



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102961113 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 13

(21) 申请号 201210152453. 7

(22) 申请日 2012. 05. 16

(30) 优先权数据

2011-189142 2011. 08. 31 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 水由明 斋藤牧 饭田孝之

(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 蒋亭

(51) Int. Cl.

A61B 1/06 (2006. 01)

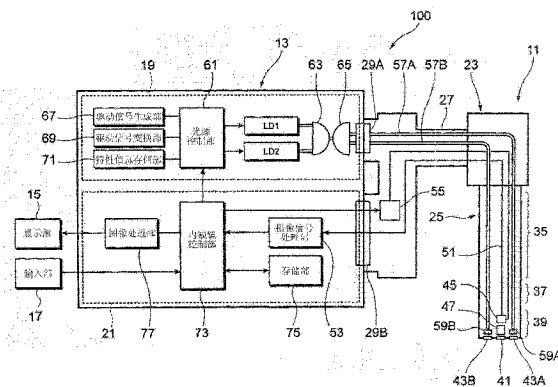
权利要求书 1 页 说明书 11 页 附图 7 页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

本发明公开一种内窥镜装置,具有:光源部,具备发光元件及波长转换构件,且输出透过光与发光光合成后的照明光,该透过光从发光元件射出且透过了波长转换构件,所述发光光来自波长转换构件;驱动信号生成部,用于生成驱动发光元件的脉冲驱动信号;驱动信号变换部,将所生成的脉冲驱动信号的各脉冲分割成脉冲宽度更短的多个短脉冲而生成分割脉冲驱动信号,以使因荧光体的发光效率的温度依赖性引起的照明光的光量变化量成为允许限度值以下;以及光源控制部,利用分割脉冲驱动信号来驱动发光元件。从而即使在使用发光特性具有温度依赖性的荧光体来生成照明光的情况下,也能够减少从荧光体产生的荧光强度的变化,始终稳定地获得所期望的色调的照明光。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,

具备:

光源部,其具备发光元件及包含利用来自该发光元件的出射光而进行发光的荧光体的波长转换构件,且输出将透过光与发光光合成后的照明光,其中所述透过光从所述发光元件射出且透过了所述波长转换构件,所述发光光来自所述波长转换构件;

驱动信号生成部,其生成用于驱动所述发光元件的脉冲驱动信号;

驱动信号变换部,其将所生成的所述脉冲驱动信号的各脉冲分割为脉冲宽度更短的多个短脉冲而生成分割脉冲驱动信号,以使因所述荧光体的发光效率的温度依赖性引起的所述照明光的光量变化量成为允许限度值以下;以及

光源控制部,其利用所述分割脉冲驱动信号来驱动所述发光元件。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

具备存储荧光体特性信息的特性信息存储部,该荧光体特性信息表示所述脉冲驱动信号中的一个脉冲的积分强度与所述光量变化量的关系,

所述驱动信号变换部从所述特性信息存储部参照所述荧光体特性信息,求出相对于所述一个脉冲的积分强度的所述光量变化量。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述驱动信号变换部仅在所述光量变化量超过所述允许限度值时生成所述分割脉冲驱动信号。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述驱动信号变换部以使将所述脉冲驱动信号中的一个脉冲分割而得到的所述多个短脉冲的合计积分强度与所述一个脉冲的积分强度一致的方式,生成所述分割脉冲驱动信号。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述驱动信号变换部将所述多个短脉冲间的休止期间设定得比来自所述波长转换构件的发光光的残光期间长。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述驱动信号变换部将所述短脉冲的最大频率设定为 500kHz 以下。

7. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述波长转换构件包括中心发光波长不同的多种荧光体。

8. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述发光元件为半导体发光元件。

9. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述发光元件射出蓝色光,

通过将所述波长转换构件所产生的荧光与所述蓝色光合成而生成白色光。

10. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

还具备射出中心波长 360 ~ 530nm 的窄波段光的窄波段光发光机构。

11. 根据权利要求10所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述驱动信号生成部以所述照明光与所述窄波段光的合计光量成为目标光量的方式生成脉冲驱动信号。

## 内窥镜装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜装置。

### 背景技术

[0002] 开发出具备如下光源的内窥镜装置,其中所述光源具有从半导体激光器或发光二极管等半导体光源发出的激发光、以及包括通过该激发光而发光的荧光体的波长转换构件。例如,在专利文献 1 的内窥镜装置中,对光源以脉冲状的驱动电流来驱动,通过使驱动电流的脉冲数、脉冲宽度或脉冲振幅中的任一个增减,由此修正为始终适当的累积光量及色度。从而消除因光源的个体差异引起的照明光的累积光量及色度的偏差。

[0003] 【专利文献 1】日本特开 2009-56248 号公报

[0004] 然而,波长转换构件的荧光体的发光特性具有温度依赖性,当荧光体持续接受激发光而温度上升时,产生的荧光的光谱轮廓会发生变化。图 7 表示激发光的驱动脉冲与来自荧光体的输出光强度的关系。光源在被供给的强度  $I_0$  的驱动脉冲信号的作用下输出激发光。当该激发光向荧光体照射而使荧光体的温度上升时,荧光体的发光效率变化而从初始的发光强度增加或减少。因此,无法获得与向光源供给的驱动脉冲相对应的输出光强度。

[0005] 另外,在波长转换构件包括多种荧光体而构成时,产生的荧光的强度随着温度变化而分别独立变化。图 8 简要地示出 G 发光荧光体和 R 发光荧光体的发光效率相对于温度的变化的情况。通常,R 发光荧光体的发光效率低于 G 发光荧光体的发光效率,与温度上升相伴的发光效率的变化也在各荧光体中有所不同。因此,在使用多种荧光体时,存在各荧光体的发光光量的平衡被打破,照明光动态变化而无法成为符合设计的色质(色味)的情况。

### 发明内容

[0006] 因此,本发明的目的在于提供一种内窥镜装置,从而在使用发光特性具有温度依赖性的荧光体来生成照明光的情况下,能够减小从荧光体产生的荧光强度的变化,始终稳定地获得所期望的色调的照明光。

[0007] 本发明由下述结构构成。

[0008] 所述内窥镜装置具备:光源部,其具备发光元件及包括通过来自该发光元件的出射光而发光的荧光体的波长转换构件,且输出透过光与发光光合成后的照明光,其中所述透过光从所述发光元件射出且通过了所述波长转换构件,所述发光光来自所述波长转换构件;

[0009] 驱动信号生成部,其生成用于驱动所述发光元件的脉冲驱动信号;

[0010] 驱动信号变换部,其将所生成的所述脉冲驱动信号的各脉冲分割为脉冲宽度更短的多个短脉冲而生成分割脉冲驱动信号,以使因所述荧光体的发光效率的温度依赖性引起的所述照明光的光量变化量成为允许限度值以下;以及

[0011] 光源控制部,其利用所述分割脉冲驱动信号来驱动所述发光元件。

[0012] 【发明效果】

[0013] 根据本发明的内窥镜装置,在使用发光特性具有温度依赖性的荧光体来生成照明光的情况下,能够减轻从荧光体产生的荧光强度的变化,从而始终稳定地获得所期望的色调的照明光。

#### 附图说明

[0014] 图 1 是用于说明本发明的实施方式的图,是表示内窥镜及与内窥镜连接的各装置的内窥镜装置的结构图。

[0015] 图 2 是表示内窥镜装置的具体结构例的外观图。

[0016] 图 3 是表示脉冲驱动信号的调制控制的时序图的说明图。

[0017] 图 4(A) 是表示向激光源供给的脉冲驱动信号的说明图,(B) 是表示将一个脉冲分割成多个短脉冲后的变换脉冲驱动信号的说明图。

[0018] 图 5 是简要地表示在图 4(B) 的分割脉冲驱动信号的作用下发光的荧光体的发光强度的说明图。

[0019] 图 6(A) 是表示在休止(休止)期间  $T_a$  比残光期间  $T_L$  长的情况下,来自波长转换构件的输出光相对于驱动脉冲而发生强度变化的说明图、(B) 是表示休止期间  $T_a$  为残光期间  $T_L$  以下的情况下的输出光的强度变化的说明图。

