

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102573212 A

(43) 申请公布日 2012.07.11

(21) 申请号 201110363146.9

(22) 申请日 2011.11.16

(30) 优先权数据

2010-256324 2010. 11. 16 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 濑户康宏

(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 杨静

(51) Int. Cl.

H05B 37/02 (2006.01)

A61B 1/06 (2006, 01)

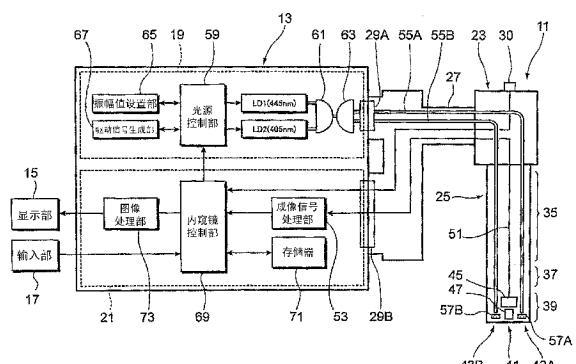
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 6 页

(54) 发明名称

照明单元和内窥镜装置

(57) 摘要

一种照明单元，包括：半导体光源；目标光量设置单元，用于针对总出射光量，设置目标光量；光量比设置单元，用于设置所述半导体光源之间的出射光量比；振幅值设置单元，用于基于所设置的出射光量比，设置针对所述半导体光源的驱动信号的振幅值；以及驱动信号生成单元，用于在保持所设置的振幅值的同时，通过使用公共脉冲调制控制，来生成所述驱动信号。当设置所述目标光量时，在所述半导体光源之中，共同地设置与所述目标光量相对应的驱动脉冲信号。所述驱动脉冲信号被形成为具有与所述出射光量比相对应的振幅值，以生成用于分别驱动所述半导体光源的单独的驱动信号。



1. 一种照明单元,包括 :

多个半导体光源,根据输入的驱动信号发射具有彼此不同的光谱的光;

目标光量设置单元,针对总出射光量,设置目标光量,所述总出射光量是通过将从所述半导体光源发射的光量求和获得的;

光量比设置单元,设置所述半导体光源之间的出射光量比;

振幅值设置单元,基于所设置的出射光量比,分别设置针对所述半导体光源的驱动信号的振幅值;以及

驱动信号生成单元,在保持所设置的振幅值的同时,通过使用与所述目标光量相对应的公共脉冲调制控制,来生成所述驱动信号。

2. 根据权利要求 1 所述的照明单元,其中 :

所述半导体光源连接到同一个驱动信号生成单元,以共享所述驱动信号生成单元。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的照明单元,其中 :

通过增加或减少驱动电流值,来设置所述驱动信号的振幅值。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的照明单元,其中 :

所述半导体光源包括用于生成白光的白光源和用于生成预定波长带中的窄带光的窄带光源。

5. 根据权利要求 4 所述的照明单元,其中 :

所述窄带光源发射具有中心波长 360 至 530nm 的窄带光。

6. 根据权利要求 4 所述的照明单元,其中 :

所述白光源包括激光光源和荧光物质,所述荧光物质响应于从所述激光光源发射的光而发射光,并且从所述激光光源发射的光和从所述荧光物质发射的光相混合,从而生成白色照明光。

7. 一种内窥镜装置,包括 :

照明光学系统,使由根据权利要求 1 至 6 中任一项所述的照明单元发射的光从内窥镜插入部的前端出射;以及

成像光学系统,获得对象的观察图像。

8. 根据权利要求 7 所述的内窥镜装置,还包括 :

成像单元,以电子快门所调整的曝光时间,捕捉所述对象的图像;其中 :

驱动信号生成单元以目标光量递减的顺序,执行包括第一脉冲调制控制周期、第二脉冲调制控制周期和第三脉冲调制控制周期在内的脉冲调制控制;

在所述第一脉冲调制控制周期中,减少驱动脉冲的数目直至达到预定照明时间,以针对电子快门在一帧中的曝光时间缩短半导体光源的照明时间;

在所述第二脉冲调制控制周期中,针对所述第一脉冲调制控制周期中的预定照明时间,以预定间隔使所述驱动脉冲稀疏,以减少所述预定照明时间中的脉冲密度;以及

在所述第三脉冲调制控制周期中,将每个驱动脉冲的脉冲宽度减小,所述驱动脉冲的脉冲数目在所述第二脉冲调制控制周期中被最小化。

9. 根据权利要求 7 所述的内窥镜装置,还包括 :

观察模式选择单元,从多个观察模式中选择一个观察模式,所述多个观察模式具有不同的要在所述观察图像中突出显示的目标;其中 :

光量比设置单元根据所选观察模式设置出射光量比。

10. 根据权利要求 7 所述的内窥镜装置, 还包括 :

光量检测单元, 基于从所述成像单元输出的成像信号, 检测所述对象的图像的光量 ; 其中 :

目标光量设置单元基于由所述光量检测单元检测到的光量, 设置所述目标光量。

照明单元和内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及照明单元以及具有该照明单元的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 用于观察体腔中的组织的内窥镜装置已众所周知。一般而言，内窥镜装置具有以下配置：将从白光源（例如，氙气灯）发射的白光作为照明光通过光导供应给体腔中的待观察区域，且由成像设备来捕捉图像，以生成观察图像，所捕捉的图像基于来自用白光辐照的待观察区域的反射光。近年来，具有使用特殊光的观察模式的内窥镜装置也被一直使用。所述观察模式是：用于在使用具有特定波长的窄带光辐照生物组织时观察组织表层中的毛细血管或微观结构的窄带光观察，使用固有荧光（intrinsic fluorescence）或药物荧光（drug fluorescence）的荧光观察，等等。作为用于以特殊光进行辐照的内窥镜装置的光源，已知以下配置：让白光源（例如，氙气灯）发射的光通过具有预定光吸收属性的旋转滤波器，以选择性地提取期望波长带中的光，从而用所提取的光来辐照对象（参见JP-A-2006-218283）。在具有前述配置的内窥镜装置中，可以以预定的出射光量比来发射具有窄带波长的B光和具有窄带波长的G光，作为用于窄带光观察的特殊光。在该情况下，由在起始于白光源的光学路径上提供的光圈单元（aperture unit）来调整特殊光的强度。由旋转滤波器中的B滤波器和G滤波器的透光率（light transmittance）来设置在B光和G光间的出射光比率。

发明内容

[0003] 然而，由于年久老化，从光源输出的光的强度一般是降低的。因此，由旋转滤波器的透光率来定义的B光和G光之间的出射光量比可能改变，而打破出射光中的波长平衡。出射光中的波长平衡影响观察图像中的成分特征量（feature quantity component）的反射程度。在出射光不具有期望的波长平衡时，可能存在不能满意地观察特征量的情况。

[0004] 因此，可以取代白光源（例如，氙气灯）而使用具有较长寿命且较小输出波动的半导体光源，所述半导体光源包括半导体发光设备（如，激光光源或发光二极管）。在该情况下，可以非常精细地控制半导体光源的输出，以至能够用高精度来设置波长平衡。然而，在强度调制（intensity modulation）中，难以在以高精度保持半导体光源之间的波长平衡的同时对多个半导体光源执行强度调制。例如，可以使用窄脉冲生成器或高解析度型PWM控制器，以高精度执行光量控制。然而，设备都过于昂贵，以至于在考虑到成本的情况下实际上不能被安装在内窥镜装置上。

[0005] 因此，事实上，依然存在关于如何将半导体光源的光量至少等价地控制为白光光源（例如，氙气灯）的光量的很多问题。

[0006] 本发明的目的是提供一种照明单元，其中，可以在不打破半导体光源之间的出射光量比平衡的情况下，根据目标光量，以高精度控制多个半导体光源，以及还提供一种具有该照明单元的内窥镜装置。

