

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5753326号
(P5753326)

(45) 発行日 平成27年7月22日 (2015. 7. 22)

(24) 登録日 平成27年5月29日 (2015. 5. 29)

| | | | | | |
|-------------------|------------------|------------|--|------|---|
| (51) Int.Cl. | | F I | | | |
| G02B 13/04 | (2006.01) | G02B 13/04 | | | D |
| A61B 1/00 | (2006.01) | A61B 1/00 | | 300Y | |
| G02B 23/26 | (2006.01) | G02B 23/26 | | | C |

請求項の数 1 (全 29 頁)

| | | | |
|---------------|------------------------------|-----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2014-560150 (P2014-560150) | (73) 特許権者 | 000000376 |
| (86) (22) 出願日 | 平成26年6月13日 (2014. 6. 13) | | オリンパス株式会社 |
| (86) 国際出願番号 | PCT/JP2014/065815 | | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 |
| (87) 国際公開番号 | W02014/208373 | (72) 発明者 | 五十嵐 勉 |
| (87) 国際公開日 | 平成26年12月31日 (2014. 12. 31) | | 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 |
| 審査請求日 | 平成26年12月12日 (2014. 12. 12) | | |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2013-133902 (P2013-133902) | 審査官 | 殿岡 雅仁 |
| (32) 優先日 | 平成25年6月26日 (2013. 6. 26) | | |
| (33) 優先権主張国 | 日本国 (JP) | | |
| 早期審査対象出願 | | | |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡対物光学系

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

水中観察に用いられ、
物体側から順に、負の屈折力を有する前群、明るさ絞り、正の屈折力を有する後群を備え、

前記前群は、負の屈折力を有する第1群と負の屈折力を有する第2群からなり、

前記第1群は単レンズの第1レンズであり、

前記第2群は単レンズ又は接合レンズであり、

以下の条件式を満足する内視鏡対物光学系。

$$1 < I w / f t < 1 . 8 \quad \cdot \cdot \cdot (1)$$

$$0 . 6 < I a / I w < 0 . 9 5 \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

$$| D L 1 / R L 1 a | < 0 . 4 \quad \cdot \cdot \cdot (3)$$

$$- 3 < f L 1 / f t < - 1 \quad \cdot \cdot \cdot (4)$$

但し、I w は水中観察時の最大像高、f t は空气中観察時の対物光学系全系の焦点距離、I a は空气中観察時に主光線が透過可能な最大像高、D L 1 は第1レンズの外径であり、R L 1 a は第1レンズの物体側面の曲率半径であり、f L 1 は第1レンズの焦点距離である。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用内視鏡に適用される内視鏡対物光学系に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば、泌尿器系臓器を内視鏡で観察する場合、観察空間は尿で満たされており、生理食塩水等の灌流液を灌流させることで比較的透明な視野を確保する。灌流液も尿も水を主体とするものであり、塩分や糖分等の濃度もさほど高くないため、屈折率は水と同等と考えることができる。よって、これらの臓器を観察対象とする内視鏡では物体側媒質を水とみなした水中観察時の光学仕様・性能が実用性を左右する。

【0003】

水中観察用の内視鏡対物光学系にとって最も注意すべき点は水中画角の空気中に対する狭角化である。水のd線屈折率は常温で1.333であり、内視鏡対物光学系の外表面を平面とした場合の空気中画角と水中画角の関係を以下に示す。

| | | | | |
|-------|-------|-------|-------|-------|
| 空気中画角 | 180° | 160° | 140° | 120° |
| 水中画角 | 97.2° | 95.3° | 89.7° | 81.0° |

【0004】

膀胱用内視鏡を例に挙げると、比較的広角な空気中画角120°の場合でも、実際の膀胱内観察時は水中画角81°となり、水中では視野範囲がかなり狭まる。膀胱内面全域の病変を探索するためには、術者は内視鏡の先端湾曲操作・挿入部挿脱・挿入部捻りの組合せ操作を行うが、水中画角が狭いとこれらの操作頻度を増加させることとなり、作業効率の観点で望ましくない。水中画角をより広くすることで術者の内視鏡操作にかかる負担を軽減することができ、診断・処置の効率改善が期待できる。このため、内視鏡の水中観察もしくは広角観察に関する対物光学系として、例えば、特許文献1には最大で空気中画角138.3°の対物光学系が、特許文献2には空気中画角180°以上の対物光学系が、特許文献3には空気中画角190°～227°の対物光学系が夫々開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平5-288986号公報

【特許文献2】特開平10-288742号公報

【特許文献3】特許第4819203号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上記した各特許文献は、いずれも以下のような課題があった。

すなわち、特許文献1の対物光学系は、空気中画角として広角であるが、第1面が平面であることを基にスネルの法則で水中換算すると水中画角89°となり、実用時に十分な画角とは言えない。

【0007】

特許文献2の対物光学系では、対物光学系の第1レンズが物体側に強い凸面を有する凹メニスカスレンズであり、このような形状では予期せぬ物体衝突によりレンズにキズや割れ等の破損が生じやすい。第1レンズ破損防止のために枠を突出させる工夫も開示されているが、この構成では照明光が枠突出部で遮蔽されることにより配光が劣化する。さらに、枠とレンズ間で段差を有する構成では段差部の汚れ除去が困難となり、医療用の場合は洗浄・消毒・滅菌性の課題を生じる。一方、キズ・割れ耐性を高めるには第1レンズの素材にサファイア等の高硬度光学素材を用いる必要があるが、高硬度光学素材は一般的に加工性が悪く、凸面が大きく突出した凹メニスカス形状では加工難易度が高い。

【0008】

また、特許文献2の対物光学系における枠構造では、凹メニスカス第1レンズを物体側から落とし込んでおり、このレンズ固定構造は医療用としての信頼性確保に課題がある。つまり、第1レンズの固定に接着剤を用いると、医療用では使用毎の消毒・滅菌繰り返し

10

20

30

40

50

により化学的もしくは温湿度による接着剤劣化が少なからず蓄積するため、劣化の蓄積に起因してレンズが物体側に脱落する虞がある。一方、接着剤よりも信頼性の高いレンズ固定方法として半田付けすることも考えられるが、凹メニスカスレンズでは半田固化時の収縮応力によりレンズが破壊する虞があり、半田付け構造は採用し難い。

【0009】

さらに、特許文献2では、照明光学系の光軸を外側に傾けているため、先端外径の細径化が困難である。細径化を優先し照明光学系の光軸を対物光学系と平行にした場合には、対物光学系の大きく突出した凸面への照明光直射によるフレアの発生が予想される。

特許文献3の対物光学系は、対物光学系先端面が強い凸面であるため、上記した特許文献2の対物光学系と同様の課題を有する。

10

【0010】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、水中観察においても画角が広く、医療用内視鏡としての信頼性を確保しつつ、実装設計を容易に行うことのできる対物光学系を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の一態様は、水中観察に用いられ、物体側から順に、負の屈折力を有する前群、明るさ絞り、正の屈折力を有する後群を備え、前記前群は、負の屈折力を有する第1群と負の屈折力を有する第2群からなり、前記第1群は単レンズの第1レンズであり、前記第2群は単レンズ又は接合レンズであり、以下の条件式を満足する内視鏡対物光学系を提供する。

20

$$1 < I w / f t < 1 . 8 \quad \cdot \cdot \cdot (1)$$

$$0 . 6 < I a / I w < 0 . 9 5 \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

$$| D L 1 / R L 1 a | < 0 . 4 \quad \cdot \cdot \cdot (3)$$

$$- 3 < f L 1 / f t < - 1 \quad \cdot \cdot \cdot (4)$$

但し、 $I w$ は水中観察時の最大像高、 $f t$ は空气中観察時の対物光学系全系の焦点距離、 $I a$ は空气中観察時に主光線が透過可能な最大像高、 $D L 1$ は第1レンズの外径であり、 $R L 1 a$ は第1レンズの物体側面の曲率半径であり、 $f L 1$ は第1レンズの焦点距離である。

30

【0012】

上記した(1)式は水中観察時の画角に関する条件であり、(1)式の右側不等式($I w / f t < 1 . 8$)は水中観察時に過剰な広角化を回避するためのものである。 $I w / f t$ が(1)式の下限を下回ると、水中画角が狭く不十分となり、上限を超えると水中画角が広くなり過ぎて画像周辺部の明るさ低下(照明光学系側での配光不足、対物光学系の周辺光量低下)が生じる。

【0013】

(2)式は水中観察時と空气中観察時の最大像高の関係を規定する条件であり、(2)式の上限を超えると、空气中観察の代償として得られる水中画角広角化が不十分であり望ましくない。また、(2)式の下限を下回ると、空气中観察時の有効画像面積が過度に小さくなり、ホワイトバランス取得や製造時の組立・品質検査時に、調光不備や周辺画像欠陥検出に支障をきたす。

40

したがって、本態様によれば、水中観察においても画角が広く、医療用内視鏡としての信頼性を確保しつつ、実装設計を容易に行うことができる。

【0015】

上記した(3)式は、第1レンズ物体側面の凸凹度合いを小さくして比較的平面に近い構成とする条件である。例えば、第1群が平板からなる場合、空気と接する平板の像側面を透過可能な光線が空气中観察状態の物体側面と同じ角度となるため、 $I w$ を $I a$ より大きくすることができなくなる。第1群には、非常に大きな角度の光線束が通るので、レンズ厚みが光線高に強く関連し、厚みを増やすとレンズ外径が増えることになる。このため

50

、第1群にはレンズ厚みが増える接合レンズの使用は避けて、単レンズで薄肉化を図る必要がある。

【0016】

凸面で上記(3)式の上限を超えると、レンズ外径端からの出っ張りが大きくなり過ぎてレンズ破損や照明光入射を回避する機械設計が困難となる。また、凹面で上記(3)式の上限を超えると、レンズ外径端からの引っ込みが大きくなり過ぎて洗浄性低下や凹面周辺部でのフレネル反射率が増加する。

【0017】

(4)式は、第1レンズの焦点距離に関する条件である。(2)式に関連してIwをIaより大きくするためには、第1レンズのパワーを負とする必要があり、パワーの絶対量にも適切な範囲がある。(4)式の下限を下回ると、パワーが弱過ぎて水中での広角化を図ることが困難となり、(4)式の上限を超えると、負のパワーが強過ぎて像面湾曲の補正過剰傾向を生じる。

【0018】

また、上記態様において、前記第1レンズは、物体側面が平面の平凹レンズであることが好ましい。

このようにすることで、加工性が良好であり、かつ低コストの対物光学系を提供することができる。なお、第1レンズ全体として負のパワーとするために像側面は凹面となるが、物体側面は平面、凸面又は凹面のいずれも採用可能である。第1レンズを平凹レンズとすることが、加工性及びコストの観点から最も好ましく、さらに、加工性の悪いサファイア等の高硬度難加工素材を採用することができ、擦傷性を改善することができる。

