



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103299230 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 23

(21) 申请号 201280004954. 9

A61B 1/00(2006. 01)

(22) 申请日 2012. 09. 07

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

2011-221667 2011. 10. 06 JP

W0 2011/070897 A1, 2011. 06. 16, 全文.

US 2005/0200969 A1, 2005. 09. 15, 全文.

JP 特开 2007-279632 A, 2007. 10. 25, 全文.

CN 101021606 A, 2007. 08. 22,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 07. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/072926 2012. 09. 07

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/051366 JA 2013. 04. 11

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

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

审查员 张梅

(51) Int. Cl.

G02B 13/04(2006. 01)

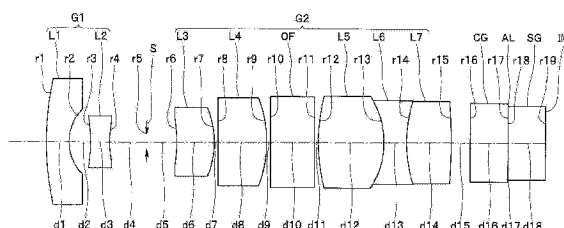
权利要求书1页 说明书15页 附图12页

(54) 发明名称

内窥镜用光学系统

(57) 摘要

内窥镜用光学系统的特征在于,从物体侧起依次包括负的透镜组 G1、亮度光圈 S、正的透镜组 G2,负的透镜组 G1 从物体侧起依次包括负的第一透镜 L1、负的第二透镜 L2,满足下面的条件式 (1) 和 (2), $0.05 < H(100) \times (nd01 - 1) / Rf01 < 0.38 \cdots (1)$, $0.5 < enp / FL < 2.5 \cdots (2)$,其中, H(100) 是向第一透镜面入射的入射角为 100 度的主光线入射到第一透镜面的高度, Rf01 是第一透镜 L1 的 L 面的曲率半径, nd01 是第一透镜 L1 的折射率, FL 是整个系统的焦距, enp 是入射光瞳位置。



1. 一种内窥镜用光学系统,从物体侧起依次包括负的透镜组、亮度光圈、正的透镜组,上述负的透镜组从物体侧起依次包括负的第一透镜、负的第二透镜,

上述内窥镜用光学系统的特征在于,满足下面的条件式 (1) 和 (2),

$$0.05 < H(100) \times (nd01-1)/Rf01 < 0.38 \quad \cdots (1)$$

$$0.5 < enp/FL < 2.5 \quad \cdots (2)$$

其中, $H(100)$ 是入射视角为 100 度的主光线入射到上述第一透镜的物体侧的面的高度, $Rf01$ 是上述第一透镜的物体侧的面的曲率半径, $nd01$ 是上述第一透镜的折射率, FL 是整个系统的焦距, enp 是入射光瞳与上述第一透镜的物体侧的面之间的距离。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜用光学系统,其特征在于,

还满足下面的条件式 (3) 和 (4),

$$0.5 < H(100)/FL < 3.5 \quad \cdots (3)$$

$$1.1 < (r1+r2)/(r1-r2) < 1.9 \quad \cdots (4)$$

其中, $r1$ 是上述第一透镜的物体侧的面的曲率半径, $r2$ 是上述第一透镜的像侧的面的曲率半径。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜用光学系统,其特征在于,

在透镜系统的入射角度是 $\omega = 100$ 的情况下,还满足下面的条件式 (5),

$$0.00 < |EX(\omega)|/\omega < 0.03 \quad \cdots (5)$$

其中, $EX(\omega)$ 是以入射角度 ω 入射的主光线从光学系统射出的角度。

4. 根据权利要求 1 所述的内窥镜用光学系统,其特征在于,

还满足下面的条件式 (6),

$$-8.0 < F_front/F_rear < -0.1 \quad \cdots (6)$$

其中, F_front 是负的透镜组的焦距, F_rear 是正的透镜组的焦距。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜用光学系统,其特征在于,

还满足下面的条件式 (7) 和 (8),

$$1.77 < nd1 < 2.42 \quad \cdots (7)$$

$$1.9 < nd2 < 2.42 \quad \cdots (8)$$

其中, $nd1$ 是负的第一透镜的折射率, $nd2$ 是负的第二透镜的折射率。

6. 根据权利要求 1 所述的内窥镜用光学系统,其特征在于,

上述正的透镜组从物体侧起依次包括至少一个正透镜以及正透镜与负透镜的接合透镜。

7. 根据权利要求 1 所述的内窥镜用光学系统,其特征在于,

还满足下面的条件式 (9),

$$0.1 < PW_1/PW_2 < 0.26 \quad \cdots (9)$$

其中, PW_1 是上述负的第一透镜的焦度, PW_2 是上述负的第二透镜的焦度。

8. 根据权利要求 1 所述的内窥镜用光学系统,其特征在于,

该内窥镜用光学系统中的具有焦度的光学元件都是球面透镜。

内窥镜用光学系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种具有 200 度以上的视角的内窥镜用光学系统。

背景技术

[0002] 例如为了利用内窥镜对体腔内进行观察,而要求内窥镜用光学系统小型且是广角,尤其是在泌尿器官内窥镜中,需要在径向上是小型的。

[0003] 作为能够应用于内窥镜的视角 200 度以上的光学系统,例如已知有日本特开 2007-279632 号公报(专利文献 1)、日本特开 2008-058387 号公报(专利文献 2)、日本特开 2005-227426 号公报(专利文献 3)、日本特开 2009-276371 号公报(专利文献 4)所记载的系统。

[0004] 这些专利文献中的专利文献 1~3 所公开的光学系统的优点在于,从物体侧起依次具有负的第一透镜、负的第二透镜、正的第三透镜、亮度光圈、正的透镜组,并具有视角 200 度。

[0005] 另外,专利文献 4 所公开的光学系统的优点在于,从物体侧起依次具有负的第一透镜、负的第二透镜、滤波器、亮度光圈、正的透镜组,并具有视角 200 度。

[0006] 然而,专利文献 1~3 所公开的光学系统在负的第二透镜与亮度光圈之间配置有正的第三透镜,由于从第一透镜到亮度光圈为止的距离长,因此导致入射光瞳的位置移动到了像侧。因此,使负的第一透镜在径向上庞大对于内窥镜来说并不理想,特别是不能应用于泌尿器官内窥镜。

[0007] 另外,专利文献 4 所公开的光学系统在负的第二透镜与亮度光圈之间配置有滤波器并且滤波器与亮度光圈之间的空气间隔长,因此导致入射光瞳的位置移动到了像侧。因此,使负的第一透镜在径向上庞大对于内窥镜来说并不理想,特别是不能应用于泌尿器官内窥镜。

[0008] 本发明是鉴于上述情形而完成的,其目的在于提供一种具有 200 度以上的视角的小径的内窥镜用光学系统。

发明内容

[0009] 用于解决问题的方案

[0010] 为了达到上述目的,本发明的一个方式的内窥镜用光学系统的特征在于,从物体侧起依次包括负的透镜组、亮度光圈、正的透镜组,上述负的透镜组从物体侧起依次包括负的第一透镜、负的第二透镜,满足下面的条件式(1)和(2)。

[0011] $0.05 < H(100) \times (nd01-1)/Rf01 < 0.38 \cdots (1)$

[0012] $0.5 < enp/FL < 2.5 \cdots (2)$

[0013] 其中,H(100)是入射视角为 100 度的主光线入射到上述第一透镜的物体侧的面的高度,Rf01 是上述第一透镜的物体侧的面的曲率半径,nd01 是上述第一透镜的折射率,FL 是整个系统的焦距,enp 是入射光瞳与上述第一透镜的物体侧的面之间的距离。

附图说明

[0014] 图 1A 是表示本发明的实施方式的第一实施例的内窥镜用光学系统的沿着光路的结构图。

[0015] 图 1B 是表示上述实施方式的第一实施例的内窥镜用光学系统的球面像差、像散、畸变像差、倍率色像差的图。

[0016] 图 2A 是表示上述实施方式的第二实施例的内窥镜用光学系统的沿着光路的结构图。

[0017] 图 2B 是表示上述实施方式的第二实施例的内窥镜用光学系统的球面像差、像散、畸变像差、倍率色像差的图。

[0018] 图 3A 是表示上述实施方式的第三实施例的内窥镜用光学系统的沿着光路的结构图。

[0019] 图 3B 是表示上述实施方式的第三实施例的内窥镜用光学系统的球面像差、像散、畸变像差、倍率色像差的图。

[0020] 图 4A 是表示上述实施方式的第四实施例的内窥镜用光学系统的沿着光路的结构图。

[0021] 图 4B 是表示上述实施方式的第四实施例的内窥镜用光学系统的球面像差、像散、畸变像差、倍率色像差的图。

[0022] 图 5A 是表示上述实施方式的第五实施例的内窥镜用光学系统的沿着光路的结构图。

[0023] 图 5B 是表示上述实施方式的第五实施例的内窥镜用光学系统的球面像差、像散、畸变像差、倍率色像差的图。

[0024] 图 6A 是表示上述实施方式的第六实施例的内窥镜用光学系统的沿着光路的结构图。

[0025] 图 6B 是表示上述实施方式的第六实施例的内窥镜用光学系统的球面像差、像散、畸变像差、倍率色像差的图。

具体实施方式

[0026] 下面参照附图说明本发明的实施方式。

[0027] [实施方式]

[0028] 本实施方式的内窥镜用光学系统从物体侧起依次包括负的透镜组、亮度光圈、正的透镜组。并且，负的透镜组从物体侧起依次包括负的第一透镜、负的第二透镜。由此，能够将入射光瞳的位置移动到物体侧，来实现负的第一透镜的小径化。而且，能够减少构成内窥镜用光学系统的各组的透镜个数，能够实现总长的缩短、成本的削减。

