

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/129089

発行日 平成29年2月2日(2017.2.2)

(43) 国際公開日 平成26年8月28日(2014.8.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
G02B 13/04 (2006.01)	G02B 13/04 D	2H040
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26 C	2H087
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/24 B	4C161
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300Y	5C122
H04N 5/225 (2006.01)	H04N 5/225 D	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 38 頁) 最終頁に続く

出願番号 特願2014-529739 (P2014-529739)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2013/085015
 (22) 国際出願日 平成25年12月26日(2013.12.26)
 (11) 特許番号 特許第5607278号(P5607278)
 (45) 特許公報発行日 平成26年10月15日(2014.10.15)
 (31) 優先権主張番号 特願2013-33440 (P2013-33440)
 (32) 優先日 平成25年2月22日(2013.2.22)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100118913
 弁理士 上田 邦生
 (74) 代理人 100112737
 弁理士 藤田 考晴
 (72) 発明者 鶴澤 勉
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内
 (72) 発明者 片倉 正弘
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 BA05 CA23 CA24 GA03 GA06
 GA11

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用対物光学系及び画像装置

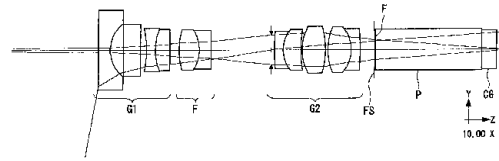
(57) 【要約】

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。

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

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

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。



【特許請求の範囲】

【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。

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

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

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。

10

【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。

$$-3 < F_{FF} / FL < -0.9 \quad \dots (3)$$

$$2.5 < F_{FR} / FL < 5 \quad \dots (4)$$

ただし、F_{FF}は前群の焦点距離であり、F_{FR}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。

20

【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、

30

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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【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

50

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る、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う。

【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。

10

20

30

40

50

【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。

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

$$2.5 < F_{\text{R}} / F_{\text{L}} < 5 \quad \dots (4)$$

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

- 【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。 10
- 【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。 20
- 【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 22 (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 26 (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 26 (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。 30
- 【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 30 (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 30 (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 33 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。 40
- 【図 35】図 33 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。 50

【 0 0 1 9 】

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。

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

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。

【 0 0 2 2 】

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。

$$- 3 < F _ _ F / F L < - 0 . 9 \quad \dots (3)$$

$$2 . 5 < F _ _ R / F L < 5 \quad \dots (4)$$

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。

【 0 0 2 3 】

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 L 1 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。

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

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。

10

20

30

40

50

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。

10

【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 線に対するアッペ数を示している。

【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。

20

【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。

30

【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。

【0033】

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と第5レンズL5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。

40

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		0.6321	1.88300	40.76
2	1.8812	0.6957	1.	

50

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

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

各種データ

通常観察

近距離観察

d 0 2 0 . 4 0 0 0 0 4 . 9 0 0 0 0

d 8 0 . 4 8 9 9 1 1 . 0 3 2 0 5

d 1 1 3 . 2 5 3 5 6 2 . 7 1 1 4 2

【 0 0 3 6 】

(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。

【 0 0 3 7 】

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 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、両凸レンズの第 3 レンズ L 3 を備えている。このうち、第 2 レンズ L 2 と第 3 レンズ L 3 とは接合された接合レンズ C L 1 となっている。

【 0 0 3 8 】

フォーカシングレンズ F は、両凸レンズの第 4 レンズ L 4、両凹レンズの第 5 レンズ L 5 を有しており、第 4 レンズ L 4 と第 5 レンズ L 5 は接合された接合レンズ C L 2 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。

【 0 0 3 9 】

正の後群 G 2 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 1 0 レンズ L 1 0 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C L 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C L 4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 .		10
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	20
10	- 1 . 9 5 9 3	0 . 6 0 1 8	1 . 8 1 6 0 0	4 6 . 6 2	
11	1 8 8 . 3 6 8 2	(d 1 1)	1 .		
12 (A S)		0 . 1 5 0 5	1 .		
13	6 . 6 9 0 2	0 . 4 5 1 4	1 . 8 8 3 0 0	4 0 . 7 6	
14	1 . 7 6 2 9	0 . 9 0 2 7	1 . 8 0 5 1 8	2 5 . 4 2	
15	4 . 8 1 7 7	0 . 0 7 5 2	1 .		
16	2 . 6 1 5 2	1 . 2 0 3 7	1 . 5 8 1 4 4	4 0 . 7 5	
17	- 4 . 6 2 5 5	0 . 1 2 0 4	1 .		
18	3 . 3 8 8 1	1 . 2 0 3 7	1 . 5 1 8 2 3	5 8 . 9 0	
19	- 1 . 8 0 5 5	0 . 4 5 1 4	1 . 9 2 2 8 6	1 8 . 9 0	30
20	- 1 4 . 9 8 7 8	0 . 7 0 6 4	1 .		
21		0 . 0 4 5 1	1 .		
22		0 . 0 4 9 7	1 . 5 3 0 0 0	5 6 . 0 0	
23		5 . 4 2 8 5	1 . 7 2 9 1 6	5 4 . 6 8	
24		0 . 0 1 5 0	1 . 5 1 0 0 0	6 4 . 0 0	
25		0 . 7 5 2 3	1 . 6 1 0 6 2	5 0 . 4 9	
26		0 . 3 0 0 9	1 .		
像面		0 .			

【0042】

各種データ	通常観察	近距離観察	
d 0	1 9 . 4 0 0 0 0	4 . 7 0 0 0 0	40
d 8	0 . 4 6 6 4 2	1 . 0 5 6 8 3	
d 1 1	2 . 9 1 1 1 3	2 . 3 2 0 7 1	

【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。

【 0 0 4 4 】

図 1 0 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 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 及び両凸レンズの第 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。

【 0 0 4 5 】

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 L 5、像側に凹面を向けた正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、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 は接合されて接合レンズ C L 5 となっており、第 8 レンズ L 8 と第 9 レンズ L 9 とは接合されて接合レンズ C L 6 となっている。

10

【 0 0 4 6 】

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 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。

【 0 0 4 7 】

レンズデータ

20

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

30

40

【 0 0 4 8 】

50

各種データ	通常観察	近距離観察
d 0	1 9 . 4 0 0 0 0	4 . 7 0 0 0 0
d 9	0 . 3 4 9 1 3	2 . 5 8 4 0 7
d 1 1	3 . 0 2 7 9 8	0 . 7 9 3 0 4

【 0 0 4 9 】

(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 1 4 及び図 1 5 に示す。なお、図 1 5 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 1 6 に、近距離観察状態の収差曲線図を図 1 7 に示す。

10

【 0 0 5 0 】

図 1 4 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 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 及び両凸レンズの第 3 レンズ L 3 を備えている。

【 0 0 5 1 】

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、物体側から順に、両凸レンズの第 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、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 は接合されて接合レンズ C L 7 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 8 となっている。

20

【 0 0 5 2 】

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 F である第 4 レンズ L 4 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。

【 0 0 5 3 】

レンズデータ

30

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

40

50

19	- 2 . 8 6 9 9	0 . 7 0 9 9	1 .	
20 (FS)		0 . 0 4 4 8	1 .	
21		0 . 0 4 9 2	1 . 5 3 0 0 0	5 6 . 0 0
22		5 . 3 8 2 3	1 . 7 2 9 1 6	5 4 . 6 8
23		0 . 0 1 4 9	1 . 5 1 0 0 0	6 4 . 0 0
24		0 . 7 4 5 9	1 . 6 1 0 6 2	5 0 . 4 9
25		0 . 2 9 8 4	1 .	
像面		0 .		

