以及周知的技术而进行变更、应用的情况也是本发明的预定之处,也包含在寻求保护的范围内。

[0215] 本申请基于 2009 年 7 月 6 日提出申请的日本专利申请号 2009-159962,并将其内容作为参照而包含于此。

[0216] **【符号说明】**

- [0217] 11 内窥镜
- [0218] 13 控制装置
- [0219] 15 显示部
- [0220] 17 输入部
- [0221] 19 内窥镜插入部
- [0222] 21 摄像元件
- [0223] 23 操作部
- [0224] 35 前端部
- [0225] 37A、37B 照射口
- [0226] 41 光源装置
- [0227] 43 处理器
- [0228] 45A、45B、45C、45D 光纤
- [0229] 51 蓝色激光源 (第一光源)
- [0230] 53 紫色激光源 (第二光源)
- [0231] 55 光源控制部
- [0232] 57 荧光体 (波长转换构件)
- [0233] 59 光偏转 / 扩散构件
- [0234] 65 图像处理部
- [0235] 67 控制部
- [0236] 71 显示画面
- [0237] 73 内窥镜图像区域
- [0238] 75 通常图像切换按钮
- [0239] 77 窄波段光切换按钮
- [0240] 79 调整用杆
- [0241] 81 捏手
- [0242] 83 存储部
- [0243] 85 设定部
- [0244] 87 选择按钮
- [0245] 89 开关 (切换开关)
- [0246] 91 蓝绿色激光源
- [0247] 93 红色激光源
- [0248] 95 二向色棱镜
- [0249] 97 荧光体 (波长转换构件)