[0029] 在此，内窥镜用光学系统满足下面的条件式 (1) 和 (2)。

[0030] $0.05 < H(100) \times (nd01-1)/Rf01 < 0.38 \cdots (1)$

[0031] $0.5 < enp/FL < 2.5 \cdots (2)$

[0032] 其中，H(100) 是入射视角为 100 度的主光线入射到第一透镜的物体侧的面的高度，Rf01 是第一透镜的物体侧的面的曲率半径，nd01 是第一透镜的折射率，FL 是整个系统

的焦距, enp 是入射光瞳与第一透镜的物体侧的面之间的距离。

[0033] 首先, 条件式 (1) 是与入射视角为 100 度的主光线入射到第一透镜的物体侧的面的高度以及第一透镜的折射率、曲率有关的条件式。该条件式 (1) 是阿贝 (Abbe) 的不变量的一部分, 是规定在第一面上折射前后的光线的角度变化量、即折射量的数式。当 $H(100) \times (nd01-1)/Rf01$ 超过条件式 (1) 的上限时, 由于折射量过大而容易产生轴外像差, 因此并不理想。另外, 当 $H(100) \times (nd01-1)/Rf01$ 低于条件式 (1) 的下限时, 由于折射量过小而导致透镜的直径庞大, 因此并不理想。

[0034] 接着, 条件式 (2) 是与入射光瞳有关的条件式。如果 enp/FL 满足条件式 (2) 的范围, 则是合适的入射光瞳位置, 因此能够不使各像差变大而实现小型化。与此相对地, 当 enp/FL 超过条件式 (2) 的上限时, 透镜在径向上庞大, 因此并不理想。另外, 当 enp/FL 低于条件式 (2) 的下限时, 需要使负的第一透镜和负的第二透镜的焦度非常强, 从而容易使各像差变大, 因此并不理想。

[0035] 此外, 上述条件式 (1)、(2) 优选为

[0036] $0.1 < H(100) \times (nd01-1)/Rf01 < 0.37 \cdots (1)'$

[0037] $1.0 < enp/FL < 2.0 \cdots (2)'$,

[0038] 更优选为

[0039] $0.15 < H(100) \times (nd01-1)/Rf01 < 0.36 \cdots (1)''$

[0040] $1.4 < enp/FL < 1.6 \cdots (2)''$ 。

[0041] 内窥镜用光学系统优选还满足下面的条件式 (3) 和 (4)。

[0042] $0.5 < H(100)/FL < 3.5 \cdots (3)$

[0043] $1.1 < (r1+r2)/(r1-r2) < 1.9 \cdots (4)$

[0044] 其中, $r1$ 是第一透镜的物体侧的面的曲率半径, $r2$ 是第一透镜的像侧的面的曲率半径。

[0045] 条件式 (3) 是与入射视角为 100 度的主光线入射到第一透镜的物体侧的面的高度有关的条件式。当 $H(100)/FL$ 低于条件式 (3) 的下限时, 透镜在径向上变得过小, 从而需要增强负的第一透镜的焦度, 产生轴上和轴外的像差, 因此并不理想。另外, 当 $H(100)/FL$ 超过条件式 (3) 的上限时, 导致透镜在径向上庞大, 因此并不理想。

[0046] 条件式 (4) 是与上述负的第一透镜的形状因数 (shape factor) 有关的条件式。如果 $(r1+r2)/(r1-r2)$ 处于条件式 (4) 的范围内, 则能够在具有广视角的同时得到需要的负焦度。当 $(r1+r2)/(r1-r2)$ 低于条件式 (4) 的下限时, 负的第一透镜的折射力下降, 因此并不理想。另外, 当 $(r1+r2)/(r1-r2)$ 超过条件式 (4) 的上限时, 透镜的生产率显著降低, 因此并不理想。

[0047] 此外, 上述条件式 (3)、(4) 优选为

[0048] $1.0 < H(100)/FL < 2.0 \cdots (3)'$

[0049] $1.2 < (r1+r2)/(r1-r2) < 1.8 \cdots (4)'$,

[0050] 更优选为

[0051] $1.8 < H(100)/FL < 2.1 \cdots (3)''$

[0052] $1.3 < (r1+r2)/(r1-r2) < 1.7 \cdots (4)''$ 。

[0053] 内窥镜用光学系统在透镜系统的入射角度为 $\omega=100$ 的情况下, 优选还满足下面

的条件式 (5)。

[0054] $0.00 < |EX(\omega)|/\omega < 0.03 \cdots (5)$

[0055] 其中, $EX(\omega)$ 是以入射角度 ω 入射的主光线从光学系统射出的角度。

[0056] 条件式 (5) 是射出角光学系统与入射角的关系式, 表示入射角为 100 度的光学系统的远心性 (像侧远心性)。如果远心性被破坏, 则根据 CCD、C-MOS 等摄像元件的斜入射特性而产生周边的亮度降低、产生混色等影响。条件式 (5) 是为了避免产生这样的像质下降的条件式。

[0057] 内窥镜用光学系统优选还满足下面的条件式 (6)。

[0058] $-8.0 < F_{\text{front}}/F_{\text{rear}} < -0.1 \cdots (6)$

[0059] 其中, F_{front} 是负的透镜组的焦距, F_{rear} 是正的透镜组的焦距。

[0060] 条件式 (6) 是与负的透镜组和正的透镜组的焦度配置有关的条件式。如果 $F_{\text{front}}/F_{\text{rear}}$ 处于条件式 (6) 的范围内, 则能够良好地分担正的焦度, 因此能够良好地校正色像差、球面像差、彗星像差。另一方面, 当 $F_{\text{front}}/F_{\text{rear}}$ 超过条件式 (6) 的上限或低于条件式 (6) 的下限时, 由于任一个透镜组的焦度都过于强, 因此容易产生各像差, 从而并不理想。

[0061] 此外, 上述条件式 (6) 优选为

[0062] $-6.0 < F_{\text{front}}/F_{\text{rear}} < -1.0 \cdots (6)'$,

[0063] 更优选为

[0064] $-4.0 < F_{\text{front}}/F_{\text{rear}} < -3.0 \cdots (6)''$ 。

[0065] 内窥镜用光学系统优选还满足下面的条件式 (7) 和 (8)。

[0066] $1.77 < nd1 < 2.42 \cdots (7)$

[0067] $1.9 < nd2 < 2.42 \cdots (8)$

[0068] 其中, $nd1$ 是负的第一透镜的折射率, $nd2$ 是负的第二透镜的折射率。

[0069] 条件式 (7) 是与负的第一透镜的折射率有关的条件式, 条件式 (8) 是与负的第二透镜的折射率有关的条件式。如果 $nd1$ 处于条件式 (7) 的范围内且 $nd2$ 处于条件式 (8) 的范围内, 则都是适当的折射率, 因此即使不极端地增大负的第一透镜、负的第二透镜的物体侧的曲率, 也能够得到合适的负的焦度。另一方面, 当 $nd1$ 低于条件式 (7) 的下限或 $nd2$ 低于条件式 (8) 的下限时, 必须对负的第一透镜、负的第二透镜赋予非常大的曲率, 从而容易产生轴外像差, 因此并不理想。另外, 当 $nd1$ 超过条件式 (7) 的上限或 $nd2$ 超过条件式 (8) 的上限时, 明显很难得到透镜本身 (或者很难得到玻璃材料), 并且需要很高的成本, 因此并不理想。

[0070] 另外, 内窥镜用光学系统的正的透镜组优选构成为从物体侧起依次包括至少一个正透镜以及正透镜与负透镜的接合透镜。

[0071] 内窥镜用光学系统优选还满足下面的条件式 (9)。

[0072] $0.1 < PW_1/PW_2 < 0.26 \cdots (9)$

[0073] 其中, PW_1 是上述负的第一透镜的焦度, PW_2 是上述负的第二透镜的焦度。

[0074] 条件式 (9) 是与上述负的透镜组的焦度配置有关的条件式。如果 PW_1/PW_2 处于条件式 (9) 的范围内, 则是合适的焦度配置, 因此能够在保持广视角的同时保持较小的透镜直径。另一方面, 当 PW_1/PW_2 超过条件式 (9) 的上限时, 第一透镜的焦度过强, 不仅无

法保持广视角,还特别容易产生轴外像差,因此并不理想。另外,当 PW_1/PW_2 低于条件式 (9) 的下限时,第二透镜的焦度过强,容易产生轴外像差,因此并不理想。还会导致第一透镜的庞大化,因此并不理想。

[0075] 此外,上述条件式 (9) 优选为

[0076] $0.12 < PW_1/PW_2 < 0.255 \cdots (9)'$,

[0077] 更优选为

[0078] $0.15 < PW_1/PW_2 < 0.25 \cdots (9)''$ 。

[0079] 内窥镜用光学系统的具有焦度的光学部件优选都是球面透镜。

[0080] 如果使用非球面透镜、衍射光学元件作为具有焦度的光学部件,则导致成本变高。因而,通过使内窥镜用光学系统中的具有焦度的光学部件(除了亮度光圈、光学滤波器等以外的光学部件)全部由球面透镜构成,能够将成本抑制得较为便宜。

[0081] 接着,参照表 1 以及图 1A 至图 6B,说明本实施方式的内窥镜用光学系统的第一实施例~第六实施例。

[0082] 表 1 是表示第一实施例~第六实施例的内窥镜用光学系统的上述条件式的值的表。观察该表可知,第一实施例~第六实施例的内窥镜用光学系统都满足上述的条件式 (1)~(9)(还满足各条件式 (1)'、(1)'', (2)'、(2)'', (3)'、(3)'', (4)'、(4)'', (6)'、(6)'', (9)'、(9)'')。

[0083] [表 1]

