

1. 一种内窥镜系统,包括:

内窥镜,所述内窥镜包括照射光学系统和成像光学系统,所述照射光学系统用于将从光源发出的光束照射到对象上,所述成像光学系统包括用于对所述对象进行成像的成像装置;

控制单元,所述内窥镜能够移除地连接到所述控制单元;

光源控制单元,所述光源控制单元根据从所述控制单元输入的光束量指定值控制所述光源的发射光束强度;和

类型检查单元,所述类型检查单元检查安装在内窥镜上的成像装置的类型,所述内窥镜连接到所述控制单元,

其中所述光源控制单元具有多个控制模式,所述多个控制模式用于表示所述光束量指定值与将提供给所述光源的控制输出值之间的关系,所述光源控制单元根据通过所述类型检查单元获得的检查结果切换到所述控制模式中的任一个,并根据切换的所述控制模式控制所述光源的发射光束强度。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,所述光源控制单元切换与所述成像装置的快门操作相关联的控制模式。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其中,所述类型检查单元检查所述成像装置的类型以确定所述类型是整体快门系统还是滚动快门系统。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜系统,其中,所述控制模式基于控制量中的至少三个指定与所述光束量指定值相对应的光源的发射光束强度,并且

所述控制量包括:

与用于改变所述光源的发光时间的脉冲数调制控制相对应的控制量;

与用于改变发光和消光的占空比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;和

与用于改变发光周期的脉冲密度调制控制相对应的控制量。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜系统,其中,当所述类型检查单元确定所述成像装置的类型是整体快门系统时,所述光源控制单元根据由所述脉冲数调制控制、所述脉冲宽度调制控制和所述脉冲振幅调制控制的组合构成的控制模式控制所述光源。

6. 根据权利要求4所述的内窥镜系统,当所述类型检查单元确定所述成像装置的类型是滚动快门系统时,所述光源控制单元根据由所述脉冲密度调制控制、所述脉冲宽度调制控制和所述脉冲振幅调制控制的组合构成的控制模式控制所述光源。

7. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其中,所述内窥镜包括类型检查信息存储单元,所述类型检查信息存储单元存储关于安装在所述内窥镜上的所述成像装置的类型信息,以及

所述类型检查单元从连接到所述控制单元的所述内窥镜的所述类型检查信息存储单元读取关于所述成像装置的类型信息,以确定所述成像装置的类型。

8. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其中,所述照射光学系统包括:

光纤,所述光纤引导从所述光源发出的光束;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学路径的前方,以通过所述照射光束被激发,从而发出光束;和

所述照射光学系统将来自所述光束源的发射光束和来自所述荧光构件的发射光束混合在一起以生成照射光束。

9. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜系统,其中:

所述照射光学系统照射分别从多个光束源发出的光束;以及

所述光束源控制单元单独驱动所述多个光束源。

10. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜系统,其中,所述光束源由半导体发光元件构成。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜系统。

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给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-2005-006974-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所述脉冲的数量、宽度和振幅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内窥镜前端的发热的技术。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] 在 JP-2005-006974-A 中公开了一种在与多个观察模式相对应的内窥镜设备中,可以仅选择与连接的内窥镜相对应的观察模式的技术。这里,所述术语“观察模式”指诸如正常光束观察、荧光观察、窄带宽光束观察和红外光束观察的分类。

[0006] 这里,作为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。

[0007] 例如,隔行传送的 CCD 图像传感器包括光束接收部、垂直传送部、水平传送部、放大器和类似部分。具体地,CCD 图像传感器包括能够相对于光束接收部中的所有像素保持电荷垂直传送部。因此在曝光完成之后,积聚在各个像素中的电荷可以同时被分别传送到垂直传送部。因此,电荷在光束接收部的各像素位置处开始积聚的时序在所有像素中相同。此外,电荷积聚结束的时序在所有像素中相同。即,当对二维图像进行成像时,仅仅通过控制图像传感器,快门在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。

[0008] 另一方面,在普通的 CMOS 图像传感器的情况下,从具有由 N 行和 M 列构成的二维布置的光束接收单元的各个像素位置依次逐行读取电荷,并且同时积聚的电荷被初始化。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每一行彼此稍微改变。此外,电荷积聚结束的时序每一行稍微彼此改变。即,当对二维图像进行成像时,仅通过控制图像传感器侧,释放快门的时序在二维图像中的每一行变化,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。

[0009] 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。

[0010] 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。然而，在该内窥镜系统中，通常需要具有 1 : 9000 或更宽的光束量动态范围。仅通过控制要供应到光束源的电流的振幅很难实现这种宽光束量动态范围。

[0011] 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

[0012] 如上所述，基于安装在使用的内窥镜上的成像装置的类型改变照射光束的最优控制。然而，还没有根据成像装置的类型执行照射光束的发射光束量的最优控制。

[0013] 因此，本发明的一个目的是提供一种内窥镜系统，其能够根据安装在内窥镜上的成像装置的类型在宽动态范围内正确地控制照射光束的光束量。

[0014] 本发明由以下特征构成。

[0015] 一种内窥镜系统，包括内窥镜、控制单元、光束源控制单元和类型检查单元。该内窥镜包括：用于将从光束源发出的光束照射到对象上的照射光学系统，和包含用于对对象进行成像的成像装置的成像光学系统。该内窥镜可移除地连接至控制单元。光束源控制单元根据从控制单元输入的光束量指定值控制光束源的发射光束强度。类型检查单元检查安装在内窥镜上的成像装置的类型，该内窥镜连接到控制单元。光束源控制单元具有用于表示光束量指定值与将被提供给光束源的控制输出值之间的关系的一个或多个控制模式，光束源控制单元根据由类型检查单元获得的检查结果切换到任何一个控制模式，并根据切换的控制模式控制光束源的发射光束强度。

[0016] 根据本发明的内窥镜系统，因为根据安装在内窥镜（该内窥镜连接到系统）上的成像装置的类型切换照射光束的控制模式，所以可以根据成像装置的类型正确地执行照射光束的控制，并可以实现宽动态范围内的光束量控制。

附图说明

[0017] 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的实例的方框图；

[0018] 图 2 为图 1 所示的内窥镜系统的外观的立体图；

[0019] 图 3 为内窥镜的前端部的相邻结构的纵剖视图；

[0020] 图 4 为光束源驱动器的具体结构实例的方框图；

- [0021] 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；
[0022] 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；
[0023] 图 7 为在整体快门系统中使用的控制模式的特性的实例的图示；
[0024] 图 8 为在滚动快门系统中使用的控制模式的特性的实例的图示；
[0025] 图 9 为照射光束的光谱的具体实例的图示；
[0026] 图 10 为根据第一变形例的内窥镜前端部的结构的前视图；
[0027] 图 11 为根据第一变形例的光束源设备的结构的方框图；
[0028] 图 12 为根据第二变形例的光束源设备的结构的方框图；
[0029] 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
[0030] 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

- [0031] 以下参照附图具体地说明根据本发明的实施例。
- [0032] 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。
- [0033] 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。
- [0034] 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）、成像装置 11b（成像光学系统）以及观测仪器信息存储器 11c。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给定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。
- [0035] 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）。
- [0036] 观测仪器信息存储器 11c 预先存储内窥镜 11 固有的信息。在所述观测仪器信息存储器 11c 存储的信息中，还包括关于成像装置 11b 的快门系统的信息。
- [0037] 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。
- [0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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 ($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$)。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 再参照回图 1,控制单元 13 由视频处理器 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。视频处理器 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,视频处理器 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。

