

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/108500

発行日 平成27年5月11日(2015.5.11)

(43) 国際公開日 平成25年7月25日(2013.7.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G02B 13/00 (2006.01)	G O 2 B 13/00	2 H 0 4 0
G02B 23/26 (2006.01)	G O 2 B 23/26 A	2 H 0 8 7
G02B 13/18 (2006.01)	G O 2 B 13/18	4 C 1 6 1
A61B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

出願番号 特願2013-542697 (P2013-542697)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2012/081490
(22) 国際出願日 平成24年12月5日 (2012.12.5)
(11) 特許番号 特許第5427323号 (P5427323)
(45) 特許公報発行日 平成26年2月26日 (2014.2.26)
(31) 優先権主張番号 特願2012-7964 (P2012-7964)
(32) 優先日 平成24年1月18日 (2012.1.18)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)
(31) 優先権主張番号 特願2012-163042 (P2012-163042)
(32) 優先日 平成24年7月23日 (2012.7.23)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100118913
弁理士 上田 邦生
(74) 代理人 100112737
弁理士 藤田 考晴
(72) 発明者 研野 孝吉
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 立体視内視鏡用光学系

(57) 【要約】

広画角の観察範囲を観察する際に見やすく立体感のある観察を行う。間隔を空けて配列された光軸(2a, 3a)を有する2つの対物光学系(2, 3)を備え、下記の条件を満足する立体視内視鏡用光学系1を提供する。

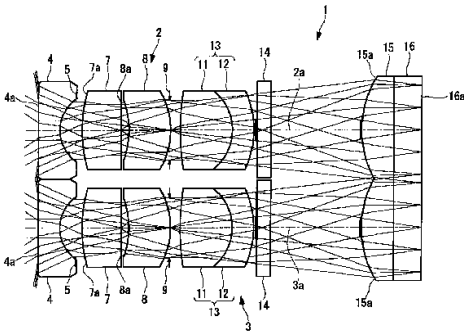
$$0.5\text{ mm} < OP < 1.5\text{ mm} \quad (1)$$

$$3\text{ mm} < D < 200\text{ mm} \quad (2)$$

$$\alpha < 10^\circ \quad (3)$$

$$110^\circ < \omega < 180^\circ \quad (4)$$

ここで、OPは、対物光学系(2, 3)の最先端の光学部材(4)における光軸(2a, 3a)の間隔、Dは被写界深度、αは被写界深度Dの近点観察時の輻輳角(内向角)、ωは対物光学系(2, 3)の画角である。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

間隔を空けて配列された光軸を有する 2 つの対物光学系を備え、下記の条件を満足する立体視内視鏡用光学系。

$$0.5\text{ mm} < OP < 1.5\text{ mm} \quad (1)$$

$$3\text{ mm} < D < 200\text{ mm} \quad (2)$$

$$\alpha < 10^\circ \quad (3)$$

$$110^\circ < \omega < 180^\circ \quad (4)$$

ここで、

OP は前記対物光学系の最先端の光学部材における前記光軸の間隔、

D は被写界深度、

α は前記被写界深度 D の近点観察時の輻輳角（内向角）、

ω は前記対物光学系の画角

である。

【請求項 2】

2 つの前記対物光学系の最先端の前記光学部材における前記光軸が相互に平行に配置されている請求項 1 に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項 3】

各前記対物光学系が、光軸方向に間隔を空け、かつ、相互に偏心して配置された 2 つのレンズ群と、該 2 つのレンズ群の間に配置され、一方のレンズ群を透過した光を偏向して他方のレンズ群に入射させる光軸偏向部材とを備える請求項 1 または請求項 2 に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項 4】

前記光軸偏向部材が、2 つの前記レンズ群の光軸に対して傾斜して配置された平行平板である請求項 3 に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項 5】

前記光軸偏向部材が、2 つの前記レンズ群の光軸に対して互いに異なる角度に傾斜して配置された入射面および射出面を有する楔プリズムである請求項 3 に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項 6】

最先端の前記光学部材が、異なる 2 つの光学像を形成する光線を交差させるように透過させる請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項 7】

2 つの前記対物光学系の最先端の前記光学部材が一体的に形成されている請求項 6 に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項 8】

前記対物光学系の光学像位置に、光軸方向に所定の長さ範囲にわたって配置され、各前記対物光学系を透過した光を別個に通過させる貫通孔を有する遮光部材を備える請求項 7 に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項 9】

前記対物光学系の 2 つの光軸の間に前記光軸方向に沿って所定の長さ範囲にわたって配置され、これらの対物光学系ごとに光を別個に透過させる遮光部材を備える請求項 7 に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項 10】

各前記対物光学系の前記 2 つのレンズ群が、同一の回転対称軸回りに回転対称な入射面および射出面を有する複数の光学部材により構成されている請求項 5 に記載の立体視内視鏡用光学系。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

30

40

50

本発明は、立体視内視鏡用光学系に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、立体観察システムが知られている（例えば、特許文献1参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2004-309930号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0004】

しかしながら、この特許文献1の立体観察システムは、画角が60°程度のものであり、広画角の観察ができないという不都合がある。

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、広画角の観察範囲を観察する際に見やすく立体感のある観察を行うことができる立体視内視鏡用光学系を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の一態様は、間隔を空けて配列された光軸を有する2つの対物光学系を備え、下記の条件を満足する立体視内視鏡用光学系である。

20

$$0.5\text{ mm} < OP < 1.5\text{ mm} \quad (1)$$

$$3\text{ mm} < D < 200\text{ mm} \quad (2)$$

$$\alpha < 10^\circ \quad (3)$$

$$110^\circ < \omega < 180^\circ \quad (4)$$

ここで、OPは、前記対物光学系の最先端の光学部材における前記光軸の間隔、Dは被写界深度、 α は前記被写界深度Dの近点観察時の輻輳角（内向角）、 ω は前記対物光学系の画角である。

【0006】

このようにすることで、広画角の観察範囲を観察する際に見やすく立体感のある観察を行うことができる。対物光学系の最先端の光学部材における光軸の間隔が0.5mm以下となると立体感が損なわれ、1.5mm以上となると立体感が強すぎて観察者の気分が悪くなるという問題がある。

30

【0007】

上記態様においては、2つの前記対物光学系の最先端の前記光学部材における前記光軸が相互に平行に配置されていてもよい。

このようにすることで、2つの対物光学系を介して取得した2つの画像の周辺部分の倍率を略同等にすることができ、2つの画像を左右の眼で別々に観察する場合に、画像の縦ズレや横ズレを抑えることができる。画像の縦ズレが大きすぎると観察者の気分が悪くなり、横ズレが大きすぎると像面が歪んで見えるという不都合が発生する。

【0008】

40

上記態様においては、各前記対物光学系が、光軸方向に間隔を空け、かつ、相互に偏心して配置された2つのレンズ群と、該2つのレンズ群の間に配置され、一方のレンズ群を透過した光を偏向して他方のレンズ群に入射させる光軸偏向部材とを備えていてもよい。

このようにすることで、最先端の光学部材の光軸間隔が小さくても、2つの対物光学系同士の間隔を回避しながら狭い範囲に2つの像を結像させることができ、単一の撮像素子による撮影が可能とし、あるいは撮像素子の小型化を図ることができる。

【0009】

上記態様においては、前記光軸偏向部材が、2つの前記レンズ群の光軸に対して傾斜して配置された平行平板であってもよい。

このようにすることで、簡易に光軸を偏向させることができる。

50

【 0 0 1 0 】

上記態様においては、前記光軸偏向部材が、2つの前記レンズ群の光軸に対して互いに異なる角度に傾斜して配置された入射面および射出面を有する楔プリズムであってもよい。

このようにすることで、簡易に光軸を偏向させることができる。

上記態様においては、2つの前記対物光学系の最先端の前記光学部材が一体的に形成されていてもよい。

【 0 0 1 1 】

上記態様においては、最先端の前記光学部材が、異なる2つの光学像を形成する光線を交差させるように透過させてもよい。

このようにすることで、2つの対物光学系の最先端の光学部材の光軸間隔を小さくしても、2つの光学像を形成する光線を無駄なく集光することができる。

上記態様においては、2つの前記対物光学系の最先端の前記光学部材が一体的に形成されていてもよい。

【 0 0 1 2 】

上記態様においては、前記対物光学系の光学像位置に、光軸方向に所定の長さ範囲にわたって配置され、各前記対物光学系を透過した光を別個に通過させる貫通孔を有する遮光部材を備えていてもよい。

このようにすることで、2つの光学像を形成する光線が光学像位置において重複するのを防止することができる。

【 0 0 1 3 】

上記態様においては、前記対物光学系の2つの光軸の間に前記光軸方向に沿って所定の長さ範囲にわたって配置され、これらの対物光学系ごとに光を別個に透過させる遮光部材を備えていてもよい。

このようにすることで、2つの光学像を形成する光線が光学像位置において重複するのを防止することができる。これにより、左右像のクロストークを防ぐことができる。

【 0 0 1 4 】

上記態様においては、各前記対物光学系の前記2つのレンズ群が、同一の回転対称軸回りに回転対称な入射面および射出面を有する複数の光学部材により構成されていることとしてもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、広画角の観察範囲を観察する際に見やすく立体感のある観察を行うことができるという効果を奏する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 6 】

【 図 1 】 本発明の第1の実施形態に係る立体視内視鏡用光学系を示す図である。

【 図 2 】 本発明の第2の実施形態に係る立体視内視鏡用光学系を示す図である。

【 図 3 】 図2の立体視内視鏡用光学系の変形例を示す図である。

【 図 4 】 図3の立体視内視鏡用光学系の変形例を示す図である。

【 図 5 】 本発明の第3の実施形態に係る立体視内視鏡用光学系を示す図である。

【 図 6 】 本発明の第3の実施形態の変形例に係る立体視内視鏡用光学系を示す図である。

【 図 7 】 図1の立体視内視鏡用光学系の実施例を示す図である。

【 図 8 】 図2の立体視内視鏡用光学系の実施例を示す図である。

【 図 9 】 図3の立体視内視鏡用光学系の実施例を示す図である。

【 図 1 0 】 図5の立体視内視鏡用光学系の実施例1を示す図である。

【 図 1 1 】 (a) ~ (c) は図 1 0 の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。

【 図 1 2 】 (a) ~ (c) は同様に図 1 0 の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。

【 図 1 3 】 (a) ~ (c) は同様に図 1 0 の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図であ

10

20

30

40

50

る。

【図 1 4】図 6 の立体視内視鏡用光学系の実施例 2 を示す図である。

【図 1 5】(a) ~ (c) は同様に図 1 4 の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。

【図 1 6】(a) ~ (c) は同様に図 1 4 の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。

【図 1 7】(a) ~ (c) は図 1 4 の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。

【図 1 8】図 5 の立体視内視鏡用光学系の実施例 3 を示す図である。

【図 1 9】(a) ~ (c) は図 1 8 の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。

【図 2 0】(a) ~ (c) は同様に図 1 8 の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。

10

【図 2 1】(a) ~ (c) は同様に図 1 8 の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 7 】