【0054】

各種データ	通常観察	近距離観察
d0	19 . 2 0 0 0 0	4 . 6 0 0 0 0
d9	1 . 9 6 4 7 1	0 . 6 3 9 5 5
d11	0 . 2 8 2 5 0	1 . 6 0 7 6 7

10

【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。

20

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	Nd	Vd
物体面		(d0)	1 .	
1		0 . 6 0 1 9	1 . 8 8 3 0 0	4 0 . 7 6
2	1 . 7 5 5 4	0 . 6 9 7 0	1 .	
3 (FS)		0 . 0 4 5 1	1 .	
4		0 . 9 0 2 9	1 . 5 1 8 0 0	7 5 . 0 0
5		0 . 2 5 9 9	1 .	
6	- 4 . 5 9 8 3	0 . 4 8 4 3	1 . 8 8 3 0 0	4 0 . 7 6
7	5 . 2 7 5 9	0 . 1 5 4 0	1 .	
8	3 . 2 5 7 7	2 . 1 4 3 9	1 . 9 2 2 8 6	1 8 . 9 0
9	- 4 5 . 0 1 4 4	(d9)	1 .	
10	- 1 . 3 8 0 9	0 . 6 0 0 3	1 . 6 5 1 6 0	5 8 . 5 5
11	- 1 . 8 2 8 2	(d11)	1 .	
12 (AS)		0 . 0 4 5 1	1 .	
13	4 . 9 2 3 2	0 . 9 5 5 1	1 . 4 8 7 4 9	7 0 . 2 3
14	- 1 . 7 0 3 2	0 . 3 7 6 2	1 . 8 8 3 0 0	4 0 . 7 6
15	- 2 . 5 9 5 5	0 . 0 3 0 1	1 .	
16 (FS)		0 . 0 4 5 1	1 .	
17	1 1 . 1 4 6 9	0 . 9 7 6 7	1 . 4 8 7 4 9	7 0 . 2 3
18	- 1 . 7 9 3 8	0 . 4 5 1 4	2 . 0 0 3 3 0	2 8 . 2 7
19	- 2 . 8 0 6 3	0 . 7 1 6 2	1 .	
20 (FS)		0 . 0 4 5 1	1 .	
21		0 . 0 4 9 7	1 . 5 3 0 0 0	5 6 . 0 0
22		5 . 4 2 9 3	1 . 7 2 9 1 6	5 4 . 6 8
23		0 . 0 1 5 0	1 . 5 1 0 0 0	6 4 . 0 0
24		0 . 7 5 2 4	1 . 6 1 0 6 2	5 0 . 4 9 1

30

40

50

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 .	
1 7		0 . 7 7 8 4	1 . 4 8 7 4 9	7 0 . 2 3
1 8	- 2 . 3 7 2 6	0 . 0 8 2 0	1 .	
1 9	3 . 6 0 8 7	1 . 2 4 8 6	1 . 4 8 7 4 9	7 0 . 2 3
2 0	- 1 . 8 7 1 1	0 . 4 9 2 0	1 . 9 2 2 8 6	1 8 . 9 0
2 1	- 2 . 9 1 8 9	0 . 7 7 8 6	1 .	
2 2 (F S)		0 . 0 4 9 2	1 .	
2 3		0 . 0 5 4 1	1 . 5 3 0 0 0	5 6 . 0 0
2 4		5 . 9 1 7 6	1 . 7 2 9 1 6	5 4 . 6 8
2 5		0 . 0 1 6 4	1 . 5 1 0 0 0	6 4 . 0 0
2 6		0 . 8 2 0 1	1 . 6 1 0 6 2	5 0 . 4 9 5
2 7		0 . 3 2 8 0	1 .	
像面		0 .		

10

【 0 0 6 3 】

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

20

【 0 0 6 4 】

(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 2 5 及び図 2 6 に示す。なお、図 2 6 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 2 7 に、近距離観察状態の収差曲線図を図 2 8 に示す。

【 0 0 6 5 】

図 2 5 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。

30

【 0 0 6 6 】

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 1 0 となっている。

40

【 0 0 6 7 】

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。

【 0 0 6 8 】

レンズデータ				
面番号	r	d	N d	V d
物体面		(d 0)	1 .	

50

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 . 9 1 9 6	1 . 5 1 8 0 0	7 5 . 0 0	
5		0 . 3 8 3 2	1 .		
6	- 6 . 8 6 3 5	0 . 4 5 9 8	1 . 8 8 3 0 0		
7	3 . 5 0 7 6	0 . 3 8 3 2	1 .		
8	- 3 5 . 3 1 2 5	0 . 7 5 1 0	1 . 9 2 2 8 6		
9	- 3 . 0 7 5 9	0 . 5 0 4 4	1 .		
10	(r 1 0)	0 . 4 5 9 8	(G L A 1 0)		10
11	(r 1 1)	1 . 4 0 3 5	1 .		
12	(A S)	0 . 1 5 3 3	1 .		
13	- 1 0 . 8 8 5 0	0 . 9 0 4 3	1 . 5 3 1 7 2	4 8 . 8 4	
14	- 1 . 7 1 6 4	0 . 3 8 3 2	2 . 0 0 3 3 0	2 8 . 2 7	
15	- 2 . 2 7 6 5	0 . 0 7 6 6	1 .		
16	5 . 5 2 9 1	0 . 9 1 9 6	1 . 4 8 7 4 9	7 0 . 2 3	
17	- 2 . 1 5 4 7	0 . 4 5 9 8	1 . 9 2 2 8 6	1 8 . 9 0	
18	- 3 . 7 2 1 7	0 . 7 2 3 1	1 .		
19	(F S)	0 . 0 4 6 0	1 .		
20		0 . 0 5 0 6	1 . 5 3 0 0 0	5 6 . 0 0	20
21		5 . 5 2 9 8	1 . 7 2 9 1 6	5 4 . 6 8	
22		0 . 0 1 5 3	1 . 5 1 0 0 0	6 4 . 0 0	
23		0 . 7 6 6 3	1 . 6 1 0 6 2	5 0 . 4 9	
24		0 . 3 0 6 5	1 .		
像面		0 .			

【 0 0 6 9 】

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		30
G L A 1 0	1 . 5 1 6 3 3 , 6 4 . 1 4	空気 (A i r)	

【 0 0 7 0 】

(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。

【 0 0 7 1 】

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。 40

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。

【 0 0 7 2 】

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。 50

【 0 0 7 3 】

フォーカシングレンズFと後群G2との間には、赤外カットフィルターCF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。

【 0 0 7 4 】

レンズデータ

面番号	r	d	Nd	Vd	
物体面		(d 0)	1 .		10
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)		
10	(r 1 0)	0 . 1 3 7 5	1 .		20
11		0 . 9 1 6 5	1 . 5 1 8 0 0	7 5 . 0 0	
12		0 . 0 4 5 8	1 .		
13 (F S)		0 . 9 0 1 3	1 .		
14 (F S)		0 . 0 4 5 8	1 .		
15		1 . 1 9 1 5	1 . 6 9 8 9 5	3 0 . 1 3	
16	- 1 . 6 9 2 5	0 . 3 8 1 9	1 . 8 8 3 0 0	4 0 . 7 6	
17		0 . 0 4 5 8	1 .		
18 (A S)		0 .	1 .		
19		0 . 9 3 1 8	1 . 4 8 7 4 9	7 0 . 2 3	30
20	- 2 . 5 7 5 4	0 . 0 1 5 3	1 .		
21 (F S)		0 . 0 6 1 1	1 .		
22	5 . 2 6 8 5	1 . 0 5 4 0	1 . 4 8 7 4 9	7 0 . 2 3	
23	- 1 . 8 9 8 7	0 . 4 5 8 3	1 . 9 2 2 8 6	1 8 . 9 0	
24	- 2 . 9 9 5 5	0 . 8 8 2 1	1 .		
25 (F S)		0 . 0 4 5 8	1 .		
26		0 . 0 5 0 4	1 . 5 3 0 0 0	5 6 . 0 0	
27		1 . 5 4 8 9	1 . 7 2 9 1 6	5 4 . 6 8	
28		0 . 0 2 1 5	1 . 5 1 0 0 0	6 4 . 0 0	
29		3 . 8 6 4 7	1 . 7 2 9 1 6	5 4 . 6 8	40
30		1 . 2 4 7 4	1 .		
像面		0 .			

