



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102334971 A

(43) 申请公布日 2012. 02. 01

(21) 申请号 201110198600. X

(22) 申请日 2011. 07. 15

(30) 优先权数据

2010-160682 2010. 07. 15 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 村上浩史

(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 吴敬莲

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 1/06 (2006. 01)

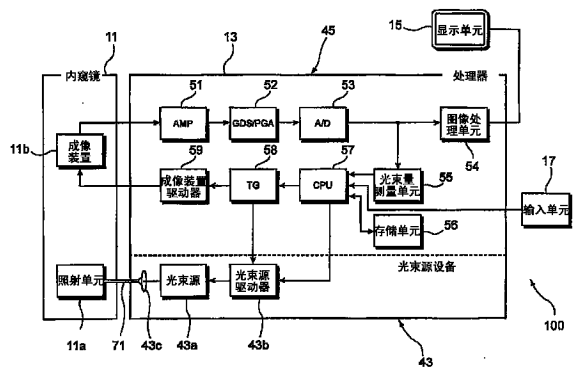
权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 10 页

(54) 发明名称

内窥镜光束源设备和内窥镜系统

(57) 摘要

本发明公开了一种内窥镜光束源设备,所述内窥镜光束源设备包括用于发射照射将供应给内窥镜的光束的光束源以及用于根据输入其中的光束量指定值控制光束源的发射光强度的光束源控制单元。光束源控制单元根据控制量中的至少三个指定与光束量指定值相对应的发射光强度。控制量包括与用于改变光束源的发光时间的脉冲数调制 (PNM) 控制相对应的控制量、与用于改变表示在控制周期内的发光时间或消光时间的脉冲宽度的脉冲宽度调制 (PWM) 控制相对应的控制量、与用于改变光强的脉冲振幅调制 (PAM) 控制相对应的控制量、以及与用于改变发光间隔的脉冲密度调制 (PDM) 控制相对应的控制量。



1. 一种内窥镜光束源设备,所述内窥镜光束源设备连接到内窥镜,所述内窥镜安装有照射光学系统以及成像光学系统,所述照射光学系统用于将光束照射到对象,所述成像光学系统包括用于对对象的图像进行成像的成像装置,所述内窥镜光束源设备包括:

光束源,所述光束源发射将被供应给所述内窥镜的照射光束;和

光束源控制单元,所述光束源控制单元根据输入在所述光束源控制单元中的光束量指定值来控制所述光束源的发射光束强度,

其中,所述光束源控制单元根据控制量中的至少三个指定与所述光束量指定值相对应的所述光束源的发射光束强度,以及

所述控制量包括:

与用于改变所述光束源的发光时间的脉冲数调制控制相对应的控制量;

与用于改变脉冲宽度的脉冲宽度调制控制相对应的控制量,所述脉冲宽度表示在控制周期内的发光时间或消光时间;

与用于改变发光强度的脉冲振幅调制控制相对应的控制量;和

与用于改变发光间隔的脉冲密度调制控制相对应的控制量。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜光束源设备,其中:

安装在要连接到所述内窥镜光束源设备的所述内窥镜上的所述成像装置被指定为将根据整体快门系统进行控制的成像装置;以及

所述光束源控制单元根据与所述脉冲数调制控制相对应的控制量、与所述脉冲宽度调制控制相对应的控制量以及与所述脉冲振幅调制控制相对应的控制量的组合指定所述光束源的发射光束强度。

3. 根据权利要求 2 所述的内窥镜光束源设备,其中,所述光束源控制单元通过利用电荷积聚时间段的预定比率或更大比率的时间控制在所述成像装置的每一帧的所述电荷积聚时间段内的所述光束源的发光。

4. 根据权利要求 2 或 3 所述的内窥镜光束源设备,其中:

当所述光束量指定值为预定值或大于所述预定值的值时,所述光束源控制单元将与所述脉冲数调制控制相对应的控制量控制成为最大恒定值;以及

当所述光束量指定值小于所述预定值时,所述光束源控制单元将与所述脉冲数调制控制相对应的控制量控制成为可变值,所述可变值随着所述光束量指定值的减小而减小。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜光束源设备,其中:

安装在要连接到所述内窥镜光束源设备的所述内窥镜上的所述成像装置被指定为将根据滚动快门系统进行控制的成像装置;以及

所述光束源控制单元根据与所述脉冲密度调制控制相对应的控制量、与所述脉冲宽度调制控制相对应的控制量以及与所述脉冲振幅调制控制相对应的控制量的组合指定所述光束源的发射光束强度。

6. 根据权利要求 5 所述的内窥镜光束源设备,其中:

所述成像装置包括在沿行和列方向排列的每一个像素中的多个独立的光电转换部分,并且用于将电荷积聚到各个光电转换部分中的控制和用于读取积聚电荷的控制中的各个控制以在所述各个光电转换部分的每一行中以互不相同的时序中的相应时序执行;以及

所述光束源控制单元将所述光束源的发光控制在共同的积聚时间段的范围中,所述共

同的积聚时间段表示一个帧的所有行同时在所述行的电荷积聚状态下的时序,所述共同的积聚时间段包含在所述成像装置的各个行的电荷积聚时间段中。

7. 根据权利要求 5 或 6 所述的内窥镜光束源设备,其中:

当所述光束量指定值为预定值或大于所述预定值的值时,所述光束源控制单元将与所述脉冲密度调制控制相对应的控制量控制成为最大恒定值;以及

当所述光束量指定值小于所述预定值时,所述光束源控制单元将与所述脉冲密度调制控制相对应的控制量控制成为可变值,所述可变值随着所述光束量指定值的减小而减小。

8. 一种内窥镜系统,包括:

根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的内窥镜光束源设备;和

内窥镜,所述内窥镜连接到所述内窥镜光束源设备,

其中,所述内窥镜中包括的所述照射光学系统包括:

光纤,所述光纤引导从所述光束源发射的光束;和

荧光构件,所述荧光构件设置在所述光纤的光束发射端的光程的前方,以及

所述照射光学系统将从所述光束源发射的光束和从所述荧光构件发射的光束混合在一起以生成照射光束。

9. 一种内窥镜系统,包括:

根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的内窥镜光束源设备;和

多个光束源,所述多个光束源发射分别具有互不相同的光谱的光束,

其中,所述光束源控制单元分别控制所述多个光束源。

10. 一种包括根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的内窥镜光束源设备的内窥镜系统,其中,所述光束源由半导体发光元件构成。

内窥镜光束源设备和内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜光束源设备和包括这种设备的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 通常,为了观察体腔内的组织使用内窥镜系统。内窥镜系统为将作为照射光束的白色光束照射到体腔内要观察的部分上,使用能够成像二维图像的预定成像装置从要观察部分获取由于反射光束产生的光束图像,并在监视屏上显示由此获得的二维图像。例如,JP-2009-056248-A、JP-2007-111151-A 和 JP-2008-029621-A 中公开了一种控制这种内窥镜系统的照射光束的技术。

[0003] 在 JP-2009-056248-A 中,公开了一种始终获得具有适当的光束量和色度的照射光束的技术。具体地,提出一种使要施加到光束源的驱动电流以脉冲形式改变且以数量、宽度和振幅中的任何一个来控制所述脉冲的技术。

[0004] 在 JP-2007-111151-A 中,公开了一种用于将照射光束供应到患病部分上同时控制前端的发热的技术。具体地,提出一种用于以脉冲方式控制光束源发光/消光以及还调节光束源的发光时间和脉冲的振幅(强度)的技术。

[0005] 根据 JP-2008-029621-A,公开了一种在使用 CMOS 图像传感器对静态图像进行成像时仅短时间开启光束照射的技术。具体地,电荷积聚操作从照射首先停止并接着在各个像素位置处重置电荷的状态开始。此外,当从各个像素读取电荷时,所述照射停止。根据该技术,可以防止由于从各个像素读取电荷的时间不同而造成额外的电荷积聚。

[0006] 这里,内窥镜系统中使用的用于照射的光束源设备通常需要具有 1:9000 或更宽的光束量动态范围。仅通过控制要施加到光束源的电流的振幅很难实现这种宽光束量动态范围。

[0007] 此外,除了控制电流振幅之外,如 JP-2009-056248-A 中所公开,照射光束量还可以通过对光束源施加电流进行脉冲数控制和脉冲宽度控制来控制。然而,在脉冲数控制、脉冲宽度控制和脉冲振幅控制中的任何一个中,当仅应用这些控制中的一个时,不能获得足够大的光束量动态范围。

[0008] 此外,即使在光束源设备具有诸如 JP-2009-056248-A 中公开的脉冲数控制、脉冲宽度控制和脉冲振幅控制的多种控制功能的情况下,使用者必须单独调节在特性方面(输入值与光束量变化之间的关系)不同的所述多种控制量。因此,用于将照射光束量调节到期望值的操作非常困难。

[0009] 进一步地,在使用脉冲数控制、脉冲宽度控制和脉冲振幅控制来控制光束量的情况下,除非考虑要安装在内窥镜上的成像装置的特性,否则不能获得高质量的图像。

[0010] 这里,对于内窥镜系统中可以用于成像二维图像的成像装置,已知的是 CCD(电荷耦合装置)图像传感器和 CMOS(互补金属氧化物半导体)图像传感器。此外,众所周知,CCD 图像传感器和 CMOS 图像传感器的信号读取系统由于在结构上不同而彼此不同,并且两个图像传感器在摄像中的快门控制上也不同。

[0011] 例如,隔行型 CCD 图像传感器包括光束接收部、垂直传送部、水平传送部、放大器 and 类似部分。即,由于 CCD 图像传感器包括能够保持用于所有像素的电荷的垂直传送部,因此在曝光完成之后,用于所有像素的光束接收部的电荷可以同时被传送到垂直传送部。因此,电荷在光束接收部的各像素位置处开始积聚的时序 (timing) 和电荷积聚结束的时序对于所有像素同时发生。即,当对二维图像进行成像时仅仅通过仅控制图像传感器,快门对于二维图像的整个 1 帧可以被同时释放。该快门控制被称为整体快门系统。

[0012] 另一方面,在普通的 CMOS 图像传感器的情况下,由于没有设置诸如上述的可以暂时积聚所有像素的电荷的垂直传送部的结构元件,因此必须从由 N 行和 M 列构成的二维布置的光束接收部分的各个像素位置依次逐行读取电荷。即,在电视机的屏幕扫描的情况下,当依次转换扫描行时,对每一行读取电荷。因此,电荷在光束接收部的各个像素位置处开始积聚的时序和电荷积聚结束的时序在每一行中稍微改变。换句话说,当对二维图像进行成像时,简单地通过仅控制图像传感器,释放快门的时序在二维图像的每一行中都变化,由此对于整个 1 帧不能同时释放快门。该快门控制被称为滚动快门系统。

[0013] 因此,在采用普通 CMOS 图像传感器的内窥镜系统的情况下,光束接收部的各个位置处的电荷积聚时间段(快门基本上打开的时间)的时序对于每一扫描行是不同的。因此,在光束源启动时序被调节以控制照射光束的情况中,照射光束量对于二维图像的每一个扫描行都变化,从而使图像的亮度改变。

[0014] 在仅控制要供应给光束源的电流的振幅(光束发射强度)的情况中,由于照射光束量不会受到信号读取或类似操作的时序差的影响,因此即使在采用普通 CMOS 图像传感器的内窥镜系统中,亮度也不可能对于每一个扫描行都变化。

[0015] 另一方面,在采用 CCD 图像传感器的内窥镜系统中,由于信号读取和类似操作的时序对于每一个扫描行是不同的,因此光束源的启动时序也可以被调节以控制用于照射的光束。此外,在采用 CCD 图像传感器的内窥镜系统中,由于存在快门对于所有像素同时关闭的时间,因此在这个时候可以停止不必要的照射,这在控制热量产生是有益的。然而,在采用普通 CMOS 图像传感器的内窥镜系统中,由于快门关闭的时间对于每一扫描行都变化,因此在特定的时间段期间照射不能停止。

发明内容

[0016] 如上所述,照射光束的最佳控制根据安装在使用的内窥镜上的成像装置类型变化。然而,传统地,还没有提出一种用于根据成像装置类型最佳地控制照射光束的发射光束量的技术。

