

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6674450号
(P6674450)

(45) 発行日 令和2年4月1日 (2020. 4. 1)

(24) 登録日 令和2年3月10日 (2020. 3. 10)

(51) Int. Cl.	F 1
GO 2 B 15/15 (2006. 01)	GO 2 B 15/15
GO 2 B 13/04 (2006. 01)	GO 2 B 13/04 D
GO 2 B 23/26 (2006. 01)	GO 2 B 23/26 C
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 7 3 5

請求項の数 6 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2017-515249 (P2017-515249)	(73) 特許権者 000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇 番 1 号
(86) (22) 出願日 平成28年8月29日 (2016. 8. 29)	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2016/075158	(74) 代理人 100078880 弁理士 松岡 修平
(87) 国際公開番号 W02017/043352	(74) 代理人 100183760 弁理士 山鹿 宗貴
(87) 国際公開日 平成29年3月16日 (2017. 3. 16)	(72) 発明者 藤井 宏明 東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇 番 1 号 H O Y A 株式会社内
審査請求日 平成31年4月11日 (2019. 4. 11)	
(31) 優先権主張番号 特願2015-176174 (P2015-176174)	審査官 殿岡 雅仁
(32) 優先日 平成27年9月7日 (2015. 9. 7)	
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)	

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用変倍光学系、及び内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

物体側から順に、負のパワーを持つ第一のレンズ群、正のパワーを持つ第二のレンズ群、物体側に凹面を向けたメニスカスレンズ及び正レンズを少なくとも有する第三のレンズ群からなり、

前記第一のレンズ群の最も物体側のレンズ面から像面までの距離を一定に保ちながら、固定レンズ群である該第一のレンズ群及び前記第三のレンズ群に対して前記第二のレンズ群を光軸方向に移動させることで光学像を変倍させ、

前記第二のレンズ群は、

物体側から順に、正レンズ、正レンズ、正のパワーを持つ接合レンズからなり、

前記第二のレンズ群が有する 2 枚の正レンズは焦点距離が互いに異なっており、

前記 2 枚の正レンズの合成焦点距離を f_c (単位: mm) と定義し、該 2 枚の正レンズの焦点距離のうち長い方の焦点距離を f_p (単位: mm) と定義した場合に、次の条件式 $0.3 < f_c / f_p$

を満たす、

内視鏡用変倍光学系。

【請求項 2】

望遠端での前記第二のレンズ群の倍率を m_{2t} と定義し、広角端での該第二のレンズ群の倍率を m_{2w} と定義し、該望遠端から該広角端に又は該広角端から該望遠端に変化するために必要な該第二のレンズ群の移動量を d (単位: mm) と定義し、該第二のレンズ群

10

20

の焦点距離を f_2 (単位: mm) と定義した場合に、次の 2 つの条件式

$$-1 < m_{2t} < m_{2w} < -0.35$$

$$0.3 < d/f_2 < 0.6$$

を満たす、

請求項 1 に記載の内視鏡用変倍光学系。

【請求項 3】

前記第一のレンズ群は、

1 枚の単レンズと 1 つの接合レンズを少なくとも有する、

請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡用変倍光学系。

【請求項 4】

前記第一のレンズ群は、

負レンズと接合レンズ、又は負のパワーを持つ接合レンズと物体側に凹面を向けたメニスカスレンズを少なくとも有する、

請求項 3 に記載の内視鏡用変倍光学系。

【請求項 5】

前記第一と前記第二のレンズ群との間に光軸上を該第二のレンズ群と一体に移動する絞りを有する、

請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の内視鏡用変倍光学系。

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載の内視鏡用変倍光学系を先端に搭載した、内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡用変倍光学系、及び内視鏡用変倍光学系が組み込まれた内視鏡に関する。

【0002】

医療分野において、患者の体腔内を観察するための機器として、内視鏡（ファイバースコープ又は電子スコープ）が一般に知られ、実用に供されている。この種の内視鏡には、病変観察を精細に行うため、変倍機能を持つ変倍光学系を搭載したものがある。

【0003】

例えば特許第 3845331 号公報（以下、「特許文献 1」と記す。）に、内視鏡用変倍光学系の具体的構成が記載されている。特許文献 1 に記載の内視鏡用変倍光学系は、物体側から順に、負のパワーを持つ第一のレンズ群、正のパワーを持つ第二のレンズ群、正のパワーを持つ第三の 3 レンズ群、負のパワーを持つ第四のレンズ群からなり、第一のレンズ群から像面までの全長を変化させることなく、物体距離を変化させながら第二及び第三のレンズ群を移動させることにより、合焦状態を保持したまま全系の焦点距離を変化させることが可能な構成となっている。

【発明の概要】

【0004】

このように、特許文献 1 に記載の内視鏡用変倍光学系は、正のパワーを持つ第二、第三の 2 つのレンズ群を移動させる構成となっているため、変倍制御に関する設計の自由度が高い。しかし、かかる構成では収差が十分に補正されず、特に、変倍時に軸上色収差や倍率色収差が大きく変化する。望遠端側に変化するほど軸上色収差や倍率色収差が過剰補正となってしまう、光学性能の劣化が大きくなる。

【0005】

近年、電子スコープには、高画素の撮像素子が搭載されていることが多い。しかし、内視鏡用変倍光学系で収差が大きく発生してしまうと、撮像素子が高画素であっても画質の高い画像が得られないという問題が指摘される。

【0006】

10

20

30

40

50

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、収差が良好に補正された内視鏡用変倍光学系及び該内視鏡用変倍光学系を搭載した内視鏡を提供することである。

【0007】

本発明の一実施形態に係る内視鏡用変倍光学系は、物体側から順に、負のパワーを持つ第一のレンズ群、正のパワーを持つ第二のレンズ群、物体側に凹面を向けたメニスカスレンズ及び正レンズを少なくとも有する第三のレンズ群からなり、第一のレンズ群の最も物体側のレンズ面から像面までの距離を一定に保ちながら、固定レンズ群である該第一のレンズ群及び第三のレンズ群に対して第二のレンズ群を光軸方向に移動させることで光学像を変倍させる構成となっている。第二のレンズ群は、物体側から順に、正レンズ、正レンズ、正のパワーを持つ接合レンズからなる。第二のレンズ群が有する2枚の正レンズは焦点距離が互いに異なっており、2枚の正レンズの合成焦点距離を f_c (単位: mm) と定義し、該2枚の正レンズの焦点距離のうち長い方の焦点距離を f_p (単位: mm) と定義した場合に、次の条件式

$$0.3 < f_c / f_p$$

を満たす。

【0008】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡用変倍光学系は、望遠端での第二のレンズ群の倍率を m_{2t} と定義し、広角端での該第二のレンズ群の倍率を m_{2w} と定義し、該望遠端から該広角端に又は該広角端から該望遠端に変化するために必要な該第二のレンズ群の移動量を d (単位: mm) と定義し、該第二のレンズ群の焦点距離を f_2 (単位: mm) と定義した場合に、次の2つの条件式

$$-1 < m_{2t} < m_{2w} < -0.35$$

$$0.3 < d / f_2 < 0.6$$

を満たす構成としてもよい。

【0009】

また、本発明の一実施形態において、第一のレンズ群は、1枚の単レンズと1つの接合レンズを少なくとも有する構成としてもよい。

【0010】

また、本発明の一実施形態において、第一のレンズ群は、負レンズと接合レンズ、又は負のパワーを持つ接合レンズと物体側に凹面を向けたメニスカスレンズを少なくとも有する構成としてもよい。

【0014】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡用変倍光学系は、第一と第二のレンズ群との間に光軸上を該第二のレンズ群と一体に移動する絞りを有する構成としてもよい。

【0015】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡は、上記の内視鏡用変倍光学系が先端に搭載された機器である。

【0016】

本発明の一実施形態によれば、収差が良好に補正された内視鏡用変倍光学系及び該内視鏡用変倍光学系を搭載した内視鏡が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の一実施形態に係る電子スコープの外観を示す外観図である。

【図2】本発明の実施例1に係る内視鏡用変倍光学系の構成を示すレンズ配置図である。

【図3】本発明の実施例1に係る内視鏡用変倍光学系の各種収差図である。

【図4】本発明の実施例2に係る内視鏡用変倍光学系の構成を示すレンズ配置図である。

【図5】本発明の実施例2に係る内視鏡用変倍光学系の各種収差図である。

【図6】本発明の実施例3に係る内視鏡用変倍光学系の構成を示すレンズ配置図である。

【図7】本発明の実施例3に係る内視鏡用変倍光学系の各種収差図である。

【図 8】本発明の実施例 4 に係る内視鏡用変倍光学系の構成を示すレンズ配置図である。

【図 9】本発明の実施例 4 に係る内視鏡用変倍光学系の各種収差図である。

【図 10】本発明の実施例 5 に係る内視鏡用変倍光学系の構成を示すレンズ配置図である。

【図 11】本発明の実施例 5 に係る内視鏡用変倍光学系の各種収差図である。

【図 12】本発明の実施例 6 に係る内視鏡用変倍光学系の構成を示すレンズ配置図である。

【図 13】本発明の実施例 6 に係る内視鏡用変倍光学系の各種収差図である。

【図 14】本発明の実施例 7 に係る内視鏡用変倍光学系の構成を示すレンズ配置図である。

【図 15】本発明の実施例 7 に係る内視鏡用変倍光学系の各種収差図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、図面を参照して、本発明の一実施形態に係る内視鏡用変倍光学系、及び内視鏡用変倍光学系を有する電子スコープについて説明する。