【 0 0 7 5 】

各種データ

通常観察

近距離観察

d 0	1 9 . 7 0 0 0 0	4 . 8 0 0 0 0
r 9	- 7 . 2 8 0 2 7	
r 1 0	- 9 . 2 6 9 1 3	
G L A 9	1 . 8 8 3 0 0 , 4 0 . 7 6	空気 (A i r)

【 0 0 7 6 】

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。

【 0 0 7 7 】

【 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	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

10

20

30

40

【 0 0 7 8 】

【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

10

20

30

40

【表 3】

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
	Near							
作動距離	4.9	4.7	4.7	4.6	4.6	4.6	5.3	4.8
全系の焦点距離	0.999	1.002	0.996	0.990	0.984	0.978	0.997	0.989
有効Fno.	3.760	3.760	3.760	3.736	3.730	3.761	3.790	3.771
画角 (deg)	150.7	132.3	132.3	136.3	136.6	164.6	130.5	135.3
像高								
対物レンズ全系のバックフォーカス (通常観察時)								
フォーカスレンズの焦点距離								
前群の焦点距離								
後群の焦点距離								

10

20

30

40

【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、

50

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。

10

20

30

40

50

【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13a、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、/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/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

10

20

30

40

50

△ 17 の全反射面 17 a で反射され、撮像素子 13 の第 2 領域 13 b 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 18 b は、1 ラインずつ読み出された、第 1 領域 13 a、第 2 領域 13 b 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 18 b 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