[0017] 因此,本发明的一个目的是提供一种内窥镜光束源设备和一种包括这种设备的内窥镜系统,所述内窥镜光束源设备通过根据使用的内窥镜的成像装置类型控制照射光束的量可以简单地获得期望的光束量和在宽光束量动态范围内。

[0018] 本发明由以下特征构成。

[0019] 内窥镜光束源设备连接到内窥镜。内窥镜安装有用于将光束照射到对象的照射光学系统和包括用于对对象的图像进行成像的成像装置的成像光学系统。内窥镜光束源设备包括光束源和光束源控制单元。光束源发射将供应给内窥镜的照射光束。光束源控制单元根据输入在所述光束源控制单元中的光束量指定值控制光束源的发射光束强度。光束源控

制单元根据控制量中的至少三个指定与光束量指定值相对应的光束源的发射光束强度。所述控制量包括与用于改变光束源的发光时间的脉冲数调制控制相对应的控制量、与用于改变表示在控制周期内的发光时间或消光时间的脉冲宽度的脉冲宽度调制控制相对应的控制量、与用于改变发光强度的脉冲振幅调制控制相对应的控制量以及与用于改变发光间隔的脉冲密度调制控制相对应的控制量。

[0020] 根据本发明的内窥镜光源设备和包括这种设备的内窥镜系统,由于通过集成三种或更多种调制控制的组合来控制照射光束,因此可以容易地获得宽光束量动态范围。此外,由于三种或更多种调制控制的各个控制量可以仅通过操作光束量指定值进行控制,因此使用者执行光束控制的操作可以被极大地简化。

附图说明

- [0021] 图 1 为根据本发明的实施例的整个内窥镜系统的主要部分的结构实例的方框图；
- [0022] 图 2 为图 1 所示的内窥镜系统的外观的立体图；
- [0023] 图 3 为内窥镜的前端部的相邻结构的纵剖视图；
- [0024] 图 4 为光束源驱动器的结构的具体实例的方框图；
- [0025] 图 5 为根据整体快门系统控制照射光束的量时的控制时序的实例的时间图表；
- [0026] 图 6 为根据滚动快门系统控制照射光束的量时的控制时序的实例的时间图表；
- [0027] 图 7 为关于图 4 所示的光束源驱动器的操作的控制模式的特性的实例的图示；
- [0028] 图 8 为关于图 4 所示的光束源驱动器的操作的另一个控制模式的特性的实例的图示；
- [0029] 图 9 为照射光束的光谱的具体实例的图示；
- [0030] 图 10 为根据第一变形例的内窥镜前端部的结构的前视图；
- [0031] 图 11 为根据第一变形例的光束源设备的结构的方框图；
- [0032] 图 12 为根据第二变形例的光束源设备的结构的方框图；
- [0033] 图 13 为根据第三变形例的内窥镜前端部的结构的前视图；和
- [0034] 图 14 为根据第三变形例的光束源设备的结构的方框图。

具体实施方式

[0035] 以下参照附图具体地说明根据本发明的实施例。

[0036] 图 1 中显示根据本实施例的整个内窥镜系统的主要部分结构的实例。此外,图 1 中显示的内窥镜系统的外观显示在图 2 中。

[0037] 如图 1 和图 2 所示,内窥镜系统 100 包括内窥镜 11、作为可以与内窥镜 11 的外部控制单元连接的控制单元 13 以及连接到控制单元 13 的用于显示图像信息的显示单元 15。另外,输入单元 17 连接到控制单元 13,用于接收输入操作。

[0038] 内窥镜 11 是电子内窥镜,所述电子内窥镜如图 1 所示包括照射单元 11a(照射光学系统)和成像装置 11b(成像光学系统)。照射单元 11a 从图 2 中显示的内窥镜插入单元 19 的前端发射照射光束。成像装置 11b 是二维成像装置,所述二维成像装置可以通过特定的物镜单元获取生物体要被观察的区域或类似区域的图像,从而获得二维图像。作为成像

装置 11b 的一个具体实例,可以使用二维 CCD(电荷耦合装置)图像传感器或二维 CMOS(互补金属氧化物半导体)图像传感器。

[0039] 这里,在内窥镜系统 100 中通常需要再现彩色图像。因此,实际上使用为单板式彩色成像光学系统的成像装置作为成像装置 11b,所述成像装置包括由多个颜色部分构成的滤色器(例如,拜耳排列的 RGB 原色滤色器或 CMY、CMY 补色滤色器)。

[0040] 如图 2 所示,内窥镜 11 包括内窥镜插入单元 19、操作单元 25、通用软线 27 和连接器单元 29A&29B。内窥镜插入单元 19 形成为具有狭长形状,并且所述内窥镜插入单元的前端侧可以插入对象中。此外,内窥镜插入单元 19 由柔性的柔软部 31、弯曲部 33 和前端部(在下文中也被称为内窥镜前端部)构成。操作单元 25 连接到内窥镜插入单元 19 的基端部,并用于执行内窥镜插入单元 19 的前端的弯曲操作和用于观察的操作。通用软线 27 从操作单元 25 延伸。连接器单元 29A 和 29B 分别设置在通用软线 27 的前端上并用于可移去地将内窥镜 11 连接到控制单元 13。

[0041] 弯曲部 33 被置于柔软部 31 与内窥镜前端部 35 之间,并且可以通过旋转设置在操作单元 25 上的角形旋钮 41 而弯曲。弯曲部 33 可以根据施加内窥镜 11 的对象部分在任意方向上和以任意角度弯曲,从而能够将用于照射内窥镜前端部 35 的照射窗的照射方向和成像装置的观察方向设定到期望的观察部。

[0042] 图 3 显示内窥镜前端部 35 的相邻部分的结构。如图 3 所示,在内窥镜前端部 35 中形成用于将照射光束照射到要被观察区域上的照射单元 11a 和用于对要被观察区域的图像进行成像的成像装置 11b。

[0043] 照射单元 11a 包括多模光纤 71 和荧光构件 72。对于多模光纤 71,例如可以使用具有为 $10\mu\text{m}$ 的芯径、为 $125\mu\text{m}$ 的包覆层直径和在包括用作涂层的防护层时为 $0.3\text{mm} \sim 0.5\text{mm}$ 的直径的小直径光纤。

[0044] 多模光纤 71 将从设置在光束源设备 43 内的光束源 43a 发射的蓝色光束引导到内窥镜前端部 35 的荧光构件 72 附近。荧光构件 72 吸收通过多模光纤 71 引导的蓝色光束的能量的一部分,从而被激发而产生具有在绿色~黄色范围的波长带的可见光束。荧光构件 72 由多种荧光材料制成;并且,例如,所述荧光构件可以包括 YAG 系统荧光构件或诸如 AM 的荧光材料($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$)。

[0045] 如图 3 所示,圆柱形套筒构件 73 被设置成为遮盖荧光构件 72 的外周边。套圈 74 插入套筒构件 73 中,用于以下述方式保持多模光纤 71:所述套圈用作多模光纤 71 的中心轴。进一步地,设置有在从套圈 74 的后端侧(与前端侧相对)延伸时进入多模光纤 71 的这种部分中的柔性套筒 75,用于以被置于套筒构件 73 与多模光纤 71 之间的方式遮盖多模光纤 71 的涂层。

[0046] 荧光构件 72 中由于激发产生的发射光束和通过多模光纤 71 引导并通过荧光构件 72 透射的蓝色光束的一部分合并在一起,并且由此合并的光束作为具有近白色光谱的照射光束从照射窗 35a 朝向要被观察的区域发射。在照射窗 35 附近设置用于照射所述照射光束的照射透镜 76。

[0047] 如图 3 所示,成像装置 11b 设置在固定到内窥镜前端部 35 的内部的基板 61 上。此外,棱镜 62 的一个端面 62a 连接到成像装置 11b 的光束接收表面。另外,物镜单元 63 连接到以直角延伸到端面 62a 的另一个端面 62b。为了能够从形成为面向要被观察区域的观察

窗 35b 获得要被观察区域的图像,物镜单元 63 通过棱镜 62 将该物镜单元的光束引导到成像装置 11b 的光束接收表面。信号电缆 64 用于将基板 61 上的成像装置 11b 电连接到控制单元 13。

[0048] 如图 1 所示,控制单元 13 由处理器 45 和光束源设备 43 构成。光束源设备 43 用于发射要供应给内窥镜前端部 35 的照射窗的照射光束。处理器 45 用作对将从成像装置 11b 输出的图像信号进行图像处理并且还控制用于照射的光束量的光束控制器。如图 2 所示,处理器 45 和光束源设备 43 分别通过连接器单元 29A 和 29B 连接到内窥镜 11。

[0049] 此外,上述的显示单元 15 和输入单元 17 连接到处理器 45。处理器 45 根据来自内窥镜 11 的操作单元 25 或输入单元 17 的指令对从内窥镜 11 传送的成像信号进行图像处理,生成显示图像并将所述显示图像供应到显示单元 15。

[0050] 接下来在下面将说明内窥镜系统的信号处理。

[0051] 如图 1 所示,处理器 45 包括放大器 (AMP) 51、相关双采样 / 可编程增益放大器 (在下文中称为 CDS/PGA) 52、A/D 转换器 53、图像处理单元 54、光束量测量单元 55、存储单元 56、微型计算机 (CPU) 57、定时信号发生器 (TG) 58 和成像装置驱动器 59。

[0052] 成像信号输入到放大器 51 的输入端,所述成像信号可以通过成像装置 11 的拍摄获得。在成像信号通过具有恒定增益的放大器 51 被放大之后,所述成像信号被输入到 CDS/PGA 52。CDS/PGA 52 中输入通过放大器 51 放大的成像信号并将该成像信号作为表示各个颜色水平的模拟图像信号输出,即,分别与成像装置 11b 的各个光电转换单元的积聚电荷准确对应的 R(红色)、G(绿色)和 B(蓝色)。

[0053] 从 CDS/PGA 52 输出的模拟图像信号被输入到 A/D 转换器 53,所述模拟图像信号在所述 A/D 转换器处被转换成数字图像数据。图像处理单元 54 对从 A/D 转换器 53 输出的数字图像数据执行各种图像处理,以产生关于要显示在显示单元 15 的屏幕上的图像的信息。因此,显示单元 15 上显示由内窥镜 11 的成像装置 11b 获取的图像,即,生物体的要被观察区域的二维图像。

[0054] 成像装置驱动器 59 的输出端连接到用于控制成像装置 11b 的拍摄和信号读取的控制输入端子。此外,定时信号发生器 58 的输出端连接到成像装置驱动器 59 的输入端。成像装置驱动器 59 利用从定时信号发生器 58 输入的各种时序信号(时钟脉冲)控制成像装置 11b 的拍摄的各种时序。即,所述成像装置驱动器控制读出通过拍摄积聚在各个单元面积中的信号电荷的时序以及电子快门的快门速度。定时信号发生器 58 还产生提供给光束源驱动器 43b 的时序信号。

[0055] 在根据本实施例的处理器 45 中,为了根据要连接到处理器 45 的内窥镜的成像装置 11b 的类型可以输出执行期望的拍摄操作所需的时序信号,包括定时信号发生器 58。即,当要连接的内窥镜的成像装置 11b 为整体快门系统时,定时信号发生器 58 输出用于整体快门系统的时序信号;而当元件 11b 为滚动快门系统时,定时信号发生器 58 输出用于滚动快门系统的定时信号。或者,定时信号发生器 58 还可以被构造成使得所述定时信号发生器可以切换到两个快门系统中的任何一个。

[0056] 即,对于整体快门系统的 CCD 图像传感器,同时对所有像素的各个单元执行曝光操作,而对于滚动快门系统的普通的 CMOS 图像传感器,在改变每一个扫描行的时序(逐行)的同时必须依次执行曝光和信号读取操作。这里,CMOS 图像传感器可以为整体快门系统,

并且在这种情况下 CMOS 图像传感器可以与整体快门系统的 CCD 图像传感器类似地进行处理。根据本实施例的定时信号发生器 58 被构造成使得该定时信号发生器对应于两个快门系统中的任何一个。然而,所述定时信号发生器还可以被构造成使得该定时信号发生器可以选择性地对应于两个快门系统。