【0019】

図 1 は、本発明の一実施形態に係る電子スコープ 1 の外観を示す外観図である。図 1 に示されるように、電子スコープ 1 は、可撓性を有するシース 11a によって外装された挿入部可撓管 11 を備えている。挿入部可撓管 11 の先端部分（湾曲部 14）は、挿入部可撓管 11 の基端に連結された手元操作部 13 からの遠隔操作（具体的には、湾曲操作ノブ 13a の回転操作）に応じて湾曲する。湾曲機構は、一般的な内視鏡に組み込まれている周知の機構であり、湾曲操作ノブ 13a の回転操作に連動した操作ワイヤの牽引によって湾曲部 14 を湾曲させる。湾曲部 14 の先端には、硬質性を有する樹脂製筐体によって外装された先端部 12 の基端が連結している。先端部 12 の方向が湾曲操作ノブ 13a の回転操作による湾曲動作に応じて変わることにより、電子スコープ 1 による撮影領域が移動する。

【0020】

先端部 12 の樹脂製筐体の内部には、内視鏡用変倍光学系 100（図 1 中斜線で示されたブロック）が組み込まれている。内視鏡用変倍光学系 100 は、撮影領域中の被写体の画像データを採取するため、被写体からの光を固体撮像素子（図示省略）の受光面上に結像させる。固体撮像素子としては、例えば、CCD（Charge Coupled Device）イメージセンサやCMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサが挙げられる。

【0021】

次に、本発明の実施例 1～7 に係る内視鏡用変倍光学系 100 について説明する。

【実施例 1】

【0022】

図 2（a）、図 2（b）は、本発明の実施例 1 に係る内視鏡用変倍光学系 100 及びその後段に配置された光学部品の配置を示す断面図である。図 2（a）は、変倍位置が広角端にあるときのレンズ配置を示す断面図である。図 2（b）は、変倍位置が望遠端にあるときのレンズ配置を示す断面図である。

【0023】

本実施例 1 に係る内視鏡用変倍光学系 100 は、図 2 に示されるように、物体（被写体）側から順に、第一のレンズ群 G1、絞り S、第二のレンズ群 G2、第三のレンズ群 G3 を有している。本実施例 1 に係る内視鏡用変倍光学系 100 は、第一のレンズ群 G1 の最も物体側のレンズ面から像面までの距離（すなわち、内視鏡用変倍光学系 100 の全長）を一定に保ちながら、固定レンズ群である第一のレンズ群 G1 及び第三のレンズ群 G3 に対して第二のレンズ群 G2 を光軸方向 AX に移動させることで、合焦状態を保持しつつ全系の焦点距離（第一のレンズ群 G1 から第三のレンズ群までの合成焦点距離）を変化させ、光学像を変倍させる構成となっている。各レンズ群 G1～G3 を構成する各光学レンズ

は、内視鏡用変倍光学系 100 の光軸 AX を中心として回転対称な形状を有している。第三のレンズ群 G3 の後段には、固体撮像素子用の色補正フィルタ F が配置されている。色補正フィルタ F は、固体撮像素子を保護するカバーガラス CG に接着されている。

【0024】

第一のレンズ群 G1 は、絞り S よりも物体側に配置された負のパワーを持つレンズ群である。第一のレンズ群 G1 は、物体側から順に、負レンズ L1、負レンズ L2 と正レンズ L3 とを接合した接合レンズ CL1 を少なくとも有している。「少なくとも有している」と記載したのは、本発明の技術的思想の範囲において、平行平板等の別の光学素子を追加配置する構成例もあり得るからである。第二のレンズ群 G2、第三のレンズ群 G3 の説明においても、同様の理由で「少なくとも有している」と表現している。

10

【0025】

言い換えると、第一のレンズ群 G1 は、1 枚の単レンズと 1 つの接合レンズを含む構成となっている。

【0026】

第一のレンズ群 G1 を 1 枚の単レンズと 1 つの接合レンズ（本実施例 1 では、1 枚の負レンズと正又は負のパワーを持つ 1 つの接合レンズ）を含む構成とすることにより、第一のレンズ群 G1 内での負のパワーを分散して正のパワーを持つことで群としてコマ収差及び色収差が良好に補正される。これにより、全系での収差の変動が抑えられ、広角端から望遠端に至るまでの各倍率で収差が良好に抑えられる。

【0027】

20

第二のレンズ群 G2 は、正のパワーを持つレンズ群である。第二のレンズ群 G2 は、物体側から順に、正レンズ L4、負レンズ L5 と正レンズ L6 とを接合した正のパワーを持つ接合レンズ CL2 を少なくとも有している。第二のレンズ群 G2 は、固体撮像素子の受光面上に結像される光学像を変倍するため、絞り S と一体に光軸 AX 方向に移動する。第二のレンズ群 G2 と絞り S とを一体に移動させることにより、望遠端にしたときの非点収差の発生が効果的に抑えられる。

【0028】

絞り S は、光軸 AX を中心とした所定の円形開口を有する板状部材、又は第二のレンズ群 G2 の絞り S に最も近いレンズ面（図 2 の構成例においては、正レンズ L4 の物体側の面 r7）であって光軸 AX を中心とした所定の円形領域以外にコーティングされた遮光膜である。絞り S の厚みは、内視鏡用変倍光学系 100 を構成する各光学レンズの厚みと比べて非常に薄く、内視鏡用変倍光学系 100 の光学性能を計算する上で無視しても差し支えない。そのため、本明細書においては、絞り S の厚みをゼロとみなして説明を進める。

30

【0029】

第三のレンズ群 G3 は、物体側から順に、物体側に凹面を向けたメニスカスレンズ L7、正レンズ L8 を少なくとも有している。物体側に凹面を向けたメニスカスレンズ L7 を第二のレンズ群 G2 の像側、すなわち、第三のレンズ群 G3 内に配置することにより、電子スコープ 1 を用いて体腔内を観察する際に求められる倍率を第三のレンズ群 G3 に大きく負担させることができる。そのため、第一のレンズ群 G1 及び第二のレンズ群 G2 を小型化させることができ、電子スコープ 1 の細径化設計に有利となる。加えて、メニスカスレンズ L7 よりも像側に正レンズ L8 を配置することにより、メニスカスレンズ L7 で大きく発生する軸上色収差及び倍率色収差を良好に補正することができる。これにより、広角端から望遠端に至るまでの各倍率で収差が良好に抑えられる。

40

【0030】

本実施例 1 に係る内視鏡用変倍光学系 100 は、望遠端での第二のレンズ群 G2 の倍率を m_{2t} と定義し、広角端での第二のレンズ群 G2 の倍率を m_{2w} と定義し、望遠端から広角端に又は広角端から望遠端に変化するために必要な第二のレンズ群 G2 の移動量を d （単位：mm）と定義し、第二のレンズ群 G2 の焦点距離を f_2 （単位：mm）と定義した場合に、次の 2 つの条件式（1）（2）

$$-1 < m_{2t} < m_{2w} < -0.35 \cdots (1)$$

50

$$0.3 < d / f_{2w} < 0.6 \cdots (2)$$

を満たす構成となっている。

【0031】

条件式(1)及び(2)が満たされることにより、内視鏡用変倍光学系100を精細なフォーカス調整に適した構成でありつつも小型化に設計することが可能となる。

【0032】

条件式(1)において倍率 m_{2w} が右辺の値以上となる場合、広角端での第二のレンズ群G2の倍率 m_{2w} が低いことから、変倍に必要な第二のレンズ群G2の移動量が大きくなり、内視鏡用変倍光学系100の全長が長くなる。この結果、全長の長い内視鏡用変倍光学系100を収容する必要上、硬質部分である電子スコープ1の先端部12の全長を長くしなければならない。また、条件式(1)において倍率 m_{2w} が右辺の値以上となる場合、望遠端での第二のレンズ群G2の倍率 m_{2t} が相対的に大きくなることから、第二のレンズ群G2を移動させたときの最良物体距離の変化が大きくなる。そのため、精細なフォーカス調整ができなくなる。

10

【0033】

体腔内を観察する際の電子スコープ1の使い勝手を考慮すると、最良物体距離は、広角端から望遠端に近付くほど短くなり、望遠端に到達したときに最も短くなるのが好ましい。しかし、条件式(1)において倍率 m_{2t} が左辺の値以下となる場合、最良物体距離が望遠端に到達する前に最も短くなってしまふ。そのため、体腔内を観察する際の電子スコープ1の使い勝手が悪くなる。

