

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/220937

発行日 令和1年6月27日(2019.6.27)

(43) 国際公開日 平成30年12月6日(2018.12.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
GO2B 13/04 (2006.01)	GO2B 13/04 D	2H040
GO2B 13/18 (2006.01)	GO2B 13/18	2H087
GO2B 23/26 (2006.01)	GO2B 23/26 C	4C161
GO2B 23/24 (2006.01)	GO2B 23/24 B	
A61B 1/00 (2006.01)	GO2B 23/24 C	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 62 頁) 最終頁に続く

出願番号 特願2018-548147 (P2018-548147)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号 PCT/JP2018/009232	
(22) 国際出願日 平成30年3月9日(2018.3.9)	
(11) 特許番号 特許第6463566号(P6463566)	(74) 代理人 100123962 弁理士 斎藤 圭介
(45) 特許公報発行日 平成31年2月6日(2019.2.6)	
(31) 優先権主張番号 特願2017-110422 (P2017-110422)	(72) 発明者 五十嵐 勉 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
(32) 優先日 平成29年6月2日(2017.6.2)	
(33) 優先権主張国 日本国(JP)	
	Fターム(参考) 2H040 BA11 CA23 DA12 GA02 GA11 2H087 KA10 LA03 NA14 PA02 PA17 PB02 QA01 QA18 QA21 QA33 QA34 QA42 RA05 RA12 RA13 RA32 RA42 RA43 RA44 4C161 DD03 FF40 LL02 TT13

最終頁に続く

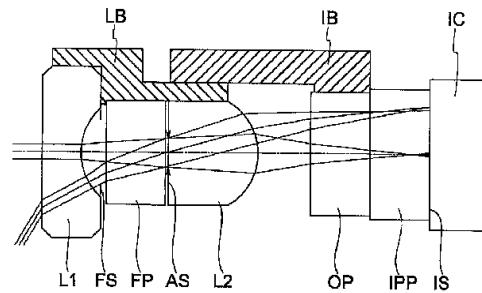
(54) 【発明の名称】 内視鏡対物光学系、内視鏡及び内視鏡システム

(57) 【要約】

超小型実装に対応でき、かつ、軸上色収差が改善された良好な結像性能を有する内視鏡対物光学系、内視鏡及び内視鏡システムを提供すること。

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第1レンズL1と、明るさ絞りASと、正の屈折力を有する第2レンズL2と、からなり、第1レンズL1の像側面は、像側に凹の面であり、第2レンズL2の像側面は、像側に凸の面であり、以下の条件式(1)、(2)、(3)、(4)、(5)、(6)、(7)を満足する。

- 0.6 < LL1is / LsL2i < 1.25 (1)
- 3 < (LL1is / RL1i) × (LsL2i / RL2i) < -1.25 (2)
- 2 < fL2<sup>2</sup> / (f × fL1) < -1.35 (3)
- 2 < (nd1 - 1.63) × (d1 - 31) (4)
- 5 < (nd2 - 1.45) × (d2 - 31) (5)



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

物体側から順に、  
 負の屈折力を有する第 1 レンズと、  
 明るさ絞りと、  
 正の屈折力を有する第 2 レンズと、からなり、  
 前記第 1 レンズの像側面は、像側に凹の面であり、  
 前記第 2 レンズの像側面は、像側に凸の面であり、  
 以下の条件式 ( 1 )、( 2 )、( 3 )、( 4 )、( 5 )、( 6 )、( 7 ) を満足することを特徴とする内視鏡対物光学系。

10

$$0.6 < LL1is / LsL2i < 1.25 \quad (1)$$

$$-3 < (LL1is / RL1i) \times (LsL2i / RL2i) < -1.25 \quad (2)$$

$$-2 < fL2^2 / (f \times fL1) < -1.35 \quad (3)$$

$$2 < (nd1 - 1.63) \times (d1 - 31) \quad (4)$$

$$5 < (nd2 - 1.45) \times (d2 - 31) \quad (5)$$

$$1.63 < nd1、かつ、31 < d1 \quad (6)$$

$$1.45 < nd2、かつ、31 < d2 \quad (7)$$

ここで、

LL1is は、前記第 1 レンズの前記像側面から前記明るさ絞りまでの空気換算長、

LsL2i は、前記明るさ絞りから前記第 2 レンズの前記像側面までの距離、

20

RL1i は、前記第 1 レンズの前記像側面の曲率半径、

RL2i は、前記第 2 レンズの前記像側面の曲率半径、

fL1 は、前記第 1 レンズの焦点距離、

fL2 は、前記第 2 レンズの焦点距離、

f は、前記内視鏡対物光学系の焦点距離、

nd1 は、前記第 1 レンズの d 線における屈折率、

d1 は、前記第 1 レンズのアッベ数、

nd2 は、前記第 2 レンズの d 線における屈折率、

d2 は、前記第 2 レンズのアッベ数、

30

である。

## 【請求項 2】

前記第 2 レンズの前記像側面は、非球面であり、

前記非球面は、中心よりも周辺で曲率が小さくなる非球面であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡対物光学系。

## 【請求項 3】

前記第 2 レンズは、平凸レンズであることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡対物光学系。

## 【請求項 4】

前記第 2 レンズは、両凸レンズであり、

前記第 2 レンズの物体側面は、物体側に凸の球面であることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡対物光学系。

40

## 【請求項 5】

前記第 2 レンズは、両凸レンズであり、

前記第 2 レンズの物体側面は、物体側に凸の面であり、

前記第 2 レンズの前記物体側面は、非球面であり、

前記物体側面の非球面は、中心よりも周辺で曲率が小さくなる非球面であることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡対物光学系。

## 【請求項 6】

前記第 2 レンズは、凸メニスカスレンズであり、

前記第 2 レンズの物体側面は、周辺で負の屈折力を有する非球面であることを特徴とす

50

る請求項 2 に記載の内視鏡対物光学系。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の内視鏡対物光学系と、前記内視鏡対物光学系で形成された像を撮像する撮像素子と、を有することを特徴とする内視鏡。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の内視鏡と、画像処理装置と、を有し、前記内視鏡は、画像補正用データを保持する記憶部を有し、前記画像補正用データは、前記内視鏡対物光学系の設計データに基づいて作成された倍率補正データを含み、前記倍率補正データは、前記撮像素子による撮像で得られた画像における倍率色収差を補正するデータであり、前記画像処理装置は、Rバンド、Gバンド及びBバンドのうち1つ以上のバンドに対して、前記倍率補正データに基づく倍率色収差を補正することを特徴とする内視鏡システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡対物光学系、内視鏡及び内視鏡システムに関するもので、例えば、医療用の内視鏡対物光学系、内視鏡及び内視鏡システムに関する。

20

【背景技術】

【0002】

内視鏡として、ビデオスコープが知られている。ビデオスコープでは、挿入部の先端に対物光学系と固体撮像素子が配置されている。対物光学系で形成された像を固体撮像素子で撮像することで、物体の画像が取得される。

【0003】

固体撮像素子の超小型化に伴い、ビデオスコープでは、挿入部の極細化が進んでいる。挿入部の極細化が進むと、対物光学系の超小型化が必要になる。

【0004】

例えば、挿入部の外径が4mm以下の極細ビデオスコープが普及し始めている。このような極細ビデオスコープでは、光軸と直交する面内での面積（以下、「断面積」という）が小さい。例えば、固体撮像素子の断面積や対物光学系の断面積は、概ね1平方mm以下になっている。

30

【0005】

そのため、極細ビデオスコープ用の対物光学系は、焦点距離が短い対物光学系であることが好ましい。焦点距離が短い対物光学系では、像高と焦点距離は、共に、例えば0.3mm程度、もしくは0.3mm以下となる。

【0006】

また、極細ビデオスコープには、4mm以下の外径でありながら、挿入部には処置用チャンネルや先端湾曲機構が設けられている。先端湾曲機構を有する極細ビデオスコープでは、挿入部の先端側が湾曲する。先端から湾曲が生じる部分までの長さ（以下、「先端硬質部長」という）は、短いほうが好ましい。

40

【0007】

先端硬質部長を短縮するためには、対物光学系の全長が短いことが望まれる。そのため、極細ビデオスコープ用の対物光学系は、全長が短い対物光学系であることが好ましい。望ましい全長は、例えば、3mm以下である。

【0008】

ただし、対物光学系と固体撮像素子とを有する撮像ユニット内には、レンズ以外に、様々な光学素子が配置される。光学素子としては、例えば、固体撮像素子の封止ガラス、固

50

体撮像素子を保持枠に固定するための平行平板（以下、「固定用平板」という）、及び光学フィルタがある。そのため、これらの光学素子を配置するための空間（以下、「所定の空間」という）を、撮像ユニット内に確保することも考慮しなくてはならない。

【0009】

焦点距離が短い対物光学系、例えば、焦点距離が0.3mm程度の対物光学系では、光学系を正レンズのみで構成すると、所定の空間を撮像ユニット内に確保することが困難になる。

【0010】

封止ガラスや固定用平板は、撮像ユニット内の像面の近傍に配置されるので、像面の近傍の空間が所定の空間になる。よって、焦点距離が短い対物光学系には、長いバックフォーカスが要求される。

10

【0011】

長いバックフォーカスを確保できる光学系としては、レトロフォーカス型の光学系がある。よって、焦点距離が短い対物光学系では、光学系を、レトロフォーカス型の光学系にすることが望ましい。レトロフォーカス型の光学系にすることで、所定の空間を確保することができる。

【0012】

また、光学フィルタは対物光学系内に配置されるので、対物光学系内の空間が所定の空間になる。よって、光学系の全長をある程度長くする必要がある。ただし、上述のように、極細ビデオスコープの対物光学系には、光学系の全長が短いことが要求される。

20

【0013】

所定の空間の確保と光学系の全長の短縮とを両立させるためには、レンズの枚数を必要最小限まで減らさねばならない。よって、焦点距離が短い対物光学系では、1枚の負レンズと1枚の正レンズとで光学系を構成することが望ましい。

【0014】

ところで、ビデオスコープでは、狭帯域光による観察が普及している。そのため、極細ビデオスコープでも、狭帯域光観察が行われる。

【0015】

狭帯域光観察では、白色光による観察に比べると、血管の観察や粘膜表層構造の観察においてコントラストが改善される。このコントラストの改善は、白色光（可視光）の波長域のうちの短波長側の波長域の光を用いることによってもたらされている。狭帯域光観察は、血管の観察や粘膜表層構造の観察に有効な観察方法である。

30

【0016】

ただし、ビデオスコープでは、血管や粘膜表層構造以外の観察も行われる。この観察では、白色光観察が行われる。このように、狭帯域光観察が可能な対物光学系では、白色光観察も可能になっている必要がある。よって、狭帯域光観察が可能な対物光学系では、軸上色収差が良好に補正されていることが求められる。

【0017】

軸上色収差が大きいと、白色光観察時と狭帯域光観察時とで、ピントに差が生じる。この場合、白色光観察による像と狭帯域光観察による像のどちらか一方は、コントラストの低い像になる。

40

【0018】

例えば、粘膜表層の観察を、最初に白色光観察で行い、次に、狭帯域光観察で行うとする。白色光観察では、粘膜表層に対してピント合わせが行われる。そのため、コントラストの高い粘膜表層の像が得られる。

【0019】

続いて、観察を、白色光観察から狭帯域光観察に切り替える。このとき、軸上色収差が大きいと、狭帯域光観察では、粘膜表層に対して大きくピントがずれた状態になる。そのため、狭帯域光観察時では、コントラストが低い粘膜表層の像しか得られない。

【0020】

50

対物光学系に合焦機能を持たせることで、ピントずれをなくすることができる。しかしながら、対物光学系に合焦機能を持たせると、光学系が大きくなる。特に、極細ビデオスコープ用の対物光学系では、合焦機能を持たせることは困難である。

【0021】

このようなことから、極細ビデオスコープ用の対物光学系では、必要最小限のレンズ枚数で、軸上色収差が良好に補正されていなくてはならない。

【0022】

1枚の負レンズと1枚の正レンズとで構成された対物光学系が、特許文献1～4に開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0023】

【特許文献1】特開平5-341185号公報

【特許文献2】特開平7-318799号公報

【特許文献3】国際公開第2015/122261号

【特許文献4】特開2009-288682号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0024】

上述のように、極細ビデオスコープ用の対物光学系には、焦点距離と光学系の全長が短いこと、すなわち、超小型であることが要求される。特許文献1～3に開示された対物光学系を、極細ビデオスコープ用の対物光学系として用いようとする、レンズの中肉厚が小さくなり過ぎたり、レンズ面の曲率半径が小さくなり過ぎたりする。この場合、対物光学系を超小型にできないので、極細の挿入部の先端への実装（以下、「超小型実装」という）に対応することができない。

【0025】

また、レンズの中肉厚が小さくなり過ぎたり、レンズ面の曲率半径が小さくなり過ぎたりすると、レンズの加工性が悪くなる。レンズの加工性が悪いと、高い面精度のレンズを用いることができないので、良好な結像性能を確保することが困難になる。

【0026】

例えば、特許文献1に開示されている実施例では、光学系の焦点距離が、全て1mmで規格化されている。よって、各実施例の光学系を短い焦点距離の対物光学系として用いるためには、光学系を縮小することになる。光学系を縮小すると、レンズの外径が微小になる。そのため、加工性、組立性及び信頼性の観点で使用の可否を判断すると、使用可能な光学系が開示されている実施例は限定される。

【0027】

短い焦点距離の対物光学系の仕様を、例えば、焦点距離を0.3mm、負レンズの中肉厚を0.15mm以上、正レンズの中肉厚を0.3mm以上とする。この仕様を満足するのは、実施例9の光学系のみである。

【0028】

ただし、実施例9の光学系では、上述の仕様を満足しようとする、負レンズの凹面の曲率半径が0.191mmとなる。曲率半径が0.2mm未満では、高い面精度でレンズ面を加工することが困難である。このように、実施例9の光学系では、レンズの加工性が悪くなるため、良好な結像性能を確保することが困難になる。

【0029】

特許文献2に開示されている実施例では、光学系の焦点距離が、3.3mm程度である。よって、各実施例の光学系を短い焦点距離の対物光学系として用いるためには、光学系を約1/11倍に縮小することとなる。光学系を縮小すると、負レンズの中肉厚は0.1mm未満になる。中肉厚は0.1mm未満では、レンズの加工性が悪くなる。このように、特許文献2の光学系では、レンズの加工性が悪くなるため、良好な結像性能を確保する

10

20

30

40

50

ことが困難になる。

【0030】

特許文献3に開示されている実施例では、光学系の焦点距離が1.62mm~2.6mmである。よって、各実施例の光学系を短い焦点距離の対物光学系として用いるためには、光学系を、約1/5~1/9倍程度に縮小することとなる。光学系を縮小すると、負レンズの中肉厚や凹面の曲率半径が小さくなり過ぎる。この場合、レンズの加工性が悪くなる。このように、特許文献3の光学系では、レンズの加工性が悪くなるため、良好な結像性能を確保することが困難になる。

【0031】

特許文献4に開示されている実施例では、軸上色収差が大きい。そのため、白色光観察による像と狭帯域光観察による像のどちらか一方は、コントラストの低い像になる。

10

【0032】

以上のように、特許文献1~3に開示された対物光学系は、良好な結像性能を確保することが困難で、且つ、超小型実装に対応できない。また、特許文献4に開示された対物光学系は、軸上色収差が十分に補正されていない。

【0033】

本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであり、超小型実装に対応でき、かつ、軸上色収差が改善された良好な結像性能を有する内視鏡対物光学系、内視鏡及び内視鏡システム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】

20

【0034】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明の少なくとも幾つかの実施形態に係る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第1レンズと、

明るさ絞りと、

正の屈折力を有する第2レンズと、からなり、

第1レンズの像側面は、像側に凹の面であり、

第2レンズの像側面は、像側に凸の面であり、

以下の条件式(1)、(2)、(3)、(4)、(5)、(6)、(7)を満足することを特徴とする。

30

$$0.6 < LL1is / LsL2i < 1.25 \quad (1)$$

$$-3 < (LL1is / RL1i) \times (LsL2i / RL2i) < -1.25 \quad (2)$$

$$-2 < fL2^2 / (f \times fL1) < -1.35 \quad (3)$$

$$2 < (nd1 - 1.63) \times (d1 - 31) \quad (4)$$

$$5 < (nd2 - 1.45) \times (d2 - 31) \quad (5)$$

$$1.63 < nd1, \text{ かつ、} 31 < d1 \quad (6)$$

$$1.45 < nd2, \text{ かつ、} 31 < d2 \quad (7)$$

ここで、

LL1isは、第1レンズの像側面から明るさ絞りまでの空気換算長、

40

LsL2iは、明るさ絞りから第2レンズの像側面までの距離、

RL1iは、第1レンズの像側面の曲率半径、

RL2iは、第2レンズの像側面の曲率半径、

fL1は、第1レンズの焦点距離、

fL2は、第2レンズの焦点距離、

fは、内視鏡対物光学系の焦点距離、

nd1は、第1レンズのd線における屈折率、

d1は、第1レンズのアッペ数、

nd2は、第2レンズのd線における屈折率、

d2は、第2レンズのアッペ数、

50

である。

【0035】

また、本発明の少なくとも幾つかの実施形態に係る内視鏡は、  
上述の内視鏡対物光学系と、  
内視鏡対物光学系で形成された像を撮像する撮像素子と、を有することを特徴とする。

