

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017年8月31日(31.08.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/145264 A1

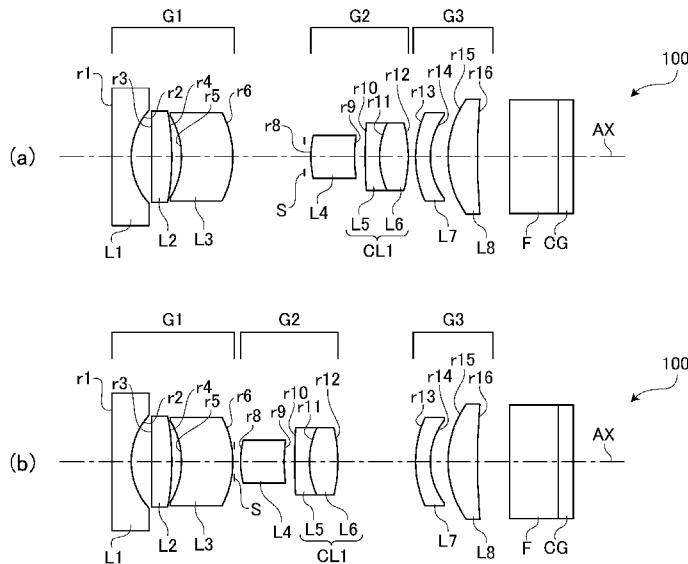
- (51) 国際特許分類:
G02B 15/16 (2006.01) G02B 15/14 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01) G02B 23/26 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/055250
- (22) 国際出願日: 2016年2月23日(23.02.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: HOYA株式会社(HOYA CORPORATION) [JP/JP]; 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 那須 幸子(NASU, Sachiko); 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 HOYA株式会社内 Tokyo (JP). 藤井 宏明(FUJII, Hiroaki); 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 HOYA株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 松岡 修平, 外(MATSUOKA, Shuhei et al.); 〒2060034 東京都多摩市鶴牧1丁目24番1号 新都市センタービル6F Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: VARIABLE MAGNIFICATION OPTICAL SYSTEM FOR ENDOSCOPE AND ENDSCOPE

(54) 発明の名称: 内視鏡用変倍光学系及び内視鏡



(57) Abstract: This variable magnification optical system for an endoscope is configured so as to satisfy prescribed conditions, the variable magnification optical system comprising: a first lens group having negative power and having at least a negative lens with the concave surface facing an image and a positive meniscus lens having the concave surface facing an object; a second lens group having positive power and having at least a meniscus lens with the convex surface facing the object and a cemented lens formed by bonding a negative lens and a positive lens; and a third lens group having at least a positive lens with the convex surface facing the object.

(57) 要約: 像側に凹面を向けた負レンズ、物体側に凹面を向けた正メニスカスレンズを少なくとも有する負のパワーを持つ第一のレンズ群、物体側に凸面を向けたメニスカスレンズ、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二のレンズ群、物体側に凸面を向けた正レンズを少なくとも有する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。

WO 2017/145264 A1

明 細 書

発明の名称：内視鏡用変倍光学系及び内視鏡

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を備える内視鏡に関する。

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스코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4819969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、物体距離の変化に対して第二のレンズ群を移動させることによりフォーカシングを行う構成となっている。

発明の概要

[0004] しかし、特許文献1に例示される負先行タイプ（最も物体側のレンズが負レンズのタイプ）のレンズ構成では、広角端での画角を確保しつつ収差の発生を抑えるため、最も物体側の負レンズの有効径を大きくしなければならぬ。このような負先行タイプの変倍光学系は、内視鏡先端部内に組み込まれる他の構成要素（ライドガイドや鉗子チャンネル、送気・送水チャンネル等）の配置の自由度を低下させるだけでなく、細径な内視鏡先端部内への組み込みが難しい。また、特許文献1に例示されるレンズ構成では、物体距離の変化に対してフォーカシングは行えるものの、観察倍率の変化は小さい。また、観察倍率を変化させたときの収差変動が大きいため、広角端から望遠端に亘

って良好な光学性能を維持することが難しい。

[0005] 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、負先行タイプでありながら径方向の寸法を抑えることができ、且つ広角端から望遠端に亘って良好な光学性能を維持すると共に十分な観察倍率を確保することが可能な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、第三のレンズ群からなり、該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該第三のレンズ群に対して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、物体側に凹面を向けた正メニスカスレンズを少なくとも有する。第二のレンズ群は、物体側から順に、物体側に凸面を向けたメニスカスレンズと、負レンズ及び正レンズを接合した接合レンズと、を少なくとも有する。第三のレンズ群は、物体側に凸面を向けた正レンズを少なくとも有する。

[0007] 本発明の一実施形態に係る内視鏡用変倍光学系は、第一のレンズ群が有するメニスカスレンズの焦点距離を f_{s1} (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、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) と定義した場合に、次の2つの条件式

$$20 < f_{s1} / f_w < 50$$

$$1.2 < f_t / f_w < 1.5$$

を満たす。

[0008] なお、上記の条件式 ($20 < f_{s1} / f_w < 50$) は、第一群のレンズ群の焦点距離を f_1 (単位: mm) と定義した場合に、次の条件式

$$5 < | f_{s1} / f_1 | < 20$$

に置き換えることができる。

[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、第二群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

$$2 < f_2 / f_w < 5$$

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、第三群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

$$5 < f_3 / f_w < 20$$

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、第一群のレンズ群の焦点距離を f_1 (単位: mm) と定義した場合に、次の条件式

$$-4 < f_1 / f_w < -2$$

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用変倍光学系は、例えば画角が 120° 以上である。

[0014] 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。

[0015] 本発明の一実施形態によれば、負先行タイプでありながら径方向の寸法を抑えることができ、且つ広角端から望遠端に亘って良好な光学性能を維持すると共に十分な観察倍率を確保することが可能な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

[0016] [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。

発明を実施するための形態

[0017] 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、及び該内視鏡用変倍光学系が組み込まれた電子スコープについて説明する。

[0018] 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。

[0019] 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。

[0020] 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。

[0021] 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、正又は負のパワーを持つ第三のレンズ群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。

[0022] 第一のレンズ群G1は、物体側から順に、像側に凹面を向けた負レンズ（図2の例では、レンズL1）、物体側に凹面を向けた正メニスカスレンズ（図2の例では、レンズL3）を少なくとも有し、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。「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。

[0023] このように、第一のレンズ群G 1内に物体側に凹面（言い換えると、像面に凸面）を向けた正のパワーを持つメニスカスレンズを配置することにより、像側に凹面を向けた負レンズで発生する収差が相殺される。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光学性能が維持される。

[0024] 第二のレンズ群G 2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り、色収差の発生を抑えるため、物体側から順に、物体側に凸面を向けたメニスカスレンズ（図2の例では、レンズL 4）と、正負2枚のレンズを接合した接合レンズ（図2の例では、レンズL 5とレンズL 6とを接合した接合レンズC L 1）を少なくとも有する構成となっている。なお、図2の例では、接合レンズC L 1は、負レンズ（レンズL 5）が物体側に配置され、正レンズ（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、負レンズが像側に配置されてもよい。

[0025] 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AX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。

[0026] 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G 2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L 4の物体側面r 8）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。

[0027] 第三のレンズ群G 3は、正又は負のパワーを持つレンズ群であり、内視鏡用変倍光学系100から固体撮像素子への光の射出角度を抑えるため、物体側に凸面を向けた正レンズ（図2の例では、レンズL 8）を少なくとも有する構成となっている。

[0028] 内視鏡用変倍光学系100は、第一のレンズ群G 1が有するメニスカスレンズの焦点距離を f_{s1} （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、望遠端での全系の焦点距離を f_t （単位：mm）と定義した場合に、次の2つの条件式（1）及び（2）

$$20 < f_{s1} / f_w < 50 \dots (1)$$

$$1.2 < f_t / f_w < 1.5 \dots (2)$$

を満たす構成となっている。

[0029] 条件式（1）が満たされることにより、内視鏡用変倍光学系100の中で有効径が最も大きくなりがちな第一のレンズ群G 1内の負レンズの有効径が抑えられて、内視鏡用変倍光学系100全体の径方向の寸法が抑えられる。そのため、細径に設計された電子スコープ1の先端部12内への組み込みに好適である。また、内視鏡用変倍光学系100全体の径方向の寸法が抑えられることにより、先端部12内に組み込まれる他の構成要素（ライドガイドや鉗子チャネル、送気・送水チャネル等）の配置の自由度が向上する。

[0030] また、条件式（1）が満たされることにより、第一のレンズ群G 1内で発生する収差が抑えられて、広角端から望遠端に亘って良好な光学性能がより一層維持される。

[0031] 条件式（1）において f_{s1} / f_w が右辺の値である50以上となる場合、第一のレンズ群G 1内において正のパワーが弱くなりすぎて、第一のレンズ群G 1内の負レンズで発生する収差を相殺することが難しくなる。また、条件式（1）において f_{s1} / f_w が右辺の値である50以上となる場合、第一のレンズ群G 1内で発生する収差を適正な量に抑えるには、画角を狭く設計せざるを得ない。