[0007] 本发明具有以下配置。

[0008] (1) 一种照明单元包括：多个半导体光源、目标光量设置单元、光量比设置单元、振幅值设置单元以及驱动信号生成单元。多个半导体光源根据输入的驱动信号发射具有彼此不同的光谱的光。目标光量设置单元针对总出射光量，设置目标光量，所述总出射光量是通过将从所述半导体光源发射的光的量求和获得的。光量比设置单元设置在所述半导体光源之间的出射光量比。振幅值设置单元基于所设置的出射光量比，分别设置针对所述半导体光源的驱动信号的振幅值。驱动信号生成单元在保持所设置的振幅值的同时通过使用与所述目标光量相对应的公共脉冲调制控制，来生成所述驱动信号。

[0009] (2) 一种内窥镜装置包括：照明光学系统和成像光学系统。照明光学系统从内窥镜插入部的前端射出由根据(1)所述的照明单元发射的光。成像光学系统获得对象的观察图像。

[0010] 根据本发明的照明单元和具有该照明单元的内窥镜装置，能够在不打破半导体光源之间的出射光量比的情况下，根据目标光量，以高精度控制多个半导体光源。因此，能够以任何强度来精确地设置用于普通观察或特殊光观察的内窥镜的照明光，同时保持期望的出射光量比。

附图说明

[0011] 图1是示出了包括内窥镜和与内窥镜相连的每个单元在内的内窥镜装置的配置的图，以解释本发明的实施例。

[0012] 图2是示出了内窥镜装置的特定配置示例的外部视图。

[0013] 图3是示出了出射光的频谱特征的图。

[0014] 图4是示出了根据激光光源之间的出射光量比所获得的血管和黏膜之间对比度(亮度比)的结果的解释图。

[0015] 图5是示出了在将出射光量比设置为Ra：Rb时，激光光源的出射光量与目标光量的关系的图。

[0016] 图6是由成像信号处理部进行的控制的框图。

[0017] 图7是驱动脉冲控制示例中的定时图。

[0018] 图8是示出了对从最大光量到最小光量的每个光量的脉冲控制的内容的图。

具体实施方式

[0019] 下面将参照附图来详细描述本发明的实施例。

[0020] 图1是用于解释本发明的实施例的视图，其示出了具有内窥镜和与内窥镜相连的单元的内窥镜装置的配置。图2是示出了内窥镜装置的配置的特定示例的外部视图。

[0021] 如图1所示，内窥镜装置100包括内窥镜11、控制单元13、显示部15(比如，监视器)、以及输入部17(比如用于向控制单元13输入信息的键盘或鼠标)。控制单元13包括光源单元19和用于对已捕捉的图像执行信号处理的处理器21。

[0022] 内窥镜11具有本体操作部23和连接到本体操作部23以插入到对象(体腔)中的插入部25。通用电缆27连接到本体操作部23。通用电缆27的前端通过光导(LG)连接器29A连接到光源单元19。此外，通用电缆27的前端通过视频连接器29B连接到处理器

21。

[0023] 如图 2 所示,在内窥镜 11 的本体操作部 23 中提供一对角度旋钮 33 以及各种操作按钮 31,比如,用于在插入部 25 的前端侧吸取、馈送空气和馈送水的按钮、用于捕捉图像的快门按钮以及用于切换观察模式的观察模式切换按钮 30 等等。

[0024] 按照距本体操作部 23 的距离递增的顺序,插入部 25 由柔软部 35、可弯曲部 37 以及前端部(内窥镜前端部)39 构成。在旋转本体操作部 23 的角度旋钮时,可弯曲部 37 被远程操作使得其弯曲。从而,可以将前端部 39 操纵到期望的方向上。

[0025] 如图 1 所示,将成像光学系统的观察窗 41 和照明光学系统的光辐照窗 43A、43B 置于内窥镜前端部 39 中。在连接到处理器 15 的监视器 17 上显示如此捕捉到的观察图像。受到来自每个光辐照窗 43A、43B 的照明光辐照的对象所反射的光通过观察窗 41,并作为图像由成像设备 45 加以捕捉。在连接到处理器 21 的显示部 15 上显示如此捕捉的观察图像。

[0026] 此处,成像光学系统具有诸如 CCD(电荷耦合器件)类型图像传感器或 CMOS(互补金属氧化物半导体)类型图像传感器等成像设备 45 以及诸如用于在成像设备 45 上对观察图像进行聚焦的镜头等光学元件 47。将在成像设备 45 的光接收表面上聚焦的并由成像设备 45 拍摄的观察图像转换为电信号,将该电信号通过信号电缆 51 输入到处理器 21 的成像信号处理部 53,并在成像信号处理部 53 中转换为视频信号。尽管稍后将描述细节,成像信号处理部 53 作为光量检测单元,基于从成像设备 45 输出的成像信号,检测对象的图像的光量。

[0027] 另一方面,照明光学系统具有光源单元 19、连接到光源单元 19 的一对光纤 55A 和 55B、以及分别置于光纤 55A 和 55B 的光出射端子上的波长转换部 57A 和 57B。光源单元 19 具有激光光源 LD1 和 LD2、用于控制和驱动激光光源 LD1 和 LD2 的光源控制部 59、用于将来自激光光源 LD1 和 LD2 的出射光加以合成的合成器 61、用于将合成光分路到两个系统的光学路径中(成对的光纤 55A 和 55B)的耦合器 63、稍后将详细描述的振幅值设置部 65、以及驱动信号生成部 67,所述激光光源 LD1 和 LD2 是半导体光发射设备。即,光源单元 19 作为用于向内窥镜的插入部的前端供应照明光的照明单元。

[0028] 激光光源 LD1 和 LD2 共同连接到光源控制部 59,以响应于来自同一个光源控制部 59 的驱动信号来发射光。

[0029] 光纤 55A 和 55B 将从激光光源 LD1 和 LD2 发射的激光导引至内窥镜前端部 39。被导引至内窥镜前端部 39 的激光生成白色照明光,其中,将从波长转换部 57A 和 57B 发射的光与激光进行合成。波长转换部 57A 和 57B 包括荧光物质,该荧光物质由激光激发以发射光。激光光源 LD1 和 LD2 基于来自处理器 21 中提供的内窥镜控制部 69 的指令,响应于来自光源控制部 59 的驱动信号,分别发射具有期望强度的光。

[0030] 将作为用于存储成像信号或各种类型信息的存储单元的存储器 71 与图像处理部 73 连接到内窥镜控制部 69。内窥镜控制部 69 控制图像处理部 73 以对从成像信号处理部 53 输出的图像数据执行合适的图像处理,并在显示部 15 上显示处理过的图像数据。此外,内窥镜控制部 69 连接到未示出的网络(例如 LAN),以分发包括图像数据在内的信息。因此,内窥镜控制部 69 总体上控制内窥镜装置 100。

[0031] 激光光源 LD1 是发射具有中心波长 445nm 的蓝光的半导体激光器。激光光源 LD1 发射蓝色激光,由光源控制部 59 来控制发射光的量。通过光纤 55A 和 55B 向内窥镜前端部

39 的波长转换部 57A 和 57B 辐照发射光。例如,可以使用大面积型的基于 InGaN 的激光二极管作为激光光源 LD1。

[0032] 波长转换部 57A 和 57B 包括多种类型的荧光物质(例如,基于 YAG 的荧光物质或包含 BAM(BaMgAl₁₀O₃₇) 的荧光物质等),所述荧光物质可以吸收从激光光源 LD1 发射的一部分激光,使得荧光物质受激从而发射绿到黄色光。因此,如示出了出射光的频谱特征的图 3 所示,将来自激光光源 LD1 的激光与通过激光的波长转换获得的绿到黄色激发光加以合成,以生成由简档(profile)S1 所示出的白光。

