

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014年8月28日(28.08.2014)

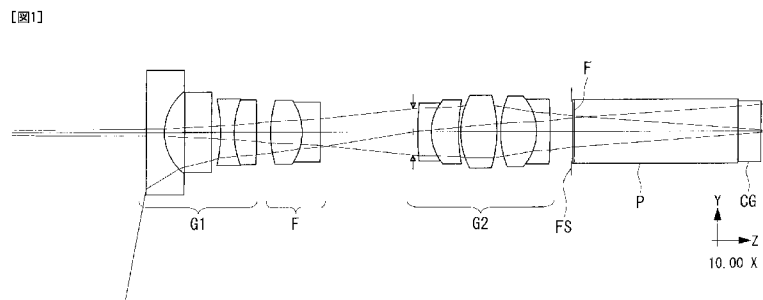


(10) 国際公開番号
WO 2014/129089 A1

- (51) 国際特許分類:
G02B 13/00 (2006.01) G02B 23/26 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/085015
- (22) 国際出願日: 2013年12月26日(26.12.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-033440 2013年2月22日(22.02.2013) JP
- (71) 出願人: オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 鶴澤 勉(UZAWA, Tsutomu); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 片倉 正弘(KATAKURA, Masahiro); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 上田 邦生, 外(UEDA, Kunio et al.); 〒2208137 神奈川県横浜市西区みなとみらい2-2-1 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(54) Title: ENDOSCOPE OBJECTIVE OPTICAL SYSTEM, AND IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 内視鏡用対物光学系及び撮像装置



(57) Abstract: Provided is an endoscope objective optical system in which aberration is not readily affected by manufacturing errors, aberration variation during focusing is reduced, and in addition, has a long back focus such that an optical member such as a polarising prism can be disposed therein. The endoscope objective optical system comprises, in the stated order from the object side to the image side: a front group (G1) which has a negative refractive power; a focusing lens (F); and a rear group (G2) which has a positive refractive power. The front group and the rear group are permanently fixed on the optical axis, and the endoscope objective optical system satisfies conditional expressions (1) and (2): $4 < FB/FL \dots (1)$, $FL/|fc| < 0.1 \dots (2)$, where FB is the distance from the rear group lens surface closest to the image side to the rear-side focal position of the entire endoscope objective optical system, namely, the back focus of the entire system, FL is the focal length of the entire endoscope objective optical system, fc is the focal length of the focusing lens, and |fc| is the absolute value of fc.

(57) 要約: バックフォーカスを長くして偏光プリズム等の光学部材を配置可能としながら、収差が製造誤差による影響を受けにくく、フォーカシング時の収差の変動を少なくする。物体側から像側へ順に、負の屈折力を有する前群G1、フォーカシングレンズF、正の屈折力を有する後群G2を備え、前群及び後群が、光軸上に常に固定されており、以下の条件式(1)及び(2)を満たす内視鏡用対物光学系を提供する。 $4 < FB/FL \dots (1)$ $FL/|fc| < 0.1 \dots (2)$ ただし、FBは、内視鏡用対物光学系全系のバックフォーカスであり、後群の最も像側のレンズ面から全系の後ろ側焦点位置までの距離である。また、FLは、内視鏡用対物光学系全系の焦点距離であり、fcはフォーカシングレンズの焦点距離であり、|fc|はその絶対値である。

WO 2014/129089 A1

明 細 書

発明の名称：内視鏡用対物光学系及び撮像装置

技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡用対物光学系に関し、特にバックフォーカスが長い内視鏡用対物光学系に関する。

背景技術

[0002] 内視鏡用対物光学系において、光路内にプリズム等の光学部材を配置するために長いバックフォーカスを確保する必要がある場合がある。このような長いバックフォーカスを有する対物光学系レンズとして、例えば、特許文献1、特許文献2が提案されている。

特許文献1及び特許文献2は、何れも対物レンズとその結像面との間に光学部材を配置しており、特に特許文献1では、光路折り曲げ用プリズムを配置し、特許文献2では、分光光学部材としての分光素子を配置している。

また近年、撮像素子の高画質化により被写界深度が狭くなる傾向にあり、例えば、特許文献3のように、広い観察深度を確保することを目的として、作動距離（WD）の変化に伴う焦点位置の移動を補正し一定に保つフォーカシング機能を有する内視鏡用対物レンズも提案されている。

一方、撮像素子の高画質化に伴い、フォーカシング機能を有する内視鏡用対物光学系においても、作動距離の変動に伴うピント合わせだけでなく、フォーカシング時の収差変動を小さく抑えることがより一層重要となっている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特許第4919419号公報

特許文献2：特許第4675348号公報

特許文献3：特許第4819969号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、上記した各特許文献では、バックフォーカスの長さが不十分であったり、フォーカシング機能を有しない、又は、有していても光路中にプリズム等の光学素子を配置することを想定していないため、フォーカシング時の収差変動を所望の範囲に抑えることができない。

また、上述のように、フォーカシング時の収差変動を小さく抑えることがより一層重要となっている。一方で、フォーカシングレンズの摺動性を向上させるために、ある程度の遊びを確保する必要があり、製造誤差によるフォーカシングレンズの偏心は避けられない。そして、フォーカシングレンズの偏心等の製造誤差により、収差の劣化が目立ちやすくなってしまふ。

[0005] 本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、偏光プリズム等の光学部材を配置可能であり、収差が製造誤差による影響を受けにくく、フォーカシング時の収差の変動が少ないバックフォーカスの長い内視鏡用対物光学系を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の一態様は、物体側から像側へ順に、負の屈折力を有する前群、フォーカシングレンズ、正の屈折力を有する後群を備え、前記前群及び前記後群が、光軸上に常に固定されており、以下の条件式（１）及び（２）を満たす内視鏡用対物光学系を提供する。

$$4 < FB / FL \quad \dots (1)$$

$$FL / |fc| < 0.1 \quad \dots (2)$$

ただし、FBは、内視鏡用対物光学系全系のバックフォーカスであり、後群の最も像側のレンズ面から全系の後ろ側焦点位置までの距離である。また、FLは、内視鏡用対物光学系全系の焦点距離であり、fcはフォーカシングレンズの焦点距離であり、|fc|はその絶対値である。

[0007] 本態様によれば、上記条件式を満たすことで、偏光プリズム等の光学部材を配置可能としながら、フォーカシングレンズの焦点距離を規定することに

より、製造誤差による収差の変動とフォーカシングによる収差の変動を抑制する。具体的には、製造誤差による収差を抑制して、光学性能劣化への影響を小さくし、例えば、片ボケを抑制することができる。また、フォーカシングによる収差の変動を抑制して、非点収差の変動を小さくし、作動距離が短い側で像面がマイナス側に倒れやすくなるのを防止することができる。なお、フォーカシングレンズは正あるいは負の、弱い屈折力をもつ。

[0008] 上記した態様において、以下の条件式（3）及び（4）を満たすことが好ましい。

$$-3 < F_F / FL < -0.9 \quad \dots (3)$$

$$2.5 < F_R / FL < 5 \quad \dots (4)$$

ただし、 F_F は前群の焦点距離であり、 F_R は後群の焦点距離である。

[0009] このようにすることで、前群の屈折力を十分に保ちながら、広画角化に有利とし、軸外の高次収差を抑えつつ、偏心誤差の光学性能劣化への影響を小さくすることができる。

また、後群の屈折力を保ち、バックフォーカスを確保しつつ、レンズサイズを所望の範囲に抑えることができる。

[0010] 上記した態様において、前記フォーカシングレンズが、正の屈折率を有し、作動距離が長い側から短い側に向かって変化するとき、前記フォーカシングレンズを像側に移動することで作動距離が短い側にピント合わせることが好ましい。

[0011] このようにすることで、フォーカシングレンズを光軸上像側に移動することで作動距離が短い側にピント合わせることができる。

[0012] 上記した態様において、前記フォーカシングレンズが、負の屈折率を有し、作動距離が長い側から短い側に向かって変化するとき、前記フォーカシングレンズを物体側に移動することで作動距離が短い側にピント合わせることが好ましい。

[0013] このようにすることで、フォーカシングレンズを光軸上物体側に移動する

ことで作動距離が短い側にピント合わせることができる。

[0014] また、本発明の他の態様は、上記の内視鏡用対物光学系と、該内視鏡用対物光学系の結像位置近傍に配置された1つの撮像素子と、前記対物レンズと前記撮像素子との間に配置され、前記対物レンズからの光束を反射光束と透過光束の2つの光束に分割するための分割素子と、前記反射光束を折り返して反射させるための第1反射部材と、前記透過光束を反射させるための第2反射部材と、を有し、前記分割素子を介して前記第1反射部材で反射した光束を前記撮像素子における第1領域に結像させ、前記第2反射部材で反射した光束を前記撮像素子における前記第1領域とは異なる第2領域に結像させる撮像装置を提供する。

[0015] 上記した内視鏡用対物光学系が、光学部材を配置可能であり、収差が製造誤差による影響を受けにくく、フォーカシング時の収差の変動が少ないバックフォーカスの長いものであることから、この内視鏡用対物光学系を撮像装置に適用することで、高品質な被写体像を取得することができる。

発明の効果

[0016] 本発明によれば、バックフォーカスを長くして偏光プリズム等の光学部材を配置可能としながら、収差が製造誤差による影響を受けにくく、フォーカシング時の収差の変動を少なくすることができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0017] [図1]本発明の第1実施形態に係る対物光学系の全体構成を示す断面図である。

[図2]本発明の実施例1に係る対物光学系の全体構成を示す断面図である。

[図3]本発明の実施例1に係る対物光学系の全体構成を示す断面図であり、夫々(A)は通常観察状態を、(B)近距離観察状態を示す。

[図4]図3(A)の対物光学系の通常観察状態における収差曲線図である。

[図5]図3(B)の対物光学系の近距離観察状態における収差曲線図である。

[図6]本発明の実施例2に係る対物光学系の全体構成を示す断面図である。

[図7]本発明の実施例2に係る対物光学系の全体構成を示す断面図であり、夫

々（A）は通常観察状態を、（B）近距離観察状態を示す。

[図8]図7（A）の対物光学系の通常観察状態における収差曲線図である。

[図9]図7（B）の対物光学系の近距離状態における収差曲線図である。

[図10]本発明の実施例3に係る対物光学系の全体構成を示す断面図である。

[図11]本発明の実施例3に係る対物光学系の全体構成を示す断面図であり、夫々（A）は通常観察状態を、（B）近距離観察状態を示す。

[図12]図11（A）の対物光学系の通常観察状態における収差曲線図である。
。

[図13]図11（B）の対物光学系の近距離観察状態における収差曲線図である。

[図14]本発明の実施例4に係る対物光学系の全体構成を示す断面図である。

[図15]本発明の実施例4に係る対物光学系の全体構成を示す断面図であり、夫々（A）は通常観察状態を、（B）近距離観察状態を示す。

[図16]図15（A）の対物光学系の通常観察状態における収差曲線図である。
。

[図17]図15（B）の対物光学系の近距離観察状態における収差曲線図である。

[図18]本発明の実施例5に係る対物光学系の全体構成を示す断面図であり、夫々（A）は通常観察状態を、（B）近距離観察状態を示す。

[図19]図18（A）の対物光学系の通常観察状態における収差曲線図である。
。

[図20]図18（B）の対物光学系の近距離観察状態における収差曲線図である。

[図21]本発明の実施例6に係る対物光学系の全体構成を示す断面図である。

[図22]本発明の実施例6に係る対物光学系の全体構成を示す断面図であり、夫々（A）は通常観察状態を、（B）近距離観察状態を示す。

[図23]図22（A）の対物光学系の通常観察状態における収差曲線図である。
。

[図24]図 2 2 (B) の対物光学系の近距離観察状態における収差曲線図である。

[図25]本発明の実施例 7 に係る対物光学系の全体構成を示す断面図である。

[図26]本発明の実施例 7 に係る対物光学系の全体構成を示す断面図であり、夫々 (A) は通常観察状態を、(B) 近距離観察状態を示す。

[図27]図 2 6 (A) の対物光学系の通常観察状態における収差曲線図である。

[図28]図 2 6 (B) の対物光学系の近距離観察状態における収差曲線図である。

[図29]本発明の実施例 8 に係る対物光学系の全体構成を示す断面図である。

[図30]本発明の実施例 8 に係る対物光学系の全体構成を示す断面図であり、夫々 (A) は通常観察状態を、(B) 近距離観察状態を示す。

[図31]図 3 0 (A) の対物光学系の通常観察状態における収差曲線図である。

[図32]図 3 0 (B) の対物光学系の近距離観察状態における収差曲線図である。

[図33]本発明の第 2 の実施形態にかかる撮像装置の概略構成を示す説明図であり、(A) は全体構成を模式的に示す図、(B) は撮像素子の第 1 及び第 2 の領域に夫々結像する画像における被写体の向きを示す図である。

[図34]図 3 3 の撮像装置における対物光学系と分割素子と第 2 反射部材の斜視図である。

[図35]図 3 3 の撮像装置における画像選択部の構成例を示す説明図で、(A) はその一例を示し、(B) は他の例を示す。

発明を実施するための形態

[0018] [第 1 の実施形態]

以下に、本発明の第 1 の実施形態に係る対物光学系について図面を参照して説明する。

図 1 は、本実施形態に係る内視鏡用対物光学系 1 の全体構成を示す断面図

を示している。図 1 に示すように、内視鏡用対物光学系 1 は、物体側から順に、負の屈折力を有する（以下、単に「負の」という）前群 G 1、フォーカシングレンズ F、及び正の屈折力を有する（以下、単に「正の」という）後群 G 2 を備えている。

[0019] 正の後群 G 2 の像側には光学フィルタ F、光学プリズム P、図示しない撮像素子を封止するカバーガラス等の光学部材 C G を配置している。

そして、内視鏡用対物光学系の像面近傍には撮像素子が配置され、内視鏡用対物光学系と撮像光学系を構成している。

[0020] 内視鏡用対物光学系は、前群及び後群が光軸上に常に固定されており、以下の条件式を満足するように構成されている。

$$4 < F B / F L \quad \dots (1)$$

$$F L / | f c | < 0.1 \quad \dots (2)$$

ただし、F B は、内視鏡用対物光学系全系のバックフォーカスであり、後群の最も像側のレンズ面から全系の後ろ側焦点位置までの距離である。また、F L は、内視鏡用対物光学系全系の焦点距離であり、f c はフォーカシングレンズの焦点距離であり、| f c | はその絶対値である。

[0021] 条件式 (1) は、バックフォーカスを規定したものである。条件式 (1) の下限 4 を下回ると偏光プリズム等の光学部材を配置することが困難となる。

条件式 (2) は、製造誤差による収差の変動とフォーカシングによる収差の変動に関し、フォーカシングレンズの焦点距離を規定したものである。フォーカシングレンズは正あるいは負の、弱い屈折力をもつ。条件式 (2) の上限 0.1 を超えると偏心誤差の光学性能劣化への影響度が高くなり好ましくない。具体的には、同じ偏心誤差でも片ボケ等が発生しやすくなる。またフォーカシングによる収差の変動が大きくなり好ましくない。特に、非点収差の変動が大きくなり、作動距離が短い側で像面がマイナス側に倒れやすくなる。

[0022] また、内視鏡用対物光学系 1 は、以下の条件式を満足するように構成され

ると更に好ましい。

$$-3 < F_F / FL < -0.9 \quad \dots (3)$$

$$2.5 < F_R / FL < 5 \quad \dots (4)$$

ただし、 F_F は前群の焦点距離であり、 F_R は後群の焦点距離である。

[0023] ここで、条件式(3)は前群の小型化に関し、前群の焦点距離を規定している。この条件式(3)の下限-3を下回ると前群の屈折力が不十分となり、第1レンズL1の径が大きくなりやすい。また広画角化に不利となる。条件式(3)の上限-0.9を超えると各レンズのレンズ径の小型化には有利となるが、軸外の高次収差が発生しやすくなる。また偏心誤差の光学性能劣化への影響度が高くなりやすく、好ましくない。

[0024] 条件式(4)はバックフォーカスの確保に関し、後群の焦点距離を規定している。条件式(4)の下限2.5を下回ると後群の屈折力が不十分となり、バックフォーカスの確保に不利である。条件式(4)の上限5を超えるとバックフォーカスの確保には有利であるが、レンズサイズが長大化しやすくなり好ましくない。

[0025] フォーカシングレンズFとしては、正又は負の屈折力を有するものを適用することができるが、フォーカシングレンズFが、正の屈折力を有する場合には、作動距離が長い側から短い側に向かって変化するとき、フォーカシングレンズを像側に移動することで作動距離が短い側にピント合わせることが好ましい。

[0026] また、フォーカシングレンズFが、負の屈折率を有し、作動距離が長い側から短い側に向かって変化するとき、フォーカシングレンズFを物体側に移動することで作動距離が短い側にピント合わせることが好ましい。

フォーカシングレンズFを光軸上物体側に移動することで作動距離が短い側にピント合わせることができるためである。

[0027] 本発明によれば、上記条件式を満たすことで、偏光プリズム等の光学部材を配置可能としながら、フォーカシングレンズの焦点距離を規定することに

より、製造誤差による収差の変動とフォーカシングによる収差の変動を抑制する。具体的には、製造誤差による収差を抑制して、光学性能劣化への影響を小さくし、例えば、片ボケを抑制することができる。また、フォーカシングによる収差の変動を抑制して、非点収差の変動を小さくし、作動距離が短い側で像面がマイナス側に倒れやすくなるのを防止することができる。なお、フォーカシングレンズは正あるいは負の、弱い屈折率、すなわち、屈折力をもつ。

実施例

[0028] 続いて、上述した第1の実施形態に係る対物光学系の実施例1～実施例8について、図2～図32を参照して説明する。各実施例に記載のレンズデータにおいて、 r は曲率半径（単位mm）、 d は面間隔（mm）、 N_d は d 線に対する屈折率、 V_d は、 d 線に対するアッベ数を示している。

[0029] （実施例1）

本発明の実施例1に係る内視鏡用対物光学系の構成を図2及び図3に示す。なお、図3において、（A）は通常観察状態を、（B）は近距離観察状態を示し、光線は軸上マージナル光線、最大画角の主光線を示す。また、本実施例に係る内視鏡用対物光学系の通常観察状態の収差曲線図を図4に、近距離観察状態の収差曲線図を図5に示す。

[0030] 図2に示すように、実施例1に係る内視鏡用対物光学系1において、負の前群G1は、物体側から順に、物体側が平面の平凹レンズの第1レンズL1、赤外カットフィルターCF、両凹レンズの第2レンズL2、両凸レンズの第3レンズL3を備えている。このうち、第2レンズL2と第3レンズL3とは接合された接合レンズCL1となっている。

[0031] フォーカシングレンズFは、両凸レンズの第4レンズL4、物体側に凹面を向けた負メニスカスレンズの第5レンズL5を有しており、第4レンズL4と第5レンズL5は接合された接合レンズCL2となっている。フォーカシングレンズFは、正の屈折力を有している。

[0032] 正の後群G2は、物体側から順に、像側に凹面を向けた負メニスカスレン

ズの第6レンズL 6、像側に凹面を向けた正メニスカスレンズの第7レンズL 7、両凸レンズの第8レンズL 8、両凸レンズの第9レンズL 9、及び物体側に凹面を向けた負メニスカスレンズの第10レンズL 10を備えている。このうち、第6レンズL 6と第7レンズL 7とは接合されて接合レンズCL 3となっており、第9レンズL 9と第10レンズL 10とは接合されて接合レンズCL 4となっている。

[0033] また、フォーカシングレンズFと後群G 2との間に明るさ絞りASが設けられている。

近距離観察時は、フォーカシングレンズFである第4レンズL 4と第5レンズL 5が光軸上を像側へ移動し、作動距離が短い側にピント合わせを行う。

本発明の実施例1に係る対物光学系のレンズデータを以下に示す。

[0034] レンズデータ

面番号	r	d	N d
V d			
物体面	∞	(d 0)	1.
1	∞	0. 6 3 2 1	1. 8 8 3 0 0
4 0. 7 6			
2	1. 8 8 1 2	0. 6 9 5 7	1.
3 (F S)	∞	0. 0 1 5 8	1.
4	∞	0. 9 4 8 2	1. 5 2 1 0 0
6 5. 1 2			
5	∞	0. 3 1 6 1	1.
6	-5. 3 7 5 5	0. 4 7 4 1	1. 8 8 3 0 0
4 0. 7 6			
7	3. 2 1 8 8	0. 7 9 0 2	1. 5 8 1 4 4
4 0. 7 5			
8	-3 2. 1 8 2 3	(d 8)	1.

9	3. 9802	1. 1062	1. 58267
46. 42			
10	-2. 0251	0. 6321	1. 81600
46. 62			
11	-54. 4755	(d11)	1.
12 (AS)	∞	0. 1580	1.
13	11. 0632	0. 4741	1. 88300
40. 76			
14	1. 7988	0. 9482	1. 80518
25. 42			
15	6. 1860	0. 0790	1.
16	2. 7854	1. 2643	1. 58144
40. 75			
17	-4. 4702	0. 1264	1.
18	3. 3806	1. 2643	1. 51823
58. 90			
19	-1. 8964	0. 4741	1. 92286
18. 90			
20	-20. 5234	0. 7428	1.
21 (FS)	∞	0. 0474	1.
22	∞	0. 0522	1. 53000
56. 00			
23	∞	5. 7019	1. 72916
54. 68			
24	∞	0. 0158	1. 51000
64. 00			
25	∞	0. 7902	1. 61350
50. 49			

26	∞	0.3161	1.
像面	∞	0.	