【0036】

また、本発明の少なくとも幾つかの実施形態に係る内視鏡システムは、  
上述の内視鏡と、  
画像処理装置と、を有し、  
内視鏡は、画像補正用データを保持する記憶部を有し、  
画像補正用データは、内視鏡対物光学系の設計データに基づいて作成された倍率補正データを含み、  
倍率補正データは、撮像素子による撮像で得られた画像における倍率色収差を補正するデータであり、  
画像処理装置は、Rバンド、Gバンド及びBバンドのうち1つ以上のバンドに対して、  
倍率補正データに基づく倍率色収差を補正することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0037】

本発明によれば、超小型実装に対応でき、かつ、軸上色収差が改善された良好な結像性能を有する内視鏡対物光学系、内視鏡及び内視鏡システムを提供することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】本実施形態の内視鏡対物光学系の基本構成を示す断面図である。  
【図2】実施例1に係る内視鏡対物光学系の断面構成を示す図と収差図である。  
【図3】実施例2に係る内視鏡対物光学系の断面構成を示す図と収差図である。  
【図4】実施例3に係る内視鏡対物光学系の断面構成を示す図と収差図である。  
【図5】実施例4に係る内視鏡対物光学系の断面構成を示す図と収差図である。  
【図6】実施例5に係る内視鏡対物光学系の断面構成を示す図と収差図である。  
【図7】実施例6に係る内視鏡対物光学系の断面構成を示す図と収差図である。  
【図8】実施例7に係る内視鏡対物光学系の断面構成を示す図と収差図である。  
【図9】実施例8に係る内視鏡対物光学系の断面構成を示す図と収差図である。  
【図10】実施例9に係る内視鏡対物光学系の断面構成を示す図と収差図である。  
【図11】実施例10に係る内視鏡対物光学系の断面構成を示す図と収差図である。  
【図12】実施例6に係る内視鏡対物光学系の倍率色収差図である。  
【図13】内視鏡システムの概略構成を示す図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0039】

以下、本実施形態に係る内視鏡対物光学系、内視鏡及び内視鏡システムについて、図面を用いて、このような構成をとった理由と作用を説明する。なお、以下の実施形態に係る内視鏡対物光学系、内視鏡及び内視鏡システムによりこの発明が限定されるものではない。

40

【0040】

本実施形態の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第1レンズと、明るさ絞りと、正の屈折力を有する第2レンズと、からなり、第1レンズの像側面は、像側に凹の面であり、第2レンズの像側面は、像側に凸の面であり、以下の条件式(1)、(2)、(3)、(4)、(5)、(6)、(7)を満足することを特徴とする。

$$0.6 < LL1is / LsL2i < 1.25 \quad (1)$$

$$-3 < (LL1is / RL1i) \times (LsL2i / RL2i) < -1.25 \quad (2)$$

$$-2 < fL2^2 / (f \times fL1) < -1.35 \quad (3)$$

$$2 < (nd1 - 1.63) \times (d1 - 31) \quad (4)$$

50

$$5 < (n d 2 - 1 . 4 5) \times (d 2 - 3 1) \quad (5)$$

$$1 . 6 3 < n d 1, \text{ かつ, } 3 1 < d 1 \quad (6)$$

$$1 . 4 5 < n d 2, \text{ かつ, } 3 1 < d 2 \quad (7)$$

ここで、

LL1iは、第1レンズの像側面から明るさ絞りまでの空気換算長、

LsL2iは、明るさ絞りから第2レンズの像側面までの距離、

RL1iは、第1レンズの像側面の曲率半径、

RL2iは、第2レンズの像側面の曲率半径、

fL1は、第1レンズの焦点距離、

fL2は、第2レンズの焦点距離、

fは、内視鏡対物光学系の焦点距離、

nd1は、第1レンズのd線における屈折率、

d1は、第1レンズのアップ数、

nd2は、第2レンズのd線における屈折率、

d2は、第2レンズのアップ数、

である。

#### 【0041】

本実施形態の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第1レンズと、明るさ絞りと、正の屈折力を有する第2レンズと、からなる。

#### 【0042】

内視鏡対物光学系を構成するレンズは2枚なので、光学系の全長を短くすることができる。また、物体側に負レンズが配置され、像側に正レンズが配置されているので、光学系が、レトロフォーカス型の光学系になっている。そのため、長いバックフォーカスを確保することができる。

#### 【0043】

このように、本実施形態の内視鏡対物光学系では、長いバックフォーカスの確保と光学系の全長の短縮とが両立されている。よって、本実施形態の内視鏡対物光学系は、超小型の内視鏡対物光学系として用いることができる。超小型な内視鏡対物光学系とは、例えば、焦点距離が0.3mm程度、もしくは0.3mm以下で、かつ、全長が3mm以下の光学系である。

#### 【0044】

更に、本実施形態の内視鏡対物光学系は、条件式(1)、(2)、(3)、(4)、(5)、(6)、(7)を満足する。

#### 【0045】

条件式(1)は、第1レンズの像側面から明るさ絞りまでの距離と、明るさ絞りから第2レンズの像側面までの距離と、の関係を規定した条件式である。条件式(2)は、第1レンズの像側面の曲率半径、第2レンズの像側面の曲率半径、及び明るさ絞りから各像側面までの距離の関係を規定した条件式である。条件式(1)と(2)は、いずれも、レンズ面から明るさ絞りまでの距離やレンズ面の曲率半径が、適切な相対関係となるための条件式である。

#### 【0046】

本実施形態の内視鏡対物光学系では、第1レンズの像側面は、像側に凹の面になっている。また、第2レンズの像側面は、像側に凸の面になっている。

#### 【0047】

第1レンズと第2レンズの両方で、像側面の曲率半径を物体側面の曲率半径よりも小さくすると、光学系全体の屈折力のほとんどが、第1レンズの像側面と第2レンズの像側面に集中する。そのため、各像側面における屈折の非対称性は、非点収差の発生とコマ収差の発生に大きく影響する。

#### 【0048】

主光線は、明るさ絞りの中心を通過する。レンズ面の曲率中心が明るさ絞りの中心と一

10

20

30

40

50

致するようにレンズ面を配置すると、主光線はレンズ面に対して垂直に入射する。この場合、主光線はレンズ面で屈折されない。

【0049】

一方、主光線を取り囲む光線（以下、「従属光線」という）はレンズ面で屈折される。このとき、主光線を挟んで向かい合う1組の従属光線では、屈折の対称性が確保される。そのため、非点収差とコマ収差は、ほとんど発生しない。

【0050】

このように、レンズ面の曲率中心が明るさ絞りの中心と一致するようなレンズ面の配置は、非点収差の発生の抑制とコマ収差の発生の抑制に対して理想的な配置である。よって、本実施形態の内視鏡対物光学系でも、像側面の曲率中心と明るさ絞りの中心とをできるだけ一致させる方が好ましい。

10

【0051】

レンズ面の曲率中心が明るさ絞りの中心と一致する構成は、コンセントリックな構成である。レンズ面の曲率中心と明るさ絞りの中心とのずれが小さいほど、コンセントリック性が高くなる。

【0052】

上述のように、条件式(1)と(2)は、いずれも、レンズ面から明るさ絞りまでの距離やレンズ面の曲率半径が、適切な相対関係となるための条件式である。条件式(1)と(2)は、コンセントリック性に関する条件式といえることができる。

【0053】

第1レンズの像側面から明るさ絞りまでの距離は、空気換算した距離である。第1レンズの像側面から明るさ絞りまでの間が空気のみの場合、明るさ絞りの位置を、第1レンズの像側面の曲率中心と一致させるのが理想的である。

20

【0054】

第1レンズの像側面から明るさ絞りまでの間が空気のみではない場合、例えば、光学フィルタが配置される場合、第1レンズの像側面の面頂から曲率中心までの距離は、空気換算する必要がある。この場合は、空気換算をした状態での明るさ絞りの位置を、第1レンズの像側面の曲率中心と一致させるのが理想的である。

【0055】

このようにすると、主光線は、第1レンズの像側面を垂直に通過するので、像側面で主光線の屈折は生じない。この状態では、従属光線の屈折の対称性が確保されるため、非点収差とコマ収差が生じない。よって、第1レンズと明るさ絞りを、上述のように配置することが理想的である。

30

【0056】

また、第2レンズの像側面から明るさ絞りまでの間には、少なくとも第2レンズの硝材が存在する。しかしながら、第2レンズの像側面から明るさ絞りまでの距離は、空気換算しない。

【0057】

明るさ絞りが第2レンズの物体側面に位置している場合、第2レンズの像側面から明るさ絞りまでの距離は、第2レンズの厚みそのものになる。明るさ絞りが第2レンズの物体側面から離れている場合、第2レンズの像側面から明るさ絞りまでの距離は、第2レンズの厚みに、第2レンズの物体側面から明るさ絞りまでの距離を加えたものになる。

40

【0058】

光学系の画角は、光学系に入射する主光線と光軸とのなす角度で表される。光学系の画角は、光学系内における主光線の屈折によって変わる。よって、必要な画角を得るためには、光学系内で主光線の屈折が生じるようにする方が好ましい。

【0059】

上述のように、レンズ面の曲率中心と明るさ絞りの中心とを一致させると、主光線はレンズ面で屈折されない。この場合、主光線の屈折を利用した画角の広角化作用が得られなくなる。よって、コンセントリック性は、画角の広角化作用も加味して定めるのが望まし

50

い。

【0060】

条件式(1)において、 $LL1is$ は、第1レンズの像側面から明るさ絞りまでの空気換算長である。 $LL1is$ は、上述の通り、空気換算後の第1レンズの像側面から明るさ絞りまでの距離に相当する。

【0061】

第1レンズの像側面と明るさ絞りとの間に何も配置されていない場合、 $LL1is$ は、空気換算長として実寸の距離を用いることができる。

【0062】

ただし、後述のように、第1レンズの像側面と明るさ絞りとの間には、光学フィルタのような平行平板を配置することができる。この場合、平行平板の厚み分について、素材の屈折率を用いて空気換算する。そして、空気換算した厚みを $LL1is$ に含める。

10

【0063】

また、明るさ絞りは薄い板で構成されているので、明るさ絞りには厚みがある。しかしながら、光学概念上の明るさ絞りは、第2レンズ側に位置しているとみなす。よって、明るさ絞りの厚み分は、 $LL1is$ に含まれるものとする。

【0064】

条件式(1)において、 $LsL2i$ は、明るさ絞りから第2レンズの像側面までの距離である。 $LsL2i$ は、空気換算しないときの距離である。

【0065】

明るさ絞りが第2レンズの物体側面に位置する場合、明るさ絞りから第2レンズの像側面までの間の媒質は、第2レンズの硝材のみとなる。この場合、第2レンズの厚みについては空気換算しない。 $LsL2i$ は、空気換算しない実寸の距離を用いる。

20

【0066】

明るさ絞りが第2レンズの物体側面よりも物体側に位置する場合、明るさ絞りから第2レンズの像側面までの間には、空気と第2レンズの硝材が存在する。この場合も、第2レンズの厚みについては空気換算しない。

【0067】

第1レンズの像側面から明るさ絞りまでの間の媒質と、明るさ絞りから第2レンズの像側面までの間の媒質が同媒質である場合を仮定して説明する。 $LL1is$ と $LsL2i$ が同媒質で定義されると仮定した場合、第1レンズの像側面の位置と第2レンズの像側面の位置は、明るさ絞りを挟んで対称となる位置であることが望ましい。すなわち、 $LL1is / LsL2i = 1$ となることが望ましい。

30

【0068】

この仮定において、第1レンズの像側面の曲率半径と第2レンズの像側面の曲率半径が、絶対値で略同じであるとすると、第1レンズの像側面と第2レンズの像側面を、あたかも、明るさ絞りの位置を球心とする球面の一部、または略球面の一部となるように設計することが可能となる。

【0069】

このように、第1レンズの像側面と第2レンズの像側面を、あたかも、明るさ絞りを挟んで位置する球面の一部のように設計できれば、各像側面における主光線の屈折が少なく、従属光線の屈折の対称性が良い光学系の設計を実現できる。

40

【0070】

ただし、実際には、 $LsL2i$ は、第2レンズの硝材で定義される。そのため、 $LL1is$ と $LsL2i$ は同媒質で定義されない。この場合、第2レンズの硝材の屈折率の影響で、 $LsL2i$ は長くなる。そのため、数式 $LL1is / LsL2i$ の最も望ましい値は、同媒質と仮定したときの最適値である1よりも小さくなる。よって、数式 $LL1is / LsL2i$ の値については、0.9程度を中心に望ましい範囲を定めれば良い。

【0071】

数式 $LL1is / LsL2i$ の値が条件式(1)の下限値を下回ると、相対的に $LL1is$ が小さく

50

なる。この場合、高いコンセントリック性を確保するためには、第1レンズの像側面の曲率半径を小さくする必要が生じる。しかしながら、超小型の内視鏡対物光学系では、凹面の曲率半径は原理的に小さい。そのため、第1レンズの像側面の曲率半径をさらに小さくすることは、加工性を悪化させることになる。その結果、良好な結像性能が悪化する。よって、数式  $LL1is / LsL2i$  の値が条件式(1)の下限値を下回ることは望ましくない。

【0072】

加工性の悪化を回避するためには、第1レンズの像側面の曲率半径が小さくならないようにしなければならない。しかしながら、この場合は、明るさ絞りに対するコンセントリック性が悪化する。そのため、非点収差とコマ収差が悪化する。よって、数式  $LL1is / LsL2i$  の値が条件式(1)の下限値を下回ることは望ましくない。

10

【0073】

数式  $LL1is / LsL2i$  の値が条件式(1)の上限値を上回ると、相対的に  $LsL2i$  が小さくなる。この場合、高いコンセントリック性を確保するためには、第2レンズの像側面の曲率半径を小さくする必要が生じる。しかしながら、超小型の内視鏡対物光学系では、凸面の曲率半径は原理的に小さい。そのため、第2レンズの像側面の曲率半径をさらに小さくすることは、加工性を悪化させることになる。その結果、良好な結像性能が悪化する。よって、数式  $LL1is / LsL2i$  の値が条件式(1)の上限値を上回るとは望ましくない。

【0074】

加工性の悪化を回避するためには、第2レンズの像側面の曲率半径が小さくならないようにしなければならない。しかしながら、この場合は、明るさ絞りに対するコンセントリック性が悪化する。そのため、非点収差とコマ収差が悪化する。よって、数式  $LL1is / LsL2i$  の値が条件式(1)の上限値を上回るとは望ましくない。

20

【0075】

条件式(1)に代えて、以下の条件式(1')を満足することがより好ましい。

$$0.65 < LL1is / LsL2i < 1.15 \quad (1')$$

【0076】

条件式(2)について説明する。条件式(2)は、条件式(1)で規定した  $LL1is$  と  $LsL2i$  に対して、各像側面の曲率半径を適切な範囲に規定する条件式である。

【0077】

第1レンズの像側面の曲率半径  $RL1i$  に関しては、数式  $LL1is / RL1i$  の絶対値が1であれば、明るさ絞りに対してコンセントリックとなる。第2レンズの像側面の曲率半径  $RL2i$  に関しては、数式  $LsL2i / RL2i$  の絶対値が1であれば、明るさ絞りに対してコンセントリックとなる。

30

【0078】

数式  $LL1is / RL1i$  と数式  $LsL2i / RL2i$  は、2つの像側面の状態を表す数式といえる。これら2つの数式を乗算した数式  $(LL1is / RL1i) \times (LsL2i / RL2i)$  において絶対値が1であれば、2つの像側面の明るさ絞りに対するコンセントリック性が良好とみなせる。

【0079】

ただし、条件式(2)の望ましい範囲は、コンセントリック性だけでなく、画角の広角化を考慮して設定することが好ましい。例えば、気管支内視鏡における一般的な画角は、120°程度である。超小型化との引換えに、最も基本的な光学仕様の画角を狭めることは望ましくない。