13 撮像素子

14 偏光ビームスプリッタ

15 波長板

16 第 1 反射部材

17 第 2 反射部材

18 画像処理部

19 画像表示装置

G1 前群

G2 後群

L1 第 1 レンズ

L2 第 2 レンズ

L3 第 3 レンズ

L4 第 4 レンズ

L5 第 5 レンズ

L6 第 6 レンズ

L7 第 7 レンズ

L8 第 8 レンズ

L9 第 9 レンズ

L10 第 10 レンズ

CL1 ~ CL12 接合レンズ

AS 明るさ絞り

FS フレア絞り

P 光学プリズム

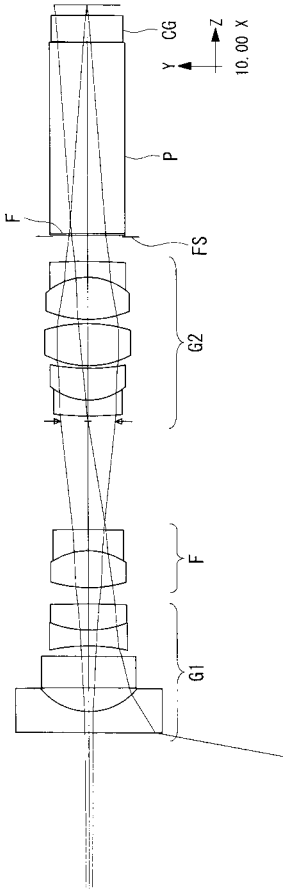
CG カバーガラス

10

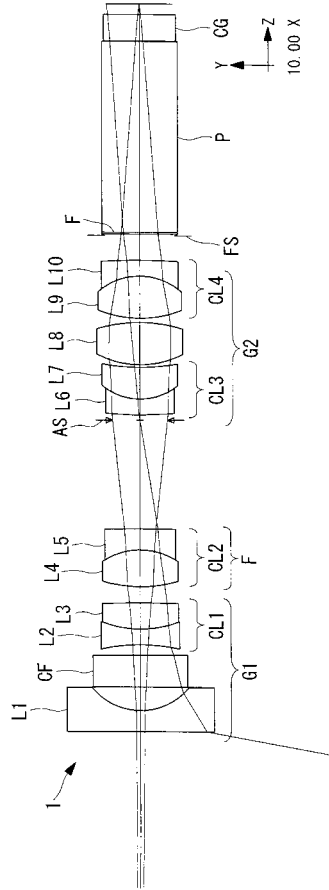
20

30

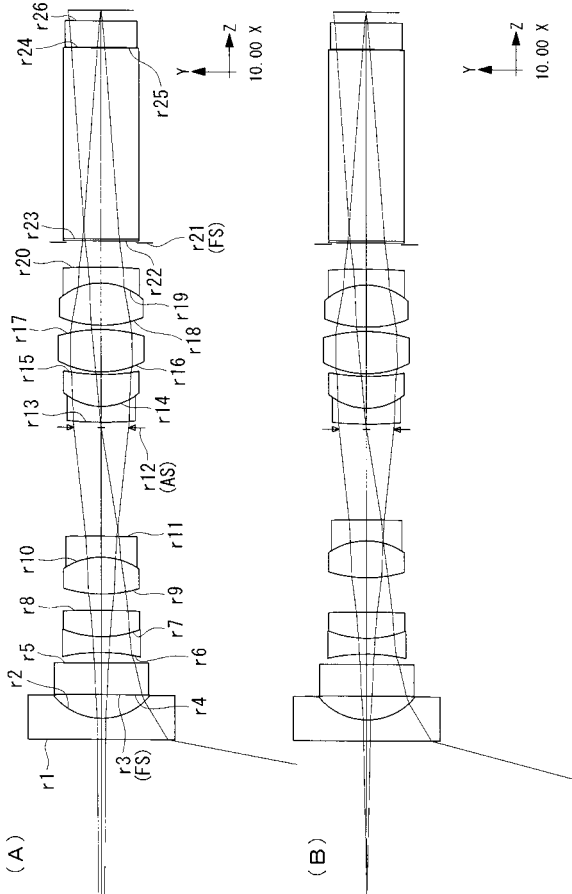
【 図 1 】



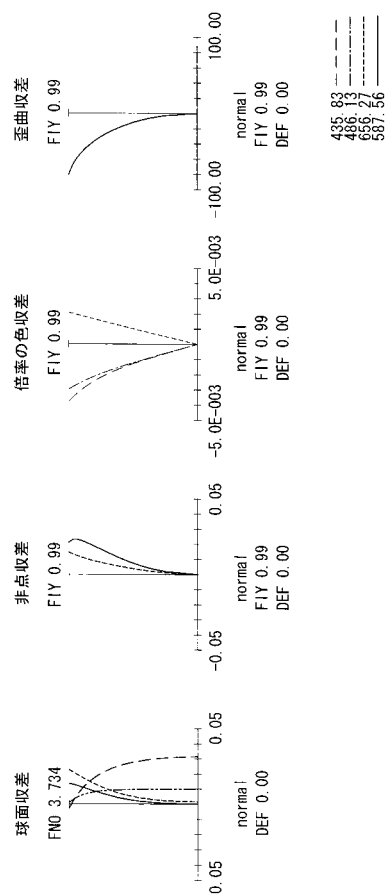
【 図 2 】



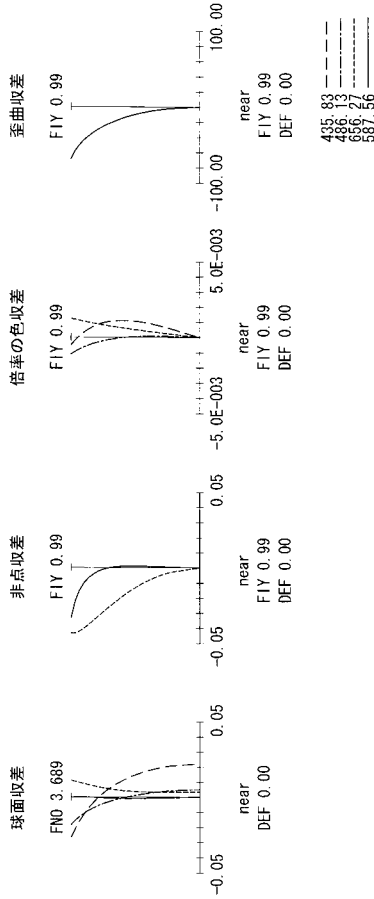
【 図 3 】



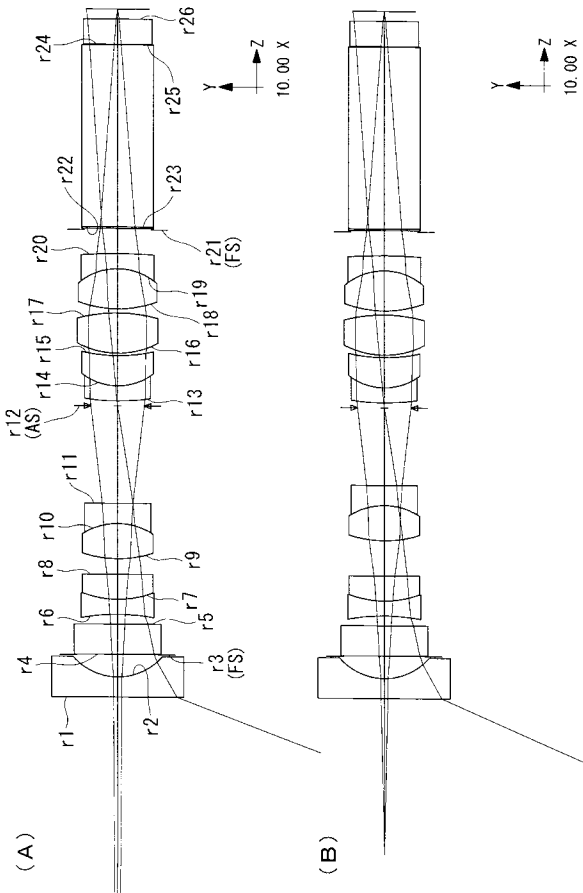
【 図 4 】



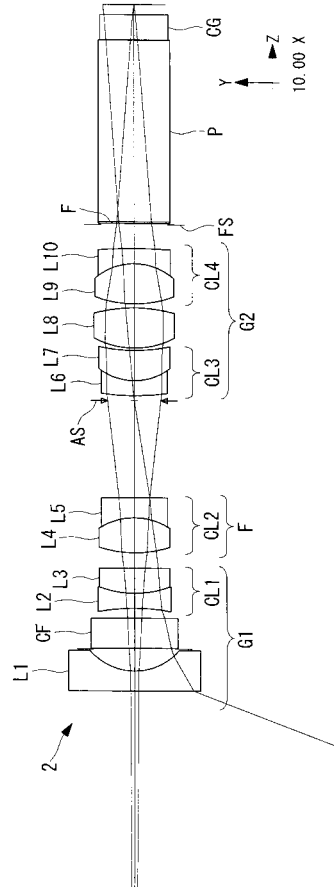
【 図 5 】



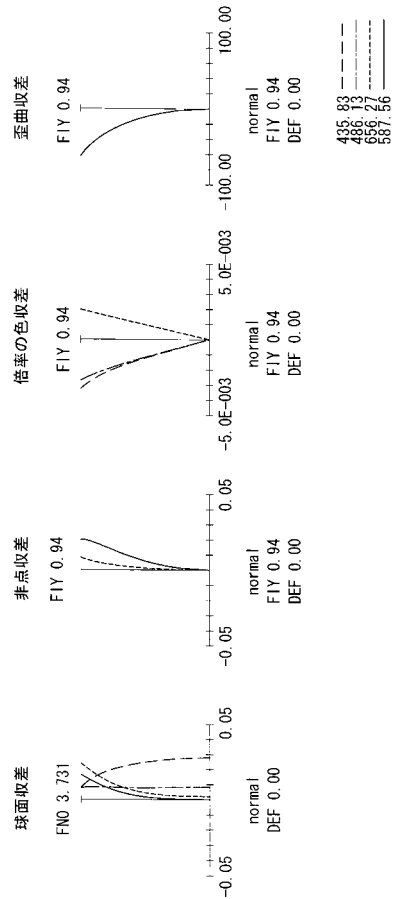
【 図 7 】



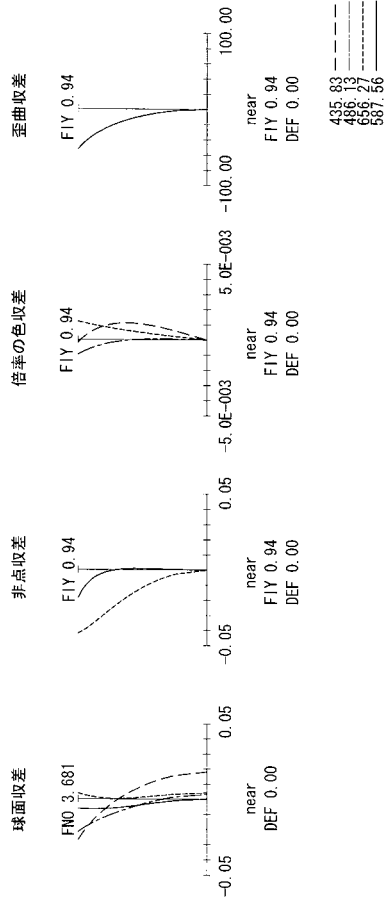
【 図 6 】



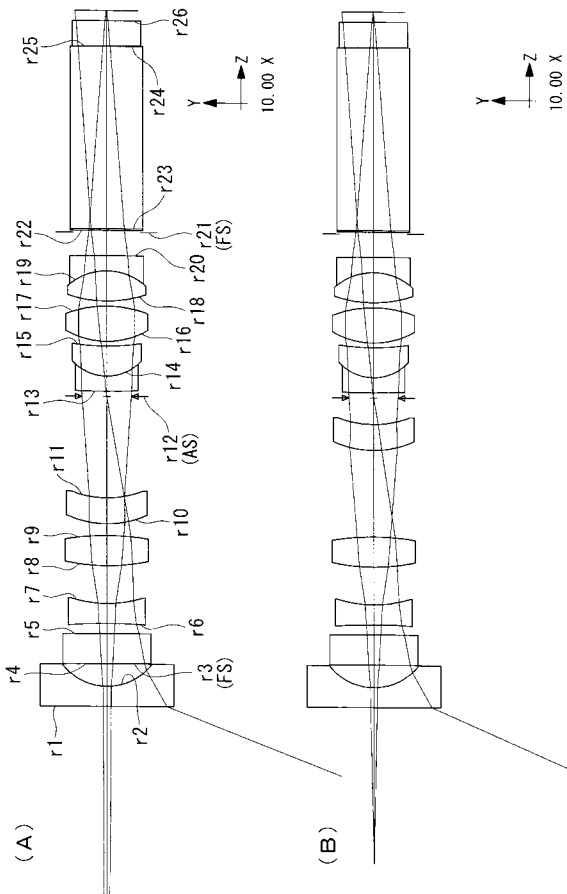
【 図 8 】



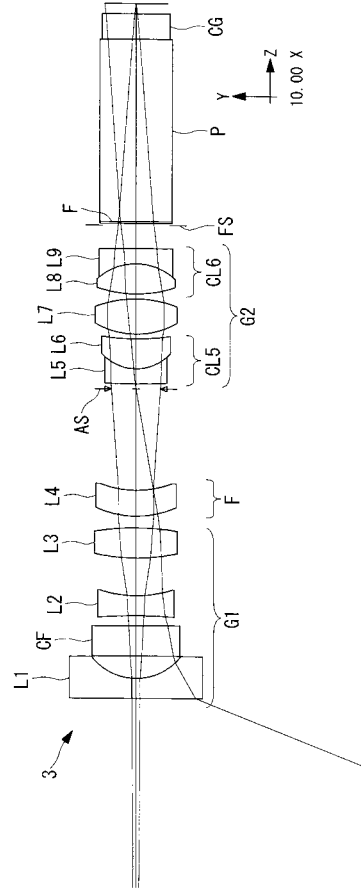
【図 9】



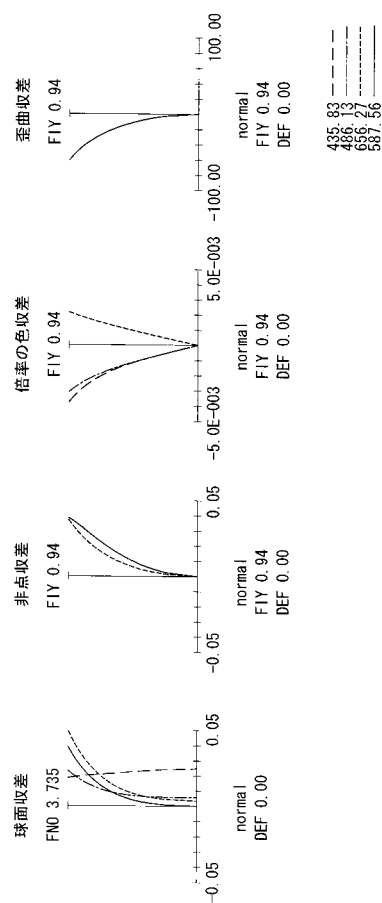
【図 11】



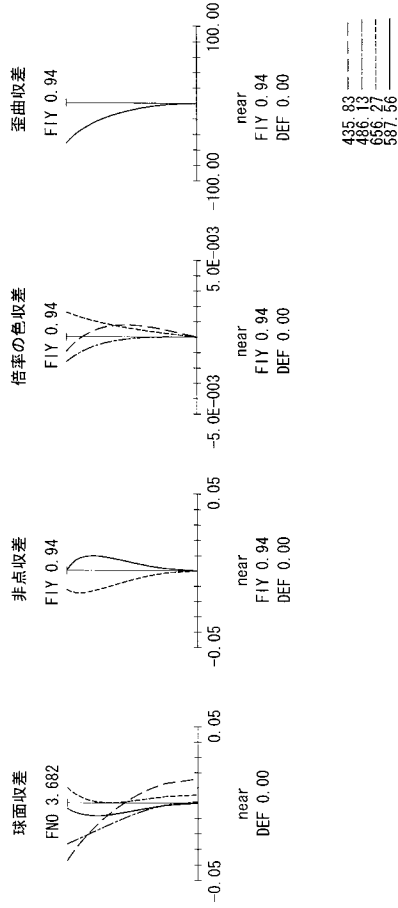
【図 10】



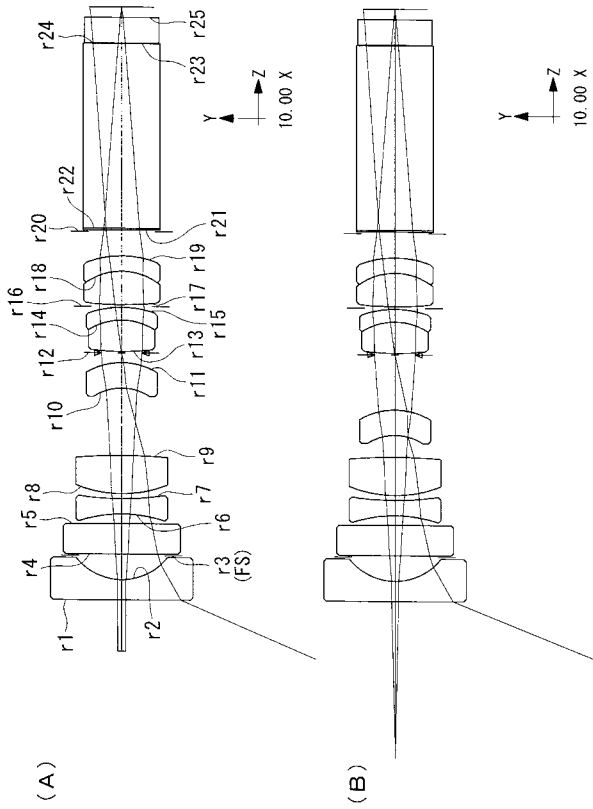
【図 12】



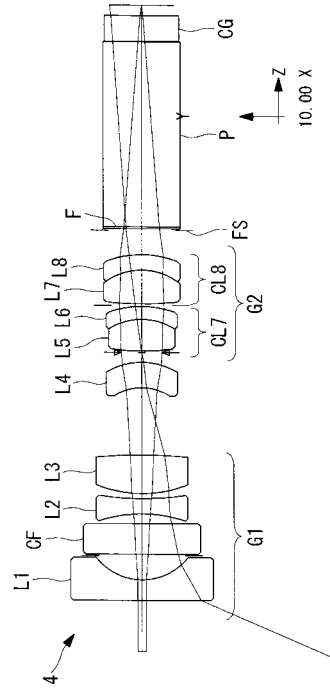
【図 1 3】



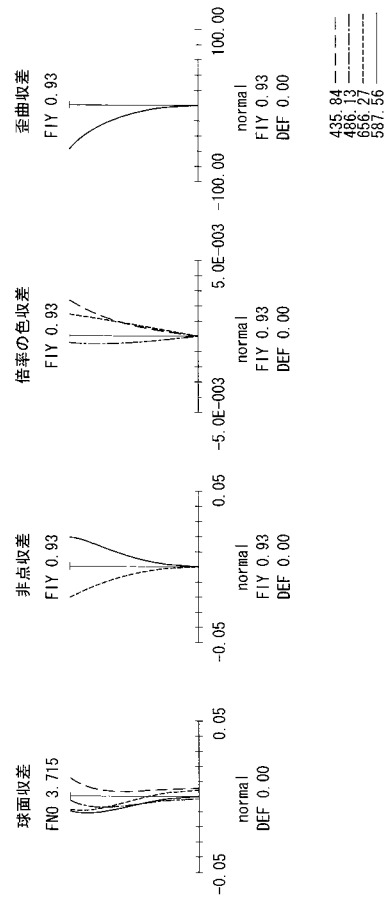
【図 1 5】



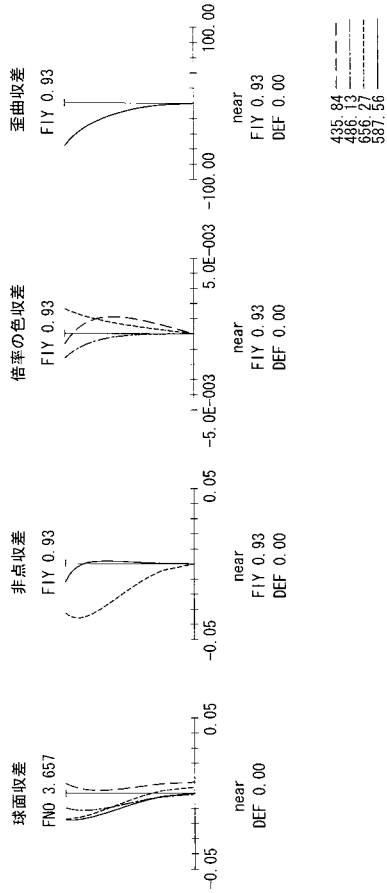
【図 1 4】



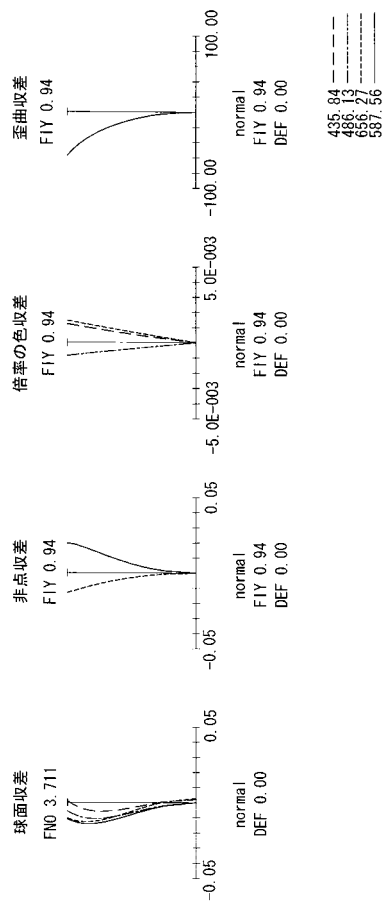
【図 1 6】



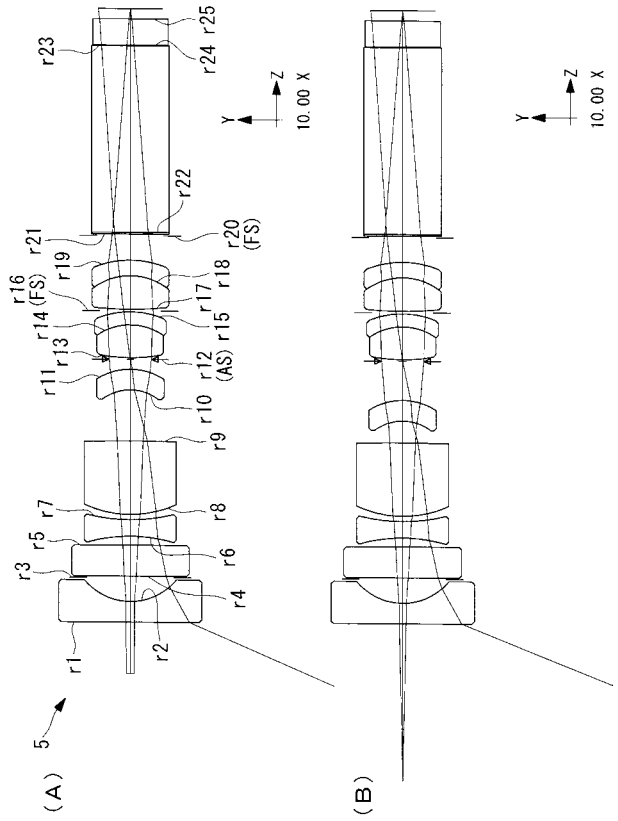
【 図 1 7 】



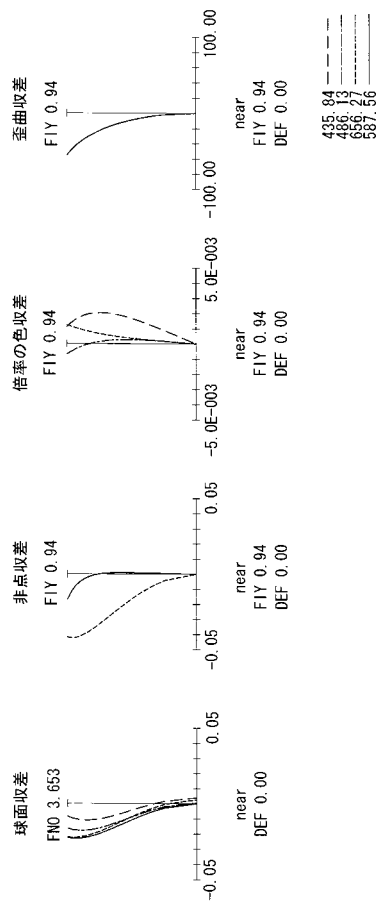
【 図 1 9 】



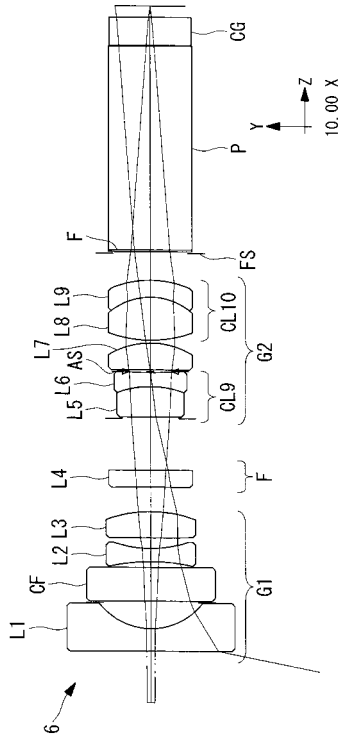
【 図 1 8 】



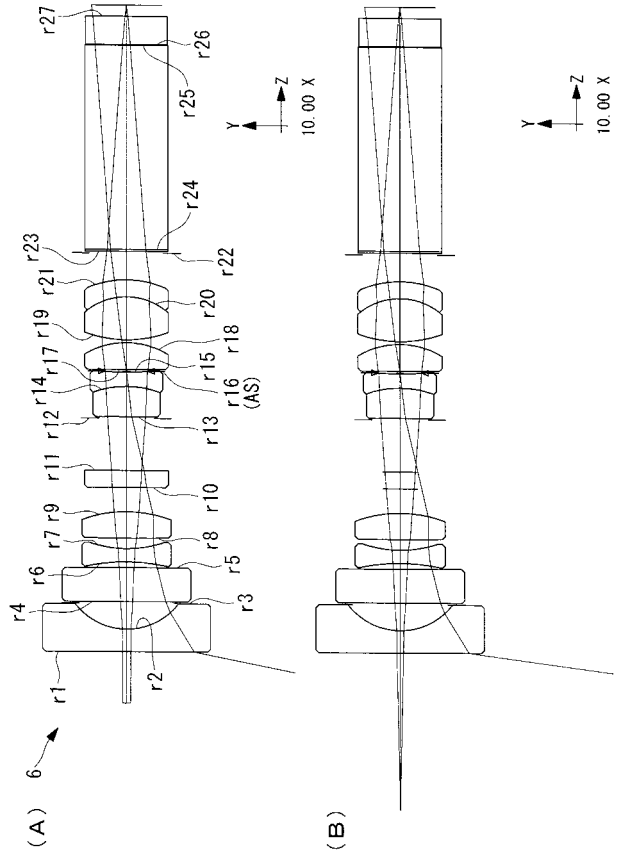
【 図 2 0 】



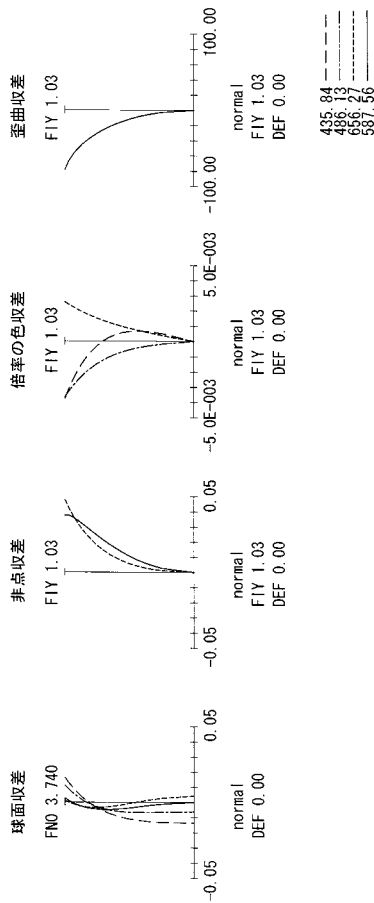
【 図 2 1 】



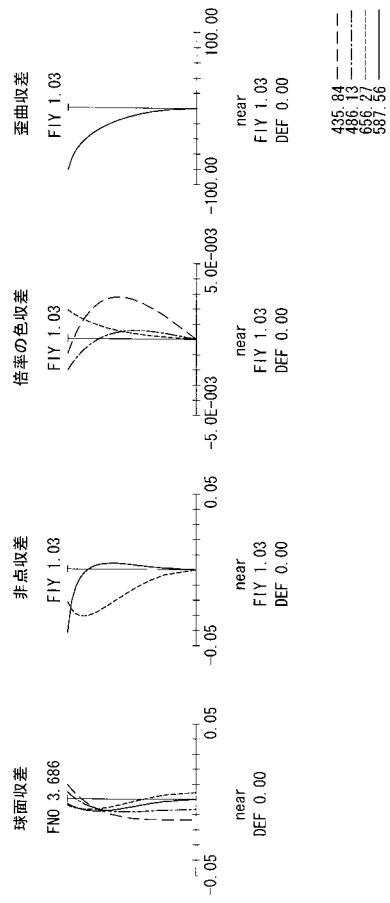
【 図 2 2 】



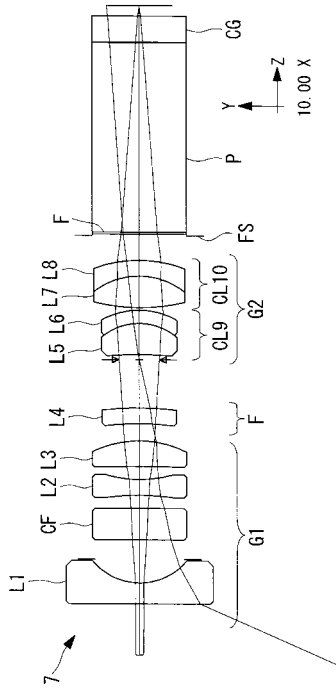
【 図 2 3 】



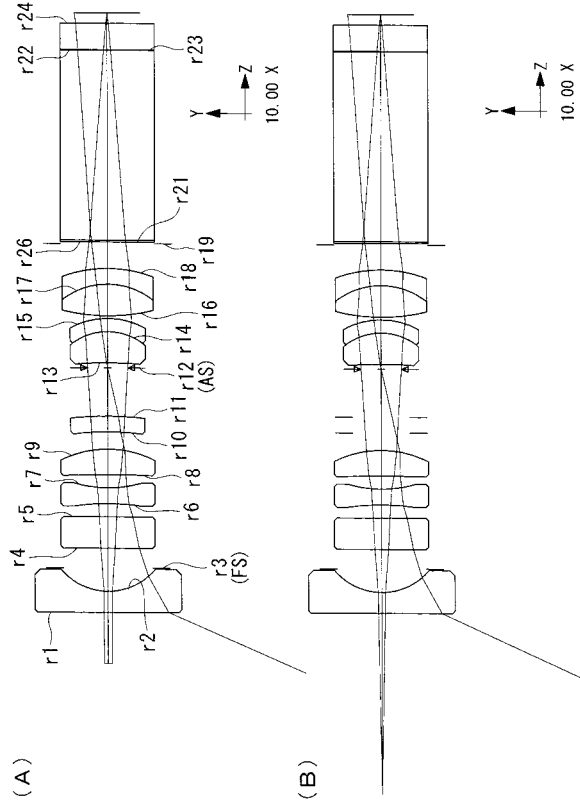
【 図 2 4 】



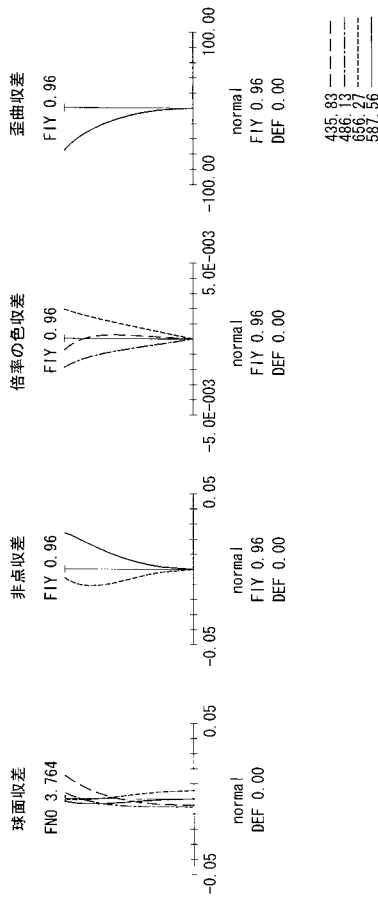
