

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910146357.X

[43] 公开日 2010 年 1 月 6 日

[11] 公开号 CN 101617933A

[22] 申请日 2009.6.24

[21] 申请号 200910146357.X

[30] 优先权

[32] 2008.7.4 [33] JP [31] 2008-176002

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 矢部雄亮 大森浩司 山下真司

小林至峰 户田真人

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 黄纶伟

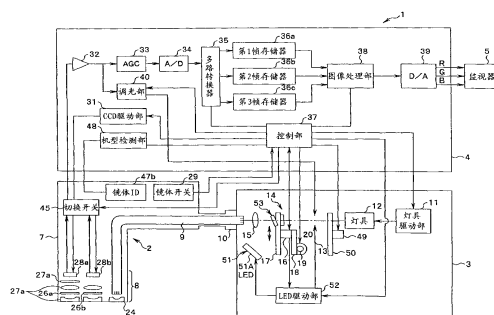
权利要求书 2 页 说明书 15 页 附图 8 页

[54] 发明名称

光源装置和使用该光源装置的内窥镜装置

[57] 摘要

本发明提供光源装置和使用该光源装置的内窥镜装置，本发明的光源装置设有切换滤光器。该切换滤光器具有使来自灯具的第 1 波长带的照明光透射的第 1 二向色滤光器和至少使第 2 波长带的照明光透射的荧光观察用滤光器，并自由旋转地设置成使第 1 二向色滤光器和荧光观察用滤光器在照明光的光轴上通过。LED 部具有向切换滤光器射出第 1 波长带的照明光的蓝色 LED。并且，切换滤光器配置有第 2 二向色滤光器，该第 2 二向色滤光器能使来自灯具的照明光通过、且能使来自 LED 部的照明光向聚光透镜反射。



1. 一种光源装置，该光源装置具有以下：

第1光源，其射出包含第1波长带和第2波长带的照明光；

聚集光的聚光部，其配置在从所述第1光源射出的照明光的光轴上；

旋转板，其具有使所述第1波长带的照明光透射的第1窗部和至少使所述第2波长带的照明光透射的第2窗部，该旋转板自由旋转地配置成使所述第1窗部和所述第2窗部在所述照明光的光轴上通过；

驱动控制部，其控制所述旋转板的旋转；

第2光源，其向所述旋转板射出所述第1波长带的照明光；以及

光学元件，其配置在所述旋转板上，能使从所述第1光源射出的照明光通过，并能使从所述第2光源射出的照明光向所述聚光部反射。

2. 根据权利要求1所述的光源装置，其中：所述旋转板在与所述第1窗部及所述第2窗部的旋转轨道不同的位置设有使第3波长带通过的第3窗部，

所述光源装置具有使所述旋转板在第1位置和第2位置上移动的移动机构，在所述第1位置上，所述第1窗部和所述第2窗部能在从所述第1光源射出的照明光的光轴上通过，在所述第2位置上，所述第3窗部能在从所述第1光源射出的照明光的光轴上通过。

3. 根据权利要求1或2所述的光源装置，其中：所述光学元件具有与所述第1窗部构成为一体的第1二向色滤光器和第2二向色滤光器，所述第1二向色滤光器具有能使从所述第1光源射出的第1波长带的照明光通过的透射特性，所述第2二向色滤光器具有能使从所述第2光源射出的照明光反射到所述聚光部的反射特性。

4. 一种内窥镜装置，该内窥镜装置具有光源装置和内窥镜，

所述光源装置具有：第1光源，其射出包含第1波长带和第2波长带的照明光；聚集光的聚光部，其配置在从所述第1光源射出的照明光的光轴上；旋转板，其具有使所述第1波长带的照明光透射的第1窗部和至少使所述第2波长带的照明光透射的第2窗部，该旋转板自由旋转

地配置成使所述第 1 窗部和所述第 2 窗部在所述照明光的光轴上通过；驱动控制部，其控制所述旋转板的旋转；第 2 光源，其向所述旋转板射出所述第 1 波长带的照明光；以及光学元件，其配置在所述旋转板上，能使从所述第 1 光源射出的照明光通过，并能使从所述第 2 光源射出的照明光向所述聚光部反射，

所述内窥镜具有：前端部，其包括使来自所述光源装置的所述聚光部的光照射到被检体上的观察光学系统和拍摄所述被检体的摄像光学系统；以及插入部，其与该前端部的插入方向的基端侧连接。

光源装置和使用该光源装置的内窥镜装置

技术领域

本发明涉及用于进行使用普通光的普通观察和使用荧光的荧光观察的光源装置和使用该光源装置的内窥镜装置。

背景技术

在使用内窥镜的活体组织观察中，除了使用可见光（普通光）的普通内窥镜装置以外，还有照射激励光来进行使用荧光像的观察的荧光观察。该荧光观察是利用如下情况：当向活体组织照射了波长 400 nm~480 nm 的光（激励光）时，正常组织强烈发出大致 480 nm~630 nm 范围的荧光，癌细胞等患部的荧光变弱。该荧光观察在普通内窥镜观察中作为能发现难以视认的早期癌等异常部位的技术是公知的。

现有的荧光观察用内窥镜装置利用配置在从光源发出的照明光路中的、仅使激励光透射的激励光用滤光器来生成进行荧光观察所需要的激励光。然后，该内窥镜装置将激励光照射到活体组织上，利用配置在内窥镜的插入部前端部的物镜光学系统与固体摄像元件之间的、仅使荧光的波长内的光透射的荧光透射用滤光器来取得自身荧光。

并且，近年还提出了一种可进行使用普通光的普通观察和使用荧光的荧光观察的内窥镜装置。这种内窥镜装置例如具有这样的结构：使来自光源的光通过设在旋转滤光器上的激励光用滤光器来生成激励光，将该激励光照射到活体组织上，取得荧光。

例如，在日本特开 2003-336196 号公报中公开了一种关于内窥镜装置的技术，即：该内窥镜装置在从光源发出的光路中配置作为旋转板的切换滤光器，在该切换滤光器的内周侧和外周侧以同心方式设置普通观察用 RGB 滤光器和荧光观察用滤光器，构成为能进行普通图像模式和荧光图像模式的切换。

并且,在日本特开 2007-175210 号公报中公开了一种关于具有这样的结构的内窥镜装置的技术,即:该内窥镜装置在光源装置内具有灯具和激励光单元,用于对各自的光路进行合成的二向色镜配置在旋转板与聚光透镜之间。

并且,在日本特开 2007-143647 号公报中公开了一种关于具有这样的结构的内窥镜装置的技术,即:为了进行荧光观察,该内窥镜装置使白色光的光与通过旋转滤光器射出的激励光合并来使激励光用发光元件(蓝色 LED)亮灯,从而弥补激励光用的光量的不足。

然而,在日本特开 2003-336196 号公报的现有技术中,在执行荧光观察模式时,仅使从光源发出的可见光(普通光)透射荧光观察用滤光器,取得荧光观察模式所需要的激励光,因而自身荧光的发光量减弱。因此,为了进行精度良好的荧光观察,期望增大激励光的光量。

并且,在日本特开 2007-175210 号公报的现有技术中,在执行荧光观察模式时,使来自激励光单元的激励光和从灯具射出的白色照明光在各帧的每个场上交替地切换使用,因而如果仅有来自激励光单元的激励光,则与日本特开 2003-336196 号公报一样,具有不能获得要满足的激励光的光量的不利。而且,由于二向色镜总是配置在白色光的光路上,因而在普通观察时也必须透射二向色镜,对白色光的光量和特性产生影响。

