

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/045800

発行日 平成28年8月18日 (2016. 8. 18)

(43) 国際公開日 平成26年3月27日 (2014. 3. 27)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
G02B 15/15 (2006.01)	G02B 15/15	2H040
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26 C	2H087
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300Y	4C161

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)

出願番号 特願2014-509013 (P2014-509013)	(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4番2号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2013/072621	
(22) 国際出願日 平成25年8月23日 (2013. 8. 23)	
(11) 特許番号 特許第5580953号 (P5580953)	(74) 代理人 100118913 弁理士 上田 邦生
(45) 特許公報発行日 平成26年8月27日 (2014. 8. 27)	
(31) 優先権主張番号 特願2012-204391 (P2012-204391)	(74) 代理人 100112737 弁理士 藤田 考晴
(32) 優先日 平成24年9月18日 (2012. 9. 18)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 曾根 伸彦 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 Fターム(参考) 2H040 BA03 CA22

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡対物レンズ

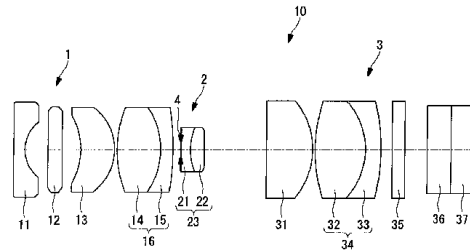
(57) 【要約】

製造誤差を抑え、変倍機能を有し、かつ、収差が適切に補正された良好な観察を行う。物体側から順に正の第1レンズ群1、負の第2レンズ群2、正の第3レンズ群3からなり、第1レンズ群1はメニスカスレンズ13を有し、第2レンズ群2を光軸上を移動させることにより、通常観察状態(広角端)と近接拡大観察状態(望遠端)とを切替可能であり、以下の条件を満たす内視鏡対物レンズ10を提供する。

$$-9 < f_2 / f_w < -3.5$$

$$4.5 < |f_M / f_w| < 5.0$$

ただし、 f_M はメニスカスレンズ13の焦点距離、 f_w は通常観察時における全焦点距離、 f_2 は第2レンズ群2の焦点距離である。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

物体側から順に正の第 1 レンズ群、負の第 2 レンズ群、正の第 3 レンズ群からなり、前記第 1 レンズ群はメニスカスレンズを有し、前記第 2 レンズ群を光軸上を移動させることにより、通常観察状態（広角端）と近接拡大観察状態（望遠端）とを切替可能であり、以下の条件を満たす内視鏡対物レンズ。

$$-9 < f_2 / f_w < -3.5 \quad (1)$$

$$4.5 < |f_M / f_w| < 5.0 \quad (2)$$

ただし、 f_M はメニスカスレンズの焦点距離、 f_w は通常観察時における全焦点距離、 f_2 は第 2 レンズ群の焦点距離である。

10

【請求項 2】

前記第 2 レンズ群が、高屈折率の凹レンズと低屈折率の凸レンズとの接合レンズから成り、最も物体面側のレンズ面および最も像面側のレンズ面が共に平面形状を有する請求項 1 に記載の内視鏡対物レンズ。

【請求項 3】

前記第 2 レンズ群と共に動く明るさ絞りを備える請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡対物レンズ。

【請求項 4】

下記条件式を満たす請求項 3 に記載の内視鏡対物レンズ。

$$-0.77 < f_3 / f_2 < -0.34 \quad (3)$$

ただし、 f_3 は第 3 レンズ群の焦点距離である。

20

【請求項 5】

下記条件式を満たす請求項 3 または請求項 4 に記載の内視鏡対物レンズ。

$$-4.5 < f_2 / f_1 < -2.38 \quad (4)$$

ただし、 f_1 は第 1 レンズ群の焦点距離である。

【請求項 6】

下記条件式を満たす請求項 3 から請求項 5 のいずれかに記載の内視鏡対物レンズ。

$$1.5 < f_3 / f_1 < 2.5 \quad (5)$$

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、内視鏡対物レンズ、特に、通常観察に加え近接拡大観察が可能な内視鏡に用いられる内視鏡変倍対物レンズに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野において病変の精密な診断を行うため、拡大観察が可能な内視鏡（対物レンズ）の要求が高まっている。内視鏡でいうところの拡大観察は、対物レンズ内のレンズの一部を移動させることにより、焦点距離を変動させて観察距離を変化させるものである。例えば、通常観察において 5 mm 程度までピントが合っているものを、レンズを動かすことで焦点距離を変化させ、2 mm 程度までピント合わせを可能とする。その結果、焦点距離を 5 mm から 2 mm まで近づけることにより、被写体を大きく見ることができ、拡大観察を可能とする。構成としては、このようなレンズは一般的にフォーカシングレンズと呼ばれるものであり、カメラで用いられるズームレンズとは異なる。

40

【0003】

このような拡大観察が可能な内視鏡対物レンズとして、正 - 負 - 正の 3 群より成る構成で、第 2 レンズ群を移動させることにより変倍および合焦を行うものが下記特許文献 1、2 に開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

50

【特許文献1】特許第4659645号公報

【特許文献2】特開2012-32576号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、これらの特許文献1, 2に記載の内視鏡光学系には以下のような課題があった。すなわち、特許文献1, 2に記載の内視鏡光学系は、共に、第2レンズ群を移動させることにより拡大観察を可能としているが、第2レンズ群のパワーが強くレンズ移動量に対する倍率変動量が大きい。そのため、第2レンズ群の位置調整が困難となる。具体的には、近接拡大観察時に、倍率は確保できるが被写界深度が狭くなるか、または、被写界深度は確保できるが倍率が所望のレベルに到達しないという製造誤差が発生しやすい。

10

【0006】

本発明は、製造誤差を抑え、変倍機能を有し、かつ、収差が適切に補正された良好な観察が可能な内視鏡対物レンズを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の一態様は、物体側から順に正の第1レンズ群、負の第2レンズ群、正の第3レンズ群からなり、前記第1レンズ群はメニスカスレンズを有し、前記第2レンズ群を光軸上を移動させることにより、通常観察状態（広角端）と近接拡大観察状態（望遠端）とを切替可能であり、以下の条件を満たす内視鏡対物レンズである。

20

$$-9 < f_2 / f_w < -3.5 \quad (1)$$

$$4.5 < |f_m / f_w| < 5.0 \quad (2)$$

ただし、 f_m はメニスカスレンズの焦点距離、 f_w は通常観察時における全焦点距離、 f_2 は第2レンズ群の焦点距離である。

【0008】

(1)式は、第2レンズ群の位置調整感度に関する式である。(1)式の下限を超えると製造誤差が大きくなる。位置調整感度が高いと、設計狙い通りの対物レンズからのばらつきが大きくなり、例えば、倍率は確保できるが被写界深度が狭くなるか、または、被写界深度は確保できるが倍率が所望のレベルに到達しないといった問題が発生する。一方、(1)式の上限を超えると、位置調整感度は緩和されるが倍率の確保が困難となる。

30

(1)式は、

$$-8 < f_2 / f_w < -4$$

であるとなおよい。

【0009】

(2)式は収差、特に倍率の色収差を良好に補正するものである。(2)式の下限を超えると、レンズの焦点距離が小さくなり、結果として倍率の色収差が補正過剰となる。一方、(2)式の上限を超えると、焦点距離が大きくなり、補正不足となる。

(2)式は、

$$5 < |f_m / f_w| < 3.0$$

であるとなおよい。

40

【0010】

上記態様においては、前記第2レンズ群が、高屈折率の凹レンズと低屈折率の凸レンズとの接合レンズから成り、最も物体面側のレンズ面および最も像面側のレンズ面が共に平面形状を有することとしてもよい。

【0011】

第2レンズ群には、例えば、可動レンズ群を保持するレンズ枠に接続して、レンズ枠に駆動力を与えるアクチュエータのような移動機構を設置する。この場合、レンズとレンズ枠とのクリアランスによって発生する偏心やティルトとは別に、移動機構とレンズ枠のクリアランスによる偏心およびティルトが別に発生する。そのため、第2レンズ群は、移動

50

機構がない第1レンズ群や第3レンズ群のレンズと比べて、偏心やティルトの発生量が増大する。

【0012】

偏心、ティルトが大きくなると、諸収差の悪化が起こり性能が劣化するため、レンズとレンズ枠による偏心やティルトの影響を少なくする構成が望ましい。そこで、第2レンズ群を高屈折率の凹レンズと低屈折率の凸レンズとの接合レンズとすることで、全体の形状が平行平板となるため、偏心やティルトを発生し難くし、かつ、パワーとして負の屈折率を与えることができる。

この移動機構にかかる負荷を軽減するため、第2レンズ群はレンズ径が小さいことが望ましい。小径にすると、メニスカスレンズは加工が難しく、結果としてコストが上がりやすい。この観点からも本発明の構成を取ることが望ましい。

10

【0013】

上記態様においては、前記第2レンズ群と共に動く明るさ絞りを備えることとしてもよい。

【0014】

通常観察時および拡大観察時において、特に高画素のCCDなどを使用した場合は、被写界深度の確保が困難となる。そのため、Fナンバーを極力大きくして回折限界近くまで明るさ絞りを絞ることで、被写界深度を確保するケースが多い。しかしながら、レンズ群を移動させる光学系の場合は、特に正-負-正の構成を取るものでは、通常観察時におけるFナンバーが小さくなり、十分な被写界深度を確保することが困難である。そのため、明るさ絞りとレンズを同時に動かすことにより、通常観察と近接拡大観察の双方でのFナンバー変化を小さくすることができる。

20

【0015】

上記態様においては、下記条件式を満たすこととしてもよい。

$$-0.77 < f_3 / f_2 < -0.34 \quad (3)$$

ただし、 f_3 は第3レンズ群の焦点距離である。

【0016】

(3)式の下限を超えると、第3レンズ群の焦点距離が大きくなり、光学系のバックフォーカスが大きくなる。その結果、光学系全長が長くなり大型化してしまう。一方、(3)式の上限を超えると、第3レンズ群における収差、特に倍率の色収差補正が十分に行えず、色にじみによる画像劣化が起きてしまう。そのため(3)式を満たすことが望ましい。

30

(3)式は、

$$-0.7 < f_3 / f_2 < -0.4$$

であるとなおよい。

【0017】

上記態様においては、下記条件式を満たすこととしてもよい。

$$-4.5 < f_2 / f_1 < -2.38 \quad (4)$$

ただし、 f_1 は第1レンズ群の焦点距離である。

【0018】

(4)式の下限を超えると、第1レンズ群の焦点距離が小さくなり、球面収差が大きく発生し、良好な画像取得が困難となる。一方、(4)式の上限を超えると、第1レンズ群の焦点距離が大きくなり、第1レンズ群のレンズ、特に最も物体面側の第1レンズの外径が大きくなり、内視鏡先端径が大きくなる。そのため、(4)式を満たすことが望ましい。