[0046] 此外,上述的显示单元 15 和输入单元 17 连接到视频处理器 45。视频处理器 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 传送的图像获取信号进行图像处理,生成显示图像并将所述显示图像供应到显示单元 15。

[0047] 接下来在下面将说明内窥镜系统的信号处理。

[0048] 如图 1 所示,视频处理器 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。

[0049] 图像获取信号输入到放大器 51 的输入端,所述图像获取信号可以通过成像装置 11 的拍摄获得。在图像获取信号通过具有恒定增益的放大器 51 被放大之后,所述图像获取信号被输入到 CDS/PGA 52。CDS/PGA 52 中输入通过放大器 51 放大的图像获取信号并将该图像获取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)。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 在根据本实施例的视频处理器 45 中,定时信号发生器 58 被构成为以下的方式。即,即使在内窥镜 11 上安装 CCD 图像传感器和 CMOS 图像传感器中的任何一个作为成像装置 11b 的情况中,定时信号发生器 58 也可以输出需要执行适当的拍摄操作的时序信号。可以根据从微型计算机 57 输入到定时信号发生器 58 的指令执行用于 CCD 图像传感器的控制和用于 CMOS 图像传感器的控制之间的相互切换。

[0053] 在整体快门系统的 CCD 图像传感器中,同时相对于所有像素的各个单元执行曝光操作,而在普通滚动快门系统的 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。因此,定时信号发生器 58 被构造成使得该定时信号发生器选择性地应用于两个系统。这里,CMOS 图像传感器包括整体快门系统的图像传感器,并且在这种情况下整体快门系统的 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。

[0054] 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。

[0055] 在存储单元 56 中存储有不同控制模式,该不同的控制模式表示要被指示到光束源驱动器 43b 用于光束控制的光束量指定值和要被输出到光束源 43a 的控制输出值之间的关系。即,基于与内窥镜 11 的成像装置 11b 的快门操作相联系的内窥镜的种类,即,根据成像装置是具有整体快门系统的 CCD 图像传感器还是具有滚动快门系统的 CMOS 图像传感器获得与这种当前的成像装置的类型相对应的控制模式并且该控制模式被发送到光束源驱动器 43b。这里,该控制模式还可以被存储在光束源驱动器 43b 中。

[0056] 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。

[0057] 1. 微型计算机 57 从内窥镜 11 的观测仪器信息存储器 11c 读取连接到控制单元

13 的内窥镜 11 的信息。在该信息中包括指示电子快门控制系统是整体快门系统还是滚动快门系统的内容。

[0058] 2. 微型计算机 57 根据上述的读取信息将指令提供到定时信号发生器 58。所述指令表明允许所述成像装置驱动器 59 根据整体快门系统或滚动快门系统驱动成像装置 11b。

[0059] 3. 微型计算机 57 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物的指令将另一个指令提供到定时信号发生器 58。该指令表明成像装置驱动器 59 应该以指示的快门速度驱动成像装置 11b。

[0060] 4. 微型计算机 57 根据上述读取信息自动选择存储在存储单元 56 中的多个控制模式中的一个。由于此,能够在整体快门系统和滚动快门系统之间不同的选择控制模式。

[0061] 5. 微型计算机 57 将指令提供到光束源设备 43,使得光束源设备 43 可以根据用于照射控制的光束量并根据预定控制模式控制光束量,该光束量指定值由通过光束量测量单元 55 测量的光束量或由从输入单元 17 输入的指定值确定。

[0062] 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。

[0063] 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、InGaAs 系统激光二极管或 GaAs 系统激光二极管) 作为光束源 43a。

[0064] 光束源驱动器 43b 连接到视频处理器 45 的定时信号发生器 58 和微型计算机 57。光束源驱动器 43b 根据由微型计算机 57 提供的指令和从定时信号发生器 58 输入的信号按时序将脉冲形驱动电流供应到光束源 43a。随后将要论述的光束源驱动器 43b 的控制内容在整体快门系统和滚动快门系统之间自动切换。

[0065] 图 4 显示光束源驱动器 43b 的具体结构的示例。在图 4 示出的示例中,光束源驱动器 43b 包括 LUT (查找表格) 101、定时电路 102 和恒定电流电路 103。

[0066] 光束源驱动器 43b 可以根据场合要求组合脉冲数调制 (PNM) 控制、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,从而能够产生用于控制光束源 43a 的电流的光束源驱动信号。随后将描述各个 PAM, PWM, PDM 和 PNM 控制的内容。

[0067] 在 LUT 101 中记录了作为控制模式的 PAM、PWM、PDM 和 PNM 控制的多种组合。多个控制模式相对于光束量指定值将光束源的发射光束强度分别指定为以下控制量中的任何一个或者两个或更多的组合,这些控制量是:与脉冲数调制 (PNM) 控制相对应的控制量、与脉冲宽度调制 (PWM) 控制相对应的控制量、与脉冲振幅调制 (PAM) 控制相对应的控制量、和与脉冲密度调制 (PDM) 控制相对应的控制量。光束源的发射光束量的动态范围可以通过由多个控制的组合控制光束源而被增大。

[0068] 这里,LUT 101 还可以被构成使得其不仅将各个控制量存储成表格,而且还可以根据操作方程式获得各个控制量。

[0069] 定时电路 102 根据从 LUT 101 分别输入的 PAM、PWM、PDM 和 PNM 的控制值和从定时信号发生器 58 输入的信号按时序将闪烁信号提供到恒定电流电路 103,用于将脉冲形驱动电流供应到光束源 43a。

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

[0071] 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 的连接到控制单元 13 的成像装置 11b 为 CCD 型图像传感器的情况一样。

[0072] 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。

[0073] 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。

[0074] 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。

[0075] 在图 5 示出的示例中,假设以下情况:其中通过组合脉冲数调制(PNM)控制、脉冲宽度调制(PWM)控制和脉冲振幅调制(PAM)控制来控制照射的光束量。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] 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。

[0079] 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。

[0080] 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。

[0081] 在为 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。

[0082] 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。

[0083] 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,当照射光光源关闭时,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,因此根据照射光光源关闭的时序,在成像装置 11b 的每一行中表现出不同的影响。

[0084] 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 以使光光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。

[0085] 即,甚至在光光源开启的时间段(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 使光光源闪烁。换句话说,在图 6 显示的从时间 t_{31} 到时间 t_{32} 的发光周期 T_d 期间,光光源驱动信号 SLD 的开启和关闭被控制成发光和消光,从而调节表示光光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。

[0086] 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,在光光源驱动信号 SLD 的脉冲宽度被设定成可变的情况下,要施加到光光源的电流的强度(瞬时值)可以改变,从而能够调节光光源的开启强度。这是 PAM 控制。

[0087] 这里,在图 6 中显示的实例中,当光光源驱动信号 SLD 被控制成使得用于照射的光光源可以连续开启,可选地,例如,用于照射的光光源可以仅在图 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,为了避免在成像装置 11b 的滚动快门控制中转换行的时序(各个时间段 T_{c1} 和 T_{c2} 期间),光光源可以在其它时序开启。在这种情况下,即使在滚动快门控制中,各个行的实际曝光时间(电荷积聚时间段)的长度可以变得相同,并且上述脉冲数调制(PNM)控制的执行也变得可能。即,在不关注滚动快门控制中的行切换的时间的情况下,可以控制用于照射的光束量。