40

【0080】

焦点距離を短くすれば、画角は広がる。よって、机上においては、公知の光学設計データに比例定数を乗算して縮小するだけで、広角化した光学設計データが得られる。しかしながら、超小型の内視鏡対物光学系においては、光学設計データの縮小という単純作業で焦点距離を短くした場合、レンズの曲率半径や肉厚が減少する。そのため、そのような光学設計データでは、レンズの製作において、加工性の悪化や組立性の悪化を誘発する。その結果、結像性能が悪化する。このように、超小型の内視鏡対物光学系の設計は、単純で

50

はない。

【0081】

数式  $LL1is / RL1i$  の絶対値や数式  $LsL2i / RL2i$  の絶対値が 1 では、主光線が像側面で屈折されない。そのため、像側面を利用した画角の広角化作用が得られない。これに対して、数式  $LL1is / RL1i$  の絶対値や数式  $LsL2i / RL2i$  の絶対値を 1 より大きくすれば、像側面を利用した画角の広角化作用が得られる。

【0082】

よって、条件式 (2) では、数式  $(LL1is / RL1i) \times (LsL2i / RL2i)$  の絶対値が 1 より大きく、かつ、1 から大きく離れすぎないように、望ましい範囲を定めた。本発明では、曲率半径の符号の正負を、面に対して像側に曲率中心を有する場合を正、物体側に曲率中心を有する場合を負、と定義している。この定義によれば、 $RL1i$  は正、 $RL2i$  は負となる。そのため、数式  $(LL1is / RL1i) \times (LsL2i / RL2i)$  は負の値となる。

10

【0083】

数式  $(LL1is / RL1i) \times (LsL2i / RL2i)$  の値が条件式 (2) の下限値を下回ると、第 1 レンズの像側面と第 2 レンズの像側面のどちらか一方の面、もしくは、両方の面において、明るさ絞りに対するコンセントリック性が悪化する。その結果、非点収差やコマ収差が悪化する。よって、数式  $(LL1is / RL1i) \times (LsL2i / RL2i)$  の値が条件式 (2) の下限値を下回るとは望ましくない。

【0084】

数式  $(LL1is / RL1i) \times (LsL2i / RL2i)$  の値が条件式 (2) の上限値を上回ると、第 1 レンズの像側面と第 2 レンズの像側面のどちらか一方の面、もしくは、両方の面において、主光線に対する屈折作用が不足する。その結果、画角の広角化が困難となる。よって、数式  $(LL1is / RL1i) \times (LsL2i / RL2i)$  の値が条件式 (2) の上限値を上回るとは望ましくない。

20

【0085】

条件式 (2) に代えて、以下の条件式 (2') を満足することがより好ましい。

$$-2 < (LL1is / RL1i) \times (LsL2i / RL2i) < -1.3 \quad (2')$$

【0086】

条件式 (3) について説明する。条件式 (3) は、第 1 レンズの焦点距離、第 2 レンズの焦点距離及び内視鏡対物光学系の焦点距離の望ましい関係を一つの数式で規定した条件式である。

30

【0087】

本実施形態の内視鏡対物光学系で用いられているレンズは、2つの単レンズのみである。そのため、この2つのレンズの相対関係が極めて重要である。条件式 (1) では2つのレンズの位置関係に関して適切な条件を定め、条件式 (2) では2つのレンズの曲率半径に関して適切な条件を定めた。条件式 (3) では、2つのレンズの屈折力に関して適切な条件を定めている。

【0088】

2つのレンズで構成されている光学系では、2つのレンズの焦点距離の比を用いて光学系の特徴を表すことが多い。しかし、本実施形態の内視鏡対物光学系は、超小型であるため、焦点距離は驚異的に短い。焦点距離は、例えば、0.3 mm 程度、もしくは、0.3 mm 以下である。

40

【0089】

光学系全系の焦点距離は、その光学系の仕様そのものである。2つのレンズで構成されている光学系では、光学系全系の焦点距離と2つのレンズの焦点距離との依存関係が強く、かつ、光学系全系の焦点距離は実装への影響も極めて大きい。よって、これら3つの焦点距離の関係性を一つの数式で反映するために、条件式 (3) では、数式  $fL2^2 / (f \times fL1)$  という数式を定めている。

【0090】

数式  $fL2^2 / (f \times fL1)$  は、数式  $(fL2 / fL1)$  と数式  $(fL2 / f)$  とを乗算したも

50

のに相当する。数式 (  $f_{L2} / f_{L1}$  ) は 2 つのレンズの焦点距離比であり、数式 (  $f_{L2} / f$  ) は対物光学系の焦点距離に対する第 2 レンズの焦点距離の比である。

【 0 0 9 1 】

数式 (  $f_{L2} / f_{L1}$  ) の絶対値は、1 程度が望ましい。このようにすることで、第 1 レンズの屈折力と第 2 レンズの屈折力とのバランスをとることができる。

【 0 0 9 2 】

数式 (  $f_{L2} / f$  ) の値は、1 . 5 程度が望ましい。このようにすると、 $f_{L2}$  が相対的に大きくなる。その結果、適切なバックフォーカスを確保することができる。

【 0 0 9 3 】

更に、数式 (  $f_{L2} / f_{L1}$  ) と数式 (  $f_{L2} / f$  ) の関係性についても規定することが好ましい。数式 (  $f_{L2} / f_{L1}$  ) の絶対値と数式 (  $f_{L2} / f$  ) の絶対値が、共に大きくなるのも、共に小さくなるのも望ましくない。

【 0 0 9 4 】

2 つの数式の絶対値が共に大きい場合、第 2 レンズの焦点距離が、第 1 レンズの焦点距離や内視鏡対物光学系の焦点距離に対して長くなり過ぎてしまう。そのため、内視鏡対物光学系の全長が長くなる。よって、2 つの数式の絶対値が共に大きくなり過ぎることは望ましくない。

【 0 0 9 5 】

2 つの数式の絶対値が共に小さい場合、第 2 レンズの焦点距離が、第 1 レンズの焦点距離や内視鏡対物光学系の焦点距離に対して短くなり過ぎてしまう。そのため、適切なバックフォーカスの確保が困難となる。よって、2 つの数式の絶対値が共に小さくなり過ぎることは望ましくない。

【 0 0 9 6 】

以上のように、数式  $f_{L2}^2 / ( f \times f_{L1} )$  の値が条件式 ( 3 ) の下限値を下回ることは、第 2 レンズの焦点距離が相対的に長くなり過ぎることに相当する。この場合、内視鏡対物光学系の全長が長くなる。よって、数式  $f_{L2}^2 / ( f \times f_{L1} )$  の値が条件式 ( 3 ) の下限値を下回ることは、望ましくない。

【 0 0 9 7 】

数式  $f_{L2}^2 / ( f \times f_{L1} )$  が条件式 ( 3 ) の上限値を上回るとは、第 2 レンズの焦点距離が相対的に短くなり過ぎることに相当する。この場合、適切なバックフォーカスの確保が困難になる。よって、数式  $f_{L2}^2 / ( f \times f_{L1} )$  が条件式 ( 3 ) の上限値を上回るとは、望ましくない。

【 0 0 9 8 】

条件式 ( 3 ) に代えて、以下の条件式 ( 3' ) を満足することがより好ましい。

$$- 1 . 6 5 < f_{L2}^2 / ( f \times f_{L1} ) < - 1 . 3 5 \quad ( 3' )$$

【 0 0 9 9 】

条件式 ( 3' ) を満足することで、光学系の全長を更に短縮することができる。

【 0 1 0 0 】

条件式 ( 4 ) 及び ( 6 ) について説明する。条件式 ( 4 ) 及び ( 6 ) は、第 1 レンズの屈折率とアッペ数に関する条件式である。

【 0 1 0 1 】

第 1 レンズには、基本的に高屈折率、かつ、低分散なレンズを用いることが望ましい。第 1 レンズの屈折率が高いほど、像側面の曲率半径を大きくすることができる。その結果、レンズの加工性を良好にすることができる。その結果、良好な結像性能を確保することができる。よって、第 1 レンズの屈折率は高いことが望ましい。

【 0 1 0 2 】

第 1 レンズでは、倍率色収差が補正不足となる傾向が強い。第 1 レンズの分散が低いほど、倍率色収差が補正不足となる傾向を抑制できる。よって、第 1 レンズの分散は低いことが望ましい。

【 0 1 0 3 】

10

20

30

40

50

第1レンズでは、軸上色収差が補正過剰になる傾向が強い。軸上色収差の補正に対しては、第1レンズの分散を高くする方が好ましい。しかしながら、倍率色収差の悪化による弊害の方が、軸上色収差による弊害よりも大きい。そのため、第1レンズでは、軸上色収差の補正よりも倍率色収差の補正を優先することが好ましい。よって、第1レンズの分散は低いことが望ましい。

【0104】

レンズに用いられる光学素材には、屈折率が高くなると分散も高くなる傾向がある。これは、高屈折率と低分散の両立には限界があることを意味する。そのため、現実的な屈折率と分散の組合せには限りがある。第1レンズに用いられる光学素材の選択では、選択肢が限られる。

10

【0105】

条件式(4)の数式 $(nd1 - 1.63) \times (d1 - 31)$ は、屈折率とアッペ数のバランスを示す数式である。条件式(4)ではこの数式を用いて、屈折率の好ましい範囲とアッペ数の好ましい範囲を規定している。

【0106】

この数式では、 $nd1$ の値と  $d1$ の値が夫々の基準値を上回るよう条件式(6)を満足し、かつ、 $nd1$ の値と  $d1$ の値が共に大きくなるほど、数式の値が大きくなる。よって、数式 $(nd1 - 1.63) \times (d1 - 31)$ の値が大きくなるほど、第1レンズに用いられる光学素材は、高屈折率でありながら低分散という特徴を備えることになる。その結果、倍率色収差をより良好に補正できるので、結像性能の向上を図ることができる。

20

【0107】

尚、 $nd1$ の値と  $d1$ の値が夫々の基準値を下回る低屈折率かつ高分散の場合にも、条件式(4)は正の値をとり得る。よって、条件式(4)と合わせて条件式(6)を満足させる必要がある。

【0108】

この数式では、屈折率とアッペ数の一方が極めて高くても、他方が低い場合には、数式の値が大きくなる。主に低屈折率起因で下限値を下回る場合、像側凹面の曲率半径が小さくなり、加工性が悪化する。また、主に低アッペ数起因で下限値を下回る場合、倍率色収差が悪化する。これらいずれの場合においても、光学系の結像性能が低下する。よって、この数式で、光学系の結像性能の向上可否を表現することができる。

30

【0109】

数式 $(nd1 - 1.63) \times (d1 - 31)$ の値が条件式(4)の下限値を下回ると、第1レンズの加工性の悪化や、倍率色収差の悪化を招いてしまう。

【0110】

条件式(4)の下限値を下回る主要因が屈折率の低さである場合、第1レンズの像側面の曲率半径が小さくなる。そのため、第1レンズの加工性が悪化する。その結果、結像性能が悪化する。

【0111】

条件式(4)の下限値を下回る主要因がアッペ数の低さである場合、倍率色収差の発生を抑制することが困難になる。その結果、倍率色収差が悪化する。

40

【0112】

条件式(4)の下限値を下回る主要因が屈折率の低さとアッペ数の低さの両方の場合、第1レンズの加工性が悪化すると共に、倍率色収差が悪化する。

【0113】

このように、数式 $(nd1 - 1.63) \times (d1 - 31)$ の値が条件式(4)の下限値を下回るとは望ましくない。

【0114】

条件式(5)及び(7)について説明する。条件式(5)及び(7)は、第2レンズの屈折率とアッペ数に関する条件式である。

【0115】

50

第2レンズにも、基本的に高屈折率、かつ、低分散なレンズを用いることが望ましい。第2レンズの屈折率が高いほど、像側面の曲率半径を大きくすることができる。そのため、レンズの加工性を良好にすることができる。その結果、良好な結像性能を確保することができる。よって、第2レンズの屈折率が高いことが望ましい。

【0116】

第2レンズでは、軸上色収差と倍率色収差が、共に補正不足となる傾向が強い。第2レンズの分散が低いほど、軸上色収差が補正不足となる傾向と、倍率色収差が補正不足となる傾向を、共に抑制できる。よって、第2レンズの分散は低いことが望ましい。

【0117】

本実施形態の内視鏡対物光学系では、軸上色収差が良好に補正されている。第2レンズは、軸上色収差の改善にとって重要なレンズである。そのため、第1レンズよりもアッペ数が重視される。

10

【0118】

条件式(5)の数式 $(nd_2 - 1.45) \times (d_2 - 31)$ は、条件式(4)の数式 $(nd_1 - 1.63) \times (d_1 - 31)$ と類似している。しかしながら、条件式(5)では、屈折率に対する基準値を1.45に下げている。このようにすることで、条件式(5)では、よりアッペ数を重視した評価値が得られる。

【0119】

この数式も、 $nd_2$ の値と $d_2$ の値が夫々の基準値を上回るよう条件式(7)を満足し、かつ、 $nd_2$ の値と $d_2$ の値が大きくなるほど、数式の値が大きくなる。よって、数式 $(nd_2 - 1.45) \times (d_2 - 31)$ の値が大きくなるほど、第2レンズに用いられる光学素材は、分散の低さが重視されているにもかかわらず、屈折率が比較的高いという特徴を備えることになる。この場合、軸上色収差と倍率色収差を良好に補正できるが、特に軸上色収差をより良好に補正できる。その結果、結像性能の向上を図ることができる。

20

【0120】

尚、 $nd_2$ の値と $d_2$ の値が夫々の基準値を下回る低屈折率かつ高分散の場合にも、条件式(5)は正の値をとり得る。よって、条件式(5)と合わせて条件式(7)を満足させる必要がある。

【0121】

この数式では、屈折率とアッペ数の一方が極めて高くても、他方が低い場合には、数式の値が大きくなる。主に低屈折率起因で下限値を下回る場合、像側凸面の曲率半径が小さくなり、加工性が悪化する。また、主に低アッペ数起因で下限値を下回る場合、軸上色収差と倍率色収差が悪化する。これらいずれの場合においても、光学系の結像性能が低下する。よって、この数式で、光学系の結像性能の向上可否を表現することができる。

30

【0122】

数式 $(nd_2 - 1.45) \times (d_2 - 31)$ の値が条件式(5)の下限値を下回ると、第1レンズの加工性の悪化や、軸上色収差と倍率色収差の悪化を招いてしまう。

【0123】

条件式(5)の下限値を下回る主要因が屈折率の低さである場合、第2レンズの像側面の曲率半径が小さくなる。その結果、第2レンズの加工性が悪化する。その結果、結像性能が悪化する。

40

【0124】

条件式(5)の下限値を下回る主要因がアッペ数の低さである場合、軸上色収差の発生と倍率色収差の発生を抑制することが困難になる。その結果、軸上色収差を倍率色収差が悪化する。

【0125】

条件式(5)の下限値を下回る主要因が屈折率の低さとアッペ数の低さの両方の場合、第2レンズの加工性が悪化すると共に、軸上色収差と倍率色収差が悪化する。

【0126】

レンズに用いられる光学素材としては、光学結晶、もしくは、狭義の光学ガラスがある

50

。以下に、光学素材の具体例と、各光学素材が条件式(4)、(6)や条件式(5)、(7)を満足しているか否かを示す。○は条件式を満足することを表し、×は条件式を満足しないことを表している。

【0127】

光学結晶の具体例はサファイアである。光学ガラスの具体例は、S-LAH92、S-LAH58、S-LAH66、S-LAM3、S-LAL7、S-BAL35である。これらの光学ガラスは、何れも株式会社オハラ製の光学ガラスである。

名称	屈折率 n d	アッベ数 d	条件式 (4),(6)	条件式 (5),(7)
サファイア	1.7682	71.79		
S-LAH92	1.8919	37.13	×	×
S-LAH58	1.883	40.76		×
S-LAH66	1.7725	34.97		
S-LAM3	1.717	47.92	×	×
S-LAL7	1.6516	58.55	×	
S-BAL35	1.58913	61.14	×	×

10

【0128】

レンズに用いられる光学素材は、光学結晶や狭義の光学ガラスに限られない。例えば、光学樹脂もレンズに用いることができる。この場合、第1レンズや第2レンズの光学素材として使用できるのは、条件式(4)、(6)と条件式(5)、(7)を満足する光学樹脂に限られる。ただし、民生用のレンズに多用されるアクリル系の光学樹脂、ポリカーボネート系の光学樹脂及びポリオレフィン系の光学樹脂は、条件式(4)、(6)と条件式(5)、(7)を満足しない。