本発明の第 1 の実施形態に係る立体視内視鏡用光学系 1 について図面を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る立体視内視鏡用光学系 1 は、図 1 に示されるように、平行間隔を空けて配置される 2 つの光軸 2 a , 3 a に沿って並行して配列される 2 つの対物光学系 2 , 3 を備えている。

20

【 0 0 1 8 】

各対物光学系 2 , 3 は、物体側から順に、物体側に平坦面 4 a を配置した平凹レンズ 4 、フレア絞り 5 、物体側に凸面 7 a を配置した平凸レンズ 7 、物体側に凹面 8 a を配置したメニスカスレンズ 8 、明るさ絞り 9 、両凸レンズ 1 1 とメニスカスレンズ 1 2 との接合レンズ 1 3 、平行平板 1 4 、物体側に凸面 1 5 a を配置した平凸レンズ 1 5 および平行平板 1 6 によって構成されている。平行平板 1 6 の端面 1 6 a は物体の光学像の形成される結像位置となっており、この位置に、C C D 等の撮像素子 (図示略) の撮像面が配置されるようになっている。

【 0 0 1 9 】

2 つの光学像を形成する 2 つの光線は、それぞれ交差することなく独立して、各対物光学系 2 , 3 を通過している。そして、平行平板 1 6 の端面 1 6 a の位置においては、2 つの光学像が並んで形成されるので、この位置に単一の撮像素子を配置しておくことにより、2 つの光学像を同時に撮影することができるようになっている。

30

【 0 0 2 0 】

本実施形態においては、2 つの対物光学系 2 , 3 は、以下の条件式を満たしている。

$$0.5 \text{ mm} < OP < 1.5 \text{ mm} \quad (1)$$

$$3 \text{ mm} < D < 200 \text{ mm} \quad (2)$$

$$\alpha < 10^\circ \quad (3)$$

$$110^\circ < \omega < 180^\circ \quad (4)$$

ここで、OP は、対物光学系 2 , 3 の最先端の光学部材である平凹レンズ 4 における光軸 2 a , 3 a の間隔、D は被写界深度、 α は被写界深度 D の近点観察時の輻輳角 (内向角) 、 ω は対物光学系 2 , 3 の画角である。

40

【 0 0 2 1 】

このように構成された本実施形態に係る立体視内視鏡用光学系 1 によれば、式 (1) を満たすことにより、適度の立体感を得ることができる。すなわち、光軸の間隔が 0.5 mm 以下の場合には、立体感が損なわれてしまい、1.5 mm 以上の場合には立体感が強すぎて、観察者が気分を悪くするという問題が起こり易いが、式 (1) を満たすことにより、そのような不都合はない。

【 0 0 2 2 】

また、式 (2) を満たすことにより、適度の被写界深度 D を得ることができる。すなわ

50

ち、被写界深度 D が 3 mm 以下の場合には、立体感が強すぎて観察者の目が疲れ、200 mm 以上の場合には、立体感がなくなって立体的なイメージが困難になるという問題が起こり易いが、式 (2) を満たすことによりそのような問題が発生しない。

【0023】

また、式 (3) を満たすことにより、近点観察時の立体感を適度に得ることができる。すなわち、内向角が 10° 以上の場合には、近点観察時に立体感が強すぎて目が疲れてしまうという問題が生じるが、式 (3) を満たすことによりそのような問題は生じない。

さらに、式 (4) を満たすことにより、十分に広画角な観察を行うことができる。画角が 110° 以下の場合には内視鏡の病变部発見率が悪くなって見落としが発生する可能性がある。また 180° 以上の場合には、2 つ並べた画像による立体視が困難になる。しかし、式 (4) を満たすことによりそのような問題は生じない。

10

【0024】

また、本実施形態に係る立体視内視鏡用光学系 1 によれば、2 つの対物光学系 2, 3 の光軸 2a, 3a が平行に配列されているので、同じ物体を撮影した場合に取得される 2 つの光学像の画像において、周辺部における縦ズレや横ズレの発生を抑えることができるという利点がある。

【0025】

すなわち、2 つの画像の周辺部において奥行き方向にずれる縦ズレが発生した場合、観察者の脳内における融像処理が困難となり気分が悪くなるという問題が発生する。

また、2 つの画像の周辺部において左右方向にずれる横ズレが発生した場合、周辺に行くほど 2 つの画像間で物体の形状が相違してくるので、像面が歪んで見えるという問題が発生する。

20

したがって、周辺部における縦ズレや横ズレの発生を抑えることにより、観察し易さおよび精度を向上することができるという利点がある。

【0026】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る立体視内視鏡用光学系 20 について、図面を参照して説明する。

本実施形態に係る立体視内視鏡用光学系 20 は、図 2 に示されるように、2 つの対物光学系 21, 22 が、それぞれ、光軸 21a, 22a 方向に間隔を空けて配列された 2 つのレンズ群 23A, 23B と、これらのレンズ群 23A, 23B の間に配置された光軸偏向部材 24 とを備えている。

30

【0027】

図 2 に示す例では、物体側のレンズ群 23A は、物体側から順に、物体側に平坦面 25a を配置した平凹レンズ 25、物体側に凸面 26a を配置したメニスカスレンズ 26、両凸レンズ 27 および物体側に凹面 28a を配置したメニスカスレンズ 28 により構成されている。また、像側のレンズ群 23B は、物体側から順に、両凸レンズ 29 とメニスカスレンズ 30 との接合レンズ 31 および 3 枚の平行平板 32, 33, 34 によって構成されている。

【0028】

また、光軸偏向部材 24 は、ガラス平行平板であり、光軸 21a, 22a に対して傾斜して配置されている。これにより、物体側のレンズ群 23A を透過した光線は、光軸偏向部材 24 の入射面 24a と射出面 24b とによって 2 回偏向されることにより、入射方向と平行な方向に射出されるようになっている。図 2 に示す例では、最先端の光学部材である平凹レンズ 25 における光軸 21a, 22a および像位置における 2 つの光線の光軸 21a, 22a はいずれも平行に維持され、物体側よりも像側における光軸 21a, 22a 間隔が狭くなるように、光軸偏向部材 24 の傾斜方向が決定されている。

40

本実施形態においても、第 1 の実施形態と同様に、式 (1) ~ (4) が満たされている。

【0029】

このように構成された本実施形態に係る立体視内視鏡用光学系 20 によれば、式 (1)

50

～(4)を満たすことにより、第1の実施形態に係る立体視内視鏡用光学系1と同一の効果を奏することができる。

【0030】

さらに、本実施形態に係る立体視内視鏡用光学系20によれば、最先端の光学部材である平凹レンズ25における光軸21a, 22aの間隔を広げることで、十分な立体感を得ることができるとともに、像位置における光軸21a, 22a間隔を狭めることで、小さい撮像素子に2つの光学像を結像させることができる。

そして、光軸偏向部材24を用いることで、各レンズ群23A, 23Bの光軸21a, 22a中心付近に各光線を通過させることができ、収差の発生を抑えた鮮明な画像による立体観察を行うことができるという利点がある。

10

【0031】

なお、本実施形態に係る立体視内視鏡用光学系20においては、物体側の光軸21a, 22a間隔よりも像側の光軸21a, 22a間隔を狭めるように光軸偏向部材24を配置したが、これに代えて、物体側の光軸21a, 22a間隔よりも像側の光軸21a, 22a間隔を広げるように光軸偏向部材24を配置してもよい。

この場合には、図3に示されるように、2つの対物光学系21, 22を構成する各光学部材が相互に近接するので、十分に近接した光学部材については左右の対物光学系21, 22で共通の光学部材となるように一体化して、光学部材同士の干渉を回避してもよい。

【0032】

特に、物体側の平凹レンズ25を一体化することにより、該平凹レンズ25に入射する2つの光学像を形成する光線どうしを平凹レンズ25内において相互に交差させることができる。これにより省スペース化を図りつつ、光線が無駄なく集光することができるという利点がある。

20

【0033】

このように光線を交差させることとした場合、光学像の結像面34aにおいて2つの光線が重複する虞があるため、図4に示されるように、光軸方向に一定の厚さを有し、2つの光学像を形成する光線を別々に通過させる貫通孔35aを有する遮蔽部材35を配置することが好ましい。このようにすることで、相互に重複する位置に結像する光線が遮蔽部材35によって遮蔽され、画像の重複を防止することができる。

【0034】

30

次に、本発明の第3の実施形態に係る立体視内視鏡用光学系40について、図面を参照して説明する。

本実施形態に係る立体視内視鏡用光学系40は、ガラス平行平板からなる光軸偏向部材24に代えて、図5に示すように、楔形状の楔プリズムからなる光軸偏向部材124を備える点で、第2の実施形態と異なる。

以下、第1の実施形態に係る立体視内視鏡用光学系20または第2の実施形態に係る立体視内視鏡用光学系20と構成を共通する箇所には、同一符号を付して説明を省略する。

【0035】

光軸偏向部材124は、レンズ群23A, 23Bの間に設けられ、これらのレンズ群23A, 23Bの光軸に対して互いに異なる角度に傾斜して配置された入射面124aおよび射出面124bを有している。これにより、物体側のレンズ群23Aを透過した光線は、光軸偏向部材124の入射面124aと射出面124bとによって2回偏向されることにより、入射方向とは異なるに方向に射出されるようになっている。

40

【0036】

図5に示す例では、各対物光学系2, 3の各光軸偏向部材124は、互いに隣接する側に厚さが厚い一端を有し、互いに離れた側に厚さが薄い他端を有する向きで配置されている。そして、最先端の光学部材である平凹レンズ25における光軸21a, 22aおよび像位置における2つの光線の光軸21a, 22aはいずれも角度が異なり、物体側よりも像側における光軸21a, 22a間隔の方が狭くなるように、光軸偏向部材124の入射面124aおよび射出面124bの傾斜角度が決定されている。

50

【 0 0 3 7 】

対物光学系 2 1 , 2 2 の 2 つの光軸 2 a , 3 a の間には、これらの対物光学系 2 1 , 2 2 ごとに光線を別個に透過させる遮光部材 1 3 5 が配置されている。遮光部材 1 3 5 は、例えば、光軸偏向部材 1 2 4 の入射面 1 2 4 a から平凸レンズ 1 5 の凸面 1 5 a までの範囲で、光軸方向に沿って配置されている。

【 0 0 3 8 】

本実施形態においては、光軸偏向部材 1 2 4 を除き、各対物光学系 2 1 , 2 2 を構成する全ての光学部材が、それぞれ同一の回転対称軸回りに回転対称な入射面および射出面を有している。

【 0 0 3 9 】

後述する第 3 の実施形態の実施例 3 では、光軸偏向部材 1 2 4 の前後の面、すなわち、入射面 1 2 4 a および射出面 1 2 4 b は自由曲面を有している。

自由曲面 F F S の形状は、以下の式 (a) で定義されるものである。なお、その定義式の Z 軸が自由曲面 F F S の軸となる。また、データの記載されていない係数項は 0 である。

【 0 0 4 0 】

【 数 1 】

$$Z = (r^2 / R) / \left[1 + \sqrt{\{1 - (1 + k)(r / R)^2\}} \right] + \sum_{j=1}^{66} C_j X^m Y^n \cdots (a)$$

ここで、式 (a) の第 1 項は球面項、第 2 項は自由曲面項である。

また、球面項中、

R : 頂点の曲率半径

k : コーニック定数 (円錐定数)

