



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102387736 A

(43) 申请公布日 2012.03.21

(21) 申请号 201080015999.7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010.03.26

A61B 1/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 1/06 (2006.01)

2009-095040 2009. 04. 09 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 10. 09

### (86)PCT申请的申请数据

PCT/JP2010/055415 2010. 03. 26

### (87) PCT 申请的公布数据

W02010/116902 JA 2010. 10. 14

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 后野和弘

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所（普通合伙） 11277

代理人 刘新宇

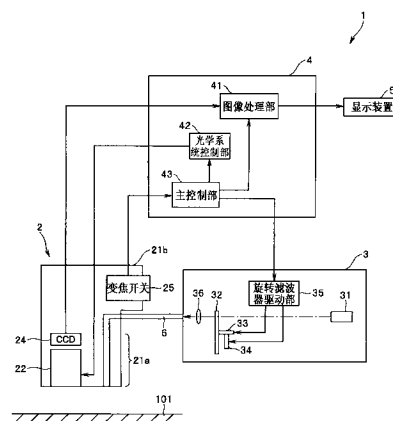
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 发明名称

## 内窥镜装置

(57) 摘要

本发明的内窥镜装置具有：内窥镜，其具备能够改变观察倍率的对物光学系统；光源装置，其能够选择性地射出包含可见光区域的宽频带光 and 将可见光区域的光离散化而得到的多个频带的窄频带光；观察倍率变更指示部，其进行用于使对物光学系统的观察倍率逐渐增大或减小的变倍指示；以及模式切换部，其在检测到根据变倍指示而观察倍率逐渐变化且达到规定的观察倍率时，将从光源装置射出的光从一种光切换为另一种光。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,具有:

内窥镜,其具备能够改变观察倍率的对物光学系统;

光源装置,其能够选择性地射出包含可见光区域的宽频带光和将可见光区域的光离散化而得到的多个频带的窄频带光;

观察倍率变更指示部,其进行用于使上述对物光学系统的观察倍率逐渐增大或减小的变倍指示;以及

模式切换部,其在检测到根据上述变倍指示而观察倍率逐渐变化且达到规定的观察倍率时,将从上述光源装置射出的光从一种光切换为另一种光。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述模式切换部在检测到根据上述变倍指示而观察倍率逐渐增大且达到上述规定的观察倍率时,将从上述光源装置射出的光从上述宽频带光切换为上述多个频带的窄频带光。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述模式切换部在检测到根据上述变倍指示而观察倍率逐渐减小且达到上述规定的观察倍率时,将从上述光源装置射出的光从上述多个频带的窄频带光切换为上述宽频带光。

4. 根据权利要求1或2所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述规定的观察倍率是即将能够利用上述多个频带的窄频带光来观察生物体粘膜表层的微小结构和毛细血管图案中的至少一方之前的观察倍率。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述规定的观察倍率能够被设定为每个使用者所期望的观察倍率。

6. 根据权利要求4所述的内窥镜装置,其特征在于,

能够针对每个内窥镜独立地设定上述规定的观察倍率。

## 内窥镜装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜装置,特别是涉及一种能够改变观察倍率的内窥镜装置。

### 背景技术

[0002] 以往,具有内窥镜和光源装置等来构成的内窥镜装置广泛应用于医疗领域等。特别是,医疗领域的内窥镜装置主要应用于手术操作者等进行生物体内的观察等的用途。

[0003] 另外,作为使用了医疗领域的内窥镜装置的观察,一般已知的例如有以下的观察:普通光观察,其通过向生物体内的被摄体照射包含 R(红)、G(绿)、B(蓝)各个颜色的光,能够获得与利用肉眼的观察大致相同的色调的图像;以及窄频带光观察,其通过向该被摄体照射频带比普通光观察的照明光窄的光,能够获得增强存在于生物体的粘膜表层的血管等的图像。并且,日本特开 2007-020728 号公报中公开了具备能够切换为与上述两种观察相对应的各个模式的结构的内窥镜装置。

