



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102309307 A

(43) 申请公布日 2012. 01. 11

(21) 申请号 201110191254. 2

(22) 申请日 2011. 07. 08

(30) 优先权数据

2010-157357 2010. 07. 09 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 小泽聪 饭田孝之

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 杨静

(51) Int. Cl.

A61B 1/06 (2006. 01)

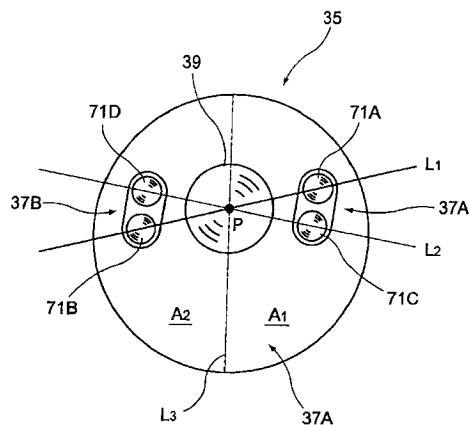
权利要求书 2 页 说明书 20 页 附图 27 页

(54) 发明名称

内窥镜设备

(57) 摘要

本发明公开一种内窥镜设备。将白光照射到对象的第一照射部、放射具有比白光窄的波长带宽的窄带宽光的第二照射部、和用于观察对象的观察窗分别设置在内窥镜插入部的前端表面上。第一和第二照射部中的每一个都包括用于从其发射光的一对照射窗。穿过观察窗的中心点并二等分前端表面的直线被限定为边界线。第一照射部的成对照射窗设置在边界线的两侧。第二照射部的成对照射窗设置在边界线的两侧。可以单独改变从第二照射部的照射窗照射的光的光谱。



1. 一种内窥镜设备,包括:

内窥镜插入部,所述内窥镜插入部被构造成插入到对象内;

光源部,所述光源部将光供应给所述内窥镜插入部;和

光源控制部,其中

第一照射部、第二照射部和观察窗设置在所述内窥镜插入部的前端表面上,所述第一照射部将白光照射到所述对象上,所述第二照射部将窄带宽光照射到所述对象,所述窄带宽光与所述白光相比具有较窄的波长带宽,所述观察窗用于观察所述对象;

所述第一照射部和所述第二照射部中的每一个都包括一对照射窗,所述照射窗用于从所述照射窗发射光;

穿过所述观察窗的中心点并二等分所述内窥镜插入部的前端表面的直线被限定为边界线;

所述第一照射部的成对照射窗在所述边界线的两侧设置在所述前端表面上,

所述第二照射部的成对照射窗在所述边界线的两侧设置在所述前端表面上;以及

光源控制部被构造成单独改变从所述第二照射部的各个照射窗照射的光的光谱。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜设备,还包括:

成像装置,所述成像装置通过所述观察窗拍摄所述对象的图像,其中

所述光源控制部使具有彼此不同的光谱的所述窄带宽光以与所述成像装置的成像帧同步的方式从所述第二照射部的各个照射窗同时发出。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜设备,其中:

所述光源控制部使所述白光在所述成像装置的第一成像帧时从所述第一照射部发出;以及

所述光源控制部使具有彼此不同的光谱的所述窄带宽光在所述成像装置的第二成像帧时从所述第二照射部的各个照射窗同时发出。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜设备,其中:

所述成像装置包括多种光接收像素,所述光接收像素具有对特定基本颜色成分的敏感度。

5. 根据权利要求1-4中任一项所述的内窥镜设备,其中:

所述第一照射部的各个照射窗包括荧光构件,所述荧光构件被构造成由从所述光源部供应的光激发以发射荧光。

6. 根据权利要求1-4中任一项所述的内窥镜设备,其中:

所述光源部包括作为光源的半导体光发射元件。

7. 根据权利要求1-4中任一项所述的内窥镜设备,其中:

所述光源部将氙光源或卤素光源发射的光供应给所述第一照射部。

8. 根据权利要求1-4中任一项所述的内窥镜设备,其中:

所述光源部使氙光源或卤素光源发射的光透过仅允许给定窄带宽波长成分通过的窄带滤光器,以产生所述窄带宽光;以及

所述光源部将生成的所述窄带宽光供应给所述第二照射部的各个照射窗。

9. 根据权利要求1-4中任一项所述的内窥镜设备,其中:

所述光源部设置在所述内窥镜插入部的前端表面中。

10. 根据权利要求 1-4 中任一项所述的内窥镜设备,其中:

所述第一照射部的成对照射窗设置在所述观察窗的两侧,且所述第一照射部的成对照射窗横过所述观察窗彼此相对;以及

所述第二照射部的成对照射窗在所述观察窗的两侧设置在不同于所述第一照射部的照射窗的位置的位置上,且所述第二照射部的成对照射窗横过所述观察窗彼此相对。

内窥镜设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜。

背景技术

[0002] 通常,内窥镜设备被构造成使得照射窗和观察窗分别设置在将插入到体腔内的内窥镜插入部的前端中,从照射窗照射照明光,而通过观察窗拍摄体腔内将被观察的部分的图像。然后,在监视屏上显示如此获得的观察图像以对要观察的部分执行内窥镜诊断。照明光的实例包括从氙灯、卤素灯或类似灯发出的白光。近年来,在一些情况下,具有特定窄带宽波长的特定光与白光结合使用(参见 JP 2007-21084A 和 JP 2008-259722A(对应于 US 2008/0255426A))。在特定光照射下,可以根据对象执行各种类型的观察:例如,对粘膜组织表层的毛细管或粘膜微细图案进行强调的观察;通过自动荧光从活体的组织进行的观察;和当诸如靛青绿的标记试剂被注入到活体内时通过标记试剂的荧光进行的观察。

[0003] 这里,照射窗在内窥镜插入部的前端中的位置响应于观察窗的位置而被适当设定。在照射窗相对于观察窗被不适当地设置的情况下,当要观察的区域具有不平坦性时,该区域不能被均匀地照射,因此,在观察图像上将会出现不均匀照射或阴影。考虑到此,JP 2007-21084A 采用一种多个照射窗相对于观察窗对称地设置并绕观察窗设置的结构。此外,JP2001-166223A(对应于 US 2001/0003142A)提出了一种照射窗设置在两侧且观察窗设置在所述照射窗之间以防止这种不均匀照射的结构。

[0004] 然而,为了在用于进行各种类型的特定光观察的内窥镜设备中使用这种特定光观察,可能需要一种选择性地或同时发出多种类型的激发光。在该结构中,在多个照射窗设置在内窥镜插入部的前端中的情况下,用于照射窗的空间可能会占据更多的空间,这将对于减小内窥镜插入部的直径是不利的。另一方面,还要考虑照射窗被共用以减少所使用的照射窗的数量。然而,基于照射窗与观察窗之间的位置关系,不均匀照射将易于发生。

[0005] 此外,在特定光观察中,通过单独逐一发出多种类型的激发光以拍摄要观察的部分的图像的系统、或对每一个成像帧切换光以获得观察图像的系统来获得观察图像。然而,尤其是当显示活动图像时,在一些情况下,帧频可能会减速,因此显示质量将会恶化。

发明内容

[0006] 本发明的示例性实施例提供一种内窥镜设备,所述内窥镜设备具有用于照明在内窥镜插入部的前端中要被观察的区域的两对照射窗,同时可以减小内窥镜插入部的直径,并且可以防止不均匀照射,此外,所述内窥镜设备可以同时照射分别具有不同光谱的窄带宽光,藉此可以高精度地实现多功能光诊断。

[0007] 根据本发明的一方面,内窥镜设备包括内窥镜插入部、光源部、和光源控制部。内窥镜插入部被构造成插入到对象内。光源部将光供应给内窥镜插入部。将白光照射到对象上的第一照射部、将具有比白光窄的波长带宽的窄带宽光照射到对象的第二照射部、和用于观察对象的观察窗设置在内窥镜插入部的前端表面上。第一和第二照射部中的每一个都

包括一对照射窗,所述照射窗用于从所述照射窗发光。穿过观察窗的中心点并二等分内窥镜插入部的前端表面的直线被限定为边界线。第一照射部的成对照射窗在边界线的两侧设置在前端表面上。第二照射部的成对照射窗在边界线的两侧设置在前端表面上。光源控制部被构造成单独改变从第二照射部的各个照射窗照射的光的光谱。

[0008] 利用以上内窥镜设备,照射白光的第一照射部的照射窗和照射窄带宽光的第二照射部的照射窗设置在内窥镜插入部的前端表面上的可以提供良好空间效率以及可以防止不均匀照射的产生的这种位置处。此外,可以单独控制从第二照射部的相应的照射窗发出的窄带宽光的光谱。因此,可以从第二照射部的各个照射窗同时发出具有不同光谱的窄带宽光。因此,除了在白光照明下的正常观察和使用窄带宽光的特定光观察之外,可以照射具有不同光谱的窄带宽光。因此,可以高精度地实现多功能诊断。

附图说明

[0009] 图 1 是根据本发明的实施例的内窥镜设备的结构的示意性方框图;

[0010] 图 2 是图 1 所示的内窥镜设备的实例的外观图;

[0011] 图 3A 是包括光扩散构件的光投射单元的截面结构视图;

[0012] 图 3B 是包括荧光构件的光投射单元的截面结构视图;

[0013] 图 4 是显示来自激光光源的蓝色激光的光发射谱和荧光的光发射谱的曲线图,其中蓝色激光的波长由荧光构件被转换成所述荧光的光发射谱;

[0014] 图 5 是示意性地显示内窥镜前端部的结构的立体图;

[0015] 图 6 是图 5 所示的内窥镜前端部的分解图;

[0016] 图 7 是沿图 5 所示的 A-A 线截得的剖视图;

[0017] 图 8 是内窥镜前端部的当从图 5 所示的 B 方向看时的前视图;

[0018] 图 9 是光源装置的方框图;

[0019] 图 10 是成像光学系统的结构视图;

[0020] 图 11 是显示成像光学系统和照明光学系统的说明图;

[0021] 图 12 是将从照射窗根据各个照射模式发出的光的类型的说明图;

[0022] 图 13 是来自各个照射窗的光发射时序相对于各个成像帧的时序图;

[0023] 图 14 是显示还原血红蛋白和氧合血红蛋白的吸收率的光谱特性的曲线图;

[0024] 图 15 是显示 S1/S3 和 S2/S3 的值的大小表示在两个垂直轴上的二维图像的曲线图;

[0025] 图 16 是用于切换根据成像帧从各个照射窗发出的光的第一控制实例的时序图;

[0026] 图 17 是显示在成像元件 B、G 和 R 的中心波长和检测敏感度中具有 405nm、445nm、和 473nm 的各个激光的光谱轮廓;

[0027] 图 18 是用于切换根据成像帧从各个照射窗发出的光的第二控制实例的时序图;

[0028] 图 19 是表层血管和深层血管的典型视图;

[0029] 图 20 是用于产生深层血管图像的说明图;

[0030] 图 21 是使用边缘检测的分段提取过程的流程图;

[0031] 图 22 是来自各个照射窗的光发射光的发射时序相对于各个成像帧的时序图;

[0032] 图 23 是从各个照射窗发射的光发射的时序相对于各个成像帧的时序图;

- [0033] 图 24 是成像光学系统的另一实例的结构视图；
- [0034] 图 25 是内窥镜前端部的前端表面的俯视图；
- [0035] 图 26 是内窥镜前端部的示意性剖视图；
- [0036] 图 27 是显示在所拍摄的图像的中心像素值作为参考的情况下 R、G 和 B 检测光的光量比的分布的曲线图；
- [0037] 图 28 是光源装置的变形例的示意性结构视图；
- [0038] 图 29A 是光源装置的另一个变形例的部分示意性结构；
- [0039] 图 29B 是旋转光学滤光器的俯视图；和
- [0040] 图 30 是内窥镜前端部的前端表面的俯视图。

具体实施方式

[0041] 以下参照附图给具体出本发明的实施例的说明。

[0042] 图 1 是根据本发明的实施例的内窥镜设备的结构的示意性方框图的说明图。图 2 是图 1 所示的内窥镜设备的实例的外观图。

[0043] 如图 1 和图 2 所示,内窥镜设备 100 包括内窥镜 11、与内窥镜 11 连接的控制设备 13、用于在上面显示图像信息和类似物的显示部 15、和用于接受输入操作的输入部 17。内窥镜 11 是一种电子内窥镜,所述电子内窥镜包括用于从将要插入到对象体内的内窥镜插入部 19 的前端发出照明光的照明光学系统、和具有用于拍摄要被观察的区域的图像的成像装置 21(参见图 1)的成像光学系统。

[0044] 内窥镜 11 包括内窥镜插入部 19、用于执行内窥镜插入部 19 的前端的弯曲操作和观察操作的操作部 23(参见图 2)、和用于可拆卸地将内窥镜 11 连接到控制设备 13 的连接器部 25A、25B。虽然未示出,但是在操作部 23 和内窥镜插入部 19 的内部设有各种通道,例如,组织收集治疗工具或类似工具将要插入的钳状通道和用于供气 / 供水的通道。

[0045] 内窥镜插入部 19 具有柔性部 31、弯曲部 33 和前端部(所述前端部以下可以称为内窥镜前端部)35。在内窥镜前端部 35 中,如图 1 所示,设有用于将光照射到要被观察的区域上的照射端口 37A、37B、和用于获得要被观察的区域的图像信息诸如 CCD(电荷耦合器件)图像传感器或 CMOS(互补金属氧化物半导体)图像传感器的成像装置 21。此外,物镜单元 39 设置在成像装置 21 的光接收表面侧。

[0046] 弯曲部 33 置于柔性部 31 与前端部 35 之间,并且可以通过旋转地操作设置在图 2 所示的操作部 23 上的角度旋钮 22 而自由弯曲。弯曲部 33 可以根据使用内窥镜 11 的对象的一部分在任意方向上并以任意角度弯曲,藉此内窥镜前端部 35 的照射端口 37A、37B 的观察方向和成像装置 21 可以被引导到需要的观察部分。随后给出内窥镜插入部 19 的照射端口 37A、37B 的结构详细说明。

[0047] 控制设备 13 包括用于产生将要被供应给内窥镜插入部 19 的照射端口 37A、37B 的照明光(一个或多个)光源装置 41、和用于对从成像装置 21 发送的图像信号执行图像处理的处理部 43。控制设备 13 通过连接器部 25A、25B 连接到内窥镜 11。此外,上述显示部 15 和输入部 17 连接到处理部 43。处理部 43 根据来自内窥镜 11 的操作部 23 和输入部 17 的指令对从内窥镜 11 发送的成像信号执行图像处理以产生显示图像,并将如此生成的显示图像供应给显示部 15。

[0048] 光源装置 41 包括多种激光光源,所述激光光源的中心光发射波长彼此不同。在该结构实例中,如图 1 所示,光源装置 41 包括具有 405nm 中心光发射波长的激光光源 LD1、具有 445nm 中心光发射波长的激光光源 LD2、第一激光光源部 LD-A 和第二激光光源部 LD-B,所述第一激光光源部和所述第二激光光源部分别包括多种激光光源,所述激光光源的细节随后给出。

[0049] 各个激光光源 LD1、LD2 和第一激光光源部 LD-A 以及第二激光光源部 LD-B 的光由光源控制部 49 单独控制。各个激光可以单独或同时生成。即,可以任意改变各个激光的发射时序及其光发射量比。因此,可以单独改变从照射窗发出并从各个激光发出的光的光谱。

[0050] LD1 是发出具有 405nm 的中心波长的紫色激光的光源,而 LD2 是发出具有 445nm 的中心波长的蓝色激光并使用荧光构件生成白色照明光的用于正常观察的光源,其中所述荧光构件用作波长转换构件(随后进行说明)。

[0051] 安装在激光光源 LD1、LD2 和第一激光光源部 LD-A 以及第二激光光源部 LD-B 上的激光光源的实例包括 InGaN 基宽区域型激光二极管、InGaNaAs 基激光二极管、和 GaNaAs 基激光二极管。

[0052] 从各个激光光源发出的激光通过聚光透镜(未示出)被分别引入到光纤中。来自 LD1 和 LD2 的激光由组合器 51 合并在一起并然后由耦合器 53 分成两个光。然后,光被发送到连接器部 25A。因此,来自 LD1 和 LD2 的激光可以在降低其散斑的情况下被均匀地发送到光程的两个系统。可选地,可以采用以下简化结构,其中来自 LD1 和 LD2 的激光被直接发送到连接器部 25A,而不需要使用组合器 51 也不需要耦合器 53。

[0053] 此外,来自第一激光光源部 LD-A 的激光通过光纤 54A 被发送到连接器部 25A,而来自第二激光光源部 LD-B 的激光通过光纤 54B 被发送到连接器部 25A。

[0054] 发送到连接器部 25A 的各个激光然后被引入到光纤 55A-55D 中,所述光纤分别从连接器部 25A 延伸到内窥镜前端部 35。具体地,来自激光光源 LD1 和 LD2 的激光通过与该激光光源相关联的光纤 55B 和 55C 被引导到内窥镜前端部 35。来自第一激光光源部 LD-A 的激光和来自第二激光光源部 LD-B 的激光通过与该第一激光光源部和该第二激光光源部相关联的光纤 55A 和光纤 55D 被分别引导到内窥镜前端部 35。

[0055] 光投射单元 71A、71B、71C 和 71D 布置在内窥镜前端部 35 上。光纤 55A 连接到光投射单元 71A。光纤 55D 连接到光投射单元 71B。光纤 55B 和 55C 分别连接到光投射单元 71C 和 71D。

[0056] 光投射单元 71A 包括光纤 55A 和光扩散构件 58,并且被构造成使得从光纤 55 的光发射端发出的光通过光扩散构件 58 被扩散并照射在光程的前面。光投射单元 71B 包括光纤 55D 和光扩散构件 58,并与光投射单元 71A 类似地构造而成。

[0057] 光投射单元 71C 包括光纤 55B 和荧光构件 57,并被构造成使得从光纤 55B 的光发射端发出的光用于激发荧光构件 57 从而产生光,并且将生成的光与从光纤 55B 发出的光一起照射在光程的前面。光投射单元 71C 包括光纤 55C 和荧光构件 57,并与光投射单元 71C 被类似地构造而成。

[0058] 成对的光投射单元 71A 和 71B 以及成对的光投射单元 71C 和 71D 分别设置在物镜单元 39 的两侧,且物镜单元 39 夹在中间,所述物镜单元 39 用作内窥镜前端部 35 的观察窗。白光从一对光投射单元 71C 和 71D(第一照射部的实例)发出。分别从第一激光光源

部 LD-A 和第二激光光源部 LD-B 发出并用作特定光的激光从一对投射单元 71A 和 71B (第二照射部的实例) 发出。

[0059] 这里, 光纤 55A-55D 是多模光纤。例如, 可以使用具有 105 μm 纤心直径、125 μm 包覆层直径、和包括用作 $\phi 0.3\text{mm}-0.5\text{mm}$ 的涂层的防护层的直径的小直径光缆。

[0060] 接下来, 以下给出对光投射单元 71A-71D 的具体结构的说明。

[0061] 图 3A 是光投射单元 71A 和 71B 的截面结构视图。图 3B 是光投射单元 71C 和 71D 的截面结构视图。光投射单元 71A 和 71B 的结构相同。光投射单元 71A 和 71B 中的每一个都包括光扩散构件 58、用于遮盖光扩散构件 58 的外周边的圆柱形套筒构件 73、用于密封套筒构件 73 的一个端侧的防护玻璃 (照射窗) 75、和插入到套筒构件 73 中并用于将光纤 55A (55D) 保持在其中心轴线上的套圈 77。此外, 柔性套筒 79 插入在光纤 55A (55D) 的从套圈 77 的后端侧延伸且被外护套遮盖的一部分与套筒构件 73 之间。柔性套筒 79 遮盖外护套的外部。