$r = \sqrt{(X^2 + Y^2)}$

である。

【 0 0 4 1 】

自由曲面項は、

10

20

30

【数 2】

$$\begin{aligned}
& \sum_{j=1}^{66} C_j X^m Y^n \\
& = C_1 \\
& + C_2 X + C_3 Y \\
& + C_4 X^2 + C_5 X Y + C_6 Y^2 \\
& + C_7 X^3 + C_8 X^2 Y + C_9 X Y^2 + C_{10} Y^3 \\
& + C_{11} X^4 + C_{12} X^3 Y + C_{13} X^2 Y^2 + C_{14} X Y^3 + C_{15} Y^4 \\
& + C_{16} X^5 + C_{17} X^4 Y + C_{18} X^3 Y^2 + C_{19} X^2 Y^3 + C_{20} X Y^4 \\
& + C_{21} Y^5 \\
& + C_{22} X^6 + C_{23} X^5 Y + C_{24} X^4 Y^2 + C_{25} X^3 Y^3 + C_{26} X^2 Y^4 \\
& + C_{27} X Y^5 + C_{28} Y^6 \\
& + C_{29} X^7 + C_{30} X^6 Y + C_{31} X^5 Y^2 + C_{32} X^4 Y^3 + C_{33} X^3 Y^4 \\
& + C_{34} X^2 Y^5 + C_{35} X Y^6 + C_{36} Y^7
\end{aligned}$$

10

20

ただし、 C_j (j は1以上の整数)は係数である。

【0042】

本実施形態においては、左右方向に2つの光軸2a, 3aが並んでいるため、偏心方向はX-Z面内での偏心となり、自由曲面の対称面はX-Z面となる。そこで、Y軸正負の方向で面形状を対称にするために、Y奇数次項はすべて0にし、Y偶数次項のみで偏心収差の補正を行う。

30

本実施形態においても、第2の実施形態と同様に、式(1)~(4)が満たされている。

【0043】

このように構成された本実施形態に係る立体視内視鏡用光学系40によれば、式(1)~(4)を満たすことにより、第1の実施形態に係る立体視内視鏡用光学系1および第2の実施形態に係る立体視内視鏡用光学系20と同一の効果を奏することができる。また、遮光部材135により、2つの光学像を形成する光線が光学像位置において重複するのを防止し、左右像のクロストークを防ぐことができる。

40

【0044】

本実施形態に係る立体視内視鏡用光学系40においては、物体側の光軸21a, 22a間隔よりも像側の光軸21a, 22a間隔を狭めるような光軸偏向部材124を例示して説明したが、これに代えて、物体側の光軸21a, 22a間隔よりも像側の光軸21a, 22a間隔を広げるような楔プリズムからなる光軸偏向部材124を採用してもよい。

【0045】

この場合、図6に示すように、各対物光学系2, 3の各光軸偏向部材124どうしを、互いに隣接する側に厚さが薄い一端を有し、互いに離れた側に厚さが厚い他端を有する向きで配置することとすればよい。図6において、遮光部材135は、両凸レンズ29の物

50

体側面から平凸レンズ 15 の凸面 15 a までの範囲で、光軸方向に沿って配置されている。

【 0 0 4 6 】

また、この場合には、2つの対物光学系 21, 22 を構成する各光学部材が相互に近接するので、十分に近接した光学部材については左右の対物光学系 21, 22 で共通の光学部材となるように一体化して、光学部材同士の干渉を回避してもよい。

なお、第3の実施形態においては、対物光学系 21, 22 の2つの光軸 2a, 3a の間に遮光部材 135 を配置することとしたが、遮光部材 135 を採用しないこととしてもよい。

【 実施例 】

10

【 0 0 4 7 】

次に、本発明の第1の実施形態に係る立体視内視鏡用光学系1の実施例について説明する。

図7は、本実施例に係る立体視内視鏡用光学系1のレンズ配列を示す図であり、表1はレンズデータを示し、表2は条件式(1)~(4)の値を含む各種のデータを示している。本実施例においては、条件式(1)~(4)は全て満たされている。

【 0 0 4 8 】

(表1)

面番号	r	d	n e	v e
1	∞	0.2	2.16000	33.60
2	0.4255	0.165		
3	∞	0.0626		
4	1.362	0.4	1.92286	18.90
5	∞	0.0761		
6	-1.3225	0.385	2.00330	28.27
7	-0.8269	0		
STO	∞	0.1		
9	3.6384	0.54	1.72916	54.68
10	-0.5309	0.2	1.92286	18.90
11	-1.1581	0.0434		
12	∞	0.1348	1.51400	75.00
13	∞	0.913		
14	1.1884	0.32	1.51633	64.14
15	∞	0.0043	1.51300	64.00
16	∞	0.2826	1.50510	63.26
17	∞	0		

20

30

【 0 0 4 9 】

(表2)

光軸間隔(OP)	:	1
最大画角(ω)	:	150°
Fナンバー(fno)	:	3
合成焦点距離(fl)	:	0.48506
前側焦点距離(ff)	:	0.3206
撮像素子のピッチ(P)	:	0.0015
$4 \times P \times fno / fl^2$	:	0.076504
物体距離(XB)	:	-11.3206
被写界深度遠点(XF)	:	-84.2032
被写界深度近点(Xn)	:	-5.74596
被写界深度(D)	:	78.45724
内向角(α)	:	9.946437

40

50

【 0 0 5 0 】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る立体視内視鏡用光学系 2 0 の実施例について説明する。

図 8 は、本実施例に係る立体視内視鏡用光学系 2 0 の第 1 のレンズ配列を示す図であり、表 3 はレンズデータを示し、表 4 は条件式 (1) ~ (4) の値を含む各種のデータを示している。本実施例においては、条件式 (1) ~ (4) は全て満たされている。

【 0 0 5 1 】

(表 3)

面 番 号	r	d	n e	v e	
1	∞	0 . 2	1 . 8 8 8 1 5	4 0 . 7 6	10
2	0 . 3 2 8 8	0 . 1 5 0 1			
3	2 . 4 6 0 6	0 . 2	1 . 8 8 8 1 5	4 0 . 7 6	
4	0 . 6 4 1 8	0 . 0 4			
5	1 . 3 7 8 8	0 . 3	1 . 5 8 4 8 2	4 0 . 7 5	
6	- 0 . 7 1 6 7	0 . 1 1 6 8			
S T O	∞	0			
8	- 2 . 9 5 2	0 . 2 5	1 . 4 8 9 1 5	7 0 . 2 3	
9	- 0 . 5 1 3 3	0 . 1 5 0 1			
1 0	∞	0 . 6	1 . 5 1 5 6 4	7 5 . 0 1	
1 1	∞	1 . 0 6 6 9			20
1 2	1 . 1 0 2 6	0 . 6	1 . 5 7 1 2 4	5 6 . 3 6	
1 3	- 0 . 6 7 6 4	0 . 2 5 0 1	1 . 9 3 4 2 9	1 8 . 9 0	
1 4	- 1 . 8 5 1 7	0			
1 5	∞	0 . 2	1 . 5 2 4 9 8	5 9 . 8 9	
1 6	∞	0 . 3 0 4 2			
1 7	∞	0 . 3	1 . 5 1 8 2 5	6 4 . 1 4	
1 8	∞	0 . 0 0 2 9	1 . 5 1 1 9 3	6 3 . 0 1	
1 9	∞	0 . 2	1 . 5 0 8 0 1	6 0 . 0 0	
2 0	∞	0			

【 0 0 5 2 】

(表 4)

光 軸 間 隔 (O P)	:	1 . 3	
最大画角 (ω)	:	1 4 8 °	
F ナンバー (f n o)	:	3 . 3	
合成焦点距離 (f l)	:	0 . 5 0 9 1	
前側焦点距離 (f f)	:	0 . 2 5 4 8 9	
撮像素子のピッチ (P)	:	0 . 0 0 1	
$4 \times P \times f n o / f l^2$	:	0 . 0 5 0 9 2 9	
物体距離 (X B)	:	- 1 4 . 2 5 4 9	
被写界深度遠点 (X F)	:	- 5 1 . 7 6 8 7	40
被写界深度近点 (X n)	:	- 8 . 0 0 4 0 7	
被写界深度 (D)	:	4 3 . 7 6 4 6 3	
内向角 (α)	:	9 . 2 8 5 4 5 7	

【 0 0 5 3 】

図 9 は、本実施例に係る立体視内視鏡用光学系 2 0 の第 2 のレンズ配列を示す図であり、表 5 はレンズデータを示し、表 6 は条件式 (1) ~ (4) の値を含む各種のデータを示している。本実施例においては、条件式 (1) ~ (4) は全て満たされている。

【 0 0 5 4 】

(表 5)

面 番 号	r	d	n e	v e	
-------	---	---	-----	-----	--

1	∞	0 . 2	1 . 8 8 8 1 5	4 0 . 7 6	
2	0 . 3 2 8 8	0 . 1 5 0 1			
3	2 . 4 6 0 6	0 . 2	1 . 8 8 8 1 5	4 0 . 7 6	
4	0 . 6 4 1 8	0 . 0 4			
5	1 . 3 7 8 8	0 . 3	1 . 5 8 4 8 2	4 0 . 7 5	
6	- 0 . 7 1 6 7	0 . 1 1 6 8			
S T O	∞	0			
8	- 2 . 9 5 2	0 . 2 5	1 . 4 8 9 1 5	7 0 . 2 3	
9	- 0 . 5 1 3 3	0 . 1 5 0 1			
1 0	∞	0 . 6	1 . 5 1 5 6 4	7 5 . 0 1	10
1 1	∞	1 . 0 6 6 9			
1 2	1 . 1 0 2 6	0 . 6	1 . 5 7 1 2 4	5 6 . 3 6	
1 3	- 0 . 6 7 6 4	0 . 2 5 0 1	1 . 9 3 4 2 9	1 8 . 9 0	
1 4	- 1 . 8 5 1 7	0			
1 5	∞	0 . 2	1 . 5 2 4 9 8	5 9 . 8 9	
1 6	∞	0 . 3 0 7 2			
1 7	∞	0 . 3	1 . 5 1 8 2 5	6 4 . 1 4	
1 8	∞	0 . 0 0 2 9	1 . 5 1 1 9 3	6 3 . 0 1	
1 9	∞	0 . 2	1 . 5 0 8 0 1	6 0 . 0 0	
2 0	∞	0			20

【 0 0 5 5 】

(表 6)

光軸間隔 (O P)	:	0 . 7
最大画角 (ω)	:	1 4 7 °
F ナンバー (f n o)	:	3 . 3
合成焦点距離 (f l)	:	0 . 5 0 9 1
前側焦点距離 (f f)	:	0 . 2 5 4 8 9
撮像素子のピッチ (P)	:	0 . 0 0 2
$4 \times P \times f n o / f l^2$	:	0 . 1 0 1 8 5 9
物体距離 (X B)	:	- 9 . 2 5 4 8 9
被写界深度遠点 (X F)	:	- 1 6 1 . 2 3 4
被写界深度近点 (X n)	:	- 4 . 5 0 9 0 7
被写界深度 (D)	:	1 5 6 . 7 2 5
内向角 (α)	:	8 . 8 7 6 9 5 8