【0020】

また、上記構成とすることで、明るさ絞りを挟んで負の前群 - 正の後群からなる所謂レトロフォーカス型を構成するので、水中観察における広角化と十分な像面湾曲補正を実現することができる。

具体的には、前群の負の屈折力を1つの群だけでまかなうことは水中画角によっては厳しいため、第1群、第2群の2つの負の群に分割することが望ましい。また、第1群は、薄肉化可能な単レンズで構成するのが望ましい。第2群では第1群での屈折により角度が緩和され光線高が下がるので、単レンズで構成しても接合レンズで構成してもよい。

このように構成し、上記条件式を満足することで、水中観察においても十分に広角な内視鏡対物光学系を現実的なレンズとして構成することができる。

【0021】

また、上記態様において、以下の条件式を満足することが好ましい。

$$|DL1 / RL1a| < 0.4 \quad \dots (6)$$

$$-3 < fL1 / ft < -1 \quad \dots (7)$$

但し、DL1は第1レンズの外径であり、RL1aは第1レンズの物体側面の曲率半径であり、fL1は第1レンズの焦点距離である。

【0022】

上記した(6)式は、第1レンズ物体側面の凸凹度合いを小さくして比較的平面に近い構成とする条件である。例えば、第1群が平板からなる場合、空気と接する平板の像側面を透過可能な光線が空气中観察状態の物体側面と同じ角度となるため、IwをIaより大きくすることができなくなる。第1群には、非常に大きな角度の光線束が通るので、レンズ厚みが光線高に強く関連し、厚みを増やすとレンズ外径が増えることになる。このため、第1群にはレンズ厚みが増える接合レンズの使用は避けて、単レンズで薄肉化を図る必要がある。

【0023】

凸面で上記(6)式の上限を超えると、レンズ外径端からの出っ張りが大きくなり過ぎてレンズ破損や照明光入射を回避する機械設計が困難となる。また、凹面で上記(6)式の上限を超えると、レンズ外径端からの引っ込みが大きくなり過ぎて洗浄性低下や凹面周辺部でのフレネル反射率が増加する。

10

20

30

40

50

【0024】

(7)式は、第1レンズの焦点距離に関する条件である。第1レンズのパワーを負とするだけでなく、パワーの絶対量も適切な範囲とするために(7)式を満たすことが必要となる。(7)式の下限を下回ると、パワーが弱過ぎて水中での広角化を図ることが困難となり、(7)式の上限を超えると、負のパワーが強過ぎて像面湾曲の補正過剰傾向を生じる。

【0025】

また、上記態様において、前記第1レンズは物体側面が平面の平凹レンズであることが好ましい。

このようにすることで、加工性が良好であり、かつ低コストの対物光学系を提供することができる。

10

【発明の効果】

【0026】

本発明によれば、水中観察においても画角が広く、医療用内視鏡としての信頼性を確保しつつ、実装設計を容易に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】

【0027】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図である。

【図2】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡対物光学系による水中観察及び空気中観察の撮像範囲を示す概念図であり、(a)は水中観察状態、(b)は空気中観察状態を示す。

20

【図3】本発明の実施例1に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図である。

【図4】本発明の実施例1に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図であり、(a)は水中観察状態、(b)は空気中観察状態を示す。

【図5】本発明の実施例1に係る内視鏡対物光学系の水中観察状態の収差図である。

【図6】本発明の実施例2に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図である。

【図7】本発明の実施例2に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図であり、(a)は水中観察状態、(b)は空気中観察状態を示す。

【図8】本発明の実施例2に係る内視鏡対物光学系の水中観察状態の収差図である。

30

【図9】本発明の実施例3に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図である。

【図10】本発明の実施例3に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図であり、(a)は水中観察状態、(b)は空気中観察状態を示す。

【図11】本発明の実施例3に係る内視鏡対物光学系の水中観察状態の収差図である。

【図12】本発明の実施例4に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図である。

【図13】本発明の実施例4に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図であり、(a)は水中観察状態、(b)は空気中観察状態を示す。

【図14】本発明の実施例4に係る内視鏡対物光学系の水中観察状態の収差図である。

【図15】本発明の実施例5に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図である。

【図16】本発明の実施例5に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図であり、(a)は水中観察状態、(b)は空気中観察状態を示す。

40

【図17】本発明の実施例5に係る内視鏡対物光学系の水中観察状態の収差図である。

【図18】本発明の実施例6に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図である。

【図19】本発明の実施例6に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図であり、(a)は水中観察状態、(b)は空気中観察状態を示す。

【図20】本発明の実施例6に係る内視鏡対物光学系の水中観察状態の収差図である。

【図21】本発明の実施例7に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図である。

【図22】本発明の実施例7に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図であり、(a)は水中観察状態、(b)は空気中観察状態を示す。

【図23】本発明の実施例7に係る内視鏡対物光学系の水中観察状態の収差図である。

50

【図 2 4】本発明の実施例 8 に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図である。

【図 2 5】本発明の実施例 8 に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図であり、(a) は水中観察状態、(b) は空气中観察状態を示す。

【図 2 6】本発明の実施例 8 に係る内視鏡対物光学系の水中観察状態の収差図である。

【図 2 7】本発明の実施例 9 に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図である。

【図 2 8】本発明の実施例 9 に係る内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図であり、(a) は水中観察状態、(b) は空气中観察状態を示す。

【図 2 9】本発明の実施例 9 に係る内視鏡対物光学系の水中観察状態の収差図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

10

(第 1 の実施形態)

以下に、本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡対物光学系について図面を参照して説明する。

図 1 は、内視鏡対物光学系の全体構成を示す断面図を示している。図 1 に示すように、内視鏡対物光学系は、物体側から順に、負の屈折力を有する前群 G F、明るさ絞り S、正の屈折力を有する後群 G B を備えている。

【0029】

前群 G F は、物体側面から順に、第 1 レンズ群としての第 1 レンズ L 1、及び、第 2 レンズ群 G 2 としての第 2 レンズ L 2 を備えている。第 1 レンズ L 1 及び第 2 レンズ L 2 は、何れも物体側面が平面の平凹レンズである。また、図 1 においては、前群 G F と明るさ絞り S との間に色補正フィルタ F が設けられている。

20

【0030】

後群 G B は、第 3 レンズ L 3、第 4 レンズ L 4 と第 5 レンズ L 5 とが接合した接合レンズ C L 1、及び第 6 レンズ L 6 と第 7 レンズ L 7 とが接合した接合レンズ C L 2 を備えている。第 3 レンズ L 3、接合レンズ C L 1 及び接合レンズ C L 2 は、何れも正の屈折力を有している。

【0031】

また、内視鏡対物光学系は、以下の条件式を満足するように構成されている。

$$1 < I w / f t < 1.8 \quad \dots (1)$$

$$0.6 < I a / I w < 0.95 \quad \dots (2)$$

30

但し、I w は水中観察時の最大像高、f t は空气中観察時の対物光学系全系の焦点距離、I a は空气中観察時に主光線が透過可能な最大像高である。

【0032】

(1) 式は水中観察時の画角に関する条件である。対物光学系全系の焦点距離である f t は、物体側の第 1 面が同率を有する場合は物体側媒質の影響で変動するため、一般的なレンズ焦点距離定義と同様に物体側媒質を空気とした際の焦点距離とする。

I w / f t が小さくなると水中画角が狭まり、I w / f t が大きくなると水中画角は広まる。空气中観察用に設計された内視鏡対物光学系では、像高 H が焦点距離 f t と空气中主光線入射角 a の正弦に比例する、所謂 H = f t * sin (a) 型の対物光学系が知られており、H / f t は 1 以下となる。

40

【0033】

これと比較して、(1) 式の左側不等式 (I w / f t > 1) は、水中観察時の最大像高を空气中観察時に想定される像高よりも大きくとることを意味し、水中観察時の広角化に寄与する。また、(1) 式の右側不等式 (I w / f t < 1.8) は水中観察時に過剰な広角化を回避するためのものである。I w / f t が (1) 式の下限以下では水中画角が狭く不十分となり、上限以上では水中画角が広くなり過ぎて画像周辺部の明るさ低下 (照明光学系側での配光不足、対物光学系の周辺光量低下) が生じ、望ましくない。

【0034】

(2) 式は水中観察時と空气中観察時の最大像高の関係を規定する条件である。I a / I w が 1 より小さいことは、空气中観察時に使用可能な像の大きさが水中観察時よりも小

50

さいことに相当する。I_aとI_wの間の像範囲は、空气中観察時において物体空間から入射する主光線がその範囲には到達できない領域となるが、水中観察時は水で満たされた物体空間の正常な画像が結像される。水中主光線入射角 w の最大値を変数とした I_a / I_w の見積結果を下表に示す。但し、見積条件は以下の通りである。

【 0 0 3 5 】

内視鏡対物光学系の外表面：平面

水のd線屈折率： $n_w = 1.333$

対物光学系の空气中観察時射影式：空气中像高 $H_a = f_t * \sin(\alpha)$

対物光学系の水中観察時射影式：水中像高 $H_w = f_t * n_w * \sin(w)$

$f_t = 1$ (計算簡略化のため)

$I_a = f_t * \sin(\alpha_{\text{最大値}}) = f_t * \sin(90^\circ) = 1$

【 0 0 3 6 】

【表 1】

| θ_w 最大値[°] | 48.61 | 50 | 55 | 60 | 65 | 70 | 75 | 80 |
|-------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| I_w | 1 | 1.021 | 1.092 | 1.154 | 1.208 | 1.253 | 1.288 | 1.313 |
| I_a/I_w | 1 | 0.979 | 0.916 | 0.866 | 0.828 | 0.798 | 0.777 | 0.762 |

10

20

30

40

【0037】

上表の $w = 70^\circ$ (水中画角 140°) を例として解説すると、先に示した条件に基づく水中画角 140° 設計の対物光学系は、水中観察時像高比 79.8% の像高において、空气中画角 180° の所謂魚眼レンズとなり、その外側の像範囲では空气中物体空間からの像を結像できないことになる。

50

【0038】

このように、 $I a / I w$ を1より小さくし、空气中観察時の周辺画像欠損を多少は許容することで水中画角の広角化が図れる。このような設計思想は空气中観察用の内視鏡としては好ましくないが、水中観察用の内視鏡としては十分実用性がある。さらに、空气中観察に対して水中観察と同等の像範囲を確保するという制約を取り払うことで、レンズ先端面に強い凸面をもたせる必要がなくなり、強い凸面に起因する各種課題を解消できるという大きな利点を得られる。

【0039】

尚、医療行為そのものではないが、空气中観察状態を考慮せねばならない作業として、白被写体撮像によるホワイトバランス取得、及び、製造時の組立・品質検査が挙げられる。よって、 $I a / I w$ を小さくし過ぎる方向に対しても注意を払う必要がある。