[0035]	各種データ	通常観察	近距離観察
	d0	20.40000	4.90000
	d8	0.48991	1.03205
	d11	3.25356	2.71142

[0036] (実施例2)

本発明の実施例2に係る内視鏡用対物光学系の構成を図6及び図7に示す。なお、図7において、(A)は通常観察状態を、(B)は近距離観察状態を示し、光線は軸上マージナル光線、最大画角の主光線を示す。また、本実施例に係る内視鏡用対物光学系の通常観察状態の収差曲線図を図8に、近距離観察状態の収差曲線図を図9に示す。

[0037] 図6に示すように、実施例2に係る内視鏡用対物光学系2において、負の前群G1は、物体側から順に、物体側が平面の平凹レンズの第1レンズL1、赤外カットフィルターCF、両凹レンズの第2レンズL2、両凸レンズの第3レンズL3を備えている。このうち、第2レンズL2と第3レンズL3とは接合された接合レンズCL1となっている。

[0038] フォーカシングレンズFは、両凸レンズの第4レンズL4、両凹レンズの第5レンズL5を有しており、第4レンズL4と第5レンズL5は接合された接合レンズCL2となっている。フォーカシングレンズFは、正の屈折力を有している。

[0039] 正の後群G2は、物体側から順に、像側に凹面を向けた負メニスカスレンズの第6レンズL6、像側に凹面を向けた正メニスカスレンズの第7レンズL7、両凸レンズの第8レンズL8、両凸レンズの第9レンズL9、及び物体側に凹面を向けた負メニスカスレンズの第10レンズL10を備えている。このうち、第6レンズL6と第7レンズL7とは接合されて接合レンズCL3となっており、第9レンズL9と第10レンズL10とは接合されて接合レンズCL4となっている。

[0040] また、フォーカシングレンズFと後群G 2との間に明るさ絞りASが設けられている。

近距離観察時は、フォーカシングレンズFである第4レンズL 4と第5レンズL 5が光軸上を像側へ移動し、作動距離が短い側にピント合わせを行う。

本発明の実施例2に係る対物光学系のレンズデータを以下に示す。

[0041] レンズデータ

面番号	r	d	N d
V d			
物体面	∞	(d 0)	1.
1	∞	0. 6 0 1 8	1. 8 8 3 0 0
4 0. 7 6			
2	1. 7 8 3 8	0. 6 6 2 3	1.
3 (F S)	∞	0. 0 1 5 0	1.
4	∞	0. 9 0 2 7	1. 5 2 1 0 0
6 5. 1 2			
5	∞	0. 3 0 0 9	1.
6	-5. 8 6 3 2	0. 4 5 1 4	1. 8 8 3 0 0
4 0. 7 6			
7	3. 0 3 8 8	0. 7 5 2 3	1. 5 8 1 4 4
4 0. 7 5			
8	-2 6 2. 6 1 5 7	(d 8)	1.
9	3. 4 5 5 5	1. 0 5 3 2	1. 5 8 2 6 7
4 6. 4 2			
1 0	-1. 9 5 9 3	0. 6 0 1 8	1. 8 1 6 0 0
4 6. 6 2			
1 1	1 8 8. 3 6 8 2	(d 1 1)	1.
1 2 (A S)	∞	0. 1 5 0 5	1.

13	6.6902	0.4514	1.88300
40.76			
14	1.7629	0.9027	1.80518
25.42			
15	4.8177	0.0752	1.
16	2.6152	1.2037	1.58144
40.75			
17	-4.6255	0.1204	1.
18	3.3881	1.2037	1.51823
58.90			
19	-1.8055	0.4514	1.92286
18.90			
20	-14.9878	0.7064	1.
21	∞	0.0451	1.
22	∞	0.0497	1.53000
56.00			
23	∞	5.4285	1.72916
54.68			
24	∞	0.0150	1.51000
64.00			
25	∞	0.7523	1.61062
50.49			
26	∞	0.3009	1.
像面	∞	0.	

[0042]	各種データ	通常観察	近距離観察
	d0	19.40000	4.70000
	d8	0.46642	1.05683
	d11	2.91113	2.32071

[0043] (実施例3)

本発明の実施例3に係る内視鏡用対物光学系3の構成を図10及び図11に示す。なお、図11において、(A)は通常観察状態を、(B)は近距離観察状態を示し、光線は軸上マージナル光線、最大画角の主光線を示す。また、本実施例に係る内視鏡用対物光学系3の通常観察状態の収差曲線図を図12に、近距離観察状態の収差曲線図を図13に示す。

[0044] 図10に示すように、実施例3に係る内視鏡用対物光学系3において、負の前群G1は、物体側から順に、物体側が平面の平凹レンズの第1レンズL1、赤外カットフィルターCF、両凹レンズの第2レンズL2及び両凸レンズの第3レンズL3を備えている。

フォーカシングレンズFは、物体側に凸面を向けた正メニスカスレンズの第4レンズであり、正の屈折力を有している。

[0045] また、正の後群は、像側に凹面を向けた負メニスカスレンズの第5レンズL5、像側に凹面を向けた正メニスカスレンズの第6レンズL6、両凸レンズの第7レンズL7、両凸レンズの第8レンズL8、及び物体側に凹面を向けた負メニスカスレンズの第9レンズL9を備えている。このうち、第5レンズL5と第6レンズL6は接合されて接合レンズCL5となっており、第8レンズL8と第9レンズL9とは接合されて接合レンズCL6となっている。

[0046] また、フォーカシングレンズFと後群G2との間に明るさ絞りASが設けられている。

近距離観察時は、フォーカシングレンズFである第4レンズが光軸上を像側へ移動し、作動距離が短い側にピント合わせを行う。

本発明の実施例3に係る内視鏡用対物光学系3のレンズデータを以下に示す。

[0047] レンズデータ

面番号	r	d	Nd	Vd
-----	---	---	----	----

物体面	∞	(d 0)	1.
1	∞	0. 6 0 3 4	1. 8 8 3 0 0
4 0. 7 6			
2	1. 6 9 4 6	0. 6 6 4 0	1.
3 (F S)	∞	0. 0 1 5 1	1.
4	∞	0. 9 0 5 1	1. 5 2 1 0 0
6 5. 1 2			
5	∞	0. 3 0 1 7	1.
6	- 1 6. 6 1 9 3	0. 6 0 3 4	1. 8 8 3 0 0
4 0. 7 6			
7	3. 5 6 3 0	1. 1 3 4 1	1.
8	5. 9 5 2 9	0. 9 0 4 9	1. 5 3 1 7 2
4 8. 8 4			
9	- 7. 5 2 1 0	(d 9)	1.
1 0	2. 8 8 8 9	0. 7 7 8 0	1. 4 9 7 0 0
8 1. 5 4			
1 1	2. 9 8 9 1	(d 1 1)	1.
1 2 (A S)	∞	0. 1 5 0 8	1.
1 3	2 1. 2 0 9 7	0. 4 5 3 2	1. 8 8 3 0 0
4 0. 7 6			
1 4	1. 3 9 9 6	0. 8 9 5 5	1. 8 0 5 1 8
2 5. 4 2			
1 5	6. 6 2 3 5	0. 1 4 3 8	1.
1 6	2. 4 5 1 8	1. 0 5 5 9	1. 5 3 1 7 2
4 8. 8 4			
1 7	- 3. 4 1 8 7	0. 1 5 0 8	1.
1 8	3. 6 4 0 7	0. 9 0 5 1	1. 5 8 1 4 4
4 0. 7 5			

19	-1.7430	0.4572	1.92286
18.90			
20	-91.7614	0.6946	1.
21 (FS)	∞	0.0588	1.
22	∞	0.0498	1.53000
56.00			
23	∞	5.4425	1.72916
54.68			
24	∞	0.0151	1.51000
64.00			
25	∞	0.7542	1.61062
50.49			
26	∞	0.3017	1.
像面	∞	0.	

[0048]	各種データ	通常観察	近距離観察
	d0	19.40000	4.70000
	d9	0.34913	2.58407
	d11	3.02798	0.79304

[0049] (実施例4)

本発明の実施例4に係る内視鏡用対物光学系4の構成を図14及び図15に示す。なお、図15において、(A)は通常観察状態を、(B)は近距離観察状態を示し、光線は軸上マージナル光線、最大画角の主光線を示す。また、本実施例に係る内視鏡用対物光学系4の通常観察状態の収差曲線図を図16に、近距離観察状態の収差曲線図を図17に示す。

[0050] 図14に示すように、実施例4に係る内視鏡用対物光学系4において、負の前群G1は、物体側から順に、物体側が平面の平凹レンズの第1レンズL1、赤外カットフィルターCF、両凹レンズの第2レンズL2及び両凸レンズの第3レンズL3を備えている。

[0051] フォーカシングレンズFは、物体側に凹面を向けた負メニスカスレンズの第4レンズであり、負の屈折力を有している。

正の後群G2は、物体側から順に、両凸レンズの第5レンズL5、物体側に凹面を向けた負メニスカスレンズの第6レンズL6、両凸レンズの第7レンズL7、物体側に凹面を向けた負メニスカスレンズの第8レンズL8を備えている。このうち、第5レンズL5と第6レンズL6は接合されて接合レンズCL7となっており、第7レンズL7と第8レンズL8とは接合されて接合レンズCL8となっている。

[0052] また、フォーカシングレンズFと後群G2との間に明るさ絞りASが設けられている。

近距離観察時は、フォーカシングレンズFである第4レンズL4が光軸上を物体側へ移動し、作動距離が短い側にピント合わせを行う。

本発明の実施例4に係る内視鏡用対物光学系4のレンズデータを以下に示す。

[0053] レンズデータ

面番号	r	d	Nd
物体面	∞	(d0)	1.
1	∞	0.5967	1.88300
		40.76	
2	1.7036	0.7062	1.
3 (FS)	∞	0.0448	1.
4	∞	0.8951	1.51800
		75.00	
5	∞	0.2796	1.
6	-4.0284	0.4485	1.88300
		40.76	
7	8.3388	0.1466	1.

8	3. 5894	1. 1194	1. 92286
18. 90			
9	-15. 8261	(d 9)	1.
10	-1. 5081	0. 7401	1. 77529
51. 13			
11	-2. 0343	(d 11)	1.
12 (AS)	∞	0. 0448	1.
13	7. 3029	0. 9108	1. 50217
57. 99			
14	-1. 8150	0. 3729	1. 95857
32. 95			
15	-2. 9271	0. 0298	1.
16 (FS)	∞	0. 0448	1.
17	9. 1509	0. 9811	1. 52890
45. 11			
18	-1. 8128	0. 4475	1. 92286
18. 90			
19	-2. 8699	0. 7099	1.
20 (FS)	∞	0. 0448	1.
21	∞	0. 0492	1. 53000
56. 00			
22	∞	5. 3823	1. 72916
54. 68			
23	∞	0. 0149	1. 51000
64. 00			
24	∞	0. 7459	1. 61062
50. 49			
25	∞	0. 2984	1.

	像面	∞	0.
[0054]	各種データ	通常観察	近距離観察
	d 0	19.20000	4.60000
	d 9	1.96471	0.63955
	d 11	0.28250	1.60767

[0055] (実施例5)

本発明の実施例5に係る内視鏡用対物光学系5の構成を図18に示す。なお、本実施例5に係る内視鏡用対物光学系5を構成する各レンズの形状等は実施例4と同一であるのでその説明を省略する。図18において、(A)は通常観察状態を、(B)は近距離観察状態を示し、光線は軸上マージナル光線、最大画角の主光線を示す。また、本実施例に係る内視鏡用対物光学系の通常観察状態の収差曲線図を図19に、近距離観察状態の収差曲線図を図20に示す。

本発明の実施例5に係る対物光学系のレンズデータを以下に示す。

[0056] レンズデータ

面番号	r	d	N d
V d			
物体面	∞	(d 0)	1.
1	∞	0.6019	1.88300
		40.76	
2	1.7554	0.6970	1.
3 (FS)	∞	0.0451	1.
4	∞	0.9029	1.51800
		75.00	
5	∞	0.2599	1.
6	-4.5983	0.4843	1.88300
		40.76	
7	5.2759	0.1540	1.

8	3. 2577	2. 1439	1. 92286	
18. 90				
9	-45. 0144	(d 9)	1.	
10	-1. 3809	0. 6003	1. 65160	5
8. 55				
11	-1. 8282	(d 11)	1.	
12 (AS)	∞	0. 0451	1.	
13	4. 9232	0. 9551	1. 48749	
70. 23				
14	-1. 7032	0. 3762	1. 88300	
40. 76				
15	-2. 5955	0. 0301	1.	
16 (FS)	∞	0. 0451	1.	
17	11. 1469	0. 9767	1. 48749	
70. 23				
18	-1. 7938	0. 4514	2. 00330	
28. 27				
19	-2. 8063	0. 7162	1.	
20 (FS)	∞	0. 0451	1.	
21	∞	0. 0497	1. 53000	
56. 00				
22	∞	5. 4293	1. 72916	
54. 68				
23	∞	0. 0150	1. 51000	
64. 00				
24	∞	0. 7524	1. 61062	
50. 491				
25	∞	0. 3010	1.	

	像面	∞	0.
[0057]	各種データ	通常観察	近距離観察
	d 0	19.40000	4.60000
	d 9	1.48113	0.63434
	d 1 1	0.28799	1.13479

[0058] (実施例6)

本発明の実施例6に係る内視鏡用対物光学系6の構成を図21及び図22に示す。なお、図22において、(A)は通常観察状態を、(B)は近距離観察状態を示し、光線は軸上マージナル光線、最大画角の主光線を示す。また、本実施例に係る内視鏡用対物光学系6の通常観察状態の収差曲線図を図23に、近距離観察状態の収差曲線図を図24に示す。

[0059] 図22に示すように、実施例6に係る内視鏡用対物光学系6において、負の前群G1は、物体側から順に、平面の平凹レンズの第1レンズL1、赤外カットフィルターCF、両凹レンズの第2レンズL2、両凸レンズの第3レンズL3を備えている。

フォーカシングレンズFは、物体側に凹面を向けた平凹レンズの第4レンズL4であり、負の屈折力を有している。

[0060] 正の後群G2は、物体側から順に、像側に凸面を向けた正メニスカスレンズの第5レンズL5、明るさ絞りAS、物体側が平面の平凸レンズの第7レンズL7、両凸レンズの第8レンズL8、及び物体側に凹面を向けた負メニスカスレンズの第9レンズL9を備えている。このうち、第5レンズL5と第6レンズL6は接合されて接合レンズCL9となっており、第8レンズL8と第9レンズL9とは接合されて接合レンズCL10となっている。

[0061] また、フォーカシングレンズFと後群G2との間に明るさ絞りASが設けられている。

近距離観察時は、フォーカシングレンズFである第4レンズL4が光軸から退避し、作動距離が短い側にピント合わせを行う。

本発明の実施例6に係る内視鏡用対物光学系6のレンズデータを以下に示

す。

[0062] レンズデータ

面番号	r	d	N d
V d			
物体面	∞	(d 0)	1.
1	∞	0. 6 5 6 1	1. 8 8 3 0 0
4 0. 7 6			
2	1. 9 2 2 0	0. 7 5 5 7	1.
3 (F S)	∞	0. 0 4 9 2	1.
4	∞	0. 9 8 4 1	1. 5 1 8 0 0
7 5. 0 0			
5	∞	0. 1 6 9 8	1.
6	-5. 6 2 6 3	0. 3 8 5 6	1. 8 8 3 0 0
4 0. 7 6			
7	3. 3 9 6 0	0. 3 0 7 5	1.
8	9 3. 7 1 6 5	0. 7 6 6 6	1. 9 2 2 8 6
1 8. 9 0			
9	-3. 7 5 4 5	0. 7 1 3 2	1.
1 0	(r 1 0)	0. 4 9 2 0	(G L A 1 0)
1 1	(r 1 1)	1. 5 0 8 9	1.
1 2 (F S)	∞	0. 0 4 9 2	1.
1 3	-6 2. 7 0 3 0	0. 8 7 8 4	1. 9 2 2 8 6
1 8. 9 0			
1 4	-2. 8 7 0 7	0. 4 1 0 0	2. 0 0 3 3 0
2 8. 2 7			
1 5	8. 2 3 6 3	0. 0 3 2 8	1.
1 6 (A S)	∞	0. 0 4 9 2	1.

17	∞	0.7784	1.48749
70.23			
18	-2.3726	0.0820	1.
19	3.6087	1.2486	1.48749
70.23			
20	-1.8711	0.4920	1.92286
18.90			
21	-2.9189	0.7786	1.
22 (FS)	∞	0.0492	1.
23	∞	0.0541	1.53000
56.00			
24	∞	5.9176	1.72916
54.68			
25	∞	0.0164	1.51000
64.00			
26	∞	0.8201	1.61062
50.495			
27	∞	0.3280	1.
像面	∞	0.	

[0063]	各種データ	通常観察	近距離観察
	d0	21.00000	4.60000
	r10	-79.24365	∞
	r11	∞	∞
	GLA10	1.51633, 64.14	空気 (Air)

[0064] (実施例7)

本発明の実施例7に係る内視鏡用対物光学系7の構成を図25及び図26に示す。なお、図26において、(A)は通常観察状態を、(B)は近距離観察状態を示し、光線は軸上マージナル光線、最大画角の主光線を示す。ま

た、本実施例に係る内視鏡用対物光学系 7 の通常観察状態の収差曲線図を図 27 に、近距離観察状態の収差曲線図を図 28 に示す。

[0065] 図 25 に示すように、実施例 7 に係る内視鏡用対物光学系 7 において、負の前群 G 1 は、物体側から順に、物体側が平面の平凹レンズの第 1 レンズ L 1、赤外カットフィルター C F、両凹レンズの第 2 レンズ L 2、像側に凸面を向けた正メニスカスレンズの第 3 レンズ L 3 を備えている。

[0066] フォーカシングレンズ F は、物体側に凹面を向けた負メニスカスレンズの第 4 レンズであり、負の屈折力を有している。

正の後群 G 2 は、像側に凸面を向けた正メニスカスレンズの第 5 レンズ L 5、物体側に凹面を向けた負メニスカスレンズの第 6 レンズ L 6、両凸レンズの第 7 レンズ L 7、及び物体側に凹面を向けた負メニスカスレンズの第 8 レンズ L 8 を備えている。このうち、第 5 レンズ L 5 と第 6 レンズ L 6 とは接合されて接合レンズ C L 9 となっており、第 7 レンズ L 7 と第 8 レンズ L 8 とは接合されて接合レンズ C L 10 となっている。

[0067] また、フォーカシングレンズ F と後群 G 2 との間に明るさ絞り A S が設けられている。

近距離観察時は、フォーカシングレンズである第 4 レンズが光軸から退避し、作動距離が短い側にピント合わせを行う。

本発明の実施例 7 に係る内視鏡用対物光学系 7 のレンズデータを以下に示す。

[0068] レンズデータ

面番号	r	d	N d
V d			
物体面	∞	(d 0)	1.
1	∞	0. 6 1 3 1	1. 8 8 3 0 0
4 0. 7 6			
2	1. 7 8 7 9	0. 6 8 9 7	1.
3 (F S)	∞	0. 5 7 4 9	1.

4	∞	0. 9196	1. 51800
75. 00			
5	∞	0. 3832	1.
6	-6. 8635	0. 4598	1. 88300
7	3. 5076	0. 3832	1.
8	-35. 3125	0. 7510	1. 92286
9	-3. 0759	0. 5044	1.
10	(r10)	0. 4598	(GLA10)
11	(r11)	1. 4035	1.
12 (AS)	∞	0. 1533	1.
13	-10. 8850	0. 9043	1. 53172
48. 84			
14	-1. 7164	0. 3832	2. 00330
28. 27			
15	-2. 2765	0. 0766	1.
16	5. 5291	0. 9196	1. 48749
70. 23			
17	-2. 1547	0. 4598	1. 92286
18. 90			
18	-3. 7217	0. 7231	1.
19 (FS)	∞	0. 0460	1.
20	∞	0. 0506	1. 53000
56. 00			
21	∞	5. 5298	1. 72916
54. 68			
22	∞	0. 0153	1. 51000
64. 00			

	2 3	∞	0. 7 6 6 3	1. 6 1 0 6 2
	5 0. 4 9			
	2 4	∞	0. 3 0 6 5	1.
	像面	∞	0.	
[0069]	各種データ	通常観察		近距離観察
	d 0	1 9. 2 0 0 0 0		5. 3 0 0 0 0
	r 1 0	- 8. 1 1 5 1 9		∞
	r 1 1	- 9. 6 7 2 7 4		∞
	G L A 1 0	1. 5 1 6 3 3, 6 4. 1 4		空気 (A i r)

[0070] (実施例 8)

本発明の実施例 8 に係る内視鏡用対物光学系 8 の構成を図 2 9 及び図 3 0 に示す。なお、図 3 0 において、(A) は通常観察状態を、(B) は近距離観察状態を示し、光線は軸上マージナル光線、最大画角の主光線を示す。また、本実施例に係る内視鏡用対物光学系の通常観察状態の収差曲線図を図 3 1 に、近距離観察状態の収差曲線図を図 3 2 に示す。

[0071] 図 2 9 に示すように、実施例 8 に係る内視鏡用対物光学系 8 において、負の前群 G 1 は、物体側から順に、物体側が平面の平凹レンズの第 1 レンズ L 1、両凹レンズの第 2 レンズ L 2、物体側が平面の平凸レンズの第 3 レンズ L 3 を備えている。

フォーカシングレンズ F は、物体側に凹面を向けた負メニスカスレンズの第 4 レンズ L 4 であり、負の屈折力を有している。

[0072] 正の後群 2 は、物体側が平面の平凸レンズの第 5 レンズ L 5、像側が平面の平凹レンズの第 6 レンズ L 6、明るさ絞り A S、物体側が平面の平凸レンズの第 7 レンズ L 7、両凸レンズの第 8 レンズ L 8、及び、物体側に凹面を向けた負メニスカスレンズの第 9 レンズ L 9 を備えている。このうち、第 5 レンズ L 5 と第 6 レンズ L 6 とは接合されて接合レンズ C L 1 1 となっており、第 8 レンズ L 8 と第 9 レンズ L 9 は接合されて接合レンズ C L 1 2 となっている。

[0073] フォーカシングレンズFと後群G 2との間には、赤外カットフィルターC Fが配置されている。

近距離観察時は、フォーカシングレンズである第4レンズが光軸から退避し、作動距離が短い側にピント合わせを行う。

本発明の実施例8に係る内視鏡用対物光学系8のレンズデータを以下に示す。

[0074] レンズデータ

面番号	r	d	N d
V d			
物体面	∞	(d 0)	1.
1	∞	0. 6 1 1 0	1. 8 8 3 0 0
4 0. 7 6			
2	1. 7 7 3 5	0. 7 0 2 7	1.
3 (F S)	∞	0. 8 5 5 4	1.
4	-4. 9 3 5 5	0. 5 6 5 2	1. 8 8 3 0 0
4 0. 7 6			
5	6. 8 9 9 9	0. 1 3 7 5	1.
6 (F S)	∞	0. 2 1 3 9	1.
7	∞	0. 6 5 6 8	1. 9 2 2 8 6
1 8. 9 0			
8	-4. 3 3 5 2	0. 2 2 9 1	1.
9	(r 9)	1. 2 2 2 0	(G L A 9)
1 0	(r 1 0)	0. 1 3 7 5	1.
1 1	∞	0. 9 1 6 5	1. 5 1 8 0 0
7 5. 0 0			
1 2	∞	0. 0 4 5 8	1.
1 3 (F S)	∞	0. 9 0 1 3	1.
1 4 (F S)	∞	0. 0 4 5 8	1.

