



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103261940 A

(43) 申请公布日 2013.08.21

(21) 申请号 201280004111.9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012.06.27

G02B 7/28(2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 1/00(2006.01)

2011-175313 2011.08.10 JP

A61B 1/04(2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

G02B 7/36(2006.01)

2013.06.09

G02B 23/24(2006.01)

G02B 21/02(2006.01)

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/066353 2012.06.27

(87) PCT申请的公布数据

W02013/021744 JA 2013.02.14

(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 笹本勉

(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 张会华

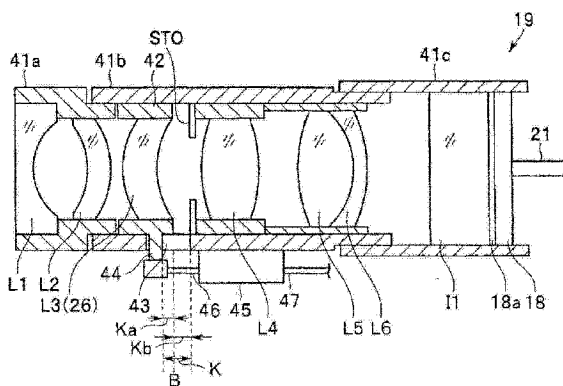
权利要求书3页 说明书27页 附图19页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

内窥镜装置包括以下构件等:物镜光学系统,其搭载于插入到管腔内的内窥镜的顶端部,用于对管腔内的被摄体的像进行成像,且含有能够在光轴方向上移动的聚焦用透镜;彩色摄像用的固体摄像元件,其拍摄利用物镜光学系统成像的像,并针对每一像素配置有颜色分离滤色器;以及聚焦调节机构,其通过使聚焦用透镜移动而自动地将物镜光学系统调节为聚焦状态的焦点位置,在利用聚焦调节机构自动地将物镜光学系统调节为焦点位置的情况下,在物镜光学系统的与被摄体之间的距离为15mm以下的焦点位置,具有35μm以上的分辨率,并且在将空间频率1/(3XP)的MTF为10%以上的范围定义为深度范围的情况下,物镜光学系统具有5mm以上的深度范围。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,包括:

内窥镜,其插入到管腔内;

物镜光学系统,其搭载于上述内窥镜的顶端部,用于对上述管腔内的被摄体的像进行成像,该物镜光学系统包括能够在光轴方向上移动的聚焦用透镜,并满足条件式(1)、(2);

彩色摄像用的固体摄像元件,其拍摄利用上述物镜光学系统成像的像,该固体摄像元件满足下述条件式(3),并针对每一像素配置有颜色分离滤色器;

聚焦调节机构,其通过使上述聚焦用透镜移动而自动地将上述物镜光学系统调节为聚焦状态的焦点位置;

移动范围切换部,其切换上述聚焦用透镜的移动范围;

移动范围限制部,其与上述移动范围切换部的切换连动地利用信号限制上述移动范围;以及

设定信息存储部,其存储用于在由上述移动范围限制部限制的上述移动范围内利用上述聚焦调节机构调节为上述物镜光学系统形成聚焦状态时的多个焦点位置的信息;

在由上述移动范围限制部限制的最远点侧的移动范围内,利用上述聚焦调节机构根据存储于上述设定信息存储部的信息自动地将上述物镜光学系统调节为焦点位置的情况下,

在上述物镜光学系统的与被摄体之间的距离为 15mm 以下的焦点位置,上述物镜光学系统的光轴上的分辨率具有 35  $\mu$ m 以上的分辨率,

并且,在将上述物镜光学系统的光轴上的空间频率 1/ (3XP)的 MTF 为 10% 以上的范围定义为深度范围的情况下,上述物镜光学系统具有 5mm 以上的深度范围:

$$(1) 0.8 < IH/f < 1.2$$

$$(2) 3.4 < f_{\text{聚}}/f < 15$$

$$(3) 550 < IH/P < 1200$$

其中, IH 是固体摄像元件的摄像区域内的从中心到最远位置之间的距离, f 是上述物镜光学系统的焦距,  $f_{\text{聚}}$  是上述聚焦用透镜的焦距, P 是固体摄像元件的像素间距。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

在由上述移动范围限制部限制的多个移动范围内,越设定为远点侧的焦点位置,与相邻的焦点位置的深度范围之间的重叠范围越大。

3. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述聚焦用透镜由单一的透镜或接合透镜构成。

4. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

利用上述聚焦调节机构自动地进行了焦点调节时的视角的变动在 5% 以内。

5. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述移动范围是两个移动范围。

6. 根据权利要求 4 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述移动范围是两个移动范围。

7. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

将比上述最远点侧的移动范围靠近点侧的移动范围进一步分割为上述深度范围为 2.5mm 以上的移动范围与上述深度范围小于 2.5mm 的移动范围。

8. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

将比上述最远点侧的移动范围靠近点侧的移动范围进一步分割为上述深度范围为 2.5mm 以上的移动范围与上述深度范围小于 2.5mm 的移动范围。

9. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在在于,

上述聚焦调节机构具有运动检测部,该运动检测部检测由上述固体摄像元件拍摄的随时间不同的帧之间的图像中的运动量,该聚焦调节机构根据检测到的运动量是否超过阈值来抑制判断是否使当前设定的上述物镜光学系统的焦点位置向另一焦点位置移动。

10. 一种内窥镜装置,其特征在在于,包括:

内窥镜,其插入到管腔内;

物镜光学系统,其搭载于上述内窥镜的顶端部,用于对上述管腔内的被摄体的像进行成像,该物镜光学系统包括能够在光轴方向上移动的聚焦用透镜,并满足下述条件式(1)、(2);

单色的固体摄像元件,其拍摄利用上述物镜光学系统成像的像,该固体摄像元件满足下述条件式(3),并针对每一像素生成亮度信号;

聚焦调节机构,其通过使上述聚焦用透镜移动而自动地将上述物镜光学系统调节到聚焦状态的焦点位置;

移动范围切换部,其对上述聚焦用透镜的移动范围进行切换;

移动范围限制部,其与上述移动范围切换部的切换连动地利用信号限制上述移动范围;以及

设定信息存储部,其存储用于在由上述移动范围限制部限制的上述移动范围内利用上述聚焦调节机构调节为上述物镜光学系统形成聚焦状态时的多个焦点位置的信息;

在由上述移动范围限制部限制的最远点侧的移动范围内,利用上述聚焦调节机构根据存储于上述设定信息存储部的信息自动地将上述物镜光学系统调节为焦点位置的情况下,

在上述物镜光学系统的与被摄体之间的距离为 15mm 以下的焦点位置,上述物镜光学系统的光轴上的分辨率具有 35  $\mu$ m 以上的分辨率,

并且在将上述物镜光学系统的光轴上的空间频率  $1/(2XP)$  的 MTF 为 10% 以上的范围定义为深度范围的情况下,上述物镜光学系统具有 5mm 以上的深度范围:

$$(1) 0.8 < IH/f < 1.2$$

$$(2) 3.4 < f_{\text{聚}}/f < 15$$

$$(3) 360 < IH/P < 800$$

其中, IH 是固体摄像元件的摄像区域内的从中心到最远位置之间的距离, f 是上述物镜光学系统的焦距,  $f_{\text{聚}}$  是上述聚焦用透镜的焦距, P 是固体摄像元件的像素间距。

11. 根据权利要求 10 所述的内窥镜装置,其特征在在于,

上述移动范围是两个移动范围。

12. 根据权利要求 10 所述的内窥镜装置,其特征在在于,

将比上述最远点侧的移动范围靠近点侧的移动范围进一步分割为上述深度范围为 2.5mm 以上的移动范围与上述深度范围小于 2.5mm 的移动范围。

13. 根据权利要求 10 所述的内窥镜装置,其特征在在于,

上述聚焦调节机构具有运动检测部,该运动检测部检测由上述固体摄像元件拍摄的随时间不同的帧之间的图像中的运动量,聚焦调节机构该根据检测到的运动量是否超过阈值

来抑制判断是否使当前设定的上述物镜光学系统的焦点位置向另一焦点位置移动。

## 内窥镜装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种具有自动聚焦功能的内窥镜装置。

### 背景技术

[0002] 近年来,具备使用固体摄像元件的摄像单元的内窥镜被广泛用于医疗领域。

[0003] 另外,也提出了具有光学系统、摄像单元的内窥镜,该光学系统具有自动聚焦功能,以便能够详细地观察患部等,该摄像单元使用提高了像素的固体摄像元件。

[0004] 例如,在日本国特开 2002—253489 号公报的现有例中公开了一种通过移动物镜光学系统中的一部分透镜来进行自动聚焦的内窥镜装置。

[0005] 在上述现有例中,若通过切换部件的操作使放大控制部件起动,则利用与放大控制部件的控制信号连动地起动的焦点控制部件在物镜光学系统的可变焦距范围的长焦距侧进行物镜光学系统的焦点调节。

[0006] 通过采用如上所述那样切换能够聚焦的距离的结构,能够限制自动聚焦的透镜或透镜组的移动范围,提高自动聚焦速度,而且能够减少自动聚焦的误操作。

[0007] 在基于内窥镜的检查或观察中,通常在聚焦于远点侧的状态下进行筛选检查,在对可疑部位详细地进行检查或观察的情况下,进行使内窥镜聚焦于近点侧这样的操作。

[0008] 因此,为了能够顺畅地进行这种操作,期望有一种满足易于在远点侧进行筛选检查的观察条件的内窥镜装置,但是上述现有例并没有公开这种观察条件。

### 发明内容

[0009] 本发明是鉴于上述点而做成的,其目的在于提供一种内窥镜装置,该内窥镜装置能够提高自动聚焦的速度且能够减少误操作,并且满足适于在远点侧顺畅地进行基于内窥镜的检查或观察的观察条件。

[0010] 本发明的一技术方案的内窥镜装置包括:内窥镜,其插入到管腔内;物镜光学系统,其搭载于上述内窥镜的顶端部,用于对上述管腔内的被摄体的像进行成像,且该物镜光学系统包括能够在光轴方向上移动的聚焦用透镜,并满足条件式(1)、(2);彩色摄像用的固体摄像元件,其拍摄利用上述物镜光学系统成像的像,且该固体摄像元件满足下述条件式(3),并针对每一像素配置有颜色分离滤色器;聚焦调节机构,其通过使上述聚焦用透镜移动而自动地将上述物镜光学系统调节为聚焦状态的焦点位置;移动范围切换部,其切换上述聚焦用透镜的移动范围;移动范围限制部,其与上述移动范围切换部的切换连动地利用信号限制上述移动范围;以及设定信息存储部,其存储用于在由上述移动范围限制部限制的上述移动范围内利用上述聚焦调节机构调节为上述物镜光学系统形成聚焦状态时的多个焦点位置的信息;在由上述移动范围限制部限制的最远点侧的移动范围内,在利用上述聚焦调节机构根据存储于上述设定信息存储部的信息自动地将上述物镜光学系统调节为焦点位置的情况下,在上述物镜光学系统的与被摄体之间的距离为 15mm 以下的焦点位置,上述物镜光学系统的光轴上的分辨率具有 35 $\mu$ m 以上的分辨率,并且在将上述物镜光学系

统的光轴上的空间频率  $1/(3XP)$  的 MTF 为 10% 以上的范围定义为深度范围的情况下,上述物镜光学系统具有 5mm 以上的深度范围:

[0011] (1)  $0.8 < IH/f < 1.2$

[0012] (2)  $3.4 < f_{\text{聚}}/f < 15$

[0013] (3)  $550 < IH/P < 1200$

[0014] 其中, IH 是固体摄像元件的摄像区域内的从中心到最远位置之间的距离, f 是上述物镜光学系统的焦距,  $f_{\text{聚}}$  是上述聚焦用透镜的焦距, P 是固体摄像元件的像素间距。

[0015] 本发明的其他技术方案的内窥镜装置包括:内窥镜,其插入到管腔内;物镜光学系统,其搭载于上述内窥镜的顶端部,用于对上述管腔内的被摄体的像进行成像,且该物镜光学系统包括能够在光轴方向上移动的聚焦用透镜,并满足条件式(1)、(2);单色的固体摄像元件,其拍摄利用上述物镜光学系统成像的像,且该固体摄像元件满足下述条件式(3),并针对每一像素生成亮度信号;聚焦调节机构,其通过使上述聚焦用透镜移动而自动地将上述物镜光学系统调节到聚焦状态的焦点位置;移动范围切换部,其切换上述聚焦用透镜的移动范围;移动范围限制部,其与上述移动范围切换部的切换连动地利用信号限制上述移动范围;以及设定信息存储部,其存储用于在由上述移动范围限制部限制的上述移动范围内利用上述聚焦调节机构调节为上述物镜光学系统形成聚焦状态时的多个焦点位置的信息;在由上述移动范围限制部限制的最远点侧的移动范围内,在利用上述聚焦调节机构根据存储于上述设定信息存储部的信息自动地将上述物镜光学系统调节为焦点位置的情况下,在上述物镜光学系统的与被摄体之间的距离为 15mm 以下的焦点位置,上述物镜光学系统的光轴上的分辨率具有  $35\mu\text{m}$  以上的分辨率,并且在将上述物镜光学系统的光轴上的空间频率  $1/(2XP)$  的 MTF 为 10% 以上的范围定义为深度范围的情况下,上述物镜光学系统具有 5mm 以上的深度范围:

[0016] (1)  $0.8 < IH/f < 1.2$

[0017] (2)  $3.4 < f_{\text{聚}}/f < 15$

[0018] (3)  $360 < IH/P < 800$

[0019] 其中, IH 是固体摄像元件的摄像区域内的从中心到最远位置之间的距离, f 是上述物镜光学系统的焦距,  $f_{\text{聚}}$  是上述聚焦用透镜的焦距, P 是固体摄像元件的像素间距。

## 附图说明

[0020] 图 1 是表示本发明的第 1 实施方式的内窥镜装置的整体结构的图。

[0021] 图 2 是表示聚焦调节机构的结构框图。

[0022] 图 3A 是表示摄像单元部分的结构剖视图。

[0023] 图 3B 是表示驱动致动器的电流值与物镜光学系统的焦点位置的设定例的图。

[0024] 图 4 是设定于第 1 焦点位置和第 4 焦点位置的状态的物镜光学系统的剖视图。

[0025] 图 5 是表示针对致动器驱动部限制驱动信号并将聚焦用透镜的移动范围限制为两个的结构框图。

[0026] 图 6 是表示设定于图 4 的各个焦点位置的状态下的、物距与分辨率之间的关系图。

[0027] 图 7 是表示相邻的焦点位置处的深度范围的重叠范围的图。

- [0028] 图 8 是表示第 1 实施方式的概略动作的流程图。
- [0029] 图 9 是本发明的第 2 实施方式中的设定于第 1 焦点位置和第 5 焦点位置的状态的物镜光学系统的剖视图。
- [0030] 图 10 是表示第 2 实施方式中的设定于各个焦点位置的状态下的、物距与分辨率之间的关系的图。
- [0031] 图 11 是表示在第 2 实施方式中设定于将移动范围设为三个的情况下的各个焦点位置的状态下的、物距与分辨率之间的关系的图。
- [0032] 图 12 是本发明的第 3 实施方式中的设定于第 1 焦点位置和第 4 焦点位置的状态的物镜光学系统的剖视图。
- [0033] 图 13 是表示第 3 实施方式中的设定于各个焦点位置的状态下的、物距与分辨率之间的关系的图。
- [0034] 图 14 是本发明的第 4 实施方式中的设定于第 1 焦点位置和第 6 焦点位置的状态的物镜光学系统的剖视图。
- [0035] 图 15 是表示第 4 实施方式中的设定于各个焦点位置的状态下的、物距与分辨率之间的关系的图。
- [0036] 图 16 是表示本发明的第 5 实施方式的内窥镜装置的整体结构的图。
- [0037] 图 17 是第 5 实施方式中的设定于第 1 焦点位置和第 5 焦点位置的状态的物镜光学系统的剖视图。
- [0038] 图 18 是表示第 5 实施方式中的设定于各个焦点位置的状态下的、物距与分辨率之间的关系的图。
- [0039] 图 19 是本发明的第 6 实施方式中的设定于第 1 焦点位置和第 5 焦点位置的状态的物镜光学系统的剖视图。
- [0040] 图 20 是表示第 6 实施方式中的设定于各个焦点位置的状态下的、物距与分辨率之间的关系的图。
- [0041] 图 21 是本发明的第 7 实施方式中的设定于第 1 焦点位置和第 6 焦点位置的状态的物镜光学系统的剖视图。
- [0042] 图 22 是表示第 7 实施方式中的设定于各个焦点位置的状态下的、物距与分辨率之间的关系的图。

