

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6636128号
(P6636128)

(45) 発行日 令和2年1月29日(2020.1.29)

(24) 登録日 令和1年12月27日(2019.12.27)

(51) Int.Cl.

F I

G O 2 B 15/16 (2006.01)

G O 2 B 15/16

G O 2 B 23/26 (2006.01)

G O 2 B 23/26 C

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 7 3 1

A 6 1 B 1/00 7 3 5

請求項の数 10 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2018-501691 (P2018-501691)
 (86) (22) 出願日 平成29年2月21日 (2017.2.21)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2017/006296
 (87) 国際公開番号 W02017/146021
 (87) 国際公開日 平成29年8月31日 (2017.8.31)
 審査請求日 平成30年7月27日 (2018.7.27)
 (31) 優先権主張番号 PCT/JP2016/055251
 (32) 優先日 平成28年2月23日 (2016.2.23)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 日本国 (JP)

前置審査

(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10番1号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (74) 代理人 100183760
 弁理士 山鹿 宗貴
 (72) 発明者 藤井 宏明
 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H
 O Y A 株式会社内
 (72) 発明者 那須 幸子
 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H
 O Y A 株式会社内

審査官 下村 一石

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用変倍光学系、内視鏡及び内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

物体から順に、負のパワーを持つレンズと正のパワーを持つレンズを少なくとも有し且つ全体として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、物体側に凸面を向けた、正のパワーを持つ単枚のメニスカスレンズからな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、

前記第三のレンズ群の焦点距離を f_3 (単位: mm) と定義し、広角端での前記第一から該第三のレンズ群の合成焦点距離を f_w (単位: mm) と定義した場合に、次の条件式

$$4 < f_3 / f_w < 11$$

を満たし、かつ

$$6 < f_3 / f_w < 10$$

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} と定義した場合に、次の条件式

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

10

20

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、
負のパワーを持つ 2 つのレンズ、正のパワーを持つレンズからなる、
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】

前記第二のレンズ群の焦点距離を f_2 (単位: mm) と定義し、前記第三のレンズ群の
焦点距離を f_3 (単位: mm) と定義した場合に、次の条件式
 $0.2 < f_2 / f_3 < 0.7$

10

を満たす、
請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の内視鏡用変倍光学系。

【請求項 5】

次の条件式
 $0.2 < f_2 / f_3 < 0.4$

を満たす、
請求項 4 に記載の内視鏡用変倍光学系。

【請求項 6】

前記第一のレンズ群の焦点距離を f_1 (単位: mm) と定義し、前記第三のレンズ群の
焦点距離を f_3 (単位: mm) と定義した場合に、次の条件式
 $0.7 < |f_3 / f_1| < 3.5$

20

を満たす、
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。

【請求項 7】

次の条件式
 $1.2 < |f_3 / f_1| < 3.2$

を満たす、
請求項 6 に記載の内視鏡用変倍光学系。

【請求項 8】

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 7 の何れか一項に記載の内視鏡用変倍光学系。

30

【請求項 9】

請求項 1 から請求項 8 の何れか一項に記載の内視鏡用変倍光学系が先端に組み込まれた
、
内視鏡。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の内視鏡と、
前記内視鏡に照射光を供給する光源装置と、
前記内視鏡より出力される画像信号を処理する画像処理装置と、
を備える、

40

内視鏡システム。

【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、内視鏡及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【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

50

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。

【 0 0 0 3 】

例えば特許第 3 8 4 5 3 3 1 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 】

10

【 0 0 0 4 】

近年、電子スコープ等の電子機器に搭載される固体撮像素子は、小型化の要請に応えるべく短い射出瞳距離に適した構成となっている。一方、特許文献 1 に記載の内視鏡用変倍光学系は、第三のレンズ群から射出された光線が第四のレンズ群（メニスカスレンズ）の物体側面（凹面）の光線高さが比較的低い位置に入射され、像側面（凸面）の光線高さが比較的高い位置で強い正のパワーで屈折されることから、射出瞳距離が長くなっている。そのため、特許文献 1 に記載の内視鏡用変倍光学系と短い射出瞳距離に適した構成の固体撮像素子とを組み合わせると、固体撮像素子の周辺画素に角度の浅い光線（テレセントリックに近い状態の光線）が入射されるため、周辺画素において被写体からの光が効率良く取り込まれないという問題が指摘される。

20

【 0 0 0 5 】

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、短射出瞳距離向けの固体撮像素子に適した内視鏡用変倍光学系、該内視鏡用変倍光学系を備える内視鏡及び該内視鏡を備える内視鏡システムを提供することである。

【 0 0 0 6 】

本発明の一実施形態に係る内視鏡用変倍光学系は、物体から順に、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、物体側に凸面を向けたメニスカスレンズを持つ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。

30

【 0 0 0 7 】

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} と定義した場合に、次の条件式

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

を満たす構成としてもよい。

【 0 0 0 8 】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡用変倍光学系は、第三のレンズ群の焦点距離を f_3 （単位：mm）と定義し、広角端での第一から該第三のレンズ群の合成焦点距離を f_w （単位：mm）と定義した場合に、次の条件式

40

$$4 < f_3 / f_w < 11$$

を満たす構成としてもよい。

【 0 0 0 9 】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡用変倍光学系は、

次の条件式

$$6 < f_3 / f_w < 10$$

を満たす構成としてもよい。

【 0 0 1 0 】

また、本発明の一実施形態において、第一のレンズ群は、例えば、負のパワーを持つ 2

50

つのレンズ、正のパワーを持つレンズからなる。

【0011】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡用変倍光学系は、第二のレンズ群の焦点距離を f_2 (単位: mm) と定義し、第三のレンズ群の焦点距離を f_3 (単位: mm) と定義した場合に、次の条件式

$$0.2 < f_2 / f_3 < 0.7$$

を満たす構成としてもよい。

【0012】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡用変倍光学系は、次の条件式

$$0.2 < f_2 / f_3 < 0.4$$

を満たす構成としてもよい。

【0013】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡用変倍光学系は、第一のレンズ群の焦点距離を f_1 (単位: mm) と定義し、第三のレンズ群の焦点距離を f_3 (単位: mm) と定義した場合に、次の条件式

$$0.7 < |f_3 / f_1| < 3.5$$

を満たす構成としてもよい。

【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、次の条件式

$$1.2 < |f_3 / f_1| < 3.2$$

を満たす構成としてもよい。

【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。

【0016】

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組み込まれた機器である。

【0017】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡システムは、上記の内視鏡と、上記の内視鏡に照射光を供給する光源装置と、上記の内視鏡より出力される画像信号を処理する画像処理装置とを備える。

【0018】

本発明の一実施形態によれば、短射出瞳距離向けの固体撮像素子に適した内視鏡用変倍光学系、該内視鏡用変倍光学系を備える内視鏡及び該内視鏡を備える内視鏡システムが提供される。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【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

10

20

30

40

50

。

【図 1 3】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 1 4】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 1 5】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】

【0020】

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、該内視鏡用変倍光学系が組み込まれた電子スコープ及び該電子スコープを備える内視鏡システムについて説明する。

10

【0021】

図 1 は、本発明の一実施形態に係る内視鏡システム S Y S の外観を示す外観図である。図 1 に示されるように、内視鏡システム S Y S は、電子スコープ 1 及びプロセッサ 2 を備えている。