[0033] 激光光源 LD2 是发射具有中心波长 405nm 的蓝紫色光的半导体激光。也以相同方式控制来自激光光源 LD2 的激光的出射光量,以从内窥镜前端部 39 的光辐照窗 43A 发射。相比于从激光光源 LD1 发射的光,由波长转换部 57A 和 57B 对从激光光源 LD2 发射的光进行轻微的波长转换。因此,如图 3 中简档 S2 所示,来自激光光源 LD2 的光被发射为具有中心波长 405nm 的窄带光。

[0034] 接下来,将描述由具有前述配置的内窥镜装置 100 所执行的特殊光观察的步骤。

[0035] 光源控制部 59 响应于来自内窥镜控制部 69 的指令,独立地控制来自激光光源 LD1 的白色照明光(中心波长 445nm)的出射光量以及来自激光光源 LD2 的窄带光(中心波长 405nm)的出射光量。

[0036] 当例如如下设置激光光源 LD1 和激光光源 LD2 之间的出射光量比时,可以在以下情况中分别获得不同的观察图像。

[0037] (1) 当将 LD1 : LD2 设置为 1 : 0 时,可以获得普通观察模式下的白色照明图像。

[0038] (2) 当将 LD1 : LD2 设置为大约 1 : 4 时,可以获得窄带观察模式下的、将生物组织表层中的毛细血管或微观模式加以突出显示的观察图像。

[0039] (3) 当将 LD1 : LD2 设置为大约 7 : 1 时,可以获得窄带观察模式下的、即使在远景中也显示毛细管缺陷或微观模式的观察图像。

[0040] (4) 当将 LD1 : LD2 设置为 0 : 1 时,可以获得荧光观察模式下的荧光观察图像。

[0041] 此处,图 4 示出了作为示例的根据激光光源 LD1 和 LD2 之间的出射光量比获得的血管和黏膜之间的对比度(亮度比)的结果。如评估示例 1 至评估示例 7 所示,在每个观察图像中的血管(要观察的目标)和黏膜(背景图像)之间的对比度根据激光光源 LD1 和 LD2 的出射光量的变化而在 1.4 到 1.8 的范围上变化。特别地,在对比度不低于 1.6 的评估示例 1 和 2 中,可以获得提取表层血管的令人满意的能力。因此,出现了根据激光光源 LD1 和 LD2 之间的出射光量比的组织表层的观察图像之间的清晰差异。

[0042] 为了获得良好反映组织表层的信息的适当曝光的观察图像,因此重要的是:将激光光源 LD1 和 LD2 的出射光量的总出射光量为目标光量,同时将激光光源 LD1 和 LD2 之间的出射光量比以高精度调准为期望的光量比。

[0043] 图 5 示出了在将出射光量比 LD1 : LD2 设置为 Ra : Rb 时,激光光源 LD1 和 LD2 的出射光量与目标光量的关系,如图 5 所示,控制激光光源 LD1 和 LD2 相对于它们自身的目标光量 P1 和 P2 的单独的出射光量,使得即使改变目标光量 P1 和 P2,也将出射光量比 Ra : Rb 保持恒定。因此,可以在将激光光源 LD1 和 LD2 之间的出射光量比保持在期望光量比的同时,根据期望目标光量来控制激光光源 LD1 和 LD2 的总出射光量。

[0044] 接下来,将对以前述方式进行控制以增加 / 减少从内窥镜装置 100 中的激光光源

LD1 和 LD2 发射的光的强度的步骤进行描述。

[0045] 首先,操作者按下在图 1 所示的内窥镜 11 的本体操作部 23 中提供的观察模式切换按钮 30,以作为光量比设置单元和观察模式选择单元。因此,内窥镜控制部 69 进行控制,以切换到各种观察模式之一,例如普通观察、窄带光观察或荧光观察。即,在普通观察模式下,将激光光源 LD1 和 LD2 之间的出射光量比 LD1 : LD2 设置为 1 : 0。在窄带光观察模式下,将出射光量比 LD1 : LD2 设置为任何预设比,例如 1 : 4 或 7 : 1。此外,在荧光观察模式下,将出射光量比 LD1 : LD2 设置为 0 : 1。

[0046] 在窄带光观察模式下,进行控制,以在将激光光源 LD1 和 LD2 的总出射光量设置为目标光量的同时,将激光光源 LD1 和 LD2 的输出保持在前述出射光量比。下面将示出用于驱动激光光源 LD1 和 LD2 以在窄带光观察模式下生成期望的照明光的步骤。

[0047] 首先,操作者在用内窥镜进行观察期间操作观察模式切换按钮 30。因此,内窥镜控制部 69 设置期望观察模式下的出射光量比。准备激光光源 LD1 和 LD2 之间的多种类型的出射光量比 Ra : Rb,并将其提前存储在存储器 71 中,以能够通过观察模式切换按钮 30 将一个出射光量比 Ra : Rb 切换到另一个。内窥镜控制部 69 读取与通过观察模式切换按钮 30 指定的观察模式相对应的出射光量比 Ra : Rb,并向光源控制部 59 发送读出的出射光量比 Ra : Rb。

[0048] 光源控制部 59 接收与从内窥镜控制部 69 发送的出射光量比 Ra : Rb 相关的信息,并使用振幅值设置部 65 作为振幅值设置单元,来基于接收到的出射光量比,设置用于驱动激光光源 LD1 和 LD2 的单独驱动信号的振幅值(电流值)。具体地,进行设置,使得从标准驱动电流值起分别增加/减少激光光源 LD1 和 LD2 的单独驱动信号的电流值,且让两个单独驱动信号的整体强度等于可以在标准驱动电流值中获得的整体强度。

[0049] 另一方面,由内窥镜控制部 69 基于来自成像设备 45 的捕捉图像的信号,来设置通过将从激光光源 LD1 和 LD2 发射的光量求和而获得的总光量的目标光量。

[0050] 图 1 所示的处理器 21 中提供的成像信号处理部 53 接收由连接到处理器 21 的内窥镜 11 的成像设备 45 输出的原始数据。还作为目标光量设置单元的内窥镜控制部 69 向光源控制部 59 输出用于控制激光光源 LD1 和 LD2 的驱动信号的、与目标光量相关的信息,以根据原始数据的亮度信息来优化照明光量。

[0051] 图 6 示出了由成像信号处理部 53 执行的控制的框图。将从成像设备 45 输出的原始数据(原始图像的信息)输入到成像信号处理部 53。柱状图生成部 75 生成与原始数据相对应的光量的柱状图,并将生成柱状图供应给光度测定值计算部 77。光度测定值计算部 77 基于供应的柱状图和通过各种光度测定模式获得的亮度检测值(峰值、平均值等等),计算光度测定值。目标光量计算部 79 根据计算出的光度测定值,获得下一帧的目标光量。

[0052] 提前在存储器 71 中存储与原始数据的亮度信息相对应的目标光量的值。参阅存储器 71,内窥镜控制部 69 获得与从成像信号处理部 53 输入的亮度信息相对应的目标光量。内窥镜控制部 69 向光源控制部 59 发送目标光量。目标光量是与现有技术白色光源(例如,氙气灯)的光圈级数(F-number)相对应的值。以例如 12 比特分级(0 至 4096)来表达目标光量。

[0053] 接下来,基于驱动信号的振幅和如此设置的目标光量,通过公共脉冲调制控制来生成激光光源 LD1 和 LD2 的单独驱动信号。光源控制部 59 向驱动信号生成部 67 发送由振