[0062] 另一方面, 光投射单元 71C 和 71D 的结构相同, 并且在结构上还和光投射单元 71A 和 71B 相同, 除了设置光投射单元 71A 和 71B 的光扩散构件 58、荧光构件 57, 并且光从光纤 55B 和 55C 被引入之外。

[0063] 光投射单元 71C 和 71D 的荧光构件 57 包括多种荧光材料 (例如, 从激光光源 LD2 吸收蓝色激光的一部分并通过这种蓝色激光被激发以发出绿色至黄色光的 YAG 基荧光材料或 BAM ($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$))。利用该结构, 由作为激发光的蓝色激光生成的发出的绿色至黄色光和没有被荧光构件 57 吸收而被发送的蓝色激光合并在一起以从而产生白色 (疑似白色) 照明光。

[0064] 图 4 是显示来自激光光源 LD2 的蓝色激光的光发射光谱和在这种蓝色激光的波长由荧光构件 57 转换之后的光发射光谱的曲线图。蓝色激光由具有 445nm 的中心波长的发射谱线表示, 而通过蓝色激光由荧光构件 57 产生的光提供其中光发射强度在大致 450nm-700nm 的波长带中增加的光谱密度分布。发射光和蓝色激光的轮廓构成白色光。如在该结构实例中, 当激光光源用作荧光构件的激发光源时, 可以获得具有高光发射效率和高亮度的白光。此外, 不仅可以容易地调节白光的强度, 而且可以将白光的色温和色度变化控制到最小。

[0065] 这里, 说明书中使用的术语“白光”不局限于严格包括可见光波长带的所有波长成分的白光, 而是可以为任意光, 只要其包括在特定波长带内的光, 例如, 基准色光, 例如 R (红色)、G (绿色) 和 B (蓝色)。例如, “白光”可以在广义上包括含有在从绿光到红光的范围内的波长成分的光或含有在从蓝光到绿光的范围内的波长成分的光。

[0066] 荧光构件 57 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。此外, 荧光构件 57 优选地由考虑构成磷的荧光材料与用作填充物的固定 / 固化树脂之间的折射率差而选择荧光材料和填充物的粒径的这种材料形成。此外, 荧光构件 57 优选地由很少吸收红光和红外光并显著散射红光和红外光的材料的这种材料形成。在这种情况下, 在没有降低光强度的情况下可以增强红光和红外光的扩散效应, 从而能够减小荧光构件 57 的光损耗。

[0067] 光投射单元 71A 和 71B 的光扩散构件 58 由允许来自第一激光光源部 LD-A 和第二激光光源部 LD-B 的激光穿过的可透光树脂材料制成。代替可透光树脂材料, 可以使用可透

光陶瓷或玻璃。此外,光扩散构件 58 还可以具有以下结构:在光扩散构件 58 的表面或中间层中设有包括微小不平坦部分或混合有颗粒(填充物或类似物)的分别具有不同折射率的光扩散层。或者,还可以使用半透明材料。因此,从光扩散构件 58 发出的光是窄波长带宽光,所述光的光量由于光的偏转和扩散而在给定照射区内是均匀的。

[0068] 这里,参照回到图 1,由蓝色激光和从荧光构件 57 发出的光如上所述产生的白光以及从各个激光发出的窄光谱的窄波长带宽光从内窥镜前端部 35 朝向对象要被观察的区域照射。当照明光投射到要被观察的区域上时,在由随后要说明的滤光器 27 清除不必要的光成分之后,通过物镜单元 39 由成像装置 21 拍摄要被观察的区域的状态。

[0069] 在拍摄之后从成像装置输出的拍摄图像的图像信号通过显微镜电缆 59 被发送到 A/D 转换器 61,在所述 A/D 转换器中,所述图像信号被转换成数字信号,然后该数字信号通过连接器部 25B 被输入给处理器 43 的图象处理部 63。图象处理部 63 对从成像装置发送的已经被转换成数字信号的图像信号执行诸如白平衡校正处理、伽玛校正处理、轮廓强调处理、和颜色校正处理的各种处理。由图象处理部 63 处理过的拍摄的图像信号与各种类型的信息一起通过控制部 65 形成为内窥镜观察图像,并且然后显示在显示部 15 上。此外,拍摄的图像信号可以存储在具有存储器和储存装置的存储部 67 中。

[0070] 接下来,给出内窥镜前端部的结构的具体说明。

[0071] 图 5 是内窥镜前端部的示意性结构的立体图。图 6 是图 5 所示的内窥镜前端部的分解图。

[0072] 如图 5 和图 6 所示,在内窥镜前端部 35 中,上述光投射单元 71A-71D 安装到前端硬部 87 中,所述前端硬部由不锈钢或类似材料制成并沿其纵向方向形成有多个通孔。前端硬部 87 形成有通孔 87a,包括图 1 所示的成像装置 21 的成像光学系统储存到所述通孔中。通孔 87b1、87b2、和通孔 87c1、87c2 形成在前端硬部 87 的两侧,且通孔 87a 位于所述前端硬部的中心。光投射单元 71A、71C 分别插入到孔 87b1、87b2 中。光投射单元 71D、71B 分别插入到孔 87c1、87c2 中。

[0073] 此外,前端硬部 87 的前端侧被前端橡皮帽 89 遮盖。前端硬部 87 的外周边被外护套管(未示出)遮盖。前端橡胶帽 89 形成有与前端硬部 87 的各个通孔 87a、87b1、87b2、87c1、87c2 相对应的通孔 89a、89b、89c。利用这种结构,物镜单元 39 使用的观察窗和用于光投射单元 71A-71D 的照射端口 37A、37B 被允许在所述孔处开口。

[0074] 图 7 显示沿图 5 所示的 A-A 线截得的剖视图。在光投射单元 71A、71C 插入到前端硬部 87 的与该光投射单元相关联的通孔 87b1、87c1 中之后,通过使用螺钉(加工螺钉)93 将光投射单元 71D、71B 紧固通过与通孔 87b1、87c1 连通的固定孔 91(参见图 4 和图 5),光投射单元 71D、71B 固定到前端硬部 87。此外,光投射单元 71B、71D 通过使用螺钉 93 紧固光投射单元 71B、71D 而类似地固定到前端硬部 87。

[0075] 利用包括上述光投射单元 71A-71D 的内窥镜的结构,因为光投射单元 71A-71D 在光投射单元 71A-71D 插入到前端硬部 87 的通孔 87b1、87b2、87c1、87c2 的状态下通过螺钉 93 可拆卸地固定到前端硬部 87,因此易于更换光投射单元 71A-71D。因此,可以增强内窥镜的保持特性。即,当由于内窥镜的长期使用而导致的照明光强度减小或色调变化时,当前使用的光投射单元可以被新的光投射单元简单地更换。

[0076] 图 8 是内窥镜前端部的当此报告图 5 所示的 B 方向看时的前视图。如上所述,光投

射单元 71A-71D 设置在物镜单元 39 的两侧,使得光投射单元 71A 和 71C 可以从照射端口 37A 照射光,而光投射单元 71B 和 71D 可以从照射端口 37B 照射光。包括光扩散构件 58(参见图 3A) 的一对光投射单元 71A 和 71B 被设置成使得连接用作照射窗的防护玻璃 75(参见图 3A) 的位置的线 L1 横过用作观察窗的物镜单元 39 的透镜区域。此外,包括荧光构件 57(参见图 3B) 的一对光投射单元 71B 和 71C 被设置成使得连接用作照射窗的防护玻璃 75(参见图 3B) 的位置的线 L2 横过用作观察窗的物镜单元 39 的透镜区域。

[0077] 即,多个照射窗包括具有用于通过荧光构件 57 照射白光的一对照射窗的第一照射部(光投射单元 71C、71D)、和具有用于照射窄带宽光的一对照射窗的第二照射部(光投射单元 71A、71B),其中所述窄带宽光与白光相比具有较窄的波长带。假设边界线 L3 表示穿过观察窗的中心点 P 并二等分内窥镜前端部 35 的前端表面 35a 的线,则第一照射部的所述一对照射窗在边界线 L3 的两侧设置在前端表面 35a 上,而第二照射部的所述一对照射窗在边界线 L3 的两侧设置在前端表面 35a 上。

[0078] 换句话说,第一照射部的照射窗(71C、71D) 分别设置在由边界线 L3 二等分的前端表面区域 A1 和 A2 中,而第二照射部的照射窗(71A、71B) 分别设置在由边界线 L3 二等分的前端表面区域 A1 和 A2 中。

[0079] 利用该结构,各个光投射单元 71A-71D 在空间有效增强状态下设置而成,使得线 L1 与 L2 之间的交点位于物镜单元 39 的透镜区域中。用于投射白色照明光的光投射单元 71C、71D 设置在内窥镜前端部 35 的物镜单元 39 的两侧。因此,光投射单元 71C、71D 可以从物镜单元 39 的两侧均匀地投射白光,并且可以防止不均匀照射的发生。

[0080] 接下来,以下给出第一激光光源部 LD-A 和第二激光光源部 LD-B 的具体结构和包括这些激光光源部 LD-A、LD-B 的组的光源装置 41 的结构的说明。

[0081] 图 9 显示光源装置 41 的方框图。如图 9 所示,第一激光光源部 LD-A 和第二激光光源部 LD-B 结构相同,同时第一激光光源部 LD-A 和第二激光光源部 LD-B 分别包括具有不同中心光发射波长的多个激光光源。表 1 显示第一激光光源部 LD-A 和第二激光光源部 LD-B 的光源种类。

[0082] [表 1]

[0083]

第一激光光源部	第二激光光源部	中心光发射波长
LD-A1	LD-B1	375nm
LD-A2	LD-B2	405nm
LD-A3	LD-B3	445nm
LD-A4	LD-B4	473nm
LD-A5	LD-B5	780nm

[0084] 光源控制部 49 控制各个激光光源 LD-A1 至 A5、LD-B1 至 B5、以及 LD1、LD2 的照明时序和光发射强度。通过组合该激光光源,可以产生任意照明光。从激光光源 LD-A1 至

A5 发出的激光由组合器 95 合并在一起,然后被输出给光纤 54A。此外,类似地,从激光光源 LD-B1 至 B5 发出的激光由组合器 96 合并在一起,然后被输出给光纤 54AB。这里,所使用的各个激光光源的中心光发射波长可以在表 1 中所示的各个中心光发射波长的范围 $\pm 10\text{nm}$ 的范围内。这类似地应用到光源 LD1 和 LD2。此外,可以根据对象或要实施特定光观察的种类来适当地设定光发射波长。

[0085] 利用以上结构,白光从光投射单元 71C、71D 发出,而表 1 所示的波长中的任一个的窄带宽光以所述窄带宽光被任意合并在一起的方式从光投射单元 71A、71B 发出。

[0086] 接下来,以下给出成像光学系统的说明。

[0087] 如图 10 所示,成像光学系统包括用于拍摄观察区域的图像的成像装置 21、物镜单元 39、和置于成像装置 21 与物镜单元 39 之间的滤光器 27。滤光器 27 以以下方式被构造而成。即,用于清除从激光光源 LD-A5、LD-B5 发送的近红外光(780nm 的波长)(其细节随后说明)的成分的近红外光切除滤光器 103 粘结到滤光器 27 的透明光学基板 101 的一个表面上。此外,用于清除从激光光源 LD-A1、LD-B1 发送的紫外光(375nm 的波长)(其细节随后说明)的成分的紫外光切除滤光器 105 粘结到滤光器 27 的透明光学基板 101 的另一个表面上。

[0088] 图 11 显示成像光学系统和照明光学系统的光谱特性。如图 11 所示,成像装置 21 是包括多个光接收像素的二维图像传感器,所述光接收像素对 B 光、G 光和 R 光敏感。与各个像素相对应的 B、G 和 R 滤色器在 Bayer 布置中设置在成像装置 21 的图像拾取表面上方。输出每一颜色的图像信息。此外,各个光接收像素还对近红外光敏感。因此,成像装置 21 可以相对于 B 光、G 光、R 光和近红外光检测图像信息。成像装置 21 是对 B、G 和 R 基本颜色敏感的原色系统成像装置。可选地,成像装置 21 可以是对青色 C、品红 M 和黄色 Y(和 G)基本颜色敏感的补色系统成像装置。在这种情况下,通过将 C、M 和 Y 转换成 B、G 和 R,该成像装置可以与原色系统成像装置被类似处理。成像装置 21 的滤色器的布置可以不受限于 Bayer 布置。可以采用其中其他颜色的滤色器被合并的另一种布置。

[0089] 接下来,以下给出各种照射模式的说明,其中激光光源 LD1、LD2 和第一激光光源部 LD-A 以及第二激光光源部 LD-B 的各个激光响应于观察模式而合并并且如此合并的激光然后从光投射单元 71A-71D 发出。图 12 显示各个照射模式的实例。在图 12 中,照射窗 A、B、C 和 D 分别分别光投射单元 71A、71B、71C 和 71D 的照射窗。光投射单元 71A、71B、71C 和 71D 的各个照射窗以下可以分别称为照射窗 A、B、C 和 D。

[0090] < 第一照射模式 >

[0091] 第一照射模式是正常观察时间的白色照明模式。光源控制部 49 使激光光源 LD2 发射具有 445nm 的中心波长的激光,并使白光从照射窗 C 和 D 发出。光源控制部 49 中断其它剩余激光光源的输出,从而停止其它剩余激光光源的光发射。

[0092] 如上所述,因为白光同时从照射窗 C 和 D 发出,即使在观察部中存在任意不平坦部分,但是也可以防止不均匀照射和阴影。因此,可以在均匀照明光下执行正常观察。

[0093] < 第二照射模式 >

[0094] 第二照射模式是其中除了在白光照明下进行的正常观察之外可以观察组织的表层的信息的照射模式。

[0095] 光源控制部 49 使激光光源 LD1 发出具有 405nm 的中心波长的激光,使激光光源

LD2 发出具有 445nm 的中心波长的激光,并且使激光光源 LD1 的白光和激光从照射窗 C 和 D 发出。LD1 与 LD2 之间的光发射量比可以被设定成使得例如 LD1 : LD2 为 1 : 4。此外,其它剩余激光光源的输出中断,从而停止所述其它剩余激光光源的光发射。

[0096] 因为 LD2 的光量大于 LD1 的光量,因此可以更加明亮地进行远距离观察,并且还可以观察组织表层的信息。

[0097] 对于 LD1 和 LD2 的照射时序,可以可选地执行使用白光的照射和使用窄带宽光的照射(LD1 的激光),或者可以同时执行使用白光和窄带宽光的照射操作。

[0098] 利用该照射模式,除了白光之外,能够照射具有短波长的窄带宽光。因此,即使在正常观察时间,除了可以明亮地进行远距离观察的观察图像之外,还可以获得强调粘膜组织表层的微血管的图像成分。

[0099] < 第三照射模式 >

[0100] 第三照射模式是其中以如下所述方式进行观察的照射模式,即,尤其地,组织表层的血管和粘膜微细图案以强调的方式被显示。

[0101] 光源控制部 49 使激光光源 LD1 发出具有 405nm 的中心波长的激光,使激光光源 LD2 发出具有 445nm 的中心波长的激光,并且使 LD1 的白光和激光(窄带宽光)从照射窗 C 和 D 发出。LD1 与 LD2 之间的光发射量比可以被设定成使得例如 LD1 : LD2 为 7 : 1。此外,光源控制部 49 中断其它剩余激光光源的输出,从而停止所述其它剩余激光光源的光发射。

[0102] 因为 LD1 的光量大于 LD2 的光量,因此在近景观察中,可以对组织表层进行进一步的详细观察。

[0103] 利用这种照射模式,可以获得粘液组织表层的毛细血管的微细结构和粘液组织的微细图案被强调的图像成分。在该窄带宽光观察中,可以容易地确认在正常观察中不能获得的组织表层的信息。

[0104] 因为 LD1 的光发射量大于 LD2 的光发射量,可以获得表层血管被进一步强调的观察图像。此外,因为可以任意改变 LD1 与 LD2 的光发射比,因此可以在表层血管的深度方向上观察该表层血管的分布。进一步地,因为来自 LD1 和 LD2 的激光都从相同的照射窗 A 和 B 发出,当观察图像被操作性地处理时,可以使激光的照射条件高精度地相互一致。因此,可以准确地提取观察图像由于照明光之间的差的变化。

[0105] 可以通过来自输入部 17 的操作或通过光源装置 41 通过操作设置在内窥镜 11 上的改变开关 81(图 1 所示)以任意时序或被编程的给定时序改变 LD1 与 LD2 之间的光发射量比。此外,当采用可以通过切换操作或类似操作设定先前预设的光发射量比的结构时,可以简单地彼此切换正常观察图像和组织表层强调图像,从而能够减小内窥镜诊断操作的负担。

[0106] < 第四照射模式 >

[0107] 第四照射模式是用于执行荧光观察的照射模式。

[0108] 光源控制部 49 使激光光源 LD1 和 LD2 中的一个或两个都发出具有 405nm 的中心波长的激光和/或 445nm 的中心波长的激光,并且使 LD1 的白光或白光和激光(窄带宽光)从照射窗 C 和 D 发出。此外,光源控制部 49 使 LD-A2 和 LD-B2 发出具有 405nm 中心波长的激光,并使这些激光从照射窗 A 和 B 发出。光源控制部 49 中断其它剩余激光光源的输出,

从而停止所述其它剩余激光光源的光发射。

[0109] 如图 13 所示,从照射窗 A、B 和照射窗 C、D 发出的光的时序被设定成与成像装置 21 的成像帧同步。光可选地发出每一个成像帧,但是没有同时发出。即,重复白光或白光和窄带宽光从照射窗 C 和 D 发出用于拍摄图像的第一帧和具有 405nm 波长的激发光从照射窗 A 和 B 照射用于拍摄图像的第二帧。对各个帧图像执行适当的图象处理,并且每一帧中所产生的图像显示在显示部 15(参见图 1)上。可选地,可以合成并显示各个帧图像。

[0110] 第一帧是用于确认观察位置的图像,而第二帧是用于观察自动荧光和药物荧光的诊断图像。进一步地,除了第一帧和第二帧之外,可以增加一个或多个帧。

[0111] 从照射窗 A 和 B 发出的激发光分别用于从活体获得自身荧光。产生自身荧光的材料的实例包括烟酰胺腺嘌呤二核苷酸 (NADH) 胶原质。NADH 大量包括在结肠中的上皮的活组织中。已经公知的是在活组织的病变部分(例如,肿块或肿瘤)中,NADH 往往减小。因此,通过将激发光照射到对象上以观察其自身荧光,可以根据来自 NADH 的自身荧光已经减弱的事实确定活组织的病变部分。

[0112] 此外,胶原质大量包含在粘膜下层的活组织中,例如,皮肤和结缔组织。此外,已知的是在活组织的病变部分中,所述病变部分的粘膜的厚度往往会增加。如果粘膜依此方式变厚,则,激发光难以到达粘膜下层。因此,当激发光照射到对象上时,来自生物活动产生的组织的病变部分中的胶原质的自身荧光也被减弱。通过使用这种事实,可以发现和诊断活组织的病变部分。

[0113] 此外,从照射窗 A 和 B 发出的激发光用于从引入到活体内的荧光药物获得药物荧光。荧光药物包括 Photofrin、他拉泊芬钠、维速达尔和 5-ALA(氨基酮戊酸)。当使用这些荧光药物中的任一个时,这些荧光药物可以被具有 405nm 中心波长的激光激发以产生荧光。5-ALA 的荧光由于原卟啉 IX 而生成,并且当病变增长时,荧光的波长比变化。