[0004] 另一方面,在医疗领域的内窥镜装置中还存在如下的装置:能够以几十倍至几百倍的观察倍率来观察存在于生物体内的被摄体的局部区域。

[0005] 一般,使用者在对存在于生物体内的被摄体的局部区域进行内窥镜观察时,进行以下动作:一边将该内窥镜的前端部靠近期望的区域,一边使观察倍率从低倍率侧向高倍率侧变化。并且,在一边观察利用普通光观察获得的图像一边进行上述动作的情况下,产生以下问题:设置在内窥镜中的光学系统的景深的浅与成为焦点调整的依据的观察结果(粘膜表面的微小结构和毛细血管图案中的至少一方)的对比度的降低互起作用,从而焦点难以聚焦于观察对象。

[0006] 与此相对地,在窄频带光观察中,能够获得改善了观察结果(粘膜表面的微小结构和毛细血管图案中的至少一方)的对比度的图像,所述观察结果成为进行上述动作时的焦点调整的依据。但是,在使用内窥镜进行窄频带光观察的情况下,为了获得这样的图像,需要使观察对象与内窥镜的前端部之间的距离接近到某种程度。

[0007] 另一方面,根据日本特开 2007-020728 号公报,公开了以规定的观察倍率为界来切换普通光观察模式和窄频带光观察模式的技术,但另一方面,没有提及上述动作,即,没有提及设想使用者对存在于生物体内的被摄体的局部区域进行内窥镜观察时实际进行的动作而采取的两种观察模式的切换。

[0008] 因此,根据日本特开 2007-020728 号公报所记载的技术,在对存在于生物体内的被摄体的局部区域进行内窥镜观察时,容易发生无法获得适当的窄频带光观察图像的状况,其结果,产生了焦点调整所需时间变长的问题。

[0009] 本发明是鉴于上述情况而完成的,目的在于提供一种如下内窥镜装置,该内窥镜装置能够与以往相比缩短对存在于生物体内的被摄体的局部区域进行内窥镜观察时的焦点调整所需的时间。

### 发明内容

### [0010] 用于解决问题的方案

[0011] 本发明的内窥镜装置的特征在于,具有:内窥镜,其具备能够改变观察倍率的对物光学系统;光源装置,其能够选择性地射出包含可见光区域的宽频带光和将可见光区域的光离散化而得到的多个频带的窄频带光;观察倍率变更指示部,其进行用于使上述对物光学系统的观察倍率逐渐增大或减小的变倍指示;以及模式切换部,其在检测到根据上述变倍指示而观察倍率逐渐变化且达到规定的观察倍率时,将从上述光源装置射出的光从一种光切换为另一种光。

### 附图说明

[0012] 图 1 是表示本发明的实施例所涉及的内窥镜装置的主要部分的结构图。

[0013] 图 2 是表示图 1 的内窥镜所具有的对物光学系统的结构的一例的图。

[0014] 图 3 是表示图 1 的光源装置所具有的旋转滤波器的结构的一例的图。

[0015] 图 4 是表示图 3 的第一滤波器组所具有的各滤波器的透过特性的一例的图。

[0016] 图 5 是表示图 3 的第二滤波器组所具有的各滤波器的透过特性的一例的图。

### 具体实施方式

[0017] 下面,参照附图来说明本发明的实施方式。图 1 至图 5 是本发明的实施例所涉及的图。

[0018] 如图 1 所示,内窥镜装置 1 构成为具有:内窥镜 2,其能够改变观察倍率,并且将拍摄到的被摄体 101 的图像作为摄像信号进行输出;光源装置 3,其发出用于对被检者的体腔内的被摄体 101 进行照明的照明光;处理器 4,其通过对来自内窥镜 2 的摄像信号进行图像处理来生成并输出影像信号;以及显示装置 5,其显示与来自处理器 4 的影像信号相应的图像。

[0019] 内窥镜 2 的内部插通有光导件(light guide)6,该光导件 6 用于将从光源装置 3 发出的照明光传送到内窥镜 2 的前端部 21a。

[0020] 光导件 6 的一个端面(入射端面)与光源装置 3 相连接。另外,光导件 6 的另一个端面(射出端面)配置在设置于内窥镜 2 的前端部 21a 的未图示的照明光学系统的附近。通过这种结构,光源装置 3 所发出的照明光在经过光导件 6 和未图示的照明光学系统之后,向被摄体 101 射出。