[0020] 图 7 是表示以往的激发光的驱动脉冲和来自荧光体的输出光强度的关系的说明图。

[0021] 图 8 是简要地表示以往的 G 发光荧光体和 R 发光荧光体的发光效率相对于温度而变化的情况的说明图。

#### [0022] 【符号说明】

[0023] 11 内窥镜

[0024] 13 控制装置

[0025] 19 光源装置

[0026] 21 处理器

[0027] 45 摄像元件

[0028] 57A、57B 光纤

[0029] 59A、59B 波长转换构件

[0030] 61 光源控制部

[0031] 67 驱动信号生成部

[0032] 69 驱动信号变换部

[0033] 71 特性信息存储部

[0034] 73 内窥镜控制部

[0035] 75 存储器

[0036] 77 图像处理部

[0037] 81 脉冲驱动信号

[0038] 83 脉冲

[0039] 85 变换后的脉冲驱动信号

[0040] 87 短脉冲

- [0041] 89 短脉冲组  
[0042] 91 理想输出光 100 内窥镜装置  
[0043] LD1、LD2 激光源

## 具体实施方式

[0044] 以下,参照附图对本发明的实施方式详细地进行说明。

[0045] 图 1 是用于说明本发明的实施方式的图,是表示内窥镜及与内窥镜连接的各装置的内窥镜装置的结构图,图 2 是表示内窥镜装置的具体的结构例的外观图。

[0046] 如图 1 所示,内窥镜装置 100 具备内窥镜仪(スコープ)(以下称为内窥镜)11、控制装置 13、监视器等显示部 15、向控制装置 13 输入信息的键盘或鼠标等输入部 17。控制装置 13 具有光源装置 19、和对摄像图像进行信号处理的处理器 21。

[0047] 如图 2 所示,内窥镜 11 具备主体操作部 23、与该主体操作部 23 连设且插入到被检测体(体腔)内的插入部 25。在主体操作部 23 连接通用软线(ユニバーサルコード)27。该通用软线 27 的前端经由光导(light guide)(LG)连接器 29A 与光源装置 19 连接,且经由视频连接器(ビデオコネクタ)29B 与处理器 21 连接。

[0048] 在内窥镜 11 的主体操作部 23 上,并设有用于利用插入部 25 的前端侧来实施吸引、送气、送水的按钮或摄像时的快门按钮等各种操作按钮 31,且还设有一对弯角钮 33。

[0049] 插入部 25 从主体操作部 23 侧按顺序包括柔性部 35、弯曲部 37、及前端部(内窥镜前端部)39,通过转动主体操作部 23 的弯角钮 33 来对弯曲部 37 远距离进行弯曲操作。由此,能够使前端部 39 朝向所期望的方向。

[0050] 如图 1 所示,在内窥镜前端部 39 配置有摄像光学系统的观察窗 41、照明光学系统的照明窗 43A、43B。从各照明窗 43A、43B 照射照明光,来自被检测体的反射光通过观察窗 41 而被摄像元件 45 所摄像。所摄像的观察图像显示在与处理器 21 连接的显示部 15 上。

[0051] 摄像光学系统具有 CCD(Charge Coupled Device)型图像传感器或 CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)型图像传感器等摄像元件 45、以及在摄像元件 45 上形成观察像的透镜等光学构件 47。在摄像元件 45 的受光面上形成并被取入的观察像被转换成电信号而通过信号电缆 51 向处理器 21 的摄像信号处理部 53 输入,被摄像信号处理部 53 转换成影像信号。

[0052] 摄像元件 45 除了具备 RGB 三原色系色滤光器(color filter)外,还可以具备 CMY、CMYG 等补色系色滤光器。另外,摄像元件 45 通过摄像控制部 55 来设定快门速度或光圈的 AE 信号。

[0053] 照明光学系统具有:光源装置 19,与光源装置 19 连接的一对光纤 57A、57B,以及分别配置在光纤 57A、57B 的光出射端的波长转换构件 59A、59B。光源装置 19 具有:作为半导体发光元件的激光源 LD1、LD2;对各激光源 LD1、LD2 进行驱动控制的光源控制部 61;对来自激光源 LD1、LD2 的出射光进行合波的合波器(combiner)63;以及使合波后的光向一对光纤 57A、57B 形成的两个光路分支的连接部(coupler)65。另外,光源装置 19 具有生成在后详细叙述的脉冲驱动信号的驱动信号生成部 67、变更脉冲驱动信号的驱动信号变换部 69、存储荧光体特性信息的特性信息存储部 71。

[0054] 内窥镜控制部 73 与摄像信号处理部 53、保存摄像信号或各种信息的存储器 75、图

像处理部 77 连接。内窥镜控制部 73 利用图像处理部 77 对从摄像信号处理部 53 输出的图像数据实施适当的图像处理,并将其显现在显示部 15 上。另外,内窥镜控制部 73 通过与未图示的 LAN 等网络连接而分配包含图像数据的信息等,来控制内窥镜装置 100 整体。

[0055] 激光源 LD1 为中心波长 445nm 的蓝色发光的半导体激光器。激光源 LD1 射出由光源控制部 61 控制了出射光量的蓝色激光,该出射光通过光纤 57A、57B 而向内窥镜前端部 39 的波长转换构件 59A、59B 照射。作为该激光源 LD1,可以使用例如宽域(ブロードエリア)型的 InGAN 系激光二极管。

[0056] 波长转换构件 59A、59B 包括吸收从激光源 LD1 射出的激光的一部分而激发出绿色~黄色光的多种荧光体(例如 YAG 系荧光体、或含有 BAM( $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{37}$ ) 等的荧光体等)。由此,来自激光源 LD1 的激光与将该激光波长转换而得到的绿色~黄色的激发光相合成,而生成白色光。另外,波长转换构件 59A、59B 中使用的中心发光波长不同的多种荧光体尽可能选定发光的温度特性相同的荧光物质而加以组合。

[0057] 激光源 LD2 为中心波长 405nm 的紫色发光的半导体激光器。该激光源 LD2 也由光源控制部 61 来控制出射光量,通过内窥镜前端部 39 的波长转换构件 59A、59B 而从照明窗 43A、43B 射出。

[0058] 接着,对利用上述结构的内窥镜装置 100 来观察被检测体时的各激光源的出射光量比进行说明。

[0059] 光源控制部 61 根据来自内窥镜控制部 73 的指示,对激光源 LD1(中心波长 445nm)所发出的白色照明光和激光源 LD2(中心波长 405nm)所发出的窄波段光各自的出射光量分别独立地进行控制。

[0060] 内窥镜的操作者进行图 2 所示的主体操作部 23 的各种操作按钮 31 的操作,并从控制装置 13 侧的输入部 17 等进行输入操作。内窥镜控制部 73 根据来自操作者的操作信号向光源控制部 61、摄像控制部 55 输出控制信号。此时,从内窥镜前端部 39 的照明窗 43A、43B(参照图 1)射出适于观察对象的照明光。另外,摄像元件 45 以所期望的摄像条件对被检测体进行摄像。

[0061] 此时,通过根据观察对象来适当变更来自激光源 LD1 和激光源 LD2 的光的出射光量比,由此能够以高对比度获得适于诊断的观察图像。在观察图像中的血管(观察对象)与粘膜(背景图像)的对比度按观察对象/背景图像的比计算为 1.4 以上、优选 1.6 以上的情况下,能够获得充分的表层血管提取能力。这样,激光源 LD1 与 LD2 的出射光量比使组织表层的观察图像产生明显的变化。