[0057] 光束量测量单元 55 根据从 A/D 转换器 53 输出的数字图像数据测量光束量。例如,所述光束量测量单元由通过拍摄获得的数字图像数据输出检测整个区域的最大亮度、最小亮度、平均亮度和类似亮度,从而能够确定是否已经获取具有期望亮度的图像。

[0058] 在存储单元 56 中预先存储将指示给光束源驱动器 43b 用于光束控制的一个或多个控制模式。该控制模式被取出并传送到光束源驱动器 43b。这里,该控制模式还可以预先存储在光束源驱动器 43b 中。

[0059] 微型计算机 57 执行预先预定的程序,从而控制整个内窥镜系统 100。以下为在微型计算机 57 的控制下将执行的典型处理。

[0060] 1. 成像装置驱动器 59 将指令提供给定时信号发生器 58,以根据整体快门系统或滚动快门系统驱动成像装置 11b。

[0061] 2. 根据基于使用者的操作从输入单元 17 输入的快门速度和类似的指令,微型计算机 57 将另一个指令提供给定时信号发生器 58。所述指令指示成像装置驱动器 59 应该以指示的快门速度驱动成像装置 11b。

[0062] 3. 微型计算机 57 将指令提供给光束源设备 43,使得光束源设备 43 应该根据用于照射控制的光束量指定值并根据预定的控制模式来控制光束量,所述光束量指定值通过由光束量测量单元 55 测量的光束量或者通过从输入单元 17 输入的指定值来确定。

[0063] 如图 1 所示,光束源设备 43 包括光束源 43a、光束源驱动器 43b 和聚光透镜 43c。在光束源 43a 在光束源驱动器 43b 的控制下被电激励的情况下,光束源 43a 产生光束并从该光束源发射该光束。该光束通过聚光透镜 43c 聚集并接着被引导到光纤 71 中。而且,光束通过光纤 71 传送并接着被引导到照射单元 11a。

[0064] 这里,根据本实施例,使用具有 405nm 或 445nm 振荡波长的蓝色 LED(发光二极管)或者 LD(激光二极管)(例如,宽区域类型的 InGaN 系统激光二极管、InGaNaS 系统激光二极管或 GaNaS 系统激光二极管)作为光束源 43a。

[0065] 光束源驱动器 43b 连接到处理器 45 的定时信号发生器 58 和微型计算机 57。光束源驱动器 43b 根据微型计算机 57 提供的指令和来自定时信号发生器 58 的输入到其中的信号的时序将脉冲形驱动电流供应到光束源 43a。光束源驱动器 43b 被构造成使得所述光束源驱动器对应于整体快门系统或滚动快门系统。可选地,光束源驱动器 43b 还可以包括这两个结构并因此可以选择性地使用所述结构中的一个。

[0066] 光束源驱动器 43b 的结构的具体实例 (1) 显示在图 4 中。具有图 4 中显示的结构的光束源驱动器 43b 用于根据整体快门系统执行电子快门控制。即,在连接上面安装有作为成像装置 11b 的 CCD 图像传感器的内窥镜 11 的情况下,具有图 4 中显示的结构的光束源驱动器 43b 安装到光束源设备 43 上。根据图 4 中显示的实例,光束源驱动器 43b 包括 LUT(查阅表)101A、定时电路 102 和恒定电流电路 103。

[0067] 该光束源驱动器 43b 合并三种控制,即,脉冲数调制 (PNM) 控制、脉冲宽度调制 (PWM) 控制和脉冲振幅调制 (PAM) 控制,以产生用于控制光束源 43a 的电流的光束源驱动信

号。各个 PAM、PWM 和 PNM 控制的内容随后将说明。

[0068] 在 LUT 101A 中存储与指定光束量相对应的 PAM、PWM 和 PNM 控制的各个控制值的组合作为控制模式。存储在 LUT 101A 中的控制模式用于指定与光束量指定值相对应的光束源 43a 的发射光束强度作为三个控制量（即，与脉冲数调制（PNM）控制相对应的控制量、与脉冲宽度调制（PWM）相对应的控制量和与脉冲振幅调制（PAM）控制相对应的控制量）的组合。由于光束源通过依此方式合并多种控制来控制，因此光束源的发射光束量的动态范围可以被扩大。

[0069] 定时电路 102 根据从 LUT 101A 输入的 PWM 和 PNM 控制的各个控制值以及从定时信号发生器 58 输入的信号的时序向恒定电流电路 103a 提供用于将脉冲形驱动电流供应到光束源 43a 的闪光信号。

[0070] 恒定电流电路 103 根据与从 LUT 101A 输入的 PAM 控制的控制值相对应的振幅信号以及从定时电路 102 输出的闪光信号产生用于控制光束源 43a 的电流的光束源驱动信号。

[0071] 光束源驱动器 43b 的结构的一个实例 (2) 与图 4 中显示的结构相似，而 LUT 为用于滚动快门系统的 LUT 101B。在这种情况下，光束源驱动器 43b 用于根据滚动快门系统执行电子快门控制。即，在连接上面安装有作为成像装置 11b 的 CMOS 图像传感器的内窥镜 11 的情况下，包括图 4 中显示的 LUT 101B 的驱动器 43b 安装到光束源设备 43 上。在该实例中，光束源驱动器 43b 包括 LUT（查阅表）101B、定时电路 102 和恒定电流电路 103。

[0072] 此外，该光束源驱动器 43b 合并三种控制，即，脉冲数调制（PNM）控制、脉冲宽度调制（PWM）控制和脉冲振幅调制（PAM）控制，以产生用于控制光束源 43a 的电流的光束源驱动信号。各个 PDM、PWM 和 PNM 控制的内容随后将说明。

[0073] 在 LUT 101B 中存储与指定光束量相对应的 PDM、PWM 和 PNM 控制的各个控制值的组合作为控制模式。存储在 LUT 101B 中的控制模式用于指定与光束量指定值相对应的光束源 43a 的发射光束强度作为三个控制量（即，与脉冲密度调制（PDM）控制相对应的控制量、与脉冲宽度调制（PWM）相对应的控制量和与脉冲振幅调制（PAM）控制相对应的控制量）的组合。同样在这种情况下，由于光束源通过合并所述多种控制来控制，因此光束源的发射光束量的动态范围可以被扩大。

[0074] 定时电路 102 根据从 LUT 101B 输入的 PWM 和 PDM 控制的各个控制值以及从定时信号发生器 58 输入的信号的时序向恒定电流电路 103a 提供用于将脉冲形驱动电流供应到光束源 43a 的闪光信号。

[0075] 在这种情况下，恒定电流电路 103 根据与从 LUT 101B 输入的 PAM 控制的控制值相对应的振幅信号以及从定时电路 102 输出的闪光信号产生用于控制光束源 43a 的电流的光束源驱动信号。

[0076] 这里，如上所述，LUT 101A 和 101B 分别被构造成使得其将各个控制量存储为表格。然而，LUT101A 和 101B 还可以被构造成使得其可以根据操作公式获得相应的控制量。

[0077] 图 5 显示在成像装置的光电转换部分的电荷积聚时间段由整体快门系统的电子快门控制的情况下的控制时序的实例，正如内窥镜 11 的连接控制单元 13 的成像装置 11b 为 CCD 型图像传感器的情况一样。

[0078] 在图 5 中，显示了用于控制成像装置 11b 的扫描的垂直扫描信号 VD、电子快门脉

冲和用作用于照射的光束源（与图 1 中显示的 43a 相对应）的激光二极管 LD 的驱动信号 SLD（与图 4 中显示的光束源驱动信号相对应）。此外，在图 5 中显示的垂直扫描信号 VD 中，一个脉冲与下一个脉冲之间的持续时间表示 1 个屏幕（1 帧）的时间。

[0079] 另外，在电子快门脉冲的发光时间 (T_a) 期间，在与成像装置 11b 的光电转换部分的每一个像素相对应的单元的这种区域中，电荷产生并积聚，从而对应于光电二极管或类似部件的接收光束强度和曝光时间（与 T_a 相对应）。在这种情况下，由于电子快门采用整体快门系统，因此所有像素的电荷以相同时序积聚。即，在大量像素的每一个中，当时间经过电子快门的时间 T_a 时，电荷积聚以图 5 中显示的时间 t_1 开始并以时间 t_2 结束。

[0080] 由于这种情况下的照射除了电子快门打开时的时间之外没有影响到将要获取的图像，因此用于控制照射光束的光束源驱动信号 SLD 被控制为以下述方式开启光束源：所述光束源的开始时序被调节成与成像装置 11b 的电荷积聚时序 ($t_1 \sim t_2$) 同步。

[0081] 图 5 显示使用具有包括图 4 中显示的 LUT 101A 的结构的光束源驱动器 43b 的实例，即，其中根据脉冲数调制 (PNM) 控制、脉冲宽度调制 (PWM) 控制和脉冲振幅调制 (PAM) 控制的组合来控制用于照射的光束量的实例。

[0082] 即，将图 5 中显示的光束源驱动信号 SLD 从消光（低水平）转换到发光（高水平）的时间 t_{11} 改变成使电子快门打开的大致时间 t_1 ，由此可以调节发光时间 T_b ，从而能够控制光束量。将光束源驱动信号从发光转换到消光的时间 t_{12} 被固定到与时间 t_2 相同的时序。发光时间 T_b 被控制成 PWM 控制的发光周期 T_c 的整数倍。这是 PNM 控制。这里，发光时间 T_b 被设定成大于相对于每一帧的电荷积聚时间 T_a 的预定比率的比率。例如，在预定比率被设定成 $1/2$ 的情况下，可以防止移动图像再现的不连续感觉，并且还可以防止出现闪烁。

[0083] 此外，即使在图 5 中显示的从时间 t_{11} 到 t_{12} 的发光时间 T_b 期间，在非常短的每一个特定的发光周期 T_c （例如， T_b 的大约 $1/100$ ）下，光束源驱动信号 SLD 的导通 / 截止被控制成交替重复发光和消光。另外，在发光周期 T_c 的各个时间段期间调节表示信号 SLD 实际导通的时间的脉冲宽度。依此方式控制光束量（闪烁比）。这是 PWM 控制。

[0084] 此外，由于光束源驱动信号 SLD 的脉冲（在 t_{11} 和 t_{12} 期间）的振幅是可变的，因此要施加到光束源的电流的强度（瞬时值）可以改变，从而能够调节光束源的发光强度。这是 PAM 控制。

[0085] 图 6 显示控制时序的实例，其中内窥镜 11 的连接到控制单元 13 的成像装置 11b 为 CMOS 型普通图像传感器，并且成像装置的光电转换部分的电荷积聚时间由滚动快门系统的电快门控制。

[0086] 图 6 显示使用具有包括图 4 中显示的 LUT 101B 的结构的光束源驱动器 43b 的实例，即，其中根据脉冲密度调制 (PDM) 控制、脉冲宽度调制 (PWM) 控制和脉冲振幅调制 (PAM) 控制的组合来控制用于照射的光束量的实例。

[0087] 在图 6 中，显示了用于控制成像装置 11b 的扫描的垂直扫描信号 VD、要施加到大量扫描行中的每一个的电子快门脉冲和用作用于照射的光束源（图 1 中的 43a）的激光二极管 LD 的驱动信号 SLD（与图 4 中显示的光束源驱动信号相对应）。此外，在图 6 中显示的垂直扫描信号 VD 中，一个脉冲与下一个脉冲之间的时间表示 1 个屏幕（1 帧）的时间段。