20

【0034】

条件式(2)において中辺の値が右辺の値以上となる場合、第二のレンズ群G2のパワーが強くなりすぎる又は移動量 d が大きくなりすぎることから、広角端と望遠端との変倍比が大きくなりすぎる。これにより、拡大観察時の(望遠端側での)実効Fナンバーが大きくなり、光量不足や解像度の低下が発生して、例えば被写界深度が狭くなったり観察し難くなったりする。

【0035】

条件式(2)において中辺の値が左辺の値以下となる場合、第二のレンズ群G2のパワーが弱くなりすぎる又は移動量 d が小さくなりすぎることから、第二のレンズ群G2の僅かな移動でフォーカス調整を行わなければならない。そのため、精度の高いフォーカス調整機構が必要となり、電子スコープ1を高コスト化させたり大型化させたりしてしまう。また、フォーカス調整の範囲が狭くなりすぎるため、体腔内を観察する際の電子スコープ1の使い勝手が悪くなる。

30

【0036】

また、本実施例1に係る内視鏡用変倍光学系100は、第二のレンズ群G2内の正レンズの焦点距離を f_{21} (単位:mm)と定義し、広角端での全系の焦点距離を f_w (単位:mm)と定義した場合に、次の条件式(3)

$$2 < f_{21} / f_w < 6 \cdots (3)$$

を満たす構成となっている。

【0037】

条件式(3)が満たされることにより、第二のレンズ群G2内の各レンズの偏芯感度(例えば光軸AXに対して配置面・形状面での偏芯が生じたときの収差の変化量)が低減される。

40

【0038】

条件式(3)において中辺の値が右辺の値以上となる場合、第二のレンズ群G2内の接合レンズのパワーが強くなりすぎて、接合レンズの偏芯感度が大きくなる。ここでは、特に、接合レンズの偏心により非点収差や倍率色収差が大きくなり発生する。また、変倍時における第二のレンズ群G2の移動量が大きくなるため、内視鏡用変倍光学系100の小型化設計に不利である。

【0039】

50

条件式(3)において中辺の値が左辺の値以下となる場合、第二のレンズ群G2内の正レンズのパワーが強くなりすぎて、正レンズの偏芯感度が大きくなる。ここでは、特に、正レンズの偏芯により非点収差が大きく発生する。また、望遠端に近いほど球面収差が大きく発生して、解像度が低下する。

【0040】

表1に、本実施例1に係る内視鏡用変倍光学系100（及びその後段に配置された光学部品）の具体的数値構成（設計値）を示す。表1中、左上欄に広角端での値（面データ）を示し、右上欄に望遠端での値（面データ）を示す。表1に示される面番号NOは、図2中、物体側から像側に並ぶ各面（絞りSを含む。）に順に付した番号である。表1において、R（単位：mm）は光学部材の各面の曲率半径を、D（単位：mm）は光軸AX上の光学部材厚又は光学部材間隔を、N(d)はd線（波長588nm）の屈折率を、 ν_d はd線のアッペ数を、それぞれ示す。

【0041】

また、表1に、本実施例1に係る内視鏡用変倍光学系100の仕様（各種データ）を示す。具体的には、実効Fナンバ、全系の焦点距離（単位：mm）、光学倍率、半画角（単位：degree）、BF（バックフォーカス）（単位：mm）、像高（単位：mm）、内視鏡用変倍光学系100の全長（単位：mm）を示す。表1中、左下欄に広角端での値（各種データ）を示し、右下欄に望遠端での値（各種データ）を示す。

【0042】

【表1】

実施例1

面データ（広角端）

NO	R	D	N(d)	ν_d
1	INFINITY	0.357	1.88300	40.8
2	1.188	0.509		
3	7.048	0.357	1.72916	54.7
4	0.785	0.357	1.84666	23.8
5	3.039	0.834 可変		
6絞り	INFINITY	0.072		
7	1.892	0.447	1.88300	40.8
8	28.548	0.271		
9	13.741	0.267	1.92286	18.9
10	1.075	0.536	1.81600	46.6
11	-1.424	0.557 可変		
12	-0.866	0.267	1.81600	46.6
13	-2.251	0.045		
14	-17.329	0.442	1.84666	23.8
15	-1.982	0.558		
16	INFINITY	0.745	1.51407	73.4
17	INFINITY	0.267	1.51000	64.0
18	INFINITY	-		

各種データ（広角端）

Fナンバー	8.0	焦点距離	1.00
倍率	-0.078		
半画角	67.7	BF	0.07
像高	1.00	レンズ全長	6.96

面データ（望遠端）

NO	R	D	N(d)	ν_d
1	INFINITY	0.357	1.88300	40.8
2	1.188	0.509		
3	7.048	0.357	1.72916	54.7
4	0.785	0.357	1.84666	23.8
5	3.039	0.390 可変		
6絞り	INFINITY	0.072		
7	1.892	0.447	1.88300	40.8
8	28.548	0.271		
9	13.741	0.267	1.92286	18.9
10	1.075	0.536	1.81600	46.6
11	-1.424	1.001 可変		
12	-0.866	0.267	1.81600	46.6
13	-2.251	0.045		
14	-17.329	0.442	1.84666	23.8
15	-1.982	0.558		
16	INFINITY	0.745	1.51407	73.4
17	INFINITY	0.267	1.51000	64.0
18	INFINITY	-		

各種データ（望遠端）

Fナンバー	9.0	焦点距離	1.24
倍率	-0.403		
半画角	44.8	BF	0.07
像高	1.00	レンズ全長	6.96

【0043】

図3(a)のグラフA~Dは、本実施例1に係る内視鏡用変倍光学系100において変倍位置が広角端にあるときの各種収差図である。図3(b)のグラフA~Dは、本実施例1に係る内視鏡用変倍光学系100において変倍位置が望遠端にあるときの各種収差図である。図3(a)、(b)のグラフAは、d線、g線（波長436nm）、C線（波長656nm）での球面収差及び軸上色収差を示す。図3(a)、(b)のグラフBは、d線、g線、C線での倍率色収差を示す。グラフA、B中、実線はd線での収差を、点線はg線での収差を、一点鎖線はC線での収差を、それぞれ示す。図3(a)、(b)のグラフCは、非点収差を示す。グラフC中、実線はサジタル成分を、点線はメリディオナル成分を、それぞれ示す。図3(a)、(b)のグラフDは、歪曲収差を示す。グラフA~Cの縦軸は像高を、横軸は収差量を、それぞれ示す。グラフDの縦軸は像高を、横軸は歪曲率を、それぞれ示す。なお、広角端と望遠端との中間域においては、図3(a)と図3(b)とが示す範囲内で各種収差が変化する。また、本実施例1の各表又は各図面についての

説明は、以降の各数値実施例で提示される各表又は各図面においても適用する。

【 0 0 4 4 】

本実施例 1 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、図 2 及び図 3 並びに表 1 から判るよう
に、小型でありながらも、広角端から望遠端に至るまでの各変倍位置で光学性能（特に、
非点収差、コマ収差、色収差の補正）が良好である。

【実施例 2】

【 0 0 4 5 】

図 4（a）、図 4（b）は、本発明の実施例 2 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 及びそ
の後段に配置された光学部品の配置を示す断面図である。図 4（a）は、変倍位置が広角
端にあるときのレンズ配置を示す断面図である。図 4（b）は、変倍位置が望遠端にある
ときのレンズ配置を示す断面図である。

10

【 0 0 4 6 】

図 4 に示されるように、本実施例 2 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、本実施例 1 に
係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 とレンズ構成が同一である。

【 0 0 4 7 】

図 5（a）のグラフ A～D は、本実施例 2 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 において変
倍位置が広角端にあるときの各種収差図である。図 5（b）のグラフ A～D は、本実施例
2 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 において変倍位置が望遠端にあるときの各種収差図で
ある。

【 0 0 4 8 】

20

表 2 は、本実施例 2 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 を含む各光学部品の具体的数値構
成及び仕様を示す。

【 0 0 4 9 】

【表 2】

実施例 2

面データ（広角端）

NO	R	D	N(d)	ν_d
1	INFINITY	0.348	1.88300	40.8
2	1.119	0.657		
3	INFINITY	0.348	1.72916	54.7
4	0.804	0.278	1.84666	23.8
5	9.450	0.830 可変		
6 絞	INFINITY	0.075		
7	1.433	0.435	1.88300	40.8
8	4.916	0.212		
9	INFINITY	0.261	1.92286	18.9
10	0.854	0.565	1.81600	46.6
11	-1.519	0.261 可変		
12	-0.871	0.261	1.81600	46.6
13	-1.875	0.044		
14	INFINITY	0.443	1.84666	23.8
15	-2.220	0.970		
16	INFINITY	0.870	1.51407	73.4
17	INFINITY	0.227	1.51000	63.0
18	INFINITY	-		