[0032] 条件式（1）において f_{s1} / f_w が左辺の値である20以下となる場合、第

一のレンズ群G 1 内において正のパワーが強くなりすぎるため、第一のレンズ群G 1 内で発生する収差を適正な量に抑えるべく、第一のレンズ群G 1 内の負レンズの有効径を大きくしなければならない。

[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づくほど短くなり、望遠端に到達したときに最も短くなるのが好ましい。条件式(2)が満たされることにより、観察倍率に対する物体距離の変化が適正となる。また、観察倍率が十分に確保される。

[0034] 条件式(2)において f_t/f_w が右辺の値である1.5以上となる場合、倍率変化に伴うFナンバーの変化が大きくなりすぎて、望遠端での解像が低下する。

[0035] 条件式(2)において f_t/f_w が左辺の値である1.2以下となる場合、望遠端での倍率が小さくなりすぎるため、術者による十分な観察が難しくなる。

[0036] なお、条件式(1)は、第一群のレンズ群G 1の焦点距離を f_1 (単位:m m)と定義した場合に、次の条件式(3)に置き換えてもよい。

$$5 < |f_{s1}/f_1| < 20 \dots (3)$$

[0037] 条件式(2)及び(3)が満たされる場合も、条件式(1)及び(2)が満たされる場合と同等の効果が得られる。

[0038] 内視鏡用変倍光学系100は、第二群のレンズ群G 2の焦点距離を f_2 (単位:m m)と定義した場合に、次の条件式(4)

$$2 < f_2/f_w < 5 \dots (4)$$

を満たす構成となっている。

[0039] 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の全長を抑えつつも変倍に必要な第二のレンズ群G 2の移動量を確保することが可能となる。

[0040] 条件式(4)において f_2/f_w が右辺の値である5以上となる場合、第二のレンズ群G 2のパワーが弱くなりすぎることから、変倍に必要な第二のレ

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(4)において f_2/f_w が右辺の値である5以上となる場合、観察倍率が高くなりすぎてしまい、望遠端での観察を行う際の電子スコープ1の操作性が低下する。例示的には、電子スコープ1の先端部12が僅かな操作で大きく動くようになるため、術者が観察したい領域を画角内に収めることが難しくなる。

[0041] 条件式(4)において f_2/f_w が左辺である2以下となる場合、第二のレンズ群G 2のパワーが強くなりすぎることから、変倍に必要な第二のレンズ群G 2の移動量を抑えることができるものの、ペッツバル和が負に大きくなり像面湾曲が大きく発生する。

[0042] 内視鏡用変倍光学系100は、第三群のレンズ群G 3の焦点距離を f_3 (単位: mm)と定義した場合に、次の条件式(5)

$$5 < f_3 / f_w < 20 \dots (5)$$

を満たす構成となっている。

[0043] 条件式(5)が満たされることにより、内視鏡用変倍光学系100から固体撮像素子への光の射出角度が広角端から望遠端に亘って抑えられる。

[0044] 条件式(5)において f_3/f_w が右辺の値である20以上となる場合、第三のレンズ群G 3のパワーが弱くなることにより、変倍に伴う射出角度の変化が小さくなる一方、コマ収差及び色収差が大きく発生する。

[0045] 条件式(5)において f_3/f_w が左辺の値である5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て、変倍に伴う射出角度の変化が大きくなる。

[0046] 内視鏡用変倍光学系100は、次の条件式(6)

$$-4 < f_1 / f_w < -2 \dots (6)$$

を満たす構成となっている。

[0047] 条件式(6)が満たされることにより、第一群のレンズ群G 1の有効径が

抑えられる。

[0048] 条件式(6)において f_1/f_w が右辺の値である -2 以上となる場合、最も物体側に位置する第一のレンズ群G1内の負レンズのパワーが強くなりすぎて、コマ収差が大きく発生する。

[0049] 条件式(6)において f_1/f_w が左辺の値である -4 以下となる場合、第一のレンズ群G1の負のパワーを確保するため、最も物体側に位置する第一のレンズ群G1内の負レンズの有効径を大きくしなければならない。

[0050] 次に、これまで説明した内視鏡用変倍光学系100の具体的な数値実施例を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

[0051] 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に示される通りである。

[0052] 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)の具体的な数値構成(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線のアッベ数を、それぞれ示す。

[0053] 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100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D6(単位: mm)、群間隔D12(単位: mm))を広角端、望遠端のそれぞれについて示す。群間隔D6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D12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D6、群間隔D12は、変倍位置に応じて変わる。

[0054]

[表1]

実施例1

面データ

| NO | R | D | N(d) | νd |
|----|----------|-------|---------|---------|
| 1 | INFINITY | 0.376 | 1.88300 | 40.8 |
| 2 | 1.359 | 0.397 | | |
| 3 | -44.859 | 0.381 | 1.62041 | 60.3 |
| 4 | -5.196 | 0.188 | | |
| 5 | -1.552 | 0.984 | 1.84666 | 23.8 |
| 6 | -1.863 | 1.380 | | |
| 7絞 | INFINITY | 0.124 | | |
| 8 | 1.905 | 0.839 | 1.83481 | 42.7 |
| 9 | 2.912 | 0.202 | | |
| 10 | 10.082 | 0.282 | 1.84666 | 23.8 |
| 11 | 1.540 | 0.547 | 1.69680 | 55.5 |
| 12 | -2.638 | 0.143 | | |
| 13 | 2.128 | 0.282 | 1.92286 | 18.9 |
| 14 | 1.339 | 0.340 | | |
| 15 | 1.962 | 0.566 | 1.77250 | 49.6 |
| 16 | 13.264 | 0.620 | | |
| 17 | INFINITY | 0.939 | 1.51407 | 73.4 |
| 18 | INFINITY | 0.282 | 1.51000 | 64.1 |
| 19 | INFINITY | - | | |

各種データ

| | 広角 | 望遠 |
|-------|--------|--------|
| Fナンバー | 5.7 | 7.4 |
| 焦点距離 | 1.04 | 1.47 |
| 倍率 | -0.101 | -0.539 |
| 半画角 | 74.8 | 38.9 |
| 像高 | 1.10 | 1.10 |
| D 6 | 1.380 | 0.028 |
| D12 | 0.143 | 1.495 |

[0055] 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、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。

[0056] 本実施例1に係る内視鏡用変倍光学系100は、レンズL1の有効径が抑えられていることにより、内視鏡用変倍光学系100全体の径方向の寸法が抑えられた構成となっている(表1参照)。また、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、少なくとも、物体側に凸面を向けた正レンズが配置されることにより(図2及び表1参照)、内視鏡用変倍光学系100から固体撮像素子への光の射出角度が抑えられた構成となっている。また、十分な観察倍率が確保されている(表1参照)。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。

実施例 2

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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な数値構成及び仕様を示す。なお、表2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「D14」で示す。

[0060]

[表2]

実施例2

面データ

| NO | R | D | N(d) | νd |
|----|----------|-------|---------|---------|
| 1 | INFINITY | 0.358 | 1.88300 | 40.8 |
| 2 | 1.341 | 0.344 | | |
| 3 | -15.373 | 0.433 | 1.59270 | 35.3 |
| 4 | -3.355 | 0.260 | | |
| 5 | -1.113 | 0.727 | 1.77250 | 49.6 |
| 6 | -1.374 | D 6 | | |
| 7絞 | INFINITY | 0.109 | | |
| 8 | 1.315 | 0.856 | 1.88300 | 40.8 |
| 9 | 1.231 | 0.212 | | |
| 10 | 5.476 | 0.269 | 1.84666 | 23.8 |
| 11 | 1.030 | 0.599 | 1.77250 | 49.6 |
| 12 | -1.845 | 0.053 | | |
| 13 | -3.990 | 0.269 | 1.76182 | 26.5 |
| 14 | -8.437 | D14 | | |
| 15 | 3.615 | 0.388 | 1.51742 | 52.4 |
| 16 | INFINITY | 0.622 | | |
| 17 | INFINITY | 0.896 | 1.51407 | 73.4 |
| 18 | INFINITY | 0.269 | 1.51000 | 64.1 |
| 19 | INFINITY | - | | |

各種データ

| | 広角 | 望遠 |
|-------|--------|--------|
| Fナンバー | 10.2 | 13.1 |
| 焦点距離 | 1.00 | 1.39 |
| 倍率 | -0.102 | -0.543 |
| 半画角 | 74.2 | 41.1 |
| 像高 | 1.05 | 1.05 |
| D 6 | 1.244 | 0.027 |
| D14 | 0.081 | 1.298 |

[0061] 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、光学系全体の径方向の寸法が抑えられた構成となっており、また、十分な観察倍率が確保され、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と共に内視鏡用変倍光学系100から固体撮像素子への光の射出角度が抑えられた構成となっている。