40

(4)式は、

$$-4 < f_2 / f_1 < -3$$

であるとなおよい。

【0019】

上記態様においては、下記条件式を満たすこととしてもよい。

50

$$1.5 < f_3 / f_1 < 2.5 \quad (5)$$

【0020】

(5)式の下限を超えると、(4)式と同様に、第1レンズ群の焦点距離が大きくなり、球面収差の補正が困難となる。さらにはコマ収差が補正できなくなる。一方、(5)式の上限を超えると、第3レンズ群の焦点距離が大きくなり、像面湾曲の補正が困難となる。像面湾曲が強くと発生すると、画面の中心と周辺での解像力がずれ、良好な画像取得が困難となる。そのため、(5)式を満たすことが望ましい。

(5)式は、

$$1.6 < f_3 / f_1 < 2.0$$

であるとなおよい。

10

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、収差が適切に補正された良好な観察を行うことができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明の一実施形態に係る内視鏡対物レンズの通常観察状態を示す概略構成図である。

【図2】本発明の一実施形態に係る内視鏡対物レンズの近接拡大観察状態を示す概略構成図である。

20

【図3】本発明の一実施形態の実施例1に係る内視鏡対物レンズの通常観察状態を示す図である。

【図4】本発明の一実施形態の実施例1に係る内視鏡対物レンズの近接拡大観察状態を示す図である。

【図5】図3の通常観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図6】図4の近接拡大観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図7】本発明の一実施形態の実施例2に係る内視鏡対物レンズの通常観察状態を示す図である。

【図8】本発明の一実施形態の実施例2に係る内視鏡対物レンズの近接拡大観察状態を示す図である。

30

【図9】図7の通常観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図10】図8の近接拡大観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図11】本発明の一実施形態の実施例3に係る内視鏡対物レンズの通常観察状態を示す図である。

【図12】本発明の一実施形態の実施例3に係る内視鏡対物レンズの近接拡大観察状態を示す図である。

【図13】図11の通常観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図14】図12の近接拡大観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図15】本発明の一実施形態の実施例4に係る内視鏡対物レンズの通常観察状態を示す図である。

40

【図16】本発明の一実施形態の実施例4に係る内視鏡対物レンズの近接拡大観察状態を示す図である。

【図17】図15の通常観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図18】図16の近接拡大観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図19】本発明の一実施形態の実施例5に係る内視鏡対物レンズの通常観察状態を示す図である。

【図20】本発明の一実施形態の実施例5に係る内視鏡対物レンズの近接拡大観察状態を示す図である。

【図21】図19の通常観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図22】図20の近接拡大観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

50

【図 2 3】内視鏡スコープの断面図である。

【図 2 4】鉗子の影の一例を示す図である。

【図 2 5】2つの照明光学系の反射防止コーティングの有無の一例を示す図である。

【図 2 6】2つの照明光学系の反射防止コーティングの有無の他の一例を示す図である。

【図 2 7】照明光学系と鉗子チャンネルの位置関係の一例を示す図である。

【図 2 8】図 2 7 の内視鏡スコープによる鉗子の影の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

本発明の一実施形態に係る内視鏡対物レンズについて図面を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡対物レンズ 10 は、図 1 および図 2 に示されるように、物体側から順に、正の第 1 レンズ群 1、明るさ絞り 4、負の第 2 レンズ群 2、および、正の第 3 レンズ群 3 を備えている。

10

【0024】

第 1 レンズ群 1 は、物体側から順に、物体側に平坦面を向けた平凹レンズ 11、平行平板 12、物体側に凹面を向けたメニスカスレンズ 13、両凸レンズ 14 と凹レンズ 15 との接合レンズ 16 によって構成されている。

【0025】

第 2 レンズ群 2 は、高屈折率の凹レンズ 21 と低屈折率の凸レンズ 22 とが接合された接合レンズ 23 により構成されている。この第 2 レンズ群 2 は、最も物体面側のレンズ面（図 3 の $r10$ ）と最も像面側のレンズ面（図 3 の $r12$ ）が平面形状を有している。

20

第 3 レンズ群 3 は、物体側に平坦面を向けた平凸レンズ 31、両凸レンズ 32 と凹レンズ 33 との接合レンズ 34、3 枚の平行平板 35、36、37 によって構成されている。

【0026】

本実施形態に係る第 2 レンズ群 2 は、明るさ絞り 4 と一体的に光軸上を移動可能に設けられている。例えば、凹レンズ 21 と凸レンズ 22 との接合レンズ 23（可動レンズ群）がレンズ枠（図示略）により保持されており、レンズ枠にはレンズ枠に駆動力を与えるアクチュエータ（移動機構、図示略）が接続されている。そして、アクチュエータの作動により、レンズ枠ごと接合レンズ 23 が光軸上を移動させられるようになっている。

【0027】

レンズとレンズ枠とのクリアランスによって発生する偏心やティルトとは別に、アクチュエータ（移動機構）とレンズ枠のクリアランスによる偏心およびティルトが別に発生する。そのため、移動機構が接続された第 2 レンズ群 2 のレンズは、移動機構が接続されていない第 1 レンズ群 1 のレンズや第 3 レンズ群 3 のレンズと比べて、偏心やティルトの発生量が増大する。

30

【0028】

偏心、ティルトが大きくなると、諸収差の悪化が起こり性能が劣化するため、レンズとレンズ枠による偏心やティルトの影響を少なくする構成が望ましい。そこで、第 2 レンズ群 2 を高屈折率の凹レンズ 21 と低屈折率の凸レンズ 22 との接合レンズ 23 にすることで、全体の形状が平行平板となるため、偏心やティルトを発生し難くし、かつ、パワーとして負の屈折率を与えることができる。

40

【0029】

移動機構にかかる負荷を軽減するため、第 2 レンズ群 2 はレンズ径が小さいことが望ましい。小径にすると、メニスカスレンズは加工が難しく、結果としてコストが上がりやすい。したがって、本実施形態に係る第 2 レンズ群 2 の構成にすることが望ましい。

【0030】

内視鏡対物レンズ 10 は、第 2 レンズ群 2 を光軸上で軸方向に移動させることにより、通常観察状態（広角端）と近接拡大観察状態（望遠端）とを切替えることができるようになっている。例えば、第 2 レンズ群 2 を、図 1 に示すように光軸上を物体面側に移動させることにより通常観察状態となり、図 2 に示すように光軸上を像面側に移動させることで近接拡大観察状態となる。

50

【0031】

通常観察時および拡大観察時において、特に高画素のCCDなどを使用した場合は、被写界深度の確保が困難となる。そのため、Fナンバーを極力大きくして回折限界近くまで明るさ絞り4を絞ることで、被写界深度を確保するケースが多い。しかしながら、レンズ群を移動させる光学系の場合は、特に正-負-正の構成を取るものでは、通常観察時におけるFナンバーが小さくなり、十分な被写界深度を確保することが困難である。そのため、明るさ絞り4と第2レンズ群2とを同時に動かすことにより、通常観察と近接拡大観察の双方でのFナンバー変化を小さくすることができる。

【0032】

本実施形態において、内視鏡対物レンズ10は以下の条件式を満たしている。

$$-9 < f_2 / f_w < -3.5 \quad (1)$$

$$4.5 < |f_m / f_w| < 5.0 \quad (2)$$

ただし、 f_m はメニスカスレンズ13の焦点距離、 f_w は通常観察時における全焦点距離、 f_2 は第2レンズ群2の焦点距離である。

【0033】

(1)式は、第2レンズ群2の位置調整感度に関する式である。(1)式の下限を超えると製造誤差が大きくなる。位置調整感度が高いと、設計狙い通りの対物レンズからのばらつきが大きくなり、例えば、倍率は確保できるが被写界深度が狭くなるか、または、被写界深度は確保できるが倍率が所望のレベルに到達しないといった問題が発生する。一方、(1)式の上限を超えると、位置調整感度は緩和されるが倍率の確保が困難となる。

(1)式は、

$$-8 < f_2 / f_w < -4$$

であるとなおよい。

【0034】

(2)式は収差、特に倍率の色収差を良好に補正するものである。(2)式の下限を超えると、レンズの焦点距離が小さくなり、結果として倍率の色収差が補正過剰となる。一方、(2)式の上限を超えると、焦点距離が大きくなり、補正不足となる。

(2)式は、

$$5 < |f_m / f_w| < 3.0$$

であるとなおよい。

【0035】

また、内視鏡対物レンズ10は以下の条件式を満たしている。

$$-0.77 < f_3 / f_2 < -0.34 \quad (3)$$

ただし、 f_3 は第3レンズ群3の焦点距離である。

【0036】

(3)式の下限を超えると、第3レンズ群3の焦点距離が大きくなり、光学系のバックフォーカスが大きくなる。その結果、光学系全長が長くなり大型化してしまう。一方、(3)式の上限を超えると、第3レンズ群3における収差、特に倍率の色収差補正が十分に行えず、色にじみによる画像劣化が起きてしまう。そのため(3)式を満たすことが望ましい。

(3)式は、

$$-0.7 < f_3 / f_2 < -0.4$$

であるとなおよい。

【0037】

また、内視鏡対物レンズ10は以下の条件式を満たしている。

$$-4.5 < f_2 / f_1 < -2.38 \quad (4)$$

ただし、 f_1 は第1レンズ群1の焦点距離である。

【0038】

(4)式の下限を超えると、第1レンズ群1の焦点距離が小さくなり、球面収差が大きく発生し、良好な画像取得が困難となる。一方、(4)式の上限を超えると、第1レンズ

10

20

30

40

50

群 1 の焦点距離が大きくなり、第 1 レンズ群 1 のレンズ、特に最も物体面側の第 1 レンズ 1 1 の外径が大きくなり、内視鏡先端径が大きくなる。そのため、(4) 式を満たすことが望ましい。

(4) 式は、

$$- 4 < f_2 / f_1 < - 3$$

であるとなおよい。

【 0 0 3 9 】

また、内視鏡対物レンズ 1 0 は以下の条件式を満たしている。

$$1.5 < f_3 / f_1 < 2.5 \quad (5)$$

【 0 0 4 0 】

(5) 式の下限を超えると、(4) 式と同様に、第 1 レンズ群 1 の焦点距離が大きくなり、球面収差の補正が困難となる。さらにはコマ収差が補正できなくなる。一方、(5) 式の上限を超えると、第 3 レンズ群 3 の焦点距離が大きくなり、像面湾曲の補正が困難となる。像面湾曲が強くと発生すると、画面の中心と周辺での解像力がずれ、良好な画像取得が困難となる。そのため、(5) 式を満たすことが望ましい。