各種データ（広角端）

F ナンバー	7.0	焦点距離	0.99
倍率	-0.062		
半画角	71.4	B F	0.027
像高	1.00	レンズ全長	7.11

面データ（望遠端）

NO	R	D	N(d)	ν_d
1	INFINITY	0.348	1.88300	40.8
2	1.119	0.657		
3	INFINITY	0.348	1.72916	54.7
4	0.804	0.278	1.84666	23.8
5	9.450	0.280 可変		
6 絞	INFINITY	0.075		
7	1.433	0.435	1.88300	40.8
8	4.916	0.212		
9	INFINITY	0.261	1.92286	18.9
10	0.854	0.565	1.81600	46.6
11	-1.519	0.811 可変		
12	-0.871	0.261	1.81600	46.6
13	-1.875	0.044		
14	INFINITY	0.443	1.84666	23.8
15	-2.220	0.970		
16	INFINITY	0.870	1.51407	73.4
17	INFINITY	0.227	1.51000	63.0
18	INFINITY	-		

各種データ（望遠端）

F ナンバー	8.1	焦点距離	1.28
倍率	-0.408		
半画角	43.9	B F	0.027
像高	1.00	レンズ全長	7.11

30

40

【 0 0 5 0 】

本実施例 2 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、図 4 及び図 5 並びに表 2 から判るよう
に、小型でありながらも、広角端から望遠端に至るまでの各変倍位置で光学性能（特に、
非点収差、コマ収差、色収差の補正）が良好である。

【実施例 3】

【 0 0 5 1 】

図 6（a）、図 6（b）は、本発明の実施例 3 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 及びそ
の後段に配置された光学部品の配置を示す断面図である。図 6（a）は、変倍位置が広角
端にあるときのレンズ配置を示す断面図である。図 6（b）は、変倍位置が望遠端にある
ときのレンズ配置を示す断面図である。

50

【 0 0 5 2 】

図 6 に示されるように、本実施例 3 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、本実施例 1 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 とレンズ構成が同一である。

【 0 0 5 3 】

図 7 (a) のグラフ A ~ D は、本実施例 3 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 において変倍位置が広角端にあるときの各種収差図である。図 7 (b) のグラフ A ~ D は、本実施例 3 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 において変倍位置が望遠端にあるときの各種収差図である。

【 0 0 5 4 】

表 3 は、本実施例 3 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 を含む各光学部品の具体的数値構成及び仕様を示す。

【 0 0 5 5 】

【表 3】

実施例 3

面データ (広角端)

NO	R	D	N(d)	ν_d
1	INFINITY	0.440	1.88300	40.8
2	1.766	0.627		
3	-4.105	0.440	1.72916	54.7
4	4.637	0.660	1.92286	18.9
5	-5.327	0.935 可変		
6絞	INFINITY	0.088		
7	1.481	0.550	1.88300	40.8
8	1.956	0.275		
9	14.462	0.330	1.92286	18.9
10	1.040	0.660	1.88300	40.8
11	-2.112	0.381 可変		
12	-1.130	0.440	1.88300	40.8
13	-1.923	0.057		
14	2.667	0.660	1.84666	23.8
15	8.298	0.600		
16	INFINITY	1.320	1.51407	73.4
17	INFINITY	0.250	1.51000	63.0
18	INFINITY	-		

各種データ (広角端)

Fナンバー	7.0	焦点距離	1.32
倍率	-0.095		
半画角	72.3	B F	0.047
像高	1.27	レンズ全長	8.76

面データ (望遠端)

NO	R	D	N(d)	ν_d
1	INFINITY	0.440	1.88300	40.8
2	1.766	0.627		
3	-4.105	0.440	1.72916	54.7
4	4.637	0.660	1.92286	18.9
5	-5.327	0.055 可変		
6絞	INFINITY	0.088		
7	1.481	0.550	1.88300	40.8
8	1.956	0.275		
9	14.462	0.330	1.92286	18.9
10	1.040	0.660	1.88300	40.8
11	-2.112	1.261 可変		
12	-1.130	0.440	1.88300	40.8
13	-1.923	0.057		
14	2.667	0.660	1.84666	23.8
15	8.298	0.600		
16	INFINITY	1.320	1.51407	73.4
17	INFINITY	0.250	1.51000	63.0
18	INFINITY	-		

各種データ (望遠端)

Fナンバー	8.5	焦点距離	1.67
倍率	-0.572		
半画角	43.0	B F	0.047
像高	1.27	レンズ全長	8.76

【 0 0 5 6 】

本実施例 3 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、図 6 及び図 7 並びに表 3 から判るように、小型でありながらも、広角端から望遠端に至るまでの各変倍位置で光学性能 (特に、非点収差、コマ収差、色収差の補正) が良好である。

【実施例 4】

【 0 0 5 7 】

図 8 (a)、図 8 (b) は、本発明の実施例 4 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 及びその後段に配置された光学部品の配置を示す断面図である。図 8 (a) は、変倍位置が広角端にあるときのレンズ配置を示す断面図である。図 8 (b) は、変倍位置が望遠端にあるときのレンズ配置を示す断面図である。

【 0 0 5 8 】

図 8 に示されるように、本実施例 4 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、本実施例 1 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 とレンズ構成が同一である。

【 0 0 5 9 】

図 9 (a) のグラフ A ~ D は、本実施例 4 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 において変倍位置が広角端にあるときの各種収差図である。図 9 (b) のグラフ A ~ D は、本実施例 4 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 において変倍位置が望遠端にあるときの各種収差図である。

【 0 0 6 0 】

表 4 は、本実施例 4 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 を含む各光学部品の具体的数値構成及び仕様を示す。

【 0 0 6 1 】

【 表 4 】

実施例 4

面データ (広角端)

NO	R	D	N(d)	νd
1	INFINITY	0.484	1.88300	40.8
2	2.180	0.634		
3	-2.420	0.363	1.77250	49.6
4	-6.561	0.726	1.84666	23.8
5	-3.132	2.079 可変		
6絞	INFINITY	0.097		
7	2.319	0.726	1.88300	40.8
8	7.116	0.804		
9	16.804	0.363	1.84666	23.8
10	1.246	0.757	1.77250	49.6
11	-3.387	0.496 可変		
12	-1.384	0.484	1.81600	46.6
13	-1.964	0.061		
14	2.802	0.726	1.84666	23.8
15	4.195	0.852		
16	INFINITY	0.786	1.51407	73.4
17	INFINITY	0.363	1.51000	63.0
18	INFINITY	-		

面データ (望遠端)

NO	R	D	N(d)	νd
1	INFINITY	0.484	1.88300	40.8
2	2.180	0.634		
3	-2.420	0.363	1.77250	49.6
4	-6.561	0.726	1.84666	23.8
5	-3.132	1.362 可変		
6絞	INFINITY	0.097		
7	2.319	0.726	1.88300	40.8
8	7.116	0.804		
9	16.804	0.363	1.84666	23.8
10	1.246	0.757	1.77250	49.6
11	-3.387	1.213 可変		
12	-1.384	0.484	1.81600	46.6
13	-1.964	0.061		
14	2.802	0.726	1.84666	23.8
15	4.195	0.852		
16	INFINITY	0.786	1.51407	73.4
17	INFINITY	0.363	1.51000	63.0
18	INFINITY	-		

各種データ (広角端)

Fナンバー	6.1	焦点距離	1.43
倍率	-0.094	B F	0.074
半画角	71.3	レンズ全長	10.87
像高	42.83		

各種データ (望遠端)

Fナンバー	6.9	焦点距離	1.67
倍率	-0.414	B F	0.074
半画角	49.2	レンズ全長	10.88
像高	1.39		

【 0 0 6 2 】

本実施例 4 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、図 8 及び図 9 並びに表 4 から判るように、小型でありながらも、広角端から望遠端に至るまでの各変倍位置で光学性能（特に、非点収差、コマ収差、色収差の補正）が良好である。

【 実施例 5 】

【 0 0 6 3 】

図 1 0 (a)、図 1 0 (b) は、本発明の実施例 5 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 及びその後段に配置された光学部品の配置を示す断面図である。図 1 0 (a) は、変倍位置が広角端にあるときのレンズ配置を示す断面図である。図 1 0 (b) は、変倍位置が望遠端にあるときのレンズ配置を示す断面図である。

【 0 0 6 4 】

図 1 0 に示されるように、本実施例 5 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、本実施例 1 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 とレンズ構成が同一である。

【 0 0 6 5 】

図 1 1 (a) のグラフ A ~ D は、本実施例 5 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 において変倍位置が広角端にあるときの各種収差図である。図 1 1 (b) のグラフ A ~ D は、本実施例 5 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 において変倍位置が望遠端にあるときの各種収差図である。

【 0 0 6 6 】

表 5 は、本実施例 5 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 を含む各光学部品の具体的数値構成及び仕様を示す。

【 0 0 6 7 】

【表 5】

実施例 5

面データ (広角端)

NO	R	D	N(d)	νd
1	INFINITY	0.364	1.88300	40.8
2	1.584	0.552		
3	-2.222	0.273	1.77250	49.6
4	10.497	0.546	1.84666	23.8
5	-2.655	1.778 可変		
6絞	INFINITY	0.073		
7	1.256	0.546	1.88300	40.8
8	1.344	0.250		
9	2.564	0.273	1.92286	18.9
10	1.036	0.446	1.72916	54.7
11	-2.460	0.537 可変		
12	-1.018	0.364	1.81600	46.6
13	-1.438	0.187		
14	2.319	0.546	1.84666	23.8
15	4.873	0.444		
16	INFINITY	0.810	1.51407	73.4
17	INFINITY	0.346	1.51000	63.0
18	INFINITY	-		