【図 25】



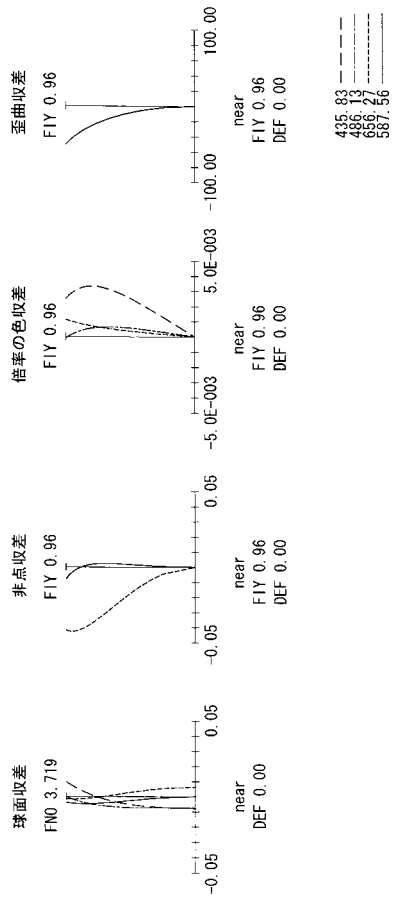
【図 26】



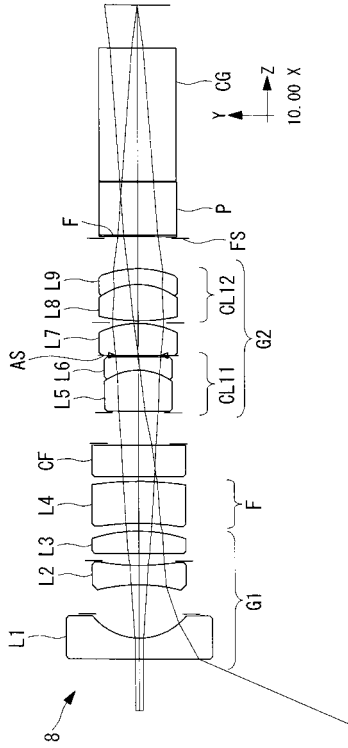
【図 27】



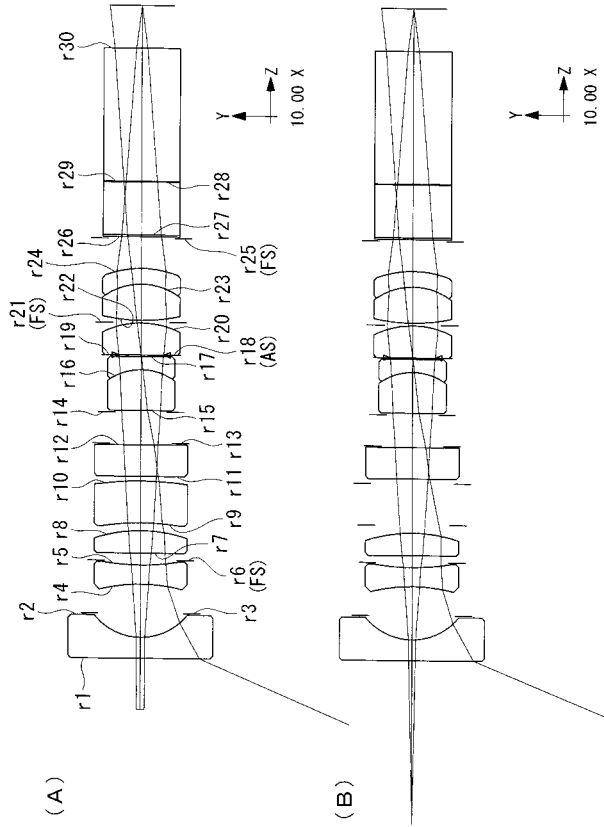
【図 28】



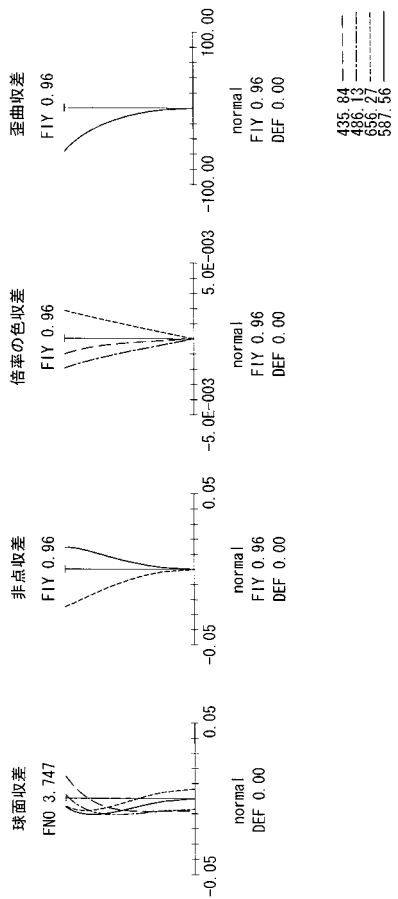
【 図 2 9 】



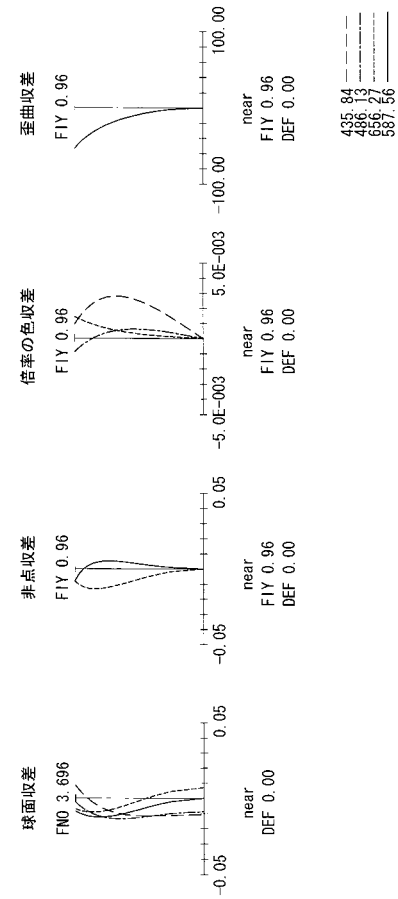
【 図 3 0 】



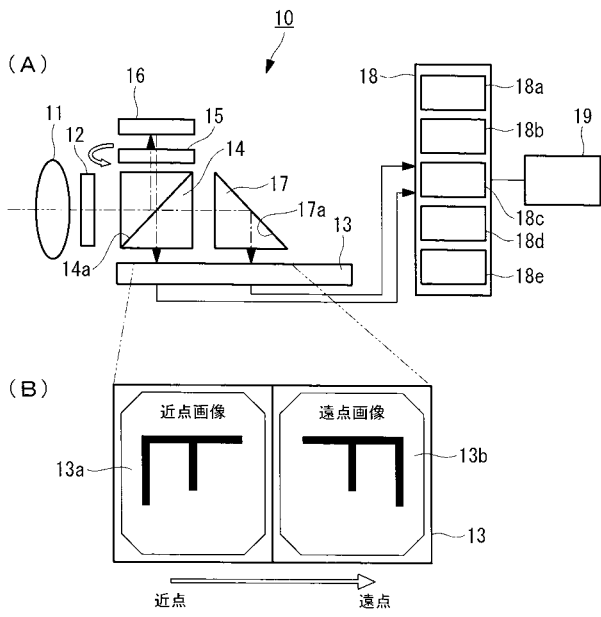
【 図 3 1 】



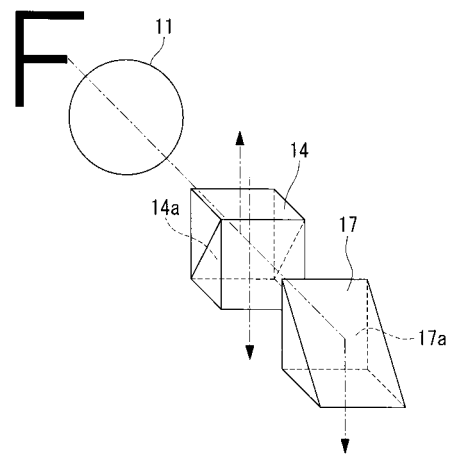
【 図 3 2 】



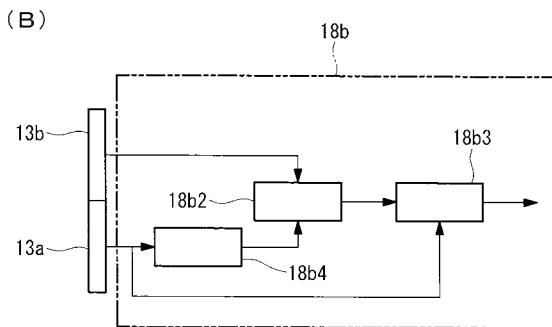
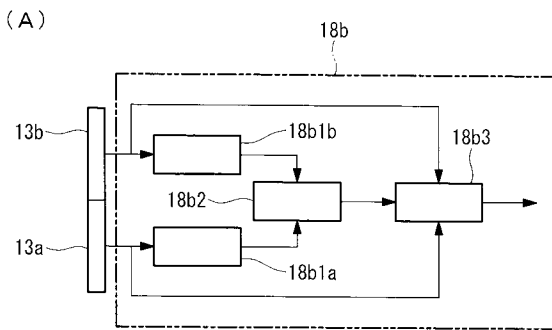
【 図 3 3 】



【 図 3 4 】



【 図 3 5 】



【手続補正書】

【提出日】平成26年6月19日(2014.6.19)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【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からなり、

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)乃至(4)を満たす内視鏡用対物光学系。

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

$$F L / | f c | < 0 . 1 \quad \dots (2)$$

$$- 3 < F _ F / F L < - 0 . 9 \quad \dots (3)$$

$$2 . 5 < F _ R / F L < 5 \quad \dots (4)$$

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 |はその絶対値であり、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2】

前記フォーカシングレンズが、正の屈折力を有し、

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に記載の内視鏡用対物光学系。

【請求項3】

前記フォーカシングレンズが、負の屈折力を有し、

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に記載の内視鏡用対物光学系。

【請求項4】

請求項1乃至請求項3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。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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からなり、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)乃至(4)を満たす内視鏡用対物光学系を提供する。

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

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

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