【0022】

電子スコープ 1 は、可撓性を有するシース 1 1 a によって外装された挿入部可撓管 1 1 を備えている。挿入部可撓管 1 1 の先端部分（湾曲部 1 4 ）は、挿入部可撓管 1 1 の基端に連結された手元操作部 1 3 からの遠隔操作（具体的には、湾曲操作ノブ 1 3 a 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 1 3 a 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 1 4 を湾曲させる。湾曲部 1 4 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 1 2 の基端が連結している。先端部 1 2 の方向が湾曲操作ノブ 1 3 a 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。

20

【0023】

先端部 1 2 の樹脂製筐体の内部には、内視鏡用変倍光学系 1 0 0 （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 1 0 0 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、C C D （Charge Coupled Device）イメージセンサや C M O S （Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサが挙げられる。

30

【0024】

手元操作部 1 3 からはユニバーサルケーブル 1 5 が延びており、その基端にコネクタ部 1 6 が接続されている。コネクタ部 1 6 は、プロセッサ 2 のフロントパネル面に設けられたコネクタ部と電気的かつ光学的に接続される。

【0025】

プロセッサ 2 は、光源装置 2 1 及び画像処理装置 2 2 を内蔵している。光源装置 2 1 には、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等の高輝度ランプ又は L E D （Light Emitting Diode）や L D （Laser Diode）等の半導体発光素子が組み込まれている。光源装置 2 1 から照射された照射光は、電子スコープ 1 の L C B （Light Carrying Bundle）内を伝播し（すなわち、照射光は電子スコープ 1 に供給され）、先端部 1 2 内に配置された L C B の射出端面より射出され、先端部 1 2 の先端面に配置された配光レンズを介して体腔内の生体組織に照射される。照射光により照射された被写体からの戻り光は、内視鏡用変倍光学系 1 0 0 を介して固体撮像素子の受光面上で光学像を結ぶ。

40

【0026】

固体撮像素子は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積し、画像信号として出力する。固体撮像素子より出力された画像信号は、コネクタ部 1 6 内に備えられているドライバ回路を介して画像処理装置 2 2 に出力される。画像処理装置 2 2 は、入力される画像信号に対してデモザイク処理、マトリックス演算、Y / C 分離等の所定の信号処理を施した後、表示画像データを生成し、生成された表示画像データを所定

50

のビデオフォーマット信号に変換する。変換されたビデオフォーマット信号は、モニタ等の表示装置（不図示）に出力される。これにより、体腔内の画像が表示装置の表示画面に表示される。

【0027】

本実施形態では、プロセッサ2内に光源装置21及び画像処理装置22が備えられているが、別の実施形態では、光源装置21と画像処理装置22とが別体の装置として構成されてもよい。

【0028】

図2は、本発明の実施例1（詳しくは後述）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）、図2（b）は、それぞれ、変倍位置が広角端、望遠端にあるときのレンズ配置を示す断面図である。次においては、図2を援用して、本発明の一実施形態に係る内視鏡用変倍光学系100について詳細な説明を行う。

10

【0029】

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、負のパワーを持つ第一のレンズ群G1、絞りS、正のパワーを持つ第二のレンズ群G2、第三のレンズ群G3を有している。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（物体距離に拘わらず常に）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。内視鏡用変倍光学系100は、広角端の画角が120°以上（半画角が60°以上）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。

20

【0030】

手元操作部13には、変倍機構を操作するためのズームボタンが設けられている。ズームボタンを操作したときの操作信号は、コネクタ部16内に収容された基板に実装されている駆動制御回路に入力される。駆動制御回路は、操作信号に従って手元操作部13内に配置されたモータを駆動する。モータの駆動は、モータに連結されたギア及び手元操作部13から先端部12に亘って延在するトルクワイヤを介して、先端部12内に配置されたギアに伝達される。先端部12内に配置されたギアの回転に連動してカムが動き、カムと連結されたカム環が光軸方向AXに移動する。カム環内には、第二のレンズ群G2が収容されている。すなわち、ユーザによるズームボタンの操作に応じて第二のレンズ群G2が光軸方向AXに移動する。第二のレンズ群G2が光軸方向AXに移動することにより、合焦状態が保持されつつ全系の焦点距離が変化し、光学像が変倍する。

30

【0031】

すなわち、電子スコープ1は、駆動制御回路と、駆動制御回路より出力される制御信号に従って駆動するモータと、モータの駆動力を第二のレンズ群G2に伝達する伝達機構（モータに連結されたギア、トルクワイヤ、先端部12内のギア、カム、カム環）を備えており、駆動力が第二のレンズ群G2に伝達されることにより、第二のレンズ群G2が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に対して光軸方向AXに移動する構成となっている。

40

【0032】

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。図2の例では、第一のレンズ群G1は、2枚の負レンズと1枚の正レンズを含む構成となっている。具体的には、第一のレンズ群G1は、物体側から順に、負のパワーを持つレンズL1、負のパワーを持つレンズL2、正のパワーを持つレンズL3を少なくとも

50

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。このように、第一のレンズ群G1を、群内での負のパワーを分散し且つ正のパワーを持つ構成としたことにより、群としてコマ収差及び色収差の発生が良好に抑えられる。これにより、全系での収差変動が抑えられて、広角端から望遠端に亘って良好な収差性能が維持される。

【0033】

なお、図2(a)の例では、第一のレンズ群G1は全体として3枚構成となっているが、別の例では2枚構成もあり得る(例えば後述の実施例6、7)。また、レンズL2とレンズL3は、接合レンズとして構成されてもよい(例えば後述の実施例5)。

10

【0034】

第二のレンズ群G2は、絞りSの直後に配置された正のパワーを持つレンズ群である。図2の例では、第二のレンズ群G2は、物体側から順に、レンズL4、L5、接合レンズCL1を少なくとも有している。接合レンズCL1は、色収差の変化を抑えるため、正負2枚のレンズ(レンズL6、L7)を接合したものである。図2の例では、接合レンズCL1は、負レンズ(レンズL5)が物体側に配置され、正レンズ(レンズL6)が像側に配置されているが、別の実施形態では、正レンズが物体側に配置され、負レンズが像側に配置されてもよい。

【0035】

20

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。なお、図2(a)の例では、第二のレンズ群G2は全体として4枚構成となっているが、別の例では3枚構成もあり得る(例えば後述の実施例3)。また、第二のレンズ群G2は、2つの接合レンズで構成されてもよい(例えば後述の実施例4)。

【0036】

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、レンズL4の物体側面r8)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

【0037】

第三のレンズ群G3は、物体側に凸面を向けた正のパワーを持つメニスカスレンズ(レンズL8)を少なくとも有している。例示的には、第三のレンズ群G3は、単枚構成(物体側に凸面を向けた正のパワーを持つメニスカスレンズのみを有する構成)である。第三のレンズ群G3においてレンズ同士の偏芯が発生すると、収差(特に非点収差)が増大する虞がある。第三のレンズ群G3を単枚構成とした場合、この種の収差の発生が避けられるというメリットがある。

40

【0038】

また、第三のレンズ群G3は、物体側から順に、正レンズ、負レンズが配置された構成であってもよい。この正レンズは、物体側に凸面を向けた正のパワーを持つ単枚構成のメニスカスレンズの凸面(物体側面)と同等のパワーを持つ。また、この負レンズは、物体側に凸面を向けた正のパワーを持つ単枚構成のメニスカスレンズの凹面(像側面)と同等のパワーを持つ。すなわち、正レンズ、負レンズの二枚でレンズL8と同等のパワーを持つ。