### 具体实施方式

- [0043] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。
- [0044] (第 1 实施方式)
- [0045] 如图 1 所示,内窥镜装置 1 包括:内窥镜 2,其插入到管腔内;光源装置 3,其供给该内窥镜 2 的照明光;图像处理装置(或信号处理装置)4,其针对从搭载于内窥镜 2 的摄像部件输出的信号进行信号处理;以及作为显示部件的监视器 5,其被输入从图像处理装置 4 输出的标准的影像信号(图像信号),从而显示内窥镜图像。
- [0046] 本实施方式中的内窥镜 2 具有插入到被检体内的细长的插入部 7、设置在该插入部 7 的后端并由手术者等操作者把持而进行操作的操作部 8 以及自该操作部 8 延伸的线缆部 9。

[0047] 插入部 7 在其顶端设有硬质的顶端部 11, 在该顶端部 11 设有形成摄像部件的摄像单元 19 等。

[0048] 另外, 与顶端部 11 相邻地设有弯曲自如的弯曲部 12, 手术者能够通过对操作部 8 中的未图示的弯曲操作旋钮进行操作而使弯曲部 12 向期望的方向弯曲。

[0049] 在插入部 7 内贯穿有传输照明光的光导件 14, 该光导件 14 的后端侧经由线缆部 9 到达设于其端部的光导件连接器 15。通过将该光导件连接器 15 连接于光源装置 3, 从光源装置 3 向光导件 14 的后端面供给照明光。

[0050] 光源装置 3 具有用于产生照明光的作为光源的灯 3a, 灯 3a 的光在利用由光圈驱动部 3b 驱动的光圈 3c 的开口调整透光量之后, 经由集光透镜 3d 入射到光导件连接器 15 中的光导件 14 的入射端面。另外, 光圈驱动部 3b 进行驱动, 以便根据后述的调光信号调整光圈 3c 的开口量、即透光量。

[0051] 从光源装置 3 供给的照明光由光导件 14 传输, 并经由安装于顶端部 11 的顶端面的照明透镜 16 向前方射出, 照亮管腔内的患部等被摄体。

[0052] 在顶端部 11, 与照明透镜 16 相邻地配置有使照明的被摄体的光学图像成像的物镜光学系统 17。利用物镜光学系统 17 和作为固体摄像元件的例如电荷耦合元件(简记作 CCD) 18 构成摄像单元 19, 该电荷耦合元件在其成像位置配置有摄像面(光电转换面)。

[0053] 本实施方式中的 CCD18 作为在光学上进行颜色分离的颜色分离滤色器, 例如是具有补色系等的马赛克色彩滤色器 18a (参照图 4 的(A)) 的马赛克色彩滤色器方式的 CCD。

[0054] 信号线缆 21 的一端与摄像单元 19 相连接, 贯穿插入部 7 内的信号线缆 21 进一步贯穿线缆部 9 内, 信号线缆 21 的另一端与其后端的信号连接器 22 相连接。

[0055] 通过将该信号连接器 22 连接于图像处理装置 4, 从而利用来自设于图像处理装置 4 内部的 CCD 驱动部 23 的 CCD 驱动信号来驱动 CCD18, CCD18 将进行光电转换后的摄像信号作为输出信号进行输出。

[0056] 上述摄像信号由图像处理装置 4 内的信号处理部进行信号处理并生成标准的影像信号(图像信号), 在监视器 5 上显示内窥镜图像。

[0057] 另外, 在插入部 7 内设有能够使各种处理器具贯穿的通道 25。

[0058] 而且, 手术者通过从操作部 8 的前端附近的处理器具插入口 25a 插入处理器具, 能够使处理器具的顶端侧自在顶端部 11 开口的顶端开口 25b 突出, 能够提取患部组织或者进行切除等处理。

[0059] 在本实施方式中, 构成摄像单元 19 的物镜光学系统 17 具有能够移动的聚焦用透镜 26。另外, 不限于利用单一的透镜形成聚焦用透镜 26 的情况, 也可以利用单一的接合透镜来形成。

[0060] 另外, 在本实施方式中, 使用以远比普通的相机等的视角大的视角进行成像的物镜光学系统 17, 若将物镜光学系统 17 的焦距设为  $f$ 、将聚焦用透镜 26 的焦距设为  $f_{\text{聚}}$ 、将 CCD18 的摄像区域内的从中心位置到最远位置之间的距离(像高) 设为  $IH$ , 则满足下述条件式(1)、(2)。

[0061] (1)  $0.8 < IH/f < 1.2$

[0062] (2)  $3.4 < f_{\text{聚}}/f < 15$

[0063] 另外, 具备作为颜色分离滤色器的马赛克色彩滤色器 18a 的彩色摄像用 CCD18 在

将 CCD18 的水平方向和垂直方向的像素间距设为 P 的情况下满足下述条件式(3)。

[0064] (3)  $550 < IH/P < 1200$

[0065] 本实施方式具有通过使上述聚焦用透镜 26 移动而自动地将上述物镜光学系统 17 调节为聚焦状态的聚焦调节机构 27 (参照图 2)。另外,在后述的第 2 ~ 第 4 实施方式中也满足上述条件式(1) ~ 条件式(3)。

[0066] 通过利用聚焦调节机构 27 使聚焦用透镜 26 移动,从而在使用内窥镜 2 进行检查、观察的情况下自动进行聚焦控制,以便能够利用聚焦状态的物镜光学系统 17 对规定的距离范围内的任意距离的患部等被摄体进行观察。

[0067] 从上述 CCD18 输出的摄像信号输入到图像处理装置 4 内的形成信号处理部的相关双采样电路(简记作 CDS 电路)31,在进行 CDS 处理之后利用 A/D 转换器 32 转换为数字图像信号并输入到图像处理部 33。

[0068] 该图像处理部 33 具有将输入信号转换为亮度信号 Y 与颜色信号 C 的图像信号的信号转换电路 33a,将亮度信号 Y 输出至调光信号生成部 34。调光信号生成部 34 生成调光信号并输出至光源装置 3 的光圈驱动部 3b。

[0069] 另外,从图像处理部 33 输出的数字图像信号(影像信号)在利用 D/A 转换器 35 转换为模拟图像信号之后输出至监视器 5,在监视器 5 中显示与该图像信号对应的内窥镜图像。

[0070] 另外,图像处理部 33 将亮度信号 Y 输出至形成控制部件的 CPU36 的对比度检测部 36a。由 CPU36 构成的对比度检测部 36a 根据输入的亮度信号 Y 中的亮度值检测该图像的对比度。检测到的对比度的信息输入至 CPU36 的自动聚焦控制部(在图 1 中为 AF 控制部) 36b,并使用于自动聚焦控制。

[0071] 自动聚焦控制部 36b 借助于致动器驱动部 37 使聚焦用透镜 26 移动,自动地将物镜光学系统 17 设定为聚焦状态。

[0072] 另外,在本实施方式中,为了有效地防止自动聚焦所导致的误操作并且提高自动聚焦的速度(在短时间内设定为聚焦状态),在致动器驱动部 37 设有作为移动范围限制部件的限制部 37a,该限制部 37a 将聚焦用透镜 26 能够移动的聚焦用移动范围(简记作移动范围)限制为多个、具体为两个移动范围。限制部 37a 与后述的移动范围切换部件的切换连动地利用信号限制上述移动范围。

[0073] 即,在两个移动范围中的一个移动范围的情况下,能够使物镜光学系统 17 聚焦于远点侧的区域内的被摄体,在另一个移动范围的情况下,能够聚焦于近点侧的区域内的被摄体。

[0074] 而且,在 CPU36 中设有对该限制部 37a 的动作进行控制的、作为控制部件的控制部 36c。

[0075] 另外,在本实施方式中,在内窥镜 2 的操作部 8 设有手动进行上述聚焦用透镜 26 的移动范围的切换且形成移动范围切换部件的切换开关 SW1。切换开关 SW1 的操作信号输入至 CPU36。

[0076] 手术者操作该切换开关 SW1,从而能够选择一个移动范围或者进行从一个移动范围切换到另一个移动范围的操作。在选择了一个移动范围的情况下, CPU36 的自动聚焦控制部 36b 在该一个移动范围内进行自动聚焦控制,在进行从一个移动范围切换至另一个移

动范围的操作后的情况下,在另一个移动范围内进行自动聚焦控制。切换开关 SW1 也可以由控制杆构成。

[0077] 另外,在本实施方式中,作为使物镜光学系统 17 处于聚焦状态的焦点位置,预先记录彼此不同的多个焦点位置(图 6 的第 1 ~ 第 4 焦点位置),且设有作为设定信息存储部件的存储器 38,该存储器 38 存储用于设定于所记录的多个焦点位置的聚焦用透镜 26 的定位用信息。

[0078] 该存储器 38 存储有聚焦用透镜 26 的移动量或驱动信号量(电流值)的信息,该聚焦用透镜 26 的移动量或驱动信号量(电流值)的信息是利用致动器 45 使聚焦用透镜 26 在光轴 0 的方向(参照图 4 的(A))上移动并将物镜光学系统 17 分别设定为第 1 ~ 第 4 焦点位置所需的。

[0079] 图 3B 表示利用驱动致动器 45 的电流值 Ia、Ib、Ic、Id 进行聚焦用透镜 26 的定位并将物镜光学系统 17 分别设定为第 1 ~ 第 4 焦点位置的例子。在该情况下,满足  $Ia < Ib < Ic < Id$ 。

[0080] 在存储器 38 内存储有使第 1 ~ 第 4 焦点位置与四个电流值对应的查找表(LUT) 38a。

[0081] 另外,也可以将在图 6 的第 1 ~ 第 4 焦点位置分别设定有物镜光学系统 17 的状态下的聚焦用透镜 26 的光轴方向上的各个位置信息作为设定信息进行存储。

[0082] 另外,在本实施方式中,CPU36 在通过自动聚焦将物镜光学系统 17 设定为第 1 ~ 第 4 焦点位置中的一个焦点位置的情况下进行控制,以便将设定后的信息按照时间序列存储在存储器 38 中。

[0083] 换言之,CPU36 将物镜光学系统 17 当前设定的焦点位置信息存储在存储器 38 内的焦点位置信息存储部 38b 中。然后,自动聚焦控制部 36b 参考该当前的焦点位置信息进行自动聚焦控制。

[0084] 在以下说明中,作为设定信息,以驱动信号量的情况进行说明。

[0085] 如上所述,由于将聚焦用透镜 26 的移动范围限制为两个,因此当在各个移动范围内进行驱动时,利用分别与两个焦点位置对应的两个驱动信号量即可。

[0086] 即,如图 6 所示,当在相对于被摄体处于远点侧的第 1 区域 Ra 中聚焦于被摄体时,以使物镜光学系统 17 形成第 1 焦点位置或第 2 焦点位置的聚焦状态的方式对聚焦用透镜 26 进行定位,在相对于被摄体处于近点侧的第 2 区域 Rb 中聚焦于被摄体的情况下,以使物镜光学系统 17 形成第 3 焦点位置或第 4 焦点位置的聚焦状态的方式对聚焦用透镜 26 进行定位。

[0087] 因此,自动聚焦控制部 36b 参考 LUT38a 的设定信息与焦点位置信息存储部 38b 的当前的焦点位置信息来进行自动聚焦控制,以便将对对比度更高的一个驱动信号量的情况设为物镜光学系统 17 的聚焦状态。

[0088] 另外,在本实施方式中具备即便使聚焦用透镜 26 在移动范围内移动的情况下视角也基本不变的物镜光学系统 17。具体地说,在通过自动聚焦控制改变了焦点位置的情况下,能够将视角的变动抑制在 5% 以内。

[0089] 这样,在本实施方式中,成为非常简单的进行自动聚焦控制的结构。

[0090] 图 2 表示聚焦调节机构 27 的结构。该聚焦调节机构 27 包括:自动聚焦控制部 36b,

其根据图 1 所示的对比度检测部 36a 的对比度信息和存储器 38 的设定信息进行自动聚焦的控制；致动器驱动部 37, 其根据自动聚焦控制部 36b 进行驱动；以及致动器 45, 其利用该致动器驱动部 37 使聚焦用透镜 26 移动。

[0091] 另外, 图 3A 表示具备设于顶端部 11 的致动器 45 的摄像单元 19 的结构。另外, 图 4 表示使聚焦用透镜 26 移动的情况下的代表性的两个焦点位置处的物镜光学系统 17 的剖视图, 图 4 的(A) 表示第 1 焦点位置的情况, 图 4 的(B) 表示第 4 焦点位置的情况。

[0092] 如图 4 的(A) 所示, 物镜光学系统 17 从物体侧依次由包括聚焦用透镜 26 (L3) 的前透镜组 G1 和包括亮度光圈(以下, 简称作光圈) 的后透镜组 G2 构成。

[0093] 前透镜组 G1 由凹透镜 L1、凸透镜 L2 以及聚焦用透镜 26 (L3) 构成, 后透镜组 G2 由光圈、凸透镜 L4 以及由凸透镜 L5 与凹透镜 L6 形成的接合透镜构成。另外, 在后透镜组 G2 的后方配置有光学元件(光学滤色器) I1, 以与光学元件 I1 的后表面相接触的方式隔着马赛克色彩滤色器 18a 配置有 CCD18 的摄像面。另外, 后透镜组 G2 也可以定义为包括光学元件 I1 在内。

[0094] 另外, 以下示出本实施方式中的物镜光学系统 17 的数值数据。

[0095] 第 1 实施方式的数值数据

[0096]

面编号	曲率半径	面间隔	折射率	阿贝数
-----	------	-----	-----	-----

[0097]

物体面	$\infty$	D0		
1	$\infty$	0.3	1.81991	44.36
2	0.9274	0.887		
3	-1.2823	0.378	1.88815	40.76
4	-1.3551	D4		
5	1.7247	0.598	1.50349	56.42
6	2.2643	D6		
7 (光圈)	$\infty$	0.026		
8	2.5456	0.897	1.48915	70.23
9	-2.3398	0.642		
10	2.3577	0.879	1.48915	70.23
11	-1.2741	0.227	1.93429	18.9
12	-2.7451	0.6816		
13	$\infty$	1.5	1.51825	64.14
(像面)	$\infty$			
	第1焦点位置	第2焦点位置	第3焦点位置	第4焦点位置
D0	21.8	15.4	9.65	4.88
D4	0.156	0.236	0.386	0.706
D6	0.65	0.57	0.42	0.1
深度范围(mm)	10.8-100以上	8.8-49	6.42-17.9	3.74-6.78

[0098]

[0099]

	视角( $^{\circ}$ )	
	间距P	1.3 $\mu\text{m}$
	IH	0.94
	IH/P	723
[0100]	f	1
	IH/f	0.94
	分辨率	34.4 $\mu\text{m}$ (8.8mm时)
	$f_{\text{聚}}$	10.484
	$f_{\text{聚}}/f$	10.48

[0101] 另外,折射率与阿贝数是相对于 e 线的值。

[0102] 另外, D0 表示从物体面到物镜光学系统 17 的第 1 面之间的距离。

[0103] 如图 3A 所示,在透镜架 41a 上安装有前透镜组 G1 的透镜 L1、L2,在与该透镜架 41a 相嵌合的透镜架 41b 上安装有能够移动的聚焦用透镜 26(L3)、光圈、后透镜组 G2 的凸透镜 L4 以及接合透镜 L5、L6。在与该透镜架 41b 的后端侧相嵌合的透镜架 41c 上安装有光学元件 I1、CCD18。

[0104] 另外,聚焦用透镜 26 安装在与透镜架 41b 的内周面相嵌合的可动透镜架 42 上,可动透镜架 42 一体地连结于,该臂 44 贯穿到设于透镜架 41b 的移动用槽 43 内。而且,在臂 44 上连结有自致动器 45 突出的杆 46。

[0105] 致动器 45 经由信号线 47 而与致动器驱动部 37 相连接。致动器 45 借助切换开关 SW1 的操作,利用在 CPU36 的控制下从致动器驱动部 37 施加的驱动信号使杆 46 相对于基准位置的突出量或移动量发生变化。而且,聚焦用透镜 26 根据杆 46 的突出量或移动量的变化而相应地沿着光轴 0 的方向移动。在图 3A 的情况下,驱动致动器 45 的驱动信号的电流越大,使聚焦用透镜 26 向 CCD18 侧移动的移动量越大。

[0106] 另外,连接于 CCD18 的背面的信号线缆 21 连接于 CCD 驱动部 23 和 CDS 电路 31。

[0107] 图 5 表示致动器驱动部 37 的结构例。CPU36 的自动聚焦控制部 36b 根据切换开关 SW1 的操作相应地向构成致动器驱动部 37 的驱动信号输出部 51 输出驱动信号。

[0108] 该驱动信号经由切换开关 53 而驱动致动器 45,在该切换开关 53 中,接点 a、b 分别与第 1 电流限制电路 52a 和第 2 电流限制电路 52b 的各个输出端相连接。另外,切换开关 53 根据切换开关 SW1 的操作信号相应地进行切换,以使得基于 CPU36 的控制部 36c 的控制信号接通接点 a 或 b。