幅值设置部 65 设置的驱动信号的振幅值以及通过将从激光光源 LD1 和 LD2 发射的光量求和而获得的总光量的目标光量的信息。驱动信号生成部 67 获得根据目标光量而脉冲调制的驱动脉冲的信号 (稍后将详细描述), 并将驱动脉冲的振幅改变为由振幅值设置部 65 针对每个激光光源 LD1、LD2 所设置的振幅值。

[0054] 即, 与目标光量相对应的驱动脉冲的信号是公用的, 且基于驱动脉冲的公共信号分别改变振幅值, 以生成用于驱动激光光源 LD1 的单独驱动信号和用于驱动激光光源 LD2 的单独驱动信号。用于驱动激光光源 LD1 的单独驱动信号和用于驱动激光光源 LD2 的单独驱动信号具有与目标光量相对应的驱动脉冲的波长模式, 只是它们的振幅值彼此不同。这样, 针对单独驱动信号共同获得与目标光量相对应的驱动脉冲, 且根据指定的出射光量比来设置单独驱动信号的振幅值。因此, 从激光光源 LD1 和 LD2 发射的光的总光量与目标光量相匹配。在改变目标光量比时, 在固定每个单独驱动信号的振幅值的同时, 共同改变驱动脉冲的波长模式。因此, 可以不管与目标光量相对应的脉冲调制控制, 将出射光量比保持恒定, 使得可以避免干扰激光光源 LD1 和 LD2 发射的光量之间的比。

[0055] 使用上述配置 (其中, 在单独驱动信号之间公用与目标光量相对应的驱动脉冲), 相比于分别对单独控制信号执行脉冲调制控制的情况, 可以简化单独控制信号的调制控制。此外, 即使提供了多个激光光源, 也可以在所有的激光光源之间共享与目标光量比相对应的、对每个激光光源的脉冲调制控制, 以避免使得驱动电路复杂化。

[0056] 接下来, 将描述以下特定示例, 其中, 通过在激光光源 LD1 和 LD2 之间共用的脉冲调制控制, 来获得与从激光光源 LD1 和 LD2 发射的光的总光量的目标光量相对应的驱动脉冲。

[0057] 图 1 所示的光源控制部 59 响应于来自内窥镜控制部 69 的指令, 用预定驱动脉冲对激光光源 LD1 和 LD2 的出射光量执行脉冲照明控制。由内窥镜控制部 69 通过查阅存储器 71 来生成驱动脉冲。通过使用包括 PNM (脉冲数目调制)、PDM (脉冲密度调制) 以及 PWM (脉冲宽度调制) 在内的三种类型的控制来控制驱动脉冲。

[0058] 图 7 示出了用于控制驱动脉冲的示例的定时图。通过驱动脉冲 [1] 来获得最大光量, 驱动脉冲 [1] 使得在由垂直同步信号 VD 定义的图像的一帧周期中, 在电子快门的整个曝光时间 W 上的照明成为可能。此处, 假定一帧的周期是 33ms, 且快门速度是 1/60s。此外, 假定驱动脉冲 [1] 的频率是 120kHz, 且在电子快门的曝光时间中包括 2,000 个脉冲。

[0059] 假定从驱动脉冲 [1] 提供的最大光量起减少光量。在该情况下, 以光量递减的顺序, 在第一至第三脉冲调制区域中分别执行 PNM 控制、PDM 控制以及 PWM 控制, 使得光量逐渐减少。

[0060] 首先, 在 PNM 控制中, 在电子快门的整个曝光时间 W 上, 在时间轴上以后对准方式减少脉冲的数目。即, 如驱动脉冲 [2] 所示, 减少驱动脉冲的数目, 以延迟驱动开始时刻, 直到驱动脉冲的数目与一帧中的电子快门的曝光时间达到预定最小比。从而, 缩短了激光光源的照明时间。此外, 最大光量不一定对应于电子快门的整个曝光时间 W 上的照明, 而是可以对应于在整个一帧的时间上的照明, 或者可以对应于连续照明。

[0061] 接下来, 如驱动脉冲 [3] 所示, 通过 PNM 控制将激光光源的照明时间缩短至预定照明时间 Wmin, 然后通过 PDM 控制来使驱动脉冲稀疏。在 PDM 控制中, 在缩短到预定照明时间 Wmin 的照明时间中, 以预定间隔使驱动脉冲稀疏, 从而减少照明时间内的脉冲密度。

[0062] 如驱动脉冲 [4] 所示, 执行 PDM 控制, 直到驱动脉冲的脉冲间隔达到稀疏限度, 即直到驱动脉冲具有预定的最小脉冲密度。

[0063] 接下来, 如驱动脉冲 [5] 所示, 在驱动脉冲达到预定最小脉冲数目之后, 通过 PWM 控制来减少每个驱动脉冲的脉冲宽度。然后, 如驱动脉冲 [6] 所示, 执行 PWM 控制, 直到每个驱动脉冲的脉冲宽度达到 PWM 控制限度, 即直到脉冲宽度达到预定的最小脉冲宽度。

[0064] 在图 8 和表 1 中一起示出了针对从最大光量到最小光量的光量范围的控制参数的信息的前述内容。在图 1 所示的存储器 71 中存储图 8 和表 1 所示的控制参数的信息, 且由内窥镜控制部 69 在任何时间查阅, 以生成期望的驱动脉冲。

[0065] [表 1]

[0066]

光量	PNM/PDM (脉冲数目)	PWM (%)
最大	2000	95
↑	(PNM)	95
	144	95
	(PNM)	95
	16	95
	16	
最小	16	7.8

[0067] 从而, 在执行控制以减少光量中, 首先对最大光量执行 PNM 控制, 使得能够缩短激光光源的照明时间, 从而抑制由晃动引起的捕捉图像模糊的发生。此外, 扩展激光光源的非照明时间, 以相比于连续照明的情况, 获得减少由光源本身或光学路径上各光学元件生成的热量的效果。

[0068] 此外, 一旦将照明时间缩短为预定照明时间, 就将控制从 PNM 控制切换到 PDM 控制。因此, 能够保持适度的照明时间 (在前述示例中是 144 个脉冲), 从而抑制在观察运动图像期间的闪烁。

[0069] 作为 PDM 控制中的下限脉冲数目 (在前述示例中是 16 个脉冲) 可以避免 PDM 控制使调光解析度 (dimming resolution) 粗糙。

[0070] 执行 PDM 控制直到驱动脉冲的稀疏限度, 且将控制从 PDM 控制切换到 PWM 控制, 以进一步减少目标光量。在该 PWM 控制中, 改变每个驱动脉冲的占空比 (duty ratio), 使得可以在低于稀疏限度的光量范围中更精细地调整光量。从而, 增强调光解析度。

[0071] 在对激光光源的脉冲照明控制中, 斑点噪声可能引起激光光源照明的不均匀。可以通过高频调制驱动来减少斑点噪声。在该控制示例中, 一直用 120kHz 的脉冲来执行驱动。将 PWM 控制中的占空比的上限设置为 95%, 以获得令人满意的减少斑点噪声的效果。

[0072] 并且, 实际的激光不能忠实地遵循上升的驱动信号, 而是以特定延迟分量上升。以相同的方式, 在拖尾时 (trailing time), 激光也具有延迟分量。因此如果驱动脉冲宽度极窄, 则预期每个驱动脉冲在到达目标值之前将有延迟 (trail)。因此, 将占空比的下限值设置为 7.8%, 以正确地执行 PWM 控制。

[0073] 根据目标光量来切换 PNM/PDM 控制和 PWM 控制, 且排他性地使用各种控制。光量的可控动态范围在从最大值 2,000 到最小值 144 的 PNM 控制下是 13.9 : 1, 在从最大值

