



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102119846 A

(43) 申请公布日 2011.07.13

(21) 申请号 201010623379.3

(22) 申请日 2010.12.31

(30) 优先权数据

2010-003388 2010.01.08 JP

2010-119746 2010.05.25 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 江利川昭彦

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 张成新

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

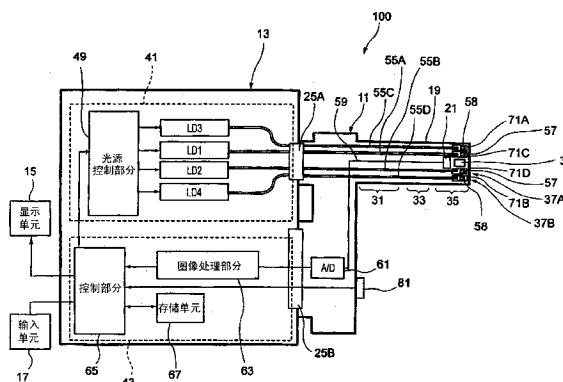
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 10 页

(54) 发明名称

医疗设备和内窥镜设备

(57) 摘要

本发明公开了一种医疗设备，所述医疗设备包括多个照射窗，所述多个照射窗设置在将插入到目标体中的插入单元的末端部分中，并且朝着目标体发射从多个光源供应且具有不同光谱的光束。多个照射窗包括：一对第一照射窗；和一对第二照射窗，所述第二照射窗分别设置在所述一对第一照射窗内，并且发射与从所述一对第一照射窗发射的光束相比具有较短波长的光束。所述医疗设备还包括观察窗，通过观察窗观察目标体。



1. 一种医疗设备,包括:

多个照射窗,所述多个照射窗设置在将插入到目标体中的插入单元的末端部分中,并且朝着所述目标体发射从多个光源供应且具有不同光谱的光束,所述多个照射窗包括:

一对第一照射窗;和

一对第二照射窗,所述一对第二照射窗分别设置在所述一对第一照射窗内,并且发射与从所述一对第一照射窗发射的光束相比具有较短波长的光束;和

观察窗,通过所述观察窗观察所述目标体。

2. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中,所述一对第一照射窗中的一个和所述一对第二照射窗中的一个设置在两个区域中的一个中,而所述一对第一照射窗中的另一个和所述一对第二照射窗中的另一个设置在所述两个区域中的另一个中,其中所述两个区域通过利用穿过所述观察窗的中心的边界线将所述插入单元的所述末端部分的末端表面等分成两个区域而获得。

3. 根据权利要求1或2所述的医疗设备,其中,所述一对第一照射窗和所述一对第二照射窗每一对都设置有观察窗,所述观察窗置于该对照射窗之间。

4. 根据权利要求1或2所述的医疗设备,其中,所述一对第一照射窗发射具有相同光谱的光束,并且所述一对第二照射窗发射具有相同光谱的光束。

5. 根据权利要求1或2所述的医疗设备,其中,所述一对第一照射窗发射白色照明光束,而所述一对第二照射窗发射与所述白色照明光束相比中心波长较短的光束。

6. 根据权利要求1或2所述的医疗设备,其中,所述一对第一照射窗和所述一对第二照射窗每一对都在距离所述观察窗的中心近似相同距离处分别设置在所述观察窗的两侧。

7. 一种内窥镜设备,所述内窥镜设备为根据权利要求1或2所述的医疗设备,其中,观察窗和多个照射窗设置在内窥镜的将插入到所述目标体内的插入单元的末端部分中。

8. 根据权利要求7所述的内窥镜设备,其中,多个光源包括具有作为发光源的激光发射装置的光源。

9. 根据权利要求8所述的内窥镜设备,还包括:

激光光源;

光纤,所述光纤分别将从所述激光光源发射的激光束引导至所述内窥镜的插入单元的末端部分;和

波长转换构件,所述波长转换构件分别设置在所述光纤的发射端部中并对所述激光束进行波长转换,其中,

一对第一照射窗分别发射白色光束,所述白色光束是所述激光束和波长转换后的光束的组合。

10. 根据权利要求7所述的内窥镜设备,其中,所述多个光源包括具有作为发光源的发光二极管的光源。

11. 根据权利要求10所述的内窥镜设备,其中,所述发光二极管设置在所述内窥镜的插入单元的末端部分中。

12. 根据权利要求7所述的内窥镜设备,还包括:

光源控制部分,所述光源控制部分改变将光束供应到所述一对第一照射窗的光源与将光束供应到一对第二照射窗的光源的发光时序关系和发光通量比中的至少一个。

医疗设备和内窥镜设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗设备和一种内窥镜设备。

背景技术

[0002] 在使用内窥镜的放大观察中,以设定为大约 1-3mm 的内窥镜的末端与目标之间的距离进行摄影,并且在许多情况下,内窥镜的视角被设定为大约 50° 至 60° (在普通观察中被设定为大约 120° 至 140°)。

[0003] 图 9 和图 10 分别为内窥镜 200 的末端的前视图和剖面图。当使用如图 9 和图 10 中所示构造的内窥镜 200 对从具有成像装置 (CCD(电荷耦合装置)图像传感器) 的观察窗 201 具有距离 H 的物体上进行近距离摄影时,到达成像表面的中心部分的光量小于到达成像表面的周边部分的光量,因此在观察图像中出现光通量不均匀性。对于以下说明的原因,该光通量不均匀性依赖于颜色。

[0004] 在从距离观察窗 201 相同的距离 L 处设置在观察窗 201 的两侧中的各侧的导光件 203 发出的光中,具有相对较长波长的红色成份不仅由目标 (生命体的一部分) 205 的表面 205a 反射,而且还通过目标的插入部 205b 被散射,并且散射光到达成像表面的中心部分。另一方面,具有相对较短波长的蓝色光在目标的插入部 205b 中立即衰减。因此,仅有由目标的表面 205a 直接反射的蓝色光的一部分到达成像表面的中心部分。因此,由设置在观察窗内的 CCD 图像传感器获取的图像具有图 11 的曲线图中所显示的光通量比,所述光通量比沿图 9 中的箭头 A 指示的方向获得。

[0005] 在具有相对较长波长的红色成份 R 的情况下,光通量比在水平像素线中的任何位置都近似等于 1.0,并且曲线大致平坦,也就是说,光通量不均匀度低。另一方面,在具有相对较短波长的绿色成份 G 和蓝色成份 B 的情况下,周边区域 (导光件 203 附近) 中的光通量值大于水平像素线的中心处的光通量值。也就是说,随着波长变得越短,光通量比朝着周边越急剧地增加,并且光通量不均匀度变得越高。在图 9 中,附图标记 207 表示圆形镊子孔。

[0006] 例如,JP-A-2009-34224 公开了一种医疗设备,其中激发光照射窗与普通模式或荧光模式照明光穿过射出的照射窗分开设置,并且执行同步的调光控制以防止从照射窗发出的照明光束产生颜色不均匀。然而,该技术无法解决每个波长成份的光通量差异的问题。

发明内容

[0007] 已经在上述情况下提出本发明,因此,本发明的一个目的是提供一种在近距离摄影中可以降低光通量不均匀度的医疗设备和内窥镜设备。

[0008] (1) 根据本发明的一个方面,一种医疗设备包括多个照射窗,所述多个照射窗设置在将插入目标体的插入单元的末端部分中,并且朝着目标体发射从多个光源供应且具有不同光谱的光束,多个照射窗包括:一对第一照射窗;和一对第二照射窗,所述第二照射窗分别设置在所述一对第一照射窗内,并且发射具有与从所述一对第一照射窗发射的光束相比具有较短波长的光束;和观察窗,通过所述观察窗观察目标体。

[0009] (2) 根据本发明的一个方面的一种为(1)的医疗设备的内窥镜设备，其中，观察窗和多个照射窗设置在内窥镜的将插入到目标体中的插入单元的末端部分中。

[0010] 在根据本发明的医疗设备和内窥镜设备中，由于用于发射较短波长照明光的照射窗比其它照射窗更靠近观察窗设置，因此可以降低近距离观察中根据观察波长出现的光通量不均匀。因此，可以获得良好的观察图像，并且可以增加诊断的准确度。

附图说明

[0011] 图1是显示根据本发明实施例的内窥镜设备的结构的概念性方框图；

[0012] 图2显示图1的内窥镜设备的实例的外观；

[0013] 图3A是显示装有荧光体的光输出单元的结构的剖面图；

[0014] 图3B是显示装有光偏转/漫射构件的光输出单元的结构的剖面图；

[0015] 图4是显示从激光光源发射的蓝色激光以及通过由荧光体进行的蓝色激光的波长转换产生的光的发射光谱的曲线图；

[0016] 图5A是内窥镜末端部分的前视图，其中多个照射窗在所述内窥镜末端部分中布置在一条直线上；

[0017] 图5B是内窥镜末端部分的前视图，其中用于发射具有相同光谱的光束的多对照射窗在所述内窥镜末端部分中布置在平行的直线上；

[0018] 图5C是内窥镜末端部分的前视图，其中用于发射具有相同光谱的光束的多对照射窗在所述内窥镜末端部分中布置在相交的直线上；

[0019] 图6是显示较短波长光和较长波长光的发射时序的时间图；

[0020] 图7是使用作为光源的LED的内窥镜的概念性前视图；

[0021] 图8是显示LED用作光源的内窥镜设备的结构的概念性方框图；

[0022] 图9是显示LED用作光源的另一种内窥镜设备的结构的概念性方框图；

[0023] 图10是显示图9的内窥镜的末端部分与近距离摄影中的目标之间的位置关系的剖面图；以及

[0024] 图11是显示像素线上的位置和R、G和B光通量与中心像素值的比率之间的关系的曲线图。

具体实施方式

[0025] 在下文中将参照附图说明本发明的实施例。

[0026] 图1是显示根据本发明实施例的内窥镜设备的结构的概念性方框图。图2显示了图1的内窥镜设备的实例的外观。

[0027] 如图1和图2中所示，作为示例性医疗设备的内窥镜设备100装备有内窥镜11和控制设备13，内窥镜11连接到所述控制设备。用于显示图像信息等的显示单元15和用于接收输入操作的输入单元17连接到控制设备13。内窥镜11为电子内窥镜，所述电子内窥镜具有照射光学系统和成像光学系统，所述照射光学系统用于从将插入目标体的内窥镜插入单元19的末端部分发射照明光，所述成像光学系统包括用于使观察区域成像的成像装置21(参见图1)。

