



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102204809 A

(43) 申请公布日 2011. 10. 05

(21) 申请号 201110035082. X

(22) 申请日 2011. 01. 30

(30) 优先权数据

2010-076457 2010. 03. 29 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 小泽聰 饭田孝之 峰苦清浩

江利川昭彦

(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 张成新

(51) Int. Cl.

A61B 1/06 (2006. 01)

A61B 1/00 (2006. 01)

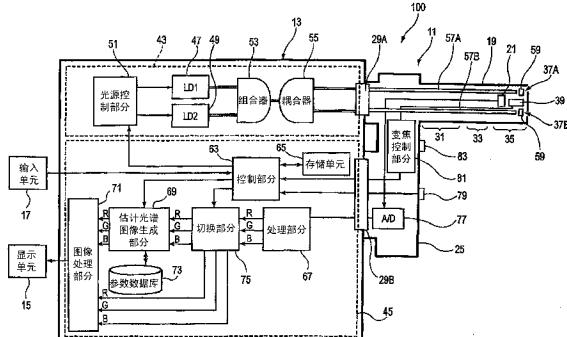
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 9 页

(54) 发明名称

内窥镜设备

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜设备,其中当观察放大率通过变焦放大改变操作改变时,观察图像可以改变,使得可在每一个观察放大率下获得适于内窥镜诊断的观察图像,并因此防止操作者感觉不舒服,并增加诊断的精确度。内窥镜设备安装有:具有多种光源的照明单元,所述多种光源生成具有不同光谱的光束,所述照明单元对观察目标进行照明;成像单元,所述成像单元对所述观察目标进行成像;观察放大率改变单元,所述观察放大率改变单元改变所述成像单元进行成像时的观察放大率;和光量比值改变单元,所述光量比值改变单元根据由所述观察放大率改变单元设定的所述观察放大率连续改变所述多种光源之间的发射光量比值。



1. 一种内窥镜设备,包括 :

具有多种光源的照明单元,所述多种光源生成具有不同光谱的光束,所述照明单元对观察目标进行照明;

成像单元,所述成像单元对所述观察目标进行成像;

观察放大率改变单元,所述观察放大率改变单元改变所述成像单元进行成像时的观察放大率;和

光量比值改变单元,所述光量比值改变单元根据由所述观察放大率改变单元设定的所述观察放大率连续改变所述多种光源之间的发射光量比值。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜设备,其中 :

所述照明单元包括白色照明光源和特定光源,所述特定光源用于生成不同于所述白色照明光源的照明光;并且

随着所述观察放大率的增加,所述光量比值改变单元增加所述特定光源的发射光量与所述白色照明光源的发射光量的比值。

3. 根据权利要求 2 所述的内窥镜设备,其中,所述特定光源具有中心波长,使得作为所述观察目标的活体组织的表层中的微细血管结构被强调。

4. 根据权利要求 2 或 3 所述的内窥镜设备,其中,所述特定光源具有在 370nm 至 470nm 的范围内的中心波长。

5. 根据权利要求 2 或 3 所述的内窥镜设备,其中,所述白色照明光源包括半导体发光装置和波长转换构件,所述波长转换构件包括在所述半导体发光装置的发射波长下被激发的磷光体。

6. 根据权利要求 2 或 3 所述的内窥镜设备,其中,所述白色照明光源包括分别用于发射红光、绿光、和蓝光的半导体发光装置。

7. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜设备,其中,所述观察放大率是可变放大率光学系统的放大率。

8. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜设备,其中,所述观察放大率是数字变焦处理的放大率。

9. 根据权利要求 2 或 3 所述的内窥镜设备,还包括 :

波长集设定单元,所述波长集设定单元设定波长集,所述波长集是多个波长范围的合并;和

估计光谱图像生成单元,所述估计光谱图像生成单元生成估计光谱图像,其中,当用具有由所述波长集产生的光谱的光对所述观察目标进行照明时,通过对观察图像执行矩阵运算将获得估计光谱图像,所述观察图像通过用所述白色照明光对观察目标照明而获得,所述波长集通过所述波长集设定装置设定,其中 :

在使用由所述波长集设定单元设定的期望的波长集生成观察图像的情况下 :

在通过所述光量比值改变单元设定的发射光量比值确定的光谱的波长范围与所述期望的波长集的波长范围重叠的情况下,使用与所述发射光量比值相对应的照明光获得图像,并且使用所述图像作为观察图像;和

在没有发现所述光谱的波长范围与所述期望的波长集的波长范围重叠的情况下 :

所述光量比值改变单元使所述白色照明光源发射白色光,并且所述估计的光谱图像生

成单元生成与所述期望波长集相对应的作为观察图像使用的估计光谱图像。

10. 根据权利要求 9 所述的内窥镜设备, 其中, 所述估计光谱图像生成单元由通过所述白色照明光源和所述特定光源进行照明获得的图像生成估计光谱图像。

## 内窥镜设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜设备。

### 背景技术

[0002] 通常,在内窥镜设备中使用白色光源。然而,在最近几年,已经开始使用能够进行诸如通过特定窄波段的光(窄带光)进行照明的窄带光观察和荧光观察的特定光观察的内窥镜设备,其中,在所述窄带光观察中强调粘膜组织的表层的微细结构,在所述荧光观察中从事先给出的荧光物质或活体组织发射荧光(例如,参见JP-B-3,583,731)。通过特定光观察,这类内窥镜设备可以容易地目测不能从普通观察图像获得的活体信息。例如,所述内窥镜设备可以强调形成在粘膜层或粘膜下层的新血管的病变部和微细结构。

[0003] 在使用内窥镜设备的诊断中,为了发现病变部,有效的是检查覆盖由广角拍摄获得的宽范围的远景图像。并且为了观察如此发现的病变部,有效的是检查由放大拍摄获得的近景图像。白光主要用于远景观察,而窄带特定光用于近景观察以强调微细结构或病变部。所使用的光源类型与观察放大率变化同步切换,所述观察放大率变化是通过变焦放大改变操作产生的(例如,参照JP-A-2007-20728)。

[0004] 然而,在仅根据正在执行近景拍摄还是远景拍摄而在白光与特定光之间进行切换的情况下,图像显示的方式不会根据变焦放大改变操作而连续变化。相反,在特定观察放大率值下照明光从白光切换到特定光,并且观察图像的内容突然变化,这使得操作者不舒服。此外,不能根据观察放大率来精细地调节照明光以获得最佳照明。

### 发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种内窥镜设备,其中,当观察放大率通过变焦放大改变操作变化时,观察图像可以连续变化,使得可在每一个观察放大率下获得适于内窥镜诊断的观察图像,并且因此防止操作者感觉不舒服并增加诊断的准确度。

[0006] (1) 根据本发明的一方面,一种内窥镜设备包括:具有多种光源的照明单元,所述多种光源生成具有不同光谱的光束,所述照明单元对观察目标进行照明;成像单元,所述成像单元对所述观察目标进行成像;观察放大率改变单元,所述观察放大率改变单元改变所述成像单元进行成像时的观察放大率;和光量比值改变单元,所述光量比值改变单元根据由所述观察放大率改变单元设定的所述观察放大率连续改变所述多种光源之间的发射光量比值。

[0007] 在根据实施例的内窥镜设备中,当观察放大率通过变焦放大改变操作变化时,观察图像可以连续变化,使得可在每一个观察放大率下获得适于内窥镜诊断的观察图像,藉此,可防止操作者感觉不舒服并可以增加诊断的准确度。

### 附图说明

[0008] 图1是显示根据本发明的实施例的内窥镜设备的结构的概念性方框图;

- [0009] 图 2 显示图 1 的内窥镜的示例的外观；
- [0010] 图 3 是显示照明装置的示例性光谱的图表；
- [0011] 图 4 示意性地示出了通过内窥镜设备显示的示例性观察图像；
- [0012] 图 5 是根据观察放大率改变发射光量比值的过程的流程图；
- [0013] 图 6 是显示观察放大率与光量比值之间的关系的图表；
- [0014] 图 7 显示使观察放大率作为参数的 AE 程序图；
- [0015] 图 8 是显示存储在图 1 中所示的处理器的参数数据库中的示例性矩阵参数集的表；
- [0016] 图 9 是根据观察中的观察放大率改变发射光量比值且生成估计光谱图像的过程的流程图；
- [0017] 图 10 是显示配备有白色光源和激光光源的修改的光源设备的结构的方框图；
- [0018] 图 11 是显示配备有 LED 和激光光源的修改的光源设备的结构的方框图；以及
- [0019] 图 12 是显示配备有白色光源和旋转滤光器装置的修改的光源设备的结构的方框图。