[0062] 为了获得良好地反映出生物体组织表层的信息的适当曝光的观察图像,重要的是使激光源 LD1 与 LD2 的出射光量比和所期望的光量比高精度地一致,且使通过来自激光源 LD1 和 LD2 的出射光生成的照明光与目标光量精度良好地一致。

[0063] 光源控制部 61 对各激光源 LD1、LD2 的相对于各目标光量 P1、P2 的独立的出射光量进行控制,由此即使目标光量相对于 P1、P2 发生变化,也将出射光量比 RA : RB 始终维持为一定。从而,将激光源 LD1、LD2 的出射光量比维持为所期望的出射光量比,且将各激光源 LD1、LD2 的出射光量的合计控制为所期望的目标光量。

[0064] 接着,对内窥镜装置 100 的激光源 LD1、LD2 的发光强度的增减控制进行说明。

[0065] 首先,操作者对图 1 所示的设置在內窥镜 11 的主体操作部 23 上的操作按钮 31 进

行操作,由此内窥镜控制部 73 进行将观察模式切换为通常观察、窄波段光观察等各种观察模式的控制。在通常观察模式中,将激光源 LD1、LD2 的出射光量比 LD1 : LD2 设定为 1 : 0,在窄波段光观察模式中,将 LD1 : LD2 设定为预置的任意的比率。

[0066] 在窄波段光观察模式下,在将激光源 LD1、LD2 双方的输出保持为上述的出射光量比的同时进行使激光源 LD1、LD2 的合计的出射光量为目标光量的控制。

[0067] 操作者在内窥镜观察时对操作按钮 31 进行操作,由此若将观察模式切换为窄波段光观察模式,则内窥镜控制部 73 设定预置(プリセット)的出射光量比。根据观察模式,可切换地预先准备多种激光源 LD1、LD2 的出射光量比 RA : RB,并将上述信息存储在存储器 75 中。内窥镜控制部 73 从存储器 75 读出被指定为切换后的观察模式的出射光量比 RA : RB,并将出射光量比的信息向光源控制部 61 发送。

[0068] 光源控制部 61 接收从内窥镜控制部 73 发送出的出射光量比 RA : RB 的信息。并且,驱动信号生成部 67 根据该出射光量比,生成驱动激光源 LD1、LD2 的各脉冲驱动信号。具体而言,从标准的驱动电流值分别增减各激光源 LD1、LD2 的各脉冲驱动信号的电流值(振幅值),且设定为,各脉冲驱动信号的积分强度与标准的驱动电流值的情况下的积分强度相等。

[0069] 另一方面,内窥镜控制部 73 根据针对前帧的摄像图像的全照明光量和针对该摄像图像的 AE 信号来设定相对于全光量的目标光量,其中全光量为从激光源 LD1、LD2 射出的光量与来自波长转换构件 59A、59B 的荧光量的合计。

[0070] 在存储器 75 中将全照明光量和与 AE 信号相对应的目标光量的值作为表信息存储起来。内窥镜控制部 73 参照存储器 75 来求出针对下一帧的目标光量。内窥镜控制部 73 将求出的目标光量向光源控制部 61 发送。

[0071] 接着,驱动信号生成部 67 根据上述设定好的驱动信号的振幅和目标光量,通过共同的(共通する)脉冲调制控制来生成激光源 LD1、LD2 的各脉冲驱动信号。

[0072] 接着,对通过上述共同的脉冲调制控制来生成脉冲驱动信号的具体例进行说明。

[0073] 图 1 所示的光源控制部 61 接收来自内窥镜控制部 73 的指示,对激光源 LD1、LD2 的发光量进行脉冲调制控制。驱动信号生成部 67 参照与内窥镜控制部 73 连接的存储器 75 而生成脉冲驱动信号。该脉冲驱动信号的调制控制使用脉冲数控制(PNM:Pulse Number Modulation)、脉冲密度控制(PDM:Pulse Density Modulation)及脉冲宽度控制(PWM:Pulse Width Modulation)这三种控制、或加上脉冲振幅控制(PAM:Pulse Amplitude Modulation)的四种控制来实施。

[0074] 图 3 表示脉冲驱动信号的调制控制的时序图。在由垂直同步信号 VD 规定的图像的 1 帧的期间内,将使电子快门的曝光期间的至少一部分点亮的驱动脉冲 [1] 设为最大光量。在此,1 帧期间设为 33ms,快门速度设为 1/60s。另外,驱动脉冲 [1] 的频率为 120kHz,在电子快门的曝光期间内含有 2000 个脉冲。

[0075] 在从驱动脉冲 [1] 的最大光量时开始减少光量的情况下,按光量的大小顺序在第一脉冲调制区域进行 PNM 控制,在第二脉冲调制区域进行 PDM 控制,在第三脉冲调制区域进行 PWM 控制,逐渐减少光量。

[0076] 首先,在 PNM 控制中,从电子快门的整个曝光期间 WA 开始,通过时间轴上的滞后来减少脉冲数,缩短点亮期间。即,相对于电子快门的 1 帧内的曝光期间 WA,如驱动脉冲 [2]

所示,以驱动开始时刻延迟的方式将驱动脉冲的脉冲数减少至规定的最小比例为止,缩短激光源的点亮期间。另外,最大光量可以不是电子快门的整个曝光期间 WA 的点亮,也可以是整个 1 帧期间的点亮,还可以是连续点亮状态。

[0077] 接着,如驱动脉冲 [3] 所示,通过 PNM 控制将激光源的点亮期间缩短至规定的点亮期间  $W_{min}$  后,通过 PDM 控制对驱动脉冲进行间除(間引く)处理。在该 PDM 控制中,相对于缩短至规定的点亮期间  $W_{min}$  的点亮期间,以规定间隔来间除驱动脉冲,由此减少点亮期间内的脉冲密度。

[0078] 并且,如驱动脉冲 [4] 所示,在驱动脉冲的脉冲间隔到达间除界限为止、即驱动脉冲成为规定的最小脉冲密度为止的范围内进行 PDM 控制。

[0079] 接着,在驱动脉冲成为规定的最小脉冲数后,如驱动脉冲 [5] 所示,通过 PWM 控制来减少驱动脉冲的脉冲宽度。如驱动脉冲 [6] 所示,在驱动脉冲的脉冲宽度到达 PWM 控制界限为止的范围内进行 PWM 控制。

[0080] 这样,在对光量进行减少控制时,从最大光量开始首先进行 PNM 控制,由此缩短激光源的点亮期间,从而能够抑制因晃动产生的摄像图像的图像模糊。另外,由于激光源的非点亮时间变长,因此与连续点亮的情况下相比,还获得减少光源自身和 / 或光路上的各光学构件的发热效果。

[0081] 另外,通过在缩短至规定的点亮期间的时候从 PNM 控制切换至 PDM 控制,由此能够维持适当长的点亮期间,从而抑制动画观察时的闪烁。作为 PDM 控制的下限的脉冲数能够防止因 PDM 控制引起的调光分辨率变粗糙的情况。

[0082] 在 PWM 控制中,通过变更各驱动脉冲各自的占空比(デューティ比),由此能够比间除界限更精细地调整低光量域中的光量,提高调光分辨率。

[0083] 然而,在对激光源进行脉冲点亮控制时,激光源因斑点噪声而产生照明不均。因此,为了获得充分的斑点噪声降低效果,PWM 控制中的占空比设有上限。

[0084] 另外,实际的激光无法忠实地追随驱动的上升信号,具有某程度的延迟成分而上升。另外,下降时也同样具有延迟成分。因此,预料到当驱动脉冲为极端窄的窄幅脉冲时会在到达目标值前下降这一情况,因此设定能够准确地进行 PWM 控制的占空比的下限。

[0085] 上述的 PNM/PDM 控制、PWM 控制根据目标光量来切换,任一个控制都与其它控制排他地使用。通过组合各控制,而使得可控制的光量的动态范围与氙气灯(キセノンランプ)等白色灯动态范围相等或在其以上。