[0028] 内窥镜11装备有内窥镜插入单元19、用于执行使内窥镜插入单元19的末端部分

弯曲以及观察操作的操作单元 23(参见图 2)、以及将内窥镜 11 可拆卸地连接到控制设备的连接器单元 25A 和 25B。尽管图 1 和图 2 中未显示,但诸如供气 / 供水通道以及使组织检取工具或类似工具穿过而插入的镊子通道的各种通道形成在操作单元 23 和内窥镜插入单元 19 内。

[0029] 内窥镜插入单元 19 由柔性软部 31、可弯曲部 33、末端部分(在下文中称作内窥镜末端部分)35 构成。如图 1 中所示,照射窗 37A 和 37B 以及成像装置 21 布置在内窥镜末端部分 35 中,通过所述照射窗用光照射观察区,所述成像装置例如为用于从观察区获得图像信息的 CCD(电荷耦合装置)图像传感器或 CMOS(互补金属氧化物半导体)图像传感器。用作观察窗的物镜单元 39 相邻于成像装置 21 的光电探测表面设置。

[0030] 位于软部 31 与末端部分 35 之间的可弯曲部 33 可以通过使设置在操作单元 23 中的角形旋钮 22 旋转的操作而自由弯曲(参见图 2)。可弯曲部 33 可以根据将由内窥镜 11 观察的目标体的一部分或类似部分以任意角度弯曲到任意方向,由此,内窥镜末端部分 35 的照射窗 37A 和 37B 以及成像装置 21 的观察方向可以被引导到将要观察的所需部分。稍后将详细说明内窥镜插入单元 19 的照射窗 37A 和 37B 的结构。

[0031] 控制设备 13 装备有:光源设备 41,所述光源设备用于产生将被供应到内窥镜末端部分 35 的照射窗 37A 和 37B 的照明光;以及处理器 43,所述处理器用于对从成像装置 21 供应的图像信号执行信号处理。控制设备 13 通过连接器单元 25A 和 25B 连接到内窥镜 11。上述的显示单元 15 和输入单元 17 连接到处理器 43。处理器 43 对从内窥镜 11 传输的图像信号执行图像处理,产生显示图像,并且根据从内窥镜 11 的操作单元 23 或输入单元 17 供应的指令将所述显示图像供应到显示单元 15。

[0032] 光源设备 41 装备有具有不同中心波长的多个激光光源。在图 1 的结构中,光源设备 41 作为基本设置装备有具有 405nm 中心波长的激光光源 LD1 和 LD2 以及具有 445nm 中心波长的激光光源 LD3 和 LD4,并且可以额外装备有具有其它中心波长的激光光源。

[0033] 通过光源控制部分 49 单独进行调光控制,激光光源 LD1-LD4 可以单独地或同时发射激光束。激光光源 LD1-LD4 的发射时序和光通量比可以任意变化。

[0034] 激光光源 LD1 和 LD2 为用于特定的光观察的光源,所述光源在不通过荧光体(稍后说明)的情况下朝着观察区发射具有 405nm 中心波长的紫色激光。激光光源 LD3 和 LD4 为用于普通观察的光源,所述光源发射具有 445nm 中心波长的蓝色激光并使用作为波长转换构件的荧光体(稍后说明)产生白色照明光。通过从激光光源 LD3 和 LD4 发射的蓝色激光以及荧光体可以以高效率产生高亮度白光。

[0035] 从激光光源 LD1 和 LD2 发射的照明光用作用于窄带光观察和荧光观察的照明光,并且还可以用作用于光动力诊断(PDD)的照明光。光动力诊断为提供具有肿瘤亲和性并预先感应到达生命体的特定激发光的感光物质、用作为激发光的激光照射生命体组织的表面、以及观察从癌症的肿瘤的病灶或类似病症的含有高密度感光物质的一部分发射的荧光的诊断方法。

[0036] 采用激光光源 LD1 和 LD2 的特定光观察与采用激光光源 LD3 和 LD4 的普通观察之间的转换,可以通过操作内窥镜设备 100 的转换开关 81 或输入单元 17 来实现,或者通过具有任意时序或已编程的规定时序的光源设备 41 来实现。如果内窥镜设备 100 被构造使得可以通过转换操作或类似操作在预设的退出光通量比之间进行选择,则可以容易地进行

普通观察图像与特定光观察图像之间的转换。自然地可以同时显示两个图像。

[0037] 激光光源 LD1-LD4 中的每一个都可以为大面积类型的 InGaN 激光二极管，并且还可以为 InGaNAs 激光二极管或 GaNAs 激光二极管。可选地，每个光源都可以为另一种类型的诸如发光二极管的半导体发光装置或者为不是半导体发光装置的光源。例如，可以使用通过对从诸如氙气灯的白光源发射的光使用滤色器执行波长选择获得的光。

[0038] 从激光光源 LD1-LD4 发射的激光束分别通过聚光透镜（未显示）被引入光纤中。从激光光源 LD1 和 LD2 发射的激光束通过连接器单元 25A 传输到光纤 55A 和 55B，而从激光光源 LD3 和 LD4 发射的激光束通过连接器单元 25A 传输到光纤 55C 和 55D。

[0039] 光纤 55A-55D 中的每一个都为多模光纤，并且可以为例如小直径光缆，在所述小直径光缆中，芯部直径为 105 μm，包覆层直径为 125 μm，以及包括保护层（外鞘）的电缆的直径为 0.3-0.5mm。

[0040] 从激光光源 LD1-LD4 发射的激光束以任意时序被引入到从连接器单元 25A 延伸到内窥镜末端部分 35 的光纤 55A-55D。从激光光源 LD1 和 LD2 发射的激光束中的每一个被传输到光偏转 / 漫射构件 57，并且由此产生的照明光朝着观察区发射。从激光光源 LD3 和 LD4 发射的激光束中的每一个被传输到设置在内窥镜末端部分 35 中的荧光体 58，并且由此产生的白色照明光朝着观察区发射。

[0041] 光纤 55C 和相关的荧光体 58 构成光输出单元 71A，而光纤 55D 和相关的荧光体 58 构成光输出单元 71B。光纤 55A 和相关的光偏转 / 漫射构件 57 构成光输出单元 71C，而光纤 55B 和相关的光偏转 / 漫射构件 57 构成光输出单元 71D。

[0042] 一对光输出单元 71A 和 71B 分别设置在内窥镜末端部分 35 的成像装置 21 和物镜单元 39 的两侧。同样地，一对光输出单元 71C 和 71D 分别设置在成像装置 21 和物镜单元 39 的两侧。

[0043] 接下来将说明设置在内窥镜末端部分 35 中的光输出单元 71A-71D 的结构。

[0044] 图 3A 是显示光输出单元 71A 和 71B 的结构的剖面图，图 3B 是显示光输出单元 71C 和 71D 的结构的剖面图。光输出单元 71A 和 71B 具有相同结构，所述光输出单元包括荧光体 58、环绕荧光体 58 的圆周的圆柱形套筒构件 73、在一侧密封套筒构件 73 的防护玻璃（照射窗）75、以及插入套筒构件 73 并保持光纤 55C 或 55D 以使光纤沿着中心轴线延伸的套圈 77。柔性套筒 79 插入到套筒构件 73 与光纤 55C 或 55D 的从套圈 77 的后端延伸的部分的外鞘的外表面之间。

[0045] 另一方面，光输出单元 71C 和 71D 具有与光输出单元 71A 和 71B 的结构相同的结构，除了取代荧光体 58 设置光偏转 / 漫射构件 57 以及光从光纤 55A 或 55B 引入之外，。

[0046] 光输出单元 71A 和 71B 中的每一个的荧光体 58 含有多种荧光体物质（例如，YAG 荧光体或 BAM(BaMgAl₁₀O₁₇)），所述荧光体物质通过吸收从激光光源 LD3 或 LD4 发射的蓝色激光的一部分被激发并发射绿色至黄色的光。通过由蓝色激光的一部分和蓝色激光的在没有被吸收的情况下通过荧光体 58 的另一部分激发而发射的绿色至黄色的光相结合而产生白色（近似白色）照明光。

[0047] 图 4 是显示从激光光源 LD3 和 LD4 发射的蓝色激光以及通过由荧光体 58 进行的蓝色激光的波长转换产生的光的发射光谱的曲线图。由具有 445nm 中心波长的发射谱线表示蓝色光，并且通过由蓝色激光激发而从荧光体 58 发射的光具有光谱的光强度分布，所述