[0114] [表 2]

[0115]

药品名称	激发波长	光发射波长
光敏素	405nm	660nm
他拉泊芬钠	405nm	660nm
维速达尔	405nm	660nm
5-ALA	405nm	635/670nm

[0116] 利用这种照射模式,当激发光从照射窗 A、B 均匀地照射到对象上时,可以观察来自整个拍摄图像屏幕的自身荧光和药物荧光。此外,因为各个帧图像被一起显示,因此可以执行观察,同时比较白光照明下的观察图像与荧光观察图像。因此,可以进行更加准确的诊断。

[0117] 此外,对于从照射窗 A 和 B 发出的窄带宽光,来自 LD-A2 和 LD-B2 的激光通过光扩散构件 58(参见图 3A)发出并因此没有穿过荧光构件。这防止荧光构件的光发射成分与来自活组织的荧光混合并在观察图像中作为噪点出现。此外,还消除了光发射强度由于荧光

构件的光吸收或光扩散作用而下降。

[0118] 这里,在上述实例中,每一个成像帧切换来自各个照射窗的光发射。然而,该切换操作可以通过来自输入部 17 的操作或通过光源装置 41 通过操作图 1 所示的内窥镜 11 的切换开关 81 而在任意时序或被编程的给定时序下执行。

[0119] < 第五照射模式 >

[0120] 第五照射模式是用于检测血氧饱和和血管深度的照射模式。光源控制部 49 使激光光源 LD1 和 LD2 中的一个或两个都发出具有 405nm 的中心波长的激光和 / 或 445nm 的中心波长的激光,并且使 LD1 的白光或白光和激光(窄带宽光)从照射窗 C 和 D 发出。此外,光源控制部 49 选择性地使 LD-A2 的激光(405nm 的中心波长)、LD-A3 的激光(445nm 的中心波长)、LD-A4 的激光(473nm 的中心波长)、LD-B2 的激光(405nm 的中心波长)、LD-B3 的激光(445nm 的中心波长)和 LD-B4 的激光(473nm 的中心波长)发出。然后,控制部 49 使如此选择的激光从照射窗 A 和 B 发出。控制部 49 中断剩余激光光源的输出,从而停止所述剩余激光光源的各个激光的发射。

[0121] 从照射窗 C 和 D 发出的光用于白光照明,而从照射窗 A 和 B 发出的光用作检测血氧饱和和血管深度的照明光。

[0122] 如图 13 所示,每一个成像帧可选地设定来自照射窗 A、B 和照射窗 C、D 的光发射时序。因此,光没有同时从照射窗 A、B 和 C、D 同时照射,但是每一个成像帧切换光的射出。即,照射窗 A、B 和照射窗 C、D 单独地发射其光。

[0123] 根据该照射模式,可以使用血液的红血球中含有的血色素中的氧合血红蛋白 HbO_2 和具有释放氧气的还原血红蛋白 Hb 之间的差观察区域中的氧饱和和血管血管深度。图 14 显示氧合血红蛋白 HbO_2 和还原血红蛋白 Hb 的吸收率的频谱特性。如图 14 所示,在波长 445nm 附近,还原血红蛋白 Hb 的吸收率高于氧合血红蛋白 HbO_2 ;而在波长 473nm 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,激光具有这种特性使得激光的波长越短,激光从粘膜表层的抵达深度越浅。因此,激光的抵达深度按照波长 405nm、445nm、和 473nm 的顺序变深。

[0124] 使用这些特性,可以以以下方式获得观察区域的氧饱和和在该观察区域中拍摄的血管深度。

[0125] (1) 当照射具有 445nm 中心波长的激光(其中还原血红蛋白 Hb 具有较高的吸收率)时,通过检测激光的返回光成分获得拍摄图像亮度值 S1。

[0126] (2) 当照射具有 473nm 中心波长的激光(其中氧合血红蛋白 HbO_2 具有较高的吸收率),通过检测该激光的返回光成分获得拍摄图像亮度值 S2。

[0127] (3) 当照射具有 405nm 中心波长的激光(其中还原血红蛋白 Hb 和氧合血红蛋白 HbO_2 具有大致相同的吸收率)时,通过检测该激光的返回光成分获得拍摄图像亮度值 S3。

[0128] (4) 由 S3 的值对 S1 和 S2 的值进行标准化。即,获得 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 的值。

[0129] (5) 如图 15 所示,产生其中由两个正交轴表示的 $S1/S3$ 的值和 $S2/S3$ 的值的二维图像。在该二维图像上,绘制获得的 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 的值。在该二维图像上, $S1/S3$ 的值越大,氧饱和度越高并且血管深度越浅。 $S1/S3$ 的值越小,氧饱和度越低并且血管深度越深。此外, $S2/S3$ 的值越大,氧饱和度越低并且血管深度越浅。 $S2/S3$ 的值越小,氧饱和度越高并且血管深度越深。根据这种关系,可以获得观察区域中的氧饱和度(高/低)和血

管深度的信息。

[0130] 由拍摄图像数据获得拍摄图像亮度值 S1、S2 和 S3，其中所述拍摄图像数据通过在切换成各个窗发出的光的同时拍摄观察区域而获得。图 16 显示用于响应于成像帧切换从各个照射窗发出的光的第一控制实例。第一控制实例中的观察图像由第一至第四帧构造而成。第一帧是在来自照射窗 C 和 D 的白色照明下的观察图像，其提供正常观察图像。第二帧是通过从照射窗 A 和 B 照射的 LD-A2 和 LD-B2 的窄带宽光（中心波长为 405nm）得到的观察图像。第三帧是通过从照射窗 A 和 B 照射的 LD-A3 和 LD-B3 的窄带宽光（中心波长为 445nm）得到的观察图像。第四帧是通过从照射窗 A 和 B 照射的 LD-A4 和 LD-B4 的窄带宽光（中心波长为 473nm）得到的观察图像。

[0131] 在第一控制实例中，S3 由第二帧获得，S1 由第三帧获得，而 S2 由第四帧获得。

[0132] 此外，如果使用成像装置 21 的 B 与 G 之间的接收敏感度的差，则可以通过同时照射不同种类的激光获得拍摄图像亮度值 S1、S2 和 S3。

[0133] 图 17 显示各个激光的光谱轮廓（所述激光的中心波长分别为 405nm、445nm 和 473nm）和成像装置 21 的 B、G 和 R 检测灵敏度。如图 17 所示，成像装置 21 的 B 光检测范围包括各个激光的波长成分，而 G 光检测范围仅包括 473nm 波长成分。因此，在同时照射具有 445nm 中心波长的激光和具有 473nm 中心波长的同时，拍摄激光观察区域，并且从 B 光检测信号减去 G 光检测信号。因此，仅可以选择性地提取具有 445nm 中心波长的激光成分（S1）。此外，可以由 G 光检测信号获得具有 473nm 中心波长的激光成分（S2）。

[0134] 图 18 显示用于响应于成像帧切换从各个照射窗发出的光的第二控制实例。

[0135] 第二控制实例中的观察图像由第一至第三帧构成。第一帧是通过从照射窗 C 和 D 发出的白光得到并提供正常观察图像的观察图像。第二帧是通过从照射窗 A 和 B 照射的 LD-A2 和 LD-B2 窄带宽光（405nm 的中心波长）获得的观察图像。第三帧是当同时从照射窗 A 照射 LD-A3 的窄带宽光（445nm 的中心波长）和从照射窗 B 照射 LD-B4 的窄带宽光（473nm 的中心波长）时获得的观察图像。

[0136] 如在第二控制实例中，在相同的帧内同时照射具有不同波长的窄带宽光。因此，可以增强帧频。因此，可以更加平稳地显示移动图像。尤其地，在血液氧含量的观察中，因此可以高响应地检测活体的状态的变化，因此可以消除无法检测病变的可能性，从而对诊断精度的增加做贡献。此外，当内窥镜前端部移动时，图像拍摄屏幕也移动，这将干扰屏幕上的显示。然而，因为帧频增强，因此可以减小对显示的干扰，这使得可以便于确认对象体内的观察位置。

[0137] 此外，当获得 S1 和 S3 时，可以使用 LD1 和 LD2。在这种情况下，可以由荧光构件 57 生成荧光。然而，该荧光出现在远离 LD1 和 LD2 的激光的波长带的长波长侧。因此，通过仅使用 R、G 和 B 颜色成像元素中的 B 成像信号作为检测值，可以选择性地清除荧光成分。因此，仅可以检测 LD1 和 LD2 的激光的返回光成分。

[0138] < 第六照射模式 >

[0139] 第六照射模式是用于执行红外光观察的照射模式。光源控制部 49 使激光光源 LD1 和 LD2 中的一个或两个都发出激光（405nm 的中心波长）和 / 或激光（445nm 的中心波长），并且使 LD1 的白光或白光和激光（窄带宽光）从照射窗 C 和 D 照射。此外，光源控制部 49 使 LD-A5 和 LD-B5 发出激光（780nm 的中心波长），并使 LD-A5 和 LD-B5 的激光从照射窗 A

和 B 照射。

[0140] 此外,在这种情况下,从照射窗 C 和 D 照射的光用作白光照明,而从照射窗 A 和 B 照射的光用作红外光观察的照明光。此外,如 13 所示,每一个成像帧都可选地设定从照射窗 A、B 和照射窗 C、D 的光照射的时序。

[0141] 具有 780nm 的中心波长的激光用于观察粘液组织深层的血液信息并能够使用 ICG 执行红外光观察和血管研究。ICG 连接到血液中的蛋白质,如图 11 所示,吸收具有 750nm 至 850nm 波长的近红外光以产生由 ICG 荧光轮廓 PF1 显示的近红外线荧光。

[0142] 通过该照射模式,除了来自照射窗 C 和 D 的白光之外,可以从照射窗 A 和 B 照射近红外光。因此,可以进行正常观察,尤其可以提取难以在可见光照明下获得的粘膜组织深层的血液信息。

[0143] 例如,在其中光投射单元应用到内窥镜导航系统用于获得支气管周边的血管的位置信息的情况下,具有 780nm 中心波长的激光被照射到注射到血管中的 ICG 上。因此,在血液和 ICG 相互反应的部分中生成具有 830nm 峰值波长并具有宽光谱特性的荧光。因此,通过使用生成的荧光作为标记,可以增强位置精度,并因此可以执行准确的治疗。进一步地,因为使用多个光投射单元,因此通过合并来自光投射单元的光,可以得到高亮度的光照射。

[0144] < 第七照射模式 >

[0145] 第七照射模式是用于在近紫外光作为激发光的情况下使用荧光执行药物荧光观察的照射模式。光源控制部 49 使激光光源 LD1 和 LD2 中的一个或两个发出激光 (405nm 的中心波长) 和 / 或激光 (445nm 的中心波长), 并还使 LD1 的白光或白光和激光 (窄带宽光) 从照射窗 C 和 D 照射。此外,光源控制部 49 使 LD-A1 和 LD-B1 发出激光 (375nm 的中心波长), 然后使 LD-A1 和 LD-B1 的激光从照射窗 A 和 B 照射。此外,在这种情况下,如图 13 所示,可选地每一个成像帧设定来自照射窗 A、B 和 C、D 的光束照射时序。

[0146] 如图 11 所示,由具有 375nm 波长的近紫外光激发荧光素酶以产生由荧光素酶荧光轮廓 PF2 所述的荧光 (具有达到 490nm 的波长)。通过这种照射模式,因为除了白光之外,照射近紫外光,尤其是可以使用高能见度的蓝色 / 绿色光谱获得由 ICG 难以获得的粘液组织表层的信息。

[0147] < 第八照射模式 >

[0148] 第八照射模式是合并根据第六照射模式使用 ICG 的荧光观察和根据第七照射模式使用荧光素酶的荧光观察合并从而获得血管图像的照射模式。

[0149] 因为用作 ICG 的激发光的近红外线激光 (LD-A5 和 LD-B5 的激光) 从身体表面到达相对深层,因此可以从使用 ICG 拍摄的荧光观察图像获得从身体表面大约 1mm 至 3mm 深的深层中的血管的图像 (如图 19 所示), 同时存在于从身体表面延伸大约 1mm 的表层中的表层血管的图像的锐度下降。另一方面,因为用作荧光素酶的激发光的近紫外光激光 (LD-A1 和 LD-B1 的激光) 具有短波长,在荧光素酶荧光图像中,在从身体表面延伸大约 1mm 的表层中存在的表层血管的图像急剧出现,而不能观察深层血管的图像。

[0150] 然后,通过使用 ICG 荧光图像和荧光素酶荧光图像并改变近红外光和近紫外光的光量比,可以根据相应的深度范围正确地观察从深层到表层存在的血管的图像。

[0151] 此外,当仅获得深层血管图像时,如果仅获得 ICG 荧光图像, ICG 荧光图像不仅包括深层血管图像的信息,而且包括表层血管图像的信息。因此,表层血管图像作为不必要信

息的出现。另一方面,如上所述,荧光素酶荧光图像仅包括表层血管图像的信息。

[0152] 因此,当仅获得深层血管图像时,如图 20 所示,通过从 ICG 荧光图像减去荧光素酶荧光图像(减法操作)获得深层血管图像。为了正确地执行这种减法,可以改变近红外光和近紫外光的光量比,使得 ICG 荧光图像信号的放大率和荧光素酶荧光图像信号的放大率彼此相等。

[0153] 接下来,以下给出用于操作性地吃力 ICG 荧光图像和荧光素酶荧光图像以获得深层血管图像的过程的说明。

[0154] 根据第六照射模式照射的 ICG 荧光图像和根据第七照射模式照射的荧光素酶荧光图像临时存储在图 1 所示的图象处理部 63 中。图象处理部 63 对这些图像执行血管提取处理。

[0155] 通过运行分段提取处理执行血管提取处理。作为一个实例,通过检测边缘并从由边缘检测检测到的边缘清除孤立点来执行分段提取处理。边缘检测方法的实例包括使用一阶求导的谨慎方法。

[0156] 图 21 是使用根据谨慎方法的边缘检测的分段提取处理的流程图。首先,对 ICG 荧光图像信号和荧光素酶荧光图像信号(S1, S2)执行使用 DOG(高斯导数)过滤器的过滤处理。使用 DOG 过滤器的这种过滤处理由用于减少噪点的高斯过滤器处理(平滑处理)和在 x 和 y 方向(x 和 y 分别表示二维图像的长轴和短轴)上用于检测密度梯度的第一导数过滤处理的组合构成。

[0157] 对于过滤处理之后的 ICG 荧光图像信号和过滤处理之后的荧光素酶荧光图像信号,计算所述图像信号密度梯度(S3)的大小和方向。然后,提取密度梯度中的局部最大值点(一个或多个),清除除了局部最大值点(一个或多个)之外的非局部最大值点。

[0158] 提取的局部最大值点(一个或多个)与给定阈值进行比较,并且等于或大于给定阈值的局部最大值点(一个或多个)被检测为边缘(一个或多个)(S5)。进一步地,清除为局部最大值点(一个或多个)并等于或大于给定阈值但不构成连续边缘(一个或多个)的孤立点(一个或多个)(S6)。孤立点清除处理是用于从边缘检测结果清除不适于作为血管的孤立点的处理。具体地,这种处理通过检查各个检测边缘(一个或多个)的长度(一个或多个)来检测孤立点(一个或多个)。

[0159] 边缘检测算法不局限于上述算法。还可以使用用于减少噪点的高斯过滤器与用于执行二次导数处理的拉普拉斯算过滤器结合以提取边缘(一个或多个)的 LOG(高斯拉普拉斯变换)过滤器执行边缘检测。

[0160] 通过使用边缘检测运行分段提取处理来执行血管提取。然而,这不是限制性,而是可以使用例如使用色调或亮度的处理的任意处理,只要该处理为能够提取血管部分的处理。

[0161] 通过上述方式执行血管提取处理,相对于 ICG 荧光图像信号和荧光素酶荧光图像信号,生成根据 ICG 荧光的血管图像和根据荧光素酶荧光的血管图像。如图 20 所示,该荧光素酶荧光观察图像(血管图像)113 表示在从为要被观察的一部分的身体表面 1mm 的表层中存在的表层血管的图像,而 ICG 荧光观察图像(血管图像)111 包括从身体表面 1mm-3mm 的深层中存在的表层血管图像和深层血管图像。

[0162] 然后,图象处理部 63(参见图 1)使以上述方式生成的 ICG 荧光血管图像和荧光素

酶荧光血管图像的水平匹配。然后,图象处理部 63 获得这两个信号之间的差。此时获得的图像信号是深层血管图像 115 的信号(参见图 20)。

[0163] 根据当从照射窗 A 和 B 分别照射 375nm 和 780nm 的窄带宽光时获得的图像执行血管提取处理。图 22 显示用于控制照射模式的第一控制实例。此外,图 23 显示用于控制照射模式的第二控制实例。

[0164] 如图 22 所示,根据第一控制实例,拍摄的图像由第一、第二和第三成像帧构成。第一帧是在来自照射窗 C 和 D 的白色光照明下并提供正常观察图像的观察图像。第二帧是通过从照射窗 A 和 B 照射的 LD-A1 和 LD-B1 的窄带宽光(375nm 的中心波长)获得并提供荧光素酶荧光观察图像的荧光观察图像。第三帧是通过从照射窗 A 和 B 照射的 LD-A5 和 LD-B5 的窄带宽光(780nm 的中心波长)获得并提供荧光观察图像的荧光观察图像。

[0165] 第一、第二和第三帧的拍摄图像临时存储在图象处理部 63(参见图 1)中,在该图象处理部 63 中,对各个帧图像执行操作处理。即,图象处理部 63 获得图 20 所示的第二帧的荧光素酶荧光观察图像 113 与第三帧的 ICG 荧光观察图像 111 之间的差,从而获得图 20 所示的深层血管图像 117。如此获得的深层血管图像 117 与在白色光照明下获得的第一帧的观察图像一起显示在显示部 15(参见图 1)上。

[0166] 在第一控制实例的情况下,由第二和第三帧获得深层血管图像。如此获得的深层血管图像与在白色光照明下获得的第一帧的观察图像一起被显示。因此,可以更加清楚地观察组织深层的结构。

[0167] 根据第二控制实例,如图 23 所示,拍摄图像由第一和第二成像帧构成。第一帧是在来自照射窗 C 和 D 的白色光照明下获得并提供正常观察的观察图像。第二帧提供当同时从照射窗 A 照射 LD-A1 的窄带宽光(375nm 的中心波长)和从照射窗 B 照射 LD-B5 的窄带宽光(780nm 的中心波长)时获得的荧光素酶荧光观察图像和 ICG 荧光观察图像。

[0168] 如图 11 所示,当荧光素酶激发光具有 375nm 的波长时,在 490nm 波长附近的荧光素酶荧光轮廓 PF2 被检测为成像装置的 B 光信号,并且所述荧光素酶荧光轮廓 PF2 的一部分被检测为 G 光信号。另一方面,当 ICG 激发光具有 780nm 的波长时,820nm 波长附近的 ICG 荧光轮廓 PF1 通过具有上述构造结构的成像装置 21 被检测为 G、B 和 R 光信号。即,因为具有上述结构的成像装置 21 不具有用于切除具有大约 700nm 或以上的波长的光成分的普通 IR 切除滤光器,因此可以由各个光接收像素 G、B 和 R 获得 ICG 荧光轮廓检测信号。

[0169] 因此,根据具有上述结构的成像装置,虽然仅不能直接检测荧光素酶荧光轮廓 PF2 的光强度,但是通过使用能够仅检测 ICG 荧光轮廓 PF1 的成像装置的 R 光信号,可以检测荧光素酶荧光轮廓 PF2 的光强度。即,为了检测荧光素酶荧光轮廓 PF2 的光强度,从成像装置的 B 光信号(PF1+PF2)减去成像装置的 R 光信号(PF1),从而选择性地仅检测荧光素酶荧光轮廓 PF2 的光强度。