而且,在日本特开 2007-143647 号公报的现有技术中,构成为设置激励光用发光元件(蓝色 LED)来弥补激励光的光量不足,然而该激励光用发光元件(蓝色 LED)配设在内窥镜的插入部的前端部内,因而有必要抑制接通到 LED 的功率,以便在执行荧光观察模式时使插入部的前端部在活体内不会引起过度发热,从而具有不能获得足够的激励光的问题。并且,在活体组织的附近进行荧光观察的情况下,具有不能精度良好地进行荧光观察的问题。

发明内容

因此,本发明是鉴于上述问题而完成的,本发明的目的是提供一种

能够在不对普通观察的照明光产生影响的情况下增大激励光的光量、进行精度良好的荧光观察的光源装置和使用该光源装置的内窥镜装置。

本发明的光源装置具有：第1光源，其射出包含第1波长带和第2波长带的照明光；聚集光的聚光部，其配置在从所述第1光源射出的照明光的光轴上；旋转板，其具有使所述第1波长带的照明光透射的第1窗部和至少使所述第2波长带的照明光透射的第2窗部，该旋转板自由旋转地配置成使所述第1窗部和所述第2窗部在所述照明光的光轴上通过；驱动控制部，其控制所述旋转板的旋转；第2光源，其向所述旋转板射出所述第1波长带的照明光；以及光学元件，其配置在所述旋转板上，能使从所述第1光源射出的照明光通过，并能使从所述第2光源射出的照明光向所述聚光部反射。

并且，本发明的内窥镜装置具有光源装置和内窥镜，该光源装置具有：第1光源，其射出包含第1波长带和第2波长带的照明光；聚集光的聚光部，其配置在从所述第1光源射出的照明光的光轴上；旋转板，其具有使所述第1波长带的照明光透射的第1窗部和至少使所述第2波长带的照明光透射的第2窗部，该旋转板自由旋转地配置成使所述第1窗部和所述第2窗部在所述照明光的光轴上通过；驱动控制部，其控制所述旋转板的旋转；第2光源，其向所述旋转板射出所述第1波长带的照明光；以及光学元件，其配置在所述旋转板上，能使从所述第1光源射出的照明光通过，并能使从所述第2光源射出的照明光向所述聚光部反射，上述内窥镜具有：前端部，其包括使来自所述光源装置的所述聚光部的光照射到被检体上的观察光学系统和拍摄所述被检体的摄像光学系统；以及插入部，其与该前端部的插入方向的基端侧连接。

附图说明

图1是示出具有本发明的第1实施方式的光源装置的内窥镜装置的整体结构的框图。

图2是示出图1的光源装置的主要部分的概略结构的结构图。

图3是示出设有普通观察用滤光器、荧光观察用滤光器以及荧光观

察用光学元件的切换滤光器的结构的结构图。

图 4 是示出荧光观察用光学元件相对于图 3 的切换滤光器的安装状态的一例的立体图。

图 5 是用于说明荧光观察用光学元件的安装状态的图 3 的 A-A 剖视图。

图 6 是用于说明普通观察用滤光器和荧光观察用滤光器的安装状态的剖视图。

图 7 是示出由灯具照射的光的波长—光量特性的特性图。

图 8 是示出构成图 2 的荧光观察用光学元件的第 1 二向色滤光器对光的波长的透射特性的特性图。

图 9 是示出构成图 2 的荧光观察用光学元件的第 2 二向色滤光器对光的波长的反射率特性的特性图。

图 10 是示出由图 2 的第 2 光源部照射的光（蓝色光）的波长—光量特性的特性图。

图 11 是示出由图 2 的聚光部即聚光透镜聚集的光的波长—光量特性的特性图。

图 12 是示出由 LED 驱动部决定的与光圈的开闭状态对应的第 2 光源部的亮灯时间的一例的曲线图。

图 13 是示出由图 1 的 LED 驱动部进行的第 2 光源部的控制例以及由控制部进行的切换滤光器的控制例的时序图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的实施方式。

（一个实施方式）

图 1 至图 13 涉及本发明的一个实施方式，图 1 是示出具有一个实施方式的光源装置的内窥镜装置的整体结构的框图，图 2 是示出图 1 的光源装置的主要部分的概略结构的结构图，图 3 是示出设有普通观察用滤光器、荧光观察用滤光器以及荧光观察用光学元件的切换滤光器的结构的结构图，图 4 是示出荧光观察用光学元件相对于图 3 的切换滤光器的

安装状态的一例的立体图，图 5 是用于说明荧光观察用光学元件的安装状态的图 3 的 A-A 剖视图，图 6 是用于说明相对于切换滤光器的普通观察用滤光器和荧光观察用滤光器的安装状态的剖视图，图 7 是示出由灯具照射的光的波长—光量特性的特性图，图 8 是示出构成图 2 的荧光观察用光学元件的第 1 二向色滤光器对光的波长的透射特性的特性图，图 9 是示出构成图 2 的荧光观察用光学元件的第 2 二向色滤光器对光的波长的反射率特性的特性图，图 10 是示出由图 2 的第 2 光源部照射的光（蓝色光）的波长—光量特性的特性图，图 11 是示出由图 2 的聚光部即聚光透镜聚集的光的波长—光量特性的特性图，图 12 是示出由 LED 驱动部决定的与光圈的开闭状态对应的第 2 光源部的亮灯时间的一例的曲线图，图 13 是示出由图 1 的 LED 驱动部进行的第 2 光源部的控制例以及由控制部进行的切换滤光器的控制例的时序图。

如图 1 所示，具有本发明的第 1 实施方式的光源装置的内窥镜装置 1 能执行普通观察模式和荧光观察模式，并由以下构成：电子内窥镜（以下简称为内窥镜）2，其用于插入到体腔内进行观察；光源装置 3，其发出普通观察用的光和荧光观察用的光；处理器 4，其进行构建普通观察图像和荧光图像的信号处理；以及监视器 5，其显示普通光的图像和荧光的图像。

内窥镜 2 具有插入到体腔内的细长的插入部 7，并在该插入部 7 的前端部 8 内置有照明单元和摄像单元。

在插入部 7 内插通（贯穿）有传送普通观察用的照明光和激励光的光导光纤 9。设在该光导光纤 9 的近前侧的入射端的光源用连接器 10 与后述的光源装置 3 自由拆装地连接。

并且，该内窥镜 2 将荧光观察用 CCD（荧光用 CCD）28a 和普通观察用 CCD（普通用 CCD）28b 设在插入部 7 的前端部 8。另外，作为荧光用 CCD 和普通用 CCD，可以构成为取代 CCD 而使用 CMD（Charged Modulation Device，电荷调制器件）摄像元件、C-MOS 摄像元件、AMI（Amplified MOS Imager，放大 MOS 成像器）、以及 BCCD（Back Illuminated CCD，背照明 CCD）。

在前端部 8 的观察窗上配置有荧光观察用摄像部和普通观察用摄像部, 该荧光观察用摄像部采用以下部分: 用于使光学像成像的物镜系统 25a, 在空间上限制光量的第 1 光圈 26a, 激励光截止滤光器 27a, 以及作为拍摄荧光像的摄像元件的荧光观察用 CCD 28a; 该普通观察用摄像部采用以下部分: 用于使光学像成像的物镜系统 25b, 第 2 光圈 26b, 以及作为拍摄普通像的摄像元件的普通观察用 CCD 28b。