20

【0129】

本実施形態の内視鏡対物光学系は、条件式(1)、(2)、(3)を満足している。よって、第1レンズと第2レンズの位置、曲率半径及び屈折力に関する適切な構成を実現できる。また、条件式(4)、(5)、(6)、(7)を満足している。よって、第1レンズと第2レンズの光学素材に関して、最適な選択が可能となる。

【0130】

このように、本実施形態は、超小型化した内視鏡対物光学系の適切な構成を実現するのに有用である。さらに、第2レンズの光学素材に関する条件式(5)を満足することにより、従来の2枚のレンズからなる内視鏡対物光学系に比べて、より軸上色収差を改善することができる。軸上色収差の改善については、実施例1で詳細に説明する。

30

【0131】

本実施形態の内視鏡対物光学系の具体的な構成例を説明する。図1は、撮像ユニットの構成を示す断面図である。撮像ユニットは、物体側サブユニットと、像側サブユニットと、を有する。

【0132】

物体側サブユニットは、本実施形態の内視鏡対物光学系と、レンズ枠LBと、を有する。像側サブユニットは、イメージャと、イメージャ枠IBと、を有する。内視鏡対物光学系の像面には、イメージャの撮像面ISが位置している。

40

【0133】

図1に示す撮像ユニットでは、本実施形態の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第1レンズL1と、明るさ絞りASと、正の屈折力を有する第2レンズL2と、を有している。第1レンズL1の像側面は、像側に凹の面である。第2レンズL2の像側面は、像側に凸の面である。

【0134】

このように、本実施形態の内視鏡対物光学系では、屈折力を有する光学部材は、第1レンズL1と第2レンズL2の2つのみである。よって、内視鏡対物光学系の結像性能は、

50

この2つのレンズが担うことになる。また、内視鏡対物光学系の光学仕様の実現も、この2つのレンズで行うことになる。

【0135】

本実施形態の内視鏡対物光学系の特徴は、適切なバックフォーカスの確保、光学系の全長の短縮及び軸上色収差の良好な補正を、2つのレンズで実現している点にある。ただし、実際には、内視鏡対物光学系は2つのレンズだけで構成されているわけではない。例えば、第1レンズと第2レンズとの間や、第2レンズの像側に、レンズ以外の光学部材が配置される。

【0136】

図1に示す撮像ユニットでは、第1レンズL1と第2レンズL2との間には、フィルタ平板FPが配置されている。第2レンズL2と撮像面ISとの間に、枠固定用の光学平板OPと、イメージャ封止用の光学平板IPPと、が配置されている。光学平板IPPを挟んで光学平板OPの反対側に、イメージャ基板ICが配置されている。

10

【0137】

撮像ユニットにおいて、光学性能に影響を及ぼす光学部材は、第1レンズL1、フィルタ平板FP、第2レンズL2、光学平板OP、及び光学平板IPPである。フィルタ平板FP、光学平板OP及び光学平板IPPは、それぞれが重要な役割を有している。

【0138】

フィルタ平板FPについて説明する。上述のように、ビデオスコープでは、対物光学系で形成された像をイメージャで撮像することで、物体の画像の取得が行われる。取得された画像では、物体の色ができるだけ適切に再現されている必要がある。

20

【0139】

画像における物体の色は、主に、撮像ユニットの分光透過率特性、すなわち、内視鏡対物光学系の分光透過率特性と、イメージャの分光感度特性と、によって決まる。フィルタ平板FPは、内視鏡対物光学系に所望の分光透過率特性を持たせるために必要な光学部材である。

【0140】

イメージャとしては、例えば、固体撮像素子がある。固体撮像素子は、青色の波長域や緑色の波長域（以下、各々、「Bバンド」、「Gバンド」という）に比べて、赤色の波長域や近赤外の波長域（以下、各々、「Rバンド」、「NIRバンド」という）で高い感度を有しているとする。ここで、内視鏡対物光学系の分光透過率は、BバンドからNIRバンドまで、ほぼ一定だとする。この場合、取得された画像では、物体が持つ本来の色よりも赤色が強調されてしまう。

30

【0141】

このような場合、NIRバンドの光を吸収するフィルタ平板FPを、内視鏡対物光学系内に配置する。このようにすることで、取得された画像において、赤色に対する強調を弱めることができる。その結果、物体が持つ本来の色を適正に再現することができる。

【0142】

フィルタ平板FPには、吸収型のフィルタや反射型のフィルタを用いることができる。反射型のフィルタでは、無色透明な平板の表面に、干渉膜が積層されている。このような反射型のフィルタを内視鏡対物光学系に配置すれば、不要な波長域の光を反射させることができる。

40

【0143】

また、例えば、ビデオスコープでは、物体を観察しながらレーザー光の照射による処置が行われる。処置に使用されるレーザー光の光強度は、観察光の光強度よりもはるかに大きい。そのため、レーザー光の光強度を小さくせずに処置を行うと、画像が真っ白な状態（以下、「画像飽和」という）が生じてしまう。画像飽和が生じると、処置の様子を観察することができない。

【0144】

このような場合、処置用レーザー光を選択的に反射するフィルタ平板FPを、内視鏡対

50

物光学系に配置すれば良い。このようにすることで、画像飽和の発生を防止することができる。この場合のフィルタ平板FPの光学面には、処置用レーザー光を選択的に反射する多層干渉膜が形成されている。この多層干渉膜は、処置用レーザー光の波長域に対して反射率が高い特性を有する。

【0145】

このように、内視鏡対物光学系内へのフィルタ平板FPの配置の可否は、撮像ユニットにおける適切な分光透過率特性の確保と、取得された画像における適切な色再現の確保に大きく影響する。

【0146】

光学平板IPPについて説明する。光学平板IPPによって、撮像面へのごみの付着を防止することや、湿気や接触等から撮像面を保護することができる。このように、光学平板IPPは、イメージャにとって必須の光学部材である。光学平板IPPは、イメージャ製造時にイメージャ基板ICと一体化される。イメージャは、光学平板IPPとイメージャ基板ICが一体化された状態で出荷される。

10

【0147】

光学平板OPについて説明する。通常、撮像面ISの形状は、非円形である。そのため、イメージャ単体では、イメージャ枠IBの中心軸に対する偏心精度を高くすることが困難である。像側ユニットでは、イメージャ枠IBに対するイメージャの心出しと、イメージャ枠IBによるイメージャの保持とが、光学平板OPを介して行われる。

【0148】

心出しと保持とを行うために、光学平板OPを円形の平板とし、イメージャ枠IBに光学平板OPと嵌合する丸穴を形成している。このようにすると、光学平板OPとイメージャ枠IBとの偏心精度は、嵌合誤差程度に抑えられる。そのため、光学平板OPをイメージャ枠IBに挿入するだけで、光学平板OPの中心軸とイメージャ枠IBの中心軸とを、高い精度で一致させることができる。

20

【0149】

上述のように、光学平板OPとイメージャ枠IBとの偏心精度は、嵌合誤差程度に抑えられている。よって、光学平板OPとイメージャとの心出しと接着を予め行っておけば、光学平板OPをイメージャ枠IBに挿入することで、イメージャ枠IBの中心軸に対するイメージャの偏心精度を高めることができる。

30

【0150】

後述のように、イメージャ枠IBの中心軸は、内視鏡対物光学系の光軸と見なすことができる。よって、光軸に対するイメージャの偏心精度を容易に高めることができる。

【0151】

また、光学平板OPをイメージャ枠IBに挿入するという簡単な作業で、イメージャをイメージャ枠IBに保持することができる。よって、組立性を高めることができる。

【0152】

このように、光学平板OPを用いることで、高い偏心精度の確保と高い組立性を両立させることができる。

【0153】

光学部材は、枠構造や組立方法も含めて実装の制約に強く関与する。超小型実装の可能性を説明するには、光学部材と枠構造との関係についての説明や、組立方法についての説明が不可欠である。よって、光学部材と枠構造との関係や、組立方法について、物体側サブユニットと像側サブユニットを用いて説明する。

40

【0154】

物体側サブユニットでは、第1レンズL1、フィルタ平板FP及び第2レンズL2は、レンズ枠LBで直接保持されている。フィルタ平板FPは、第1レンズL1と第2レンズL2との間に位置している。

【0155】

明るさ絞りASは、薄板で構成されている。明るさ絞りASは、第2レンズL2の物体

50

側面の近傍に位置している。明るさ絞り A S が第 2 レンズ L 2 の物体側面に位置する場合、明るさ絞り A S を第 2 レンズ L 2 の物体側に貼付することができる。この場合、明るさ絞り A S は、第 2 レンズ L 2 を介してレンズ枠 L B に保持される。

【 0 1 5 6 】

フレア絞り F S は、薄板で構成されている。フレア絞り F S は、物体からの不要光をカットする目的で配置されている。図 1 では、フレア絞り F S は、第 1 レンズ L 1 とフィルタ平板 F P との間に位置している。

【 0 1 5 7 】

像側サブユニットでは、光学平板 O P は、イメージャ枠 I B で直接保持されている。光学平板 O P と光学平板 I P P とは接合されている。また、光学平板 I P P とイメージャ基板 I C とは接合されている。光学平板 I P P とイメージャ基板 I C は、光学平板 O P を介してイメージャ枠 I B によって保持されている。

10

【 0 1 5 8 】

第 1 レンズ L 1 の外周面は、円筒面である。レンズ枠 L B の左側には、第 1 レンズ L 1 と嵌合する丸穴が形成されている。フィルタ平板 F P の外周面と第 2 レンズ L 2 の外周面は、共に円筒面である。レンズ枠 L B の右側には、フィルタ平板 F P や第 2 レンズ L 2 と嵌合する丸穴が形成されている。

【 0 1 5 9 】

物体側サブユニットの組立手順を説明する。まずは、レンズ枠 L B の左側からフレア絞り F S と第 1 レンズ L 1 を落とし込む。その後、レンズ枠 L B と第 1 レンズ L 1 を接着、もしくは、はんだ付け等の手段で水密接合する。続けて、レンズ枠 L B の右側からフィルタ平板 F P 、明るさ絞り A S 、第 2 レンズ L 2 を落とし込む。その後、レンズ枠 L B と第 2 レンズ L 2 を接着する。

20

【 0 1 6 0 】

以上の手順により、レンズ枠 L B による内視鏡対物光学系の保持が実現できる。また、第 1 レンズ L 1 、フィルタ平板 F P 及び第 2 レンズ L 2 は、正確に位置決めされる。よって、内視鏡対物光学系の焦点距離が正確に確定された対物ユニットを作成できる。

【 0 1 6 1 】

第 1 レンズ L 1 とレンズ枠 L B との偏心精度や、第 2 レンズ L 2 とレンズ枠 L B との偏心精度は、共に、嵌合誤差程度に抑えられる。よって、レンズ枠 L B の中心軸は、内視鏡対物光学系の光軸と見なすことができる。

30

【 0 1 6 2 】

像側サブユニットの組立手順を説明する。まずは、光学平板 O P の外径中心と撮像面 I S の撮像中心とが一致するように、光学平板 O P とイメージャとの位置を調整する。調整が完了したら、光学平板 I P P と光学平板 O P とを光学接着剤で接着する。その後、イメージャ枠 I B の右側から、光学平板 O P 部分を落とし込む。その際、光学平板 O P の外周面に接着剤を塗布しておく。このようにすることで、イメージャ枠 I B と光学平板 O P とを、接着によって固定することができる。

【 0 1 6 3 】

撮像面 I S の形状は、非円形である。そのため、イメージャ単体では、イメージャ枠 I B の中心軸に対する偏心精度を高くすることが困難である。しかしながら、以上の手順で撮像ユニットを組み立てることで、イメージャを、十分な偏心精度でイメージャ枠 I B に固定することができる。

40

【 0 1 6 4 】

物体側サブユニットと像側サブユニットとを結合する方法について説明する。2つのユニットを結合することで、撮像ユニットが完成する。物体側サブユニットと像側サブユニットの結合は、レンズ枠 L B とイメージャ枠 I B との結合によって行われる。

【 0 1 6 5 】

レンズ枠 L B の外周面は円筒面である。イメージャ枠 I B の左側には、レンズ枠 L B と嵌合する丸穴が形成されている。このようにすると、レンズ枠 L B とイメージャ枠 I B と

50

の偏心精度は、嵌合誤差程度に抑えられる。そのため、レンズ枠 L B をイメージャ枠 I B に挿入するだけで、レンズ枠 L B の中心軸とイメージャ枠 I B の中心軸とを、高い精度で一致させることができる。

【0166】

上述のように、レンズ枠 L B の中心軸は、内視鏡対物光学系の光軸と見なすことができる。そして、レンズ枠 L B の中心軸とイメージャ枠 I B の中心軸とは、高い精度で一致している。よって、イメージャ枠 I B の中心軸は、内視鏡対物光学系の光軸と見なすことができる。その結果、光軸に対するイメージャの偏心精度を容易に高めることができる。

【0167】

また、このような構造であれば、レンズ枠 L B とイメージャ枠 I B とを光軸方向に移動させることで、第 2 レンズ L 2 と光学平板 O P との間隔を変更できる。そのため、ピント調整が可能になる。

【0168】

レンズ枠 L B の外周面とイメージャ枠 I B の内周面との隙間は、非常に小さい。そのため、ピント調整時、物体側サブユニットと像側サブユニットとの偏心を少なくすることができる。

【0169】

ピント調整では、嵌合部に接着剤を塗布する。そして、画像を見ながら、例えば、像側サブユニットを固定した状態で物体側サブユニットを移動させる。ピントの合った画像が得られる位置で、物体側サブユニットを静止させ、その後、接着剤を硬化させる。

【0170】

以上の手順により、各光学部材の製造誤差に依存せず、適切なピント調整がなされた撮像ユニットを提供することができる。

【0171】

上述の枠構造想定に基づいた光学構成について詳細に説明する。

【0172】

第 1 レンズ L 1 と第 2 レンズ L 2 からなるレトロフォーカス型の光学系は、上述の枠構造との組合せによって、機能、品質、組立性、部品加工性の全てを成立させることに対して、大きく寄与する。

【0173】

第 1 レンズ L 1 と第 2 レンズ L 2 からなる光学系は、長いバックフォーカスを確保できることから、光学平板 I P P、光学平板 O P の配置を可能とし、更には、ピント調整に必要な間隔の確保を可能とする。これにより、高い部品精度と高い組立精度の要求をされること無く、偏心やピント等の光学品質を確保できる。

【0174】

さらに、第 1 レンズ L 1 と第 2 レンズ L 2 との間に、物体空間における主光線の傾きよりも傾きが小さく、光線高の低い領域が作れる。そのため、2 つのレンズの間にフィルタ平板 F P の配置が可能である。光学系中にフィルタ平板 F P が配置できれば、分光的な要求、例えば、高い色再現性や特定波長域の光の減衰等の要求に応えられる。

【0175】

このように、本実施形態の内視鏡対物光学系は、サイズの大きい内視鏡対物光学系と比べても、組立調整、部品精度、フィルタ機能等で見劣りする部分はない。よって、本実施形態の内視鏡対物光学系は、超小型想定であるにも関わらず、サイズの大きい内視鏡対物光学系と同様の実装要求に応えられる。

【0176】

本実施形態の内視鏡対物光学系では、第 2 レンズの像側面は、非球面であり、非球面は、中心よりも周辺で曲率が小さい非球面であることが好ましい。

【0177】

第 2 レンズの像側面は、中心よりも周辺で曲率が小さくなる非球面とすることが好ましい。このようにすると、球面収差を補正できる。

10

20

30

40

50

## 【0178】

本実施形態の内視鏡対物光学系では、条件式(1)~(3)を満足しても、コマ収差や非点収差が残存する。第2レンズの像側面を非球面にすることで、この残存するコマ収差や非点収差を、より好ましく補正できる。

## 【0179】

例えば、広角化を優先して数式  $LsL2i / RL2i$  の絶対値を1より大きくした場合、非球面の軸上における曲率半径  $RL2i$  の絶対値は、 $LsL2i$  よりも小さくなる。そのため、軸上付近では明るさ絞りに対するコンセントリック性が低下する。

## 【0180】

しかしながら、本実施形態の内視鏡対物光学系では、第2レンズの像側面に、中心よりも周辺で曲率が小さくなる非球面を設けている。そのため、像側面の周辺部での局所的な曲率中心の位置を、明るさ絞り側に近づけられる。その結果、軸外の像点における主光線の屈折を抑制できる。この作用により、軸外の像点におけるコンセントリック性の悪化を回避できる。その結果、コマ収差や非点収差を低減できる。