各種データ (広角端)

Fナンバー	5.6	焦点距離	1.06
倍率	-0.096		
半画角	71.6	B F	0.065
像高	1.05	レンズ全長	8.40

面データ (望遠端)

NO	R	D	N(d)	νd
1	INFINITY	0.364	1.88300	40.8
2	1.584	0.552		
3	-2.222	0.273	1.77250	49.6
4	10.497	0.546	1.84666	23.8
5	-2.655	0.868 可変		
6絞	INFINITY	0.073		
7	1.256	0.546	1.88300	40.8
8	1.344	0.250		
9	2.564	0.273	1.92286	18.9
10	1.036	0.446	1.72916	54.7
11	-2.460	1.447 可変		
12	-1.018	0.364	1.81600	46.6
13	-1.438	0.187		
14	2.319	0.546	1.84666	23.8
15	4.873	0.444		
16	INFINITY	0.810	1.51407	73.4
17	INFINITY	0.346	1.51000	63.0
18	INFINITY	-		

各種データ (望遠端)

Fナンバー	7.0	焦点距離	1.44
倍率	-0.539		
半画角	40.6	B F	0.065
像高	1.05	レンズ全長	8.40

【0068】

本実施例 5 に係る内視鏡用変倍光学系 100 は、図 10 及び図 11 並びに表 5 から判るように、小型でありながらも、広角端から望遠端に至るまでの各変倍位置で光学性能（特に、非点収差、コマ収差、色収差の補正）が良好である。

【実施例 6】

【0069】

図 12 (a)、図 12 (b) は、本発明の実施例 6 に係る内視鏡用変倍光学系 100 及びその後段に配置された光学部品の配置を示す断面図である。図 12 (a) は、変倍位置が広角端にあるときのレンズ配置を示す断面図である。図 12 (b) は、変倍位置が望遠端にあるときのレンズ配置を示す断面図である。

【0070】

図 12 に示されるように、本実施例 6 に係る内視鏡用変倍光学系 100 は、第二のレンズ群 G2 以外は、本実施例 1 に係る内視鏡用変倍光学系 100 とレンズ構成が同一である。

【0071】

本実施例 6 に係る第二のレンズ群 G2 は、正のパワーを持つレンズ群である。第二のレンズ群 G2 は、物体側から順に、正レンズ L4、正レンズ L4'、負レンズ L5 と正レンズ L6 とを接合した正のパワーを持つ接合レンズ CL2 を少なくとも有している。接合レンズ CL2 は、物体側から順に負レンズ、正レンズが並ぶものであっても、物体側から順に正レンズ、負レンズが並ぶものであってもよい。

【0072】

内視鏡用変倍光学系 100 の小型化には、移動レンズ群である第二のレンズ群 G2 に強いパワーを持たせる必要がある。しかし、第二のレンズ群 G2 のパワーを単純に強くしただけでは光学性能が劣化する（ここでは、特に、非点収差について偏芯感度が増大する）虞がある。そこで、第二のレンズ群 G2 を 2 枚の正レンズと接合レンズを含む構成として、パワーの負担を 2 枚の正レンズに分担させることにより、第二のレンズ群 G2 に強い正のパワーを持たせつつ、第二のレンズ群 G2 内における偏芯感度を低減させることができる。また、第二のレンズ群 G2 内で接合レンズを最も像側に配置することで、軸外光線が光軸 AX から離れた位置を通るため、倍率色収差の低減に有利である。

【0073】

なお、第二のレンズ群 G2 内の正レンズの枚数は単純に多ければ多いほど良いというわけではない。例えば、第二のレンズ群 G2 内の正レンズの枚数を 3 枚以上に増やしたとし

10

20

30

40

50

ても、正レンズが2枚の構成と比べて偏芯感度を低減させる効果が大きく得られるわけではない。正レンズの枚数を3枚以上に増やした場合、部品点数の増加によってコストが増加したり内視鏡用変倍光学系100の全長が長くなったりするなど、却ってデメリットが大きい。

【0074】

また、本実施例6に係る内視鏡用変倍光学系100は、第二のレンズ群G2が有する2枚の正レンズの焦点距離が互いに異なっており、2枚の正レンズの合成焦点距離を f_c （単位：mm）と定義し、2枚の正レンズの焦点距離のうち長い方の焦点距離を f_p （単位：mm）と定義した場合に、次の条件式（4）

$$0.3 < f_c / f_p \cdots (4)$$

を満たす構成となっている。

【0075】

条件式（4）において右辺の値が左辺の値以下となる場合、パワーの負担を2枚の正レンズに適切に分担させられていない（2枚の正レンズのうち一方のパワーが強すぎる）ため、第二のレンズ群G2内における偏芯感度の低減の効果が低い。

【0076】

図13（a）のグラフA～Dは、本実施例6に係る内視鏡用変倍光学系100において変倍位置が広角端にあるときの各種収差図である。図13（b）のグラフA～Dは、本実施例6に係る内視鏡用変倍光学系100において変倍位置が望遠端にあるときの各種収差図である。

【0077】

表6は、本実施例6に係る内視鏡用変倍光学系100を含む各光学部品の具体的数値構成及び仕様を示す。

【0078】

【表6】

実施例6

面データ（広角端）

NO	R	D	N(d)	ν_d
1	INFINITY	0.380	1.88300	40.8
2	1.954	0.456		
3	-2.088	0.285	1.77250	49.6
4	-13.434	0.570	1.84666	23.8
5	-2.523	1.278	可変	
6絞	INFINITY	0.076		
7	2.348	0.570	1.88300	40.8
8	4.849	0.076		
9	-3.303	0.475	1.88300	40.8
10	-1.415	0.235		
11	-5.113	0.285	1.84666	23.8
12	1.197	0.539	1.77250	49.6
13	-3.003	0.285	可変	
14	-1.173	0.380	1.81600	46.6
15	-1.566	0.048		
16	2.477	0.570	1.84666	23.8
17	4.201	0.500		
18	INFINITY	0.840	1.51407	73.4
19	INFINITY	0.283	1.51000	63.0
20	INFINITY	-		

各種データ（広角端）

Fナンバー	6.8	焦点距離	1.12
倍率	-0.080		
半画角	77.1	B F	0.065
像高	1.12	レンズ全長	8.20

面データ（望遠端）

NO	R	D	N(d)	ν_d
1	INFINITY	0.380	1.88300	40.8
2	1.954	0.456		
3	-2.088	0.285	1.77250	49.6
4	-13.434	0.570	1.84666	23.8
5	-2.523	0.323	可変	
6絞	INFINITY	0.076		
7	2.348	0.570	1.88300	40.8
8	4.849	0.076		
9	-3.303	0.475	1.88300	40.8
10	-1.415	0.235		
11	-5.113	0.285	1.84666	23.8
12	1.197	0.539	1.77250	49.6
13	-3.003	1.240	可変	
14	-1.173	0.380	1.81600	46.6
15	-1.566	0.048		
16	2.477	0.570	1.84666	23.8
17	4.201	0.500		
18	INFINITY	0.840	1.51407	73.4
19	INFINITY	0.283	1.51000	63.0
20	INFINITY	-		

各種データ（望遠端）

Fナンバー	8.3	焦点距離	1.49
倍率	-0.550		
半画角	42.1	B F	0.065
像高	1.12	レンズ全長	8.20

【0079】

本実施例6に係る内視鏡用変倍光学系100は、図12及び図13並びに表6から判るように、小型でありながらも、広角端から望遠端に至るまでの各変倍位置で光学性能（特に、非点収差、コマ収差、色収差の補正）が良好である。

【実施例7】

【0080】

図14（a）、図14（b）は、本発明の実施例7に係る内視鏡用変倍光学系100及

びその後段に配置された光学部品の配置を示す断面図である。図 14 (a) は、変倍位置が広角端にあるときのレンズ配置を示す断面図である。図 14 (b) は、変倍位置が望遠端にあるときのレンズ配置を示す断面図である。

【0081】

図 14 に示されるように、本実施例 7 に係る内視鏡用変倍光学系 100 は、第一のレンズ群 G1 以外は、本実施例 6 に係る内視鏡用変倍光学系 100 とレンズ構成が同一である。

【0082】

本実施例 7 に係る第一のレンズ群 G1 は、絞り S よりも物体側に配置された負のパワーを持つレンズ群である。本実施例 7 に係る第一のレンズ群 G1 は、物体側から順に、負レンズ L1' と正レンズ L2' とを接合した負のパワーを持つ接合レンズ CL1'、物体側に凹面を向けたメニスカスレンズ L3' を少なくとも有している。