[0021] 内窥镜 2 的前端部 21a 中设置有使被摄体的图像成像的对物光学系统 22 以及对经过了对物光学系统 22 的被摄体的图像进行摄像的 CCD 24。另外,内窥镜 2 的基端侧(后端侧)的操作部 21b 中设置有用来进行变倍指示的变焦开关 25。

[0022] 如图 2 所示,具备变倍功能的对物光学系统 22 具有:第一透镜组 22a,其设置在前端部 21a 的最前端侧;可动光学系统 22b,其能够沿着自身的光轴方向进行位移,从前面被入射通过了第一透镜组 22a 的光;焦点位置调整部 22c,其能够使可动光学系统 22b 在沿着该光轴方向的方向(沿着图 2 的箭头 D 的方向)上移动;以及第二透镜组 22d,其从前面被入射通过了可动光学系统 22b 的光。

[0023] 第一透镜组 22a 构成为具备位置各自固定的多个透镜,该多个透镜中至少包括被入射来自被摄体 101 的光的前端透镜 22e。

[0024] 焦点位置调整部 22c 例如使用线性致动器来构成。具体地说,焦点位置调整部 22c 构成为具备:臂 22f,其与可动光学系统 22b 的侧部相连接;以及臂驱动部 22g,其根据处理器 4 的控制,使臂 22f 在沿着图 2 的箭头 D 的方向上进行移动。并且,根据这种结构,随着焦点位置调整部 22c 的动作而可动光学系统 22b 进行移动,由此能够分别改变对物光学系统 22 的焦点位置和观察倍率。

[0025] 第二透镜组 22d 构成为具备位置各自固定的多个透镜,使经由第一透镜组 22a 和可动光学系统 22b 入射的光在 CCD 24 的成像面上成像。

[0026] 具备作为观察倍率变更指示部的功能的变焦开关 25 构成为具备如下的按钮或操作杆等:在由使用者进行(按下等)操作的期间向处理器 4 持续输出变倍指示。并且,根据这种变焦开关 25 的结构,在由使用者操作变焦开关 25 的期间,对物光学系统 22 的观察倍率逐渐增大或减小。

[0027] 光源装置 3 具有:白色光源 31,其由疝气灯等构成;旋转滤波器 32,其将从白色光源 31 发出的白色光作为帧顺序式的照明光;马达 33,其对旋转滤波器 32 进行旋转驱动;马达 34,其使旋转滤波器 32 和马达 33 在与白色光源 31 的发射光路垂直的方向上移动;旋转滤波器驱动部 35,其根据处理器 4 的控制来驱动马达 33 和 34;以及聚光光学系统 36,其会聚通过了旋转滤波器 32 的照明光并将其提供至光导件 6 的入射端面。

[0028] 如图 3 所示,旋转滤波器 32 构成为以中心为旋转轴的圆板状,具有:第一滤波器组 32A,其具备沿着内周侧的圆周方向设置的多个滤波器;以及第二滤波器组 32B,其具备沿着外周侧的圆周方向设置的多个滤波器。并且,通过向上述旋转轴传递马达 33 的驱动力,旋转滤波器 32 进行旋转。此外,设为在旋转滤波器 32 中,除了配置有第一滤波器组 32A 和第二滤波器组 32B 的各滤波器的部分之外,其它部分由遮光构件构成。

[0029] 第一滤波器组 32A 构成为具有分别沿着旋转滤波器 32 的内周侧的圆周方向设置的、使红色的波长频带的光透过的 R 滤波器 32r、使绿色的波长频带的光透过的 G 滤波器 32g 以及使蓝色的波长频带的光透过的 B 滤波器 32b。

[0030] 例如图 4 所示,R 滤波器 32r 具有主要使 600nm 至 700nm 的光(R 光)透过的结构。另外,例如图 4 所示,G 滤波器 32g 具有主要使 500nm 至 600nm 的光(G 光)透过的结构。并且,例如图 4 所示,B 滤波器 32b 具有主要使 400nm 至 500nm 的光(B 光)透过的结构。