10

## 【0181】

本実施形態の内視鏡対物光学系では、第2レンズは、平凸レンズであることが好ましい。

## 【0182】

本実施形態の内視鏡対物光学系では、第2レンズは、両凸レンズであり、第2レンズの物体側面は、物体側に凸の球面であることが好ましい。

20

## 【0183】

本実施形態の内視鏡対物光学系では、第2レンズは、両凸レンズであり、第2レンズの物体側面は、物体側に凸の面であり、第2レンズの物体側面は、非球面であり、物体側面の非球面は、中心よりも周辺で曲率が小さくなる非球面であることが好ましい。

## 【0184】

本実施形態の内視鏡対物光学系では、第2レンズは、凸メニスカスレンズであり、第2レンズの物体側面は、周辺で負の屈折力を有する非球面であることが好ましい。

## 【0185】

本実施形態の内視鏡対物光学系では、第1レンズの素材はサファイアであることが好ましい。

30

## 【0186】

内視鏡対物光学系では、滅菌や消毒に対する耐久性を高めるために、枠に対して第1レンズをはんだ付けで固定する場合がある。はんだ付けでは、温度変化による膨張収縮に伴いレンズが破壊することがある。そのため、レンズの素材には、膨張収縮に対して高い強度が求められる。サファイアは強度が非常に高い材料である。第1レンズの素材をサファイアにすることで、第1レンズの枠に対するはんだ付けが可能となる。

## 【0187】

本実施形態の内視鏡対物光学系では、第2レンズの素材の転移点が620 以下の低転移点ガラスであることが好ましい。

## 【0188】

本実施形態内視鏡対物光学系では、第2レンズの素材として主に光学ガラスを想定している。第2レンズが平凸球面レンズの場合は、ボールレンズ加工、平面研磨、心取りの手順で製造可能である。

40

## 【0189】

平凸球面レンズによる収差補正よりも更に良好な収差補正を行う場合、第2レンズの物体側に屈折力を与えれば良い。このようにすることで、設計の自由度を増加できる。ただし、両凸形状や凸メニスカス状の微小レンズの研磨加工は極めて難易度が高い。そのため、第2レンズの形状を両凸形状や凸メニスカス形状にする場合、第2レンズの製造にはガラスモールドによる製造が有効である。

## 【0190】

50

また、像側面に非球面を用いる場合、非球面の切削加工はコスト高となる。そのため、第2レンズの像側面に非球面を用いる場合、第2レンズの製造にはガラスモールドによる製造が有効である。

【0191】

ガラスモールドでは、素材の転移点が低いほど、温度に起因する金型への負担を小さく抑えられる。よって、第2レンズの製造でガラスモールドを選択する場合は、第2レンズの素材に、転移点が620以下の素材を用いることが望ましい。

【0192】

転移点が620以下の条件を、市販の低転移点ガラスが概ね満足する。よって、第2レンズの素材として、低転移点ガラスを用いることができる。

10

【0193】

本実施形態の内視鏡は、本実施形態の内視鏡対物光学系と、内視鏡対物光学系で形成された像を撮像する撮像素子と、を有することを特徴とする。

【0194】

本実施形態の内視鏡システムは、本実施形態の内視鏡と、画像処理装置と、を有し、内視鏡は、画像補正用データを保持する記憶部を有し、画像補正用データは、内視鏡対物光学系の設計データに基づいて作成された倍率補正データを含み、倍率補正データは、撮像素子による撮像で得られた画像における倍率色収差を補正するデータであり、画像処理装置は、Rバンド、Gバンド及びBバンドのうち1つ以上のバンドに対して、倍率補正データに基づく倍率色収差を補正することを特徴とする。

20

【0195】

内視鏡の画像のコントラストを低下させる要因の1つに、倍率色収差がある。本実施形態の内視鏡対物光学系は2つのレンズしか用いられていないので、倍率色収差は補正が困難な収差になる。

【0196】

また、本実施形態の内視鏡対物光学系は、倍率色収差に対して逆補正の要因となるレンズ、例えば接合レンズを有していない。そのため、本実施形態の内視鏡対物光学系では、倍率色収差は、補正不足の傾向になる。しかも、補正不足の傾向を持つ倍率色収差が、ほぼ像高に比例して発生する。

【0197】

倍率色収差を持つ像は、イメージャで撮像される。撮像で得られた画像は、倍率色収差を有している。

30

【0198】

倍率色収差は、色別の結像倍率の違いである。倍率色収差を持つ画像では、物体の像の大きさが、Rバンド、Gバンド及びBバンドの各々で異なる。よって、バンド別に電氣的な画像拡大、又は画像縮小を行うことで、倍率色収差を補正することが可能である。

【0199】

本実施形態の内視鏡システムは、画像処理装置を有している。よって、画像処理装置で、バンド別に電氣的な画像拡大、又は画像縮小を行えば、倍率色収差を適切に補正することが可能となる。画像処理装置は、例えば、ビデオプロセッサとも呼ばれる。

40

【0200】

倍率色収差の電氣的な補正では、画像補正用データが用いられる。画像補正用データは、内視鏡に設けられた記憶部に記憶されている。画像補正用データは、内視鏡対物光学系の設計データに基づいて作成された倍率補正データを含んでいる。倍率補正データは、撮像素子による撮像で得られた画像における倍率色収差を補正するデータである。

【0201】

倍率補正データは、内視鏡対物光学系の設計データに依存する。よって、倍率補正データは、内視鏡対物光学系とペアになっていることが望ましい。倍率補正データを、内視鏡の記憶部に格納しておくのが望ましい。

【0202】

50

画像処理装置は、接続された内視鏡から内視鏡対物光学系の識別データを読み込む。そして、接続された内視鏡対物光学系とペアとなる倍率補正データを読み出す。読み出した倍率補正データに基づいて、バンド別に電氣的な画像拡大、又は画像縮小を行う。電氣的な画像拡大、又は画像縮小では、線形拡大、又は線形縮小が行われる。

【0203】

Rバンド、Gバンド及びBバンドのうち1つ以上のバンドに対して、倍率補正データに基づく倍率色収差の補正が行われる。よって、倍率色収差の電氣的な補正においては、Rバンド、Gバンド及びBバンドの全てに対して、電氣的な画像拡大、又は画像縮小を行う必要はない。

【0204】

例えば、電氣的な画像拡大、又は画像縮小を行わない基準バンドを設けて、残り2つのバンドに対して、電氣的な画像拡大、又は画像縮小を行うことでも良い。又は、基準バンドに対して倍率色収差の大きいバンドのみについて、電氣的な画像拡大、又は画像縮小を行うことでも良い。

【0205】

以下に、内視鏡対物光学系の実施例を、図面に基づいて詳細に説明する。なお、この実施例によりこの発明が限定されるものではない。

【0206】

各実施例のレンズ断面図について説明する。(a)はレンズ断面図を示している。各実施例におけるレンズ断面図には、軸上像と最大像高に到達する光線を表示している。

【0207】

各実施例の収差図について説明する。(b)は球面収差(SA)、(c)は非点収差(AS)、(d)は歪曲収差(DT)、(e)はコマ収差(CM)を示している。

【0208】

また、各収差図において、横軸は収差量を表している。球面収差と非点収差とコマ収差については、収差量の単位はmmである。また、ディストーションについては、収差量の単位は%である。像高の単位はmmである。FnoはFナンバーである。また、収差曲線の波長の単位はnmである。球面収差はd線(実線)とg線(点線)の2つの収差を示している。非点収差はメリジオナル(点線)とサジタル(実線)の2つの収差を示している。

【0209】

(実施例1)

実施例1に係る内視鏡対物光学系について説明する。実施例1の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、物体側に平面を向けた平凹負レンズL1と、明るさ絞りASと、物体側に平面を向けた平凸正レンズL2と、からなる。明るさ絞りASは、平凸正レンズL2の物体側面に位置している。平凹負レンズL1は第1レンズ、平凸正レンズL2は第2レンズである。

【0210】

実施例1の内視鏡対物光学系の光学仕様は、最大像高0.242mm、画角116.8°、焦点距離0.263mm、Fno3.529である。この光学仕様は、主に極細の気管支内視鏡の対物光学系への適用を想定した仕様である。

【0211】

平凹負レンズL1と平凸正レンズL2との間に、フレア絞りFSとフィルタ平板FPとが配置されている。平凸正レンズL2の像側に、光学平板OPと光学平板IPPとが配置されている。内視鏡対物光学系の像位置には、撮像面ISが配置されている。

【0212】

平凹負レンズL1は、外径が0.86mm、中肉厚が0.2mm、像側面の曲率半径が0.3mmのレンズである。

【0213】

平凹負レンズL1では、レンズを枠にはんだ付けすることを想定し、素材にサファイア

10

20

30

40

50

が用いられている。サファイアの屈折率は1.7682で、アッペ数は71.79である。サファイアの屈折率と略同じ屈折率を持つ光学ガラスと比べると、サファイアの方が低分散である。よって、サファイアは、平凹負レンズL1の素材として好適である。

【0214】

フレア絞りFSは、厚みが0.03mmの薄板で構成されている。この薄板に、直径が0.32mmの開口が形成されている。フレア絞りFSは、フレアを誘発する視野外からの不要光をカットする。

【0215】

フィルタ平板FPは、厚みが0.3mmの色補正フィルタを素材としている。色補正フィルタは、近赤外の波長域の光を吸収する特性を有している。更に、フィルタ平板FPでは、Nd:YAGレーザーを反射させる多層膜が両面にコーティングされている。これにより、Nd:YAGレーザーで粘膜を処置する際に、画像飽和の発生を防止することができる。

10

【0216】

明るさ絞りASは、厚みが0.01mmの薄板で構成されている。この薄板に、直径が0.14mmの開口が形成されている。

【0217】

開口の大きさに対して厚みが大きすぎる場合、開口のエッジで光の反射や光の散乱が生じる。反射光や散乱光はフレアの原因になる可能性がある。このように、開口の大きさに対して厚みが大きすぎると、フレアが問題となる。実施例1の内視鏡対物光学系では、明るさ絞りASの開口は極めて小さいため、厚みを薄くしている。

20

【0218】

光学設計では、明るさ絞りASの厚みをゼロとしている。明るさ絞りASは、軸上マージナル光線高が高く、軸上光束径を決定する位置、すなわち、平凸正レンズL2側に配置されている。

【0219】

平凸正レンズL2は、外径が0.52mm、中肉厚が0.45mmのレンズである。平凸正レンズL2では、レンズの加工性と組立性を考慮して、0.3mmの縁肉の厚みが確保されている。

【0220】

縁肉の厚みを小さくし過ぎると、ピンセットやヤトイによるレンズの把持が困難となる。その結果、レンズの製造や組立時の作業性が悪化する。また、平凸正レンズL2をレンズ枠に接着固定する際の接着代も必要である。以上の理由により、平凸正レンズL2については、0.3mm程度の縁肉の厚みを確保する必要がある。

30

【0221】

実施例1では、第2レンズの像側面に、非球面が用いられている。具体的には、平凸正レンズL2では、像側面は、周辺で曲率が小さくなる形状の非球面である。非球面の軸上における曲率半径は、0.2718mmである。

【0222】

平凸正レンズL2については、ガラスモールドでの製造を想定している。よって、平凸正レンズL2の素材には、低転移点ガラスであるL-LAL12(株式会社オハラ製)を用いている。

40

【0223】

L-LAL12の転移点は、562である。この温度は、高屈折率で低分散の光学ガラスとしては比較的低温である。L-LAL12の屈折率は1.6779で、アッペ数は54.89である。L-LAL12は、屈折率と分散のバランスが良いので、平凸正レンズL2用として好適なガラスの一つである。

【0224】

光学平板OPは、直径が0.62mmの円板である。光学平板OPは、光学接着剤で、光学平板IPPと接合される。光学平板IPPと接合する前に、光学平板OPと光学平板

50

IPPとで心出しが行われる。光学平板IPPの中心軸と撮像面ISの中心は一致しているとすると、光学平板OPと光学平板IPPとで心出し調整を行えば、イメージャの撮像面ISの中心と光学平板OPの中心軸とを一致させることができる。

【0225】

心出し調整が終わると、光学接着剤を硬化させる。光学接着剤には、作業性の良いUV硬化型の接着剤を採用することが望ましい。そのため、光学平板OPの素材には、UV透過率の高いガラスを用いる。一般的に、低屈折率で低分散なガラスでは、UV透過率は高い。そのため、光学平板OPには、低屈折率で低分散なガラスを用いる。

【0226】

内視鏡対物光学系は、複数の光学部材で構成されている。各光学部材は、製造誤差によって、例えば、厚みにばらつきが生じる。そのため、設計値通りに各光学部材を配置しても、内視鏡対物光学系ごとでピント位置が異なる。このようなことから、内視鏡対物光学系ごとでピント調整が必要になる。

10

【0227】

平凸正レンズL2と光学平板OPとの間の空気間隔は、ピント調整に用いることができる。ピント調整では、平凸正レンズL2と光学平板OPとの間隔を変えることで、ピントの変動を吸収する。ピント調整では、±0.05mm以上の調整幅が必要である。よって、ピント調整間隔は少なくとも0.1mm以上必要である。

【0228】

平凸正レンズL2と光学平板OPとの間隔が小さ過ぎると、平凸正レンズL2と光学平板OPとが衝突するリスクが生じる。実施例1の内視鏡対物光学系では、平凸正レンズL2と光学平板OPとの間の空気間隔は0.279mmである。よって、ピント調整に必要な間隔が、十分に確保されている。

20

【0229】

上述のように、本実施形態の内視鏡対物光学系では、従来の2枚のレンズからなる内視鏡対物光学系に比べて、軸上色収差がより改善されている。以下、軸上色収差の改善について説明する。

【0230】

軸上色収差の評価には、軸上色収差評価値VLCAを用いる。また、実施例との比較には、特許文献4の実施例1～5（以下、「比較例1～5」という）を用いる。

30

【0231】

軸上色収差評価値VLCAは、以下の式で表わされる。

$$VLCA = LCAGd / f$$

ここで、

LCAGdは、d線を基準としたときのg線における軸上色収差量、

fは、内視鏡対物光学系の焦点距離、

である。

【0232】

本実施形態の内視鏡対物光学系は、白色光観察だけでなく、狭帯域光観察にも用いられることを想定している。狭帯域光観察では、可視光の波長域のうちの短波長側の波長域が用いられる。よって、軸上色収差の評価では、g線の軸上収差量を用いている。また、焦点距離の違いによる影響を排除するため、焦点距離で規格化している。

40

【0233】

VLCAの絶対値が小さいほど、軸上色収差が小さくなる。よって、VLCAの絶対値は、小さいことが望ましい。

【0234】

実施例1におけるVLCAの値と、比較例1～5におけるVLCAの値を、以下に示す。

VLCA

実施例 1 - 6.6%

比較例 1 - 11.9%

50

比較例 2 - 1 1 . 0 %  
 比較例 3 - 1 2 . 1 %  
 比較例 4 - 1 1 . 0 %  
 比較例 5 - 1 0 . 8 %

## 【 0 2 3 5 】

実施例 1 における VLCA の値は、比較例 1 ~ 5 における VLCA の値よりも小さくなっている。よって、実施例 1 における軸上色収差は、比較例 1 ~ 5 よりも改善されている。

## 【 0 2 3 6 】

改善された理由は、条件式 ( 5 ) を満足する素材を平凸正レンズ L 2 に用いたことである。このように、平凸正レンズ L 2 の素材選択が、軸上色収差の改善に支配的な要因になる。軸上色収差の改善は、条件式 ( 5 ) に基づく素材選択の効果によるものといえる。

## 【 0 2 3 7 】

## ( 実施例 2 )

実施例 2 に係る内視鏡対物光学系について説明する。実施例 2 の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、物体側に平面を向けた平凹負レンズ L 1 と、明るさ絞り A S と、物体側に平面を向けた平凸正レンズ L 2 と、からなる。明るさ絞り A S は、平凸正レンズ L 2 の物体側面に位置している。平凹負レンズ L 1 は第 1 レンズ、平凸正レンズ L 2 は第 2 レンズである。

## 【 0 2 3 8 】

実施例 2 の内視鏡対物光学系の光学仕様は、最大像高 0 . 2 4 2 mm、画角 1 1 6 . 8 °、焦点距離 0 . 2 6 6 mm、F n o 3 . 5 6 2 である。この光学仕様は、主に極細の気管支内視鏡の対物光学系への適用を想定した仕様である。

