



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106455915 B

(45)授权公告日 2018.06.12

(21)申请号 201580023285.3

(22)申请日 2015.09.30

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106455915 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(30)优先权数据

2014-205572 2014.10.06 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.11.04

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/077823 2015.09.30

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2016/056447 JA 2016.04.14

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 片仓正弘

(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 张会华

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

G02B 21/02(2006.01)

G02B 23/26(2006.01)

(56)对比文件

JP 特开平10-239740 A,1998.09.11,

US 6251068 B1,2001.06.26,

CN 103460111 A,2013.12.18,

CN 102428401 A,2012.04.25,

US 2006/0052668 A1,2006.03.09,

US 2012/0245421 A1,2012.09.27,

审查员 万语

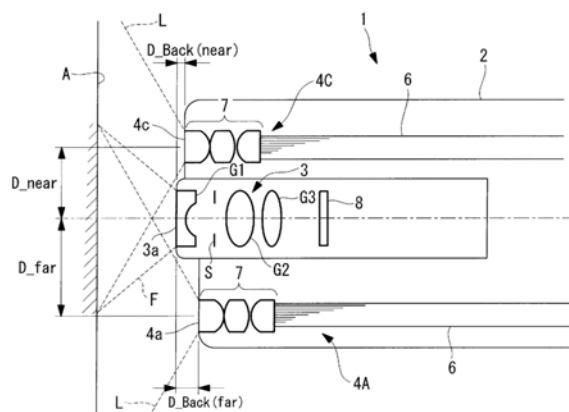
权利要求书1页 说明书13页 附图14页

(54)发明名称

内窥镜

(57)摘要

本发明的内窥镜(1)具备能够切换放大观察与通常观察的观察光学系统(3)以及多个照明光学系统(4A、4C),照明光学系统(4A、4C)的最前端的透镜面(4a、4c)被配置在比观察光学系统(3)的最前端的透镜面(3a)靠基端侧的位置,并且所有照明光学系统(4A、4C)的最前端的透镜面(4a、4c)与观察光学系统(3)的最前端的透镜面(3a)大致平行地配置,满足以下的条件式。 $1.0 \leq D_{\text{Back(far)}}/D_{\text{Back(near)}} < 3.00$ $0.015 < D_{\text{Back(far)}}/D_{\text{far}} < 1.01$ $0.01 < \omega(\text{wide})/\omega(\text{tele}) < 5.0$ 。



1. 一种内窥镜, 具备:

观察光学系统, 其能够使一部分透镜沿光轴方向移动来切换放大观察和通常观察; 以及

多个照明光学系统, 其向被摄体照射照明光,

其中, 所述多个照明光学系统的最前端的透镜面配置在比所述观察光学系统的最前端的透镜面靠基端侧的位置,

所述内窥镜的特征在于,

所述多个照明光学系统各自的最前端的透镜面与所述观察光学系统的最前端的透镜面大致平行地配置,

满足以下的条件式 (1) 至 (5),

$$1.0 \leq D_{\text{Back}}(\text{far}) / D_{\text{Back}}(\text{near}) < 3.0 \quad (1)$$

$$0.015 < D_{\text{Back}}(\text{far}) / D_{\text{far}} < 1.0 \quad (2)$$

$$1.01 < \omega(\text{wide}) / \omega(\text{tele}) < 5.0 \quad (3)$$

$$0.01 < D_{\text{Back}}(\text{far}) / F_{\text{tele}} < 1.0 \quad (4)$$

$$0.01 < D_{\text{Back}}(\text{near}) / D_{\text{near}} < 0.7 \quad (5)$$

在此, $D_{\text{Back}}(\text{far})$ 为所述观察光学系统的最前端的透镜面与在径向上离所述观察光学系统最远的所述照明光学系统的最前端的透镜面之间的光轴方向上的距离,

$D_{\text{Back}}(\text{near})$ 为所述观察光学系统的最前端的透镜面与在径向上离所述观察光学系统最近的所述照明光学系统的最前端的透镜面之间的光轴方向上的距离,

D_{far} 为所述观察光学系统的所述最前端的透镜面与在径向上离该观察光学系统最远的照明光学系统的所述最前端的透镜面彼此在径向上的中心间距,

$\omega(\text{wide})$ 为所述观察光学系统的通常观察状态下的半视角,

$\omega(\text{tele})$ 为所述观察光学系统的放大观察状态下的半视角,

F_{tele} 为所述观察光学系统的放大观察状态下的焦距,

D_{near} 为所述观察光学系统的所述最前端的透镜面与在径向上离该观察光学系统最近的照明光学系统的所述最前端的透镜面彼此在径向上的中心间距。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜, 其特征在于,

满足以下的条件式 (6) 和 (7),

$$0.06 < D_{\text{Back}}(\text{far}) / \text{enp}(\text{tele}) < 1.0 \quad (6)$$

$$0.06 < D_{\text{Back}}(\text{near}) / \text{enp}(\text{tele}) < 0.9 \quad (7)$$

在此, $\text{enp}(\text{tele})$ 为放大观察状态下的、所述观察光学系统的最前端的透镜面与所述观察光学系统的入射光瞳之间的光轴方向上的距离。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜, 其特征在于,

在径向上离所述观察光学系统最远的照明光学系统射出的照明光的光量比其它的照明光学系统射出的照明光的光量多。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜, 其特征在于,

三个所述照明光学系统在所述观察光学系统的周围以在圆周方向上隔开间隔的方式设置。

内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜。

背景技术

[0002] 以往,已知一种为了以均一的亮度照明观察光学系统的视场而在观察光学系统的周围设置了多个照明光学系统的内窥镜(例如参照专利文献1。)。视场中的照明光的光分布不均尤其是在使内窥镜的前端面接近被摄体到2mm以下的距离来进行放大观察时成为问题。即,内窥镜的前端面与被摄体之间的距离非常短,因此难以使来自照明光学系统的照明光遍及观察光学系统的整个视场。在专利文献1中,对照明光学系统在内窥镜前端面的布局进行了设计以改善放大观察时的光分布不均。

[0003] 专利文献1:日本特开2000-139820号公报

发明内容

[0004] 发明要解决的问题

[0005] 然而,如果只是像专利文献1那样照明光学系统的平面布局,则视场中的光分布不均的改善是有限度的。特别地,放大观察是为了详细地观察病变部而使用,因此放大观察状态下的视场中的光分布不均造成手术操作者的压力,并且妨碍病变部的正确的观察、诊断。

[0006] 本发明是鉴于上述的情形而完成的,其目的在于提供一种放大观察时的视场中的照明光的光分布不均也能够有效地降低的内窥镜。

[0007] 用于解决问题的方案

[0008] 为了达成上述目的,本发明提供以下方案。

[0009] 本发明提供一种内窥镜,具备:观察光学系统,其能够使一部分透镜沿光轴方向移动来切换放大观察和通常观察;以及多个照明光学系统,其向被摄体照射照明光,其中,所述多个照明光学系统中的至少一个照明光学系统的最前端的透镜面配置在比所述观察光学系统的最前端的透镜面靠基端侧的位置,并且所述多个照明光学系统各自的最前端的透镜面与所述观察光学系统的最前端的透镜面大致平行地配置,满足以下的条件式(1)至(3)。

[0010] $1.0 \leq D_{\text{Back}}(\text{far}) / D_{\text{Back}}(\text{near}) < 3.0$ (1)

[0011] $0.015 < D_{\text{Back}}(\text{far}) / D_{\text{far}} < 1.0$ (2)

[0012] $1.01 < \omega(\text{wide}) / \omega(\text{tele}) < 5.0$ (3)

[0013] 在此, $D_{\text{Back}}(\text{far})$ 为所述观察光学系统的最前端的透镜面与在径向上离所述观察光学系统最远的所述照明光学系统的最前端的透镜面之间的光轴方向上的距离, $D_{\text{Back}}(\text{near})$ 为所述观察光学系统的最前端的透镜面与在径向上离所述观察光学系统最近的所述照明光学系统的最前端的透镜面之间的光轴方向上的距离, D_{far} 为所述观察光学系统与在径向上离该观察光学系统最远的照明光学系统的所述最前端的透镜面彼此在径向上的中心间距, $\omega(\text{wide})$ 为所述观察光学系统的通常观察状态下的半视角, $\omega(\text{tele})$ 为所述

观察光学系统的放大观察状态下的半视角。

[0014] 在一般的放大内窥镜中,能够在放大观察时进行良好的观察的观察光学系统的最前端的透镜面与被摄体的距离被设定为2mm至3mm左右。

[0015] 根据本发明,照明光学系统的最前端的透镜面相对于观察光学系统的最前端的透镜面配置在靠后的位置,因此与观察光学系统和照明光学系统以相同的高度配置的以往的情况相比,特别是在放大观察时能够有效地抑制观察光学系统的视场中光分布不均的发生。下面,在本说明书中,将观察光学系统的最前端的透镜面与各照明光学系统的最前端的透镜面之间的光轴方向上的距离称为“靠后量”。

[0016] 条件式(1)表示在径向上离观察光学系统最远的照明光学系统的靠后量为在径向上离观察光学系统最近的照明光学系统的靠后量以上。如果在条件式(1)的范围内,则在放大观察时也能够得到良好的光分布。以下,将在以观察光学系统的光轴为中心的径向上离该观察光学系统最远的照明光学系统称为“最远的照明光学系统”,将在以观察光学系统的光轴为中心的径向上离该观察光学系统最近的照明光学系统称为“最近的照明光学系统”。

[0017] 小于条件式(1)的下限时,最近的照明光学系统的靠后量大于最远的照明光学系统的靠后量。在该情况下,在视场中,来自最近的照明光学系统的照明光与来自最远的照明光学系统的照明光的亮度的均衡变差而产生光分布不均。在条件式(1)的上限以上时,由于最远的照明光学系统过于靠后,因此存在从最远的照明光学系统射出的照明光被观察光学系统等打散的情形,而无法获得良好的光分布。

[0018] 条件式(2)规定了最远的照明光学系统的距观察光学系统的距离与靠后量的比。在条件式(2)的上限以上时,由于最远的照明光学系统过于靠后,因此存在从最远的照明光学系统射出的照明光被观察光学系统等打散的情形,而无法获得良好的光分布。在条件式(2)的下限以下时,最远的照明光学系统距观察光学系统的距离过远,因此在放大观察时来自最远的照明光学系统的照明光难以到达视场,而无法获得良好的光分布。

[0019] 条件式(3)规定了观察光学系统的通常观察状态与放大观察状态下的半视角的比率。在满足条件式(3)的内窥镜中,能够获得基于条件式(1)和(2)得到的显著的效果。即,在条件式(3)的上限以上时,放大观察状态下的观察光学系统的视角小,在条件式(3)的下限以下时,观察光学系统实质上成为单焦点透镜,无论哪种情况下,放大观察时的光分布不均几乎都不成为问题。

[0020] 在上述发明中,优选满足以下的条件式(4)和(5)。

[0021] $0.01 < D_{\text{Back}}(\text{far}) / F_{\text{tele}} < 1.0$ (4)