光强度分布的波长带近似为 450–700nm。如上所述,蓝色光和通过具有上述波长分布的激发而发射的光形成白光。在半导体发光装置如所讨论的示例性实施例中一样用作激发光源的情况下,可以以高发射效率产生高强度的白光,可以容易地调节白光的强度,以及可以使白光的色温和色度的变换很小。

[0048] 在本说明书中使用的术语“白光”不限于严格意义上具有可见光的所有波长成份的光,而可以为具有特定波长成份的光,例如,为三原色的 R(红色)、G(绿色) 和 B(蓝色) 中的两种或所有。从广义上看,包括具有绿色至红色的波长成份或者蓝色至绿色的波长成份的光。

[0049] 荧光体 58 可以防止妨碍成像的噪音叠加或者防止在显示移动图像时出现产生闪烁,噪音叠加和闪烁将由于激光的相干性产生的散斑图案而造成。荧光体物质和固定 / 固化树脂(填充物)考虑到其折射率的不同可以具有特定的直径,以使得对于红外光为低吸收和高散射。这增强了散射效果并降低光损耗而不会降低红色光或红外光的光强度。

[0050] 光输出单元 71C 和 71D 中的每一个的光偏转 / 漫射构件 57 可以由透射从激光光源 LD1 或 LD2 发射的激光的材料制成,例如,所述材料为透明树脂材料或玻璃。光偏转 / 漫射构件 57 可以为使得由树脂材料或玻璃制成的构件的表面形成有含有具有不同折射率的颗粒(填充物或类似物)的微小不平部或光漫射层。或者光偏转 / 漫射构件 57 可以由半透明材料制成。因此,从光偏转 / 漫射构件 57 传输的光形成为在指定照射区中的光通量一致的具有窄波长段的光。

[0051] 参见图 1,为蓝色激光和通过激发从荧光体 88 发射的光的组合的白光或者窄带激光从内窥镜末端部分 35 施加到目标体的观察区。用照明光照射的观察区的图像(目标体图像)通过物镜单元 39(观察窗)形成并通过成像装置 21 成像。

[0052] 在成像后从成像装置 21 输出而获得的图像的图像信号通过观测电缆(scope cable) 59 被传输到 A/D 转换器 61,所述图像信号在所述 A/D 转换器处转换成数字信号。所述数字信号通过连接器单元 25B 输入到处理器 43 的图像处理部分 63。图像处理部分 63 对已经通过转换从成像装置 21 供应的图像信号而获得的数字信号执行各种处理,例如,白平衡校正、伽玛校正、轮廓加重和色彩校正。由此获得的图像信号和其他的各种信息由控制部分 65 使用以产生内窥镜观察图像,所述内窥镜观察图像显示在显示单元 15 上。如果需要,内窥镜观察图像储存在为存储器或存储装置的存储单元 67 中。

[0053] 接下来将详细说明内窥镜末端部分 35 的示例性结构。

[0054] 图 5A 是内窥镜末端部分 35 的前视图,其中多个照射窗在所述内窥镜末端部分中布置在一条直线上;图 5B 是内窥镜末端部分 35 的前视图,其中用于发射具有相同光谱的光束的多对照射窗在所述内窥镜末端部分中布置在平行的直线上;以及图 5C 是内窥镜末端部分 35 的前视图,其中用于发射具有相同光谱的光束的多对照射窗在所述内窥镜末端部分中布置在相交的直线上。

[0055] 在内窥镜插入单元 19(参见图 1 和图 2)的末端部分 35 中,发射较长波长光的照射窗 37B 与物镜单元 39 间隔距离 M。发射较短波长光的照射窗 37A 与物镜单元 39 间隔短于距离 M 的距离 N。

[0056] 在图 5A 的示例性结构中,照射窗 37A 对应于各自的光输出单元 71C 和 71D,而照射窗 37B 对应于各自的光输出单元 71A 和 71B。也就是说,发射较长波长光的一对光输出单

元 71A 和 71B 以距离物镜单元 39 相同距离 M 分别设置在物镜单元 39 的两侧, 而发射较短波长光的一对光输出单元 71C 和 71D 以距离物镜单元 39 相同距离 N 分别在物镜单元 39 的两侧设置在光输出单元 71A 和 71B 内。光输出单元 71C 和 71D 发射具有 405nm 中心波长的较短波长光, 而光输出单元 71A 和 71B 发射由具有 445nm 中心波长的激光产生的白光。物镜单元 39 与光输出单元 71A 和 71B 之间的距离 M 在严格意义上来看不需要始终相同, 而可以具有不会造成任何实质影响的差异。同样地, 物镜单元 39 与光输出单元 71C 和 71D 之间的距离 N 在严格意义上来看不需要始终相同, 而可以具有不会造成任何实质影响的差异。

[0057] 在图 5A 的结构中, 由于具有相同光谱的光束分别从物镜单元 39 的两侧发射, 因此即使观察区中存在不平部也能够防止观察图像具有阴影, 从而有助于整个图像的检查。此外, 由于较短波长光束从与发射较长波长光束的位置相比更靠近物镜单元 39 的位置发射, 因此可以从与观察图像的中心相对应的照射中心位置附近的位置施加较短波长光束, 光通量由于较短波长光束在照射位置靠近照射中心位置时趋于减小到较大程度。采用所述方法, 较短波长光可以均匀的光通量分布施加到一个区域, 所述区域为从与观察图像的中心相对应的照射中心位置至与观察图像的两端相对应的位置的区域, 并因此在近距离摄影时可以防止留下阴影。

[0058] 如图 5A 中所示, 光输出单元 71A-71D 设置在相同的直线 80 上, 并且所述一对光输出单元 71A 和 71B 和所述一对光输出单元 71C 和 71D 每一个都被布置成相对于物镜单元 39 点对称。因此, 可以平衡物镜单元 39 两侧的光通量, 并且阴影和颜色不均匀可以较少发生。具体地, 由于发射白光的光输入单元 71A 和 71B 之间的间隔设定得大, 因此可以更可靠地防止阴影的出现。

[0059] 如图 5B 中所示, 用于发射具有相同光谱的光束的所述一对光输出单元 71C 和 71D 以及用于发射具有相同光谱的光束的所述一对光输出单元 71A 和 71B 可以分别布置在平行直线 83 和 85 上。采用此布置, 可以使光输出单元 71A-71D 的布置结构的总长度短于直线布置中的总长度, 并且可以减小内窥镜直径。

[0060] 如图 5C 中所示, 用于发射具有相同光谱的光束的所述一对光输出单元 71C 和 71D 以及用于发射具有相同光谱的光束的所述一对光输出单元 71A 和 71B 可以分别布置在相交直线 87 和 89 上。采用此布置, 可以使光输出单元 71A-71D 的布置结构的总长度短于(所述布置结构可以更紧凑)直线布置中的总长度。此外, 由于所述一对光输出单元 71A 和 71B 以及所述一对光输出单元 71C 和 71D 每一个都点对称地布置, 因此可以平衡物镜单元 39 两侧的光通量。

[0061] 如上所述, 在根据所述实施例的内窥镜设备 100 中, 用于较短波长光的发射的光输出单元 71C 和 71D 靠近物镜单元 39 设置, 光通量由于所述短波长光趋向于在照射位置靠近与观察图像的中心相对应的照射中心位置时减小到较大程度。可以限制光通量朝着成像表面的中心减小的现象。因此, 入射到成像表面的中心上的较短波长光的量等于入射到所述成像表面的中心上的较长波长光的量, 并且在近距离摄影中可以防止形成阴影以及颜色不均匀。

[0062] 光输出单元 71A 和 71B、光输出单元 71C 和 71D 以及物镜单元 39 之间的位置关系不限于下述情况: 所述一对光输出单元 71A 和 71B 以及所述一对光输出单元 71C 和 71D 每一个布置成相对于物镜单元 39 点对称。例如, 布置结构可以为仅光输出单元 71A 与物镜单

元 39 间隔距离 M，并且仅用于发射较短波长光的光输出单元 71C 与物镜单元 39 间隔短于距离 M 的距离 N。

[0063] 物镜单元 39 可以设置在连接所述一对光输出单元 71A 和 71B 或所述一对光输出单元 71C 和 71D 的直线上。然而，本发明不限于这种情况。可以离开连接所述一对光输出单元 71A 和 71B 或所述一对光输出单元 71C 和 71D 的直线设置物镜单元 39，只要光输出单元 71A 和 71C 设置在通过由穿过物镜单元 39（观察窗）的中心的边界线将内窥镜末端部分 35 的末端表面等分成两个区域而获得的两个区域中的一个中，而光输出单元 71B 和 71D 设置在另一个区域中即可。在这种情况下，将通过在与观察图像相对应的照射区中具有均匀分布的照明光获取的观察图像可以通过对在需要时通过成像获得的观察图像数据执行阴影校正而获得。

[0064] 上述的内窥镜设备 100 可以以下述方式改进。除了两种光（即，具有 405nm 中心波长的激光和通过具有 445nm 中心波长的激光激发荧光体 58 产生的白光）以外，还发射具有其它波长成份的光。例如，与一对光输出单元相关联的其它照射窗在照射窗 37A 和 37B 外分别设置在物镜单元 39 的两侧，并且从这些照射窗发射例如具有 785nm 中心波长的甚至更长的波长光。