## 【 0 2 3 9 】

実施例 2 の内視鏡対物光学系では、最大像高と画角は、実施例 1 の内視鏡対物光学系と同一である。また、実施例 2 の平凹負レンズ L 1 は、実施例 1 の平凹負レンズ L 1 と同一である。

## 【 0 2 4 0 】

実施例 1 の内視鏡対物光学系との主な相違点は、第 2 レンズの素材の屈折率である。実施例 2 では、第 2 レンズの素材を、より高屈折率の素材に変更している。

## 【 0 2 4 1 】

平凸正レンズ L 2 では、外径が 0 . 5 2 mm で、縁肉の厚みが 0 . 3 mm になっている。このように、外径と縁肉の厚みは、実施例 1 の平凸正レンズ L 2 と同じである。ただし、中肉厚は 0 . 4 3 mm で、実施例 1 の平凸正レンズ L 2 の中肉厚よりも薄い。

## 【 0 2 4 2 】

平凸正レンズ L 2 では、像側面は、周辺で曲率が小さくなる形状の非球面である。非球面の軸上における曲率半径は、0 . 3 0 0 6 mm である。

## 【 0 2 4 3 】

平凸正レンズ L 2 については、ガラスモールドでの製造を想定している。実施例 2 では、平凸正レンズ L 2 の素材には、L - L A H 9 1 ( 株式会社オハラ製 ) を用いている。この点が、実施例 1 と異なる。

## 【 0 2 4 4 】

L - L A H 9 1 の転移点は、6 1 1 である。この温度は、高屈折率で低分散の光学ガラスとしては比較的低温である。L - L A H 9 1 は低転移点ガラスであるが、実施例 1 の L - L A L 1 2 よりも屈折率が高い。L - L A H 9 1 の屈折率は 1 . 7 6 4 5 で、アッペ数は 4 9 . 0 9 である。L - L A H 9 1 も、屈折率と分散のバランスが良いので、平凸正レンズ L 2 用として好適なガラスの一つである。

## 【 0 2 4 5 】

実施例 2 の平凸正レンズ L 2 では、非球面の軸上における曲率が、実施例 1 よりも小さい。このように、平凸正レンズ L 2 の素材の屈折率を高くすることで、非球面の軸上における曲率を小さくすることができる。このようにすることで、ガラスモールド用金型の加

10

20

30

40

50

工性を、実施例 1 よりも改善できる。

【0246】

実施例 2 の内視鏡対物光学系では、平凸正レンズ L 2 と光学平板 OP との間の空気間隔は 0.268 mm である。よって、ピント調整に必要な間隔が、十分に確保されている。

【0247】

軸上色収差の改善について説明する。実施例 2 における VLCA の値と、比較例 1 ~ 5 における VLCA の値を、以下に示す。

	VLCA
実施例 2	- 7.5 %
比較例 1	- 11.9 %
比較例 2	- 11.0 %
比較例 3	- 12.1 %
比較例 4	- 11.0 %
比較例 5	- 10.8 %

10

【0248】

実施例 2 における VLCA の値は、比較例 1 ~ 5 における VLCA の値よりも小さくなっている。よって、実施例 2 における軸上色収差は、比較例 1 ~ 5 よりも改善されている。

【0249】

実施例 2 における VLCA の値は - 7.5 % で、実施例 1 における VLCA の値は - 6.6 % である。絶対値で比較すると、実施例 2 における VLCA の値は、実施例 1 における VLCA の値よりも大きくなっている。

20

【0250】

このように、実施例 2 では、軸上色収差は、実施例 1 に比べて少し悪化している。悪化の理由は、平凸正レンズ L 2 の素材の分散が大きくなったことである。

【0251】

(実施例 3)

実施例 3 に係る内視鏡対物光学系について説明する。実施例 3 の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、物体側に平面を向けた平凹負レンズ L 1 と、明るさ絞り AS と、物体側に平面を向けた平凸正レンズ L 2 と、からなる。明るさ絞り AS は、平凸正レンズ L 2 の物体側面に位置している。平凹負レンズ L 1 は第 1 レンズ、平凸正レンズ L 2 は第 2 レンズである。

30

【0252】

実施例 3 の内視鏡対物光学系の光学仕様は、最大像高 0.242 mm、画角 116.8 °、焦点距離 0.262 mm、Fno 3.514 である。この光学仕様は、主に極細の気管支内視鏡の対物光学系への適用を想定した仕様である。

【0253】

実施例 3 の内視鏡対物光学系では、最大像高と画角は、実施例 1 の内視鏡対物光学系と同一である。また、実施例 3 の平凹負レンズ L 1 は、実施例 1 の平凹負レンズ L 1 と同一である。

【0254】

実施例 1 の内視鏡対物光学系との主な相違点は、第 2 レンズの素材のアップ数である。実施例 3 では、第 2 レンズの素材を、より低分散の素材に変更している。

40

【0255】

平凸正レンズ L 2 では、外径が 0.52 mm になっている。このように、外径は、実施例 1 の平凸正レンズ L 2 や実施例 2 の平凸正レンズ L 2 と同じである。ただし、中肉厚は 0.46 mm で、実施例 1 の平凸正レンズ L 2 の中肉厚よりも厚い。また、0.31 mm の縁肉の厚みが確保されている。

【0256】

平凸正レンズ L 2 では、像側面は、周辺で曲率が小さくなる形状の非球面である。非球面の軸上における曲率半径は 0.2634 mm である。

50

## 【0257】

平凸正レンズL2については、ガラスモールドでの製造を想定している。実施例3では、平凸正レンズL2の素材には、S-LAL7（株式会社オハラ製）を用いている。この点が、実施例1と異なる。

## 【0258】

S-LAL7の転移点は617である。この温度は、高屈折率で低分散の光学ガラスとしては比較的低温である。S-LAL7は低転移点ガラスであるが、実施例1のL-LAL12よりも分散が低い。S-LAL7の屈折率は1.6516で、アッペ数は58.55である。S-LAL7も、屈折率と分散のバランスが良いので、平凸正レンズL2用として好適なガラスの一つである。

10

## 【0259】

実施例3の内視鏡対物光学系では、平凸正レンズL2と光学平板OPとの間の空気間隔は0.283mmである。よって、ピント調整に必要な間隔が、十分に確保されている。

## 【0260】

軸上色収差の改善について説明する。実施例3におけるVLCAの値と、比較例1～5におけるVLCAの値を、以下に示す。

	VLCA
実施例 3	- 6 . 1 %
比較例 1	- 1 1 . 9 %
比較例 2	- 1 1 . 0 %
比較例 3	- 1 2 . 1 %
比較例 4	- 1 1 . 0 %
比較例 5	- 1 0 . 8 %

20

## 【0261】

実施例3におけるVLCAの値は、比較例1～5におけるVLCAの値よりも小さくなっている。よって、実施例3における軸上色収差は、比較例1～5よりも改善されている。

## 【0262】

実施例3におけるVLCAの値は-6.1%で、実施例1におけるVLCAの値は-6.6%である。絶対値で比較すると、実施例3におけるVLCAの値は、実施例1におけるVLCAの値よりも小さくなっている。

30

## 【0263】

このように、実施例3では、軸上色収差は、実施例1に比べて改善している。改善の理由は、平凸正レンズL2の素材の分散が小さくなったことである。

## 【0264】

(実施例4)

実施例4に係る内視鏡対物光学系について説明する。実施例4の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、物体側に平面を向けた平凹負レンズL1と、明るさ絞りASと、物体側に平面を向けた平凸正レンズL2と、からなる。明るさ絞りASは、平凸正レンズL2の物体側面に位置している。平凹負レンズL1は第1レンズ、平凸正レンズL2は第2レンズである。

40

## 【0265】

実施例4の内視鏡対物光学系の光学仕様は、最大像高0.242mm、画角116.8°、焦点距離0.265mm、Fno3.529である。この光学仕様は、主に極細の気管支内視鏡の対物光学系への適用を想定した仕様である。

## 【0266】

実施例4の内視鏡対物光学系では、最大像高と画角は、実施例1の内視鏡対物光学系と同一である。

## 【0267】

実施例1の内視鏡対物光学系との主な相違点は、第1レンズの素材の屈折率である。実施例4では、第1レンズの素材を、より高屈折率の素材に変更している。

50

## 【0268】

平凹負レンズL1では、外径が0.86mmで、中肉厚が0.2mmで、像側面の曲率半径は0.35mmになっている。このように、外径、中肉厚及び像側面の曲率半径は、実施例1の平凹負レンズL1と同じである。ただし、平凹負レンズL1の素材はサファイアではなく、ランタン系高屈折率ガラスが平凹負レンズL1の素材に用いられている。ランタン系高屈折率ガラスは、光学ガラスの一種である。

## 【0269】

平凹負レンズL1の素材の屈折率は1.883で、アッペ数は40.76である。この素材のガラスコードは883408である。この数字で表わされる素材は、光学ガラス各社で商品として販売されている。よって、容易に入手することができる。

10

## 【0270】

平凹負レンズL1の素材の分散は、サファイアよりも高分散である。また、平凹負レンズL1の素材の屈折率は、サファイアよりも高屈折率である。

## 【0271】

サファイアは硬すぎて削りづらく、加工性に難がある。これに対して、ランタン系高屈折率ガラスは、サファイアよりも削りやすい。よって、ランタン系高屈折率ガラスは、サファイアよりも加工性が良い。

## 【0272】

さらに、平凹負レンズL1の素材を高屈折率化したことにより、平凹負レンズL1の像側面の曲率半径を大きくすることができる。その結果、凹面研磨の加工性を改善できる。

20

## 【0273】

平凹負レンズL1の枠への固定には、はんだ付けによる固定と、接着による固定がある。はんだ付けによる固定は、接着による固定に比べて、枠固定後の気密性や耐久性が高い。ただし、はんだ付けによる固定では、膨張収縮に対する高い強度が平凹負レンズL1に要求される。

## 【0274】

ランタン系高屈折率ガラスは、サファイアよりも、膨張収縮に対する強度が低い。その分、ランタン系高屈折率ガラスでは、加工性がサファイアよりも良い。そのため、はんだ付けのような高い気密性や高い耐久性が要求されない場合、ランタン系高屈折率ガラスを接着によって枠に固定することで、部品コストを低減できる。このように、ランタン系高屈折率ガラスの使用は、部品コストの低減に有用である。

30

## 【0275】

平凸正レンズL2は、外径が0.52mmで、中肉厚や、素材は、実施例1の平凸正レンズL2と同じである。ただし、平凹負レンズL1の変更に伴い、微妙に像側面の形状が変わっている。

## 【0276】

軸上色収差の改善について説明する。実施例4におけるVLCAの値と、比較例1～5におけるVLCAの値を、以下に示す。

		VLCA
実施例	4	- 5.8%
比較例	1	- 11.9%
比較例	2	- 11.0%
比較例	3	- 12.1%
比較例	4	- 11.0%
比較例	5	- 10.8%

40

## 【0277】

実施例4におけるVLCAの値は、比較例1～5におけるVLCAの値よりも小さくなっている。よって、実施例4における軸上色収差は、比較例1～5よりも改善されている。

## 【0278】

実施例4におけるVLCAの値は-5.8%で、実施例1におけるVLCAの値は-6.6%

50

である。絶対値で比較すると、実施例 4 における VLCA の値は、実施例 1 における VLCA の値よりも小さくなっている。

【0279】

このように、実施例 4 では、軸上色収差は、実施例 1 に比べて少し改善している。改善の理由は、平凹負レンズ L1 の素材の分散が大きくなったことである。

【0280】

ただし、実施例 4 では、平凹負レンズ L1 の素材のアップ数を、実施例 1 よりも約 3 1 小さくしている。それにもかかわらず、軸上色収差の改善度合は小さい。アップ数の軸上色収差の改善に対する寄与度は、平凹負レンズ L1 の素材のアップ数よりも、平凸正レンズ L2 の素材のアップ数の方が大きい。

10

【0281】

(実施例 5)

実施例 5 に係る内視鏡対物光学系について説明する。実施例 5 の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、物体側に平面を向けた平凹負レンズ L1 と、明るさ絞り AS と、両凸正レンズ L2 と、からなる。明るさ絞り AS は、両凸正レンズ L2 の物体側に位置している。平凹負レンズ L1 は第 1 レンズ、両凸正レンズ L2 は第 2 レンズである。

【0282】

実施例 5 の内視鏡対物光学系の光学仕様は、最大像高 0.242 mm、画角 116.8°、焦点距離 0.261 mm、Fno 3.508 である。この光学仕様は、主に極細の気管支内視鏡の対物光学系への適用を想定した仕様である。

20

【0283】

実施例 5 の内視鏡対物光学系では、最大像高と画角は、実施例 1 の内視鏡対物光学系と同一である。また、実施例 5 の平凹負レンズ L1 は、実施例 1 の平凹負レンズ L1 と同一である。2つのレンズの素材の組合せも、実施例 1 と同一である。

【0284】

実施例 1 の内視鏡対物光学系との相違点は、第 2 レンズの形状である。実施例 5 では、第 2 レンズの形状を、平凸形状から両凸形状に変更している。この変更により、軸上色収差、球面収差及びコマ収差を改善している。

【0285】

両凸正レンズ L2 では、外径が 0.52 mm になっている。このように、外径は、実施例 1 の平凸正レンズ L2 と同じである。また、両凸正レンズ L2 の素材も、実施例 1 と同じである。ただし、両凸正レンズ L2 の形状が、実施例 5 と実施例 1 とで異なる。

30

【0286】

実施例 5 の両凸正レンズ L2 では、像側面が像側に凸の面になっているだけでなく、物体側面が物体側に凸の面になっている。また、物体側面は球面で、像側面は非球面になっている。

【0287】

両凸正レンズ L2 については、ガラスモールドでの製造を想定している。

【0288】

明るさ絞り AS は薄板なので、単独での保持は避けた方が良い。実施例 5 の両凸正レンズ L2 では、物体側面にフランジが形成されている。フランジは、物体側面の有効径よりも外側に形成されている。フランジは、光軸と直交する平面部を有している。この平面部に明るさ絞り AS を当て付けることで、明るさ絞り AS を両凸正レンズ L2 で保持することができる。

40

【0289】

また、フランジに明るさ絞り AS を当て付けたときに、明るさ絞り AS と物体側面とが接触してはならない。そのためには、明るさ絞り AS と物体側面との間に隙間を設ける必要がある。両凸正レンズ L2 では、物体側面の面頂よりも物体側に明るさ絞り AS が位置するようにしている。

【0290】

50

両凸正レンズL2の外周側にフランジを形成すれば、平凸正レンズの場合と同様に、明るさ絞りASをフランジに当て付けるだけの簡素な組立で、安定したレンズ姿勢が確保できる。

【0291】

物体側面にフランジがない場合、光学品質、もしくは、製造性とコストが悪化する。例えば、中心付近の凸面を明るさ絞りASの開口部に当て付ける場合は、両凸正レンズL2のティルトが発生し易くなる。両凸正レンズL2のティルトが発生すると、光学品質が低下する。また、明るさ絞りASとの間にスペーサを別部品として挟む構造では、極小なスペーサの追加に伴い、組立性とコストが悪化する。

【0292】

両凸正レンズL2の外周側にフランジを形成すれば、両凸正レンズL2の縁肉を確保した状態で中肉厚を薄くできる。レンズ形状を両凸形状にすることによる効果と併せて、光学系の全長を短縮できる。

【0293】

実施例5の両凸正レンズL2では、実施例1の平凸正レンズL2とほぼ同等の0.31mmの縁肉の厚みを確保しつつ、中肉厚は実施例1より0.05mm薄い0.4mmになっている。

【0294】

レンズ形状を両凸形状にすることにより、像側面の屈折力の一部を、物体側面に負担させることができる。また、両凸正レンズL2の主点を、像側面よりも物体側に位置させることができる。その結果、バックフォーカスを必要以上に長くしなくても良い設計が可能となる。

【0295】

以上の作用により、実施例5の内視鏡対物光学系では、実施例1における光学系の全長が1.969mmであるのに対して、光学系の全長が1.816mmに短縮されている。

【0296】

両凸正レンズL2では、像側面は、周辺で曲率が小さくなる形状の非球面である。非球面の軸上における曲率半径は0.3096mmである。

【0297】

両凸正レンズL2では、非球面の軸上における曲率が、実施例1よりも小さい。両凸正レンズL2の屈折力を、物体側面と像側面とで分担することで、像側面の屈折力を小さくすることができる。像側面の曲率が小さくなることで、像側面の成形に使用するガラスモールド用金型の加工性を改善できる。