[0084]

	ex1	ex2	ex3	ex4	ex5	ex6
$H(100) \times (nd01 - 1) / Rf01$	0.150	0.195	0.308	0.247	0.356	0.343
enp / FL	1.453	1.469	1.503	1.492	1.476	1.515
$H(100) / FL$	1.951	1.994	2.097	2.046	1.874	1.911
$(r1+r2) / (r1-r2)$	1.355	1.423	1.552	1.495	1.621	1.663
$ EX(w) / w$	0.0018	0.0020	0.0022	0.0026	0.0004	0.0003
F_{front} / F_{rear}	-3.116	-3.224	-3.509	-3.298	-3.686	-3.894
nd1	1.770	1.883	2.170	2.002	2.420	2.420
nd2	2.003	2.003	2.003	2.003	2.003	2.420
PW_1 / PW_2	0.151	0.175	0.216	0.198	0.237	0.249

[0085] 而且,图 1A、图 2A、图 3A、图 4A、图 5A、图 6A 分别示出第一实施例~第六实施例的内窥镜用光学系统的沿着光路的结构。另外,图 1B、图 2B、图 3B、图 4B、图 5B、图 6B 分别示出第一实施例~第六实施例的内窥镜用光学系统的像差图。

[0086] 在此,在沿着光路的内窥镜用光学系统的结构图中,附图标记 L1 表示第一透镜,附图标记 L2 表示第二透镜,附图标记 S 表示亮度光圈,附图标记 L3 表示第三透镜,附图标记 L4 表示第四透镜,附图标记 OF 表示假定为激光截止滤波器、红外截止滤波器、光学低通滤波器等光学滤波器的光学部件,附图标记 L5 表示第五透镜,附图标记 L6 表示第六透镜,附图标记 L7 表示第七透镜,附图标记 CG 表示摄像元件玻璃盖片,附图标记 AL 表示粘结层,附图标记 SG 表示摄像元件芯片密封玻璃。

[0087] 另外,关于第一实施例~第六实施例的光学面,第一透镜 L1 的物体侧为 r1,第一透镜 L1 的像侧为 r2,第二透镜 L2 的物体侧为 r3,第二透镜 L2 的像侧为 r4,亮度光圈 S 为 r5,第三透镜 L3 的物体侧为 r6,第三透镜 L3 的像侧为 r7,第四透镜 L4 的物体侧为 r8,第四透镜 L4 的像侧为 r9,光学部件 OF 的物体侧为 r10,光学部件 OF 的像侧为 r11,第五透镜 L5 的物体侧为 r12,第五透镜 L5 与第六透镜 L6 之间的接合面为 r13,第六透镜 L6 与第七透镜 L7 之间的接合面为 r14,第七透镜 L7 的像侧为 r15,摄像元件玻璃盖片 CG 的物体侧为 r16,摄像元件玻璃盖片 CG 的像侧(粘结层 AL 的物体侧)为 r17,摄像元件芯片密封玻璃 SG 的物体侧(粘结层 AL 的像侧)为 r18,作为摄像元件芯片密封玻璃 SG 的像侧的像面 IM 为 r19,对各光学面附加的数字表示面编号。同样地,图 1A~图 6A 中的附加给面间隔 d 的数字表示面间隔 d 的物体侧的面的面编号。

[0088] 本实施方式的第一实施例~第六实施例的内窥镜用光学系统从物体侧起依次包括作为负的透镜组的第一透镜组 G1、亮度光圈 S、作为正的透镜组的第二透镜组 G2。并且,作为负的透镜组的第一透镜组 G1 从物体侧起依次包括使凸面朝向物体侧的负凸凹透镜的第一透镜 L1、负透镜的第二透镜 L2。在此,第二透镜 L2 在第一实施例~第四实施例中为双凹透镜,在第五实施例、第六实施例中为使凸面朝向物体侧的负凸凹透镜。

[0089] 另外,作为正的透镜组的第二透镜组 G2 从物体侧起依次包括使凸面朝向像侧的正凸凹透镜的第三透镜 L3、使凸面朝向像侧的平凸透镜(正透镜)的第四透镜 L4、双凸透镜(正透镜)的第五透镜 L5、双凹透镜(负透镜)的第六透镜 L6、双凸透镜(正透镜)的第七透镜 L7,在第四透镜 L4 与第五透镜 L5 之间配设有光学部件 OF。

[0090] 在此,第五透镜 L5 和第六透镜 L6 通过光学面 r13 相互接合,并且第六透镜 L6 和第七透镜 L7 通过光学面 r14 相互接合,其结果,三个第五透镜 L5~第七透镜 L7 为接合透镜。由此,作为正的透镜组的第二透镜组 G2 能够构成为包括至少一个正透镜以及正透镜与负透镜的接合透镜。

[0091] 而且,第一透镜 L1~第七透镜 L7 都是球面透镜。

[0092] 第一实施例

[0093] 图 1A 是表示第一实施例的内窥镜用光学系统的沿着光路的结构图,图 1B 是表示第一实施例的内窥镜用光学系统的球面像差、像散、畸变像差、倍率色像差的图。

[0094] 在此,在像差图中的球面像差图和倍率色像差图中,分别用点划线表示 g 线(波长 435.84nm),用实线表示 d 线(波长 587.56nm),用虚线表示 C 线(波长 656.27nm)。另外,在像差图中的像散图中,分别用虚线表示子午线 M,用实线表示弧矢线 S。此外,像差图中的 FIY 表示半视角,像差图和下述数值数据的 FNO. 表示光圈值。

[0095] 该第一实施例的光学系统的数值数据如下所示。

[0096]

面编号	曲率半径	面间隔	折射率	阿贝数 v_d
1	4.142	0.30	1.77000	73.00
2	0.625	0.29		
3	-2.011	0.25	2.00330	28.27
4	1.378	0.50		
5	(光圈)	0.40		
6	-2.094	0.50	1.88300	40.76
7	-1.186	0.05		
8	∞	0.65	1.64769	33.79
9	-1.721	0.05		
10	∞	0.60	1.51965	75.01
11	∞	0.05		
12	2.478	0.88	1.72916	54.68
13	-1.148	0.30	1.92286	18.90
14	1.812	0.60	1.88300	40.76
15	-7.685	0.25		
16	∞	0.50	1.51633	64.14
17	∞	0.01	1.51000	63.01
18	∞	0.50	1.51633	64.14
19	∞	像面		
焦距	0.41			
F N O.	5.49			
视角 2ω	200.00			
法兰焦距 (空气中)		0.90		
总长 (空气中)		6.32		

[0097] 第二实施例

[0098] 图 2A 是表示第二实施例的内窥镜用光学系统的沿着光路的结构图, 图 2B 是表示第二实施例的内窥镜用光学系统的球面像差、像散、畸变像差、倍率色像差的图。

[0099] 在此, 在像差图中的球面像差图和倍率色像差图中分别用点划线表示 g 线 (波长 435.84nm), 用实线表示 d 线 (波长 587.56nm), 用虚线表示 C 线 (波长 656.27nm)。另外, 在像差图中的像散图中分别用虚线表示子午线 M, 用实线表示弧矢线 S。此外, 像差图中的

FIY 表示半视角,像差图和下述数值数据的 FNO. 表示光圈值。

[0100] 该第二实施例的光学系统的数值数据如下所示。

[0101]

面编号	曲率半径	面间隔	折射率	阿贝数 ν_d
1	3.579	0.30	1.88300	40.76
2	0.625	0.29		
3	-2.546	0.25	2.00330	28.27
4	1.228	0.50		
5	(光圈)	0.40		
6	-1.960	0.50	1.88300	40.76
7	-1.165	0.05		
8	∞	0.65	1.64769	33.79
9	-1.706	0.05		
10	∞	0.60	1.51965	75.01
11	∞	0.05		
12	2.391	0.88	1.72916	54.68
13	-1.130	0.30	1.92286	18.90
14	1.525	0.60	1.88300	40.76
15	-8.156	0.25		
16	∞	0.50	1.51633	64.14
17	∞	0.01	1.51000	63.01
18	∞	0.50	1.51633	64.14
19	∞	像面		

[0102]

焦距	0.40
FNO.	5.49
视角 2ω	202.00
法兰焦距(空气中)	0.89
总长(空气中)	6.31

[0103] 第三实施例

[0104] 图 3A 是表示第三实施例的内窥镜用光学系统的沿着光路的结构图,图 3B 是表

示第三实施例的内窥镜用光学系统的球面像差、像散、畸变像差、倍率色像差的图。

[0105] 在此,在像差图中的球面像差图和倍率色像差图中分别用点划线表示 g 线(波长 435.84nm),用实线表示 d 线(波长 587.56nm),用虚线表示 C 线(波长 656.27nm)。另外,在像差图中的像散图中分别用虚线表示子午线 M,用实线表示弧矢线 S。此外,像差图中的 FIY 表示半视角,像差图和下述数值数据的 FN0. 表示光圈值。

[0106] 该第三实施例的光学系统的数值数据如下所示。

[0107]

面编号	曲率半径	面间隔	折射率	阿贝数 v_d
1	2.891	0.30	2.17000	33.00
2	0.625	0.29		
3	-84.848	0.25	2.00330	28.27
4	0.860	0.50		
5	(光圈)	0.40		
6	-2.264	0.50	1.88300	40.76
7	-1.347	0.05		
8	∞	0.65	1.64769	33.79
9	-1.484	0.05		
10	∞	0.60	1.51965	75.01

[0108]

11	∞	0.05		
12	2.157	0.88	1.72916	54.68
13	-0.948	0.30	1.92286	18.90
14	1.702	0.60	1.88300	40.76
15	-9.072	0.25		
16	∞	0.50	1.51633	64.14
17	∞	0.01	1.51000	63.01
18	∞	0.50	1.51633	64.14
19	∞	像面		
焦距	0.36			
FNO.	5.49			
视角 2ω	206.00			
法兰焦距 (空气中)	0.89			
总长 (空气中)	6.31			

[0109] 第四实施例

[0110] 图 4A 是表示第四实施例的内窥镜用光学系统的沿着光路的结构图,图 4B 是表示第四实施例的内窥镜用光学系统的球面像差、像散、畸变像差、倍率色像差的图。

