

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5427323号
(P5427323)

(45) 発行日 平成26年2月26日(2014.2.26)

(24) 登録日 平成25年12月6日(2013.12.6)

(51) Int.Cl.	F 1
G 0 2 B 13/04	(2006.01) G 0 2 B 13/04
G 0 2 B 23/24	(2006.01) G 0 2 B 23/24 B
A 6 1 B 1/00	(2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y
G 0 2 B 27/22	(2006.01) G 0 2 B 27/22
H 0 4 N 13/02	(2006.01) H 0 4 N 13/02

請求項の数 12 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2013-542697 (P2013-542697)
(86) (22) 出願日	平成24年12月5日(2012.12.5)
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/081490
(87) 国際公開番号	W02013/108500
(87) 国際公開日	平成25年7月25日(2013.7.25)
審査請求日	平成25年9月17日(2013.9.17)
(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)

(73) 特許権者	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
(73) 特許権者	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) 【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。

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

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

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

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

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、

は前記被写界深度 D の近点観察時の輻輳角 (内向角)、

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

10

20

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。 10

【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。 20

【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。 30

【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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、立体視内視鏡用光学系に関する。 40

【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】

50

【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、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。10

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

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

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

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

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、 \angle は前記被写界深度Dの近点観察時の輻輳角（内向角）、 \angle は前記対物光学系の画角である。20

【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。

【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。30

【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。

【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。

【0010】

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。

50

20

30

40

50

【0011】

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。

【0012】

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。10

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。

【0013】

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。

【0014】

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。20

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。30

【発明の効果】**【0015】**

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】**【0016】**

【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。40

【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10】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11】(a)～(c)は図10の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。

【図12】(a)～(c)は同様に図10の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。50

【図13】(a)～(c)は同様に図10の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。

【図14】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15】(a)～(c)は同様に図14の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。

【図16】(a)～(c)は同様に図14の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。

【図17】(a)～(c)は図14の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。

【図18】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19】(a)～(c)は図18の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。 10

【図20】(a)～(c)は同様に図18の立体視内視鏡用光学系の横収差を示す図である。

【図21】(a)～(c)は同様に図18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】

【0017】

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2a, 3a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

【0018】

各対物光学系2, 3は、物体側から順に、物体側に平坦面4aを配置した平凹レンズ4、フレア絞り5、物体側に凸面7aを配置した平凸レンズ7、物体側に凹面8a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11とメニスカスレンズ12との接合レンズ13、平行平板14、物体側に凸面15aを配置した平凸レンズ15および平行平板16によって構成されている。平行平板16の端面16a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、CCD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。

【0019】

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16の端面16a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

【0020】

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。

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

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

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

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

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2a, 3aの間隔、Dは被写界深度、 \angle は被写界深度Dの近点観察時の輻輳角(内向角)、 \angle は対物光学系2, 3の画角である。 40

【0021】

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0.5mm以下の場合には、立体感が損なわれてしまい、1.5mm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。

【0022】

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。すなわち、被写界深度Dが3mm以下の場合には、立体感が強すぎて観察者の目が疲れ、200mm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れ易いが、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変部発見率が悪くなつ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。20

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。

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】

10

20

30

40

50

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)～(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。 20

【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。これにより省スペース化を図りつつ、光線を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。 30

【0034】

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 50

面 1 2 4 a および射出面 1 2 4 b の傾斜角度が決定されている。

【 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。

10

【 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 FFS 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 FFS 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 】

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

20

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)

30

r = (X^2 + Y^2)

である。

【 0 0 4 1 】

自由曲面項は、

【数2】

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

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。

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。

【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

30

40

50

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

【0046】

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】

【0047】

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。

【0048】

(表1)

面番号	r	d	n e	e	
1		0 . 2	2 . 1 6 0 0 0	3 3 . 6 0	20
2	0 . 4 2 5 5	0 . 1 6 5			
3		0 . 0 6 2 6			
4	1 . 3 6 2	0 . 4	1 . 9 2 2 8 6	1 8 . 9 0	
5		0 . 0 7 6 1			
6	- 1 . 3 2 2 5	0 . 3 8 5	2 . 0 0 3 3 0	2 8 . 2 7	
7	- 0 . 8 2 6 9	0			
S T O		0 . 1			
9	3 . 6 3 8 4	0 . 5 4	1 . 7 2 9 1 6	5 4 . 6 8	
10	- 0 . 5 3 0 9	0 . 2	1 . 9 2 2 8 6	1 8 . 9 0	
11	- 1 . 1 5 8 1	0 . 0 4 3 4			30
12		0 . 1 3 4 8	1 . 5 1 4 0 0	7 5 . 0 0	
13		0 . 9 1 3			
14	1 . 1 8 8 4	0 . 3 2	1 . 5 1 6 3 3	6 4 . 1 4	
15		0 . 0 0 4 3	1 . 5 1 3 0 0	6 4 . 0 0	
16		0 . 2 8 2 6	1 . 5 0 5 1 0	6 3 . 2 6	
17		0			

【0049】

(表2)

光軸間隔(O P)	:	1	
最大画角()	:	1 5 0 °	40
Fナンバー(f n o)	:	3	
合成焦点距離(f l)	:	0 . 4 8 5 0 6	
前側焦点距離(f f)	:	0 . 3 2 0 6	
撮像素子のピッチ(P)	:	0 . 0 0 1 5	
$4 \times P \times f n o / f l^2$:	0 . 0 7 6 5 0 4	
物体距離(X B)	:	- 1 1 . 3 2 0 6	
被写界深度遠点(X F)	:	- 8 4 . 2 0 3 2	
被写界深度近点(X n)	:	- 5 . 7 4 5 9 6	
被写界深度(D)	:	7 8 . 4 5 7 2 4	
内向角()	:	9 . 9 4 6 4 3 7	50

【0050】

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20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。

【0051】

(表3)