### 具体实施方式

- [0020] 以下参照附图说明本发明的实施例。
- [0021] 图 1 是显示根据本发明的实施例的内窥镜设备的结构的概念性方框图。图 2 显示图 1 的内窥镜设备的示例的外观。
- [0022] 如图 1 和图 2 所示，内窥镜设备 100 配备有内窥镜主体 11 和控制设备 13，内窥镜主体 11 连接到所述控制设备。用于显示图像信息等的显示单元 15 和用于接收输入操作的输入单元 17 连接到控制设备 13。内窥镜主体 11 是电子内窥镜，所述电子内窥镜具有用于从内窥镜插入单元 19 的末端部分发射照明光的照明光学系统和具有成像光学系统，所述成像光学系统包括用于对观察区域进行成像的成像装置 21 (成像装置；参见图 1) 和为可变放大率光学系统的物镜单元 39。
- [0023] 内窥镜主体 11 安装有：将要插入到目标体内的内窥镜插入单元 19；操作单元 25 (参见图 2)，所述操作单元经由中间部分 23 连接到内窥镜插入单元 19，并用于执行使内窥镜插入单元 19 的末端部分弯曲的操作和观察操作；和连接器单元 29A 和 29B，所述连接单元通过通用电缆 27 将内窥镜主体 11 可拆卸地连接到控制设备 13。虽然在图 1 或图 2 中未示出，但是诸如钳子通道的各种通道和供气 / 供水通道形成在内窥镜插入单元 19 和操作单元 25 内，其中可将拾取工具或类似工具插入通过所述各种通道。
- [0024] 内窥镜插入单元 19 由柔软部分 31、弯曲部分 33 和前端部分 35 (在下文中可以被称作“内窥镜末端部分”) 构成。如图 1 所示，照明窗口 37A 和 37B 以及诸如 CCD (电荷耦合装置) 图像传感器或 CMOS (互补金属氧化物半导体) 图像传感器的成像装置 21 布置在内窥镜末端部分 35 中，其中可通过所述照明窗口利用光对观察区域进行照明，所述成像装置用于从观察区域获得图像信息。上述物镜单元 39 被设置成与成像装置 21 的光检测表面相邻。
- [0025] 位于柔性部分 31 与末端部分 35 之间的弯曲部分 33 可以通过设置在操作单元 25 中的旋转角度按钮 41 的操作而自由弯曲。弯曲部分 33 可以根据例如目标体内的将要通过

内窥镜主体 11 检查的部分以任意角度弯曲到任意方向,藉此,设置在内窥镜末端部分 35 中的成像装置 21 和照明窗口 37A 和 37B 的观察方向可以被引导到将被观察的期望部分。虽然未在图 1 和图 2 中示出,但是内窥镜末端部分 35 的照明窗口 37A 和 37B 设置有玻璃罩和透镜。

[0026] 控制设备 13 配备有光源设备 43(照明装置)和处理器 45(内窥镜图像处理装置),所述光源设备用于产生供应给内窥镜末端部分 35 的照明窗口 37A 和 37B 的照明光,所述处理器用于对从成像装置 21 供应的图像信号执行图象处理。控制设备 13 通过连接器单元 29A 和 29B 连接到内窥镜主体 11。上述显示单元 15 和输入单元 17 连接到处理器 45。处理器 45 根据从内窥镜主体 11 的操作单元 25 或输入单元 17 供应的指令对从内窥镜主体 11 发送的图像信号执行图象处理,生成显示图像,并将该显示图像供应给显示单元 15。

[0027] 光源设备 43 配备有具有 445nm 的中心波长的蓝色激光光源(半导体发光装置,白色照明光源)47 和具有 405nm 的中心波长的紫色激光光源(半导体发光装置,特定光源)49。通过光源控制部分 51 单独控制光源 47 和 49 的发光操作,藉此,从蓝色激光光源 47 发射的光与从紫色激光光源 49 发射的光之间的光量比值可以以期望的方式变化。特定光源的中心发射波长应该在 370nm 至 470nm 的范围内。370nm 的下限值有助于在市场上获得半导体发光装置。470nm 的上限值可以产生在适于窄带光观察且强调粘膜组织的表层的微细结构的波长范围内的照明光。

[0028] 在本实施例中,特定光源的中心发光波长是用于强调作为观察目标的活体组织表层的微细血管结构的波长(405nm)。即,当期望对微细血管执行近景观察时,可自动设定用于强调活体组织表层的微细血管结构的特定光波长,即,可自动设定适于操作放大率值的照明光波长。

[0029] 蓝色激光光源 47 和紫色激光光源 49 中的每一个都可以是大面积类型(broad-area type)InGaN 激光二极管,并且也可以是 InGaNAs 激光二极管或 GaNAs 激光二极管。可选地,每一个光源可以是诸如发光二极管的另外类型的发光装置。

[0030] 从光源 47 和 49 发射的激光束分别通过聚光透镜(未示出)被引入到光纤中,并且通过组合器(多路转接器)53 和耦合器(多路分解器)传输到连接器单元 29A。然而,本发明不局限于这种结构;从光源 47 和 49 发射的激光束可以被直接发送到连接器单元 29A,而不需要使用组合器 53 和耦合器 55。

[0031] 图 3 是显示照明装置的示例性光谱的图表。蓝色激光激发设置在内窥镜末端部分 35 的光纤 57A 的发光端处的磷光体 59(波长转换构件),并从而使磷光体 59 发射荧光。即,白色照明光源由半导体发光装置和包括磷光体 59 的波长转换构件形成,所述磷光体 59 在半导体发光装置的发光波长下被激发。从半导体发光装置发射的光激发磷光体 59 以使所述磷光体发射荧光,藉此获得白光。蓝色激光的一部分通过磷光体 59。另一方面,因为磷光体 59 相对于由光纤 57B 引导的紫色激光的激发发射效率低于所述磷光体 59 相对于蓝色激光的激发发射效率,因此紫色激光中通过磷光体 59 的比例大于蓝色激光中穿过磷光体 59 的比例。在更长波长侧,紫色激光使磷光体 59 通过激发发射荧光,所述荧光的强度低于蓝色激光通过激发产生的荧光的强度。穿过磷光体 59 的紫色激光用作窄波段照明光。

[0032] 利用本实施例的光源相关结构,混合具有中心波长 445nm 的蓝色激光的照明光和具有 405nm 的中心波长的紫色激光的照明光改善了白光的色调,因为在 460nm 至 470nm 的

波长范围内的、在具有 445nm 的中心波长的蓝色激光的照明光中是不充足的波长分量可由具有 405nm 的中心波长的紫色激光的照明光的相同波长分量来补偿。

[0033] 因此,光源设备 43 具有白色照明光源和特定光源,所述特定光源产生的照明光不同于白色照明光源产生的照明光。控制部分 63 执行以下控制,即,当观察放大率增加时,增加特定光源(即,紫外线激光光源 49)的发射光量与白色照明光源的发射光量的比值。因此,当近景观察范围变高时,特定光源的发射光量增加,由此可更加强调通过由具有特定波长进行照明获得的窄带光观察图像。

[0034] 光纤 57A 和 57B 中的每一个都是多模光纤,并且可以例如是小直径光缆,其中缆芯直径为 105 μm,包层直径为 125 μm,而包括保护层(外护套)的电缆的直径为 0.3mm 至 0.5mm。

[0035] 每一个磷光体 59 包括多种磷光体物质(例如, YAG 磷光体或 BAM(BaMgAl<sub>10</sub>O<sub>17</sub>)),所述多种磷光体物质在吸收蓝色激光的一部分时被激发并发射绿光至黄光。白色(类似白色)照明光作为通过蓝色激光的一部分激发而发射的绿光至黄光以及蓝色激光中穿过磷光体 59 而没有被吸收的另一部分的合并而产生。在本实施例中,因为半导体发光装置用作激发光源,因此可以以高发射效率获得高强度白光,可以容易地调节白光的强度,以及可以使白光的色温和色度的变化较小。

[0036] 磷光体 59 可以防止在显示移动图像时妨碍成像噪点的重叠或闪烁的发生,所述妨碍成像噪点的重叠或闪烁的发生否则会由于激光的相干性而产生的散斑图造成。考虑到构成磷光体 59 的磷光体物质的折射率与固定/固化树脂(填充剂)的折射率的差异,优选的是所述磷光体物质和固定/固化树脂具有相对于红外光的低吸收性和高散射的这种粒径。这在没有降低红光或红外光的光强度的情况下增强了散射效应并降低了光损耗。即,可以高效率地获得高强度白光。

[0037] 图 4 示意性地显示由内窥镜设备 100 显示的示例性观察图像 10。

[0038] 当照明光进入活体组织时,入射光以扩散的方式移动通过活体组织。活体组织的吸收/散射特征取决于波长;即,随着波长变得越短,散射变得更强。因此,照明光到达的深度取决于该照明光的波长。另一方面,流动通过血管的血液具有在 400nm 至 420nm 的波长范围内的吸收峰值,并且在所述波长范围内可获得高对比度。例如,可通过在大约 400nm 的波长范围中的照明光获得粘膜表层的毛细血管的血管信息,并且可通过在大约 500nm 的波长范围内的照明光获得包括位于更深层的血管的血管的血管信息。因此,为了观察活体组织的表层中的血管,可使用具有 360nm 至 800nm,优选地在 365nm 至 515nm、并且更优选地在 400nm 至 470nm 的光源。

[0039] 如图 4 所示,在使用白色照明光获得的观察图像中,尽管可以获得位于相对较深粘膜层中的血管的图像,但是粘膜表层中的微细毛细血管是模糊的。另一方面,在使用仅具有短波长的窄带照明光获得的观察图像中,可以清楚地看到粘膜表层中的微细毛细血管。