[0086] 上述的被调制控制后的脉冲驱动信号以获得规定的照明光量的方式设定脉冲数、脉冲密度、脉冲宽度。然而,在荧光体的发光强度具有温度依赖性的情况下,存在无法获得意想那样的照明光的强度的情况。尤其在使用多种荧光体的情况下,各荧光体的发光效率独立地变化,会成为从所期望的色调(色調)偏离的照明光。

[0087] 图 4(A) 表示向激光源 LD1 供给的脉冲驱动信号。脉冲驱动信号 81 的各脉冲 83 是振幅强度为  $I_0$ 、脉冲宽度为  $W$ 、周期为  $T$  的连续的信号。利用该脉冲驱动信号 81 来驱动激光源 LD1 而向波长转换构件 59A、59B 照射光,此时从波长转换构件 59A、59B 产生荧光,且各波长转换构件 59A、59B 的温度上升。如此,由于波长转换构件 59A、59B 所包括的荧光体的发光特性具有温度依赖性,因此随着温度上升而荧光体的发光强度降低。

[0088] 因此,如图 4(B) 所示,光源控制部 61 将前述的一个脉冲 83 分割成脉冲宽度更

短的多个短脉冲 87, 来防止向波长转换构件 59A、59B 连续地照射光。即, 驱动信号变换部 69( 参照图 1) 将变换前的脉冲驱动信号 81 的脉冲 83, 在与其脉冲宽度  $W$  相当的期间内分割成脉冲宽度为  $W1$  的多个短脉冲 87、87、87, …。对脉冲驱动信号 81 的各脉冲都同样地进行向短脉冲的分割。

[0089] 驱动信号变换部 69 对各短脉冲 87 的振幅强度  $I_1$ 、休止期间  $S$  进行设定, 以使脉冲宽度  $W$  的期间内的积分强度与脉冲 83 的积分强度相等。通过将脉冲驱动信号 81 的一个脉冲 83 变换成由脉冲宽度短的多个短脉冲 87 构成的短脉冲组 89, 由此向波长转换构件 59A、59B 照射的连续光照射期间变短, 抑制波长转换构件 59A、59B 的温度上升。由此, 能够防止因波长转换构件 59A、59B 所产生的荧光的强度而导致照明光的光量或色调发生变化的情况。

[0090] 具体而言, 图 1 所示的驱动信号变换部 69 首先求出由驱动信号生成部 67 生成的脉冲驱动信号中的一个脉冲 83 的积分强度。然后, 驱动信号变换部 69 判定这一个脉冲 83 的积分强度是否为超过预先设定的光量变化的允许限度值的强度。所谓光量变化的允许限度值是指, 因荧光体的发光效率的温度依赖性, 而使得来自荧光体的发光光量发生变化, 由此对观察图像的色调或亮度造成可以忽略的影响的最小的光量变化值。

[0091] 在此, 在特性信息存储部 71 中, 分别预先存储表示光量变化的允许限度值、和一个脉冲的积分强度、和光量变化量的关系的荧光体特性信息。驱动信号变换部 69 参照特性信息存储部 71 的荧光体特性信息来求出相对于一个脉冲 83 的积分强度的光量变化量, 通过对得到的光量变化量与预先设定的光量变化的允许限度值进行比较, 由此判定积分强度的大小。

[0092] 驱动信号变换部 69 在判定为光量变化超过允许限度值的积分强度的情况下, 如图 4(B) 所示, 将脉冲驱动信号 81 的各脉冲 83 分别分割成由多个短脉冲 87 构成的短脉冲组 89。利用驱动信号变换部 69, 根据一个脉冲 83 的积分强度值, 来设定短脉冲组 89 的各短脉冲 87 的脉冲数、脉冲宽度、脉冲周期等。

[0093] 光源控制部 61 使用上述变换后的分割脉冲驱动信号 85 来驱动激光源 LD1。另一方面, 在判定出为光量变化在允许量以下的积分强度的情况下, 直接使用由驱动信号生成部 67 生成的脉冲驱动信号 81 来驱动激光源 LD1。

[0094] 图 5 是简要地表示在图 4(B) 的分割脉冲驱动信号的作用下发光的荧光体的发光强度的说明图。利用分割脉冲驱动信号 85 来驱动激光源 LD1 时, 从波长转换构件 59A、59B 输出与短脉冲 87 相应的间断性的照明光。由于利用短脉冲宽度  $W1$  的短脉冲来进行驱动, 因此因激光源 LD1 的出射光而引起的波长转换构件 59A、59B 的温度上升期间被限制在期间  $W1$  内。另外, 温度上升期间后的休止期间  $S$  成为波长转换构件 59A、59B 的冷却期间。因此, 波长转换构件 59A、59B 的温度变化微小, 不会导致荧光体的发光特性大幅变化。由此, 与各短脉冲对应而产生的荧光光在各短脉冲的作用下成为每次相等的强度等级。

[0095] 从而, 利用分割脉冲驱动信号来驱动激光源 LD1 时来自波长转换构件 59A、59B 的输出光在期间  $W$  内的积分强度, 与相对于变换前的脉冲驱动信号中的一个脉冲 83 的理想输出光 91 的积分强度一致。因此, 不会使照明光的色调发生变化, 能够稳定地生成所期望的光量的照明光。

[0096] 图 6(A) 是表示来自波长转换构件的输出光相对于驱动脉冲的强度变化的说明

图。利用含有短脉冲 87 的脉冲驱动信号来驱动激光源 LD1 (参照图 1) 时,根据短脉冲 87 的供给时刻而从波长转换构件 59A、59B 得到间断性的输出光。其中,荧光体的发光响应特性严格来说具有规定的延迟成分,因此接受激发光后直至开始发光为止的初始期间、停止激发光后直至发光停止为止的残光期间成为过渡状态。

[0097] 另一方面,如图 6(B) 所示,在休止期间  $T_a$  设定为残光期间 TL 以下的情况下,残光期间中的强度波形的波尾与下一个的短脉冲重叠。因此,一个短脉冲下的输出光没有达到所期望的积分强度,而无法获得设定的光量。因此,如图 6(A) 所示,驱动信号变换部 69 以多个短脉冲间的休止期间、即激光源 LD1 中止点亮后直至下一次开始点亮为止的休止期间  $T_a$  比激发光停止后直至荧光体的发光强度成为发光停止状态为止的残光期间 TL 更长的方式生成分割脉冲驱动信号。通过以空出比各荧光体的残光期间 TL 长的休止期间  $T_a$  的方式设定分割脉冲驱动信号的短脉冲,由此能够获得与各短脉冲的积分强度相符的照明光。

[0098] 另外,荧光体发光的响应特性因所使用的荧光材料的不同而有所差异,因此根据所使用的荧光体材料来设定短脉冲间的休止期间  $T_a$ 。在此,用发光强度衰减至  $1/e$  为止的时间  $T_e$  来表示,以下作为一例而示出的对应于荧光体材料的荧光体发光的响应速度,如下述。

[0099] 1) 蓝色发光荧光体 : $BaMg_2Al_{16}O_{27}$

[0100] 中心发光波长 452nm,  $T_e = 2 \mu s$

[0101] 2) 红色发光荧光体 : $Y_2O_3:Eu^{2+}$

[0102] 中心发光波长 611nm,  $T_e = 1.1ms$

[0103] 3) 绿色发光荧光体 : $LaPO_4:Ce, Tb$

[0104] 中心发光波长 544nm,  $T_e = 2.6ms$

[0105] 在上述例的荧光体材料中,尤其是蓝色发光荧光体的衰减时间  $T_e$  短。因此,若将上述的蓝色发光荧光体考虑在内,则分割脉冲驱动信号的短脉冲的最大频率为 500kHz 以下为好。进而,若考虑到其它一般的荧光体材料,则优选为 240kHz 以下。

[0106] 驱动信号变换部 69 (参照图 1) 将由驱动信号生成部 67 生成的脉冲驱动信号的一个脉冲在上述最大频率以下的范围内进行分割。由此,能够以始终准确的强度 / 色调生成照明光。