【0083】

第一のレンズ群 G1 を 1 枚の単レンズと 1 つの接合レンズ（本実施例 7 では、負のパワーを持つ 1 つの接合レンズと 1 枚のメニスカスレンズ）を含む構成とすることにより、第一のレンズ群 G1 内での負のパワーを分散して正のパワーを持つことで群としてコマ収差及び色収差が良好に補正される。これにより、全系での収差の変動が抑えられ、広角端から望遠端に至るまでの各倍率で収差が良好に抑えられる。

【0084】

図 15 (a) のグラフ A ~ D は、本実施例 7 に係る内視鏡用変倍光学系 100 において変倍位置が広角端にあるときの各種収差図である。図 15 (b) のグラフ A ~ D は、本実施例 7 に係る内視鏡用変倍光学系 100 において変倍位置が望遠端にあるときの各種収差図である。

【0085】

表 7 は、本実施例 7 に係る内視鏡用変倍光学系 100 を含む各光学部品の具体的数値構成及び仕様を示す。

【0086】

【表 7】

実施例 7

面データ (広角端)

NO	R	D	N(d)	νd
1	INFINITY	0.473	1.88300	40.8
2	1.170	0.442	1.84666	23.8
3	2.165	0.490		
4	-2.128	0.709	1.84666	23.8
5	-2.381	1.074 可変		
6絞	INFINITY	0.094		
7	3.849	0.709	1.88300	40.8
8	-5.045	0.059		
9	-1.485	0.591	1.88300	40.8
10	-1.416	0.236		
11	-36.933	0.355	1.84666	23.8
12	1.278	0.675	1.77250	49.6
13	-4.247	0.355 可変		
14	-1.415	0.473	1.81600	46.6
15	-2.275	0.059		
16	4.140	0.709	1.84666	23.8
17	21.595	0.620		
18	INFINITY	1.182	1.51407	73.4
19	INFINITY	0.355	1.51000	63.0
20	INFINITY	-		

各種データ (広角端)

F ナンバー	8.0	焦点距離	1.39
倍率	-0.124		
半画角	76.2	B F	0.052
像高	1.40	レンズ全長	9.71

面データ (望遠端)

NO	R	D	N(d)	νd
1	INFINITY	0.473	1.88300	40.8
2	1.170	0.442	1.84666	23.8
3	2.165	0.490		
4	-2.128	0.709	1.84666	23.8
5	-2.381	0.120 可変		
6絞	INFINITY	0.094		
7	3.849	0.709	1.88300	40.8
8	-5.045	0.059		
9	-1.485	0.591	1.88300	40.8
10	-1.416	0.236		
11	-36.933	0.355	1.84666	23.8
12	1.278	0.675	1.77250	49.6
13	-4.247	1.309 可変		
14	-1.415	0.473	1.81600	46.6
15	-2.275	0.059		
16	4.140	0.709	1.84666	23.8
17	21.595	0.620		
18	INFINITY	1.182	1.51407	73.4
19	INFINITY	0.355	1.51000	63.0
20	INFINITY	-		

各種データ (望遠端)

F ナンバー	9.4	焦点距離	1.79
倍率	-0.575		
半画角	42.9	B F	0.052
像高	1.40	レンズ全長	9.71

【0087】

本実施例 7 に係る内視鏡用変倍光学系 100 は、図 14 及び図 15 並びに表 7 から判るように、小型でありながらも、広角端から望遠端に至るまでの各変倍位置で光学性能（特に、非点収差、コマ収差、色収差の補正）が良好である。

【 0 0 8 8 】

(条件式の検証)

表 8 は、本実施例 1 ～ 7 の各実施例において、条件式 (1) ～ (4) の各条件式を適用したときに算出される値の一覧表である。

【 0 0 8 9 】

【表 8】

条件式	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
(1) m_{2w}	-0.641	-0.607	-0.493	-0.535	-0.526	-0.467	-0.52
(1) m_{2t}	-0.975	-0.984	-0.941	-0.904	-0.982	-0.954	-0.988
(2)	0.33	0.38	0.45	0.37	0.46	0.49	0.47
(3)	2.3	2.2	3.4	2.6	5.3	—	—
(4)	—	—	—	—	—	0.41	0.33

10

【 0 0 9 0 】

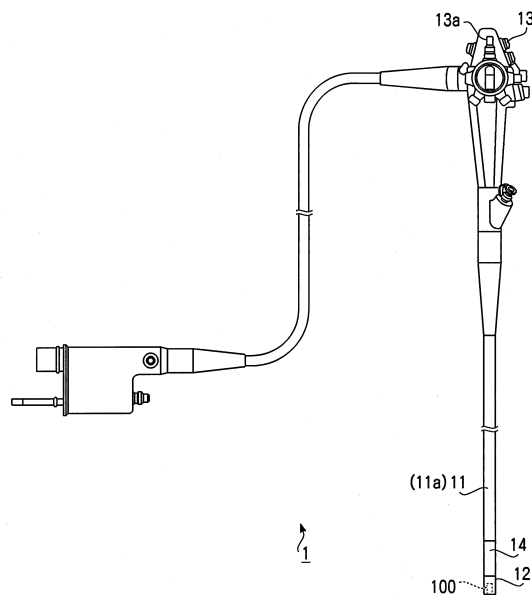
本実施例 1 ～ 5 の各実施例に係る内視鏡用変倍光学系 100 は、表 8 に示されるように、条件式 (1) ～ (3) を満たす。また、本実施例 6、7 の各実施例に係る内視鏡用変倍光学系 100 は、表 8 に示されるように、条件式 (1)、(2)、(4) を満たす。本実施例 1 ～ 7 の各実施例では、各条件式を満たすことによる効果が奏される。

【 0 0 9 1 】

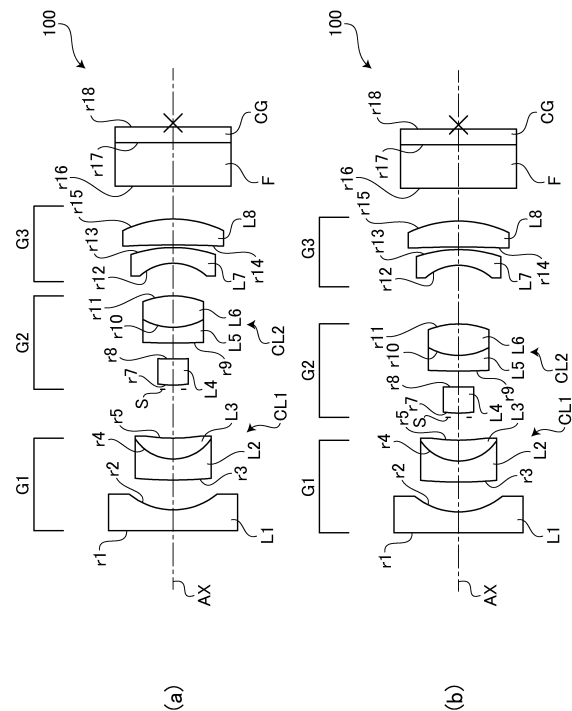
以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明した内容に限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本願の実施形態に含まれる。