[0022] $0.01 < D_{\text{Back}}(\text{near}) / D_{\text{near}} < 0.7$ (5)

[0023] 其中, F_{tele} 为所述观察光学系统的放大观察状态下的焦距, D_{near} 为所述观察光学系统与在径向上离该观察光学系统最近的照明光学系统的所述最前端的透镜面彼此在径向上的中心间距。

[0024] 条件式(4)规定了观察光学系统的放大观察状态下的焦距与最远的照明光学系统的靠后量的比率。条件式(5)规定了最近的照明光学系统的距观察光学系统的距离和靠后量。通过满足条件式(4)和(5),能够进一步降低视场中的照明光的光分布不均,并以更均一的亮度对视场进行照明。

[0025] 在条件式(4)的上限以上时,观察光学系统的焦距过大,因此成为广角,本发明的照明光学系统的配置设计所产生的效果较弱。在条件式(4)的下限以下时,最远的照明光学系统的靠后量过小,因此在放大观察时来自最远的照明光学系统的照明光难以到达视场,无法获得良好的光分布。

[0026] 在条件式(5)的上限以上时,最远的照明光学系统的靠后量过大,因此存在照明光被观察光学系统等打散的情形,而无法获得良好的光分布。在条件式(5)的下限以下时,最远的照明光学系统的靠后量过小,因此在放大观察时来自最远的照明光学系统的照明光难以到达视场,而无法获得良好的光分布。

[0027] 在上述发明中,优选满足以下的条件式(6)和(7)。

[0028] $0.06 < D_{\text{Back}}(\text{far}) / \text{enp}(\text{tele}) < 1.0$ (6)

[0029] $0.06 < D_{\text{Back}}(\text{near}) / \text{enp}(\text{tele}) < 0.9$ (7)

[0030] 在此, $\text{enp}(\text{tele})$ 为放大观察状态下的、所述观察光学系统的最前端的透镜面与所述观察光学系统的入射光瞳之间的光轴方向上的距离。

[0031] 条件式(6)和(7)规定了最远或最近的照明光学系统的靠后量与观察光学系统的入射光瞳位置之间的关系。在满足条件式(6)和(7)的范围内,由于各照明光学系统的靠后量与入射光瞳位置为适当的关系,因此观察光学系统的视场与照明光学系统的照明范围的位置关系适当,能够进一步降低光分布不均。

[0032] 在条件式(6)和(7)的上限以上时,由于照明光学系统的靠后量过大,因此存在照明光被观察光学系统等打散的情形,而无法获得良好的光分布。在条件式(6)和(7)的下限以下时,入射光瞳位置过于靠近像侧,因此为了确保视角而必须增大前端的透镜的直径。其结果,照明光学系统距观察光学系统的距离变大而无法获得良好的光分布。

[0033] 在上述发明中,优选的是,在径向上离所述观察光学系统最远的照明光学系统射出的照明光的光量比其它的照明光学系统射出的照明光的光量多。

[0034] 这样,离观察光学系统越远的照明光学系统使照明光的光量越多,由此在视场中来自各照明光学系统的照明光的亮度均衡良好,能够进一步降低光分布不均。

[0035] 在上述发明中,优选的是,三个所述照明光学系统在所述观察光学系统的周围以在圆周方向上隔开间隔的方式设置。

[0036] 通过这样,能够进一步降低放大观察时的视场中的光分布不均。在照明光学系统为两个的情况下,视场中的光分布不均显著,难以充分地减低光分布不均。在照明光学系统为四个以上的情况下,能够得到良好的光分布,但是导致内窥镜的外径肥大化,因此并非优选的。

[0037] 发明的效果

[0038] 根据本发明,起到放大观察时的视场中的照明光的光分布不均也能够有效地降低这样的效果。

附图说明

[0039] 图1是本发明的一个实施方式所涉及的内窥镜的主视图。

[0040] 图2是图1的内窥镜的前端部的I-I截面图。

[0041] 图3是表示实施例1的内窥镜中的观察光学系统的透镜结构的纵截面图,表示通常

观察状态。

[0042] 图4表示图3的观察光学系统的放大观察状态。

[0043] 图5是表示图3的观察光学系统的通常观察状态下的球面像差(SA)、像散(AS)、失真(DT)以及倍率色像差(CC)的像差图。

[0044] 图6是表示图3的观察光学系统的放大观察状态下的球面像差(SA)、像散(AS)、失真(DT)以及倍率色像差(CC)的像差图。

[0045] 图7是表示实施例2的内窥镜中的观察光学系统的透镜结构的纵截面图,表示通常观察状态。

[0046] 图8表示图7的观察光学系统的放大观察状态。

[0047] 图9是表示图7的观察光学系统的通常观察状态下的球面像差(SA)、像散(AS)、失真(DT)以及倍率色像差(CC)的像差图。

[0048] 图10是表示图7的观察光学系统的放大观察状态下的球面像差(SA)、像散(AS)、失真(DT)以及倍率色像差(CC)的像差图。

[0049] 图11是表示实施例3的内窥镜中的观察光学系统的透镜结构的纵截面图,表示通常观察状态。

[0050] 图12表示图11的观察光学系统的放大观察状态。

[0051] 图13是表示图11的观察光学系统的通常观察状态下的球面像差(SA)、像散(AS)、失真(DT)以及倍率色像差(CC)的像差图。

[0052] 图14是表示图11的观察光学系统的放大观察状态下的球面像差(SA)、像散(AS)、失真(DT)以及倍率色像差(CC)的像差图。

具体实施方式

[0053] 下面,参照图1和图2说明本发明的一个实施方式所涉及的内窥镜1。

[0054] 如图1和图2所示,本实施方式所涉及的内窥镜1在插入部2的前端部具备单个观察光学系统3以及三个照明光学系统4A、4B、4C。图中,附图标记5是钳子通道。

[0055] 观察光学系统3包括从物体侧(前端侧)起依次配置的具有正的折射力的第一组G1、亮度光圈S、第二组G2以及具有正的折射力的第三组G3。第二组G2能够沿光轴方向移动,通过第二组G2的光轴方向上的移动来变更观察光学系统3的倍率,从而能够切换通常观察与放大观察。在通常观察状态下,第二组G2配置在光轴上的第一位置,在放大观察状态下,第二组G2配置在光轴上的比第一位置靠像侧(基端侧)的第二位置。此外,在图2中,为了使附图简单,各组G1、G2、G3通过单个透镜来表示,但是各组G1、G2、G3可以包括多个透镜。另外,观察光学系统3除了包括透镜以外,也可以还包括滤波器等不具有焦度的光学元件。附图标记8是对由观察光学系统3成像得到的物体像进行摄影的摄像元件。

[0056] 照明光学系统4A、4B、4C在观察光学系统3的周围以在圆周方向上隔开间隔的方式设置于三个地方。各照明光学系统4A、4B、4C具备对来自光源(省略图示)的照明光L进行引导的光纤束6和配置在该光纤束6的射出端的透镜组7,通过该透镜组7将照明光L以发散光的形式射出。此外,照明光学系统的个数不限定于三个,也可以是两个或四个以上。

[0057] 观察光学系统3和所有照明光学系统4A、4B、4C具有相互大致平行的光轴。另外,观察光学系统3的最前端的透镜面(以下称为“第一透镜面”。)3a与所有的照明光学系统4A、

4B、4C的最前端的透镜面(以下称为“第一透镜面”。)4a、4b、4c相互大致平行地配置。由此,来自照明光学系统4A、4B、4C的照明光L的射出方向与观察光学系统3的观察方向相互平行,利用各照明光L的一部分来从三个方向对观察光学系统3的视场F进行照明。即,视场F中的光分布为来自三个照明光学系统4A、4B、4C的照明光L的总计。

[0058] 照明光学系统4A、4B、4C各自的第一透镜面4a、4b、4c相对于观察光学系统3的第一透镜面3a配置在向光轴方向的基端侧凹下的位置。以下,将第一透镜面3a与第一透镜面4a、4b、4c之间的光轴方向上的距离称为“靠后量”。

[0059] 本实施方式的内窥镜1满足以下的条件式(1)至(7)。

[0060] $1.0 \leq D_Back(far) / D_Back(near) < 3.0$ (1)

[0061] $0.015 < D_Back(far) / D_far < 1.0$ (2)

[0062] $1.01 < \omega(wide) / \omega(tele) < 5.0$ (3)

[0063] $0.01 < D_Back(far) / F_tele < 1.0$ (4)

[0064] $0.01 < D_Back(near) / D_near < 0.7$ (5)

[0065] $0.06 < D_Back(far) / enp(tele) < 1.0$ (6)

[0066] $0.06 < D_Back(near) / enp(tele) < 0.9$ (7)

[0067] 在此,D_Back(far)为最远的照明光学系统4A的靠后量,D_Back(near)为最近的照明光学系统4C的靠后量,D_far为观察光学系统3的最前端的透镜面3a与最远的照明光学系统4A的最前端的透镜面4a彼此在径向上的中心间距, $\omega(wide)$ 为观察光学系统3的通常观察状态下的半视角, $\omega(tele)$ 为观察光学系统3的放大观察状态下的半视角,F_tele为观察光学系统3的放大观察状态下的焦距,D_near为观察光学系统3的最前端的透镜面3a与最近的照明光学系统4C的最前端的透镜面4c彼此在径向上的中心间距,enp(tele)为放大观察状态下的、观察光学系统3的最前端的透镜面3a与观察光学系统3的入射光瞳之间的光轴方向上的距离。

[0068] 在图1和图2所示的例子中,在将第一透镜面3a与第一透镜面4a、4b、4c的径向上的中心间距分别设为Da、Db、Dc时,Da、Db、Dc满足以下的大小关系。

[0069] $Da > Db > Dc$

[0070] 即, $D_far = Da, D_near = Dc$ 。

[0071] 并且,在将从最远的照明光学系统4A射出的照明光L的光量设为Ia、将从最近的照明光学系统4C射出的照明光L的光量设为Ic时,Ia和Ic满足以下的大小关系。

[0072] $Ia > Ic$

[0073] 这样,离观察光学系统3越远的照明光学系统使照明光L的光量越多,由此使从最远和最近的照明光学系统4A、4C射出的照明光L对视场F进行照明的亮度大致相等,能够有效地降低视场F内的圆周方向上的光分布不均。

[0074] 在一般的放大内窥镜中,能够在放大观察时进行良好的观察的观察光学系统3的最前端的透镜面3a与被摄体A的距离被设定为2mm至3mm左右。这样,在放大观察时,由于观察光学系统3的最前端的透镜面3a与被摄体A的距离非常短,因此来自照明光学系统的照明光特别难到达视场F的中心区域,有视场F的中心区域特别暗的倾向。

[0075] 根据本实施方式所涉及的内窥镜1,相对于观察光学系统3的第一透镜面3a,照明光学系统4的第一透镜面4a、4b、4c靠后地配置在远离被摄体A的位置,因此与观察光学系统

3和照明光学系统以相同的高度配置的情况相比,能够使来自各照明光学系统4A、4B、4C的照明光L遍及视场F内的更广的范围。由此,在放大观察时,也能够降低视场F中的光分布不均,能够良好地照明包含视场F的中心区域的整个区域。