(5) 式は、

$$1.6 < f_3 / f_1 < 2.0$$

であるとなおよい。

【 実施例 】

【 0 0 4 1 】

次に、本発明の一実施形態に係る内視鏡対物レンズ 1 0 の実施例について図面を参照して以下に説明する。

〔 実施例 1 〕

本発明の実施例 1 に係る内視鏡対物レンズ 1 0 を図 3 および図 4 に示す。図 3 は第 2 レンズ群 2 が物体側に移動した状態、すなわち、通常観察状態を示しており、図 4 は第 2 レンズ群 2 が像側に移動した状態、すなわち、近接拡大観察状態を示している。

【 0 0 4 2 】

図 3 および図 4 において、 $r_1 \sim r_9$ は正の第 1 レンズ群 1 を構成するレンズの各面を示し、 $r_{10} \sim r_{12}$ は負の第 2 レンズ群 2 を構成するレンズの各面を示し、 $r_{13} \sim r_{22}$ は正の第 3 レンズ群 3 を構成するレンズの各面を示している。以下、図 7、図 8、図 1 1、図 1 2、図 1 5、図 1 6、図 1 9 および図 2 0 において同様である。また、図 5 および図 6 は、それぞれ図 3 および図 4 に対応する球面収差、非点収差、倍率色収差、および、歪曲収差を示している。また、本実施例に係る内視鏡対物レンズ 1 0 は、表 1、表 2 および表 3 に示すデータを有している。

【 0 0 4 3 】

10

20

30

【表 1】

物体面	r_1	r_2	r_3	r_4	r_5	r_6	r_7	r_8	r_9	r_{10}	r_{11}	r_{12}	r_{13}	r_{14}	r_{15}	r_{16}	r_{17}	r_{18}	r_{19}	r_{20}	r_{21}	r_{22}	
d_0	d_1	d_2	d_3	d_4	d_5	d_6	d_7	d_8	d_9	d_{10}	d_{11}	d_{12}	d_{13}	d_{14}	d_{15}	d_{16}	d_{17}	d_{18}	d_{19}	d_{20}	d_{21}	d_{22}	
	∞	1.056	∞	∞	-1.967	-1.619	4.511	-2.191	-7.467	∞	∞	1.240	∞	∞	-2.297	4.815	-2.159	-6.198	∞	∞	∞	∞	
D0	0.35	0.70	0.40	0.61	1.01	0.05	1.30	0.37	D9	0.03	0.30	0.42	D13	1.43	0.05	1.54	0.45	0.33	0.40	0.68	0.75	0.65	
n_1	1.88300	1.52100	1.58913	1.80100	1.92286	1.77250	1.59270	1.48749	1.48749	1.92286	1.52300	1.51633	1.50510	ν_1	40.76	ν_2	65.13	ν_3	61.14	ν_4	34.97	ν_5	18.9
n_2																							
n_3																							
n_4																							
n_5																							
n_6																							
n_7																							
n_8																							
n_9																							
n_{10}																							
n_{11}																							
n_{12}																							
n_{13}																							

10

20

30

【0044】

(表 2)

	通常観察状態	近接拡大観察状態
D0	14.5	2
D9	0.2	1.8
D13	1.9	0.3
f_1	1.25	1.46
F_{no}	7.59	7.49

【0045】

(表 3)

条件式 (1) ~ (5)

f_2 / f_w	-5.53
-------------	-------

40

50

$$\begin{array}{rcl}
 |f_M / f_W| & & 5.94 \\
 f_3 / f_2 & & -0.54 \\
 f_2 / f_1 & & -3.25 \\
 f_3 / f_1 & & 1.74
 \end{array}$$

【0046】

ただし、 $r_{11} \sim r_{22}$ はレンズの各面の曲率半径であり、 $d_{11} \sim d_{22}$ は各レンズの肉厚および面間隔であり、 $n_{11} \sim n_{13}$ は各レンズのd線に対する屈折率であり、 $\nu_{11} \sim \nu_{13}$ は各レンズのd線に対するアッペ数である。 d_0 は物体面から対物レンズの第1面（ r_{11} ）までの距離である。 r, d 等の長さの単位はmmである。

【0047】

本実施例においては、内視鏡対物レンズ10は、条件式(1)～(5)を満たしており、製造誤差が抑えられ、かつ収差が良好に取れた対物レンズとなっている。

【0048】

〔実施例2〕

本発明の実施例2に係る内視鏡対物レンズ10を図7および図8に示す。図7は第2レンズ群2が物体側に移動した通常観察状態を示しており、図8は第2レンズ群2が像側に移動した近接拡大観察状態を示している。また、図9および図10は、それぞれ図7および図8に対応する球面収差、非点収差、倍率色収差、および、歪曲収差を示している。また、本実施例に係る内視鏡対物レンズ10は、表4、表5および表6に示すデータを有している。

【0049】

10

20

【表 4】

物体面	r_1	r_2	r_3	r_4	r_5	r_6	r_7	r_8	r_9	r_{10}	r_{11}	r_{12}	r_{13}	r_{14}	r_{15}	r_{16}	r_{17}	r_{18}	r_{19}	r_{20}	r_{21}	r_{22}					
d_0	∞	1.051	∞	∞	-3.073	-3.020	6.393	-2.178	-3.445	∞	∞	1.542	8.817	3.549	-9.319	2.879	-2.799	-15.968	∞	∞	∞	∞					
D0	0.35	0.48	0.40	0.60	1.30	0.05	1.23	0.34	D9	0.03	0.30	0.42	D13	1.23	0.05	1.61	0.33	0.33	0.40	0.81	0.75	0.65					
n_1	1.88300	1.52100	1.69680	1.77250	1.92286	1.77250	1.59270	1.48749	1.48749	1.92286	1.52300	1.51633	1.50510	n_6	1.77250	n_7	1.59270	1.48749	1.48749	1.92286	1.52300	1.51633	1.50510				
ν_1	40.76	ν_2	65.13	ν_3	55.53	ν_4	49.6	ν_5	18.9	ν_6	49.6	ν_7	35.31	n_8	1.48749	ν_8	70.23	ν_9	70.23	ν_{10}	18.9	ν_{11}	58.5				
n_{11}	1.52300	n_{12}	1.51633	n_{13}	1.50510	n_9	1.48749	n_{10}	1.92286	n_{11}	1.52300	n_{12}	1.51633	n_{13}	1.50510	n_{14}	1.48749	n_{15}	1.48749	n_{16}	1.92286	n_{17}	1.52300	n_{18}	1.51633	n_{19}	1.50510

10

20

30

【0050】

(表 5)

	通常觀察狀態	近接拡大觀察狀態
D 0	1 2	2
D 9	0 . 2	1 . 8
D 1 3	1 . 9	0 . 3
f ₁	1 . 1 9	1 . 4 4
F _{n o}	7 . 4 1	7 . 9 8

【0051】

(表 6)

条件式 (1) ~ (5)

40

50

$$\begin{array}{rcl}
 f_2 / f_w & & - 4.51 \\
 | f_M / f_w | & & 19.0 \\
 f_3 / f_2 & & - 0.67 \\
 f_2 / f_1 & & - 2.53 \\
 f_3 / f_1 & & 1.69
 \end{array}$$

【0052】

本実施例においては、内視鏡対物レンズ10は、条件式(1)～(5)を満たしており、製造誤差が抑えられ、かつ収差が良好に取れた対物レンズとなっている。

【0053】

〔実施例3〕

本発明の実施例2に係る内視鏡対物レンズ10を図11および図12に示す。図11は第2レンズ群2が物体側に移動した通常観察状態を示しており、図12は第2レンズ群2が像側に移動した近接拡大観察状態を示している。また、図13および図14は、それぞれ図11および図12に対応する球面収差、非点収差、倍率色収差、および、歪曲収差を示している。また、本実施例に係る内視鏡対物レンズ10は、表7、表8および表9に示すデータを有している。

【0054】

【表 7】

物体面	r_1	r_2	r_3	r_4	r_5	r_6	r_7	r_8	r_9	r_{10}	r_{11}	r_{12}	r_{13}	r_{14}	r_{15}	r_{16}	r_{17}	r_{18}	r_{19}	r_{20}	r_{21}	r_{22}
d_0	d_1	d_2	d_3	d_4	d_5	d_6	d_7	d_8	d_9	d_{10}	d_{11}	d_{12}	d_{13}	d_{14}	d_{15}	d_{16}	d_{17}	d_{18}	d_{19}	d_{20}	d_{21}	d_{22}
D0	0.35	0.71	0.40	0.50	1.20	0.05	1.00	0.34	D9	0.03	0.30	0.42	D13	1.00	0.05	1.63	0.33	0.33	0.40	0.70	0.75	0.65
n_1	1.88300	1.52100	1.69680	1.77250	1.92286	1.77250	1.59270	1.48749	1.48749	1.92286	1.52300	1.51633	1.50510	n_6	n_7	n_8	n_9	n_{10}	n_{11}	n_{12}	n_{13}	
ν_1	40.76	65.13	55.53	49.6	18.9	49.6	35.31	70.23	70.23	18.9	58.5	64.14	63.26	ν_6	ν_7	ν_8	ν_9	ν_{10}	ν_{11}	ν_{12}	ν_{13}	
∞	1.052	∞	∞	-9.095	-4.411	10.770	-1.970	-3.048	∞	∞	1.389	∞	3.517	-63.204	2.611	-3.191	∞	∞	∞	∞	∞	

10

20

30

【0055】

(表 8)

	通常観察状態	近接拡大観察状態
D0	1 2	2
D9	0 . 2	2 . 2
D13	2 . 3	0 . 3
f_1	1 . 3 4	1 . 5 2
F_{no}	8 . 0 6	8 . 0 9

40

【0056】

(表 9)

条件式 (1) ~ (5)

f_2 / f_w	- 5 . 7 8
-------------	-----------

50

$$\begin{array}{rcl}
 |f_M / f_W| & & 8.3 \\
 f_3 / f_2 & & -0.54 \\
 f_2 / f_1 & & -3.24 \\
 f_3 / f_1 & & 1.77
 \end{array}$$

【0057】

本実施例においては、内視鏡対物レンズ10は、条件式(1)~(5)を満たしており、製造誤差が抑えられ、かつ収差が良好に取れた対物レンズとなっている。

【0058】

〔実施例4〕

本発明の実施例4に係る内視鏡対物レンズ10を図15および図16に示す。図15は第2レンズ群2が物体側に移動した通常観察状態を示しており、図16は第2レンズ群2が像側に移動した近接拡大観察状態を示している。また、図17および図18は、それぞれ図15および図16に対応する球面収差、非点収差、倍率色収差、および、歪曲収差を示している。また、本実施例に係る内視鏡対物レンズ10は、表10、表11および表12に示すデータを有する。