【0039】

また、第三のレンズ群G3は、物体側に凸面を向けた正のパワーを持つメニスカスレンズ、負のパワーを持つレンズからなる構成(二枚でレンズL8と同等のパワーを持つ構成

50

）であってもよい。

【 0 0 4 0 】

このように、物体側に凸面を向けた正のパワーを持つメニスカスレンズ（レンズ L 8）を第二のレンズ群 G 2 の像側に配置することにより、全系の焦点距離への影響を抑えつつ像面湾曲（非点収差）を低減させることができる。また、このように配置されたこのレンズ L 8 を、小型化のために負のパワーが強められた設計の第一のレンズ群 G 1 と組み合わせることで、ペッツバル和がゼロに近づく。

【 0 0 4 1 】

また、一般に、正のパワーを持つ可動レンズ群を望遠端側に移動させると、メリディオナル像面がサジタル像面よりもアンダーとなって、非点収差が発生する。しかし、図 2 の例では、物体側に凸面を向けた正のパワーを持つメニスカスレンズ（レンズ L 8）を可動レンズ群（第二のレンズ群 G 2）の像側に配置することにより、第二のレンズ群 G 2 を望遠端側に移動させたときにレンズ 8 を通過する周辺光線が非点収差の補正に寄与する。

【 0 0 4 2 】

例えば、可動レンズ群の像側に最終レンズとして物体側に凹面を向けたメニスカスレンズを配置する構成を考える。この構成では、可動レンズから射出された光線が凹面（メニスカスレンズの物体側面）の光線高さが比較的低い位置に入射され、凸面（メニスカスレンズの像側面）の光線高さが比較的高い位置で強い正のパワーで屈折される。そのため、メリディオナル像面がアンダーとなると共に射出瞳距離が長くなり、固体撮像素子の周辺画素に角度の浅い光線（テレセントリックに近い状態の光線）が入射される。固体撮像素子が短射出瞳距離向けである場合、周辺画素において被写体からの光が効率良く取り込まれない。

【 0 0 4 3 】

これに対し、図 2 の例では、内視鏡用変倍光学系 1 0 0 の最終レンズ面（レンズ L 8 の像側面）を凹面とすることにより、最終レンズ面を凸面とした場合と比べて、固体撮像素子の周辺画素への光線の入射角度を大きくすることができる。そのため、固体撮像素子が短射出瞳距離向けである場合、周辺画素において被写体からの光が効率良く取り込まれる。また、内視鏡用変倍光学系 1 0 0 と固体撮像素子間の短射出瞳距離化が好適に達成されるため、電子スコープ 1 の先端部 1 2 の全長を短くすることができる。

【 0 0 4 4 】

また、図 2 の例では、第三のレンズ群 G 3 として物体側に凸面を向けたメニスカスレンズ（レンズ L 8）を配置することにより、第二のレンズ群 G 2 から射出された光線がレンズ L 8 の凸面の光線高さが比較的高い位置に入射される。そのため、第一のレンズ群 G 1 及び第二のレンズ群 G 2 において光線を大きく屈折させる必要がなく、第一のレンズ群 G 1 及び第二のレンズ群 G 2 のパワーが抑えられる。言い換えると、第一のレンズ群 G 1 及び第二のレンズ群 G 2 の誤差感度が低くなり、歩留まりの向上に寄与する。

【 0 0 4 5 】

内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、望遠端での第二のレンズ群 G 2 の倍率を m_{2t} と定義し、広角端での第二のレンズ群 G 2 の倍率を m_{2w} と定義した場合に、次の条件式（1）
 $-1 < m_{2t} < m_{2w} < -0.35 \cdots (1)$
 を満たす構成となっている。

【 0 0 4 6 】

条件式（1）が満たされることにより、内視鏡用変倍光学系 1 0 0 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。

【 0 0 4 7 】

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 G 2 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 G 2 の移動量が大きくなり、内視鏡用変倍光学系 1 0 0 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 1 0 0 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 1 2 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

10

20

30

40

50

合、望遠端での第二のレンズ群 G 2 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 G 2 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。

【0048】

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。

【0049】

内視鏡用変倍光学系 100 は、第三のレンズ群 G 3 の焦点距離を f_3 (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 (2)

$$4 < f_3 / f_w < 11 \cdots (2)$$

を満たす構成となっている。

【0050】

条件式 (2) が満たされることにより、諸収差 (主に、非点収差、色収差、コマ収差及び像面湾曲) が良好に補正されると共にシェーディングの発生が抑えられる。

【0051】

条件式 (2) において中辺の値が右辺の値以上となる場合、第三のレンズ群 G 3 のパワーが弱くなりすぎることから、非点収差を良好に補正することが難しい。また、条件式 (2) において中辺の値が右辺の値以上となる場合、第三のレンズ群 G 3 が過度に大きいメニスカス形状を持つことにより、色収差及びコマ収差が増加してしまう。

【0052】

条件式 (2) において中辺の値が左辺の値以下となる場合、第三のレンズ群 G 3 のパワーが強くなりすぎたり、第三のレンズ群 G 3 の凸面の曲率に対し凹面の曲率が小さくなりすぎたりすることにより、ペッツパール和が増加して像面湾曲が大きく発生する。また、条件式 (2) において中辺の値が左辺の値以下となる場合、固体撮像素子間への光の入射角度が小さくなりすぎることにより、シェーディングが発生して撮影画像が劣化する。

【0053】

内視鏡用変倍光学系 100 は、更に、次の条件式 (3)

$$6 < f_3 / f_w < 10 \cdots (3)$$

を満たす構成としてもよい。これにより、諸収差 (主に、非点収差、色収差、コマ収差及び像面湾曲) がより一層良好に補正されると共にシェーディングの発生がより一層抑えられる。

【0054】

内視鏡用変倍光学系 100 は、第二のレンズ群 G 2 の焦点距離を f_2 (単位: mm) と定義した場合に、次の条件式 (4)

$$0.2 < f_2 / f_3 < 0.7 \cdots (4)$$

を満たす構成となっている。

【0055】

条件式 (4) 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。

【0056】

条件式 (4) 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 G 2 の負のパワーが相対的に弱くなりすぎることから、第二のレンズ群 G 2 の移動量が大きくなるので、内視鏡用変倍光学系 100 の小型化に不利となる。また、条件式 (4) において中辺の値が右辺の値以上となる場合、第三のレンズ群 G 3 による光学像の縮小効果が強くなりすぎる。第三のレンズ群 G 3 による光学像の縮小効果を相対的に弱めるため、第一のレンズ群 G 1 及び第二のレンズ群 G 2 の径を大きくしなければならない。

【 0 0 5 7 】

条件式 (4) 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 G 2 の負のパワーが相対的に強くなり、第二のレンズ群 G 2 の移動量が小さくなる。そのため、第二のレンズ群 G 2 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、条件式 (4) において中辺の値が左辺の値以下となる場合、変倍位置が広角端、望遠端にあるときの固体撮像素子への光の入射角の変化が大きくなる。そのため、固体撮像素子のシェーディング特性に適合するのが難しくなる。