実施例 3

[0062] 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。

[0063] 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ある。

[0064] 表3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G2と第三のレンズ群G3との群間隔を符号「D14」で示す。

[0065] [表3]

実施例3

面データ

| NO | R | D | N(d) | ν_d |
|----|----------|-------|---------|---------|
| 1 | INFINITY | 0.341 | 1.88300 | 40.8 |
| 2 | 1.297 | 0.370 | | |
| 3 | -11.970 | 0.386 | 1.59270 | 35.3 |
| 4 | -3.153 | 0.291 | | |
| 5 | -1.003 | 0.619 | 1.77250 | 49.6 |
| 6 | -1.238 | D6 | | |
| 7絞 | INFINITY | 0.105 | | |
| 8 | 1.254 | 0.817 | 1.88300 | 40.8 |
| 9 | 1.227 | 0.199 | | |
| 10 | 5.125 | 0.256 | 1.84666 | 23.8 |
| 11 | 0.922 | 0.543 | 1.77250 | 49.6 |
| 12 | -2.153 | 0.065 | | |
| 13 | -6.885 | 0.256 | 1.84666 | 23.8 |
| 14 | -10.262 | D14 | | |
| 15 | 3.747 | 0.353 | 1.51742 | 52.4 |
| 16 | INFINITY | 0.589 | | |
| 17 | INFINITY | 0.852 | 1.51407 | 73.4 |
| 18 | INFINITY | 0.256 | 1.51000 | 64.1 |
| 19 | INFINITY | - | | |

各種データ

| | 広角 | 望遠 |
|-------|--------|--------|
| Fナンバー | 6.9 | 8.9 |
| 焦点距離 | 0.96 | 1.32 |
| 倍率 | -0.102 | -0.551 |
| 半画角 | 74.4 | 35.5 |
| 像高 | 1.00 | 0.89 |
| D6 | 1.235 | 0.094 |
| D14 | 0.085 | 1.227 |

[0066] 本実施例3に係る内視鏡用変倍光学系100は、図6及び図7並びに表3から判るように、光学系全体の径方向の寸法が抑えられた構成となっており、また、十分な観察倍率が確保され、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と共に内視鏡用変倍光学系100から固体撮像素子への光の射出角度が抑えられた構成となっている。

実施例 4

[0067] 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。

[0068] 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。

[0069] 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な数値構成及び仕様を示す。なお、表4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。

[0070] [表4]

実施例4

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 | D4 | | |
| 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 | - | | |

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 |
| 半面角 | 75.9 | 46.4 |
| 像高 | 1.00 | 1.00 |
| D4 | 1.030 | 0.085 |
| D12 | 0.116 | 1.062 |

[0071] 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、光学系全体の径方向の寸法が抑えられた構成となっており、また、十分な観察倍率が確保され、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と共に内視鏡用変倍光学系100から固体撮像素子への光の射出角度が抑えられた構成となっている。

実施例 5

[0072] 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。

[0073] 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。

[0074] 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「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。

[0075]

[表5]

実施例5

面データ

| NO | R | D | N(d) | νd |
|----|----------|-------|---------|---------|
| 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 | - | | |

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 |

[0076] 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、光学系全体の径方向の寸法が抑えられた構成となっており、また、十分な観察倍率が確保され、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と共に内視鏡用変倍光学系100から固体撮像素子への光の射出角度が抑えられた構成となっている。

[0077] (条件式検証)

表6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。

[0078] [表6]

(条件式検証)

| | 実施例1 | 実施例2 | 実施例3 | 実施例4 | 実施例5 |
|--------------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| (1) f_{s1}/f_w | 23.5 | 35.4 | 47.2 | 20.7 | 37.5 |
| (2) f_t/f_w | 1.42 | 1.39 | 1.38 | 1.28 | 1.34 |
| (3) $ f_{s1}/f_1 $ | 7.68 | 10.85 | 15.15 | 6.10 | 12.21 |
| (4) f_2/f_w | 2.57 | 2.50 | 2.44 | 2.33 | 2.33 |
| (5) f_3/f_w | 7.42 | 6.99 | 7.57 | 7.73 | 9.33 |
| (6) f_1/f_w | -3.06 | -3.26 | -3.11 | -3.40 | -3.07 |

[0079] 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 6 に示されるように、条件式 (1) 及び (2) (並びに条件式 (1) 及び (3)) を満たす。これにより、本実施例 1～5 の各実施例では、光学系全体の径方向の寸法が抑えられた構成となっており、また、十分な観察倍率が確保され、且つ広角端から望遠端に亘って良好な光学性能がより一層維持されている。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、条件式 (4)～(6) も更に満たす。そのため、本実施例 1～5 の各実施例では、条件式 (4)～(6) を満たすことによる更なる効果が奏される。

[0080] 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。

請求の範囲

[請求項1] 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、第三のレンズ群からなり、該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該第三のレンズ群に対して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、物体側に凹面を向けた正メニスカスレンズを少なくとも有し、

前記第二のレンズ群は、

物体側から順に、物体側に凸面を向けたメニスカスレンズと、負レンズ及び正レンズを接合した接合レンズとを少なくとも有し、

前記第三のレンズ群は、

物体側に凸面を向けた正レンズを少なくとも有し、

前記第一のレンズ群が有する前記メニスカスレンズの焦点距離を f_{s1} (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、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) と定義した場合に、次の2つの条件式

$$2.0 < f_{s1} / f_w < 5.0$$

$$1.2 < f_t / f_w < 1.5$$

を満たす、

内視鏡用変倍光学系。

[請求項2] 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、第三のレンズ群からなり、該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該第三のレンズ群に対して該第二

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、物体側に凹面を向けた正メニスカスレンズを少なくとも有し、

前記第二のレンズ群は、

物体側から順に、物体側に凸面を向けたメニスカスレンズと、負レンズ及び正レンズを接合した接合レンズとを少なくとも有し、

前記第三のレンズ群は、

物体側に凸面を向けた正レンズを少なくとも有し、

前記第一のレンズ群が有する前記メニスカスレンズの焦点距離を f_{s1} (単位: mm) と定義し、該第一群のレンズ群の焦点距離を f_1 (単位: mm) と定義し、広角端での該第一から前記第三のレンズ群の合成焦点距離を f_w (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) と定義した場合に、次の2つの条件式

$$5 < |f_{s1} / f_1| < 20$$

$$1.2 < f_t / f_w < 1.5$$

を満たす、

内視鏡用変倍光学系。

[請求項3] 前記第二群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

$$2 < f_2 / f_w < 5$$

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] 前記第三群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

$$5 < f_3 / f_w < 20$$

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] 前記第一群のレンズ群の焦点距離を f_1 (単位: mm) と定義した