[0109] 在利用切换开关 SW1 进行切换,以便使物镜光学系统 17 自动聚焦于图 6 的远点侧的第 1 区域 Ra 内的被摄体的情况下,驱动信号经由第 1 电流限制电路 52a 和接点 a 而驱动致动器 45,将聚焦用透镜 26 的移动范围限制在第 1 移动范围 Ka 内,以便聚焦于该远点侧的第 1 区域 Ra 内的多个焦点位置中的一个位置。

[0110] 另外,在选择了近点侧的第 2 区域 Rb 的情况下,驱动信号经由第 2 电流限制电路 52b 和接点 b 而驱动致动器 45,将聚焦用透镜 26 的移动范围限制在第 2 移动范围 Kb 内,以便在该近点侧的第 2 区域 Rb 进行聚焦。

[0111] 第 1 电流限制电路 52a 与第 2 电流限制电路 52b 限制所输入的驱动信号的电流值。具体地说,第 1 电流限制电路 52a 限制在第 1 电流值(在图 3B 的表的情况下为电流值 Ib)以内,以便能够仅在移动范围内的靠近物体侧的第 1 移动范围 Ka 内移动。

[0112] 在第 1 移动范围 Ka 内,物镜光学系统 17 的第 1 焦点位置或第 2 焦点位置位于能够设定的范围内,但第 3 焦点位置与第 4 焦点位置位于不能够设定的范围外。

[0113] 另一方面,第 2 电流限制电路 52b 限制为第 2 电流值(在图 3B 的情况下是大于电流值 Ib 且包括电流值 Ic 和 Id 在内的电流值),以便能够仅在移动范围内的远离物体侧的第 2 移动范围 Kb 内移动。

[0114] 在第 2 移动范围 Kb 内,物镜光学系统 17 的第 3 焦点位置或第 4 焦点位置位于能够设定的范围内,第 2 焦点位置与第 1 焦点位置位于不能够设定的范围外。

[0115] 另外,致动器 45 利用未图示的弹簧等弹性构件限制该杆 46 自基准位置突出的突出量,并能够根据施加于致动器 45 的驱动信号的电流值克服弹性构件的弹性力来调整杆 46 的突出量。

[0116] 在图 3A 中示出聚焦用透镜 26 的整个移动范围 K、第 1 移动范围 Ka、第 2 移动范围 Kb,第 1 移动范围 Ka 与第 2 移动范围 Kb 之间的边界为 B。

[0117] 通过如此将聚焦用透镜 26 的移动范围分割为两个移动范围 Ka、Kb,并限制为被分割后的各个移动范围,能够有效地防止自动聚焦控制时的误操作。另外,能够将各个移动范围 Ka、Kb 内的聚焦用透镜 26 的移动量形成为比不限制的情况小,从而能够提高自动聚焦的速度。

[0118] 而且,在如此限制了移动范围的远点侧的移动范围 Ka 内,在根据存储于存储器 38 的设定信息利用聚焦调节机构 27 自动地将物镜光学系统 17 调节为焦点位置的情况下,在物镜光学系统 17 与被摄体之间的距离为 15mm 以下的焦点位置,物镜光学系统 17 的光轴上的分辨率具有  $35\mu\text{m}$  以上的分辨率,并且,在将物光学系统 17 的光轴上的、空间频率  $1/(3\text{XP})$  的 MTF (Modulation Transfer Function) 为 10% 以上的范围定义为景深范围(简称作深度范围)的情况下,物镜光学系统 17 以具有 5mm 以上的深度范围的方式设定移动范围 Ka、Kb 的边界 B (参照图 3A),从而满足适于顺畅地进行内窥镜检查的规定的观察条件。在图 6 中用虚线 Ba 表示与该边界 B 对应的物距(成为第 1 区域 Ra 与第 2 区域 Rb 之间的边界的物距)。

[0119] 根据图 6 的针对分辨率的物距的特性可知,在远点侧的第 2 焦点位置的状态下,在 10mm 附近具有  $35\mu\text{m}$  以上的分辨率,并且具有 5mm 以上的深度范围。

[0120] 另外,图 6 和图 7 所示的  $35\mu\text{m}$  线表示能够识别  $35\mu\text{m}$  间距的黑白的分辨率,可知在第 1 区域 Ra 内的焦点位置(第 2 焦点位置的情况)满足超过  $35\mu\text{m}$  线的分辨率。

[0121] 另外,在本实施方式中,根据图 6 的分辨率的特性可知,在与两个移动范围 Ka、Kb 对应的 Ra, Rb 中,在将物镜光学系统 17 设定为多个焦点位置的情况下,越设定为远点侧的焦点位置,越会增大与相邻的焦点位置之间的深度范围的重叠范围。图 7 表示深度范围的重叠范围的程度。

[0122] 若将第 1 焦点位置与第 2 焦点位置的深度范围的重叠范围设为 C12, 将第 2 焦点位置与第 3 焦点位置的深度范围的重叠范围设为 C23, 将第 3 焦点位置与第 4 焦点位置的深度范围的重叠范围设为 C34, 则设定为  $C12 > C23 > C34$ 。

[0123] 通过如此设定, 越靠近点侧, 越能够将该深度范围设定得较宽, 使内窥镜 2 的顶端部 11 移动, 在通过该移动使聚焦状态从一个焦点位置向相邻的另一个焦点位置移动的情况下, 也能够主要部分不模糊的前提下顺畅地移动设定为另一个焦点位置的聚焦状态。另外, 在后述的其他实施方式中, 也与利用图 7 说明的情况相同地设定为越靠近点侧深度范围的重叠范围越大。

[0124] 接着, 参照图 8 说明本实施方式的动作。

[0125] 如图 1 所示那样设定内窥镜装置 1, 接通电源并使内窥镜装置 1 处于动作状态。在最初的步骤 S1 中, CPU36 在初始设定的处理中将聚焦用透镜 26 设定为进行自动聚焦控制的状态。

[0126] 另外, 如步骤 S2 所示, 作为初始状态, CPU36 进行自动聚焦控制, 以使得切换开关 SW1 将聚焦用透镜 26 在第 1 移动范围 Ka 内、且在第 1 区域 Ra 侧设为聚焦区域。

[0127] 然后, 如步骤 S3 所示, 物镜光学系统 17 由聚焦用透镜 26 以自动聚焦的方式进行调节, 以便作为聚焦状态而设定为第 1 焦点位置或第 2 焦点位置。另外, 如步骤 S4 所示, 自动聚焦后的当前的焦点位置信息被存储在存储器 38 的焦点位置信息存储部 38b 中。因此, 在从当前的焦点位置向另一焦点位置移动的情况下, 能够简单地设定为另一焦点位置。另外, 也可以设置编码器, 获取致动器 45 的驱动状态或聚焦用透镜 26 的设定位置的信息, 或者能够用于确认设定位置。

[0128] 然后, 如步骤 S5 所示, 在设定为第 1 焦点位置或第 2 焦点位置的状态下, 在监视器 5 中以规定的显示尺寸显示内窥镜图像。

[0129] 手术者将内窥镜 2 插入管腔内, 在一边使顶端部 11 移动一边进行有无病变的大体筛分、即进行筛选检查的情况下, 由于形成具有相对较宽的深度范围的、设定为第 1 焦点位置或第 2 焦点位置的状态, 因此能够顺畅地进行筛选。

[0130] 手术者在欲对可能存在病变的诊断对象的部位详细地进行观察的情况下使顶端部 11 靠近该部位, 进行按压切换开关 SW1 的操作以能够更详细地进行观察。

[0131] 作为操作该切换开关 SW1 之前的远点侧的聚焦状态, 能够设定为第 2 焦点位置, 在该第 2 焦点位置的状态下, 在距诊断对象的部位的距离为 15mm 以下的焦点位置处, 具有  $35\mu\text{m}$  以上的分辨率, 并且满足该深度范围也为 5mm 以上的规定的观察条件。另外, 深度范围只要为 10mm 以上即可。

[0132] 因而, 手术者在操作切换开关 SW1 之前, 能够充分地识别或者掌握诊断对象的部位的状况, 通过切换开关 SW1 的切换操作, 能够顺畅地转入更详细地进行观察的处理。另外, 在不满足如上所述的规定的观察条件的情况下, 例如在只达到比  $35\mu\text{m}$  低的分辨率的情况下, 在远点侧的聚焦状态下不能够提供针对筛选检查的分辨率, 难以顺畅地进行筛选检查。

[0133] CPU36 如步骤 S6 所示那样监视是否操作了切换开关 SW1, 在判断为未操作的情况(步骤 S6:否)下, 返回步骤 S2。

[0134] 另一方面, 在判断为操作了切换开关 SW1 的情况(步骤 S6:是)下, 在步骤 S7 中,

CPU36 进行控制,以使得聚焦用透镜 26 在第 2 移动范围 Kb 内移动,并以将第 2 区域 Rb 侧设为聚焦区域的方式进行自动聚焦控制。

[0135] 然后,如步骤 S8 所示,物镜光学系统 17 由聚焦用透镜 26 以自动聚焦的方式进行调节,以便作为聚焦状态而设定为第 3 焦点位置或第 4 焦点位置。另外,如步骤 S9 所示,自动聚焦后的当前的焦点位置信息被存储在存储器 38 中。

[0136] 然后,如步骤 S10 所示,在设定为第 3 焦点位置或第 4 焦点位置的状态下,在监视器 5 中以规定的显示尺寸显示内窥镜图像。

[0137] 手术者在对近点侧的诊断对象的部位进行观察的情况下,能够其显示尺寸不从远点侧时的显示尺寸变动的情况下利用较高分辨率的内窥镜图像进行观察。

[0138] 如上所述,在本实施方式中,具有即使在使聚焦用透镜 26 在移动范围内移动的情况下视角也基本上不发生变化的物镜光学系统 17,不必进行将改变视角的情况下的显示尺寸保存为恒定所需的放大处理、缩小处理,进行简单的图像处理即可。另外,在后述的其他实施方式中,在使聚焦用透镜 26 在移动范围内移动的情况下,也与本实施方式的情况相同地具有视角基本上不发生变化的物镜光学系统,具有相同的效果。

[0139] 手术者通过以近点侧的较高分辨率的状态对诊断对象的部位观察,能够顺畅地判断该部位是否是病变组织。在结束针对该部位的诊断并再次继续进行针对其他部位的筛选检查的情况下,手术者操作切换开关 SW1。

[0140] 如步骤 S11 所示,CPU36 监视是否操作了切换开关 SW1,在判断为未操作的情况(步骤 S11:否)下,返回步骤 S7 的自动聚焦控制的处理。

[0141] 另一方面,在判断为操作了切换开关 SW1 的情况(步骤 S11:是)下,在步骤 S12 中,CPU36 判断是否已指示结束基于内窥镜 2 的观察(检查),在未指示结束的情况(步骤 S12:否)下返回步骤 S2 的处理,在第 1 移动范围 Ka 内进行自动聚焦控制。

[0142] 相对于此,在指示了结束的情况(步骤 S12:是)下,CPU36 切断内窥镜装置 1 的电源并结束图 8 的动作。

[0143] 根据如此进行动作的本实施方式,能够提供如下一种内窥镜装置:该内窥镜装置能够提高自动聚焦的速度而且能够减少误操作,并且满足适于在远点侧顺畅地进行基于内窥镜的检查或观察的观察条件。

[0144] 更具体地说,由于将聚焦用透镜 26 的可动范围分割为多个,并限制为在分割的可动范围内移动,因此能够将移动量设定得比未限制时小,能够在短时间内设定为聚焦状态。

[0145] 另外,在本实施方式中,由于控制为在分割成的各个移动范围内的两个焦点位置之间进行自动聚焦,因此能够在更短的时间内设定为聚焦状态。

[0146] 另外,由于能够通过聚焦用透镜 26 的移动而设定为聚焦状态的聚焦区域限制为多个区域中的一个,因此在难以进行自动聚焦的摄像条件的情况下,即使在例如内窥镜图像中的对比度变化较小的摄像状态、因使用电手术刀等而易于产生噪声影响的摄像状态等情况下,也能够有效地防止在与应当进行聚焦的位置较为不同的位置发生散焦的误操作。

[0147] 另外,在最远点侧,设于顶端部 11 的摄像单元 19 在距被摄体的距离为 15mm 以下的焦点位置处具有 35  $\mu$ m 以上的分辨率,并且能够满足具有 5mm 以上的深度范围的规定的观察条件,因此能够顺畅地进行基于内窥镜 2 的检查或观察。

[0148] 这样,根据本实施方式的内窥镜装置 1,手术者能够顺畅地使用内窥镜 2 进行检查或观察。

[0149] (第 2 实施方式)

[0150] 接着,说明本发明的第 2 实施方式。本实施方式的内窥镜装置与图 1 所示的第 1 实施方式的内窥镜装置 1 相比,物镜光学系统和 CCD 不同。在本实施方式中采用了图 9 所示的物镜光学系统 17B,而且,采用了像素间距 P 为  $2.3\mu\text{m}$  的 CCD18B。

[0151] 另外,图 9 的(A)和图 9 的(B)分别表示设定为第 1 焦点位置、第 5 焦点位置的状态下的物镜光学系统 17B 的剖视图。物镜光学系统 17B 的前透镜组 G1 由凹透镜 L1、平行平板 L2 以及凸透镜 L3 (26) 构成,后透镜组 G2 由光圈、凸透镜 L4、由凸透镜 L5 与凹透镜 L6 形成的接合透镜以及平行平板 L7 构成。另外,在平行平板 L7 的后方配置有平板的光学元件 I1、I2,在光学元件 I2 的后表面配置有具有马赛克色彩滤色器 18a 的 CCD18B。

[0152] 其他硬件的结构与图 1 相同,使用相同的附图标记进行说明。另外,在本实施方式中,作为将物镜光学系统 17B 设定为聚焦状态的焦点位置,如图 10 所示,在第 1 区域 Ra 中设定为第 1 焦点位置或第 2 焦点位置,在第 2 区域 Rb 中设定为第 3 ~ 第 5 焦点位置。

[0153] 因此,存储器 38 存储为了将物镜光学系统 17B 设定为第 1 ~ 第 5 焦点位置而对聚焦用透镜 26 进行定位所需的设定信息。

[0154] 以下示出本实施方式的数值数据。

[0155] 第 2 实施方式的数值数据

[0156]

面编号	曲率半径	面间隔	折射率	阿贝数
物体面	$\infty$	D0		
1	$\infty$	0.4	1.88815	40.76
2	1.1238	0.76		
3	$\infty$	0.62	1.51965	75
4	$\infty$	D4		
5	1.2768	0.55	1.88815	40.76
6	1.4194	D6		
7 (光圈)	$\infty$	0.11		
8	2.7182	1.09	1.48915	70.23
9	-2.7182	1.17		
10	4.7991	1.49	1.77621	49.6
11	-2.0966	0.34	1.93429	18.9
12	-8.0131	0.18		
13	$\infty$	0.41	1.52513	58.5
14	$\infty$	0.6		
15	$\infty$	0.95	1.51825	64.14
16	$\infty$	0.75	1.61379	50.2
(像面)	$\infty$			

第1焦点位置 第2焦点位置 第3焦点位置 第4焦点位置 第5焦点位置

[0157]

[0158]

D0	18	11	5.5	3.54	2.12
D4	0.14	0.22	0.39	0.54	0.74
D6	0.68	0.6	0.43	0.28	0.08
深度范围(mm)	8.4-100以上	6.3-35	3.82-9.4	2.63-5.16	1.66-2.85
视角(°)	133.3	132.3	130.5	129.6	129.4

[0159]

间距P	2.3 $\mu\text{m}$
IH	1.346
IH/P	585.2
f	1.355
IH/f	0.911
分辨率	33.5 $\mu\text{m}$ (6.3mm时)
$f_{\text{聚}}$	5.085
$f_{\text{聚}}/f$	3.44

[0160] 在本实施方式中,与第1实施方式的情况相比进一步放大近点侧的聚焦状态的区域。即,在设定为第5焦点位置的情况下,能够在从1.66mm到2.85mm的深度范围内靠近对患者等详细地进行检查、观察。此外,本实施方式具有与第1实施方式大致相同的效果。

[0161] 作为本实施方式的变形例,也可以利用两个移动范围覆盖近点侧的第2区域Rb。具体地说,将覆盖本实施方式的情况下的第2区域Rb的第2移动范围Kb分割为深度范围为2.5mm以上的移动范围Kb1与深度范围小于2.5mm的移动范围Kb2。另外,并不限于以2.5mm的值分割深度范围的情况,也可以用2mm~3mm左右的值进行分割。