另外, 第 1 光圈 26a 的光圈值 (fNo.) 是比第 2 光圈 26b 的光圈值小的值。即, 更多的光量进入荧光用 CCD 28a。

2 个 CCD 28a、28b 经由切换开关 46 连接到 CCD 驱动部 31 和前置放大器 32。该切换开关 46 由控制部 37 控制切换。即, 当利用镜体开关 29 选择了荧光模式时, 选择使用荧光用 CCD 28a, 当选择了普通模式时, 选择使用普通用 CCD 28b。

并且, 在本实施方式中, 内窥镜 2 和除该内窥镜 2 外被使用的内窥镜 (未作图示) 分别设有产生包含该内窥镜的种类 (机型) 在内的固有识别信息的镜体 ID 电路 47a, 以便可连接不同类型的内窥镜 (内窥镜 2 以外的内窥镜) 来使用。

另外, 这些镜体 ID 电路 47a 由写入有包含各个内窥镜 2 的机型在内的信息的存储元件构成, 然而不限于此, 还能使用例如由多个开关构成的双列直插式封装开关等来构成。

然后, 在处理器 4 侧设有用于识别所连接的内窥镜 2 的识别信息的机型检测部 48, 由机型检测部 48 检测出的机型信息被送到控制部 37, 控制部 37 根据检测出的机型来控制光源装置 3 等, 以便能以适于该机型的内窥镜 (镜体) 的荧光模式和普通模式进行观察。

下面, 使用图 1~图 11 来说明光源装置 3 的主要部分的结构及其特性。

如图 1 和图 2 所示, 光源装置 3 具有: 作为第 1 光源的灯具 12, 其由灯具驱动部 11 驱动以进行发光, 放射包含红外波长带至可见光带的光 (包含第 1 波长带和第 2 波长带的光); 光源光圈 13, 其设在该灯具 12 的照明光路上, 限制来自灯具 12 的光量; 切换滤光器 50, 其设在该光源

光圈 13 与灯具 12 之间,由电动机 49 对旋转位置进行切换;切换滤光器部 14,其设在照明光路上;聚光透镜 15,其构成使通过了该切换滤光器部 14 的光聚集的聚光部;作为第 2 光源的 LED 部 51,其向切换滤光器部 14 放射光;以及 LED 驱动部 52,其控制该 LED 部 51、光源光圈 13 和切换滤光器部 14 等。

灯具 12 由能照射包含红外波长带至可见光带的光(包含第 1 波长带和第 2 波长带的光)的氙灯等构成,具有能照射例如图 7 所示的 400 nm~630 nm 附近的波长带的光 50 的特性。另外,灯具 12 不限于发出这种波长带的光 50 的氙灯,可以根据需要使用能照射优选的波长带的光的其他光源。

切换滤光器 50 除了具有实质上使可见光的波长带不受限制地透射的滤光器以外,还具有在荧光模式下根据连接使用的内窥镜 2 限制照射到被摄体侧的激励光的波长的至少一个滤光器。而且,可根据镜体 ID 电路 47a 或者根据观察状况切换设在切换滤光器 50 上的多个滤光器(不限制带的滤光器和限制至少一个带的滤光器)来使用。

切换滤光器部 14 具有:切换滤光器 17,其构成旋转板,通过旋转用电动机 16 使该旋转板旋转,并由移动用电动机 20 切换配置在光路上的滤光器;以及移动用电动机 20,其通过对与安装在旋转用电动机 16 上的齿条 18 螺合的小齿轮 19 进行旋转驱动,使切换滤光器 17 与旋转用电动机 16 一起朝垂直于光轴的方向移动。另外,齿条 18、小齿轮 19 以及移动用电动机 20 构成移动机构。

在切换滤光器 17 上,如图 3 所示,在内周侧和外周侧呈同心状设有:构成第 1 和第 2 窗部的荧光观察用滤光器 61 和荧光观察用光学元件 53,以及构成第 3 窗部的普通观察用 RGB 滤光器 60。

然后,切换滤光器 17 通过驱动所述移动用电动机 20,可设定为在光路上配置有荧光观察用滤光器 61 和荧光观察用光学元件 53 的第 1 位置来设定为荧光图像模式(也称为荧光模式)下的动作状态,或者可从配置有该荧光观察用滤光器 61 和荧光观察用光学元件 53 的第 1 位置切换到在光路上配置有普通照明用滤光器 60 的第 2 位置来切换到普通图像

模式（也称为普通模式）下的动作状态。

所述 RGB 滤光器 60 设置成在圆周方向上对分别使 R（红）、G（绿）、B（蓝）的各波长带的光透射的 R、G、B 滤光器 60a、60b、60c 进行三等分，通过借助旋转用电动机 16 进行旋转驱动，将各 R、G、B 滤光器 60a、60b、60c 依次且大致连续地插入在光路中。

另外，这些 R、G、B 滤光器 60a、60b、60c 的透射特性具有分别使例如 600—700 nm、500—600 nm、400—500 nm 的各波长带（相当于第 3 波长带）的光透射的滤光特性。

并且，构成第 2 窗部的荧光观察用滤光器 61 设置成在圆周方向对分别使窄带的红色（R2）、窄带的绿色（G2）的光透射的 R2、G2 滤光器 61a、61b 以及后述的荧光观察用光学元件 53 进行三等分，通过借助旋转用电动机 16 进行旋转驱动，将各 R2、G2 滤光器 61a、61b 以及荧光观察用光学元件 53 依次且大致连续地插入在光路中。

另外，R2、G2 滤光器 61a、61b 的透射特性包括分别使例如 640—660 nm、540—560 nm 的各波长带的光透射的滤光特性。

在本实施方式中，如图 1 和图 2 所示，为了增大在执行荧光观察模式时的激励光的光量，设有所述荧光观察用光学元件 53 和作为第 2 光源的 LED 部 51。

如图 2 所示，LED 部 51 构成为具有：蓝色 LED 51A，以及照射由该蓝色 LED 51A 发出的光的聚光透镜 51B。

蓝色 LED 51A 是一般在投影仪中使用的 LED，例如图 10 所示，发出第 1 波长带、即中心波长是 460 nm 附近且带宽 20 nm 的波长带的蓝色光 E2。

并且，如图 2 所示，这种 LED 部 51 固定在光源装置 3 内，以使要发出的蓝色光 E2 向配置在切换滤光器 17 的第 1 位置上的荧光观察用光学元件 53 照射。

荧光观察用光学元件 53 是构成第 1 窗部的光学元件，如图 2 所示，是能使从灯具 12 射出的照明光通过且能使从 LED 部 51 射出的蓝色光（参照图 10）向聚光透镜 15 反射的光学元件。

具体地说,如图2~图5所示,荧光观察用光学元件53构成为具有:第1二向色滤光器53A,其设在切换滤光器17的光入射侧面(光入射侧表面)上;以及第2二向色滤光器53B,其设在该第1二向色滤光器53A的背面侧,且以规定角度设在切换滤光器17的光射出侧面(光射出侧表面)上。

如图4和图5所示,第1二向色滤光器53A通过粘接剂等固定在切换滤光器17的旋转板主体17A的光入射侧面上。另一方面,第2二向色滤光器53B经由固定部件固定在该第1二向色滤光器53A的背面侧,且以规定角度固定在切换滤光器17的光射出侧面上。