場合に、次の条件式

$$-4 < f_1 / f_w < -2$$

を満たす、

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] 画角が 120° 以上である、

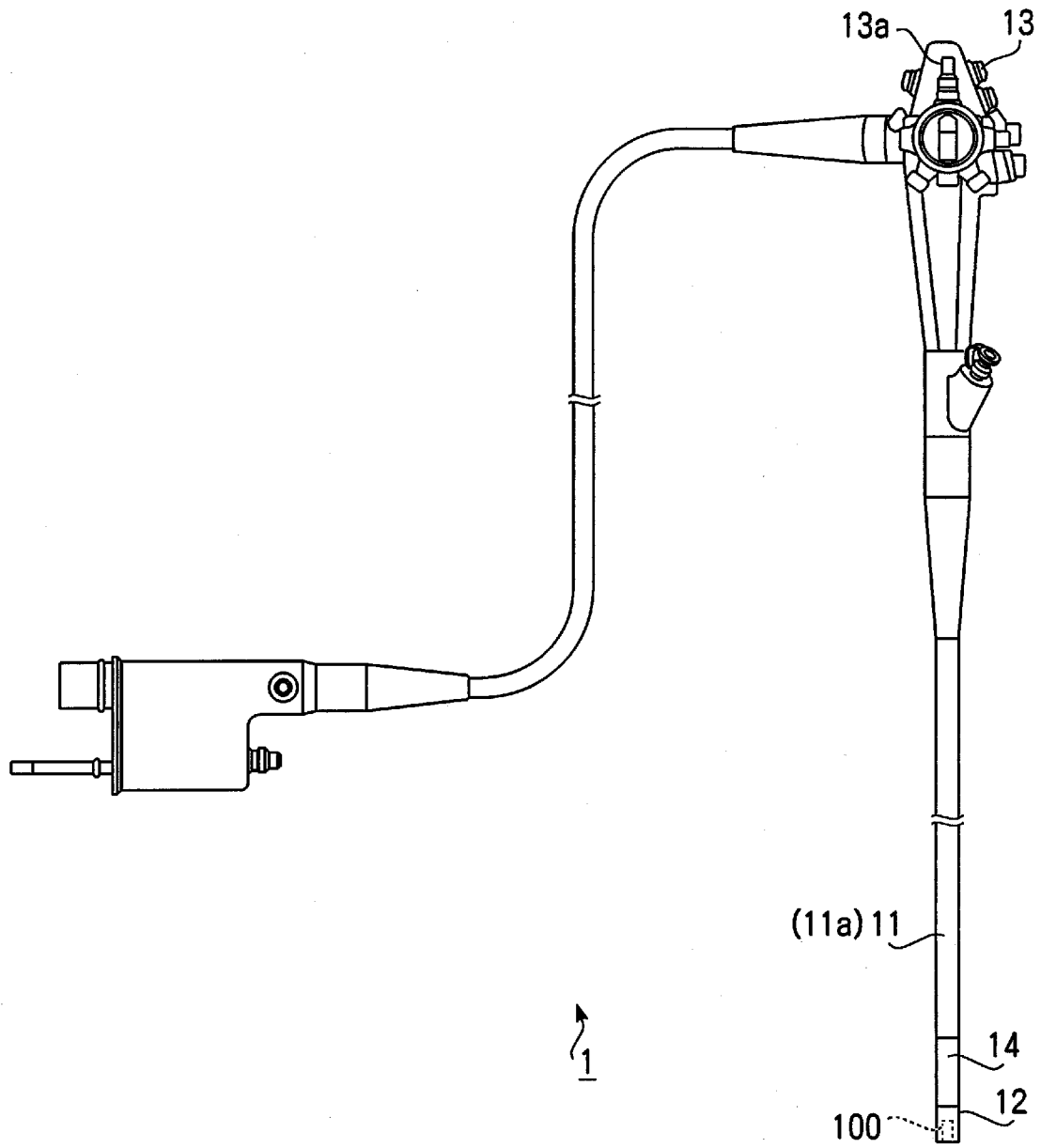
請求項 1 から請求項 6 の何れか一項に記載の内視鏡用変倍光学系。

[請求項8] 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が

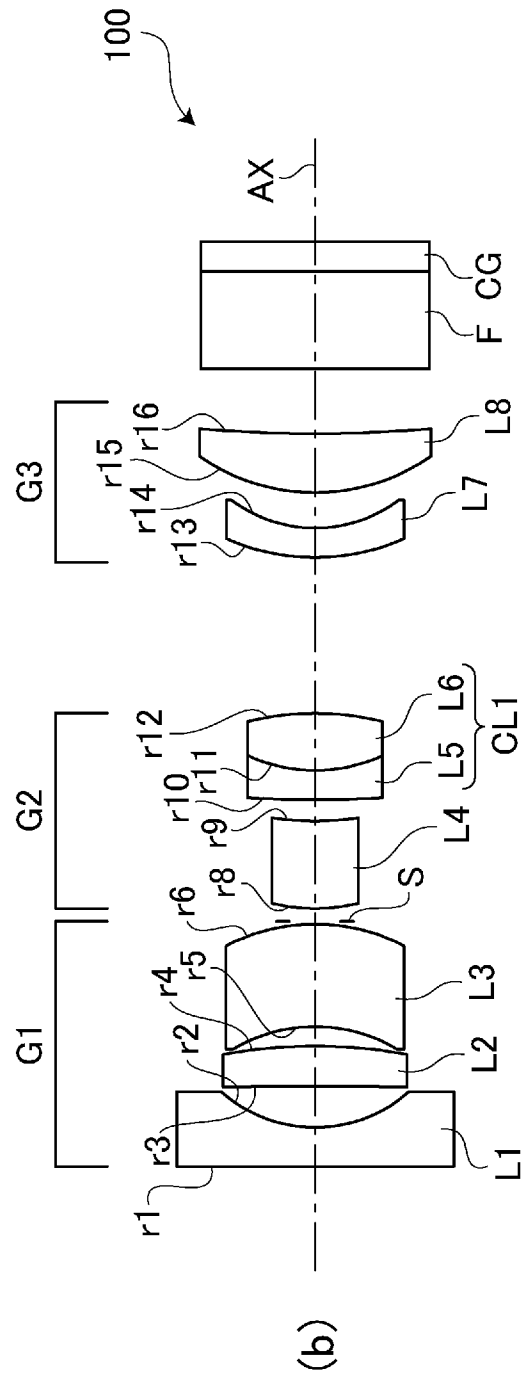
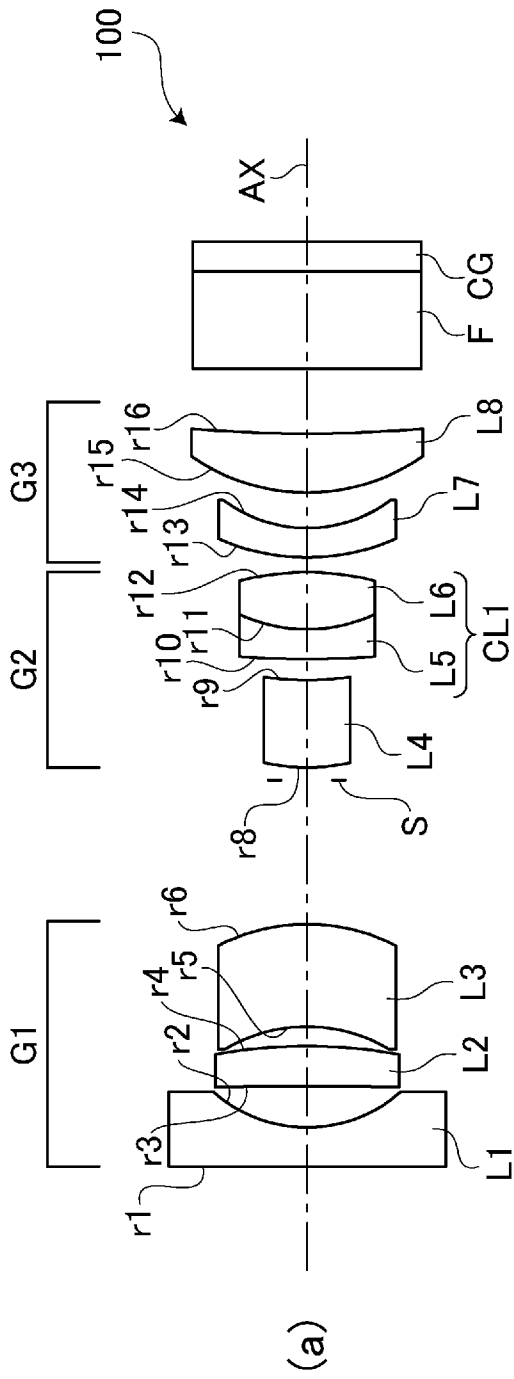
先端に組み込まれた、

内視鏡。

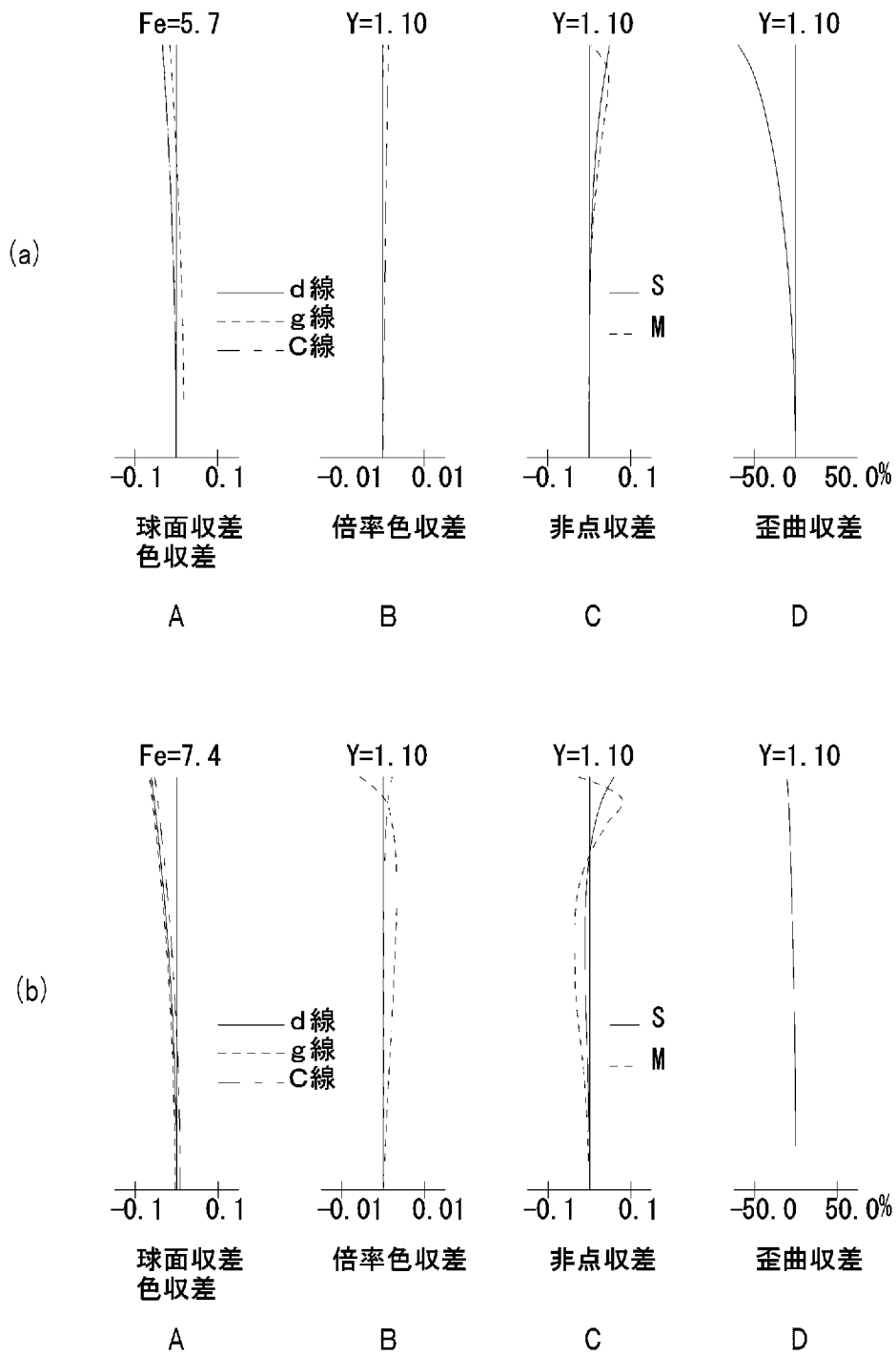
[図1]