- [0250] 100、200、300 内窥镜装置
- [0251] A、B 曲线
- [0252] B1、B2 血管

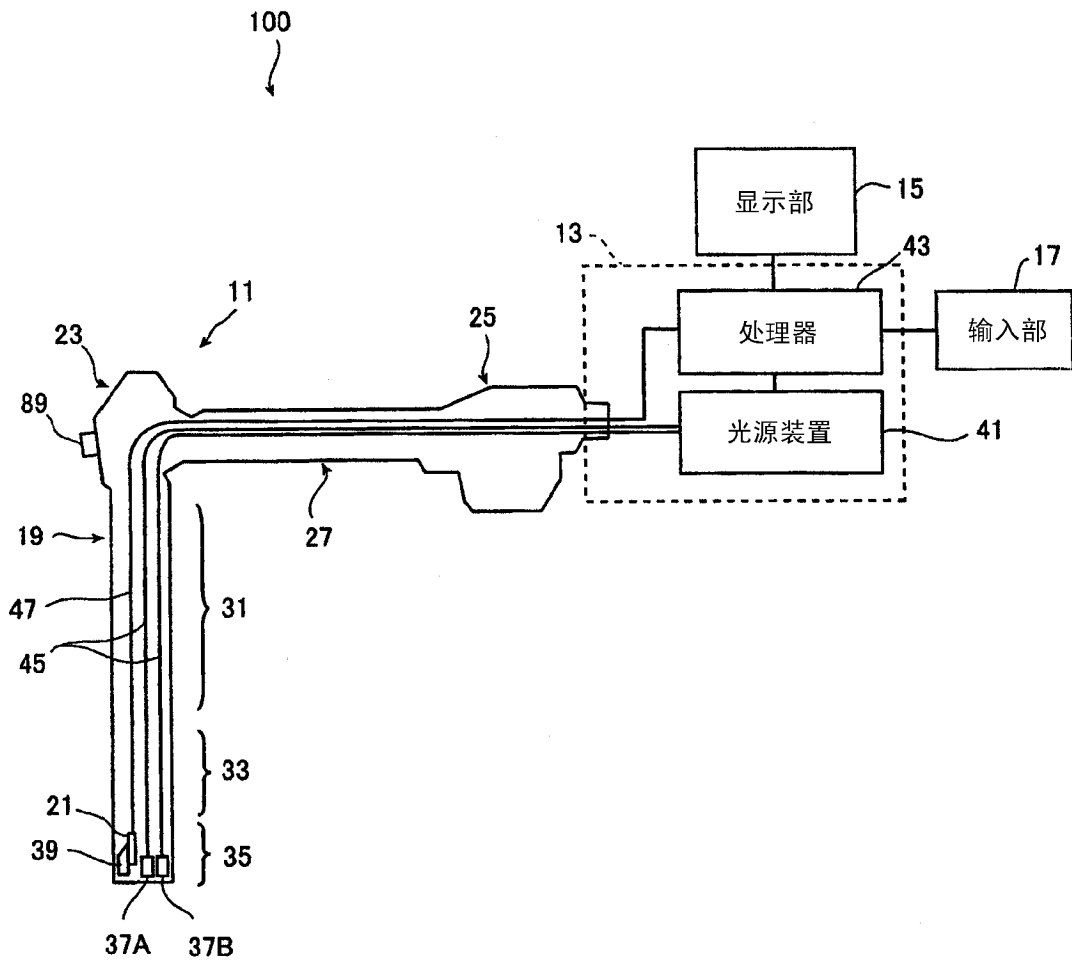


图 1

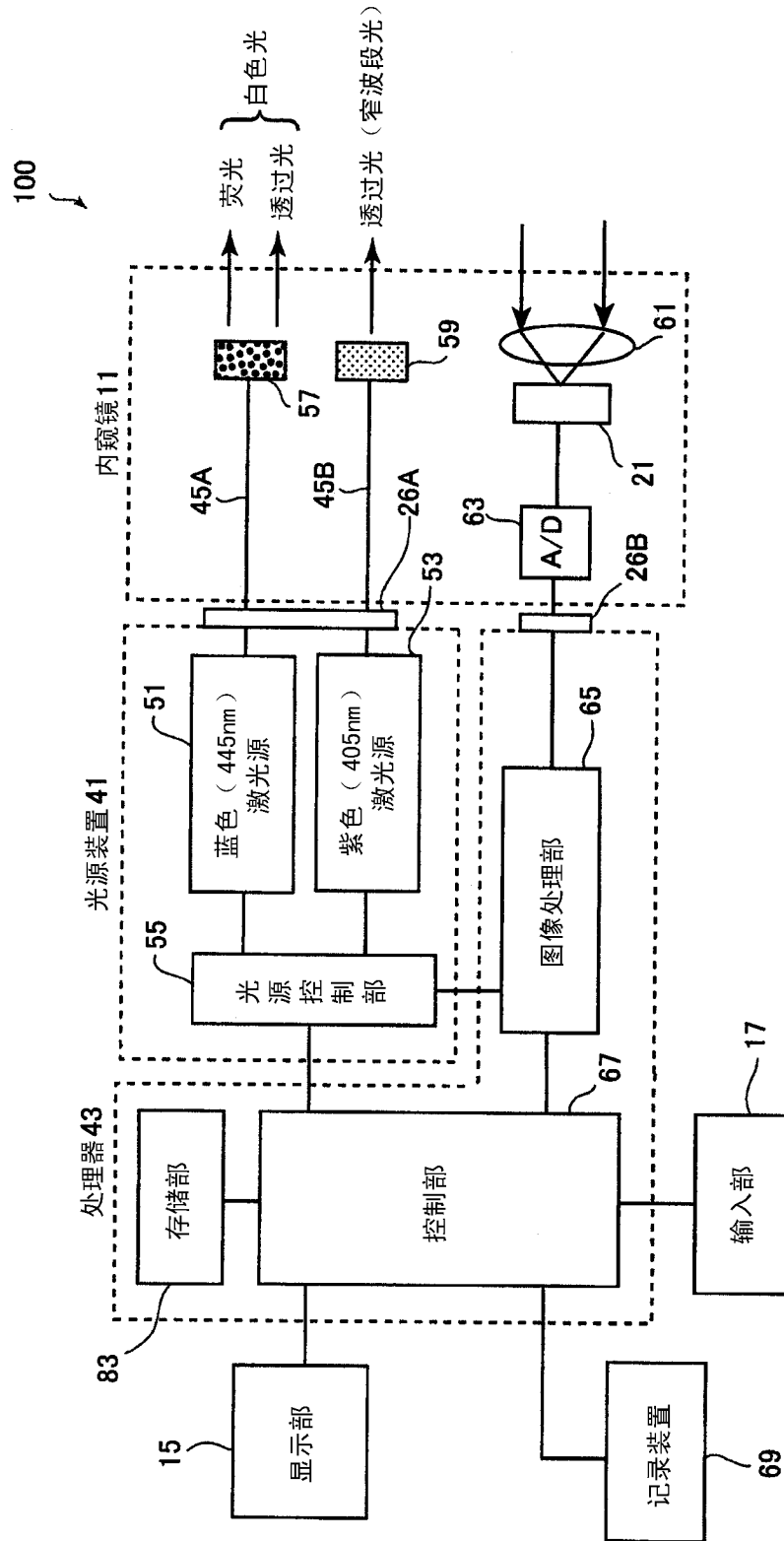


图 2

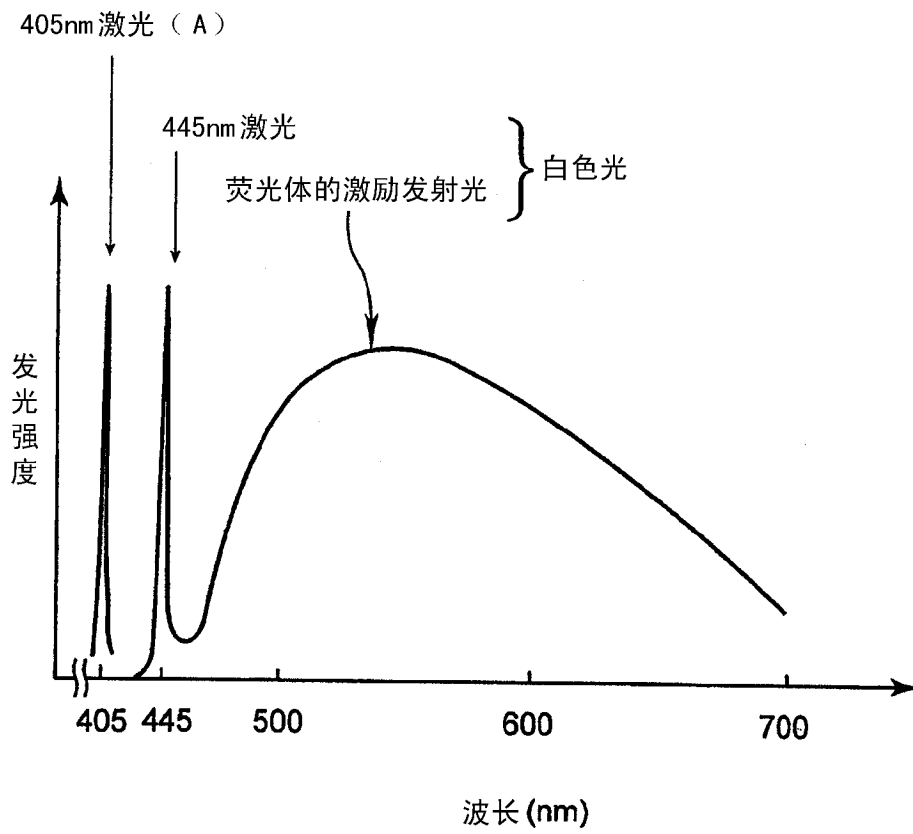


图 3