[0162] 分割为该情况下的移动范围Kb1、Kb2时的物距的边界如图11的虚线Bc所示。利用该边界Bc分为第2区域Rb与第3区域Rc。在如此分割的情况下,在第3区域Rc中设定为一个焦点位置。另外,在第3区域Rc中,也可以采用能够进一步设定为多个焦点位置的结构。

[0163] (第3实施方式)

[0164] 接着,说明本发明的第3实施方式。与图1所示的第1实施方式的内窥镜装置1相比,本实施方式的内窥镜装置的物镜光学系统和CCD不同。在本实施方式采用了图12所示的物镜光学系统17C,而且,采用了像素间距P为1.4 $\mu\text{m}$ 的CCD18C。

[0165] 另外,图12的(A)和图12的(B)分别表示设定为第1焦点位置、第4焦点位置的状态下的物镜光学系统17C的剖视图。

[0166] 物镜光学系统17C的前透镜组G1由凹透镜L1、凹透镜L2以及凸透镜L3(26)构

成,后透镜组 G2 由光圈、凸透镜 L4、由凸透镜 L5 与凹透镜 L6 形成的接合透镜以及平行平板 L7、L8 构成。另外,在平行平板 L8 的后方配置有平板的光学元件 I1、I2,在光学元件 I2 的后表面配置有具有马赛克色彩滤色器 18a 的 CCD18C。其他的硬件的结构与图 1 相同。以下示出本实施方式的数值数据。

[0167] 第 3 实施方式的数值数据

[0168] 第 3 实施例数值数据

[0169]

面编号	曲率半径	面间隔	折射率	阿贝数
物体面	$\infty$	D0		
1	$\infty$	0.4	1.81991	44.36
2	1.2646	1.18		
3	-1.7487	0.52	1.88815	40.76
4	-1.8479	D4		

[0170]

5	2.352	0.815	1.50349	56.42
6	3.0877	D6		
7 (光圈)	$\infty$	0.07		
8	3.4714	1.22	1.48915	70.23
9	-3.1907	0.87		
10	3.2151	1.199	1.48915	70.23
11	-1.7375	0.3	1.93429	18.9
12	-3.7434	0.095		
13	$\infty$	0.246	1.51564	75.01
14	$\infty$	0.243		
15	$\infty$	0.318	1.52513	58.5
16	$\infty$	0.71		
17	$\infty$	0.79	1.51825	64.14
18	$\infty$	0.52	1.50801	60
(像面)	$\infty$			

	第1焦点位置	第2焦点位置	第3焦点位置	第4焦点位置
D0	28	14.7	9.45	6.25
D4	0.25	0.5	0.75	1.05
D6	0.843	0.593	0.343	0.043
深度范围(mm)	15.3-100以上	10-26	7.1-13.7	5-8.15
视角( $^{\circ}$ )	128.9	129	129.5	130.6

[0171]

[0172]

	间距P	1.4 $\mu$ m
	IH	1.284
	IH/P	917
[0173]	f	1.365
	IH/f	0.941
	分辨率	34.1 $\mu$ m (10mm时)
	f <sub>聚</sub>	14.3
	f <sub>聚</sub> /f	10.48

[0174] 本实施方式中的物镜光学系统 17C 接近于在第 1 实施方式的物镜光学系统 17 中、且是在接合透镜与光学元件 I1 之间配置有平行平板 L7、L8 的结构。本实施方式中的分辨率针对物距的特性如图 13 所示,是接近于第 1 实施方式的情况的特性。

[0175] 另外,本实施方式的效果与第 1 实施方式大致相同。

[0176] (第 4 实施方式)

[0177] 接着,说明本发明的第 4 实施方式。与图 1 所示的第 1 实施方式的内窥镜装置 1 相比,本实施方式的内窥镜装置的物镜光学系统和 CCD 不同。在本实施方式采用了图 14 所示的物镜光学系统 17D,而且,采用了像素间距 P 为 1.6 $\mu$ m 的 CCD18D。

[0178] 另外,图 14 的(A)和图 14 的(B)分别表示设定为第 1 焦点位置、第 6 焦点位置的状态下的物镜光学系统 17D 的剖视图。物镜光学系统 17D 的前透镜组 G1 由凹透镜 L1、凹透镜 L2 以及凸透镜 L3 (26)构成,后透镜组 G2 由光圈、凸透镜 L4 以及由凸透镜 L5 与凹透镜 L6 形成的接合透镜构成。另外,在接合透镜的后方配置有平板的光学元件 I1、I2,在光学元件 I2 的后表面配置有具有马赛克色彩滤色器 18a 的 CCD18D。

[0179] 其他的硬件的结构与图 1 相同。

[0180] 另外,在本实施方式中,作为将物镜光学系统 17D 设定为聚焦状态的焦点位置,如图 15 所示,在第 1 区域 Ra 中设定为第 1 ~ 第 3 焦点位置,在第 2 区域 Rb 中设定为第 4 ~ 第 6 焦点位置。

[0181] 因此,存储器 38 存储为了将物镜光学系统 17D 设定为第 1 ~ 6 焦点位置而对聚焦用透镜 26 进行定位所需的设定信息。

[0182] 以下示出本实施方式的数值数据。

[0183] 第 4 实施方式的数值数据

[0184]

面编号	曲率半径	面间隔	折射率	阿贝数
物体面	$\infty$	D0		
1	$\infty$	0.4	1.88815	40.76
2	1.4202	0.38		
3	5.8125	0.6	1.48972	70.17
4	1.4609	D4		
5	1.7468	0.49	1.52545	50.5
6	4.4207	D6		
7 (光圈)	$\infty$	0.05		
8	4.2705	2.44	1.88885	37.24
9	-3.7495	0.15		
10	6.4642	1.2	1.63801	59.32
11	-1.5	0.3	1.9343	18.9
12	-4.4713	1.012		
13	$\infty$	1.88	1.51825	64.14
14	$\infty$	1.0	1.50801	60
(像面)	$\infty$			

	第1焦点	第2焦点	第3焦点	第4焦点	第5焦点	第6焦点
D0	22.7	17.8	12.2	8.05	5.52	3.72
D4	0.247	0.267	0.307	0.367	0.437	0.527
D6	0.872	0.852	0.812	0.752	0.682	0.592

[0185]

[0186]

深度	12.5-100	10.7-46.5	8.22-22.2	5.96-11.8	4.35-7.32	3.06-4.61
范围(mm)以上						
视角(°)	130.4	130.3	130.3	130.3	130.5	130.9

[0187]

假定间距P	1.6 $\mu$ m
IH	1.29
IH/P	806
f	1.345
IH/f	0.96
分辨率	32.7 $\mu$ m (8.22mm时)
$f_{\text{聚}}$	5.17
$f_{\text{聚}}/f$	3.84

[0188] 在本实施方式中,在近点侧和远点侧分别设定三个聚焦区域。此外,本实施方式具有与第1实施方式大致相同的效果。

[0189] (第5实施方式)

[0190] 接着,说明本发明的第5实施方式。图16表示本实施方式的内窥镜装置1E。与图1所示的第1实施方式的内窥镜装置1相比,该内窥镜装置1E的物镜光学系统和CCD不同,并且采用了与图1的光源装置3、图像处理装置4稍微不同的光源装置3E、图像处理装置4E。在本实施方式中采用了图17所示的物镜光学系统17E,而且,采用了像素间距P为2.5 $\mu$ m的单色的CCD18E。

[0191] 图17的(A)和图17的(B)分别表示设定为第1焦点位置、第6焦点位置的状态下的物镜光学系统17E的剖视图。物镜光学系统17E的前透镜组G1由凹透镜L1、凹透镜L2以及凸透镜L3(26)构成,后透镜组G2由光圈、凸透镜L4以及由凸透镜L5与凹透镜L6形成的接合透镜构成。另外,在接合透镜的后方配置有平板的光学元件I1、I2,在光学元件I2的后表面配置有CCD18E。

[0192] 另外,光源装置3E在图1的光源装置3中的灯3a与光圈3c之间的光路上配置有旋转滤色器3e。该旋转滤色器3e借助电动机3f而旋转,将面顺序为R、G、B的照明光供给至光导件14。

[0193] 进而,利用单色的CCD18E进行摄像。单色的CCD18E根据面顺序为R、G、B的照明光生成面顺序为R、G、B的亮度信号。

[0194] 另外,图像处理装置4E具有信号转换电路33a',其进行与图1的图像处理装置4中的基于信号转换电路33a的信号转换稍微不同的信号转换。

[0195] 该信号转换电路33a'将以面顺序拍摄的R、G、B的图像信号暂时存储在存储器

中,同时进行读出并生成同步化了的 R、G、B 的图像信号,进而利用矩阵电路从同步化了的 R、G、B 的图像信号转换为亮度信号 Y 与颜色信号 C。

[0196] 由图像处理装置 4E 进行的其他信号处理与图 1 的情况相同。另外,本内窥镜装置 1E 的结构是除采用了单色的 CCD18E 以外与第 1 实施方式的情况相类似的结构。

[0197] 在图 18 中示出本实施方式中的分辨率的特性。另外,本实施方式的数值数据如下所示。

[0198] 第 5 实施方式的数值数据

[0199]

面编号	曲率半径	面间隔	折射率	阿贝数
物体面	$\infty$	D0		
1	$\infty$	0.4	1.88815	40.76
2	1.4202	0.38		
3	5.8125	0.6	1.48972	70.17
4	1.4609	D4		
5	1.7468	0.49	1.52545	50.5
6	4.4207	D6		
7 (光圈)	$\infty$	0.05		
8	4.2705	2.44	1.88885	37.24
9	-3.7495	0.15		
10	6.4642	1.2	1.63801	59.32
11	-1.5	0.3	1.9343	18.9
12	-4.4713	1.012		
13	$\infty$	1.88	1.51825	64.14
14	$\infty$	1.0	1.50801	60
(像面)	$\infty$			

第1焦点位置 第2焦点位置 第3焦点位置 第4焦点位置 第5焦点位置

[0200]

[0201]

D0	22.7	16	11.4	6.84	4.65
D4	0.27	0.32	0.37	0.47	0.57
D6	0.95	0.9	0.85	0.75	0.65
深度(mm)	14.3-100以上	10.5-31.7	8.1-18	5.37-9.17	3.83-5.81
视角(°)	128.1	128.1	128.1	28.2	128.6

[0202]

间距P	2.5 $\mu$ m
IH	1.29
IH/P	554
f	1.345
IH/f	0.935
分辨率	30.75 $\mu$ m (8.1mm时)
f <sub>聚</sub>	6.294
f <sub>聚</sub> /f	4.25

[0203] 本实施方式的内窥镜装置 1E 具有以下结构和特征。

[0204] 内窥镜装置 1E 的特征在于,包括:内窥镜 2E,其插入到管腔内;物镜光学系统 17E,其搭载于上述内窥镜 2E 的顶端部 19,并使上述管腔内的被摄体的像进行成像,且该物镜光学系统包括能够在光轴方向上移动的聚焦用透镜 26,并满足上述条件式(1)、(2);单色的作为固体摄像元件的 CCD18E,其用于拍摄由上述物镜光学系统 17E 形成的像,且该固体摄像元件满足下述条件式(4),并针对每一像素生成亮度信号;聚焦调节机构 27,其通过使上述聚焦用透镜 26 移动而自动地将上述物镜光学系统 18E 调节到聚焦状态的焦点位置;作为移动范围切换部件的切换开关 SW1,其用于对上述聚焦用透镜 26 的移动范围进行切换;作为移动范围限制部件的限制部 37a,其与上述移动范围切换部件的切换联动地利用信号限制上述移动范围;以及作为设定信息存储部件的存储器 38,其存储用于在由上述移动范围限制部件限制的上述移动范围内利用上述聚焦调节机构 27 调节为上述物镜光学系统 18E 形成聚焦状态时的多个焦点位置的信息;在由上述移动范围限制部件限制的最远点侧的移动范围内,在根据存储于上述设定信息存储部件的信息,利用上述聚焦调节机构 27 自动地将上述物镜光学系统 18E 调节为焦点位置的情况下,在上述物镜光学系统 18E 的与被摄体之间的距离为 15mm 以下的焦点位置,上述物镜光学系统 18E 的光轴上的分辨率具有 35 $\mu$ m 以上的分辨率,并且在将上述物镜光学系统 18E 的光轴上的空间频率 1/(2XP)的 MTF 为 10% 以上的范围定义为深度范围的情况下,上述物镜光学系统 18E 具有 5mm 以上的深度范围。

[0205] (4)  $360 < IH/P < 800$

[0206] 其中, IH 是固体摄像元件的摄像区域内的从中心到最远位置之间的距离, P 是固体摄像元件的像素间距。

[0207] 另外, 后述的其他实施方式也满足上述条件式(1)、(2)、(4)。另外, 本实施方式与具有颜色分离滤色器的实施方式的情况相比, 上述条件式(4)

[0208] (4)  $360 < IH/P < 800$

[0209] 与上述条件式(3)不同。

[0210] 本实施方式的内窥镜装置 1E 的动作使用单色的 CCD18E 作为固体摄像元件, 因此具有与彩色摄像用的 CCD18 的情况相比提高了深度范围的以下效果。

[0211] 即, 在最远点侧, 由于设于顶端部 11 的摄像单元 19 在距被摄体的距离为 15mm 以下的焦点位置处具有  $35 \mu\text{m}$  以上的分辨率, 并且能够满足具有 5mm 以上的深度范围的规定的观察条件, 因此能够顺畅地进行基于内窥镜 2 的检查或观察。

[0212] 但是, 在本实施方式中, 采用在远点侧的第 1 区域 Ra 中设定为三个焦点位置、在近点侧的第 2 区域 Rb 中设定为两个焦点位置的结构。

[0213] 本实施方式具有在远点侧的移动范围中能够如上所述那样以与彩色摄像用的 CCD18 等的情况相比进一步提高了的深度范围进行观察的效果, 此外, 与第 1 实施方式大致相同, 能够提供一种能够提高自动聚焦的速度且能够减少误操作、并且满足适于在最远点侧顺畅地进行基于内窥镜的检查或观察的观察条件的内窥镜装置。

[0214] (第 6 实施方式)

[0215] 接着, 说明本发明的第 6 实施方式。本实施方式的内窥镜装置采用了与图 16 所示的第 5 实施方式的内窥镜装置 1E 不同的物镜光学系统 17F 和 CCD18F。在本实施方式中采用了图 19 所示的物镜光学系统 17F, 而且, 采用了像素间距 P 为  $2.5 \mu\text{m}$  的 CCD18F。

[0216] 另外, 图 19 的(A)和图 19 的(B)分别表示设定为第 1 焦点位置、第 5 焦点位置的状态下的物镜光学系统 17F 的剖视图。物镜光学系统 17F 的前透镜组 G1 由凹透镜 L1、凹透镜 L2 以及凸透镜 L3 (26)构成, 后透镜组 G2 由光圈、凸透镜 L4 以及由凸透镜 L5 与凹透镜 L6 形成的接合透镜构成。另外, 在接合透镜的后方配置有平板的光学元件 I1, 在光学元件 I1 的后表面配置有 CCD18F。

[0217] 其他硬件的结构与图 16 相同。在图 20 中示出本实施方式中的分辨率的特性。另外, 以下示出本实施方式的数值数据。

[0218] 第 6 实施方式的数值数据

[0219]

面编号	曲率半径	面间隔	折射率	阿贝数	
物体面	$\infty$	D0			
1	$\infty$	0.32	1.88815	40.76	
2	0.9624	0.47			
3	-5.0462	0.48	1.88151	41.14	
4	-31.2269	D4			
5	2.0961	1.03	1.50363	60.42	
6	17.7264	D6			
7 (光圈)	$\infty$	0.04			
8	2.2826	1.26	1.64065	29.99	
9	-4.7152	0.12			
10	4.0928	0.96	1.68137	56.93	
11	-1.0154	0.24	1.92601	20.84	
12	-4.0318	1.16			
13	$\infty$	1.92	1.51825	64.14	
(像面)	$\infty$				
第1焦点位置	第2焦点位置	第3焦点位置	第4焦点位置	第5焦点位置	
D0	26.5	13.8	9.1	5.75	3.86
D4	0.2	0.24	0.28	0.34	0.41
D6	0.7	0.66	0.62	0.56	0.49
深度范围(mm)	11.9-100以上	8.2-36.8	6.13-16.1	4.31-8.3	3.07-5.03
视角( $^{\circ}$ )	124	123.9	123.9	124.1	124.4

[0220]

[0221]

间距P	2.5 $\mu\text{m}$
IH	0.992
IH/P	396.8
f	1.086
IH/f	0.914
分辨率	31.7 $\mu\text{m}$ (6.13mm时)
$f_{\text{聚}}$	6.294
$f_{\text{聚}}/f$	4.25

[0222] 本实施方式具有与第 5 实施方式大致相同的效果。

[0223] (第 7 实施方式)