[0170] 在第二控制实例的情况下,因为成像帧由第一、第二和第三帧构成,因此可以增强帧频。因此,可以使移动图像的显示进一步被平稳。尤其地,内窥镜观察图像的显示在内窥镜前端部移动时,图像拍摄屏幕移动,因此图像的显示被干扰。然而,因为帧频增强,可以减小显示的干扰。因此,可以便于确认对象体内的观察位置。

[0171] 接下来,以下给出上述内窥镜设备的变形例。

[0172] <第一变形例>

[0173] 在该变形例中,成像光学系统具有图 24 所示的结构。参照在上述第八照射模式中使用该结构的情况给出该变形例的结构说明。如图 24 所示,成像光学系统包括第一成像系统 121 和第二成像系统 123,所述第一成像系统 121 通过近红外线激发光的照射拍摄从要被观察的区域发出的 ICG 荧光的图像以在要被观察的区域产生 ICG 荧光的图像信号,所述第二成像系统 123 图像通过近紫外激发光从要被观察的区域发出的荧光素酶荧光的图像以生成要被观察的区域的荧光素酶荧光的图像信号,并且还在白光照明下拍摄从要被观察的区域反射的正常观察图像以产生要被观察的区域的正常图像信号。

[0174] 第一成像系统 121 包括二向棱镜 125、近红外光切除滤光器 103、第一成像光学系统 127、和第一成像装置 21A。二向棱镜 125 允许 ICG 荧光图像从要被观察区域穿过所述二向棱镜。近红外光切除滤光器 103 允许已经穿过二向棱镜 125 的 ICG 荧光图像穿过所述二向棱镜并切除已经穿过二向棱镜 125 的近红外线激发光。第一成像光学系统 127 形成已经穿过近红外光切除滤光器 103 的 ICG 荧光图像。第一成像装置 21A 拍摄由第一成像光学系统 127 形成的 ICG 荧光图像。

[0175] 第二成像系统 123 包括二向色棱镜 125、第二成像光学系统 129、和第二成像装置 21B。二向色棱镜 125 反射从要被观察的区域反射的正常观察图像和在正确的角度方向上的荧光素酶荧光图像。第二成像光学系统 129 形成由二向色棱镜 125 反射的正常观察图像和荧光素酶荧光图像。第二成像装置 21B 拍摄由第二成像光学系统 129 在不同的时序下形成的正常观察图像和荧光素酶荧光图像。

[0176] 此外,用于切除近紫外光的入射的紫外光切除滤光器 105 设置在二向色棱镜 125 的光入射表面上。紫外光切除滤光器 105 切除紫外光中 375nm 的波长带宽。

[0177] 第二成像装置 21B 包括用于切除所述第二成像装置的光接收表面上大约 700nm 或以上的波长成分的 IR 切除滤光器。因此,第二成像装置 21B 不会检测在大约 820nm 的波长范围内的 ICG 荧光的图像。因此,即使同时照射具有 375nm 中心波长的窄带宽光和具有 780nm 中心波长的窄带宽光,第二成像装置 21B 也可以不受 ICG 荧光图像的影响而检测荧光素酶荧光图像。

[0178] 在根据该变形例的成像光学系统中,通过使用两个成像装置检测来自要被观察的区域的返回光,尤其地,可以通过与检测相对较高强度光的第二成像装置 21B 分离的高灵敏度第一成像装置 21A 高精度地检测微光。即,因为 ICG 荧光图像微弱,因此在用于检测 ICG 荧光图像的成像装置 21A 由高灵敏度成像装置构造而成的情况下,可以获得高质量的观察图像。

[0179] 以下说明第一成像装置 21A 的具体结构。以 Bayer 格式布置并检测 B、G 和 R 的所有光接收像素用于检测 ICG 荧光图像,并且 2×2 像素混合(重新分级)。可以通过读取并增加累积在光接收像素的光电二极管中的信号电荷来执行像素混合。或者,可以在各个像素的亮度值被处理成数据之后并通过运算添加该数据这样的方式执行像素混合。

[0180] 此外,第一成像装置 21A 可以被构造成与第二成像装置 21B 相比像素尺寸较大,即,第一成像装置 21A 可以被构造成使得其各个光电二极管的光接收区较大。此外,第一成像装置 21A 还可以由没有滤色器的单色成像装置构造而成。

[0181] 如上所述,即使同时照射用于激发荧光素酶的光和用于激发 ICG 的光,也可以分别通过第一成像装置 21A 和第二成像装置 21B 检测各个荧光图像,而不需要执行检测颜色

之间的操作。这使得可以有助于同时检测不同类型的荧光图像。该结构不限于应用到第八照射模式,而是还可以应用到第一至第七照射模式中的任一个。

[0182] < 第二变形例 >

[0183] 在该变形例中,用于发出具有短波长的照明光的照射窗与其它照射窗相比更靠近观察窗设置。该结构可以减小光量不均匀性,即,防止各个观察波长在近距离拍摄时不同的这种现象。

[0184] 图 25 显示内窥镜前端部的前端表面。如图 25 所示,两对照射窗设置在内窥镜前端部 35 的前端表面 35a 上。具体地,两对照射窗被设置成使得物镜单元 39 位于两对照射窗的中心,并且每一对照射窗横过物镜单元 39 彼此相对。两对照射窗包括用于发射短波长光的一对光投射单元 71A、71B 和用于发射白光的一对光投射单元 71C、71D。

[0185] 光投射单元 71A 和 71B 分别位于远离物镜单元 39 的观察窗中心距离 La 的位置处。光投射单元 71C 和 71D 分别位于远离观察窗中心距离 Lb 的位置处,其中距离 Lb 比距离 La 长。即,光投射单元 71A 和 71B 被设置成位于光投射单元 71C 和 71D 内。

[0186] 以下,给出由上述结构提供的优点的说明,所述结构为如下所述结构,即,当用于光发射的一对第一照射窗和具有比所述一对第一照射窗短的波长的一对第二照射窗设置在内窥镜前端部 35 的前端表面 35a 上时,一对第二照射窗设置在一对第一照射窗的内部。

[0187] 在内窥镜的放大观察中,当内窥镜前端与对象之间的距离大约为 1mm 至 3mm 时,对对象进行拍摄。在这种情况下,当内窥镜的正常视角大约为 120° 至大约 140° 时,放大观察中的视角主要为大约 50° 至大约 60° 。图 26 显示内窥镜前端部 35 的示意性剖视图。在由具有图 26 所示的成像装置 21 的观察窗 131 在距离 H 下执行近距离拍摄的情况下,抵达屏幕的中心部的光量小于抵达屏幕的周边部分的光量这在观察图像的光量中产生很难于不均匀性。

[0188] 由于以下理由,对于各个颜色出现了不同的光量不均匀性。即,在来自横过观察窗 131 彼此相对并与观察窗 131 等间距的照射窗 133A 和 133B 的光输出中,具有相对较长波长的红光成分不仅通过为活组织的要被观察的区域的表面 135 反射,而且通过活体内部部分 137 散射。因此,散射光到达观察屏幕的中心部。另一方面,具有短波长的蓝光成分在活体内部部分 137 中很快被衰减,并且仅由活体表面 135 反射的光达到观察屏幕的中心部。

[0189] 因此,图 27 示出了显示通过观察窗 131 检测的各个颜色的光的曲线图。图 27 显示 R、G 和 B 检测光的光量比分布与作为参考的观察屏幕的中心像素值。红光 R 在观察屏幕的水平像素线上的任意位置处在 1.0 的光量比附近变平坦。红光 R 在光量中提供小的不均匀性。另一方面,与水平像素线的中心相比,与红光 R 相比分别具有较短波长的绿光成分 G 和蓝光成分 B 在周边部分(即,靠近照射窗 133A 和 133B 的部分)中具有大光量比。换句话说,当光成分的波长变得越短时,周边部分的光量比变得越大,并且光量不均匀性增加。

[0190] 因此,具有较短波长的用于光发射的照射窗靠近观察窗设置,因此可以避免光量不均匀性的不利影响。

[0191] < 第三变形例 >

[0192] 在该变形例中,如图 28 所示,诸如氙光源、卤素光源、或白光光发射二极管光源的白光光源 141 在光源装置 41A 中用作产生白光的光源。来自白光光源 141 的发出光通过光纤束 143 被引导到内窥镜前端部,所述光纤束为由多个光纤构成的束。白光光源 141 在中

间部分中分成两个系统。具体地,代替图 1 所示的光投射单元 71C 和 71D,设置两个光束端部 141a 和 141b。

[0193] 白光光源 141 的白光在光源控制部 49 的控制下从这些光束端部 141a 和 141b 发出。利用该结构,具有宽光谱的白光可以照射到要被观察的区域上,从而获得具有高现色性的观察图像。

[0194] < 第四变形例 >

[0195] 在该变形例中,白光光源和旋转滤光器在光源装置 41B 中用作照射窄带宽光的光源。

[0196] 图 29A 是光源装置 41B 的部分示意性结构视图。图 29B 是旋转滤光器的俯视图。

[0197] 光源装置 41B 包括白光光源 145、由电动机 147 驱动和旋转的旋转滤光器 149、和用于控制白色光源 145 和电动机 147 的光源控制部 49。

[0198] 如图 29B 所示,旋转滤光器 149 包括用于提取具有彼此不同的光谱的窄带宽光的窄带滤光器 151a、151b、151c、151d 和 151e。例如,如果各个窄带滤光器 151a、151b、151c、151d 和 151e 由带通滤光器构造而成,其中所述带通滤光器分别发送与其相关联的分别具有 375nm、405nm、445nm 和 780nm 的波长的光,则代替先前所述的第一和第二激光光源 LD-A 和 LD-B,各个窄带滤光器 151a、151b、151c、151d 和 151e 可以将窄带宽光提供给内窥镜前端部。

[0199] 利用该光源装置 41B,通过仅改变窄带滤光器的光学性质,可以生成具有任意波段的窄带宽光。因此,可以以低成本将多种光谱光提供给照射窗。

[0200] < 第五变形例 >

[0201] 该变形例具有其中光发射元件安装在内窥镜前端部上的结构。

[0202] 图 30 显示内窥镜前端部的前端表面。如图 30 所示,一对光发射元件 155A、155B 和一对光发射元件 155C、155D 使得观察窗设置在内窥镜前端部 35 的前端表面 35a 上,即,物镜单元 39 设置在光发射元件的中心处,并且每一对光发射元件都横过物镜单元 39 彼此相对。各个光发射元件由诸如光发射二极管或小型半导体激光器的半导体光发射元件构成。

[0203] 利用这种结构,因为内窥镜前端部 35 上面安装光发射元件,从光源部发出的光不需要被引导到照射窗,因此防止由于光束传输而造成的光损失。这使得可以获得具有高效率和高亮度的照明光。此外,因为内窥镜插入部内的布线被简化,因此可以简化内窥镜的制造过程,并且可以增强内窥镜的设计的自由度,这可以有助于进一步实现减小的内窥镜前端部的直径。

[0204] 如上所述,因为内窥镜设备被构造使得通过组合多个光投射单元,可以单独或同时照射具有不同光谱的白光和多个窄带宽光。因此,可以在良好的照明环境中执行白光照明下的正常观察和诸如窄带宽光观察和荧光观察的特定光观察。此外,因为能够防止窄带宽光穿过用于产生白光的荧光构件,因此可以以其高亮度被保持在原样的情况下照射该光,而不需要涉及任何额外的波长成分。

[0205] 具有这种结构的内窥镜设备不局限于上述实施例。本发明还假定本领域技术人员根据说明书的说明和公知技术修改和应用以上实施例。当然,这种修改和应用将落入本发明的防护范围内。

[0206] 例如,光投射单元可以设定在使得连接光投射单元 71 和 71B 的线与连接光投射单

元 71C 和 71D 的线以直角相交的位置处。可选地,光投射单元可以被设定在使得这两条连接线互相不相交的位置处。此外,用作观察窗的物镜单元 39 可以设定在不包括在各个连接线上的位置处。

[0207] 进一步地,光扩散板可以设置在光投射单元 71A 至 71D 的光发射端上,并且可以从整个光扩散板发出光。在这种情况下,即使从光投射单元中的一个发出光,射出的光也通过光扩散板被扩散。因此,可以响应于光扩散板的宽区域照射光。

[0208] 此外,多种波长光可以同时从光投射单元 71A 和 71B 的各个照射窗发出。

[0209] 这里,在上述实施例中,光投射单元 71A 至 71D 应用到内窥镜设备。然而,这不是限制性的,而是光投射单元 71A 至 71D 可以应用到其它类型的医疗设备,例如,硬显微镜、显微镜内窥镜、各种操作设备、或胶囊型电子内窥镜。

[0210] 如上所述,说明书至少公开如下。

[0211] (1) 根据本发明的一方面,内窥镜设备包括内窥镜插入部、光源部、和光源控制部。内窥镜插入部被构造成插入到对象体内。光源部将光供应给内窥镜插入部。将白光照射到对象上的第一照射部、照射具有比白光窄的波长带宽的窄带宽光的第二照射部、和用于观察对象的观察窗设置在内窥镜插入部的前端表面上。第一和第二照射部中的每一个都包括一对照射窗,所述照射窗用于从所述照射窗光发射。穿过观察窗的中心点并二等分内窥镜插入部的前端表面的直线被限定为边界线。第一照射部的成对照射窗在边界线的两侧设置在前端表面上。第二照射部的成对照射窗在边界线的两侧设置在前端表面上。光源控制部被构造成单独改变从第二照射部的各个照射窗照射的光的光谱。

[0212] 通过以上结构,第一照射部的成对照射窗在边界线的两侧设置在插入部的前端表面上。第二照射部的成对照射窗在边界线的两侧设置在插入部的前端表面上。可以单独地改变从第二照射部的各个照射窗照射的光的光谱。因此,可以同时从第二照射部发出具有彼此不同的光谱的窄带宽光。因此,除了在白光照明下的正常观察和使用窄带宽光的特定光观察之外,可以执行照射具有不同光谱的窄带宽光的这种观察。

[0213] (2) (1) 的内窥镜设备可以进一步包括成像装置,所述成像装置通过观察窗拍摄对象的图像。光源控制部可以产使具有彼此不同的光谱的窄带宽以与成像装置的成像帧同步的方式同时从第二照射部的各个照射窗发出。

[0214] 利用该结构,从成像装置输出的成像信号可以包括具有彼此不同的光谱的窄带宽光同时从第二照射部照射的成像帧。

[0215] (3) 在 (1) 的内窥镜设备中,光源控制部可以使白光在成像装置的第一成像帧时从第一照射部发出。光源控制部可以使具有彼此不同的光谱的窄带宽光在成像装置的第二成像帧时从第二照射部的各个照射窗同时发出。

[0216] 利用该结构,可以获得包括在白光照明下获得的第一成像帧和在多个窄带宽光的照明下获得的第二成像帧的成像信号。通过合并这些成像帧,可以获得对应于观察目的所需的观察图像的信息。例如,可以观察白光照明下的正常观察图像和使用窄带宽的特定光观察图像,同时使所述正常观察图像和特定光观察图像彼此进行比较。因此,可以提供有助于指定观察部分并诊断病变部分的图像信息。

[0217] (4) 在 (1)-(3) 中的任一个的内窥镜设备中,成像装置可以包括多种光接收像素,所述光接收像素具有对特定基本颜色成分的敏感度。

[0218] 利用该结构,可以为每一个基本颜色成分获得拍摄图像数据。因此,例如,当第二成像帧包括多个颜色成分时,这些颜色成分可以时根据基本颜色分离的颜色,并因此可以单独提取所述颜色成分。因此,可以使用每一基本颜色成分的拍摄图像数据执行操作,这有助于分析病变的观察和诊断。

[0219] (5) 在(1)-(4)中任一个的内窥镜设备中,第一照射部的各个照射窗可以包括荧光构件,所述荧光构件被构造成由从光源部供应的光激发以发射荧光。

[0220] 利用该结构,供应的照明光可以是由荧光构件转换的波长。因此,可以照射白光。此外,由于荧光构件的光扩散作用,可以实现宽且均匀光强度分布。

[0221] (6) 在(1)-(5)中任一项所述的内窥镜设备,光源部可以包括作为光源的半导体光发射元件。

[0222] 利用该结构,可以高效率地获得具有高亮度的照明光,这有助于控制从各个照射窗照射的光。

[0223] (7) 在(1)-(4)中任一项所述的内窥镜设备中,光源部可以将氙光源或卤素光源发出的光供应给第一照射部。

[0224] 利用该结构,因为从具有宽光谱特性的白光光源的光被供应给第一照射部,可以增强白色照明光的显色性,从而增强正常观察中的图像的质量。

[0225] (8) 在(1)-(4)中任一个的内窥镜设备中,光源部可以使氙光源或卤素光源发出的光透过仅允许给定窄带宽波长成分通过的窄带滤光器,从而产生窄带宽光。光源部可以将生成的窄带宽光提供给第二照射部的各个照射窗。

[0226] 利用该结构,来自窄带滤光器的透射光用作窄带宽光以从第二照射部被照射。因此,仅通过改变窄带滤光器的光学性质,可以获得具有任意的波长带宽的窄带宽光。因此,可以以低成本提供多种光谱光。

[0227] (9) 在(1)-(8)中任一个的内窥镜设备中,光源部可以设置在内窥镜插入部的前端表面中。

[0228] 利用该结构,因为光源部安装在内窥镜插入部的前端表面上,因此从光源部发出的光不需要被引导到照射窗。这使得可以获得不会引起由于光透射而产生的任何损失而是可以提供高效率和高亮度的照明光。

[0229] (10) 在(1)-(9)中的任一个的内窥镜设备中,第一照射部的成对照射窗可以设置在观察窗的两侧,且所述第一照射部的成对照射窗横过观察窗彼此相对。第二照射部的成对照射窗可以在观察窗的两侧设置在不同于第一照射部的照射窗的位置的位置上,且所述第二照射部的成对照射窗横过观察窗彼此相对。