	15	∞	1. 1915	1. 69895
	30. 13			
	16	-1. 6925	0. 3819	1. 88300
	40. 76			
	17	∞	0. 0458	1.
	18 (AS)	∞	0.	1.
	19	∞	0. 9318	1. 48749
	70. 23			
	20	-2. 5754	0. 0153	1.
	21 (FS)	∞	0. 0611	1.
	22	5. 2685	1. 0540	1. 48749
	70. 23			
	23	-1. 8987	0. 4583	1. 92286
	18. 90			
	24	-2. 9955	0. 8821	1.
	25 (FS)	∞	0. 0458	1.
	26	∞	0. 0504	1. 53000
	56. 00			
	27	∞	1. 5489	1. 72916
	54. 68			
	28	∞	0. 0215	1. 51000
	64. 00			
	29	∞	3. 8647	1. 72916
	54. 68			
	30	∞	1. 2474	1.
	像面	∞	0.	
[0075]	各種データ		通常観察	近距離観察
	d0		19. 70000	4. 80000

r 9	- 7. 2 8 0 2 7	∞
r 1 0	- 9. 2 6 9 1 3	∞
GLA 9	1. 8 8 3 0 0, 4 0. 7 6	空気 (A i r)

[0076] なお、上記した実施例 1 ~ 実施例 8 の構成における上記条件式 (1) ~ (4) の数値を表 1 ~ 表 3 に示す。

[0077]

[表1]

条件式No.	式	実施例	実施例	実施例	実施例	実施例	実施例	実施例	実施例	下限値	上限値
		1	2	3	4	5	6	7	8		
1	FB/FL	4.893	4.654	4.666	4.623	4.664	5.089	4.744	5.306	4.000	-
2	FL/ fc	0.056	0.059	0.021	0.051	0.054	0.007	0.009	0.019	-	0.100
3	F_F/FL	-1.110	-1.050	-1.793	-2.392	-1.980	-1.897	-2.454	-2.059	-3.000	-0.900
4	F_R/FL	3.803	3.566	3.991	3.387	3.310	3.436	3.516	3.635	2.500	5.000

[0078] [表2]

状態	実施例1	実施例2	実施例3	実施例4	実施例5	実施例6	実施例7	実施例8
	Normal							
作動距離	20.4	19.4	19.4	19.2	19.4	21	19.2	19.7
全系の焦点距離	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
有効Fno.	3.755	3.754	3.758	3.739	3.735	3.762	3.787	3.769
画角 (deg)	159.3	138.1	136.8	133.3	133.3	157.3	132.6	133.5
像高	0.989	0.942	0.944	0.934	0.942	1.027	0.959	0.956
対物レンズ全系の バックフォーカス (通常観察時)	4.893	4.654	4.666	4.623	4.664	5.089	4.744	5.306
フォーカスレンズの 焦点距離	17.798	16.907	48.454	-19.493	-18.411	-153.475	-108.515	-53.979
前群の焦点距離	-1.110	-1.050	-1.793	-2.392	-1.980	-1.897	-2.454	-2.059
後群の焦点距離	3.803	3.566	3.991	3.387	3.310	3.436	3.516	3.635

[0080] [第2の実施形態]

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。

上述した各実施例に係る内視鏡用対物光学系は撮像装置に適用することができ、以下、上記した何れかの内視鏡用対物光学系（以下、単に「対物光学系」という）を適用した撮像装置の例について説明する。

[0081] 図33は、本発明の第2の実施形態にかかる撮像装置10の概略構成を示し、(A)は全体構成を模式的に示す図、(B)は撮像素子の第1及び第2の領域に夫々結像する画像における被写体の向きを示す図である。

図34は、図33の撮像装置10における対物光学系と分割素子と第2反射部材の斜視図である。図35は図33の撮像装置10における画像選択部の構成例を示す説明図で、(A)はその一例を示し、(B)は他の例を示している。

[0082] 撮像装置10は、上記した対物光学系11と、偏光解消板12と、撮像素子13と、偏光ビームスプリッタ14と、波長板15と、第1反射部材16と、第2反射部材17と、画像処理部18を有している。図33中、19は画像表示装置である。

[0083] 対物光学系11は、物体からの光束を結像させる機能を有し、像側がテレセントリックに構成されている。偏光解消板12は、対物光学系11と偏光ビームスプリッタ14との間に配置されている。撮像素子13は、ローリングシャッタ方式のCMOSセンサで構成され、対物光学系11の結像位置近傍に配置されている。

[0084] 偏光ビームスプリッタ14は、対物光学系11と撮像素子13との間の光路上であって撮像素子13における第1領域13aの上方に配置され、偏光ビームスプリッタ面14aで対物光学系11からの光束を反射光束と透過光束の2つの光束に分割する。なお、ここでは、偏光ビームスプリッタ14は、S偏光成分の直線偏光を反射し、P偏光成分の直線偏光を透過するものとする。

[0085] 波長板15は、 $\lambda/4$ 板からなり、光軸を中心に回転可能に構成されてい

る。第1反射部材16は、ミラーで構成されており、偏光ビームスプリッタ面14aで反射し、波長板15を透過した光束を折り返して反射させる。

[0086] 第2反射部材17は、プリズムで構成されており、全反射面17aで偏光ビームスプリッタ14を透過した光を反射させる。なお、プリズム17は、全反射面17aにミラーコートを施して反射面を構成してもよい。

[0087] そして、本実施形態に係る撮像装置10は、波長板15及び偏光ビームスプリッタ14を介して第1反射部材16で反射した光束を撮像素子13における第1領域13aに結像させ、他方、第2反射部材17で反射した光束を撮像素子13における第1領域13aとは異なる第2領域13bに結像させる。

[0088] 画像処理部18は、撮像素子13に接続し、図示省略した中央処理演算装置に設けられ、第1画像処理部18aと、第2画像処理部18bと、第3画像処理部18cと、第4画像処理部18dと、第5画像処理部18eを有している。

第1画像処理部18aは、第1領域13aの画像と第2領域13bの画像の向き（回転）を補正するように構成されている。

[0089] 第1領域13a、第2領域13bに結像する画像の向きは、例えば、図34に示すような”F”の文字を観察する場合、夫々図33（B）に示すような向きになる。即ち、第1領域13aに結像する画像は、第1領域13aの中心点を中心として時計回りに90度回転するとともに、第1領域13aの中心点を通る図33（B）における縦方向の軸を中心として180度回転した向きとなっている。また、第2領域13bに結像する画像は、第2領域13bの中心点を中心として時計回りに90度回転した向きとなっている。

[0090] そこで、第1領域13a、第2領域13bの夫々に結像する画像を画像表示装置19に表示させる場合には、第1画像処理部18aを介して、第1領域13a、第2領域13bの夫々に結像する画像を夫々の領域の中心点を中心として反時計回りに90度回転させ、更に第1領域13aの画像に対しては第1領域13aの中心点を通る図33（B）における縦方向の軸を中心と

して180度回転させて鏡像を補正する。

[0091] 第3画像処理部18cは、第1領域13aの画像と第2領域13bの画像の夫々のホワイトバランスを調整可能に構成されている。

第4画像処理部18dは、第1領域13aの画像と第2領域13bの画像の夫々の中心位置の移動（選択）可能に構成されている。

第5画像処理部18eは、第1領域13aの画像と第2領域13bの画像の夫々の表示範囲（倍率）を調整可能に構成されている。

[0092] 第2画像処理部18bは、本発明の画像選択部に相当し、第1領域13aの画像と第2領域13bの画像とを比較し、焦点が合った領域の画像を表示用画像として選択するように構成されている。

[0093] 詳しくは、第2画像処理部18bは、例えば、図35(A)に示すように、夫々の領域13a, 13bに接続する高域通過フィルタ18b1a, 18b1bと、高域通過フィルタ18b1a, 18b1bに接続する比較器18b2と、比較器18b2及び夫々の領域13a, 13bに接続する切替器18b3を有し、第1領域13a, 第2領域13bの画像を、高域通過フィルタ18b1a, 18b1bで高域成分を抽出し、抽出した高域成分を比較器18b2で比較し、高域成分の多い領域の画像を切替器18b3で選択するように構成される。

[0094] また、例えば、図35(B)に示すように、一方の領域13aのみに接続するデフォーカスフィルタ18b4と、デフォーカスフィルタ18b4に接続するとともに他方の領域13bに接続する比較器18b2と、一方の領域13a及び比較器18b2に接続する切替器18b3を有し、デフォーカスフィルタ18b4によりデフォーカスされた一方の領域13aの画像信号とでフォーカスされていない他方の領域13bの画像信号を比較器18b2で比較し、一致した部分は他の領域13bの画像、一致しない部分は領域13aの画像、を切替器18b3で選択するように構成してもよい。

画像表示装置19は、第2画像処理部18bが選択した画像を表示する表示領域を有している。なお、画像表示装置19は、第1及び第2の領域13

- a, 13bの夫々に結像する画像を表示する表示領域を有していてもよい。
- [0095] このように構成された撮像装置10によれば、対物光学系11からの光束は、偏光解消板12を通り、偏光方向の偏りが解消された状態で、偏光ビームスプリッタ14に入射する。偏光ビームスプリッタ14に入射した光は、偏光ビームスプリッタ面14aで直線偏光のS偏光成分とP偏光成分とに分離される。
- [0096] 偏光ビームスプリッタ面14aで反射したS偏光成分の直線偏光の光束は、 $\lambda/4$ 板15を通り偏光状態が円偏光に変換され、ミラー16で反射する。ミラー16で反射した光束は、再び $\lambda/4$ 板15を通り、偏光状態が円偏光からP偏光成分の直線偏光に変換され、再び偏光ビームスプリッタ14に入射し、偏光ビームスプリッタ面14aを透過して、撮像素子13の第1領域13aに結像する。
- [0097] また、対物光学系11、偏光解消板12を経て、偏光ビームスプリッタ14に入射したときに偏光ビームスプリッタ面14aを透過したS偏光成分の直線偏光の光束は、プリズム17の全反射面17aで反射され、撮像素子13の第2領域13bに結像する。
- [0098] 撮像素子13は、上述したようにローリングシャッタ方式で構成されており、図33(B)に矢印で示す方向に1ラインずつ画像を読み出す。第2画像処理部18bは、1ラインずつ読み出された、第1領域13a、第2領域13bの夫々に結像する画像を比較し、焦点が合った画像を表示用画像として選択する。
- なお、第2画像処理部18bが選択した1ラインずつの画像は、合成されて画像表示装置19に表示される。

符号の説明

- [0099] 1～8 内視鏡用対物光学系
10 撮像装置
11 対物光学系
12 偏光解消板

- 1 3 撮像素子
- 1 4 偏光ビームスプリッタ
- 1 5 波長板
- 1 6 第1反射部材
- 1 7 第2反射部材
- 1 8 画像処理部
- 1 9 画像表示装置
- G 1 前群
- G 2 後群
- L 1 第1レンズ
- L 2 第2レンズ
- L 3 第3レンズ
- L 4 第4レンズ
- L 5 第5レンズ
- L 6 第6レンズ
- L 7 第7レンズ
- L 8 第8レンズ
- L 9 第9レンズ
- L 1 0 第10レンズ
- CL 1 ~ CL 1 2 接合レンズ
- AS 明るさ絞り
- FS フレア絞り
- P 光学プリズム
- CG カバーガラス

請求の範囲

[請求項1] 物体側から像側へ順に、負の屈折力を有する前群、フォーカシングレンズ、正の屈折力を有する後群を備え、

前記前群及び前記後群が、光軸上に常に固定されており、以下の条件式（1）及び（2）を満たす内視鏡用対物光学系。

$$4 < F_B / F_L \quad \dots (1)$$

$$F_L / |f_c| < 0.1 \quad \dots (2)$$

ただし、 F_B は、内視鏡用対物光学系全系のバックフォーカスであり、後群の最も像側のレンズ面から全系の後ろ側焦点位置までの距離である。また、 F_L は、内視鏡用対物光学系全系の焦点距離であり、 f_c はフォーカシングレンズの焦点距離であり、 $|f_c|$ はその絶対値である。

[請求項2] 以下の条件式（3）及び（4）を満たす請求項1に記載の内視鏡用対物光学系。

$$-3 < F_{-F} / F_L < -0.9 \quad \dots (3)$$

$$2.5 < F_{-R} / F_L < 5 \quad \dots (4)$$

ただし、 F_{-F} は前群の焦点距離であり、 F_{-R} は後群の焦点距離である。

[請求項3] 前記フォーカシングレンズが、正の屈折率を有し、
作動距離が長い側から短い側に向かって変化するとき、前記フォーカシングレンズを像側に移動することで作動距離が短い側にピント合わせる請求項1又は請求項2に記載の内視鏡用対物光学系。

[請求項4] 前記フォーカシングレンズが、負の屈折率を有し、
作動距離が長い側から短い側に向かって変化するとき、前記フォーカシングレンズを物体側に移動することで作動距離が短い側にピント合わせる請求項1又は請求項2に記載の内視鏡用対物光学系。

[請求項5] 請求項1乃至請求項4の何れかに記載の内視鏡用対物光学系と、
該内視鏡用対物光学系の結像位置近傍に配置された1つの撮像素子

と、

前記対物レンズと前記撮像素子との間に配置され、前記対物レンズからの光束を反射光束と透過光束の2つの光束に分割するための分割素子と、

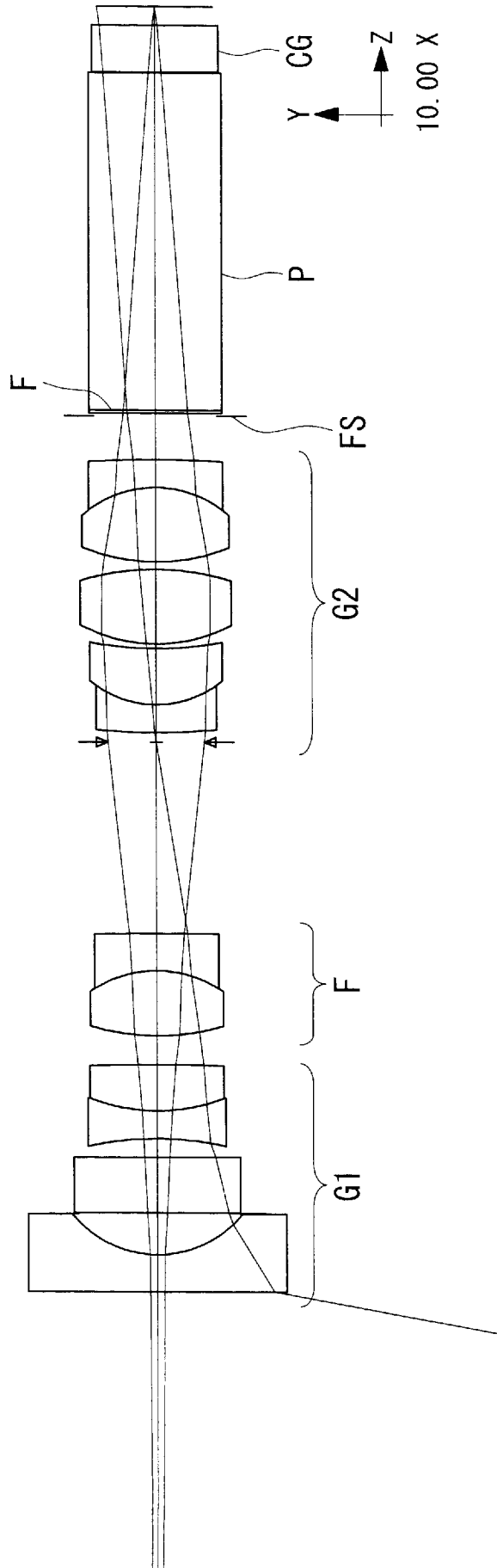
前記反射光束を折り返して反射させるための第1反射部材と、

前記透過光束を反射させるための第2反射部材と、を有し、

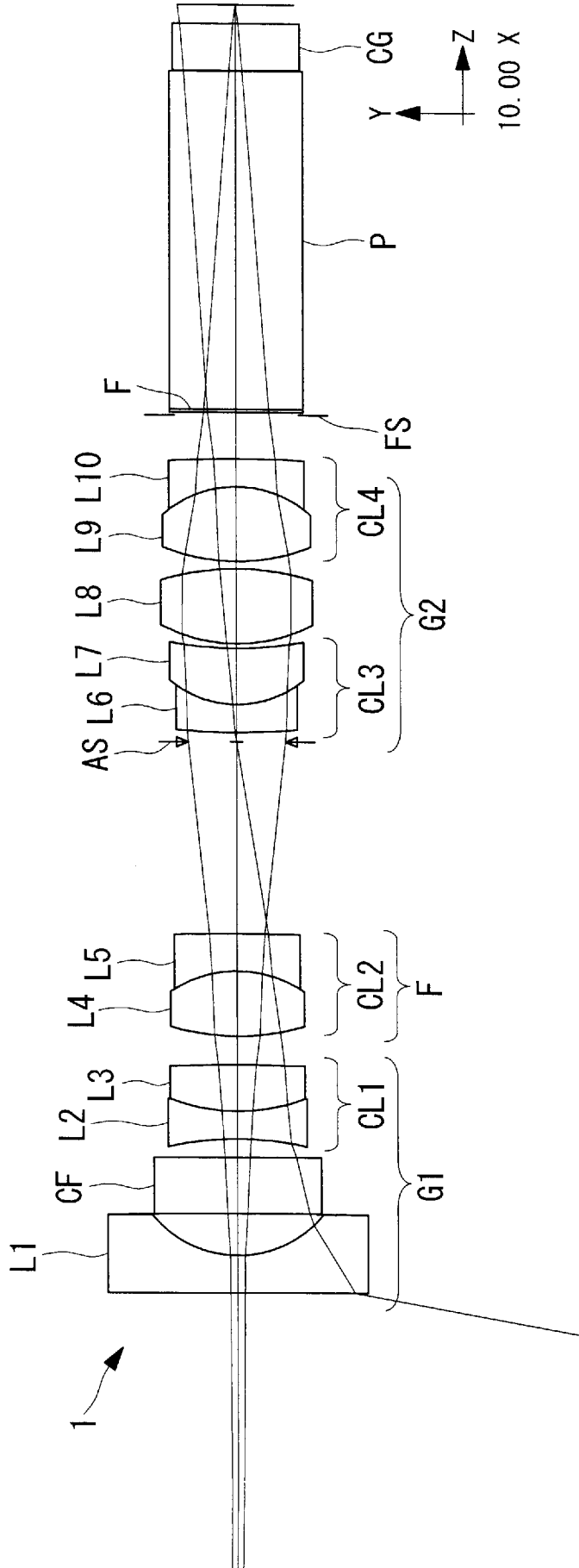
前記分割素子を介して前記第1反射部材で反射した光束を前記撮像素子における第1領域に結像させ、

前記第2反射部材で反射した光束を前記撮像素子における前記第1領域とは異なる第2領域に結像させる撮像装置。

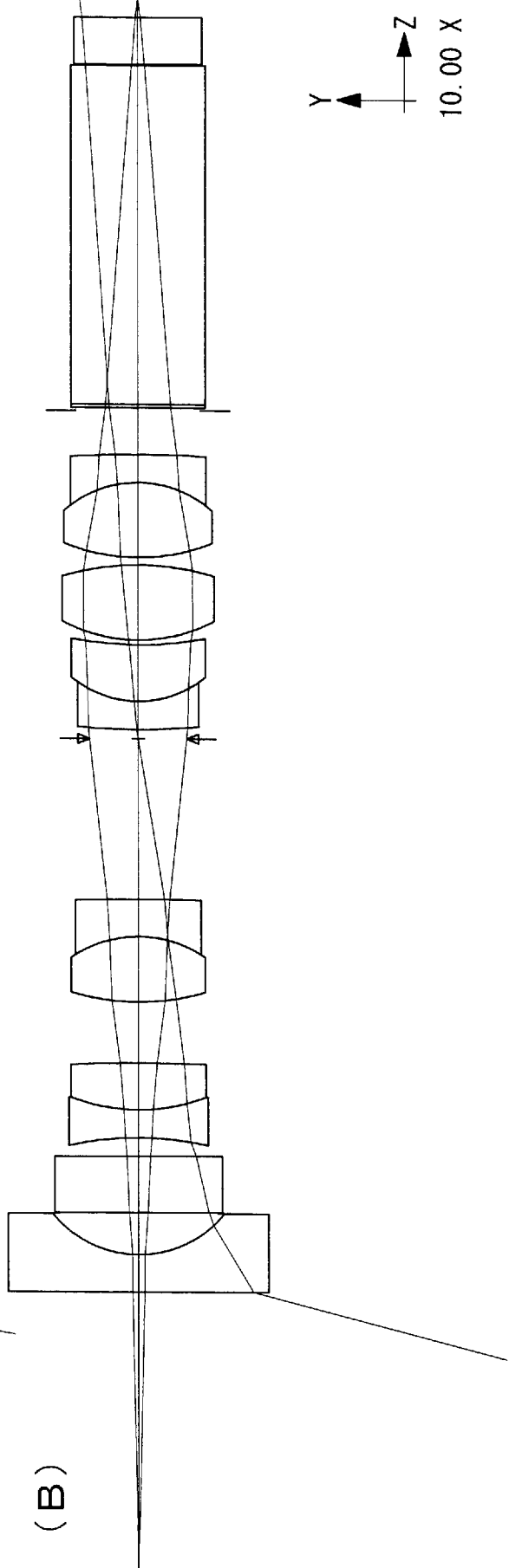
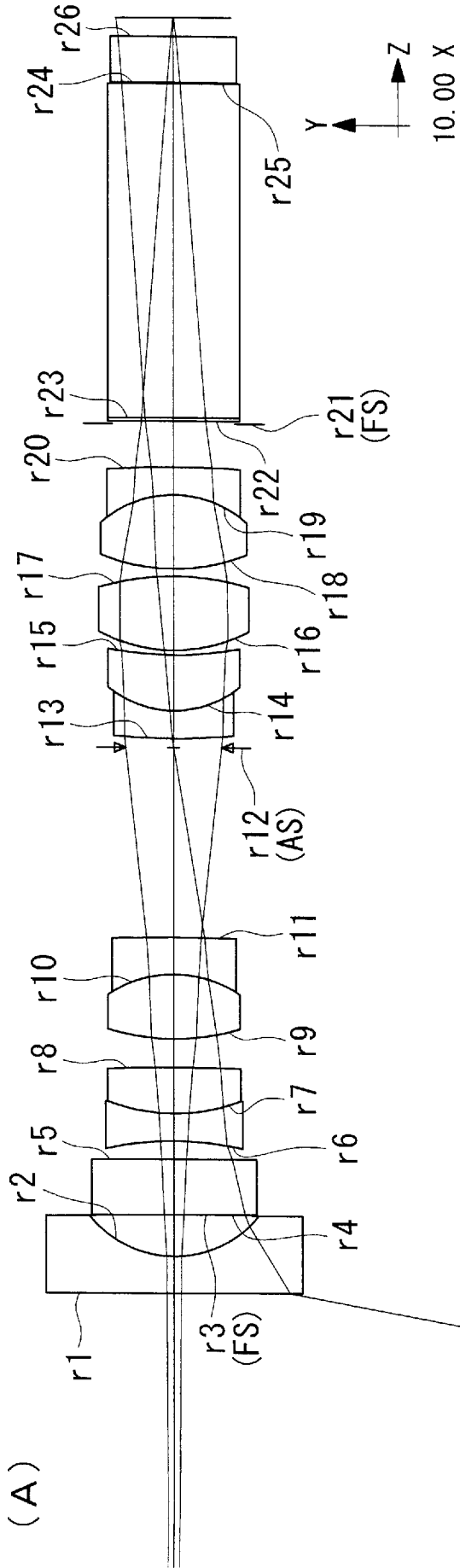
[図1]