[0031] 即,白色光源 31 所发出的白色光经过第一滤波器组 32A,由此成为普通光观察模式用的宽频带光。

[0032] 第二滤波器组 32B 构成为具有分别沿着旋转滤波器 32 的外周侧的圆周方向设置的、使蓝色窄频带的光透过的 Bn 滤波器 321b 和使绿色窄频带的光透过的 Gn 滤波器 321g。

[0033] 例如图 5 所示,Bn 滤波器 321b 具有使 B 光的短波长侧的窄频带光(Bn 光)透过的结构。

[0034] 另外,例如图 5 所示,Gn 滤波器 321g 具有使中心波长为 540nm 左右的窄频带光(Gn 光)透过的结构。

[0035] 即,白色光源 31 所发出的白色光经过第二滤波器组 32B 而发生离散化,由此成为窄频带光观察模式用的多个频带的窄频带光。

[0036] 处理器 4 构成为具有:图像处理部 41、光学系统控制部 42、以及进行与变焦开关 25 的变倍指示相应的控制的主控制部 43。

[0037] 图像处理部 41 根据主控制部 43 的控制,对所输入的摄像信号按顺序进行噪声去除处理、A/D 转换处理、图像生成处理以及 D/A 转换处理等处理,由此生成影像信号并输出到显示装置 5。

[0038] 光学系统控制部 42 根据主控制部 43 的控制使焦点位置调整部 22c 进行动作,使得在与观察倍率相应的位置处配置可动光学系统 22b。

[0039] 具备作为模式切换部的功能的主控制部 43 进行以下控制(切换普通光观察模式和窄频带光观察模式的控制):随时监视变焦开关 25 的变倍指示,根据监视结果来切换旋转滤波器驱动部 35、图像处理部 41 以及光学系统控制部 42 的动作。

[0040] 在此,对内窥镜装置 1 的作用进行说明。此外,设为在接通电源时的初始状态下以等倍的观察倍率的普通光观察模式来启动内窥镜装置 1 的各部分,来进行之后的说明。

[0041] 随着处理器 4 的电源接通,主控制部 43 对旋转滤波器驱动部 35、图像处理部 41 以及光学系统控制部 42 进行控制,使得各部分在等倍的观察倍率的普通光观察模式下进行动作。

[0042] 之后,旋转滤波器驱动部 35 根据主控制部 43 的控制,驱动马达 33 和 34,使得第一滤波器组 32A 插入到白色光源 31 的光路上。另外,图像处理部 41 根据主控制部 43 的控制,进行用于根据被输入的摄像信号生成普通光观察图像(全色图像)的动作。并且,光学系统控制部 42 根据主控制部 43 的控制,使臂驱动部 22g 进行动作,使得可动光学系统 22b 配置在与等倍的观察倍率相应的位置处。

[0043] 使用者在接通内窥镜装置 1 的各部分的电源之后,一边观察显示装置 5 所显示的图像,一边使前端部 21a 向被检者的体腔内的被摄体 101 的附近移动。

[0044] 并且,为了局部地观察被摄体 101,使用者一边通过变焦开关 25 进行使观察倍率从低倍率侧逐渐向高倍率侧变化的变倍指示(例如一边保持按下变焦开关 25 的观察倍率增大侧的按钮的状态),一边进行使前端部 21a 靠近被摄体 101 的表面的动作。

[0045] 另一方面,在通过变焦开关 25 进行从低倍率侧向高倍率侧变化的变倍指示的期间,主控制部 43 检测观察倍率从等倍起逐渐增大,并且继续控制光学系统控制部 42。根据这种控制,光学系统控制部 42 使臂驱动部 22a 进行动作,使得可动光学系统 22b 从低倍率侧向高倍率侧移动。