10

【0059】

【表 1 0】

物体面	r_1	r_2	r_3	r_4	r_5	r_6	r_7	r_8	r_9	r_{10}	r_{11}	r_{12}	r_{13}	r_{14}	r_{15}	r_{16}	r_{17}	r_{18}	r_{19}	r_{20}	r_{21}	r_{22}
	∞	0.747	∞	∞	-1.107	-1.681	5.058	-1.572	-2.576	∞	∞	1.409	∞	3.089	-3.001	10.794	-1.670	-4.015	∞	∞	∞	∞
d_0	d_1	d_2	d_3	d_4	d_5	d_6	d_7	d_8	d_9	d_{10}	d_{11}	d_{12}	d_{13}	d_{14}	d_{15}	d_{16}	d_{17}	d_{18}	d_{19}	d_{20}	d_{21}	d_{22}
	0.32	0.37	0.30	0.20	1.01	0.03	0.94	0.32	D9	0.03	0.30	0.32	D13	1.20	0.05	0.94	0.34	0.25	0.30	0.53	0.70	0.70
n_1	1.88300	1.52100	1.69895	1.77250	1.92286	1.77250	1.59270	1.48749	1.48749	1.92286	1.52100	1.51633	1.50510	1.88300	1.52100	1.69895	1.77250	1.92286	1.77250	1.59270	1.48749	1.48749
ν_1	40.76	65.13	30.13	49.6	18.9	49.6	35.31	70.23	70.23	18.9	65.13	64.14	63.26	40.76	65.13	30.13	49.6	18.9	49.6	35.31	70.23	70.23

10

20

30

【0 0 6 0】

40

(表 1 1)

	通常觀察狀態	近接拡大觀察狀態
D 0	7 . 5	1 . 6
D 9	0 . 2	1 . 8 .
D 1 3	1 . 8	0 . 2
f ₁	0 . 8 9	1 . 0 3
F _{n o}	7 . 4 3	7 . 3 5

【0 0 6 1】

(表 1 2)

条件式 (1) ~ (5)

50

$$\begin{array}{rcl}
 f_2 / f_w & & - 8.79 \\
 | f_M / f_w | & & 19.0 \\
 f_3 / f_2 & & - 0.41 \\
 f_2 / f_1 & & - 4.03 \\
 f_3 / f_1 & & 1.65
 \end{array}$$

【0062】

本実施例においては、内視鏡対物レンズ10は、条件式(1)~(5)を満たしており、製造誤差が抑えられ、かつ収差が良好に取れた対物レンズとなっている。

【0063】

〔実施例5〕

本発明の実施例5に係る内視鏡対物レンズ10を図19および図20に示す。図19は第2レンズ群2が物体側に移動した通常観察状態を示しており、図20は第2レンズ群2が像側に移動した近接拡大観察状態を示している。また、図21および図22は、それぞれ図19および図20に対応する球面収差、非点収差、倍率色収差、および、歪曲収差を示している。また、

本実施例に係る内視鏡対物レンズ10は、表13、表14および表15に示すデータを有する。

【0064】

【表 1 3】

物体面	r_1	r_2	r_3	r_4	r_5	r_6	r_7	r_8	r_9	r_{10}	r_{11}	r_{12}	r_{13}	r_{14}	r_{15}	r_{16}	r_{17}	r_{18}	r_{19}	r_{20}	r_{21}	r_{22}		
	∞	0.820	∞	∞	-1.072	-1.575	3.911	-1.695	-3.020	∞	∞	1.301	∞	3.887	-2.731	7.273	-1.748	-4.176	∞	∞	∞	∞		
d_0	d_1	d_2	d_3	d_4	d_5	d_6	d_7	d_8	d_9	d_{10}	d_{11}	d_{12}	d_{13}	d_{14}	d_{15}	d_{16}	d_{17}	d_{18}	d_{19}	d_{20}	d_{21}	d_{22}		
	0.32	0.37	0.30	0.20	1.01	0.03	0.86	0.32	D9	0.03	0.30	0.32	D13	1.20	0.05	0.91	0.34	0.25	0.30	0.53	0.70	0.70		
n_1	1.88300	1.52100	1.69895	1.77250	1.92286	1.77250	1.59270	1.48749	1.48749	1.92286	1.52100	1.51633	1.50510	1.88300	1.52100	1.69895	1.77250	1.92286	1.48749	1.48749	1.52100	1.51633	1.50510	
ν_1	40.76	65.13	30.13	49.6	18.9	49.6	35.31	70.23	70.23	18.9	65.13	64.14	63.26	40.76	65.13	30.13	49.6	18.9	49.6	35.31	70.23	70.23	18.9	65.13

10

20

30

40

【0 0 6 5】

(表 1 4)

	通常観察状態	近接拡大観察状態
D 0	7 . 5	1 . 6
D 9	0 . 2	1 . 8 .
D 1 3	1 . 8	0 . 2
f 1	0 . 9 7	1 . 1 4
F n o	7 . 4 2	7 . 4 7

【0 0 6 6】

(表 1 5)

50

条件式 (1) ~ (5)

$$\begin{aligned} f_2 / f_w & - 7.47 \\ | f_M / f_w | & 28.4 \\ f_3 / f_2 & - 0.43 \\ f_2 / f_1 & - 3.75 \\ f_3 / f_1 & 1.63 \end{aligned}$$

【 0 0 6 7 】

本実施例においては、内視鏡対物レンズ 1 0 は、条件式 (1) ~ (5) を満たしており、製造誤差を抑え、かつ収差が良好に取れた対物レンズとなっている。

【 0 0 6 8 】

照明光学系は以下のように構成してもよい。

内視鏡スコープ 5 0 が図 2 3 のように構成されていて、撮像光学系 5 1、照明光学系 5 3 A、5 3 B、鉗子チャンネル 5 5 がそれぞれ配置されている。図 2 3 の例のように、照明光学系 5 3 A、5 3 B が 2 つ配置されているときに鉗子チャンネル 5 5 から鉗子を出すと、図 2 4 のように鉗子 5 7 の影が 2 つ発生する。このとき照明光学系 5 3 A、5 3 B の射出光量に差があると、一方の影が濃くなってしまい、病変部が見にくくなってしまふことがある。この 2 つの照明の L G 本数比、または 2 つの照明光学系 5 3 A、5 3 B の先端レンズの面積比が 2 以上になると、影の濃さによる見にくさが目立ってきてしまう。この比が 2.6 以上になるとかなり見にくくなってしまふ。

【 0 0 6 9 】

このとき、照明光学系 5 3 A、5 3 B は下記のように構成するのがよい。

照明光学系 5 3 A、5 3 B のうち、光量の大きい方の照明光学系の少なくとも 2 面に反射防止コーティングを施さないように構成するのがよい。例えば、図 2 5 の照明光学系 5 3 B のうち、2 面に反射防止コーティングを施さないようにする。このように構成することにより、光量の大きい方の照明光学系 5 3 B の光量が小さくなって、鉗子 5 7 の影の濃さの差が小さくなる。

【 0 0 7 0 】

このとき、さらに、光量の小さい方の照明レンズの全ての面に反射防止コーティングを施すように構成するとなおよい。例えば、図 2 6 の照明光学系 5 3 A のうち、全ての面に反射防止コーティングを施すようにする。これにより、光量の小さい方の照明光学系 5 3 A の光量が大きくなって、さらに鉗子 5 7 の影の濃さの差が小さくなる。

【 0 0 7 1 】

また、照明と鉗子チャンネル 5 5 の位置は下記のように構成するのがよい。すなわち、図 2 7 に示すように、撮像光学系 5 1 の中心と鉗子チャンネル 5 5 の中心を結ぶ直線と、光量の大きい方の照明光学系 5 3 B の中心と鉗子チャンネル 5 5 の中心を結ぶ直線のなす角を θ としたとき、 θ が 60° 以下であるように構成するのがよい。

【 0 0 7 2 】

このように構成することにより、図 2 8 に示すように、照明光学系 5 3 A、5 3 B による鉗子 5 7 の影の位置が鉗子 5 7 自体に近づいてきて、病変部の観察がしやすくなってくる。

このように構成することにより鉗子 5 7 の影による影響が少ない内視鏡の観察が可能になる。

【 0 0 7 3 】

また、レンズの公差は下記のように構成してもよい。

レンズの製造バラツキによって、画角や偏角がばらついてしまうため、それを調整して組み立てることがある。特に、画角調整は一部のレンズの間隔を変化させて調整している。内視鏡は一般的な広角な光学系なので、基本構成は物体側から凹レンズ、凸レンズのレトロフォーカスタイプになっている。

【 0 0 7 4 】

そのため、画角調整を行うレンズの公差は、下記のように構成するのがよい。

10

20

30

40

50

物体側から調整レンズ、固定レンズの少なくとも2つのレンズを有し、これらの間隔を調整することによって画角を調整し、調整レンズの偏心公差が固定レンズの偏心公差より小さくして構成するのがよい。

【0075】

偏心公差とは、レンズの外径に対する軸とレンズ光軸とのシフト量の許容値である。

調整レンズはレンズを動かす必要があるため、そのとき発生するシフト偏心のバラツキによって偏角が発生してしまう。そのため、シフトの偏心公差を小さくしておくのが望ましい。一方、レンズの公差を厳しくすると、コストが向上してしまう。そのため、固定レンズはレンズの公差を緩めておくのが望ましい。

調整レンズは凹レンズにし、固定レンズを凸レンズにするのがよい。

また、半画角が80°程度の広角の光学系に用いると効果的である。

10

【0076】

また、下記条件式を満たすのが望ましい。

$$0.2 < n / p < 0.8$$

n は調整レンズの偏心公差、 p は固定レンズの偏心公差である。

【0077】

この条件式の上限を超えると、調整レンズの公差がゆるすぎて偏角が発生してしまうか、固定レンズの公差がきつすぎてコストが上昇してしまう。一方、下限を超えると、調整レンズの公差がきつすぎて調整時にレンズが移動できなくなってしまうか、固定レンズの公差がゆるすぎて偏角が調整しきれなくなってしまう。

20

【0078】

また、下記条件式を満たすのが望ましい。

$$-0.6 < f_n / f_p < -0.2$$

f_n は調整レンズの焦点距離、 f_p は固定レンズの焦点距離である。

【0079】

この条件式の上限を超えると、調整レンズと固定レンズのパワーの差が大きすぎるため調整感度がきつすぎて作業性が悪くなり、下限を超えるとパワーの差が小さすぎるため調整範囲内で調整できなくなってしまう。