[0088] 在为滚动快门系统的 CMOS 型普通图像传感器的情况下，由于没有可以同时保持

对于所有像素在成像装置的光电转换部分的各个像素位置处产生的信号电荷的元件,因此必须对沿行和列方向布置的大量像素组的每一行依次执行电荷积聚和信号电荷读取。

[0089] 在这种情况下,如图 6 所示,要施加到成像装置 11b 的电子快门脉冲的时序在每一个扫描行(像素组的每一行)中稍微改变。例如,在第一扫描行 L1 中,电子快门脉冲使快门在时间 t_{11} 处打开并使快门在时间 t_{21} 处关闭,而在第 n 个扫描行 L_n 中,电子快门脉冲使快门在时间 t_{1n} 处打开并使快门在时间 t_{2n} 处关闭。即,第 n 个扫描行 L_n 的快门打开时间 t_{1n} 和快门关闭时间 t_{2n} 在时序上分别相对于第一扫描行 L1 延迟时间 T_{c1} 和时间 T_{c2} 。从电子快门打开的时间到所述电子快门关闭的时间的时间段(例如,在图 6 中,“ $T_{c1}+T_{b1}$ ”),即,各个像素位置的电荷积聚时间段的长度,在所有扫描行中是相同的。

[0090] 例如,如图 6 所示,在各个像素位置的电荷积聚时间段等于 1 帧的时间段(垂直扫描信号 VD 的脉冲之间的间隔)的情况下,在任何时序下,当照射光束源关闭时,其影响表现为成像装置 11b 的各个像素位置的电荷积聚时间段的改变。此外,由于电荷积聚时间段在每一行中的时序改变,因此根据照射光束源关闭的时序,在成像装置 11b 的每一行中表现出不同的影响。

[0091] 因此,在图 6 中显示的实例中,用于照射的激光二极管 LD 的驱动信号 SLD 以使光束源可以基本上连续地开启的方式受到控制。因此,在图 6 中显示的实例中,虽然不执行上述的脉冲数调制(PNM)控制,但是执行脉冲宽度调制(PWM)控制、脉冲振幅调制(PAM)控制和脉冲密度调制(PDM)控制。

[0092] 即,甚至在光束源开启的时间段(整个时间段)期间,发光和消光也会以非常短的周期周期性地重复,从而控制驱动信号 SLD 使光束源闪烁。换句话说,在显示的从时间 t_{31} 到时间 t_{32} 的发光周期 T_d 期间,光束源驱动信号 SLD 的发光和消光被控制成发光和消光,从而调节表示光束源实际发光的时间的脉冲宽度。依此方式控制光束量(闪烁比)。这是 PWM 控制。

[0093] 此外,PWM 控制中使用的发光周期 T_d 不是恒定的,而是可变的。调节发光周期 T_d 的控制为 PDM 控制。即,即使在发光周期 T_d 中的脉冲宽度(发光时间段 T_e)是恒定的情况下,当发光周期 T_d 延长时,用于照射的光束量也能够减少;而当发光周期 T_d 缩短时,用于照射的光束量增加。此外,在光束源驱动信号 SLD 的脉冲宽度被设定成可变的条件下,要施加到光束源的电流的强度(瞬时值)可以改变,从而能够调节光束源的开启强度。这是 PAM 控制。

[0094] 此外,PWM 控制中使用的开启周期 T_d 不是恒定的,而是可变的。用于控制开启周期 T_d 的控制为 PDM 控制。即,即使在开启周期 T_d 中的脉冲宽度(开启时间段 T_e)是恒定的情况下,当开启周期 T_d 增加时,用于照射的光束量也能够减少;而当开启周期 T_d 缩短时,用于照射的光束量增加。此外,在光束源驱动信号 SLD 的脉冲振幅被设定成可变的条件下,要施加到光束源的电流的强度(瞬时值)可以改变,因此可以控制光束源的开启强度。这是 PAM 控制。

[0095] 在图 6 中显示的实例中,光束源驱动信号 SLD 被控制成使得用于照射的光束源可以连续开启。然而,可选地,例如,用于照射的光束源可以仅在图 6 中显示的时间段 T_b 期间开启,并且可以在剩余的时间段期间关闭。即,在避免在成像装置 11b 的滚动快门控制中转换行的时间段(各个时间段 T_{c1} 、 T_{c2})的同时,光束源可以在其它时间段的范围内开启,即,

在 1 帧的所有行都同时转变到所述行各自的电荷积聚状态的共同积聚时间段 (Tb) 的范围内开启。在这种情况下,即使在滚动快门控制的情况下,各个行的实际曝光时间(电荷积聚时间段)的长度也可以彼此重合,并因此还可以执行上述的脉冲数调制(PNM)控制。换句话说,在没有注意到滚动快门控制中转换行的时序的情况下,可以控制用于照射的光束量。因此,就涉及共同积聚时间段(Tb)的范围而言,PNM 控制也可以增加到包括图 4 中显示的 LUT 101B 的光束源驱动器 43b。

[0096] 图 1 中显示的控制单元 13 使用光束控制表以便控制光束源 43a 的光束量。该光束控制表表示用于控制光束源 43a 的光束量的光束量指定值与控制输出值之间的关系;并且光束控制表例如在图 4 中分别显示的 LUT 101A 和 LUT 101B 中提供。光束控制表的控制输出值被设定为用于 PAM 控制的控制值、用于 PWM 控制的控制值和用于 PDM 控制的控制值中的任何一个或者这些控制值的多个组合。

[0097] 为了执行恰当的光束量控制,必须使用恰当的光束控制表。例如,要连接到光束源设备 43 的内窥镜 11 上安装 CCD 图像传感器作为成像装置的情况和内窥镜 11 安装 CMOS 图像传感器的情况在恰当的控制状态下彼此不同。因此,在所述各个情况下,必须使用互不相同的光束控制表。

[0098] 图 7 和图 8 分别显示与图 4 所示的光束源驱动器的操作有关的控制模式的特性。具体地,在图 4 所示的光束源驱动器的 LUT 101A 中提供表示如图 7 所示的这种控制模式的光束控制表。此外,在光束源驱动器的 LUT 101B 中提供表示如图 8 所示的这种控制模式的光束控制表。

[0099] 参照图 7,该控制模式由三种控制特性(即,PNM 控制的控制特性、PWM 控制的控制特性和 PAM 控制的控制特性)的组合构成。在图 7 所示的控制模式的情况下,在光束量指定值 1~10 的范围内,输出具有恒定的最小振幅的 PAM 控制值,同时输出作为可变值的 PNM 控制值,所述 PNM 控制值可以以下述方式变化:PNM 控制值可以随着光束量指定值的增加而增加光束量。当光束量指定值超过 10 时,随着指定值的增加,PAM 控制值增加,同时 PNM 控制值变成恒定值。PWM 控制值在光束量指定值 0~1000 的整个区域上以下述方式变化:所述 PWM 控制值随着光束量指定值的增加而增加光束量。即,在采用图 7 所示的控制模式的情况下,由于 PNM 控制、PWM 控制和 PAM 控制的控制输出的组合,可以确定要施加到光束源的电流,即,光束源的光束量。

[0100] 参照图 8,该控制模式由三种控制特性(即,PDM 控制的控制特性、PWM 控制的控制特性和 PAM 控制的控制特性)的组合构成。在图 8 所示的控制模式的情况下,在光束量指定值 1~10 的范围内,输出具有恒定的最小振幅的 PAM 控制值,同时输出作为可变值的 PDM 控制值,所述 PDM 控制值可以以下述方式变化:PDM 控制值可以随着光束量指定值的增加而增加光束量。当光束量指定值超过 10 时,随着指定值的增加,PAM 控制值增加,同时 PDM 控制值变成最大值(恒定值)。PWM 控制值在光束量指定值 0~1000 的整个区域上以下述方式变化:所述 PWM 控制值随着光束量指定值的增加而增加光束量。即,在采用图 8 所示的控制模式的情况下,由于 PDM 控制、PWM 控制和 PAM 控制的控制输出的组合,可以确定要施加到光束源的电流,即,光束源的光束量。

[0101] 在光束源设备 43 被设计成假定要连接到所述光束源设备的内窥镜 11 为根据整体快门系统进行控制的诸如 CCD 图像传感器的成像装置的情况下,预先以下述方式确定光束

控制表的内容:该光束源设备 43 的光束源驱动器 43b 可以提供如图 7 所示的这种控制模式。

[0102] 此外,在光束源设备 43 被设计成假定要连接到所述光束源设备的内窥镜 11 为根据滚动快门系统进行控制的 CCD 图像传感器的情况下,预先以下述方式确定光束控制表的内容:该光束源设备 43 的光束源驱动器 43b 可以提供如图 8 所示的这种控制模式。

[0103] 在内窥镜 11 的成像装置 11b 为 CCD 图像传感器的情况下,电快门打开的时间段在所有的像素中是相同的。此外,电快门关闭时的照射光束不用于拍摄,而是可以导致在内窥镜 11 的前端部和要观察的部分中产生热量。因此,在这种情况下,优选地,至少可以执行 PNM 控制以使用于照射的光束源消光,同时电快门关闭。另外,在该情况下,PDM 控制是不适用的,这是因为所述 PDM 控制没有考虑打开和关闭电子快门的时序来相继开启光束源。

[0104] 另一方面,在内窥镜 11 的成像装置 11b 为滚动快门系统的 CMOS 图像传感器的情况下,电子快门打开的时间段在像素组的每一行中逐渐变化。因此,在这种情况下,为了防止用于照射的光束量在每一行中改变,必须使用于照射的光束源相继发射光束。即,PNM 控制不适用,而优选地可以使用 PDM 控制来控制光束量。

[0105] 如上所述,根据本内窥镜系统 100,控制单元 13 的光束源驱动器 43b 可以通过将光束源 43a 的发光强度、发光率、发光时间和发光密度中的三个或更多个结合在一起整体控制光束量。由于这种情况,使用者仅通过控制光束量指定值就可以控制光束源 43a 的发光强度、发光比、发光时间和发光密度的各个控制值,以便用于照射的光束量可以提供恰当的量。这可以有助于内窥镜系统 100 的操作。此外,通过组合多种控制可以扩大光束控制的动态范围。

[0106] 图 9 显示用于内窥镜系统 100 中的照射的光束的光谱的具体实例。图 9 所示的光谱 S1 通过从内窥镜前端部 35 照射到生物体或类似物的要被观察的部分上的波长表示这种照射光束的光束发射强度分布,此时具有 405nm 中心波长的激光光束源被用作光束源 43a。此外,光谱 S2 表示通过从内窥镜前端部 35 照射到生物体或类似物的要被观察部分上的波长表示这种照射光束的光束发射强度分布,此时具有 445nm 中心波长的激光光束源被用作光束源 43a。

[0107] 例如,为蓝色光束的 445nm 激光光束从光束源 43a 发射;并且该蓝色光束被引导到内窥镜 11 的照射单元 11a 并照射到荧光构件 72 上。在这种情况下,蓝色光束的一部分被荧光构件 72 所吸收,从而激发荧光构件 72 发射光束。从荧光构件 72 发射的光束为具有在从绿色到黄色的范围的波长带的可见光光束。另外,蓝色光束的没有被荧光构件 72 吸收但透射通过所述荧光构件的其余能量部分以及由于荧光构件 72 的激发发射的光束被添加在一起;并且由此添加的光束作为具有与图 9 所示的光谱 S2 一样的波长分布的白色照射光束被从内窥镜前端部 35 照射到要被观察部分上。

[0108] 相似地,当光束源 43a 发射 405nm 的激光光束时,该激光光束被引导到内窥镜 11 的照射单元 11a 并接着被照射到荧光构件 72 上,该激光光束作为具有与图 9 所示的光谱 S1 相同的波长分布的照射光束从内窥镜前端部 35 照射到要被观察部分上。

[0109] 接下来将说明内窥镜系统 100 的照射光束的几个变形例。

[0110] 图 10 为根据第一变形例的内窥镜前端部 35 的结构视图,即,图 10 显示从要被观察部分观察前端侧端面的状态。此外,图 11 为根据第一变形例的光束源设备 43 的结构的

方框图。

[0111] 在图 10 所示的实例中,在内窥镜前端部 35 中形成一个观察窗 201 以及分别设置在观察窗 201 的两侧的两个照明窗 202 和 203。在两个照明窗 202 和 203 依此方式被设置在观察窗 201 的两侧并且照射光束分别从两个照明窗 202 和 203 发射的情况下,在观察图像中难以出现不均匀的照射;并且当治疗装置通过镊子孔插入并从内窥镜前端突出时,可以防止在观察图像中显示治疗装置的阴影,并且在宽范围上可以获得足够的光束量。