[0088] 如上所述,图 1 中示出的微型计算机 57 用作类型检查单元,并从连接到控制单元

13 的内窥镜 11 的观测仪器信息存储器 11c 读取关于内窥镜 11 的信息,以便检查该内窥镜 11 的成像装置 11b 的电子快门控制系统是整体快门系统还是滚动快门系统。并且,微型计算机 57 自动切换光束控制电缆,用于控制与成像装置 11b 的电子快门操作相联系的照射用的光束源 43a,即,微型计算机 57 根据微型计算机对成像装置 11b 为整体快门系统或滚动快门系统的检查自动切换光束控制电缆。

[0089] 当提供表时,例如提供图 4 中示出的 LUT101 时,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和控制输出值之间的关系。光束控制表的控制输出值由用于 PAM 控制的控制值、用于 PNM 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一个或所述控制值的多个组合构成。为了可以在多个控制模式中选择性地切换光束量指定值和控制输出值之间的关系,预先准备多个光束控制表。根据情况,即,根据包括内窥镜的成像装置 11b 的整体快门系统和滚动快门系统之间的区别的成像条件及其它拍摄条件,微型计算机 57 自动选择多个光束控制表中的一个并使其可用。

[0090] 图 7 和 8 分别显示控制模式彼此不同的两个光束控制表的特性。图 7 中示出的控制模式用于执行整体快门系统的控制,而图 8 中示出的控制模式用于执行滚动快门系统的控制。

[0091] 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 PNM 控制值,所述 PNM 控制值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 控制值提供恒定值。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,基于 PNM 控制、PWM 控制和 PAM 控制的组合,可以确定要施加到光束源的电流,即,光束量。

[0092] 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。根据图 8 所示的控制模式,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 PDM 控制值,所述 PDM 控制值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 PWM 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,基于 PDM 控制、PWM 控制和 PAM 控制的组合,可以确定要施加到光束源的电流,即,光束源的光束量。

[0093] 例如,当微型计算机 57 识别出内窥镜 11 的成像装置 11b 是整体快门系统的 CCD 图像传感器时,微型计算机 57 自动选择如图 7 所示的这种控制模式的光束控制表。因此,在这种情况下,基于 PAM 控制、PNM 控制和 PWM 控制的组合控制光束源的光束量。这里,虽然 PDM 控制还可以与上述几个控制组合,但是在整体快门系统的情况下,必须在限于快门打开时间段(与图 6 中示出的 T_b 的范围相对应)的条件下选择 PDM 控制。

[0094] 例如,当微型计算机 57 识别出内窥镜 11 的成像装置 11b 是滚动快门系统的 CMOS 图像传感器时,微型计算机 57 自动选择如图 8 所示的这种控制模式的光束控制表。因此,在这种情况下,基于 PAM 控制、PDM 控制和 PWM 控制的组合控制光束源的光束量。

[0095] 在内窥镜 11 的成像装置 11b 使用整体快门系统的情况下,电子快门打开期间的的时间在所有像素中相同。此外,在电子快门的关闭时间段期间的照射光束不用于拍摄,而是使内窥镜 11 的前端部分和要被观察的部分中的热量产生增加。因此,在这种情况下,优选地,至少可以执行 PNM 控制以关闭用于照射的光束源,同时关闭电子快门,但是不适用于执行连续打开光束源而不管电子快门的打开 / 关闭时序的 PDM 控制。

[0096] 另一方面,在内窥镜 11 的成像装置 11b 是滚动快门系统的情况下,在电子快门被打打开的期间的的时间在像素组的每行中逐渐改变。因此,在这种情况下,必须控制用于照射的光束源以防止发射光束量在每行中都不同的方式连续发送光束。即,PNM 控制不适用于用于调节光束量,而是优选地,可以利用 PDM 控制来调节光束量。

[0097] 在上述提及的内窥镜系统 100 中,控制单元 13 的微型计算机 57 检测所连接的内窥镜 11 的成像装置的类型,并根据检测出的类型自动切换用于照射的光束控制系统。因此,即使在内窥镜 11 上安装整体快门系统和滚动快门系统中的任一个的成像装置 11b 中,都可以执行适当的光束调节控制。

[0098] 此外,在内窥镜系统 100 中,控制单元 13 的光束源驱动器 43b 以整体的方式控制光束源 43a 的光束开启量、开启比率、开启时间和开启密度。因此,可以根据成像装置 11b 的类型和图像获取模式提供正确的照射模式。此外,由于多种控制的组合,可以增大光束控制的动态范围。

[0099] 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时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时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。

[0100] 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。

[0101] 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。

[0102] 接下来将说明内窥镜系统 100 的照射光束的几个变形例。

[0103] 图 10 为根据第一变形例的内窥镜前端部 35 的结构视图,其中示出了从要被观察部分观察所述内窥镜前端部的前端侧端面的状态。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。

[0104] 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。

[0105] 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。

[0106] 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。

[0107] 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。

[0108] 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。

[0109] 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)。

[0110] 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。

[0111] 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。

[0112] 图 13 为根据第三变形例的内窥镜前端部 35 的结构视图,其中示出了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 的结构的方框图。

[0113] 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。

[0114] 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。

[0115] 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。

[0116] 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。

[0117] 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,在释放血液中所存在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。

[0118] 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 当在血液中时提供 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。

[0119] 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。

[0120] 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。

[0121] 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。

[0122] 如上所述,本说明公开了以下内容。

[0123] (1) 内窥镜系统包括内窥镜、控制单元、光束源控制单元和类型检查单元。内窥镜包括用于将从光束源发出的光束照射到对象上的照射光学系统和包括用于对该对象进行成像的成像装置的成像光学系统。内窥镜可移除地连接到控制单元。光束源控制单元根据从控制单元输入的光束量指定值控制光束源的发射光束强度。类型检查单元检查安装在内窥镜上的成像装置的类型,所述内窥镜连接到控制单元。光束源控制单元具有多个控制模式,该多个控制模式用于表示光束量指定值与将提供给光束源的控制输出值之间的关系,光束源控制单元根据通过类型检查单元获得的检查结果切换到控制模式中的任一个,并根据切换的控制模式控制光束源的发射光束强度。

[0124] 根据该内窥镜系统,即使当连接到控制单元的内窥镜上安装有不同类型的成像装置中的任一个,该光束源控制单元都可以切换到与当前指定成像装置相对应的控制模式,从而能够执行与该成像装置相对应的最优光束源控制。由于此,宽动态范围的光束量控制变得可能。