[0224] 接着,说明本发明的第 7 实施方式。本实施方式的内窥镜装置采用了与图 16 所示的第 5 实施方式的内窥镜装置 1E 不同的物镜光学系统 17G 和 CCD18G。

[0225] 在本实施方式中采用了图 21 所示的物镜光学系统 17G,而且,采用了像素间距 P 为 1.8  $\mu\text{m}$  的 CCD18G。

[0226] 另外,图 21 的(A)和图 21 的(B)分别表示设定为第 1 焦点位置、第 6 焦点位置的状态下的物镜光学系统 17G 的剖视图。物镜光学系统 17G 的前透镜组 G1 由凹透镜 L1、凹透镜 L2 以及凸透镜 L3 (26)构成,后透镜组 G2 由光圈、凸透镜 L4 以及由凸透镜 L5 与凹透镜 L6 形成的接合透镜构成。另外,在接合透镜的后方配置有平板的光学元件 I1,在光学元件 I1 的后表面配置有 CCD18G。

[0227] 其他硬件的结构与图 16 相同。在图 22 中示出本实施方式中的分辨率的特性。另外,以下示出本实施方式的数值数据。

[0228] 第 7 实施方式的数值数据

[0229]

面编号	曲率半径	面间隔	折射率	阿贝数
-----	------	-----	-----	-----

[0230]

物体面	$\infty$	D0				
1	$\infty$	0.4	1.88815	40.76		
2	1.203	0.59				
3	-6.3078	0.6	1.88151	41.14		
4	-39.0336	D4				
5	2.6201	1.29	1.50363	60.42		
6	22.1581	D6				
7 (光圈)	$\infty$	0.05				
8	2.8532	1.57	1.64065	29.99		
9	-5.8939	0.15				
10	5.116	1.2	1.68137	56.93		
11	-1.2692	0.3	1.92601	20.84		
12	-5.0398	1.378				
13	$\infty$	2.5	1.51825	64.14		
(像面)	$\infty$					
	第1焦点位置	第2焦点	第3焦点	第4焦点	第5焦点	第6焦点
D0	33.7	24.5	15.6	9.78	6.9	5.2
D4	0.25	0.27	0.31	0.37	0.43	0.49
D6	0.87	0.85	0.81	0.75	0.69	0.63
深度范围	19.5-100以上	5.9-51	11.5-23.9	7.9-12.8	5.8-8.44	4.49-6.11
视角( $^{\circ}$ )	127.6	127.6	127.5	127.5	127.7	127.9

[0231]

[0232]

	间距P	1.8 $\mu$ m
	IH	1.261
	IH/P	700.6
[0233]	f	1.357
	IH/f	0.929
	分辨率	33 $\mu$ m (11.5mm时)
	f <sub>聚</sub>	5.773
	f <sub>聚</sub> /f	4.25

[0234] 本实施方式具有与第5实施方式大致相同的效果。

[0235] 另外,作为聚焦调节机构27(参照图2参照),也可以如下所述那样采用具有运动检测电路36d的结构。

[0236] 在图16中如虚线所示,在CPU36内设置作为运动检测部件的运动检测电路36d,该运动检测电路36d根据亮度信号Y检测相邻的两个或两个以上的帧之间的图像的运动。

[0237] 该运动检测电路36d包括运动检测/比较电路36e和产生成为进行比较时的基准的阈值的阈值电路36f,该运动检测/比较电路36e包括检测移动矢量的运动矢量检测电路和比较其结果的比较电路,上述移动矢量表示例如在设定于摄像区域的中央附近的设定区域内检测到的轮廓等特征量在相邻的另一帧中的相同的设定区域内移动了多少。

[0238] 然后,将利用运动矢量检测电路检测到的移动矢量的绝对值与阈值电路36f的阈值比较,在检测到阈值以上的运动量的情况下,将运动检测信号输出至自动聚焦控制部36b。

[0239] 自动聚焦控制部36b在没有被运动检测电路36d输入运动检测信号的情况下保持当前设定的焦点位置,在被输入了运动检测信号的情况下,在与当前的焦点位置不同的相邻的焦点位置设定物镜光学系统,通过比较哪一个焦点位置的对比度最大来进行自动聚焦控制。

[0240] 这样,通过根据图像的时间上的运动量以抑制自动聚焦控制的动作或解除抑制的方式进行控制,能够有效地进行自动聚焦控制。

[0241] 即,在图像的随时间的运动量较小的情况下,按时间顺序抑制通过自动聚焦重复移动焦点位置的动作,在检测到阈值以上的运动量的情况下,通过利用自动聚焦使焦点位置移动,从而能够与内窥镜2的移动作用下的观察对象的移动连动地顺畅地进行自动聚焦控制。另外,在图1的内窥镜装置1中也可以追加相同的结构。

[0242] 另外,通过局部组合上述实施方式等而构成的实施方式也属于本发明。

[0243] 本申请以2011年8月10日在日本国提出申请的特愿2011-175313号作为要求优先权的基础而提出申请,上述公开内容被引用于本申请的说明书、权利要求书中。

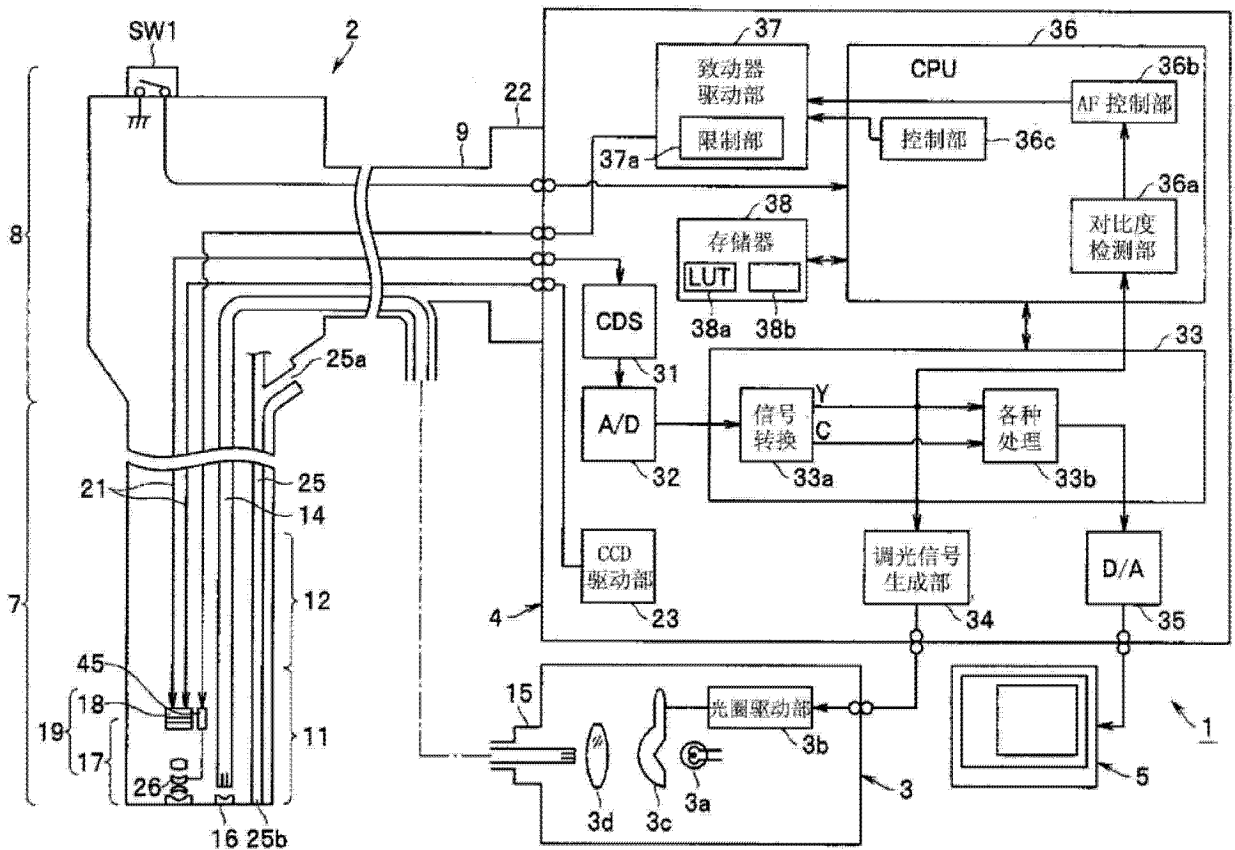


图 1

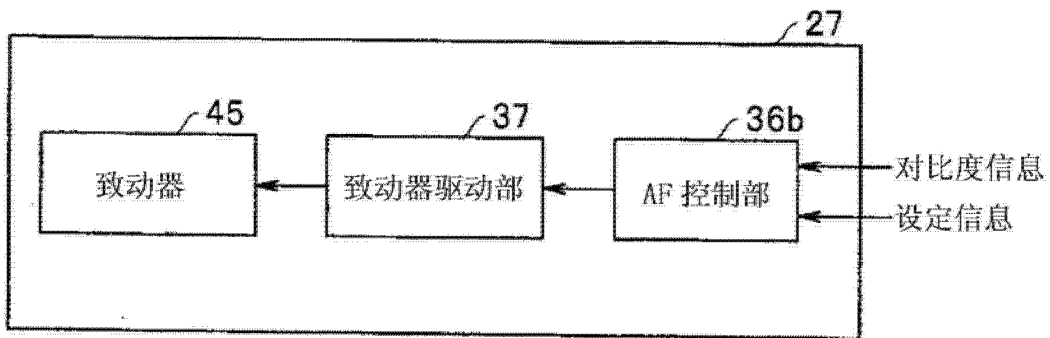


图 2

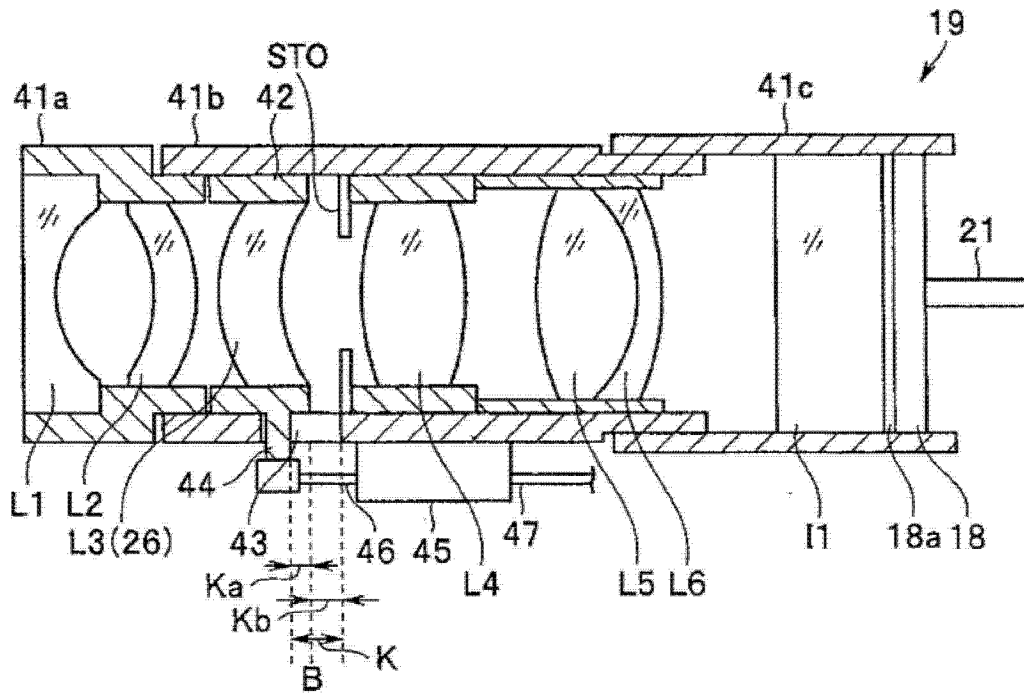
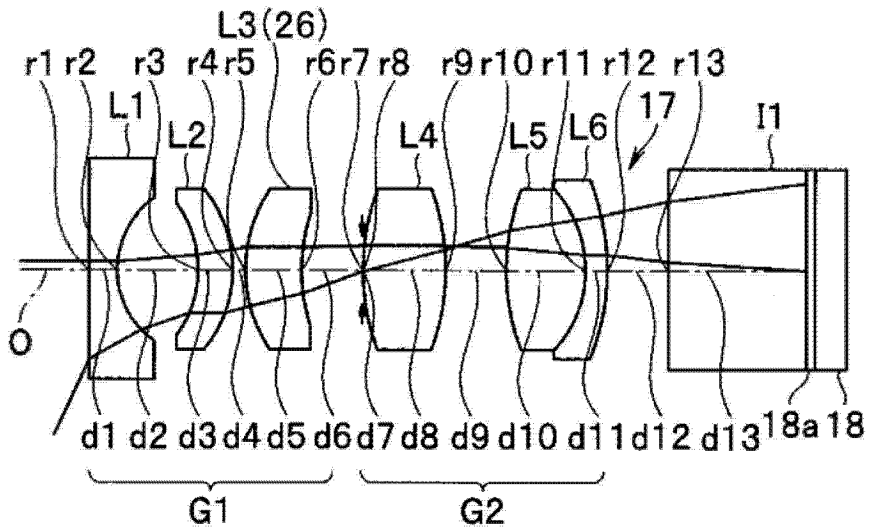


图 3A

移动范围 K			
第 1 移动范围 Ka		第 2 移动范围 Kb	
电流值 Ia	电流值 Ib	电流值 Ic	电流值 Id
物镜光学系统 第 1 焦点位置	物镜光学系统 第 2 焦点位置	物镜光学系统 第 3 焦点位置	物镜光学系统 第 4 焦点位置

图 3B

(A)



(B)