このように構成することにより、コストと性能のバランスのとれた結像光学系を構成することができる。

30

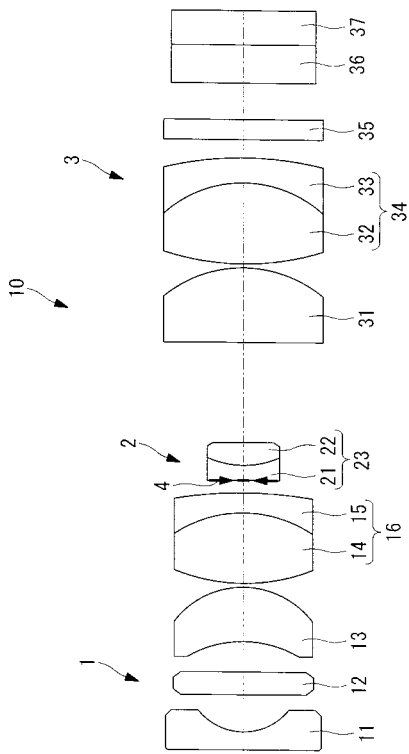
【符号の説明】

【0080】

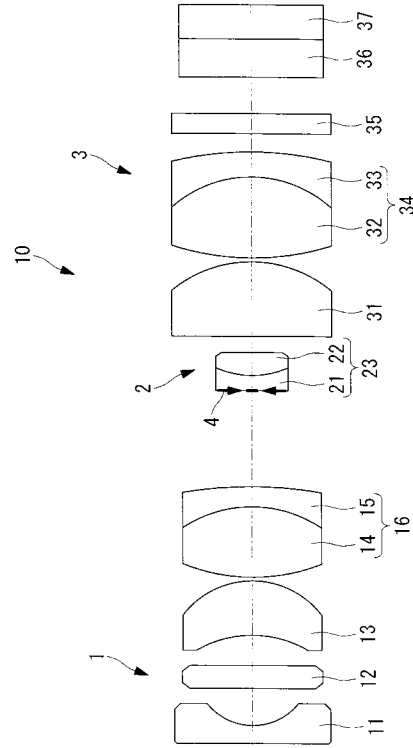
- 1 第1レンズ群
- 2 第2レンズ群
- 3 第3レンズ群
- 4 明るさ絞り
- 10 内視鏡対物レンズ
- 11 凹レンズ
- 12 凸レンズ
- 13 メニスカスレンズ