[0125] (2) 根据 (1) 的内窥镜系统,该光束源控制单元切换与成像装置的快门操作相关联的控制模式。

[0126] 根据该内窥镜系统,由于控制模式切换成与成像装置的快门操作相关联,所以能够执行用于该快门操作的最优光束发射控制。

[0127] (3) 根据 (1) 或 (2) 的内窥镜系统,类型检查单元检查成像装置的类型以确定所述类型是整体快门系统还是滚动快门系统。

[0128] 根据该内窥镜系统,由于根据使用的成像装置的快门系统改变控制模式,因此可以在各个成像装置上执行最优控制。例如,在整体快门系统中,优选地,各个像素的曝光时间可以在所有像素中被设定为相同时间,并且在快门关闭时间中,可以执行关闭光束源的控制以便避免热量产生。此外,在滚动快门系统中,由于各个像素的曝光时间在每个扫描行中都改变,所以对光束源来说,需要连续地发射光束源的光束。因此,优选地,可以执行允许各个行的实际曝光时间相同的控制。因此,可以根据成像装置的类型执行最优控制。

[0129] (4) 根据 (3) 的内窥镜系统,控制模式基于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；与用于改变发光和消光的占空比的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；和与用于改变发光的周期的脉冲密度调制控制相对应的控制量。

[0130] 根据该内窥镜系统,对应于指定光束量值,与分别相应地通过脉冲数调制控制、脉冲宽度调制控制、脉冲振幅调制控制和脉冲密度调制控制中的至少三个执行的控制量从各个控制的预先确定的设定值曲线分别获得,并且与分别相应地通过各个控制执行的控制量组合在一起,以执行光束源的发射光束强度。因此,由于各个控制系统的组合,发射光束强度可以设定在从低输出到高输出的宽动态范围中,同时保持其高连续特性。

[0131] (5) 根据(4)的内窥镜系统,当类型检查单元确定成像装置的类型是整体快门系统时,光束源控制单元根据由脉冲数调制控制、脉冲宽度调制控制和脉冲振幅调制控制的组合构成的控制模式控制光束源。

[0132] 根据该内窥镜系统,在整体快门系统的成像装置的情况下,根据脉冲数调制控制、脉冲宽度调制控制和脉冲振幅调制控制被组合在一起的控制模式控制光束源。特别是在快门关闭时间中,可以通过脉冲数调制控制调节打开时间来关闭光束源,从而能够在快门关闭时间期间防止废热产生。

[0133] (6) 根据(4)的内窥镜系统,当类型检查单元确定成像装置的类型是滚动快门系统时,光束源控制单元根据由脉冲密度调制控制、脉冲宽度调制控制和脉冲振幅调制控制的组合构成的控制模式控制光束源。

[0134] 根据该内窥镜系统,在滚动快门系统的成像装置的情况下,根据脉冲密度调制控制、脉冲宽度调制控制和脉冲振幅调制控制组合在一起的控制模式控制光束源。特别地,通过脉冲密度调制控制改变发光周期,光束源可以以各个行的实际曝光时间被设定为相同这样的方式被控制。

[0135] (7) 根据(1)到(6)的任一个的内窥镜系统,该内窥镜包括类型检查信息存储单元,其存储关于要被安装在内窥镜上的成像装置的类型信息。该类型检查单元从连接到控制单元的内窥镜的类型信息存储单元读取关于成像装置的类型信息,以确定成像装置的类型。

[0136] 根据该内窥镜系统,通过从类型检查信息存储单元读取成像装置的类型信息,可以简单且正确地确定成像装置的类型。

[0137] (8) 根据(1)到(7)的任一个的内窥镜系统,照射光学系统包括光纤和荧光构件。该光纤引导从光束源发出的光束。荧光构件设置在光纤的光束发射端的光学路径的前方以通过发射光束被激发,从而发送光束。照射光学系统将来自光束源的发射光束和来自荧光构件的发射光束混合在一起以生成照射光束。

[0138] 根据该内窥镜系统,由于来自光束源的照射光束与来自荧光构件的照射光束相混合从而生成照射光束,例如,蓝色激发光束和由于通过蓝色激发光束的激发而发出的荧光混合在一起,以由此产生白色光束。即,可以容易地产生任意颜色的照射光束。

[0139] (9) 根据(1)到(8)中的任一个的内窥镜系统,照射光学系统照射分别从多个光束源发出的光束。光束源控制单元单独驱动多个光束源。

[0140] 根据该内窥镜系统,通过单独控制光束源,可以从相同的照射光学系统发出多个光束,从而得能够以更紧凑和有利的方式构造内窥镜前端部。

- [0141] (10) 根据 (1) 到 (9) 中的任一个的内窥镜系统, 光束源由半导体发光元件构成。
- [0142] 根据该内窥镜系统, 可以高可靠性并且高效地生成照射发射光束。