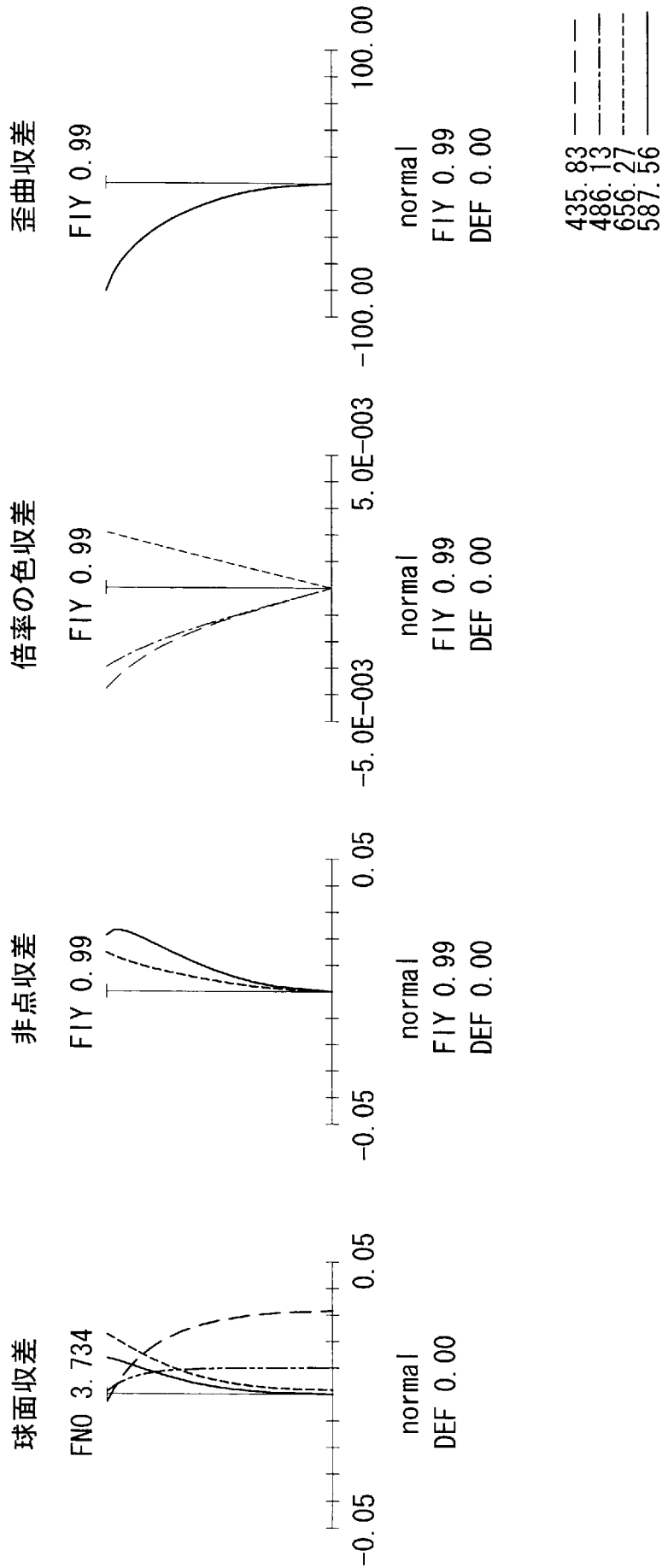
[図2]



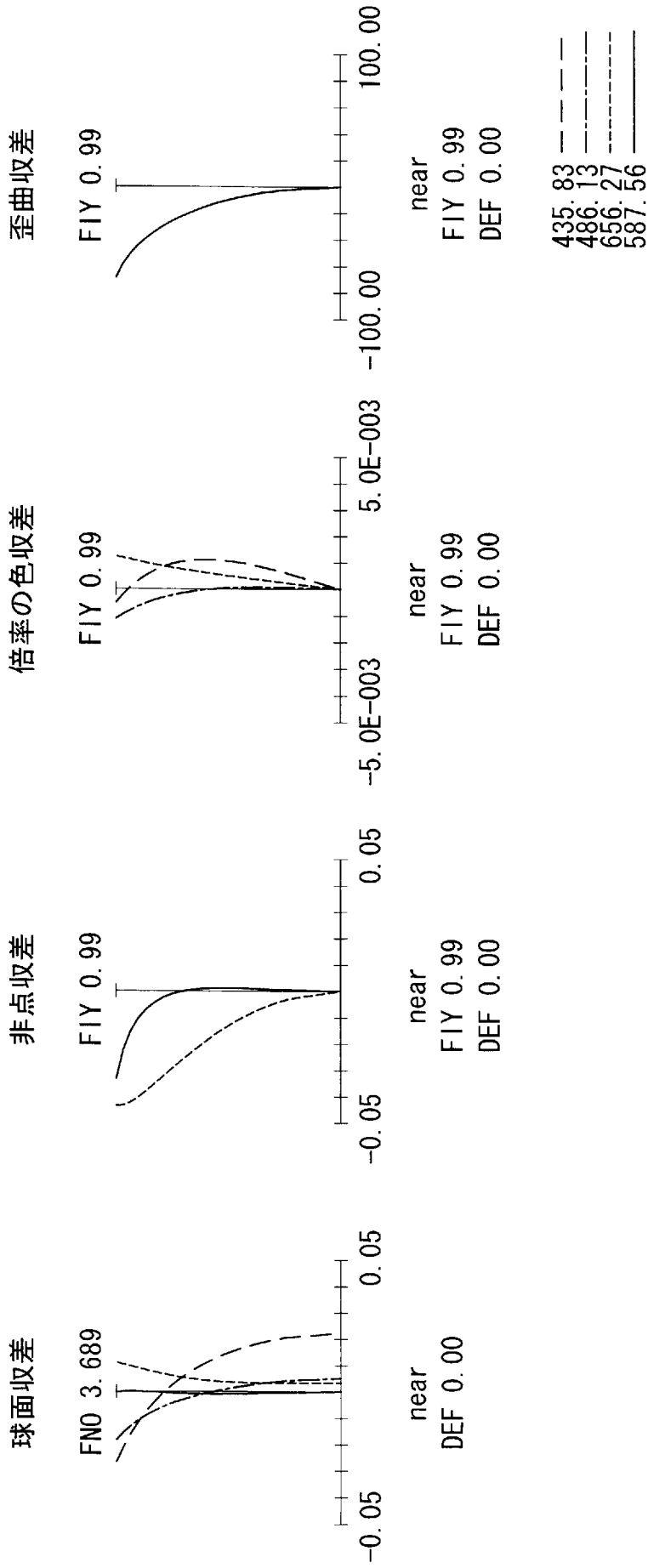
[図3]



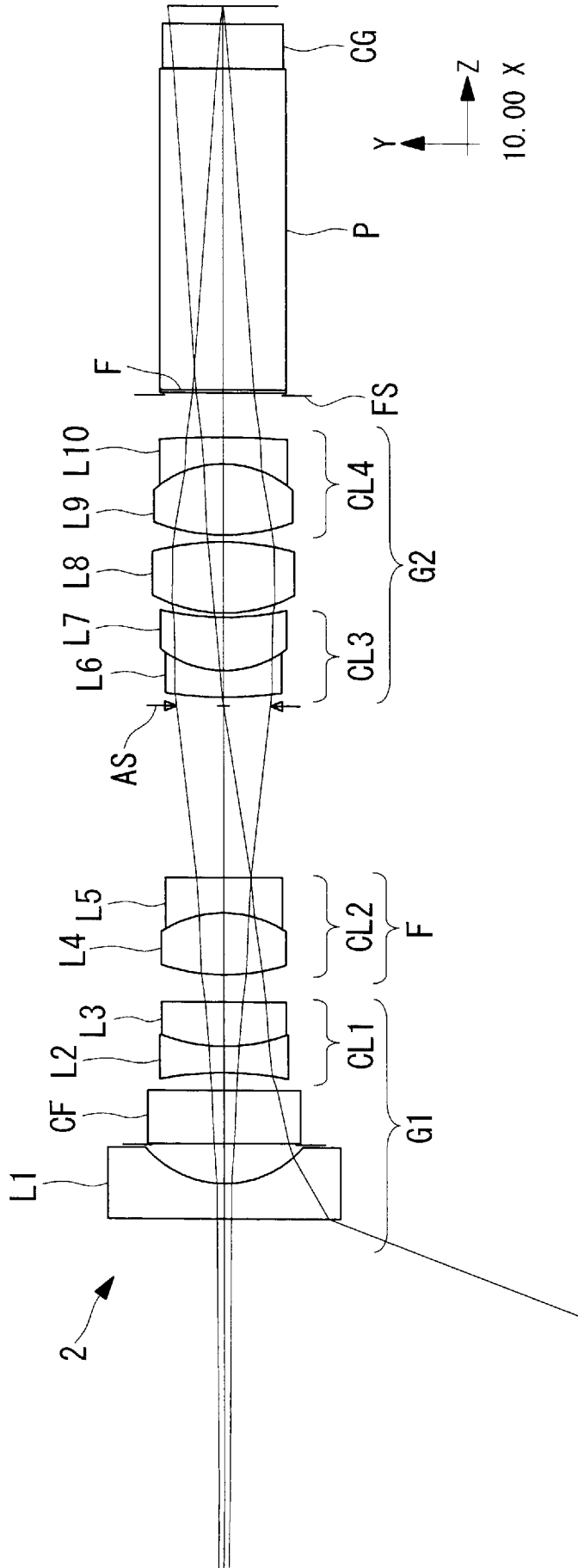
[図4]



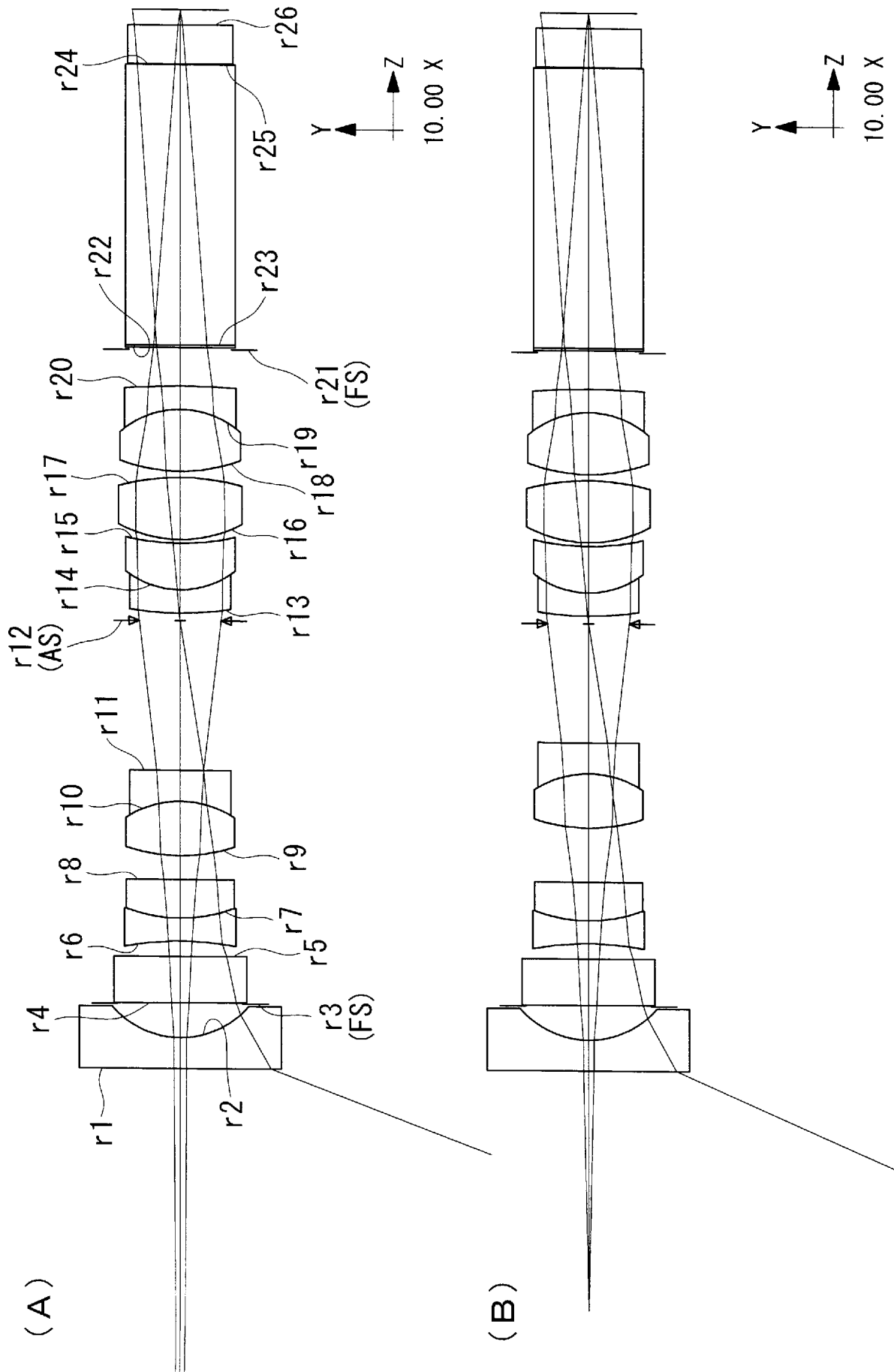
[図5]



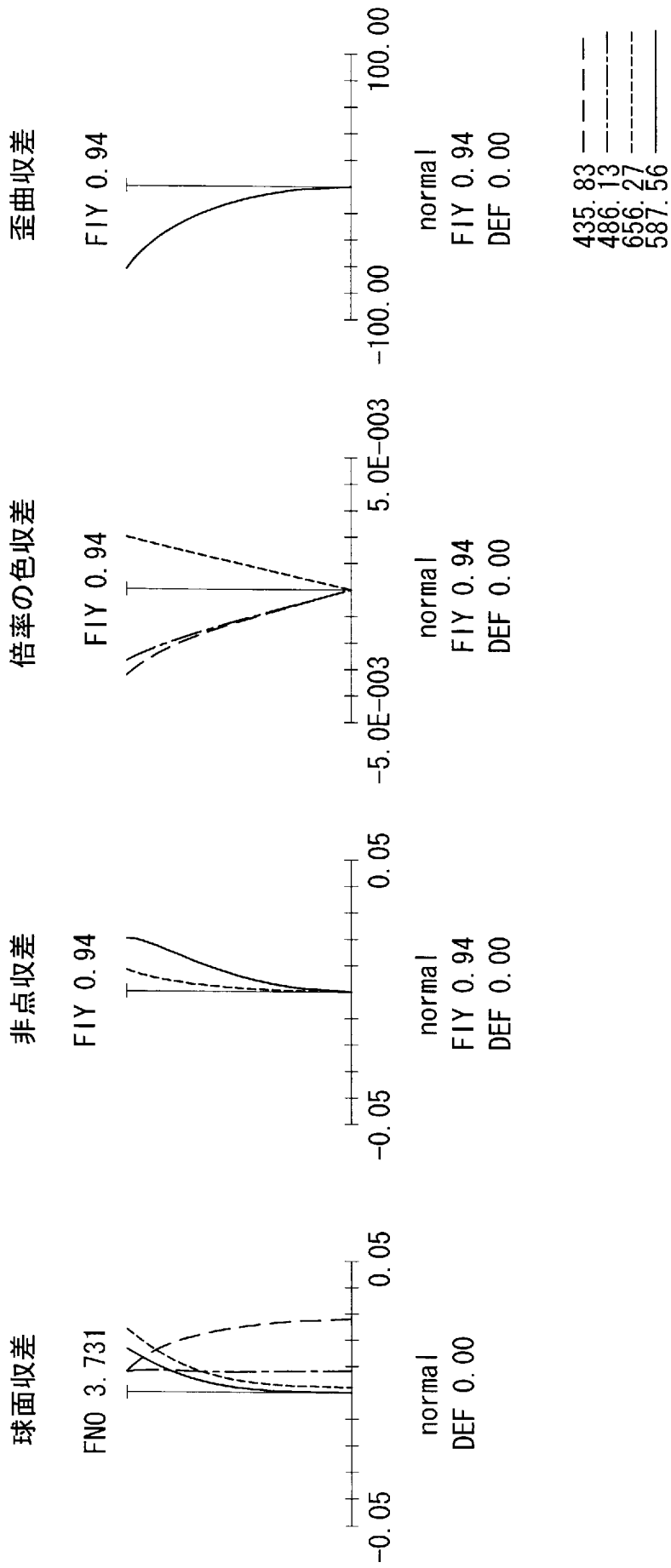
[図6]



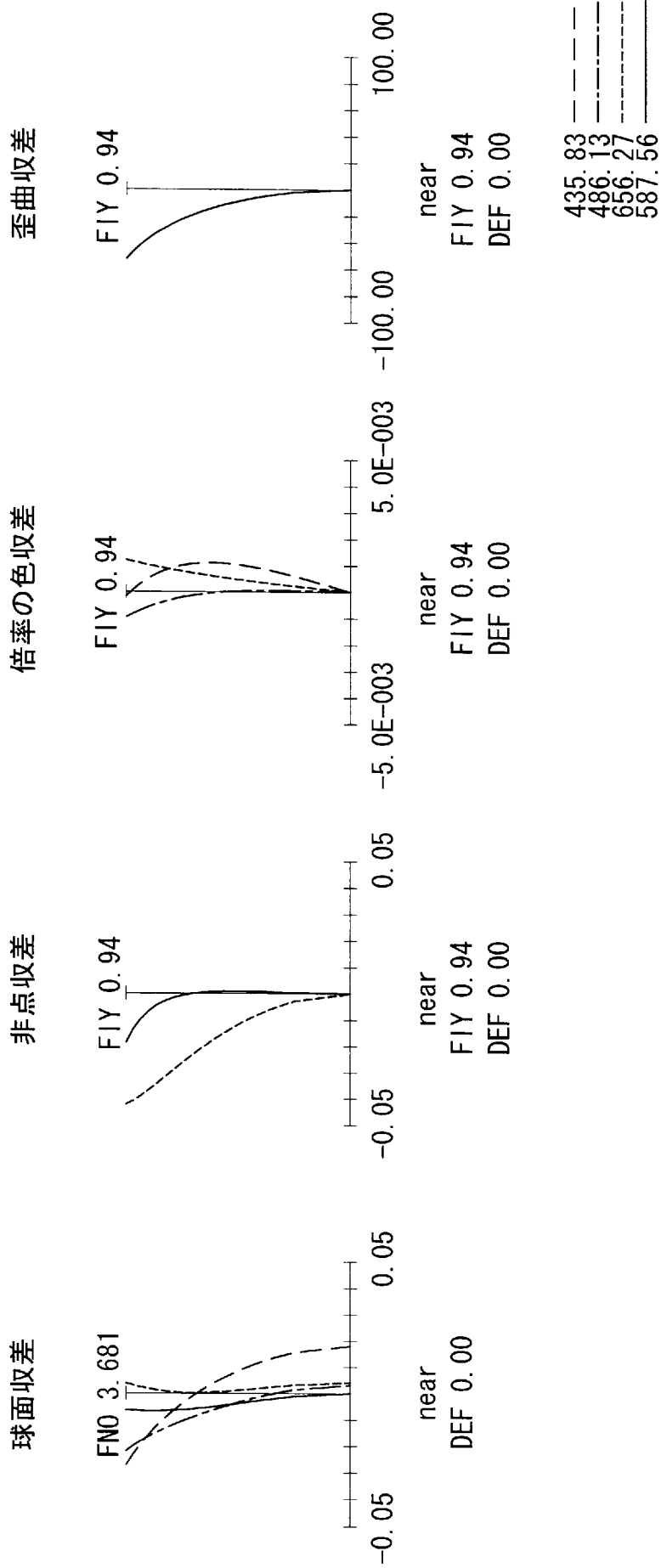
[図7]



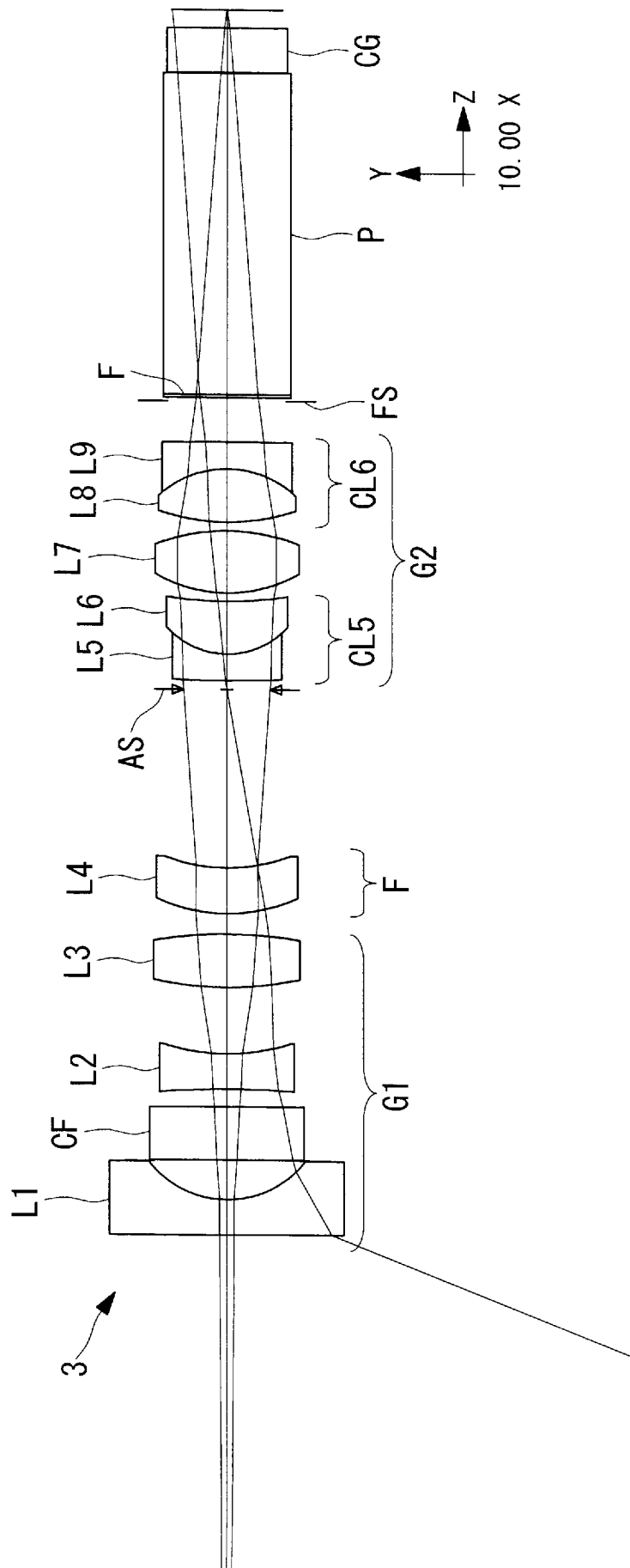
[図8]