另外,关于第1二向色滤光器53A和第2二向色滤光器53B的安装方法和安装结构不限于图5所示的安装方法和安装结构,可以是其他安装方法和其他安装结构。并且,第2二向色滤光器53B的规定角度是指能使从LED51部照射的蓝色光向聚光透镜15反射的角度。当然,该角度可以构成为能对应所设置的LED部51的配置位置来自由调整。

并且,如图6所示,RGB滤光器60和荧光观察用滤光器61的各自的滤光器与第1二向色滤光器53A一样,使用粘接剂等固定在旋转板主体17A的光入射侧面上。

这里,当表示第1二向色滤光器53A的透射特性和第2二向色滤光器53B和反射特性时,则如图8和图9所示。

即,第1二向色滤光器53A的透射特性如图8所示,具有透射例如400—470 nm的波长带的光E1(相当于第1波长带)且反射除此以外的波长带的光的滤光特性。

并且,第2二向色滤光器53B的反射特性如图9所示,具有反射例如450—470 nm的波长带的光E0(相当于第1波长带)且透射除此以外的波长带的光的滤光特性。

另外,关于该第2二向色滤光器53B的反射特性,说明了反射450—470 nm的波长带的光E0(相当于第1波长带)的情况,然而不限于此,只要将反射特性设定成达到灯具12和LED部51的优势性反转的波长带即可。

并且,第1二向色滤光器53A的透射特性是透射例如400—470 nm的波长带的光E1的透射特性,而灯具12的光中的450—470 nm的波长带的光由第2二向色滤光器53B反射,因而几乎不射出到聚光透镜15侧。因此,可以将第2二向色滤光器53B的透射特性设定为达到例如400~450 nm。

而且,在本实施方式中,关于蓝色LED 51A,说明了一般在投影仪等中使用的、发出中心波长为460 nm附近的蓝色光E2的LED,然而不限于此,可以使用发出除此以外的中心波长的蓝色光的LED。

在该情况下,可以根据要使用的蓝色LED 51A的中心波长来决定第1二向色滤光器53A和第2二向色滤光器53B的光学特性。

例如,在使用中心波长是440 nm附近的蓝色LED 51A的情况下,第1二向色滤光器53A的透射特性可以设定为透射例如400—470 nm的波长带的光且反射除此以外的波长带的光的滤光特性,并且第2二向色滤光器53B的反射特性可以设定为反射例如430—450 nm的波长带的光且透射除此以外的波长带的光的滤光特性。

因此,利用这种光源装置3的LED部51和荧光观察用光学元件53,在执行荧光观察时,由聚光透镜15聚集的光(激励光EX)成为这样的光,即:由第1二向色滤光器53A透射的例如400—470 nm的波长带的光E1(参照图8)与由第2二向色滤光器53B反射的例如450—470 nm的波长带的光E2(参照图9)重叠而使光量增大的图11所示的波长带的激励光EX。

回到图1的说明,这种来自光源装置3的照明光通过光导光纤9被传送(引导)到内窥镜2的插入部7的前端侧。该光导光纤9以较少的传送损失来传送荧光观察用的光和普通观察用的光。作为该光导光纤9,可由例如多成分系列玻璃纤维、石英纤维等构成。

传送到光导光纤9的前端面的光经过安装在与该前端面对置的照明窗上的照明透镜24扩散,从而照射到体腔内的观察对象部位侧。

另外,该内窥镜2设有镜体开关29,该镜体开关29用于进行选择荧光图像模式和普通图像模式的指示操作、以及冻结、释放的指示操作,

该操作信号被输入到控制部 37, 控制部 37 进行与该操作信号对应的控制动作。

例如当操作了镜体开关 29 中的模式切换开关的普通模式开关时, 光源装置 3 处于将普通模式的照明光即 R、G、B 的光依次提供给光导光纤 9 的状态, 并且处理器 4 也处于进行与普通模式对应的信号处理的状态。

并且, 当操作了模式切换开关的荧光模式开关时, 光源装置 3 处于将荧光模式的照明光即 R2、G2、EX (图 1 所示的重叠的波长带) 的光依次提供给光导光纤 9 的状态, 并且处理器 4 也处于进行与荧光模式对应的信号处理的状态。

荧光用 CCD 28a 由来自设在处理器 4 内的 CCD 驱动部 31 的 CCD 驱动信号驱动, 对成像在荧光用 CCD 28a 上的光学像进行光电转换并输出图像信号。另一方面, 普通用 CCD 28b 同样由来自设在处理器 4 内的 CCD 驱动部 31 的 CCD 驱动信号驱动, 对成像在普通用 CCD 28b 上的光学像进行光电转换并输出图像信号。

这些图像信号由切换开关 45 切换对处理器 4 的输出。切换后的图像信号由设在处理器 4 内的前置放大器 32 放大, 再由自动增益控制 (AGC) 电路 33 放大到规定电平, 之后由 A/D 转换电路 34 从模拟信号转换成数字信号 (图像数据), 各图像数据经过进行切换的多路转换器 (multiplexer) 35 被暂时存储在第 1 帧存储器 36a、第 2 帧存储器 36b 以及第 3 帧存储器 36c 内。

另外, CCD 驱动部 31 由控制部 37 控制。

并且, 控制部 37 根据所选择的模式来控制移动用电动机 20。并且, 旋转用电动机 16 由控制部 37 控制, 同时, 安装在该旋转用电动机 16 的旋转轴等上的未作图示的编码器的输出被输入到控制部 37, 控制部 37 与该编码器的输出同步地控制 CCD 驱动部 31 和多路转换器 35 的切换等。

并且, 控制部 37 控制多路转换器 35 的切换, 并在普通模式中控制成: 分别将在 R、G、B 滤光器 60a、60b、60c 的照明下所拍摄的各图像数据依次存储在第 1 帧存储器 36a、第 2 帧存储器 36b 以及第 3 帧存储器 36c 内。

并且,在荧光模式中,控制部 37 控制多路转换器 35 的切换,并控制成:分别将在 R2、G2 滤光器 61a、61b 以及荧光观察用光学元件 53 的照明下所拍摄的各信号依次存储在第 1 帧存储器 36a、第 2 帧存储器 36b 以及第 3 帧存储器 36c 内。

存储在所述帧存储器 36a~36c 内的图像数据被输入到图像处理部 38,被实施轮廓强调等,之后由 D/A 转换电路 39 转换成模拟 RGB 信号并被输出到监视器 5。

并且,在该处理器 4 内设有调光电路 40,该调光电路 40 根据通过了前置放大器 32 的信号自动控制光源装置 3 内的光源光圈 13 的开口量。并且,该调光电路 40 由控制部 37 控制。

并且,该控制部 37 控制对灯具驱动部 11 的灯具 12 进行发光驱动的灯具电流,或者进行与镜体开关 29 的操作对应的控制动作。

并且,当通过镜体开关 29 的操作执行了荧光模式时,控制部 37 在驱动灯具驱动部 11 的同时,向图 1 所示的 LED 驱动部 52 输出表示荧光模式执行的信号。

这里,在本实施方式中,在图 1 所示的光源装置 3 中,切换滤光器 17 将表示在从灯具 12 发出的光的光轴上配置有什么样的滤光器的滤光器判断信号输出到 LED 驱动部 52。即,滤光器判断信号是判断荧光观察用滤光器 61 的 R2、G2 滤光器 61a、61b、荧光观察用光学元件 53、或者普通观察用 RGB 滤光器 60 的 R、G、B 滤光器 60a、60b、60c 的任一方的信号。

