

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/043351

発行日 平成30年6月21日(2018.6.21)

(43) 国際公開日 平成29年3月16日(2017.3.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G02B 13/04 (2006.01)	G02B 13/04 D	2H040
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26 C	2H087
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 735	4C161

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

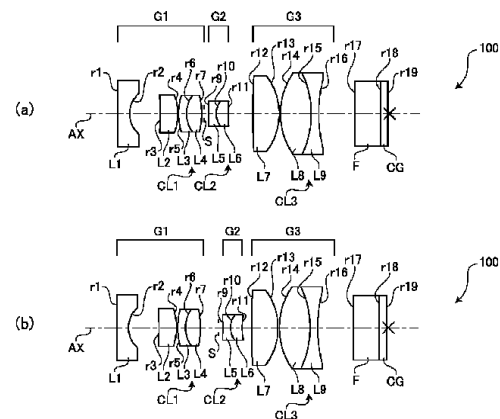
出願番号	特願2017-515248 (P2017-515248)	(71) 出願人	000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/075157	(74) 代理人	100078880 弁理士 松岡 修平
(22) 国際出願日	平成28年8月29日(2016.8.29)	(74) 代理人	100183760 弁理士 山鹿 宗貴
(31) 優先権主張番号	特願2015-176173 (P2015-176173)	(72) 発明者	那須 幸子 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H O Y A 株式会社内
(32) 優先日	平成27年9月7日(2015.9.7)	Fターム(参考)	2H040 CA23
(33) 優先権主張国	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) 【要約】

像側に凹面を向けた負レンズ、像側の凸面を向けた正レンズ、負レンズと正レンズとを接合した接合レンズを少なくとも有する正のパワーを持つ第一のレンズ群と、負レンズと正レンズとを接合した接合レンズを少なくとも有する負のパワーを持つ第二のレンズ群と、正レンズ、負レンズと正レンズとを接合した接合レンズを少なくとも有する正のパワーを持つ第三のレンズ群からなる内視鏡用変倍光学系を所定の条件を満たすように構成する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

物体側から順に、正のパワーを持つ第一のレンズ群、負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レンズ群からなり、固定レンズ群である該第一のレンズ群に対して少なくとも該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内視鏡用変倍光学系において、

前記第一のレンズ群は、

物体側から順に、像側に凹面を向けた負レンズ、像側の凸面を向けた正レンズ、負レンズと正レンズとを接合した接合レンズを少なくとも有し、

前記第二のレンズ群は、

負レンズと正レンズとを接合した接合レンズであって、物体側から順に負レンズ、正レンズが並ぶもの又は物体側から順に正レンズ、負レンズが並ぶものを少なくとも有し、

前記第三のレンズ群は、

物体側から順に、正レンズ、負レンズと正レンズとを接合した接合レンズを少なくとも有し、

望遠端での前記第一のレンズ群と前記第二のレンズ群との間隔を D_{1t} (単位: mm) と定義し、広角端での該第一のレンズ群と該第二のレンズ群との間隔を D_{1w} (単位: mm) と定義し、最大像高を y (単位: mm) と定義し、望遠端での該第一から該第三のレンズ群の合成焦点距離を f_t (単位: mm) と定義し、広角端での該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 2 つの条件式

$$0.43 < (D_{1t} - D_{1w}) / y < 0.70$$

$$1.20 < f_t / f_w < 1.45$$

を満たす、

内視鏡用変倍光学系。

【請求項 2】

前記第一のレンズ群の最も物体側に位置する前記負レンズの焦点距離を f_{01} (単位: mm) と定義し、前記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、次の条件式

$$0.6 < f_{01} / f_2 < 1.0$$

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】

次の条件式

$$0.45 < (D_{1t} - D_{1w}) / f_w < 0.75$$

を満たす、

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】

次の条件式

$$0.3 < SF_2 < 4.0$$

$$\text{但し、} SF_2 : (r_{s1} + r_{s2}) / (r_{s1} - r_{s2})$$

r_{s1} : 前記第一のレンズ群が有する前記正レンズの物体側の曲率半径 (単位: mm)

r_{s2} : 前記第一のレンズ群が有する前記正レンズの像面側の曲率半径 (単位: mm)

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】

前記第一のレンズ群の最も物体側に位置する前記負レンズの物体側の面に対する、広角端での前記最大像高 y における入射角を θ (単位: degree) と定義した場合に、次の条件式

$$\theta > 75^\circ$$

を満たす、

10

20

30

40

50

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】

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 5 の何れか一項に記載の内視鏡用変倍光学系。

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 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】

10

【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。

【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스코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】

特許第 5580956 号公報（以下、「特許文献 1」と記す。）に記載の内視鏡用変倍光学系は、物体側から順に、正のパワーを持つ第一のレンズ群、負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レンズ群が配置されており、正のパワーを持つ各レンズ群内で収差を補正することにより、変倍による収差の変化が抑えられている。

20

【発明の概要】

【0004】

しかし、特許文献 1 に例示されるレンズ構成では、変倍時の制御を考慮しつつ内視鏡による体腔内の観察に十分な倍率を確保しようとすると、変倍時における可動レンズ群（第二のレンズ）の移動量を大きく確保しなければならないので、小型化が難しいという問題が指摘される。

【0005】

30

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、可動レンズ群について変倍時の制御に必要な移動量を確保すると共に内視鏡による体腔内の観察に十分な倍率を確保しながらも、小型化設計に適した内視鏡用変倍光学系及び内視鏡を提供することである。