[0040] 在内窥镜设备 100 中,蓝色激光光源与紫色激光光源之间的光量比值是可变的。可通过图 1 中所示的控制部分 63 改变光量比值,并且可在图像中强调粘膜表层中的血管,从而有助于对所述血管进行观察。在激光光源 47 的蓝色激光分量占主导的情况下,产生其中作为蓝色激光与通过激发从磷光体 59 发射的光的合并的白光分量占主导的照明光,并且可获得类似于图 4 中所示的白光观察图像的观察图像。然而,因为蓝色激光混合在照明

光中,因此可在观察图像中强调表层中的毛细血管。

[0041] 在紫色激光光源 49 的紫色激光分量占主导的情况下,可获得类似于图 4 中所示的窄带光观察图像的观察图像。可以通过改变从蓝色激光光源 47 发射的光束与从紫色激光光源发射的光束之间的光量比值(即,改变紫色激光分量在整个照明光中的比例)观察粘膜表层中的微细毛细血管,使得可被强调的方式连续显示所述微细毛细血管。

[0042] 当紫色激光分量的比例增加时,粘膜表层中沿深度方向较薄的微细毛细血管在观察图像中被显示得更加清楚。当紫色激光分量的比例减少时,可显示位于从粘膜表层到其深层的较厚区域中的血管的信息。依此方式,可以被强调的方式显示从粘膜表层沿深度方向的血管分布,并且观察部分的血管信息可以被提取为与相应深度范围相对应的连续条信息。具体地,在该实施例中,因为由蓝色激光提取的血管信息和由紫色激光提取的表层的血管信息可以通过图像显示相互比较,因此在增加易辨认性的情况下可以观察包括位于表层中的血管的血管信息。

[0043] 另外,内窥镜设备 100 的物镜单元 39 设置有放大率改变可移动镜头(未示出)。放大率改变可移动镜头以可移动的方式装入在物镜单元 39 中,并因此用于改变观察放大率。物镜单元 39 还设置有用于执行自动聚焦功能的调焦可移动镜头(未示出),所述调焦可移动镜头与放大率改变可移动镜头分开。可根据变焦开关 83 上的操纵装置通过变焦控制部分 81(观察放大率改变装置)驱动放大率改变可移动镜头。

[0044] 内窥镜设备 100 设置有用于根据由变焦控制部分 81 设定的观察放大率值改变从多个光源发射的光束之间的光量比值的光量改变装置。例如,光量改变装置是存储在储存单元 65 中的程序。光量改变装置通过参考从变焦控制部分 81 供应的放大率检测信号来改变蓝色激光光源 47 与紫色激光光源 49 之间的光量比值。产生的光量比值控制信号被供应给光源控制部分 51。

[0045] 观察放大率值可以是数字变焦处理的放大值。在这种情况下,用于放大拍摄图像信息的图象处理的放大值用作观察放大率值。

[0046] 图 5 是根据观察放大率改变发射光量比值的过程的流程图。当操作者在从远景观察到近景观察的方向上或从近景观察到远景观察的方向上通过变焦放大改变操作改变观察放大率时(ST1),由变焦控制部分 81 检测每一个产生的放大率检测信号,并且该每一个产生的放大率检测信号被输入给光量比值改变装置。在步骤 ST2 中,每当光量比值改变装置接收放大率检测信号时,光量比值改变装置从存储在储存单元 65 中的光量比值观察放大率转化信息读取蓝色激光光源 47 与紫色激光光源 49 之间相应的发射光量比值,并执行更新。

[0047] 下表 1 显示了示例性光量比值放大率转化信息。紫色激光光源 49 的光量与蓝色激光光源 47 的光量的比值例如在观察放大率较低的远景观察模式中被设定为 2 : 1,而例如在观察放大率较高的近景观察模式中被设定为 10 : 1。

[0048] [表 1]

[0049]

观察放大率	模式	光量比值 R LD2(405nm) : LD1(445nm)
低	远景观察	2 : 1

高	近景观察	10 : 1
---	------	--------

[0050] 图 6 是显示放大率与光量比值之间的关系的图表。随着远景观察的范围的增加 (即, 观察放大率减小), 蓝色激光光源 47 的光量的比例增加, 而随着近景观察的范围的增加 (即, 观察放大率增加), 紫色激光光源 49 的光量的比例增加。例如, 光量比值 - 观察放大率转化信息存储为预置函数公式。即, 事先确定表示图 6 中所示的曲线的函数。在这种情况下, 可以对于任意观察放大率值连续确定发射光量。

[0051] 在读取发射光量比值时, 在步骤 ST3 中, 光量比值改变装置为光控制部分 51 供应用于改变蓝色激光光源 47 与紫色激光光源 49 之间的光量比值的控制信号。在步骤 ST4 中执行成像。从成像装置 21 输出的内窥镜观察图像信号通过图 1 中所示的 AID 转换器 77 转换成数字信号, 所述数字信号被供应给以预处理部分 67 为首的二级电路。预处理部分 67 将对内窥镜观察图像信号执行预处理, 并具有将数字内窥镜观察图像信号转换成 RGB 原色系统 (如果前者是 CMY 或 CMYG 补色系统) 的功能、伽玛转化功能、灰度调节功能、及其它功能。在步骤 ST5 中, 由预处理部分 67 处理了的内窥镜观察图像信号被供应给图象处理部分 71 并显示在显示单元 15 上。在步骤 ST6 中, 当输入观察结束信号时结束显示单元 15 上的显示。

[0052] 如上所述, 在内窥镜设备 100 中, 当改变观察放大率时, 可通过光量比值改变装置连续改变从多个光源发射的光束之间的光量比值。这可防止观察图像的内容的突然变化。

[0053] 图 7 显示了将观察放大率作为参数的 AE 程序图。控制部分 63 根据使用 AE 程序图的观察放大率自动设置快门速度、孔径等, 并因此补偿在放大观察中的摄像机抖动。如图 7 所示, 每一个曝光值 (EV 值) 由左下至右上对角等位线表示。水平轴线表示快门速度, 而垂直轴线表示孔径。在图 7 中, 虚线曲线对应于远景观察, 而实线曲线对应于近景观察 (放大观察)。当目标被照亮时, 可通过均匀地调节孔径和快门速度来获得正确曝光。当目标被充分照亮时, 透镜孔径被设定为最小值, 并且通过快门速度调节曝光。在放大观察中, 从变焦控制部分 81 (参见图 1) 将指示放大率改变可移动镜头的位置的信号供应给控制部分 63, 并且控制部分 63 根据与所采用的观察放大率值相对应的曲线调节快门速度。放大观察的曲线从远景观察的曲线向右移动。因此, 在其中观察放大率较大的放大观察中, 使用具有较快的快门速度的曲线, 并由此执行控制, 从而使摄像机抖动的影响变得不明显。

[0054] 内窥镜设备 100 具有根据观察放大率值以估计光谱图像的形式正确显示不能从普通观察图像获得的活体信息的功能; 例如, 内窥镜设备 100 可以强调形成在粘膜层或粘膜下层中的新血管的病变部和微细结构。

[0055] 当发射光量以上述方式变化时, 产生颜色不平衡。因此, 优选的是通过根据发射光量比值的变化改变对相应的颜色的光谱校正的程度来保持整个观察图像的色调。内窥镜设备 100 可以与观察放大率的变化同步的方式通过根据观察放大率执行诸如重点处理的适当图象处理为观察目标提供最佳图像信息。

[0056] 为了处理由内窥镜主体 11 获得的内窥镜观察图像, 内窥镜设备 100 的处理器 45 配备有估计光谱图像生成部分 69 (估计光谱图像生成装置)、参数数据库 73、和切换部分 75。

[0057] 以下说明在内窥镜设备 100 中生成估计光谱图像的过程。

[0058] 从成像装置 21 输出的内窥镜观察图像的信号通过 AID 转换器 77 被转换成数字信号, 所述数字信号被处理器 45 捕获到并输入给控制部分 63。

[0059] 如果操作者希望观察估计光谱图像而不是普通图像, 操作者则通过操纵内窥镜主体 11 的操作单元 25 的波长设定切换按钮 79 等给出指令。如果使用估计光谱图像的观察受到指令, 则在预处理部分 67 中进行过预处理的内窥镜观察图像信号被供应给估计光谱图像生成部分 69, 在所述估计光谱图像生成部分中对所述内窥镜观察图像信号进行光谱估计处理。

[0060] 估计光谱图像生成部分 69 通过对内窥镜观察图像 P 执行涉及矩阵参数 M 的矩阵运算而产生估计光谱图像。JP-A-2003-93336 中详细说明了估计光谱图像生成部分 69 的示例性操作。

[0061] 更具体地, 估计光谱图像部分 69 根据以下公式 (1) 通过执行涉及矩阵参数 M 的矩阵运算来生成估计光谱图像 SP。

[0062] [公式 1]

$$[0063] \begin{pmatrix} SP_r \\ SP_g \\ SP_b \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{00} & M_{01} & M_{02} \\ M_{10} & M_{11} & M_{12} \\ M_{20} & M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} P_r \\ P_g \\ P_b \end{pmatrix} \cdots (1)$$

[0064] 在公式 (1) 中,  $SP_r$ 、 $SP_g$ 、和  $SP_b$  是估计光谱图像 SP 的 R 分量、G 分量和 B 分量,  $P_r$ 、 $P_g$  和  $P_b$  是内窥镜观察图像 P 的 R 分量、G 分量和 B 分量, 而  $M_{00}$ – $M_{22}$  是用于矩阵运算的  $3 \times 3$  矩阵的矩阵参数  $M_{ij}$ 。