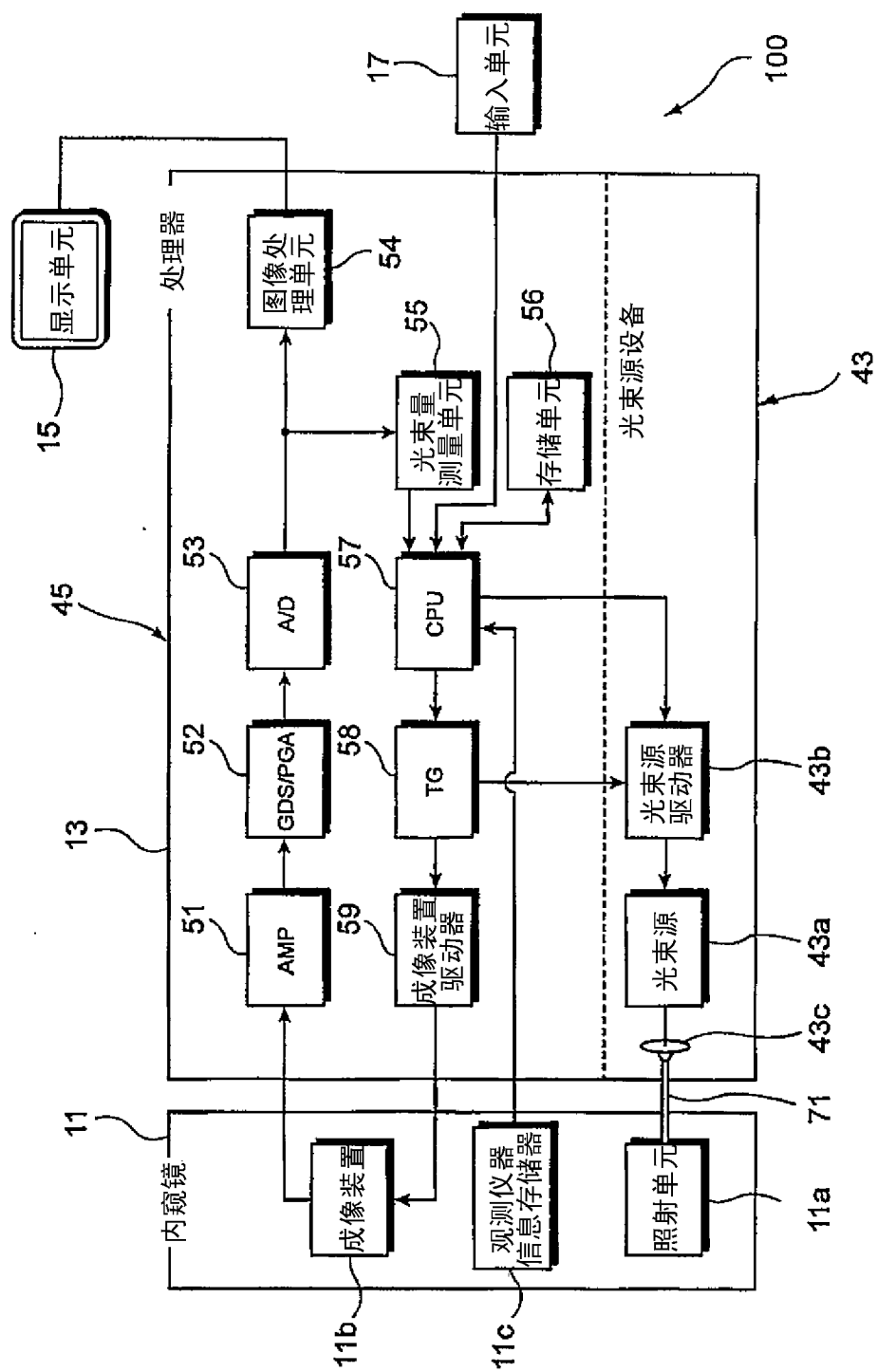


图 1

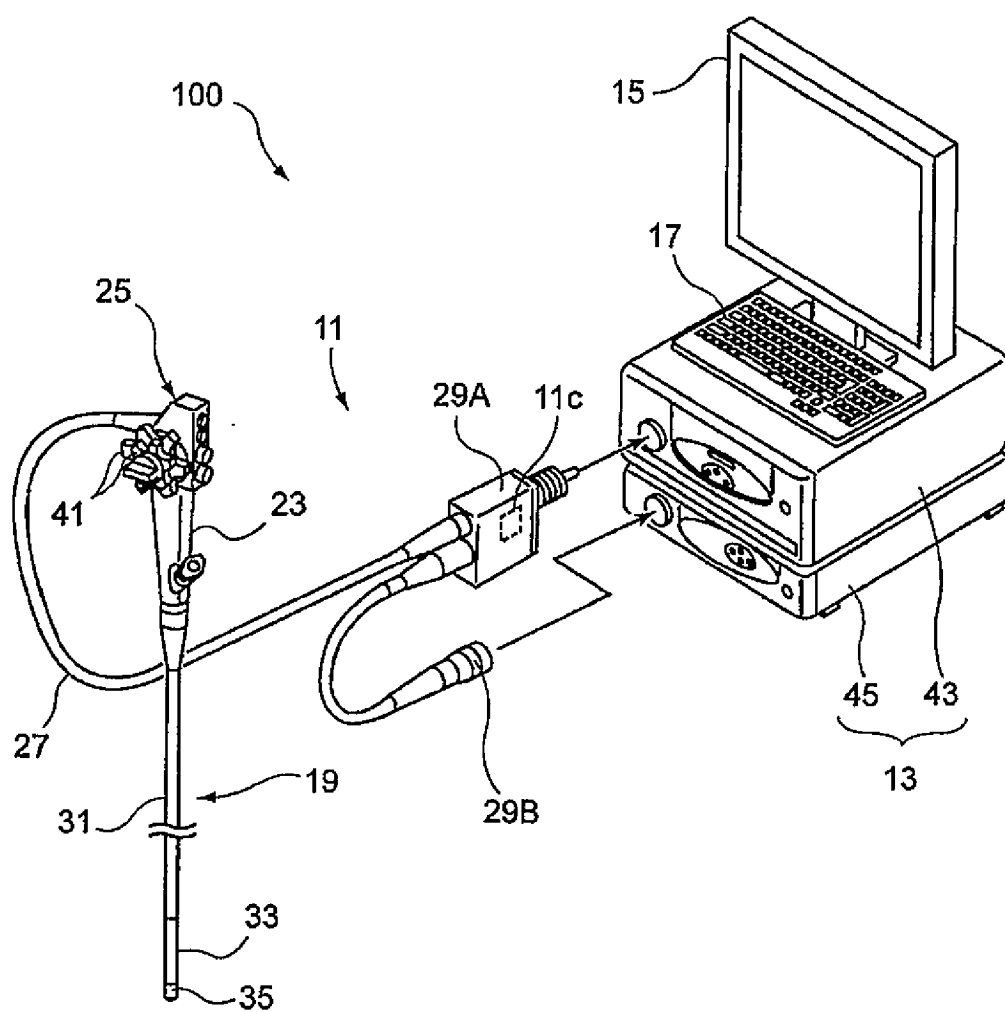


图 2

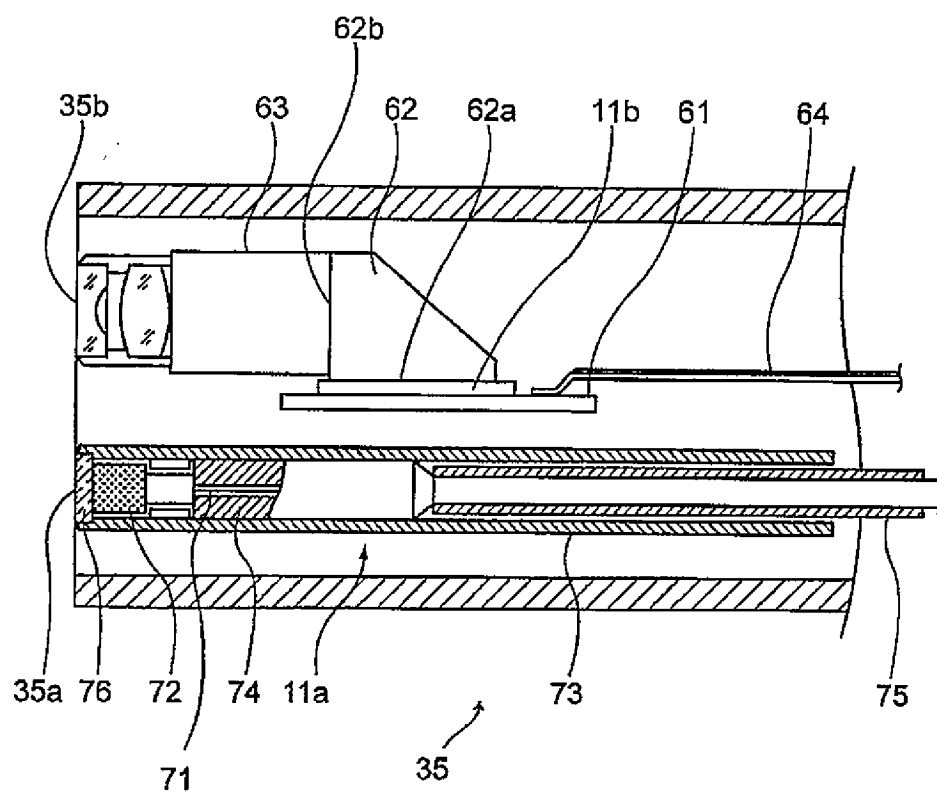


图 3

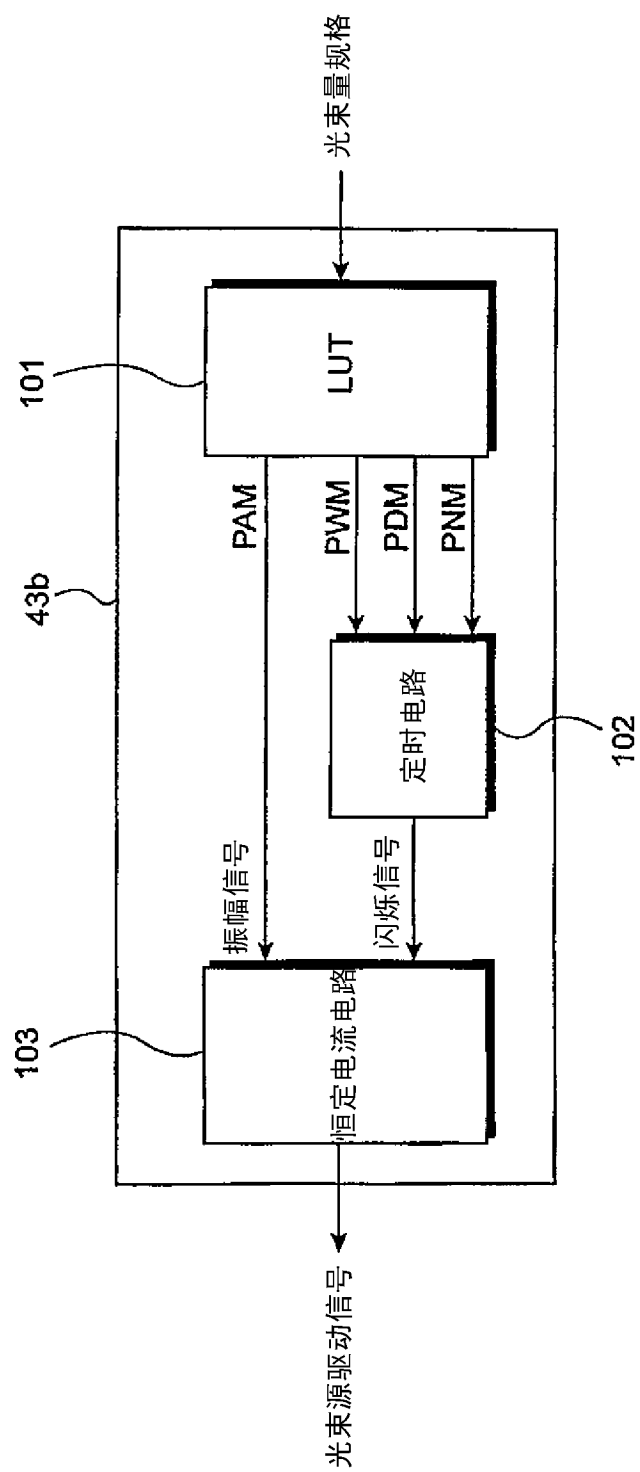