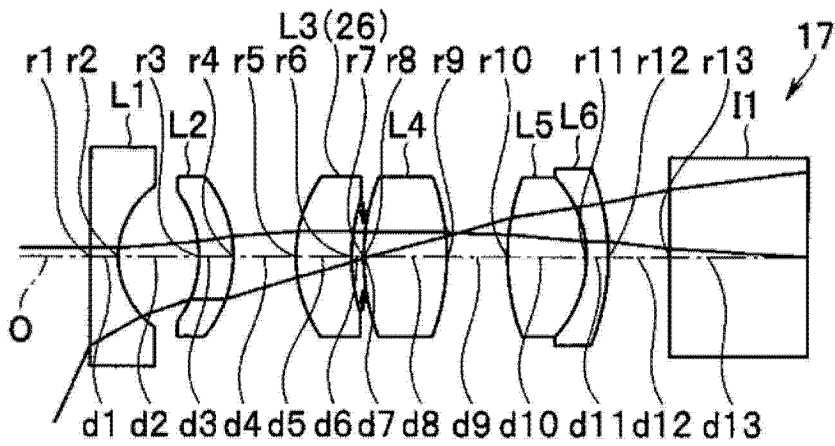


图 4

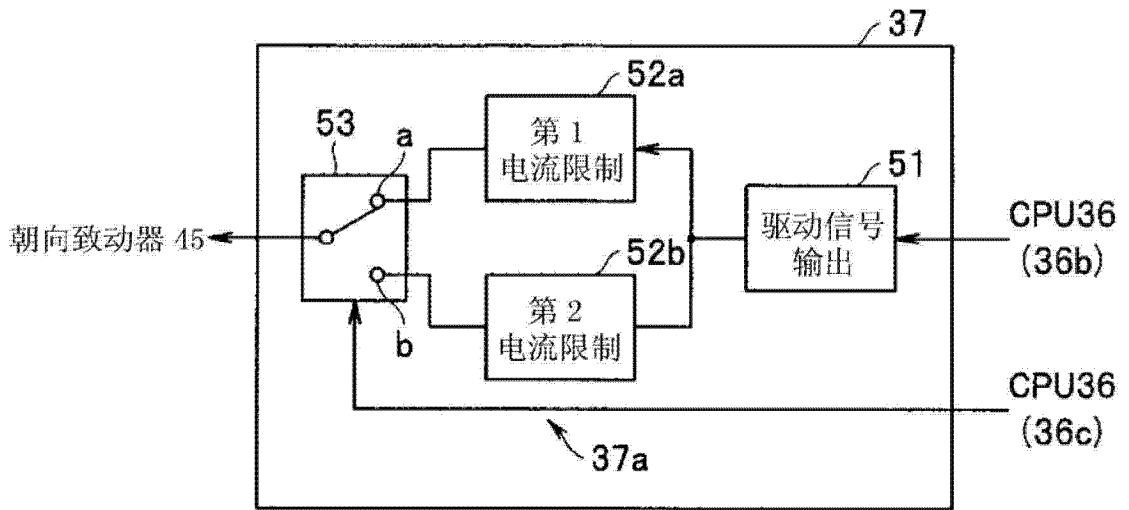


图 5

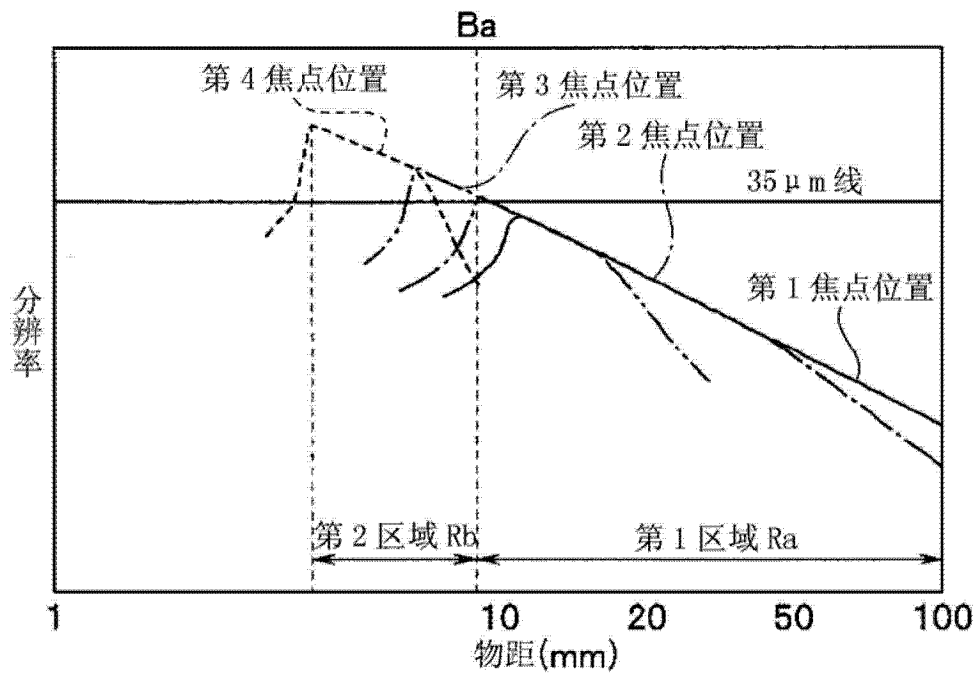


图 6

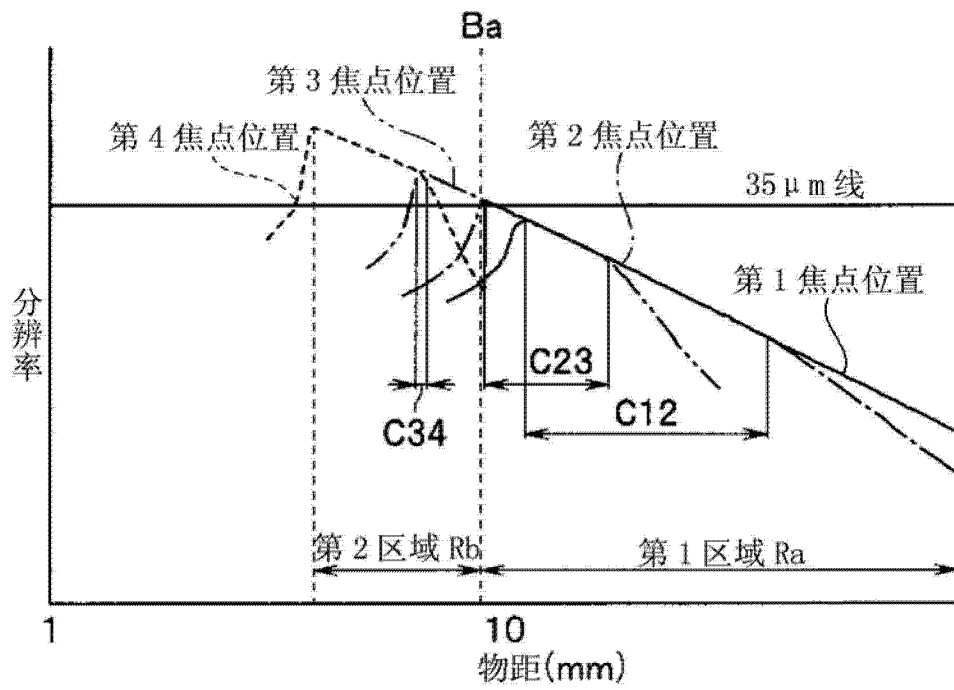


图 7

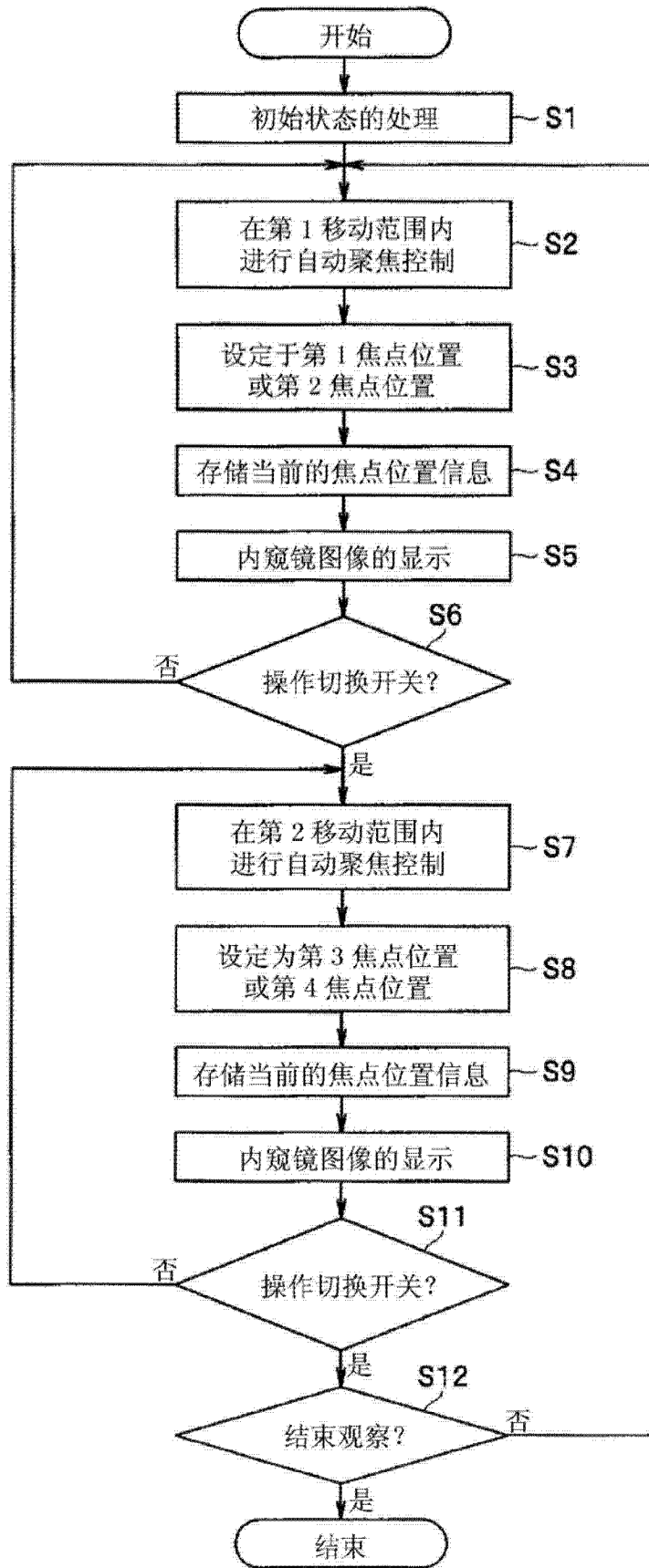


图 8

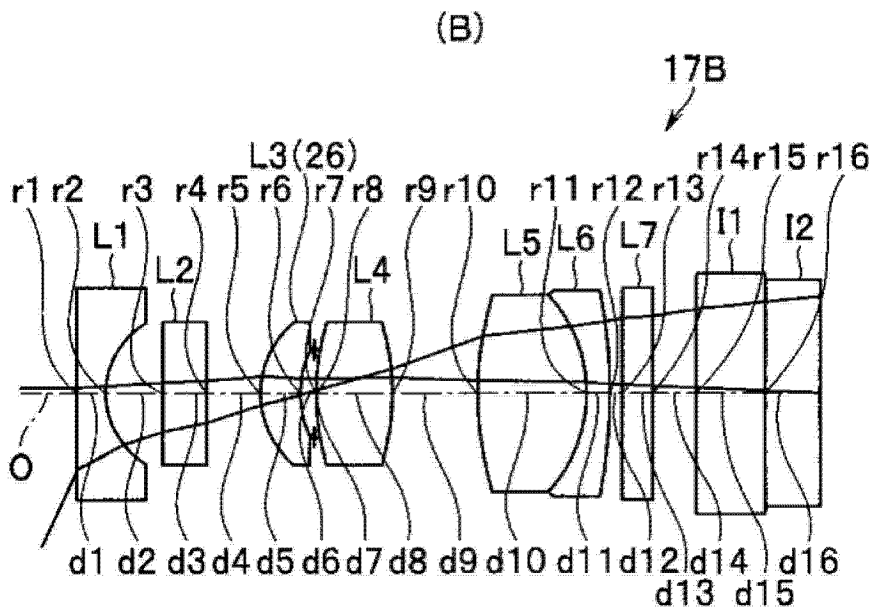
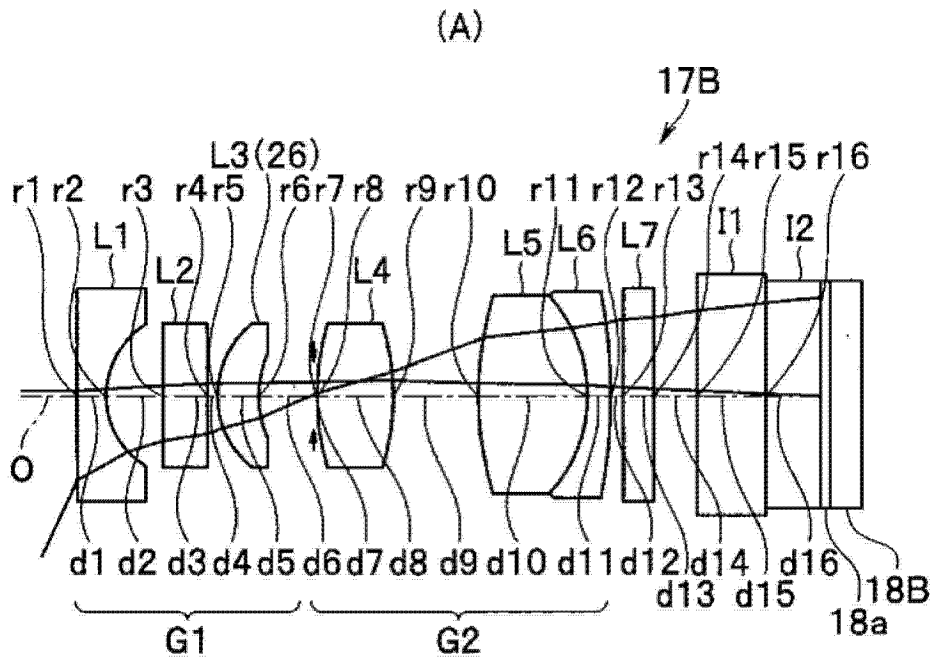