144 到最小值 16 的 PDM 控制下是 9 : 1, 在从最大值 95% 到最小值 7.8% 的 PWM 控制下是 12.2 : 1, 且在从最大值 1 到最小值 0.2 的电流值控制下是 5 : 1。因此, 可控动态范围在这些控制的组合下达到 1526 : 1。

[0074] 当仅通过 PNM 控制获得上述这些的等价动态范围和等价调光解析度时, 脉冲频率约为 14.6MHz (60Hz × 1526 × 16), 且需要用于激光光源的高速驱动电路。以相同方式, 当仅通过 PWM 控制来获得动态范围和调光解析度时, 脉冲宽度控制解析度约为 0.34ns (1/(120k × 1526 × 16)), 且要求工作于大约 3GHz 的控制电路。从而, 相比于用于通过 PNM 控制单独或 PWM 控制单独控制光量的方法, 可以通过用根据每个调光范围所选择的 PNM 控制和 PDM 控制, 大规模地简化用于激光光源的驱动单元。

[0075] 优选地, 内窥镜控制部 69 (参见图 1) 基于来自成像设备 45 的原始数据和各种光度测定模式来检测亮度, 且考虑到以下要点计算下一帧的目标光量, 来设置从每个激光光源发射的光量。

[0076] (1) 总光量限制

[0077] 检测每个激光光源的温度。当检测到的温度超过指定温度时, 执行校正控制, 以从预期光量控制值中减去预定值。相反地, 当检测到的温度在普通温度范围中时, 向已被控制为减少的光量控制值增加预定值, 从而使光量控制值返回校正前的预期光量控制值。执行该校正控制以限制在内窥镜前端部生成的热量。

[0078] (2) 光学组件的单独差异校正

[0079] 为了校正在光学组件的模型之间的差异, 将在对装置的总光量进行控制后的每个激光光源的光量控制值乘以与激光光源相对应的系数。设置激光光源的系数以让系数的总和恒定, 从而保持总光量恒定。由于在该配置下使用合成器 61 (参见图 1), 可以免除该校正。当从多个激光光源单独执行光辐照时, 必须校正激光光源的光量控制值。

[0080] 根据如上所述的照明单元和具有该照明单元的内窥镜装置, 可以在不打破激光光源之间的出射光量比的平衡的情况下, 根据目标光量以高精度来控制来自多个激光光源中每个激光光源的出射光量。此外, 半导体光源的使用导致了高响应度和稳定性。因此, 可以以任何强度精确地设置普通观察或特殊光观察下的内窥镜的照明光, 使得可以一直获得期望的观察图像。

[0081] 此外, 如此配置的内窥镜装置可以与使用氙气灯等的现有配置同样地控制光源。因此有可能照原样使用现有的处理器, 使得能够增强配置的通用性。半导体光源作为光源具有比氙气灯等等的长得多的寿命。因此有可能减轻装置的维护。

[0082] 此外, 可以使用具有中心波长 360 至 530nm 的激光光源或发光二极管, 作为用于窄带光照明的半导体光源, 使得可以获得对生物组织表层中的毛细血管或微观结构加以突出显示的图像。在任何模式下, 可以获得高亮度的照明光, 同时节约功率。

[0083] 这样, 本发明不受限于前述实施例, 而是本发明意在包含可以由本领域技术人员基于本说明书的描述和众所周知的技术所执行的修改和应用。因此, 这种修改和应用被包括在被要求保护的本发明的范围中。例如, 尽管已对作为示例的使用激光光源作为半导体光源的情况进行了描述, 可以布置使用发光二极管的配置。此外, 可以通过将使用成像单元的电子快门的曝光控制和光源的光量控制进行组合, 来控制光量。尽管上面已描述了对两个半导体光源的出射光量的控制, 光源的数目不受限于 2, 而是可以布置任何数目的光源。

此外,可以用驱动电压值的振幅取代驱动电流值的振幅,来控制出射光量。

[0084] 如上所述,在本说明书中公开了以下各项。

[0085] (1) 一种照明单元包括:多个半导体光源、目标光量设置单元、光量比设置单元、振幅值设置单元以及驱动信号生成单元。多个半导体光源根据输入的驱动信号发射具有彼此不同的光谱的光。目标光量设置单元针对总出射光量,设置目标光量,所述总出射光量是通过将从所述半导体光源发射的光的量求和获得的。光量比设置单元设置在所述半导体光源之间的出射光量比。振幅值设置单元基于所设置的出射光量比,分别设置针对所述半导体光源的驱动信号的振幅值。驱动信号生成单元在保持所设置的振幅值的同时,通过使用与所述目标光量相对应的公共脉冲调制控制,来生成所述驱动信号。

[0086] 根据所述照明单元,根据所述出射光量比来设置驱动信号的振幅值,且在保持所设置的振幅值的同时,通过与目标光量相对应的公共脉冲调制控制来生成所述驱动信号。从而,可以用固定的出射光量比来执行与所述目标光量相对应的脉冲调制控制。从而,可以避免打破所述半导体光源之间的出射光量比的平衡。

[0087] (2) 在根据(1)所述的照明单元中,所述半导体光源连接到同一个驱动信号生成单元,以共享所述驱动信号生成单元。

[0088] 根据所述照明单元,所述半导体光源连接到同一个驱动信号生成单元,使得所述半导体光源可以响应于来自同一个驱动信号生成单元的驱动信号发射光。由于该配置,可以简化驱动电路。

[0089] (3) 在根据(1)或(2)所述的照明单元中,通过增加/减少驱动电流值,来设置所述驱动信号的振幅值。

[0090] 根据所述照明单元,增加/减少驱动电流值以调整每个驱动信号的振幅。这样,可以通过简单的电流控制以高精度设置所述出射光量比。

[0091] (4) 在根据(1)至(3)中任一项所述的照明单元中,所述半导体光源包括用于生成白光的白光源和用于生成预定波长带中的窄带光的窄带光源。

[0092] 根据所述照明单元,改变用于普通观察的白光光源和用于特殊光观察的窄带光光源之间的出射光量比,以将通过普通观察获得的图像与通过特殊光观察获得的图像以期望的比率合成。从而,可以获得期望的内窥镜诊断图像。

[0093] (5) 在根据(4)所述的照明单元中,所述窄带光源发射具有中心波长360至530nm的窄带光。

[0094] 根据所述内窥镜装置,使用中心波长360至530nm的可见短波长带中的窄带光,使得有可能获得对生物组织表层中的毛细血管或微观结构加以突出显示的图像。

[0095] (6) 在根据(4)或(5)所述的照明单元中,所述白光源包括激光光源和荧光物质,所述荧光物质响应于从所述激光光源发射的光而发射光。从所述激光光源发射的光和从所述荧光物质发射的光相混合,从而生成白色照明光。

[0096] 根据所述内窥镜装置,可以通过作为光源具有较长寿命的激光光源,以高光亮可控制性来稳定地获得具有期望光谱的照明光,比如白光。

[0097] (7) 一种内窥镜装置包括照明光学系统和成像光学系统。照明光学系统使由根据(1)至(6)中任一项所述的照明单元发射的光从内窥镜插入部的前端出射。成像光学系统获得对象的观察图像。

[0098] 根据所述内窥镜装置,可以在不打破半导体光源之间的出射光量比的平衡的情况下,供应向对象发射的照明光,使得可以按照预期获得对特征量加以突出显示的观察图像。

[0099] (8) 根据 (7) 所述的内窥镜装置还包括成像单元。成像单元以通过电子快门调整的曝光时间来捕捉所述对象的图像。驱动信号生成单元以目标光量递减的顺序,执行包括第一脉冲调制控制周期、第二脉冲调制控制周期和第三脉冲调制控制周期在内的脉冲调制控制。在所述第一脉冲调制控制周期中,减少驱动脉冲的数目直至达到预定照明时间,以针对电子快门在一帧中的曝光时间缩短所述半导体光源的照明时间。在所述第二脉冲调制控制周期中,针对所述第一脉冲调制控制周期中的预定照明时间,以预定间隔使所述驱动脉冲稀疏,以减少所述预定照明时间中的脉冲密度。在所述第三脉冲调制控制周期中,将每个驱动脉冲的脉冲宽度减小,所述驱动脉冲的脉冲数目在所述第二脉冲调制控制周期中被最小化。