[0076] 并且,来自各照明光学系统4A、4B、4C的照明光L对视场F的照明范围及其亮度依赖于照明光学系统4A、4B、4C在径向上距观察光学系统3的距离。即,假设在所有的照明光学系统4A、4B、4C的靠后量都相等的情况下,最近的照明光学系统4C能够良好地照明包含视场F的中心区域的较广的区域,但是最远的照明光学系统4A只能充分地照明视场F。其结果,显著地产生在视场F中最近的照明光学系统4A侧的区域亮、最远的照明光学系统4C侧暗这样的光分布不均。

[0077] 根据本实施方式,为了满足条件式(1)、(2)、(4)至(7),而根据距观察光学系统3的距离来设计照明光学系统4A、4C的靠后量D_Back(far)、D_Back(near)。由此,能够通过最远的照明光学系统4A和最近的照明光学系统4C两方来良好地照明视场F,在放大观察时也能够更有效地降低视场F中的光分布不均。

[0078] 在本实施方式中,设为满足条件式(1)至(7),但是优选满足以下的条件式(1)'至(7)'。

[0079] $1.1 \leq D_Back(far) / D_Back(near) < 2.0$ (1)'

[0080] $0.015 < D_Back(far) / D_far < 0.5$ (2)'

[0081] $1.01 < \omega(wide) / \omega(tele) < 3.0$ (3)'

[0082] $0.02 < D_Back(far) / F_tele < 0.6$ (4)'

[0083] $0.015 < D_Back(near) / D_near < 0.3$ (5)'

[0084] $0.1 < D_Back(far) / enp(tele) < 0.7$ (6)'

[0085] $0.09 < D_Back(near) / enp(tele) < 0.6$ (7)'

[0086] 在本实施方式中,更优选为满足以下的式(1)''至(7)''。

[0087] $1.3 \leq D_Back(far) / D_Back(near) < 1.5$ (1)''

[0088] $0.02 < D_Back(far) / D_far < 0.2$ (2)''

[0089] $1.01 < \omega(wide) / \omega(tele) < 2.5$ (3)''

[0090] $0.03 < D_Back(far) / F_tele < 0.4$ (4)''

[0091] $0.02 < D_Back(near) / D_near < 0.15$ (5)''

[0092] $0.2 < D_Back(far) / enp(tele) < 0.5$ (6)''

[0093] $0.2 < D_Back(near) / enp(tele) < 0.45$ (7)''

[0094] 实施例

[0095] 接着,以下参照图3至图14说明上述的实施方式所涉及的内窥镜的实施例1至3。

[0096] 在各实施例的透镜数据中,r表示曲率半径(mm),d表示面间隔(mm),nd表示针对d线的折射率,vd表示针对d线的阿贝数,对与亮度光圈对应的面编号赋予了附图标记S。另外,在各实施例中,D_Back(far)、D_Back(near)、F_tele、D_far、D_near以及enp(tele)的数值的单位为mm, $\omega(wide)$ 和 $\omega(tele)$ 的数值的单位为度。

[0097] 在各实施例的像差图(图5、6、9、10、13、14)中,附图标记SA表示球面像差,附图标记AS表示像散,附图标记DT表示失真,附图标记CC表示倍率色像差。

[0098] 在实施例1至3的说明之后,示出将实施例1至3的条件式(1)至(7)的值汇总在一起

的表1。

[0099] (实施例1)

[0100] 图3和图4中表示本发明的实施例1所涉及的内窥镜中的观察光学系统的透镜结构。图3表示通常观察状态,图4表示放大观察状态。图5和图6中分别表示通常观察状态和放大观察状态下的观察光学系统的各种像差图。

[0101] 本实施例的内窥镜的各设计值如下。如表1所示,本实施例的内窥镜满足了条件式(1)至(7)。

[0102] $D_{\text{Back}}(\text{far}) = 0.45$

[0103] $D_{\text{Back}}(\text{near}) = 0.30$

[0104] $\omega(\text{wide}) = 79.922$

[0105] $\omega(\text{tele}) = 45.000$

[0106] $F_{\text{tele}} = 1.2184\text{s}$

[0107] $D_{\text{far}} = 3.50$

[0108] $D_{\text{near}} = 2.80$

[0109] $\text{enp}(\text{tele}) = 0.9051$

[0110] 在本实施例中,观察光学系统的透镜数据和各种数据如下。

[0111] 透镜数据

面编号	r	d	n d	ν d
1	∞	0. 3 0	1. 8 8 3 0 0	4 0. 7 6
2	0. 9 6 8	0. 8 5		
3	∞	0. 0 3		
4	∞	0. 3 5	1. 5 2 1 0 0	6 5. 1 2
5	∞	0. 1 7		
6	-2. 4 1 9	0. 8 7	1. 5 1 6 3 3	6 4. 1 4
7	-1. 7 6 7	0. 0 4		
8	8. 9 3 1	0. 6 4	1. 6 9 8 9 5	3 0. 1 3
9	-0. 9 0 0	0. 2 6	1. 9 2 2 8 6	1 8. 9 0
1 0	-1. 7 7 9	0. 0 8		
1 1 (S)	∞	0. 1 7		
1 2	∞	d 1 2		
1 3	∞	0. 2 6	1. 7 7 2 5 0	4 9. 6 0
[0112] 1 4	1. 3 1 9	0. 6 1	1. 7 2 8 2 5	2 8. 4 6
1 5	2. 6 0 8	d 1 5		
1 6	∞	0. 2 6		
1 7	1 2. 3 0 6	0. 8 7	1. 6 9 6 8 0	5 5. 5 3
1 8	-2. 7 5 3	0. 0 4		
1 9	2. 9 6 9	1. 0 4	1. 8 0 6 1 0	4 0. 9 2
2 0	-2. 7 4 9	0. 2 6	1. 9 2 2 8 6	1 8. 9 0
2 1	3. 9 6 3	0. 3 0		
2 2	∞	0. 0 3		
2 3	∞	0. 3 5	1. 5 2 3 0 0	5 8. 5 9
2 4	∞	0. 7 0		
2 5	∞	0. 6 5	1. 5 1 6 3 3	6 4. 1 4
2 6	∞	0. 0 1	1. 5 1 3 0 0	6 4. 0 1
2 7	∞	0. 5 7	1. 5 0 5 1 0	6 3. 2 6
2 8 (像面)	∞			
[0113] 各种数据				

		放大观察	通常观察
	焦距	0.98	1.22
[0114]	FNO.	5.91	7.34
	视角 (2ω)	159.84	90.00
	d12	0.01	1.09
	d15	1.16	0.07

[0115] 各组的焦距

[0116] 1组 2组 3组

[0117] 1.58 -3.16 2.47

[0118] (实施例2)

[0119] 图7和图8中表示本发明的实施例2所涉及的内窥镜中的观察光学系统的透镜结构。图7表示通常观察状态,图8表示放大观察状态。图9和图10中分别表示通常观察状态和放大观察状态下的观察光学系统的各种像差图。

[0120] 本实施例的内窥镜的各设计值如下。如表1所示,本实施例的内窥镜满足了条件式(1)至(7)。

[0121] $D_{\text{Back}}(\text{far}) = 0.48$

[0122] $D_{\text{Back}}(\text{near}) = 0.40$

[0123] $\omega(\text{wide}) = 65.000$

[0124] $\omega(\text{tele}) = 28.500$

[0125] $F_{\text{tele}} = 1.6263$

[0126] $D_{\text{far}} = 2.80$

[0127] $D_{\text{near}} = 2.70$

[0128] $\text{enp}(\text{tele}) = 0.9928$

[0129] 在本实施例中,观察光学系统的透镜数据和各种数据如下。

[0130] 透镜数据

面编号	r	d	n d	ν d
1	∞	0. 3 0	1. 8 8 3 0 0	4 0. 7 6
2	1. 0 7 8	0. 7 2		
3	∞	0. 0 3		
4	∞	0. 5 2	1. 5 2 1 0 0	6 5. 1 2
5	∞	0. 2 2		
6	-4. 8 5 5	1. 1 7	1. 5 8 1 4 4	4 0. 7 5
7	-2. 4 9 1	0. 0 4		
8	4. 0 2 4	0. 6 8	1. 5 1 7 4 2	5 2. 4 3
9	-0. 8 0 0	0. 2 6	1. 9 2 2 8 6	1 8. 9 0
1 0	-1. 2 4 7	0. 0 4		
1 1 (S)	∞	0. 0 3		
1 2	∞	d 1 2		
1 3	-3. 8 6 1	0. 2 6	1. 7 7 2 5 0	4 9. 6 0
[0131] 1 4	1. 0 1 6	0. 4 4	1. 8 4 6 6 6	2 3. 7 8
1 5	2. 2 0 9	0. 0 9		
1 6	∞	d 1 6		
1 7	5. 9 4 8	0. 9 7	1. 8 8 3 0 0	4 0. 7 6
1 8	-4. 5 4 0	0. 0 4		
1 9	2. 7 2 6	1. 7 4	1. 5 1 7 4 2	5 2. 4 3
2 0	-2. 4 6 4	0. 3 0	1. 9 2 2 8 6	1 8. 9 0
2 1	2. 4 3 7	1. 0 4	1. 5 8 1 4 4	4 0. 7 5
2 2	-5. 3 5 3	0. 0 0		
2 3	∞	0. 6 1		
2 4	∞	0. 2 6		
2 5	∞	0. 6 5	1. 5 1 6 3 3	6 4. 1 4
2 6	∞	0. 0 1	1. 5 1 3 0 0	6 4. 0 1
2 7	∞	0. 5 7	1. 5 0 5 1 0	6 3. 2 6
2 8 (像面)	∞			
[0132] 各种数据				

		放大观察	通常观察
	焦距	1. 1 0	1. 6 3
	F N O.	6. 5 0	9. 5 9
[0133]	视角 (2ω)	1 3 0. 0 0	5 7. 0 0
	d 1 2	0. 2 7	1. 5 4
	d 1 6	1. 5 7	0. 3 0

[0134] 各组的焦距

[0135] 1组 2组 3组

[0136] 1.25 -1.88 2.45

[0137] (实施例3)

[0138] 图11和图12中表示本发明的实施例3所涉及的内窥镜中的观察光学系统的透镜结构。图11表示通常观察状态,图12表示放大观察状态。图13和图14中分别表示通常观察状态和放大观察状态下的观察光学系统的各种像差图。