[0112] 当使用图 10 所示的内窥镜 11 时,使用例如具有如图 11 所示的结构的光束源设备 43A 作为光束源 43。图 11 所示的光束源设备 43A 包括具有 445nm 中心波长的激光光束源 LD1 和具有 405nm 中心波长的激光光束源 LD2。

[0113] 两个激光光束源 LD1 和 LD2 分别连接到两个独立的光束源驱动器 43b1 和 43b2,同时所述激光光束源的发射光束量被单独控制。两个激光光束源 LD1 和 LD2 的发射光束通过合并器 211 合并在一起,同时所述合并光束被耦合器 212 分成多个光路,并且接着被照射到分别设置在各个光路的光束发射端部中的荧光构件 213 和 214 上。

[0114] 在两个激光光束源 LD1 和 LD2 中,当仅有激光光束源 LD1 开启时,发射用于正常观察的白色照射光束作为照射光束。即,由于荧光构件 213 和 214 的发射光束被添加在一起,从而提供具有接近白色的光谱的照射光束,其中所述发射光束由于由具有 445nm 中心波长的激光和透射通过荧光构件 213 和 214 的具有 445nm 中心波长的激光光束的照射所引起的激发而产生。

[0115] 此外,在两个激光光束源以 LD1 : LD2 大约为 1 : 7 的光束量比同步开启的情况下,可以获得通过用于窄带宽光束观察的照射光束观察且其中组织表层中存在的细小血管被强调的观察图像。进一步地,在两个激光光束源以 LD1 : LD2 大约为 4 : 1 的光束量比同步开启的情况下,可以获得由白色光束和窄带宽光束构成的混合照射光束。根据该混合照射光束,可以通过关于叠加在其上的组织表层的细小血管的信息获得由正常观察图像构成的观察图像。

[0116] 由于使用两个激光光束源 LD1 和 LD2,可以获得具有如图 9 所示的光谱 S1 和 S2 的照射光束。此外,在具有 445nm 中心波长的蓝色激光光束和具有 405nm 中心波长的紫色激光光束同时发射并合并在一起的情况下,在具有 445nm 中心波长的蓝色激光光束中很短的大约 460 ~ 470nm 的波长带光束可以通过相同带宽中的从具有 405nm 中心波长的紫色激光光束发射的光束被补偿,从而能够提高白色光束的色调(显色性)。

[0117] 图 12 显示根据第二变形例的光束源设备 43 的结构。在照射光束可以如图 10 所示从照明窗的多个系统发射的情况下,例如,使用图 12 所示的光束源设备 43B,还可以从光谱彼此不同的照明窗的多个系统发射光束。

[0118] 与光束源设备 43A 相似,图 12 所示的光束源设备 43 包括具有 445nm 中心波长的激光光束源 LD1 和具有 405nm 中心波长的激光光束源。从激光光束源 LD1 和 LD2 发射的光束没有合并或分开。激光光束源 LD1 的发射光束被照射到荧光构件 215 上,而激光光束源 LD2 的发射光束通过扩散构件 216 被引导到照明窗。在这种情况下,由于具有 405nm 中心波长的激光光束可以不通过荧光构件照射,因此所述激光光束可以在保持作为窄带宽光束的同时用作照射光束。因此,当使用内窥镜执行荧光观察或类似操作时,可以获得包括很少噪点的图像。

[0119] 图 13 为根据第三变形例的内窥镜前端部 35 的结构视图,即,图 13 显示从要被观察部分观察内窥镜前端部 35 的前端侧端面的状态。此外,图 14 为根据第三变形例的光束源设备 43 的结构方框图。

[0120] 根据图 13 所示的实例,在内窥镜前端部 35 中形成一个观察窗 231 和分别设置在观察窗 231 两侧的两对照明窗 (232, 233, 234 和 235)。在图 13 所示的实例中,照明窗 232 和 235 是一对,而照明窗 233 和 234 是一对。另外,采用从所述成对的两个照明窗发射相同种类的照射光束的结构。由于使用两对照明窗,可以同时发射光谱彼此不同的光束。即,从一对照明窗发射分别具有第一光谱的照射光束;而从另一对照明窗发射分别具有第二光谱的照射光束。

[0121] 这里,以下述方式构造将形成在观察窗两侧的两对照明窗。即,当通过观察窗的中心点并平分插入部的前端面的直线用作分界线 P 时,所述成对的照明窗分别被设置成使得所述照明窗跨过分界线 P,一对第一照明窗 (232 和 235) 可以用作用于照射白色光束的照明窗,而另一对第二照明窗 (233 和 234) 可以用作用于照射比白色光束窄的窄带宽光束的照明窗。

[0122] 在使用图 13 所示的内窥镜 11 的情况下,使用例如具有如图 14 所示的结构的光束源设备 43C 作为光束源 43。图 14 所示的光束源设备 43C 包括具有 445nm 中心波长的激光光束源 LD1、具有 405nm 中心波长的激光光束源 LD2、具有 472nm 中心波长的激光光束源 LD3 和具有 780nm 中心波长的激光光束源 LD4。

[0123] 四个激光光束源 LD1、LD2、LD3 和 LD4 分别连接到其相关的独立的光束源驱动器 43b1、43b2、43b3 和 43b4,同时所述激光光束源的发射光束量可以单独控制。两个激光光束源 LD1 和 LD2 的发射光束通过合并器 221 被合并在一起,通过耦合器 222 被分成两个光路,并且被照射到分别设置在相应光路的光束发射端部上的荧光构件 225 和 226 上。此外,其余两个激光光束源 LD3 和 LD4 的发射光束通过合并器 223 被合并在一起,通过耦合器 224 被分成两个光路,并且通过分别设置在相应光路的光束发射端部上的扩散构件 227 和 228 被引导到照明窗。

[0124] 根据具有图 13 和图 14 所示的结构第三变形例,当分别具有 405nm、445nm 和 472nm 中心波长的 LD 依次开启并获取要被观察部分的图像时,可以从观察的图像提取关于氧饱和度的信息。具体地,在释放血液中的红血球中所含有的血色素中分别包括的氧之后,利用氧合血红蛋白 HbO_2 和还原血红蛋白 Hb 的吸收光谱之间的不同可以获得观察区域的氧饱和度和血液深度。氧合血红蛋白 HbO_2 和还原血红蛋白 Hb 在 405nm 波长附近的吸收率基本上相等;在 445nm 波长附近,还原血红蛋白 Hb 的吸收率高于氧合血红蛋白 HbO_2 ;以及在 472nm 波长附近,氧合血红蛋白 HbO_2 的吸收率高于还原血红蛋白 Hb。此外,激光光束具有的特性为激光光束的波长越短,则激光光束从粘液组织表层的到达深度越浅。利用这些特性可以获得观察区域的氧饱和度和投影在观察区域上的血液深度。

[0125] 具有 785nm 中心波长的激光光束可以恰当地用于观察粘液组织深层的血液信息,从而能够利用 ICG (吲哚花氰绿) 和血管导航执行红外光光束观察。该 ICG 当在血液中的时候提供 ICG 连接到蛋白质、在最大吸收波长为 805nm 的同时吸收具有例如为 750 ~ 850nm 波长的近红外光光束并发射近红外线荧光的状态。

[0126] 根据该照射模式,由于可以照射除白色光束之外的近红外光光束,因此尤其是可

以提取通过可见光光束难以获得的粘液组织深层的血管信息。例如,在该光束投射单元被应用到内窥镜导航系统以用于获得关于支气管周围存在的血管位置的信息的情况下,具有 785nm 中心波长的激光光束朝向冲入血管的 ICG 照射。在这种情况下,在使血液和 ICG 相互反应的部分中,发射具有宽光谱特性并具有 830nm 峰值波长的荧光。通过使用由此发射的荧光作为标记可以增强位置精度并因此可以执行准确的治疗。进一步地,由于使用多个光束投射单元,因此通过将来自各个光束投射单元的光束合并在一起可以实现高亮度的光束照射。

[0127] 进一步地,还可以使用可以发射分别具有 375nm 中心波长、405nm 中心波长、445nm 中心波长和类似中心波长的激光光束的激光光束源作为激光光束源 LD3 和 LD4。当使用为荧光药物中的一种的“荧光素酶”进行荧光观察时,具有 375nm 波长的激光光束提供激发光束。此外,由于具有 405nm 和 445nm 波长的激光光束可以在不通过荧光构件的情况下照射,因此所述激光光束可以在保持作为窄带宽光束的同时被照射。

[0128] 虽然目前已经给出对根据本发明的实施例的说明,但是本发明不局限于所述实施例。而是本发明还提出本领域技术人员可以在本发明中做出的改变和将所述改变引用到另一个相似系统。当然,这种改变落入本发明的保护范围。

[0129] 如上所述,本说明公开了以下内容。

[0130] (1) 内窥镜光束源设备连接到内窥镜。内窥镜安装用于将光束照射到对象的照射光学系统和包括用于对对象的图像进行成像的成像装置的成像光学系统。内窥镜光束源设备包括光束源和光束源控制单元。光束源发射将供应给内窥镜的照射光束。光束源控制根据输入在所述光束源控制单元中的光束量指定值控制光束源的发射光束强度。光束源控制单元根据控制量中的至少三个指定与光束量指定值相对应的光束源的发射光束强度。所述控制量包括与用于改变光束源的发光时间的脉冲数调制控制相对应的控制量、与用于改变指示控制周期内的发光时间或消光时间的脉冲宽度的脉冲宽度调制控制相对应的控制量、与用于改变发光强度的脉冲振幅调制控制相对应的控制量以及与用于改变发光间隔的脉冲密度调制控制相对应的控制量。

[0131] 根据所述内窥镜光束源设备,由于三种或更多种调制控制的组合被集成以执行光束量的控制,因此可以容易地获得大约 1 : 9000 的大光束量动态范围。此外,由于三种或更多种调制控制的各个控制量可以仅通过操作光束量指定值以提供到光束源控制单元来进行控制,因此使用者控制光束源的光束的操作可以被极大地简化。

[0132] (2) 根据 (1) 的内窥镜光束源设备,安装在内窥镜上的要连接到内窥镜光束源设备的成像装置被指定为将根据整体快门系统来控制的成像装置。光束源控制单元根据与脉冲数调制控制相对应的控制量、与脉冲宽度调制控制相对应的控制量以及与脉冲振幅调制控制相对应的控制量的组合指定光束源的发射光束强度。

[0133] 根据本内窥镜光束源设备,在连接到所述内窥镜光束源设备的内窥镜上安装有诸如 CCD 图像传感器的成像装置的情况下,可以执行适用于该成像装置的期望的光束控制。

[0134] (3) 根据 (2) 的内窥镜光束源设备,光束源控制单元通过利用电荷积聚时间段的预定比率或更大比率的时间控制在成像装置的每一帧的电荷积聚时间段内的光束源的发光。

[0135] 根据本内窥镜光束源设备,即使在与电子快门速度相对应的电荷积聚时间段的长

度恒定的情况下,也可以通过控制光束源的光束调节曝光量,并因此可以调节要获取的图像的亮度。此外,通过将发光时间限制成使得所述发光时间可以提供电荷积聚时间的预定比率或更高比率,可以防止电子快门速度的同等增加。因此,由于用于照射的光束的所述控制和通过电子快门速度确定的成像装置的晃动程度,可以使用曝光量单独控制拍摄状态,从而能够有助于拍摄状态的确定。例如,在上述的预定比率被设定为 1/2 的情况下,在移动图像的再现中,可以防止中断感觉以及移动图像的闪烁。

[0136] (4) 根据 (2) 或 (3) 的内窥镜光束源设备,当光束量指定值为预定值或大于所述预定值的值时,光束源控制单元将与脉冲数调制控制相对应的控制量控制成为最大恒定值。当光束量指定值小于预定值时,光束源控制单元将与脉冲数调制控制相对应的控制量控制成为可变值,所述可变值随着光束量指定值的减小而减小。