[0100] 根据所述内窥镜装置,所述驱动信号生成单元以目标光量递减的顺序,执行包括第一至第三脉冲调制控制周期在内的脉冲调制。因此,当目标光量高时,可以按照优先级来进行用于缩短光源的照明时间的控制,使得可以抑制捕捉到的图像中的图像模糊,以及可以减少热量生成。相反地,当目标光量低时,在预定照明时间中出现多个脉冲。因此,可以抑制闪烁的发生。

[0101] (9) 根据 (7) 或 (8) 所述的内窥镜装置还包括观察模式选择单元。观察模式选择单元从多个观察模式中选择一个观察模式,所述多个观察模式具有不同的要在所述观察图像中突出显示的目标。光量比设置单元根据所选观察模式设置出射光量比。

[0102] 根据所述内窥镜装置,根据观察模式来选择特定的出射光量比,使得可以在所选出射光量比下控制半导体光源的出射光量。从而,通过选择观察模式的简单方法,可以在针对所选观察模式优化的出射光量比下,控制半导体光源的出射光量。

[0103] (10) 根据 (7) 至 (9) 中任一项所述的内窥镜装置还包括光量检测单元。光量检测单元基于从所述成像单元输出的成像信号,检测所述对象的图像的光量。目标光量设置单元基于由所述光量检测单元检测到的光量,设置所述目标光量。