并且,光源光圈 13 将表示光圈开度的 POT 信号输出到 LED 驱动部 52。另外,该 POT 信号是按照例如在光源光圈 13 的光圈全开时是“255”、在光圈全闭时是“0”的方式输出的 8 位数字信号。

LED 驱动部 52 决定与所输入的 POT 信号对应的蓝色 LED 51A 的亮灯时间 T_{on} ,使得与光源光圈 13 的开度特性一致,并控制成在该亮灯时间 T_{on} 期间使蓝色 LED 51A 亮灯。

另外,图 12 示出由 LED 驱动部 52 决定的与 POT 信号对应的蓝色 LED 51A 的亮灯时间 T_{on} 的一例。即,如图 12 所示,LED 驱动部 52 在

与所输入的 POT 信号对应的亮灯时间 Ton 进行蓝色 LED 51A 的亮灯控制。

以下说明这种结构的本实施方式的作用。

如图 1 所示,使内窥镜 2 的光源用连接器 10 与光源装置 3 连接,并使内窥镜 2 的未作图示的信号用连接器与处理器 4 连接。然后,设定为图 1 所示的连接状态,接通各装置的电源,设定为动作状态。

于是,控制部 37 进行初始设定动作,在该初始设定状态下进行设定成例如在普通模式中进行动作的控制。

在该普通模式中,控制部 37 控制光源装置 3 的移动用电动机 20,将切换滤光器 17 设定成使其外周侧的 RGB 滤光器 60 位于照明光路中。

然后,使旋转用电动机 16 旋转,使得切换滤光器 17 的 R、G、B 滤光器 60a、60b、60c 依次配置在照明光路中。灯具 12 的白色光中的 R、G、B 的照明光向观察对象侧射出。

由 R、G、B 的光照明且由普通用 CCD 28b 所拍摄的信号在进行放大和 A/D 转换后,通过由控制部 37 依次切换多路转换器 35 而依次存储在第 1 帧存储器 36a、第 2 帧存储器 36b 以及第 3 帧存储器 36c 内。

存储在这些帧存储器 36a~36c 内的 R、G、B 的颜色分量的图像数据在规定的帧期间(例如 33 ms,即 1/30 秒)同时被读出,在图像处理部 38 进行轮廓强调等,经过 D/A 转换电路 39 形成模拟的标准影像信号,这里是 RGB 信号,并被输出到监视器 5,在监视器 5 的显示面上以彩色显示(在照射了白色光的情况下,反映出直接观察被摄体的情况下的彩色色调的)普通观察图像。

然后,如这样在普通模式中观察被摄体并想要对例如关注的患部部位等被摄体进行荧光观察的情况下,操作镜体开关 29 的模式切换开关的荧光模式开关。

于是,接收到该操作信号,控制部 37 驱动移动用电动机 20,使切换滤光器 17 移动,设定为将荧光观察用滤光器 61 和荧光观察用光学元件 53 配置在照明光路上的状态,切换到荧光模式。

然后,当设定为荧光模式时,处于向内窥镜 2 的光导光纤 9 依次提

供荧光模式的照明光即图 13 所示的激励光 (EX)、G2、R2 的光的状态，向被摄体依次照射激励光 (EX)、G2、R2 的光。

在该情况下，在照射激励光 (EX) 的情况下，如图 13 所示，来自切换滤光器 17 的滤光器判断信号被提供给 LED 驱动部 52，该 LED 驱动部 52 根据该滤光器判断信号来检测激励光 (EX) 滤光器即荧光观察用光学元件 53 配置在光轴上的定时，在图 12 所示的与 POT 信号对应的亮灯时间 T_{on} 使蓝色 LED 51A 亮灯 (参照图 13)。

并且，此时的激励光如上所述成为这样的激励光，即：利用 LED 部 51 和荧光观察用光学元件 53，将通过第 1 二向色滤光器 53A 透射的例如 400—470 nm 的波长带的光 (参照图 8) 与通过第 2 二向色滤光器 53B 反射的例如 450—470 nm 的波长带的光 (参照图 9) 重叠而使光量增大的图 11 所示的波长带的激励光。

由此，可使从灯具 12 照射的激励光 (短波长侧的 EX 光)、G2 光、R2 光与从 LED 部 51 的蓝色 LED 51A 照射的激励光 (长波长侧的 EX 光) 之间的照射平衡良好。即，在荧光模式时，能与灯具 12 连动地进行蓝色 LED 51A 的调光，并可增大此时的激励光。

按照这样向被摄体依次照射激励光 (EX)、G2、R2 的光。在 R2、G2 的照明的情况下，动作与在普通模式下依次照射 R、G 的光的情况相同。即，在该情况下，R2、G2 的在被摄体上反射的反射光由荧光用 CCD 28b 接收。在该情况下，不受激励光截止滤光器 27a 的影响，荧光用 CCD 28b 进行拍摄。

与此相对，在照射了激励光 (EX) 的情况下，该激励光 (EX) 的反射光几乎由激励光截止滤光器 27a 完全遮光，而且接收来自该激励光截止滤光器 27a 的透射带内的被摄体侧的荧光。

由于该荧光强度远比 R2、G2 的在被摄体上反射的反射光的强度小，因而进行上述的普通模式下的 R、G 的照明、B 的照明以及与这些情况的信号处理类似的动作，显示与 R2、G2 的在被摄体上反射的反射光的图像容易对比的明亮的荧光图像。

然后，在拍摄 R2、G2 的在被摄体上反射的反射光的情况下，将仅

在照明期间的一部分期间由荧光用 CCD 28b 拍摄的图像数据存储在第 1 帧存储器 36a 和第 2 帧存储器 36b 内。

与此相对，在照射了激励光（EX）的情况下，在拍摄该荧光图像的情况下，如上所述，通过 LED 驱动部 52 的控制，也增大激励光（EX）的照明光量。然后，将在该情况下拍摄的荧光图像数据存储在第 3 帧存储器 36c 内。

然后，以 1 帧周期同时读出第 1 帧存储器 36a～第 3 帧存储器 36c 的图像数据，在监视器 5 上例如进行虚拟彩色显示。

这样，在荧光模式中也获得明亮的 S/N 良好的荧光图像。

可根据利用该荧光模式获得的荧光图像，获得容易诊断正常组织和癌组织的图像、和容易诊断是否存在炎症部分的图像。

因此，根据本实施方式，不像现有技术那样在前端部设置蓝色 LED，而是构成为在光源装置 3 内设置作为第 2 光源的 LED 部 51 和切换滤光器 17 上的荧光观察用光学元件 53，因而无需考虑活体内发热的影响而限制 LED 的功率，因而能增大激励光的光量，可进行精度良好的荧光观察。

并且，在向活体照射激励光的情况下，若是紫外光则只能向活体的表面附近的组织照射激励光，而在蓝色光的情况下，还具有可向更深部侧的组织照射激励光的优点。

另外，在本实施方式中，对在旋转板的切换滤光器 17 上设置荧光观察用光学元件 53 的结构作了说明，然而当考虑到该荧光观察用光学元件 53 自身的重量时，由于重量较大，因而预想到对该切换滤光器 17 的旋转动作产生影响。然而在本实施方式中，可以构成为将锤等旋转校正部件配置在最佳位置，以使切换滤光器 7 的重心成为中心。这样，切换滤光器 17 的旋转没有偏差，可良好地进行旋转。