20

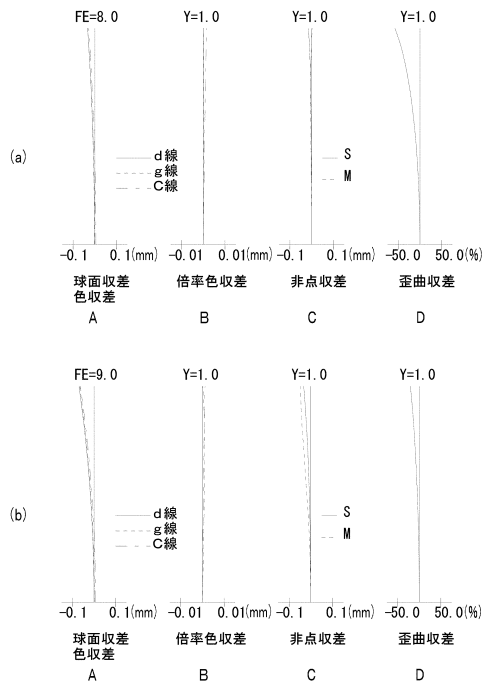
【図 1】



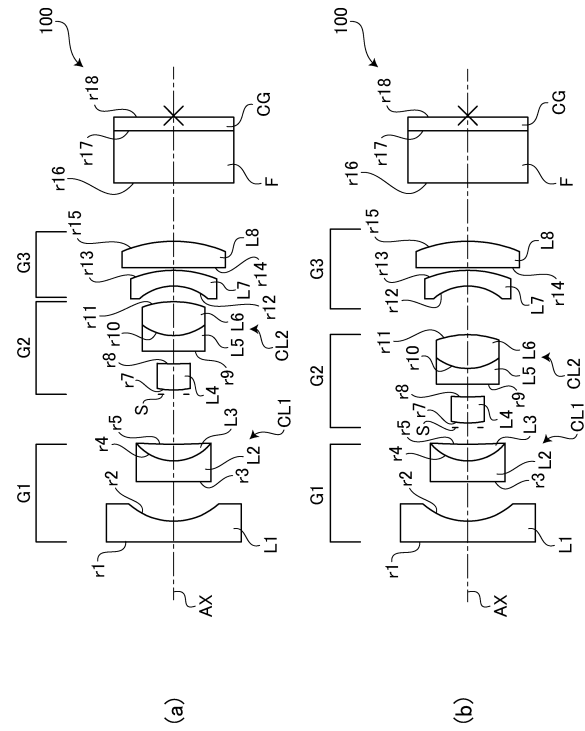
【図 2】



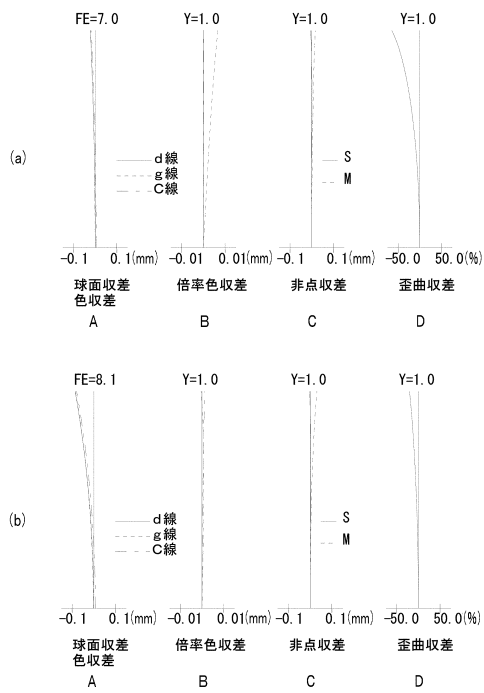
【図 3】



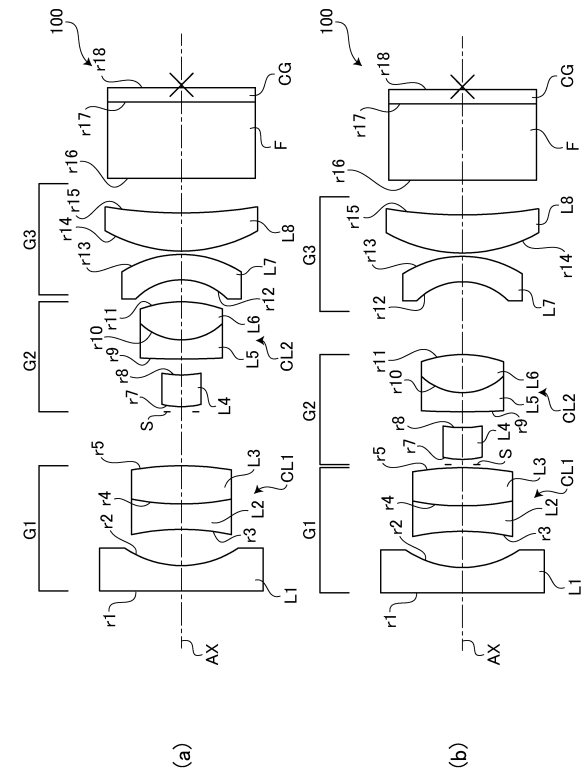
【図 4】



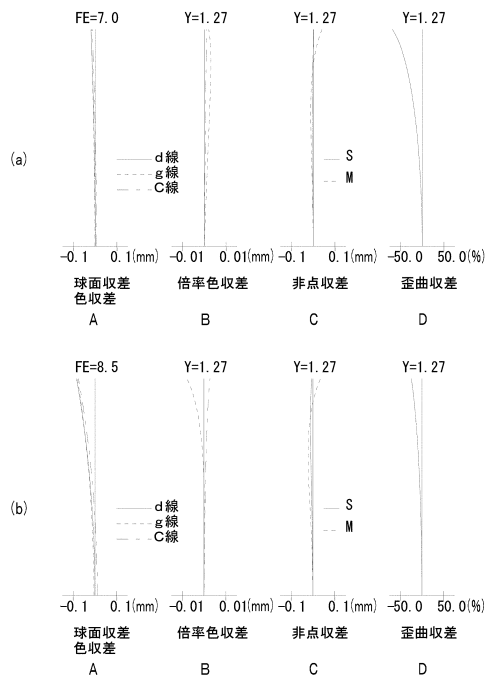
【図 5】



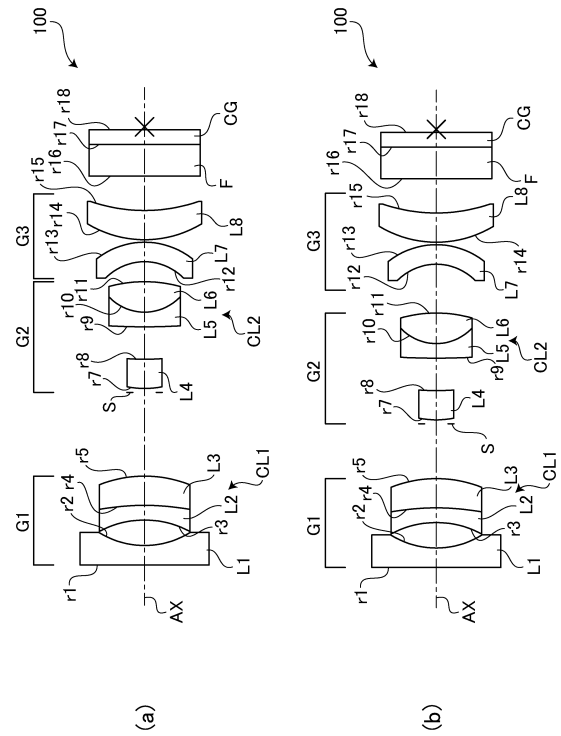
【図 6】



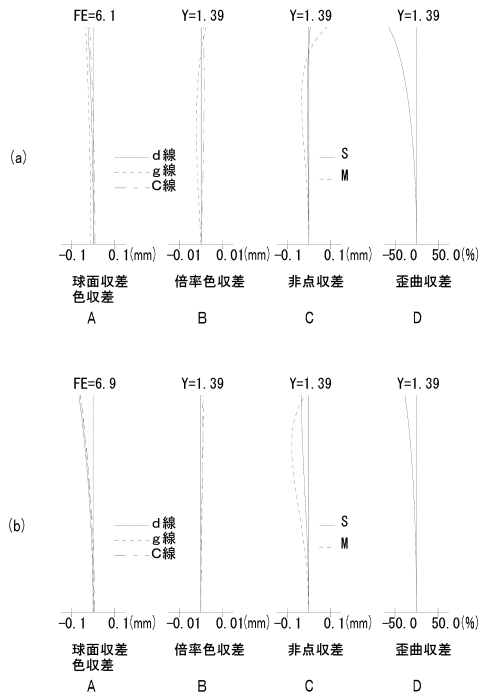
【図 7】



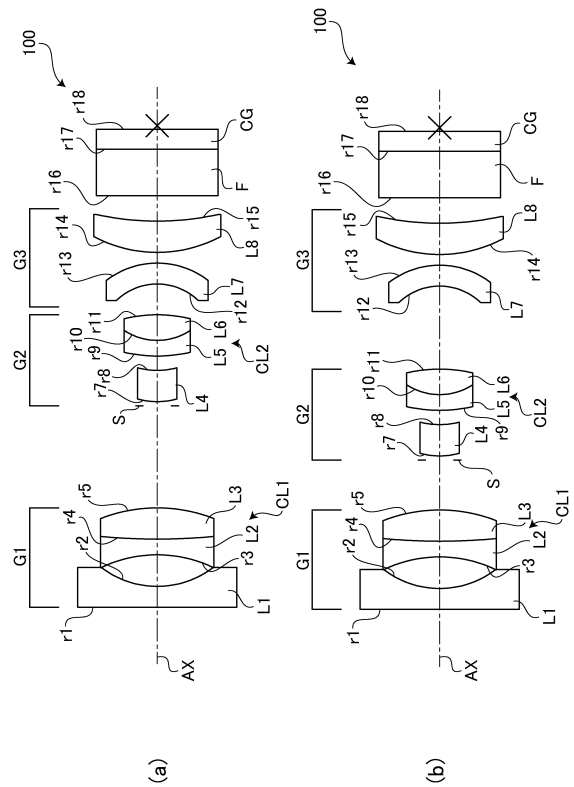
【図 8】



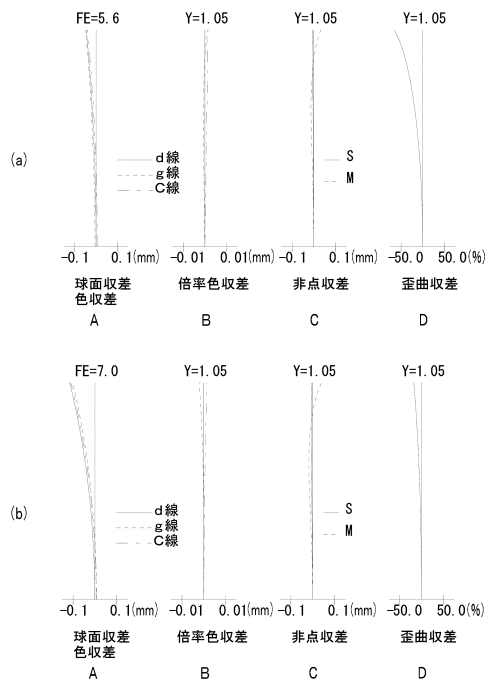
【図 9】



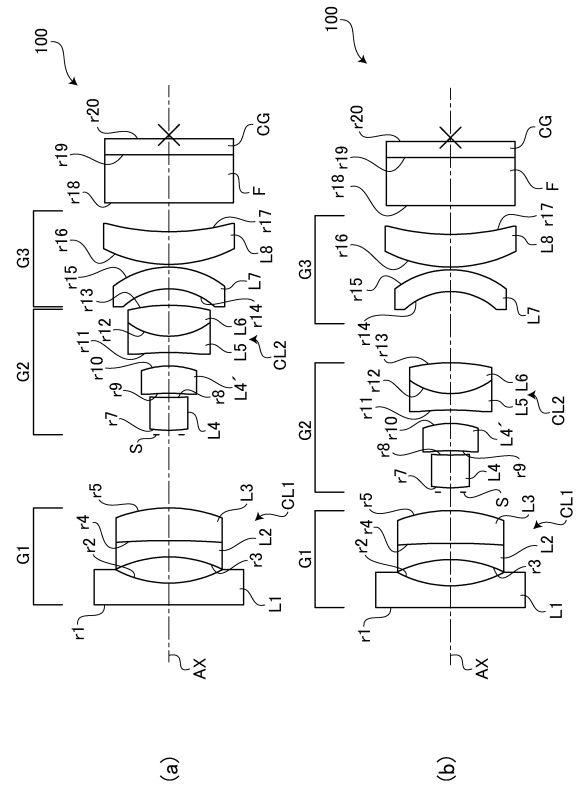
【図 10】



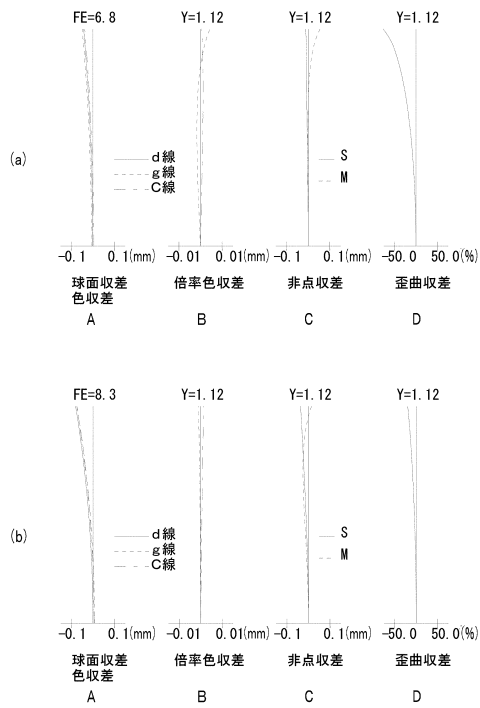
【図 1 1】



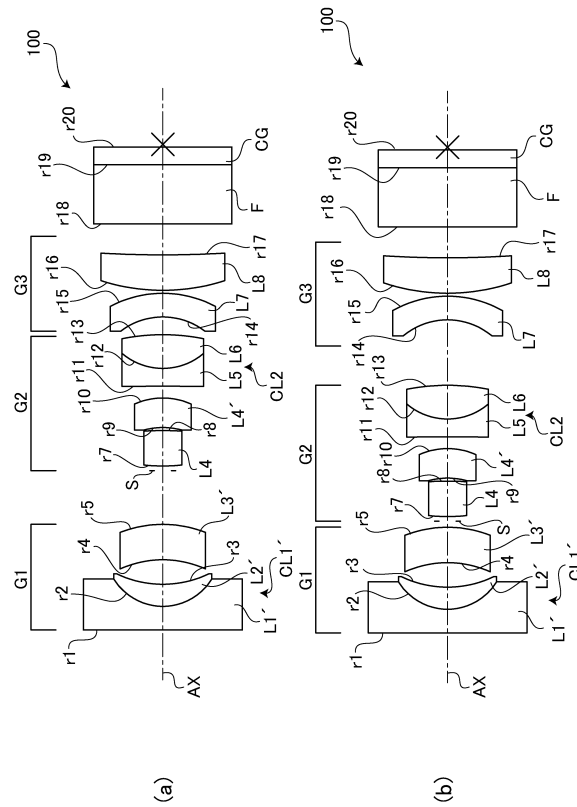
【図 1 2】



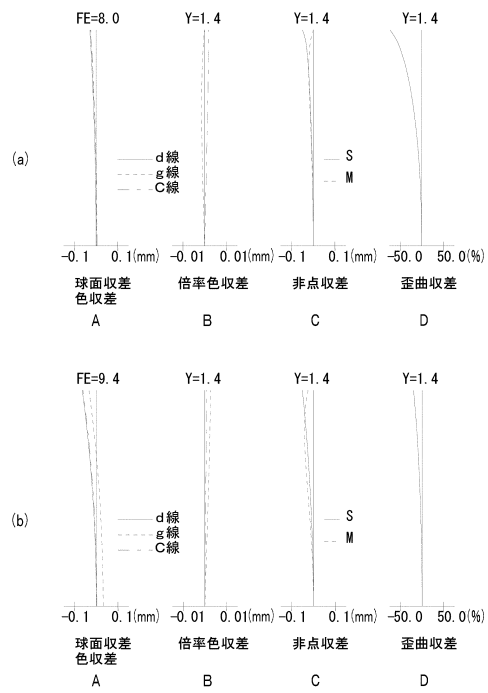
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 15】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2012 - 047909 (JP, A)
国際公開第 2014 / 129089 (WO, A1)
国際公開第 2015 / 025843 (WO, A1)
特開 2004 - 334070 (JP, A)
特開 2005 - 189284 (JP, A)
特開平 02 - 136811 (JP, A)
特開 2005 - 189638 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 0 2 B	9 / 0 0	-	1 7 / 0 8
G 0 2 B	2 1 / 0 2	-	2 1 / 0 4
G 0 2 B	2 5 / 0 0	-	2 5 / 0 4

专利名称(译)	内窥镜的变倍光学系统及内窥镜		
公开(公告)号	JP6674450B2	公开(公告)日	2020-04-01
申请号	JP2017515249	申请日	2016-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	藤井宏明		
发明人	藤井 宏明		
IPC分类号	G02B15/15 G02B13/04 G02B23/26 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00188 G02B15/15 G02B23/2438 A61B1/00 G02B13/02 G02B13/18 G02B15/14 G02B15/167 G02B23/24 G02B23/2415 G02B23/243		