[0107] 根据上述结构的内窥镜装置,实现了与氙气灯等以往结构相同的光源控制,因此能够直接使用以往的处理部,能够获得提高了通用性的结构。进而,由于半导体光源的光源寿命比氙气灯等白色灯格外长,因此能够减轻设备的维护。

[0108] 另外,作为窄波段光照明用的半导体光源,可以使用中心波长为 360 ~ 530nm 的激光源。若为该激光源,则能够获得生物体组织表层的毛细血管和微细结构的增强图像。并且,将白色照明光与窄波段光混合后的合计光量设定为目标光量,由此即使在对被检测体进行照明的情况下,也能够准确地调整白色照明光的强度。因此,能够高精度地设定增强程度,获得良好的观察图像。

[0109] 本发明并不局限于上述的实施方式,根据说明书的记载及周知的技术,本领域技术人员变更而加以应用的方案也包含在本发明的保护范围内。例如,在本实施方式中,对使用激光源作为发光元件的示例进行了说明,但也可以使用发光二极管。发光二极管有炮弹型、表面贴装型、高功率 LED 等各种类型,但对任一种类型而言,通过对分割脉冲驱动信号

进行短脉冲化,都能够以始终准确的强度·色调生成照明光,获得省电且高亮度的照明光。

[0110] 另外,也可以利用滤波器从来自氙气灯等白色光源的光中仅提取特定波长的光。

[0111] 另外,光量控制也可以组合摄像机构的电子快门的曝光控制和发光元件的光量控制来进行。另外,在上述的说明中,说明了对两个激光源的出射光量的控制,但光源的数目并不局限于此,可以为任意的数目。进而,还可以取代驱动电流值的控制而利用驱动电压值的控制来进行出射光量控制。

[0112] 如上所述,本说明书公开了如下事项。

[0113] (1) 一种内窥镜装置,其具备:

[0114] 光源部,其具备发光元件及包括利用来自该发光元件的出射光而发光的荧光体的波长转换构件,且输出将透过光与发光光合成后的照明光,其中所述透过光从所述发光元件射出且通过了所述波长转换构件,所述发光光来自所述波长转换构件;

[0115] 驱动信号生成部,其生成用于驱动所述发光元件的脉冲驱动信号;

[0116] 驱动信号变换部,其将所生成的所述脉冲驱动信号的各脉冲分割为脉冲宽度更短的多个短脉冲而生成分割脉冲驱动信号,以使因所述荧光体的发光效率的温度依赖性引起的所述照明光的光量变化量成为允许限度值以下;以及

[0117] 光源控制部,其利用所述分割脉冲驱动信号来驱动所述发光元件。

[0118] 根据该内窥镜装置,通过利用将脉冲驱动信号的各脉冲分割成脉冲宽度更短的多个短脉冲而得到的分割脉冲驱动信号来驱动发光元件,由此发光元件的连续点亮时间变短,因此减少来自发光元件的出射光向波长转换构件连续照射的情况。因此,能够有效地防止因波长转换构件的温度上升而使荧光体的发光效率发生变化从而使从荧光体产生的荧光强度发生变化的情况。由此,能够减少从荧光体产生的荧光强度的变化,从而始终稳定地获得所期望的色调的照明光。

[0119] (2) 根据(1)的内窥镜装置,其中,

[0120] 具备存储荧光体特性信息的特性信息存储部,该荧光体特性信息表示所述脉冲驱动信号中的一个脉冲的积分强度与所述光量变化量的关系,

[0121] 所述驱动信号变换部从所述特性信息存储部参照所述荧光体特性信息,求出相对于所述一个脉冲的积分强度的所述光量变化量。

[0122] 根据该内窥镜装置,能够参照预先准备好的特性信息存储部的荧光体特性信息,无需运算处理而简单地求得相对于一个脉冲的积分强度的光量变化量。

[0123] (3) 根据(1)或(2)的内窥镜装置,其中,

[0124] 所述驱动信号变换部仅在所述光量变化量超过所述允许限度值时生成所述分割脉冲驱动信号。

[0125] 根据该内窥镜装置,仅在光量变化量超过允许限度值的情况下生成分割脉冲驱动信号,因此分割脉冲驱动信号仅在需要时生成,减轻了驱动信号变换部的运算负担。

[0126] (4) 根据(1)~(3)中任一种内窥镜装置,其中,

[0127] 所述驱动信号变换部以使分割所述脉冲驱动信号中的一个脉冲后而得到的所述多个短脉冲的合计积分强度与所述一个脉冲的积分强度一致的方式生成所述分割脉冲驱动信号。

[0128] 根据该内窥镜装置,由于从脉冲驱动信号变换成分割脉冲驱动信号后的信号强度

一致,因此照明光不会因信号变换而发生强度变化,能够维持成所期望的固定光量。

[0129] (5) 根据(1)~(4)中任一种内窥镜装置,其中,

[0130] 所述驱动信号变换部将所述多个短脉冲间的休止期间设定得比来自所述波长转换构件的发光光的残光期间长。

[0131] 根据该内窥镜装置,在来自波长转换构件的发光光的残光期间内,不会因下一个的短脉冲而开始发光,能够获得与短脉冲的积分强度相一致(通り)的照明光。

[0132] (6) 根据(1)~(5)中任一种内窥镜装置,其中,

[0133] 所述驱动信号变换部将所述短脉冲的最大频率设定为500kHz以下。

[0134] 根据该内窥镜装置,不会受到因荧光体的响应延迟带来的影响,能够以准确地强度生成照明光。

[0135] (7) 根据(1)~(6)中任一种内窥镜装置,其中,

[0136] 所述波长转换构件包括中心发光波长不同的多种荧光体。

[0137] 根据该内窥镜装置,不会受到因发光效率的温度依赖性的不同带来的影响,能够使从多种荧光体产生的荧光的强度分别为一定。因此,能够使照明光的色调始终一定。

[0138] (8) 根据(1)~(7)中任一种内窥镜装置,其中,

[0139] 所述发光元件为半导体发光元件。

[0140] 根据该内窥镜装置,能够获得能量效率高且高亮度的照明光。

[0141] (9) 根据(1)~(8)中任一种内窥镜装置,其中,

[0142] 所述发光元件射出蓝色光,

[0143] 通过将所述波长转换构件所产生的荧光与所述蓝色光合成而生成白色光。

[0144] 根据该内窥镜装置,使用荧光体的宽波长带的荧光来生成白色光,因此获得彩色再现性高的照明光。

[0145] (10) 根据(1)~(9)中任一种内窥镜装置,其中,

[0146] 还具备射出中心波长360~530nm的窄波段光的窄波段光发光机构。

[0147] 根据该内窥镜装置,通过将可视短波长的窄波段光向被检测体照射,由此能够将生物体组织表层的毛细血管或微细图案增强显示出来。

[0148] (11) 根据(10)的内窥镜装置,其中,

[0149] 所述驱动信号生成部以所述照明光与所述窄波段光的合计光量成为目标光量的方式生成脉冲驱动信号。

[0150] 根据该内窥镜装置,通过将照明光与窄波段光混合后的合计光量设定为目标光量,并对被检测体进行照明,由此能够根据混合后的窄波段光的比例来精度良好地调整生物体组织表层的毛细血管或微细图案的增强程度。

[0151] <附记>

[0152] 一种内窥镜装置,其从内窥镜插入部的前端射出所期望的光量的照明光,所述内窥镜装置具备:

[0153] 生成所述照明光的半导体光源;

[0154] 利用电子快门调整曝光期间的摄像机构;

[0155] 根据输入的目标光量来对所述半导体光源进行脉冲点亮驱动的光源控制机构,

[0156] 所述光源控制机构按所述目标光量的高低顺序(高い順)进行第一脉冲调制控

制、第二脉冲调制控制和第三脉冲调制控制，

[0157] 所述第一脉冲调制控制中，相对于所述电子快门的 1 帧内的曝光期间，减少所述驱动脉冲的脉冲数直至成为规定的点亮期间为止，从而缩短所述半导体光源的点亮期间，