40

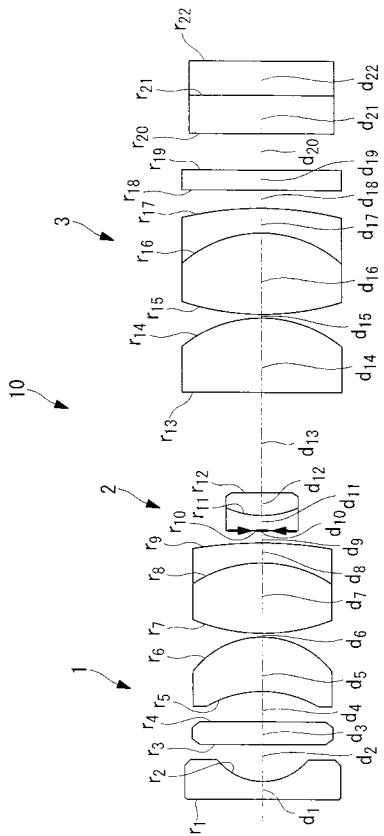
【 図 1 】



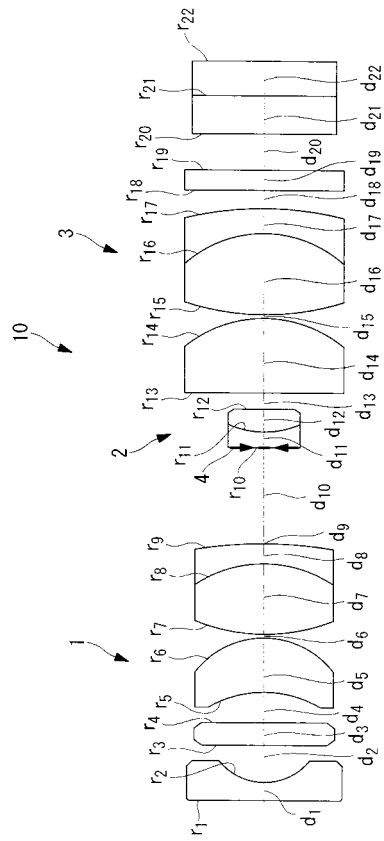
【 図 2 】



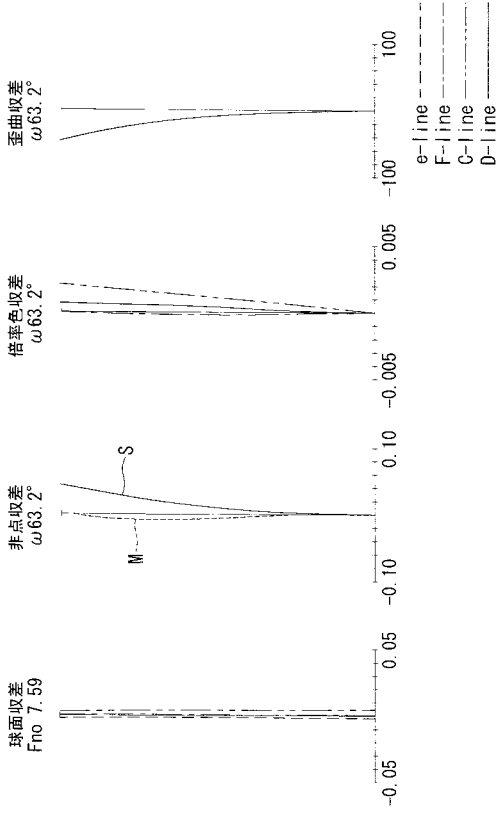
【 図 3 】



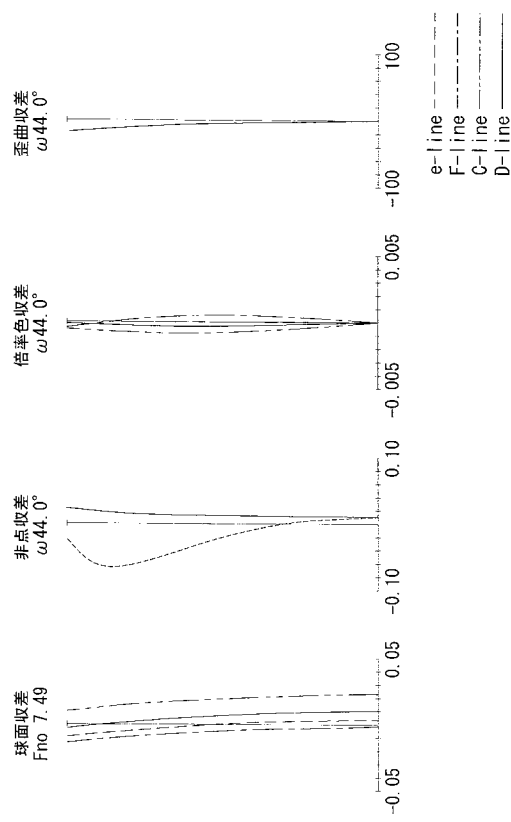
【 図 4 】



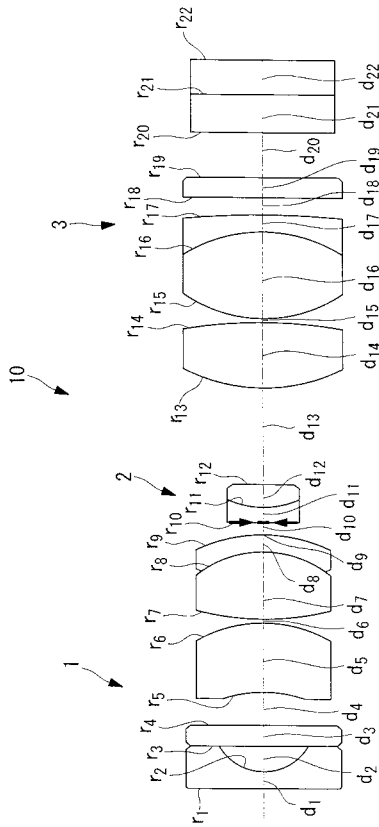
【 图 5 】



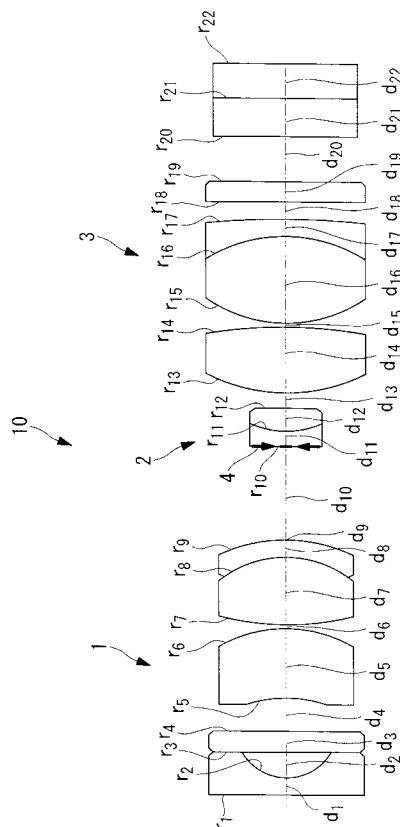
【 图 6 】



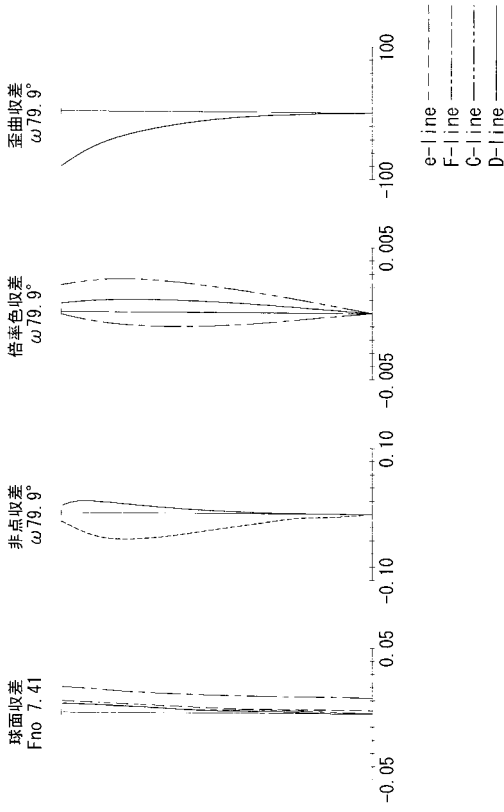
【 图 7 】



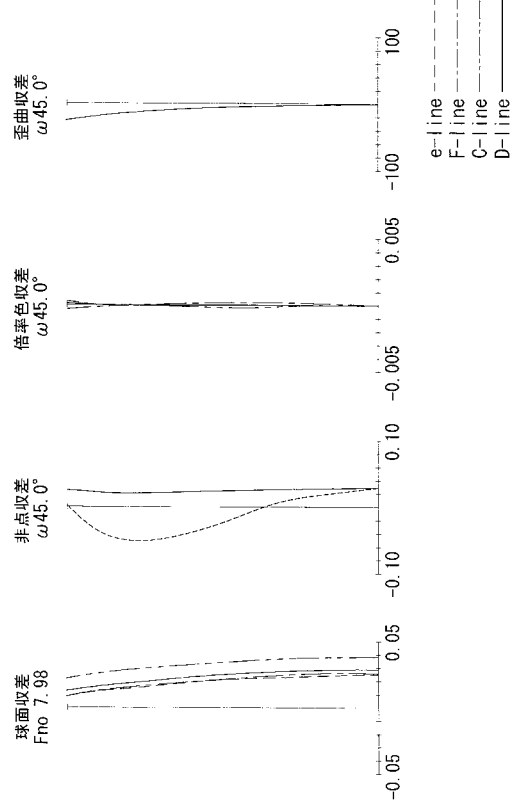
【 图 8 】



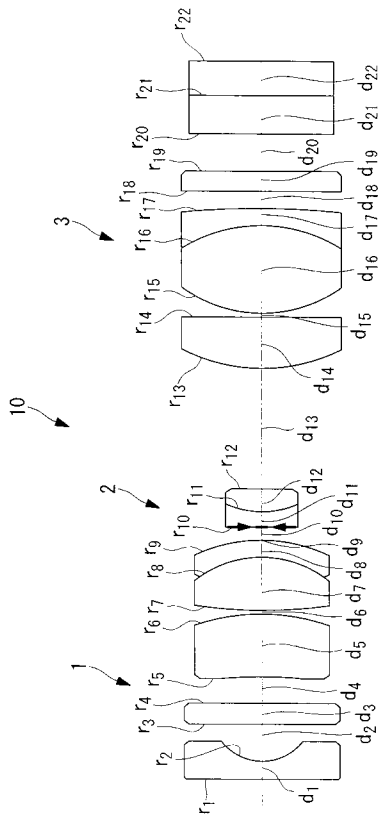
【 図 9 】



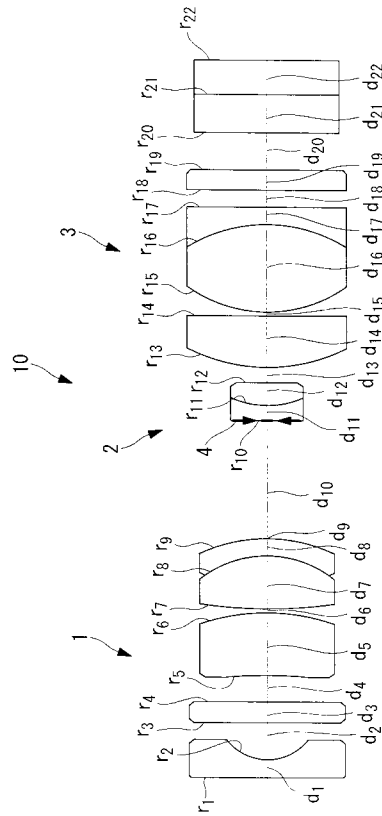
【 図 10 】



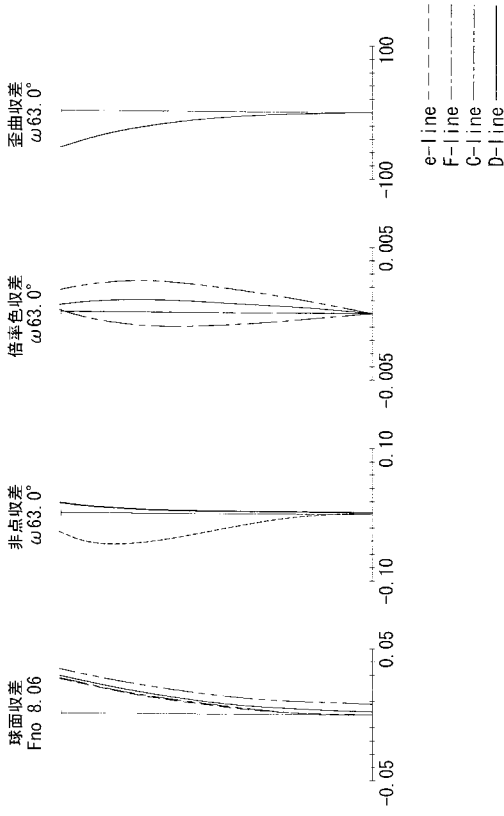
【 図 11 】



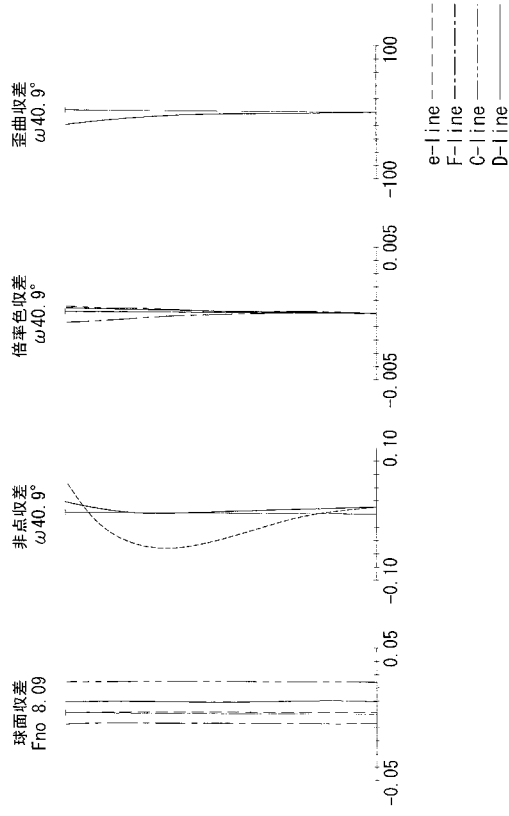
【 図 12 】



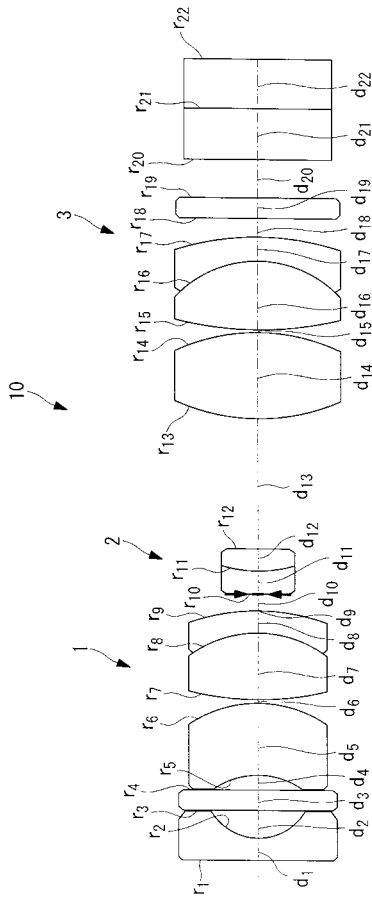
【 図 1 3 】



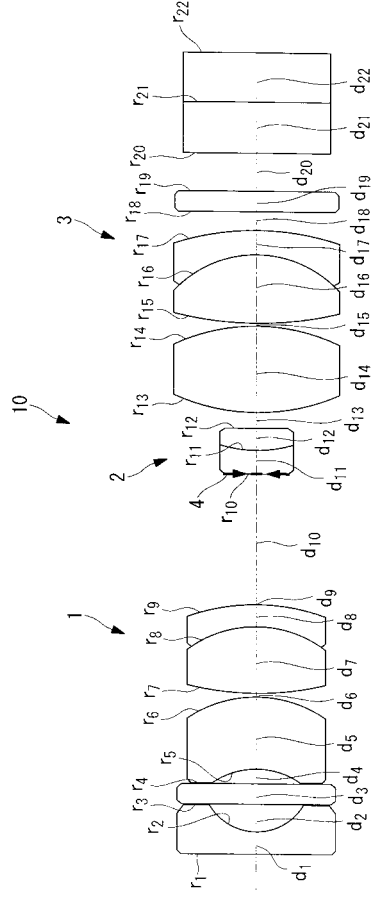
【 図 1 4 】



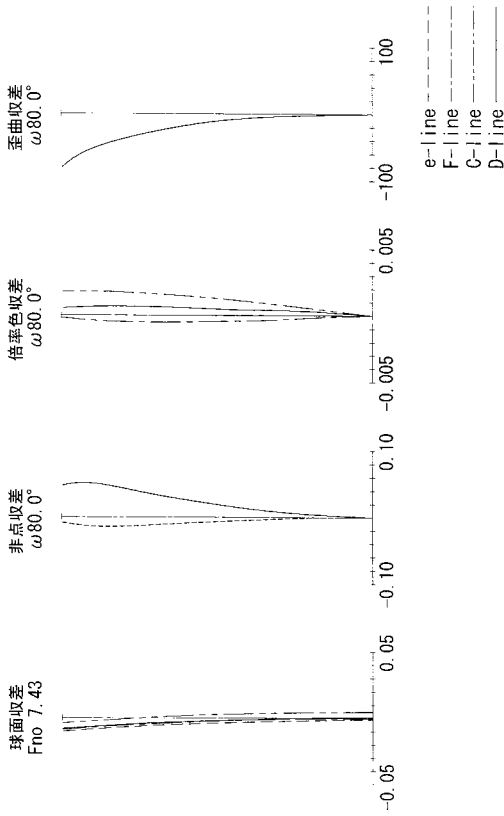
【 図 1 5 】



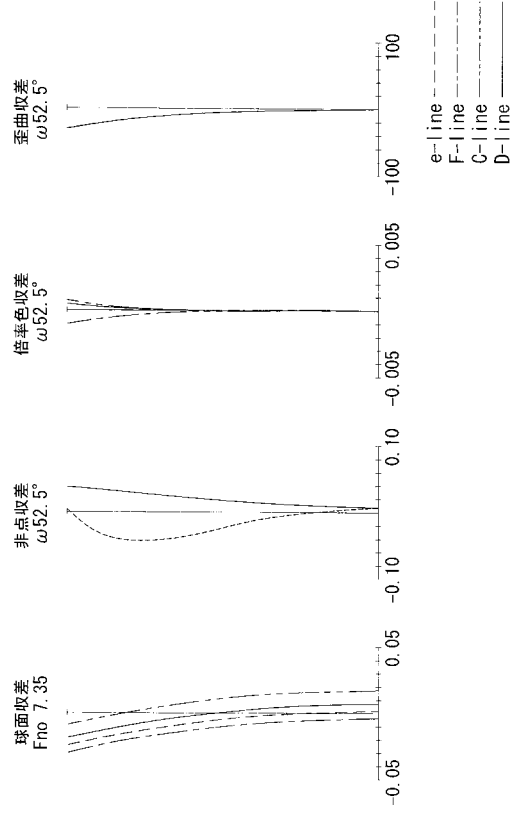
【 図 1 6 】



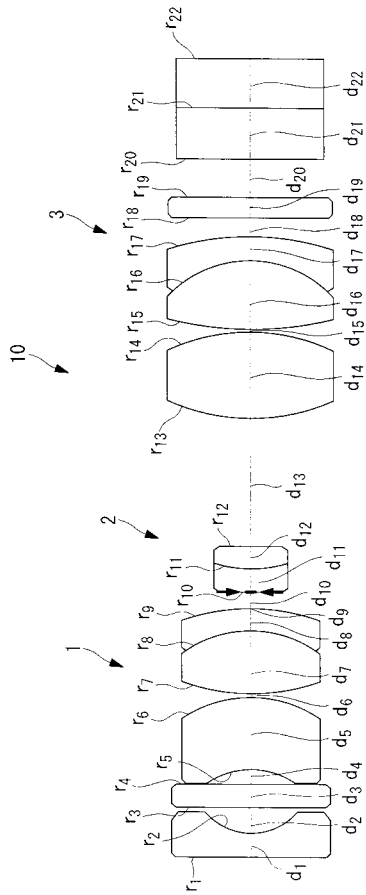
【 図 1 7 】



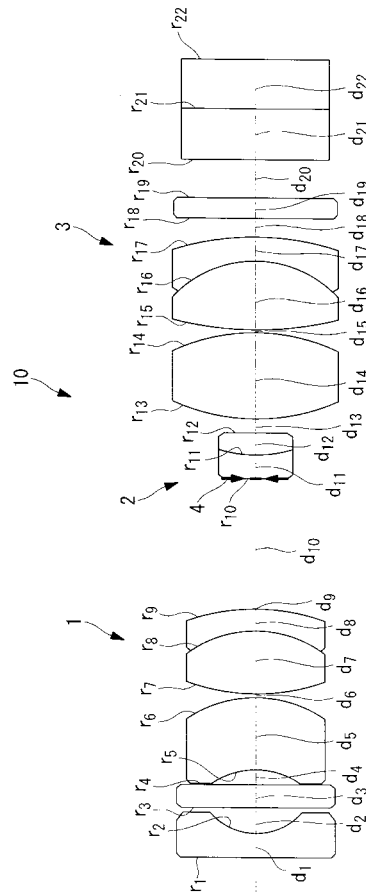
【 図 1 8 】



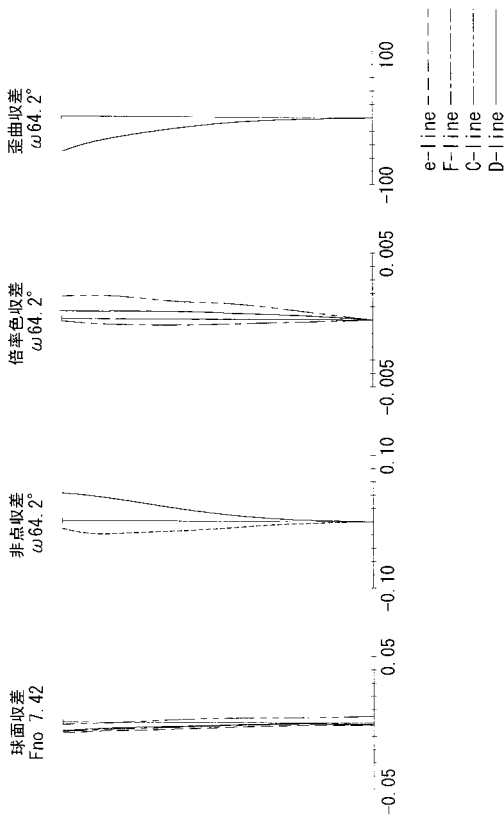
【 図 1 9 】



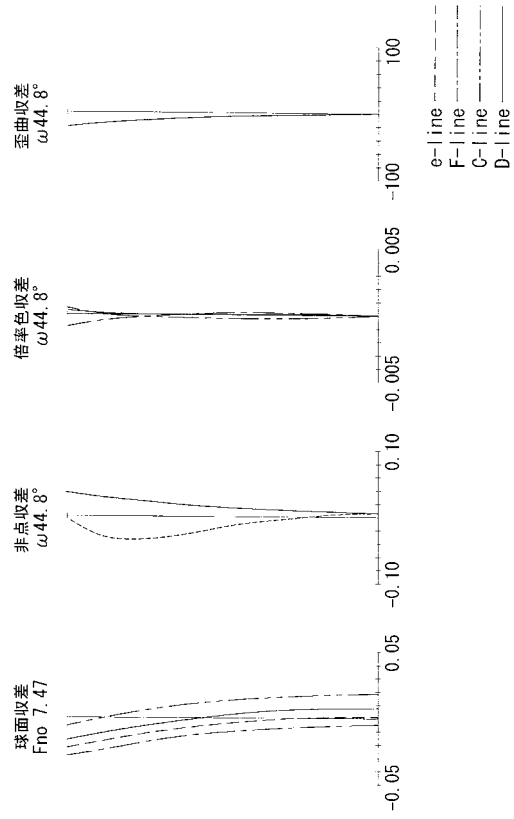
【 図 2 0 】



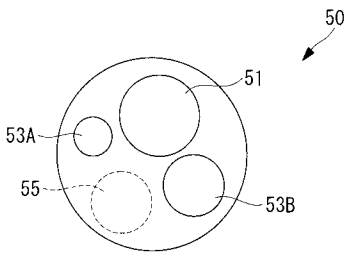
【 図 2 1 】



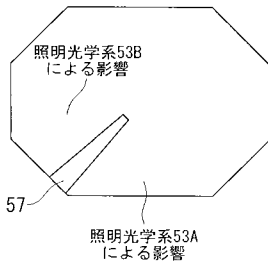
【 図 2 2 】



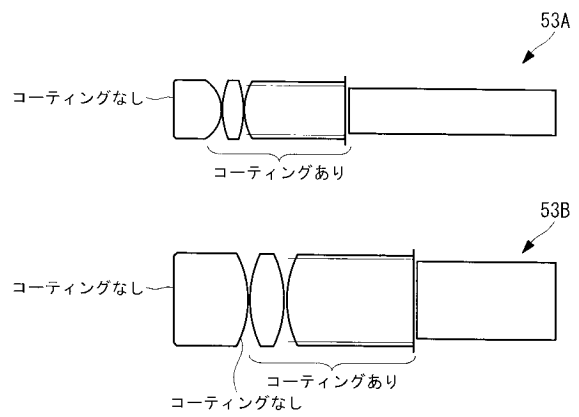
【 図 2 3 】



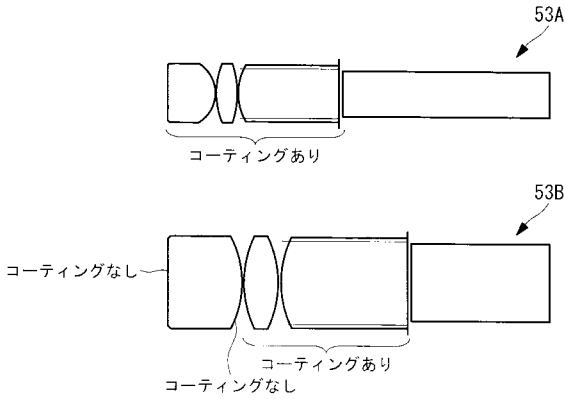
【 図 2 4 】



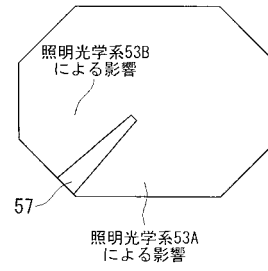
【 図 2 5 】



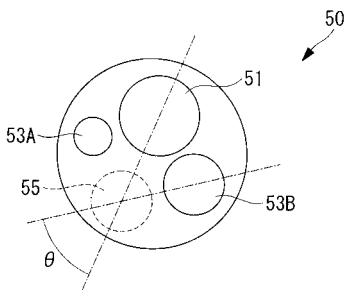
【図 2 6】



【図 2 8】



【図 2 7】



【手続補正書】

【提出日】平成26年2月20日(2014.2.20)

【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】請求項 1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【請求項 1】