【 0 0 5 6 】

次に、本発明の第 3 の実施形態に係る立体視内視鏡用光学系 4 0 の実施例 1 について説明する。

図 1 0 は、本実施例に係る立体視内視鏡用光学系 4 0 の第 1 のレンズ配列を示す図であり、図 1 1 (a) ~ (c)、図 1 2 (a) ~ (c) および図 1 3 (a) ~ (c) は、本実施例に係る横収差を示している。図 1 1 (a) ~ (c)、図 1 2 (a) ~ (c) および図 1 3 (a) ~ (c) において、破線は 6 5 6 . 2 7 2 5 N M、実線は 5 8 7 . 5 6 1 8 N M、一点鎖線は 4 8 6 . 1 3 2 7 N M である。図 1 5 (a) ~ (c)、図 1 6 (a) ~ (c)、図 1 7 (a) ~ (c)、図 1 9 (a) ~ (c)、図 2 0 (a) ~ (c) および図 2 1 (a) ~ (c) において同様である。また、表 7 はレンズデータを示し、表 8 は条件式 (1) ~ (4) の値を含む各種のデータを示している。本実施例においては、条件式 (1) ~ (4) は全て満たされている。

【 0 0 5 7 】

(表 7)

面番号	r	d	偏心	n d	v d	
1	∞	0 . 2 0 0 0		1 . 8 8 3 0	4 0 . 7	50

2	0 . 3 2 8 8	0 . 1 5 0 1		
3	2 . 4 6 0 6	0 . 2 0 0 0	1 . 8 8 3 0	4 0 . 7
4	0 . 6 4 1 8	0 . 0 4 0 0		
5	1 . 3 7 8 8	0 . 3 0 0 0	1 . 5 8 1 4	4 0 . 7
6	- 0 . 7 1 6 7	0 . 1 1 6 8		
7	絞り面	0 . 0 0 0 0		
8	- 2 . 9 5 2 0	0 . 2 5 0 0	1 . 4 8 7 5	7 0 . 2
9	- 0 . 5 1 3 3	0 . 1 5 0 1		
1 0	∞	0 . 6 0 0 0 偏心 (1)	1 . 5 1 5 6	7 5 . 0
1 1	∞	0 . 1 5 0 0 偏心 (2)		
1 2	1 . 1 0 2 6	0 . 6 0 0 0	1 . 5 6 8 8	5 6 . 3
1 3	- 0 . 6 8 6 4	0 . 2 5 0 1	1 . 9 2 2 9	1 8 . 9
1 4	- 1 . 8 5 1 7	0 . 0 0 0 0		
1 5	∞	0 . 2 0 0 0	1 . 5 2 5 0	5 9 . 9
1 6	∞	0 . 2 9 6 6		
1 7	∞	0 . 3 0 0 0	1 . 5 1 8 2	6 4 . 1
1 8	∞	0 . 0 0 2 9	1 . 5 1 1 9	6 3 . 0
1 9	∞	0 . 2 0 0 0	1 . 5 0 8 0	6 0 . 0
像面	∞	0 .		

10

20

【 0 0 5 8 】

表 7 において、

偏心 (1)

X	0 . 0 0	Y	0 . 0 0	Z	0 . 0 0
β	0 . 0 0	y	6 . 0 0	δ	0 . 0 0

偏心 (2)

X	0 . 0 0	Y	0 . 0 0	Z	0 . 0 0
β	0 . 0 0	y	- 6 . 0 0	δ	0 . 0 0

である。

【 0 0 5 9 】

(表 8)

光軸間隔 (O P)	:	1 . 0
最大画角 (ω)	:	1 4 8 °
F ナンバー (f n o)	:	3 . 3
合成焦点距離 (f l)	:	0 . 5 0 9 1
前側焦点距離 (f f)	:	0 . 2 5 4 8 9
撮像素子のピッチ (P)	:	0 . 0 0 1
$4 \times P \times f n o / f l^2$	:	0 . 0 5 0 9 2 9
物体距離 (X B)	:	- 1 4 . 2 5 4 9
被写界深度遠点 (X F)	:	- 5 1 . 7 6 8 7
被写界深度近点 (X n)	:	- 8 . 0 0 4 0 7
被写界深度 (D)	:	4 3 . 7 6 4 6 3
内向角 (α)	:	9 . 2 8 5 4 5 7

30

40

【 0 0 6 0 】

次に、本実施形態に係る立体視内視鏡用光学系 4 0 の実施例 2 について説明する。

図 1 4 は、本実施例に係る立体視内視鏡用光学系 4 0 の第 1 のレンズ配列を示す図であり、図 1 5 (a) ~ (c)、図 1 6 (a) ~ (c) および図 1 7 (a) ~ (c) は、それぞれ本実施例に係る横収差を示し、表 9 はレンズデータを示している。条件式 (1) ~ (4) の値を含む各種のデータは表 7 と同様である。本実施例においては、条件式 (1) ~ (4) は全て満たされている。

【 0 0 6 1 】

50

(表 9)

面 番 号	r	d	偏 心	n d	v d	
1	∞	0 . 2 0 0 0 0		1 . 8 8 3 0	4 0 . 7	
2	0 . 3 2 8 8	0 . 1 5 0 1				
3	2 . 4 6 0 6	0 . 2 0 0 0 0		1 . 8 8 3 0	4 0 . 7	
4	0 . 6 4 1 8	0 . 0 4 0 0 0				
5	1 . 3 7 8 8	0 . 3 0 0 0 0		1 . 5 8 1 4	4 0 . 7	
6	- 0 . 7 1 6 7	0 . 1 1 6 8				
7	絞り面	0 . 0 0 0 0 0				
8	- 2 . 9 5 2 0	0 . 2 5 0 0 0		1 . 4 8 7 5	7 0 . 2	10
9	- 0 . 5 1 3 3	0 . 1 5 0 1				
1 0	∞	0 . 6 0 0 0 0	偏 心 (1)	1 . 5 1 5 6	7 5 . 0	
1 1	∞	0 . 1 5 0 0 0	偏 心 (2)			
1 2	1 . 1 0 2 6	0 . 6 0 0 0 0		1 . 5 6 8 8	5 6 . 3	
1 3	- 0 . 6 8 6 4	0 . 2 5 0 1		1 . 9 2 2 9	1 8 . 9	
1 4	- 1 . 8 5 1 7	0 . 0 0 0 0 0				
1 5	∞	0 . 2 0 0 0 0		1 . 5 2 5 0	5 9 . 9	
1 6	∞	0 . 2 9 6 6				
1 7	∞	0 . 3 0 0 0 0		1 . 5 1 8 2	6 4 . 1	
1 8	∞	0 . 0 0 2 9		1 . 5 1 1 9	6 3 . 0	20
1 9	∞	0 . 2 0 0 0 0		1 . 5 0 8 0	6 0 . 0	
像 面	∞	0 .				

【 0 0 6 2 】

表 9 において、

偏 心 (1)

X	0 . 0 0	Y	0 . 0 0	Z	0 . 0 0
β	0 . 0 0	γ	- 5 . 9 0	δ	0 . 0 0

偏 心 (2)

X	0 . 0 0	Y	0 . 0 0	Z	0 . 0 0
β	0 . 0 0	γ	5 . 9 0	δ	0 . 0 0

である。

【 0 0 6 3 】

次に、本実施形態に係る立体視内視鏡用光学系 4 0 の実施例 3 について説明する。

図 1 8 は、本実施例に係る立体視内視鏡用光学系 4 0 の第 1 のレンズ配列を示す図であり、図 1 9 (a) ~ (c)、図 2 0 (a) ~ (c) および図 2 1 (a) ~ (c) は、それぞれ本実施例に係る横収差を示し、表 1 0 はレンズデータを示している。条件式 (1) ~ (4) の値を含む各種のデータは表 7 と同様である。本実施例においては、条件式 (1) ~ (4) は全て満たされている。

【 0 0 6 4 】

(表 1 0)

面 番 号	r	d	偏 心	n d	v d	
1	∞	0 . 2 0 0 0 0		1 . 8 8 3 0	4 0 . 7	
2	0 . 3 2 8 8	0 . 1 5 0 1				
3	2 . 4 6 0 6	0 . 2 0 0 0 0		1 . 8 8 3 0	4 0 . 7	
4	0 . 6 4 1 8	0 . 0 4 0 0 0				
5	1 . 3 7 8 8	0 . 3 0 0 0 0		1 . 5 8 1 4	4 0 . 7	
6	- 0 . 7 1 6 7	0 . 1 1 6 8				
7	絞り面	0 . 0 0 0 0 0				
8	- 2 . 9 5 2 0	0 . 2 5 0 0 0		1 . 4 8 7 5	7 0 . 2	40
9	- 0 . 5 1 3 3	0 . 1 5 0 1				

1 0	F F S (1)	0 . 6 0 0 0	偏 心 (1)	1 . 5 1 5 6	7 5 . 0
1 1	F F S (2)	0 . 1 5 0 0	偏 心 (2)		
1 2	1 . 1 0 2 6	0 . 6 0 0 0		1 . 5 6 8 8	5 6 . 3
1 3	- 0 . 6 8 6 4	0 . 2 5 0 1		1 . 9 2 2 9	1 8 . 9
1 4	- 1 . 8 5 1 7	0 . 0 0 0 0			
1 5	∞	0 . 2 0 0 0		1 . 5 2 5 0	5 9 . 9
1 6	∞	0 . 2 9 6 6			
1 7	∞	0 . 3 0 0 0		1 . 5 1 8 2	6 4 . 1
1 8	∞	0 . 0 0 2 9		1 . 5 1 1 9	6 3 . 0
1 9	∞	0 . 2 0 0 0		1 . 5 0 8 0	6 0 . 0
像 面	∞	0 .			