【0006】

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、正のパワーを持つ第一のレンズ群、負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レンズ群からなり、固定レンズ群である該第一のレンズ群に対して少なくとも該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ものである。第一のレンズ群は、物体側から順に、像側に凹面を向けた負レンズ、像側の凸面を向けた正レンズ、負レンズと正レンズとを接合した接合レンズを少なくとも有する。第二のレンズ群は、負レンズと正レンズとを接合した接合レンズであって、物体側から順に負レンズ、正レンズが並ぶもの又は物体側から順に正レンズ、負レンズが並ぶものを少なくとも有する。第三のレンズ群は、物体側から順に、正レンズ、負レンズと正レンズとを接合した接合レンズを少なくとも有する。

40

【0007】

本発明の一実施形態に係る内視鏡用変倍光学系は、望遠端での第一のレンズ群と第二のレンズ群との間隔を D_{1t} （単位：mm）と定義し、広角端での該第一のレンズ群と該第二のレンズ群との間隔を D_{1w} （単位：mm）と定義し、最大像高を y （単位：mm）と定義し、望遠端での該第一から該第三のレンズ群の合成焦点距離を f_t （単位：mm）と

50

定義し、広角端での該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2つの条件式

$$0.43 < (D_{1t} - D_{1w}) / y < 0.70$$

$$1.20 < f_t / f_w < 1.45$$

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、第一のレンズ群の最も物体側に位置する負レンズの焦点距離を f_{01} (単位: mm) と定義し、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、次の条件式

$$0.6 < f_{01} / f_2 < 1.0$$

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係る内視鏡用変倍光学系は、次の条件式

$$0.45 < (D_{1t} - D_{1w}) / f_w < 0.75$$

を満たす構成としてもよい。

【0010】

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

$$0.3 < SF_2 < 4.0$$

但し、 $SF_2 : (r_{s1} + r_{s2}) / (r_{s1} - r_{s2})$

r_{s1} : 第一のレンズ群が有する正レンズの物体側の曲率半径 (単位: mm)

r_{s2} : 第一のレンズ群が有する正レンズの像面側の曲率半径 (単位: mm)

を満たす構成としてもよい。

【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、第一のレンズ群の最も物体側に位置する負レンズの物体側の面に対する、広角端での最大像高 y における入射角を θ (単位: degree) と定義した場合に、次の条件式

$$\theta < 75^\circ$$

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、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。

【0013】

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。

【0014】

本発明の一実施形態によれば、可動レンズ群について変倍時の制御に必要な移動量を確保すると共に内視鏡による体腔内の観察に十分な倍率を確保しながらも、小型化設計に適した内視鏡用変倍光学系及び内視鏡が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【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

10

20

30

40

50

。

【図 1 1】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。

【発明を実施するための形態】

【0016】

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。

【0017】

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 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。

10

【0018】

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、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。

20

【0019】

図 2（a）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 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。次においては、図 2（a）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 1 0 0 について詳細な説明を行う。

【0020】

内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、図 2（a）に示されるように、物体（被写体）側から順に、正のパワーを持つ第一のレンズ群 G 1、絞り S、負のパワーを持つ第二のレンズ群 G 2、正のパワーを持つ第三のレンズ群 G 3 を有している。各レンズ群 G 1 ~ G 3 を構成する各光学レンズは、内視鏡用変倍光学系 1 0 0 の光軸 A X 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 G 3 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 C G に接着されている。

30

【0021】

第一のレンズ群 G 1 は、絞り S よりも物体側に配置された正のパワーを持つレンズ群である。第一のレンズ群 G 1 は、物体側から順に、像側に凹面を向けた負レンズ L 1、像側に凸面を向けた正レンズ L 2、負レンズ L 3 と正レンズ L 4 とを接合した接合レンズ C L 1 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 G 2、第三のレンズ群 G 3 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。

40

【0022】

第二のレンズ群 G 2 は、負のパワーを持つレンズ群であり、色収差の変化を抑えるため、負レンズ L 5 と正レンズ L 6 とを接合した接合レンズ C L 2 を少なくとも有している。図 2 において、接合レンズ C L 2 は、負レンズ L 5 が物体側に配置され、正レンズ L 6 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

50

像側に配置されていてもよい（例えば後述の本発明の実施例 2 参照）。第二のレンズ群 G 2 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 A X 方向に移動する。第二のレンズ群 G 2 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。

【0023】

第三のレンズ群 G 3 は、正のパワーを持つレンズ群であり、物体側から順に、正レンズ L 7、負レンズ L 8 と正レンズ L 9 とを接合した接合レンズ C L 3 を少なくとも有している。正レンズ L 7 は、主に球面収差を補正する目的で配置され、接合レンズ C L 3 は、主に倍率色収差を補正する目的で配置されている。

【0024】

絞り S は、光軸 A X 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 G 2 の絞り S に最も近いレンズ面（図 2（a）の構成例においては、負レンズ L 5 の物体側の面 r 9）であって光軸 A X 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。

【0025】

内視鏡用変倍光学系 100 は、望遠端での第一のレンズ群 G 1 と第二のレンズ群 G 2 との間隔を D_{1t} （単位：mm）と定義し、広角端での第一のレンズ群 G 1 と第二のレンズ群 G 2 との間隔を D_{1w} （単位：mm）と定義し、最大像高を y （単位：mm）と定義し、望遠端での全系の焦点距離（第一のレンズ群 G 1 から第三のレンズ群までの合成焦点距離）を f_t （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（1）、（2）

$$0.43 < (D_{1t} - D_{1w}) / y < 0.70 \cdots (1)$$

$$1.20 < f_t / f_w < 1.45 \cdots (2)$$

を満たす構成となっている。

【0026】

条件式（1）は、第二のレンズ群 G 2 の移動量と最大像高 y との比を規定する。条件式（1）を満たすことにより、変倍時における第二のレンズ群 G 2 の移動量を十分に確保して変倍時の制御を容易にすると共に電子スコープ 1 による体腔内の観察に十分な倍率を確保しながらも、内視鏡用変倍光学系 100 を小型に設計することが可能となる。