图 4

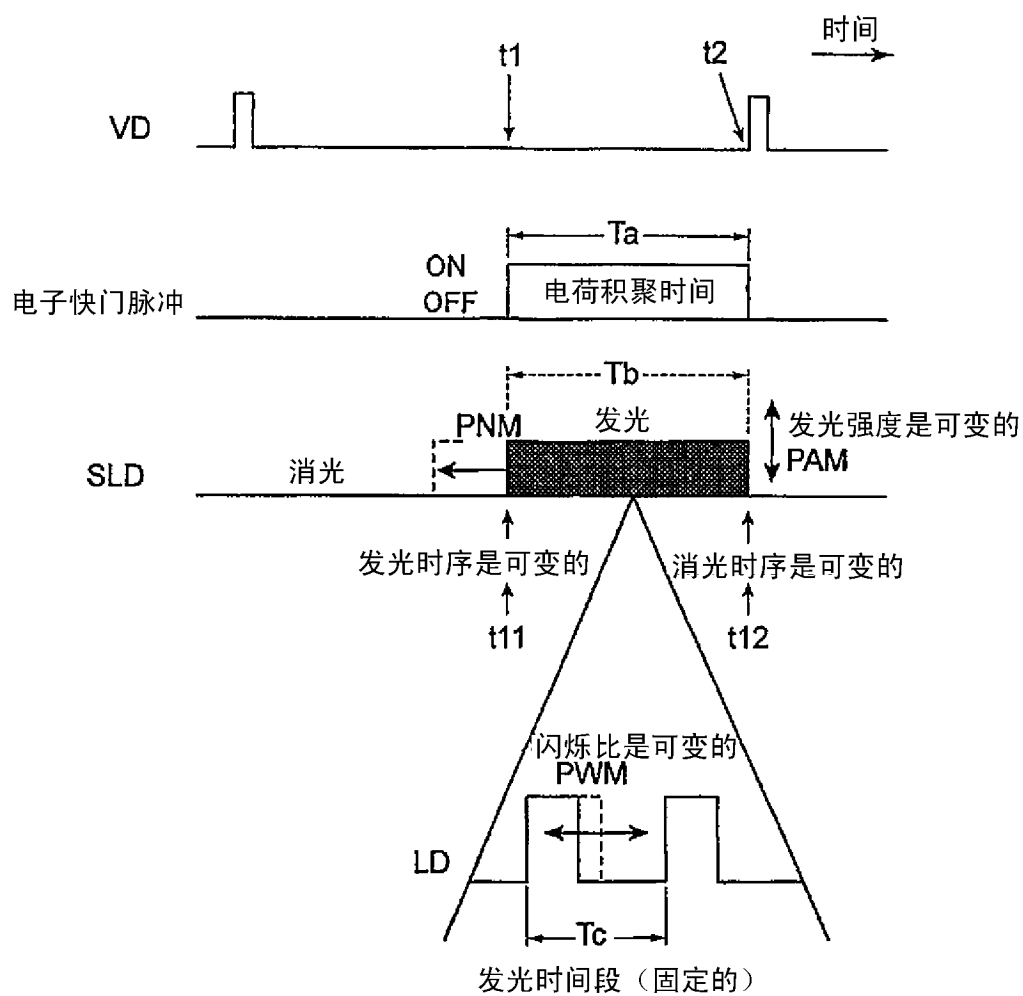


图 5

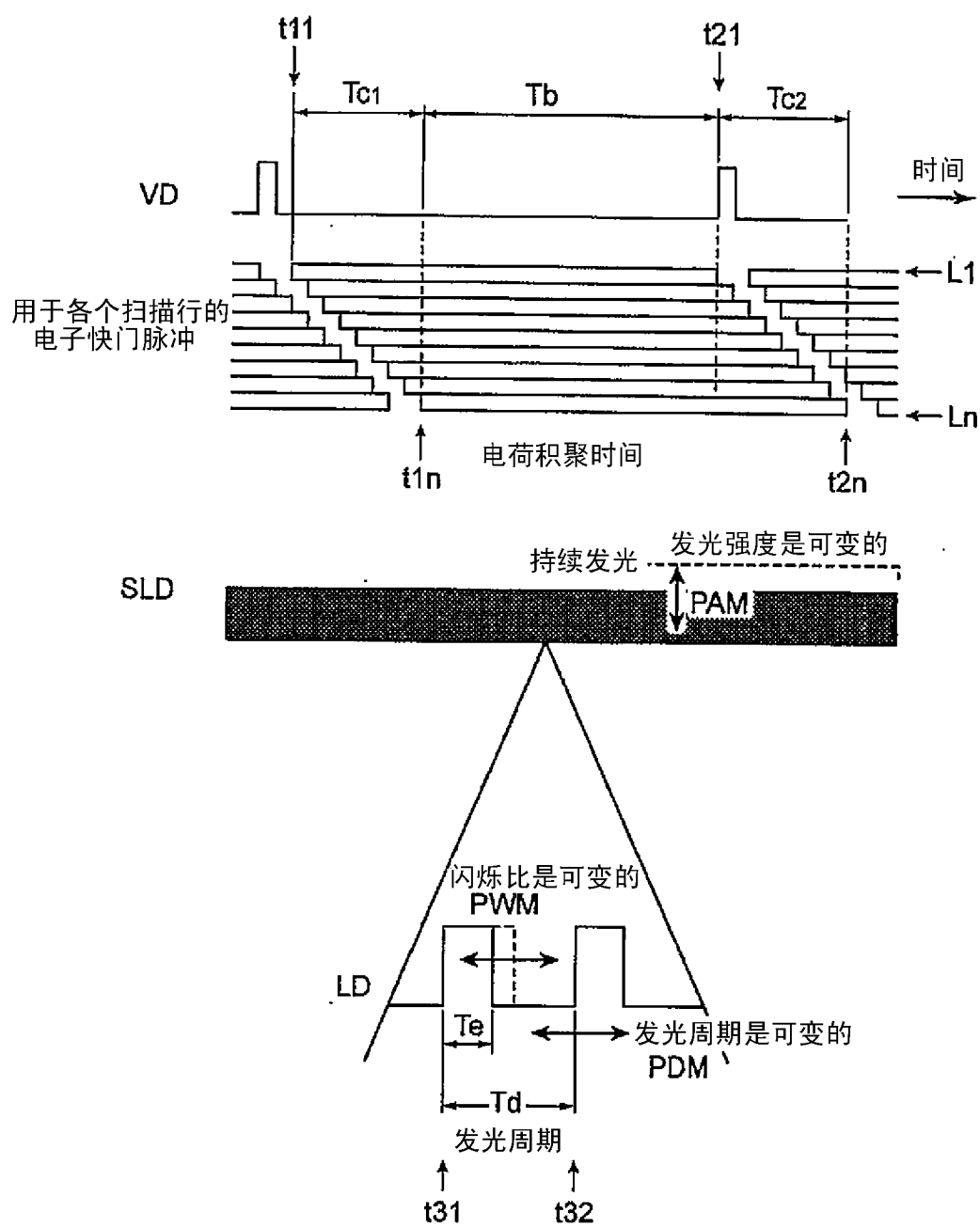


图 6

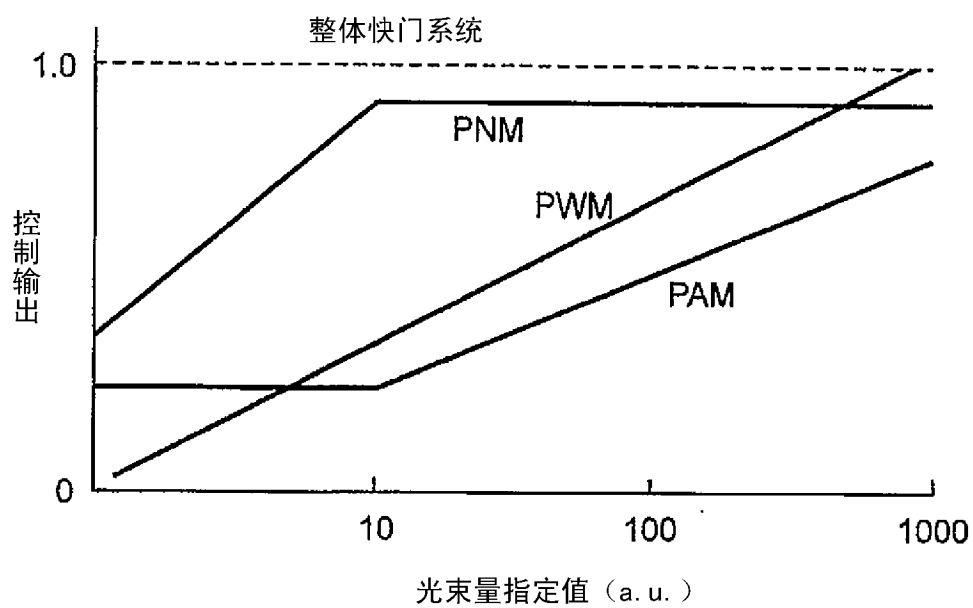


图 7