10

【 0 0 6 5 】

表 1 0 において、

F F S (1)

C 7	1 . 1 2 5 4 e - 0 0 4	C 9	2 . 9 4 8 0 e - 0 0 3
C 1 1	1 . 2 8 4 9 e - 0 0 2	C 1 3	- 2 . 1 9 2 3 e - 0 0 2
C 1 5	- 4 . 4 8 2 0 e - 0 0 2	C 1 6	- 3 . 0 6 6 1 e - 0 0 9
C 1 8	- 2 . 7 7 9 8 e - 0 0 8	C 2 0	- 2 . 1 7 0 2 e - 0 0 8

F F S (2)

C 7	1 . 9 9 1 0 e - 0 0 4	C 9	2 . 3 7 3 9 e - 0 0 3
C 1 1	3 . 7 8 9 2 e - 0 0 2	C 1 3	- 2 . 6 7 0 3 e - 0 0 2
C 1 5	- 1 . 7 9 2 9 e - 0 0 2	C 1 6	1 . 1 3 0 9 e - 0 0 9
C 1 8	- 7 . 1 3 2 9 e - 0 1 0	C 2 0	1 . 8 1 8 1 e - 0 0 9

20

偏 心 (1)

X	0 . 0 0	Y	0 . 0 0	Z	0 . 0 0
β	0 . 0 0	γ	5 . 9 7	δ	0 . 0 0

偏 心 (2)

X	0 . 0 0	Y	0 . 0 0	Z	0 . 0 0
β	0 . 0 0	γ	- 5 . 9 7	δ	0 . 0 0

である。

30

【 0 0 6 6 】

本実施形態の実施例 1 ~ 3 については、図 1 0 , 1 4 , 1 8 の紙面内を X - Z 平面とし、物体から第 1 面に向かう方向を Z 軸正方向とし、2 つの光軸 2 a , 3 a の配列方向を X 軸方向とし、図 1 0 , 1 4 , 1 8 の紙面の裏から表に向かう方向を Y 軸正方向とする。実施例 1 ~ 3 においては、X - Z 面内で偏心を行っており、自由曲面の対称面を X - Z 面としている。

【 0 0 6 7 】

偏心面については、その面が定義される座標系の上記光学系の原点の中心からの偏心量 (X 軸方向、Y 軸方向、Z 軸方向をそれぞれ X , Y , Z) と、光学系の原点に定義される座標系の X 軸、Y 軸、Z 軸それぞれを中心とする各面を定義する座標系の傾き角 (それぞれ β , γ , δ (°)) とが与えられている。その場合、 β と γ の正はそれぞれの軸の正方向に対して反時計回りを、 δ の正は Z 軸の正方向に対して時計回りを意味する。なお、面の中心軸の β , γ , δ の回転のさせ方は、各面を定義する座標系を光学系の原点に定義される座標系のまず X 軸の回りで反時計回りに β 回転させ、次に、その回転した新たな座標系の Y 軸の回りで反時計回りに γ 回転させ、次いで、その回転した別の新たな座標系の Z 軸の回りで時計回りに δ 回転させるものである。

40

【 符号の説明 】

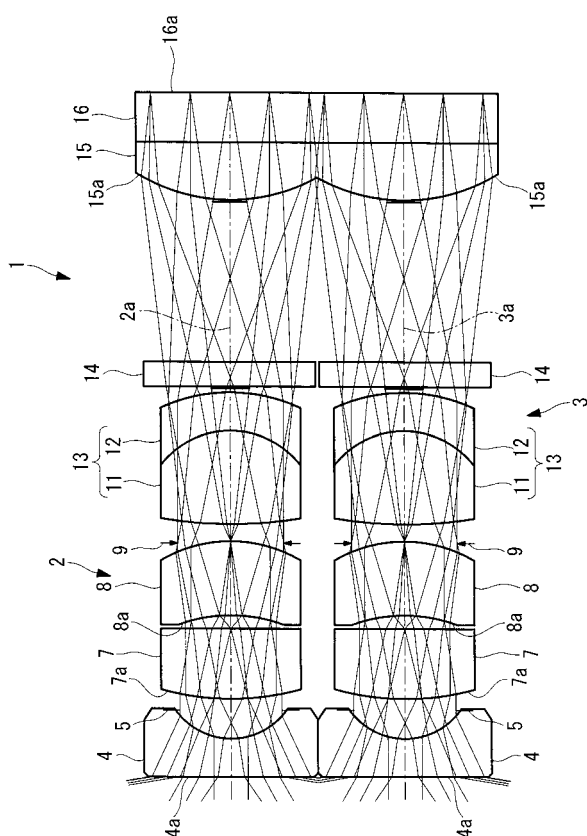
【 0 0 6 8 】

- 1 , 2 0 , 4 0 立体視内視鏡用光学系
2 , 3 , 2 1 , 2 2 対物光学系

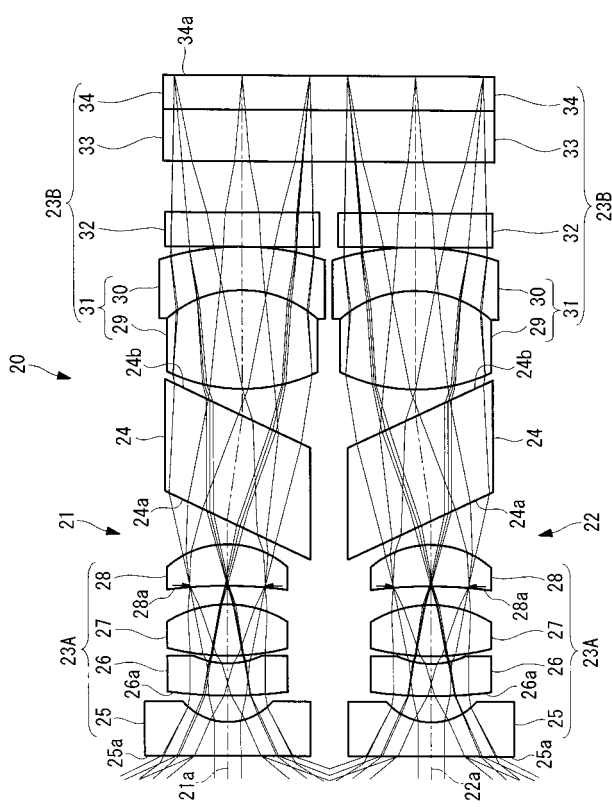
50

2 a , 3 a , 2 1 a , 2 2 a 光軸
4 平凹レンズ (光学部材)
2 3 A , 2 3 B レンズ群
2 4 , 1 2 4 光軸偏向部材
3 5 遮光部材
3 5 a 貫通孔
1 2 4 a 入射面
1 2 4 b 射出面
1 3 5 遮光部材