【0027】

条件式（1）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 の移動量が大きすぎるため、内視鏡用変倍光学系 100 の全長を短く抑えることが難しく、内視鏡用変倍光学系 100 を小型に設計することが難しい。

【0028】

条件式（1）において中辺の値が左辺の値以下となる場合、内視鏡用変倍光学系 100 の全長を短く抑えることはできるが、第二のレンズ群 G 2 の移動量が小さいことから変倍時の制御が難しくなり、また、像高が大きくなることから外径が大きくなる。

【0029】

条件式（2）は、広角端での全系の焦点距離と望遠端での全系の焦点距離との比を規定する。条件式（2）を満たすことにより、電子スコープ 1 を用いて体腔内を拡大観察するときの典型的な観察距離に対して（例示的には、体腔内の管壁等から少し離れた位置で撮影を行う場合に）被写体の拡大率を適正な範囲に収めることができる。

【0030】

条件式（2）において中辺の値が右辺の値以上となる場合、倍率の変化に伴う F ナンバの変化が大きくなることから、拡大観察時の（望遠端側での）解像度が低下する。

【0031】

条件式（2）において中辺の値が左辺の値以下となる場合、拡大観察時の倍率（望遠端

10

20

30

40

50

側での倍率)を十分に確保することができない。

【0032】

また、内視鏡用変倍光学系100は、第一のレンズ群G1の最も物体側に位置する負レンズ(図2の例では、負レンズL1)の焦点距離を f_{01} (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、次の条件式(3)

$$0.6 < f_{01} / f_2 < 1.0 \dots (3)$$

を満たす構成となっている。

【0033】

条件式(3)は、負レンズL1の焦点距離と第二のレンズ群G2の焦点距離との比を規定する。条件式(3)を満たすことにより、第一のレンズ群G1の有効光束径が抑えられて、内視鏡用変倍光学系100の小型化に有利となる。

10

【0034】

条件式(3)において中辺の値が右辺の値以上となる場合、可動レンズ群である第二のレンズ群G2の負のパワーが強くなり、第二のレンズ群G2の移動量を少なく抑えることができる代償として、負レンズL1の負のパワーが弱くなりすぎて、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、解像度が低下する。

【0035】

条件式(3)において中辺の値が左辺の値以下となる場合、負レンズL1の負のパワーが強くなり、第一のレンズ群G1の有効光束径が抑えられるが、コマ収差が大きくなると共に、第二のレンズ群G2の負のパワーが弱くなり、第二のレンズ群G2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。

20

【0036】

また、内視鏡用変倍光学系100は、次の条件式(4)

$$0.45 < (D_{1t} - D_{1w}) / f_w < 0.75 \dots (4)$$

を満たす構成となっている。

【0037】

条件式(4)は、第二のレンズ群G2の移動量と広角端での全系の焦点距離との比を規定する。条件式(4)を満たすことにより、内視鏡用変倍光学系100を小型化しつつも、変倍時における第二のレンズ群G2の移動量を十分に確保して変倍時の制御を容易にすることができる。

30

【0038】

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の小型化に不利となる。

【0039】

条件式(4)において中辺の値が左辺の値以下となる場合、内視鏡用変倍光学系100の全長を短く抑えることはできるが、第二のレンズ群G2の移動量が小さいことから変倍時の制御が難しくなる。

【0040】

また、内視鏡用変倍光学系100は、次の条件式(5)

$$0.3 < SF_2 < 4.0 \dots (5)$$

但し、 $SF_2 : (r_{s1} + r_{s2}) / (r_{s1} - r_{s2})$

r_{s1} : 第一のレンズ群G1が有する正レンズの物体側の曲率半径(単位:mm)

r_{s2} : 第一のレンズ群G1が有する正レンズの像面側の曲率半径(単位:mm)

を満たす構成となっている。

40

【0041】

条件式(5)は、第一のレンズ群G1が有する正レンズ(図2の例では、正レンズL2)の形状を規定する。条件式(5)を満たすことにより、第一のレンズ群G1内における偏芯感度(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。

【0042】

50

条件式(5)において中辺の値が右辺の値以上となる場合や中辺の値が左辺の値以下となる場合、前段レンズ(図2の例では、正レンズL2)から接合レンズCL1への光の射出角度が大きくなり、第一のレンズ群G1内における偏芯感度が大きくなる。

【0043】

また、内視鏡用変倍光学系100は、第一のレンズ群G1の最も物体側に位置する負レンズ(図2の例では、負レンズL1)の物体側の面(以下、説明の便宜上、「最も物体側の面」と略記する。)に対する最大像高yにおける入射角を θ (単位: degree)と定義した場合に、次の条件式(6)

$$\theta \leq 75^\circ \cdots (6)$$

を満たす構成となっている。

10

【0044】

条件式(6)は、内視鏡用変倍光学系100内の最も物体側の面に対する、広角端での最大像高yにおける入射角を規定する。一般に、内視鏡対物レンズ内の最も物体側の面には、反射防止コートが施されない。本発明の一実施形態に係る内視鏡用変倍光学系100では、条件式(6)を満たすことにより、表面反射による光量低下が抑えられる。

【0045】

条件式(6)が満たされない場合、第一のレンズ群G1の最も物体側に位置する負レンズを屈折率が1.8を超える高屈折率硝材で形成すると、表面反射率がおよそ30%を超えてしまうため、光量低下が著しい。