[0111] 在此,在像差图中的球面像差图和倍率色像差图中分别用点划线表示 g 线 (波长 435.84nm),用实线表示 d 线 (波长 587.56nm),用虚线表示 C 线 (波长 656.27nm)。另外,在像差图中的像散图中分别用虚线表示子午线 M,用实线表示弧矢线 S。此外,像差图中的 FIY 表示半视角,像差图和下述数值数据的 FNO. 表示光圈值。

[0112] 该第四实施例的光学系统的数值数据如下所示。

[0113]

面编号	曲率半径	面间隔	折射率	阿贝数 v_d
1	3.149	0.30	2.00178	19.32
2	0.625	0.29		
3	-3.207	0.25	2.00330	28.27
4	1.159	0.50		
5	(光圈)	0.40		
6	-2.190	0.50	1.88300	40.76
7	-1.346	0.05		
8	∞	0.65	1.64769	33.79
9	-1.484	0.05		
10	∞	0.60	1.51965	75.01
11	∞	0.05		
12	2.179	0.88	1.72916	54.68
13	-0.966	0.30	1.92286	18.90
14	1.182	0.60	1.88300	40.76
15	-7.929	0.25		
16	∞	0.50	1.51633	64.14
17	∞	0.01	1.51000	63.01
18	∞	0.50	1.51633	64.14
19	∞	像面		
焦距	0.38			
FNO.	5.47			
视角 2ω	200.00			
法兰焦距 (空气中)		0.89		
总长 (空气中)		6.31		

[0114] 第五实施例

[0115] 图 5A 是表示第五实施例的内窥镜用光学系统的沿着光路的结构的图,图 5B 是表示第五实施例的内窥镜用光学系统的球面像差、像散、畸变像差、倍率色像差的图。

[0116] 在此,在像差图中的球面像差图和倍率色像差图中分别用点划线表示 F 线 (波长 486.13nm),用虚线表示 d 线 (波长 587.56nm),用实线表示 C 线 (波长 656.27nm)。另外,在像差图中的像散图中分别用虚线表示子午线 M,用实线表示弧矢线 S。此外,像差图中的

FIY 表示半视角,像差图和下述数值数据的 FNO. 表示光圈值。

[0117] 该第五实施例的光学系统的数值数据如下所示。

[0118]

面编号	曲率半径	面间隔	折射率	阿贝数 ν_d
1	2.637	0.30	2.42000	58.00
2	0.625	0.29		
3	2.034	0.25	2.00330	28.27
4	0.613	0.50		
5	(光圈)	0.40		
6	-2.877	0.50	1.88300	40.76
7	-1.438	0.05		
8	∞	0.65	1.64769	33.79
9	-1.547	0.05		
10	∞	0.60	1.51965	75.01
11	∞	0.05		
12	1.994	0.88	1.72916	54.68
13	-0.973	0.30	1.92286	18.90
14	2.346	0.60	1.88300	40.76
15	-14.176	0.25		
16	∞	0.50	1.51633	64.14
17	∞	0.01	1.51000	63.01
18	∞	0.50	1.51633	64.14
19	∞	像面		

[0119]

焦距	0.35
FNO.	5.50
视角 2ω	202.00
法兰焦距 (空气中)	0.89
总长 (空气中)	6.31

[0120] 第六实施例

[0121] 图 6A 是表示第六实施例的内窥镜用光学系统的沿着光路的结构图,图 6B 是表

示第六实施例的内窥镜用光学系统的球面像差、像散、畸变像差、倍率色像差的图。

[0122] 在此,在像差图中的球面像差图和倍率色像差图中分别用点划线表示 F 线(波长 486.13nm),用虚线表示 d 线(波长 587.56nm),用实线表示 C 线(波长 656.27nm)。另外,在像差图中的像散图中分别用虚线表示子午线 M,用实线表示弧矢线 S。此外,像差图中的 FIY 表示半视角,像差图和下述数值数据的 FN0. 表示光圈值。

[0123] 该第六实施例的光学系统的数值数据如下所示。

[0124]

面编号	曲率半径	面间隔	折射率	阿贝数 v_d
1	2.811	0.30	2.42000	58.00
2	0.700	0.29		
3	1.415	0.25	2.42000	58.00
4	0.544	0.50		
5	(光圈)	0.40		
6	-3.332	0.50	1.88300	40.76
7	-1.329	0.05		
8	∞	0.65	1.64769	33.79
9	-1.698	0.05		
10	∞	0.60	1.51965	75.01

[0125]

11	∞	0.05		
12	2.059	0.88	1.72916	54.68
13	-0.948	0.30	1.92286	18.90
14	3.307	0.60	1.88300	40.76
15	-10.876	0.25		
16	∞	0.50	1.51633	64.14
17	∞	0.01	1.51000	63.01
18	∞	0.50	1.51633	64.14
19	∞	像面		
焦距	0.36			
F N O.	5.50			
视角 2ω	206.00			
法兰焦距（空气中）	0.89			
总长（空气中）	6.31			

[0126] 根据这样的实施方式,在具有 200 度以上的视角的内窥镜用光学系统中,通过缩短从负的第一透镜到亮度光圈为止的距离来向物体侧移动入射光瞳位置,由此能够实现负的第一透镜的小径化。并且,通过在半视角 100 度的入射角下适当地决定负的第一透镜的物体侧的面的折射量,能够良好地抑制各像差的产生。

[0127] 这样,能够构成适合于内窥镜(例如泌尿器官内窥镜、其它内窥镜)的小径的内窥镜用光学系统。

[0128] 此外,本发明并不限于上述实施方式本身,能够在实施阶段不脱离其宗旨的范围内将结构要素变形并具体化。另外,通过上述实施方式所公开的多个结构要素的适当的组合能够形成各种发明的方式。例如也可以从实施方式所示的所有结构要素中删除若干个结构要素。并且,也可以适当地组合不同实施方式中的结构要素。这样,当然能够在不脱离发明的主旨的范围内进行各种变形、应用。

[0129] 本申请是以 2011 年 10 月 6 日在日本申请的特愿 2011-221667 号为要求优先权的基础进行申请的,上述的公开内容被引用在本申请说明书、权利要求书、附图中。