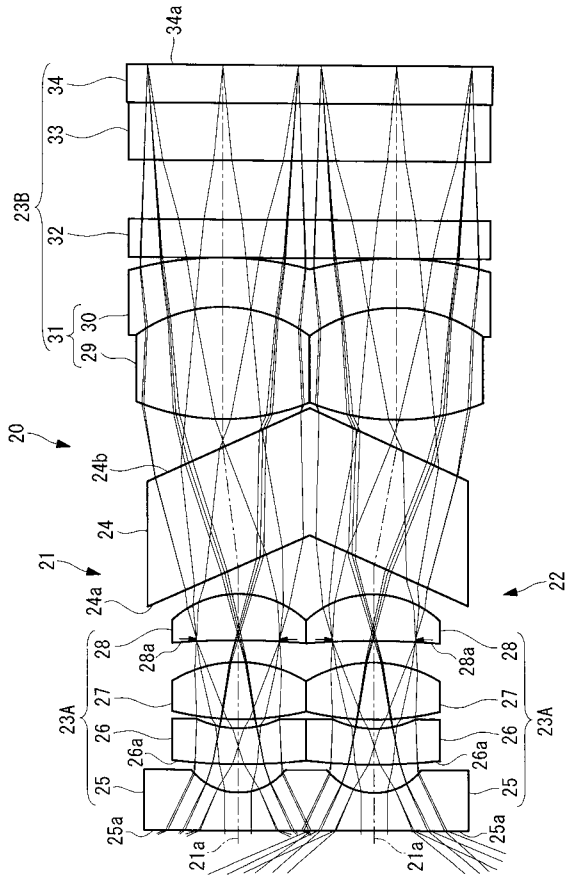
【 圖 1 】



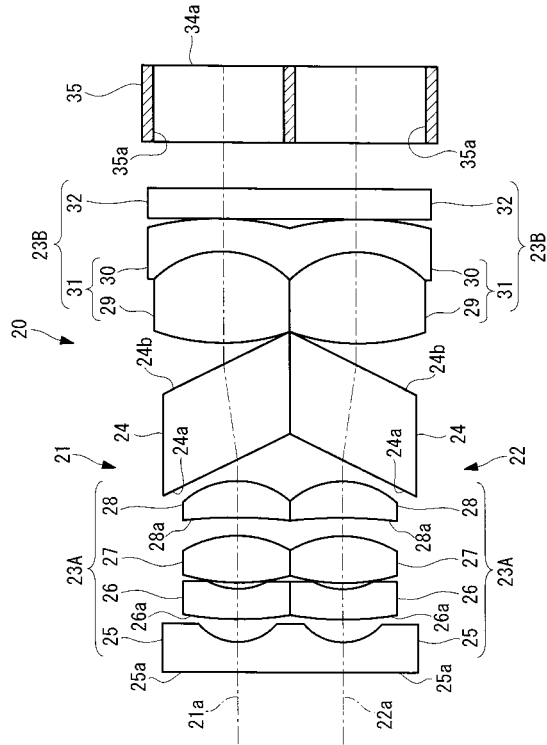
【圖 2】



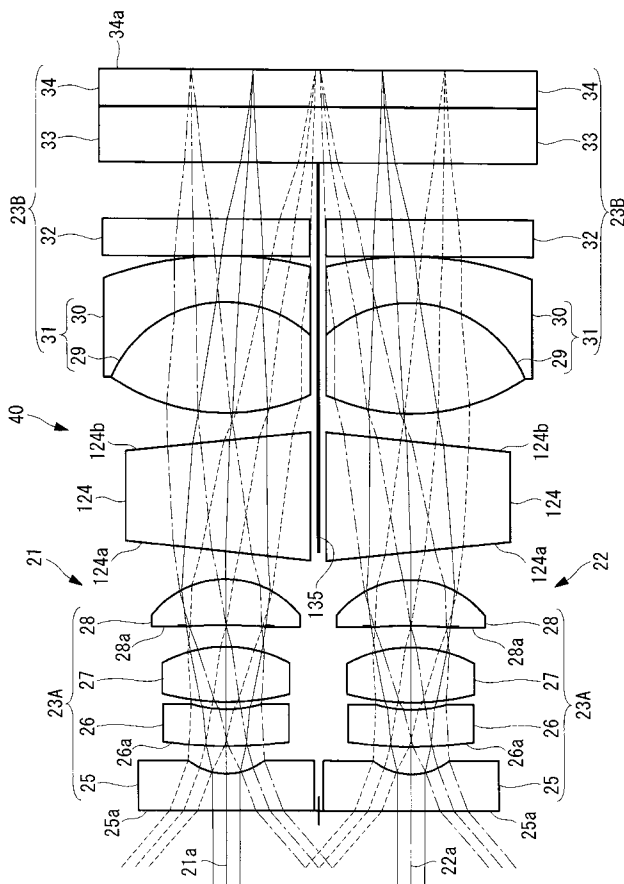
【図 3】



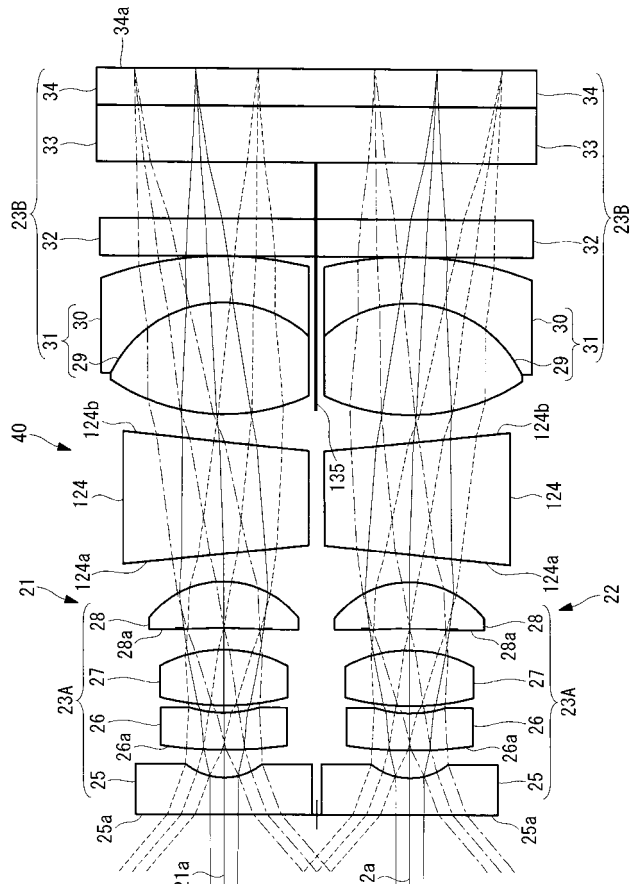
【図 4】



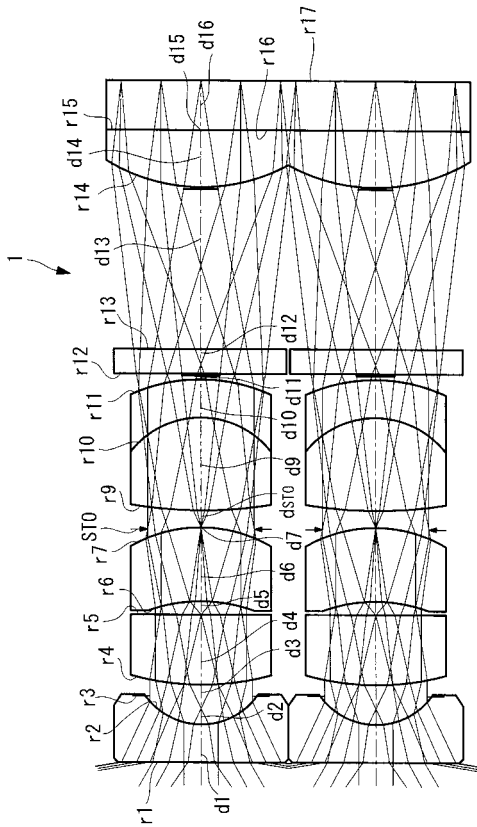
【図 5】



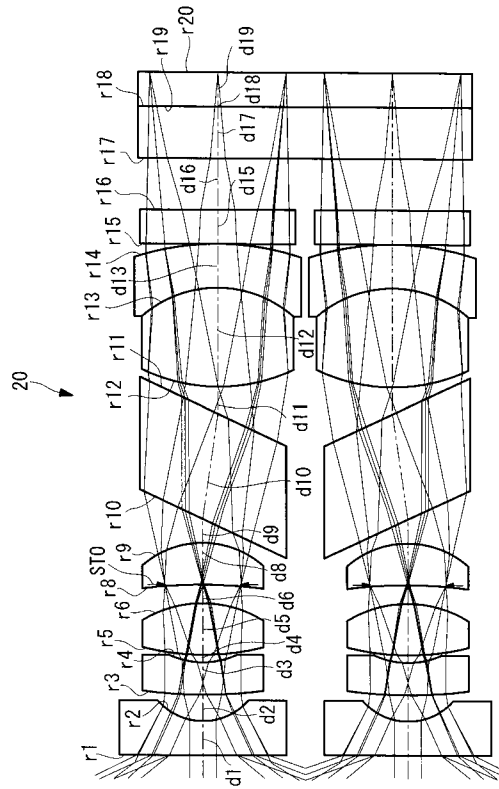
【図 6】



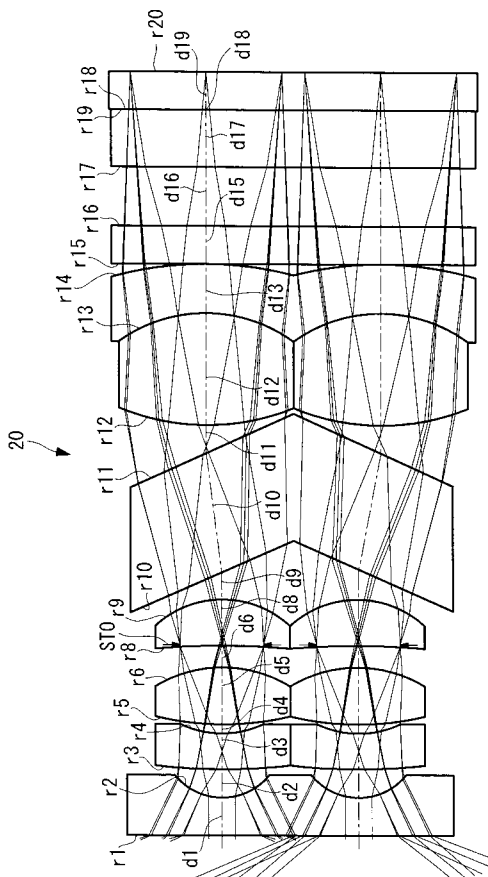
【図 7】



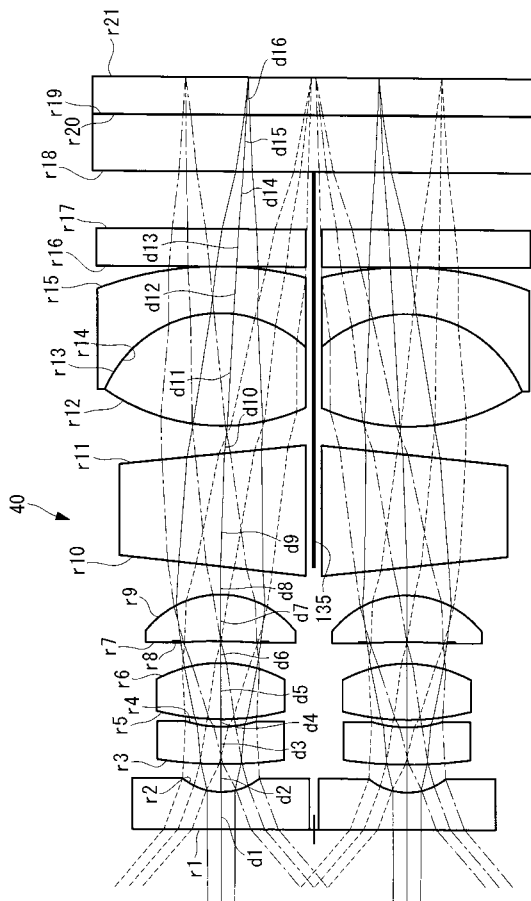
【図 8】



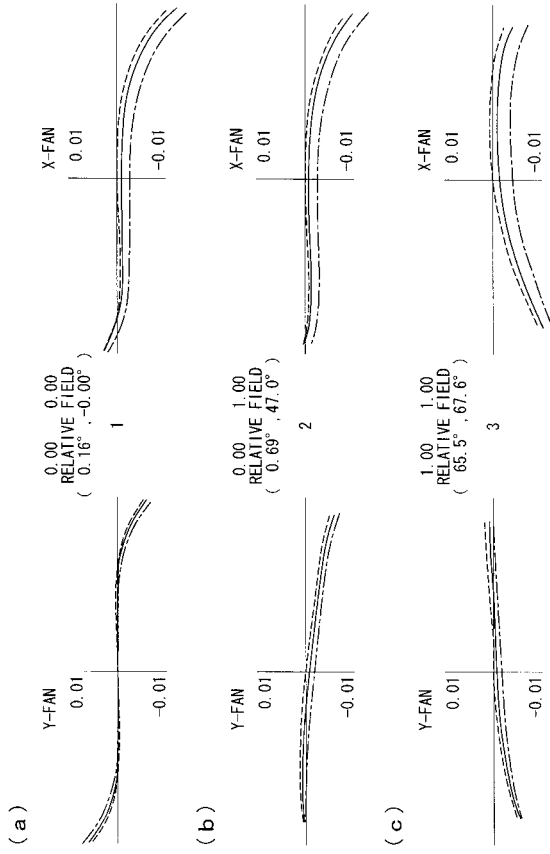
【図 9】



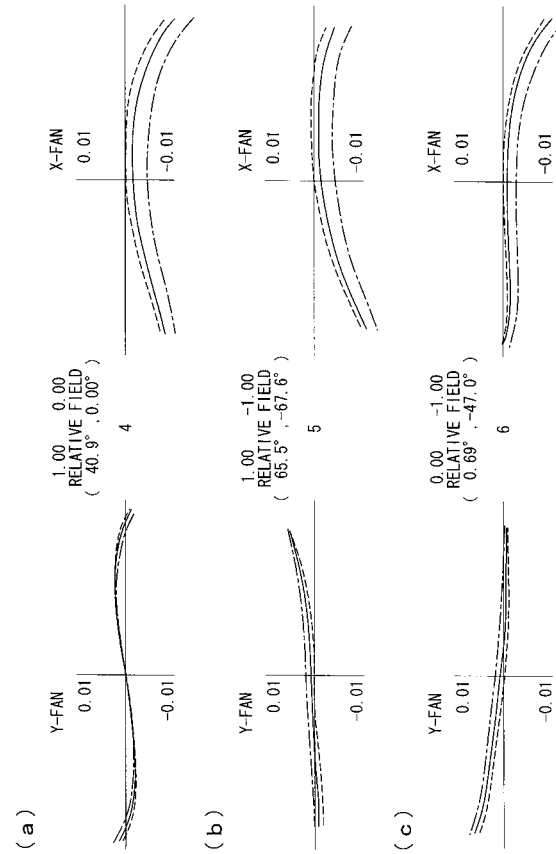
【図 10】