本发明不仅仅限于以上所述的实施方式和变形例，能在不背离发明主旨的范围内实施各种变形。

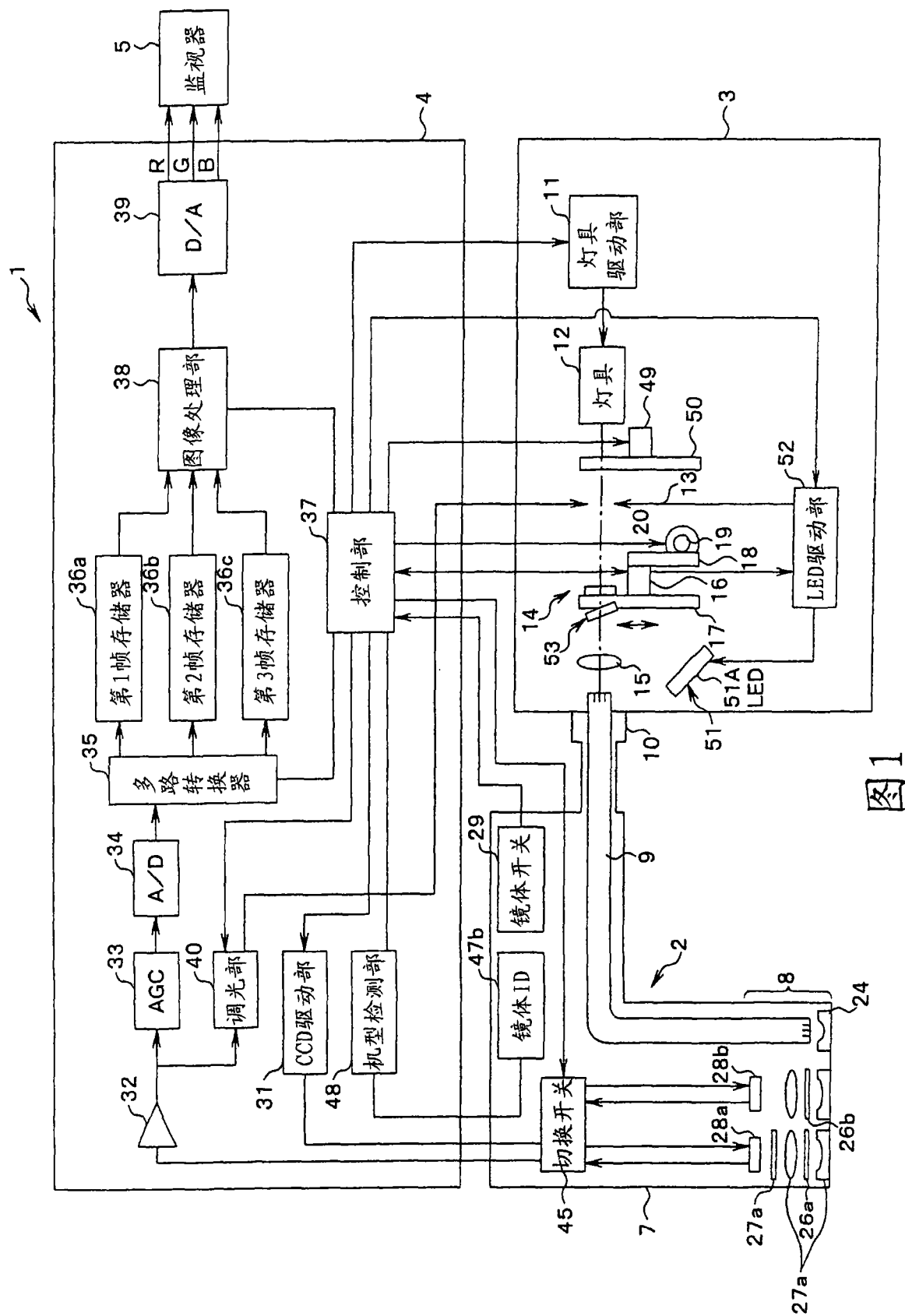
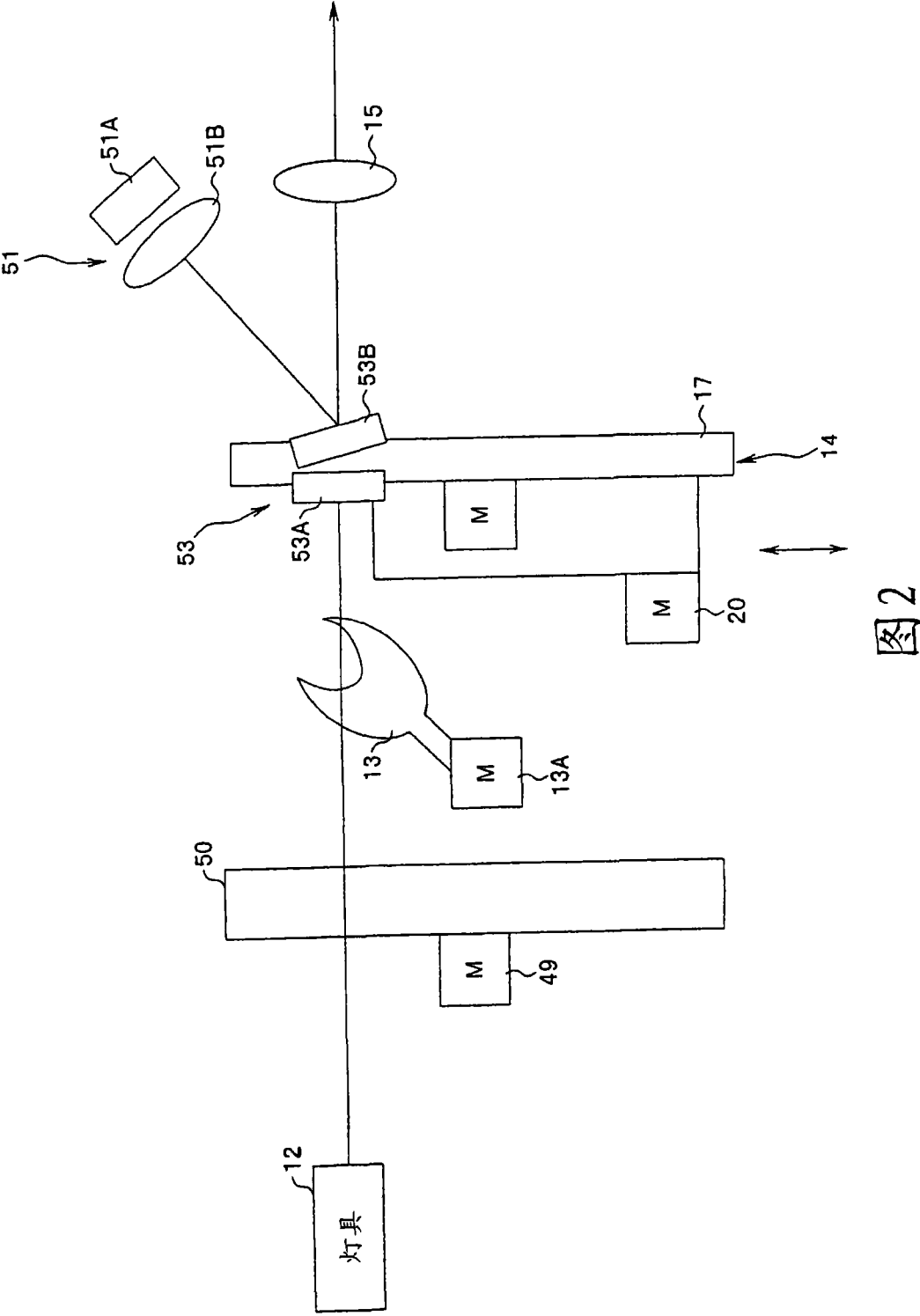