【 0 0 5 8 】

内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、更に、次の条件式 (5)

$$0.2 < f_2 / f_3 < 0.4 \cdots (5)$$

を満たす構成としてもよい。これにより、内視鏡用変倍光学系 1 0 0 が精細なフォーカス調整により一層適した構成でありつつもより一層小型化に設計可能となる。

【 0 0 5 9 】

内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、第一のレンズ群 G 1 の焦点距離を f_1 (単位 : mm) と定義した場合に、次の条件式 (6)

$$0.7 < |f_3 / f_1| < 3.5 \cdots (6)$$

を満たす構成となっている。

【 0 0 6 0 】

条件式 (6) が満たされることにより、諸収差 (主に、非点収差及び像面湾曲) が良好に補正される構成でありつつも小型化に設計することが可能となる。

【 0 0 6 1 】

条件式 (6) において中辺の値が右辺の値以上となる場合、第一のレンズ群 G 1 のパワーが強くなりすぎてしまうため、ペッツバール和が負に増加して、第三のレンズ群 G 3 で補正できないほど非点収差及び像面湾曲が大きく発生する。

【 0 0 6 2 】

条件式 (6) において中辺の値が左辺の値以下となる場合、第一のレンズ群 G 1 のパワーが弱くなりすぎてしまうため、第一のレンズ群 G 1 の径を大きくしなければならない。また、条件式 (6) において中辺の値が左辺の値以下となる場合、第三のレンズ群 G 3 のパワーが強くなりすぎることから、コマ収差の発生が増加すると共に、変倍位置が広角端、望遠端にあるときの固体撮像素子への光の入射角の変化が大きくなる。そのため、固体撮像素子のシェーディング特性に適合するのが難しくなる。

【 0 0 6 3 】

内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、更に、次の条件式 (7)

$$1.2 < |f_3 / f_1| < 3.2 \cdots (7)$$

を満たす構成としてもよい。これにより、諸収差 (主に、非点収差及び像面湾曲) がより一層良好に補正される構成でありつつもより一層小型化に設計することが可能となる。

【 0 0 6 4 】

内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、例えば 0.3 メガピクセル以上の固体撮像素子に好適である。また、内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、例えば 1.0 メガピクセル以上の固体撮像素子により好適である。また、内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、例えば 1.0 メガピクセル ~ 2.0 メガピクセルの固体撮像素子により一層好適である。

【 0 0 6 5 】

次に、これまで説明した内視鏡用変倍光学系 1 0 0 の具体的数値実施例を 7 例説明する。各数値実施例 1 ~ 7 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、図 1 に示される電子スコープ 1 の先端部 1 2 に配置されている。

【 実施例 1 】

【 0 0 6 6 】

上述したように、本発明の実施例 1 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 の構成は、図 2 に示される通りである。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 7 】

本実施例 1 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) の具体的数値構成 (設計値) は、表 1 に示される。表 1 の上欄 (面データ) に示される面番号 NO は、絞り S に対応する面番号 7 を除き、図 2 中の面符号 r_n (n は自然数) に対応する。表 1 の上欄において、 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 A X 上の光学部材厚又は光学部材間隔を、 $N(d)$ は d 線 (波長 5 8 8 nm) の屈折率を、 ν_d は d 線のアッペ数を、それぞれ示す。

【 0 0 6 8 】

表 1 の下欄 (各種データ) は、本実施例 1 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 の仕様 (実効 F ナンバー、全系の焦点距離 (単位 : mm) 、光学倍率、半画角 (単位 : degree) 、像高 (単位 : mm) 、群間隔 D_6 (単位 : mm) 、群間隔 D_{14} (単位 : mm)) を広角端、望遠端のそれぞれについて示す。群間隔 D_6 は、第一のレンズ群 G_1 と第二のレンズ群 G_2 との群間隔である。群間隔 D_{14} は、第二のレンズ群 G_2 と第三のレンズ群 G_3 との群間隔である。群間隔 D_6 、群間隔 D_{14} は、変倍位置に応じて変わる。

【 0 0 6 9 】

【 表 1 】

実施例 1

面データ

NO	R	D	N(d)	ν_d
1	INFINITY	0.460	1.88300	40.8
2	1.812	0.801		
3	-1.681	0.805	1.80611	40.7
4	-2.106	0.058		
5	1.850	0.378	1.74950	35.3
6	2.299	D_6		
7 絞	INFINITY	0.092		
8	2.231	0.345	1.80400	46.6
9	6.668	0.058		
10	1.840	0.396	1.88300	40.8
11	1.365	0.416		
12	-10.619	0.345	1.84666	23.8
13	2.083	0.671	1.72916	54.7
14	-1.834	D_{14}		
15	5.032	0.460	1.72916	54.7
16	16.258	0.779		
17	INFINITY	1.000	1.51407	73.4
18	INFINITY	0.250	1.51000	63.0
19	INFINITY	-		

各種データ

	広角	望遠
F ナンバー	9.0	11.2
焦点距離	1.29	1.77
倍率	-0.090	-0.542
半画角	70.7	40.6
像高	1.32	1.32
D_6	1.658	0.218
D_{14}	0.765	2.205

【 0 0 7 0 】

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 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 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 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。図 3 (a) 、 (b) のグラフ A は、 d 線、 g 線 (波長 4 3 6 nm) 、 C 線 (波長 6 5 6 nm) 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、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。

【0071】

本実施例1に係る内視鏡用変倍光学系100は、広角端、望遠端の何れにおいても諸収差が良好に補正されつつ(図3参照)、第三のレンズ群G3として物体側に凸面を向けたメニスカスレンズが配置されることにより(図2及び表1参照)、短射出瞳距離向けの固体撮像素子に適した構成となっている。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。すなわち、本実施例1に係る内視鏡用変倍光学系100は、広角端から望遠端までの各変倍位置で光学性能が良好である。

10

【実施例2】

【0072】

図4(a)、(b)は、本実施例2に係る内視鏡用変倍光学系100を含む各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。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。

【0073】

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。

20

【0074】

表2は、本実施例2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。本実施例2に係る内視鏡用変倍光学系100は、図4及び図5並びに表2から判るように、広角端から望遠端までの各変倍位置で光学性能が良好であると共に短射出瞳距離向けの固体撮像素子に適した構成となっている。

【0075】

【表 2】

実施例 2

面データ

NO	R	D	N(d)	νd
1	INFINITY	0.350	1.88300	40.8
2	1.372	0.619		
3	-1.251	0.613	1.80611	40.7
4	-1.565	0.044		
5	1.328	0.321	1.74950	35.3
6	1.571	D 6		
7絞	INFINITY	0.070		
8	2.643	0.263	1.95906	17.5
9	2.469	0.044		
10	1.220	0.404	1.88300	40.8
11	1.202	0.302		
12	24.692	0.263	1.84666	23.8
13	1.338	0.547	1.77250	49.6
14	-1.535	D14		
15	3.810	0.350	1.72916	54.7
16	9.976	0.470		
17	INFINITY	0.876	1.51407	73.4
18	INFINITY	0.263	1.51000	63.0
19	INFINITY	-		

各種データ

	広角	望遠
Fナンバー	8.1	10.0
焦点距離	1.00	1.39
倍率	-0.091	-0.553
半画角	70.1	40.0
像高	1.00	1.00
D 6	1.221	0.070
D14	0.929	2.080

【実施例 3】

【0076】

図 6 (a)、(b) 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。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。