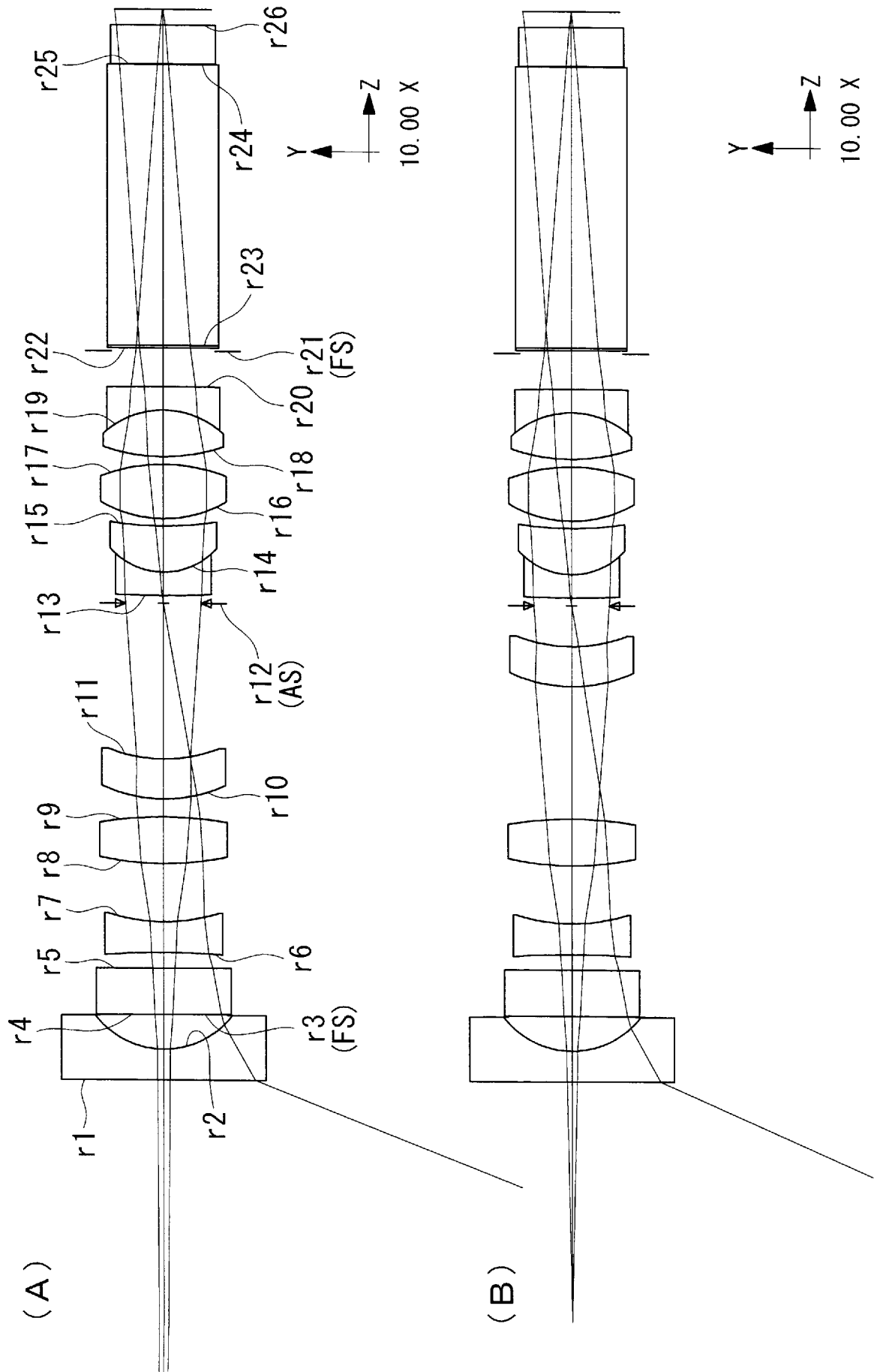
[図9]



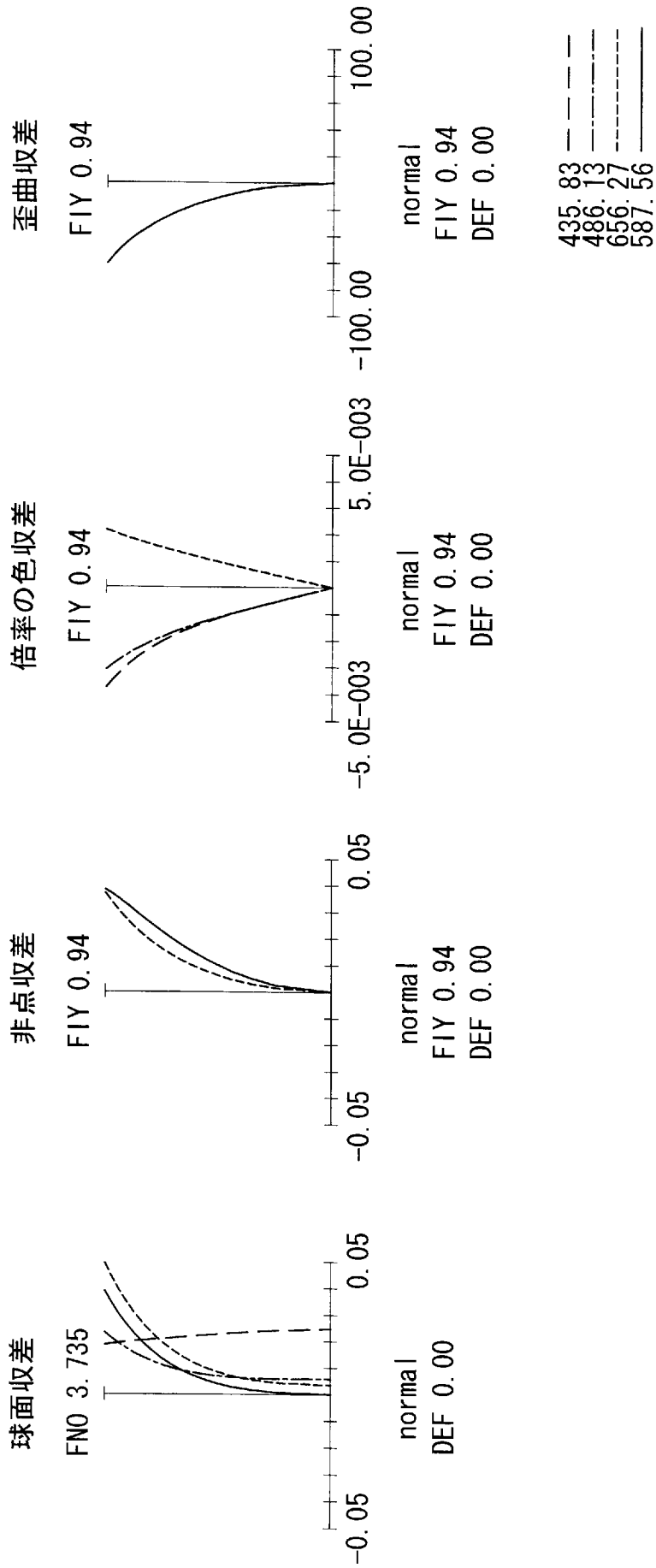
[図10]



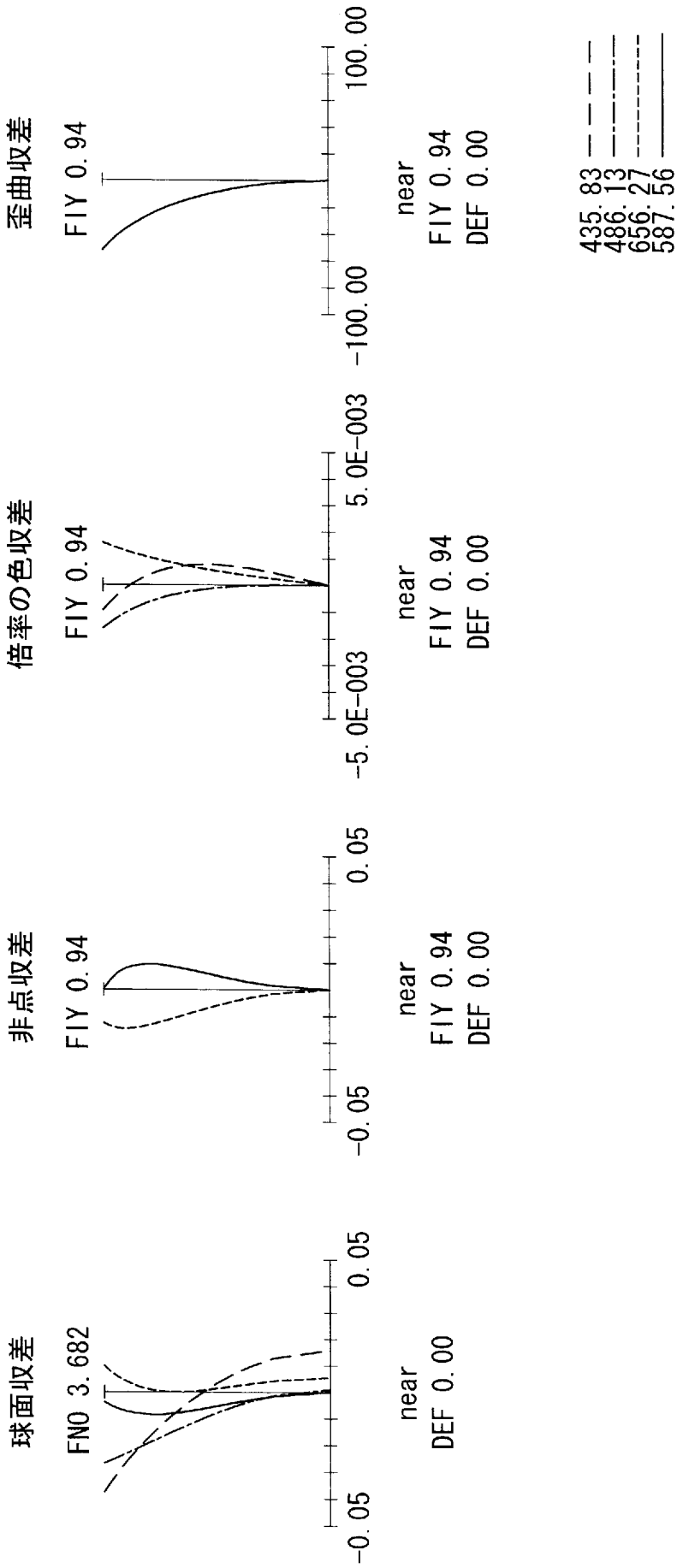
[図11]



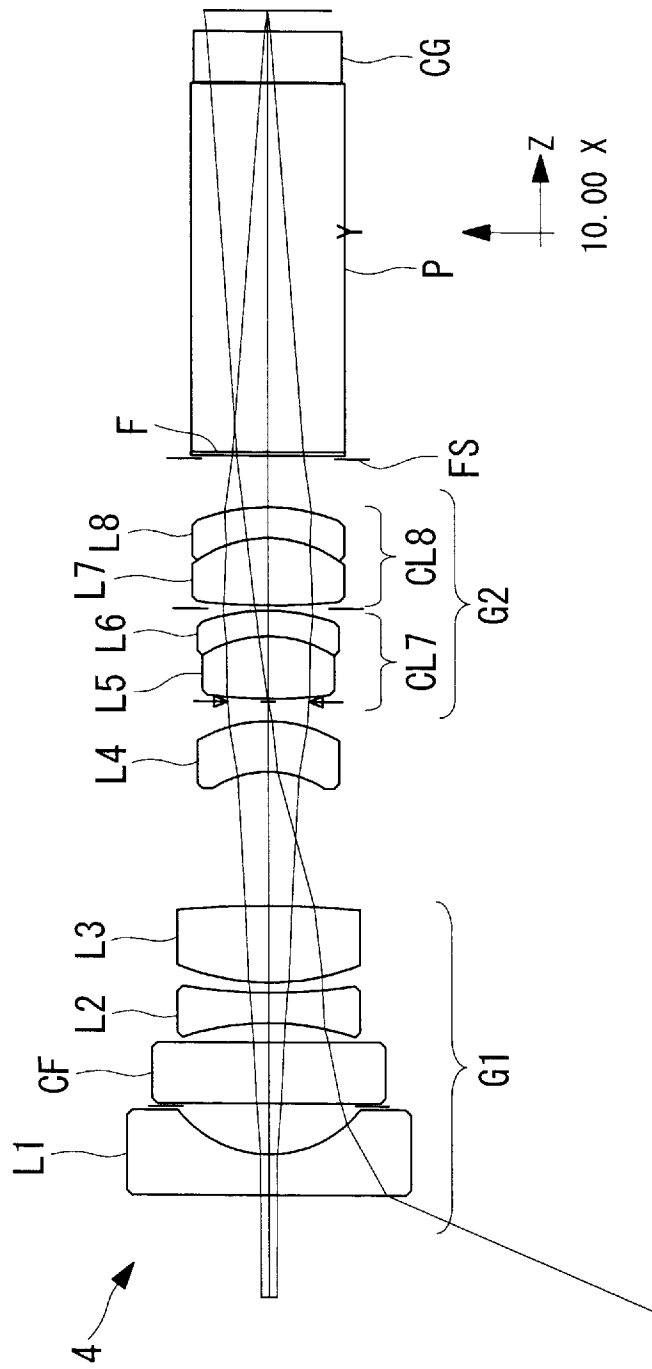
[図12]



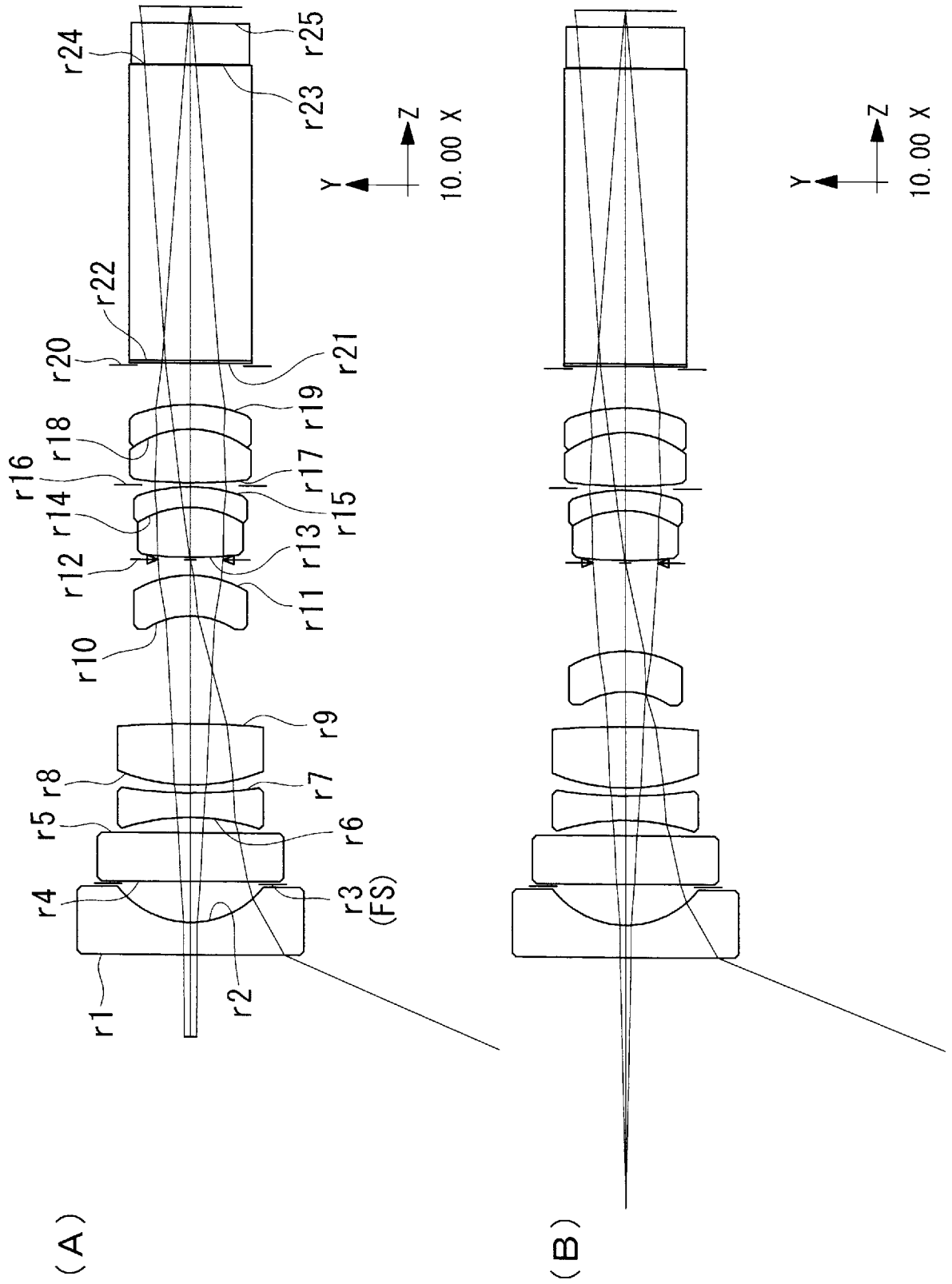
[図13]



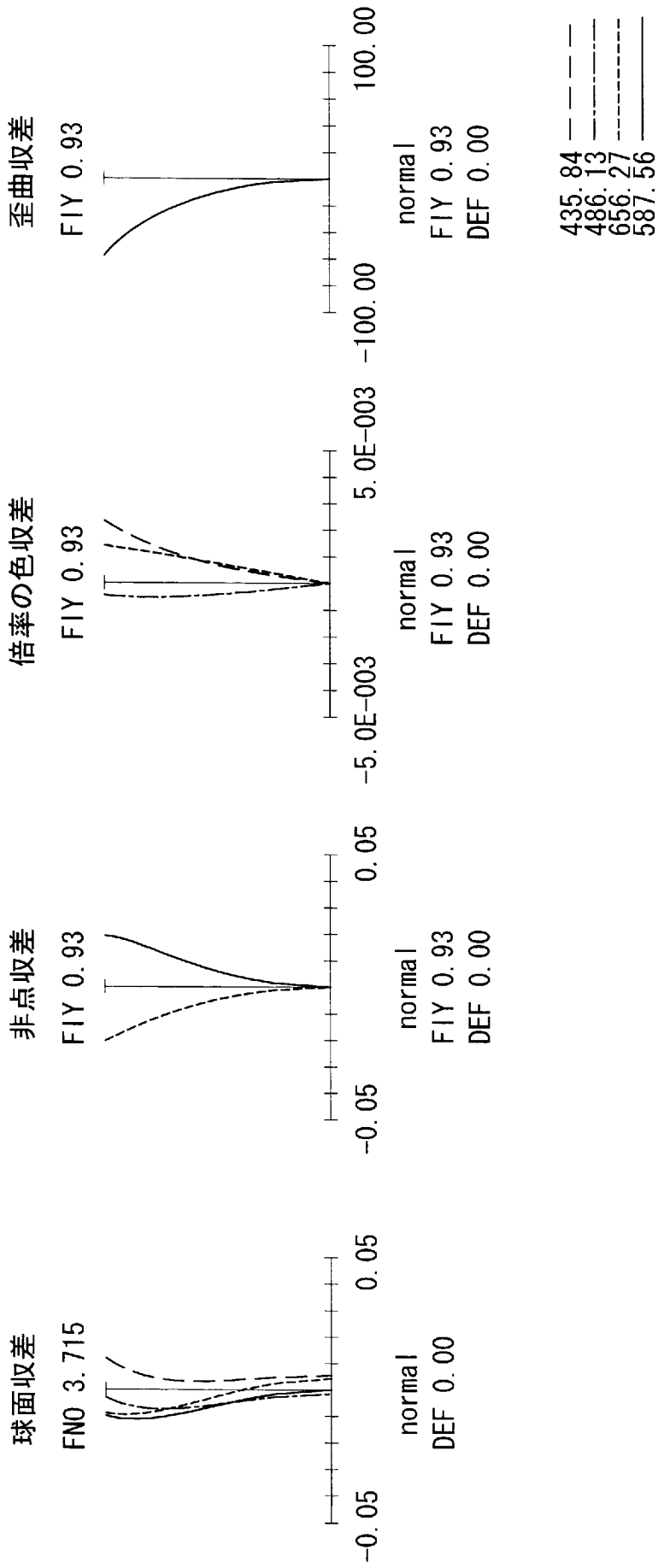
[図14]