[0065] 图 8 是显示存储在处理器 45 的参数数据库 73 中的示例性矩阵参数集的表。

[0066] 如图 8 所示, 用于表示相应波长范围的矩阵参数集  $P_n = (M_{i0}, M_{i1}, M_{i2})$  ( $n = 1$ – $61$ ,  $i (= 0, 1, \text{或} 2)$  表示矩阵参数 M 的矩阵的行) 存储在参数数据库 73 中, 其中所述波长范围例如覆盖 400nm 至 700nm 的波长范围并彼此间隔开 5nm。例如, 如果选择 500nm、620nm、和 650nm 作为用于估计光谱图像 SP 的一组波长  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$  和  $\lambda 3$ , 则以下公式 (2) 中的矩阵参数 M 分别被用作矩阵参数  $(M_{00}, M_{01}, M_{02})$ 、 $(M_{10}, M_{11}, M_{12})$  和  $(M_{20}, M_{21}, M_{22})$ , 其中, 所述方程由图 8 中示出的 61 组矩阵参数中的中心波长为 500nm 的矩阵参数 (系数) p21、中心波长为 620nm 的矩阵参数 (系数) p45、和中心波长为 650nm 的矩阵参数 (系数) p51 构成。

$$[0067] \begin{pmatrix} M_{00} & M_{01} & M_{02} \\ M_{10} & M_{11} & M_{12} \\ M_{20} & M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -0.00119 & 0.002346 & 0.0016 \\ 0.004022 & 0.000068 & -0.00097 \\ 0.005152 & -0.00192 & 0.000088 \end{pmatrix} \cdots (2)$$

[0068] 参数集存储在将被观察的诸如血管和活体组织的相应部分的参数数据库 73 中, 并且可使用适于目标部分的参数集生成估计光谱图像 SP。表 2 显示了每一个用于设置矩阵参数 M 的示例性波长集合。

[0069] [表 2]

[0070]

编码	类型	$\lambda 1, \lambda 2, \lambda 3$ (nm)
CH1	标准集合	400, 500, 600
CH2	血管集合	470, 500, 670
CH3	血管集合	475, 510, 685
CH5	用于对特定组织进行成像的集合	440, 480, 520
CH6	用于对特定组织进行成像的集合	480, 510, 580
CH7	用于在氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白之间进行辨别的血红蛋白集合	400, 430, 475
CH8	用于在血液与胡萝卜素之间进行辨别的血液-胡萝卜素集合	415, 450, 500
CH9	用于在血液与细胞质之间进行辨别的血液-细胞质素集合	420, 550, 600

[0071] 估计光谱图像生成部分 69 对通过用白色照明光对观察对象进行照明获得的拍摄图像执行矩阵运算，并从而生成估计光谱图像，当用具有由通过波长设置装置设定的波长集获得的光谱的光对观察对象进行照明时可获得所述估计光谱图像。控制部分存储用于实现这种矩阵变化的波长设定装置。例如，波长设定装置是存储在存储单元 65 中的程序。

[0072] 内窥镜设备 100 可以具有使用符合内窥镜主体 11 的个别产品的成像装置 21 的敏

感特性的校正值调节 R 分量、G 分量、和 B 分量的增益的功能。更具体地,估计光谱图像生成部分 69 代替公式 (1) 的矩阵参数 M 而使用矩阵参数 M1 来生成估计光谱图像 SP,其中,可根据以下公式 (3) 通过使矩阵参数 M 的矩阵乘以包括 R、G 和 B 增益系数 R<sub>g</sub>、G<sub>g</sub> 和 B<sub>g</sub> 的矩阵而获得所述矩阵参数 M1。

[0073] [公式 3]

$$[0074] M1 = \begin{pmatrix} R_g & 0 & 0 \\ 0 & G_g & 0 \\ 0 & 0 & B_g \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_{00} & M_{01} & M_{02} \\ M_{10} & M_{11} & M_{12} \\ M_{20} & M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} \cdots (3)$$

[0075] 增益系数 R<sub>g</sub>、G<sub>g</sub> 和 B<sub>g</sub> 根据成像装置 21 的存储在例如乘积识别存储器 (未示出) 中的敏感特性而变化,所述乘积识别存储器设置在所使用得内窥镜主体 11 中。利用此测量值,在其中估计光谱图像生成部分 69 使用波长集生成估计光谱图像的情况下,可以获得适于照明的 R、G 和 B 分量值,并由此提高估计光谱图像的图像质量。

[0076] 图 9 是在根据观察中的观察放大率改变发射光量比率且生成估计光谱图像的过程的流程图。

[0077] 设置有波长集设定装置和估计光谱图像生成部分 69,内窥镜设备 100 可以生成与期望的波长集相对应的估计光谱图像,并使用所述估计光谱图像作为观察图像。以下说明在内窥镜设备 100 中生成估计光谱图像的过程。

[0078] 当在步骤 ST11 中在其中使用由波长集设定装置设定的期望的波长集将获得观察图像的情况下改变变焦放大率时,在步骤 ST12 中读出发射光量比值。在步骤 ST13 中,判断波长集切换按钮是否已经被摁压。如果波长集切换按钮已经被摁压,则在步骤 ST14 中判断由具有读出发射光量比值的蓝色激光光源 47 和紫色激光光源 49 产生的光的光谱的波长范围是否与新波长集的波长范围重叠。

[0079] 如果没有发现重叠,在步骤 ST15 中使用白色照明光执行成像,并且在步骤 ST16 中生成估计光谱图像。另一方面,如果在步骤 ST14 中发现重叠,则在步骤 ST17 中改变蓝色激光光源 47 与紫色激光光源 49 之间的发射光量比值。在步骤 ST18 中执行成像,并且在步骤 ST19 中显示观察图像。上述步骤重复执行,直到在步骤 ST20 中判断应该结束观察。当输入观察结束指令时结束观察图像的显示。

[0080] 如上所述,在内窥镜设备 100 中,如果由蓝色激光光源 47 与紫色激光光源 49 之间的读取发射光量比值确定的光谱的波长范围与新波长集的波长范围重叠,则使用与读取发射光量比值相对应的照明光获得观察图像。如果没有发现重叠,则控制部分 63 使白色照明光源发射白光,并且估计光谱图像生成部分 69 生成与期望的波长集相对应的估计光谱图像,所述估计光谱图像用作观察图像。因此,甚至在特定光源 (405nm) 的光量与白色照明光源 (445nm) 的光量的比值被设定为 100 : 0 的情况下,可以通过光谱估计生成包括白光分量的观察图像。

[0081] 估计光谱图像可以由通过白色照明光源和特定光源的照明获得的图像生成。由于必然留下特定光源的波长分量 (405nm) 而可以增加估计光谱图像的信息量。

[0082] 接下来,说明实施例的变形例。照明装置不局限于上述照明装置,并且所述照明装置可以被如下所述构造而成。

[0083] 图 10 是显示具有白色光源和激光光源的修改的光源设备的结构的方框图。修改

的光源设备 43a 配备有用于输出由白色光源 91 发射并通过由许多光纤构成的纤维束 93 传输的光的照明系统, 和用于输出由激光光源 95 发射、由单个光纤 97 引导并穿过扩散板 99 的光的照明系统。

[0084] 图 11 是显示具有 LED 和激光光源的修改的光源设备的结构的方框图。修改的光源设备 43b 安装有其中设置在内窥镜插入单元 19 的末端部分 35 中的 R、G、和 B LED (发光二极管) 101 通过信号线 103 连接到光源控制部分 51 的光学系统, 和用于输出由激光光源 95 发射、被单个光纤 97 引导并穿过扩散板 99 的光的照明系统。这种结构使得更加容易地为白色照明光和窄带光中的每一个提供期望的波长范围和期望的强度。

[0085] 图 12 是显示具有白色光源和旋转滤光器装置的修改的光源设备的结构的方框图。在光源设备 43c 中, 通过使用旋转滤光器装置 105 由从白色光源 91 发射的光获取 R、G、和 B 光束、窄带光、C、M、和 Y 光束或 C、M、Y、和 G 光束。

[0086] 成像装置 21 可以是 CCD 图像传感器或 CMOS 图像传感器。并且成像装置 21 不局限于检测 R、G 和 B 光束的成像装置, 而是可以是检测 C、M、和 Y 光束或 C、M、Y、和 G 光束的成像装置。

[0087] 成像方法可以是其中同时获得 R、G、和 B 图像的同时成像类型的方法或其中依次获得 R、G、和 B 图像并随后将所述 R、G、和 B 图像合并成单个彩色图像的帧依次类型的方法。

[0088] 在内窥镜设备 100 中, 当通过变焦放大改变操作改变观察放大率时, 可以连续改变观察图像, 使得在每一个观察放大率下可获得适于内窥镜诊断的观察图像, 藉此, 可以防止操作者感觉不舒服并增加诊断的准确度。

[0089] 如以上所述, 本发明不局限于上述实施例, 并且本领域技术人员根据此说明书的公开和公知的技术所做的修改和应用包括在本发明的保护范围内。

[0090] 本说明书公开如下:

[0091] (1) 根据本发明的一方面, 一种内窥镜设备, 包括:

[0092] 具有多种光源的照明单元, 所述多种光源生成具有不同光谱的光束, 所述照明单元对观察目标进行照明;

[0093] 成像单元, 所述成像单元对所述观察目标进行成像;

[0094] 观察放大率改变单元, 所述观察放大率改变单元改变所述成像单元进行成像时的观察放大率; 和

[0095] 光量比值改变单元, 所述光量比值改变单元根据由所述观察放大率改变单元设定的所述观察放大率连续改变所述多种光源之间的发射光量比值。

[0096] 在此内窥镜设备中, 当操作者沿从远景观察到近景观察的方向或从近景观察到远景观察的方向通过变焦放大改变操作改变观察放大率时, 通过观察放大率改变装置检测每一个产生观察放大率值, 且所述产生的观察放大率值被输入给光量比值改变装置。每当光量比值改变装置接收放大率值时, 光量比值改变装置更新多个光源之间的发射光量比值。即, 根据改变放大率可连续调节多个光源之间的发射光量比值, 藉此, 可以防止观察图像的内容的突然变化。

[0097] (2) 在 (1) 所述的内窥镜设备中, 所述照明单元包括白色照明光源和特定光源, 所述特定光源用于生成不同于所述白色照明光源的照明光; 并且

[0098] 随着所述观察放大率的增加, 所述光量比值改变单元增加所述特定光源的发射光

量与所述白色照明光源的发射光量的比值。

[0099] 在此内窥镜设备中,随着观察放大率的增加,即,随着近景观察范围的增加,特定光源的发射光量的比例增加,藉此,可以更加强调通过具有特定波长的窄带光进行照明获得的窄带光观察图像。

[0100] (3) 在 (2) 所述的内窥镜设备中,所述特定光源具有中心波长,使得作为所述观察目标的活体组织的表层中的微细血管结构被强调。

[0101] 在此内窥镜设备中,当期望通过近景观察观察微细血管时,可设定用于强调活体组织的表层中的微细血管结构的特定光波长。因此可自动设定适于操作指示放大率值的照明光波长。

[0102] (4) 在 (2) 或 (3) 所述的内窥镜设备中,所述特定光源具有在 370nm 至 470nm 的范围内的中心波长。

[0103] 根据这种内窥镜设备,中心发射波长的 370nm 的下限值有助于在市场上获得半导体发光装置。中心发射波长的 470nm 的上限值可以在适于窄带光观察的波长范围内产生照明光,且强调粘膜组织的表层的微细结构。

[0104] (5) 在 (2) 或 (3) 所述的内窥镜设备中,所述白色照明光源包括半导体发光装置和波长转换构件,所述波长转换构件包括在所述半导体发光装置的发射波长下被激发的磷光体。

[0105] 在这种内窥镜设备中,从半导体发光装置发射的光激发波长转换构件的磷光体并使所述磷光体发射荧光,并因此获得白光。从半导体发光装置发射的光的一部分通过波长转换构件而没有被吸收并变成窄波段照明光。

[0106] (6) 在 (2) 或 (3) 所述的内窥镜设备中,所述白色照明光源包括分别用于发射红光、绿光、和蓝光的半导体发光装置。

[0107] 在这种内窥镜设备中,通过驱动设置在内窥镜插入单元的末端部分中的红色 LED、绿色 LED、和蓝色 LED(发光二极管)获得白色照明光。可以通过由单个光纤引导从激光光源发射的光来获得窄波段照明光。这种结构使得可以容易地为白色照明光和窄带光中每一个提供期望的波长范围和期望的强度。

[0108] (7) 在 (1) 或 (2) 所述的内窥镜设备中,所述观察放大率是可变放大率光学系统的放大率。

[0109] 在这种内窥镜设备中,通过传感器检测放大率改变可移动镜头的移动焦点位置,并且产生的检测信号用作指示观察放大率值的信号。

[0110] (8) 在 (1) 或 (2) 所述的内窥镜设备中,所述观察放大率是数字变焦处理的放大率。

[0111] 在这种内窥镜设备中,用于拍摄图像信息的放大的图象处理的放大值用作观察放大率值。

[0112] (9) 在 (2) 或 (3) 所述的内窥镜设备中,还包括:

[0113] 波长集设定单元,所述波长集设定单元设定波长集,所述波长集是多个波长范围的合并;和

[0114] 估计光谱图像生成单元,所述估计光谱图像生成单元生成估计光谱图像,其中,当用具有由所述波长集产生的光谱的光对所述观察目标进行照明时,通过对观察图像执行矩

阵运算将获得估计光谱图像,所述观察图像通过用所述白色照明光对观察目标照明而获得,所述波长集通过所述波长集设定装置设定,其中:

[0115] 在使用由所述波长集设定单元设定的期望的波长集生成观察图像的情况下:

[0116] 在通过所述光量比值改变单元设定的发射光量比值确定的光谱的波长范围与所述期望的波长集的波长范围重叠的情况下,使用与所述发射光量比值相对应的照明光获得图像,并且使用所述图像作为观察图像;和

[0117] 在没有发现所述光谱的波长范围与所述期望的波长集的波长范围重叠的情况下:

[0118] 所述光量比值改变单元使所述白色照明光源发射白色光,并且所述估计的光谱图像生成单元生成与所述期望波长集相对应的作为观察图像使用的估计光谱图像。

[0119] 根据这种内窥镜设备,即使在特定光源(405nm)的光量与白色照明光源(445nm)的光量的比值被设定为100:0的情况下,也可以通过光谱估计生成包括白光分量的观察图像。