[0065] 接下来将说明将激光束供应到各光输出单元 71A-71D 的激光光源 LD1-LD4 的发射时序。

[0066] 图 6 显示在通过使用具有不同中心波长的两种照明光进行成像的情况下激光光源 LD1-LD4 和成像装置 21 的驱动的示例性方式。如上所述，激光光源 LD 1 和 LD2 发射具有 405nm 中心波长的激光（特定光），而激光光源 LD3 和 LD4 发射具有 445nm 中心波长的激光。从激光光源 LD3 和 LD4 中的每一个发射的激光都通过荧光体 58 进行波长转换，并且从光输出单元 71A 和 71B 中的每一个发射白光。

[0067] 甚至对于相同的观察区，通过白光照明获取的观察图像和以特定波长通过特定光照明获取的观察图像由于不同的观察目标而互不相同。因此，当显示在图 1 中显示的显示单元 15 上时，任意设置每个观察图像的显示形式以使所需信息的获得更容易。例如，与成像装置 21 的成像帧同步，在白光照明与特定光照明之间进行转换，使得分别在奇数帧和偶数帧中采用白光照明和特定光照明。

[0068] 在这种情况下，在通过以重叠方式显示为单幅的图像信息、通过特定光照明获取的偶数帧的信息以及通过白光照明获取的奇数帧的信息而使普通观察的观察图像和特定光观察的观察图像相互配准（register）的状态下，可以同时识别出普通观察的观察图像和特定光观察的观察图像。因此，可以以高清晰度更可靠地识别用白光照明的观察区以及观察用特定光照明的特征部。还有另一个优点在于，使白光观察图像重叠在特定光观察图像上能够增强颜色再现性能，从而能够显示更自然的图像。

[0069] 代替使偶数帧的图像和奇数帧的图像相重叠以产生单幅图像信息，偶数帧的图像和奇数帧的图像可以显示在显示单元 15 的显示区中的不同位置处。在这种情况下，可以在比较两个图像的同时进行观察和治疗。

[0070] 接下来将说明代替激光光源使用 LED 光源的修改例。

[0071] 图 7 和图 8 是显示 LED 用作光输出单元的内窥镜设备的结构的方框图。

[0072] 鉴于在图 1 的内窥镜设备 100 中，激光光源 LD1-LD4 用作用于将光束供应到光输

出单元 71A-71D 的光源,多组激光光源和光输出单元中的至少一部分可以被替换为发光二极管。在图 7 的改进的内窥镜设备 100A 中,激光光源 LD3 和 LD4 用作光输出单元 71A 和 71B 的光源,发光二极管 91 和 93 分别取代激光光源 LD1 和光输出单元 71C 的组合以及激光光源 LD2 和光输出单元 71D 的组合来使用。例如,发光二极管 91 和 93 连接到位于照射窗 37A 内的末端硬部的支撑体。

[0073] 发光二极管 91 和 93 为具有 405nm 中心波长的紫色发光二极管,并且具有类似于上述的光输出单元 71C 和 71D 发射特定光的功能。发光二极管 91 和 93 通过信号线 56A 和 56B 连接到光源控制部分 49,并且光输出单元 71A 和 71B 以及发光二极管 91 和 93 的发射时序可以通过光源控制部分 49 单独改变,并且光输出单元 71A 和 71B 之间的光通量比可以通过光源控制部分 49 任意改变。发光二极管 91 和 93 之间的光通量比也可以任意改变,即,光通量比可以根据照明目标调节到最佳值(调节到 1 或期望值)。

[0074] 在内窥镜设备 100A 中,由于发光二极管 91 和 93 用作用于特定光观察的光源,因此光源的寿命可以延长,并且光源的功率消耗可以减小。光源本身可以降低成本和重量,并且还可以降低维护成本。

[0075] 图 8 的改进的内窥镜设备 100B 与图 7 的改进的内窥镜设备 100A 的不同之处在于,发光二极管 95 和 97 分别取代激光光源 LD3 和光输出单元 71A 的组合以及激光光源 LD4 和光输出单元 71B 的组合来使用。发光二极管 95 和 97 为每一个都由例如蓝色发光二极管和用于将从蓝色发光二极管发射的蓝色光转换成黄色光的荧光体构成的白色发光二极管。在发光二极管 95 和 97 中的每一个中,从蓝色发光二极管发射的蓝色光的一部分被荧光体吸收并被波长转换成黄色光,而白光作为黄色光和蓝色光的其它(即,未吸收的)部分的组合输出。然而,发光二极管 95 和 97 中的每一个的结构不限于上述结构,而可以由具有其它结构的白色发光二极管发射白光。

[0076] 发光二极管 95 和 97 通过信号线 56C 和 56D 连接到光源控制部分 49,发光二极管 91、93、95 和 97 的发射时序可以通过光源控制部分 49 单独改变,并且发光二极管 91 和 93 或 95 和 97 之间的光通量比可以通过光源控制部分 49 任意改变。

[0077] 在内窥镜设备 100B 中,从内窥镜末端部分 35 发射的所有照明光束由发光二极管 91、93、95 和 97 产生。因此,光源的寿命可以进一步被延长,并且可以减少光源的功率消耗、成本和重量。

[0078] 如另一个修改例,分别发射红色光、绿色光和蓝色光的红色发光二极管、绿色发光二极管和蓝色发光二极管可以设置在内窥镜末端部分 35 中。在这种情况下,发射波长较短的发光二极管靠近观察窗设置。也就是说,蓝色发光二极管、绿色发光二极管和红色发光二极管在观察窗的两侧从内部依此顺序布置。采用此结构可以使对每一个波长成分的光通量分布的变化很小,并因此可以防止颜色不均匀。因此可以产生无阴影和颜色不均匀的一致的照明光,并且可以始终稳定地获得良好的观察图像。通过单独地控制各颜色的成对的发光二极管的光通量可以根据观察目的以期望的方式(例如,进行色调调节或者发射具有特定波长的光)产生最佳照明光。

[0079] 如上所述,在内窥镜设备 100、100A 和 100B 中的每一个中,较短波长照明光的照射窗 37A 设置成比较长波长照明光的照射窗 37B 更靠近成像装置 21,入射到物镜单元 39 上的较短波长光的量等于入射到物镜单元 39 上的较长波长光的量。即使在内窥镜的视角为大

约 50° 至 60° 的近距离摄影中,光通量分布的波长依赖性也可以很低。因此,可以防止在观察图像中出现阴影和颜色不均匀,从而有利于提高使用内窥镜的医疗检查和诊断的准确性。此外,在特定光观察(例如,重点在浅表血管等的窄带光观察和观察自发荧光或药物荧光的荧光观察)中可以减小光通量不均匀性。

[0080] 本发明不限于上述实施例,本领域普通技术人员在本说明书的公开内容和公知技术的基础上可以做出的改进和应用包括在本发明的保护范围内。

[0081] 本说明书公开了以下几项。

[0082] (1) 根据本发明的一个方面,一种医疗设备包括:多个照射窗,所述多个照射窗设置在将插入到目标体中的插入单元的末端部分中,并且朝着目标体发射从多个光源供应且具有不同光谱的光束,所述多个照射窗包括:一对第一照射窗;和一对第二照射窗,所述第二照射窗分别设置在所述一对第一照射窗内,并且发射与从所述一对第一照射窗发射的光束相比具有较短波长的光束;和观察窗,通过所述观察窗观察目标体。

[0083] 在该医疗设备中,由于可以从与发射具有较长中心波长的光的位置相比更靠近观察窗的位置发射具有较短中心波长的光,因此,可以从与观察图像的中心相对应的照射中心位置附近的位置供应较短波长光,光通量通过所述较短波长光在照射位置靠近照射中心位置时趋于降低到较大程度。因此,可以以均匀的光通量分布将较短波长光施加到一个区域,所述区域为从与观察图像的中心相对应的照射中心位置至与观察图像的两端相对应的位置的区域,并因此在近距离摄影或类似操作中可以防止形成阴影。

[0084] (2) 根据权利要求 1 所述的医疗设备中,其中,所述一对第一照射窗中的一个和所述一对第二照射窗中的一个设置在两个区域中的一个中,而所述一对第一照射窗中的另一个和所述一对第二照射窗中的另一个设置在另一个区域中,其中所述两个区域通过利用穿过观察窗的中心的边界线将插入单元的末端部分的末端表面等分成两个区域而获得。

[0085] 在该医疗设备中,所述一对第一照射窗和所述一对第二照射窗(总共两对)每一对都设置在位于边界线的两侧的两个区域中的各自区域中。采用此结构可以以下述方式通过观察窗观察观察区,所述方式为通过从相同类型的一对照射窗发射的光束几乎均匀地进行照射。因此,即使观察区中存在不平部,也能够防止观察图像中出现阴影。

[0086] (3) 在(1)或(2)的医疗设备中,所述一对第一照射窗和所述一对第二照射窗每一对都设置有观察窗,所述观察窗置于该对照射窗之间。

[0087] 在该医疗设备中,由于从观察窗的两侧同时发射光束,因此可以以较高的均匀度照射观察区。

[0088] (4) 在(1)或(2)的医疗设备中,所述一对第一照射窗发射具有相同光谱的光束,并且所述一对第二照射窗发射具有相同光谱的光束。

[0089] 在该医疗设备中,由于每一对照射窗都发射具有相同光谱的光束,因此从位于观察窗的两侧的照射窗发射相同类型的光束,并且可以均匀地照射观察区。

[0090] (5) 在(1)或(2)的医疗设备中,其中,所述一对第一照射窗发射白色照明光束,而所述一对第二照射窗发射与白色照明光束相比中心波长较短的光束。

[0091] 在该医疗设备中,外部的第一照射窗发射白色照明光,而内部的第二照射窗发射与白色照明光相比中心波长较短的光。因此,通过白色照明光可防止在观察区中形成阴影,并且可以用较短波长光均匀地照射观察区。因此,在普通观察图像和特定光观察图像中的