[0046] 在此,推测出当使用者在被摄体 101 的局部观察时进行这种动作时,观察倍率与从前端部 21a 到被摄体 101 表面的距离之间成立规定的相关关系。具体地说,推测出当观察倍率为低倍率时,从前端部 21a 到被摄体 101 表面的距离比较远。另外,推测出当观察倍率从低倍率逐渐向高倍率变化时,从前端部 21a 到被摄体 101 表面的距离逐渐接近。并且,推测出当观察倍率从高倍率逐渐向低倍率变化时,从前端部 21a 到被摄体 101 表面的距离逐渐变大。并且,在设为这种相关关系成立的情况下,认为如下规定的观察倍率与成为该规定的观察倍率时的从前端部 21a 到被摄体 101 表面的距离之间也成立同样的相关关系,所述的规定的观察倍率相当于即将能够通过窄频带光观察来观察被摄体 101 的粘膜表层的微小结构和毛细血管图案中的至少一方之前的观察倍率。

[0047] 主控制部 43 随时监视与变焦开关 25 的变倍指示相应的观察倍率的增大,当检测到观察倍率变为大于等于上述规定的观察倍率时,视为从前端部 21a 到被摄体 101 表面的距离为适于窄频带光观察的距离,并对旋转滤波器驱动部 35 和图像处理部 41 进行用于以

窄频带光观察模式进行动作的控制。

[0048] 之后,旋转滤波器驱动部 35 根据主控制部 43 的控制,驱动马达 33 和 34,使得第二滤波器组 32B 插入到白色光源 31 的光路上。另外,图像处理部 41 根据主控制部 43 的控制,进行用于根据被输入的摄像信号生成窄频带观察图像(伪彩色图像)的动作。

[0049] 并且,根据如上所述的内窥镜装置 1 的作用,使用者能够一边观察显示装置 5 所显示的被摄体 101 的窄频带光观察图像,一边迅速地进行焦点调整。

[0050] 此外,主控制部 43 根据变焦开关 25 的变倍指示的监视结果来检测是否通过观察倍率的增大而变为大于等于上述规定的观察倍率,但并不限于此,例如也可以根据可动光学系统 22b 的配置位置来进行检测,该可动光学系统 22b 的配置位置是根据光学系统控制部 42 的控制量的监视结果算出的。

[0051] 另外,只要上述规定的观察倍率是即将能够通过窄频带光观察来观察被摄体 101 的粘膜表层的微小结构和毛细血管图案中的至少一方之前的观察倍率,则既可以在显示装置所显示的输入画面等中适当设定为每个使用者所期望的观察倍率,也可以针对每个内窥镜独立地设定观察倍率,或者也可以是预先决定的固定的观察倍率。

[0052] 另一方面,当结束被摄体 101 的局部观察时,使用者一边通过变焦开关 25 进行使观察倍率从高倍率侧逐渐向低倍率侧变化的变倍指示(例如一边保持按下变焦开关 25 的观察倍率减小侧的按钮的状态),一边进行使前端部 21a 远离被摄体 101 的表面的动作。

[0053] 在通过变焦开关 25 进行从高倍率侧向低倍率侧变化的变倍指示的期间,主控制部 43 检测观察倍率从大于等于上述规定的观察倍率起逐渐减小,并且继续控制光学系统控制部 42。根据这种控制,光学系统控制部 42 使臂驱动部 22g 进行动作,使得可动光学系统 22b 从高倍率侧向低倍率侧移动。

[0054] 主控制部 43 随时监视与变焦开关 25 的变倍指示相应的观察倍率的减小,当检测到观察倍率小于上述规定的观察倍率时,视为从前端部 21a 到被摄体 101 表面的距离变为不适于窄频带光观察的距离,并对旋转滤波器驱动部 35 和图像处理部 41 进行用于以普通光观察模式进行动作的控制。

[0055] 之后,旋转滤波器驱动部 35 根据主控制部 43 的控制,驱动马达 33 和 34,使得第一滤波器组 32A 插入到白色光源 31 的光路上。另外,图像处理部 41 根据主控制部 43 的控制,进行用于根据被输入的摄像信号来生成普通光观察图像(全色图像)的动作。

[0056] 此外,主控制部 43 根据变焦开关 25 的变焦指示的监视结果来检测是否通过观察倍率的减小而变为小于上述规定的观察倍率,但并不限于此,例如,也可以根据可动光学系统 22b 的配置位置来进行检测,该可动光学系统 22b 的配置位置是根据光学系统控制部 42 的控制量的监视结果算出的。