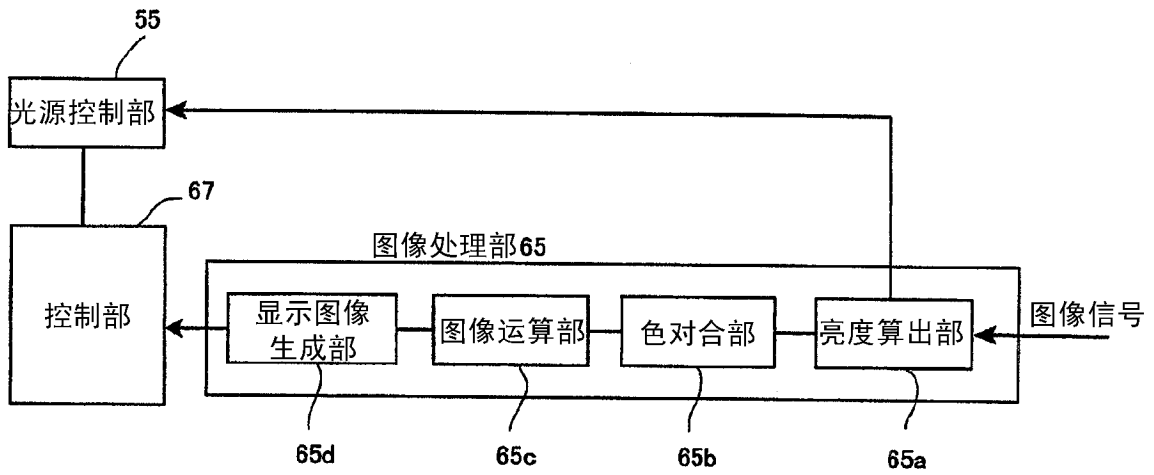


图 4

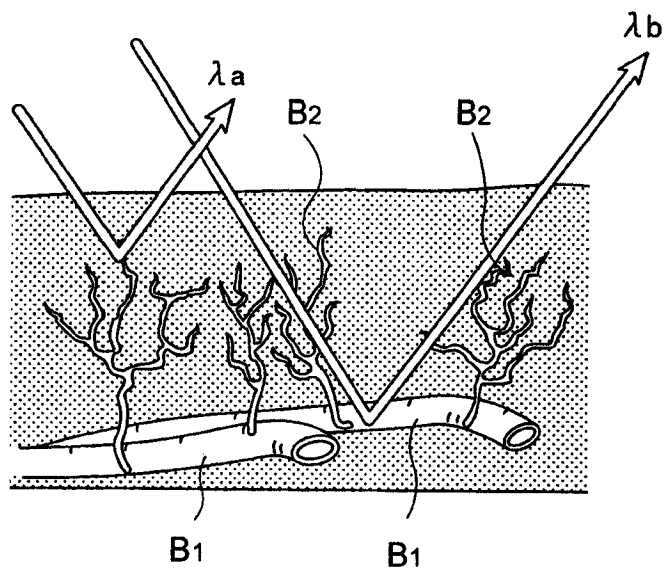


图 5

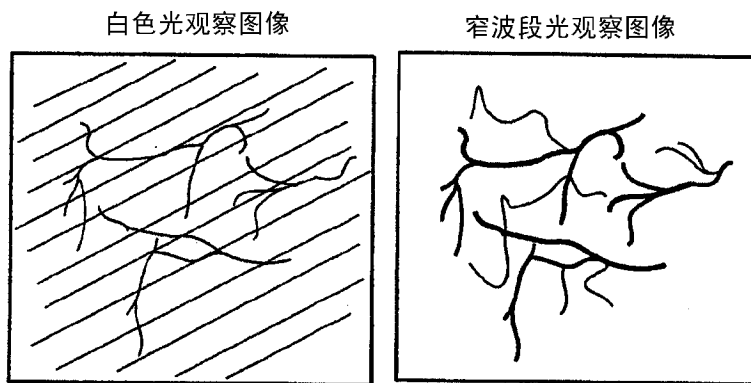


图 6

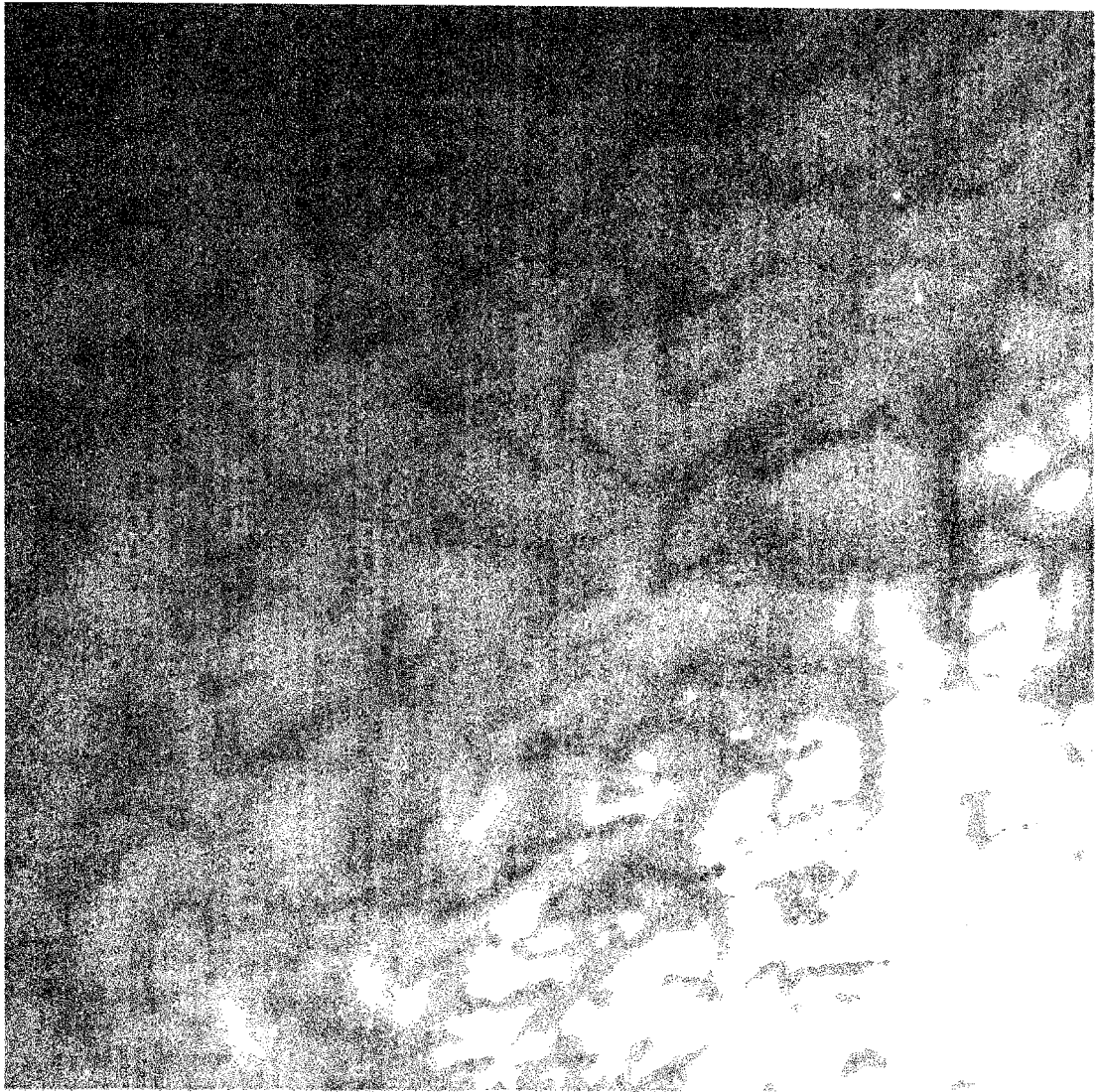


图 7a

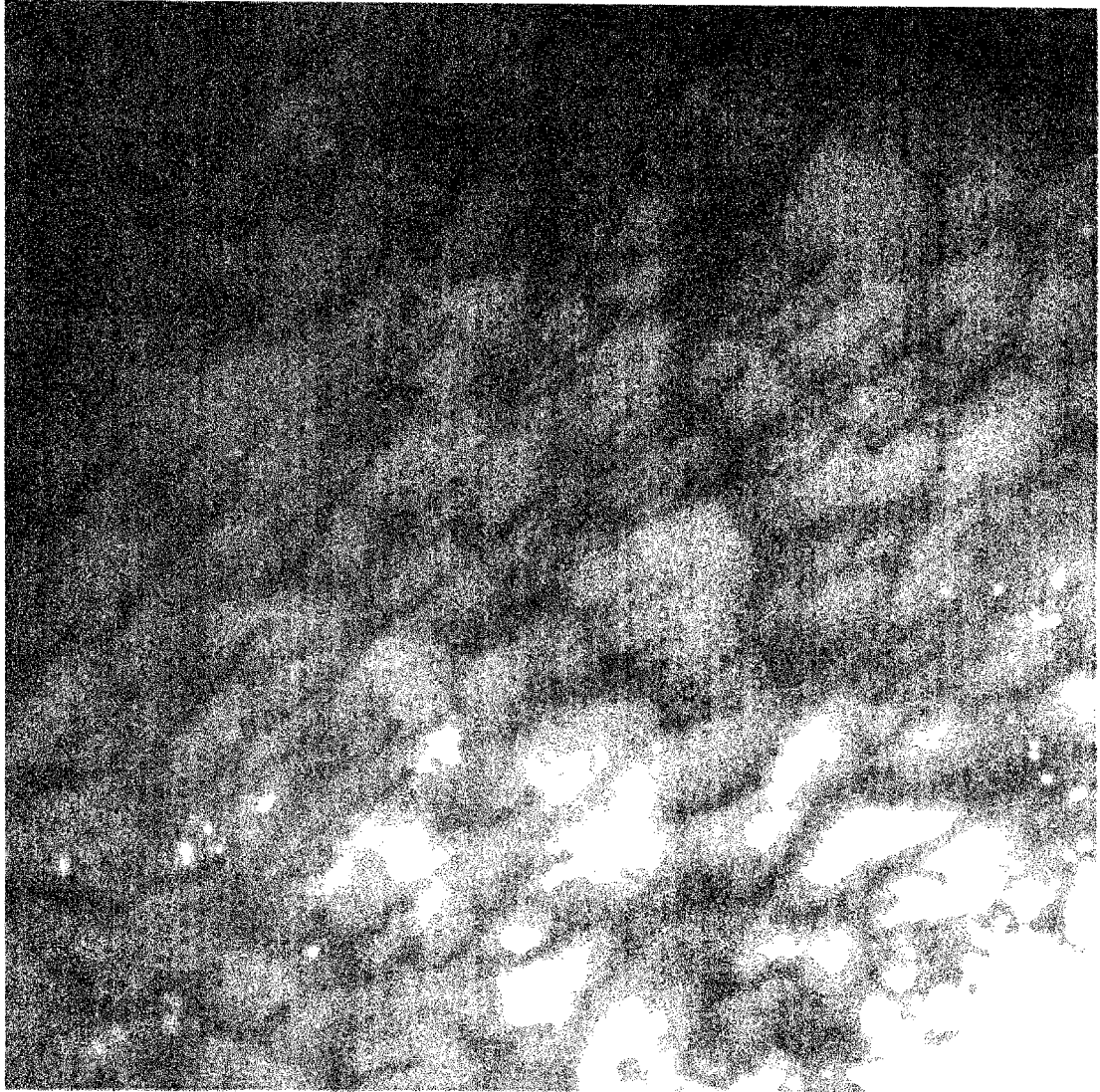