[0120] (10) 在(9)所述的内窥镜设备中,所述估计光谱图像生成单元由通过所述白色照明光源和所述特定光源进行照明获得的图像生成估计光谱图像

[0121] 根据这种内窥镜设备,由于必然留下特定光源(405nm)的波长分量而可以增加估计光谱图像的信息量。

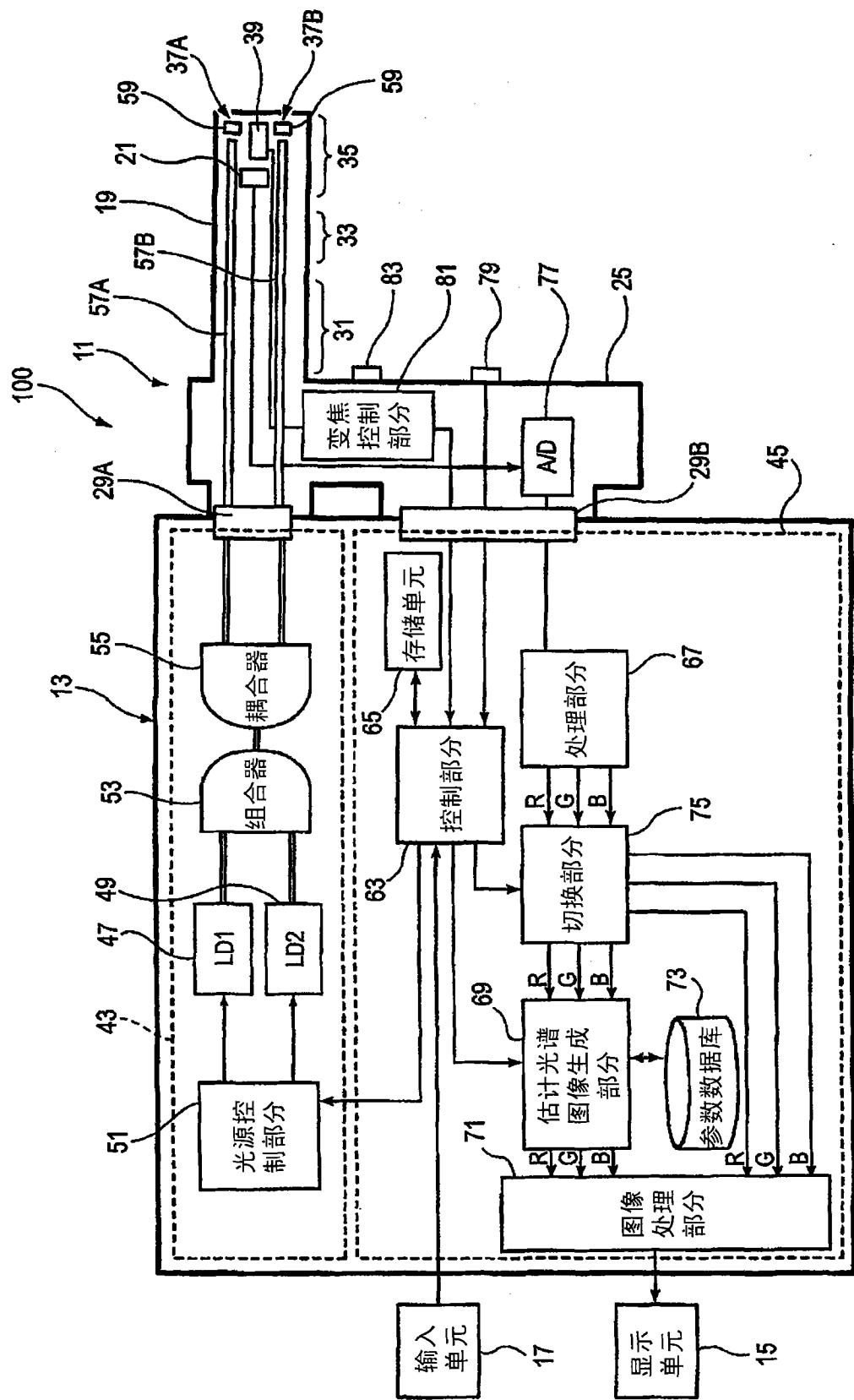


图 1

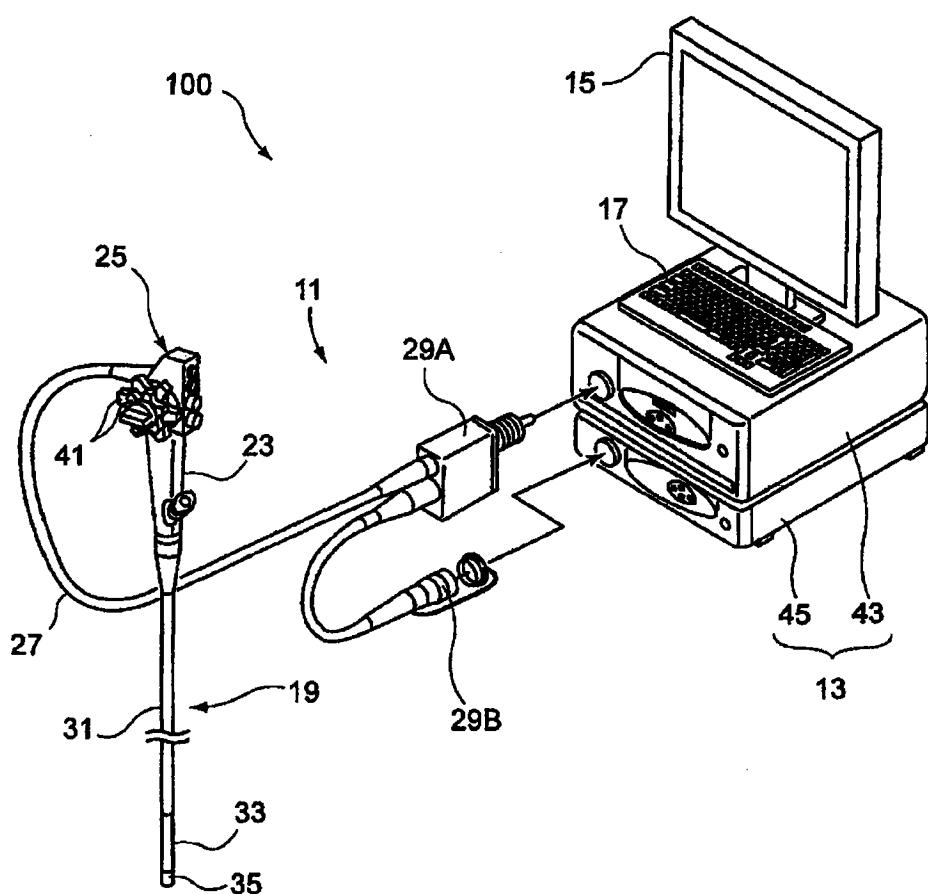


图 2

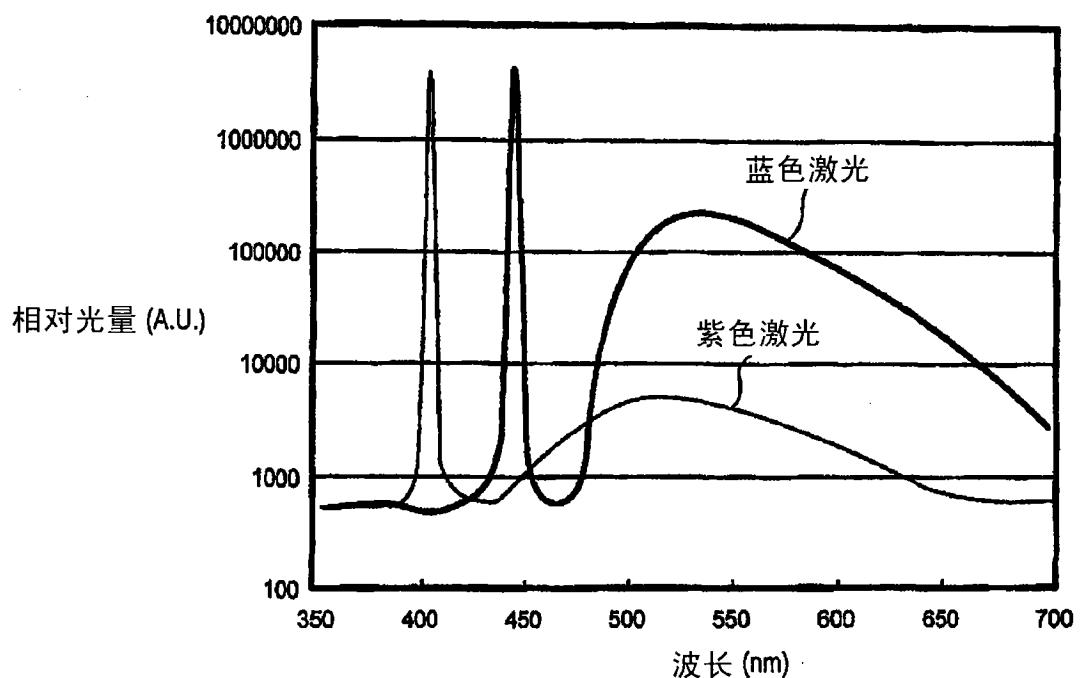


图 3

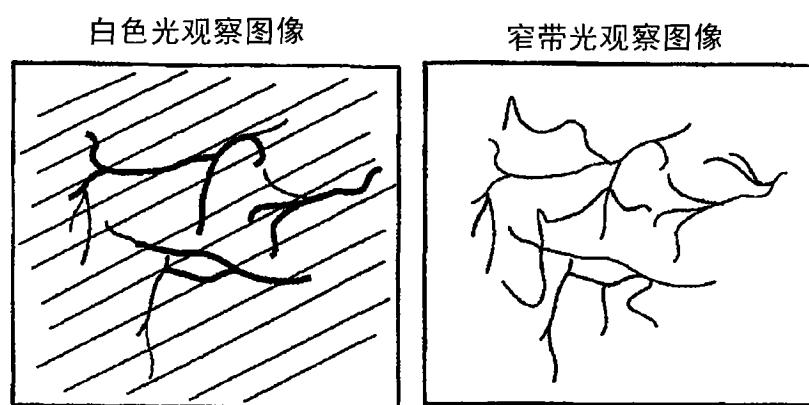


图 4

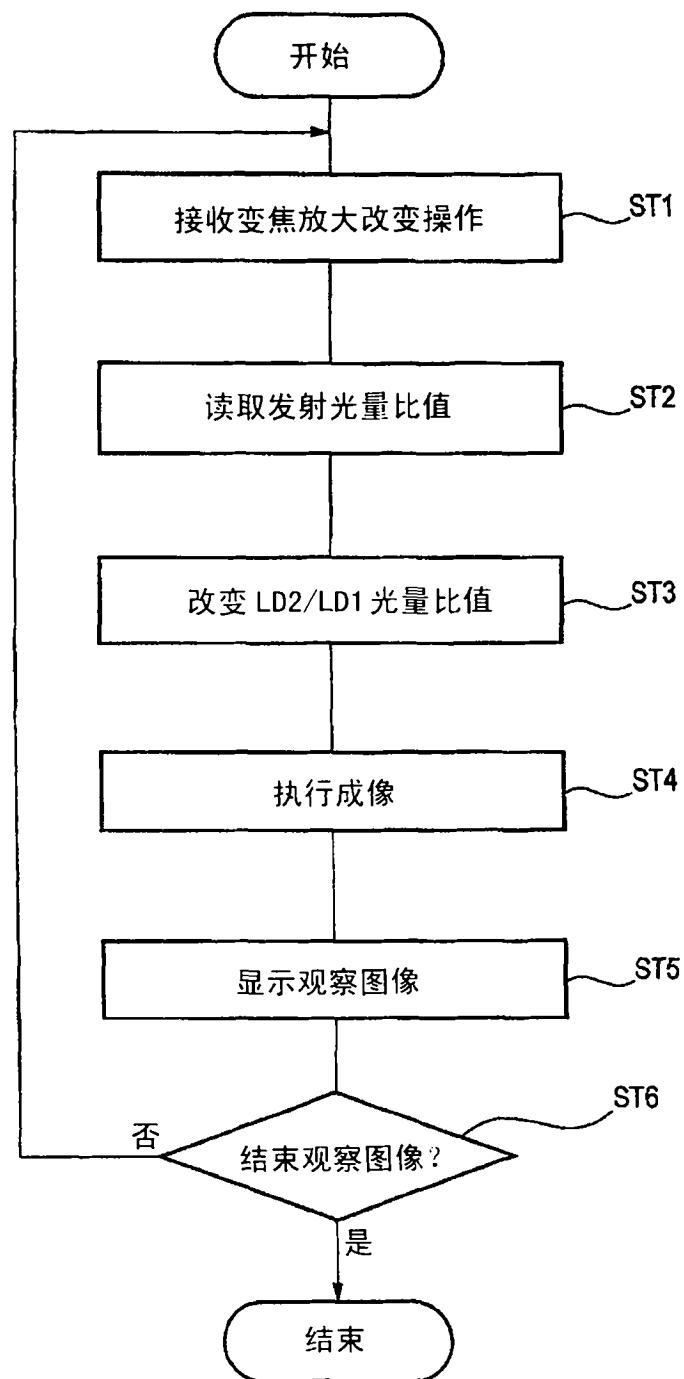


图 5

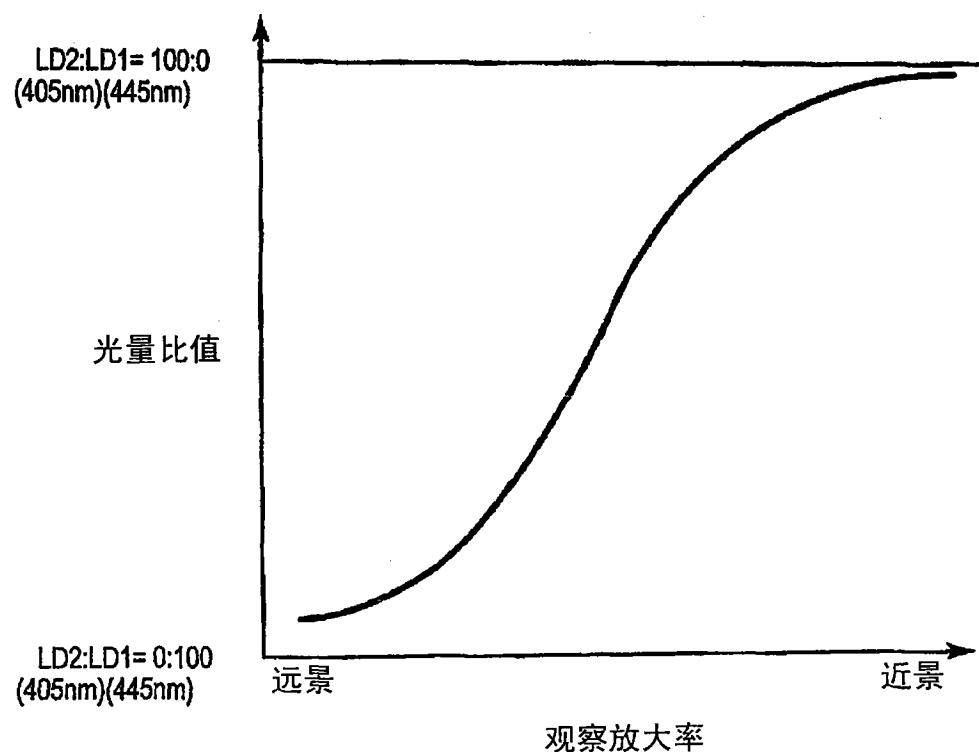


图 6

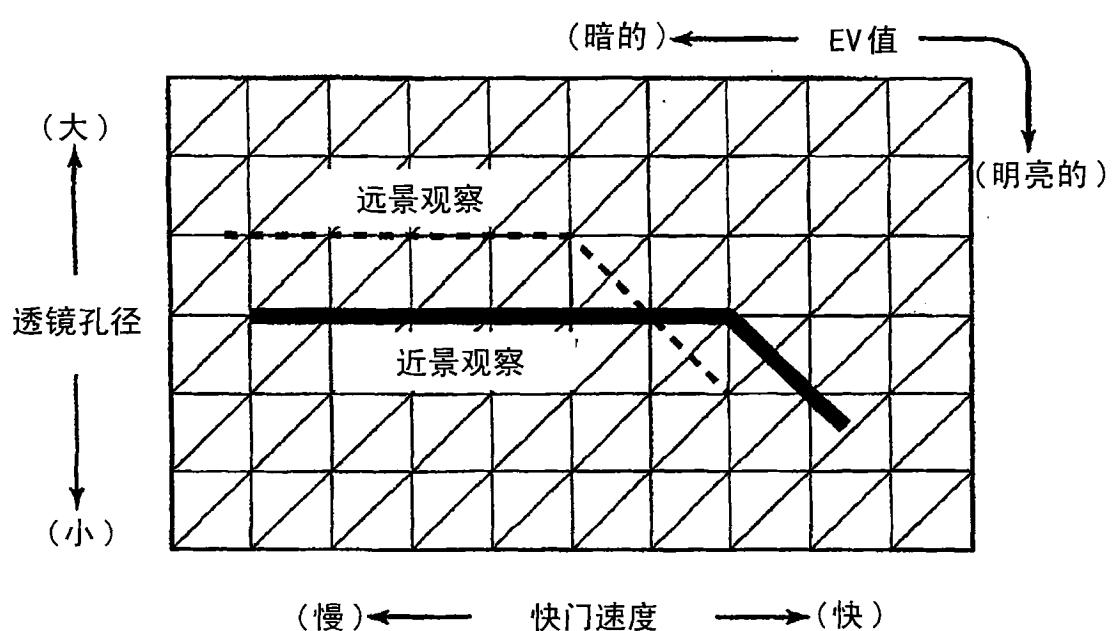


图 7

73

参数集名称	Mi0	Mi1	Mi2
p1	0.000083	-0.00188	0.003592
⋮	⋮	⋮	⋮
p18	-0.00115	0.000569	0.003325
p19	-0.00118	0.001149	0.002771
p20	-0.00118	0.001731	0.0022
p21	-0.00119	0.002346	0.0016
p22	-0.00119	0.00298	0.000983
p23	-0.00119	0.003633	0.000352
⋮	⋮	⋮	⋮
p43	0.003236	0.001377	-0.00159
p44	0.003656	0.000674	-0.00126
p45	0.004022	0.000068	-0.00097
p46	0.004342	-0.00046	-0.00073
p47	0.00459	-0.00088	-0.00051
p48	0.004779	-0.00121	-0.00034
p49	0.004922	-0.00148	-0.00018
p50	0.005048	-0.00172	-0.000036
p51	0.005152	-0.00192	0.000088
p52	0.005215	-0.00207	0.000217
⋮	⋮	⋮	⋮
p61	0.00548	-0.00229	0.00453