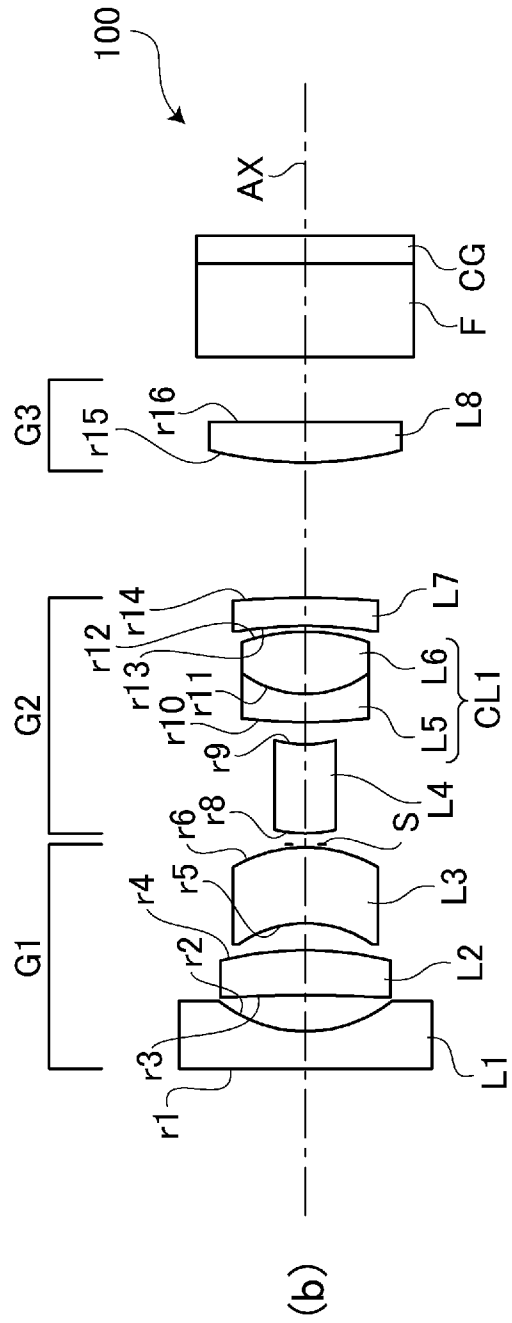
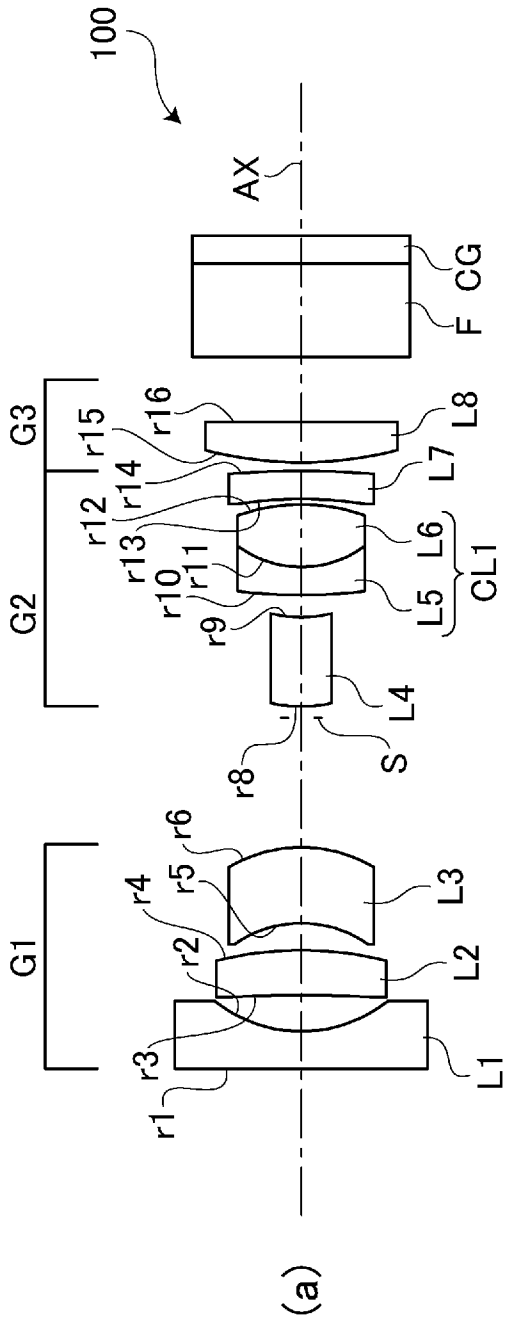
[図2]



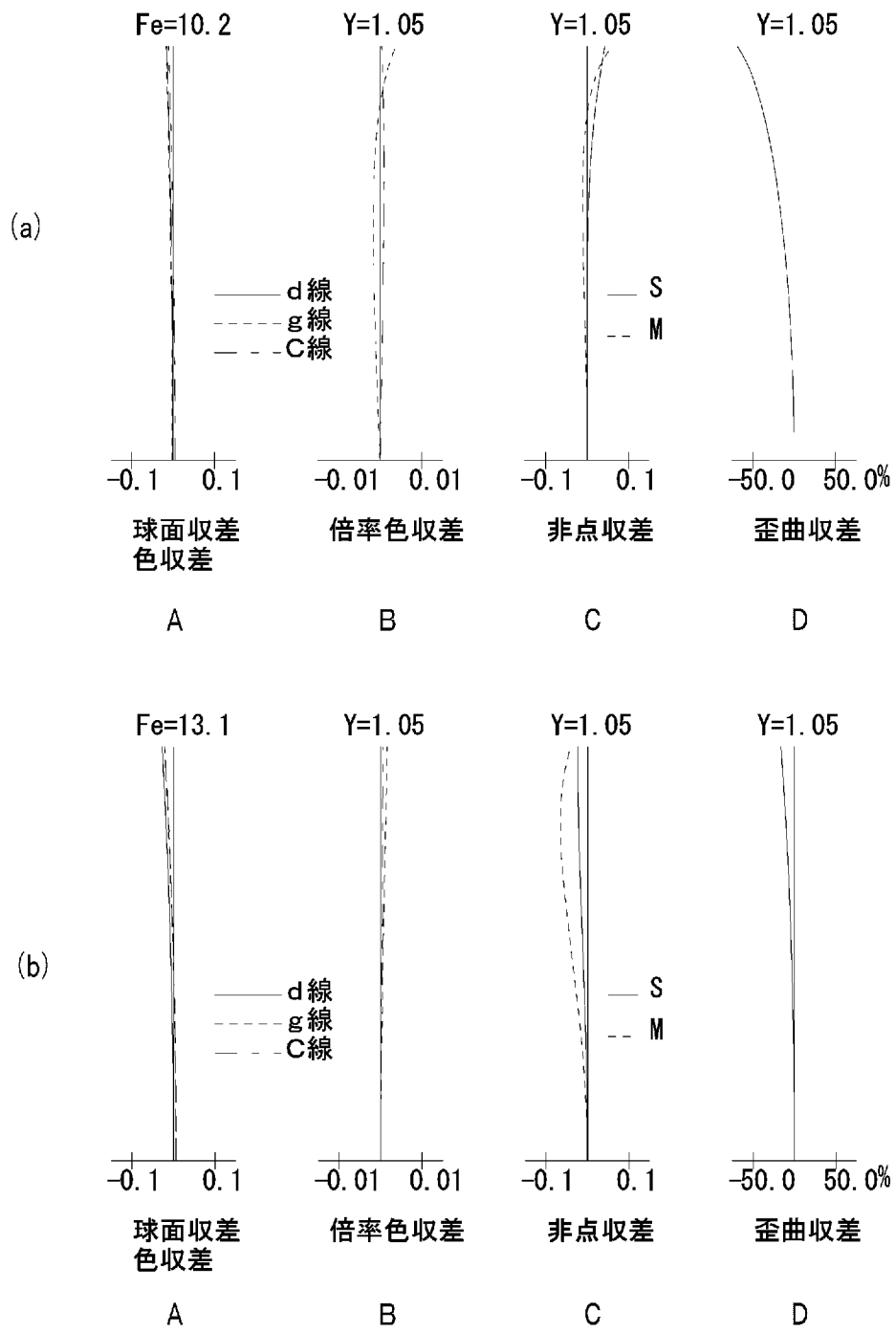
[図3]