【0077】

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。

【0078】

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。なお、表 3 では、第二のレンズ群 G 2 と第三のレンズ群 G 3 との群間隔を符号「D 1 2」で示す。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、広角端から望遠端までの各変倍位置で光学性能が良好であると共に短射出瞳距離向けの固体撮像素子に適した構成となっている。

【0079】

【表 3】

実施例 3

面データ

NO	R	D	N(d)	νd
1	INFINITY	0.452	1.88300	40.8
2	2.426	0.663		
3	-1.781	0.791	1.84666	23.8
4	-2.907	0.113		
5	-5.413	0.678	1.77250	49.6
6	-2.647	D 6		
7絞	INFINITY	0.091		
8	1.734	0.849	1.95906	17.5
9	1.599	0.186		
10	-5.791	0.339	1.92286	18.9
11	2.680	0.551	1.77250	49.6
12	-1.717	D12		
13	3.390	0.565	1.72916	54.7
14	15.844	0.795		
15	INFINITY	0.800	1.51407	73.4
16	INFINITY	0.400	1.51000	63.0
17	INFINITY	-		

10

各種データ

	広角	望遠
Fナンバー	6.8	8.9
焦点距離	1.31	1.85
倍率	-0.116	-0.567
半画角	71.2	41.5
像高	1.30	1.30
D 6	1.813	0.080
D12	1.017	2.750

20

【実施例 4】

【0080】

図 8 (a)、(b) は、本実施例 4 に係る内視鏡用変倍光学系 100 を含む各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。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。

30

【0081】

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 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 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 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。

【0082】

表 4 は、本実施例 4 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。なお、表 4 では、第二のレンズ群 G2 と第三のレンズ群 G3 との群間隔を符号「D13」で示す。本実施例 4 に係る内視鏡用変倍光学系 100 は、図 8 及び図 9 並びに表 4 から判るように、広角端から望遠端までの各変倍位置で光学性能が良好であると共に短射出瞳距離向けの固体撮像素子に適した構成となっている。

40

【0083】

【表 4】

実施例 4

面データ

NO	R	D	N(d)	νd
1	INFINITY	0.356	1.88300	40.8
2	1.300	0.600		
3	-1.311	0.552	1.84666	23.8
4	-1.597	0.089		
5	1.315	0.379	1.77250	49.6
6	1.585	D 6		
7絞	INFINITY	0.082		
8	2.670	0.267	1.88300	40.8
9	1.871	0.623	1.84666	23.8
10	2.907	0.096		
11	-12.488	0.267	1.84666	23.8
12	1.288	0.531	1.77250	49.6
13	-1.322	D13		
14	4.647	0.445	1.72916	54.7
15	14.634	0.429		
16	INFINITY	1.000	1.51407	73.4
17	INFINITY	0.200	1.51000	63.0
18	INFINITY	-		

10

各種データ

	広角	望遠
Fナンバー	6.1	7.4
焦点距離	1.00	1.34
倍率	-0.091	-0.531
半画角	67.9	41.1
像高	1.00	1.00
D 6	1.161	0.120
D13	1.047	2.088

20

【実施例 5】

【0084】

図10(a)、(b)は、本実施例5に係る内視鏡用変倍光学系100を含む各光学部品の配置を示す断面図である。図10(a)は、変倍位置が広角端にあるときのレンズ配置を示す。図10(b)は、変倍位置が望遠端にあるときのレンズ配置を示す。

【0085】

図11(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11(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。

30

【0086】

表5は、本実施例5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。なお、表5では、第一のレンズ群G1と第二のレンズ群G2との群間隔を符号「D5」で示し、第二のレンズ群G2と第三のレンズ群G3との群間隔を符号「D13」で示す。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、広角端から望遠端までの各変倍位置で光学性能が良好であると共に短射出瞳距離向けの固体撮像素子に適した構成となっている。

【0087】

40

【表 5】

実施例 5

面データ

NO	R	D	N(d)	νd
1	INFINITY	0.440	1.88300	40.8
2	3.125	0.592		
3	-2.063	1.476	1.88300	40.8
4	-3.400	0.330	1.77250	49.6
5	-2.596	D 5		
6絞	INFINITY	0.088		
7	1.497	0.660	1.88300	40.8
8	1.420	0.411		
9	-3.050	0.415	1.80400	46.6
10	-1.740	0.296		
11	-9.171	0.554	1.77250	49.6
12	-1.659	0.330	1.95906	17.5
13	-3.495	D13		
14	2.549	0.496	1.72916	54.7
15	3.822	1.149		
16	INFINITY	0.700	1.51407	73.4
17	INFINITY	0.250	1.51000	63.0
18	INFINITY	-		

各種データ

	広角	望遠
Fナンバー	5.8	7.1
焦点距離	1.37	1.75
倍率	-0.133	-0.565
半画角	74.4	43.8
像高	1.28	1.28
D 5	1.583	0.115
D13	0.330	1.798

【実施例 6】

【0088】

図 12 (a)、(b) 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。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。

【0089】

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。

【0090】

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。なお、表 6 では、第一のレンズ群 G 1 と第二のレンズ群 G 2 との群間隔を符号「D 4」で示し、第二のレンズ群 G 2 と第三のレンズ群 G 3 との群間隔を符号「D 12」で示す。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、広角端から望遠端までの各変倍位置で光学性能が良好であると共に短射出瞳距離向けの固体撮像素子に適した構成となっている。

【0091】

10

20

30

40

【表 6】

実施例 6

面データ

NO	R	D	N(d)	νd
1	INFINITY	0.340	1.88300	40.8
2	1.876	0.614		
3	-1.361	0.847	1.88300	40.8
4	-1.636	D 4		
5絞	INFINITY	0.111		
6	1.592	0.695	1.88300	40.8
7	1.465	0.315		
8	-4.358	0.434	1.80400	46.6
9	-1.471	0.131		
10	12.713	0.548	1.88300	40.8
11	-1.853	0.255	1.95906	17.5
12	-14.011	D12		
13	2.509	0.441	1.72916	54.7
14	4.185	0.618		
15	INFINITY	0.850	1.51407	73.4
16	INFINITY	0.255	1.51000	64.1
17	INFINITY	-		

10

各種データ

	広角	望遠
Fナンバー	8.2	9.7
焦点距離	1.00	1.28
倍率	-0.106	-0.460
半画角	75.9	46.4
像高	1.00	1.00
D 4	1.030	0.085
D12	0.116	1.062

20

【実施例 7】

【0092】

図14(a)、(b)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。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。

30

【0093】

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。

【0094】

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。なお、表7では、第一のレンズ群G1と第二のレンズ群G2との群間隔を符号「D4」で示し、第二のレンズ群G2と第三のレンズ群G3との群間隔を符号「D12」で示す。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、広角端から望遠端までの各変倍位置で光学性能が良好であると共に短射出瞳距離向けの固体撮像素子に適した構成となっている。

40

【0095】

【表 7】

実施例 7

面データ

NO	R	D	N(d)	ν_d
1	INFINITY	0.335	1.88300	40.8
2	1.819	0.637		
3	-1.257	0.838	1.88300	40.8
4	-1.589	D 4		
5絞	INFINITY	0.067		
6	1.427	0.670	1.88300	40.8
7	1.387	0.251		
8	-3.590	0.335	1.80400	46.6
9	-1.410	0.243		
10	-12.863	0.251	1.95906	17.5
11	3.069	0.503	1.77250	49.6
12	-3.069	D12		
13	2.546	0.335	1.72916	54.7
14	3.875	0.574		
15	INFINITY	0.750	1.51407	73.4
16	INFINITY	0.270	1.51000	63.0
17	INFINITY	-		