物体側から順に正の第 1 レンズ群、負の第 2 レンズ群、正の第 3 レンズ群からなり、前記第 1 レンズ群はメニスカスレンズを有し、前記第 2 レンズ群を光軸上を移動させることにより、通常観察状態（広角端）と近接拡大観察状態（望遠端）とを切替可能であり、以下の条件を満たす内視鏡対物レンズ。

$$- 9 < f_2 / f_w < - 3 . 5 \quad (1)$$

$$4 . 5 < | f_M / f_w | < \underline{8 . 3} \quad (2)$$

ただし、 f_M はメニスカスレンズの焦点距離、 f_w は通常観察時における全焦点距離、 f_2 は第 2 レンズ群の焦点距離である。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 7

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 0 7】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の一態様は、物体側から順に正の第 1 レンズ群、負の第 2 レンズ群、正の第 3 レンズ群からなり、前記第 1 レンズ群はメニスカスレンズを有し、前記第 2 レンズ群を光軸

上を移動させることにより、通常観察状態（広角端）と近接拡大観察状態（望遠端）とを切替可能であり、以下の条件を満たす内視鏡対物レンズである。

$$-9 < f_2 / f_w < -3.5 \quad (1)$$

$$4.5 < |f_M / f_w| < \underline{8.3} \quad (2)$$

ただし、 f_M はメニスカスレンズの焦点距離、 f_w は通常観察時における全焦点距離、 f_2 は第2レンズ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】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

(2)式は収差、特に倍率の色収差を良好に補正するものである。(2)式の下限を超えると、レンズの焦点距離が小さくなり、結果として倍率の色収差が補正過剰となる。一方、(2)式の上限を超えると、焦点距離が大きくなり、補正不足となる。

(2)式は、

$$5 < |f_M / f_w| < \underline{8.3}$$

であるとなおよい。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0022

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0022】

【図1】本発明の一実施形態に係る内視鏡対物レンズの通常観察状態を示す概略構成図である。

【図2】本発明の一実施形態に係る内視鏡対物レンズの近接拡大観察状態を示す概略構成図である。

【図3】本発明の一実施形態の実施例1に係る内視鏡対物レンズの通常観察状態を示す図である。

【図4】本発明の一実施形態の実施例1に係る内視鏡対物レンズの近接拡大観察状態を示す図である。

【図5】図3の通常観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図6】図4の近接拡大観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図7】本発明の参考例としての発明の参考実施例1に係る内視鏡対物レンズの通常観察状態を示す図である。