[0230] 利用该结构,因为照射窗绕观察窗设置,因此在通过观察窗观察的观察图像中几乎不会产生照明不均匀性,从而获得高质量观察图像。

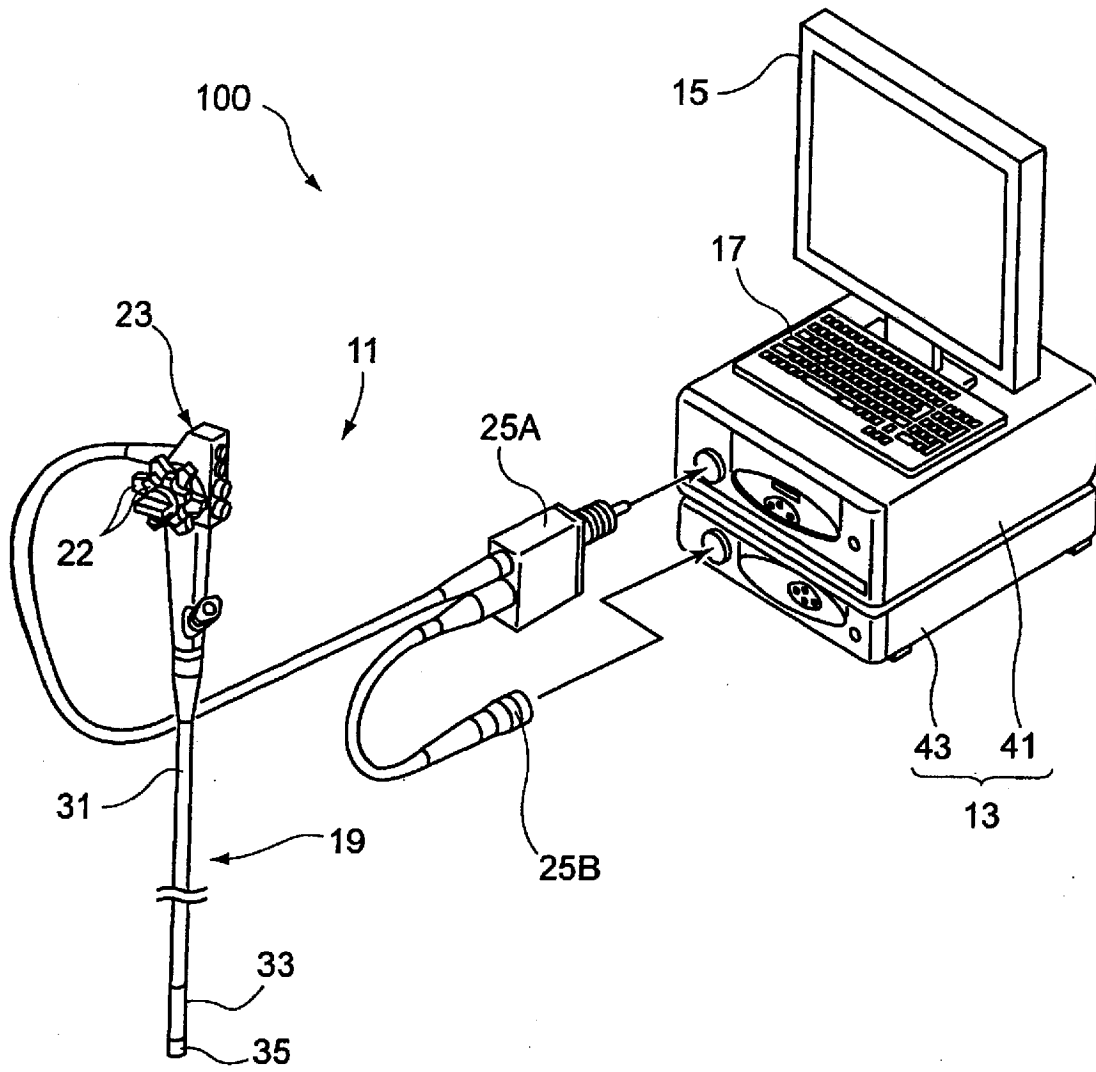


图 2

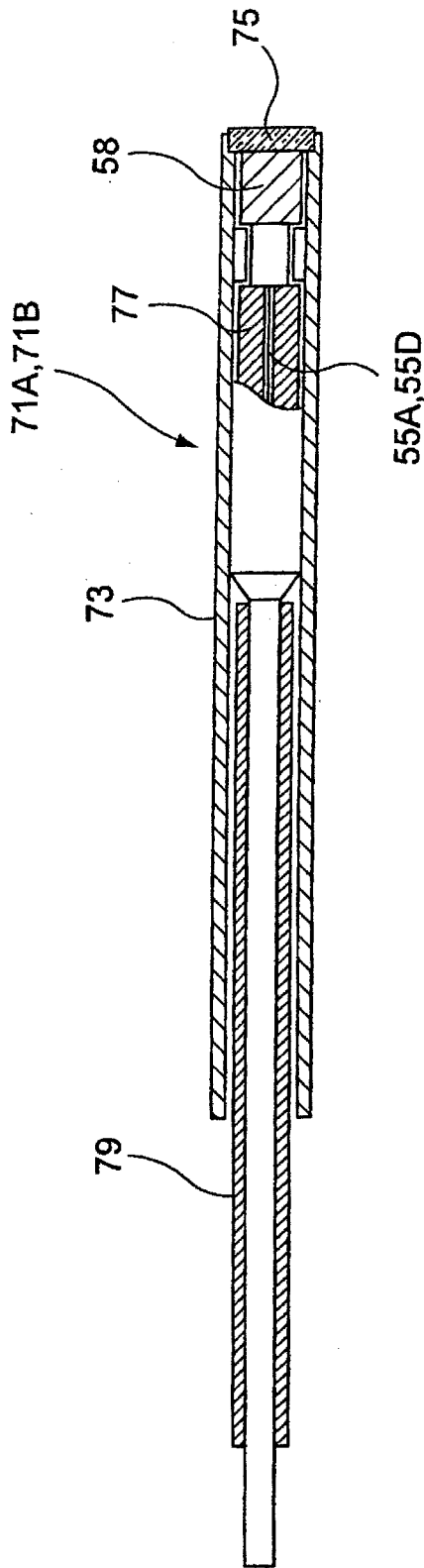


图 3A

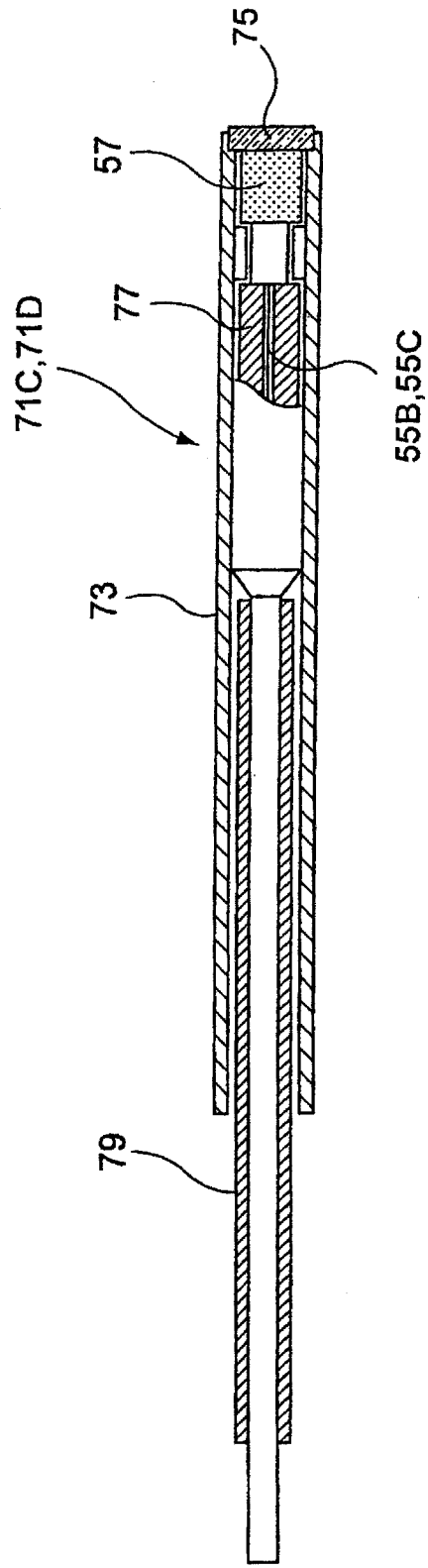


图 3B

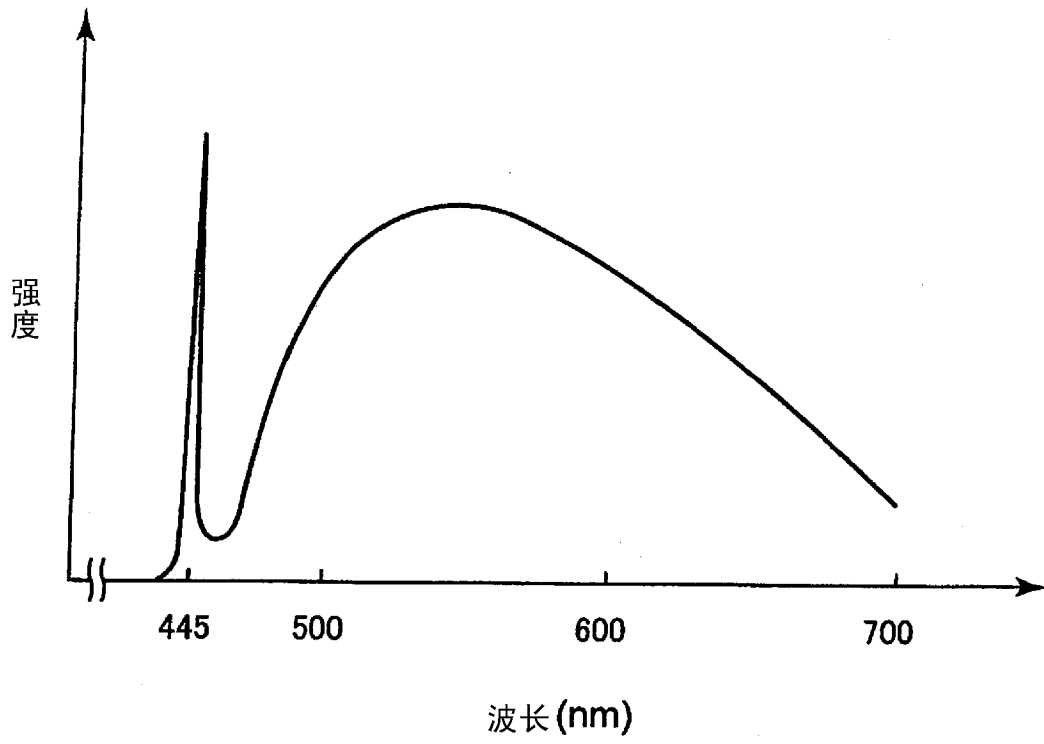


图 4

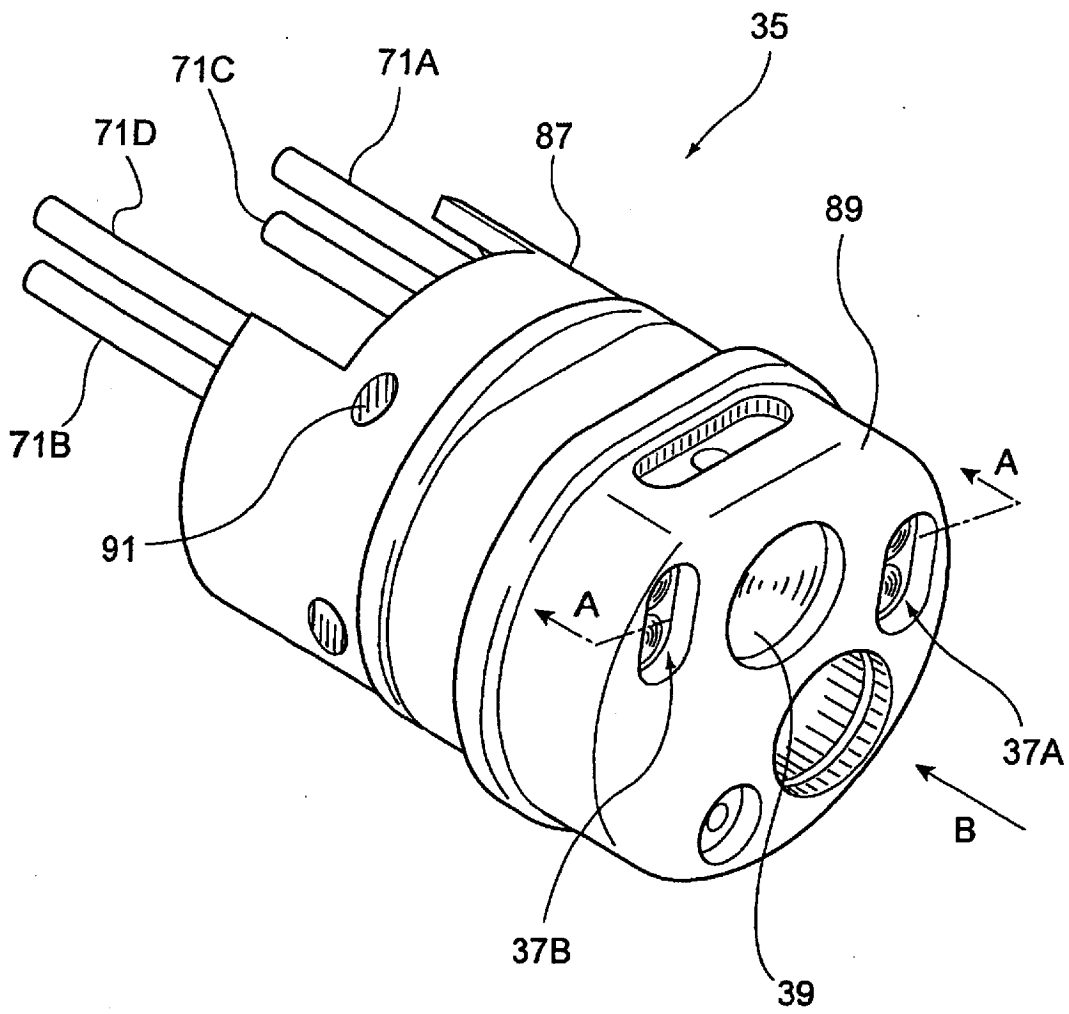


图 5

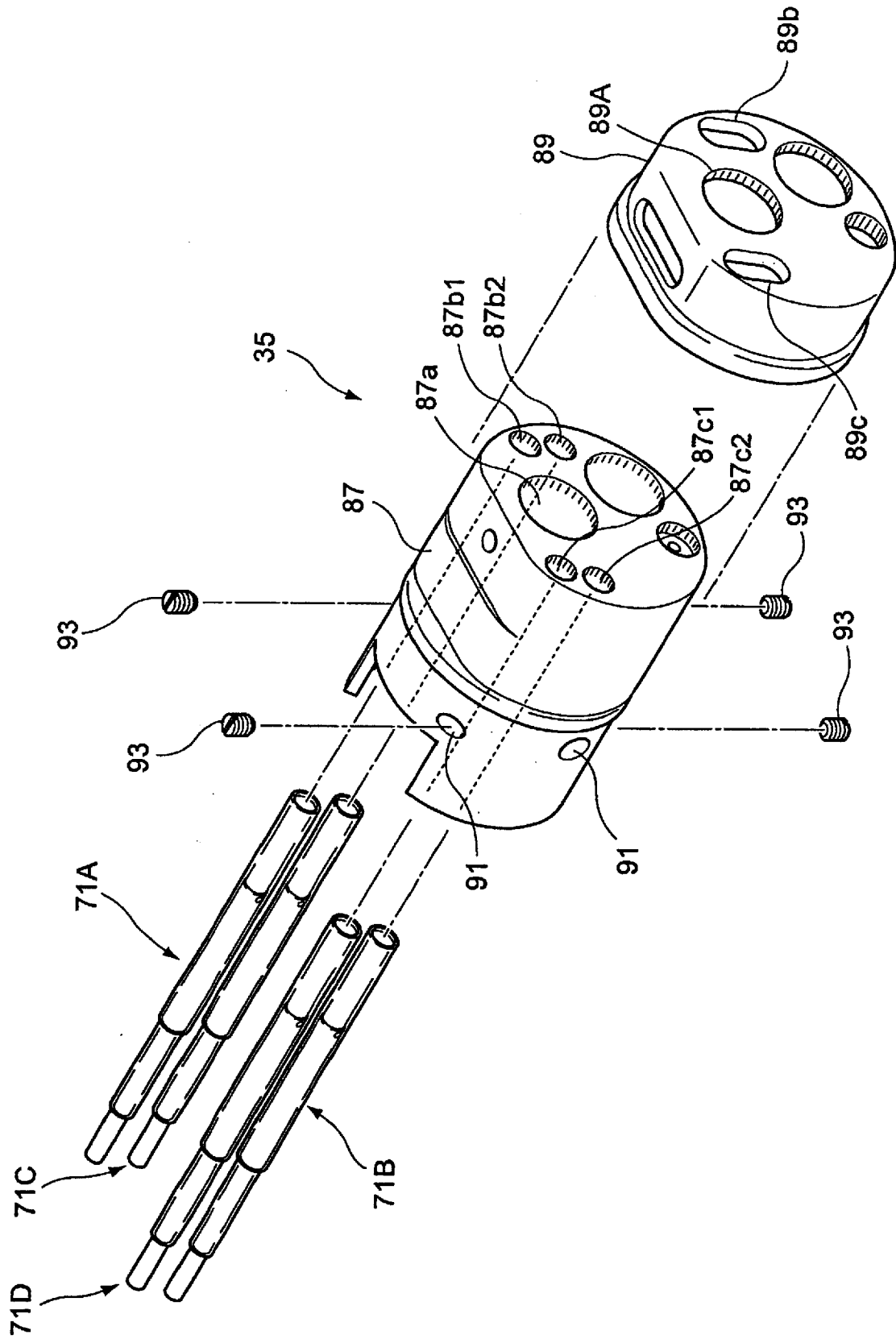


图 6

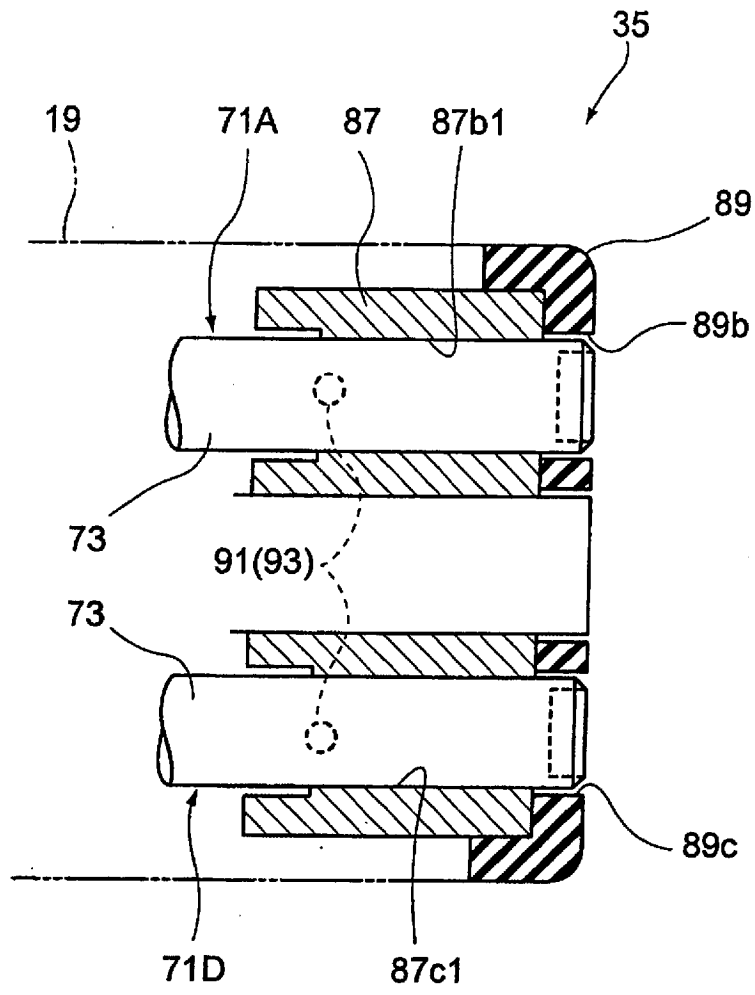


图 7

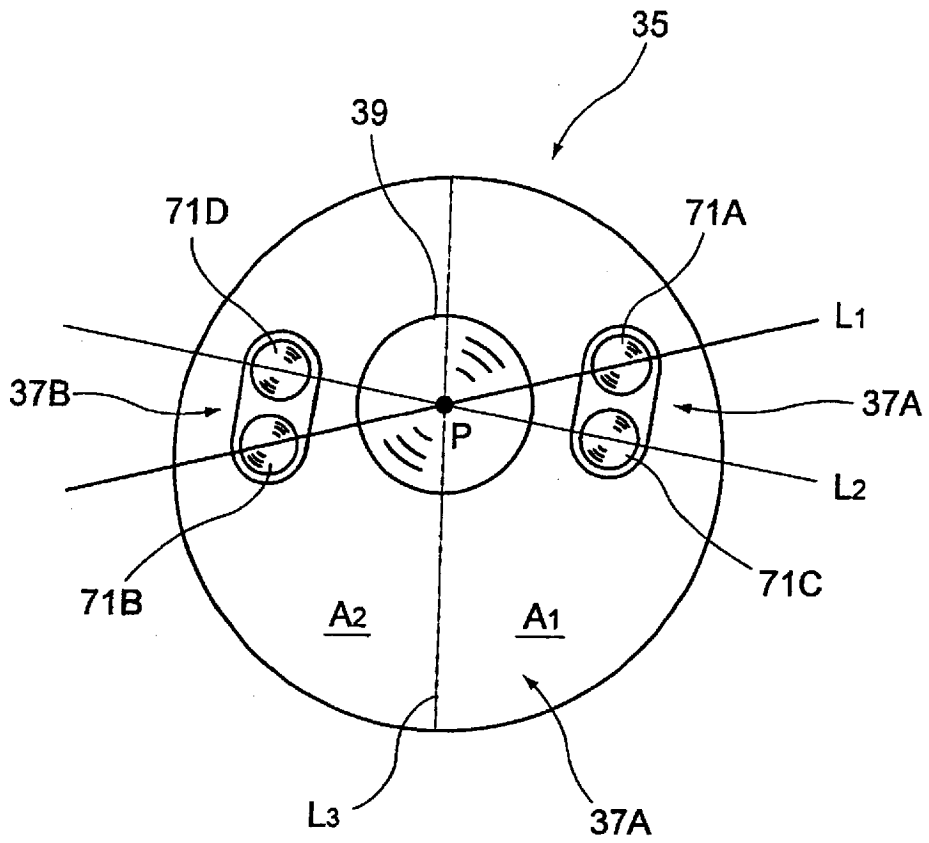


图 8

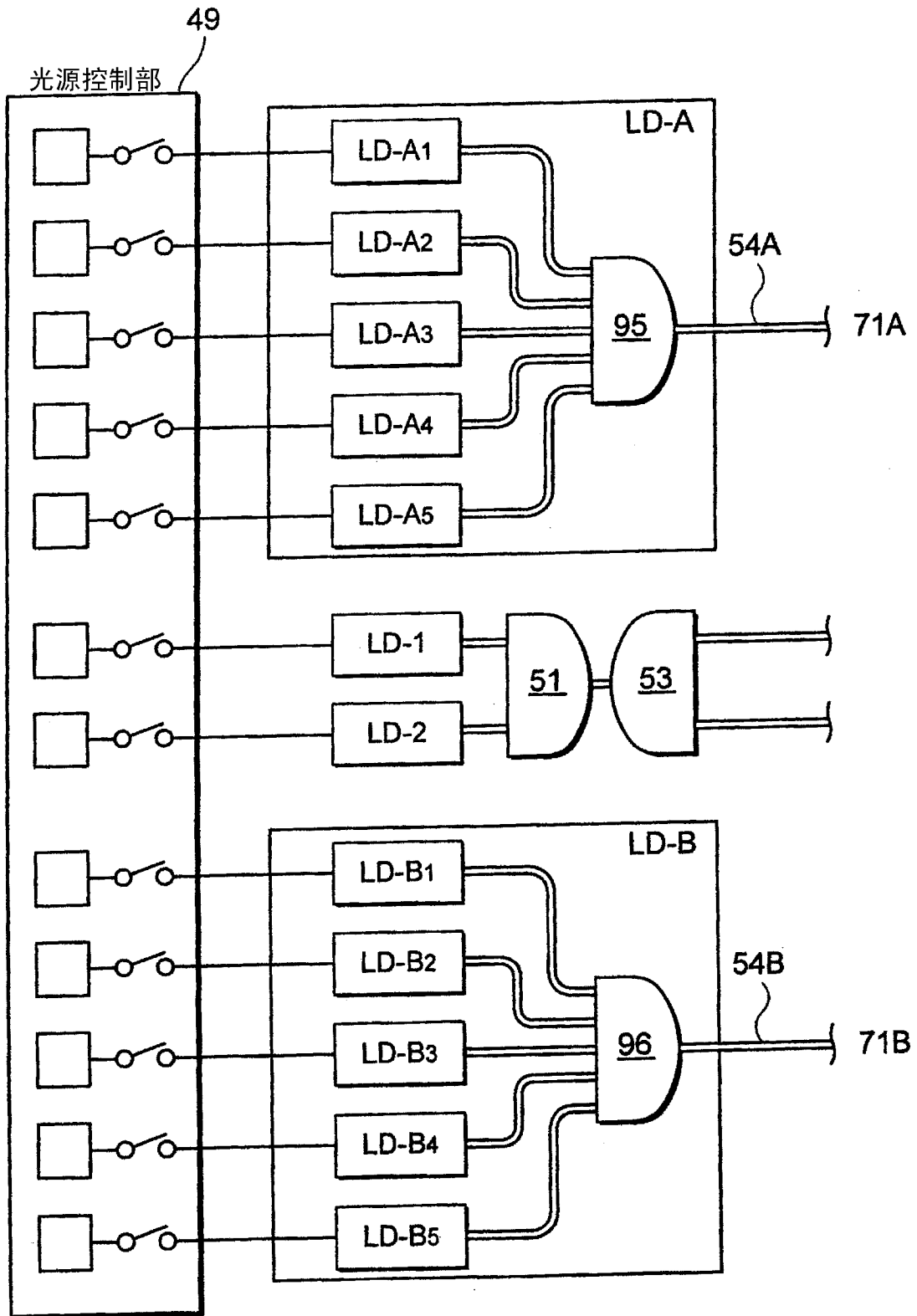


图 9