[0139] 本实施例的内窥镜的各设计值如下。如表1所示,本实施例的内窥镜满足了条件式(1)至(7)。

[0140] $D_{\text{Back}}(\text{far}) = 0.25$

[0141] $D_{\text{Back}}(\text{near}) = 0.25$

[0142] $\omega(\text{wide}) = 79.927$

[0143] $\omega(\text{tele}) = 45.001$

[0144] $F_{\text{tele}} = 1.2124$

[0145] $D_{\text{far}} = 3.00$

[0146] $D_{\text{near}} = 2.50$

[0147] $\text{enp}(\text{tele}) = 0.9400$

[0148] 在本实施例中,观察光学系统的透镜数据和各种数据如下。

[0149] 透镜数据

面编号	r	d	n d	ν d
1	∞	0. 30	1. 88300	40. 76
2	1. 005	0. 44		
3	∞	0. 35		
4	∞	0. 35	1. 52100	65. 12
5	∞	0. 13		
6	-2. 928	1. 64	1. 58144	40. 75
7	-2. 269	0. 04		
8	7. 900	0. 61	1. 51742	52. 43
9	-1. 044	0. 26	1. 92286	18. 90
10	-1. 600	0. 09		
11 (S)	∞	0. 00		
12	∞	d 12		
13	∞	0. 03		
14	∞	0. 26	1. 77250	49. 60
15	1. 305	0. 52	1. 72825	28. 46
16	3. 428	0. 09		
17	∞	d 17		
18	4. 379	0. 87	1. 81600	46. 62
19	-4. 407	0. 19		
20	4. 113	1. 31	1. 60300	65. 44
21	-1. 984	0. 26	1. 92286	18. 90
22	7. 634	0. 09		
23	∞	0. 03		
24	∞	0. 35	1. 52300	58. 59
25	∞	0. 70		
26	∞	0. 65	1. 51633	64. 14
27	∞	0. 01	1. 51300	64. 01
28	∞	0. 57	1. 50510	63. 26
29 (像面)	∞			
[0151] 各种数据				

		放大观察	通常观察
[0152]	焦距	0.98	1.21
	FNO.	5.99	7.38
	视角 (2ω)	159.85	90.00
	d12	0.23	1.62
	d17	1.67	0.28

[0153] 各组的焦距

[0154] 1组 2组 3组

[0155] 1.78 -4.03 2.80

[0156] [表1]

[0157]	条件式	实施例 1	实施例 2	实施例 3
	(1)	1.500	1.200	1.000
	(2)	0.129	0.171	0.083
	(3)	1.776	2.281	1.776
	(4)	0.369	0.295	0.206
	(5)	0.1071	0.1481	0.1000
	(6)	0.497	0.483	0.266
	(7)	0.331	0.403	0.266