【0046】

20

次に、これまで説明した内視鏡用変倍光学系100の具体的数値実施例を5例説明する。各数値実施例1~5に係る内視鏡用変倍光学系100は、図1に示される電子スコープ1の先端部12に配置されている。

【実施例1】

【0047】

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100の構成は、図2(a)に示される通りである。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。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は、図2(b)に示される。

【0048】

30

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)は、表1に示される。表1に示される面番号NOは、絞りSに対応する面番号8を除き、図2中の面符号rn(nは自然数)に対応する。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、vdはd線のアッペ数を、それぞれ示す。

【0049】

表2は、本実施例1に係る内視鏡用変倍光学系100の仕様(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)、像高(単位:mm)、群間隔D7(単位:mm)、群間隔D11(単位:mm))を広角端、望遠端それぞれについて示す。群間隔D7は、第一のレンズ群G1と第二のレンズ群G2との群間隔である。群間隔D11は、第二のレンズ群G2と第三のレンズ群G3との群間隔である。群間隔D7、群間隔D11は、変倍位置に応じて変わる。

40

【0050】

【表 1】

実施例 1 (面データ)

NO	R	D	N(d)	νd	
1	INFINITY	0.371	1.88300	40.8	
2	0.853	0.987			
3	-10.382	0.560	1.51633	64.1	
4	-2.012	0.041			
5	2.090	0.248	1.84666	23.8	
6	1.020	0.491	1.77250	49.6	10
7	-2.480	D 7			
8絞	INFINITY	0.136			
9	-1.943	0.248	1.80400	46.6	
10	0.660	0.379	1.69895	30.1	
11	3.513	D11			
12	25.864	0.847	1.72916	54.7	
13	-2.010	0.041			
14	2.309	0.990	1.77250	49.6	
15	-3.096	0.248	1.92286	18.9	
16	4.761	1.153			
17	INFINITY	0.825	1.51407	73.4	
18	INFINITY	0.248	1.51000	64.1	20
19	INFINITY	-			

【0051】

【表 2】

実施例 1 (各種データ)

	広角	望遠
Fナンバー	6.7	7.9
焦点距離	1.00	1.30
倍率	-0.111	-0.575
半画角	76.0	38.0
像高	0.97	0.97
D 7	0.083	0.582
D11	0.800	0.301

30

40

【0052】

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 436 nm)、C 線 (波長 656 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

50

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。

【 0 0 5 3 】

本実施例 1 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 は、図 2 並びに表 1 及び表 2 から判るように、変倍時における第二のレンズ群 G 2 の移動量を十分に確保することで変倍制御し易くなっていると共に電子スコープ 1 による体腔内の観察に十分な倍率を確保しながらも、小型に構成されている。また、図 3 (a)、(b) に示されるように、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 1 0 0 は、小型でありながらも、変倍制御し易いと共に電子スコープ 1 による体腔内の観察に十分な倍率が確保されており、尚且つ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 】

【 0 0 5 4 】

図 4 (a)、(b) 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。

20

【 0 0 5 5 】

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 5 6 】

表 3 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を、表 4 は、本実施例 2 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 の仕様を、それぞれ示す。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 3 及び表 4 から判るように、小型でありながらも、変倍制御し易いと共に電子スコープ 1 による体腔内の観察に十分な倍率が確保されており、尚且つ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。

30

【 0 0 5 7 】

【表 3】

実施例 2 (面データ)

NO	R	D	N(d)	νd	
1	INFINITY	0.331	1.88300	40.8	
2	0.850	1.393			
3	7.969	0.377	1.51633	64.1	
4	-1.662	0.041			
5	3.009	0.248	1.84666	23.8	
6	1.136	0.343	1.77250	49.6	10
7	-4.550	D 7			
8絞	INFINITY	0.054			
9	-3.910	0.227	1.84666	23.8	
10	-1.098	0.248	1.80400	46.6	
11	1.622	D11			
12	3.413	0.429	1.77250	49.6	
13	-3.756	0.661			
14	3.078	0.791	1.72916	54.7	
15	-1.642	0.248	1.95906	17.5	
16	-9.171	0.867			
17	INFINITY	0.828	1.51407	73.4	
18	INFINITY	0.248	1.51000	64.1	20
19	INFINITY	-			

【0058】

【表 4】

実施例 2 (各種データ)

	広角	望遠
F ナンバー	6.8	7.9
焦点距離	1.00	1.28
倍率	-0.111	-0.558
半画角	75.7	38.2
像高	0.97	0.97
D 7	0.166	0.732
D11	0.730	0.164

30

40

【実施例 3】

【0059】

図 6 (a)、(b) は、本実施例 3 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 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。

【0060】

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 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 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 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

50

ある。

【 0 0 6 1 】

表 5 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を、表 6 は、本実施例 3 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 の仕様を、それぞれ示す。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 5 及び表 6 から判るように、小型でありながらも、変倍制御し易いと共に電子スコープ 1 による体腔内の観察に十分な倍率が確保されており、尚且つ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。

【 0 0 6 2 】

【 表 5 】

10

実施例 3 (面データ)

NO	R	D	N(d)	νd
1	INFINITY	0.342	1.88300	40.8
2	1.006	1.397		
3	-21.300	0.380	1.48749	70.2
4	-1.756	0.043		
5	2.901	0.256	1.84666	23.8
6	1.059	0.475	1.80400	46.6
7	-3.769	D 7		
8 絞	INFINITY	0.055		
9	-3.419	0.230	1.84666	23.8
10	-1.114	0.256	1.80400	46.6
11	1.780	D11		
12	3.927	0.530	1.77250	49.6
13	-2.943	0.611		
14	3.051	0.896	1.72916	54.7
15	-1.596	0.256	1.95906	17.5
16	-12.857	0.652		
17	INFINITY	0.854	1.51407	73.4
18	INFINITY	0.256	1.51000	64.1
19	INFINITY	-		