10

(2)式の上限以上では空气中観察の代償として得られる水中画角広角化が不十分であり望ましくない。また、(2)式の下限以下では、空气中観察時の有効画像面積があまりに小さくなり過ぎるため、ホワイトバランス取得や製造時の組立・品質検査時に、調光不備や周辺画像欠陥検出に支障をきたすため望ましくない。

【0040】

さらに、内視鏡対物光学系は、以下の(3)式を満足することがより好ましい。

$$|DL1 / RL1a| < 0.4 \quad \dots (3)$$

ただし、 $DL1$ は、第1レンズの外径であり、 $RL1a$ は、第1レンズの物体側面の曲率半径である。

20

【0041】

最も物体側に位置する第1レンズ群は、上記(2)式を満足させることに関連して負の屈折力を有することが必要となる。例えば、第1レンズが平板からなる場合、空気と接する平板の像側面を透過可能な光線が空气中観察状態の物体側面と同じ角度となるため、 $I w$ を $I a$ より大きくすることができなくなる。

第1レンズ群には、非常に大きな角度の光線束が通るので、レンズ厚みが光線高に強く関連し、厚みを増やすとレンズ外径が増えることになる。このため、第1レンズ群にはレンズ厚みが増える接合レンズの使用は避け、単レンズで薄肉化を図る必要がある。

【0042】

これを実現するため、(3)式は、第1レンズ物体側面の凸凹度合いを小さくして比較的平面に近い構成とする条件である。

30

$|DL1 / RL1a| = 0.4$ の場合、凸面高さ(もしくは凹面深さ)の外径 $DL1$ に対する比率は、5.05%である。 $DL1$ が2mmの細径内視鏡と仮定すると、凸面高さ(もしくは凹面深さ)が0.1mmとなり、レンズ外径端からの出っ張り(引っ込み)量は十分に小さい。

【0043】

凸面の場合、この程度の出っ張り量であれば、特許文献2や特許文献3の課題としたレンズ破損や照明光入射に対する回避構造が可能なレベルである。凹面の場合、この程度の引っ込み量であれば、レンズ面洗浄時の汚物残りや、凹面周辺部でのフレネル反射による反射損失増加を気にする必要も無い。

40

【0044】

凸面で $|DL1 / RL1a|$ が0.4より大きくなると、レンズ外径端からの出っ張りが大きくなり過ぎてレンズ破損や照明光入射を回避する機械設計が困難となるため望ましくない。凹面で $|DL1 / RL1a|$ が0.4より大きくなると、レンズ外径端からの引っ込みが大きくなり過ぎて洗浄性低下や凹面周辺部でのフレネル反射率増加につながるため望ましくない。

【0045】

内視鏡対物光学系は、以下の(4)式を満足することがより好ましい。

$$-3 < fL1 / ft < -1 \quad \dots (4)$$

但し、 $fL1$ は第1レンズの焦点距離である。

50

【0046】

(4)式は、第1レンズの焦点距離に関する条件である。(2)式に関連して Iw を Ia より大きくするためには、第1レンズのパワーを負とするだけでなく、パワーの絶対量にも適切な範囲がある。 f_{L1}/f_t が-3より小さいと、パワーが弱過ぎて水中での広角化を図ることが困難であり望ましくない。 f_{L1}/f_t が-1より大きいと、負のパワーが強過ぎて像面湾曲の補正過剰傾向を生じるため好ましくない。

【0047】

第1レンズは物体側面が平面の平凹レンズとすることにより、加工性が良好であり、かつ低コストの対物光学系を提供することができる。第1レンズ全体として負のパワーとするために像側面は凹面となるが、物体側面は平面・凸面・凹面のいずれも採用可能である。但し、加工性観点で最も好ましいのは平面であるため、第1レンズを平凹レンズで構成するのが加工性・コストの観点で最も好ましい。さらに、平凹レンズとすることで加工性の悪いサファイア等の高硬度難加工素材の採用が可能となり、擦傷性の改善等に寄与できる。

10

【0048】

なお、上記した実施形態において、前群GFが第1レンズ群と第2レンズ群とを備える構成について説明したが、これに限られるものでなく、例えば、第2レンズ群を備えない構成とすることもできる。また、第2レンズ群に単レンズを適用した例について説明したが、接合レンズを適用することもできる。そして、前群GFが第2レンズ群を有する場合には、上記(2)式を余裕を持って満足することとなる。

20

【0049】

つまり、本実施形態のように、水中観察における広角化と十分な像面湾曲補正を実現するためには、明るさ絞りを挟んで負の前群・正の後群からなる所謂レトロフォーカス型を適用することが好ましい。また、前群の負の屈折力を1つの群だけでまかなうことは水中画角によっては厳しいため、第1群、第2群の2つの負の群に分割することが好ましい。さらに、第1レンズ群は上述したように、薄肉化可能な単レンズで構成することが好ましく、第2レンズ群においては、第1レンズ群における屈折により角度が緩和され光線高が下がるので、単レンズを適用することも接合レンズを適用することも可能となる。

【0050】

このように構成し、上記(1)式の条件を満足するように構成することで、水中観察においても十分な広角化を図ることができる。また、前群GFを第1レンズ群、第2レンズ群の2つの負の群に分割した、第2レンズ群を有する構成においては、上記(2)式を余裕を持って満足することとなる。

30

【0051】

なお、図2は、水中観察と空気中観察の撮像範囲を示す概念図で、上述したように空気中観察状態での有効撮像エリアが水中観察状態よりも狭くなることを直感的に示したものである。図2(a)は水中観察状態での固体撮像素子上撮像エリアを示すもので、八角形の電氣的視野マスクをつける前提で、ハッチングした八角マスク内の有効撮像エリアを全て活用できることを示しており、八角マスク内の最大像高が Iw である。

【0052】

図2(b)は空気中観察状態での固体撮像素子上撮像エリアを示すもので、ハッチングした半径 Ia の円内が空気中観察状態での撮像エリアとなり、八角マスクと円で挟まれたハッチング無し領域は被写体像が結像されない光学的無効領域となる。このように空気中観察にて光学的無効領域の存在を許容することにより、第1レンズの物体側面が平面であっても広角な水中観察が可能となる。

40

【0053】

第1レンズの物体側面を平面とした構造は内視鏡先端構造として一般的であり、図1で示していない照明系からの直接光入射フレアに対して特殊な工夫を必要としない。また、平面で出っ張りが無いことは、物体側から物が衝突して第1レンズが傷付く確率を増やさない。さらに、一般的には魚眼レンズに分類されてもよい画角にもかかわらず、第

50

1 レンズの外径 $D L 1$ は 2.2 mm と極めて小さく、内視鏡先端構造設計に負担をかける。

【0054】

第1 レンズの素材は硬度の高いサファイアを想定しており、素材特性としても機械的耐久性に優れたものを提供できる。さらに、サファイアの外周にメタライズを行い枠とはんだ付けすることで非常に信頼性の高い鏡枠構造を提供できる。

【0055】

第2 群の平凹レンズには高屈折率素材を用いており、超広角化に伴い強まる負の屈折力で過剰補正となりやすい像面湾曲の過剰補正防止を図っている。また、後群の接合レンズの凹レンズにも高屈折率素材を使用することで、同様に像面湾曲の過剰補正防止を図っている。

10

【0056】

このように、本実施形態によれば、水中観察においても画角が広く、医療用内視鏡としての信頼性を確保しつつ、実装設計を容易に行うことができる。

【実施例】

【0057】

続いて、上述した実施形態に係る内視鏡対物光学系の実施例1～実施例9について、図3～図29を参照して説明する。各実施例に記載のレンズデータにおいて、 r は曲率半径(単位 mm)、 d は面間隔 (mm)、 $N d$ は d 線に対する屈折率、 $V d$ は d 線に対するアッペ数を示している。

20

【0058】

(実施例1)

本発明の実施例1に係る内視鏡対物光学系のレンズ構成を図3及び図4に示す。なお、図4(a)は水中観察状態、図4(b)は空气中観察状態を示している。また、水中観察状態の収差図を図5に示す。

【0059】

実施例1の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、平凹レンズからなる第1群(第1レンズ)、平凹レンズからなる第2群、色補正フィルタ、薄板での実装を想定した明るさ絞り、正の屈折力を有する後群からなる。後群は3つの群からなり、全て正の屈折力を有する。尚、像面には固体撮像素子の撮像面が配置されることを想定している。

30

【0060】

図4(a)の水中観察状態での像高 $I w$ は 0.7510 mm で、この像高は固体撮像素子の有効撮像エリアに一致させることを想定しており、水中観察状態において固体撮像素子の有効撮像エリア全体を使用する。この際の水中画角は 129.4° で水中観察としては非常に広角であり、水中にある被写体を固体撮像素子の有効撮像エリア全てを使用して観察できる。

【0061】

図4(b)の空气中観察状態では第1レンズが平面であることにより、空气中画角 180° の光線までしかレンズに入射できない。第1レンズの平面とほぼ平行に入射した主光線は像面上では $I w$ より低い位置に結像し、空气中最大像高に相当する $I a$ は 0.5995 mm となり、 $I a / I w$ が 0.798 という関係になる。これにより、空气中観察状態では固体撮像素子の有効撮像エリアを部分的に使用した画像となる。

40

水中観察と空气中観察の撮像範囲は、図2に示したような状態となる。

【0062】

実施例1に係る内視鏡対物光学系のレンズデータを以下に示す。

【0063】

レンズデータ

| 面番号 | r | d | $N d$ | $V d$ |
|-----|-------|------|---------|-------|
| 1 | | 0.25 | 1.76820 | 71.79 |
| 2 | 0.639 | 0.27 | | |

50

| | | | | |
|-------------|-------------|---------|---------------|-----------|
| 3 | | 0 . 2 5 | 2 . 0 0 3 3 0 | 2 8 . 2 7 |
| 4 | 1 . 9 6 1 | 0 . 1 1 | | |
| 5 | | 0 . 3 0 | 1 . 5 2 1 3 4 | 7 4 . 9 8 |
| 6 | | 0 . 0 3 | | |
| 7 (S T O) | | 0 . 8 7 | 2 . 0 0 3 3 0 | 2 8 . 2 7 |
| 8 | - 1 . 2 4 3 | 0 . 0 5 | | |
| 9 | - 9 . 8 1 3 | 0 . 3 0 | 2 . 0 0 3 3 0 | 2 8 . 2 7 |
| 1 0 | 1 . 7 1 7 | 0 . 8 6 | 1 . 7 2 9 1 6 | 5 4 . 6 8 |
| 1 1 | - 1 . 3 4 5 | 0 . 0 5 | | |
| 1 2 | 2 . 8 3 8 | 0 . 8 7 | 1 . 4 8 7 4 9 | 7 0 . 2 3 |
| 1 3 | - 1 . 1 0 8 | 0 . 3 0 | 1 . 9 2 2 8 6 | 1 8 . 9 0 |
| 1 4 | - 2 . 4 3 9 | 0 . 2 8 | | |
| 1 5 | | 1 . 1 0 | 1 . 5 1 6 3 3 | 6 4 . 1 4 |