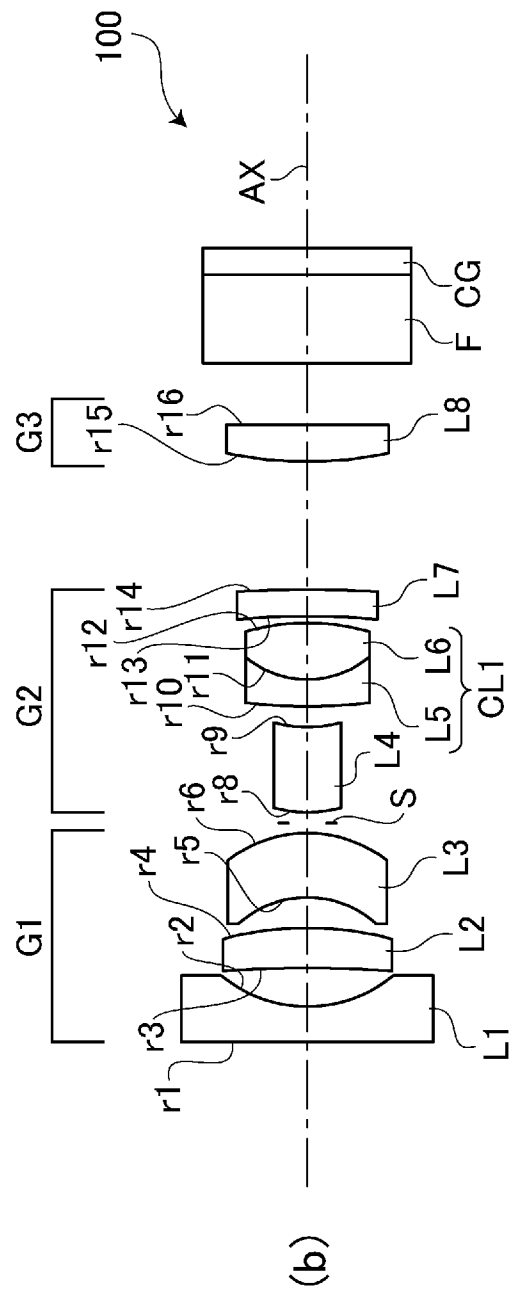
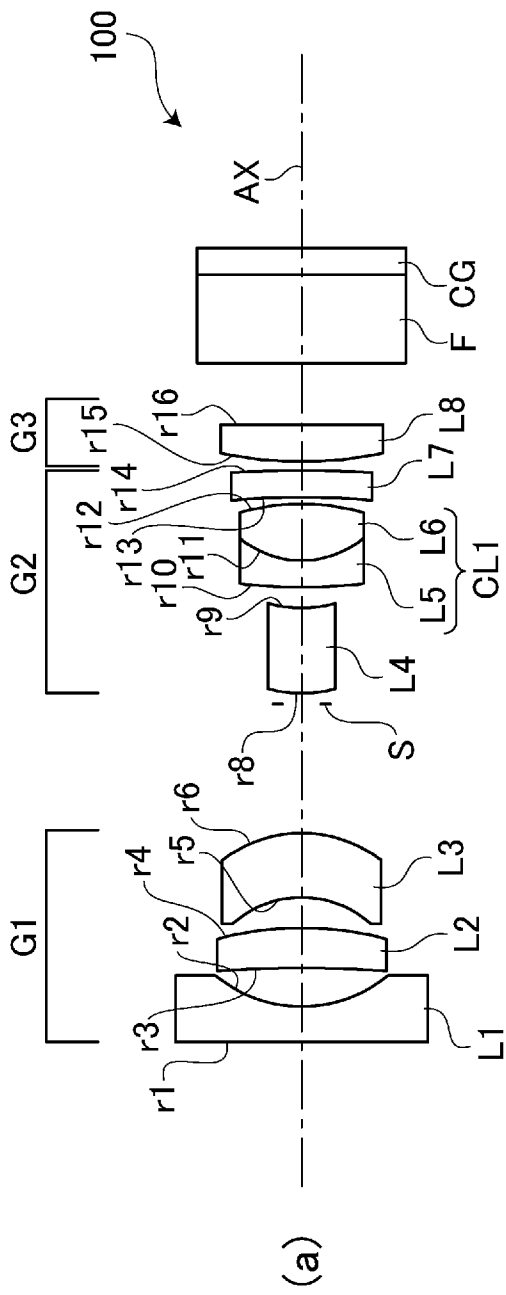
[図4]



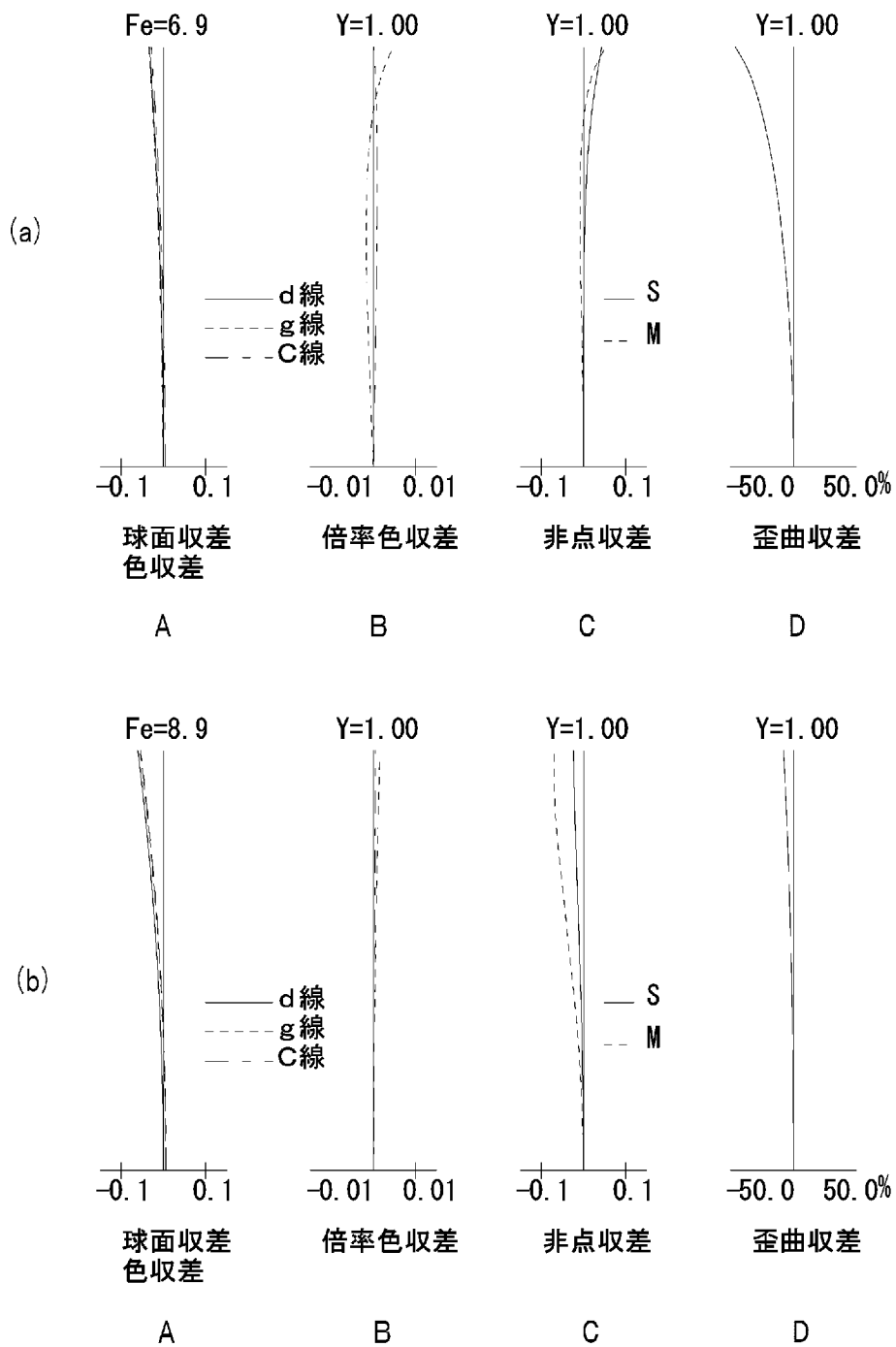
[図5]