20

30

【 0 0 6 3 】

【 表 6 】

実施例 3 (各種データ)

	広角	望遠
F ナンバー	6.8	8.0
焦点距離	1.00	1.34
倍率	-0.106	-0.552
半画角	67.5	34.0
像高	0.96	0.96
D 7	0.171	0.827
D11	0.829	0.173

40

【 実 施 例 4 】

50

【 0 0 6 4 】

図 8 (a)、(b) 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。

【 0 0 6 5 】

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 6 】

表 7 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を、表 8 は、本実施例 4 に係る内視鏡用変倍光学系 1 0 0 の仕様を、それぞれ示す。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 7 及び表 8 から判るように、小型でありながらも、変倍制御し易いと共に電子スコープ 1 による体腔内の観察に十分な倍率が確保されており、尚且つ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。

【 0 0 6 7 】

【 表 7 】

実施例 4 (面データ)

NO	R	D	N(d)	νd
1	INFINITY	0.328	1.88300	40.8
2	0.831	1.459		
3	11.163	0.373	1.51633	64.1
4	-1.600	0.041		
5	2.690	0.246	1.84666	23.8
6	1.132	0.337	1.72916	54.7
7	-4.845	D 7		
8絞	INFINITY	0.052		
9	-5.524	0.246	1.80400	46.6
10	0.711	0.269	1.84666	23.8
11	1.477	D11		
12	3.647	0.425	1.77250	49.6
13	-3.873	0.566		
14	3.115	0.750	1.72916	54.7
15	-1.823	0.246	1.95906	17.5
16	-10.264	1.048		
17	INFINITY	0.819	1.51407	73.4
18	INFINITY	0.246	1.51000	64.1
19	INFINITY	-		

【 0 0 6 8 】

【表 8】

実施例 4 (各種データ)

	広角	望遠
F ナンバー	6.8	8.0
焦点距離	1.00	1.28
倍率	-0.112	-0.607
半画角	74.9	37.1
像高	0.96	0.96
D 7	0.164	0.759
D11	0.763	0.168

10

【実施例 5】

【0069】

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。

20

【0070】

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。

【0071】

表 9 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を、表 10 は、本実施例 5 に係る内視鏡用変倍光学系 100 の仕様を、それぞれ示す。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 9 及び表 10 から判るように、小型でありながらも、変倍制御し易いと共に電子スコープ 1 による体腔内の観察に十分な倍率が確保されており、尚且つ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。

30

【0072】

【表 9】

実施例 5 (面データ)

NO	R	D	N(d)	νd
1	INFINITY	0.261	1.88300	40.8
2	1.039	1.523		
3	-6.794	0.355	1.51633	64.1
4	-1.612	0.044		
5	2.408	0.261	1.95906	17.5
6	1.103	0.542	1.83400	37.2
7	-4.373	D 7		
8絞	INFINITY	0.075		
9	-2.166	0.261	1.72916	54.7
10	0.922	0.263	1.84666	23.8
11	1.534	D11		
12	5.087	0.564	1.72916	54.7
13	-2.261	0.705		
14	3.909	1.124	1.77250	49.6
15	-1.530	0.261	1.95906	17.5
16	-7.193	0.712		
17	INFINITY	0.871	1.51407	73.4
18	INFINITY	0.261	1.51000	64.1
19	INFINITY	-		

10

20

【0073】

【表 10】

実施例 5 (各種データ)

	広角	望遠
Fナンバー	6.7	8.1
焦点距離	1.00	1.40
倍率	-0.104	-0.550
半画角	67.3	34.1
像高	0.98	0.98
D 7	0.087	0.666
D11	0.751	0.172

30

40

【0074】

(比較検証)

表 11 は、本実施例 1 ~ 5 の各実施例において、条件式 (1) ~ (6) 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。

【0075】

【表 1 1】

	実施例1	実施例2	実施例3	実施例4	実施例5
条件式(1)	0.52	0.58	0.68	0.62	0.59
条件式(2)	1.30	1.28	1.34	1.28	1.40
条件式(3)	0.79	0.67	0.78	0.64	0.94
条件式(4)	0.50	0.57	0.66	0.59	0.58
条件式(5)	1.48	0.65	1.18	0.75	1.62
条件式(6)	76.0	75.7	67.5	74.9	67.3

10

【0076】

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11に示されるように、少なくとも条件式(1)、(2)を同時に満たすことにより、各本実施例の説明で提示した図又は表に示す通り、小型でありながらも、変倍制御し易いと共に電子スコープ1による体腔内の観察に十分な倍率が確保されており、尚且つ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。

【0077】

また、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11に示されるように、条件式(3)～(5)も満たす。また、本実施例3～5の各実施例に係る内視鏡用変倍光学系100は、条件式(6)も満たす。本実施例1～5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。

20

【0078】

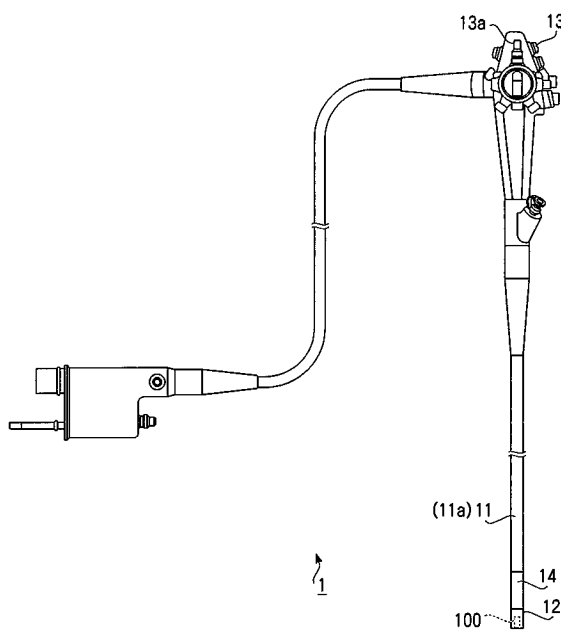
以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明した内容に限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本願の実施形態に含まれる。