[0137] 根据该内窥镜光束源设备,由于光束量指定值的变化与实际的照射光束量之间的关系可以类似于普通的光束源设备获得,其中所述普通的光束源设备仅仅通过仅控制所述光束源设备的发光强度(振幅)来控制上述关系,因此可以确保本光束源设备与普通光束源设备之间的兼容性。即,即使在内窥镜光束源设备从传统设备改变成根据本发明的设备的情况下,也不会使使用者具有陌生的感觉。此外,在光束量指定值小于预定值的情况下,通过减小脉冲数调制控制的控制量,当和电荷积聚时间段相比时可以使曝光时间足够短。因此,当光束量指定值在内窥镜的观测仪器前端靠近要被观察部分放置以获取静态图像的情况下时,可以减少可能造成出现在要获取的静态图像中的模糊现象。

[0138] (5) 根据 (1) 的内窥镜光束源设备,安装在内窥镜上的要连接到内窥镜光束源设备的成像装置被指定为将根据滚动快门系统来控制的成像装置。光束源控制单元根据与脉冲密度调制控制相对应的控制量、与脉冲宽度调制控制相对应的控制量以及与脉冲振幅调制控制相对应的控制量的组合指定光束源的发射光束强度。

[0139] 根据本内窥镜光束源设备,在连接到所述内窥镜光束源设备的内窥镜上安装有诸如普通的 CMOS 图像传感器的成像装置的情况下,可以执行适用于该成像装置的期望的光束控制。

[0140] (6) 根据 (5) 的内窥镜光束源设备,成像装置包括在沿行与列方向排列的每一个像素中的多个独立的光电转换部分。用于将电荷积聚到各个光电转换部分中的控制和用于读取积聚电荷的控制中的各个控制以在各个光电转换部分的每一行中互不相同的时序的相应时序执行。光束源控制单元将光束源的发光控制在表示一个帧的所有行同时处于所述行的电荷积聚状态下的时序的共同积聚时间段的范围中。共同积聚时间段包含在成像装置的各个行的电荷积聚时间段中。

[0141] 根据该内窥镜光束源设备,在连接到所述内窥镜光束源设备的内窥镜上安装有诸如 CMOS 图像传感器的成像装置的情况下,成像装置在任何像素位置处的光电转换部分由于光束源的控制而受到相同照射光束量的影响。因此,可以防止要获取的图像的亮度不均匀。

[0142] (7) 根据 (5) 或 (6) 的内窥镜光束源设备,当光束量指定值为预定值或大于所述预定值的值时,光束源控制单元将与脉冲密度调制控制相对应的控制量控制成为最大恒定值。当光束量指定值小于预定值时,光束源控制单元将与脉冲密度调制控制相对应的控制量控制成为可变值,所述可变值随着光束量指定值的减小而减小。

[0143] 根据该内窥镜光束源设备,由于光束量指定值的变化与实际的照射光束量之间的关系可以以与普通的光束源设备相似地获得,其中所述普通的光束源设备仅仅通过仅控制所述光束源设备的发光强度(振幅)来控制上述关系,因此可以确保本光束源设备与普通的光束源设备之间的兼容性。即,即使在内窥镜光束源设备从传统设备改变成根据本发明的设备的情况下,也不会使使用者具有陌生的感觉。

[0144] (8) 一种内窥镜系统包括内窥镜和根据(1)至(7)中任一项的内窥镜光束源设备。内窥镜连接到内窥镜光束源设备。内窥镜中包括的照射光学系统包括光纤和荧光构件。光纤引导从光束源发射的光束。荧光构件被设置在光纤的光束发射端的光程的前方。照射光学系统将从光束源发射的光束和从荧光构件发射的光束混合在一起以生成照射光束。

[0145] 根据该内窥镜系统,即使没有使用氙气灯或金属卤素灯作为光束源,通过使用发光二极管或半导体激光二极管也可以获得具有接近白色光束的光谱的照射光束。这使得可以减小本系统的尺寸和成本。

[0146] (9) 一种内窥镜系统包括多个光束源和根据(1)至(7)中任一项的内窥镜光束源设备。多个光束源发射分别具有互不相同的光谱的光束。光束源控制单元分别控制多个光束源。