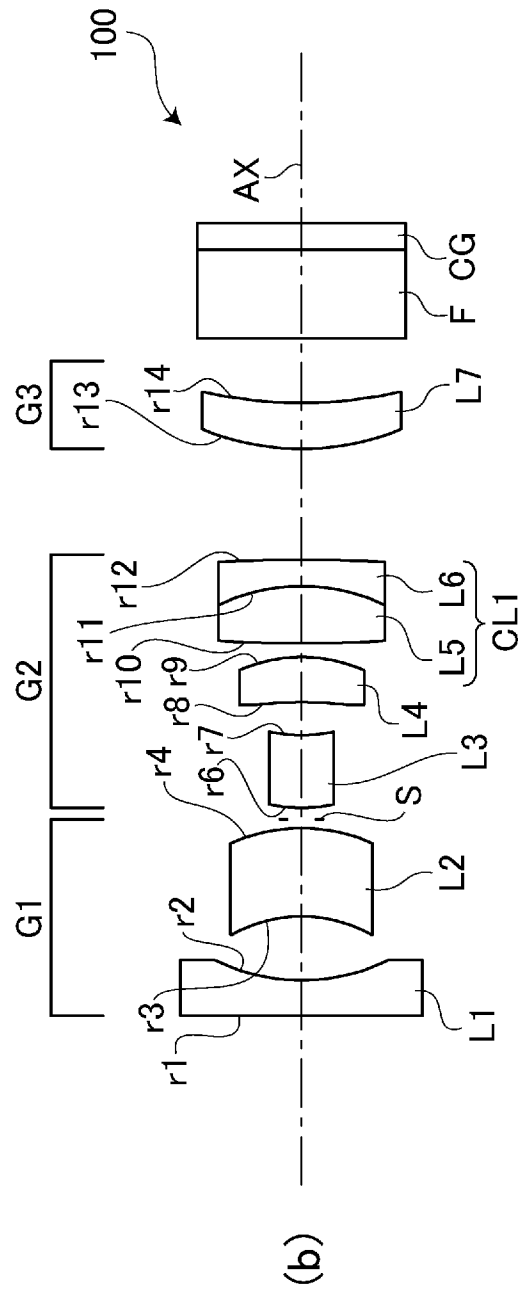
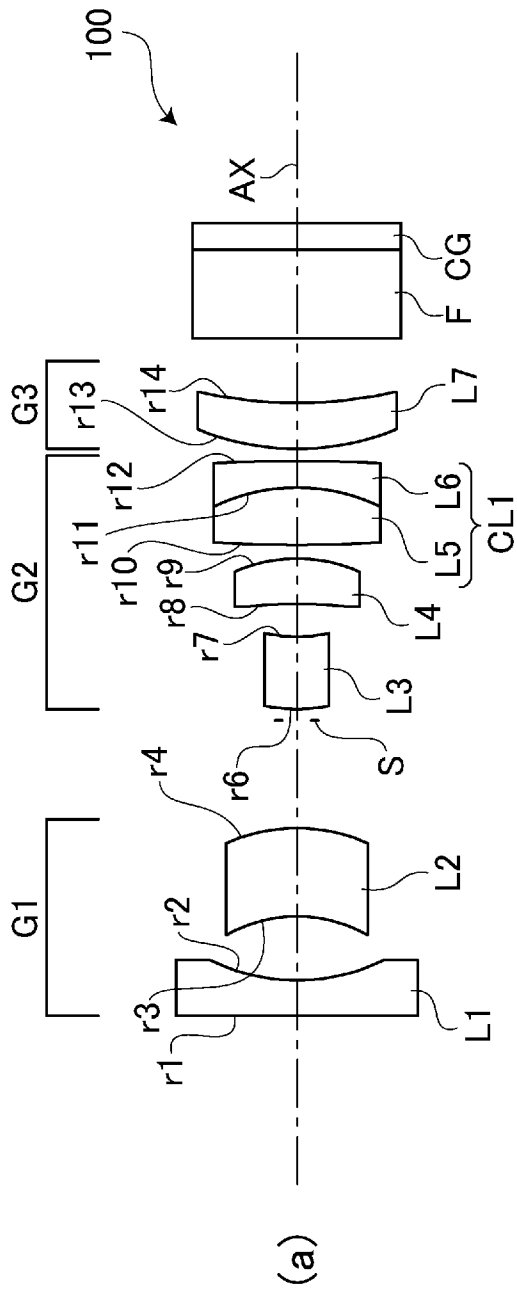
[図6]



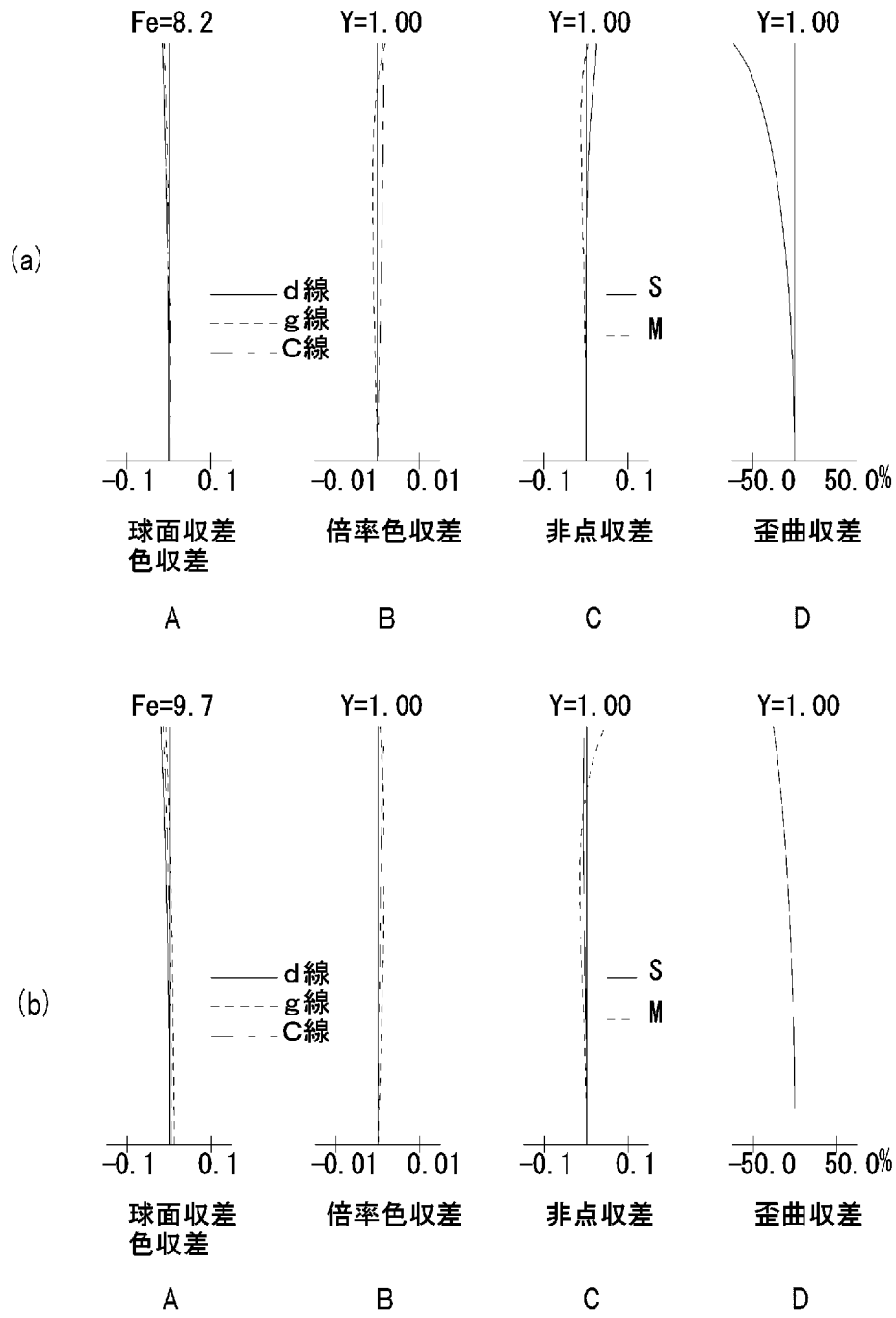
[図7]