1 6 (像面)

【 0 0 6 4 】

(実施例 2)

本発明の実施例 1 に係る内視鏡対物光学系のレンズ構成を図 6 及び図 7 に示す。なお、図 7 (a) は水中観察状態、図 7 (b) は空气中観察状態を示している。また、水中観察状態の収差図を図 8 に示す。

実施例 2 の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、平凹レンズからなる第 1 群 (第 1 レンズ)、凹メニスカスレンズからなる第 2 群、色補正フィルタ、明るさ絞り、正の屈折力を有する後群からなる。後群は 3 つの群からなり、全て正の屈折力を有する点は実施例 1 と同様である。

【 0 0 6 5 】

尚、実施例 1 よりサイズの小さい固体撮像素子との組合せを想定しており、水中観察状態での像高 I_w は 0 . 6 5 2 0 mm である。 I_a は 0 . 5 1 9 5 mm、 I_a / I_w が 0 . 7 9 7、水中画角は 1 2 9 . 8 ° で、固体撮像素子のサイズが違ってても実施例 1 と同様の仕様を実現できており、水中観察と空气中観察の撮像範囲も実施例 1 と同様に図 2 に示したような状態となる。

【 0 0 6 6 】

実施例 2 に係る内視鏡対物光学系のレンズデータを以下に示す。

【 0 0 6 7 】

レンズデータ

| 面番号 | r | d | N d | V d |
|-------------|-------------|---------|---------------|-----------|
| 1 | | 0 . 2 5 | 1 . 7 6 8 2 0 | 7 1 . 7 9 |
| 2 | 0 . 6 3 9 | 0 . 2 7 | | |
| 3 | 9 . 7 8 9 | 0 . 2 5 | 2 . 0 0 3 3 0 | 2 8 . 2 7 |
| 4 | 1 . 2 4 3 | 0 . 1 0 | | |
| 5 | | 0 . 3 0 | 1 . 5 2 1 3 4 | 7 4 . 9 8 |
| 6 | | 0 . 0 3 | | |
| 7 (S T O) | | 0 . 9 3 | 2 . 0 0 3 3 0 | 2 8 . 2 7 |
| 8 | - 1 . 1 3 2 | 0 . 0 5 | | |
| 9 | - 7 . 3 3 1 | 0 . 3 0 | 2 . 0 0 3 3 0 | 2 8 . 2 7 |
| 1 0 | 1 . 4 8 5 | 0 . 8 3 | 1 . 7 2 9 1 6 | 5 4 . 6 8 |
| 1 1 | - 1 . 3 5 4 | 0 . 0 5 | | |
| 1 2 | 2 . 6 2 1 | 0 . 7 8 | 1 . 5 1 6 3 3 | 6 4 . 1 4 |
| 1 3 | - 1 . 1 6 1 | 0 . 3 0 | 1 . 9 2 2 8 6 | 1 8 . 9 0 |
| 1 4 | - 2 . 4 1 7 | 0 . 2 9 | | |
| 1 5 | | 1 . 1 0 | 1 . 5 1 6 3 3 | 6 4 . 1 4 |

1 6 (像面)

【0068】

(実施例3)

本発明の実施例3に係る内視鏡対物光学系のレンズ構成を図9及び図10に示す。なお、図10(a)は水中観察状態、図10(b)は空气中観察状態を示している。また、水中観察状態の収差図を図11に示す。

【0069】

実施例3の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、平凹レンズからなる第1群(第1レンズ)、凹メニスカスレンズからなる第2群、色補正フィルタ、明るさ絞り、正の屈折力を有する後群からなる。後群は3つの群からなり、全て正の屈折力を有する。実施例2よりさらにサイズの小さい固体撮像素子との組合せを想定しており、水中観察状態での像高 I_w は0.4480mmである。 I_a は0.3585mm、 I_a / I_w が0.800、水中画角は129.6°で、固体撮像素子のサイズがさらに小さくなくても実施例1及び2と同様の仕様を実現できる。

10

【0070】

実施例3に係る内視鏡対物光学系のレンズデータを以下に示す。

【0071】

レンズデータ

| 面番号 | r | d | Nd | Vd |
|---------|--------|------|---------|-------|
| 1 | | 0.25 | 1.76820 | 71.79 |
| 2 | 0.639 | 0.27 | | |
| 3 | 9.406 | 0.30 | 1.88300 | 40.76 |
| 4 | 0.462 | 0.17 | | |
| 5 | | 0.30 | 1.52134 | 74.98 |
| 6 | | 0.03 | | |
| 7 (STO) | | 0.71 | 1.80100 | 34.97 |
| 8 | -0.915 | 0.05 | | |
| 9 | 6.526 | 0.30 | 2.00330 | 28.27 |
| 10 | 1.354 | 0.83 | 1.51742 | 52.43 |
| 11 | -1.108 | 0.05 | | |
| 12 | 1.988 | 0.79 | 1.58913 | 61.14 |
| 13 | -1.041 | 0.30 | 1.92286 | 18.90 |
| 14 | -2.551 | 0.33 | | |
| 15 | | 1.10 | 1.51633 | 64.14 |
| 16 (像面) | | | | |

20

30

【0072】

(実施例4)

本発明の実施例4に係る内視鏡対物光学系のレンズ構成を図12及び図13に示す。なお、図13(a)は水中観察状態、図13(b)は空气中観察状態を示している。また、水中観察状態の収差図を図14に示す。

【0073】

実施例4の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、平凹レンズからなる第1群(第1レンズ)、負の接合レンズからなる第2群、色補正フィルタ、明るさ絞り、正の屈折力を有する後群からなる。後群は3つの群からなり、全て正の屈折力を有する。実施例1より大きいサイズの固体撮像素子との組合せを想定しており、水中観察状態での像高 I_w は0.9120mmである。 I_a は0.7301mm、 I_a / I_w が0.801、水中画角は129.8°で、固体撮像素子のサイズが大きい場合でも実施例1~3と同様の仕様を実現できる。大きめの固体撮像素子は高画素化可能でありそれに対応した収差補正を行うために、第2群を接合レンズで構成し、収差補正能力を高めた。

40

【0074】

尚、ほぼ同一の水中画角を有する実施例1~4の第1レンズには同じ外径と形状を有す

50

るサファイア平凹レンズを用いている。本実施形態のような超広角レンズの場合、光学系の最大外径は固体撮像素子サイズよりも光線高の高い第1レンズ外径で決まる傾向にあり、固体撮像素子のサイズに関しては選択の自由度がある。

【0075】

超広角化で被写界深度が確保しやすくなることから、固体撮像素子は大きい方が画素数もしくはダイナミックレンジを向上できて望ましいが、大きすぎると固体撮像素子側が内視鏡先端外径に影響することとなる。よって、固体撮像素子のサイズを反映する水中像高Iwと第1レンズ外径DL1の関係を、次の(8)式を満足するように設定するのが望ましい。

【0076】

$$0.2 < Iw / DL1 < 0.5 \quad \dots (8)$$

Iw / DL1が0.2以下では、画素数もしくはダイナミックレンジが不足気味となり、画質の観点で好ましい設定ではない。また、Iw / DL1が0.5以上は固体撮像素子側が先端外径の制約要因となるのと同時にDL1が不必要に小さいことを意味し、内視鏡先端設計としてバランスがよろしくない。

【0077】

実施例4に係る内視鏡対物光学系のレンズデータを以下に示す。

【0078】

レンズデータ

| 面番号 | r | d | Nd | Vd |
|---------|---------|------|---------|-------|
| 1 | | 0.25 | 1.76820 | 71.79 |
| 2 | 0.639 | 0.33 | | |
| 3 | -2.582 | 0.25 | 2.00330 | 28.27 |
| 4 | 1.108 | 0.51 | 1.80100 | 34.97 |
| 5 | -2.461 | 0.03 | | |
| 6 (STO) | | 0.30 | 1.52134 | 74.98 |
| 7 | | 0.03 | | |
| 8 | | 0.48 | 2.00330 | 28.27 |
| 9 | -1.345 | 0.10 | | |
| 10 | -4.079 | 0.25 | 2.00330 | 28.27 |
| 11 | 1.891 | 0.75 | 1.72916 | 54.68 |
| 12 | -1.354 | 0.05 | | |
| 13 | 3.473 | 0.75 | 1.72916 | 54.68 |
| 14 | -1.132 | 0.30 | 2.00330 | 28.27 |
| 15 | -17.115 | 0.28 | | |
| 16 | | 1.50 | 1.51633 | 64.14 |
| 17 (像面) | | | | |

【0079】

(実施例5)

本発明の実施例5に係る内視鏡対物光学系のレンズ構成を図15及び図16に示す。なお、図16(a)は水中観察状態、図16(b)は空気中観察状態を示している。また、水中観察状態の収差図を図17に示す。

【0080】

実施例5の内視鏡対物光学系は、実施例4と同じサイズの固体撮像素子を想定し、実施例4より水中画角を広角化したもので、水中画角は139.8°である。実施例5の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、平凹レンズからなる第1群(第1レンズ)、負の接合レンズからなる第2群、色補正フィルタ、明るさ絞り、正の屈折力を有する後群からなる。後群は3つの群からなり、全て正の屈折力を有する。水中観察状態での像高Iwは0.9120mmである。Iaは0.7019mm、Ia / Iwが0.770で、広角化に伴い焦点距離ftを短くしたことでIaが小さくなったため、Ia / Iwが実施例4よりも

10

20

30

40

50

小さい。

【0081】

実施例5に係る内視鏡対物光学系のレンズデータを以下に示す。

【0082】

レンズデータ

| 面番号 | r | d | N d | V d | |
|---------|---------|------|---------|-------|----|
| 1 | | 0.25 | 1.76820 | 71.79 | |
| 2 | 0.639 | 0.33 | | | |
| 3 | -2.211 | 0.25 | 2.00330 | 28.27 | |
| 4 | 1.108 | 0.54 | 1.80100 | 34.97 | 10 |
| 5 | -2.280 | 0.03 | | | |
| 6 (STO) | | 0.30 | 1.52134 | 74.98 | |
| 7 | | 0.03 | | | |
| 8 | | 0.48 | 2.00330 | 28.27 | |
| 9 | -1.425 | 0.10 | | | |
| 10 | -4.288 | 0.25 | 2.00330 | 28.27 | |
| 11 | 1.869 | 0.75 | 1.72916 | 54.68 | |
| 12 | -1.298 | 0.05 | | | |
| 13 | 3.423 | 0.75 | 1.72916 | 54.68 | |
| 14 | -1.108 | 0.30 | 2.00330 | 28.27 | 20 |
| 15 | -19.376 | 0.29 | | | |
| 16 | | 1.50 | 1.51633 | 64.14 | |
| 17 (像面) | | | | | |

【0083】

(実施例6)

本発明の実施例6に係る内視鏡対物光学系のレンズ構成を図18及び図19に示す。なお、図19(a)は水中観察状態、図19(b)は空气中観察状態を示している。また、水中観察状態の収差図を図20に示す。