每一个中可以防止照射不均匀性。

[0092] (6) 在(1)或(2)的医疗设备中,所述一对第一照射窗和所述一对第二照射窗每一对都在距离观察窗的中心近似相同距离处分别设置在观察窗的两侧。

[0093] 在该医疗设备中,由于每对照射窗都设置在距离观察窗近似相同距离处,因此可以相对于观察窗对称地执行照射,并因此可以获得均匀度较高的光通量分布。

[0094] (7) 根据本发明的一个方面的一种为(1)或(2)的医疗设备的内窥镜设备,其中,观察窗和多个照射窗设置在内窥镜的将插入到目标体内的插入单元的末端部分中。

[0095] 该内窥镜设备可以发射具有均匀光通量分布的照明光,并且由于不存在照明不均匀,因此可以产生高质量的观察图像。

[0096] (8) 在根据(7)所述的内窥镜设备中,多个光源包括具有作为发光源的激光发射装置的光源。

[0097] 该内窥镜设备可以以高效率发射高强度光。

[0098] (9)(8)的内窥镜设备可以包括:激光光源;光纤,所述光纤分别将从激光光源发射的激光束引导至内窥镜的插入单元的末端部分;和波长转换构件,所述波长转换构件分别设置在光纤的发射端部中并对激光束进行波长转换,其中,

[0099] 一对第一照射窗分别发射白色光束,所述白色光束是激光束和波长转换后的光束的组合。

[0100] 在该内窥镜设备中,例如,通过用具有445nm波长的激光激发荧光体(波长转换构件)产生白光。因此,在不降低光强度的情况下可以增强散射效果,从而可利用表现出高颜色再现性能的光以高效率执行普通观察。因此,可以获得良好的观察图像。

[0101] (10) 在(7)的内窥镜设备中,多个光源包括具有作为发光源的发光二极管的光源。

[0102] 由于使用具有长寿命且高度有效和便宜的发光二极管,该内窥镜设备可以获得成本降低及节省能量。

[0103] (11) 在(10)的内窥镜设备中,发光二极管设置在内窥镜的插入单元的末端部分中。

[0104] 在该内窥镜设备中,由于发光二极管设置在内窥镜的插入单元的末端部分中,因此可以简化内窥镜设备的结构。

[0105] (12)(7)的内窥镜设备还可以包括光源控制部分,所述光源控制部分改变将光束供应到所述一对第一照射窗的光源以及将光束供应到一对第二照射窗的光源的发光时序关系和发光通量比中的至少一个。