图 7b

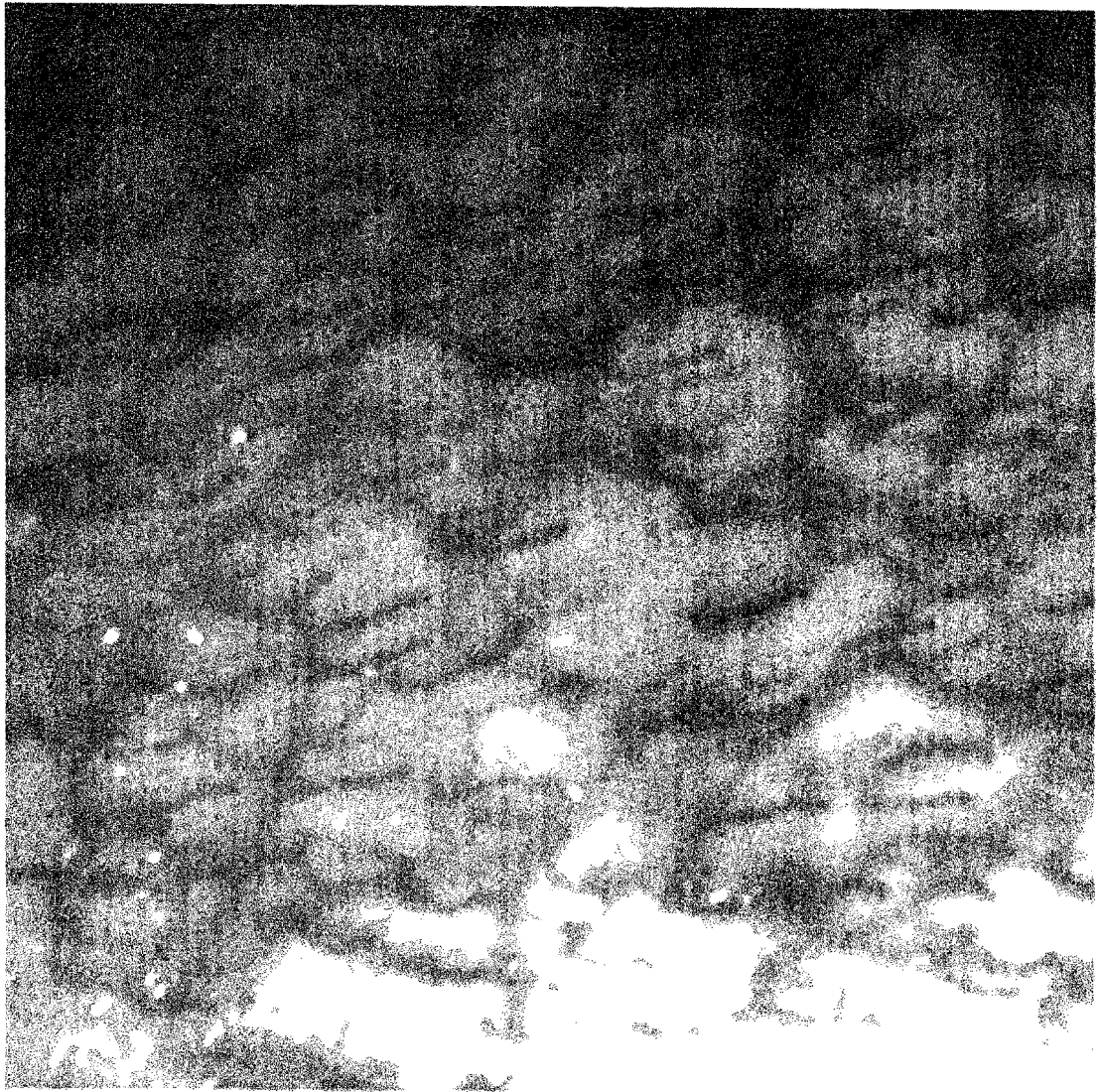


图 7c

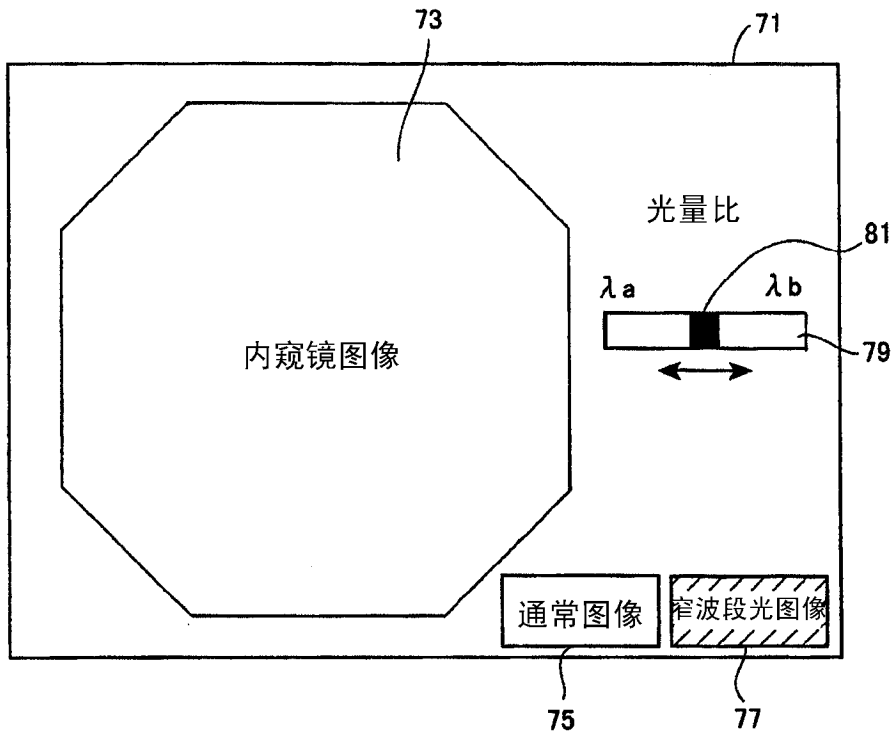


图 8

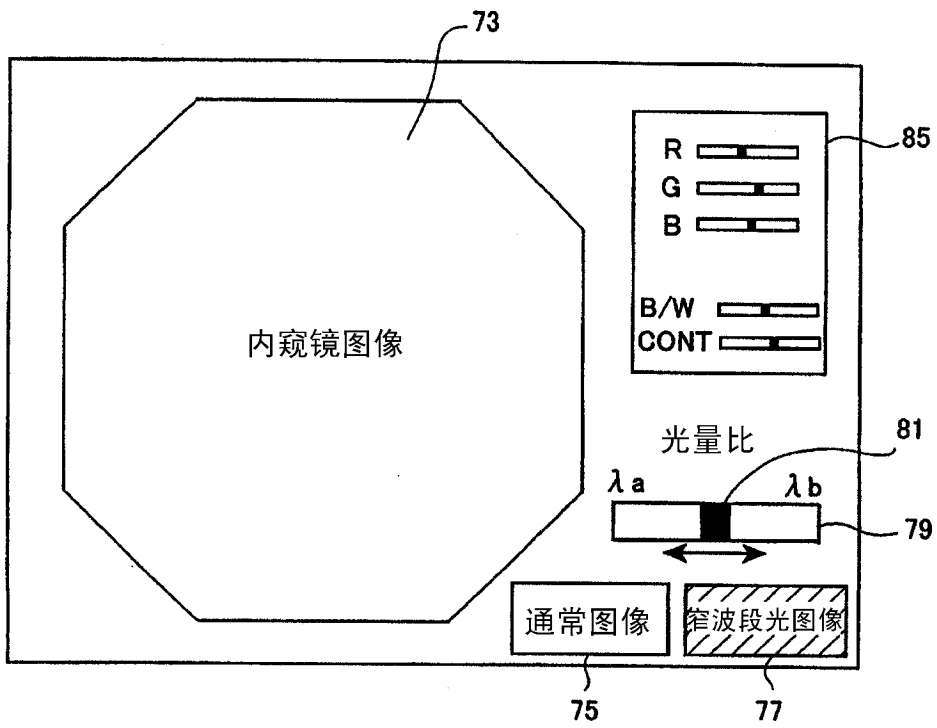


图 9

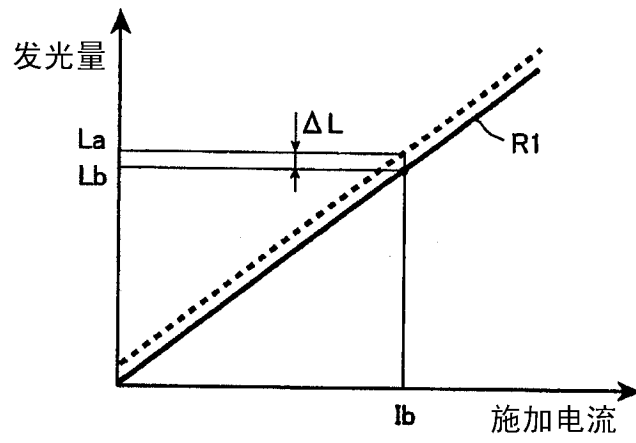


图 10