[0158] 所述第二脉冲调制控制中，相对于所述第一脉冲调制区域中的规定的点亮期间，将所述驱动脉冲以规定间隔间除而减少所述点亮期间内的脉冲密度，

[0159] 所述第三脉冲调制控制中，在所述第二控制范围对设为最小脉冲数的各驱动脉冲，减少脉冲宽度。

[0160] 根据该内窥镜装置，在控制参数中按照目标光量的高低顺序来设定减少脉冲数来缩短点亮期间的第一脉冲调制区域、将脉冲间除来减少脉冲密度的第二脉冲调制区域、减少脉冲宽度的第三脉冲调制区域，由此在目标光量高的情况下优选进行缩短光源的点亮时间的控制，从而抑制摄像图像的图像模糊（ボケ）且降低发热。另外，在目标光量低的情况下，在规定的点亮期间内存在多个脉冲，因此能够抑制闪烁的发生。并且，通过组合不同种类的控制，由此能够确保广的动态范围和高的调光分辨率。

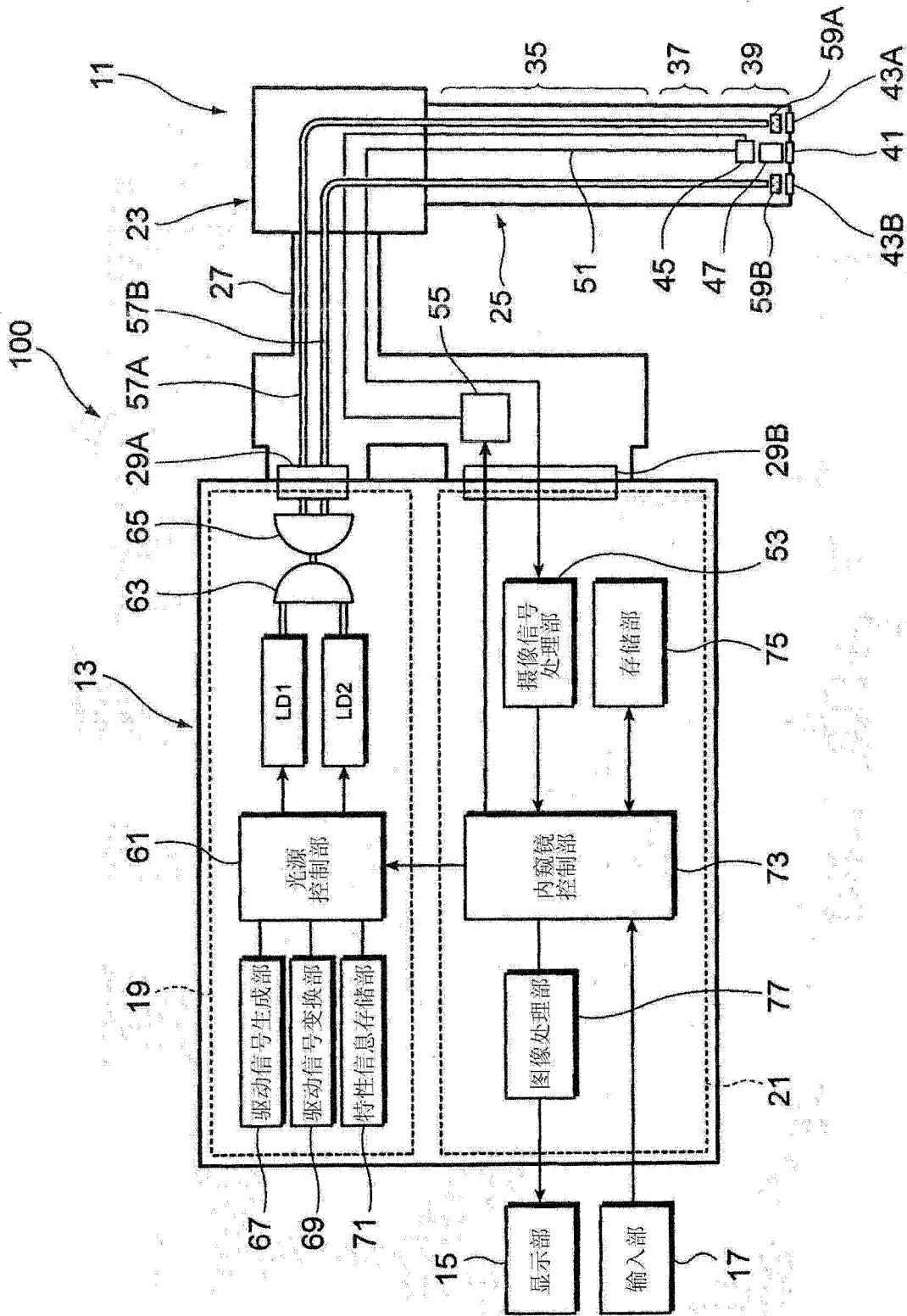


图 1

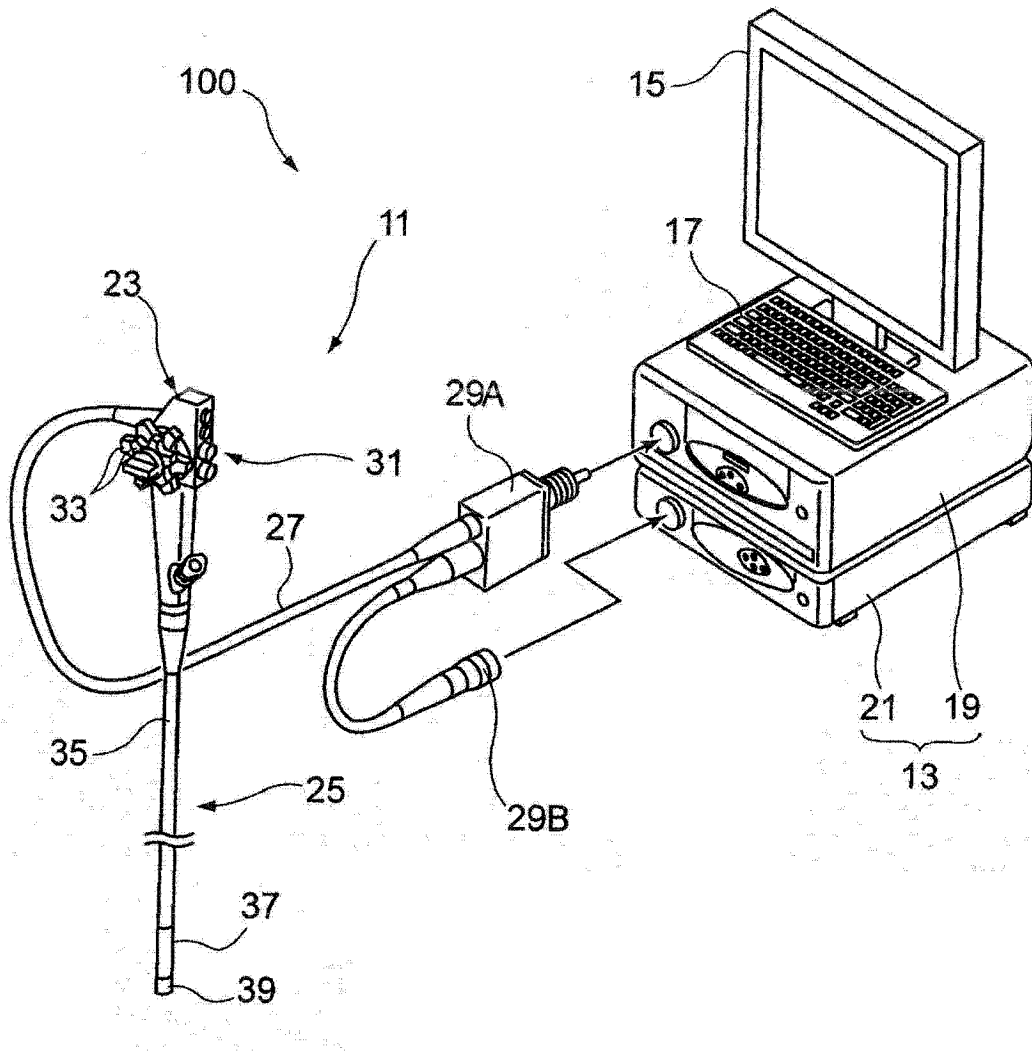


图 2

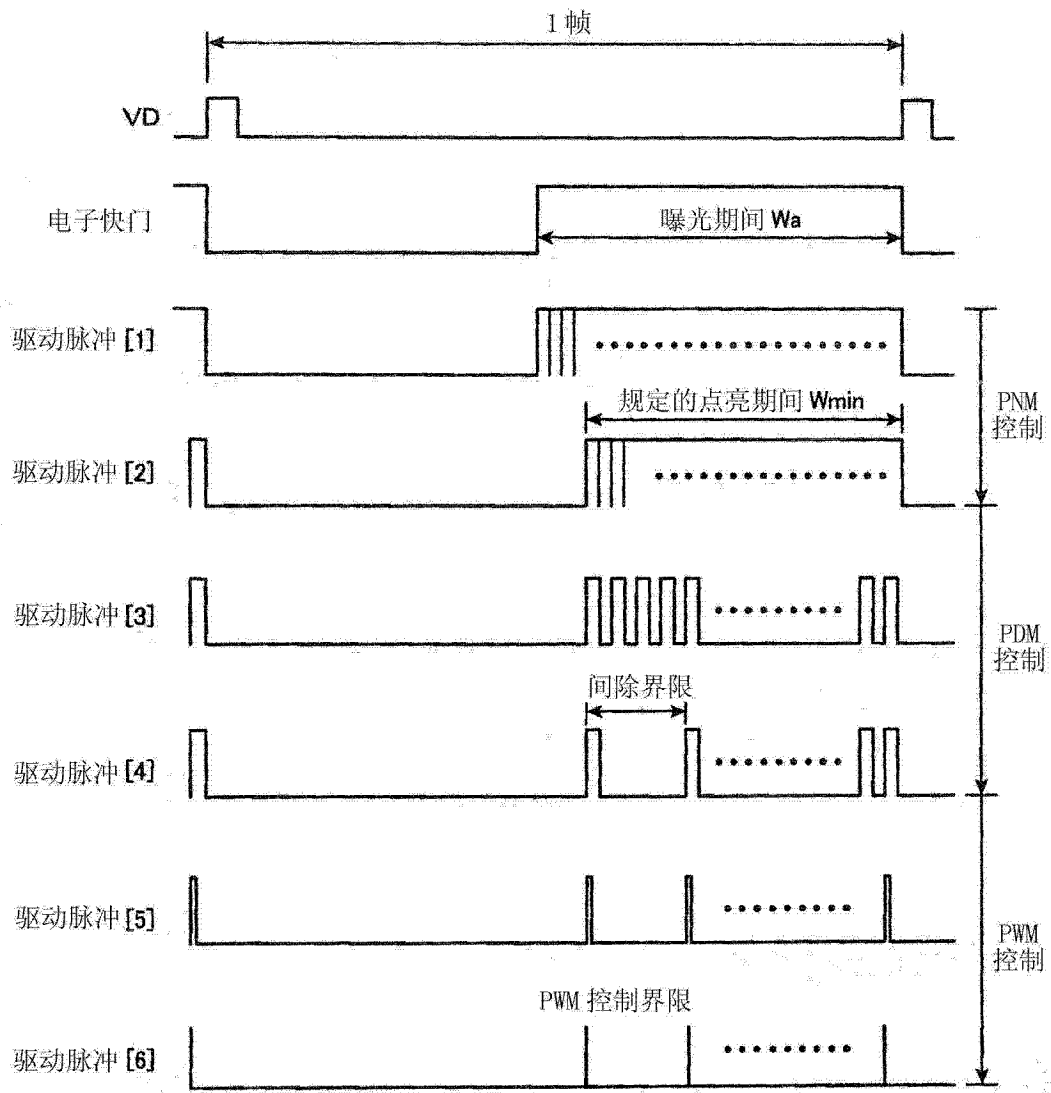
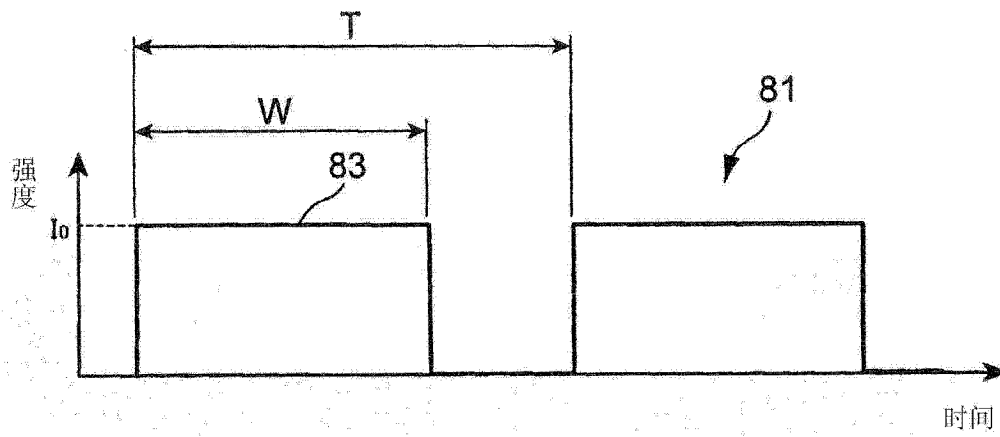
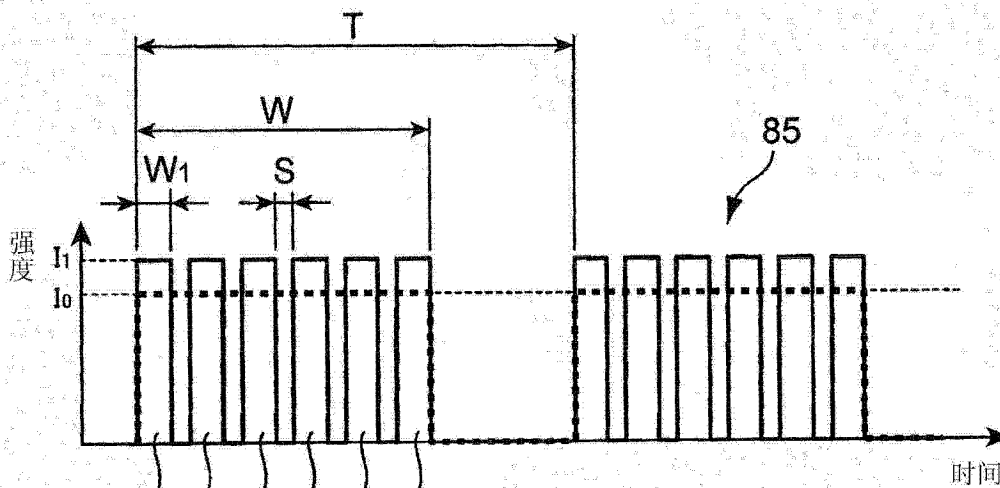


图 3



(A)



(B)