[0106] 在该内窥镜设备中,由于可以通过光源控制部分以期望方式控制从每个照射窗发射的光,因此可以容易地产生适用于观察目的的照明光。

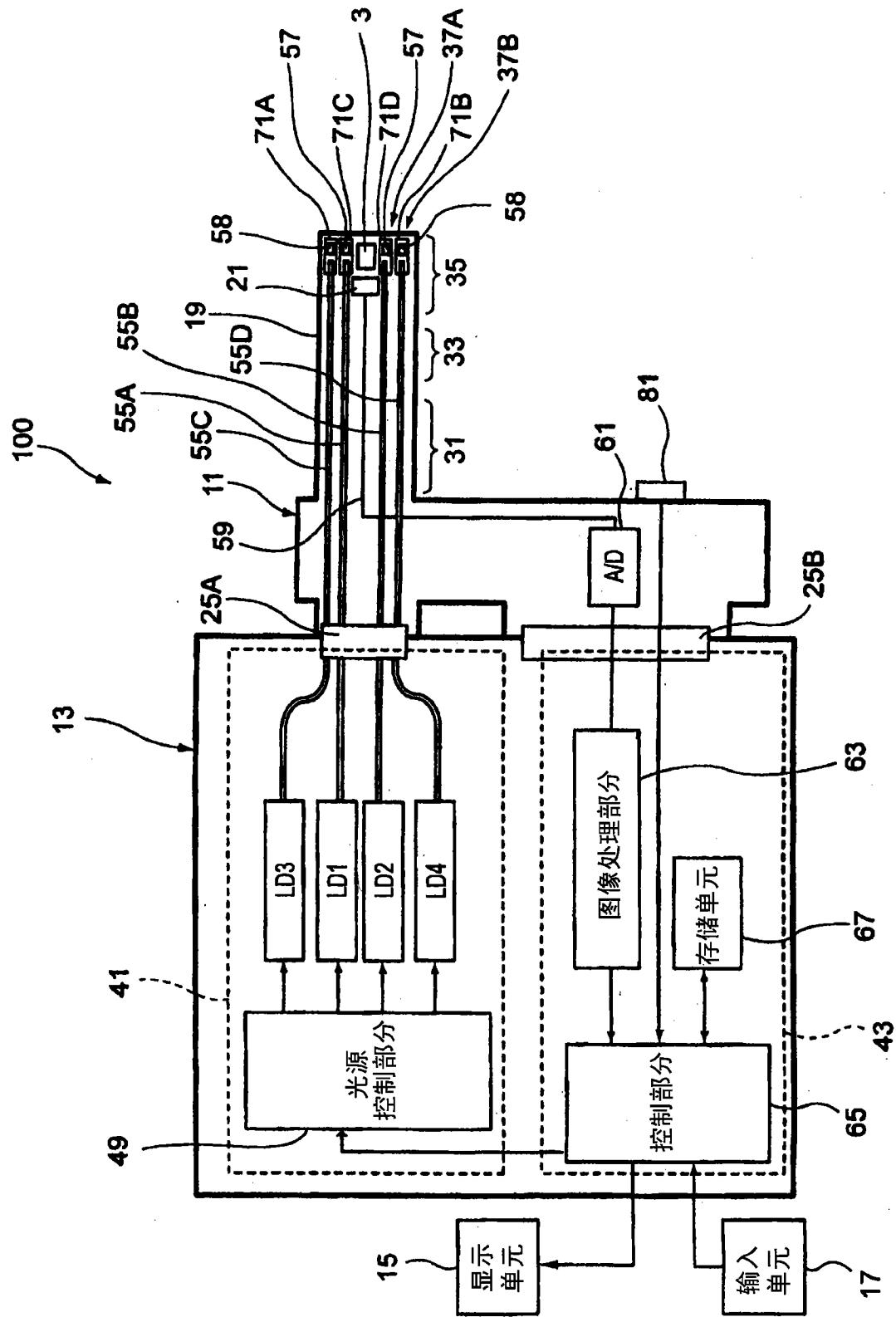


图 1

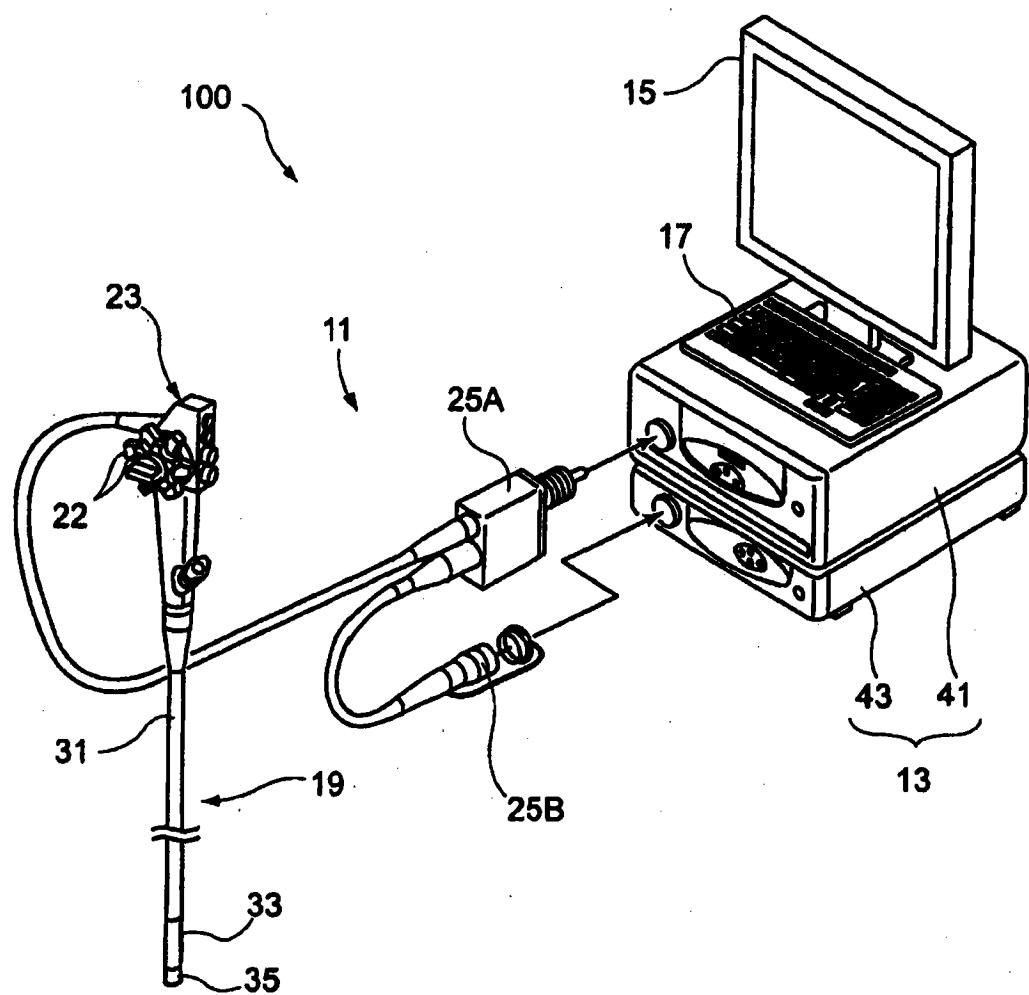


图 2

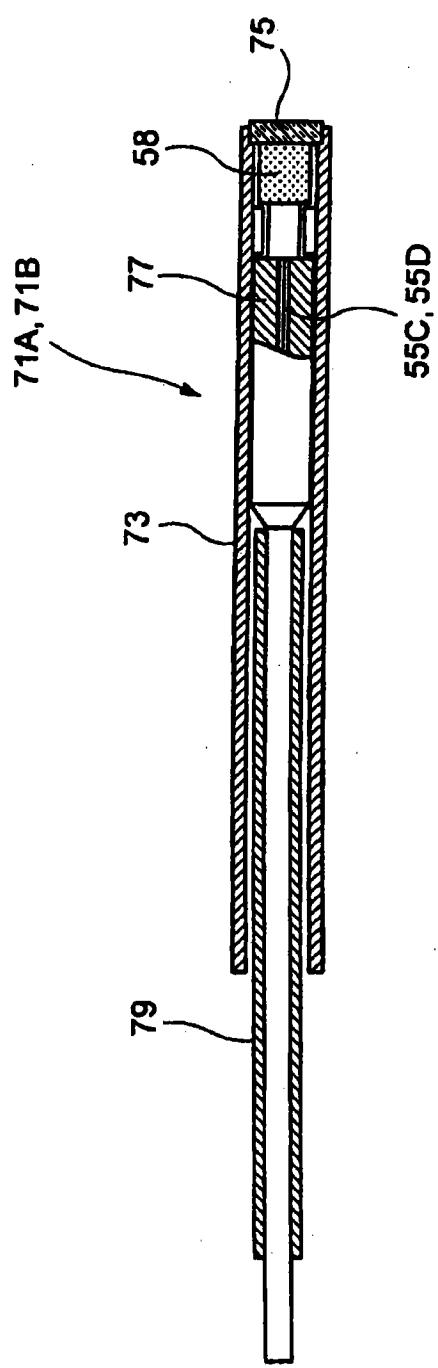


图 3A

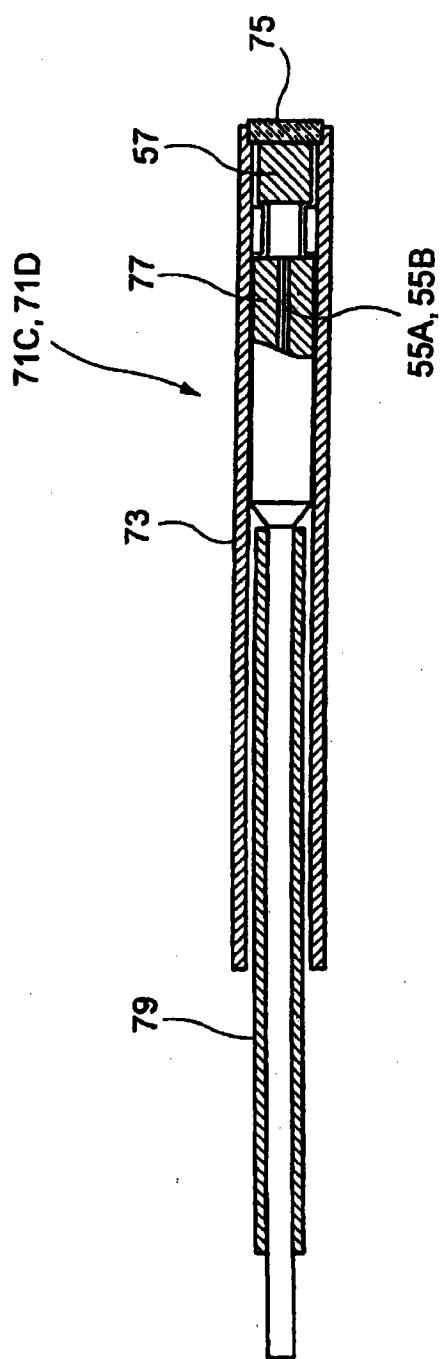


图 3B

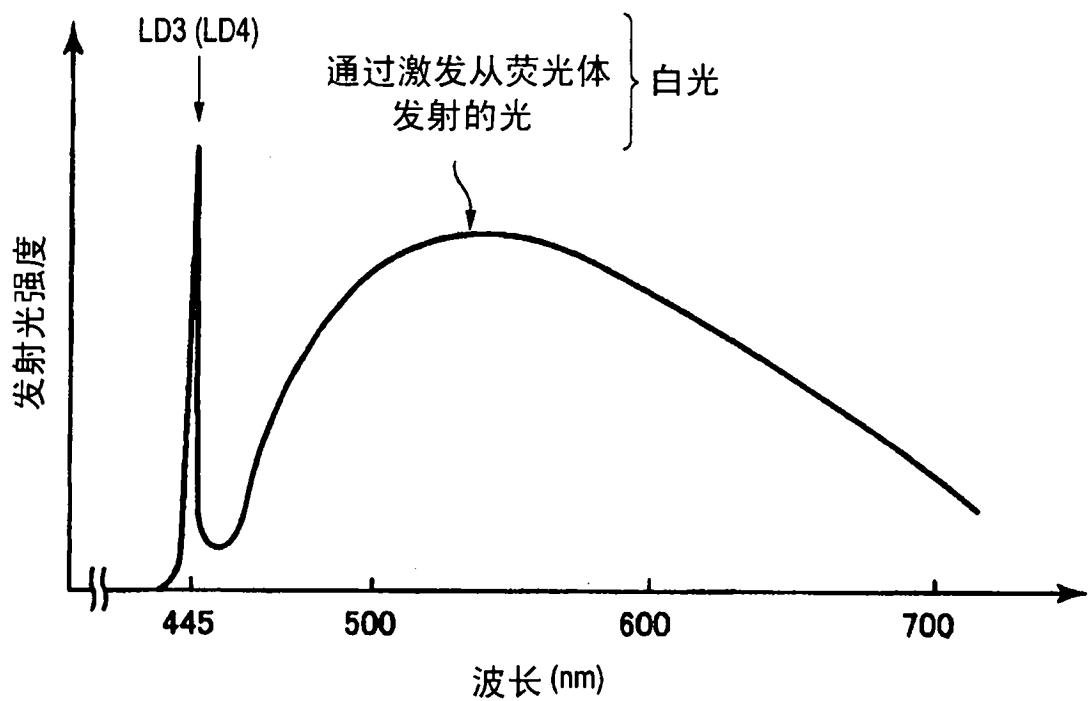


图 4

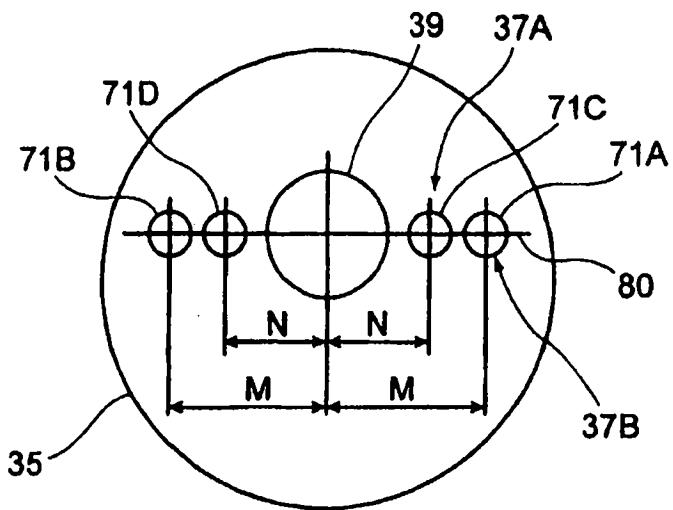


图 5A

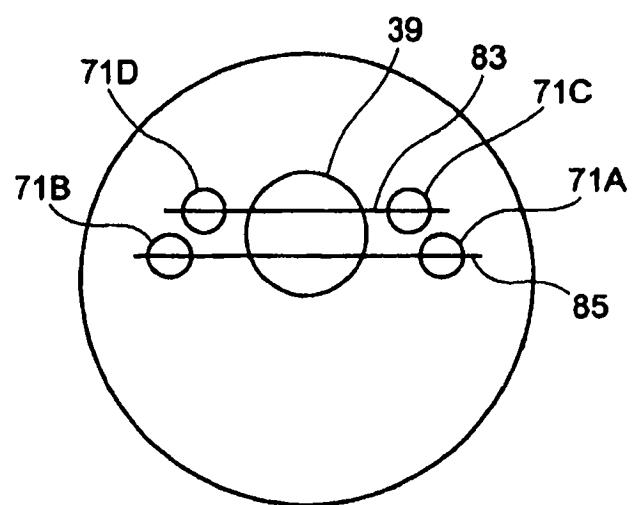


图 5B

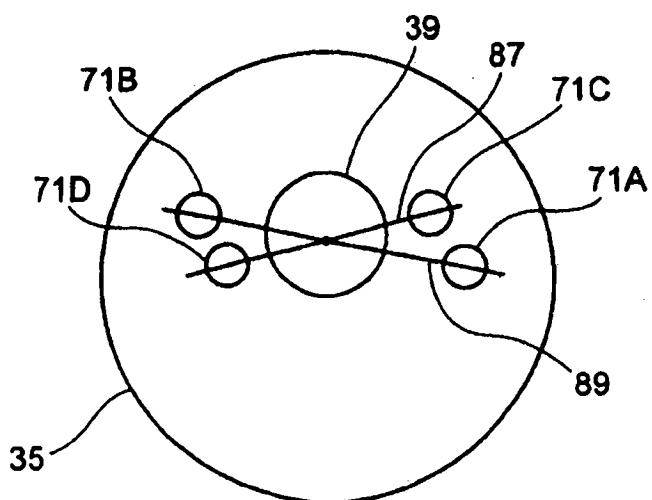


图 5C

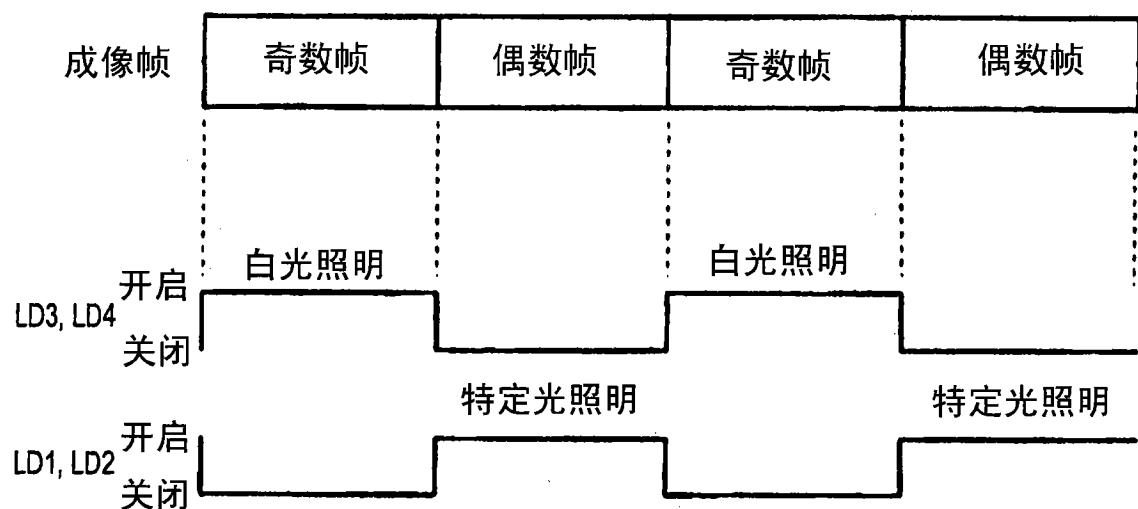


图 6