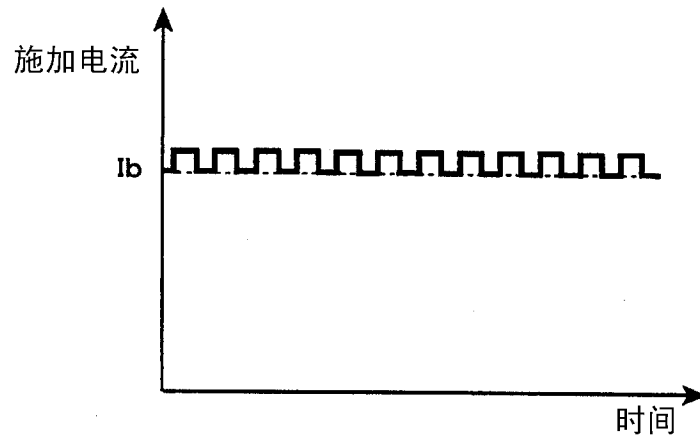


图 11

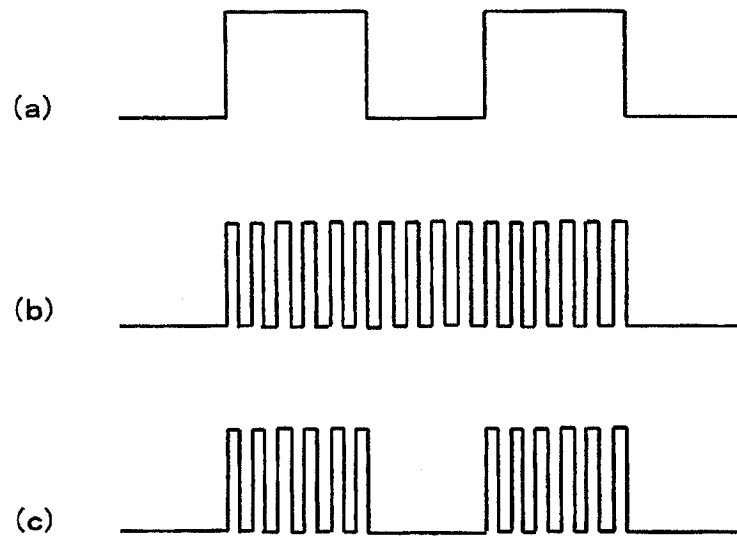


图 12

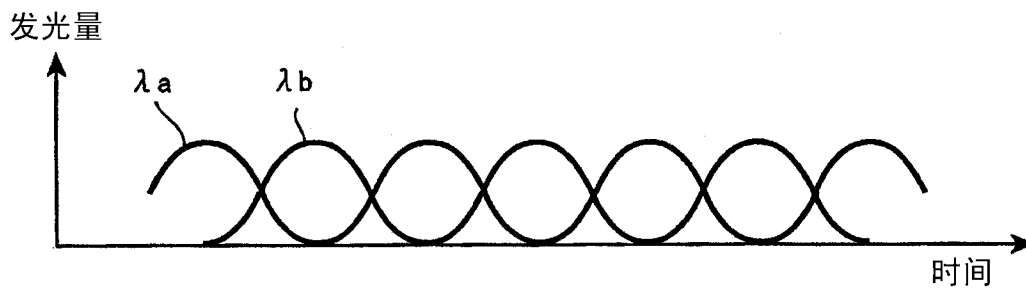


图 13

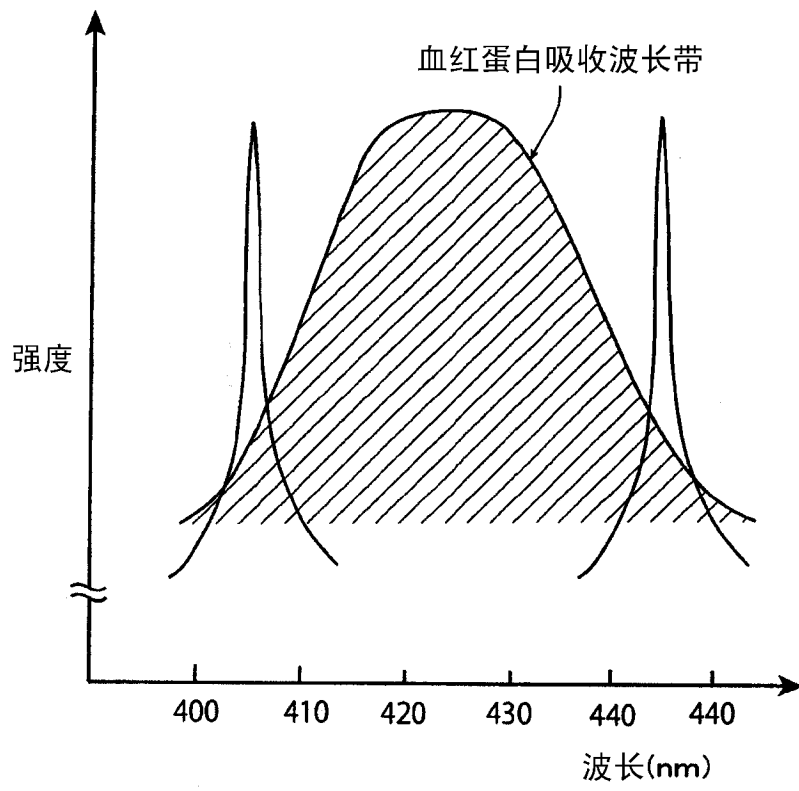


图 14

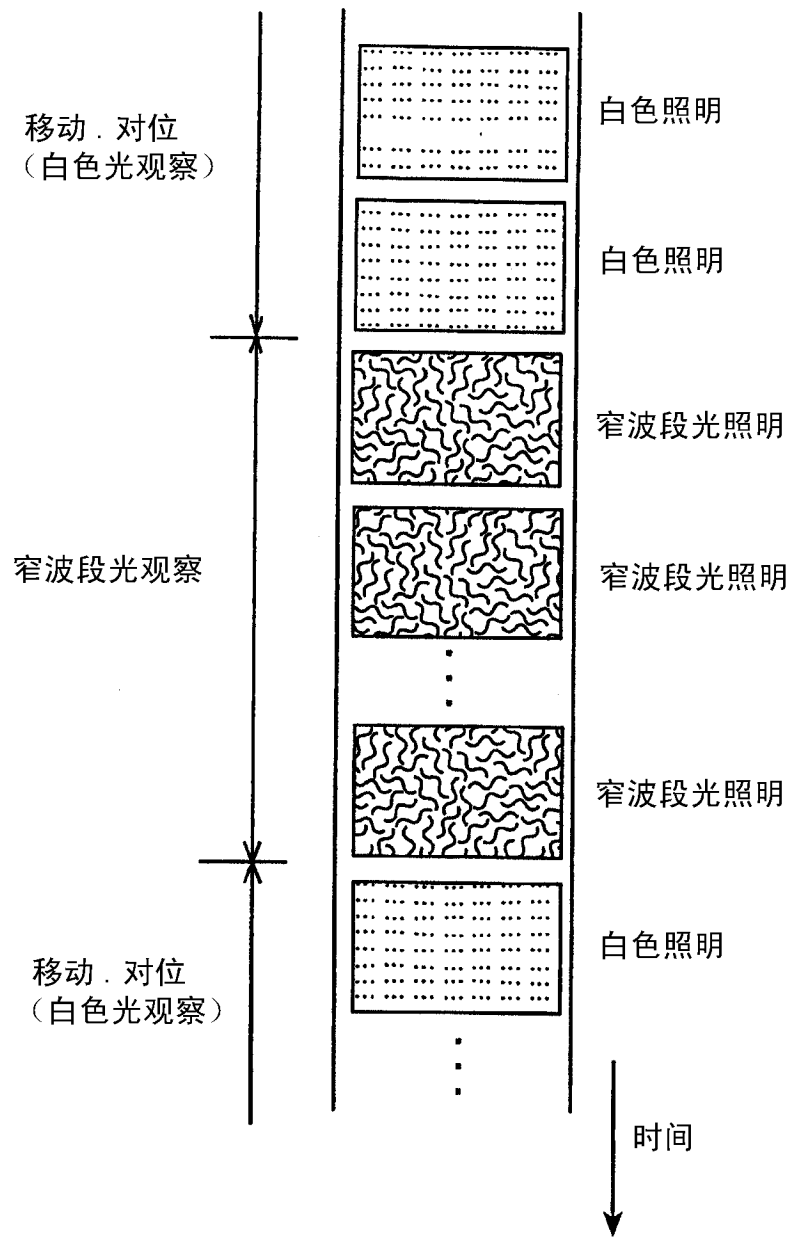