图 8

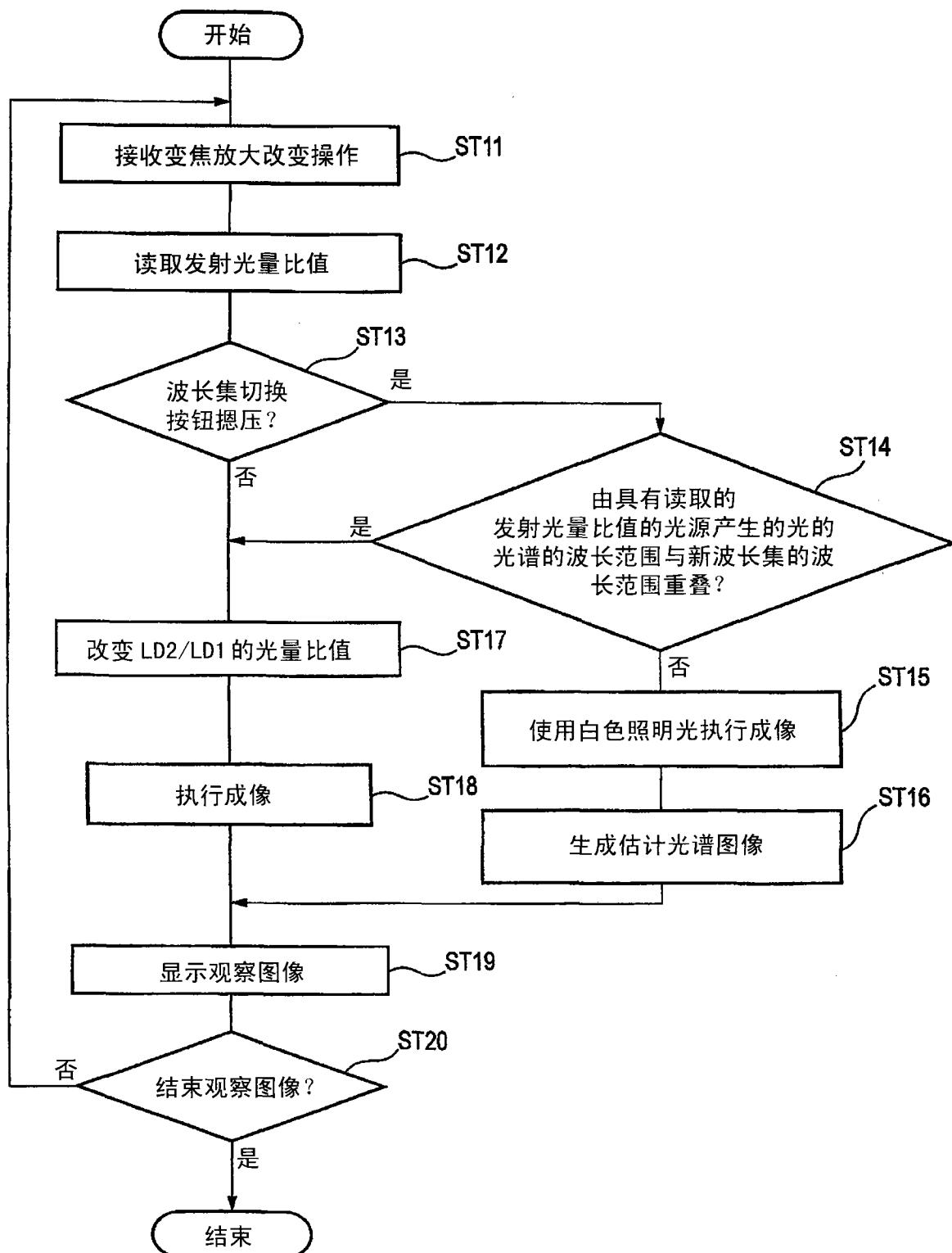


图 9

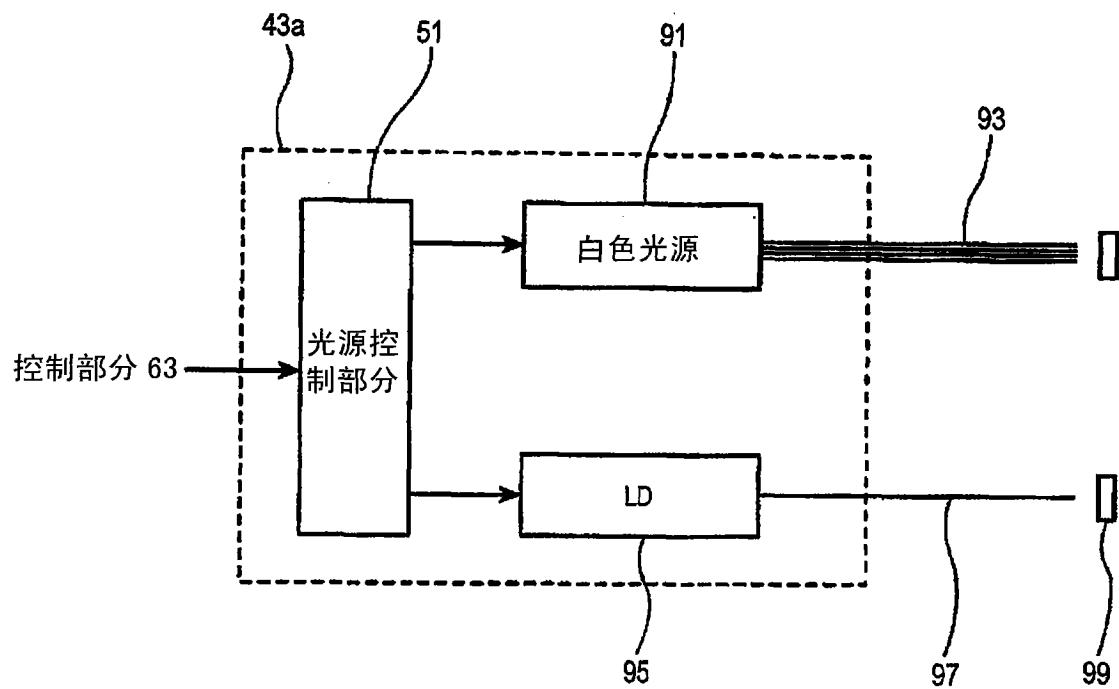


图 10

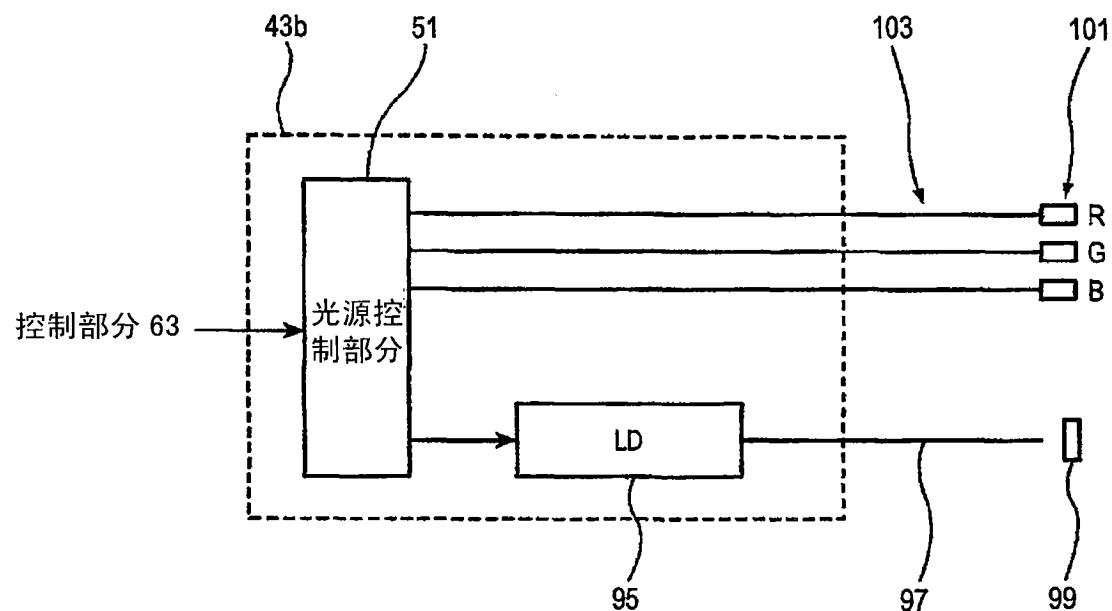


图 11

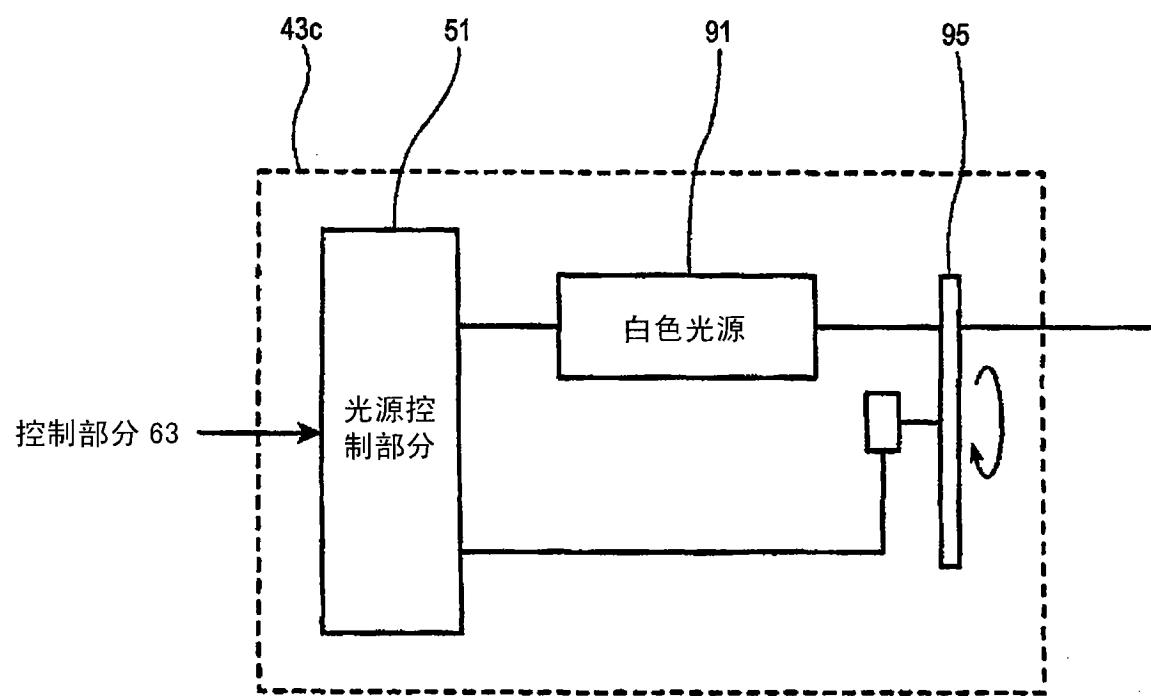


图 12

专利名称(译)	内窥镜设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN102204809A</a>	公开(公告)日	2011-10-05
申请号	CN201110035082.X	申请日	2011-01-30
[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	小泽聰 饭田孝之 峰苦靖浩 江利川昭彦		
发明人	小泽聰 饭田孝之 峰苦靖浩 江利川昭彦		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0653 A61B1/043 A61B1/0684 A61B1/07 A61B1/00188 A61B1/0638 A61B1/063		
代理人(译)	张成新		
优先权	2010076457 2010-03-29 JP		
其他公开文献	CN102204809B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

## 摘要(译)

本发明提供一种内窥镜设备，其中当观察放大率通过变焦放大改变操作改变时，观察图像可以改变，使得可在每一个观察放大率下获得适于内窥镜诊断的观察图像，并因此防止操作者感觉不舒服，并增加诊断的精确度。内窥镜设备安装有：具有多种光源的照明单元，所述多种光源生成具有不同光谱的光束，所述照明单元对观察目标进行照明；成像单元，所述成像单元对所述观察目标进行成像；观察放大率改变单元，所述观察放大率改变单元改变所述成像单元进行成像时的观察放大率；和光量比值改变单元，所述光量比值改变单元根据由所述观察放大率改变单元设定的所述观察放大率连续改变所述多种光源之间的发射光量比值。