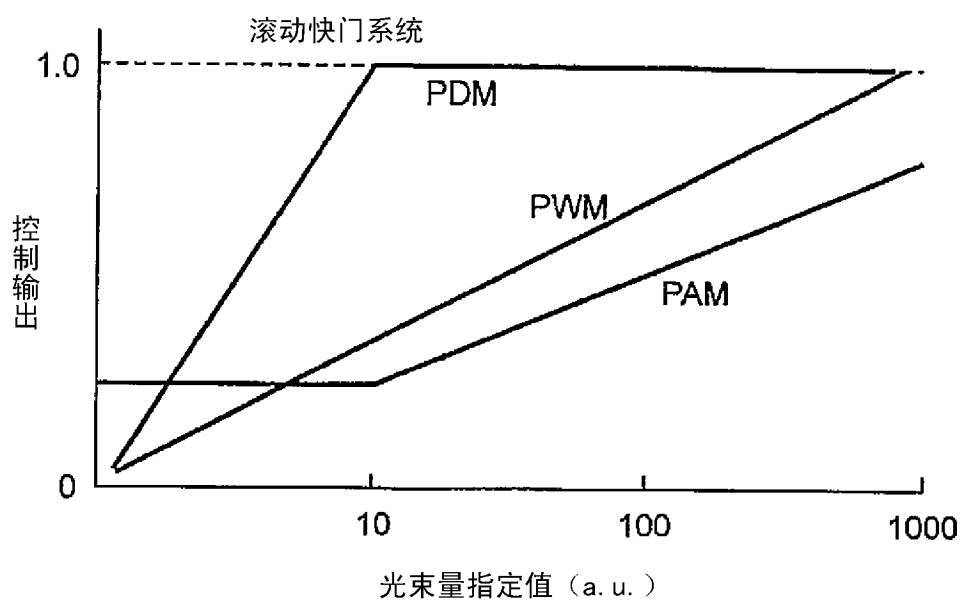


图 8

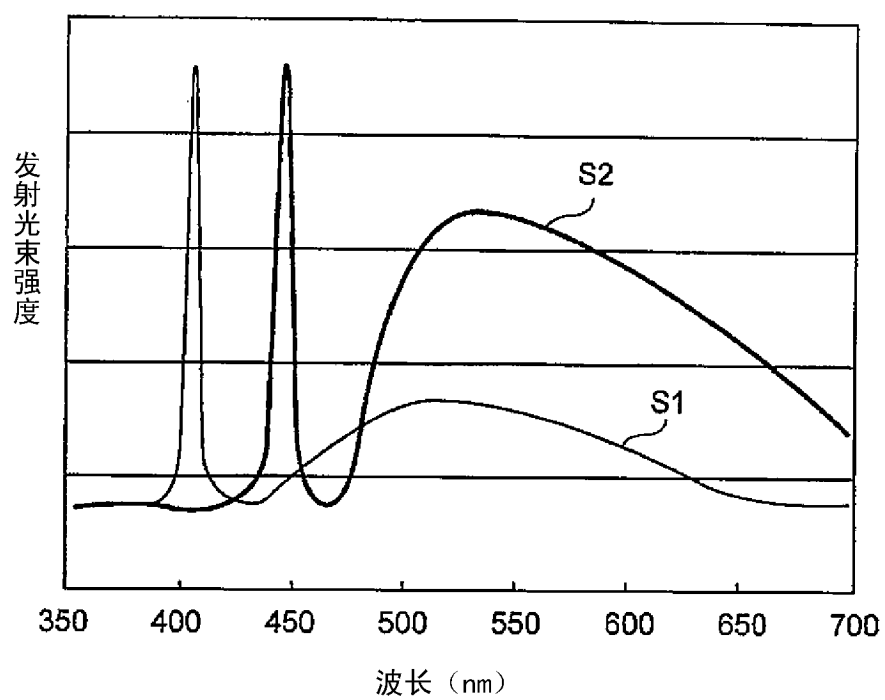


图 9

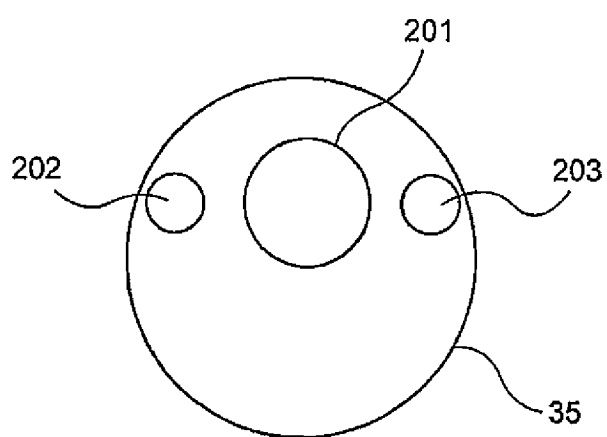


图 10

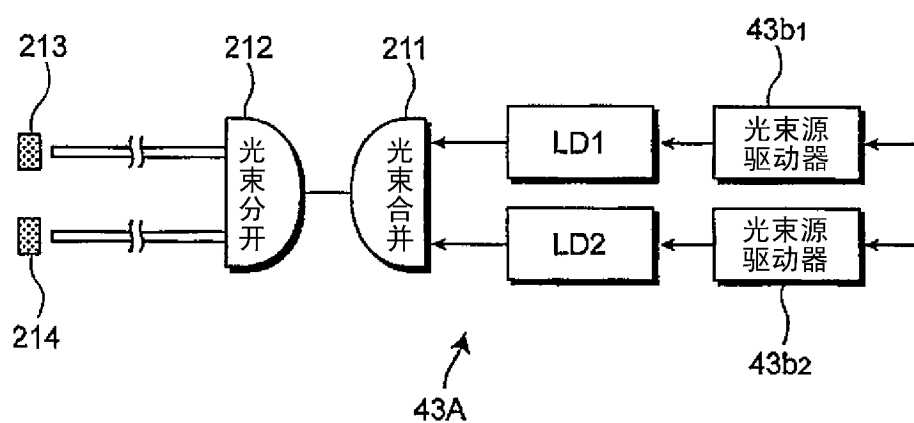