图 15

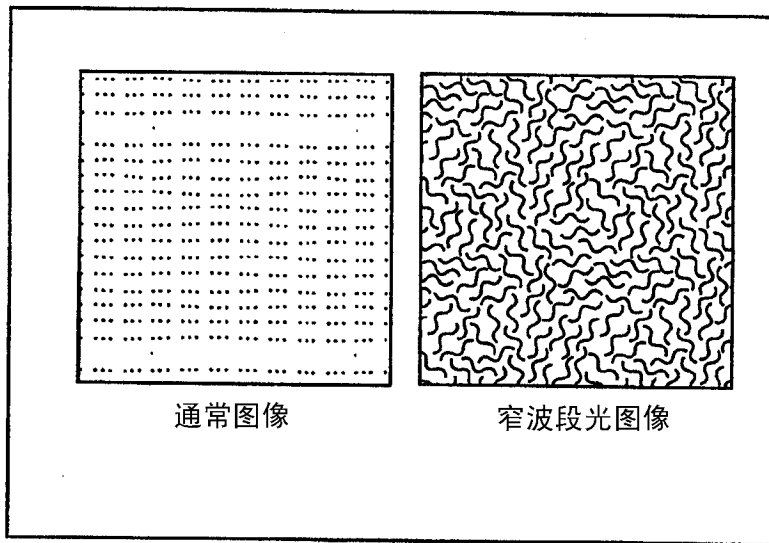


图 16

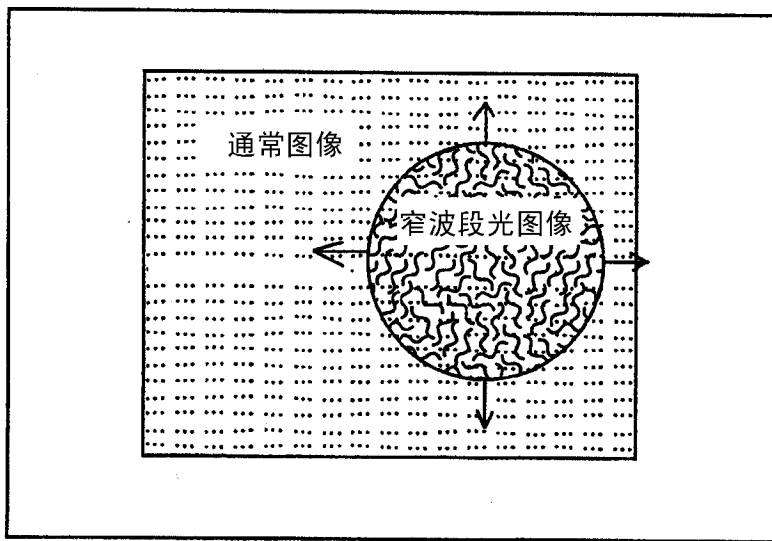


图 17

	光量比	
	$\lambda a$	$\lambda b$
手术者 A	60%	40%
手术者 B	75%	25%
手术者 C	50%	50%
⋮	⋮	⋮

图 18

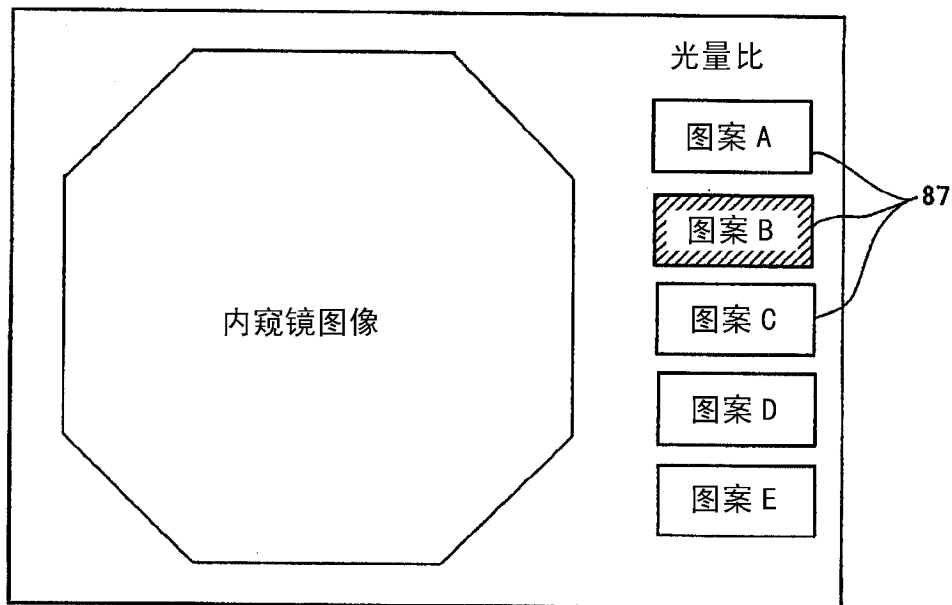


图 19

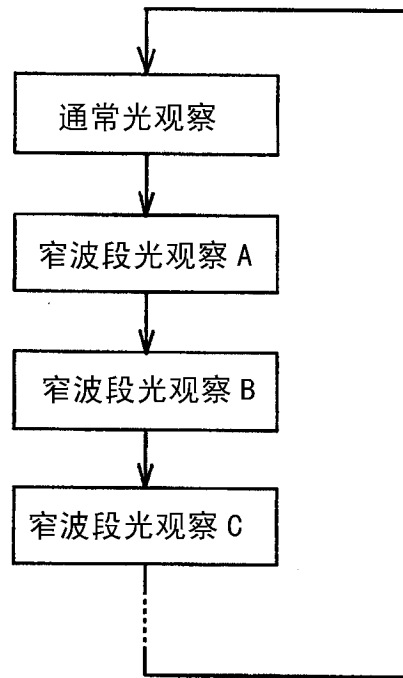


图 20

光量比 ( $\lambda a : \lambda b$ )	色转换系数表		
	$K_R$	$K_G$	$K_B$
100 : 0	R00	G00	B00
99 : 1	R01	G01	B01
98 : 2	R02	G02	B02
⋮	⋮	⋮	⋮
0 : 100	R100	G100	B100