【図8】本発明の参考例としての発明の参考実施例1に係る内視鏡対物レンズの近接拡大観察状態を示す図である。

【図9】図7の通常観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図10】図8の近接拡大観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図11】本発明の一実施形態の実施例2に係る内視鏡対物レンズの通常観察状態を示す図である。

【図12】本発明の一実施形態の実施例2に係る内視鏡対物レンズの近接拡大観察状態を示す図である。

【図13】図11の通常観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図14】図12の近接拡大観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図15】本発明の参考例としての発明の参考実施例2に係る内視鏡対物レンズの通常観察状態を示す図である。

【図16】本発明の参考例としての発明の参考実施例2に係る内視鏡対物レンズの近接拡大観察状態を示す図である。

【図 17】図 15 の通常観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図 18】図 16 の近接拡大観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図 19】本発明の参考例としての発明の参考実施例 3に係る内視鏡対物レンズの通常観察状態を示す図である。

【図 20】本発明の参考例としての発明の参考実施例 3に係る内視鏡対物レンズの近接拡大観察状態を示す図である。

【図 21】図 19 の通常観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図 22】図 20 の近接拡大観察状態の内視鏡対物レンズに対応する収差図である。

【図 23】内視鏡スコープの断面図である。

【図 24】鉗子の影の一例を示す図である。

【図 25】2つの照明光学系の反射防止コーティングの有無の一例を示す図である。

【図 26】2つの照明光学系の反射防止コーティングの有無の他の一例を示す図である。

【図 27】照明光学系と鉗子チャンネルの位置関係の一例を示す図である。

【図 28】図 27 の内視鏡スコープによる鉗子の影の一例を示す図である。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0041

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0041】

次に、本発明の一実施形態に係る内視鏡対物レンズ 10 の実施例について図面を参照して以下に説明する。

〔本発明の実施例 1〕

本発明の実施例 1 に係る内視鏡対物レンズ 10 を図 3 および図 4 に示す。図 3 は第 2 レンズ群 2 が物体側に移動した状態、すなわち、通常観察状態を示しており、図 4 は第 2 レンズ群 2 が像側に移動した状態、すなわち、近接拡大観察状態を示している。

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0048

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0048】

〔参考実施例 1〕

本発明の参考例としての発明の参考実施例 1に係る内視鏡対物レンズ 10 を図 7 および図 8 に示す。図 7 は第 2 レンズ群 2 が物体側に移動した通常観察状態を示しており、図 8 は第 2 レンズ群 2 が像側に移動した近接拡大観察状態を示している。また、図 9 および図 10 は、それぞれ図 7 および図 8 に対応する球面収差、非点収差、倍率色収差、および、歪曲収差を示している。また、本実施例に係る内視鏡対物レンズ 10 は、表 4、表 5 および表 6 に示すデータを有している。

【手続補正 7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0053

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0053】

〔本発明の実施例 2〕

本発明の実施例 2 に係る内視鏡対物レンズ 10 を図 11 および図 12 に示す。図 11 は第 2 レンズ群 2 が物体側に移動した通常観察状態を示しており、図 12 は第 2 レンズ群 2 が像側に移動した近接拡大観察状態を示している。また、図 13 および図 14 は、それぞれ図 11 および図 12 に対応する球面収差、非点収差、倍率色収差、および、歪曲収差を

示している。また、本実施例に係る内視鏡対物レンズ10は、表7、表8および表9に示すデータを有している。

【手続補正8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0058

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0058】

〔参考実施例2〕

本発明の参考例としての発明の参考実施例2に係る内視鏡対物レンズ10を図15および図16に示す。図15は第2レンズ群2が物体側に移動した通常観察状態を示しており、図16は第2レンズ群2が像側に移動した近接拡大観察状態を示している。また、図17および図18は、それぞれ図15および図16に対応する球面収差、非点収差、倍率色収差、および、歪曲収差を示している。また、本実施例に係る内視鏡対物レンズ10は、表10、表11および表12に示すデータを有する。

【手続補正9】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0063

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0063】

〔参考実施例3〕

本発明の参考例としての発明の参考実施例3に係る内視鏡対物レンズ10を図19および図20に示す。図19は第2レンズ群2が物体側に移動した通常観察状態を示しており、図20は第2レンズ群2が像側に移動した近接拡大観察状態を示している。また、図21および図22は、それぞれ図19および図20に対応する球面収差、非点収差、倍率色収差、および、歪曲収差を示している。また、本実施例に係る内視鏡対物レンズ10は、表13、表14および表15に示すデータを有する。

【手続補正書】

【提出日】平成26年6月6日(2014.6.6)

【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】請求項1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【請求項1】

物体側から順に正の第1レンズ群、負の第2レンズ群、正の第3レンズ群からなり、前記第1レンズ群はメニスカスレンズを1つのみ有し、前記第2レンズ群を光軸上を移動させることにより、通常観察状態（広角端）と近接拡大観察状態（望遠端）とを切替可能であり、以下の条件を満たす内視鏡対物レンズ。

$$-9 < f_2 / f_w < -3.5 \quad (1)$$

$$4.5 < |f_M / f_w| < 8.3 \quad (2)$$

ただし、 f_M はメニスカスレンズの焦点距離、 f_w は通常観察時における全焦点距離、 f_2 は第2レンズ群の焦点距離である。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の一態様は、物体側から順に正の第1レンズ群、負の第2レンズ群、正の第3レンズ群からなり、前記第1レンズ群はメニスカスレンズを1つのみ有し、前記第2レンズ群を光軸上を移動させることにより、通常観察状態（広角端）と近接拡大観察状態（望遠端）とを切替可能であり、以下の条件を満たす内視鏡対物レンズである。

$$-9 < f_2 / f_w < -3.5 \quad (1)$$

$$4.5 < |f_M / f_w| < 8.3 \quad (2)$$

ただし、 f_M はメニスカスレンズの焦点距離、 f_w は通常観察時における全焦点距離、 f_2 は第2レンズ群の焦点距離である。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2013/072621
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER G02B15/15(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) G02B15/15, 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 1996-2013 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013 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	JP 2001-141996 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 25 May 2001 (25.05.2001), example 1 & US 6362925 B1	1, 3 2, 4-6
X A	JP 2007-260305 A (Olympus Medical Systems Corp.), 11 October 2007 (11.10.2007), examples 1, 5; paragraphs [0010], [0042], [0069] & US 2007/0258150 A1	1, 4-6 2, 3
A	JP 2012-32576 A (Hoya Corp.), 16 February 2012 (16.02.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
<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 23 October, 2013 (23.10.13)		Date of mailing of the international search report 05 November, 2013 (05.11.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/072621

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 2007-233036 A (Olympus Medical Systems Corp.), 13 September 2007 (13.09.2007), entire text; all drawings & US 2007/0206293 A1	1-6
A	JP 2010-32680 A (Olympus Medical Systems Corp.), 12 February 2010 (12.02.2010), entire text; all drawings & US 2010/0020408 A1 & EP 2149809 A1	1-6
A	JP 6-317744 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 15 November 1994 (15.11.1994), entire text; all drawings (Family: none)	1-6

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 7 2 6 2 1									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. G02B15/15(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. G02B15/15, 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>1971-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2013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	1971-2013年	日本国実用新案登録公報	1996-2013年	日本国登録実用新案公報	1994-2013年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2013年										
日本国実用新案登録公報	1996-2013年										
日本国登録実用新案公報	1994-2013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	JP 2001-141996 A (オリンパス光学工業株式会社) 2001.05.25, 実施例 1 & US 6362925 B1	1, 3 2, 4-6									
X A	JP 2007-260305 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.10.11, 実施例 1, 5, 【0010】, 【0042】, 【0069】 & US 2007/0258150 A1	1, 4-6 2, 3									
A	JP 2012-32576 A (HOYA株式会社) 2012.02.16, 全文全図 (ファミリーなし)	1-6									
<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 23.10.2013		国際調査報告の発送日 05.11.2013									
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) 堀井 康司	2V 3713								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3271									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 7 2 6 2 1
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 2007-233036 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.09.13, 全文全図 & US 2007/0206293 A1	1-6
A	JP 2010-32680 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.02.12, 全文全図 & US 2010/0020408 A1 & EP 2149809 A1	1-6
A	JP 6-317744 A (オリンパス光学工業株式会社) 1994.11.15, 全文全 図 (ファミリーなし)	1-6

 フロントページの続き

(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, 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

Fターム(参考) 2H087 KA10 PA06 PA20 PB09 QA01 QA05 QA07 QA18 QA21 QA25
 QA37 QA38 QA41 QA45 RA36 RA42 RA44 SA13 SA17 SA19
 SA63 SA72 SA74 SB05 SB13 SB24
 4C161 BB02 FF40 JJ17 PP12 RR06 RR17 RR26 WW03

(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)	内窥镜物镜		
公开(公告)号	JPWO2014045800A1	公开(公告)日	2016-08-18
申请号	JP2014509013	申请日	2013-08-23
[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	曾根伸彦		
发明人	曾根 伸彦		
IPC分类号	G02B15/15 G02B23/26 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00188 G02B15/173 G02B23/2438 G02B9/14		
FI分类号	G02B15/15 G02B23/26.C A61B1/00.300.Y		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/CA22 2H087/KA10 2H087/PA06 2H087/PA20 2H087/PB09 2H087/QA01 2H087/QA05 2H087/QA07 2H087/QA18 2H087/QA21 2H087/QA25 2H087/QA37 2H087/QA38 2H087/QA41 2H087/QA45 2H087/RA36 2H087/RA42 2H087/RA44 2H087/SA13 2H087/SA17 2H087/SA19 2H087/SA63 2H087/SA72 2H087/SA74 2H087/SB05 2H087/SB13 2H087/SB24 4C161/BB02 4C161/FF40 4C161/JJ17 4C161/PP12 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/WW03		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
优先权	2012204391 2012-09-18 JP		
其他公开文献	JP5580953B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

良好的观察力，可抑制制造误差，变焦功能并正确校正像差。从物侧起依次由正的第一透镜组1，负的第二透镜组2和正的第三透镜组3组成。第一透镜组1具有弯月形透镜13，第二透镜组2发光。通过在轴上移动，能够切换通常观察状态（广角端）和近摄放大观察状态（望远端），从而提供满足以下条件的内窥镜物镜10。 $-9 \leq f_w / f_w^{\wedge} \leq 1$ 中号是弯月形透镜13的焦距， f_w^{\wedge} 是正常观察下的总和。焦距 f_2 是第二透镜组2的焦距。