$$2.5 < F_{\text{後}} / F_L < 5 \quad \dots (4)$$

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、 $|f_c|$ はその絶対値であり、 $F_{\text{前}}$ は前群の焦点距離であり、 $F_{\text{後}}$ は後群の焦点距離である。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

また、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。

さらに、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。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

上記した態様において、前記フォーカシングレンズが、正の屈折力を有し、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。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0012】

上記した態様において、前記フォーカシングレンズが、負の屈折力を有し、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。

【 国際調査報告 】

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
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "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) "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 "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 "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 "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 "&" document member of the same patent family		
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

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2013/085015													
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2014年</td> </tr> </table>				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				
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。															
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>の日の後に公表された文献</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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)</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td>「&」同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</td> <td></td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献	「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	「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	「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	「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	「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)	「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	「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献	「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	
* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献														
「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	「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														
「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	「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														
「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)	「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														
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献														
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願															
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	2V 4748												
		電話番号 03-3581-1101 内線 3271													

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2013/085015
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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

フロントページの続き

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
H 0 4 N 5/225 C

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(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), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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

F ターム(参考) 2H087 KA10 LA03 MA03 MA07 PA05 PA06 PA07 PA16 PA19 PB07
PB08 PB09 PB10 QA01 QA07 QA18 QA22 QA25 QA37 QA41
QA45 QA46 RA32 RA41 RA42 RA43 RA44
4C161 FF40 PP11
5C122 DA26 EA57 FB02 FB03 FB11 FB15 FB17 FC02 FH11 HA86
HB09 HB10

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	用于内窥镜和成像设备的物镜光学系统		
公开(公告)号	JPWO2014129089A1	公开(公告)日	2017-02-02
申请号	JP2014529739	申请日	2013-12-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	鵜澤 勉 片倉 正弘		
发明人	鵜澤 勉 片倉 正弘		
IPC分类号	G02B13/04 G02B23/26 G02B23/24 A61B1/00 H04N5/225		
CPC分类号	G02B23/243 A61B1/00096 A61B1/00188 G02B13/04 G02B23/2446 G02B27/1066		
FI分类号	G02B13/04.D G02B23/26.C G02B23/24.B A61B1/00.300.Y H04N5/225.D H04N5/225.C		
F-TERM分类号	2H040/BA05 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/GA03 2H040/GA06 2H040/GA11 2H087/KA10 2H087/LA03 2H087/MA03 2H087/MA07 2H087/PA05 2H087/PA06 2H087/PA07 2H087/PA16 2H087/PA19 2H087/PB07 2H087/PB08 2H087/PB09 2H087/PB10 2H087/QA01 2H087/QA07 2H087/QA18 2H087/QA22 2H087/QA25 2H087/QA37 2H087/QA41 2H087/QA45 2H087/QA46 2H087/RA32 2H087/RA41 2H087/RA42 2H087/RA43 2H087/RA44 4C161/FF40 4C161/PP11 5C122/DA26 5C122/EA57 5C122/FB02 5C122/FB03 5C122/FB11 5C122/FB15 5C122/FB17 5C122/FC02 5C122/FH11 5C122/HA86 5C122/HB09 5C122/HB10		
代理人(译)	上田 邦夫 藤田 考晴		
优先权	2013033440 2013-02-22 JP		
其他公开文献	JP5607278B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了通过提供长的后焦点来允许光学构件的放置，使像差不易受到制造误差的影响，并减少聚焦期间像差的变化。内窥镜物镜光学系统从物体侧开始依次包括具有负屈光力的前组，聚焦透镜和具有正屈光力的后组，其中：内窥镜物镜光学系统满足条件表达式(1)和(2)如下： $4 < FB / FL$ $FL / |fc| < 0.1$ 其中FB是整个系统的后焦距，FL是整个系统的焦距，fc是聚焦透镜的焦距， $|fc|$ 是fc的绝对值。