[0158] 附图标记说明

[0159] 1:内窥镜;3:观察光学系统;3a、4a、4b、4c:第一透镜面(最前端的透镜面);4A、4B、4C:照明光学系统。

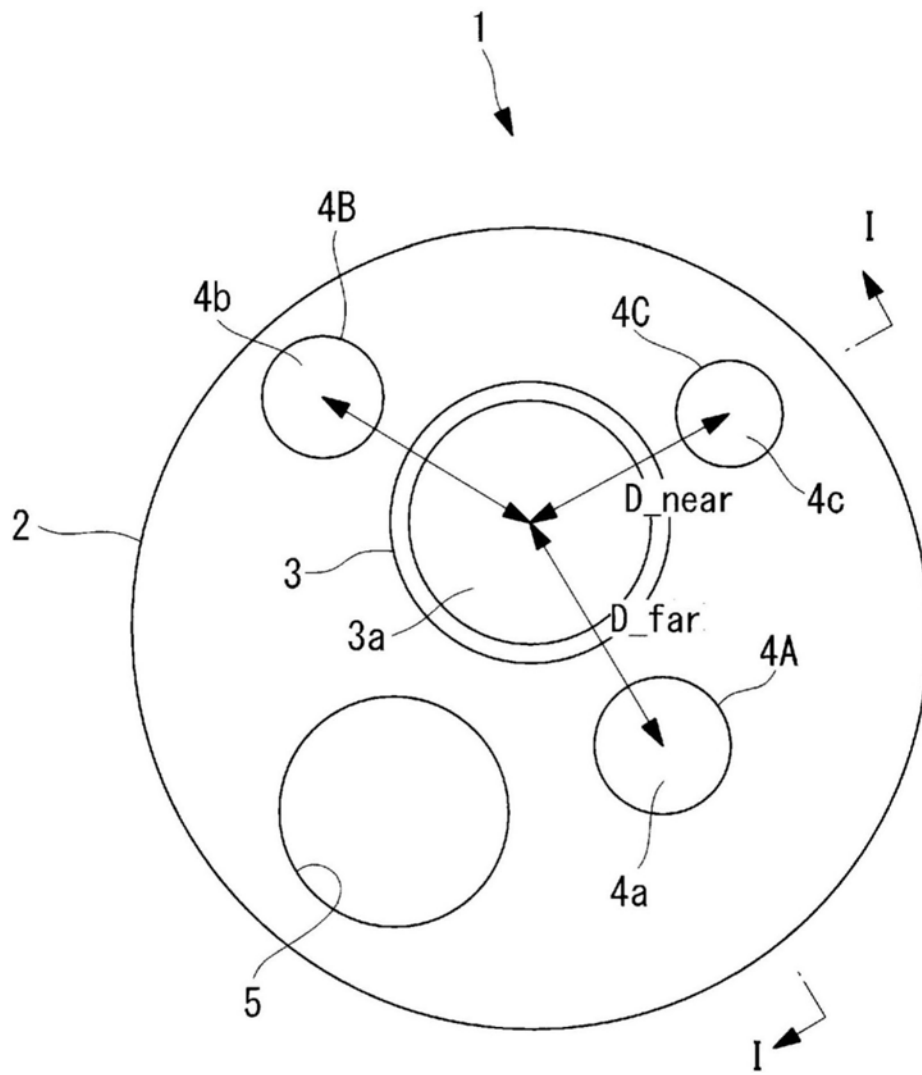


图1

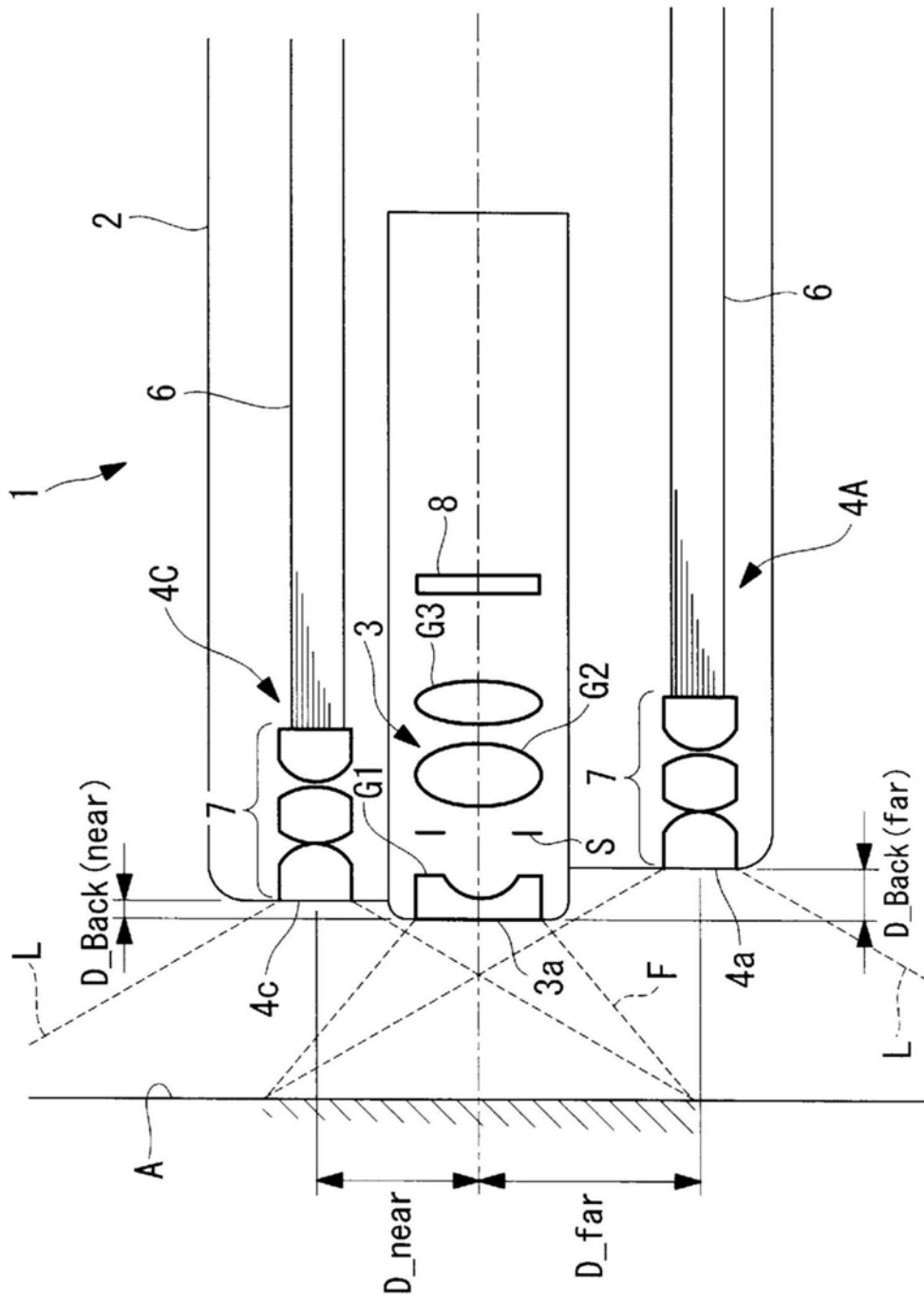


图2

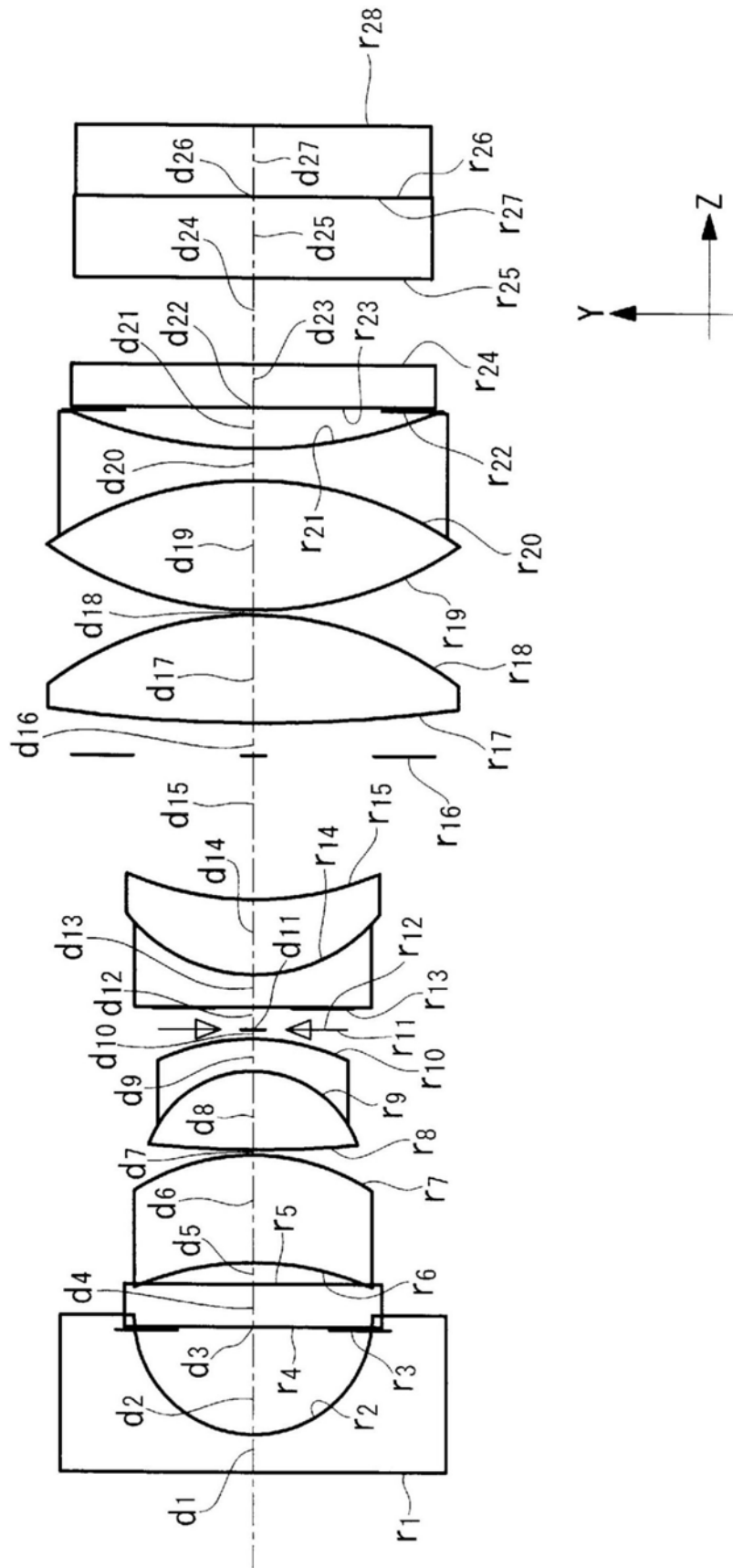


图3

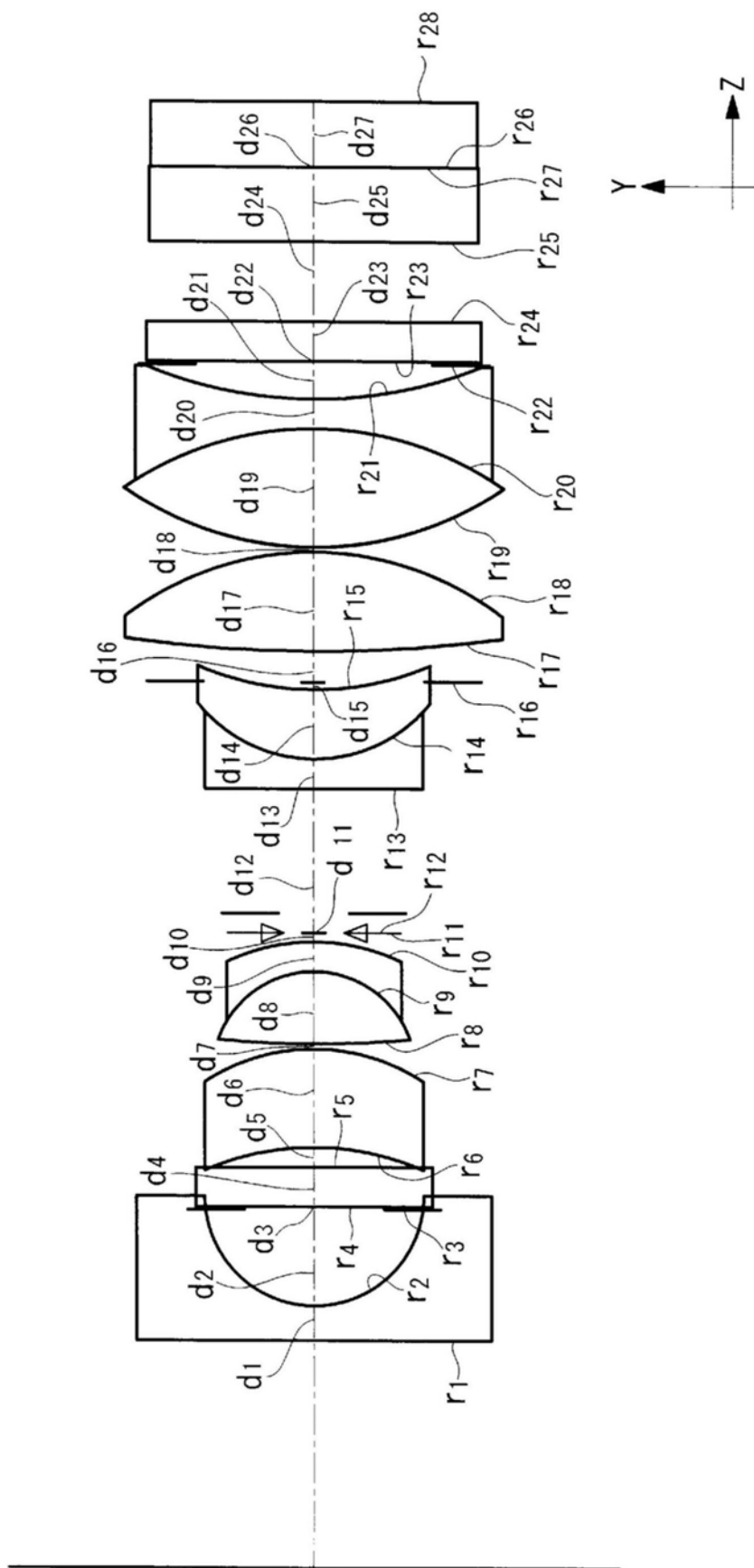


图4

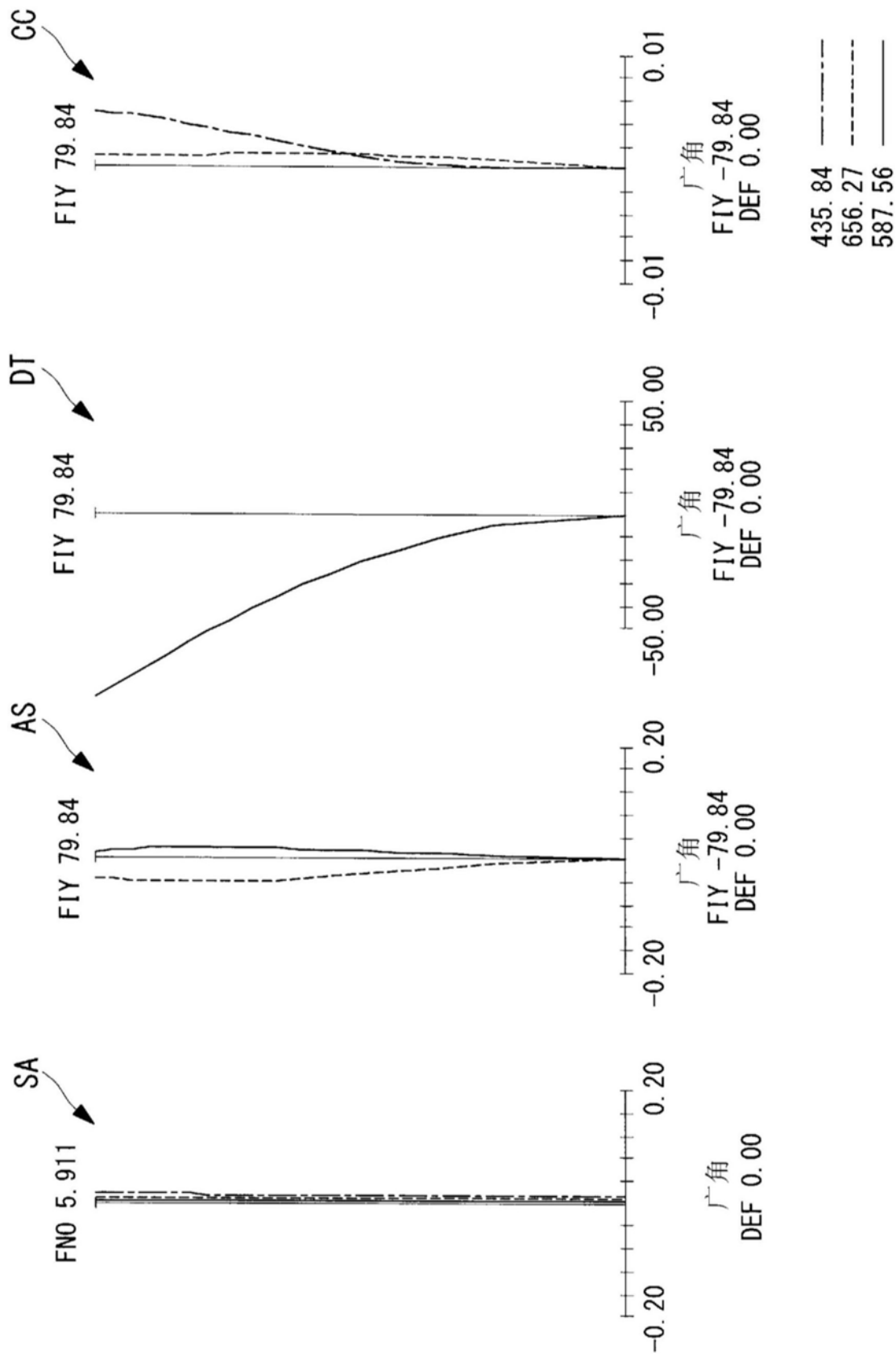


图5

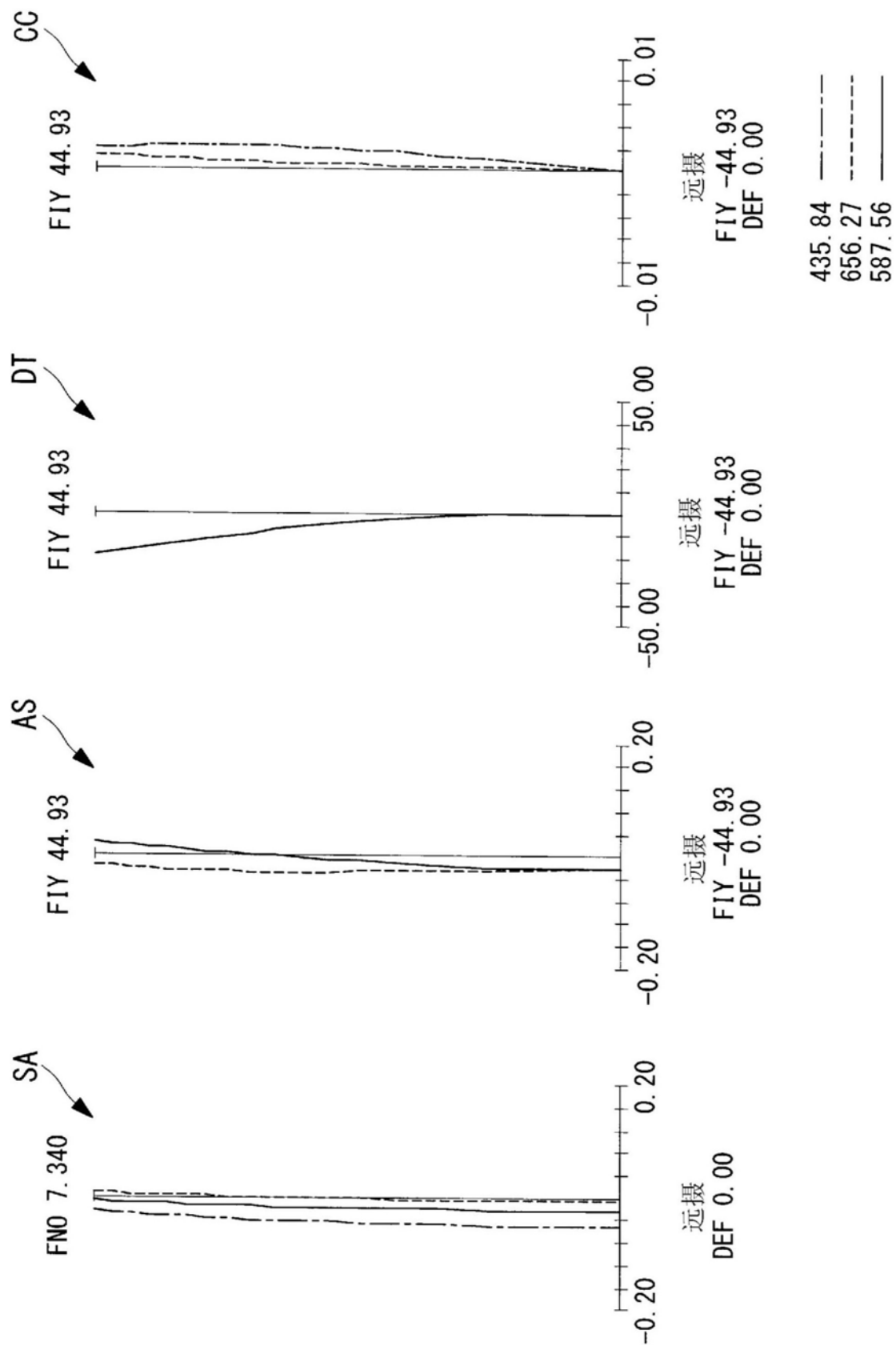


图6

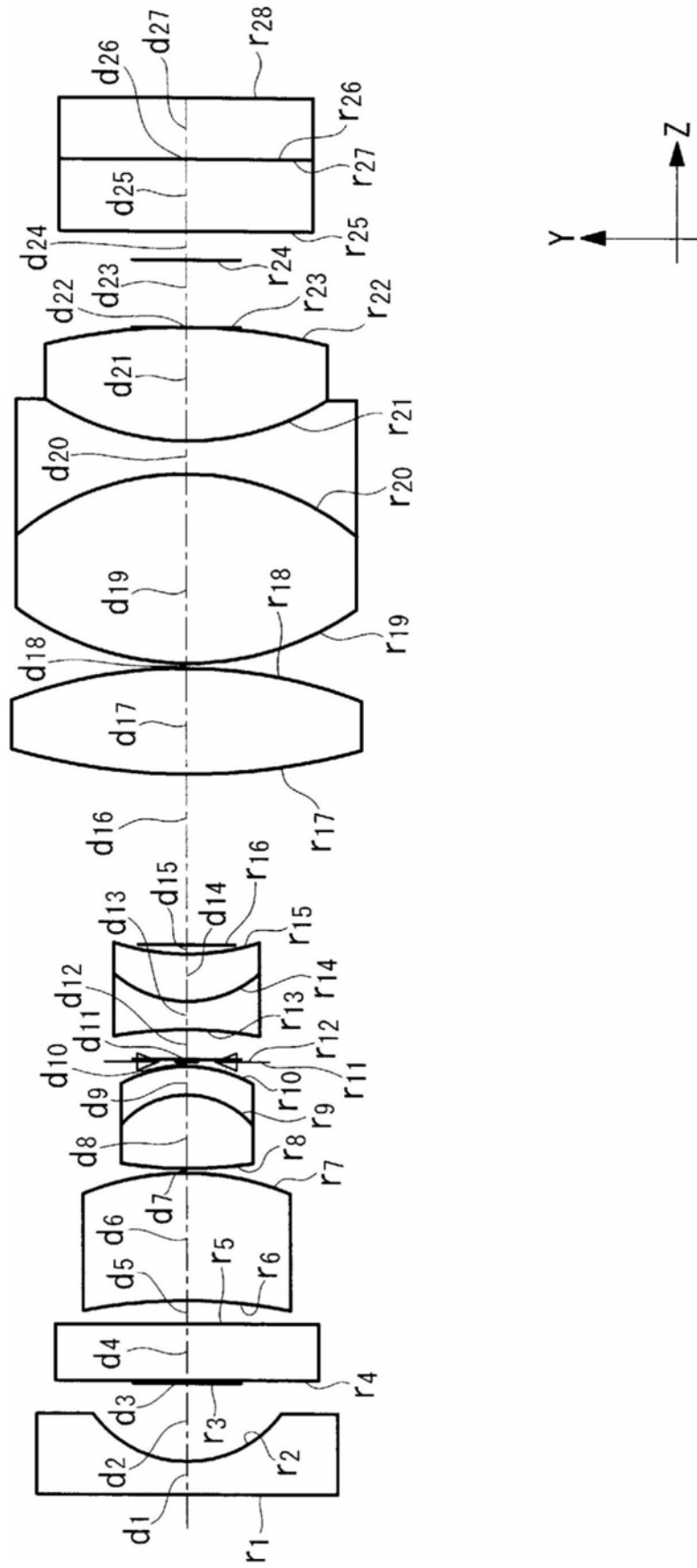