【0079】

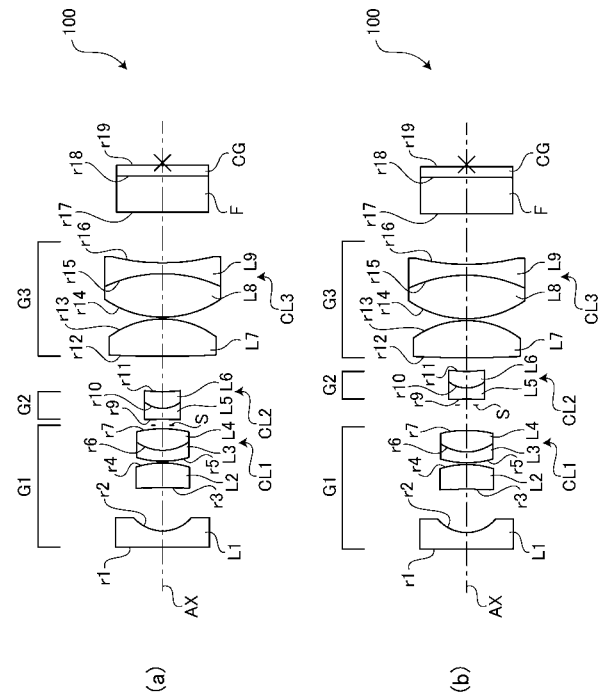
上記の実施形態では、第二のレンズ群G2だけが可動レンズ群であるが、別の実施形態では、第二のレンズ群G2に加えて第三のレンズ群G3も可動レンズ群として構成されてもよい。すなわち、別の実施形態に係る内視鏡用変倍光学系100は、第二のレンズ群G2及び第三のレンズ群G3を第一のレンズ群G1に対して光軸方向に移動させることによって光学像を変倍させる構成としてもよい。