【0084】

実施例6の内視鏡対物光学系は、実施例5と光学仕様ほぼ同一であるが、最も像面に近いところに射出瞳調整用の凸レンズを有する点が異なる。実施例6の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、平凹レンズからなる第1群(第1レンズ)、負の接合レンズからなる第2群、色補正フィルタ、明るさ絞り、正の屈折力を有する後群からなる。後群は4つの群からなり、明るさ絞り側から順に、正-正-負-正の屈折力を有する。

実施例6に係る内視鏡対物光学系のレンズデータを以下に示す。

【0085】

レンズデータ

| 面番号 | r | d | N d | V d | |
|---------|--------|------|---------|-------|----|
| 1 | | 0.25 | 1.76820 | 71.79 | |
| 2 | 0.639 | 0.39 | | | 40 |
| 3 | -1.581 | 0.28 | 2.00330 | 28.27 | |
| 4 | 0.942 | 0.52 | 1.80100 | 34.97 | |
| 5 | -1.800 | 0.03 | | | |
| 6 (STO) | | 0.30 | 1.52100 | 65.13 | |
| 7 | | 0.03 | | | |
| 8 | | 0.65 | 2.00330 | 28.27 | |
| 9 | -1.381 | 0.05 | | | |
| 10 | -4.502 | 0.30 | 2.00330 | 28.27 | |
| 11 | 1.535 | 0.77 | 1.78800 | 47.37 | |
| 12 | -1.535 | 0.05 | | | 50 |

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

1 7 (像面)

【 0 0 8 6 】

(実施例 7)

本発明の実施例 7 に係る内視鏡対物光学系のレンズ構成を図 2 1 及び図 2 2 に示す。なお、図 2 2 (a) は水中観察状態、図 2 2 (b) は空气中観察状態を示している。また、水中観察状態の収差図を図 2 3 に示す。

10

【 0 0 8 7 】

実施例 7 の内視鏡対物光学系は、実施例 1 と水中像高 I_w がほぼ同じで水中画角を 105.0° と抑え気味としたものであり、前群を 1 つの負の群のみで構成したものである。この程度の水中画角であれば前群を 1 つの負の群のみで構成することも可能である。実施例 7 の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、平凹レンズからなる第 1 群 (第 1 レンズ) 、色補正フィルタ、明るさ絞り、正の屈折力を有する後群からなる。後群は 3 つの群からなり、全て正の屈折力を有する。 I_a / I_w が 0.937 で本発明の実施例としては最も大きく、第 1 レンズの外径 D_{L1} はほぼ同じ水中像高 I_w を有する他の実施例と比べて最も小さい。よって、本実施例はより細径の内視鏡で水中での広角化を図る際に好適である。

20

【 0 0 8 8 】

実施例 7 に係る内視鏡対物光学系のレンズデータを以下に示す。

【 0 0 8 9 】

レンズデータ

| 面番号 | r | d | N d | V d |
|-------------|-------------|---------|---------------|-----------|
| 1 | | 0 . 2 0 | 1 . 7 6 8 2 0 | 7 1 . 7 9 |
| 2 | 0 . 6 1 4 | 0 . 5 0 | | |
| 3 | | 0 . 3 0 | 1 . 5 2 1 3 4 | 7 4 . 9 8 |
| 4 | | 0 . 0 3 | | |
| 5 (S T O) | | 0 . 7 8 | 2 . 0 0 3 3 0 | 2 8 . 2 7 |
| 6 | - 1 . 3 9 2 | 0 . 0 5 | | |
| 7 | - 7 . 4 0 8 | 0 . 3 0 | 2 . 0 0 3 3 0 | 2 8 . 2 7 |
| 8 | 1 . 6 4 1 | 0 . 8 6 | 1 . 7 2 9 1 6 | 5 4 . 6 8 |
| 9 | - 1 . 5 0 2 | 0 . 0 5 | | |
| 1 0 | 2 . 4 6 1 | 0 . 8 7 | 1 . 4 8 7 4 9 | 7 0 . 2 3 |
| 1 1 | - 1 . 2 4 3 | 0 . 3 0 | 1 . 9 2 2 8 6 | 1 8 . 9 0 |
| 1 2 | - 2 . 1 3 2 | 0 . 2 7 | | |
| 1 3 | | 1 . 1 0 | 1 . 5 1 6 3 3 | 6 4 . 1 4 |

30

1 4 (像面)

【 0 0 9 0 】

(実施例 8)

本発明の実施例 8 に係る内視鏡対物光学系のレンズ構成を図 2 4 及び図 2 5 に示す。なお、図 2 5 (a) は水中観察状態、図 2 5 (b) は空气中観察状態を示している。また、水中観察状態の収差図を図 2 6 に示す。

40

【 0 0 9 1 】

実施例 8 の内視鏡対物光学系は、実施例 1 とほぼ同等の水中像高 I_w を有するが、水中画角が 144.8° と実施例 1 より約 15° 広く、第 1 レンズの物体側面を凸面とした点の特徴である。実施例 8 の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、物体側に凸面を向けた凹メニスカスレンズからなる第 1 群 (第 1 レンズ) 、平凹レンズからなる第 2 群、色補正フィルタ、明るさ絞り、正の屈折力を有する後群からなる。

50

【0092】

後群は3つの群からなり、全て正の屈折力を有する。本発明は第1レンズの物体側面であまり出っ張りや引っ込みを生じさせない設計思想であるが、凸面とすることで水中観察状態でのディストーションを改善できる効果があるので実施例8では(3)式を満足する凸面とした。

【0093】

実施例8の水中観察状態でのディストーションは最大像高で-61.7%である。物体側面が平面の実施例1を本実施例と同一水中画角となるように像高変更した際のディストーションは-64.4%であり、第1レンズの物体側面を凸面とすることで樽型のディストーションを低減できている。尚、第1レンズが平凹レンズからなる本発明の他の実施例では第1レンズ素材としてサファイアを想定しているが、実施例8では凹メニスカスレンズの加工性を鑑み第1レンズ素材として一般的な光学ガラスを想定している。

10

【0094】

実施例8に係る内視鏡対物光学系のレンズデータを以下に示す。

【0095】

レンズデータ

| 面番号 | r | d | Nd | Vd |
|---------|--------|------|---------|-------|
| 1 | 7.004 | 0.30 | 1.88300 | 40.76 |
| 2 | 0.580 | 0.31 | | |
| 3 | | 0.25 | 2.00330 | 28.27 |
| 4 | 1.425 | 0.08 | | |
| 5 | | 0.30 | 1.52134 | 74.98 |
| 6 (STO) | | 0.05 | | |
| 7 | 3.968 | 0.99 | 1.80100 | 34.97 |
| 8 | -1.262 | 0.05 | | |
| 9 | 8.402 | 0.30 | 2.00330 | 28.27 |
| 10 | 1.298 | 0.89 | 1.72916 | 54.68 |
| 11 | -1.535 | 0.05 | | |
| 12 | 2.855 | 0.83 | 1.48749 | 70.23 |
| 13 | -1.161 | 0.30 | 1.92286 | 18.90 |
| 14 | -2.551 | 0.29 | | |
| 15 | | 1.10 | 1.51633 | 64.14 |
| 16 (像面) | (IP) | | | |

20

30

【0096】

(実施例9)

本発明の実施例9に係る内視鏡対物光学系のレンズ構成を図27及び図28に示す。なお、図28(a)は水中観察状態、図28(b)は空气中観察状態を示している。また、水中観察状態の収差図を図29に示す。

【0097】

実施例9の内視鏡対物光学系は上記した実施例全てのうちで最も広い水中画角を有する。実施例9の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、平凹レンズからなる第1群(第1レンズ)、平凹レンズからなる第2群、色補正フィルタ、薄板での実装を想定した明るさ絞り、正の屈折力を有する後群からなる。後群は3つの群からなり、全て正の屈折力を有する。

40

【0098】

実施例9の水中画角は164.4°であり、これに伴いIa/Iwが0.708で本発明の実施例としては最も小さくなる。実施例9は内視鏡対物光学系として類を見ないレベルの超広角であるが、第1レンズの外径DL1は2.4mmとさほど大きくはなく、処置用チャンネル付きの細径内視鏡を実現できるレベルの外径である。

実施例9に係る内視鏡対物光学系のレンズデータを以下に示す。

50

【 0 0 9 9 】

レンズデータ

| 面番号 | r | d | N d | V d |
|-------------|-------------|---------|---------------|-----------|
| 1 | | 0 . 2 5 | 1 . 7 6 8 2 0 | 7 1 . 7 9 |
| 2 | 0 . 6 3 9 | 0 . 2 7 | | |
| 3 | | 0 . 2 5 | 2 . 0 0 3 3 0 | 2 8 . 2 7 |
| 4 | 1 . 5 2 2 | 0 . 1 1 | | |
| 5 | | 0 . 3 0 | 1 . 5 2 1 3 4 | 7 4 . 9 8 |
| 6 | | 0 . 0 3 | | |
| 7 (S T O) | | 0 . 9 8 | 2 . 0 0 3 3 0 | 2 8 . 2 7 |
| 8 | - 1 . 2 4 3 | 0 . 0 5 | | |
| 9 | - 7 . 9 8 5 | 0 . 3 0 | 2 . 0 0 3 3 0 | 2 8 . 2 7 |
| 1 0 | 1 . 6 8 6 | 0 . 8 6 | 1 . 7 2 9 1 6 | 5 4 . 6 8 |
| 1 1 | - 1 . 3 2 2 | 0 . 0 5 | | |
| 1 2 | 2 . 5 8 2 | 0 . 8 7 | 1 . 4 8 7 4 9 | 7 0 . 2 3 |
| 1 3 | - 1 . 1 0 8 | 0 . 3 0 | 1 . 9 2 2 8 6 | 1 8 . 9 0 |
| 1 4 | - 2 . 3 6 6 | 0 . 2 8 | | |
| 1 5 | | 1 . 1 0 | 1 . 5 1 6 3 3 | 6 4 . 1 4 |

1 6 (像面)