[0057] 如上所述,根据本实施例的内窥镜装置 1,具有如下的结构和作用:在基于与变焦指示相应的观察倍率的增大的监视结果检测到观察倍率变为大于等于即将能够通过窄频带光观察来观察被摄体 101 的粘膜表层的微小结构和毛细血管图案中的至少一方之前的观察倍率时,进行从普通光观察模式向窄频带光观察模式的切换。即,根据本实施例的内窥镜装置 1,具有如下的结构和作用:在使用者对存在于生物体内的被摄体的局部区域进行内窥镜观察时实际进行的动作中,在紧挨着需要调整焦点的时刻之前从普通光观察模式切换为窄频带光观察模式。其结果,根据本实施例的内窥镜装置 1,能够与以往相比缩短对存

在于生物体内的被摄体的局部区域进行内窥镜观察时的焦点调整所需的时间。

[0058] 此外,本发明并不限于上述实施例,在不脱离发明的宗旨的范围内可以进行各种变更、应用,这是显然的。

[0059] 本申请主张 2009 年 4 月 9 日在日本申请的专利申请 2009-95040 号的优先权作为申请基础,上述公开内容被本申请的说明书、权利要求书以及说明书附图引用。



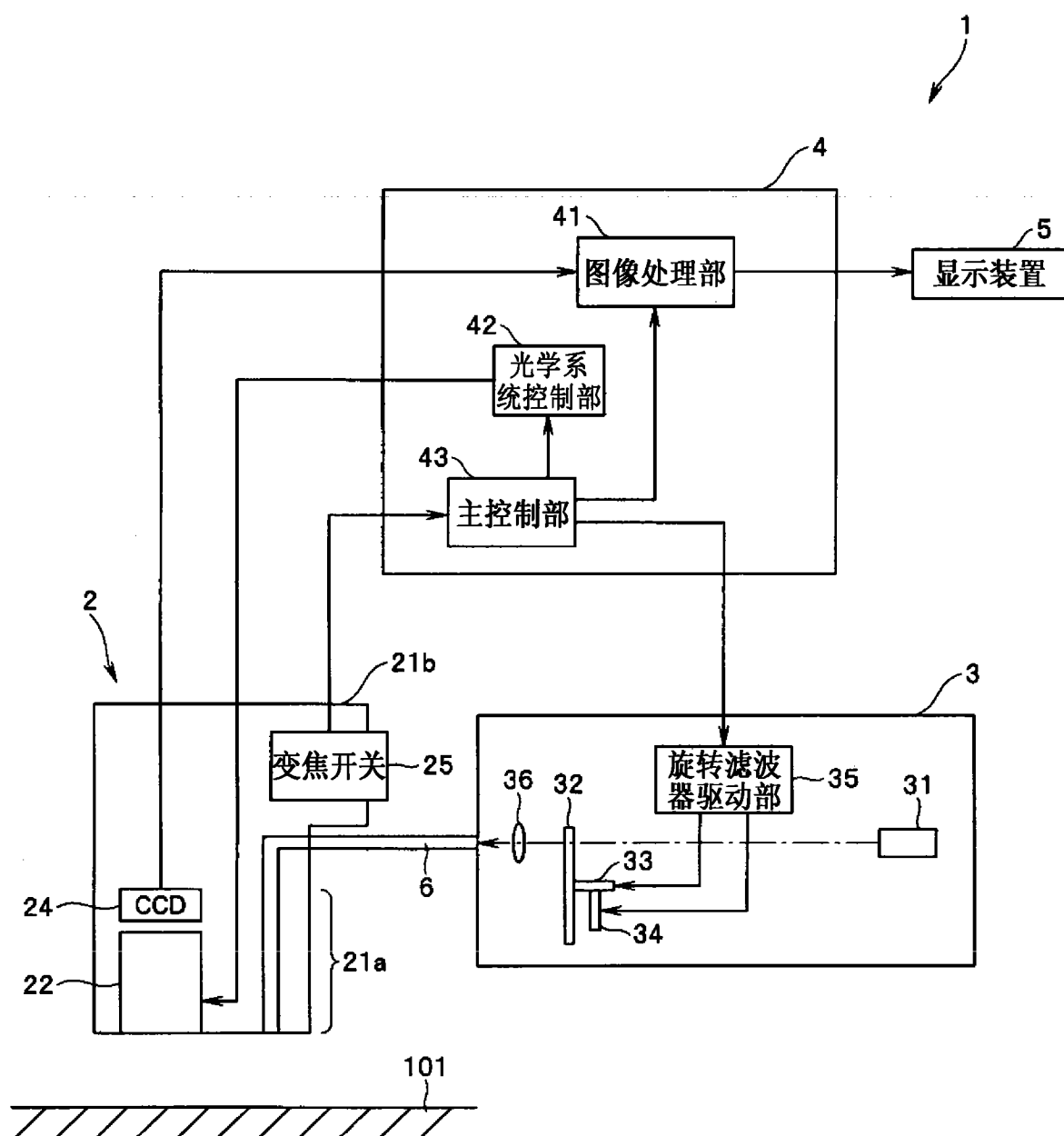


图 1

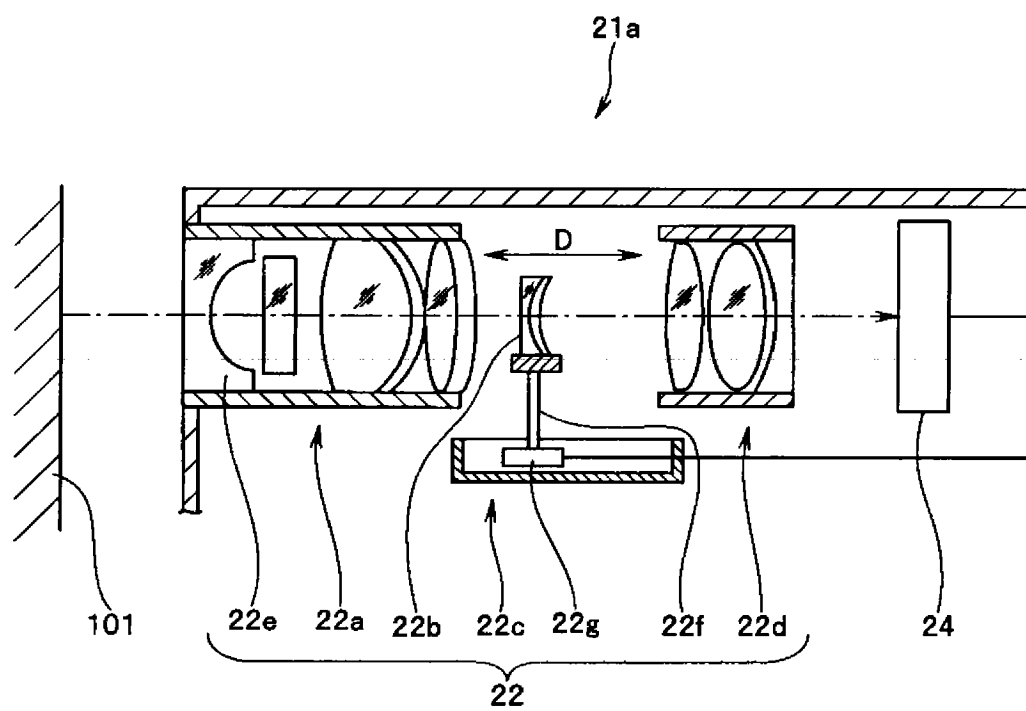


图 2

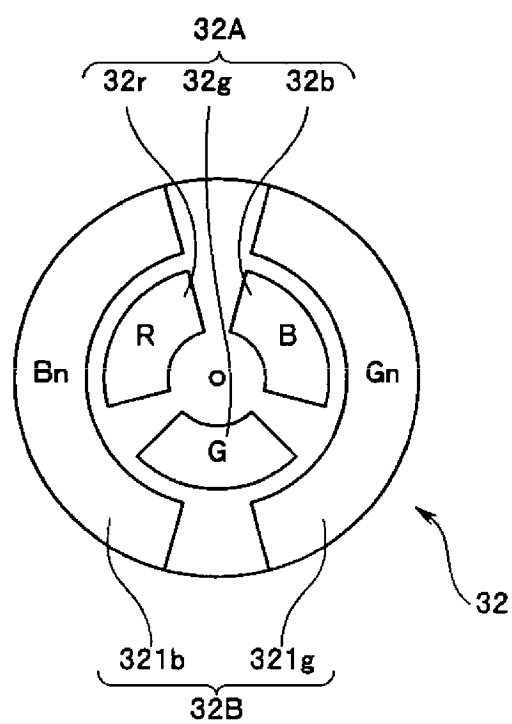


图 3

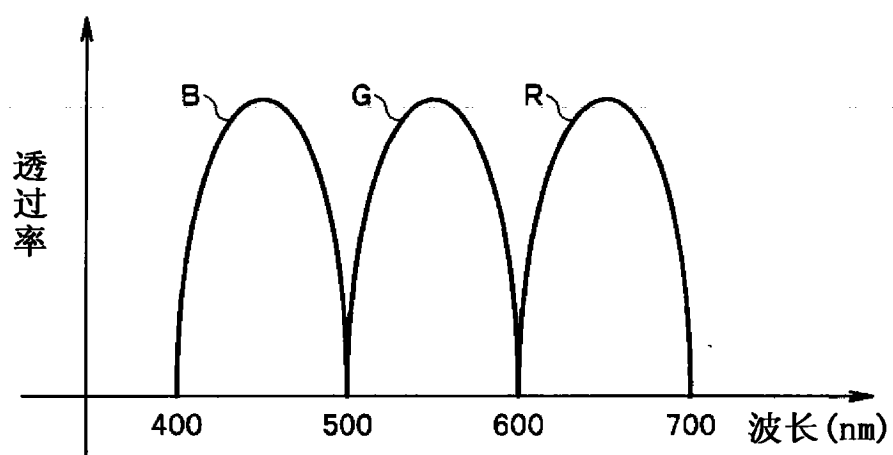


图 4

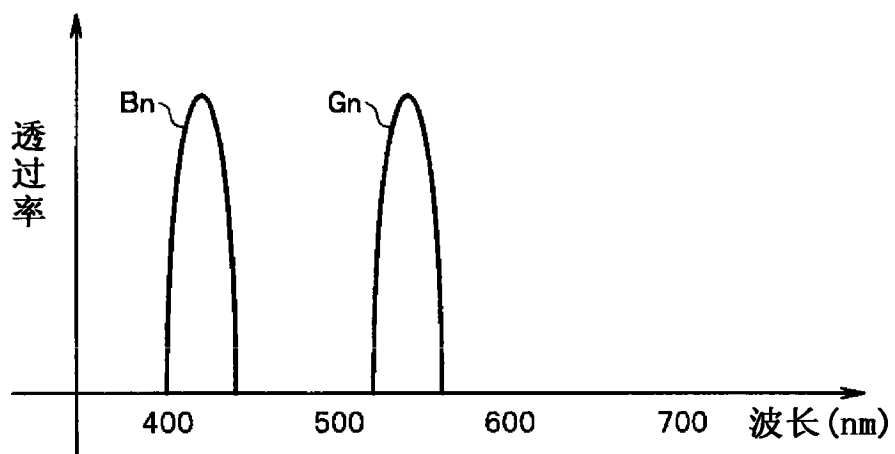


图 5

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102387736A</a>	公开(公告)日	2012-03-21
申请号	CN201080015999.7	申请日	2010-03-26
[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	后野和弘		
发明人	后野和弘		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0669 A61B1/0646 A61B1/043 A61B1/00096 A61B1/00188 A61B1/0638		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2009095040 2009-04-09 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明的内窥镜装置具有：内窥镜，其具备能够改变观察倍率的对物光学系统；光源装置，其能够选择性地射出包含可见光区域的宽频带光和将可见光区域的光离散化而得到的多个频带的窄频带光；观察倍率变更指示部，其进行用于使对物光学系统的观察倍率逐渐增大或减小的变倍指示；以及模式切换部，其在检测到根据变倍指示而观察倍率逐渐变化且达到规定的观察倍率时，将从光源装置射出的光从一种光切换为另一种光。