图 11

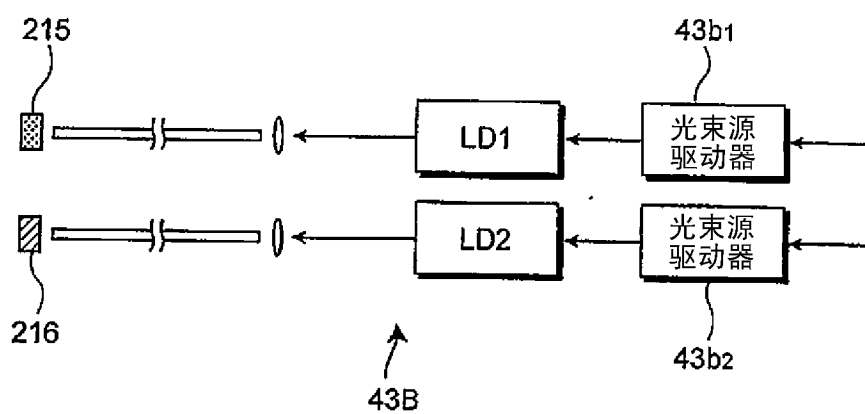


图 12

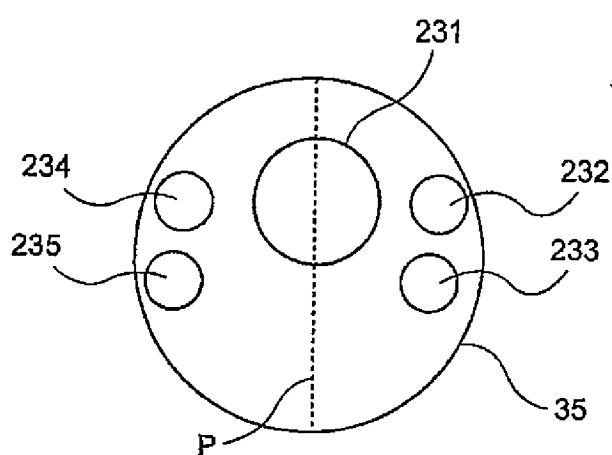


图 13

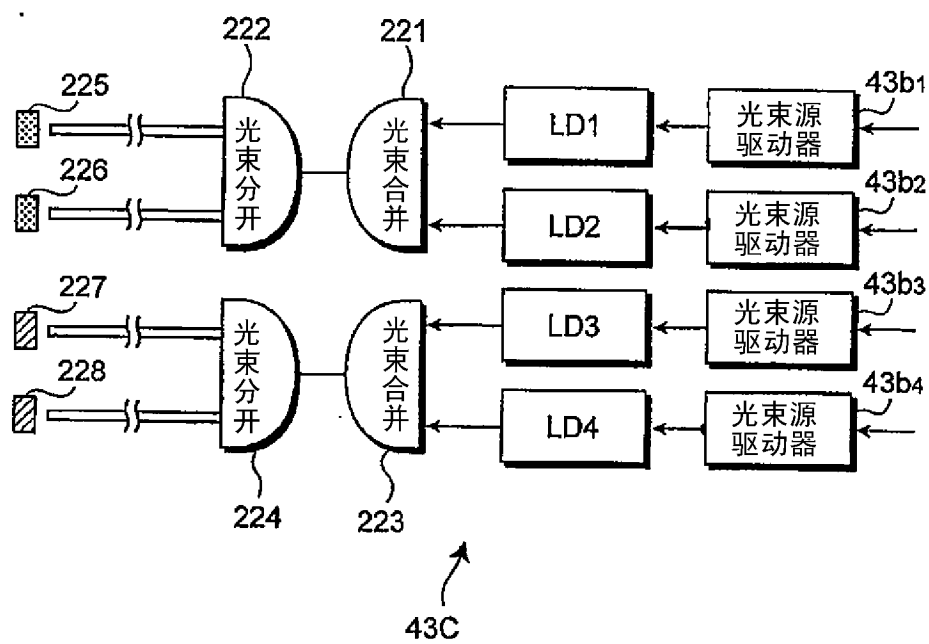


图 14