面番号	r	d	n e	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			
10		0 . 6	1 . 5 1 5 6 4	7 5 . 0 1	
11		1 . 0 6 6 9			20
12	1 . 1 0 2 6	0 . 6	1 . 5 7 1 2 4	5 6 . 3 6	
13	- 0 . 6 7 6 4	0 . 2 5 0 1	1 . 9 3 4 2 9	1 8 . 9 0	
14	- 1 . 8 5 1 7	0			
15		0 . 2	1 . 5 2 4 9 8	5 9 . 8 9	
16		0 . 3 0 4 2			
17		0 . 3	1 . 5 1 8 2 5	6 4 . 1 4	
18		0 . 0 0 2 9	1 . 5 1 1 9 3	6 3 . 0 1	
19		0 . 2	1 . 5 0 8 0 1	6 0 . 0 0	
20		0			

【0052】

(表4)

光軸間隔(O P) :	1 . 3	
最大画角() :	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() :	9 . 2 8 5 4 5 7	

【0053】

図9は、本実施例に係る立体視内視鏡用光学系20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。

【0054】

(表5)

面番号	r	d	n e	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			
10		0 . 6	1 . 5 1 5 6 4	7 5 . 0 1	10
11		1 . 0 6 6 9			
12	1 . 1 0 2 6	0 . 6	1 . 5 7 1 2 4	5 6 . 3 6	
13	- 0 . 6 7 6 4	0 . 2 5 0 1	1 . 9 3 4 2 9	1 8 . 9 0	
14	- 1 . 8 5 1 7	0			
15		0 . 2	1 . 5 2 4 9 8	5 9 . 8 9	
16		0 . 3 0 7 2			
17		0 . 3	1 . 5 1 8 2 5	6 4 . 1 4	
18		0 . 0 0 2 9	1 . 5 1 1 9 3	6 3 . 0 1	
19		0 . 2	1 . 5 0 8 0 1	6 0 . 0 0	
20		0			20

【0055】

(表6)

光軸間隔 (O P) :	0 . 7	
最大画角 () :	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	30
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 () :	8 . 8 7 6 9 5 8	

【0056】

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の実施例1について説明する。

図10は、本実施例に係る立体視内視鏡用光学系40の第1のレンズ配列を示す図であり、図11(a)～(c)、図12(a)～(c)および図13(a)～(c)は、本実施例に係る横収差を示している。図11(a)～(c)、図12(a)～(c)および図13(a)～(c)において、破線は656.2725NM、実線は587.5618NM、一点鎖線は486.1327NMである。図15(a)～(c)、図16(a)～(c)、図17(a)～(c)、図19(a)～(c)、図20(a)～(c)および図21(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。

【0057】

(表7)

面番号 r	d	偏心	n d	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				
10		0 . 6 0 0 0 偏心(1)	1 . 5 1 5 6	7 5 . 0		
11		0 . 1 5 0 0 偏心(2)				10
12	1 . 1 0 2 6	0 . 6 0 0 0	1 . 5 6 8 8	5 6 . 3		
13	- 0 . 6 8 6 4	0 . 2 5 0 1	1 . 9 2 2 9	1 8 . 9		
14	- 1 . 8 5 1 7	0 . 0 0 0 0				
15		0 . 2 0 0 0	1 . 5 2 5 0	5 9 . 9		
16		0 . 2 9 6 6				
17		0 . 3 0 0 0	1 . 5 1 8 2	6 4 . 1		
18		0 . 0 0 2 9	1 . 5 1 1 9	6 3 . 0		
19		0 . 2 0 0 0	1 . 5 0 8 0	6 0 . 0		
像面		0 .				
【0058】						20
表7において、						
偏心(1)						
X	0 . 0 0	Y	0 . 0 0	Z	0 . 0 0	
	0 . 0 0		6 . 0 0		0 . 0 0	
偏心(2)						
X	0 . 0 0	Y	0 . 0 0	Z	0 . 0 0	
	0 . 0 0		- 6 . 0 0		0 . 0 0	

である。

【0059】

(表8)

30

光軸間隔(O P)	:	1 . 0			
最大画角()	:	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()	:	9 . 2 8 5 4 5 7			

【0060】

次に、本実施形態に係る立体視内視鏡用光学系40の実施例2について説明する。

図14は、本実施例に係る立体視内視鏡用光学系40の第1のレンズ配列を示す図であり、図15(a)～(c)、図16(a)～(c)および図17(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。

【0061】

50

(表9)

面番号	r	d	偏心	n	d	d	
1		0 . 2 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		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	10
9	- 0 . 5 1 3 3	0 . 1 5 0 1					
10		0 . 6 0 0 0	偏心(1)	1 .	5 1 5 6	7 5 . 0	
11		0 . 1 5 0 0	偏心(2)				
12	1 . 1 0 2 6	0 . 6 0 0 0		1 .	5 6 8 8	5 6 . 3	
13	- 0 . 6 8 6 4	0 . 2 5 0 1		1 .	9 2 2 9	1 8 . 9	
14	- 1 . 8 5 1 7	0 . 0 0 0 0					
15		0 . 2 0 0 0		1 .	5 2 5 0	5 9 . 9	
16		0 . 2 9 6 6					
17		0 . 3 0 0 0		1 .	5 1 8 2	6 4 . 1	
18		0 . 0 0 2 9		1 .	5 1 1 9	6 3 . 0	20
19		0 . 2 0 0 0		1 .	5 0 8 0	6 0 . 0	
像面		0 .					

【0062】

表9において、

偏心(1)

X	0 . 0 0	Y	0 . 0 0	Z	0 . 0 0
	0 . 0 0		- 5 . 9 0		0 . 0 0

偏心(2)

X	0 . 0 0	Y	0 . 0 0	Z	0 . 0 0
	0 . 0 0		5 . 9 0		0 . 0 0

である。

【0063】

次に、本実施形態に係る立体視内視鏡用光学系40の実施例3について説明する。

図18は、本実施例に係る立体視内視鏡用光学系40の第1のレンズ配列を示す図であり、図19(a)～(c)、図20(a)～(c)および図21(a)～(c)は、それぞれ本実施例に係る横収差を示し、表10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。

【0064】

(表10)

面番号	r	d	偏心	n	d	d	
1		0 . 2 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		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	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	10
像面		0 .				