图 9

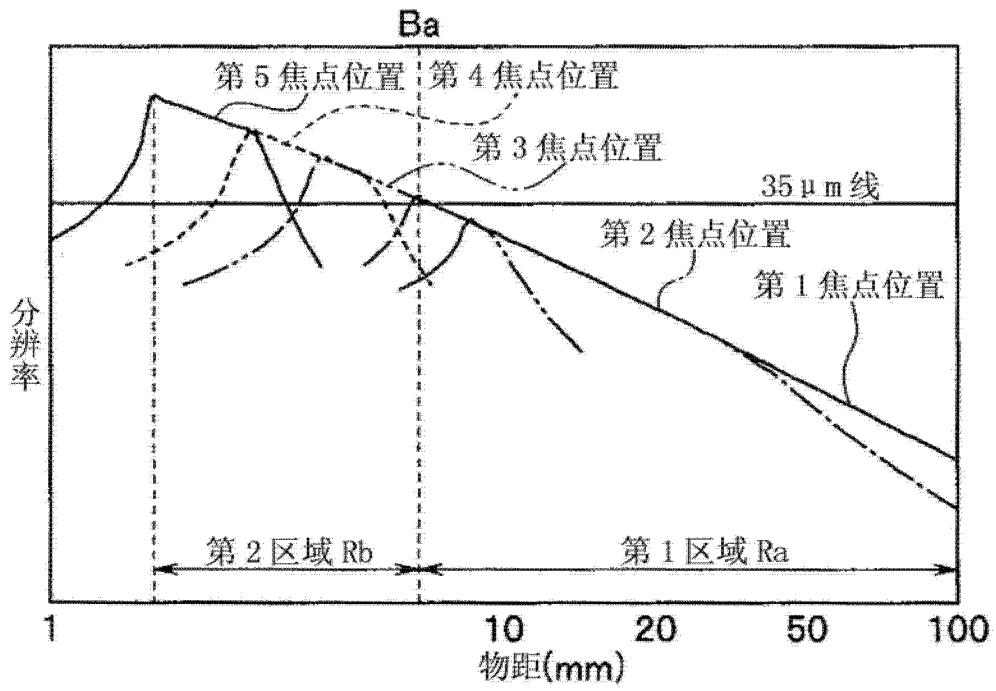


图 10

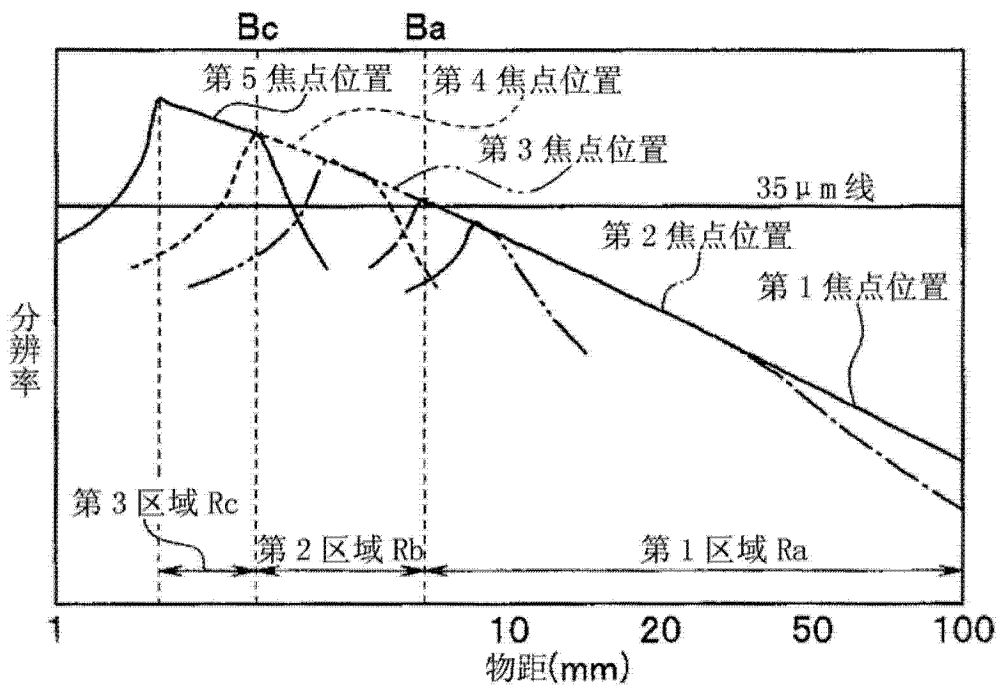


图 11

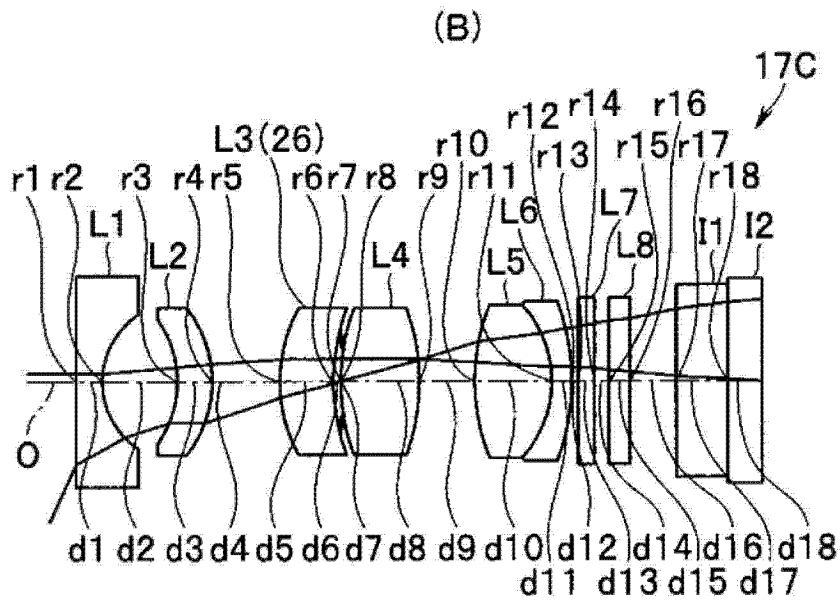
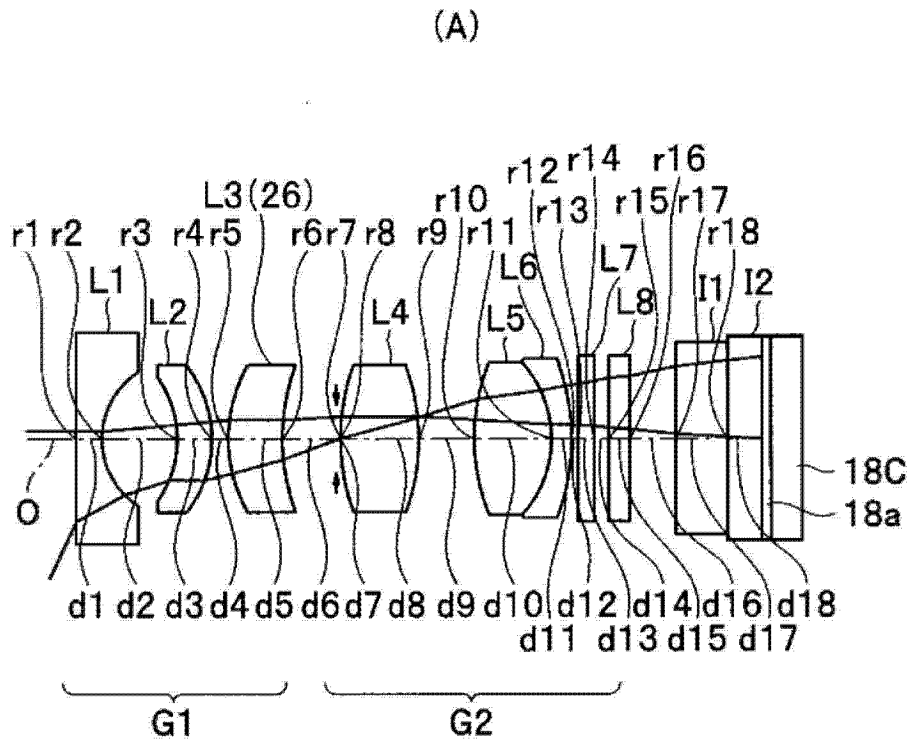


图 12

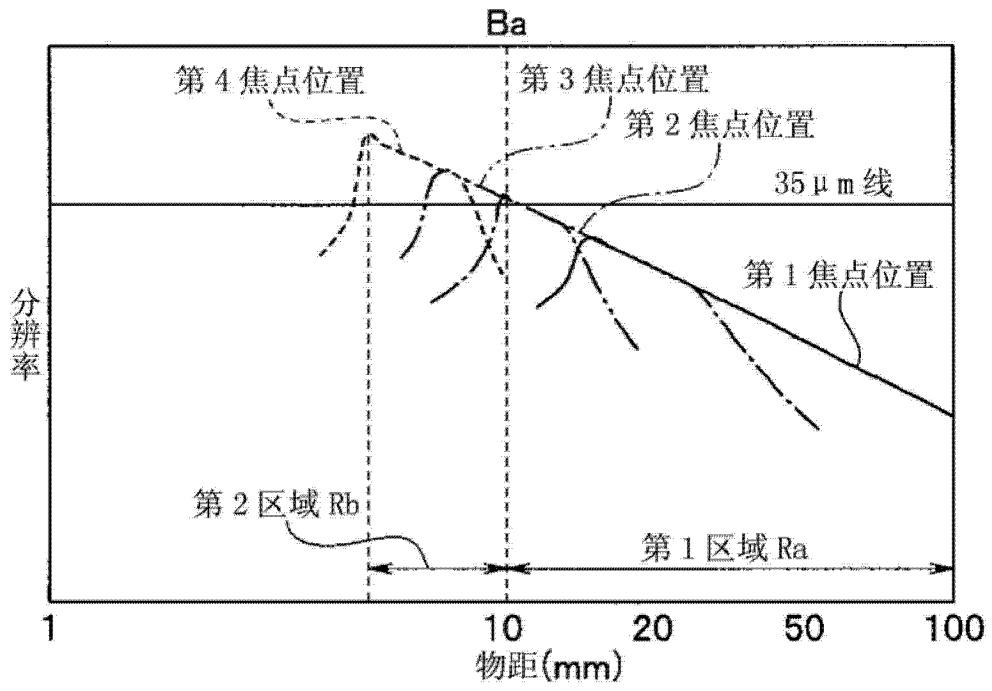


图 13

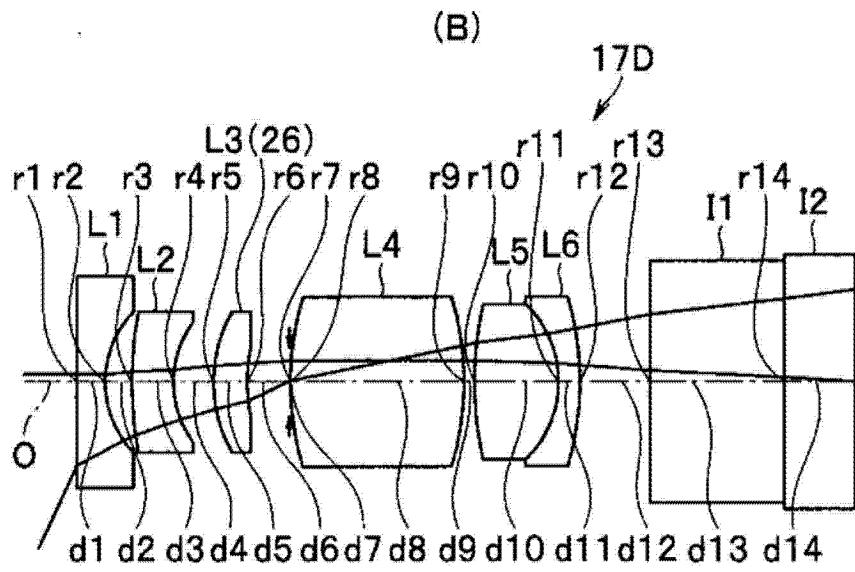
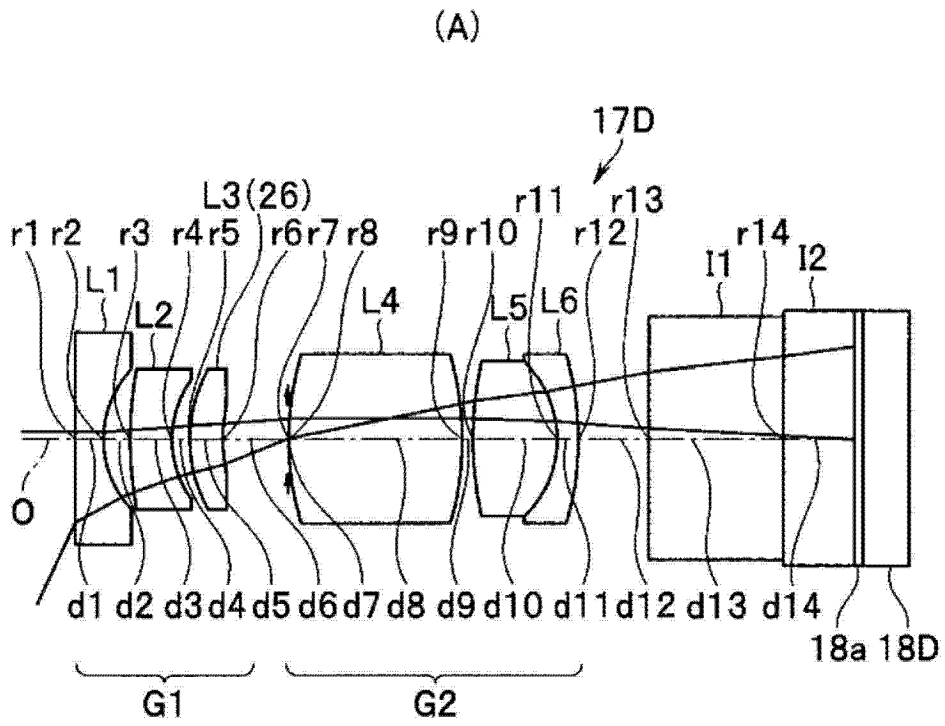


图 14

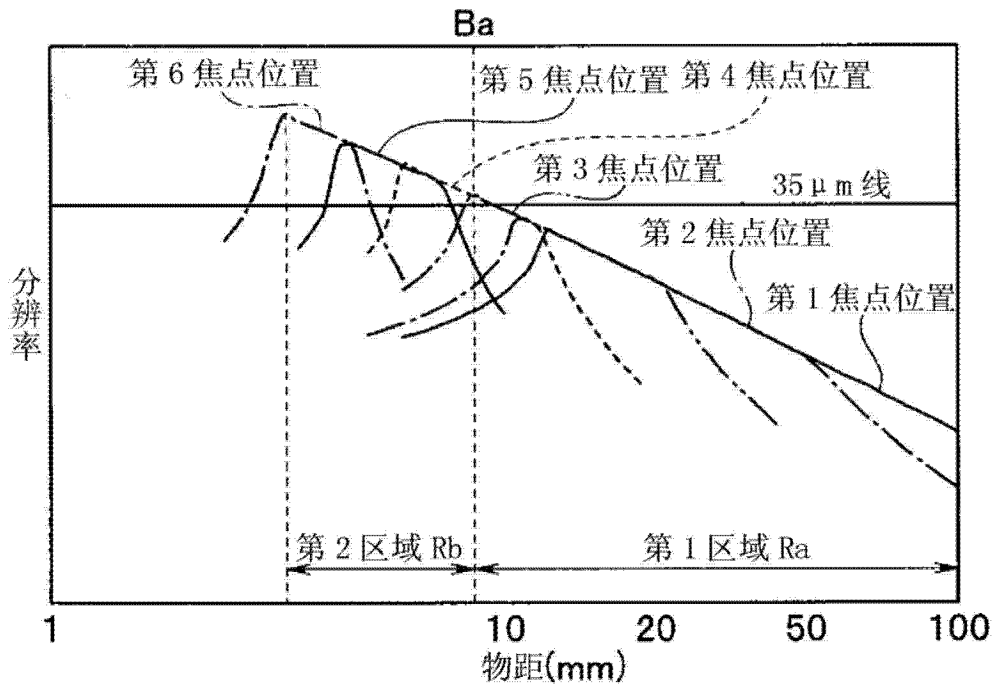


图 15

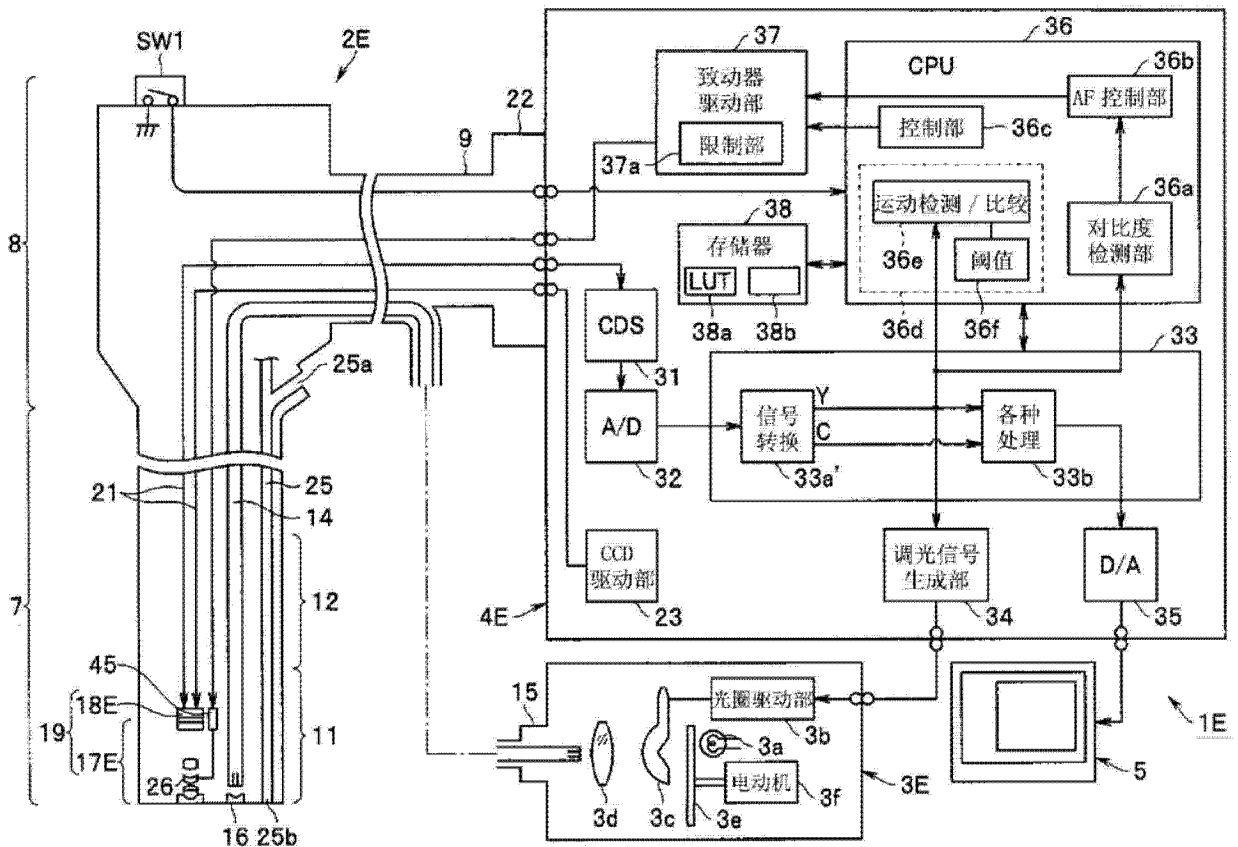


图 16

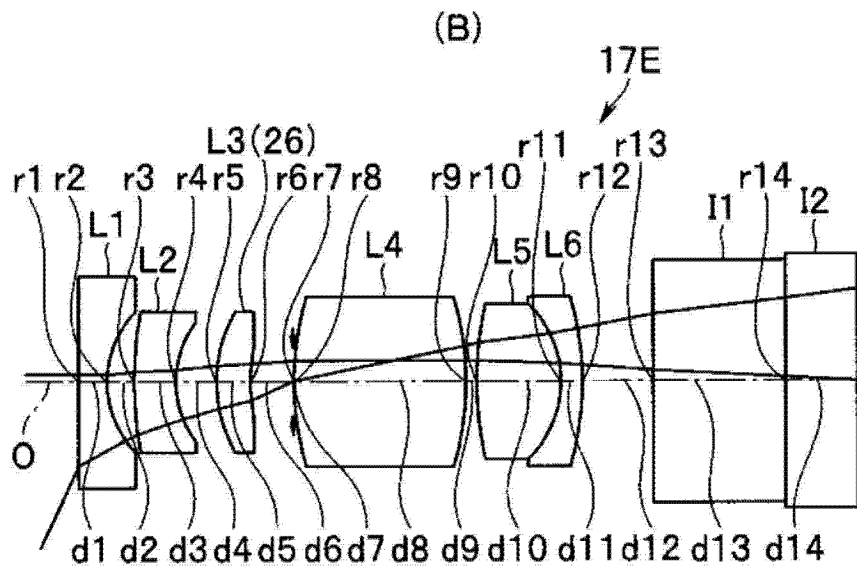
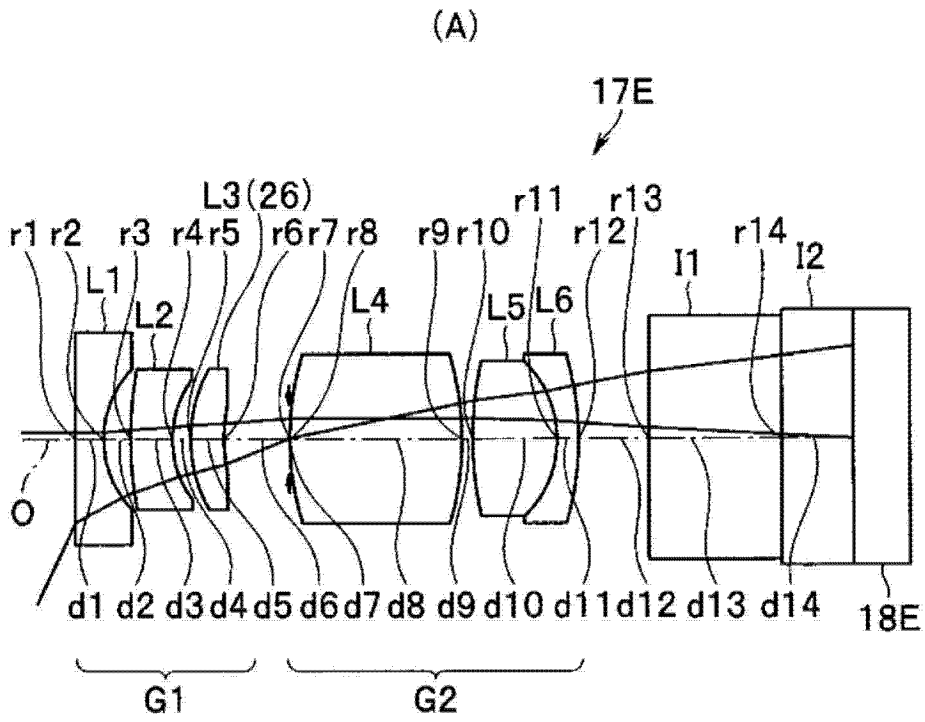