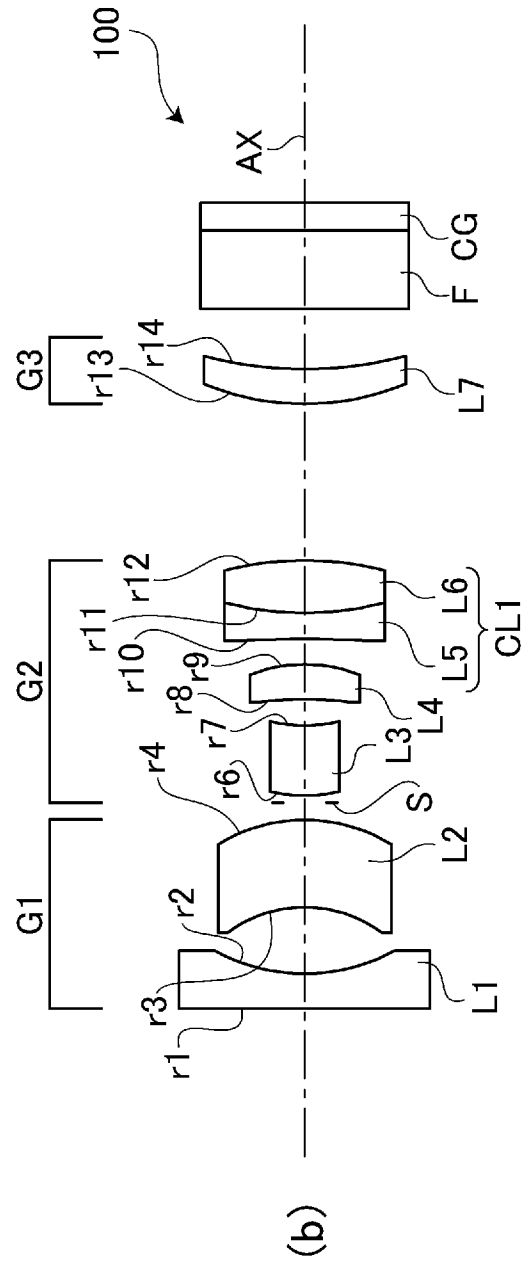
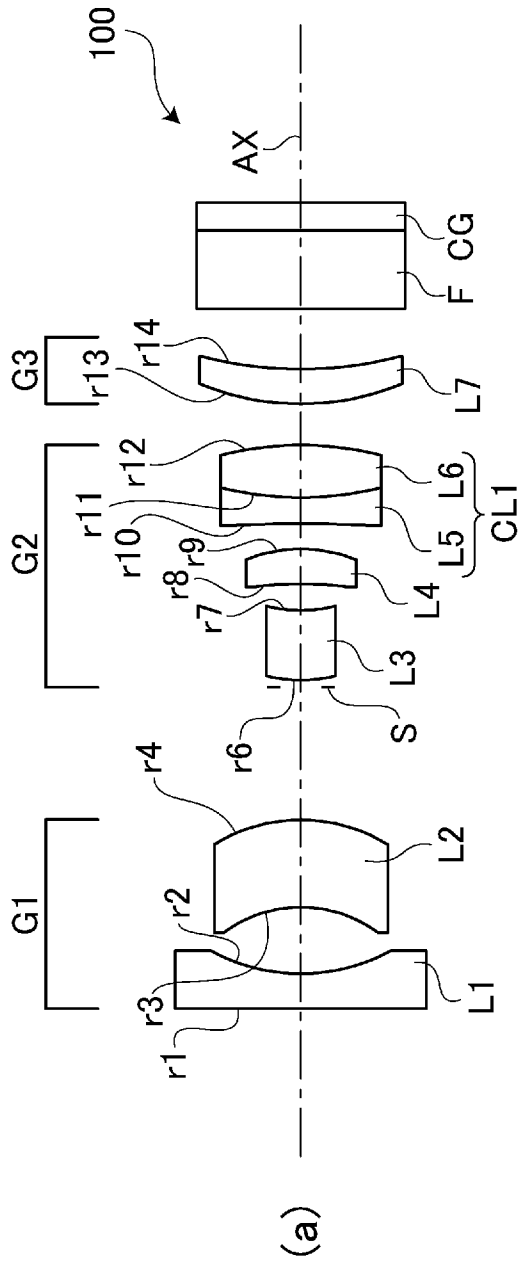
[図8]



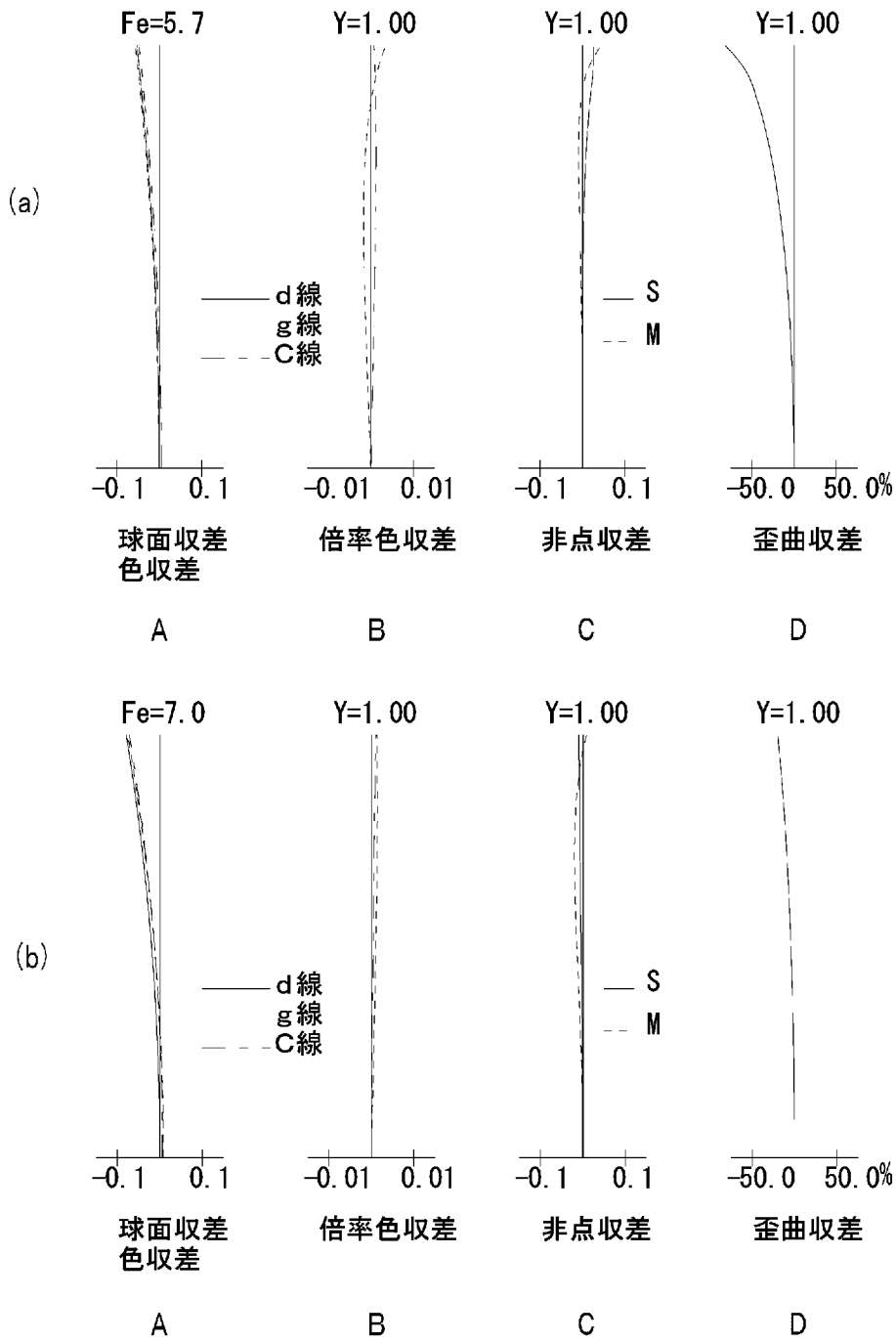
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/055250

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 2005-292403 A (Konica Minolta Opto, Inc.), 20 October 2005 (20.10.2005), example 3 & US 2005/0231817 A1 example 3 | 1-8 |

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. G02B15/16(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B15/14(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. G02B15/16, A61B1/00, G02B15/14, 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

| | |
|-------------|------------|
| 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 |
|-----------------|---|----------------|
| A | JP 2014-145869 A (キヤノン株式会社) 2014.08.14, 実施例 1 (ファミリーなし) | 1-8 |
| A | JP 2007-93961 A (フジノン株式会社) 2007.04.12, 実施例 1-4 & US 2007/0070523 A1, Embodiment 1-4 & EP 1770425 A1 & KR 10-2007-0036006 A & CN 1940632 A | 1-8 |
| A | JP 2005-292403 A (コニカミノルタオプト株式会社) 2005.10.20, 実施例 3 & US 2005/0231817 A1, Example 3 | 1-8 |

☐ 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 | 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの |
| 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの | 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの |
| 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) | 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの |
| 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 | 「&」 同一パテントファミリー文献 |
| 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 | |

国際調査を完了した日

13.05.2016

国際調査報告の発送日

24.05.2016

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)

堀井 康司

2V

3713

電話番号 03-3581-1101 内線 3271