【 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	20		
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			
偏心 (1)						
X	0 . 0 0	Y	0 . 0 0	Z	0 . 0 0	
	0 . 0 0		5 . 9 7		0 . 0 0	
偏心 (2)						
X	0 . 0 0	Y	0 . 0 0	Z	0 . 0 0	
	0 . 0 0		- 5 . 9 7		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 , , (°)) とが与えられている。その場合、と の正はそれぞれの軸の正方向に対して反時計回りを、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 , , 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まで X 軸の回りで反時計回りに回転させ、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 】**

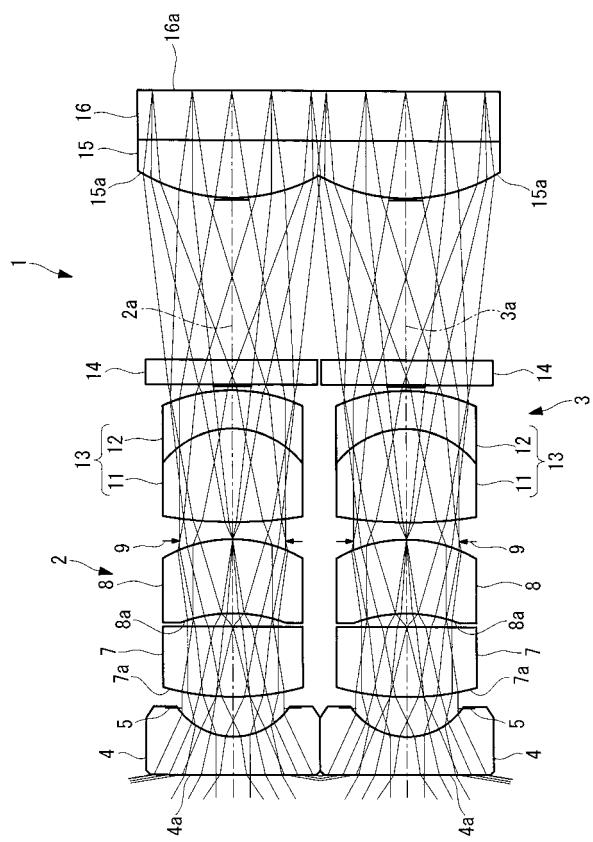
1 , 2 0 , 4 0 立体視内視鏡用光学系

2 , 3 , 2 1 , 2 2 対物光学系

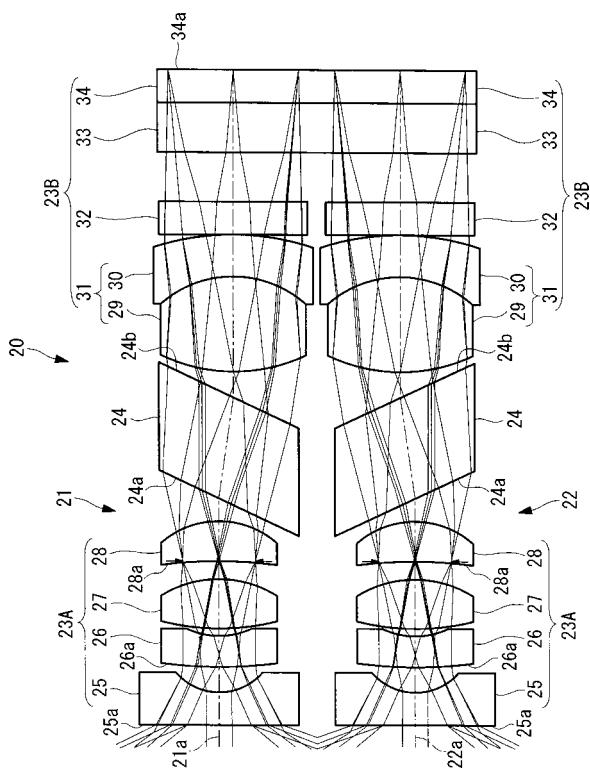
50

- 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

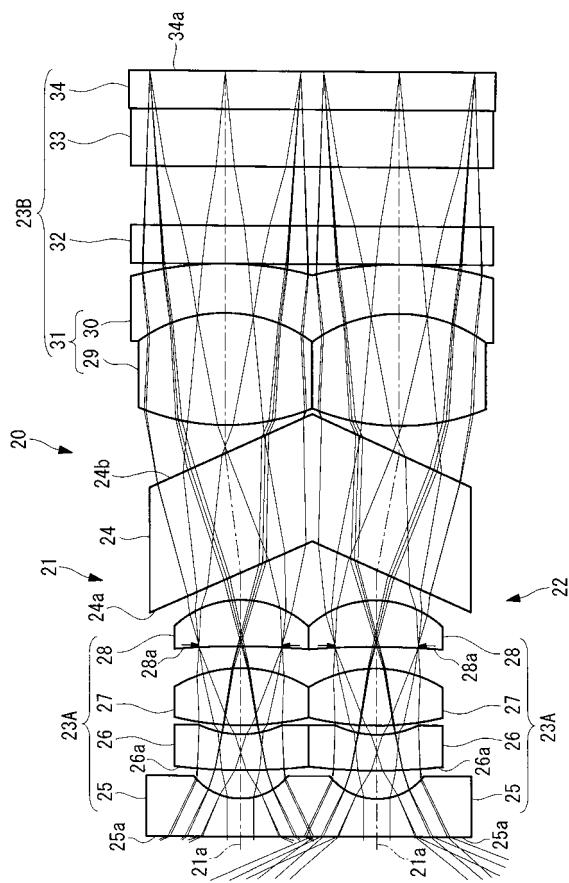
【図1】



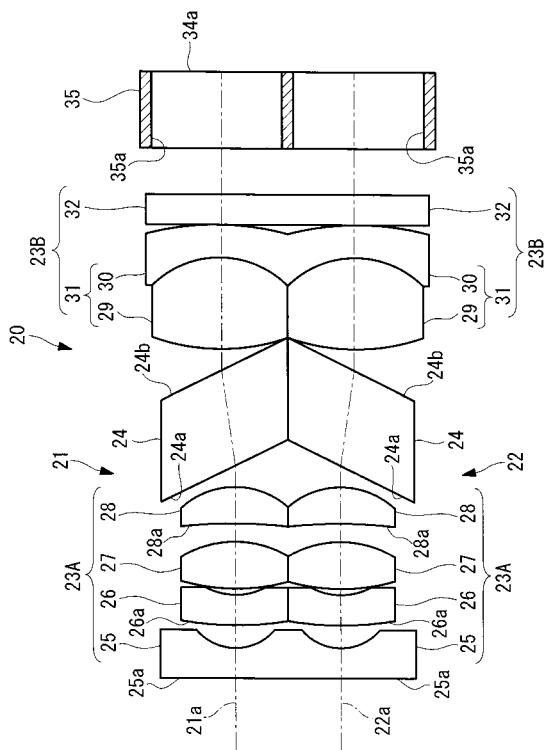
【図2】



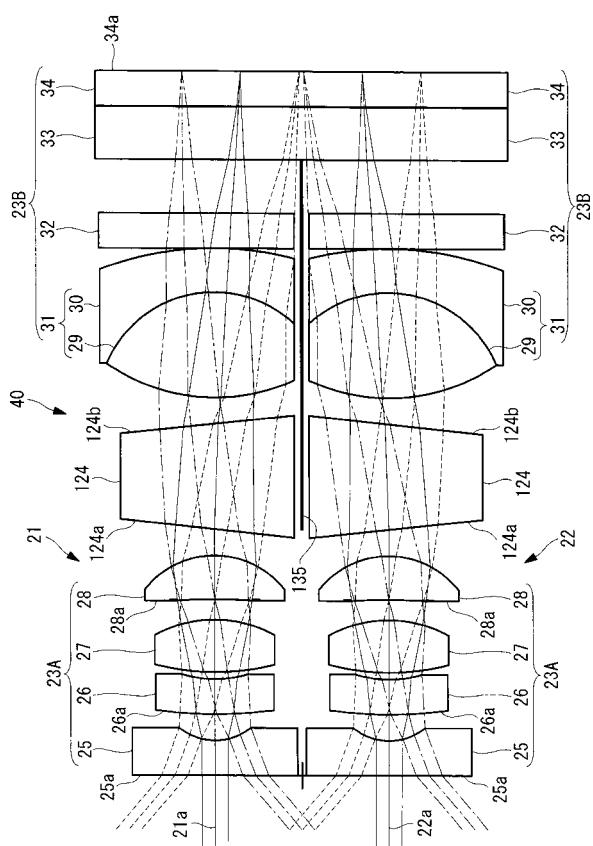
【図3】



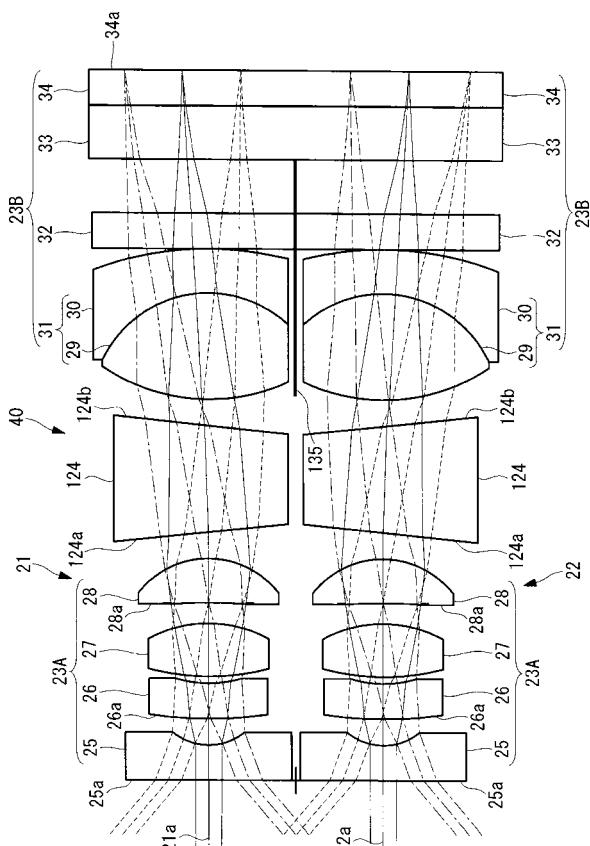
【図4】



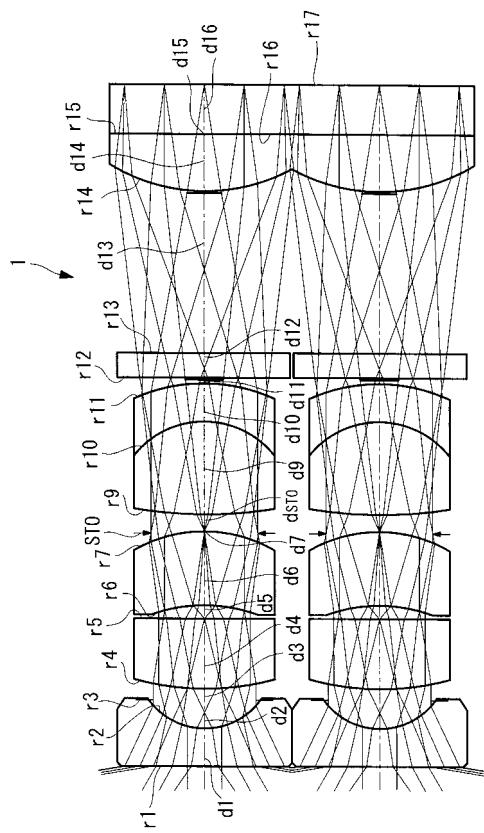
【図5】



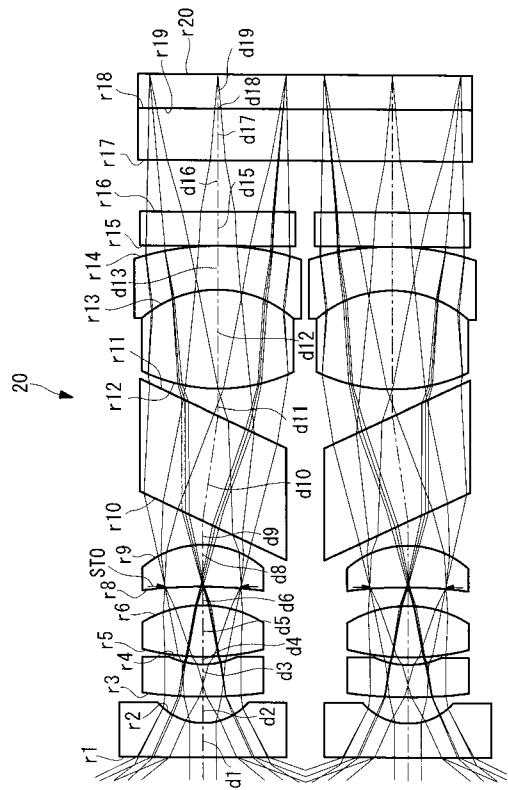