FI分类号	G02B15/15 G02B13/04.D G02B23/26.C A61B1/00.735		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
审查员(译)	正人Tonooka		
优先权	2015176174 2015-09-07 JP		
其他公开文献	JPWO2017043352A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜放大光学系统从物体侧开始依次包括具有正光焦度的第一透镜组，具有正光焦度的第二透镜组和至少包括具有面向物侧的凹面的弯月形透镜的第三透镜组。内窥镜放大光学系统被配置为通过使至少第二透镜组相对于作为固定透镜组的第一透镜组在光轴方向上移动至少一距离而放大光学图像。保持最靠近第一透镜组的物体的像面的像面保持恒定。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6674450号 (P6674450)	
(45) 発行日 令和2年4月1日 (2020. 4. 1)		(24) 登録日 令和2年3月10日 (2020. 3. 10)			
(51) Int. Cl.		F I			
G 0 2 B 15/15 (2006.01)		G 0 2 B 15/15			
G 0 2 B 13/04 (2006.01)		G 0 2 B 13/04		D	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)		G 0 2 B 23/26		C	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)		A 6 1 B 1/00		7 3 5	
請求項の数 6 (全 19 頁)					
(21) 出願番号 特願2017-515249 (P2017-515249)		(73) 特許権者 000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇番 1 号			
(86) (22) 出願日 平成28年8月29日 (2016. 8. 28)		(74) 代理人 100078880 弁理士 松岡 修平			
(86) 国際出願番号 PCT/JP2016/075158		(74) 代理人 100183760 弁理士 山鹿 宗貴			
(87) 国際公開番号 W02017/043352		(72) 発明者 藤井 宏明 東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇番 1 号 H O Y A 株式会社内			
(87) 国際公開日 平成29年3月16日 (2017. 3. 16)		審査官 殿岡 雅仁			
(87) 審査請求日 平成31年4月11日 (2019. 4. 11)					
(31) 優先権主張番号 特願2015-176174 (P2015-176174)					
(32) 優先日 平成27年9月7日 (2015. 9. 7)					
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)					
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 内視鏡用家帰光学系、及び内視鏡					

(54) 【発明の名称】 内視鏡用変倍光学系、及び内視鏡