【0298】

実施例5の内視鏡対物光学系では、両凸正レンズL2と光学平板OPとの間の空気間隔は0.156mmである。この間隔は、実施例1における間隔よりも短い。ただし、0.1mm以上の間隔が確保できているので、ピント調整に必要な間隔は十分に確保されている。

【0299】

軸上色収差の改善について説明する。実施例5におけるVLCAの値と、比較例1～5におけるVLCAの値を、以下に示す。

VLCA

実施例	5	- 5.1%
比較例	1	- 11.9%
比較例	2	- 11.0%
比較例	3	- 12.1%
比較例	4	- 11.0%
比較例	5	- 10.8%

【0300】

実施例5におけるVLCAの値は、比較例1～5におけるVLCAの値よりも小さくなってい

10

20

30

40

50

る。よって、実施例 5 における軸上色収差は、比較例 1 ~ 5 よりも改善されている。

【0301】

実施例 5 における VLCA の値は - 5 . 1 % で、実施例 1 における VLCA の値は - 6 . 6 % である。絶対値で比較すると、実施例 5 における VLCA の値は、実施例 1 における VLCA の値よりも小さくなっている。

【0302】

このように、実施例 5 では、軸上色収差は、実施例 1 に比べて改善している。改善の理由は、レンズ形状を両凸形状にすることより、両凸正レンズ L 2 の焦点距離を短縮できたことである。

【0303】

実施例 5 では両凸正レンズ L 2 の焦点距離は 0 . 3 7 9 mm で、実施例 1 では平凸正レンズ L 2 の焦点距離は 0 . 4 0 1 mm である。軸上色収差は焦点距離に比例して改善される傾向がある。そのため、レンズの素材が同一でも、焦点距離を短くできれば軸上色収差を改善できる。

【0304】

球面収差の改善について説明する。球面収差の評価には、球面収差評価値 VSA を用いる。球面収差評価値 VSA は、以下の式で表わされる。

$$VSA = SAd / f$$

ここで、

SAd は、マージナル光線の d 線における球面収差量、

f は、内視鏡対物光学系の焦点距離、

である。

【0305】

VSA の絶対値が小さいほど、球面収差が小さくなる。よって、VSA の絶対値は、小さいことが望ましい。

【0306】

実施例 5 における VSA の値と、実施例 1 における VSA の値を、以下に示す。

VSA

実施例 5 - 10 . 2 %

実施例 1 - 25 . 6 %

【0307】

実施例 5 における VSA の値は - 10 . 2 % で、実施例 1 における VSA の値は - 25 . 6 % である。絶対値で比較すると、実施例 5 における VSA の値は、実施例 1 における VSA の値よりも格段に小さくなっている。

【0308】

このように、実施例 5 では、球面収差は、実施例 1 に比べて改善している。改善の理由は、レンズの形状を両凸形状にすることにより、両凸正レンズ L 2 の屈折力が 2 つのレンズ面に分散されたことである。

【0309】

コマ収差の改善について説明する。コマ収差の評価には、コマ収差評価値 VCMA を用いる。コマ収差評価値 VCMA は、以下の式で表わされる。

$$VCMA = CMA / f$$

ここで、

CMA は、所定の 2 点の光軸方向における間隔、

f は、内視鏡対物光学系の焦点距離、

所定の 2 点は、主光線と上側従属光線との交点と、主光線と下側従属光線との交点、である。

【0310】

VCMA の絶対値が小さいほど、コマ収差が小さくなる。よって、VCMA の絶対値が小さいことが望ましい。

10

20

30

40

50

## 【0311】

実施例5におけるVCMAの値と、実施例1におけるVCMAの値を、以下に示す。

VCMA

実施例 5 - 33.8%

実施例 1 - 59.4%

## 【0312】

実施例5におけるVCMAの値は-33.8%で、実施例1におけるVCMAの値は-59.4%である。絶対値で比較すると、実施例5におけるVCMAの値は、実施例1におけるVCMAの値よりも格段に小さくなっている。

## 【0313】

このように、実施例5では、コマ収差は、実施例1に比べて改善している。改善の理由は、球面収差と同様に、レンズの形状を両凸形状にすることにより、両凸正レンズL2の屈折力が2つのレンズ面に分散されたことである。

## 【0314】

(実施例6)

実施例6に係る内視鏡対物光学系について説明する。実施例6の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、物体側に平面を向けた平凹負レンズL1と、明るさ絞りASと、両凸正レンズL2と、からなる。明るさ絞りASは、両凸正レンズL2の物体側に位置している。平凹負レンズL1は第1レンズ、両凸正レンズL2は第2レンズである。

## 【0315】

実施例6の内視鏡対物光学系の光学仕様は、最大像高0.242mm、画角116.8°、焦点距離0.262mm、Fno3.511である。この光学仕様は、主に極細の気管支内視鏡を想定した仕様である。

## 【0316】

実施例6の内視鏡対物光学系では、最大像高と画角は、実施例5の内視鏡対物光学系と同一である。また、実施例6の平凹負レンズL1は、実施例5の平凹負レンズL1と同一である。2つのレンズの素材の組合せも、実施例5と同一である。

## 【0317】

実施例5の内視鏡対物光学系との相違点は、第2レンズに用いる非球面の数である。実施例6では、第2レンズの両面に非球面を用いている。この変更により、球面収差とコマ収差を更に改善している。

## 【0318】

両凸正レンズL2では、外径が0.52mmで、中肉厚が0.4mmで、縁肉の厚みが0.31mmで、光学系の全長が1.816mmになっている。このように、外径、中肉厚縁肉の厚み及び光学系の全長は、実施例5の両凸正レンズL2と同じである。また、両凸正レンズL2の素材も、実施例5の両凸正レンズL2と同じである。ただし、非球面の数が、実施例6と実施例5とで異なる。

## 【0319】

実施例6の両凸正レンズL2では、像側面が非球面になっているだけでなく、物体側面も非球面になっている。

## 【0320】

両凸正レンズL2については、ガラスモールドでの製造を想定している。また、実施例5の両凸正レンズL2と同様に、物体側面の外周側にフランジが形成されている。

## 【0321】

両凸正レンズL2では、像側面も物体側面も、共に、周辺で曲率が小さくなる形状の非球面である。像側面の非球面は、主に非点収差の補正に寄与している。そのため、像側面を非球面にするだけでは、球面収差とコマ収差が多少残存する。

## 【0322】

両凸正レンズL2では、物体側面を物体側に凸の面とし、更に非球面にすることで、補正の自由度を増やしている。このようにすることで、残存する球面収差とコマ収差を良好

10

20

30

40

50

に補正することができる。

【0323】

物体側面は、明るさ絞りの近傍に位置している。そのため、物体側面を非球面にすることは、非点収差にほとんど悪影響を与えない。よって、物体側面の非球面は、非点収差を悪化させずに球面収差とコマ収差を補正することに寄与する。

【0324】

球面収差の改善について説明する。実施例6におけるVSAの値と、実施例5におけるVSAの値を、以下に示す。

	VSA
実施例 6	0.0%
実施例 5	-10.2%

10

【0325】

実施例6におけるVSAの値は0%で、実施例5におけるVSAの値は-10.2%である。実施例6では、球面収差を完全に補正できている。

【0326】

コマ収差の改善について説明する。実施例6におけるVCMAの値と、実施例5におけるVCMAの値を、以下に示す。

	VCMA
実施例 6	-14.7%
実施例 5	-33.8%

20

【0327】

実施例6におけるVCMAの値は-14.7%で、実施例5におけるVCMAの値は-33.8%である。絶対値で比較すると、実施例6におけるVCMAの値は、実施例5におけるVCMAの値より格段に小さい。

【0328】

このように、実施例6では、コマ収差は、実施例5に比べて改善している。改善の理由は、物体側面を非球面にしたことである。

【0329】

軸上色収差は、物体側面を非球面にしたことによる影響を受けない。実施例6におけるVLCAの値は-5.1%である。これは、実施例5におけるVLCAの値と同一である。

30

【0330】

(実施例7)

実施例7に係る内視鏡対物光学系について説明する。実施例7の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、物体側に平面を向けた平凹負レンズL1と、明るさ絞りASと、像側に凸面を向けた正メニスカスレンズL2と、からなる。明るさ絞りASは、正メニスカスレンズL2の物体側に位置している。平凹負レンズL1は第1レンズ、正メニスカスレンズL2は第2レンズである。

【0331】

実施例7の内視鏡対物光学系の光学仕様は、最大像高0.242mm、画角116.8°、焦点距離0.264mm、Fno3.533である。この光学仕様は、主に極細の気管支内視鏡を想定した仕様である。

40

【0332】

実施例7の内視鏡対物光学系では、最大像高と画角は、実施例5の内視鏡対物光学系と同一である。また、実施例7の平凹負レンズL1は、実施例5の平凹負レンズL1と同一である。

【0333】

実施例5の内視鏡対物光学系との相違点は、第2レンズの形状と、第2レンズに用いる非球面の数である。実施例7では、第2レンズの形状を両凸形状からメニスカス形状に変更すると共に、第2レンズの両面に非球面を用いている。この変更により、球面収差とコマ収差を、更に改善している。

50

## 【0334】

正メニスカスレンズL2では、外径が0.52mmになっている。このように、外径は、実施例1の平凸正レンズL2と同じである。また、実施例1の平凸レンズL2とほぼ同等の0.31mmの縁肉の厚みを確保しつつ、中肉厚は実施例1より0.02mm薄い0.43mmになっている。ただし、レンズの形状が、実施例7と実施例1とで異なる。

## 【0335】

実施例7の正メニスカスレンズL2では、物体側面に非球面が用いられている。近軸的には物体側面は平面であるが、非球面を考慮すると、物体側面は物体側に凹の面になる。像側面は像側に凸の面なので、実施例7では、第2レンズは、像側に凸面を向けたメニスカスレンズと見なすことができる。

10

## 【0336】

正メニスカスレンズL2については、ガラスモールドでの製造を想定している。

## 【0337】

正メニスカスレンズL2の物体側面の外周側には、平面部が形成されている。この平面部は、明るさ絞りASを突き当てるために設けられている、機能的には実施例5のフランジや実施例6のフランジと同じである。

## 【0338】

ただし、実施例5のフランジや実施例6のフランジは、凸面から突出するように形成されている。そのため、凸面とフランジとの境界部で段差が生じる。これに対して、実施例7では、フランジとなる平面部は、物体側凹面の延長上にある。フランジとなる平面部と物体側凹面との境界では、ほぼ段差が生じない。

20

## 【0339】

ガラスモールド用金型の加工性やガラス変形量の観点では、金型面における段差は少ないことが望ましい。実施例5や実施例6と比べると、実施例7の物体側面の形状の方が、ガラスモールドに適している。

## 【0340】

正メニスカスレンズL2では、像側面は、周辺で曲率が小さくなる形状の非球面である。像側面の非球面は、主に非点収差の補正に寄与している。そのため、像側面を非球面にするだけでは、球面収差とコマ収差が多少残存する。

## 【0341】

正メニスカスレンズL2の物体側面を非球面にすることで、補正の自由度を増やすことができる。物体側面は、4次の非球面係数のみで表わされる非球面にすると共に、周辺側に負の屈折力を持たせることが好ましい。この場合、物体側面の形状は凹面になるが、中心曲率はゼロなので、近軸の屈折力はゼロである。

30

## 【0342】

物体側面を、4次の非球面係数のみで表わされる非球面にすることで、物体側面に負の屈折力作用を持たせることができる。この負の屈折力作用により、正メニスカスレンズL2において、補正過剰となる傾向の球面収差とコマ収差とを発生させることができる。

## 【0343】

残存する球面収差とコマ収差では、各収差が補正不足の傾向になっている。物体側面の非球面によって、残存する球面収差とコマ収差を補正することができる。

40

## 【0344】

物体側面は、明るさ絞りの近傍に位置している。そのため、物体側面を非球面にすることは、非点収差にほとんど悪影響を与えない。よって、物体側面の非球面は、非点収差を悪化させずに球面収差とコマ収差を補正することに寄与する。

## 【0345】

球面収差の改善について説明する。実施例7におけるVSAの値と、実施例5におけるVSAの値を、以下に示す。

	VSA
実施例 7	0.0%

50

実施例 5 - 10.2%

【0346】

実施例7におけるVSAの値は0%で、実施例5におけるVSAの値は-10.2%である。実施例7では、球面収差を完全に補正できている。

【0347】

コマ収差の改善について説明する。実施例7におけるVCMAの値と、実施例5におけるVCMAの値を、以下に示す。

VCMA

実施例 7 - 19.2%

実施例 5 - 33.8%

10

【0348】

実施例7におけるVCMAの値は-19.2%で、実施例5におけるVCMAの値は-33.8%である。絶対値で比較すると、実施例7におけるVCMAの値は、実施例5におけるVCMAの値より小さい。

【0349】

このように、実施例7では、コマ収差は、実施例5に比べて改善している。改善の理由は、物体側面を非球面にしたことである。

【0350】

軸上色収差は、物体側面を非球面にしたことによる影響を受けない。実施例7におけるVLCAの値は-6.7%である。これは、実施例1におけるVLCAの値とほぼ同じで、実施例5におけるVLCAの値より少し劣る。

20

【0351】

(実施例8)

実施例8に係る内視鏡対物光学系について説明する。実施例8の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、物体側に平面を向けた平凹負レンズL1と、明るさ絞りASと、両凸正レンズL2と、からなる。明るさ絞りASは、両凸正レンズL2の物体側に位置している。平凹負レンズL1は第1レンズ、両凸正レンズL2は第2レンズである。

【0352】

実施例8の内視鏡対物光学系の光学仕様は、最大像高0.242mm、画角90°、焦点距離0.322mm、Fno4.092である。この光学仕様は、主に極細の腎盂尿管内視鏡を想定した仕様である。

30

【0353】

実施例8の内視鏡対物光学系では、最大像高は、実施例5の内視鏡対物光学系と同一である。また、実施例8の平凹負レンズL1は、実施例5の平凹負レンズL1と同一である。2つのレンズの素材の組合せも、実施例5と同一である。

【0354】

実施例5の内視鏡対物光学系との主な相違点は、画角である。実施例8の内視鏡対物光学系では、実施例5の内視鏡対物光学系をベースにして、画角を90°に狭めている。

【0355】

平凹負レンズL1では、外径が0.8mmになっている。実施例8の内視鏡対物光学系では、実施例5の内視鏡対物光学系よりも画角が狭い。この場合、平凹負レンズL1に入射する光線高が低くなる。そのため、実施例8では、平凹負レンズL1の外径を、実施例5に比べて小さくすることができる。

40

【0356】

実施例8では、フィルタ平板FPの厚みが0.45mmになっている。実施例5よりも、フィルタ平板FPの厚みが増加している。このようにすることで、レーザーによる処置への対応力を高めることができる。

【0357】

腎盂尿管内視鏡では、結石や腫瘍に対してレーザーによる処置が、高い頻度で行われる。レーザーによる処置では、近赤外光が使用される。この場合、フィルタ平板FPには、

50

近赤外光を吸収する色補正フィルタが用いられる。

【0358】

吸収型フィルタは、厚みが増すほど吸収率が高くなる。フィルタ平板FPの厚みを増やすことで、イメージャに入射するレーザー光の光強度を小さくすることができる。その結果、画像飽和の発生に対するリスクをさらに低減できる。

【0359】

両凸正レンズL2では、外径が0.52mmで、物体側面が球面で、像側面が非球面になっている。このように、外径、物体側面の形状及び像側面の形状は、実施例5の両凸正レンズL2と同じである。また、物体側面の外周側にフランジを有する点も、実施例5と同じである。

10

【0360】

実施例8の両凸正レンズL2では、実施例5の両凸正レンズL2とほぼ同等の0.3mmの縁肉の厚みを確保しつつ、中肉厚は実施例5より0.04mm薄く0.36mmになっている。

【0361】

縁肉の厚みに対して中肉厚を薄く出来た理由は、画角が狭いことである。画角が狭くなったことで、両凸正レンズL2の各面における屈折力を小さくすることができる。この場合、各面の曲率半径が大きくなるので、面間隔を小さくすることができる。

【0362】

実施例8の内視鏡対物光学系では、実施例5における光学系の全長が1.816mmであるのに対し、光学系の全長が2.132mmに伸びている。ただし、実施例8における光学系の全長は、絶対的には十分短い。