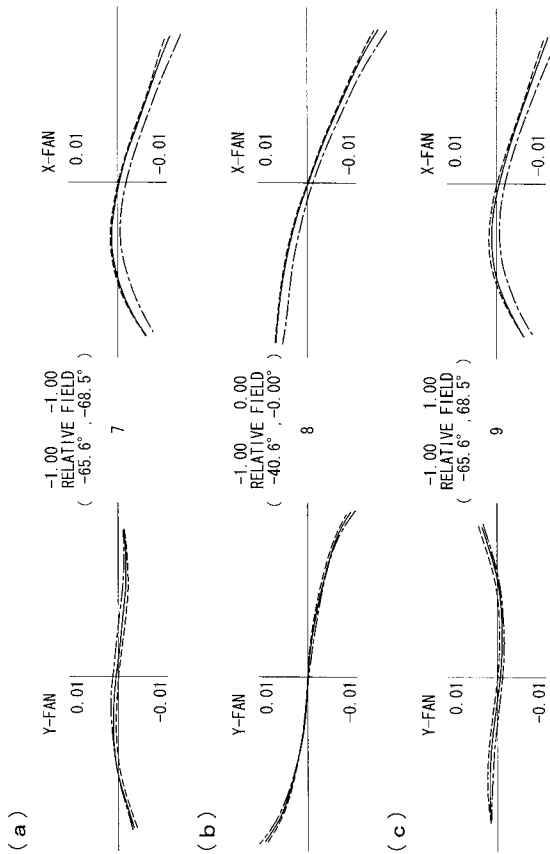
【図 1 1】



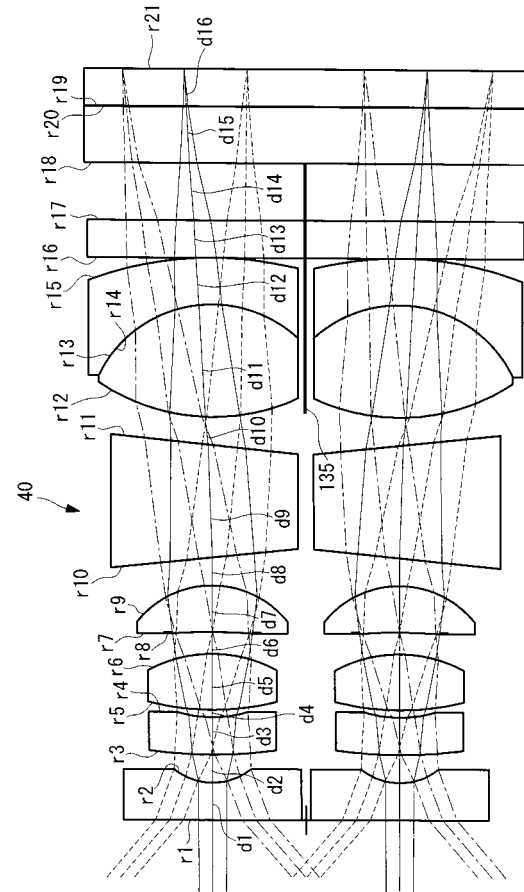
【図 1 2】



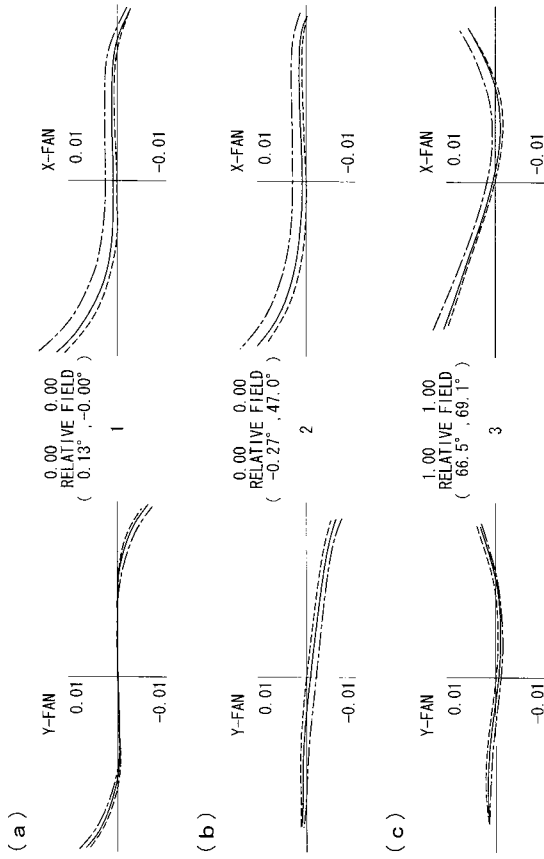
【図 1 3】



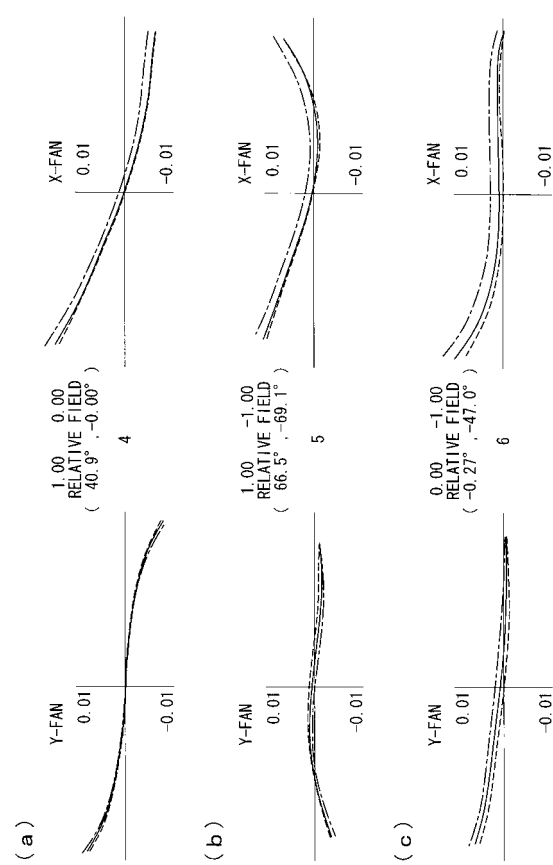
【図 1 4】



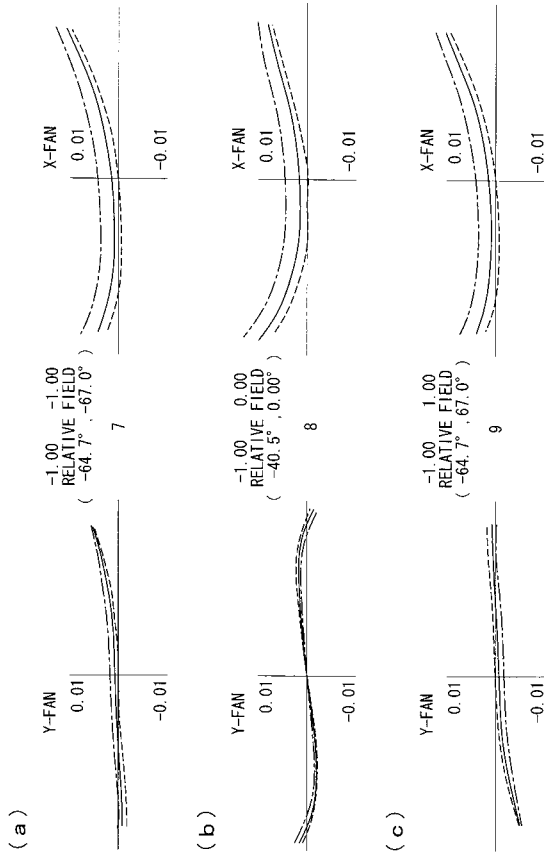
【図 15】



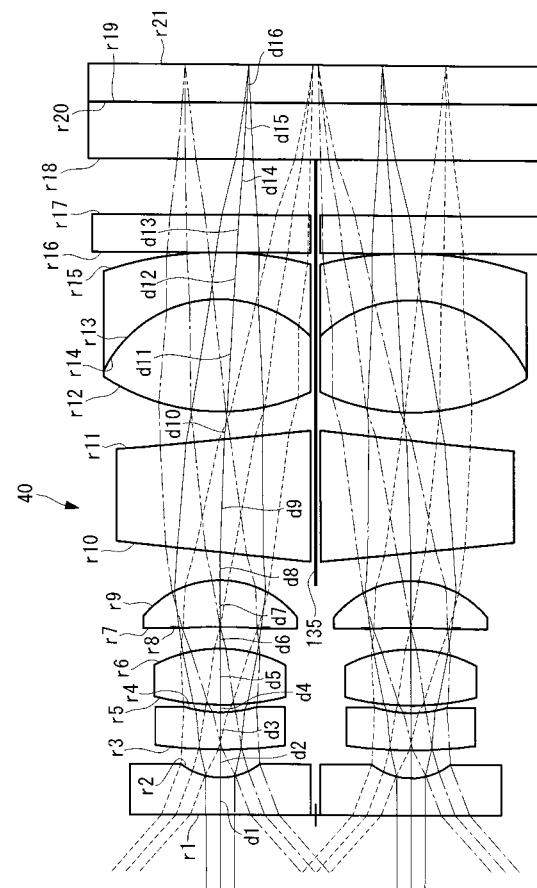
【図 16】



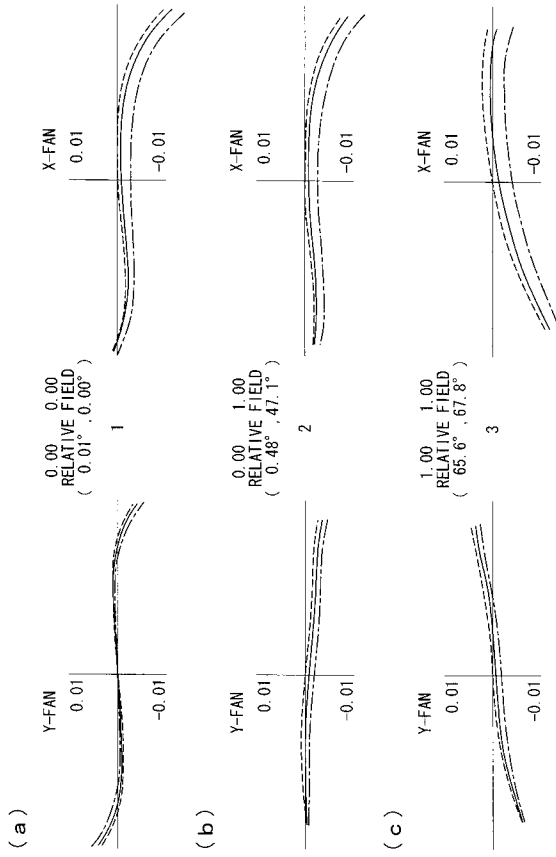
【図 17】



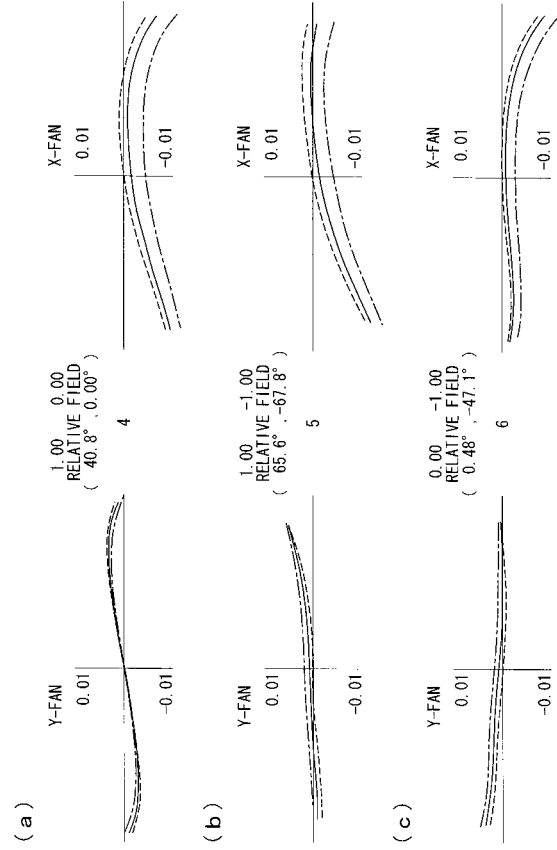
【図 18】



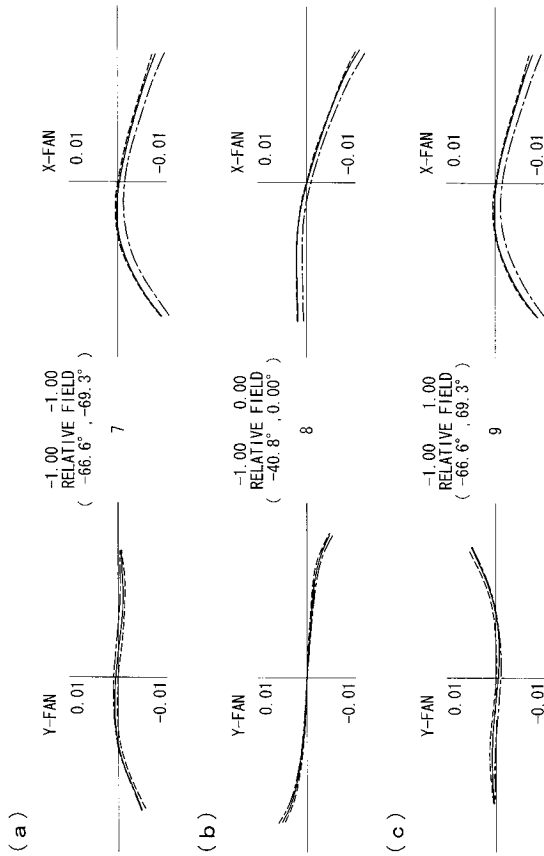
【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【手続補正書】