30

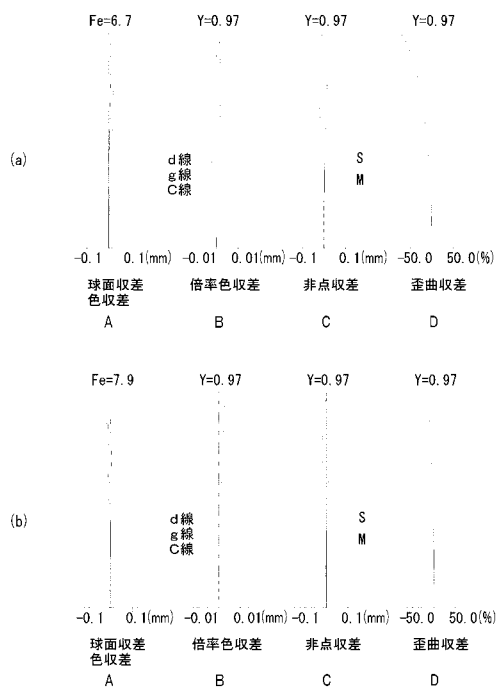
【 図 1 】



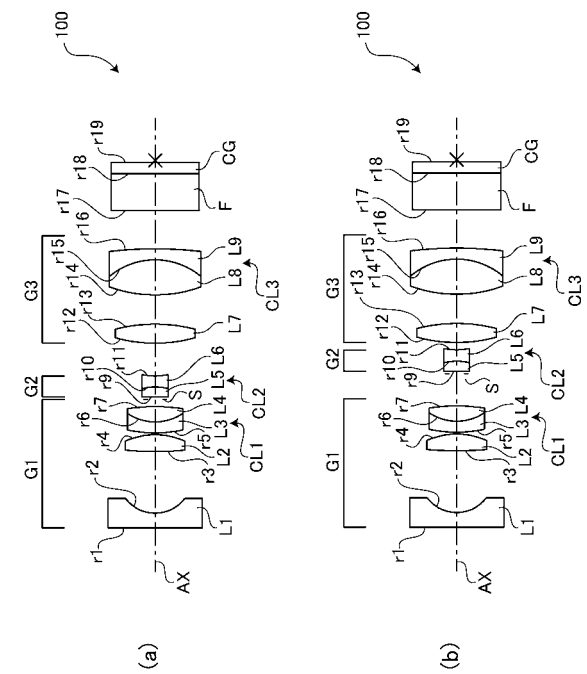
【 図 2 】



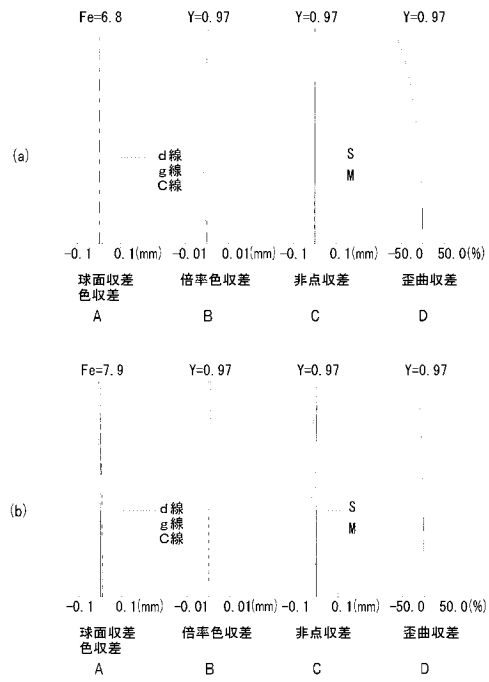
【 図 3 】



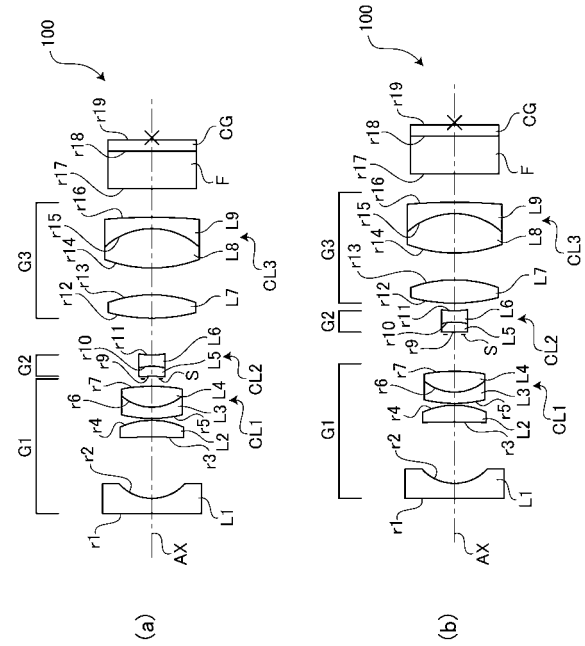
【 図 4 】



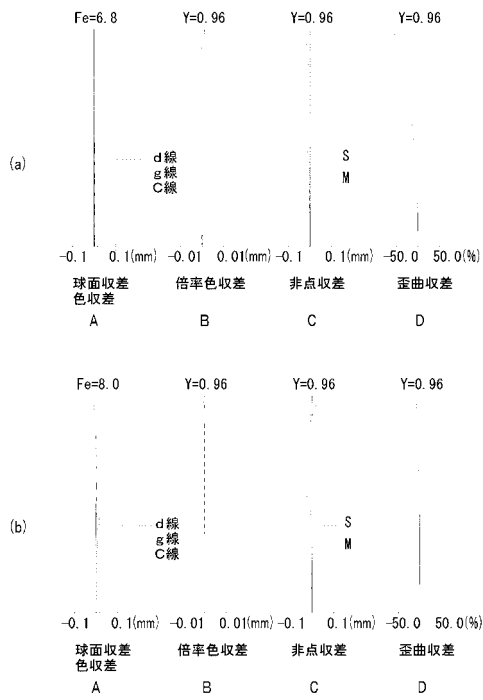
【図 5】



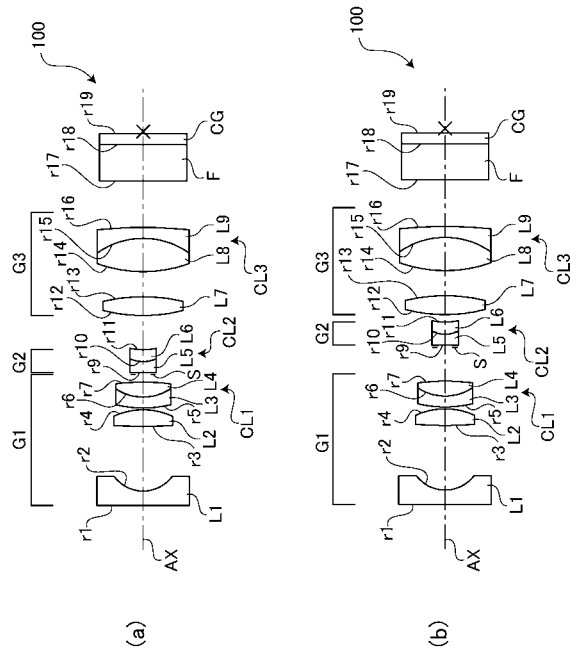
【図 6】



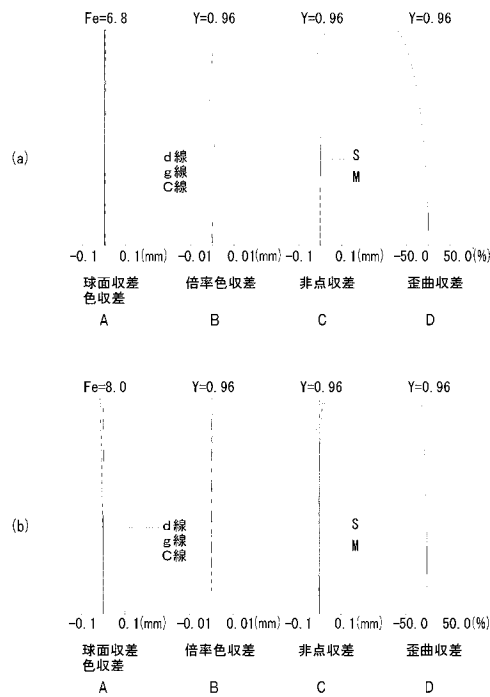
【図 7】



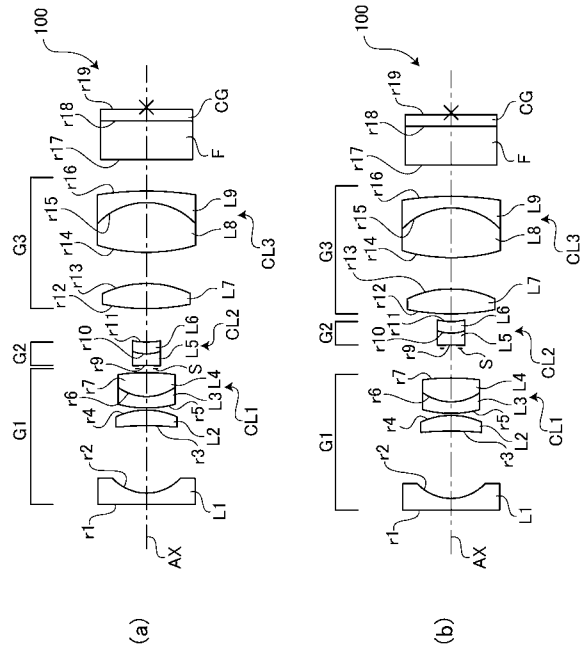
【図 8】



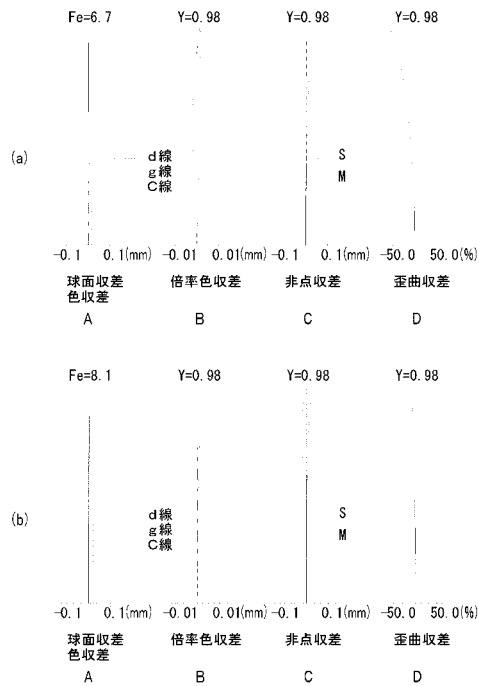
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/075157

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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	JP 2012-32576 A (Hoya Corp.), 16 February 2012 (16.02.2012), entire text; all drawings; particularly, example 1 (Family: none)	1-7
X A	JP 9-152551 A (Nikon Corp.), 10 June 1997 (10.06.1997), entire text; all drawings; particularly, example 1 & US 5717527 A the whole document; Embodiment 1 & US 5920435 A	1, 5, 7 2-4, 6

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ 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
15 September 2016 (15.09.16)Date of mailing of the international search report
27 September 2016 (27.09.16)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/075157

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2014/045800 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 27 March 2014 (27.03.2014), entire text; all drawings & US 2014/0233110 A1 the whole document & WO 2014/045800 A1 & EP 2899580 A1 & CN 104169775 A	1-7
A	JP 2010-32680 A (Olympus Medical Systems Corp.), 12 February 2010 (12.02.2010), entire text; all drawings & US 2010/0020408 A1 the whole document & EP 2149809 A1	1-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 7 5 1 5 7									
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>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016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	1971-2016年	日本国実用新案登録公報	1996-2016年	日本国登録実用新案公報	1994-2016年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2016年										
日本国実用新案登録公報	1996-2016年										