图 4

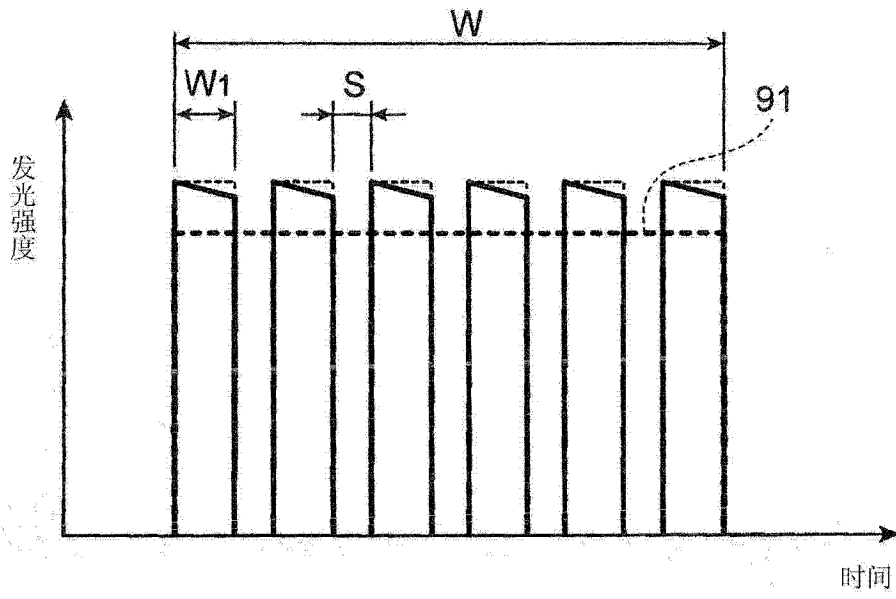
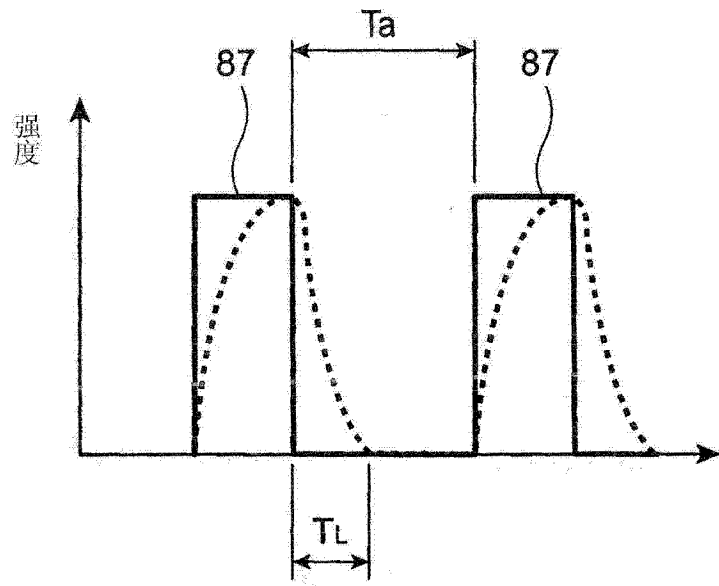
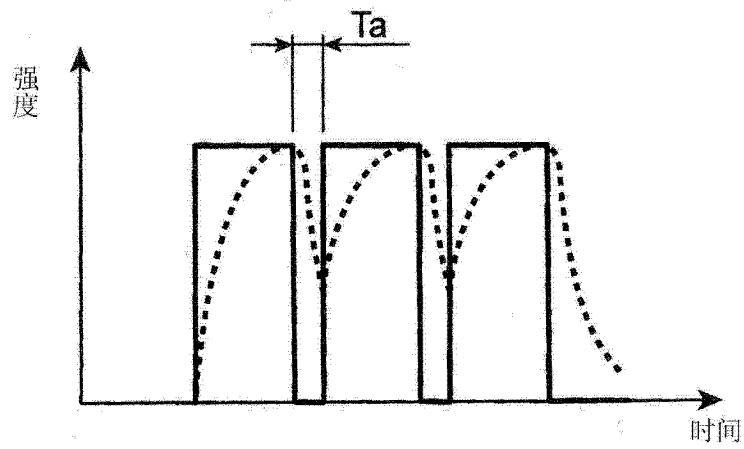


图 5



(A)



(B)

图 6

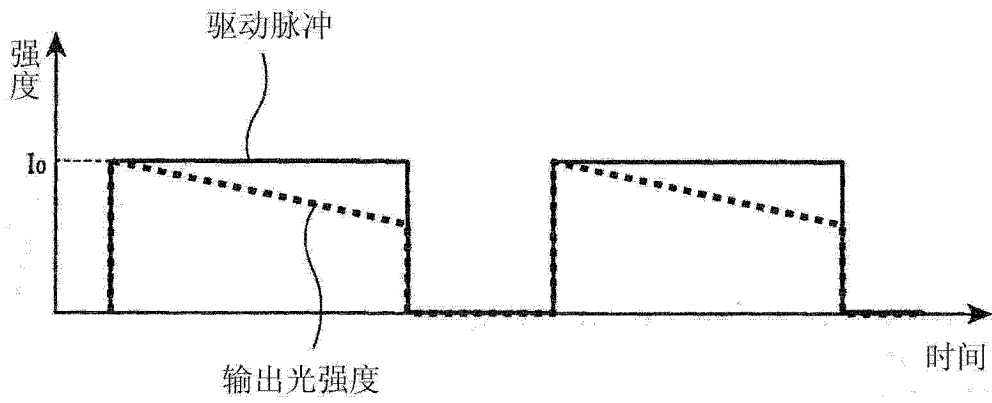


图 7

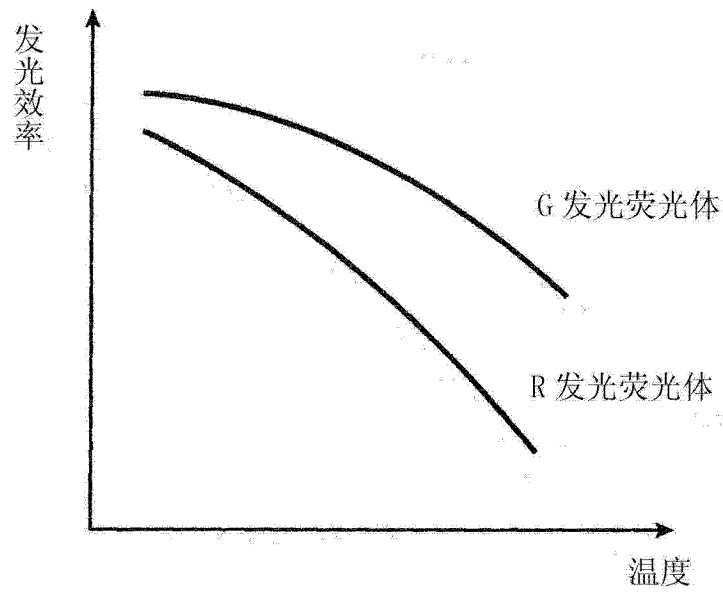


图 8

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102961113A</a>	公开(公告)日	2013-03-13
申请号	CN201210152453.7	申请日	2012-05-16
[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 斋藤牧 饭田孝之		
发明人	水由明 斋藤牧 饭田孝之		
IPC分类号	A61B1/06		
优先权	2011189142 2011-08-31 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开一种内窥镜装置，具有：光源部，具备发光元件及波长转换构件，且输出透过光与发荧光合成后的照明光，该透过光从发光元件射出且透过了波长转换构件，所述发荧光来自波长转换构件；驱动信号生成部，用于生成驱动发光元件的脉冲驱动信号；驱动信号变换部，将所生成的脉冲驱动信号的各脉冲分割成脉冲宽度更短的多个短脉冲而生成分割脉冲驱动信号，以使因荧光体的发光效率的温度依赖性引起的照明光的光量变化量成为允许限度值以下；以及光源控制部，利用分割脉冲驱动信号来驱动发光元件。从而即使在使用发光特性具有温度依赖性的荧光体来生成照明光的情况下，也能够减少从荧光体产生的荧光强度的变化，始终稳定地获得所期望的色调的照明光。