【図6】



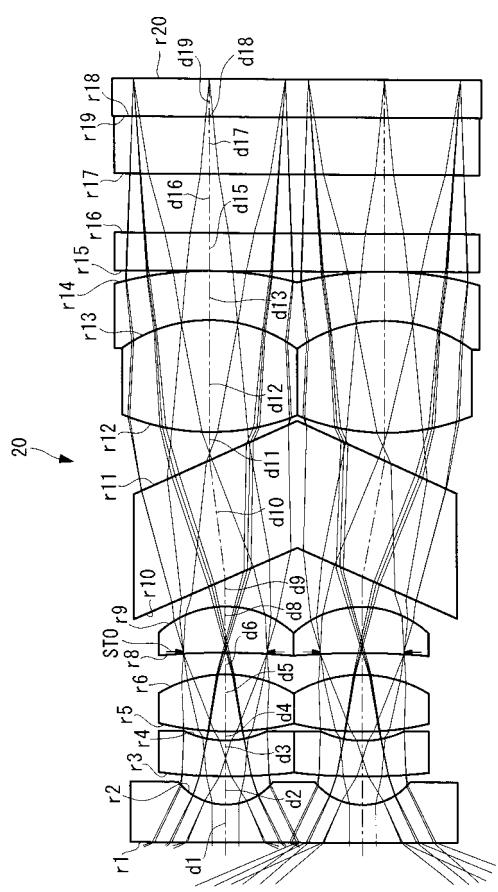
【図7】



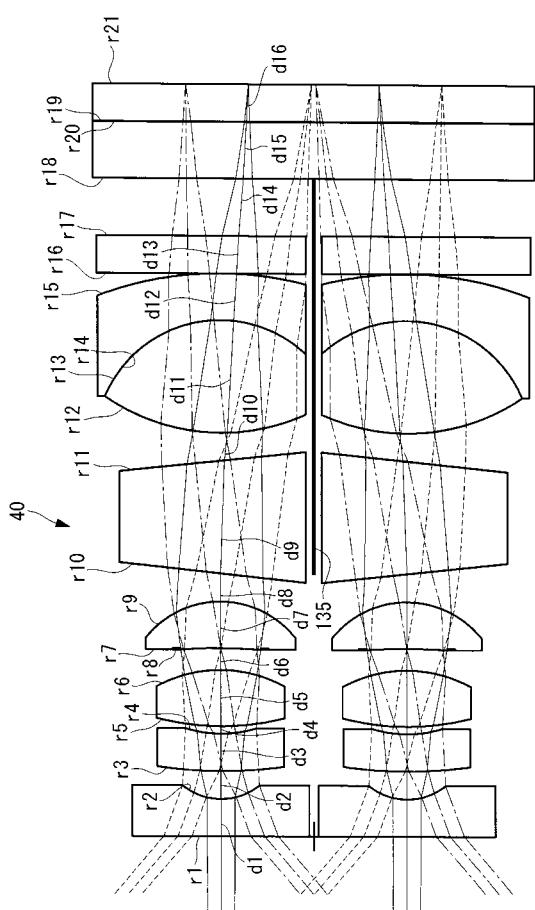
【図8】



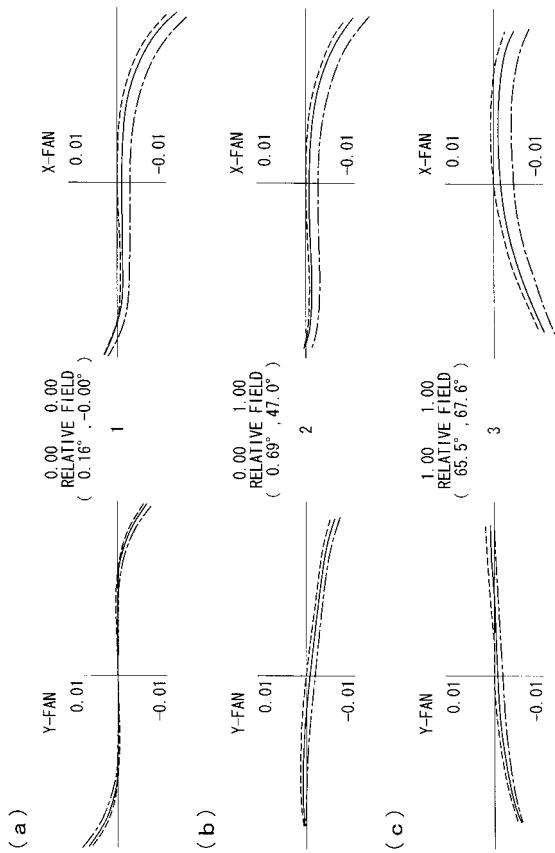
【図9】



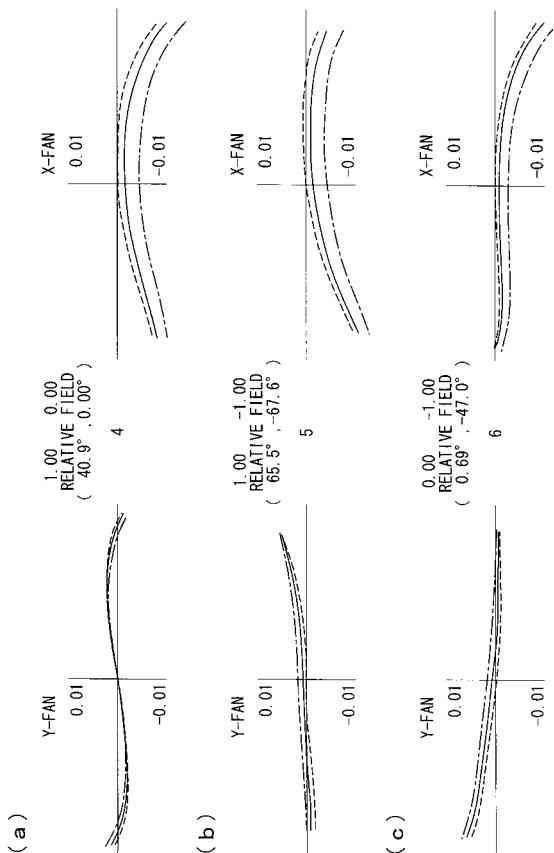
【図10】



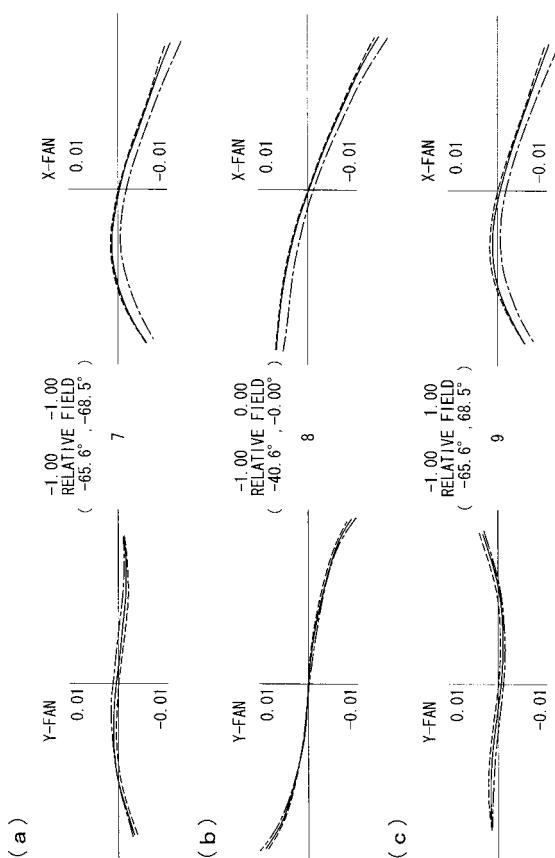
【図1-1】



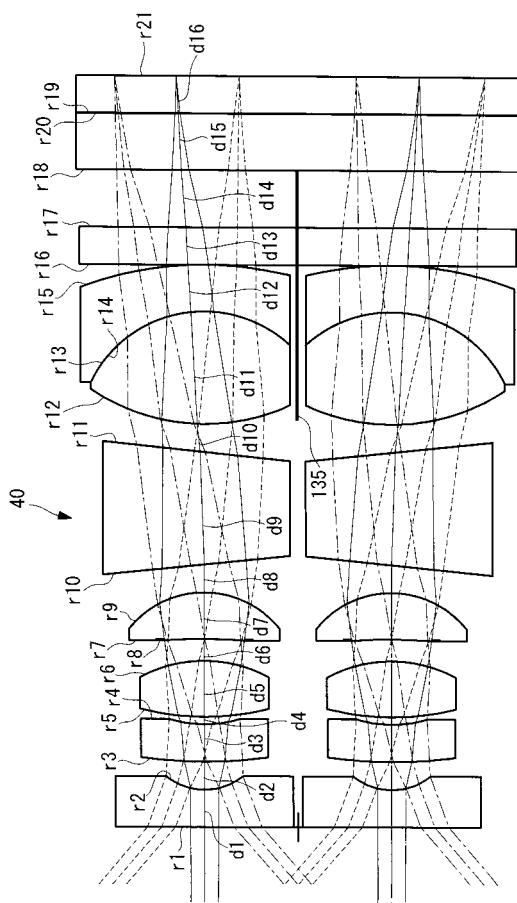
【図1-2】



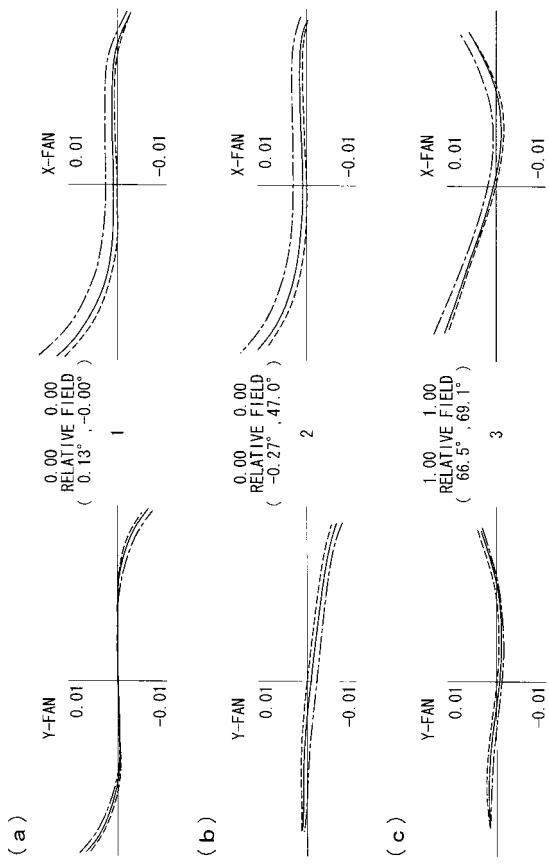
【図1-3】



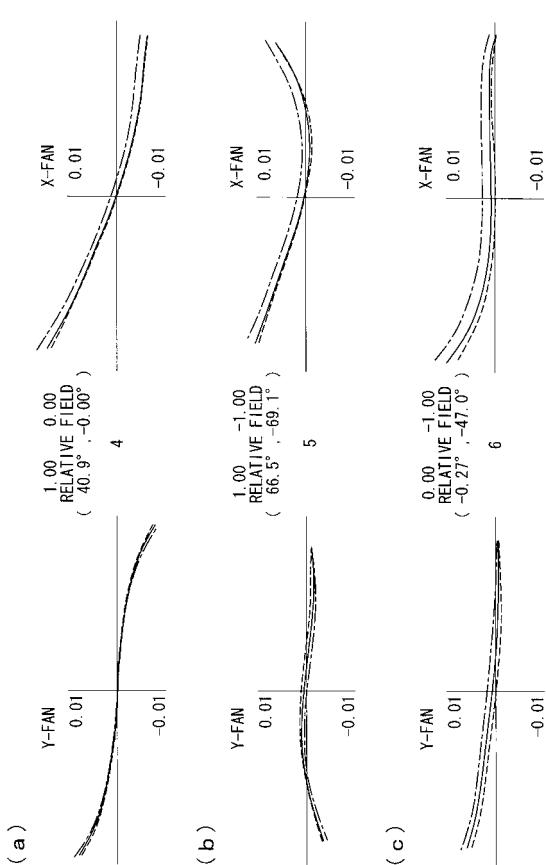
【図1-4】



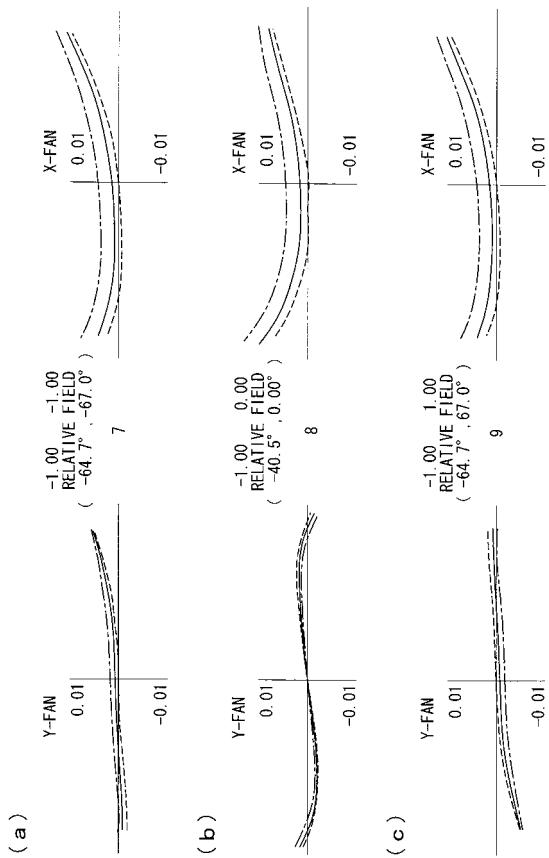
【図15】



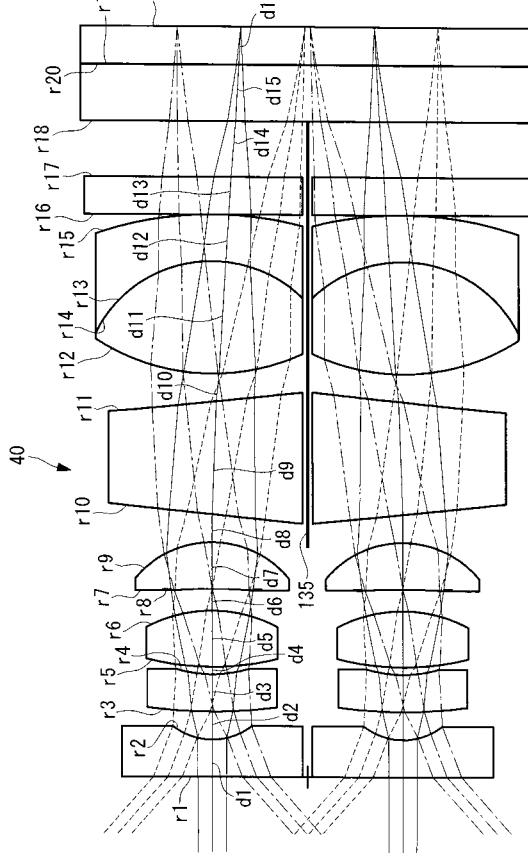
【図16】