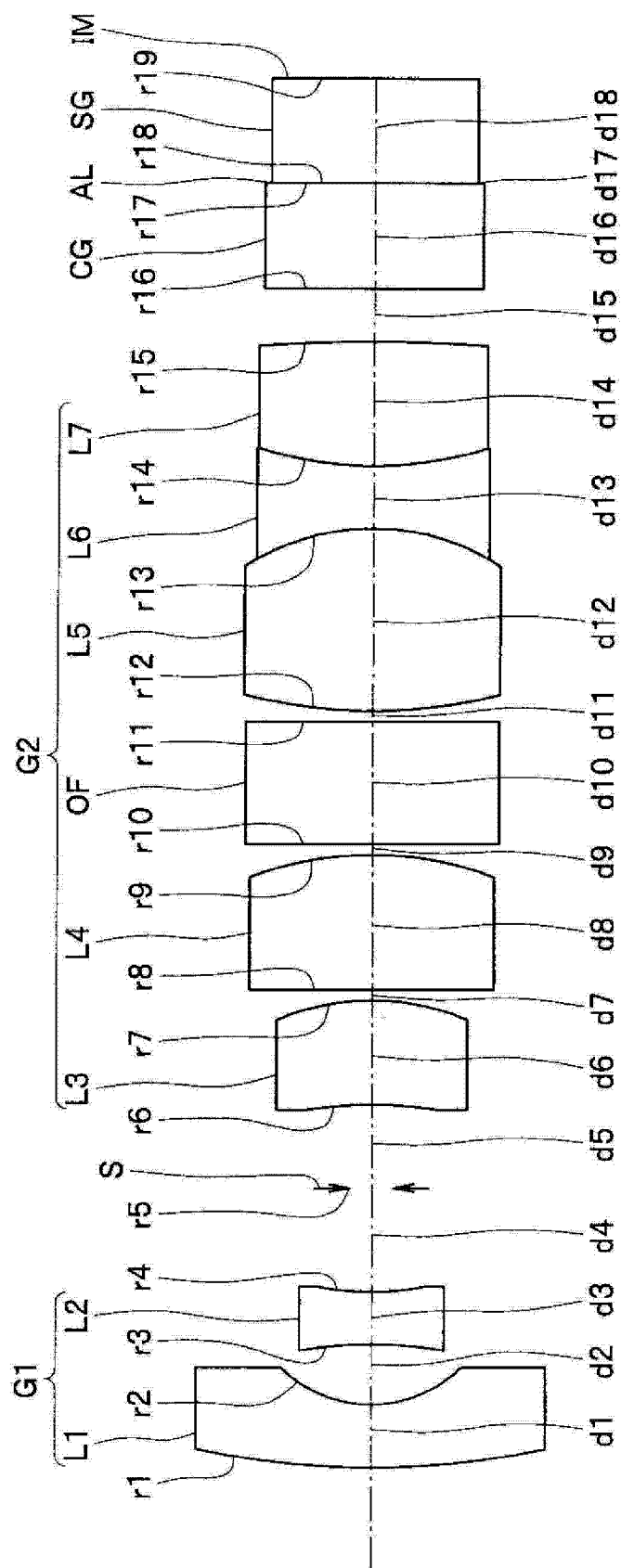


图 1A

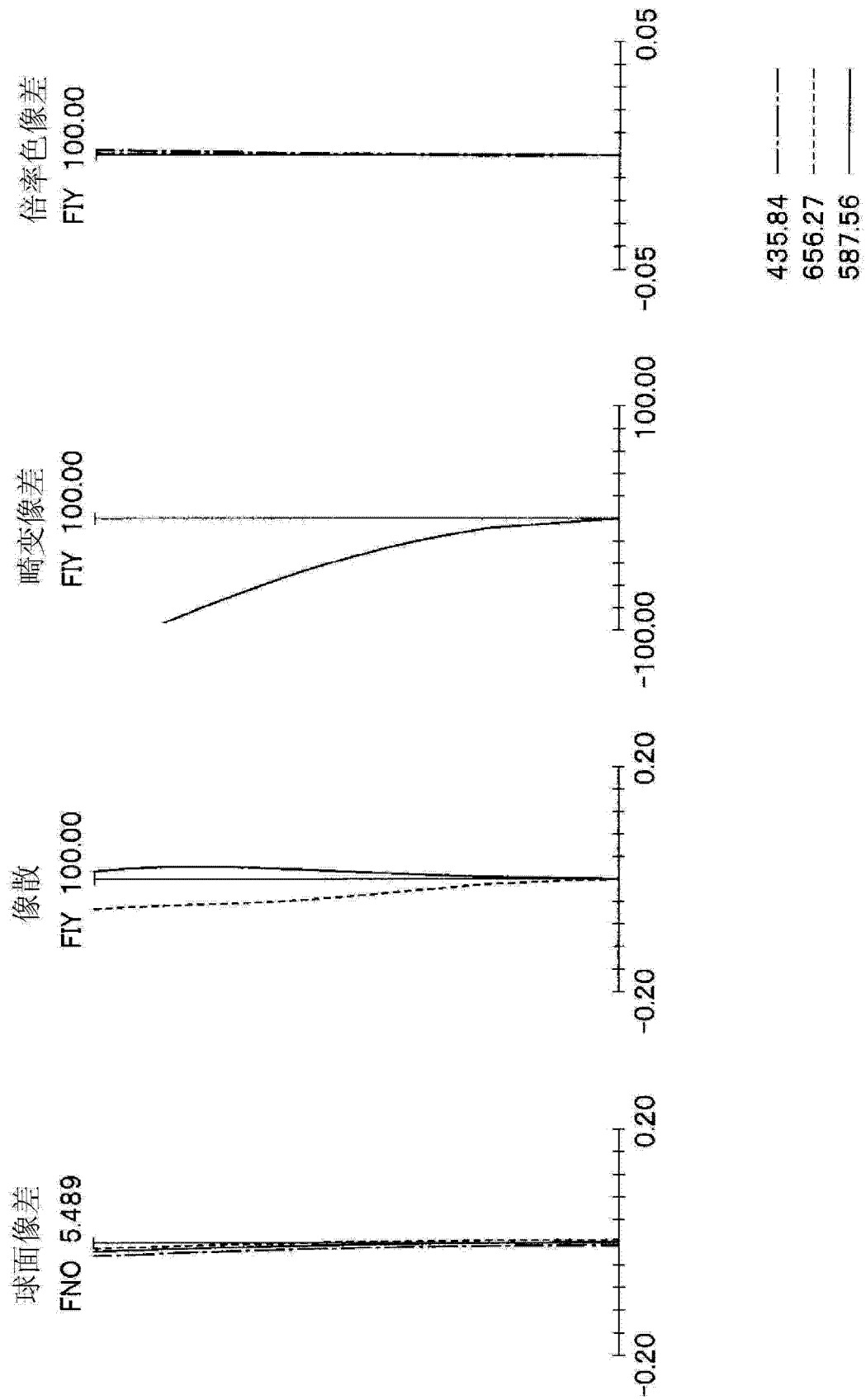


图 1B

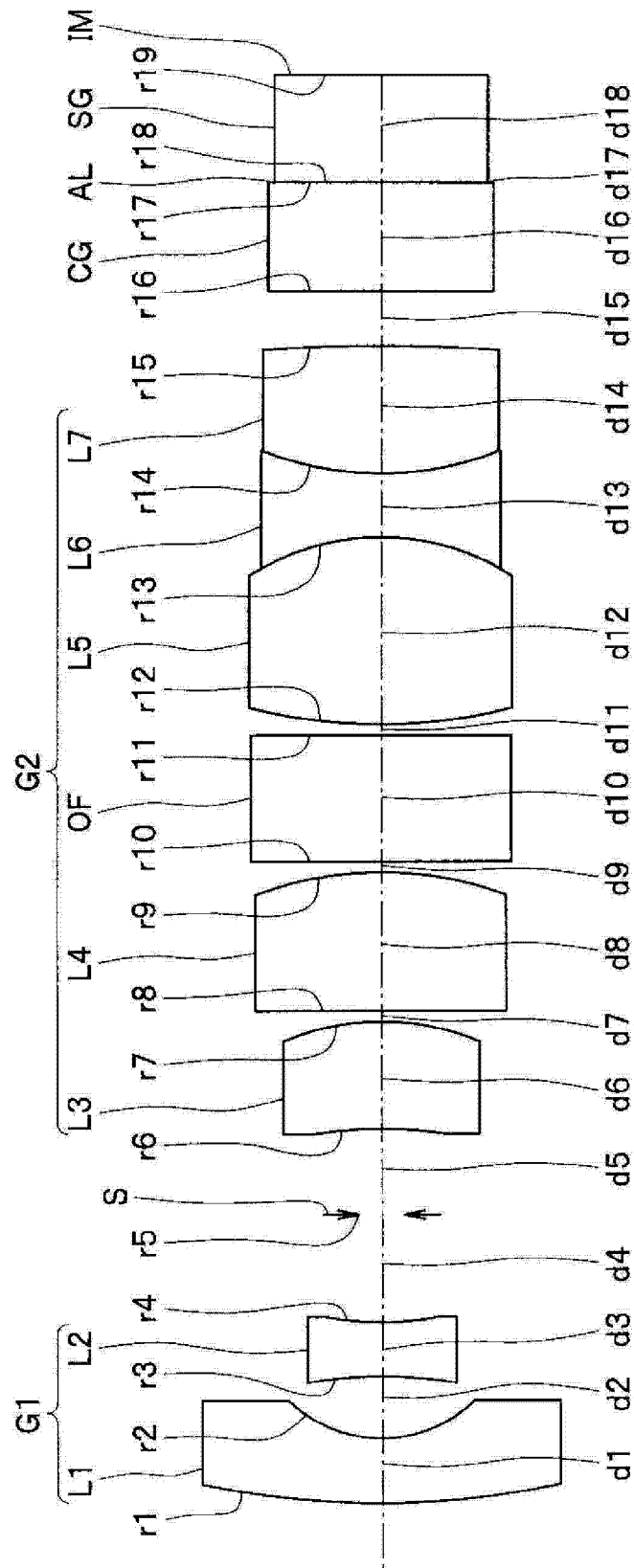


图 2A

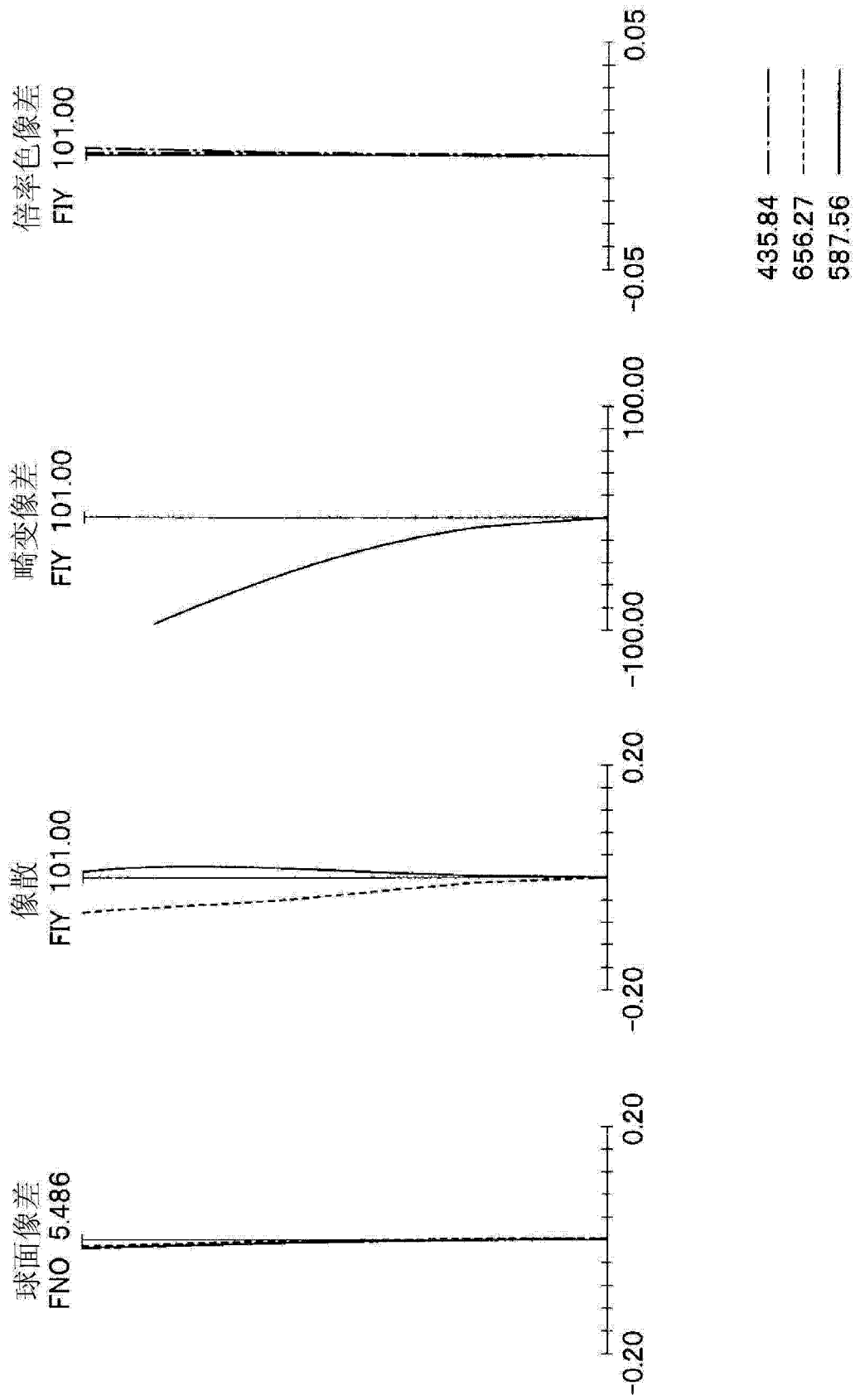


图 2B

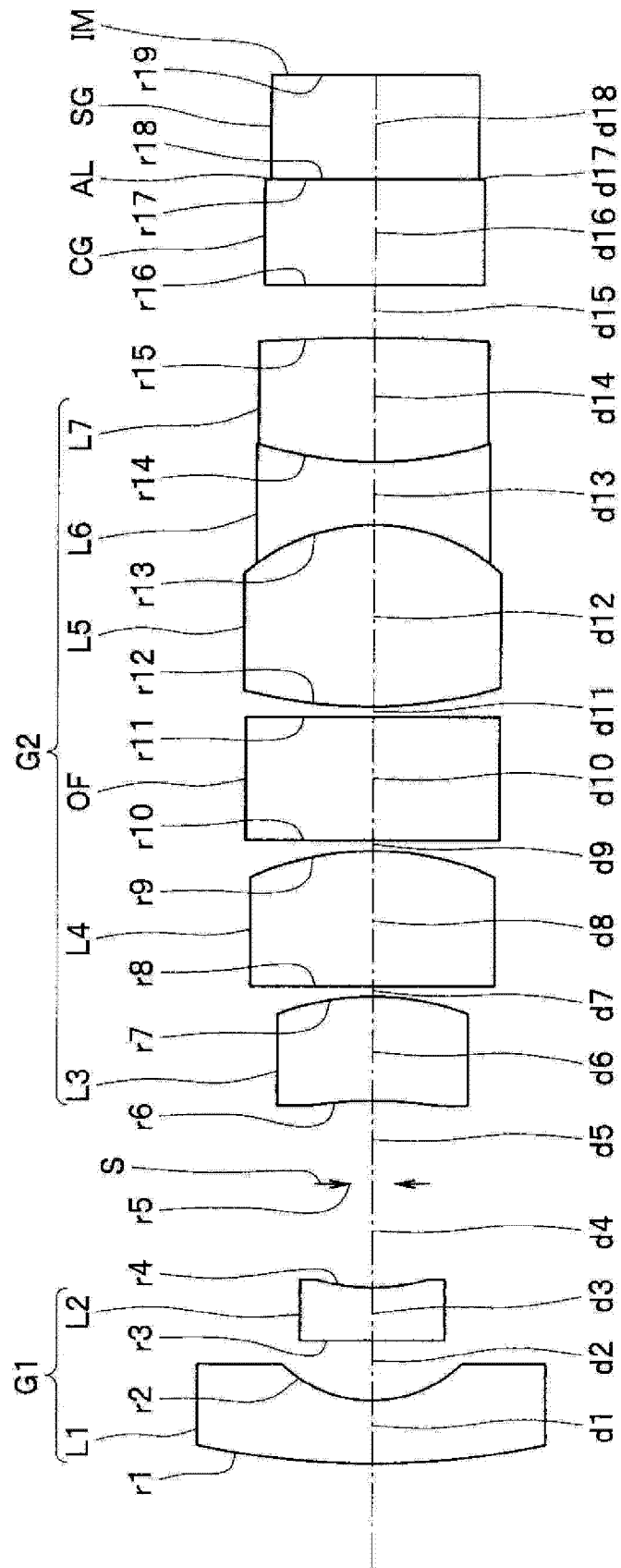


图 3A

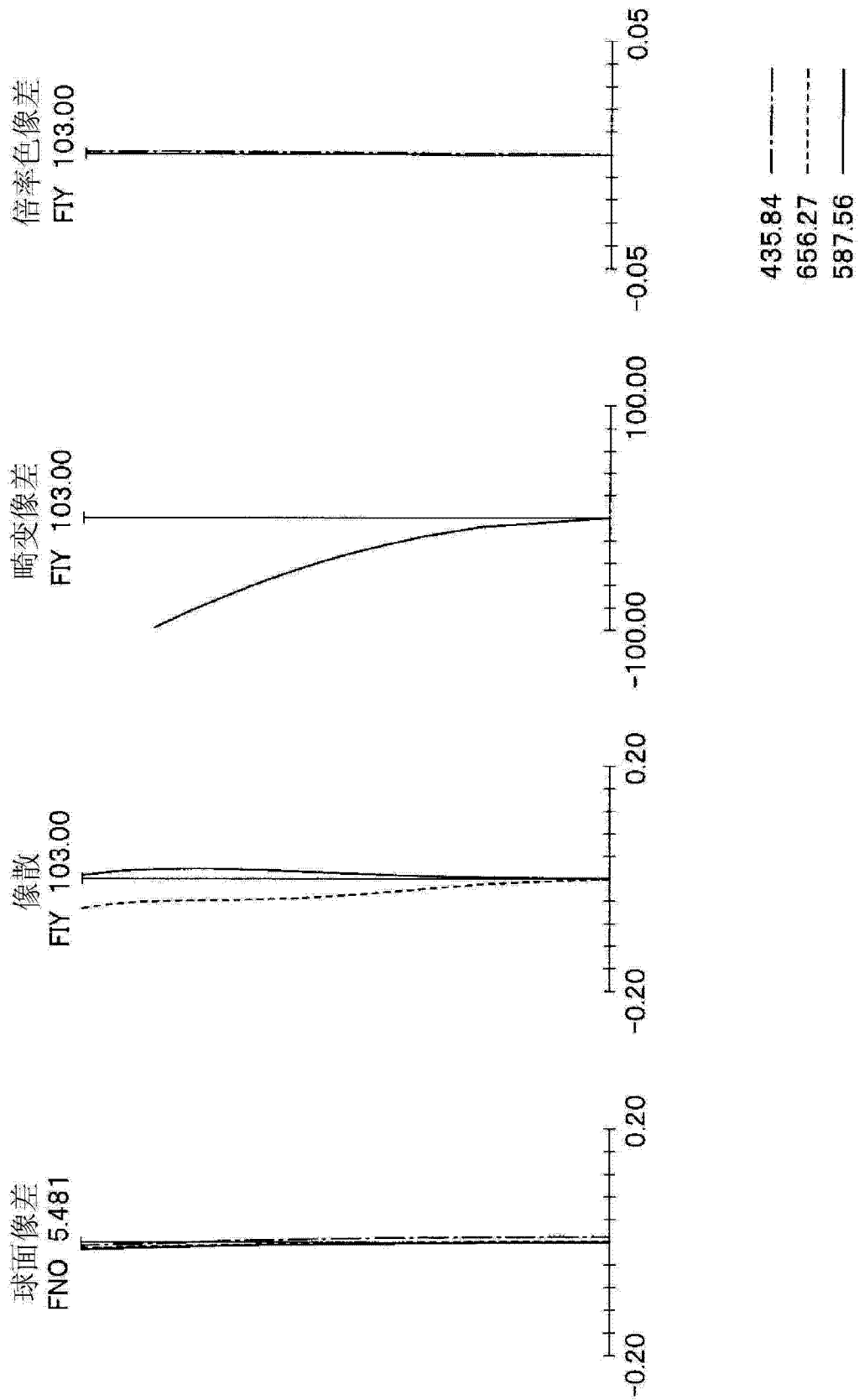


图 3B

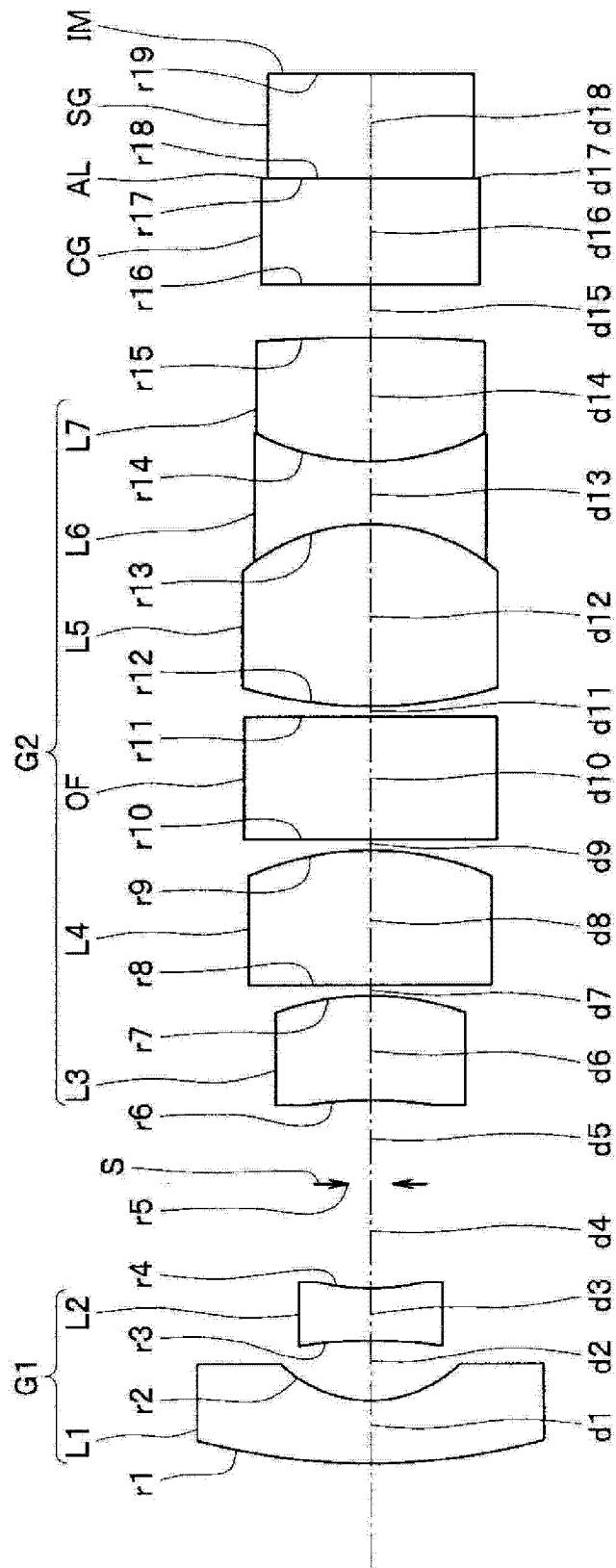


图 4A