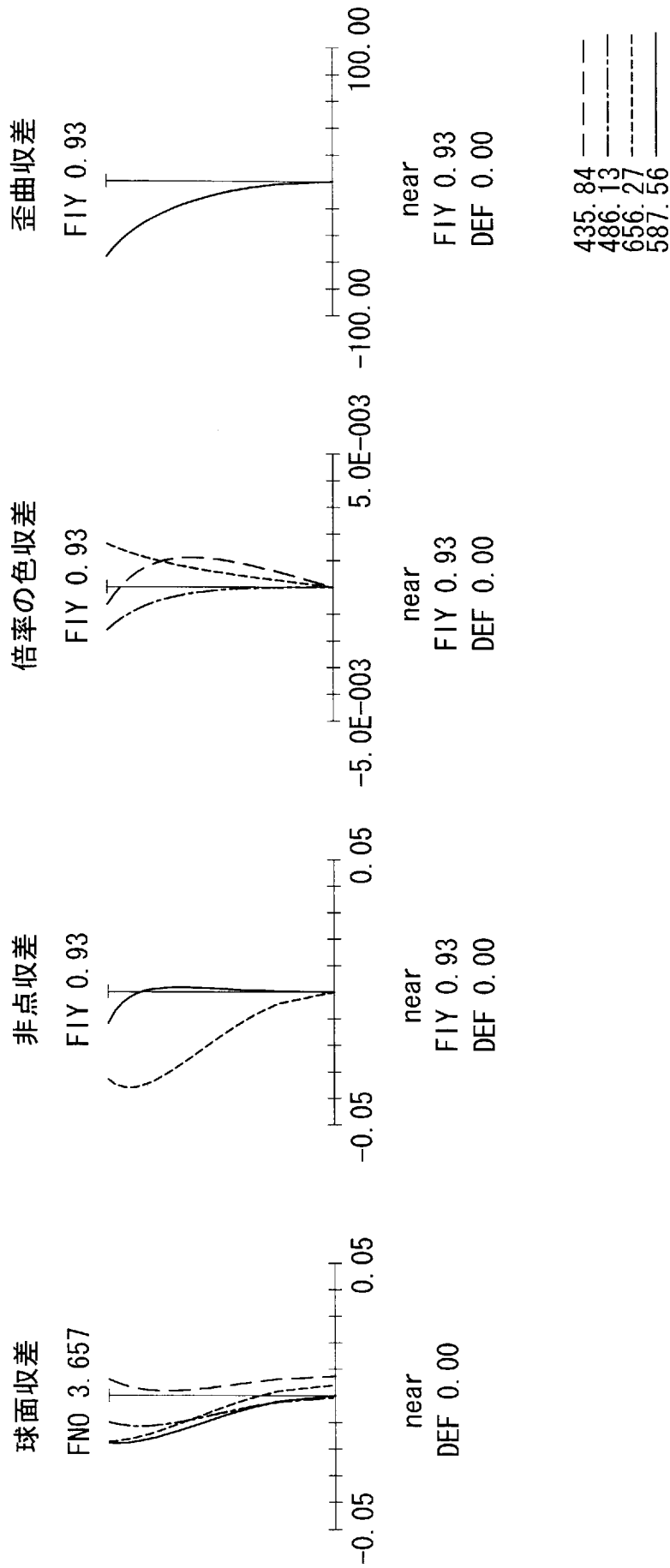
[図15]



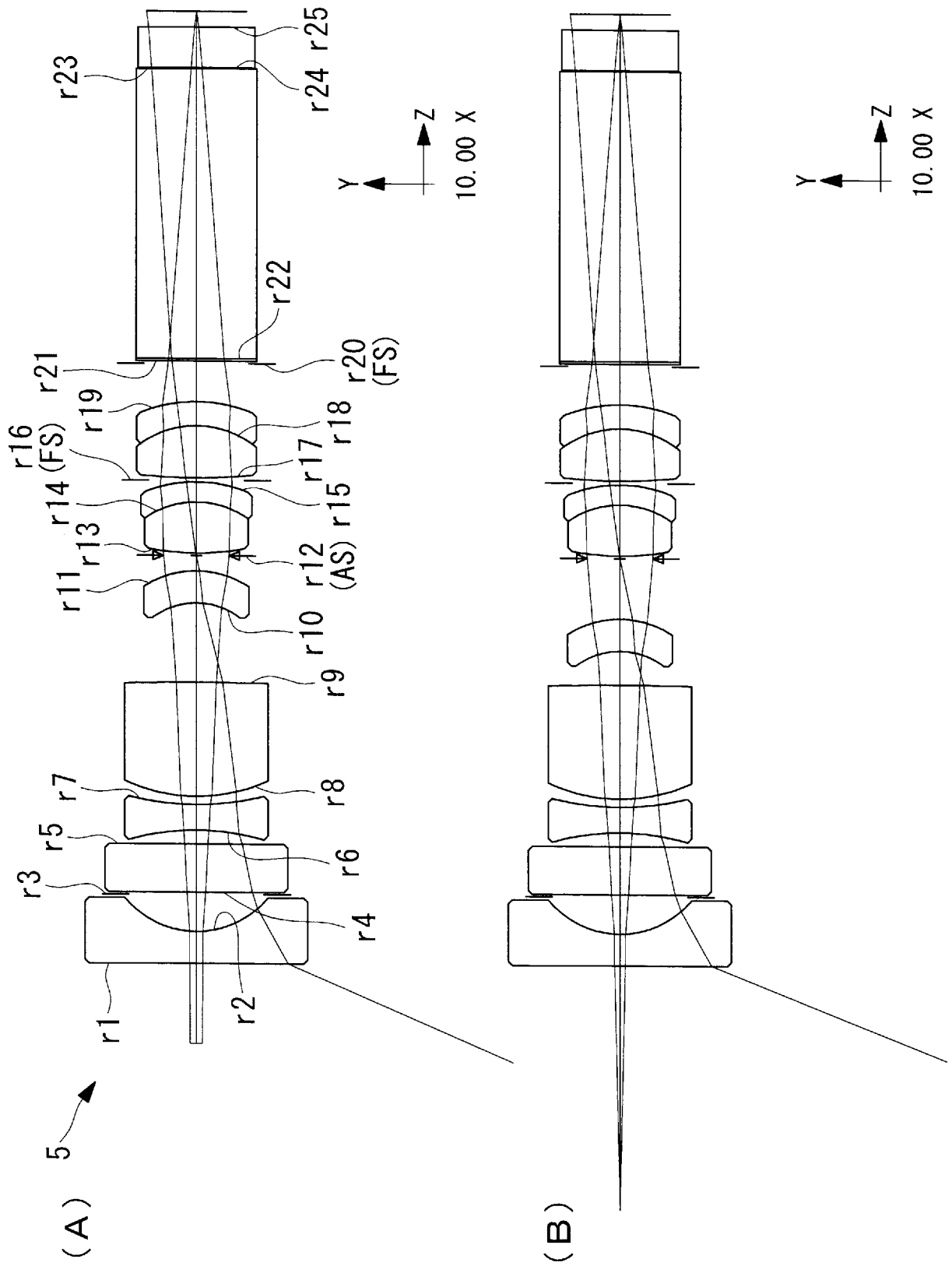
[図16]



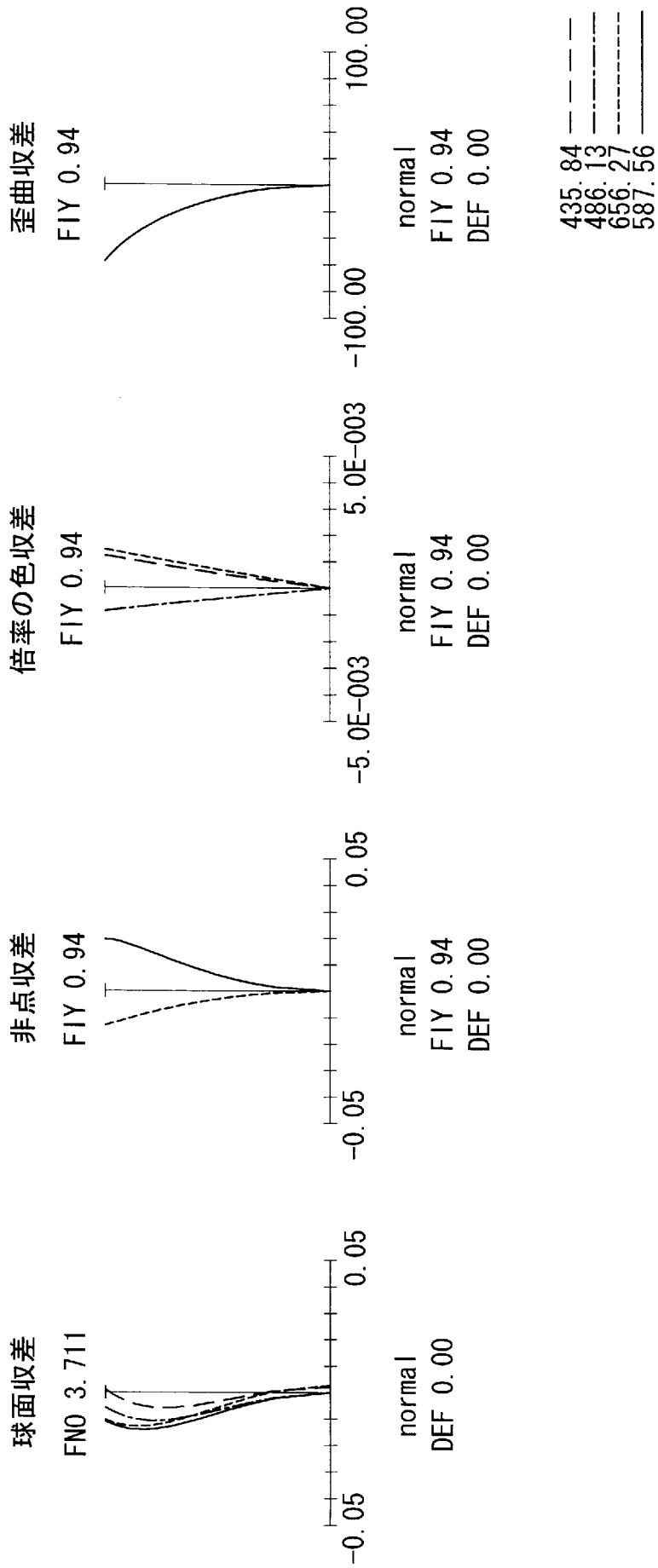
[図17]



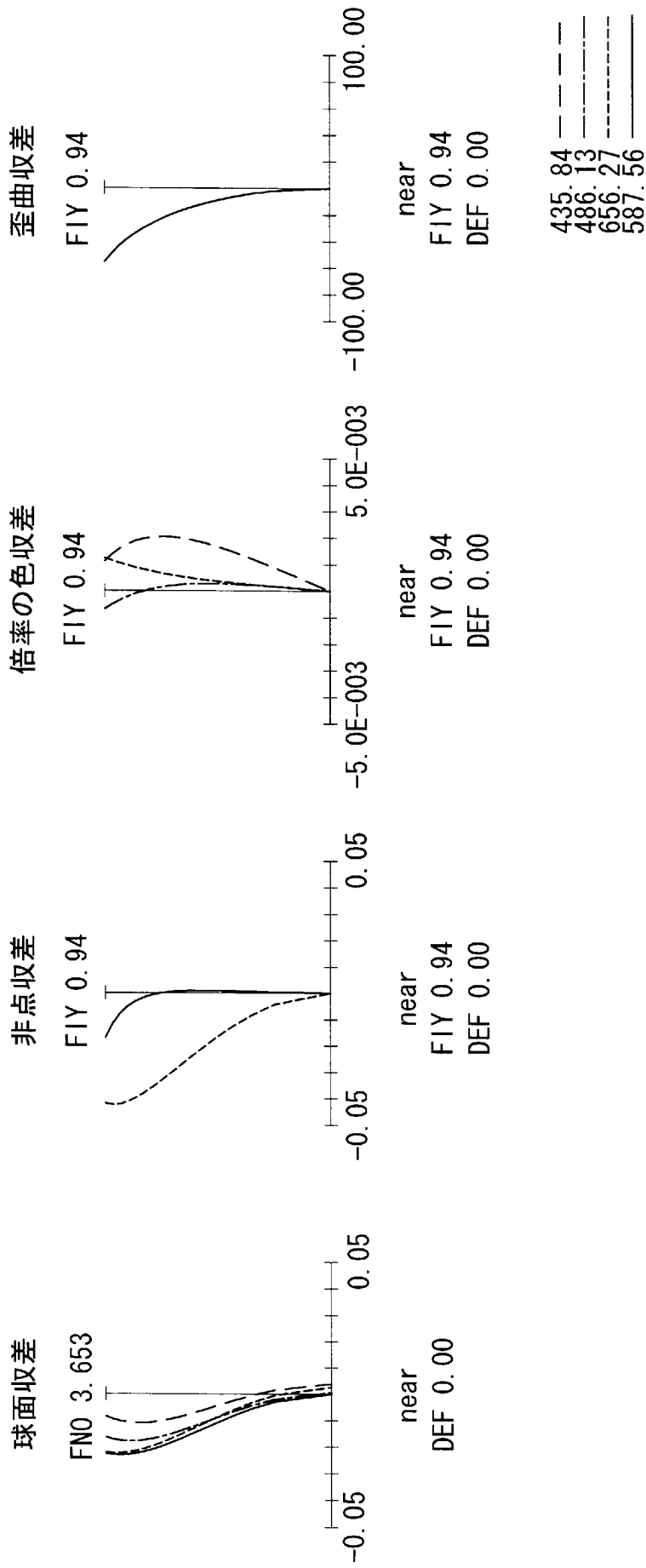
[圖18]



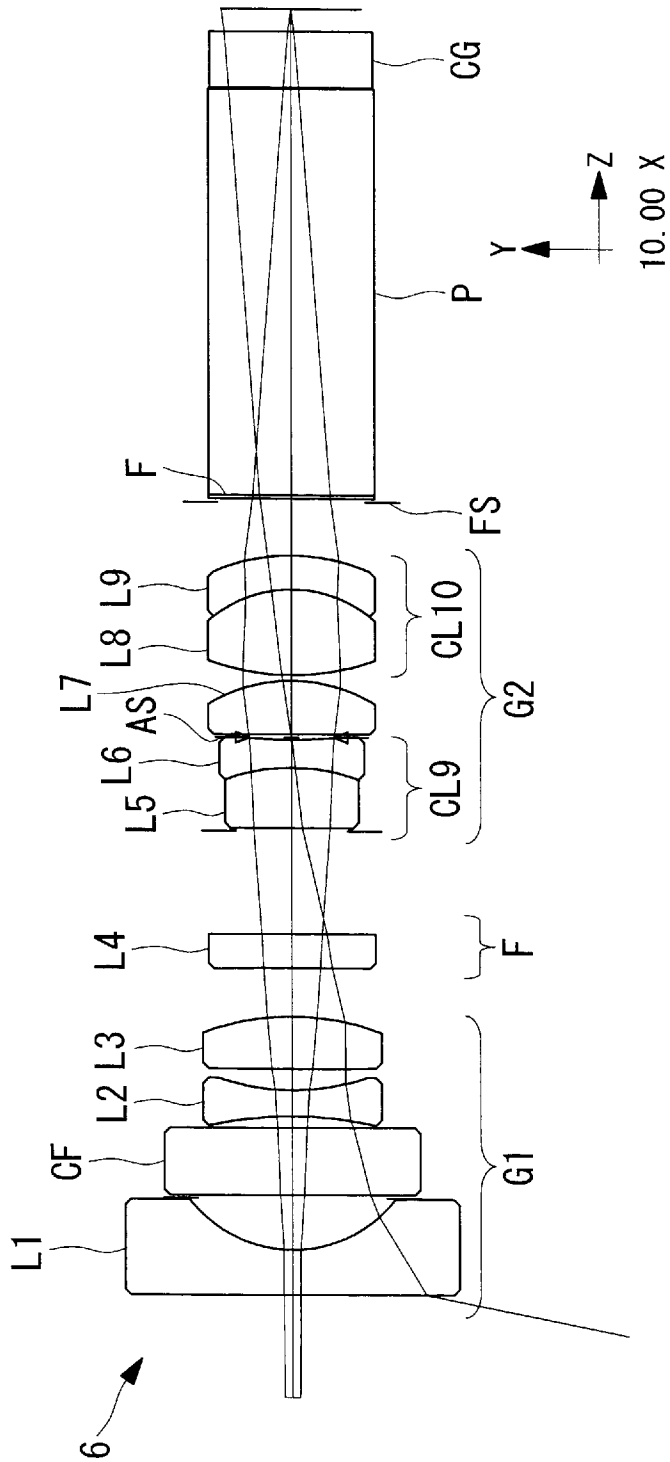
[図19]



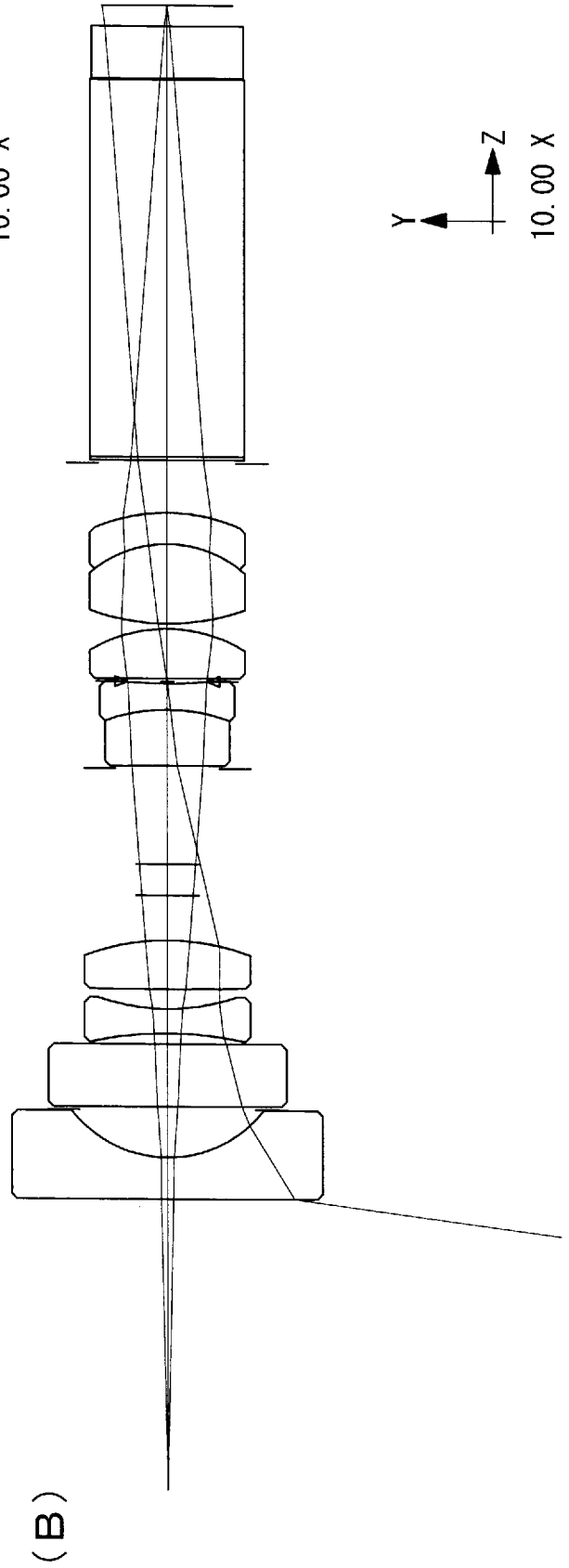
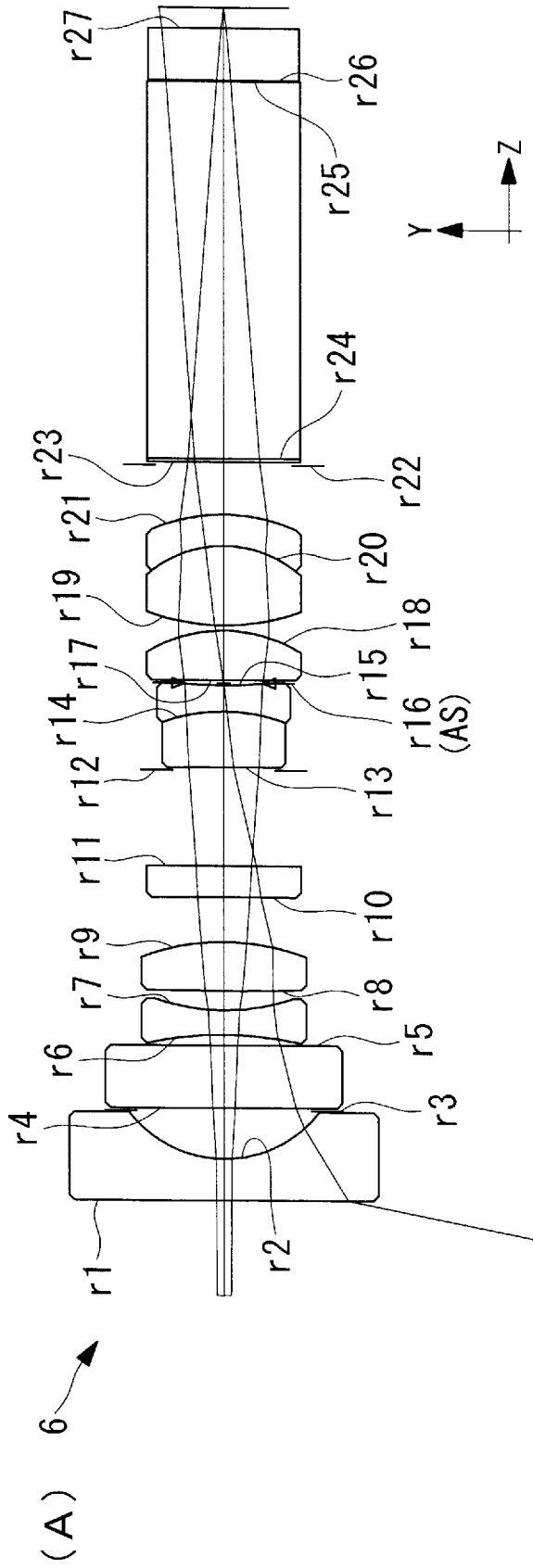
[図20]