日本国登録実用新案公報	1994-2016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	JP 2012-32576 A (HOYA株式会社) 2012.02.16, 全文、全図、特に実施例1 (ファミリーなし)	1-7									
X A	JP 9-152551 A (株式会社ニコン) 1997.06.10, 全文、全図、特に実施例1 & US 5717527 A, the whole document, Embodiment 1 & US 5920435 A	1, 5, 7 2-4, 6									
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ 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 15.09.2016		国際調査報告の発送日 27.09.2016									
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) 瀬戸 息吹 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 6 / 0 7 5 1 5 7
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	WO 2014/045800 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2014.03.27, 全文、全図 & US 2014/0233110 A1, the whole document & WO 2014/045800 A1 & EP 2899580 A1 & CN 104169775 A	1-7
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, the whole document & EP 2149809 A1	1-7

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, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

F ターム(参考) 2H087 KA10 LA03 MA07 MA13 NA14 NA18 PA06 PA20 PB09 QA01
QA06 QA07 QA18 QA21 QA26 QA37 QA39 QA41 QA45 RA36
RA42 RA43
4C161 FF40

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

专利名称(译)	用于内窥镜和内窥镜的可变放大率光学系统		
公开(公告)号	JPWO2017043351A1	公开(公告)日	2018-06-21
申请号	JP2017515248	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		
[标]发明人	那須幸子		
发明人	那須 幸子		
IPC分类号	G02B13/04 G02B23/26 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00188 A61B1/00096 A61B1/00163 G02B15/15 G02B23/243 G02B23/26		
FI分类号	G02B13/04.D G02B23/26.C A61B1/00.735		
F-TERM分类号	2H040/CA23 2H087/KA10 2H087/LA03 2H087/MA07 2H087/MA13 2H087/NA14 2H087/NA18 2H087/PA06 2H087/PA20 2H087/PB09 2H087/QA01 2H087/QA06 2H087/QA07 2H087/QA18 2H087/QA21 2H087/QA26 2H087/QA37 2H087/QA39 2H087/QA41 2H087/QA45 2H087/RA36 2H087/RA42 2H087/RA43 4C161/FF40		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
优先权	2015176173 2015-09-07 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

具有正屈光力的第一透镜组具有至少一个具有凹面且面对像侧的负透镜，一个具有凸面面对像侧的正透镜，以及其中将负透镜和正透镜粘合在一起的粘合透镜，负透镜和正透镜。从具有负光焦度的第二透镜组至少具有与透镜粘合的胶合透镜，以及具有正光焦度的第三透镜组至少具有与正透镜和负透镜胶合的胶合透镜 用于内窥镜的变倍光学系统被配置为满足预定条件。