10

各種データ

	広角	望遠
Fナンバー	5.7	7.0
焦点距離	0.99	1.32
倍率	-0.106	-0.562
半画角	80.5	42.9
像高	1.00	1.00
D 4	1.274	0.167
D12	0.396	1.502

20

【0096】

(条件式検証)

表 8 は、本実施例 1 ~ 7 の各実施例において、条件式 (1) ~ (7) 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。

30

【0097】

【表 8】

(条件式検証)

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}	-0.455	-0.469	-0.366	-0.408	-0.389	-0.468	-0.469
(1) m_{2t}	-0.954	-0.983	-0.853	-0.945	-0.823	-0.873	-0.949
(2)(3) f_3/f_w	7.6	8.3	4.4	9.2	6.6	7.7	9.3
(4)(5) f_2/f_3	0.29	0.27	0.61	0.24	0.38	0.30	0.25
(6)(7) $ f_3/f_1 $	2.43	2.78	0.81	3.11	1.39	2.27	3.04

【0098】

40

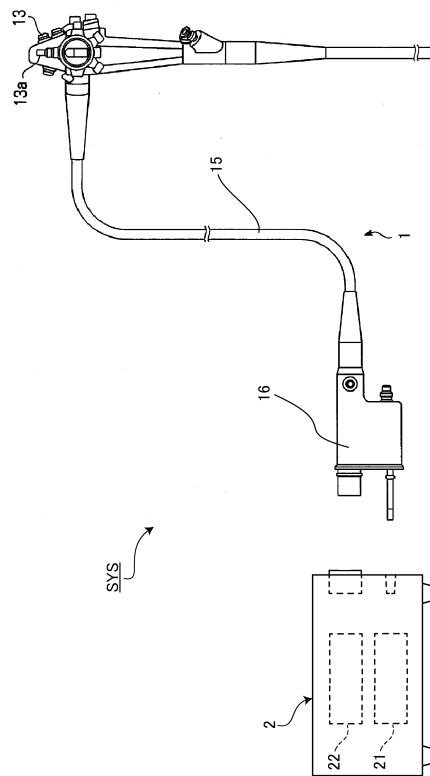
本実施例 1、2、4 ~ 7 の各実施例に係る内視鏡用変倍光学系 100 は、表 8 に示されるように、条件式 (1) ~ (7) を満たす。また、本実施例 3 に係る内視鏡用変倍光学系 100 は、表 8 に示されるように、条件式 (1)、(2)、(4) 及び (6) を満たす。これにより、本実施例 1 ~ 7 の各実施例では、各条件式を満たすことによる更なる効果が奏される。

【0099】

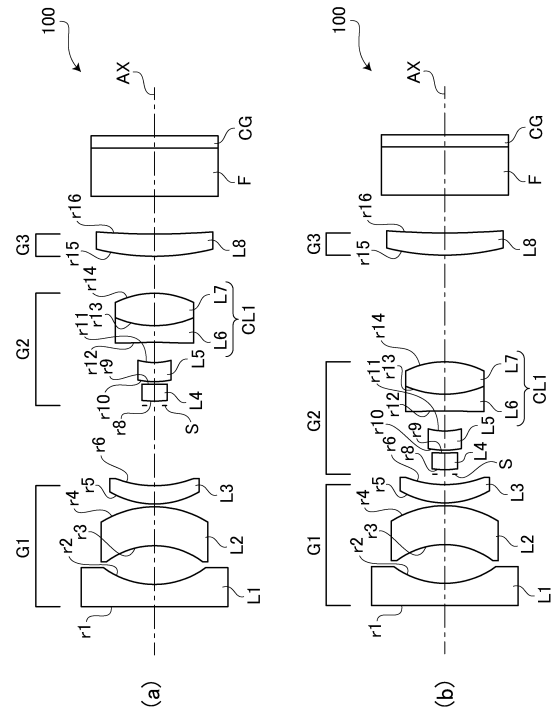
以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明した内容に限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本願の実施形態に含まれる。