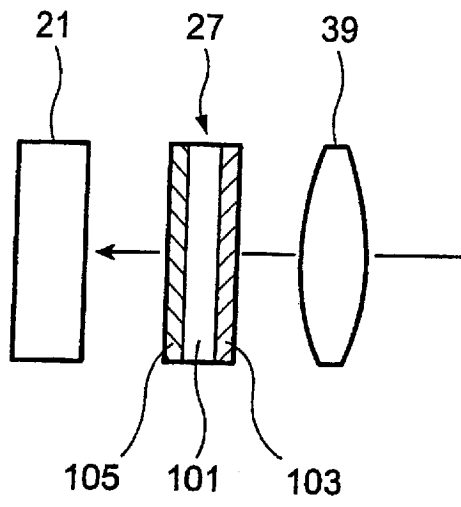


图 10

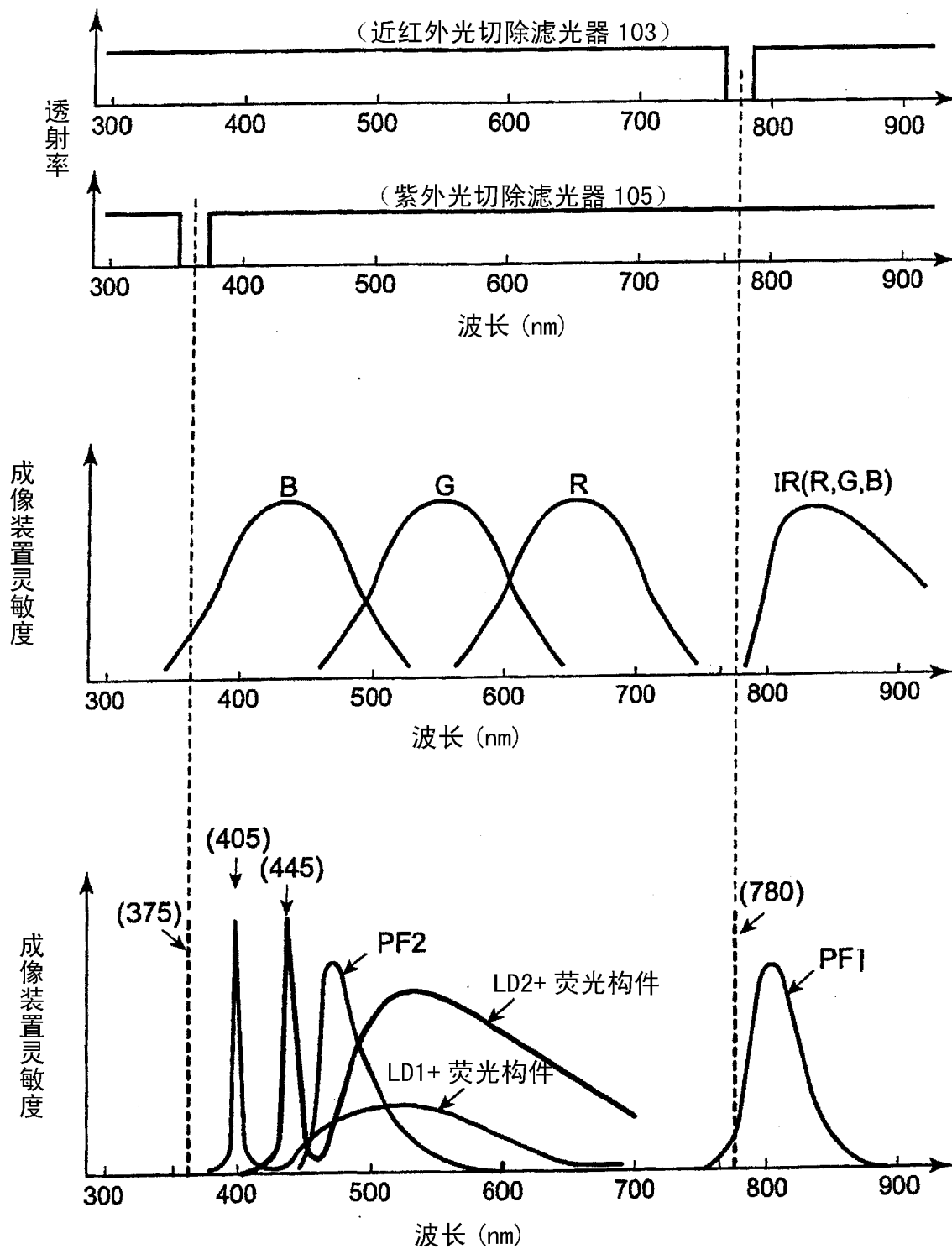


图 11

照射窗	LD 波长 [nm]	正常观察	表层和深层 的混合观察	窄带光观察	自身荧光 观察	药物荧光观察 (光敏素、他拉 泊芬钢、维速 达尔、5-ALA)	血氧水 平观察	药物荧光 观察 (ICG)	药物荧光观察 (荧光素酶)
A/B	405	-	○	○	○(排他)	○(排他)	○(排他)	○(排他)	○(排他)
	445	⊙	⊙	○	○(排他)	○(排他)	○(排他)	○(排他)	○(排他)
C	375	-	-	-	-	-	-	-	○
	405	-	-	-	○	○	○	-	-
	445	-	-	-	-	-	○	-	-
	473	-	-	-	-	-	○	-	-
	780	-	-	-	-	-	-	○	-
D	375	-	-	-	-	-	-	-	○
	405	-	-	-	○	⊙	○	-	-
	445	-	-	-	-	-	○	-	-
	473	-	-	-	-	-	○	-	-
	780	-	-	-	-	-	-	○	-