图1



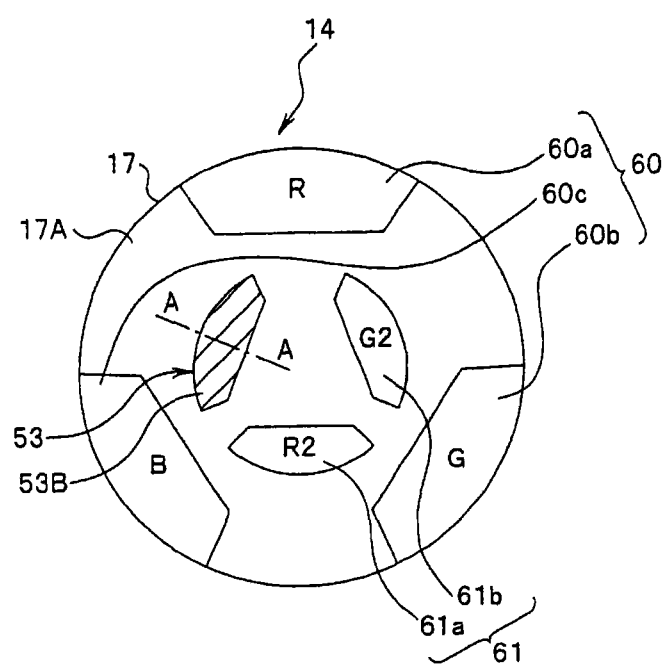


图 3

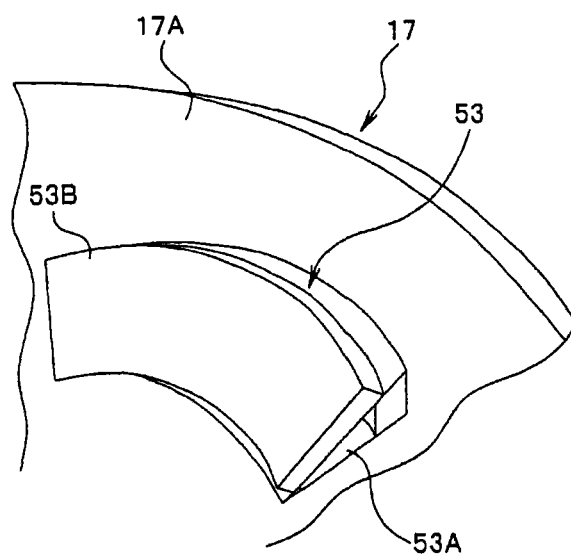


图 4

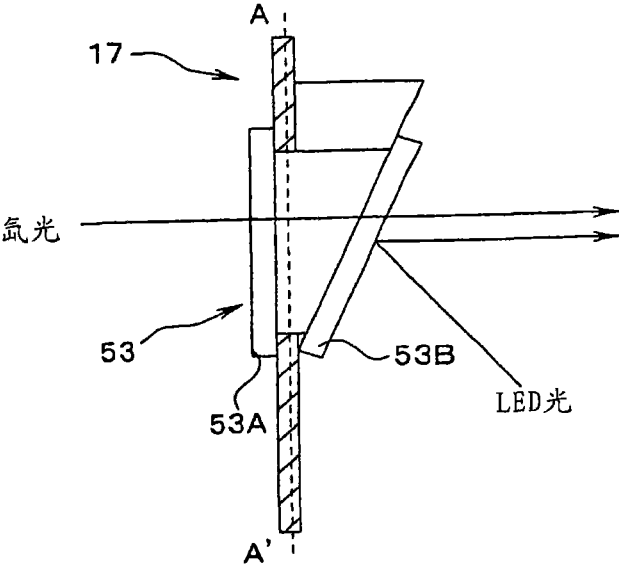


图5

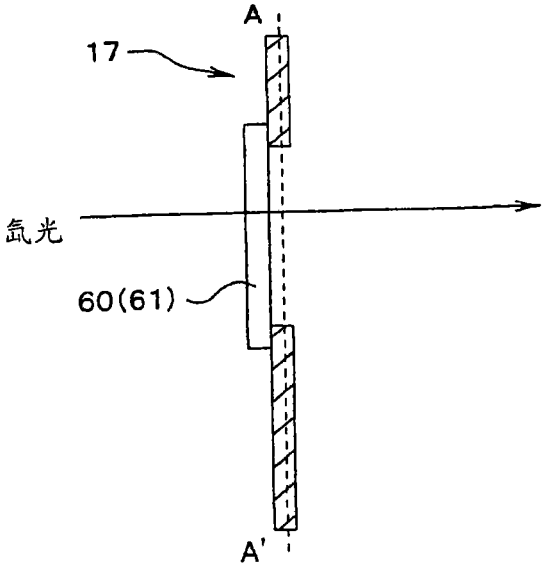


图6

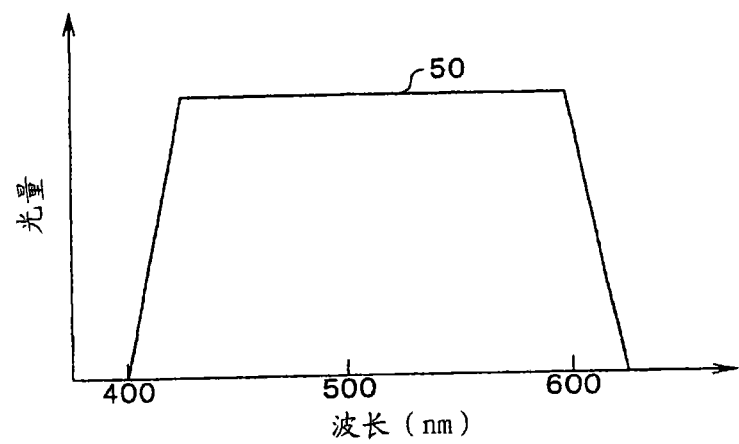


图 7

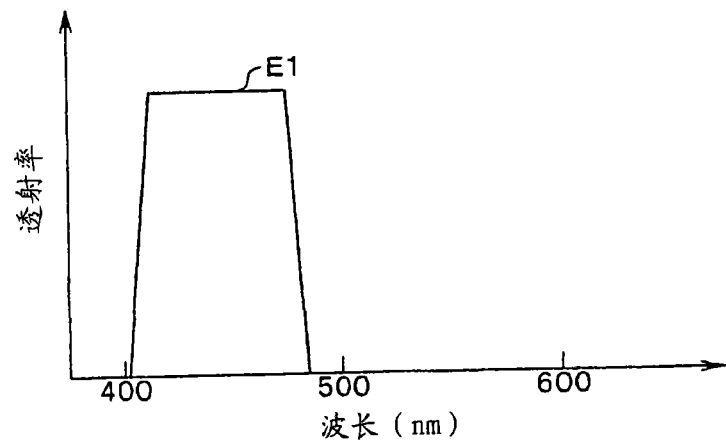


图 8

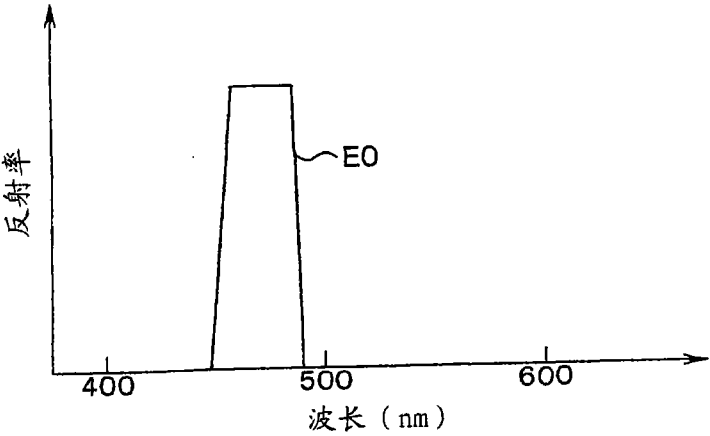


图9

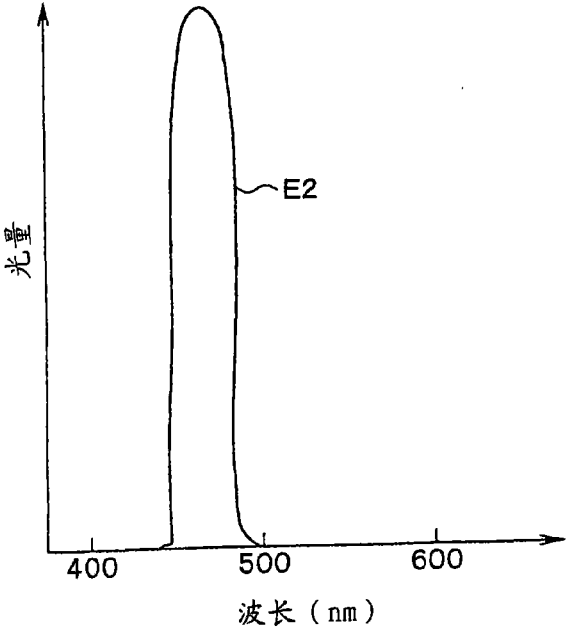


图10

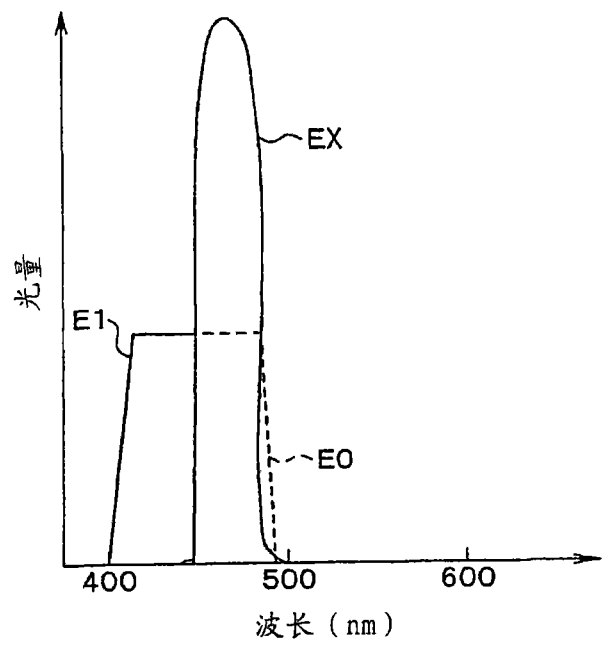


图11

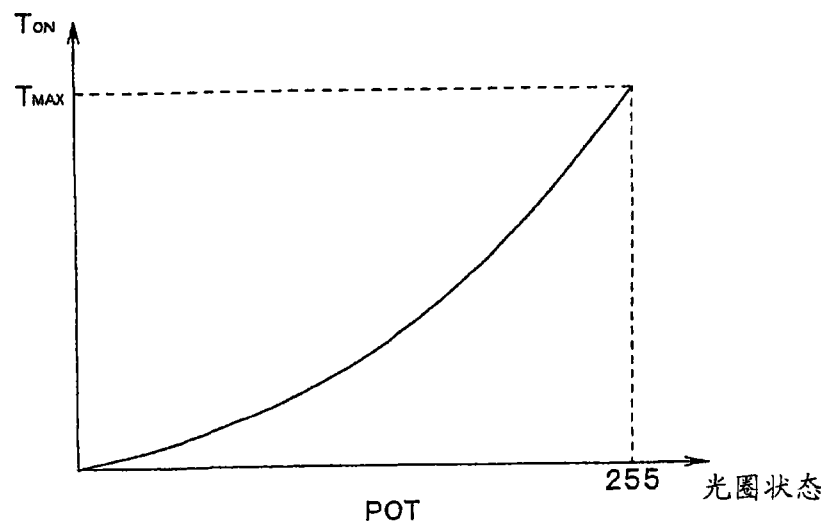


图12

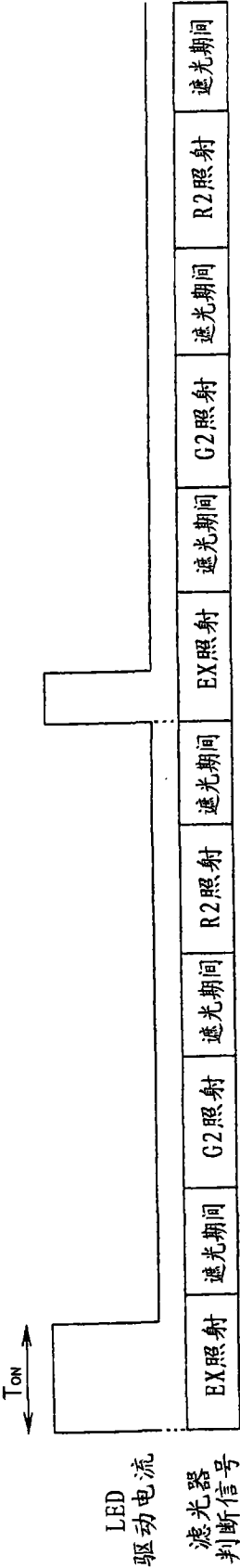


图13

专利名称(译)	光源装置和使用该光源装置的内窥镜装置		
公开(公告)号	CN101617933A	公开(公告)日	2010-01-06
申请号	CN200910146357.X	申请日	2009-06-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	矢部雄亮 大森浩司 山下真司 小林至峰 户田真人		
发明人	矢部雄亮 大森浩司 山下真司 小林至峰 户田真人		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/07 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/0669 A61B1/0638 A61B1/06 G02B23/2469 A61B1/0646		
优先权	2008176002 2008-07-04 JP		
其他公开文献	CN101617933B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供光源装置和使用该光源装置的内窥镜装置，本发明的光源装置设有切换滤光器。该切换滤光器具有使来自灯具的第1波长带的照明光透射的第2向色滤光器和至少使第2波长带的照明光透射的荧光观察用滤光器，并自由旋转地设置成使第2向色滤光器和荧光观察用滤光器在照明光的光轴上通过。LED部具有向切换滤光器射出第1波长带的照明光的蓝色LED。并且，切换滤光器配置有第2向色滤光器，该第2向色滤光器能使来自灯具的照明光通过、且能使来自LED部的照明光向聚光透镜反射。