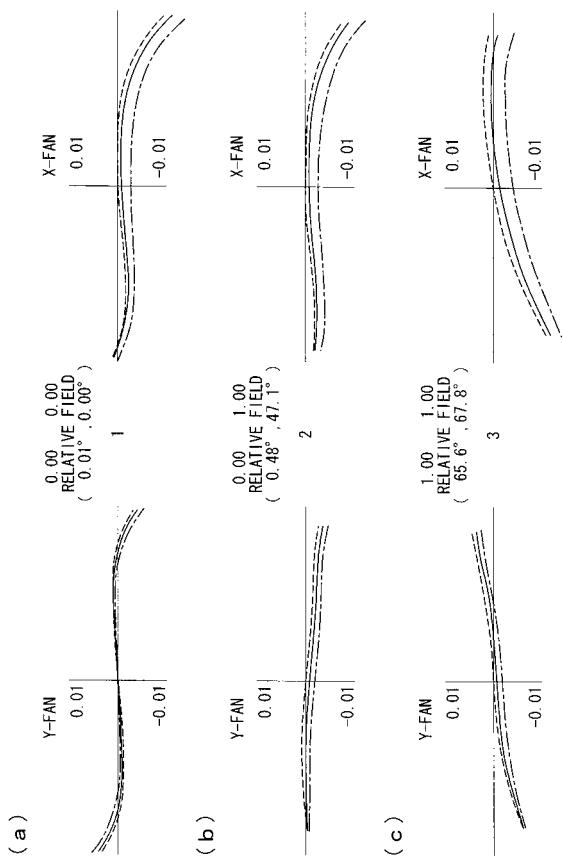
【図17】



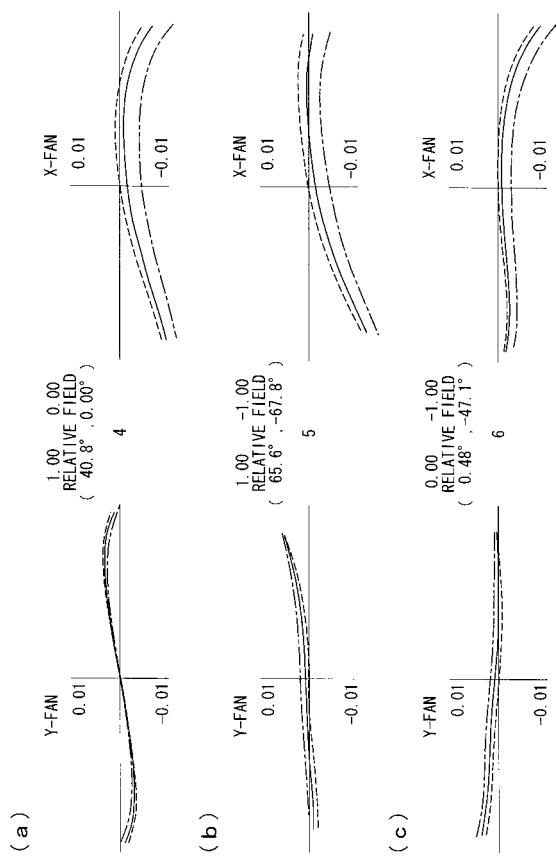
【図18】



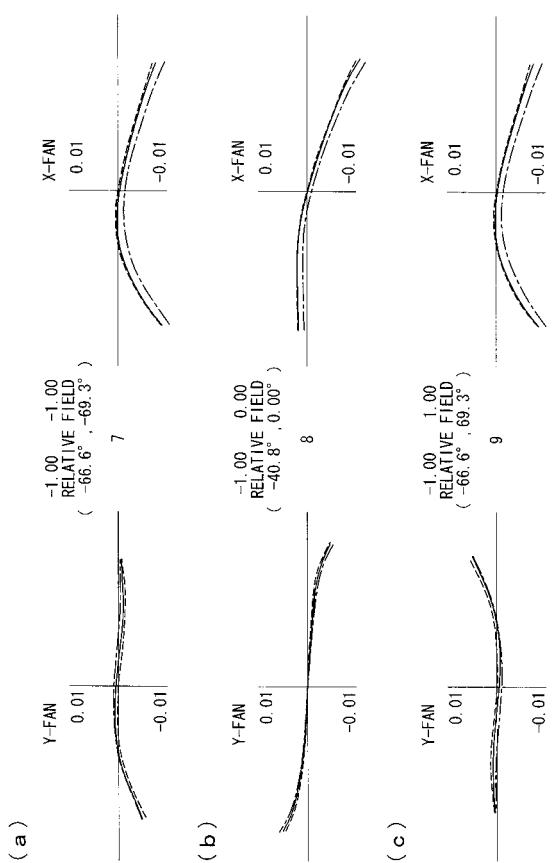
【図19】



【図20】



【図21】



フロントページの続き

(72)発明者 福島 郁俊

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

(72)発明者 浪井 泰志

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン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43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 堀井 康司

(56)参考文献 特開2004-309930(JP,A)

特開2003-222804(JP,A)

特開2010-128354(JP,A)