50

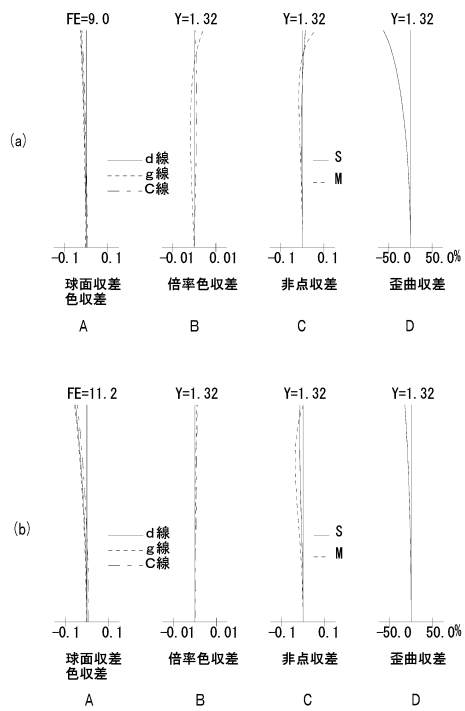
【図 1】



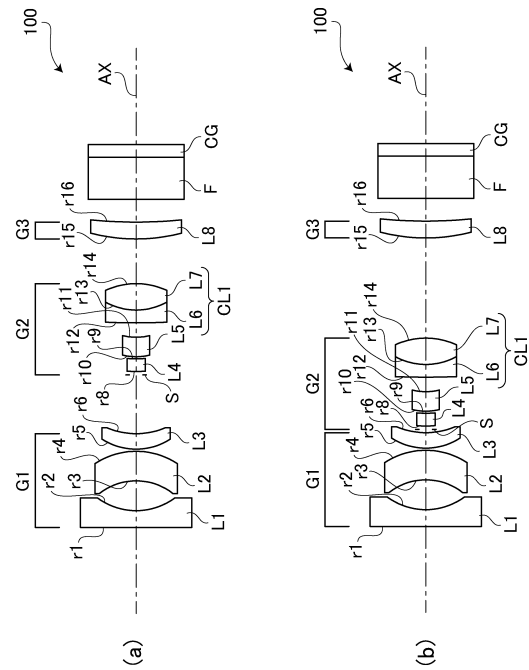
【図 2】



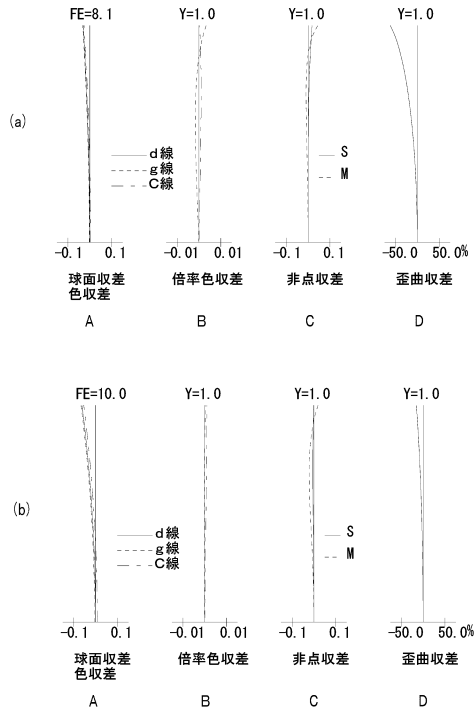
【図 3】



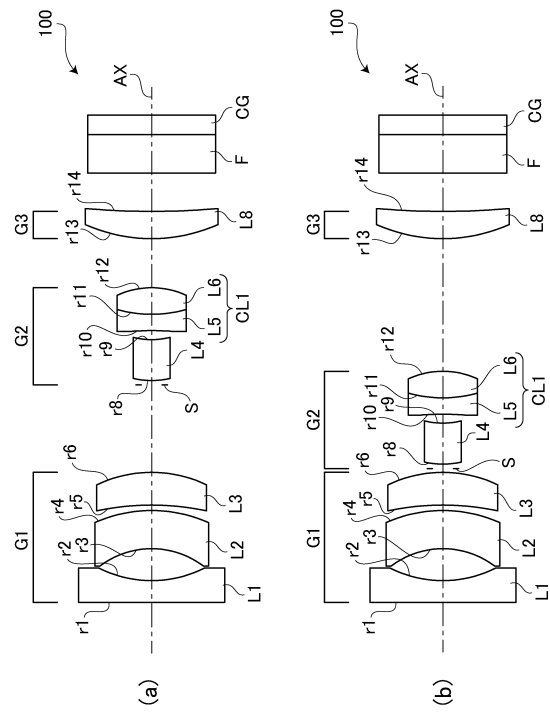
【図 4】



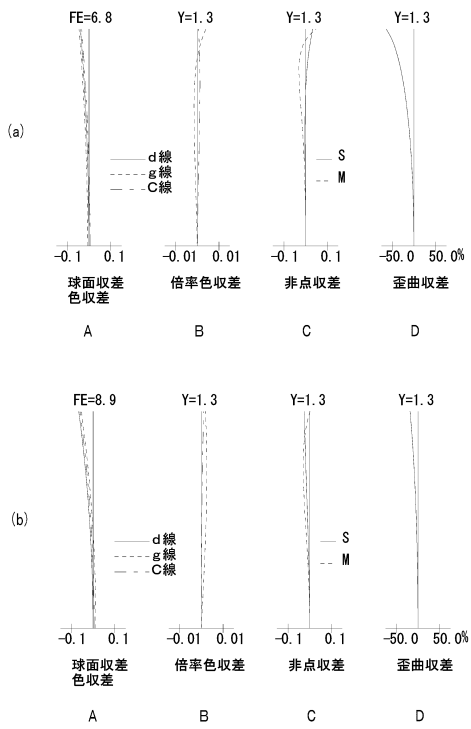
【図 5】



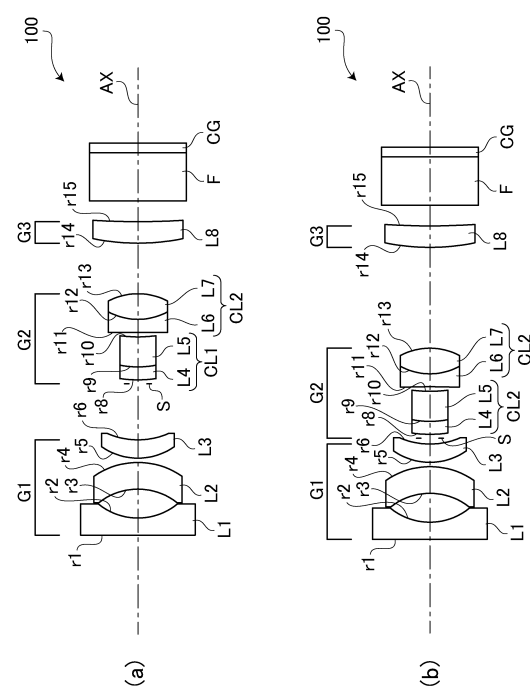
【図 6】



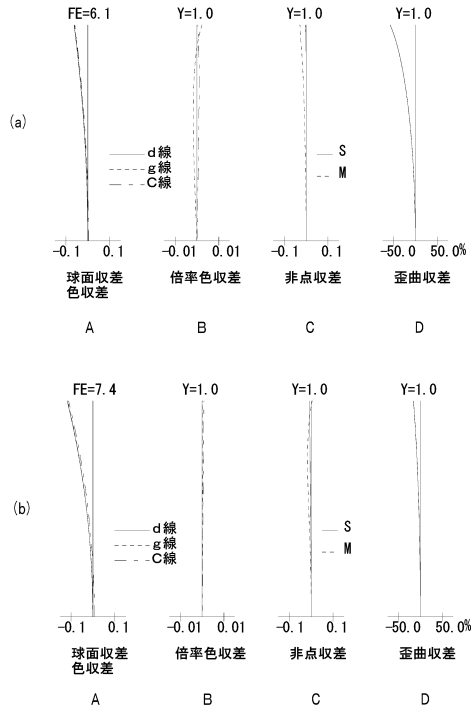
【図 7】



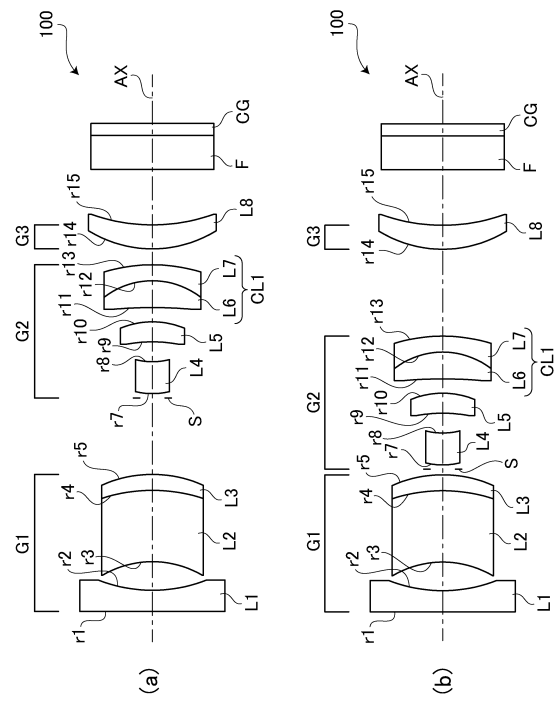
【図 8】



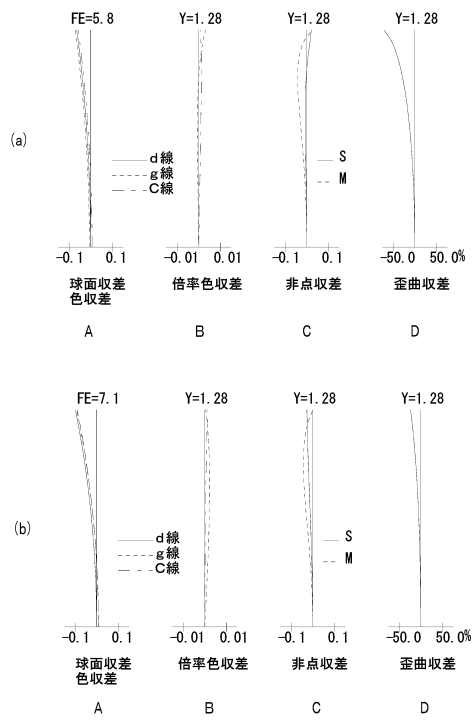
【図 9】



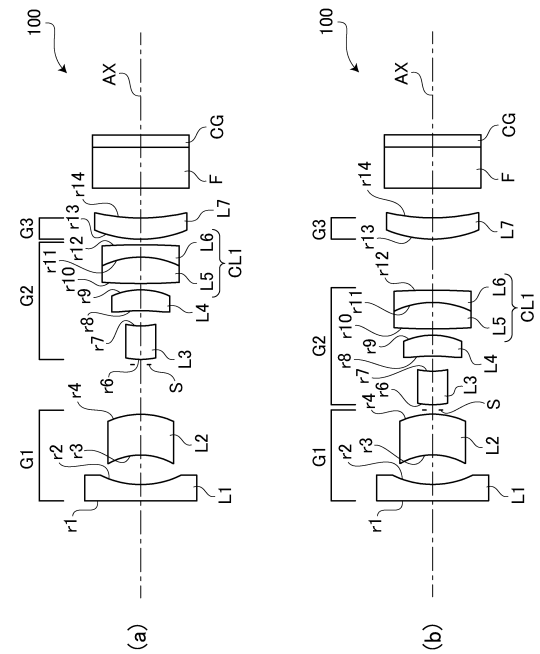
【図 10】



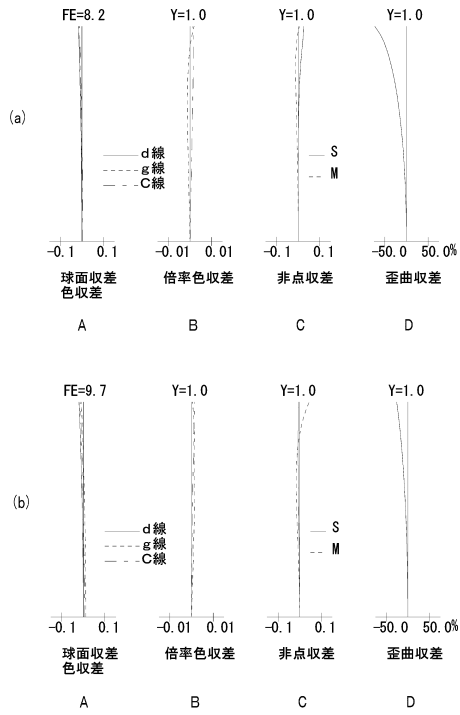
【図 11】



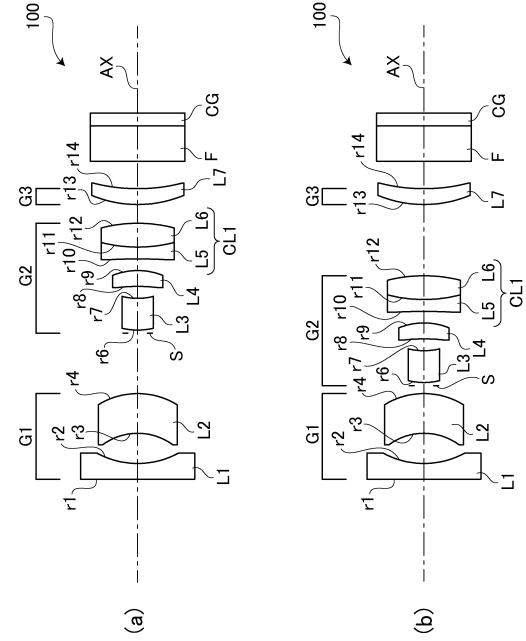
【図 12】



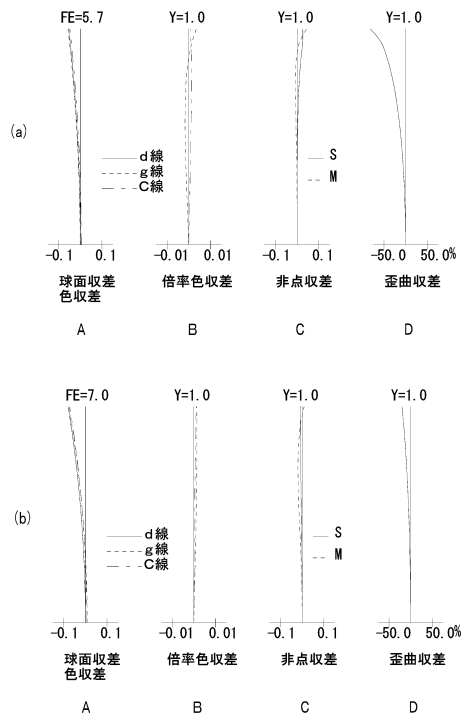
【図 13】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2014/129089(WO, A1)
国際公開第2010/119640(WO, A1)
特開2007-093961(JP, A)
特開昭64-024214(JP, A)
特開平10-048519(JP, A)
特開2010-032567(JP, A)
特開平05-323190(JP, A)
特開2005-292403(JP, A)
米国特許出願公開第2014/0320978(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G02B 9/00 - 17/08
G02B21/02 - 21/04
G02B25/00 - 25/04

专利名称(译)	用于内窥镜的变倍光学系统，内窥镜和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6636128B2	公开(公告)日	2020-01-29
申请号	JP2018501691	申请日	2017-02-21
[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 那須幸子		
发明人	藤井 宏明 那須 幸子		
IPC分类号	G02B15/16 G02B23/26 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00 G02B15/16 G02B23/26 A61B1/00009 A61B1/00096 A61B1/00188 A61B1/04 A61B1/06 G02B7/08 G02B13/18 G02B15/24		