图7

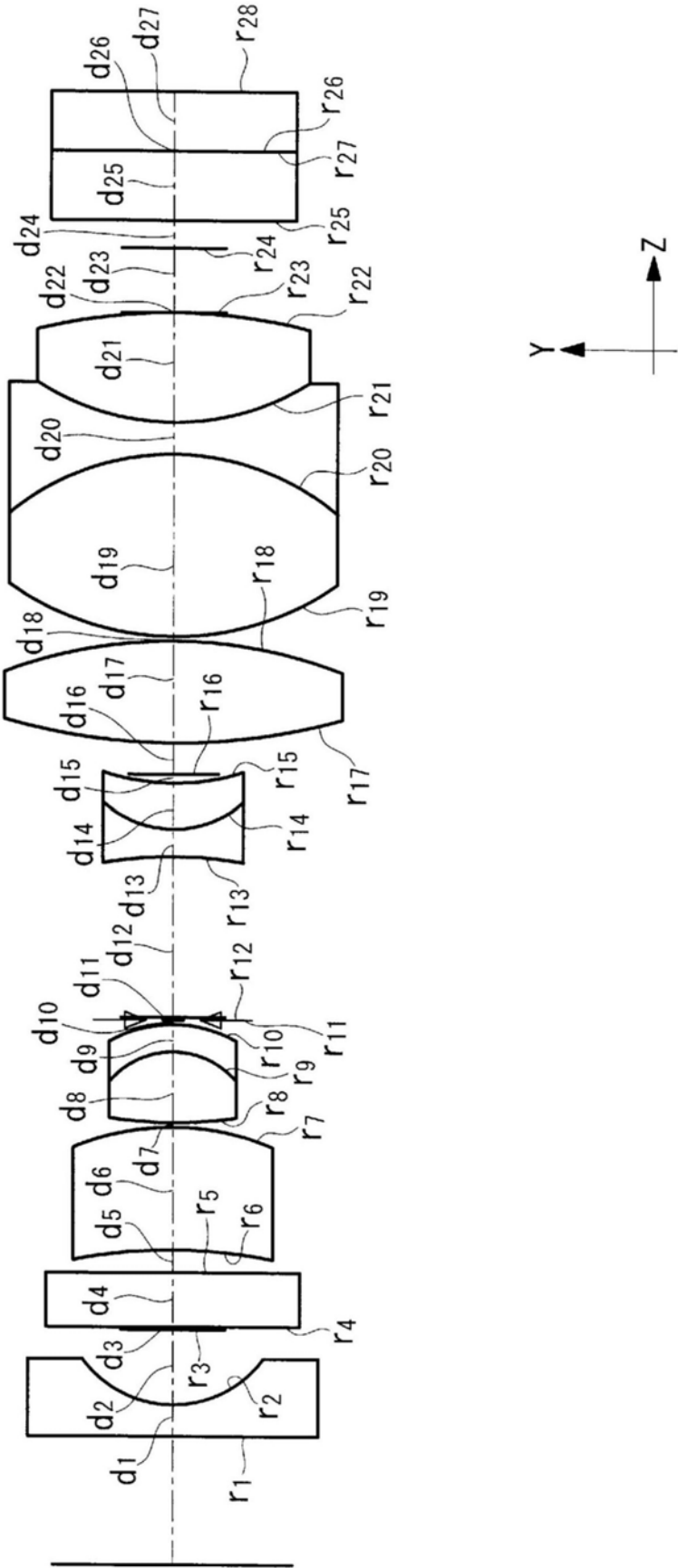


图8

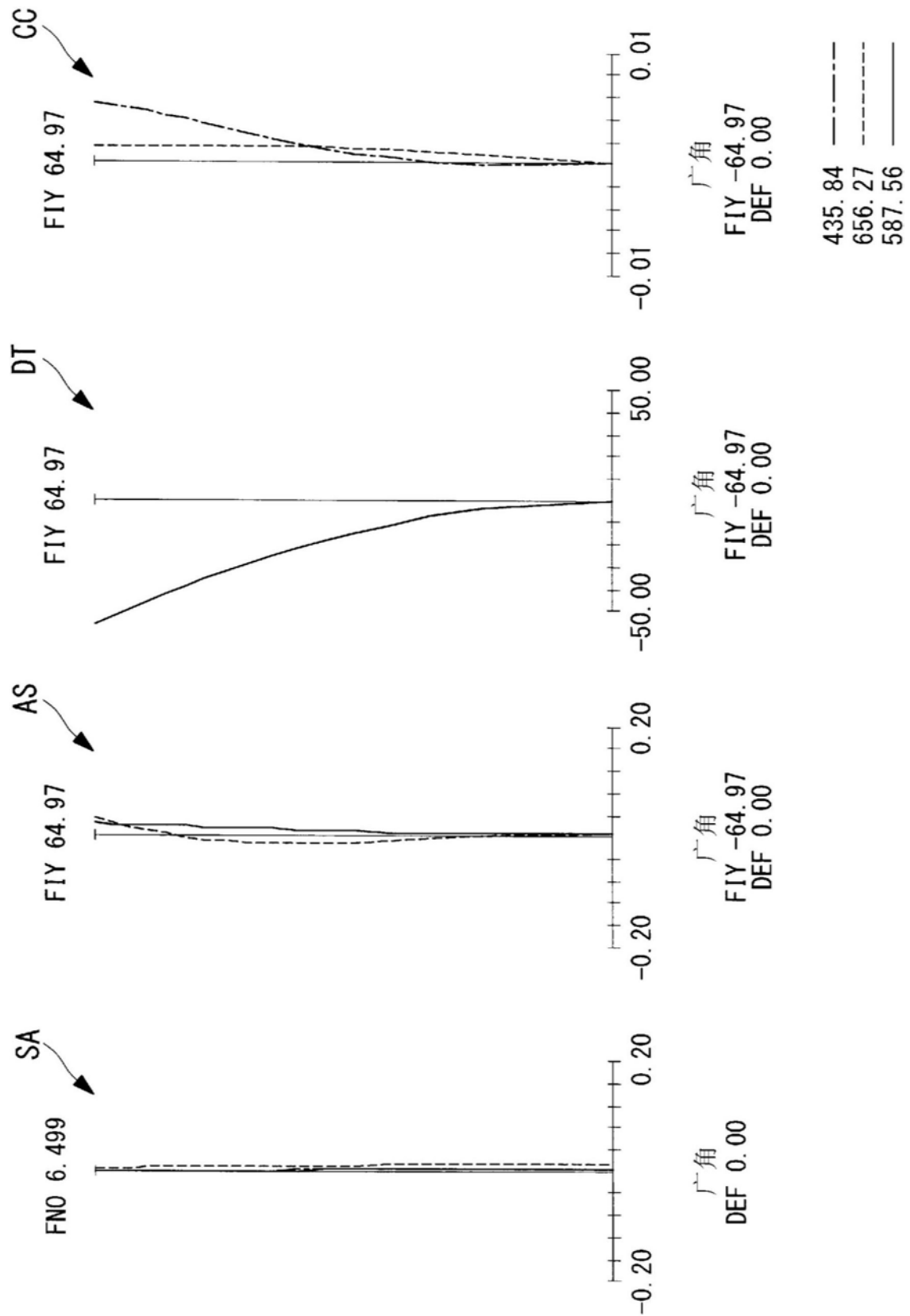


图9

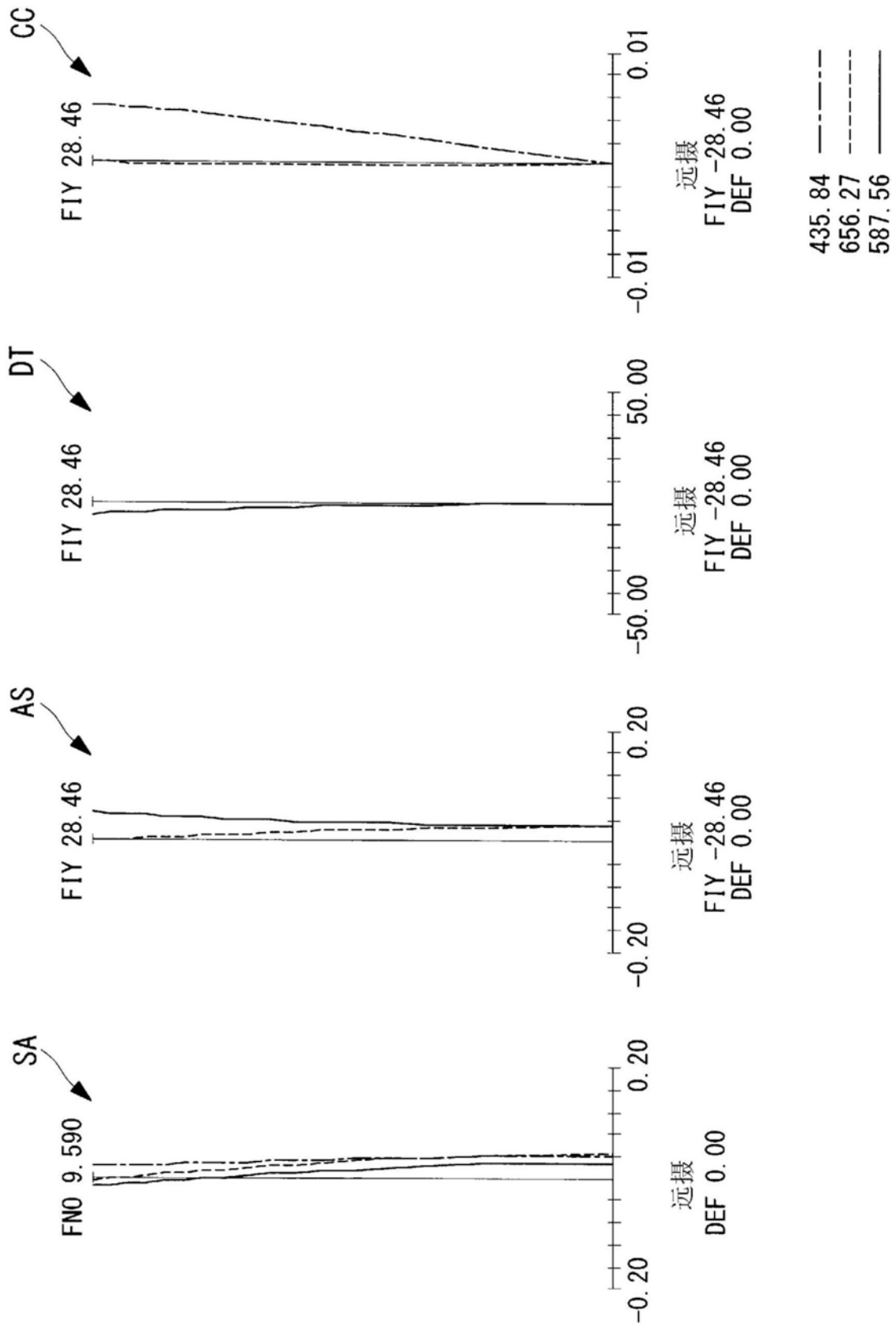


图10

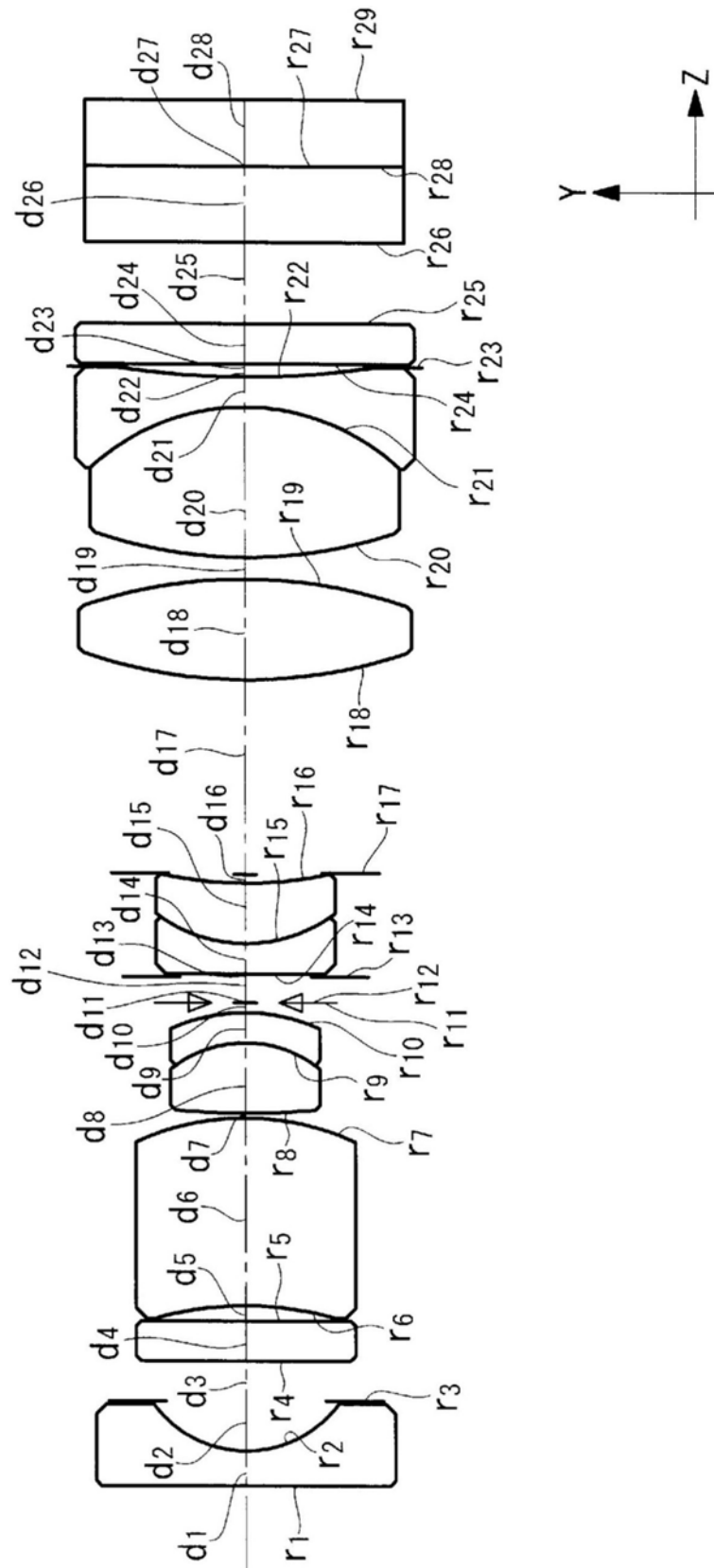


图11

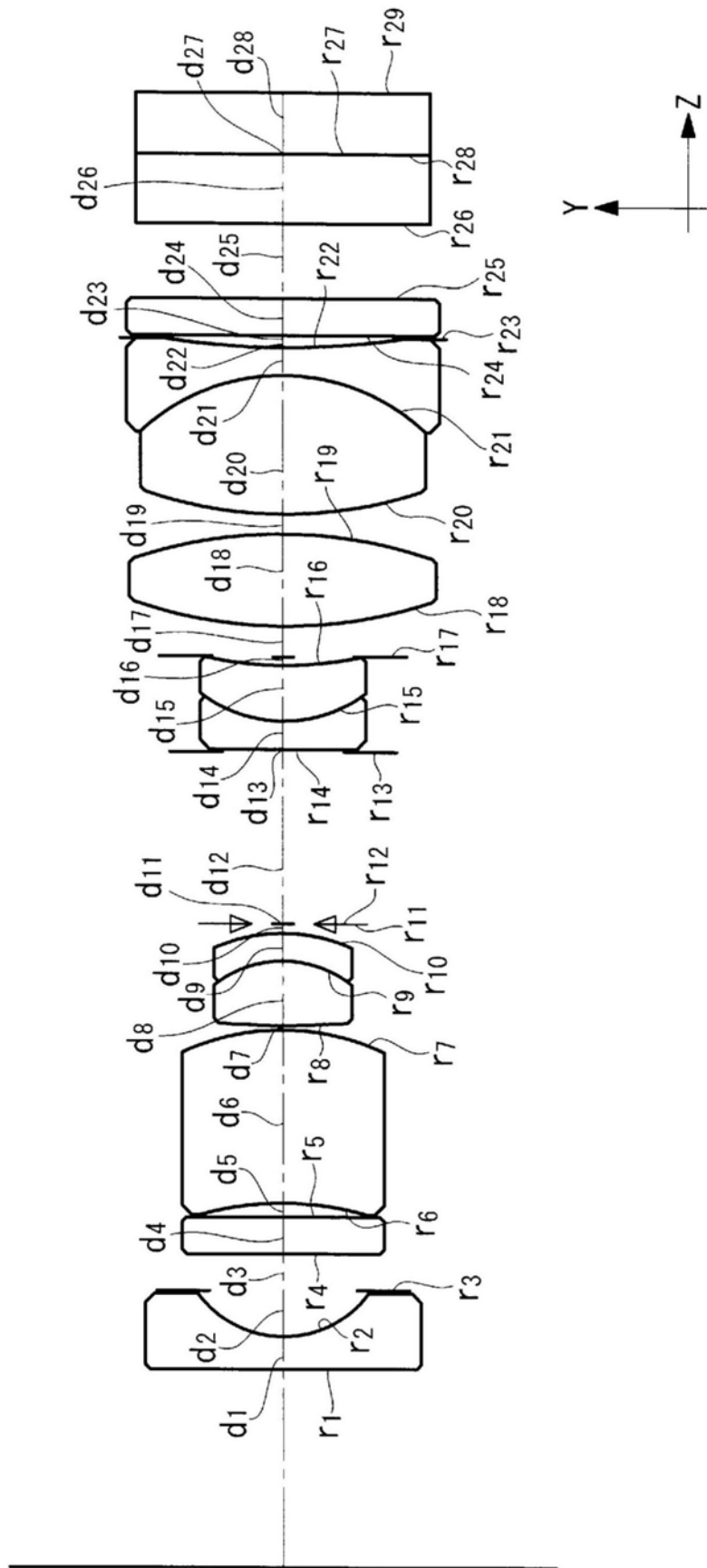


图12

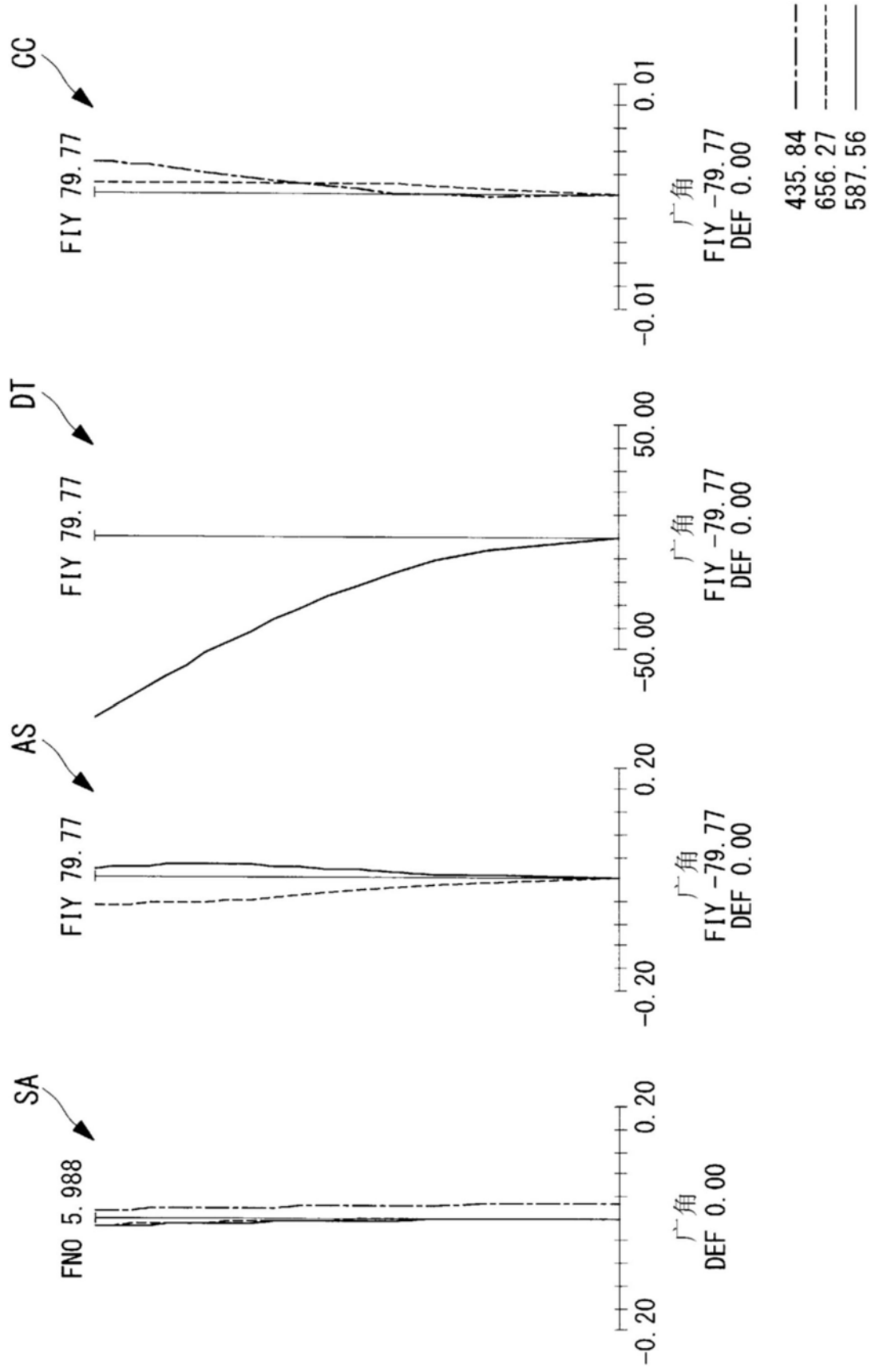


图13

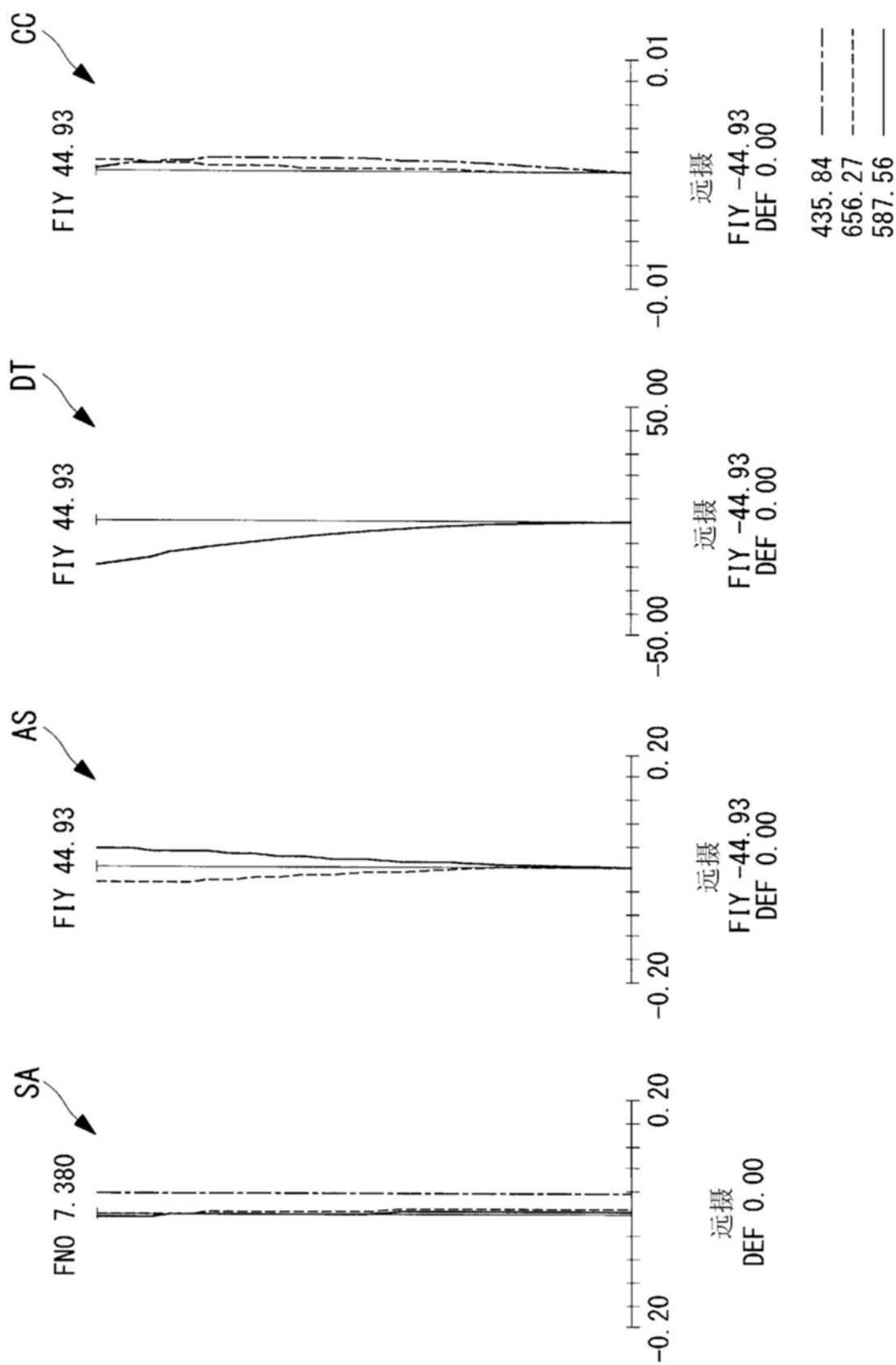


图14

专利名称(译)	内窥镜		
公开(公告)号	CN106455915B	公开(公告)日	2018-06-12
申请号	CN201580023285.3	申请日	2015-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	片仓正弘		
发明人	片仓正弘		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B21/02 G02B23/26		
CPC分类号	G02B23/2438 A61B1/00096 A61B1/00188 A61B1/06 A61B1/0676 A61B1/07 G02B23/2461 G02B23/2469		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2014205572 2014-10-06 JP		
其他公开文献	CN106455915A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的内窥镜(1)具备能够切换放大观察与通常观察的观察光学系统(3)以及多个照明光学系统(4A、4C)，照明光学系统(4A、4C)的最前端的透镜面(4a、4c)被配置在比观察光学系统(3)的最前端的透镜面(3a)靠基端侧的位置，并且所有照明光学系统(4A、4C)的最前端的透镜面(4a、4c)与观察光学系统(3)的最前端的透镜面(3a)大致平行地配置，满足以下的条件式。 $1.0 \leq D_{\text{Back(far)}}/D_{\text{Back(near)}} < 3.00$ 。 $0.015 < D_{\text{Back(far)}}/D_{\text{far}} < 1.01$ 。 $0.01 < \omega(\text{wide})/\omega(\text{tele}) < 5.0$ 。