图 12

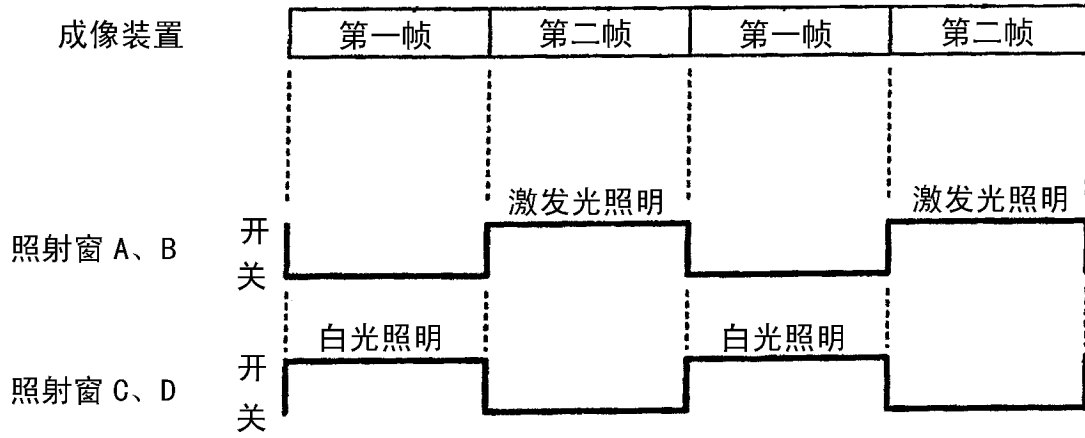


图 13

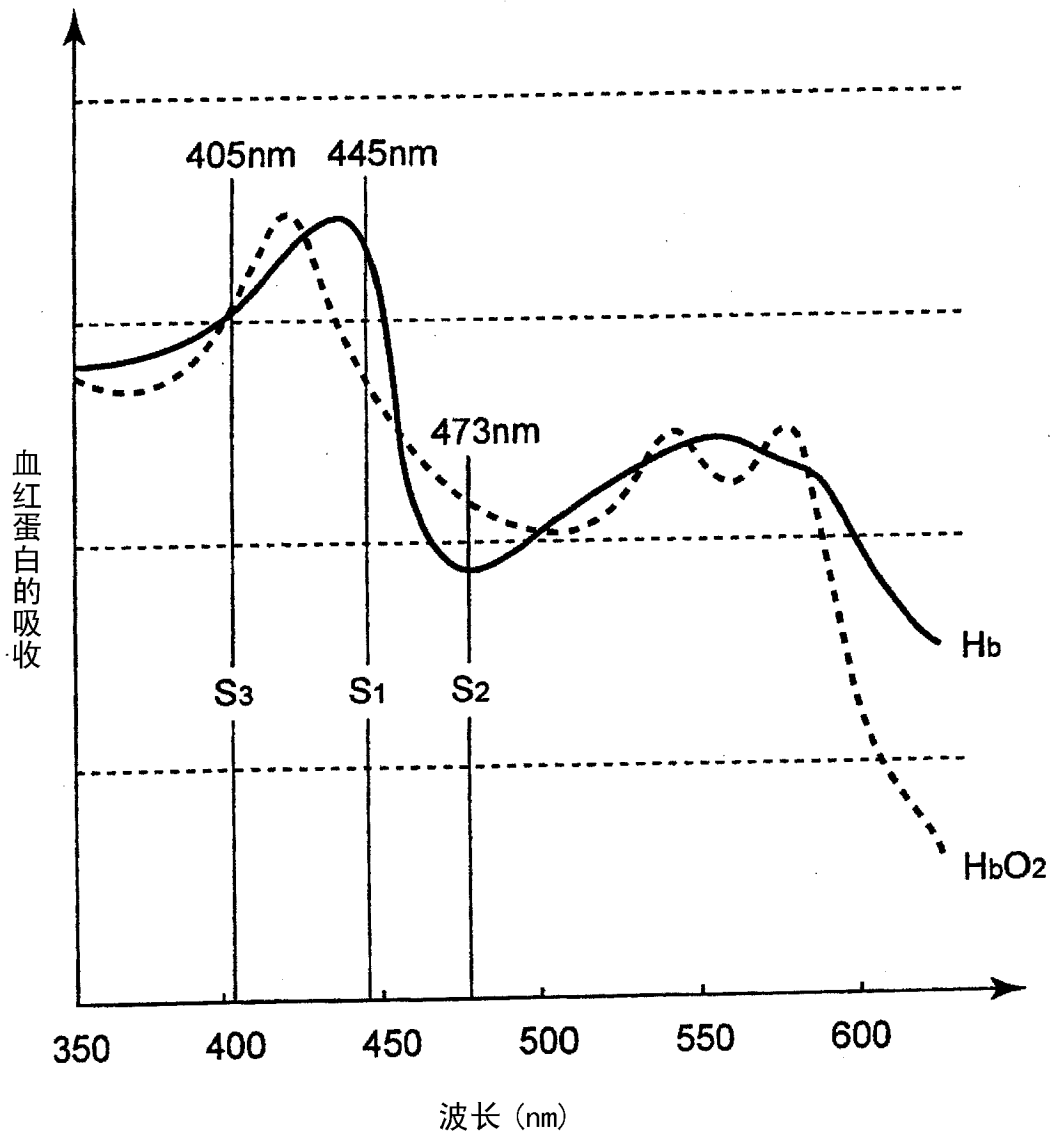


图 14

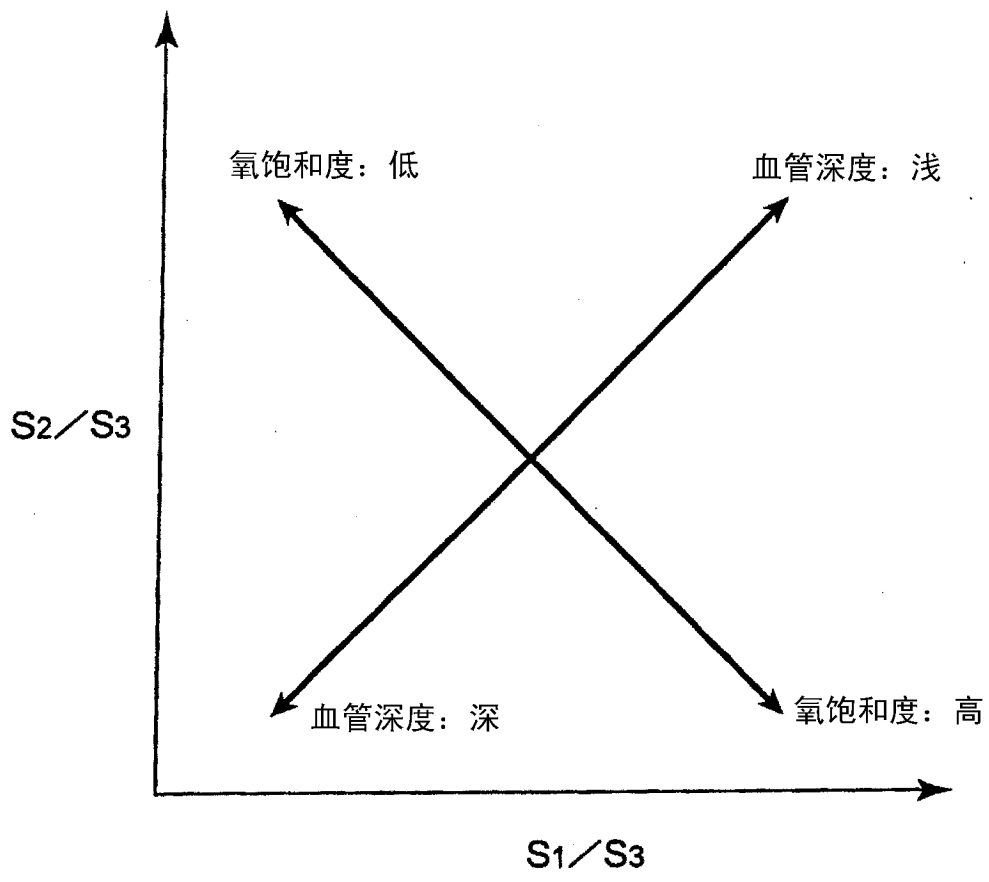


图 15

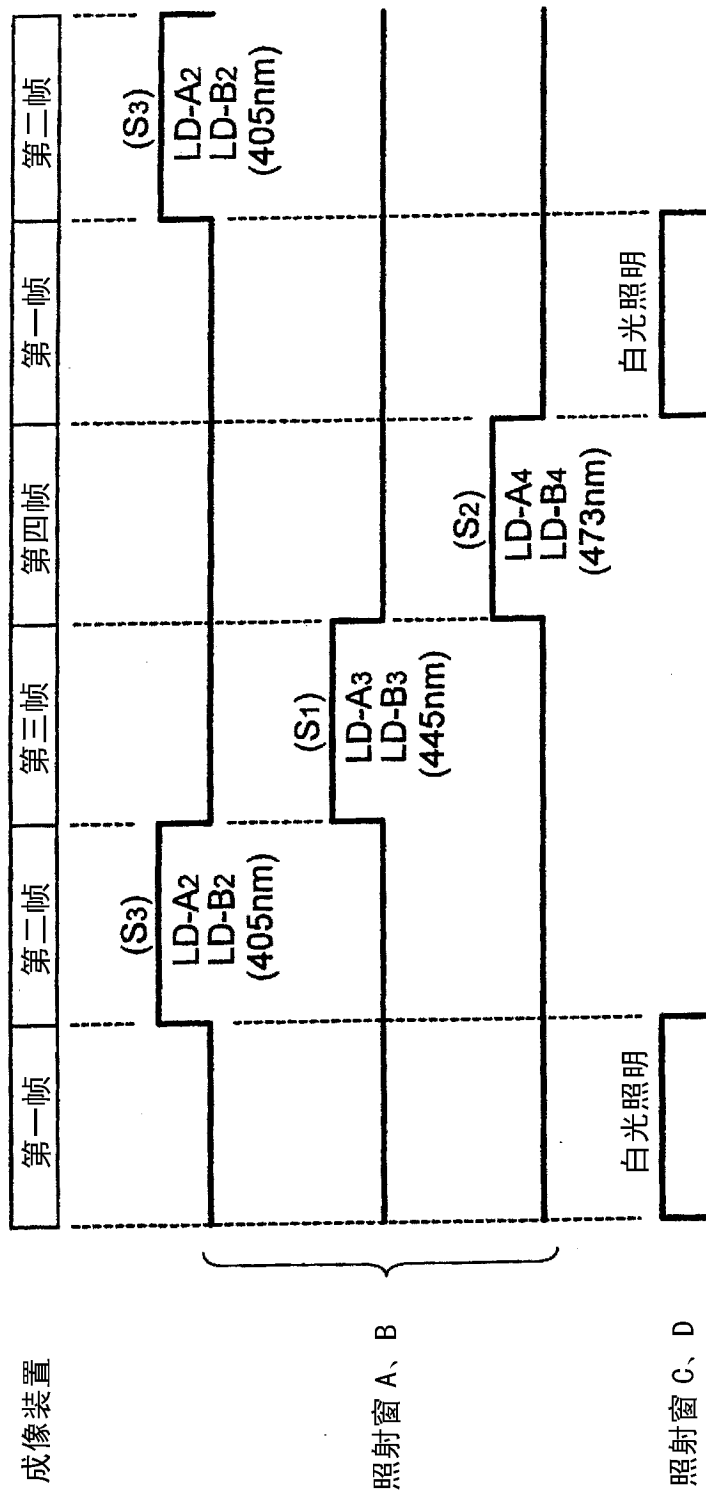


图 16

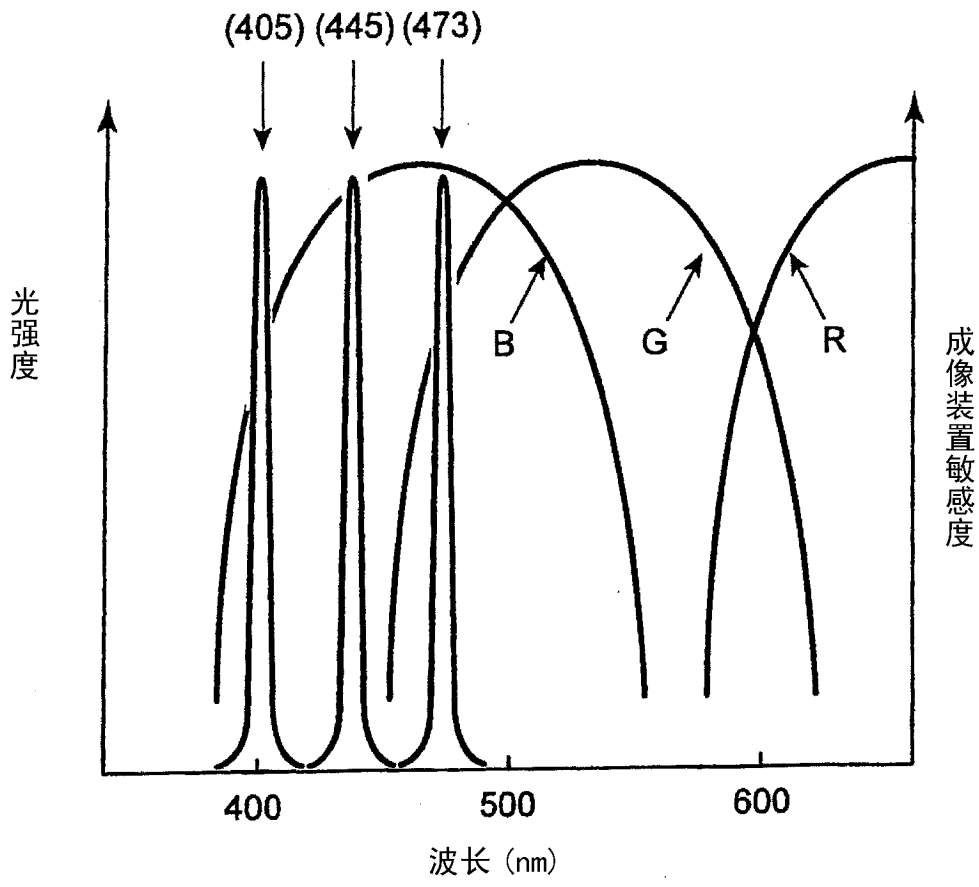


图 17

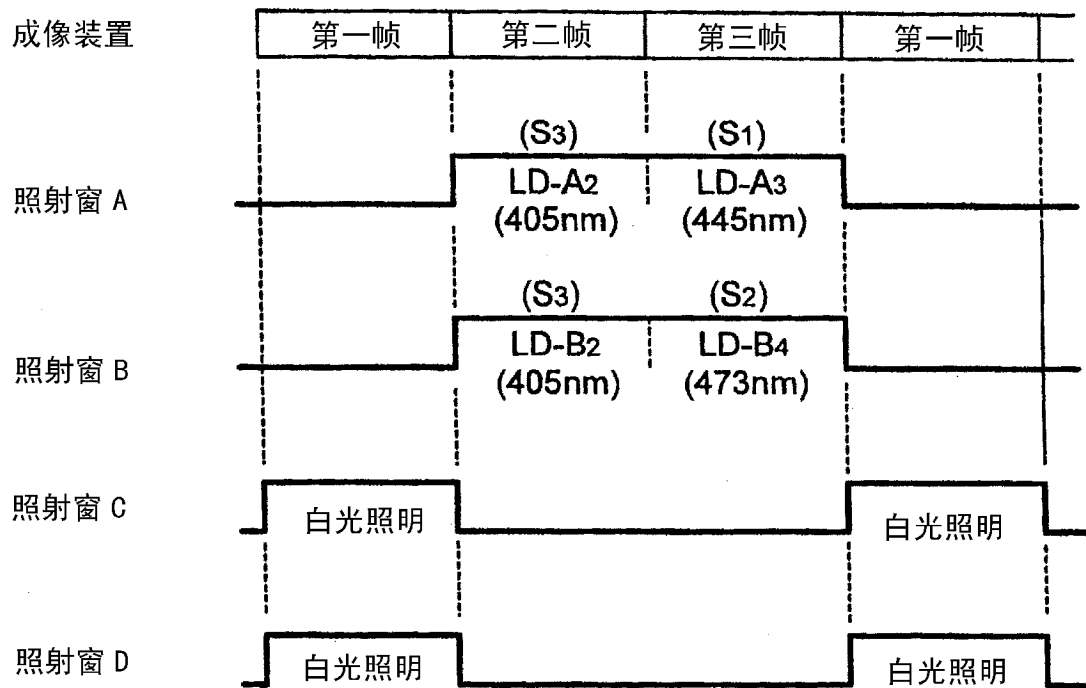


图 18

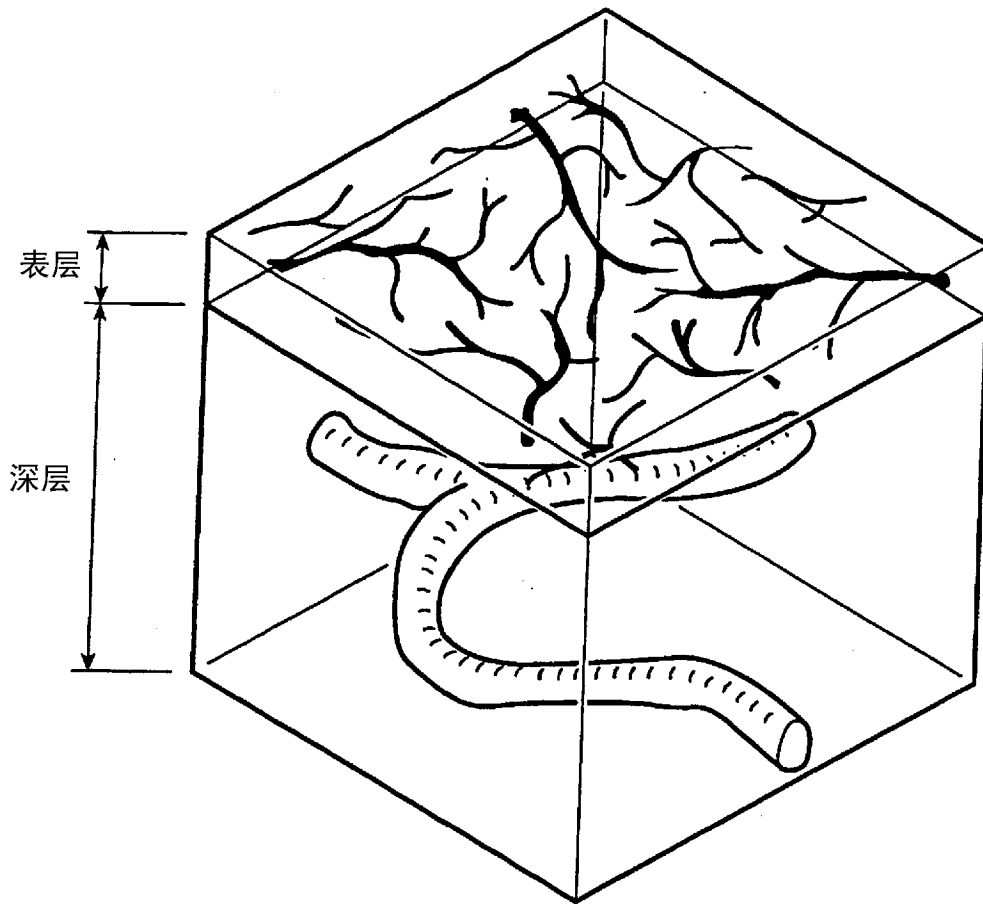


图 19

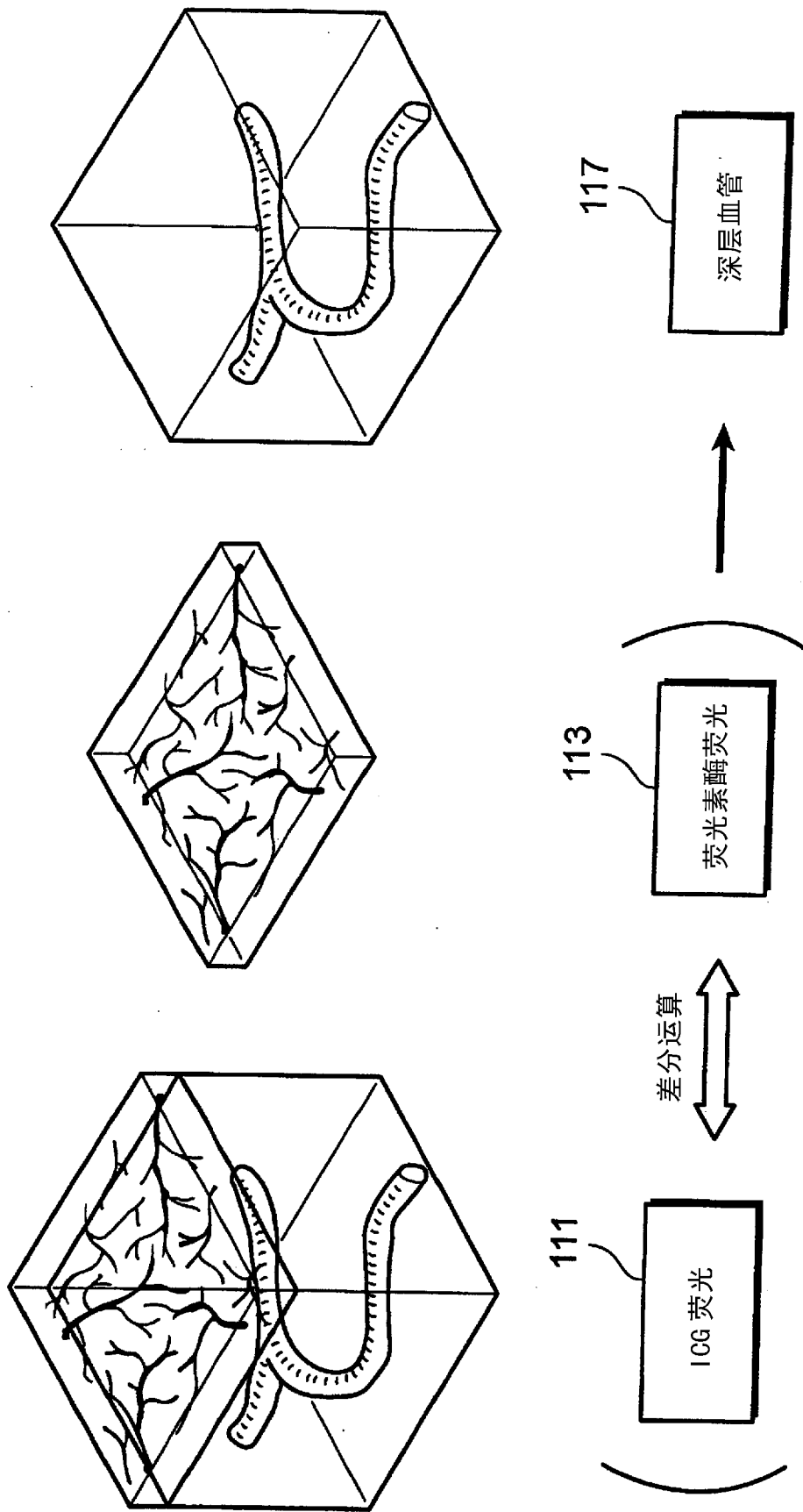


图 20

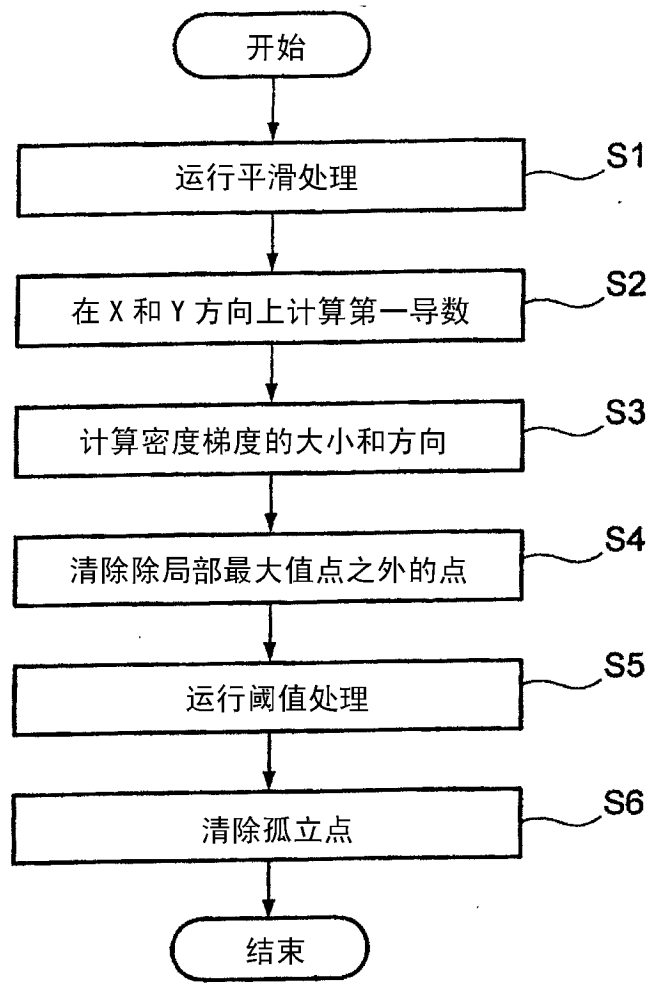


图 21

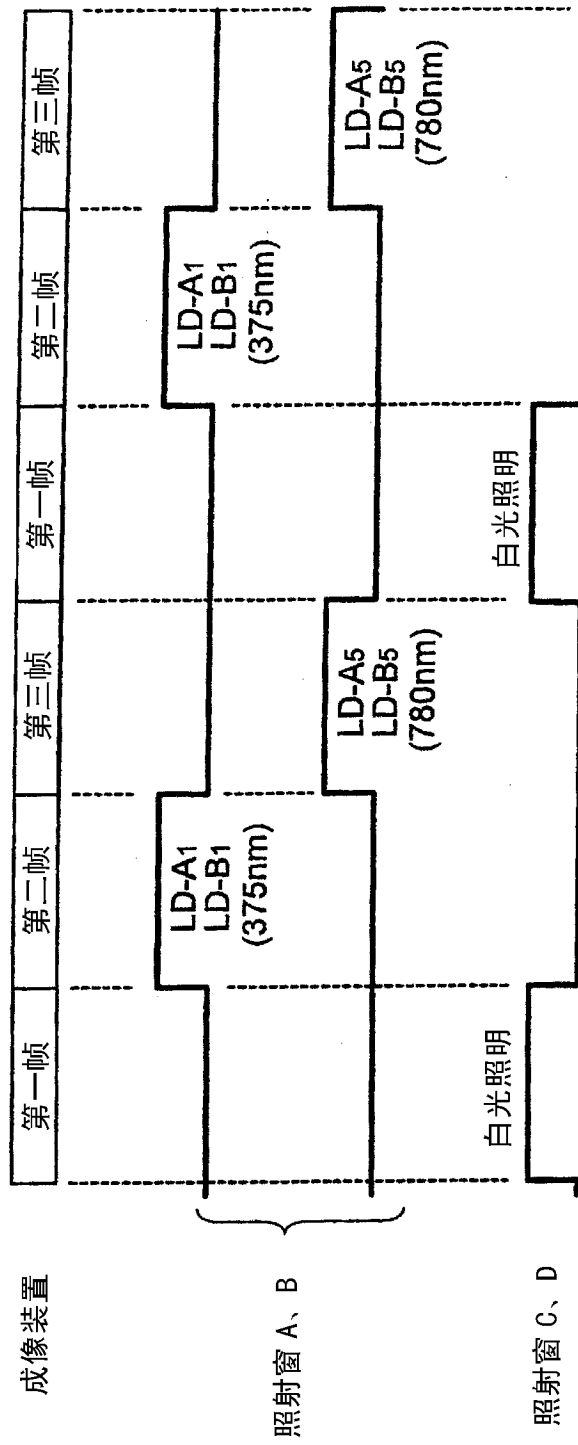


图 22

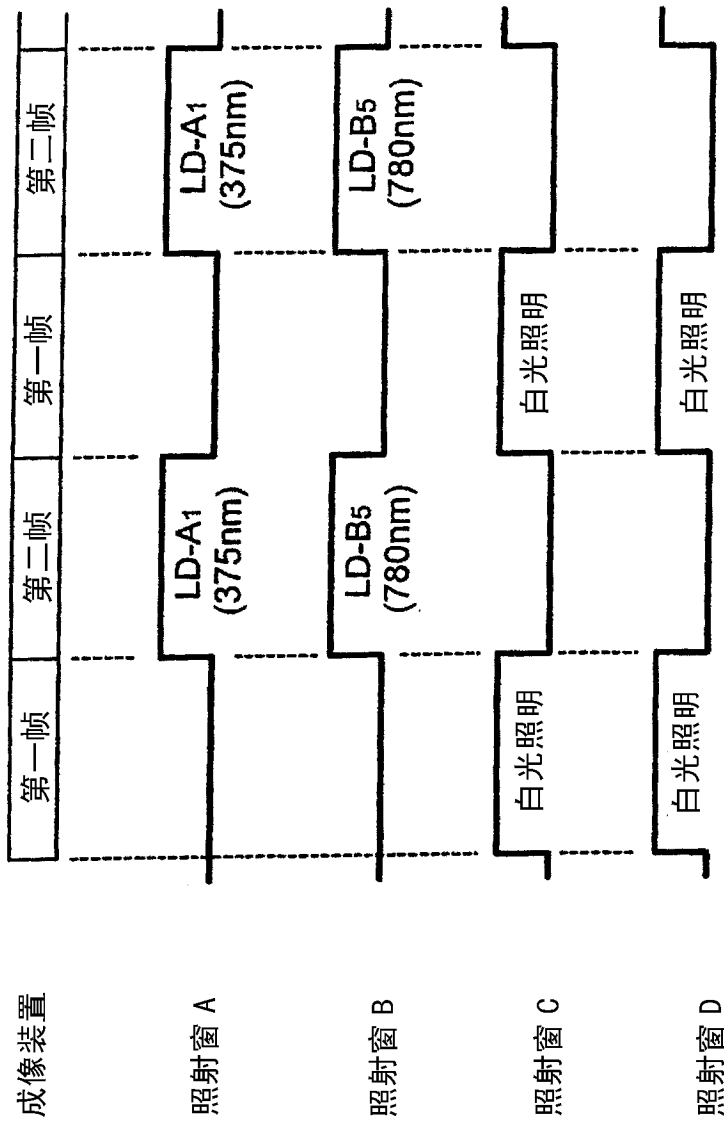


图 23

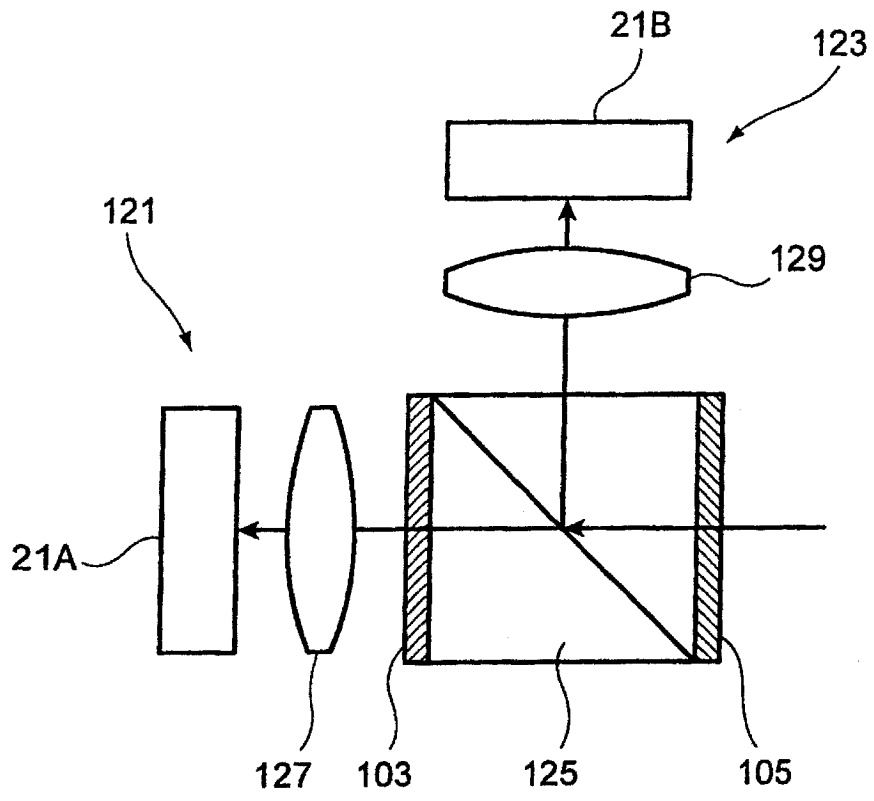


图 24

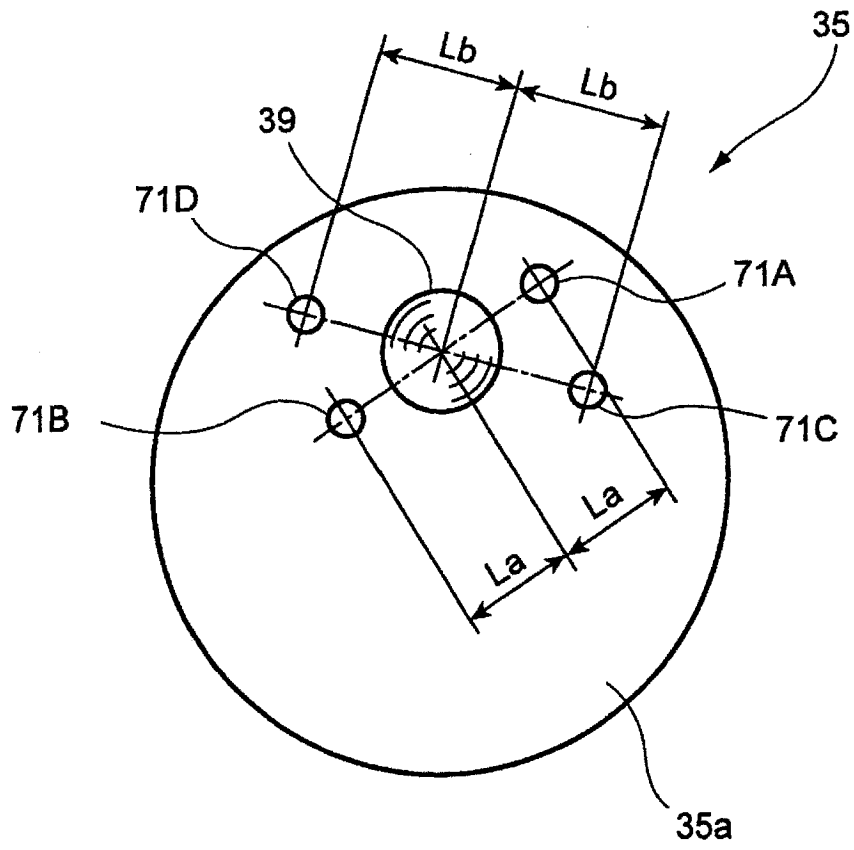
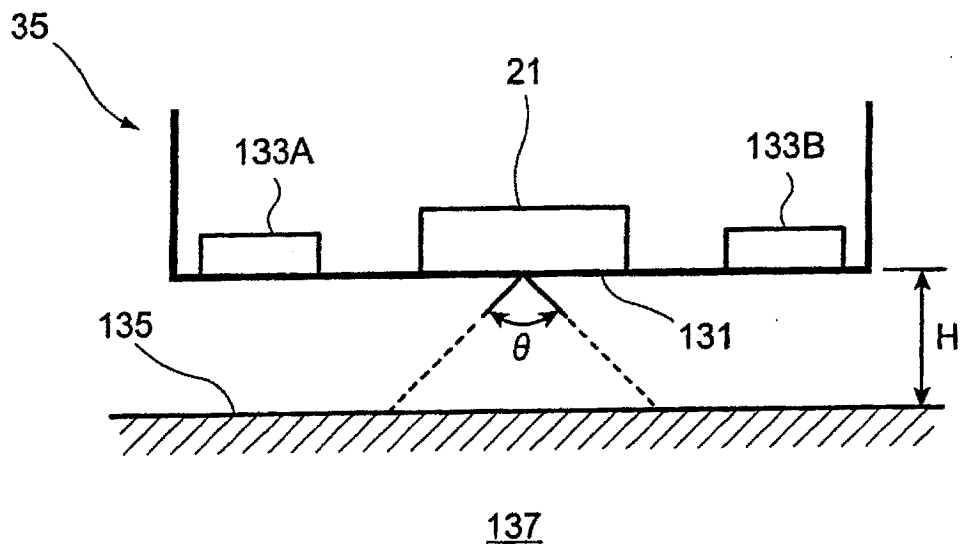


图 25



137

图 26

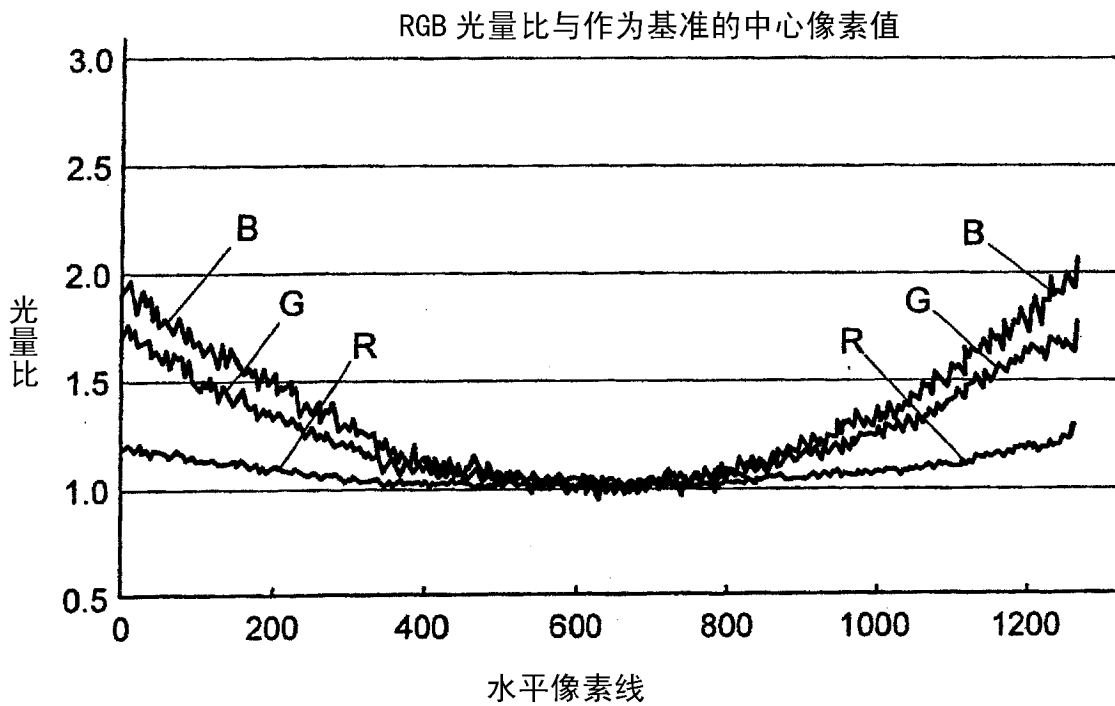


图 27

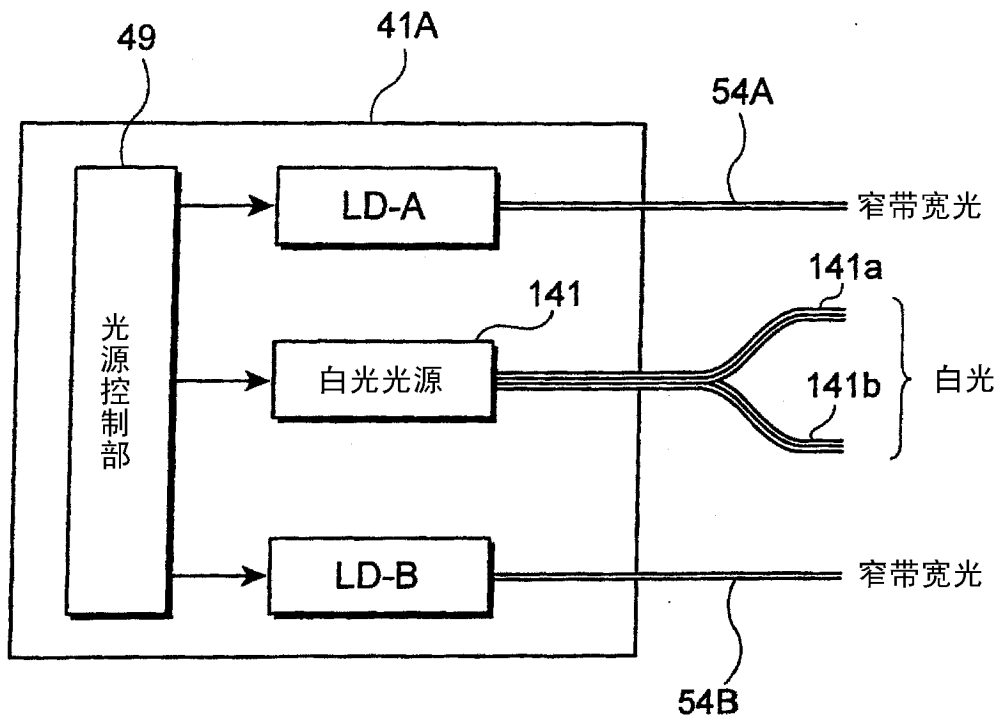