【 0 1 0 0 】

なお、上記した実施例 1 ~ 実施例 9 の構成における各種データを表 2 に、上記 (1) ~ (8) 式に係る値を表 3 に示す。

【 0 1 0 1 】

10

20

【表 2】

＜実施例一覽表＞

| 実施例 | ft [mm] | Fno. | 水中物体 距離 [mm] | lw [mm] | FOVw [°] | la [mm] | FOVa [°] | DL1 [mm] | fL1 [mm] | RL1 [mm] |
|-----|------------|-------|--------------------|------------|-------------|------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| 1 | 0.560 | 4.153 | 9.0 | 0.7510 | 129.4 | 0.5995 | 180.0 | 2.2 | -0.832 | ∞ |
| 2 | 0.487 | 4.652 | 7.0 | 0.6520 | 129.8 | 0.5195 | 180.0 | 2.2 | -0.832 | ∞ |
| 3 | 0.337 | 3.605 | 6.0 | 0.4480 | 129.6 | 0.3585 | 180.0 | 2.2 | -0.832 | ∞ |
| 4 | 0.676 | 5.488 | 8.0 | 0.9120 | 129.8 | 0.7301 | 180.0 | 2.2 | -0.832 | ∞ |
| 5 | 0.652 | 5.465 | 7.5 | 0.9120 | 139.8 | 0.7019 | 180.0 | 2.2 | -0.832 | ∞ |
| 6 | 0.670 | 5.582 | 8.0 | 0.9120 | 138.2 | 0.7128 | 180.0 | 2.3 | -0.832 | ∞ |
| 7 | 0.662 | 5.096 | 9.0 | 0.7512 | 105.0 | 0.7039 | 180.0 | 1.8 | -0.799 | ∞ |
| 8 | 0.498 | 4.040 | 8.0 | 0.7512 | 144.8 | 0.5868 | 189.6 | 2.4 | -0.732 | 7.004 |
| 9 | 0.498 | 4.092 | 8.0 | 0.7512 | 164.4 | 0.5321 | 180.0 | 2.4 | -0.832 | ∞ |

【表 3】

| 実施例 | Iw/ft | Ia/Iw | DL1/RL1a | fL1/ft | Iw/DL1 |
|-----|-------|-------|----------|--------|--------|
| 1 | 1.341 | 0.798 | 0 | -1.486 | 0.341 |
| 2 | 1.339 | 0.797 | 0 | -1.710 | 0.296 |
| 3 | 1.329 | 0.800 | 0 | -2.471 | 0.204 |
| 4 | 1.349 | 0.801 | 0 | -1.231 | 0.415 |
| 5 | 1.399 | 0.770 | 0 | -1.276 | 0.415 |
| 6 | 1.361 | 0.782 | 0 | -1.242 | 0.397 |
| 7 | 1.135 | 0.937 | 0 | -1.207 | 0.417 |
| 8 | 1.508 | 0.781 | 0.343 | -1.507 | 0.313 |
| 9 | 1.508 | 0.708 | 0 | -1.670 | 0.313 |