FI分类号	G02B15/16 G02B23/26.C A61B1/00.731 A61B1/00.735		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
优先权	PCT/JP2016/055251 2016-02-23 WO		
其他公开文献	JPWO2017146021A1		
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负光焦度的第一透镜组，具有正光焦度的第二透镜组和具有凸面面向物侧的弯月形透镜的第三透镜组。当第二透镜组相对于第一透镜组和第三透镜组沿光轴方向移动时，从第一透镜组的最靠近物体侧的透镜表面到像面的距离保持恒定，它们是固定透镜组，因此光学图像被放大。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6636128号 (P6636128)
(45) 発行日 令和2年1月29日 (2020. 1. 29)	(24) 登録日 令和1年12月27日 (2019. 12. 27)	
(51) Int. Cl. F 1 G 0 2 B 1 5 / 1 6 (2006. 01) G 0 2 B 2 3 / 2 6 (2006. 01) A 6 1 B 1 / 0 0 (2006. 01)		
(21) 出願番号 特願2018-501691 (P2018-501691) (86) (22) 出願日 平成29年2月21日 (2017. 2. 21) (86) 国際出願番号 PCT/JP2017/006296 (87) 国際公開番号 W02017/146021 (87) 国際公開日 平成29年8月31日 (2017. 8. 31) 審査請求日 平成30年7月27日 (2018. 7. 27) (31) 優先権主張番号 PCT/JP2016/055251 (32) 優先日 平成28年2月23日 (2016. 2. 23) (33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)		
前置審査		
(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10番1号 (74) 代理人 100078880 弁理士 松岡 修平 (74) 代理人 100183760 弁理士 山鹿 宗貴 (72) 発明者 藤井 宏明 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H O Y A 株式会社内 (72) 発明者 那須 幸子 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H O Y A 株式会社内 審査官 下村 一石		
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 内視鏡用変倍光学系、内視鏡及び内視鏡システム