图 28

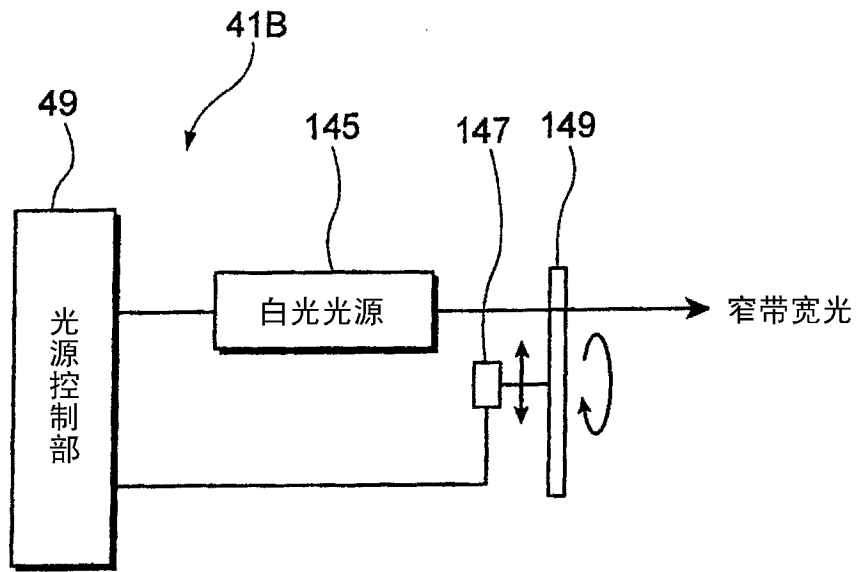


图 29A

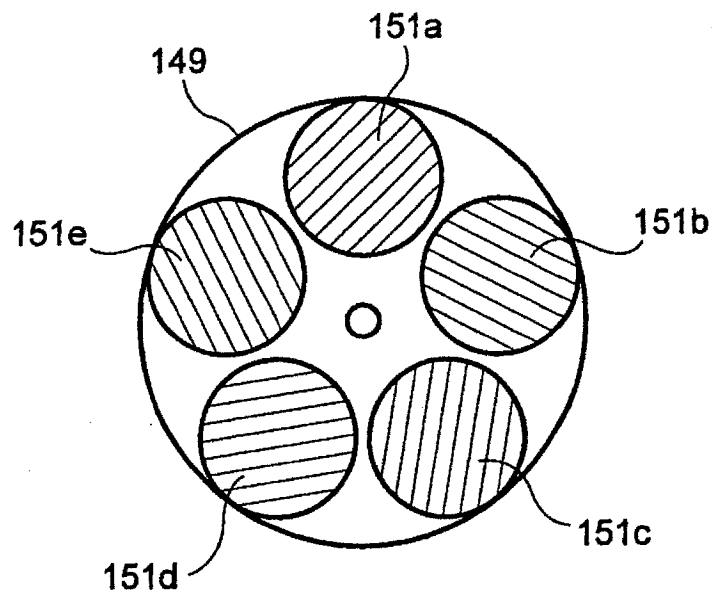


图 29B

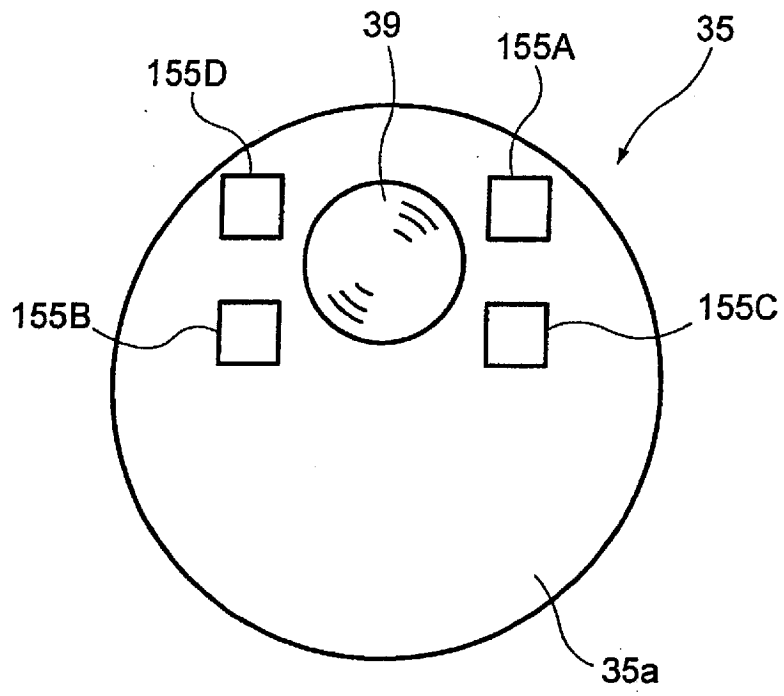


图 30

专利名称(译)	内窥镜设备		
公开(公告)号	CN102309307A	公开(公告)日	2012-01-11
申请号	CN201110191254.2	申请日	2011-07-08
[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 小泽聪 饭田孝之		
发明人	江利川昭彦 小泽聪 饭田孝之		
IPC分类号	A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0653 A61B1/0669 A61B1/043 A61B1/063 A61B1/0646 A61B1/07 A61B1/05 A61B1/0638		
代理人(译)	杨静		
优先权	2010157357 2010-07-09 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种内窥镜设备。将白光照射到对象的第一照射部、放射具有比白光窄的波长带宽的窄带宽光的第二照射部、和用于观察对象的观察窗分别设置在内窥镜插入部的前端表面上。第一和第二照射部中的每一个都包括用于从其发射光的一对照射窗。穿过观察窗的中心点并二等分前端表面的直线被限定为边界线。第一照射部的成对照射窗设置在边界线的两侧。第二照射部的成对照射窗设置在边界线的两侧。可以单独改变从第二照射部的照射窗照射的光的光谱。