【符号の説明】

【 0 1 0 3 】

- G F 前群
- G B 後群
- G 1 第1レンズ群
- G 2 第2レンズ群
- L 1 第1レンズ
- L 2 第2レンズ
- L 3 第3レンズ

10

20

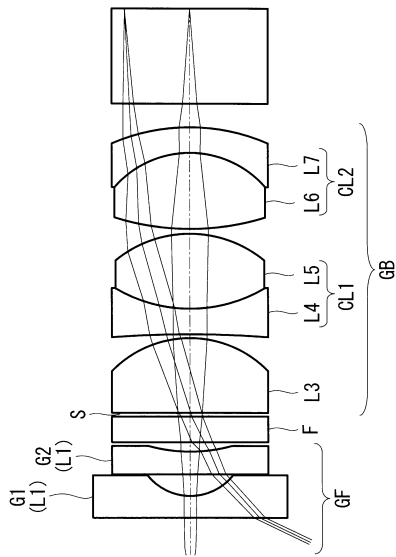
30

40

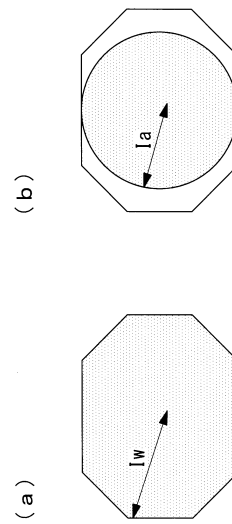
50

- L 4 第 4 レンズ
- L 5 第 5 レンズ
- L 6 第 6 レンズ
- L 7 第 7 レンズ

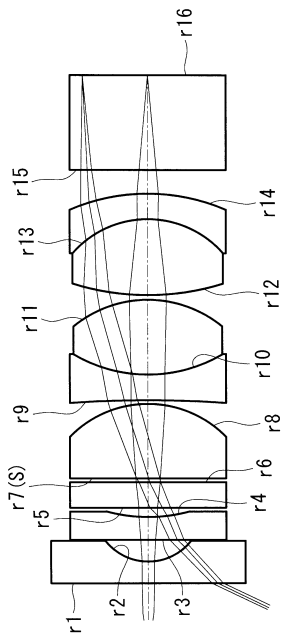
【 図 1 】



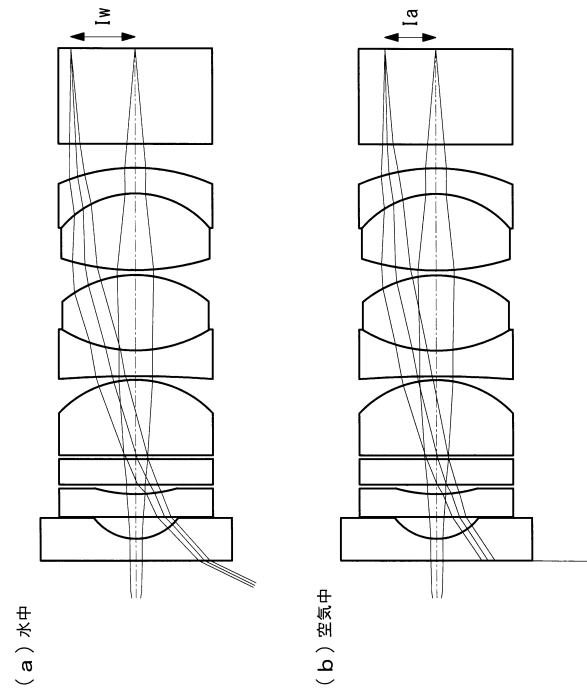
【 図 2 】



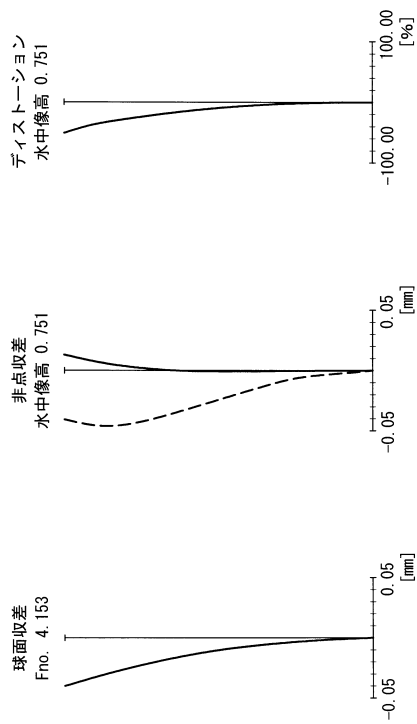
【 図 3 】



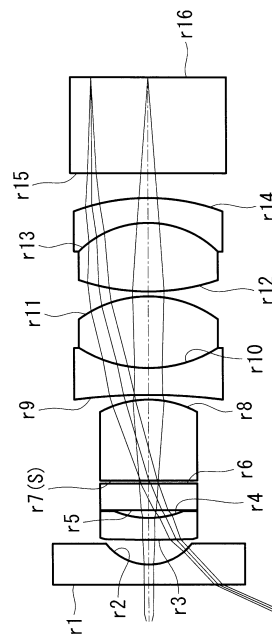
【 図 4 】



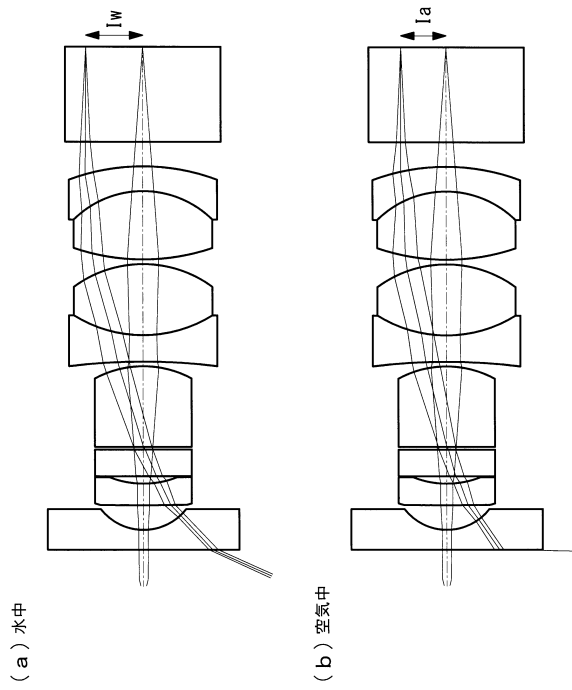
【 図 5 】



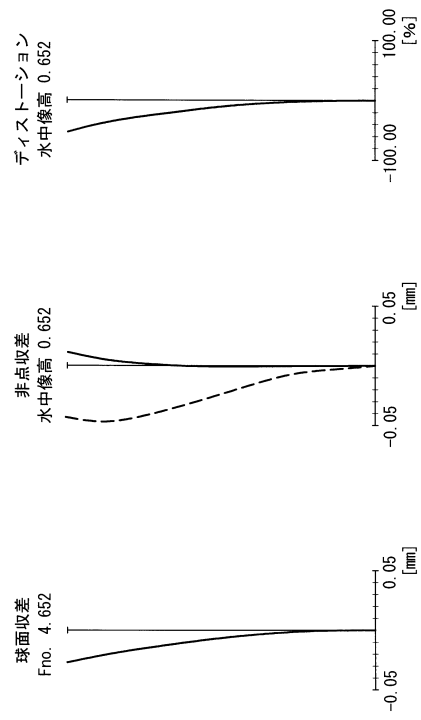
【 図 6 】



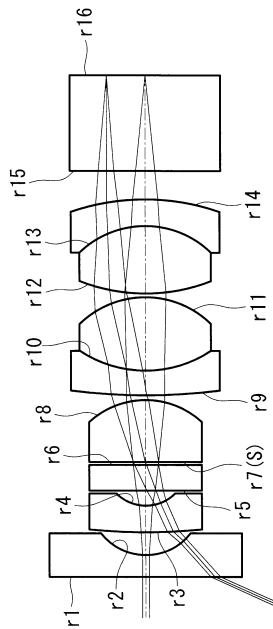
【 図 7 】



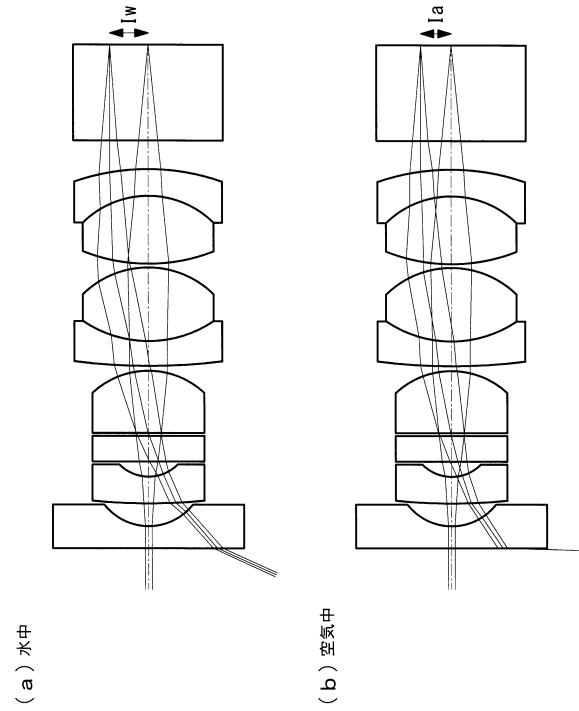
【 図 8 】



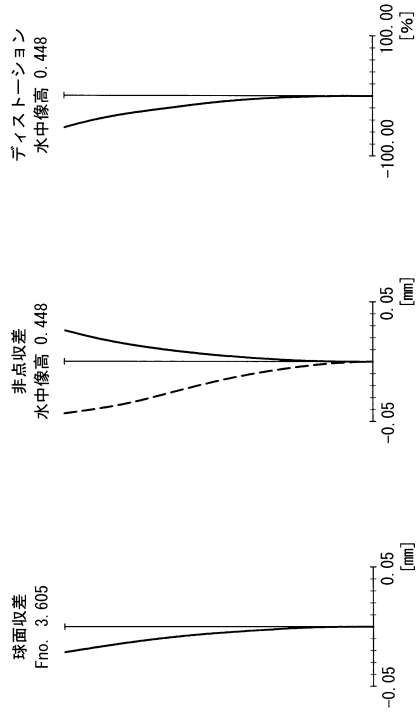
【 図 9 】



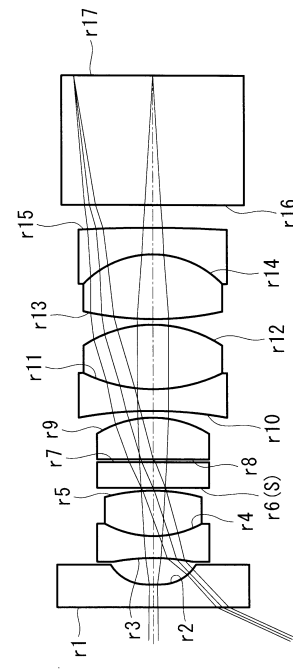
【 図 10 】



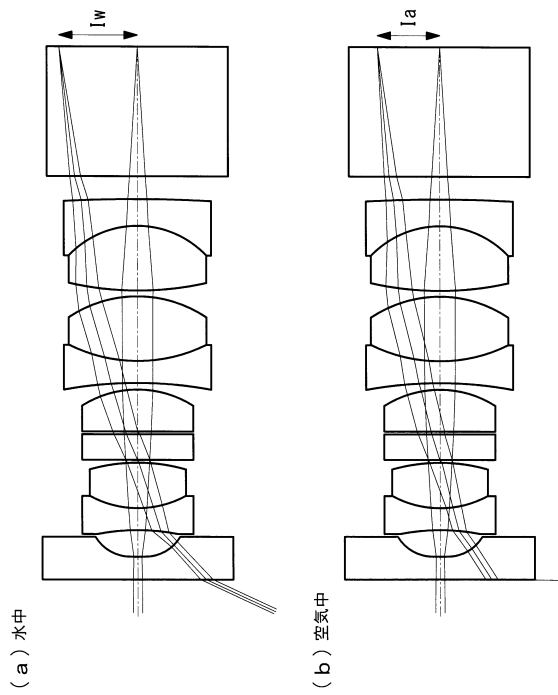
【図 1 1】



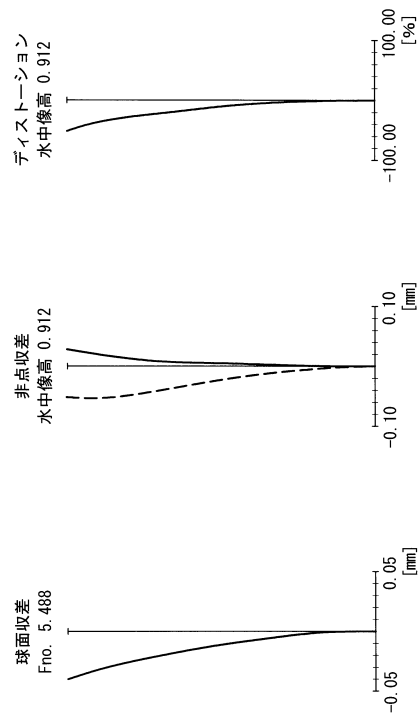
【図 1 2】



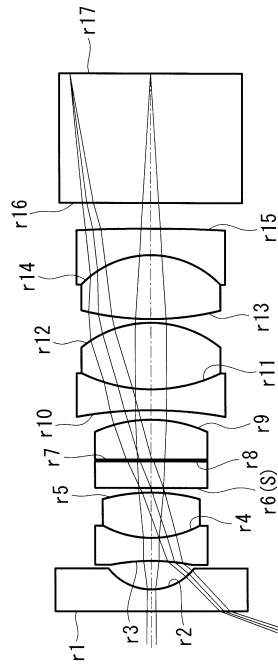
【図 1 3】



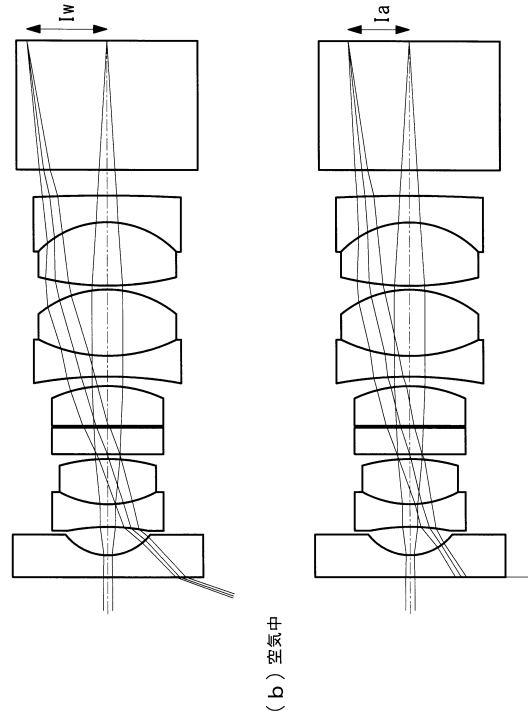
【図 1 4】



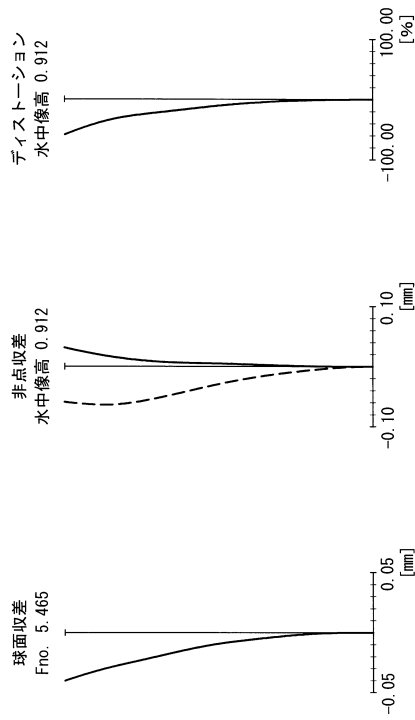
【 図 1 5 】



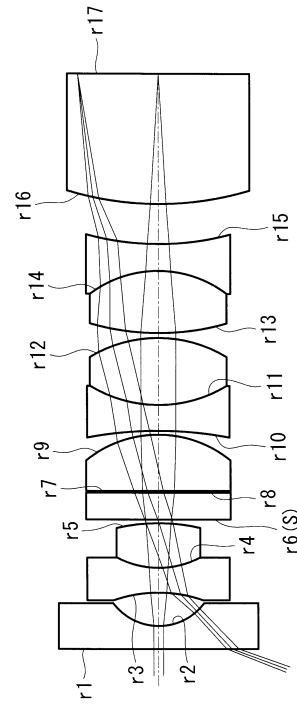
【 図 1 6 】



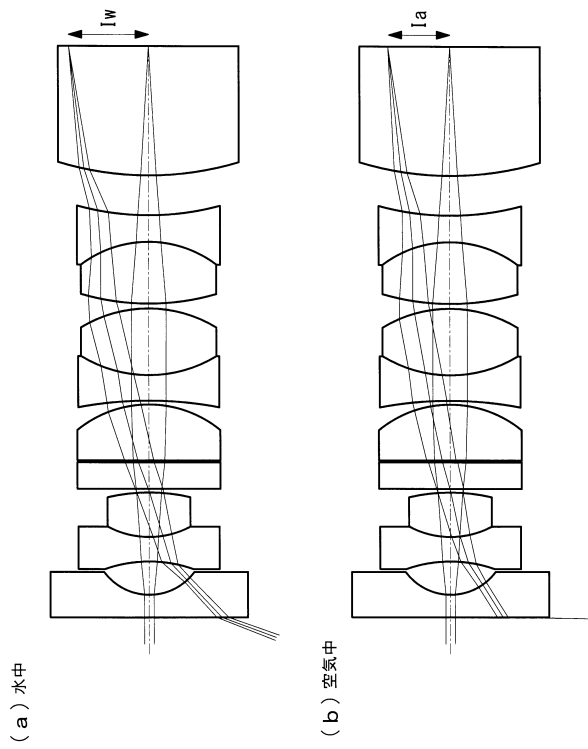
【 図 1 7 】



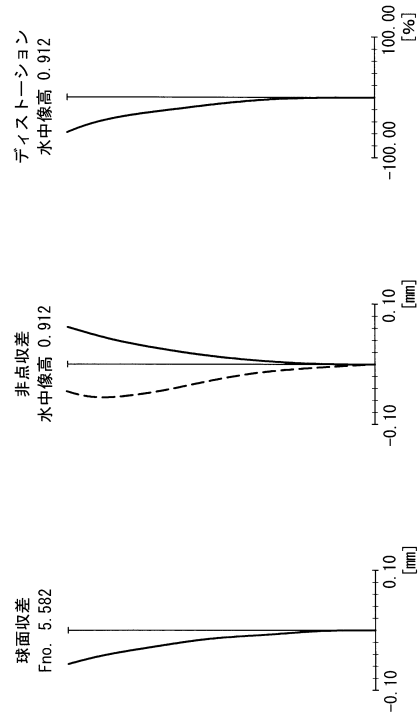
【 図 1 8 】



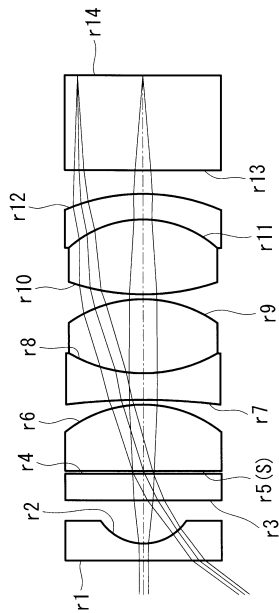
【図 19】



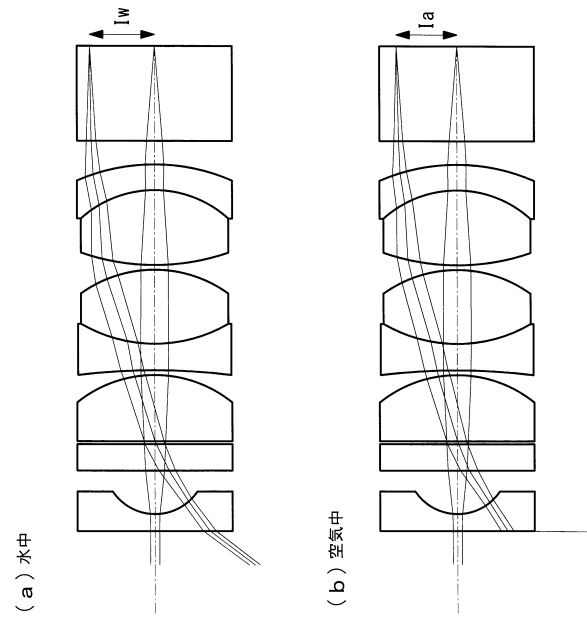
【図 20】



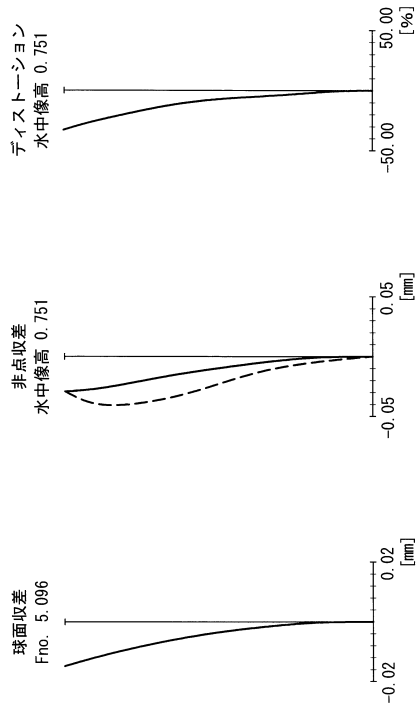
【図 21】



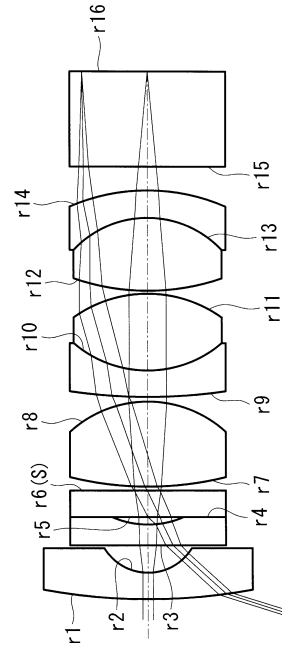
【図 22】



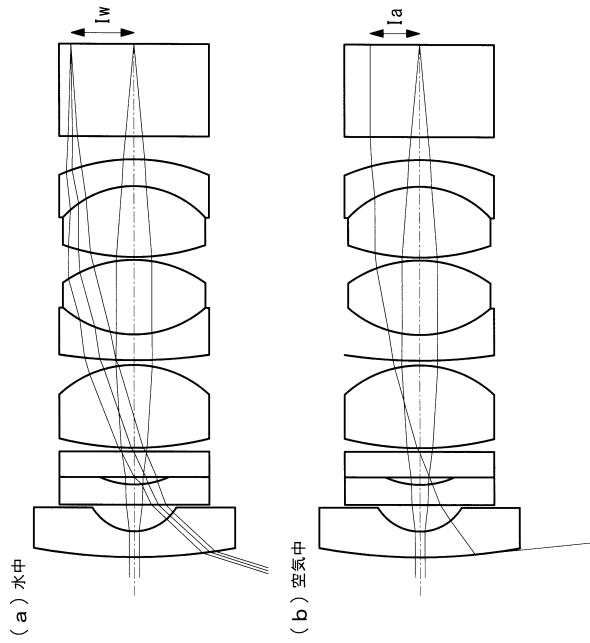
【図 2 3】



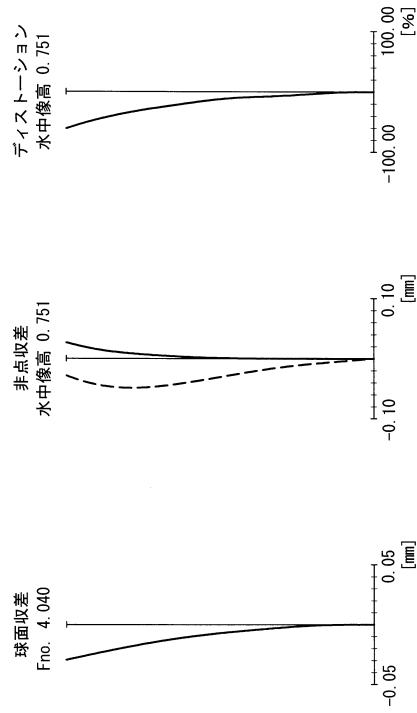
【図 2 4】



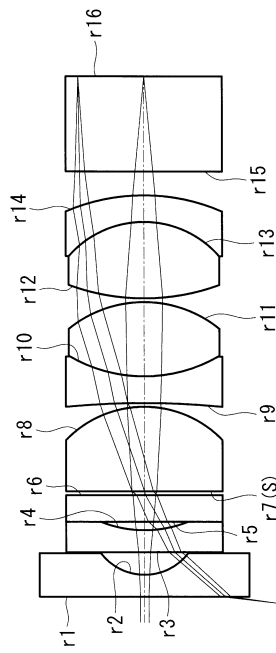
【図 2 5】



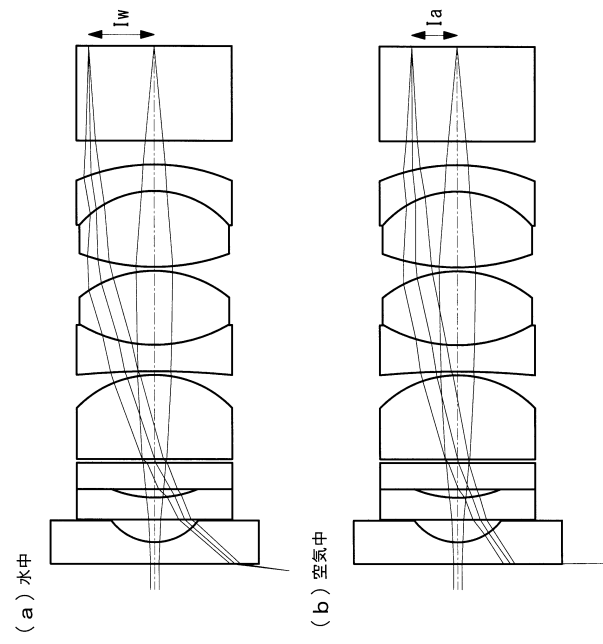
【図 2 6】



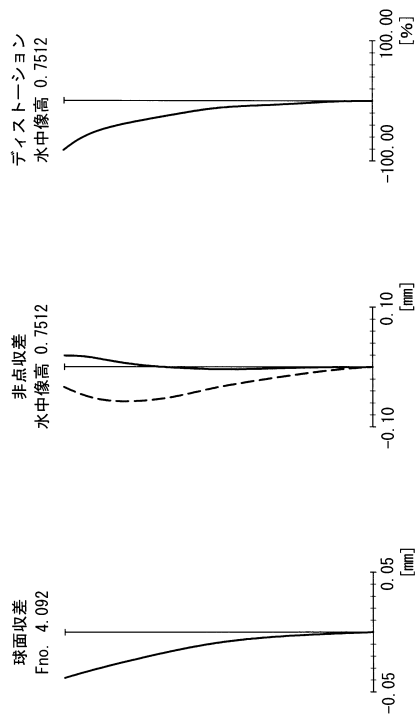
【図27】



【図28】



【図29】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07-084180(JP,A)
特開平05-288986(JP,A)
特開2008-089658(JP,A)