图 17

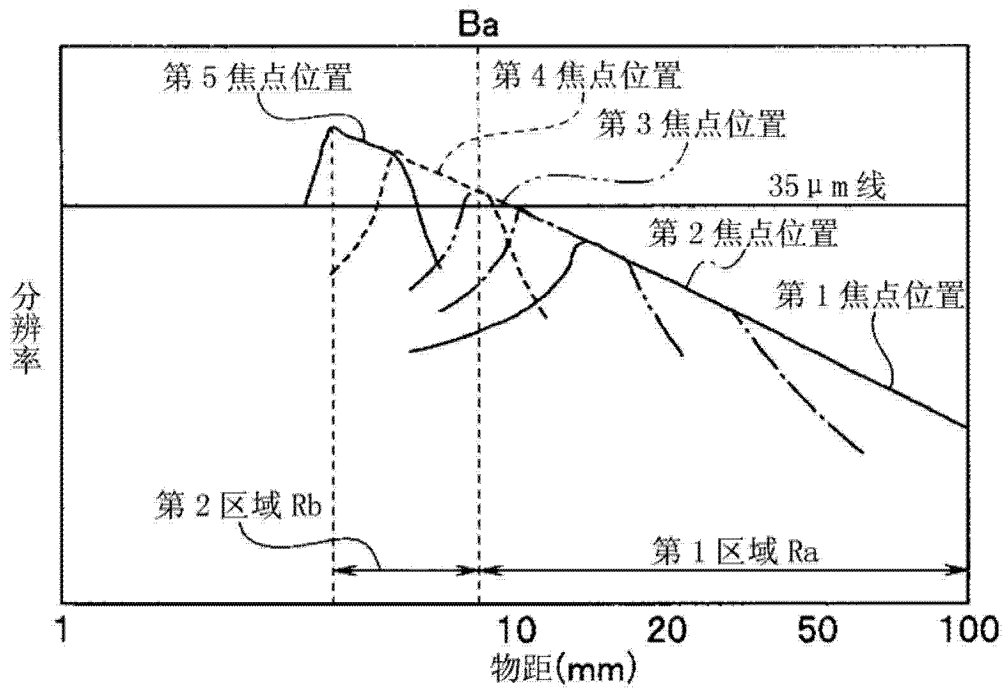


图 18

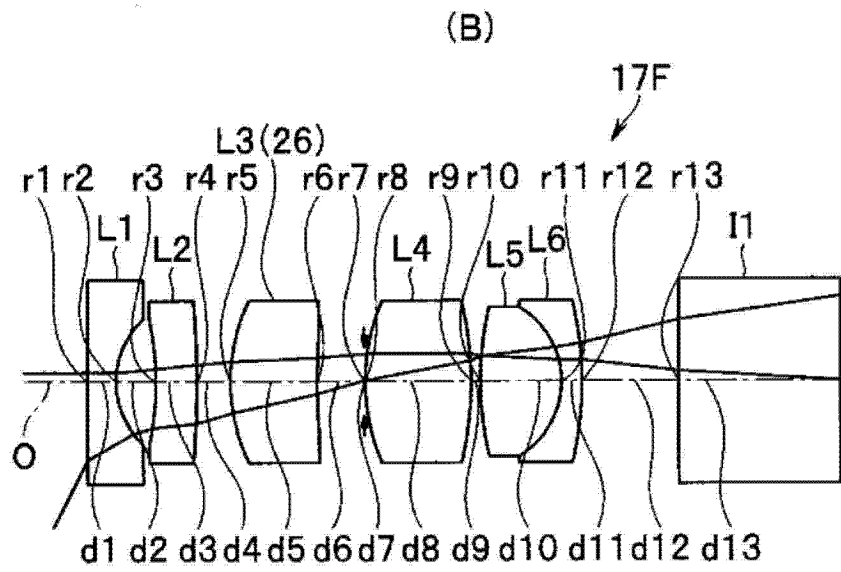
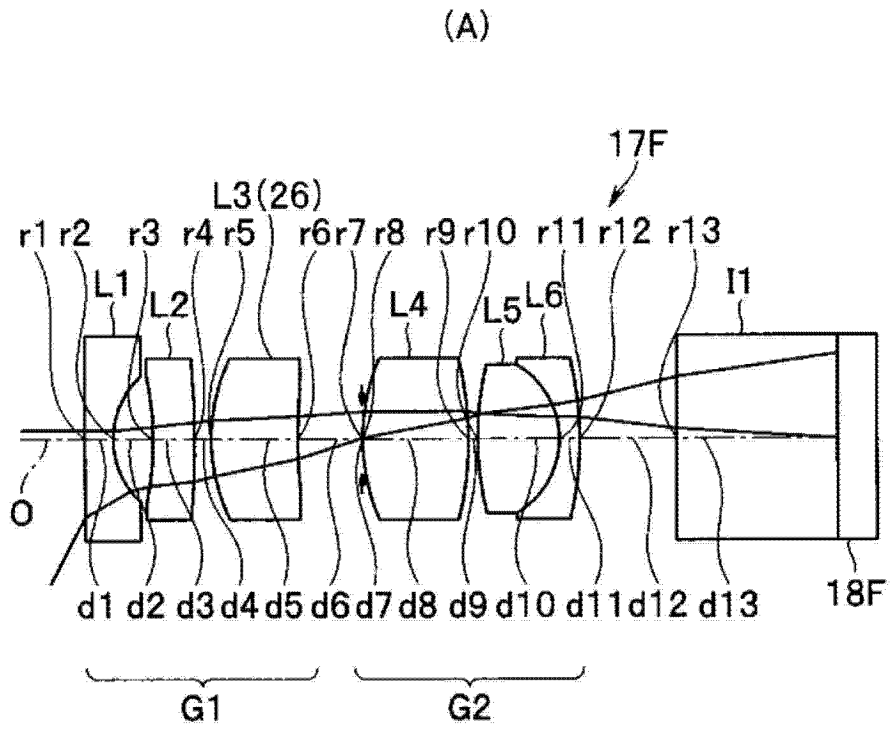


图 19

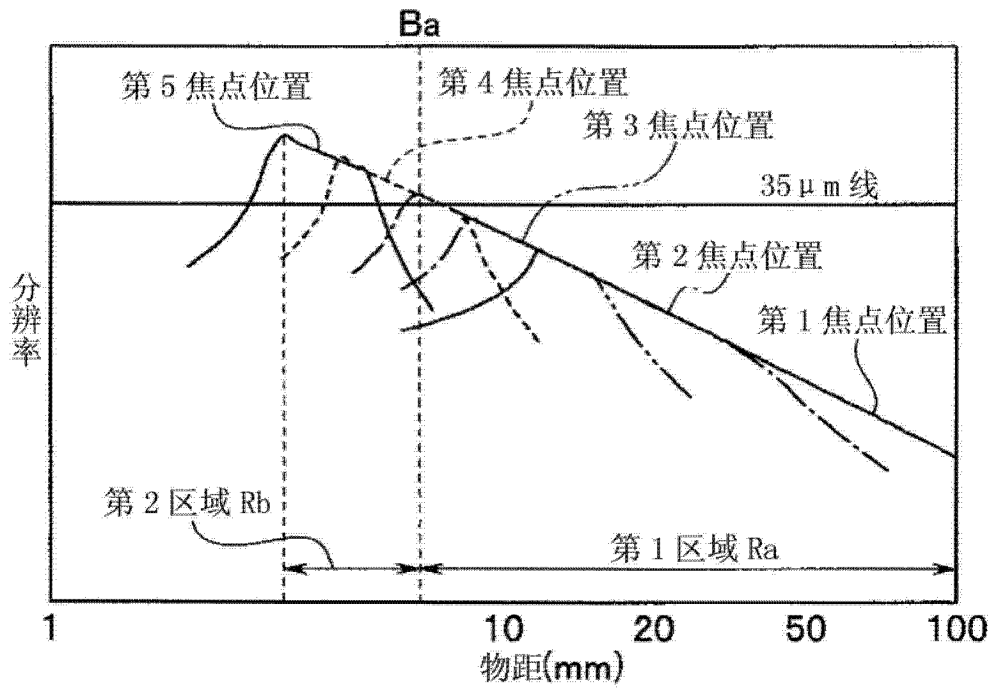


图 20

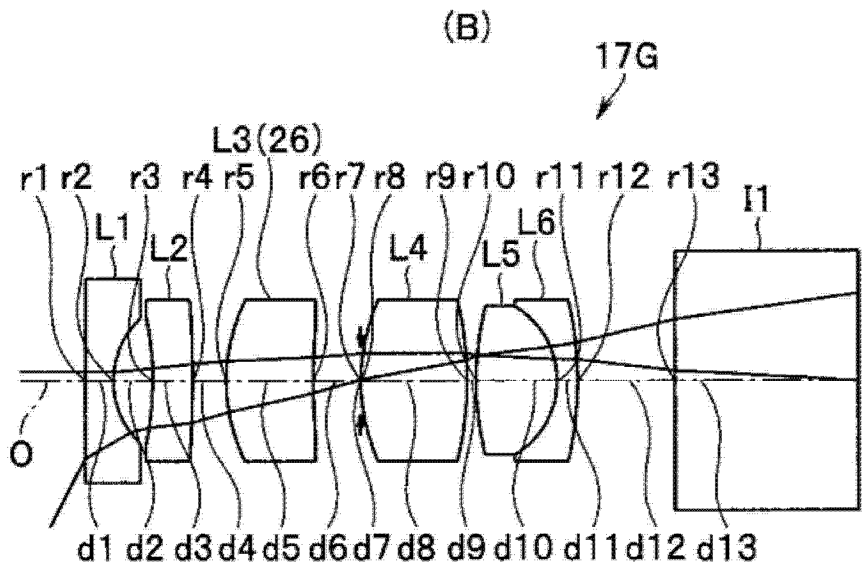
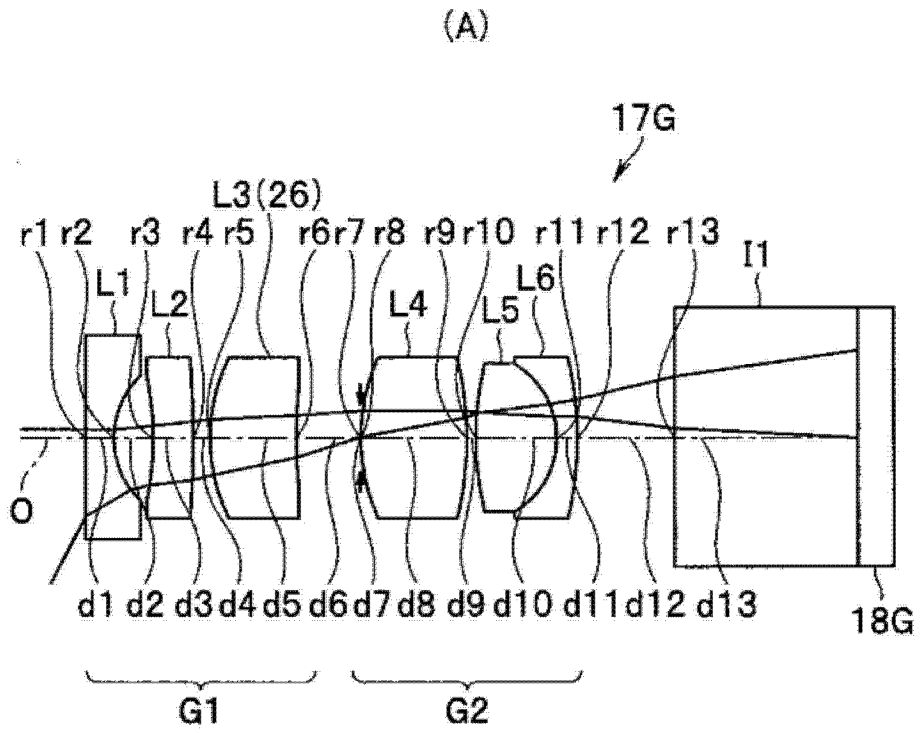


图 21

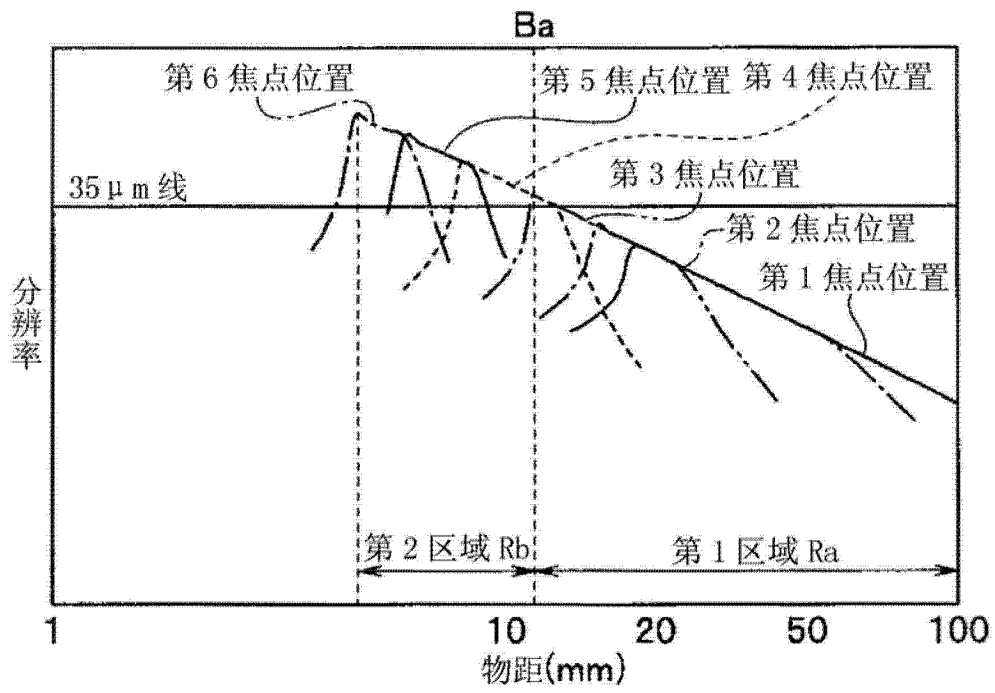


图 22

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN103261940A</a>	公开(公告)日	2013-08-21
申请号	CN201280004111.9	申请日	2012-06-27
[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)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	笹本勉		
发明人	笹本勉		
IPC分类号	G02B7/28 A61B1/00 A61B1/04 G02B7/36 G02B23/24 G02B21/02		
CPC分类号	A61B1/00188 A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/00045 A61B1/00096 A61B1/00174 A61B1/0051 A61B1/018 A61B1/045 A61B1/051 A61B1/0661 A61B1/07 G02B7/08 G02B7/36 G02B23/2438 G02B23/2469 G02B23/2484		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2011175313 2011-08-10 JP		
其他公开文献	CN103261940B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

内窥镜装置包括以下构件等：物镜光学系统，其搭载于插入到管腔内的内窥镜的顶端部，用于对管腔内的被摄体的像进行成像，且含有能够在光轴方向上移动的聚焦用透镜；彩色摄像用的固体摄像元件，其拍摄利用物镜光学系统成像的像，并针对每一像素配置有颜色分离滤色器；以及聚焦调节机构，其通过使聚焦用透镜移动而自动地将物镜光学系统调节为聚焦状态的焦点位置，在利用聚焦调节机构自动地将物镜光学系统调节为焦点位置的情况下，在物镜光学系统的与被摄体之间的距离为15mm以下的焦点位置，具有35 $\mu$ m以上的分辨率，并且在将空间频率1/(3XP)的MTF为10%以上的范围定义为深度范围的情况下，物镜光学系统具有5mm以上的深度范围。