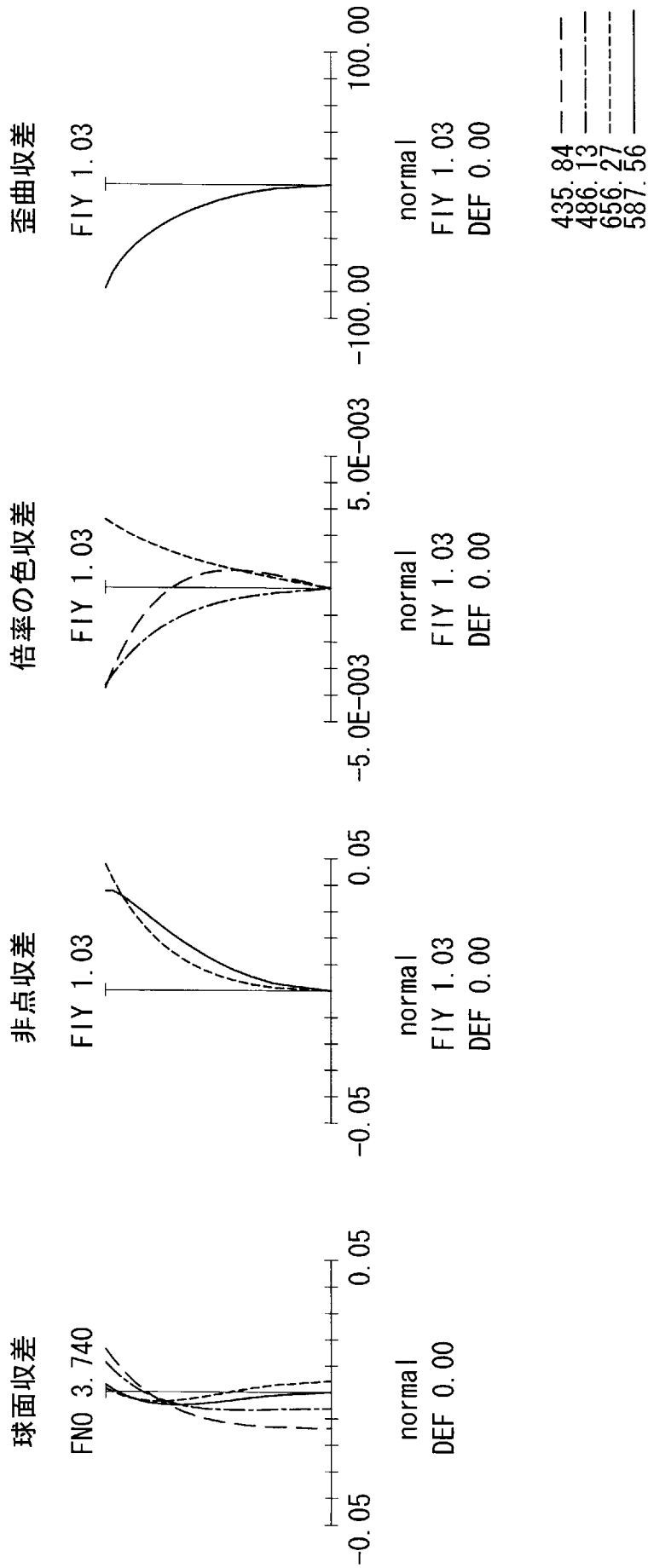
[図21]



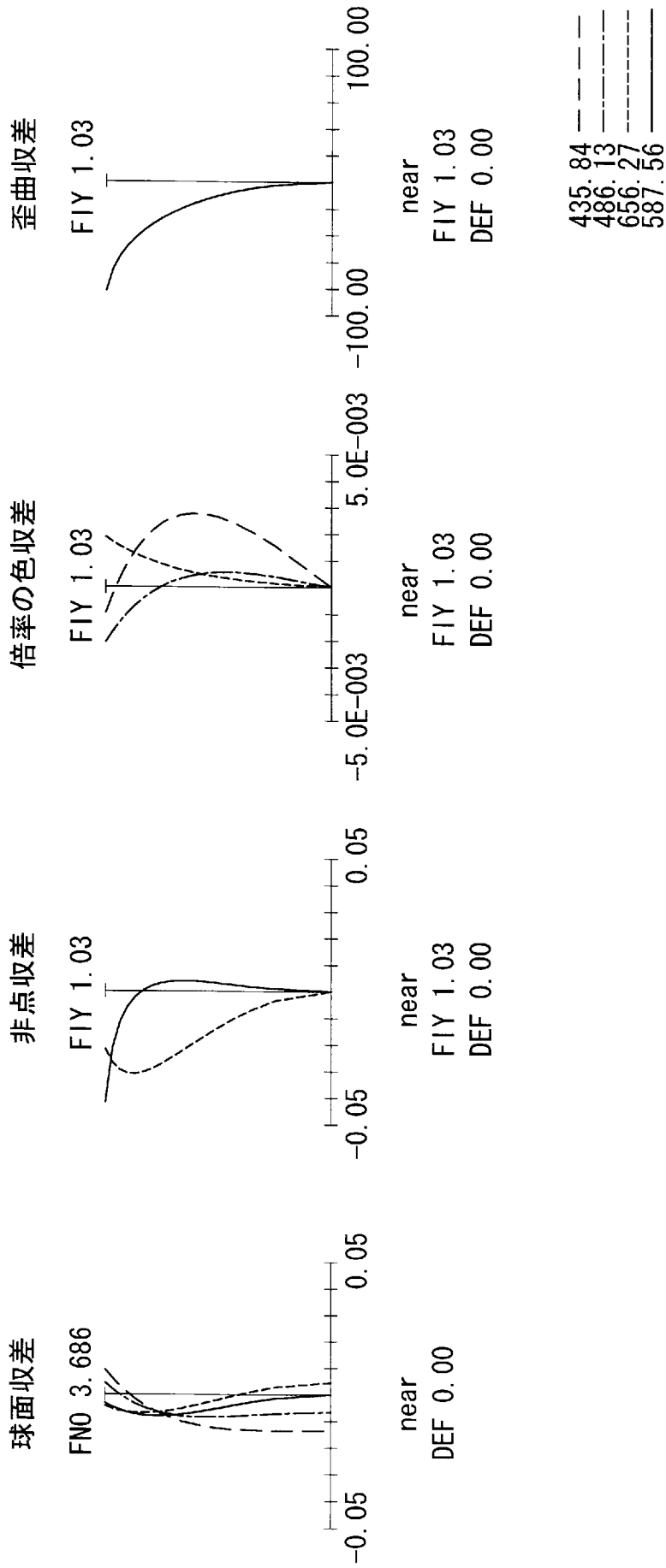
[22]



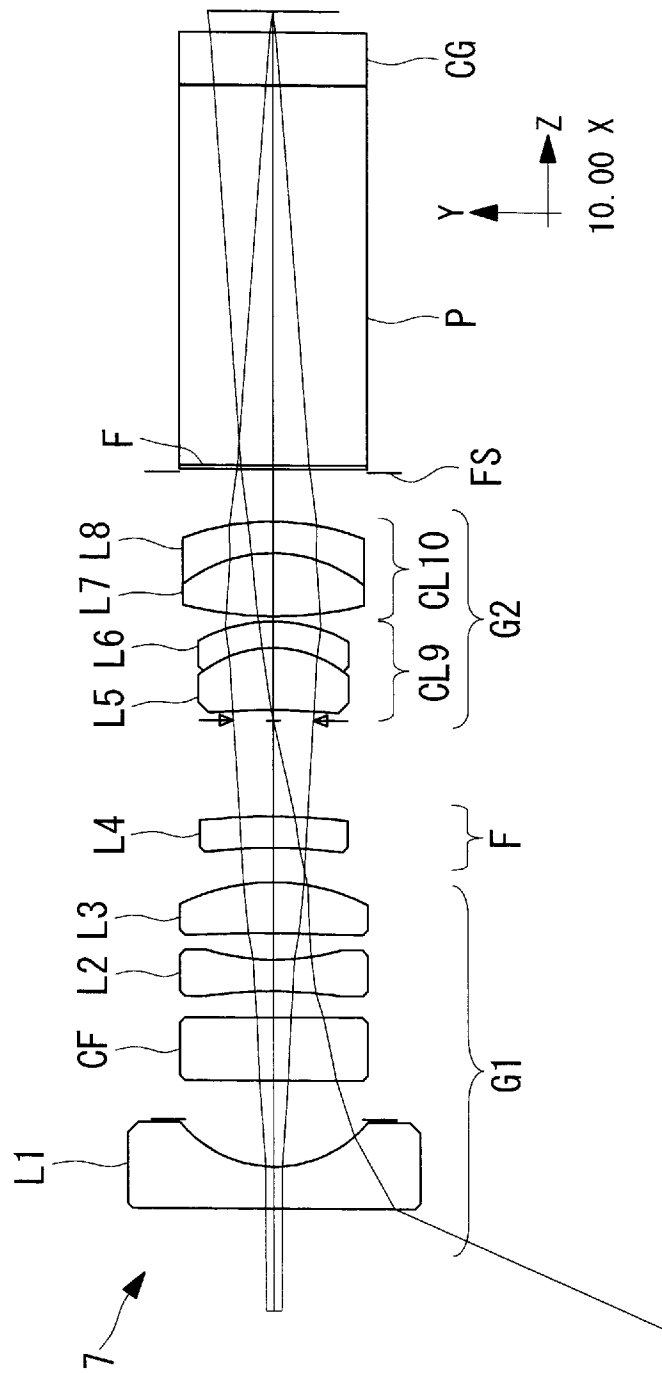
[図23]



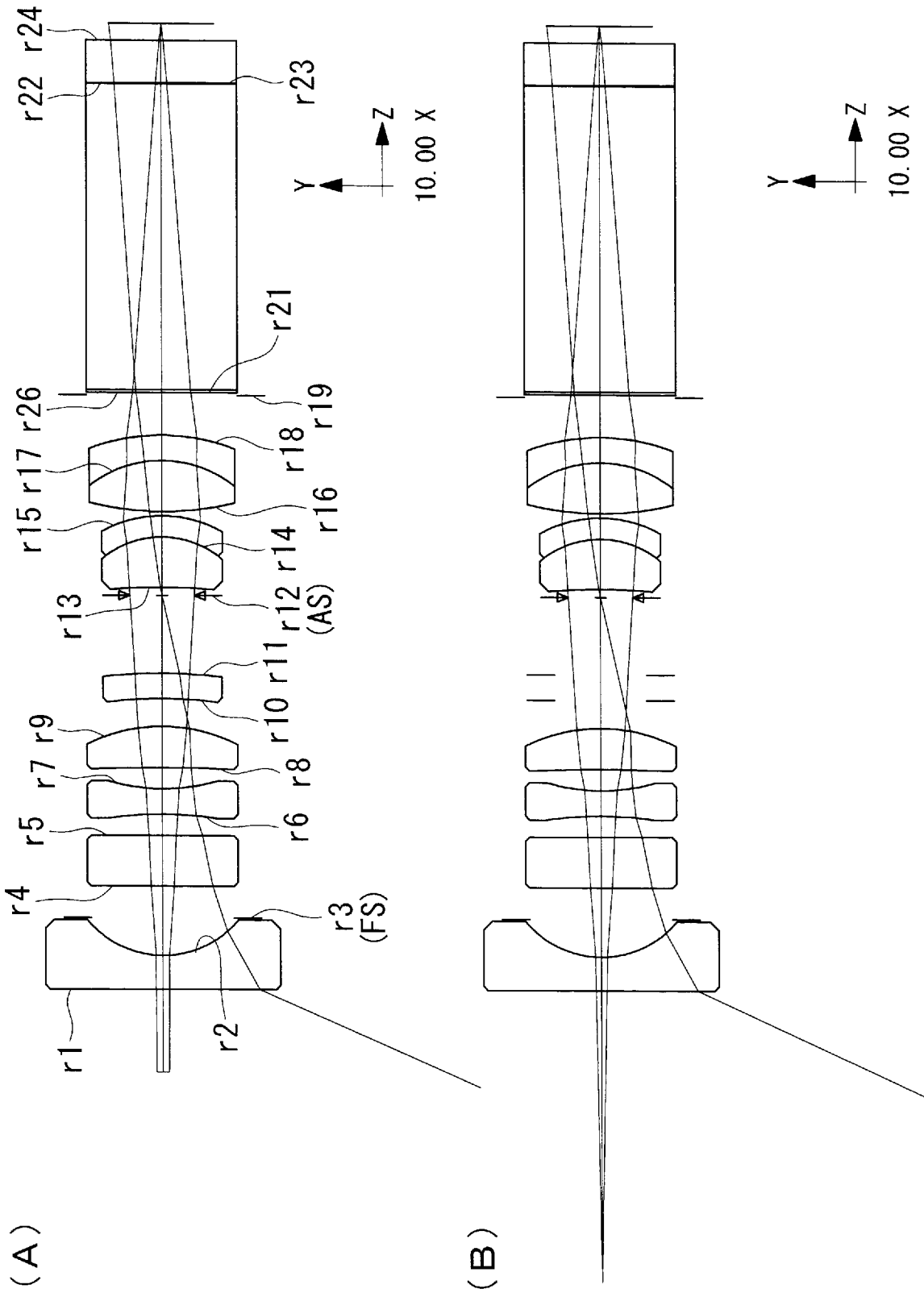
[図24]



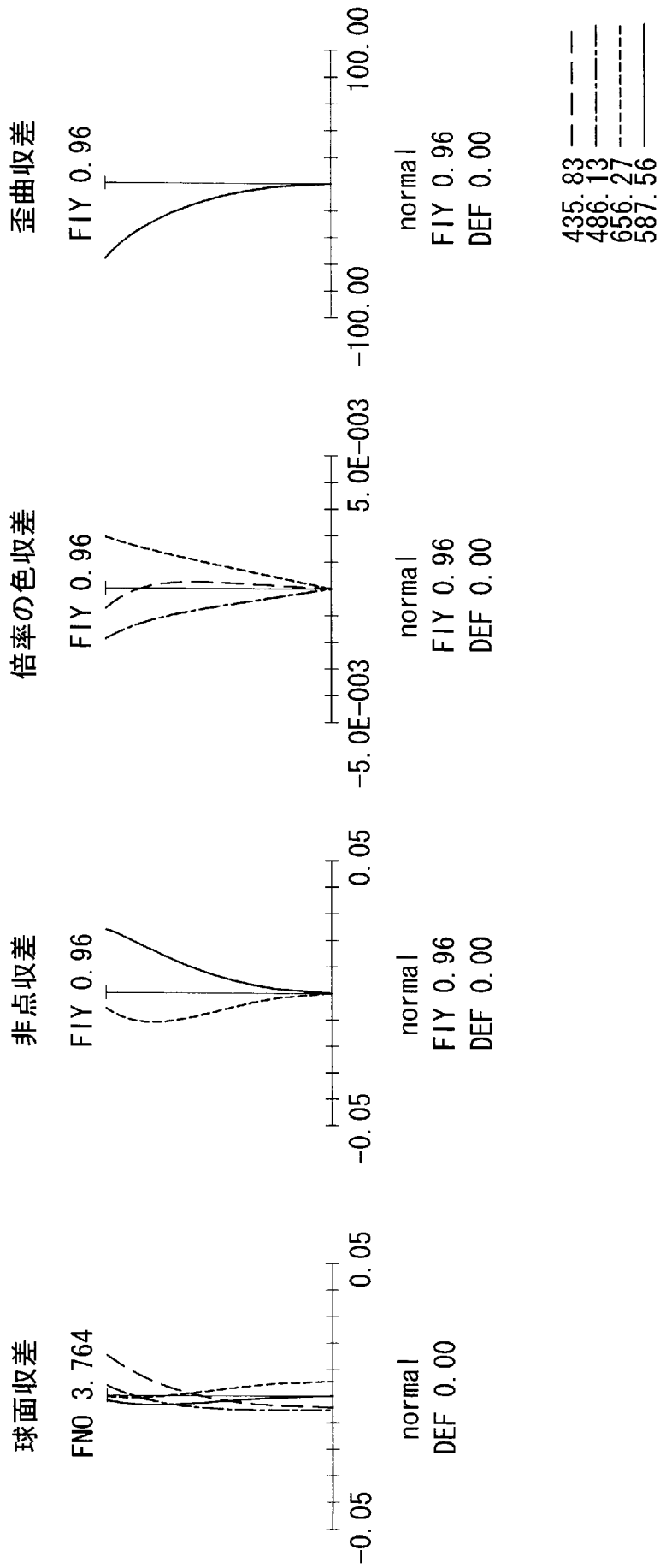
[図25]



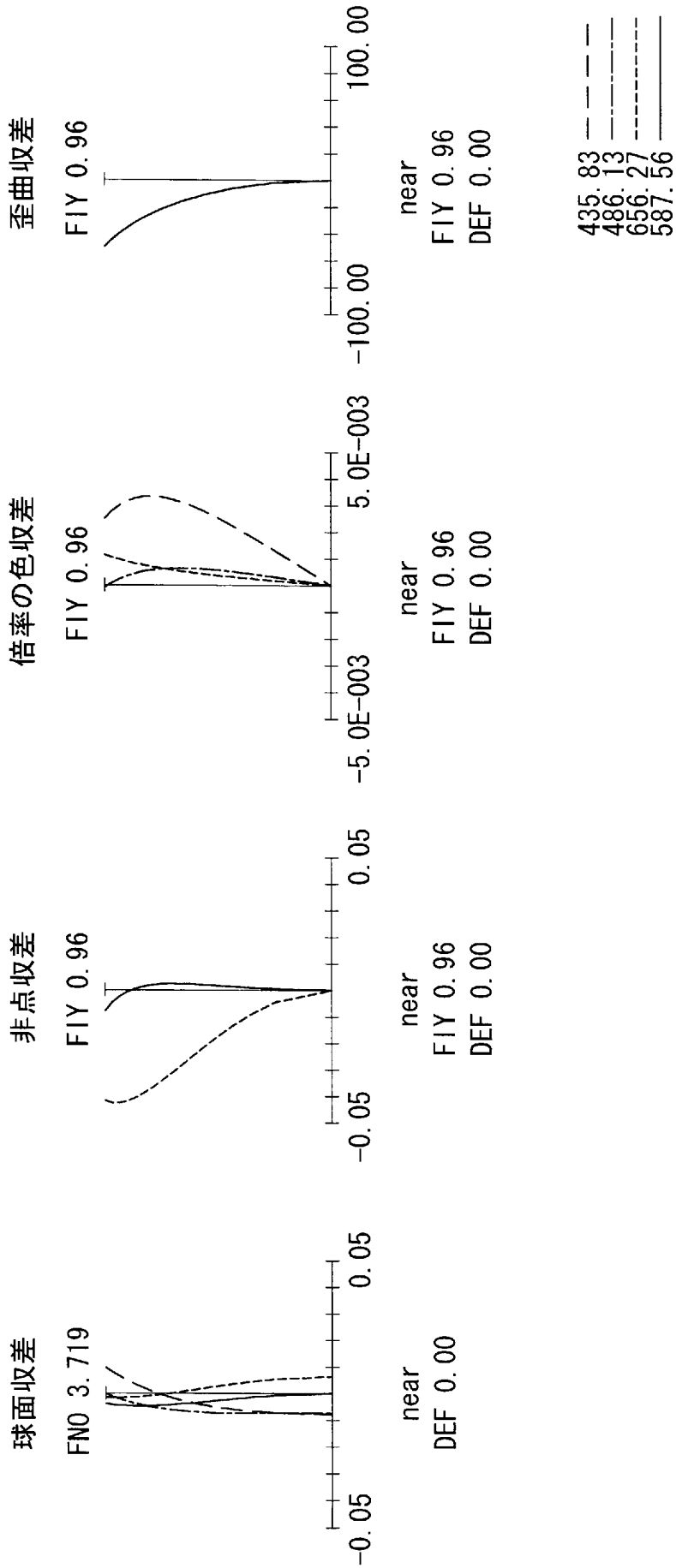
[図26]



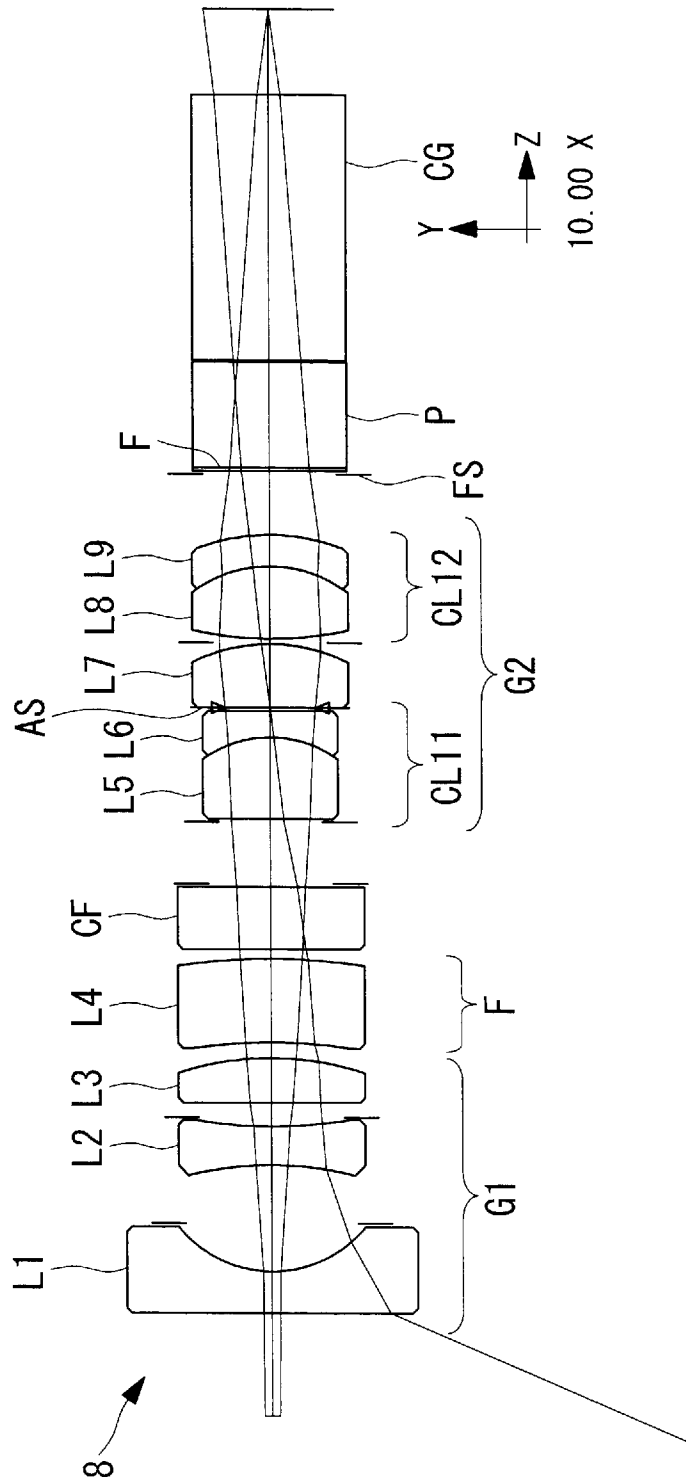
[図27]