[0104] 根据所述内窥镜装置,基于已捕捉的观察图像的亮度信息来设置所述目标光量,从而可以使下一个成像时间中的光量正确。

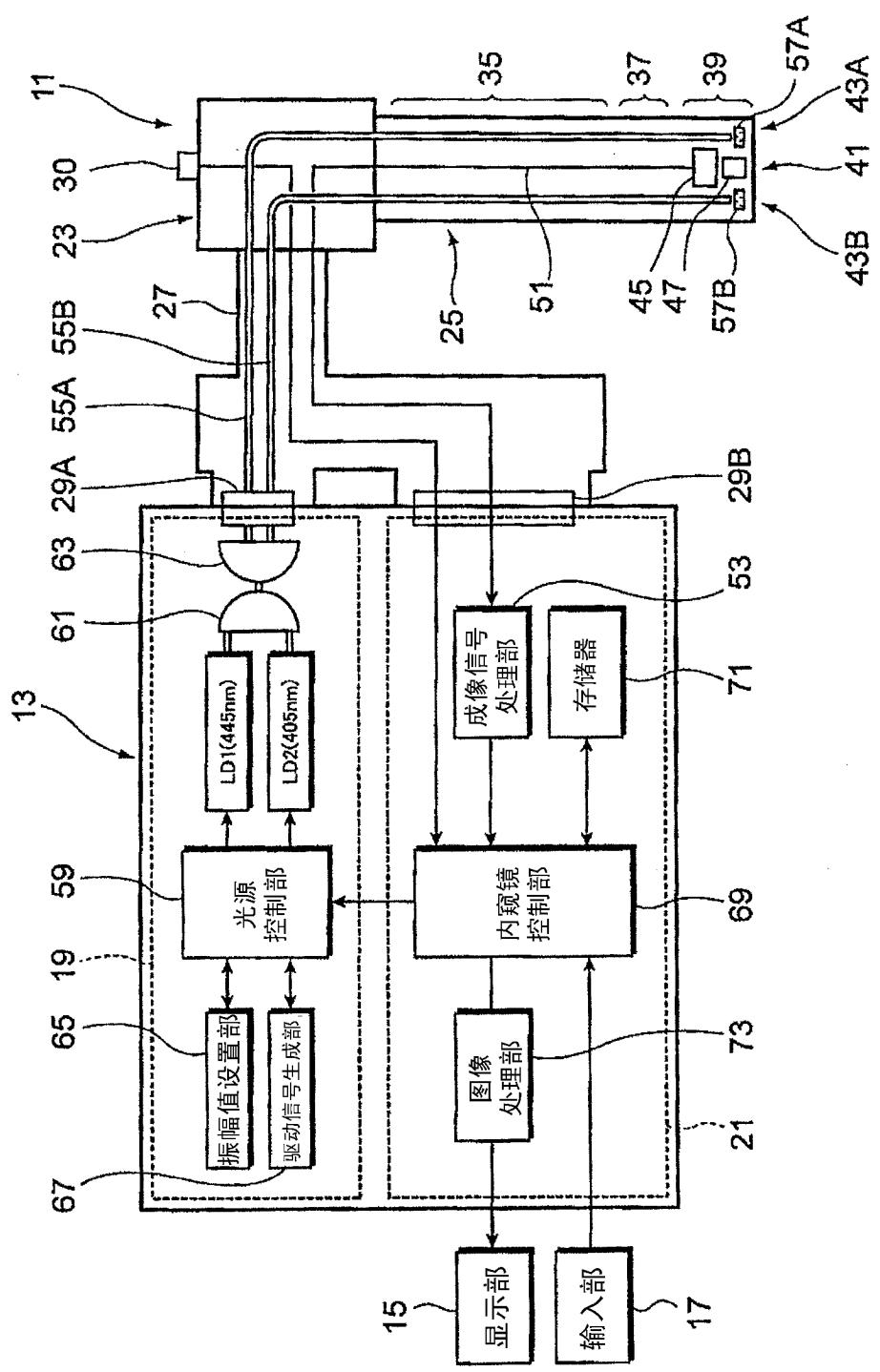


图 1

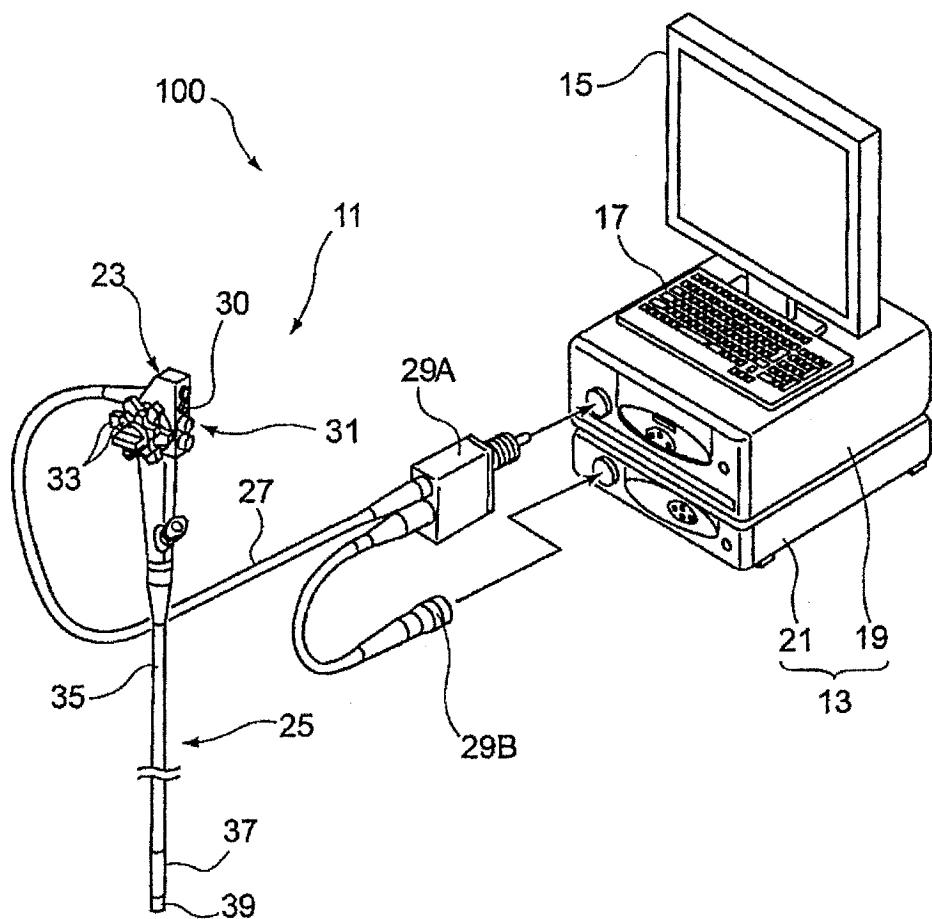


图 2

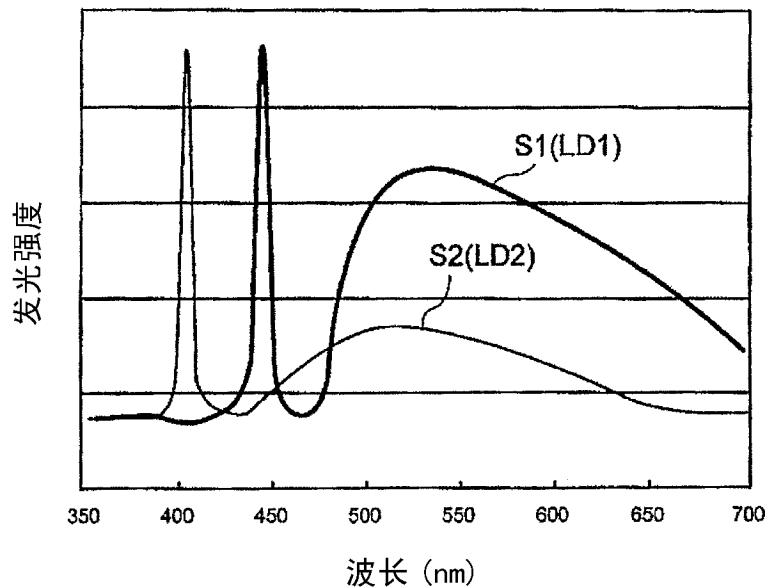


图 3

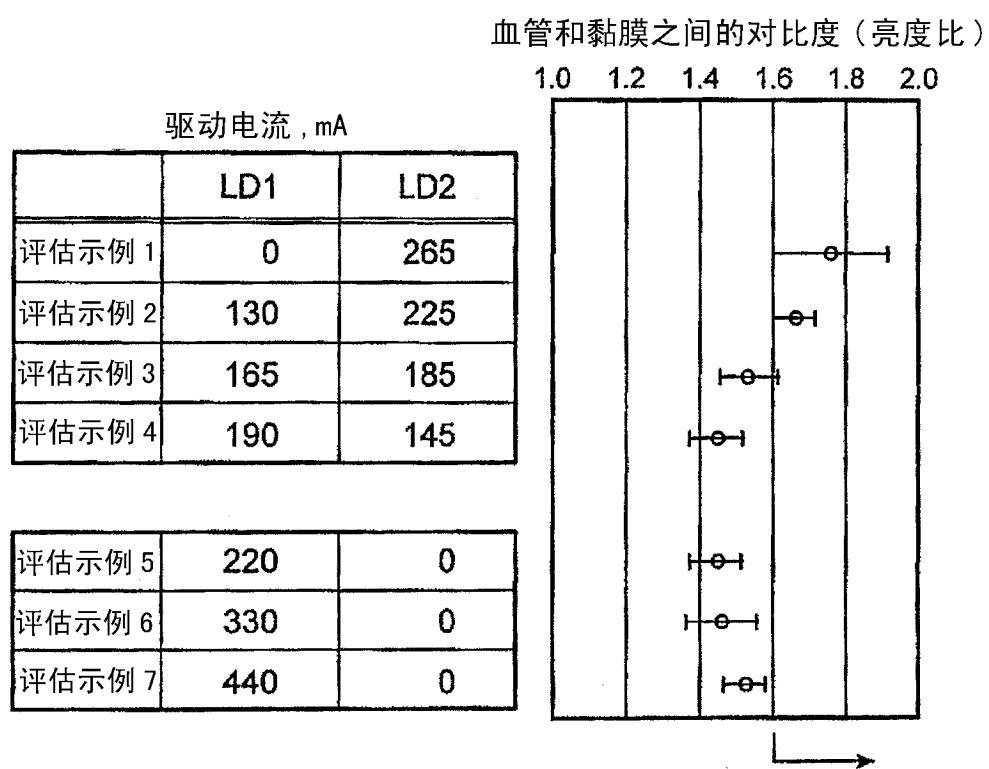


图 4

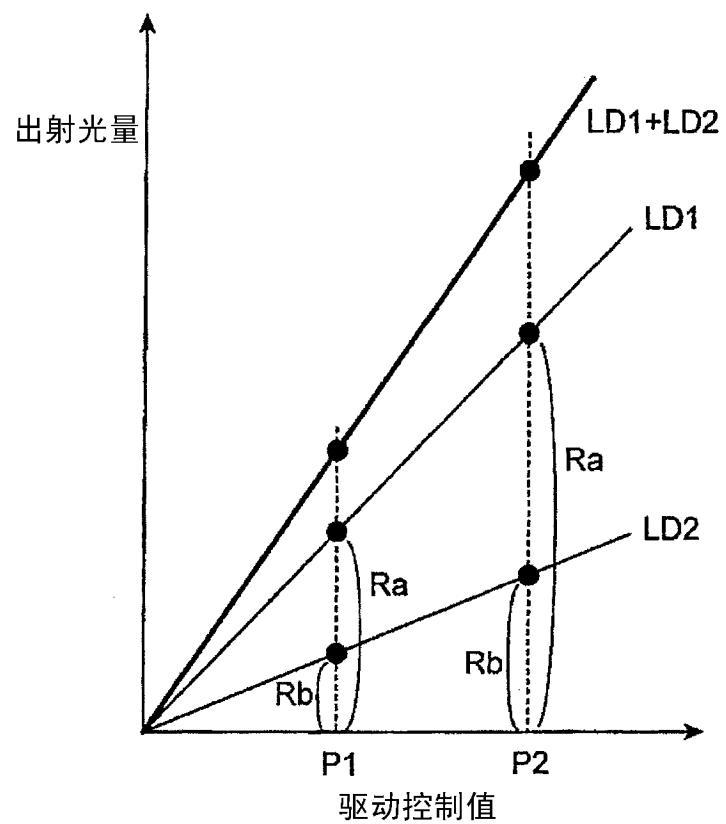


图 5

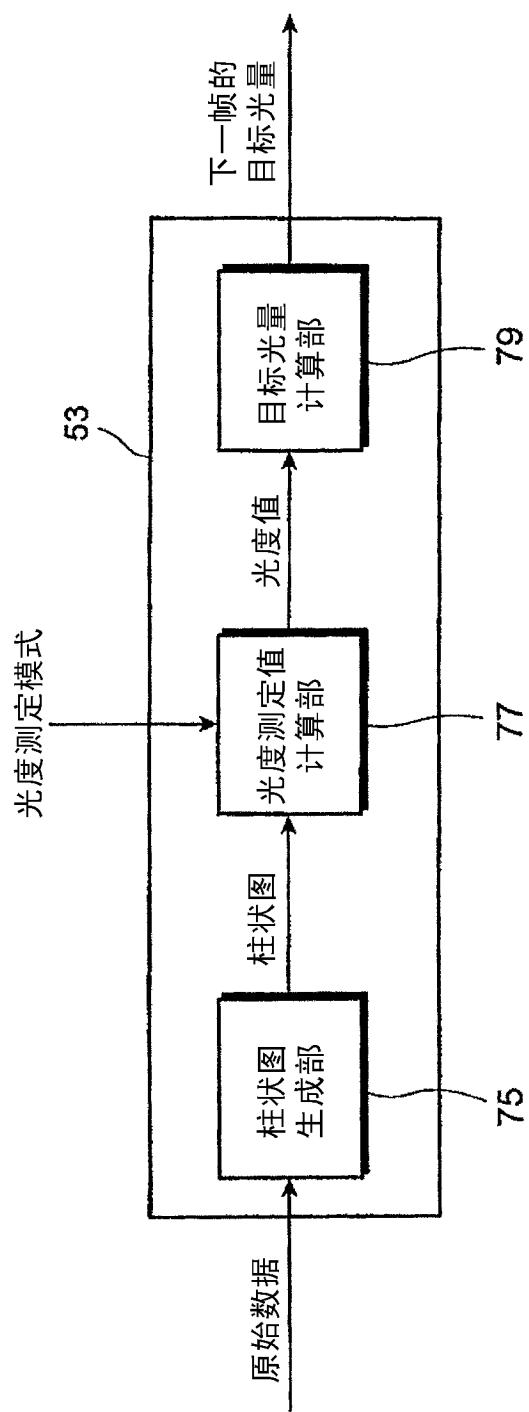


图 6

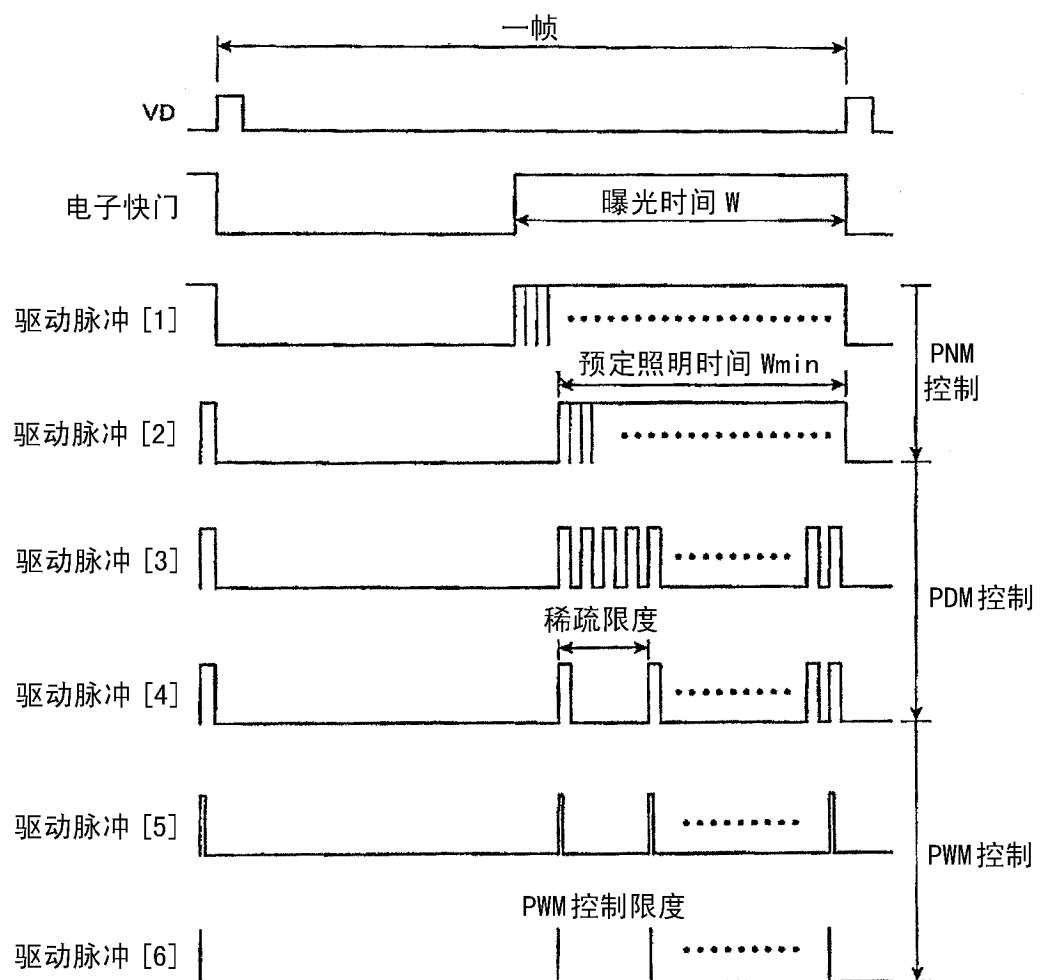


图 7

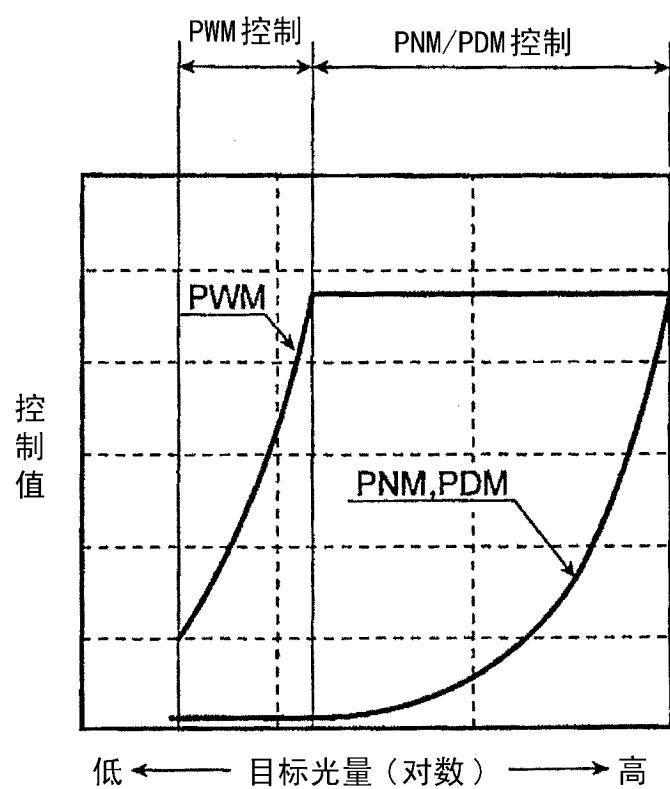


图 8

专利名称(译)	照明单元和内窥镜装置		
公开(公告)号	CN102573212A	公开(公告)日	2012-07-11
申请号	CN201110363146.9	申请日	2011-11-16
[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	濑户康宏		
发明人	濑户康宏		
IPC分类号	H05B37/02 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/0684 A61B1/0653 A61B1/063 A61B1/128		
代理人(译)	杨静		
优先权	2010256324 2010-11-16 JP		
其他公开文献	CN102573212B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种照明单元，包括：半导体光源；目标光量设置单元，用于针对总出射光量，设置目标光量；光量比设置单元，用于设置所述半导体光源之间的出射光量比；振幅值设置单元，用于基于所设置的出射光量比，设置针对所述半导体光源的驱动信号的振幅值；以及驱动信号生成单元，用于在保持所设置的振幅值的同时，通过使用公共脉冲调制控制，来生成所述驱动信号。当设置所述目标光量时，在所述半导体光源之中，共同地设置与所述目标光量相对应的驱动脉冲信号。所述驱动脉冲信号被形成为具有与所述出射光量比相对应的振幅值，以生成用于分别驱动所述半导体光源的单独的驱动信号。