特開平08-122634(JP,A)
特開平02-277015(JP,A)
特開平10-260348(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

| | | | |
|------|-------|---|-------|
| G02B | 9/00 | - | 17/08 |
| G02B | 21/02 | - | 21/04 |
| G02B | 23/24 | - | 23/26 |
| G02B | 25/00 | - | 25/04 |
| A61B | 1/00 | - | 1/32 |

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜物镜光学系统 | | |
| 公开(公告)号 | JP5753326B2 | 公开(公告)日 | 2015-07-22 |
| 申请号 | JP2014560150 | 申请日 | 2014-06-13 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯公司 | | |
| [标]发明人 | 五十嵐勉 | | |
| 发明人 | 五十嵐 勉 | | |
| IPC分类号 | G02B13/04 A61B1/00 G02B23/26 | | |
| CPC分类号 | A61B1/307 A61B1/00163 A61B1/00174 A61B1/055 G02B23/243 | | |
| FI分类号 | G02B13/04.D A61B1/00.300.Y G02B23/26.C | | |
| 审查员(译) | 正人Tonooka | | |
| 优先权 | 2013133902 2013-06-26 JP | | |
| 其他公开文献 | JPWO2014208373A1 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

水中视角宽，确保医疗内窥镜的可靠性，并且容易进行安装设计。提供了一种用于水下观察并满足以下条件表达式的内窥镜物镜光学系统：1 $\lt l_w / f_t \lt 1.8$ 0.6 $\lt l_a / l_w \lt 0.95$ 其中 l_w 是水下观察中的最大图像高度， f_t 是焦距。整个物镜光学系统在空中观察， l_a 是在空中观察期间能够通过物镜光学系统传输的主光线的最大像高。

| | | | |
|---------------|------------------------------|-----------|---------------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2014-560150 (P2014-560150) | (73) 特許権者 | 000000376 |
| (86) (22) 出願日 | 平成26年6月13日 (2014. 6. 13) | | オリンパス株式会社 |
| (86) 国際出願番号 | PCT/JP2014/065815 | | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 |
| (87) 国際公開番号 | W02014/208373 | (72) 発明者 | 五十嵐 勉 |
| (87) 国際公開日 | 平成26年12月31日 (2014. 12. 31) | | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 |
| 審査請求日 | 平成26年12月12日 (2014. 12. 12) | | |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2013-133902 (P2013-133902) | | |
| (32) 優先日 | 平成25年6月26日 (2013. 6. 26) | 審査官 | 殿岡 雅仁 |
| (33) 優先権主張国 | 日本国 (JP) | | |
| 早期審査対象出願 | | | |