图 21

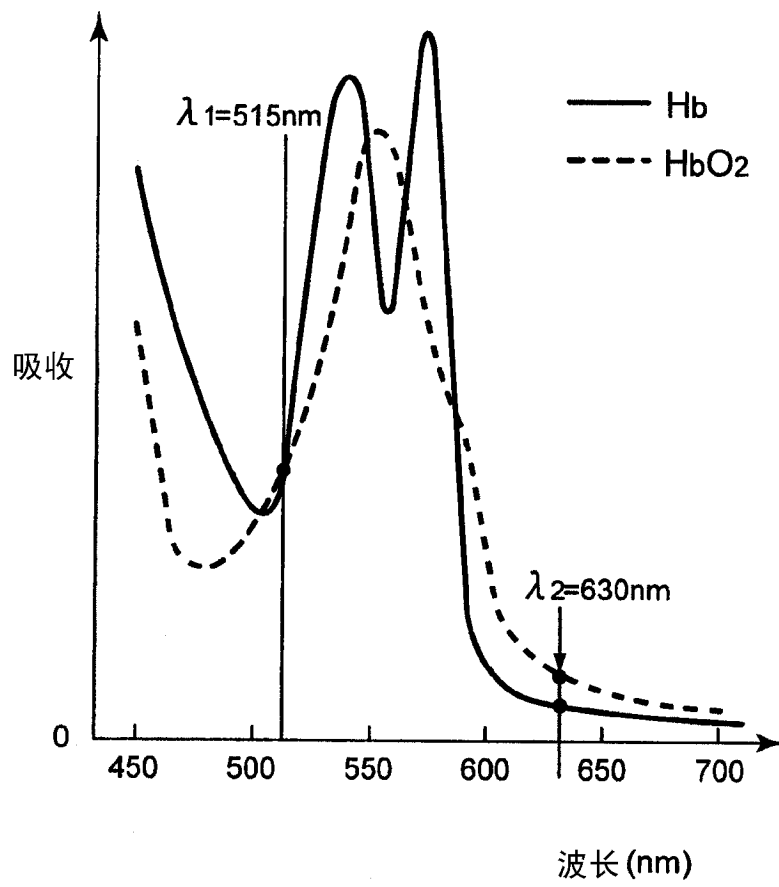


图 22

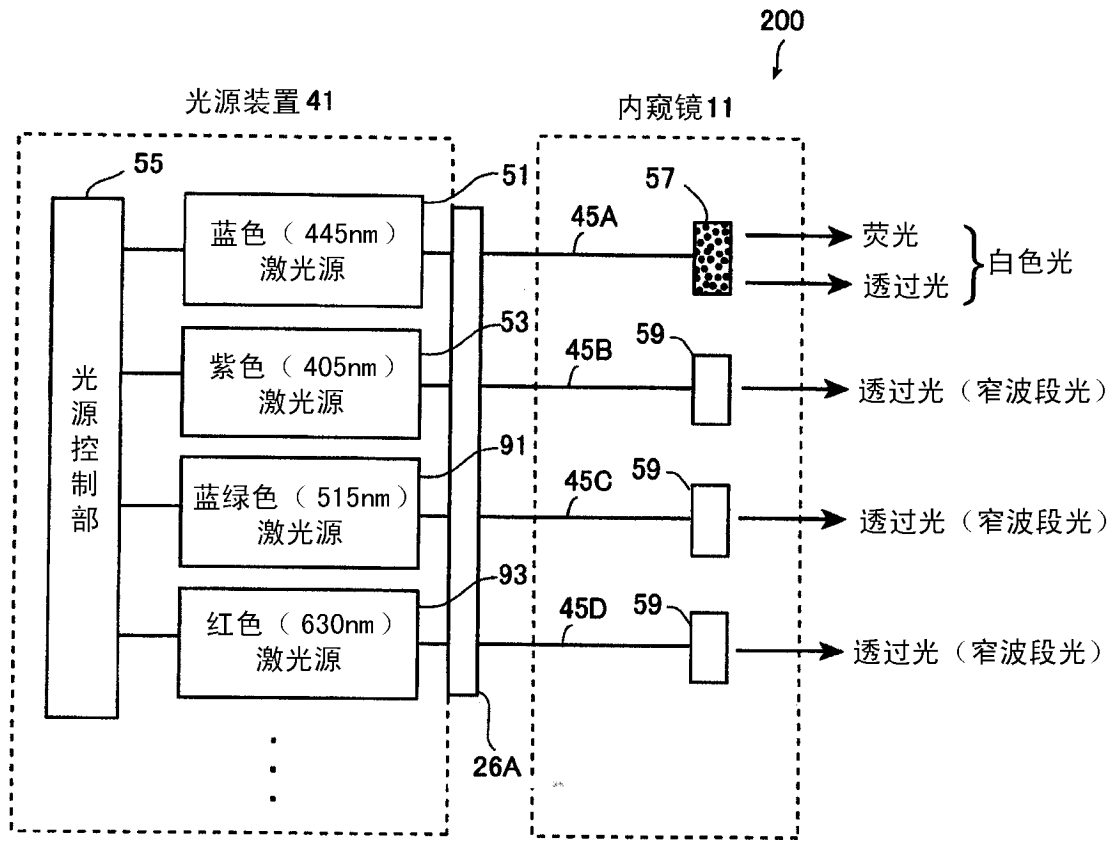


图 23

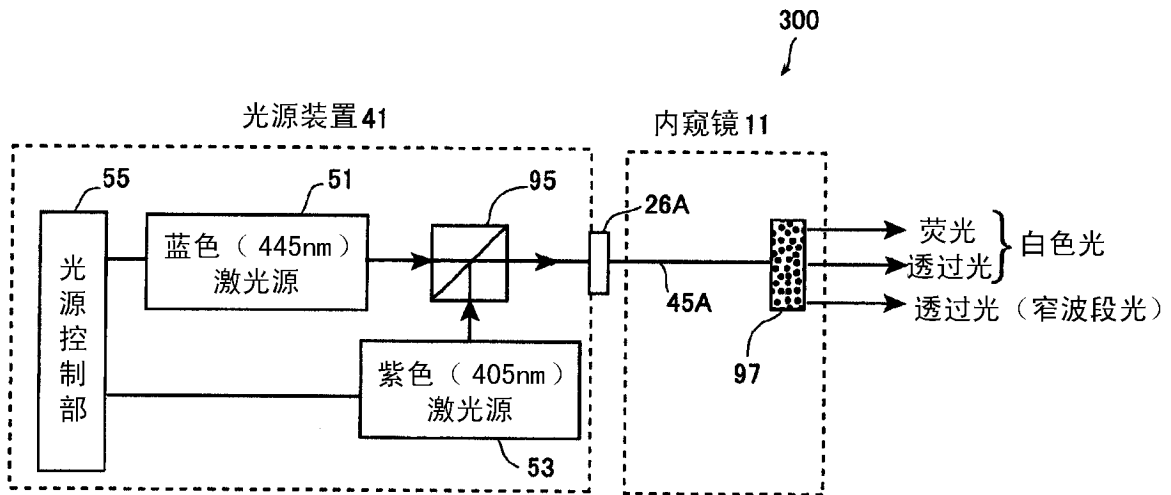


图 24

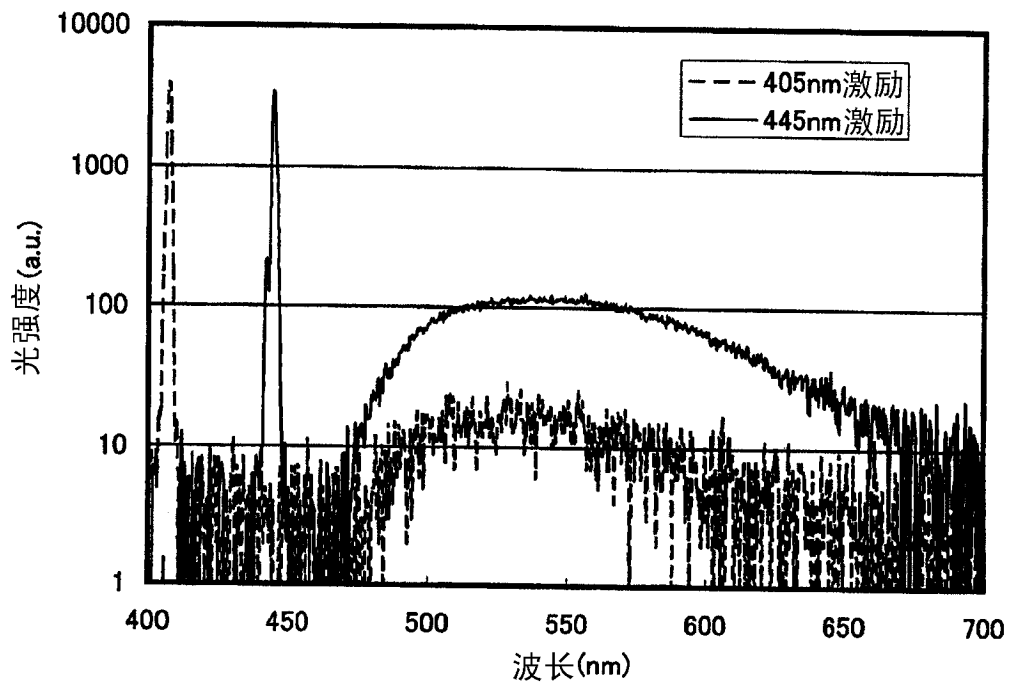


图 25

专利名称(译)	内窥镜用照明装置及内窥镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102469931B</a>	公开(公告)日	2014-11-05
申请号	CN201080030582.8	申请日	2010-07-05
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	水由明 斋藤孝明		
发明人	水由明 斋藤孝明		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0653 A61B1/063 A61B5/0084 A61B1/07 A61B1/0684 A61B1/0005 A61B1/0638		
审查员(译)	张雯		
优先权	2009159962 2009-07-06 JP		
其他公开文献	CN102469931A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开一种在基于白色光或特殊光的生物体组织的观察时，能够以适合于诊断的更明确的状态取得生物体组织的所希望的组织信息。具备：以半导体发光元件为发光源的第一光源(51)；以与第一光源(51)不同的发光波长的半导体发光元件为发光源的第二光源(53)；在来自第一光源(51)、第二光源(53)的至少一方的出射光的作用下进行激励发光的波长转换构件(57)；对来自第一光源(51)的出射光与来自第二光源(53)的出射光的光量比进行变更的光量比变更机构(55)，由此，能够使来自第一光源(51)的出射光和来自第二光源(53)的出射光任意地产生，从而能够提供一种适合于与生物体组织的吸收特性及散射特性对应的诊断的照明光。由此，能够以更明确的状态取得生物体组织的所希望的组织信息。