[0147] 根据该内窥镜系统,由于可以选择性地使用分别具有不同光谱的多个照射光束,因此本系统能够处理各种观察模式。

[0148] (10) 一种包括根据(1)至(7)中任一项的内窥镜光束源设备的内窥镜系统,光束源由半导体发光元件构成。

[0149] 根据该内窥镜系统,由于使用半导体发光元件作为光束源,因此可以减少本系统的尺寸和成本。

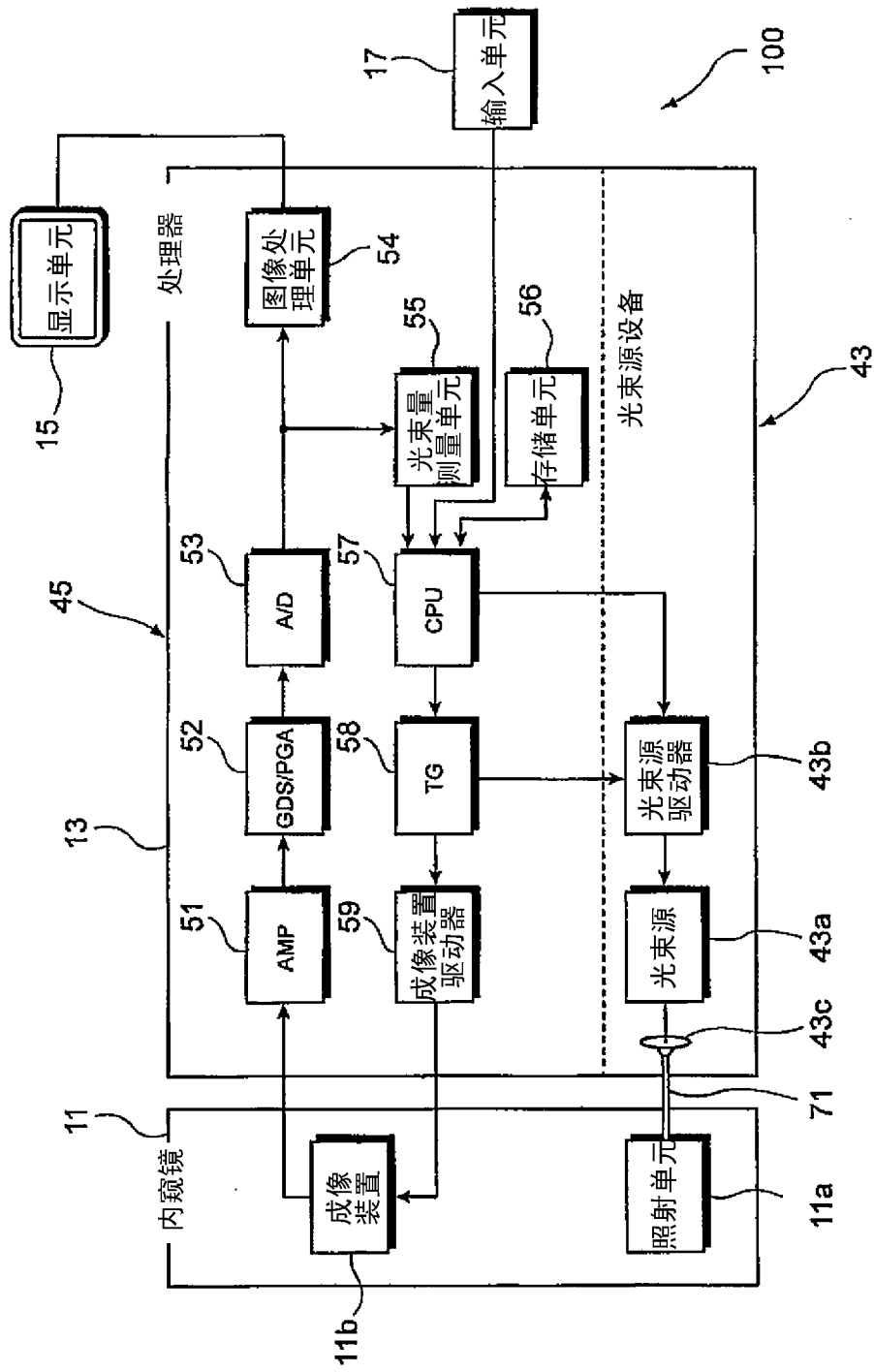


图 1

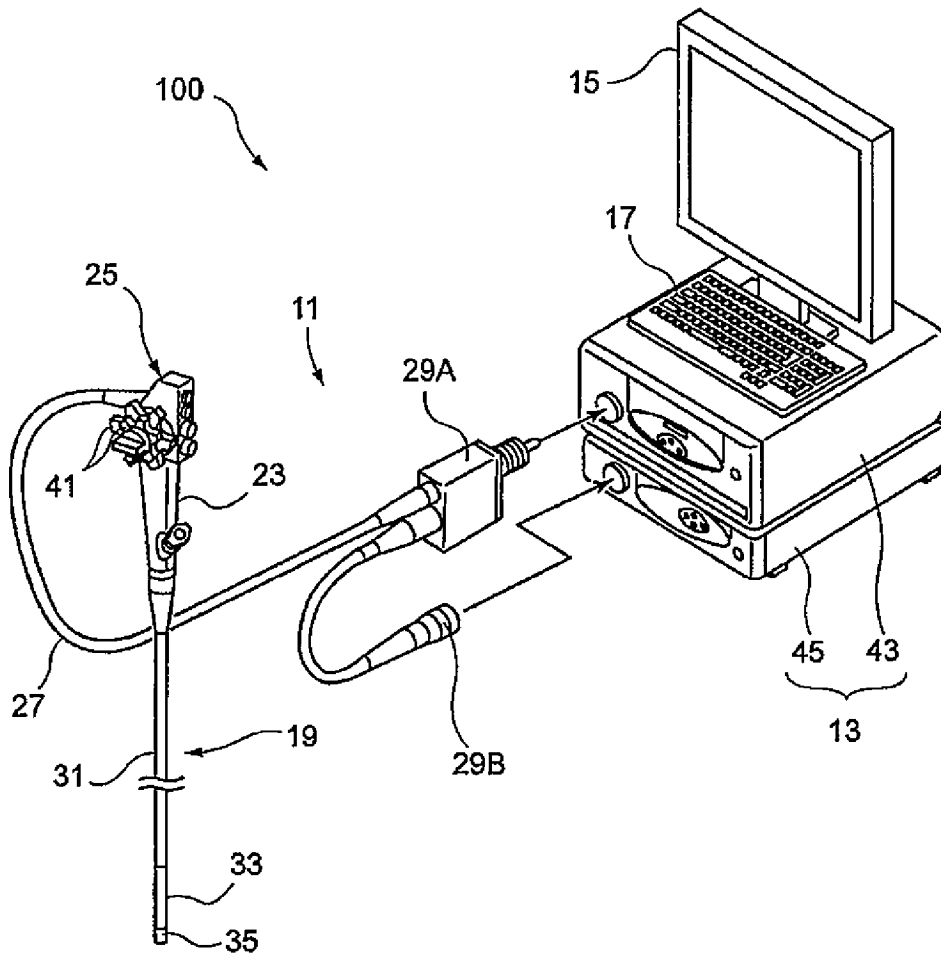


图 2

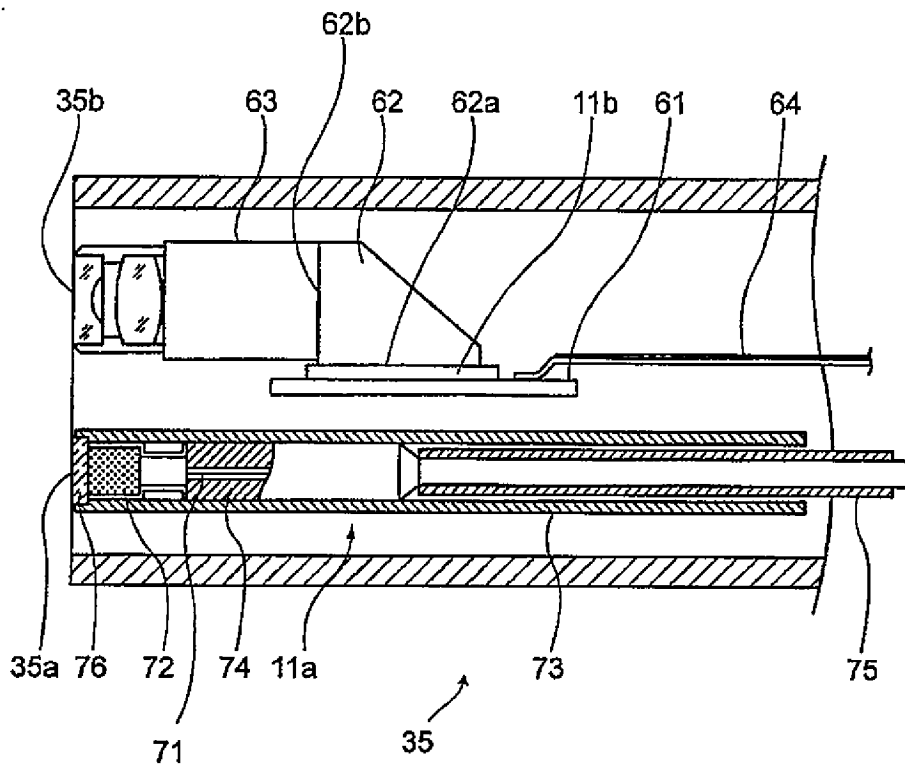


图 3

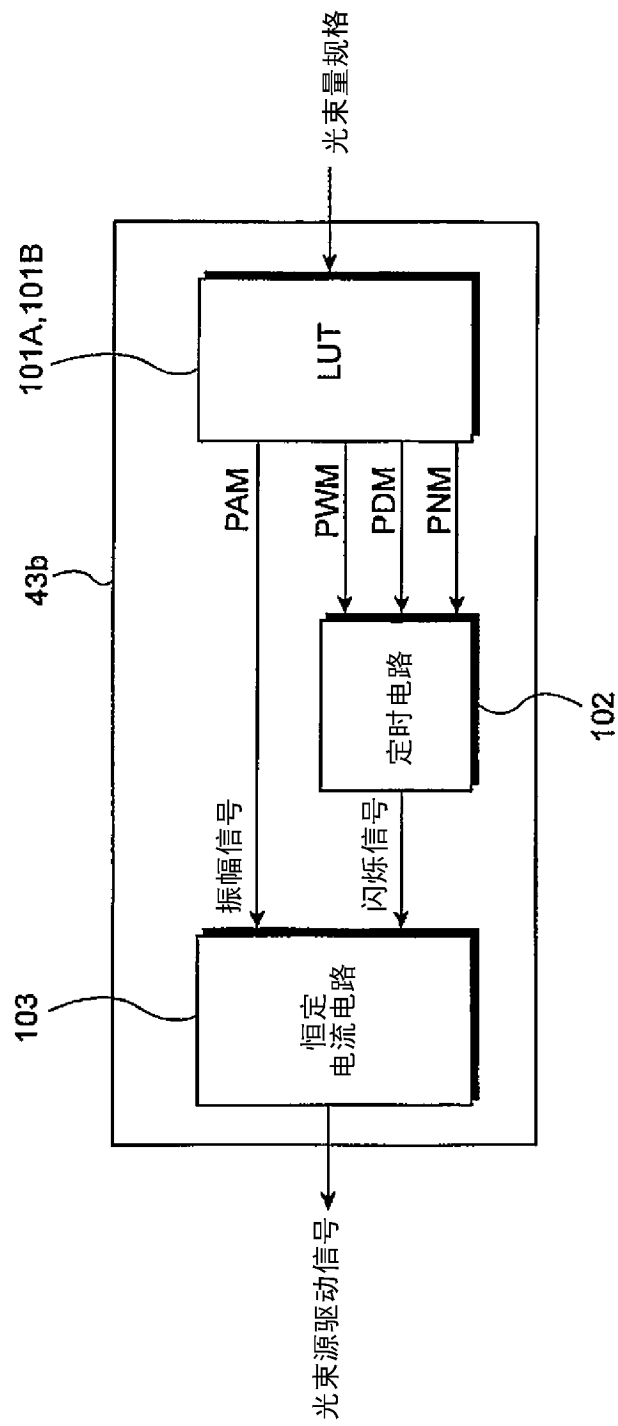


图 4

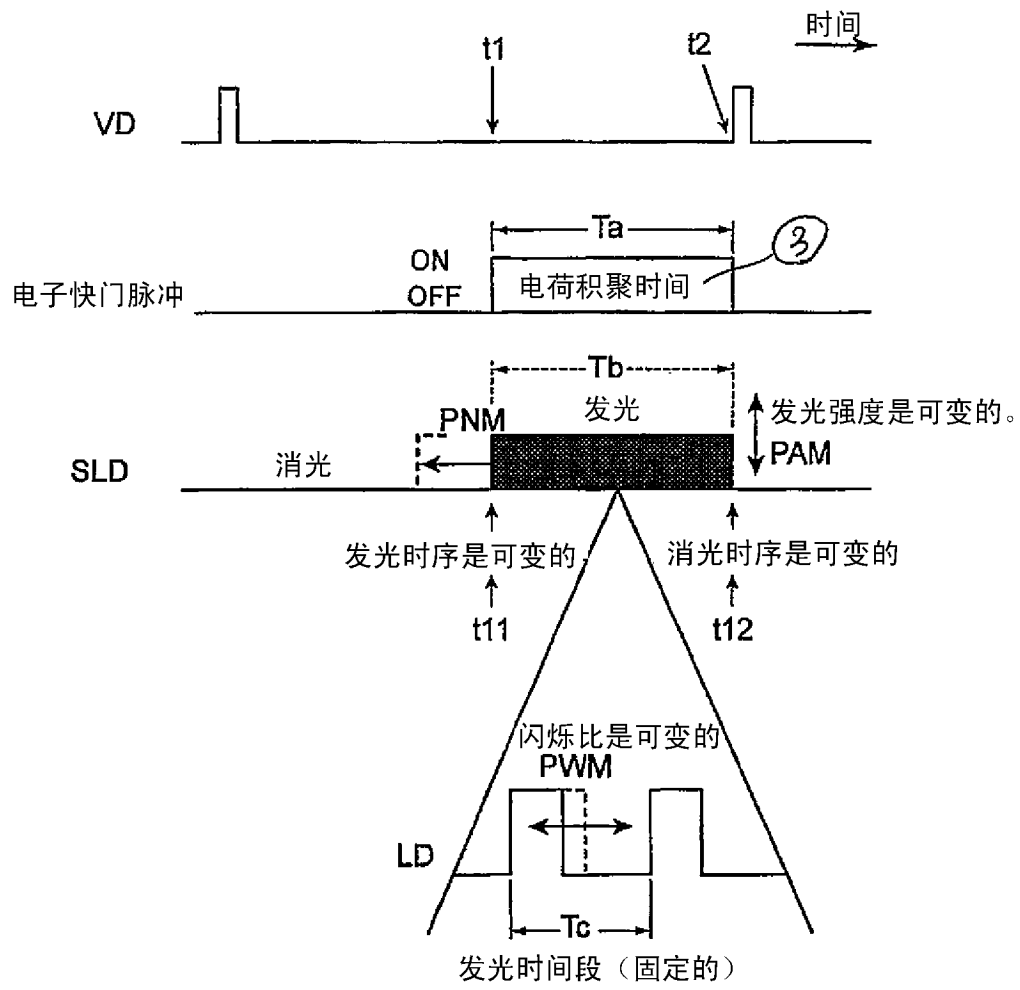


图 5

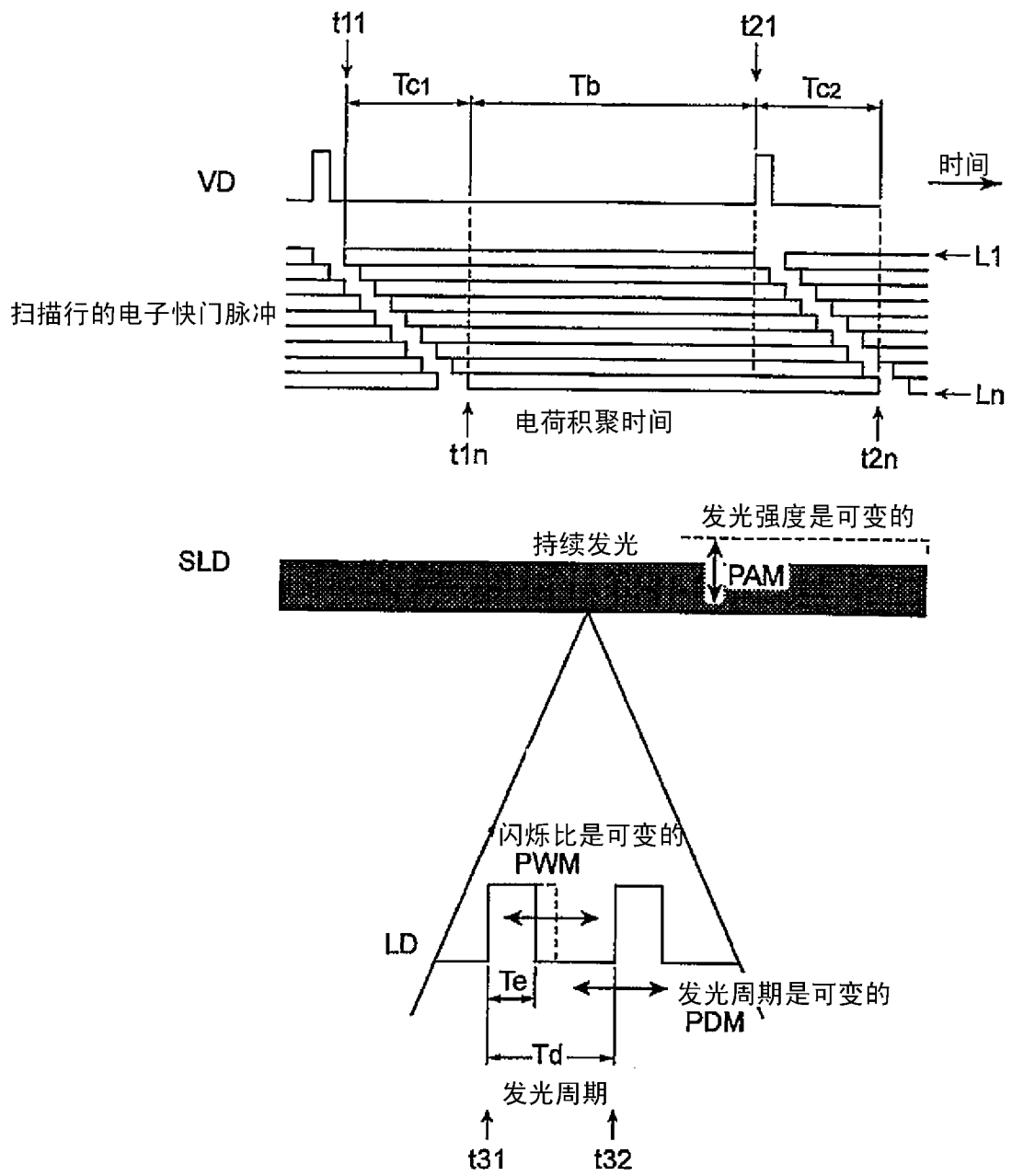


图 6

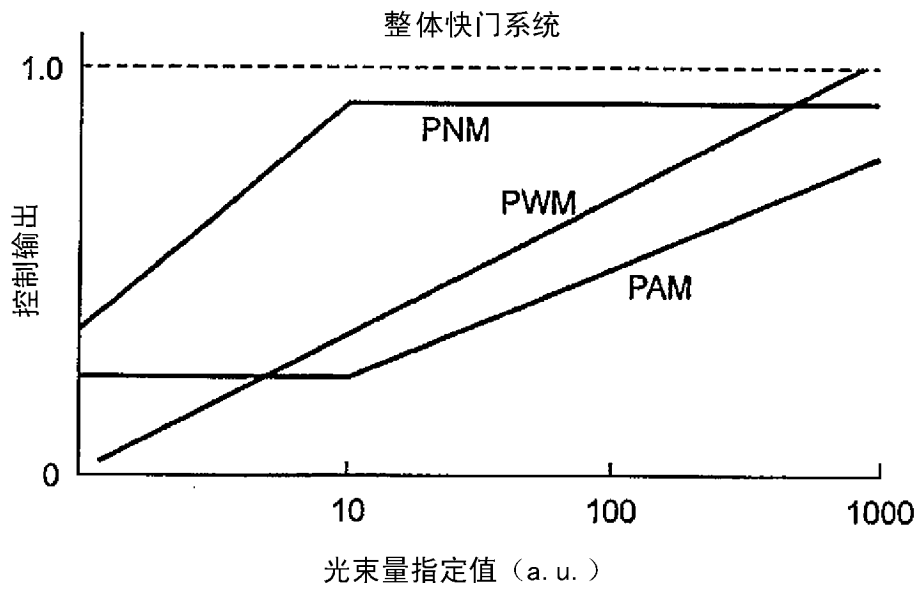


图 7

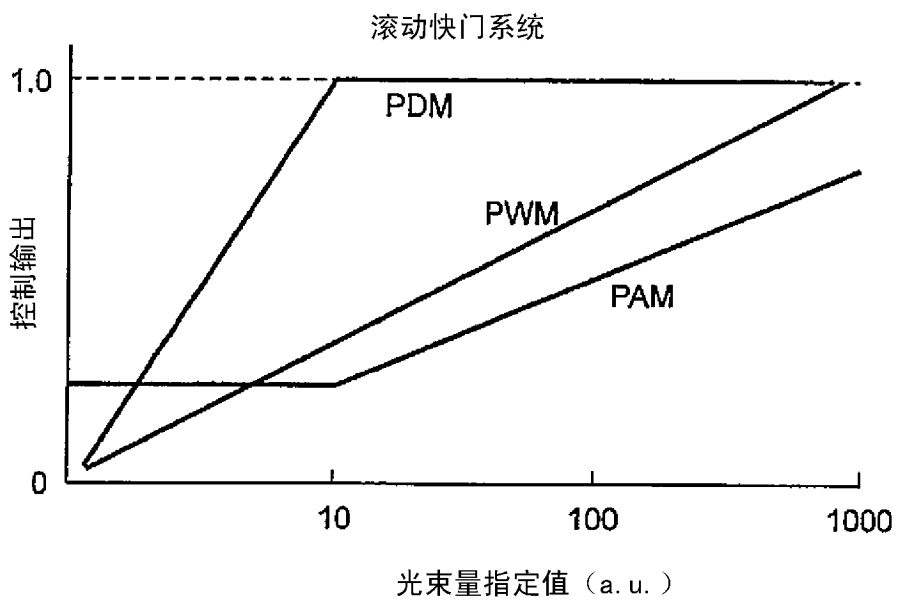


图 8

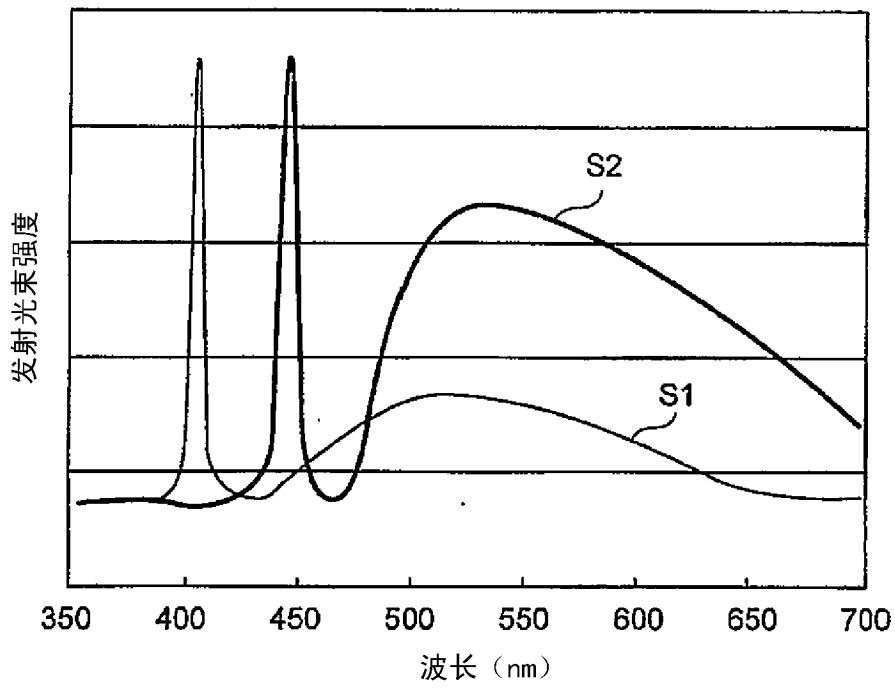


图 9

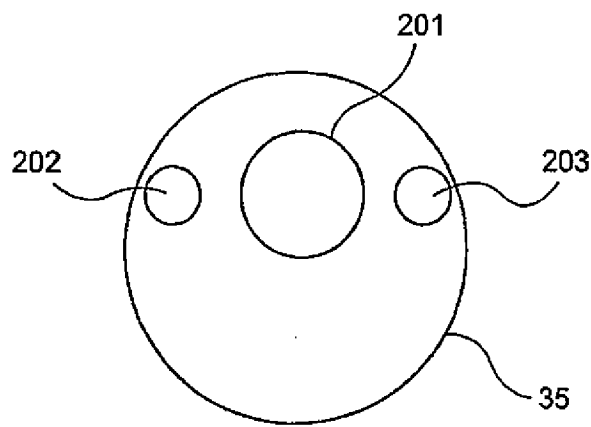


图 10

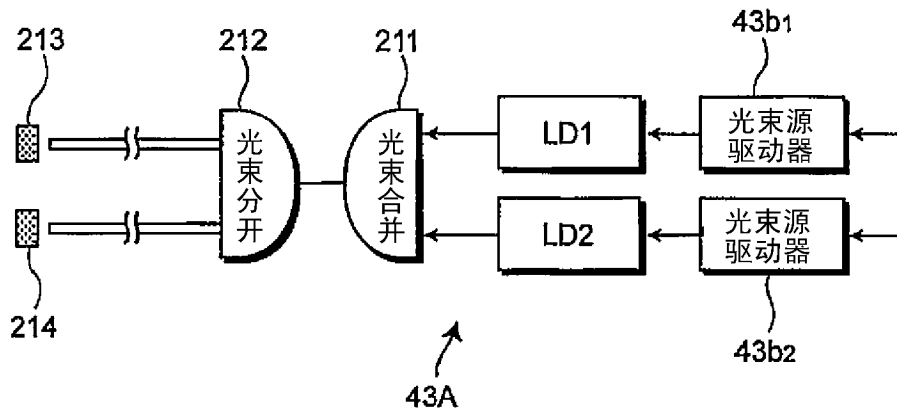


图 11

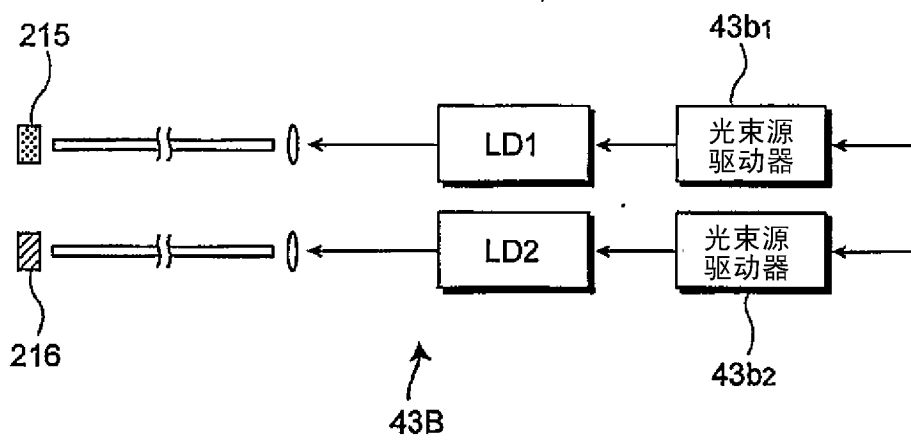


图 12