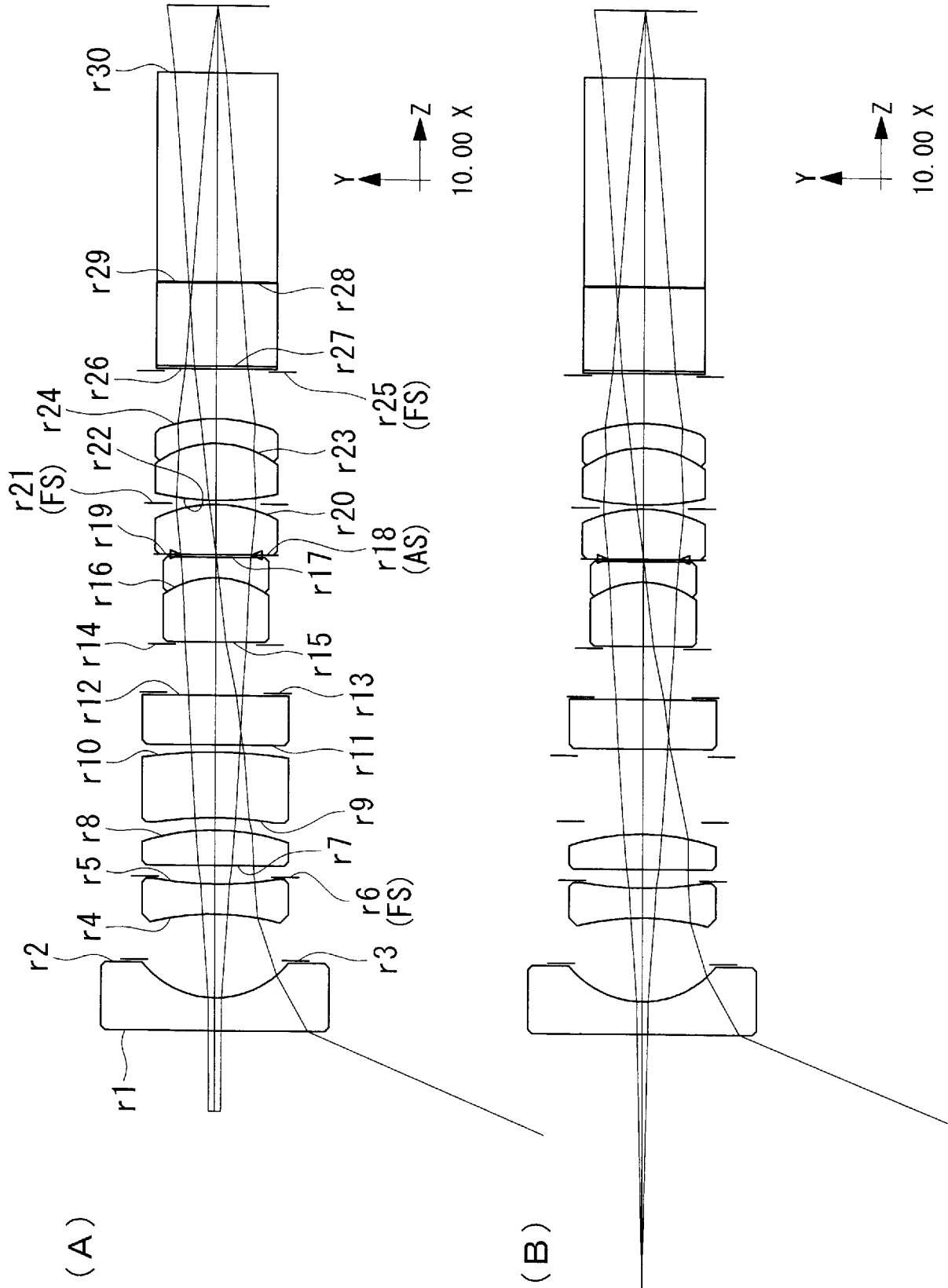
[図28]



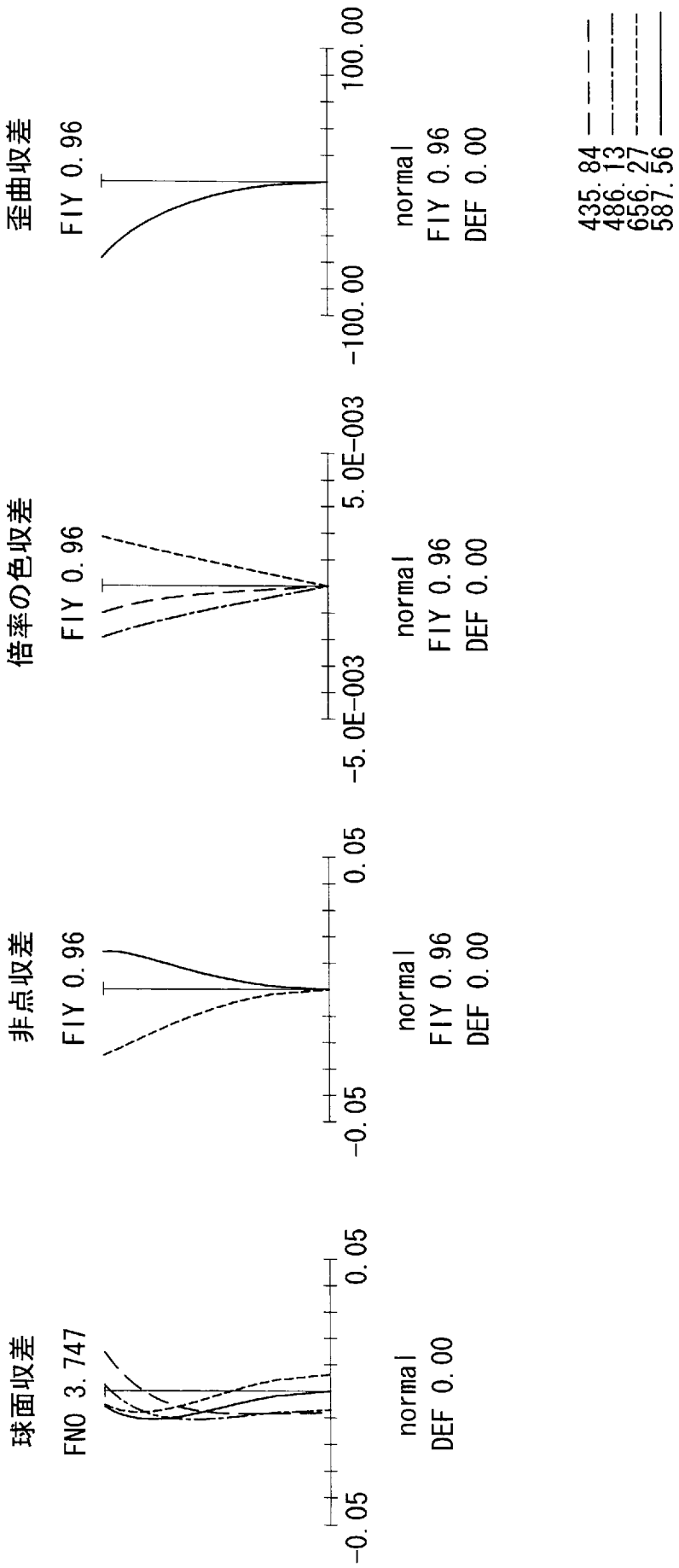
[図29]



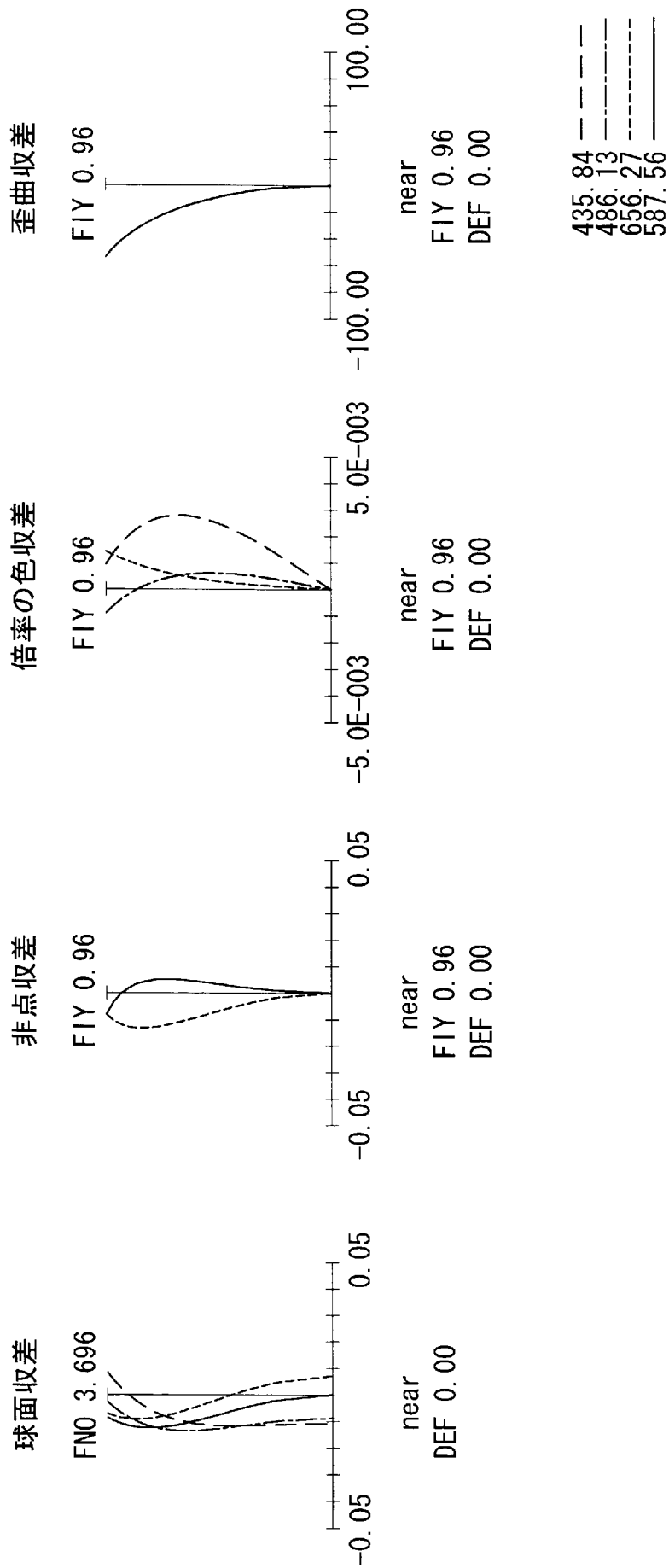
[図30]



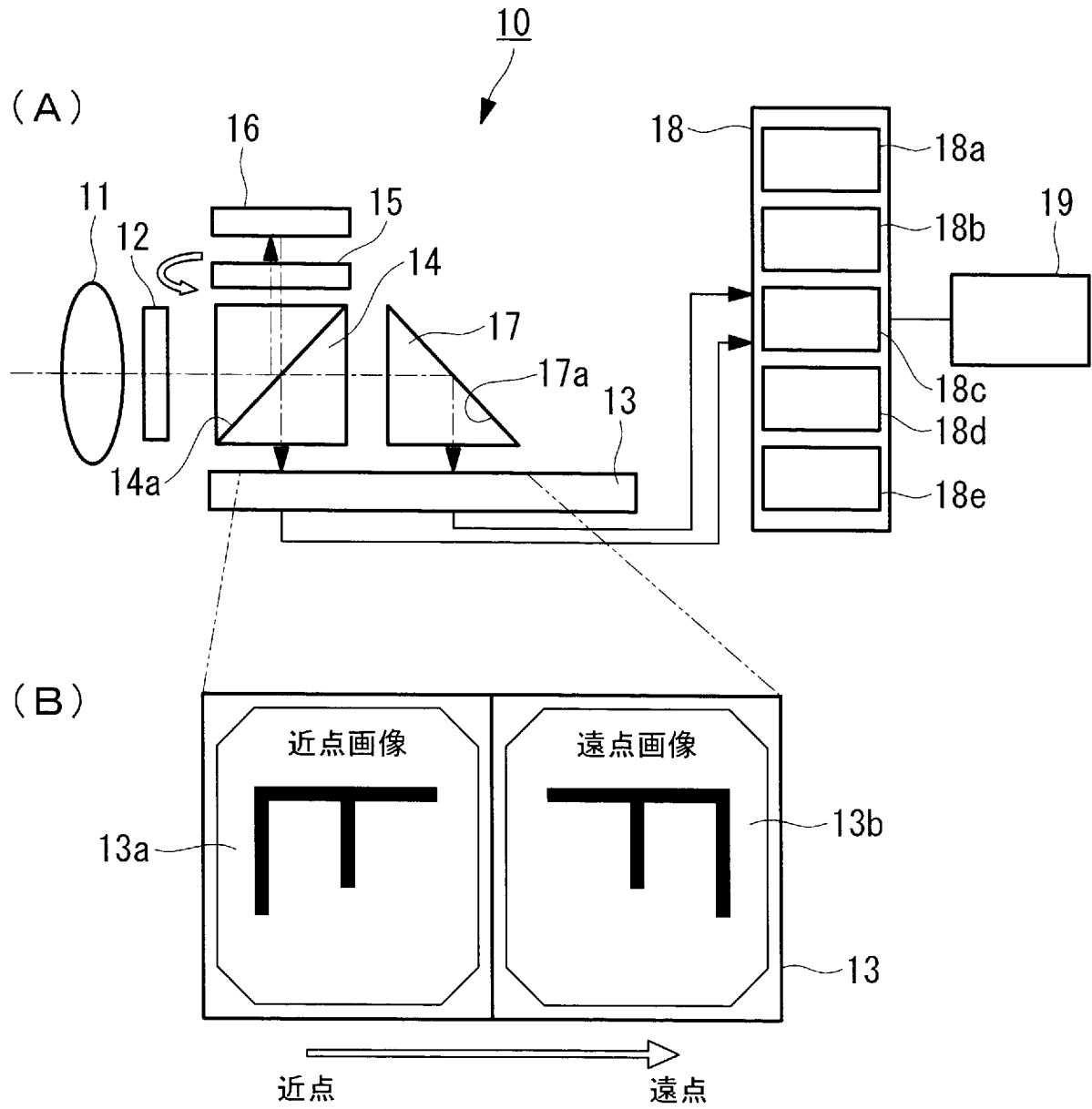
[図31]



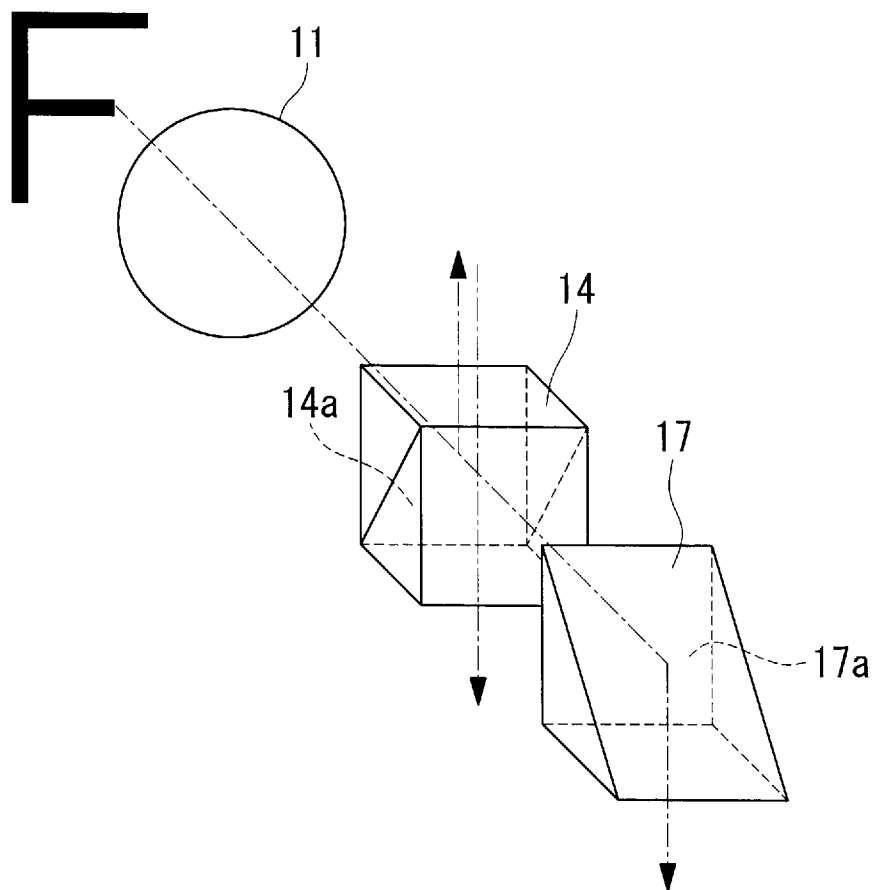
[図32]



[図33]

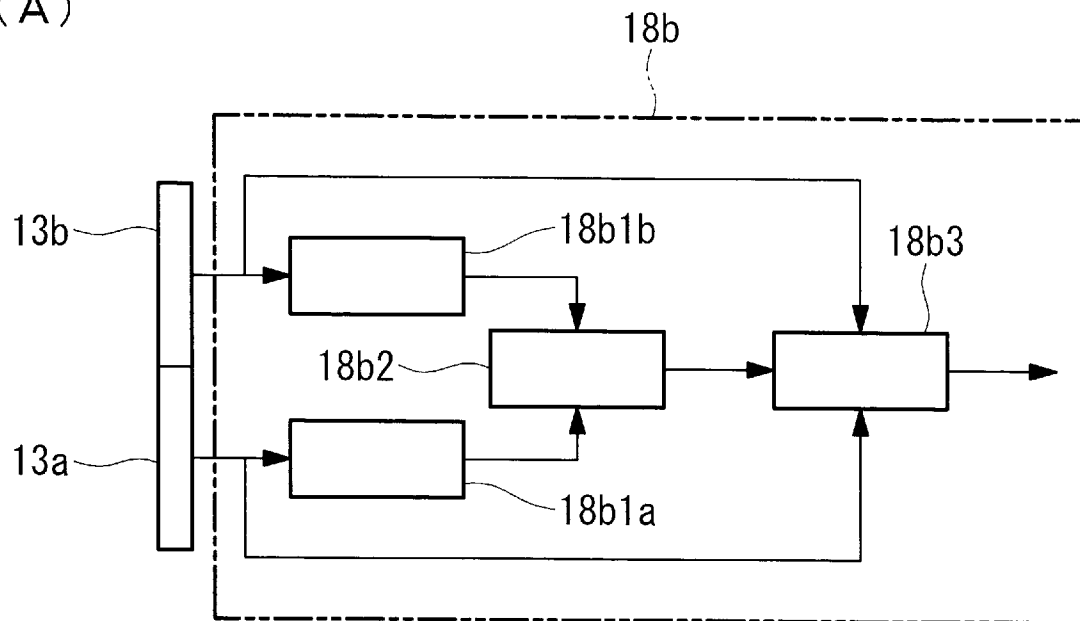


[図34]

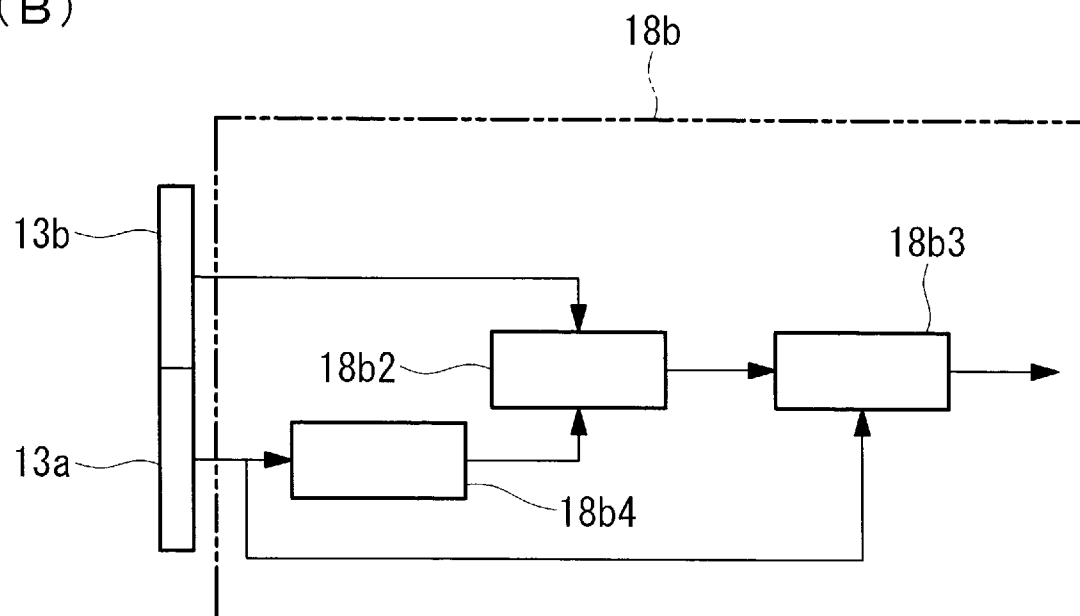


[図35]

(A)



(B)



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/085015

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
G02B13/00(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
G02B13/00, A61B1/00, G02B23/26

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	WO 2011/070930 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 16 June 2011 (16.06.2011), claims 1, 2, 4; examples 1 to 3 & JP 4934233 B2 & US 2012/0057251 A1 & EP 2477053 A1 & CN 102687053 A	1, 3-4 2, 5
A	JP 2008-224842 A (Olympus Corp.), 25 September 2008 (25.09.2008), entire text; all drawings & US 2010/0046093 A1 & WO 2008/111386 A1	1-5
A	JP 2008-107391 A (Olympus Medical Systems Corp.), 08 May 2008 (08.05.2008), entire text; all drawings & US 2008/0180809 A1	1-5

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 25 March, 2014 (25.03.14)	Date of mailing of the international search report 08 April, 2014 (08.04.14)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/085015

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2000-089105 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 31 March 2000 (31.03.2000), entire text; all drawings & US 6256155 B1	1-5
P,A	WO 2013/027459 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 28 February 2013 (28.02.2013), entire text; all drawings & JP 5393926 B2	1-5

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. G02B13/00(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. G02B13/00, A61B1/00, G02B23/26		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014年		
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X A	WO 2011/070930 A1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2011.06.16, [請求項1, 2, 4]、実施例1-3等 & JP 4934233 B2 & US 2012/0057251 A1 & EP 2477053 A1 & CN 102687053 A	1, 3-4 2, 5
A	JP 2008-224842 A（オリンパス株式会社）2008.09.25, 全文、全図 & US 2010/0046093 A1 & WO 2008/111386 A1	1-5
A	JP 2008-107391 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2008.05.08, 全文、全図 & US 2008/0180809 A1	1-5
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献
国際調査を完了した日 25.03.2014	国際調査報告の発送日 08.04.2014	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 殿岡 雅仁 電話番号 03-3581-1101 内線 3271	2V 4748

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2000-089105 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.03.31, 全文、全図 & US 6256155 B1	1-5
P, A	WO 2013/027459 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.02.28, 全文、全図 & JP 5393926 B2	1-5