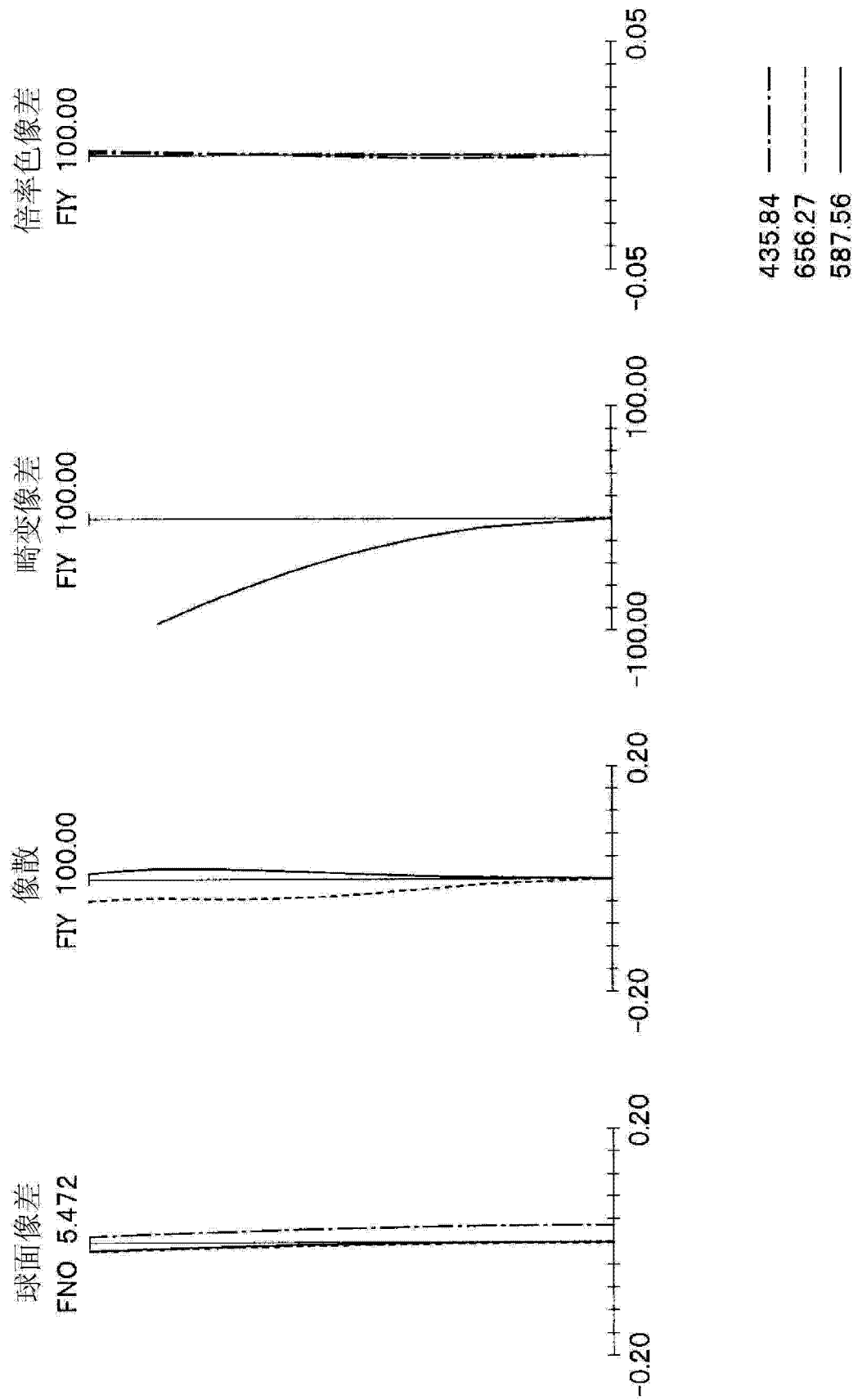


图 4B

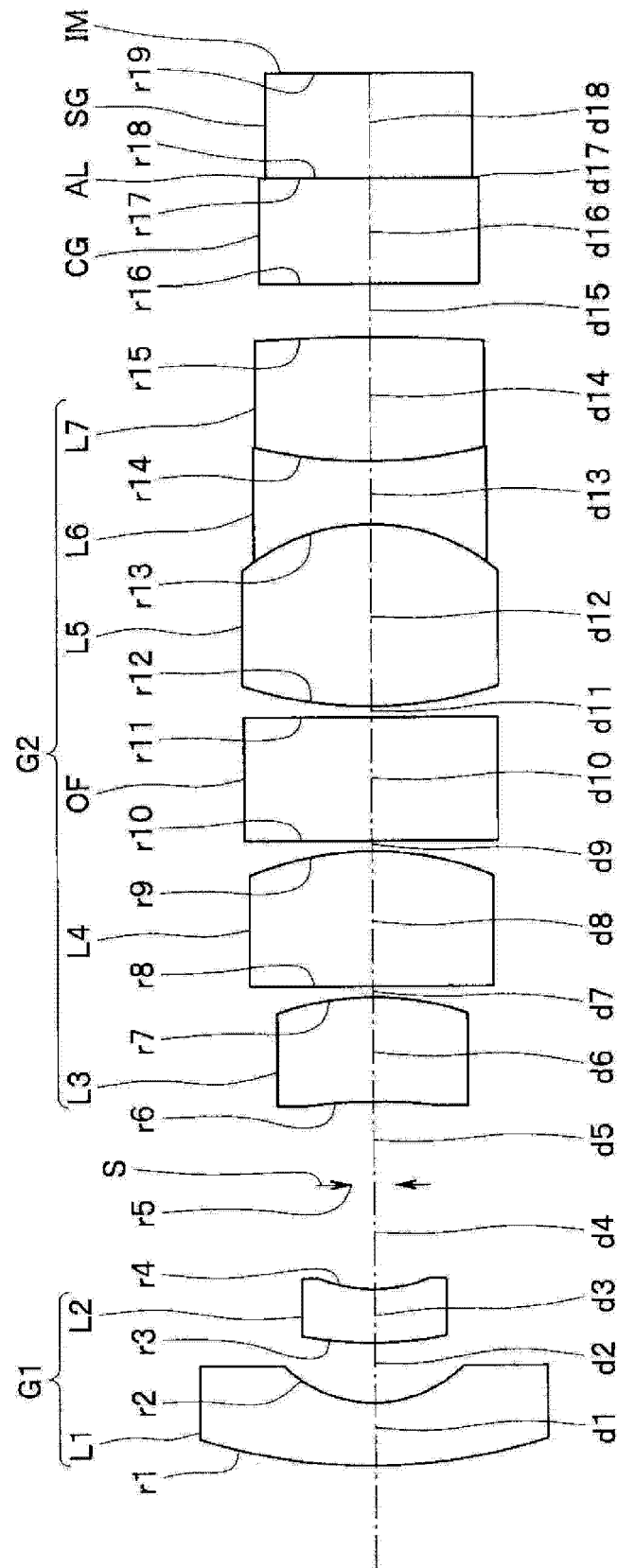


图 5A

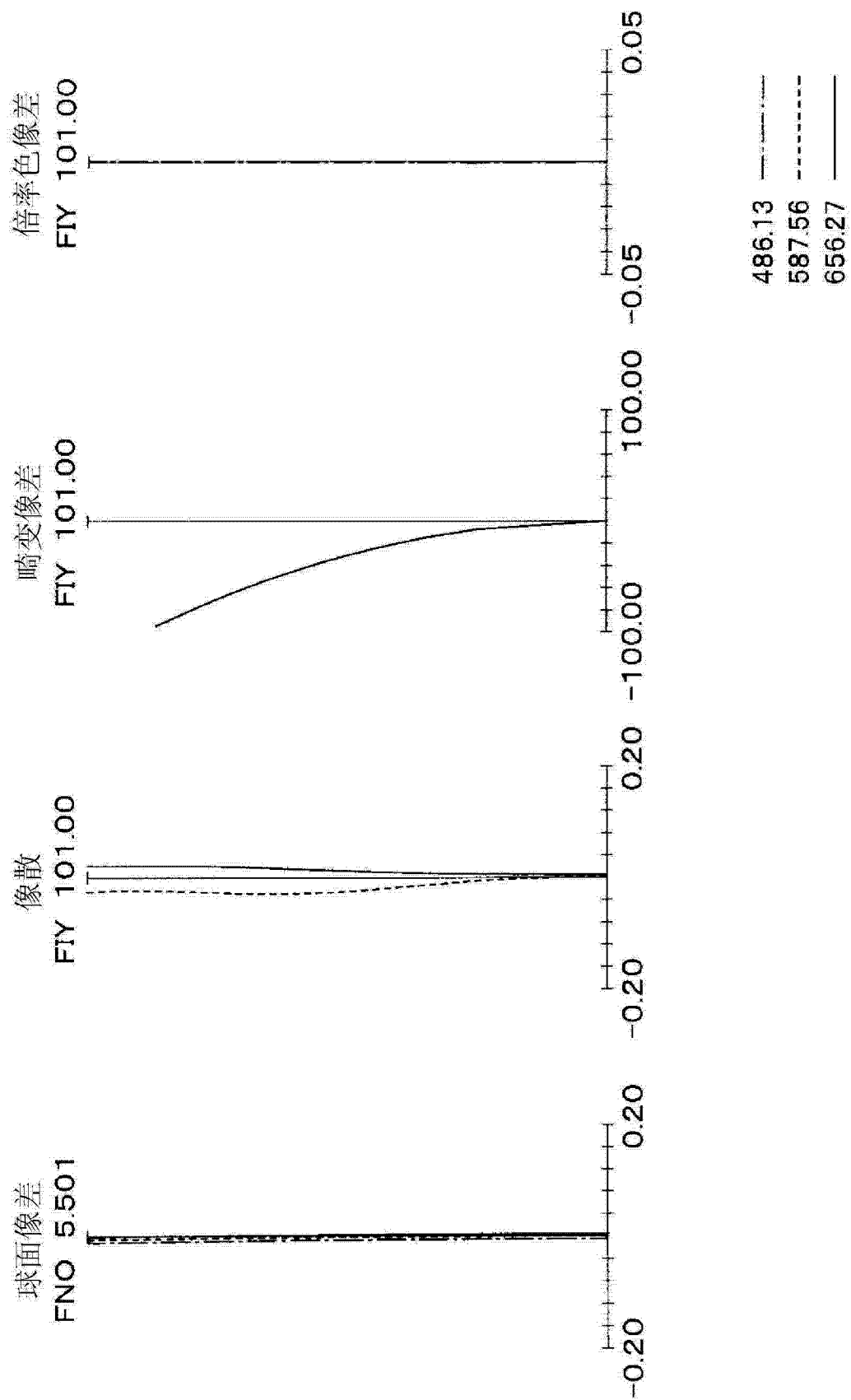


图 5B

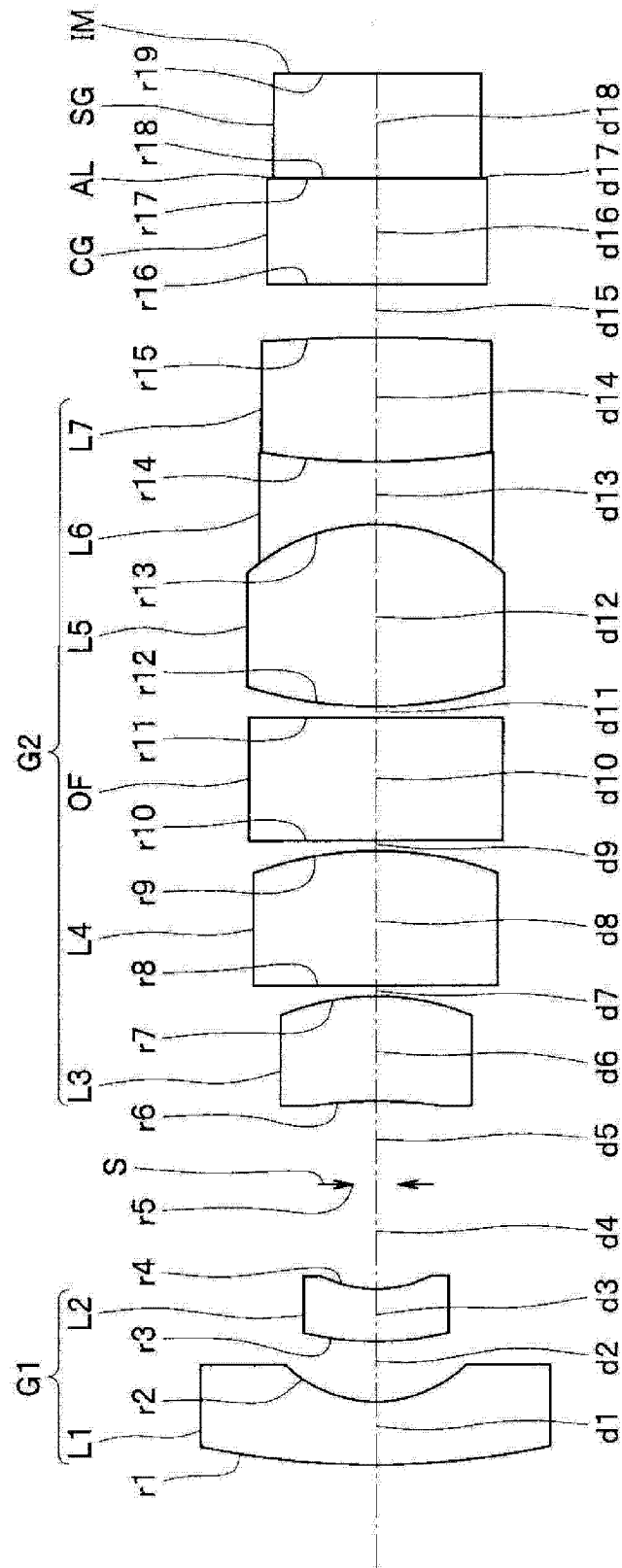


图 6A

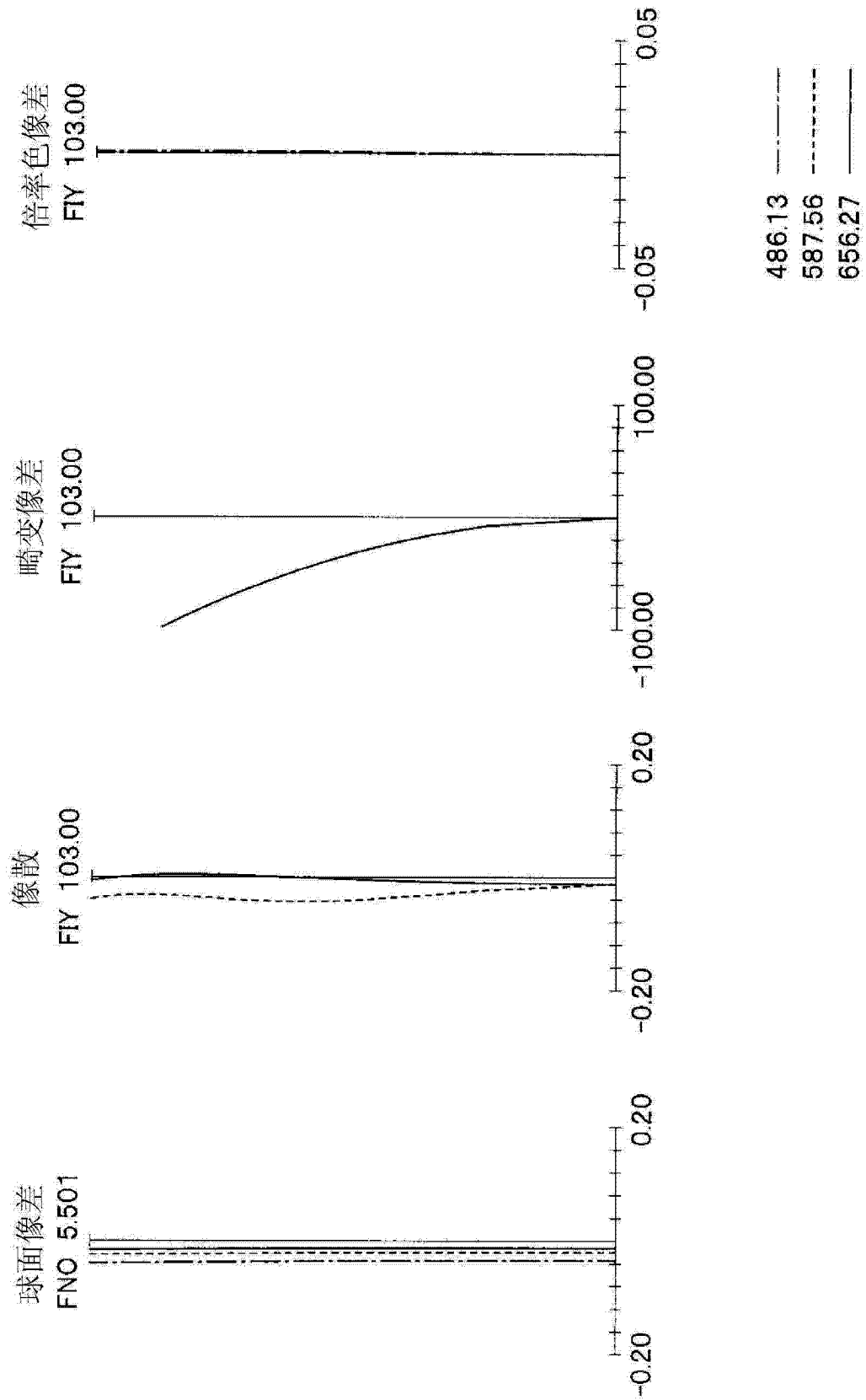


图 6B

专利名称(译)	内窥镜用光学系统		
公开(公告)号	CN103299230B	公开(公告)日	2015-09-23
申请号	CN201280004954.9	申请日	2012-09-07
[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	片仓正弘		
发明人	片仓正弘		
IPC分类号	G02B13/04 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0019 A61B1/307 G02B13/06 A61B1/002 G02B23/2407 A61B1/00183 G02B23/243		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	张梅		
优先权	2011221667 2011-10-06 JP		
其他公开文献	CN103299230A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜用光学系统的特征在于，从物体侧起依次包括负的透镜组G1、亮度光圈S、正的透镜组G2，负的透镜组G1从物体侧起依次包括负的第一透镜L1、负的第二透镜L2，满足下面的条件式(1)和(2)， $0.05 < H(100) \times (nd_{01} - 1) / R_{f01} < 0.38 \dots (1)$ ， $0.5 < \text{enp} / FL < 2.5 \dots (2)$ ，其中，H(100)是向第一透镜面入射的入射角为100度的主光线入射到第一透镜面的高度，Rf01是第一透镜L1的L面的曲率半径，nd01是第一透镜L1的折射率，FL是整个系统的焦距，enp是入射光瞳位置。