【提出日】平成25年9月17日(2013.9.17)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

間隔を空けて配列された光軸を有する 2 つの対物光学系を備え、

各前記対物光学系が、光軸方向に間隔を空け、かつ、相互に偏心して配置された 2 つのレンズ群と、該 2 つのレンズ群の間に配置され、一方のレンズ群を透過した光を偏向して他方のレンズ群に入射させる光軸偏向部材とを備え、

下記の条件を満足し、同一平面上に 2 つの光学像を同時に形成する立体視内視鏡用光学系。

$$0.5 \text{ mm} < OP < 1.5 \text{ mm} \quad (1)$$

$$3 \text{ mm} < D < 200 \text{ mm} \quad (2)$$

$$\alpha < 10^\circ \quad (3)$$

$$110^\circ < \omega < 180^\circ \quad (4)$$

ここで、

OP は前記対物光学系の最先端の光学部材における前記光軸の間隔、

D は被写界深度、

α は前記被写界深度 D の近点観察時の輻輳角（内向角）、

ω は前記対物光学系の画角

である。

【請求項 2】

2 つの前記対物光学系の最先端の前記光学部材における前記光軸が相互に平行に配置されている請求項 1 に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項 3】

前記光軸偏向部材が、2 つの前記レンズ群の光軸に対して傾斜して配置された平行平板である請求項 1 に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項 4】

前記光軸偏向部材が、2 つの前記レンズ群の光軸に対して互いに異なる角度に傾斜して配置された入射面および射出面を有する楔プリズムである請求項 1 に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項 5】

最先端の前記光学部材が、異なる 2 つの光学像を形成する光線を交差させるように透過させる請求項 1 に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項 6】

2 つの前記対物光学系の最先端の前記光学部材が一体的に形成されている請求項 5 に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項 7】

前記対物光学系の光学像位置に、光軸方向に所定の長さ範囲にわたって配置され、各前記対物光学系を透過した光を別個に通過させる貫通孔を有する遮光部材を備える請求項 6 に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項 8】

前記対物光学系の 2 つの光軸の間に前記光軸方向に沿って所定の長さ範囲にわたって配置され、これらの対物光学系ごとに光を別個に透過させる遮光部材を備える請求項 6 に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項 9】

各前記対物光学系の前記２つのレンズ群が、同一の回転対称軸回りに回転対称な入射面および射出面を有する複数の光学部材により構成されている請求項４に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項１０】

前記２つの対物光学系が、それぞれの光路中で中間結像しない請求項１に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項１１】

前記光軸偏向部材が、前記２つの対物光学系の前記一方のレンズ群どうしの光軸の間隔よりも、前記他方のレンズ群どうしの光軸の間隔が狭くなるように光を偏向する請求項４または請求項５に記載の立体視内視鏡用光学系。

【請求項１２】

前記光軸偏向部材が、前記２つの対物光学系の前記一方のレンズ群どうしの光軸の間隔よりも、前記他方のレンズ群どうしの光軸の間隔が広くなるように光を偏向する請求項４または請求項５に記載の立体視内視鏡用光学系。

【手続補正２】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】０００５

【補正方法】変更

【補正の内容】

【０００５】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の一態様は、間隔を空けて配列された光軸を有する２つの対物光学系を備え、各前記対物光学系が、光軸方向に間隔を空け、かつ、相互に偏心して配置された２つのレンズ群と、該２つのレンズ群の間に配置され、一方のレンズ群を透過した光を偏向して他方のレンズ群に入射させる光軸偏向部材とを備え、下記の条件を満足し、同一平面上に２つの光学像を同時に形成する立体視内視鏡用光学系である。

$$0.5\text{ mm} < OP < 1.5\text{ mm} \quad (1)$$

$$3\text{ mm} < D < 200\text{ mm} \quad (2)$$

$$\alpha < 10^\circ \quad (3)$$

$$110^\circ < \omega < 180^\circ \quad (4)$$

ここで、 OP は、前記対物光学系の最先端の光学部材における前記光軸の間隔、 D は被写界深度、 α は前記被写界深度 D の近点観察時の輻輳角（内向角）、 ω は前記対物光学系の画角である。

【手続補正３】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】０００８

【補正方法】変更

【補正の内容】

【０００８】

上記態様においては、各前記対物光学系が、光軸方向に間隔を空け、かつ、相互に偏心して配置された２つのレンズ群と、該２つのレンズ群の間に配置され、一方のレンズ群を透過した光を偏向して他方のレンズ群に入射させる光軸偏向部材とを備えている。

このようにすることで、最先端の光学部材の光軸間隔が小さくても、２つの対物光学系同士の干渉を回避しながら狭い範囲に２つの像を結像させることができ、単一の撮像素子による撮影を可能とし、あるいは撮像素子の小型化を図ることができる。

【手続補正４】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】００１４

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 0 0 1 4 】

上記態様においては、各前記対物光学系の前記 2 つのレンズ群が、同一の回転対称軸回りに回転対称な入射面および射出面を有する複数の光学部材により構成されていることとしてもよい。

上記態様においては、前記 2 つの対物光学系が、それぞれの光路中で中間結像しないこととしてもよい。

上記態様においては、前記光軸偏向部材が、前記 2 つの対物光学系の前記一方のレンズ群どうしの光軸の間隔よりも、前記他方のレンズ群どうしの光軸の間隔が狭くなるように光を偏向することとしてもよい。

上記態様においては、前記光軸偏向部材が、前記 2 つの対物光学系の前記一方のレンズ群の光軸どうしの間隔よりも、前記 2 つの対物光学系のそれぞれの前記他方のレンズ群どうしの光軸の間隔が広くなるように光を偏向することとしてもよい。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/081490

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G02B13/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N13/02(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)
G02B13/04, A61B1/00, G02B23/24, H04N13/02

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2004-309930 A (Olympus Corp.), 04 November 2004 (04.11.2004), claims; examples 1 to 3 & US 2004/0263613 A1	1, 2, 6-10 3-5
Y	JP 2003-222804 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 08 August 2003 (08.08.2003), fig. 18, 19 & US 2003/0083551 A1	3-5
Y	JP 2010-128354 A (Olympus Medical Systems Corp.), 10 June 2010 (10.06.2010), fig. 6 & US 2010/0208046 A1	3-5

☒ 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
05 March, 2013 (05.03.13)Date of mailing of the international search report
19 March, 2013 (19.03.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/081490

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2000-325307 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 28 November 2000 (28.11.2000), fig. 1 (Family: none)	3-5

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 8 1 4 9 0									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. G02B13/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N13/02(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. G02B13/04, A61B1/00, G02B23/24, H04N13/02											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2013年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2013年	日本国実用新案登録公報	1996-2013年	日本国登録実用新案公報	1994-2013年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2013年										
日本国実用新案登録公報	1996-2013年										
日本国登録実用新案公報	1994-2013年										
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X Y	JP 2004-309930 A（オリンパス株式会社）2004.11.04, 特許請求の 範囲, 実施例1～3 & US 2004/0263613 A1	1, 2, 6-10 3-5									
Y	JP 2003-222804 A（オリンパス光学工業株式会社）2003.08.08, 図 18、19 & US 2003/0083551 A1	3-5									
Y	JP 2010-128354 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2010.06.10, 図6 & US 2010/0208046 A1	3-5									
☒ 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。											
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献 </td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献						
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献										
国際調査を完了した日 05.03.2013		国際調査報告の発送日 19.03.2013									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 堀井 康司 電話番号 03-3581-1101 内線 3271	2 V 3 7 1 3								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 8 1 4 9 0
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
Y	JP 2000-325307 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.11.28, 図 1 (ファミリーなし)	3-5

フロンツページの続キ

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

(72)発明者 福島 郁俊

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリヅパス株式会社内

(72)発明者 浪井 泰志

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリヅパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 金野 光次郎

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリヅパスメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA15 CA23

2H087	KA10	LA01	NA18	PA05	PA18	PB06	QA01	QA07	QA18	QA21
	QA22	QA25	QA33	QA37	QA41	QA42	QA45	RA05	RA06	RA12
	RA13	RA32	RA41	RA42						
4C161	BB06	CC02	FF40	FF47	JJ06					

(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)	立体视内视镜用光学系		
公开(公告)号	JPWO2013108500A1	公开(公告)日	2015-05-11
申请号	JP2013542697	申请日	2012-12-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社 奥林巴斯公司		
[标]发明人	研野孝吉 福島郁俊 浪井泰志 金野光次郎		
发明人	研野 孝吉 福島 郁俊 浪井 泰志 金野 光次郎		
IPC分类号	G02B13/00 G02B23/26 G02B13/18 A61B1/00		
CPC分类号	G02B23/2415 A61B1/00193 G02B13/04 G02B23/243		
FI分类号	G02B13/00 G02B23/26.A G02B13/18 A61B1/00.300.Y		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/CA23 2H087/KA10 2H087/LA01 2H087/NA18 2H087/PA05 2H087/PA18 2H087/PB06 2H087/QA01 2H087/QA07 2H087/QA18 2H087/QA21 2H087/QA22 2H087/QA25 2H087/QA33 2H087/QA37 2H087/QA41 2H087/QA42 2H087/QA45 2H087/RA05 2H087/RA06 2H087/RA12 2H087/RA13 2H087/RA32 2H087/RA41 2H087/RA42 4C161/BB06 4C161/CC02 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/JJ06		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
优先权	2012007964 2012-01-18 JP 2012163042 2012-07-23 JP		
其他公开文献	JP5427323B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

当观察广角观察范围时，易于观察并具有立体效果。提供一种用于立体内窥镜的光学系统1，该光学系统1包括两个物镜光学系统（2、3），该两个物镜光学系统具有以一定间隔布置的光轴（2a，3a），并且满足以下条件。0.5毫米<OP<1.5毫米（1）3毫米<D<200毫米（2） $\alpha<10^\circ$ （3） $110^\circ<\omega<180^\circ$ （4）在此，OP是物镜光学系统（2、3）的最先进的光学部件（4）中的光轴（2a，3a）之间的距离，D是景深， α 是近景深D。点观察时的会聚角（向内角）， ω 是物镜光学系统（2，3）的视角。