特開2000-325307(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G02B 13/04

G02B 23/24

A61B 1/00

H04N 13/02

G02B 27/22

专利名称(译)	立体视内视镜用光学系		
公开(公告)号	JP5427323B2	公开(公告)日	2014-02-26
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		
当前申请(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	G02B13/04 G02B23/24 A61B1/00 G02B27/22 H04N13/02		
CPC分类号	G02B23/2415 A61B1/00193 G02B13/04 G02B23/243		
FI分类号	G02B13/04 G02B23/24.B A61B1/00.300.Y G02B27/22 H04N13/02		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
审查员(译)	堀井浩二		
优先权	2012007964 2012-01-18 JP 2012163042 2012-07-23 JP		
其他公开文献	JPWO2013108500A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

当观察广角观察区域时，可以以容易观看和三维效果进行观察。本发明提供一种三维内窥镜光学系统1，其具有两个具有光轴(2a和3a)的物镜光学系统(2和3)，它们之间具有间隔，并且满足以下条件：0.5mm<OP<1.5 mm 3 mm <D <200 mm ±<10°和110°<φ<180°其中OP是光学构件(4)的光轴(2a和3a)之间的间距在物镜光学系统(2和3)的最远端，D是景深，±是进行近点观察时景深D的会聚角(向内角)，E是物镜光学系统(2和3)的视角。

$$Z = \left(r^2 / R \right) / \left[1 + \sqrt{ \left\{ 1 - (1+k)(r/R)^2 \right\} } \right]$$

$$+ \sum_{j=1}^{66} C_j X^m Y^n \dots (a)$$