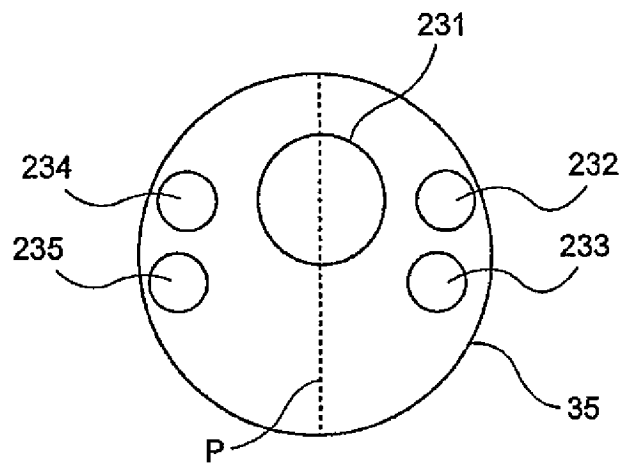


图 13

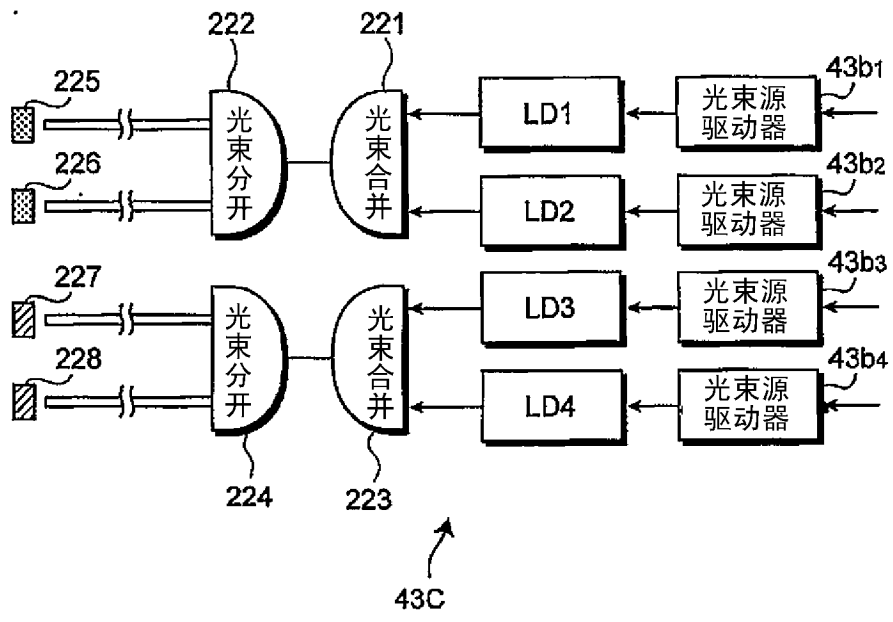


图 14

专利名称(译)	内窥镜光源设备和内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102334971A	公开(公告)日	2012-02-01
申请号	CN201110198600.X	申请日	2011-07-15
[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 村上浩史		
发明人	濑户康宏 村上浩史		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/0653 A61B1/0669 H04N5/2256 H04N5/3532 H04N2005/2255		
优先权	2010160682 2010-07-15 JP		
其他公开文献	CN102334971B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种内窥镜光源设备，所述内窥镜光源设备包括用于发射照射将供应给内窥镜的光束的光束源以及用于根据输入其中的光束量指定值控制光源的发射光强度的光束源控制单元。光束源控制单元根据控制量中的至少三个指定与光束量指定值相对应的发射光强度。控制量包括与用于改变光源的发光时间的脉冲数调制(PNM)控制相对应的控制量、与用于改变表示在控制周期内的发光时间或消光时间的脉冲宽度的脉冲宽度调制(PWM)控制相对应的控制量、与用于改变光强的脉冲振幅调制(PAM)控制相对应的控制量、以及与用于改变发光间隔的脉冲密度调制(PDM)控制相对应的控制量。