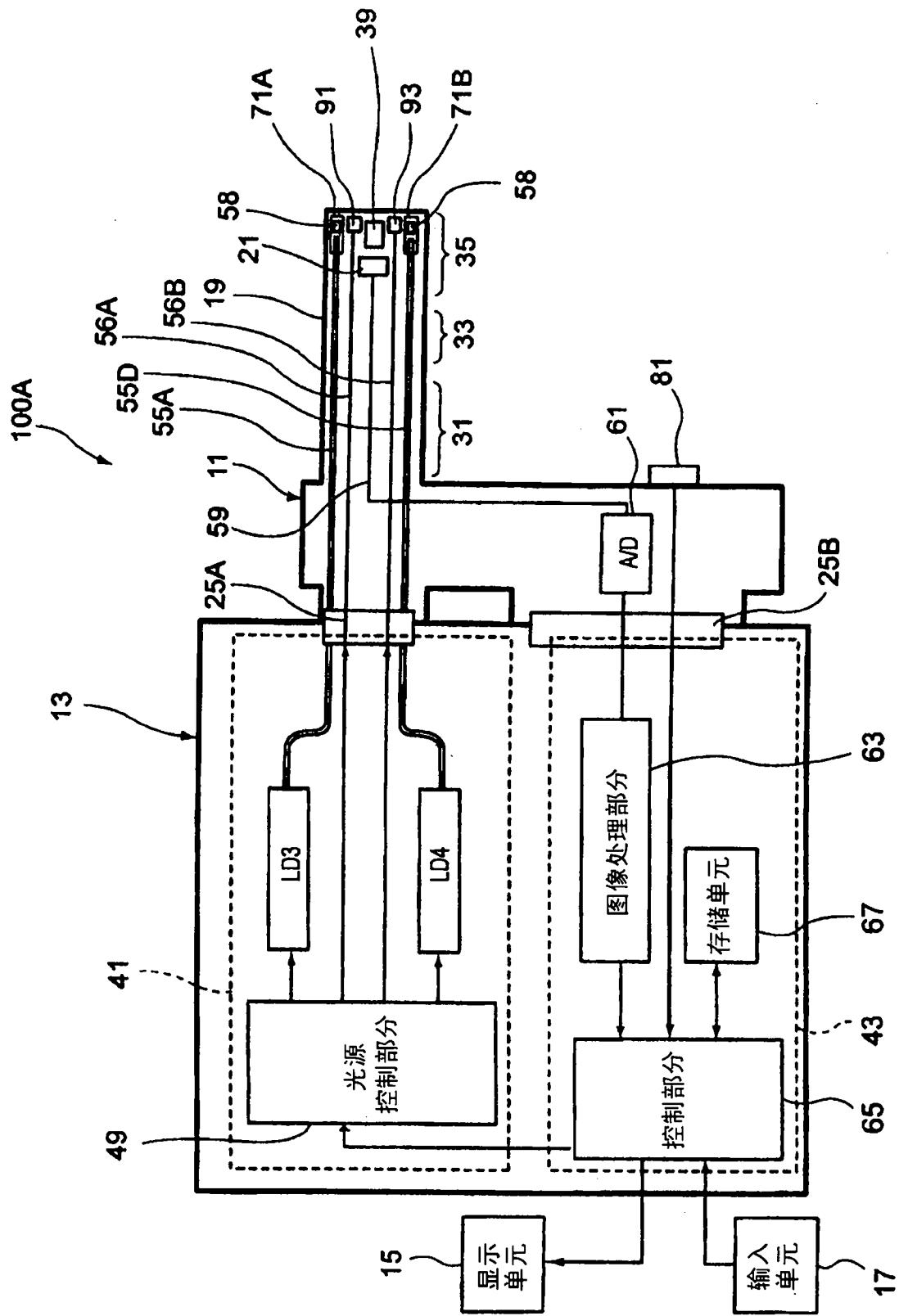


图 7

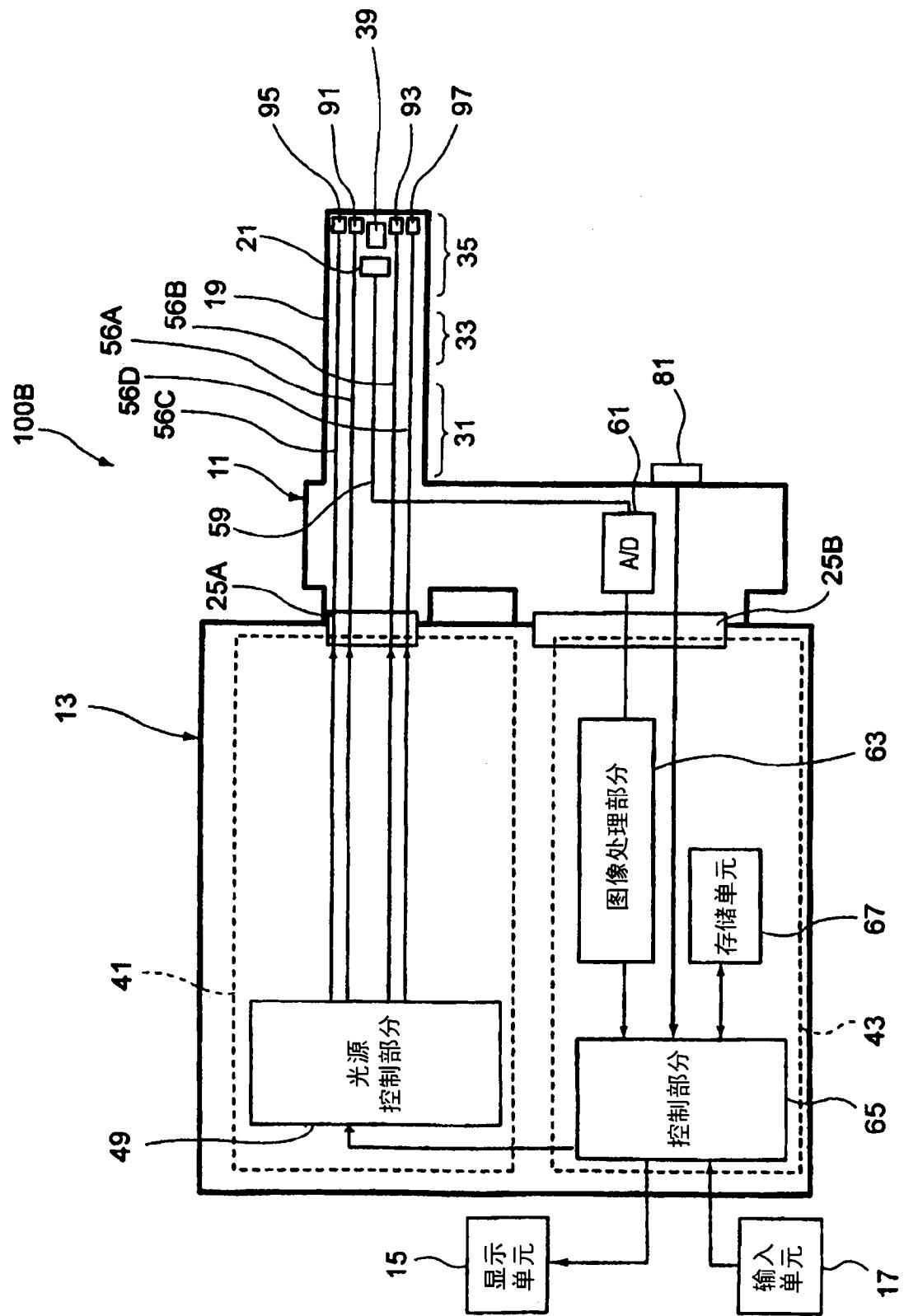


图 8

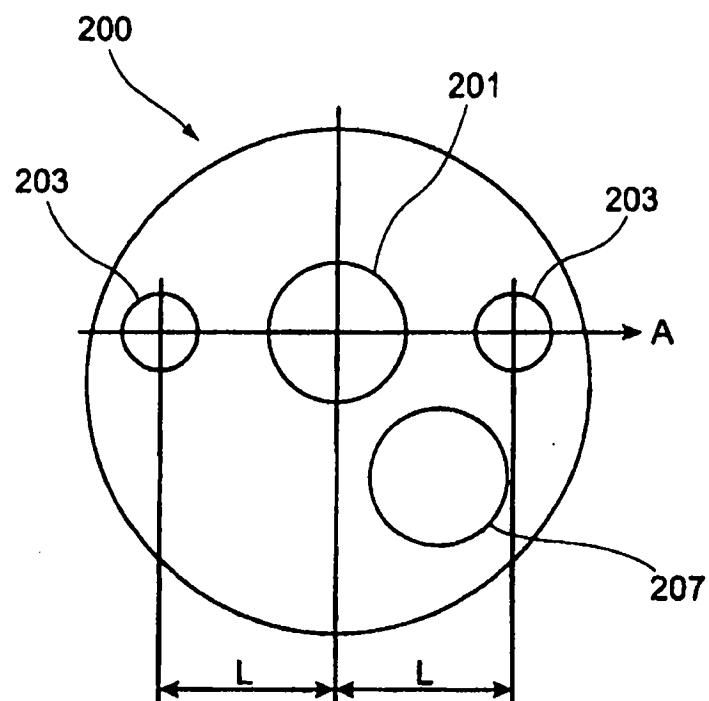


图 9

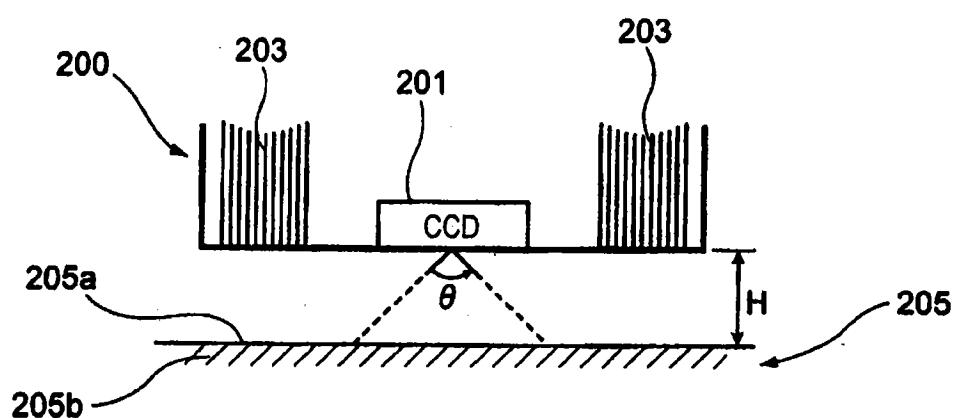


图 10

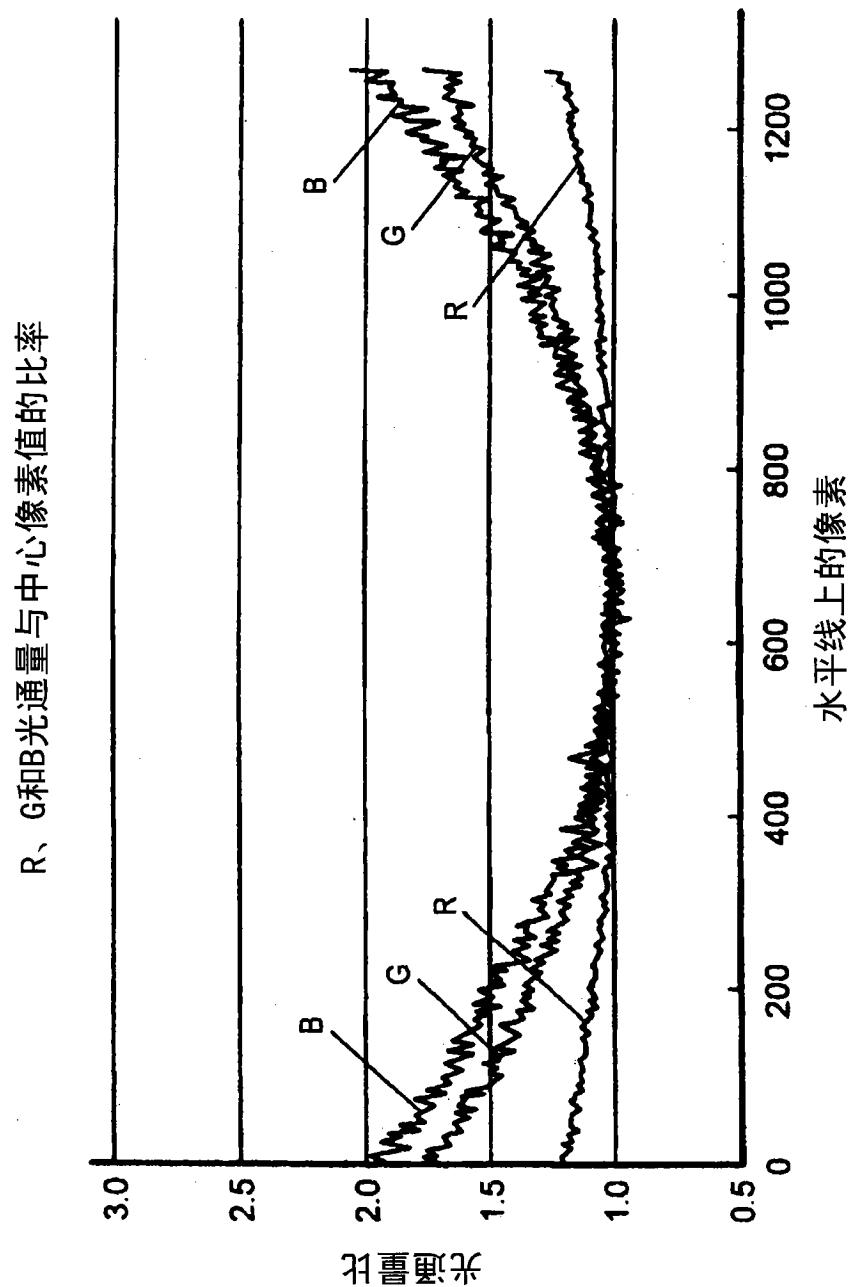


图 11

| | | | |
|----------------|--|----------------------|------------|
| 专利名称(译) | 医疗设备和内窥镜设备 | | |
| 公开(公告)号 | CN102119846A | 公开(公告)日 | 2011-07-13 |
| 申请号 | CN201010623379.3 | 申请日 | 2010-12-31 |
| [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 | 江利川昭彦 | | |
| 发明人 | 江利川昭彦 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 | | |
| CPC分类号 | A61B1/00009 A61B1/07 A61B1/0669 A61B1/0653 A61B1/0638 A61B1/063 A61B5/0084 A61B5/0086 A61B1/043 | | |
| 代理人(译) | 张成新 | | |
| 优先权 | 2010003388 2010-01-08 JP 2010119746 2010-05-25 JP | | |
| 外部链接 | Espacenet | SIPO | |

摘要(译)

本发明公开了一种医疗设备，所述医疗设备包括多个照射窗，所述多个照射窗设置在将插入到目标体中的插入单元的末端部分中，并且朝着目标体发射从多个光源供应且具有不同光谱的光束。多个照射窗包括：一对第一照射窗；和一对第二照射窗，所述第二照射窗分别设置在所述一对第一照射窗内，并且发射与从所述一对第一照射窗发射的光束相比具有较短波长的光束。所述医疗设备还包括观察窗，通过观察窗观察目标体。