20

【0363】

物体側面の軸上の曲率半径と、像側面の軸上の曲率半径は、共に実施例5よりも絶対値が大きい。そのため、ガラスモールド用金型の加工性に関しては、問題とはならない。

【0364】

実施例8の内視鏡対物光学系では、両凸正レンズL2と光学平板OPとの間の空気間隔は0.362mmである。よって、ピント調整に必要な間隔が、十分に確保されている。

【0365】

軸上色収差の改善について説明する。実施例8におけるVLCAの値、実施例5におけるVLCAの値及び比較例1～5におけるVLCAの値を、以下に示す。

30

VLCA

実施例	8	- 6.6%
実施例	5	- 5.1%
比較例	1	- 11.9%
比較例	2	- 11.0%
比較例	3	- 12.1%
比較例	4	- 11.0%
比較例	5	- 10.8%

【0366】

実施例8におけるVLCAの値は、比較例1～5におけるVLCAの値よりも小さくなっている。よって、実施例8における軸上色収差は、比較例1～5よりも改善されている。

40

【0367】

実施例8におけるVLCAの値は-6.6%で、実施例5におけるVLCAの値は-5.1%ある。絶対値で比較すると、実施例8におけるVLCAの値は、実施例5におけるVLCAの値よりも大きくなっている。

【0368】

このように、実施例8では、軸上色収差は、実施例5に比べて少し悪化している。悪化の理由は、画角を狭くしたことにより、両凸正レンズL2の焦点距離が長くなったことである。両凸正レンズL2の焦点距離は、実施例8で0.454mm、実施例5で0.37

50

9 mmである。

【0369】

(実施例9)

実施例9に係る内視鏡対物光学系について説明する。実施例9の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、物体側に平面を向けた平凹負レンズL1と、明るさ絞りASと、両凸正レンズL2と、からなる。明るさ絞りASは、両凸正レンズL2の物体側に位置している。平凹負レンズL1は第1レンズ、両凸正レンズL2は第2レンズである。

【0370】

実施例9の内視鏡対物光学系の光学仕様は、最大像高0.198 mm、画角116.8°、焦点距離0.212 mm、Fno3.279である。この光学仕様は、主に極細の気管支内視鏡を想定した仕様である。

10

【0371】

実施例9の内視鏡対物光学系では、画角は実施例5の内視鏡対物光学系と同一である。2つのレンズの素材の組合せも、実施例5と同一である。

【0372】

実施例5の内視鏡対物光学系との主な相違点は、最大像高である。実施例9の内視鏡対物光学系では、実施例5の内視鏡対物光学系をベースにして、最大像高を0.82倍縮小し、光学系を細径化している。

【0373】

平凹負レンズL1では、外径が0.76 mmになっている。これは、実施例5の平凹負レンズL1の外径よりも0.1 mm小さい。最大像高が低くなったことで、平凹負レンズL1における光線の高さが下がる。そのため、外径が小さくなっている。

20

【0374】

平凹負レンズL1では、中肉厚、凹面深さ及び曲率半径は、実施例5と比較して、縮小されている。

【0375】

フィルタ平板FPの厚みは、0.25 mmである。フィルタ平板FPの厚みは、実施例5に比べて薄くなっている。これにより、平凹負レンズL1における光線の高さを下げている。フィルタ平板FPの厚みが薄くなると、イメージャに入射するレーザー光の光強度が大きくなる。しかしながら、素材の濃度を高めることで、イメージャに入射するレーザー光の光強度を小さくすることができる。その結果、画像飽和の発生に対するリスクを低減できる。

30

【0376】

両凸正レンズL2では、外径が0.45 mmで、縁肉の厚みが0.31 mmで、物体側面が球面で、像側面が非球面になっている。このように、外径、縁肉の厚み、物体側面の形状及び像側面の形状は、実施例5の両凸正レンズL2と同じである。また、物体側面の外周側にフランジを有する点も、実施例5と同じである。ただし、最大像高が、実施例9と実施例5とで異なる。

【0377】

両凸正レンズL2では、中肉厚は0.39 mmである。これは、実施例5とほぼ同等の厚みである。

40

【0378】

実施例9の内視鏡対物光学系では、実施例5における光学系の全長が1.816 mmであるのに対して、光学系の全長が1.6 mmに短縮されている。

【0379】

実施例9の内視鏡対物光学系では、両凸正レンズL2と光学平板OPとの間の空気間隔は0.1 mmである。よって、ピント調整に必要な間隔が、最低限確保されている。

【0380】

軸上色収差の改善について説明する。実施例9におけるVLCAの値、実施例5におけるVLCAの値及び比較例1~5におけるVLCAの値を、以下に示す。

50

## VLCA

実施例	9	- 5 . 1 %
実施例	5	- 5 . 1 %
比較例	1	- 1 1 . 9 %
比較例	2	- 1 1 . 0 %
比較例	3	- 1 2 . 1 %
比較例	4	- 1 1 . 0 %
比較例	5	- 1 0 . 8 %

## 【0381】

実施例 9 における VLCA の値は、比較例 1 ~ 5 における VLCA の値よりも小さくなっている。よって、実施例 9 における軸上色収差は、比較例 1 ~ 5 よりも改善されている。

10

## 【0382】

実施例 9 における VLCA の値は - 5 . 1 % で、実施例 5 における VLCA の値と同一である。

## 【0383】

(実施例 10)

実施例 10 に係る内視鏡対物光学系について説明する。実施例 10 の内視鏡対物光学系は、物体側から順に、物体側に平面を向けた平凹負レンズ L1 と、明るさ絞り AS と、両凸正レンズ L2 と、からなる。明るさ絞り AS は、両凸正レンズ L2 の物体側に位置している。平凹負レンズ L1 は第 1 レンズ、両凸正レンズ L2 は第 2 レンズである。

20

## 【0384】

実施例 10 の内視鏡対物光学系の光学仕様は、最大像高 0 . 1 9 8 mm、画角 9 0 °、焦点距離 0 . 2 6 5 mm、F n o 3 . 7 8 9 である。この光学仕様は、主に極細の腎盂尿管内視鏡を想定した仕様である。

## 【0385】

実施例 10 の内視鏡対物光学系では、画角は実施例 8 の内視鏡対物光学系と同一である。2 つのレンズの素材の組合せも、実施例 8 と同一である。

## 【0386】

実施例 8 の内視鏡対物光学系との主な相違点は、最大像高である。実施例 10 の内視鏡対物光学系では、実施例 8 の内視鏡対物光学系をベースにして、最大像高を 0 . 8 2 倍縮小し、光学系を更に細径化している。実施例 10 における最大像高は、実施例 9 における最大像高と同一である。

30

## 【0387】

平凹負レンズ L1 では、外径が 0 . 6 8 mm になっている。これは、実施例 8 の平凹負レンズ L1 の外径よりも 0 . 1 2 mm 小さい。最大像高が低くなったことで、平凹負レンズ L1 における光線の高さが下がる。そのため、外径が小さくなっている。

## 【0388】

平凹負レンズ L1 では、中肉厚、凹面深さ及び曲率半径は、実施例 8 と比較して、縮小されている。

## 【0389】

フィルタ平板 FP の厚みは、0 . 2 5 mm である。フィルタ平板 FP の厚みは、実施例 8 に比べて薄くなっている。これにより、平凹負レンズ L1 における光線の高さを下げている。フィルタ平板 FP の厚みが薄くなると、イメージャに入射するレーザー光の光強度が大きくなる。しかしながら、素材の濃度を高めることで、イメージャに入射するレーザー光の光強度を小さくすることができる。その結果、画像飽和の発生に対するリスクを低減できる。

40

## 【0390】

両凸正レンズ L2 では、物体側面が球面で、像側面が非球面になっている。このように、物体側面の形状及び像側面の形状は、実施例 8 の両凸正レンズ L2 と同じである。また、物体側凸面の外周側にフランジを有する点も、実施例 8 と同じである。ただし、実施例

50

10では、外径が0.45mmになっている。これは、実施例8における両凸正レンズL2の外形よりも縮小している。

【0391】

実施例10の両凸正レンズL2では、実施例5の両凸正レンズL2とほぼ同等の0.3mmの縁肉の厚みを確保しつつ、中肉厚も実施例5の両凸正レンズL2とほぼ同等の0.37mmになっている。

【0392】

実施例10の内視鏡対物光学系では、実施例8における光学系の全長が2.132mmあるのに対し、光学系の全長が1.685mmに短縮されている。

【0393】

実施例10の内視鏡対物光学系では、両凸正レンズL2と光学平板OPとの間の空気間隔は0.205mmである。よって、ピント調整に必要な間隔が、十分に確保されている。

【0394】

軸上色収差の改善について説明する。実施例10におけるVLCAの値、実施例8におけるVLCAの値及び比較例1～5におけるVLCAの値を、以下に示す。

VLCA

実施例10	- 5.5%
実施例8	- 6.5%
比較例1	- 11.9%
比較例2	- 11.0%
比較例3	- 12.1%
比較例4	- 11.0%
比較例5	- 10.8%

【0395】

実施例10におけるVLCAの値は、比較例1～5におけるVLCAの値よりも小さくなっている。よって、実施例10における軸上色収差は、比較例1～5よりも改善されている。

【0396】

実施例10におけるVLCAの値は-5.5%で、実施例8におけるVLCAの値は-6.5%である。絶対値で比較すると、実施例10におけるVLCAの値は、実施例8におけるVLCAの値よりも小さくなっている。

【0397】

このように、実施例10では、軸上色収差は、実施例8に比べてさらに改善している。

【0398】

以上の各実施例に示すように、本実施形態の内視鏡対物光学系によれば、様々な画角や像高に対応可能で、極細ビデオスコープに実装可能な内視鏡対物光学系を実現できる。

【0399】

ただし、本実施形態の内視鏡対物光学系では、倍率色収差が少なからず残存する。残存する倍率色収差については、電氣的に補正する。倍率色収差の電氣的な補正は、内視鏡システムで行う。そのために、本実施形態の内視鏡システムは、画像処理装置を有する。倍率色収差の電氣的な補正について説明する。

【0400】

実施例1の内視鏡対物光学系乃至実施例7の内視鏡対物光学系は、同一の最大像高と画角を有する。7つの実施例において、倍率色収差以外の収差が最も良好に補正されている実施例は実施例6である。よって、以下では、実施例6を代表例に用いて、倍率色収差の電氣的な補正について説明する。ただし、倍率色収差の電氣的な補正は、実施例6に限定されない。倍率色収差の電氣的な補正は、全ての実施例に対して適用可能である。

【0401】

実施例6は、単色で発生する収差、すなわち、球面収差、非点収差及びコマ収差が良好に補正されている。更に、軸上色収差の発生も低減できている。点像強度分布に影響しな

10

20

30

40

50

いディストーションを除けば、画像のコントラストを低下させる収差は、倍率色収差のみである。

【0402】

倍率色収差の評価には、倍率色収差評価値 V C A M B 1、V C A M B 2、V C A M Rを用いる。軸上色収差評価値 V C A M B、V C A M Rは、各々、以下の式で表わされる。

$$V C A M B 1 = C A M B 1 G / I H \max$$

$$V C A M B 2 = C A M B 2 G / I H \max$$

$$V C A M R = C A M R G / I H \max$$

ここで、

C A M B 1 Gは、Gバンドを基準としたときのBバンド1における倍率色収差量、

C A M B 2 Gは、Gバンドを基準としたときのBバンド2における倍率色収差量、

C A M R Gは、Gバンドを基準としたときのRバンドにおける倍率色収差量、

I H maxは、最大像高、

である。

【0403】

倍率色収差量は、像面内半径方向における量とする。白色光観察時の倍率色収差の評価では、BバンドとしてBバンド1が用いられ、更に、GバンドとRバンドが用いられる。Bバンド1の代表波長を460nm、Gバンドの代表波長を540nm、Rバンドの代表波長を620nmとする。さらに、基準波長はGバンドの540nmとする。

【0404】

狭帯域光観察時の倍率色収差の評価では、BバンドとしてBバンド2が用いられ、更に、Gバンドが用いられる。Bバンド2の代表波長を415nm、Gバンドの代表波長を540nmとする。さらに、基準波長はGバンドの540nmとする。

【0405】

図12に、実施例6の内視鏡対物光学系の倍率色収差図を示す。図12に示す収差図では、基準波長を540nmとしている。415nmにおける倍率色収差量、460nmにおける倍率色収差量及び620nmにおける倍率色収差量は、共に像高に対してほぼ線形になっている。

【0406】

実施例6におけるV C A M B 1の値、V C A M B 2の値及びV C A M Rの値を、以下に示す。

	V C A M B 1	V C A M B 2	V C A M R
実施例6	- 1 . 3 5 %	- 2 . 6 %	+ 0 . 8 1 %

【0407】

上記の数値は、最大像高に対応する主光線と像面との交点の位置が、Bバンド1、Bバンド2、Gバンド及びRバンドの各々で異なることを表している。Bバンド1の主光線に関する交点をP B 1、Bバンド2の主光線に関する交点をP B 2、Gバンドの主光線に関する交点をP G、Rバンドの主光線に関する交点をP Rとする。

【0408】

V C A M B 1 = - 1 . 3 5 %は、交点P B 1の位置が交点P Gの位置よりも光軸に近く、且つ、交点P B 1と交点P Gとの間隔が、最大像高の1 . 3 5 %であることを表している。V C A M B 2 = - 2 . 6 %は、交点P B 2の位置が交点P Gの位置よりも光軸に近く、且つ、交点P B 2と交点P Gとの間隔が、最大像高の2 . 6 %であることを表している。V C A M R = + 0 . 8 1 %は、交点P Rの位置が交点P Gの位置よりも光軸から遠く、且つ、交点P Rと交点P Gとの間隔が、最大像高の0 . 8 1 %であることを表している。

【0409】

倍率色収差が発生している光学系では、主光線と像面との交点の位置が各バンドで異なる。交点の位置の違いは、半径方向に生じる光学像の位置ずれを表している。

【0410】

白色光観察時の補正について説明する。白色光観察では、Bバンド1、Gバンド及びRバンドが用いられ、Bバンド2は用いられない。よって、代表波長は、460nm、54

10

20

30

40

50

0 nm及び620 nmで、基準波長は540 nmである。

【0411】

白色光観察における画像の取得は、Rバンド、Gバンド及びBバンド1の各々で行われる。各バンドで取得された画像は、各々異なるフレームメモリーに記憶される。

【0412】

倍率色収差の電氣的な補正では、例えば、Bバンド1の画像とRバンドの画像に対して補正が行われる。

【0413】

Bバンド1の光学像の最大像高は、Gバンドの光学像の最大像高よりも、1.35%小さい。よって、補正倍率は、 $1 / (1 - 0.0135) = 1.014$ となる。Bバンド1のフレームメモリーから、Bバンド1の画像を読み出す。読み出した画像に対して、1.014倍の電子拡大を行う。このようにすることで、Bバンド1の画像の最大像高をGバンドの画像の最大像高と一致させることができる。

10

【0414】

Rバンドの光学像の最大像高は、Gバンドの光学像の最大像高よりも、0.81%大きい。よって、補正倍率は、 $1 / (1 + 0.0081) = 0.992$ となる。Rバンドのフレームメモリーから、Rバンドの画像を読み出す。読み出した画像に対して、0.992倍の電子拡大を行う。このようにすることで、Rバンドの画像の最大像高をGバンドの画像の最大像高と一致させることができる。

【0415】

電子拡大後のRバンドの画像、Gバンドの画像及び電子拡大後のBバンド1の画像を重ね合わせることで、倍率色収差が補正された白色光観察画像が得られる。

20

【0416】

次に、狭帯域光観察時の補正について説明する。狭帯域光観察では、Bバンド2とGバンドが用いられ、Bバンド1やRバンドは用いられない。よって、代表波長は、415 nmと540 nmで、基準波長は540 nmである。

【0417】

狭帯域光観察における画像の取得は、GバンドとBバンド2とで行われる。各バンドで取得された画像は、各々異なるフレームメモリーに記憶される。フレームメモリーでは、光学像の位置ずれが座標ずれとして記憶される。

30

【0418】

倍率色収差の電氣的な補正では、例えば、Bバンド2の画像に対して補正が行われる。

【0419】

Bバンド2の光学像の最大像高は、Gバンドの光学像の最大像高よりも、2.6%小さい。よって、補正倍率は、 $1 / (1 - 0.026) = 1.027$ となる。Bバンド2のフレームメモリーから、Bバンド2の画像を読み出す。読み出した画像に対して、1.027倍の電子拡大を行う。このようにすることで、Bバンド2の画像の最大像高をGバンドの画像の最大像高と一致させることができる。

【0420】

Gバンドの画像と電子拡大後のBバンド2の画像を重ね合わせることで、倍率色収差が補正された狭帯域光観察画像が得られる。

40

【0421】

以上説明した補正方法は、各バンドにおける代表波長の倍率色収差量のみで補正を行う方法である。この方法では、各バンドにおける代表波長の数は1である。そのため、この方法は、単純な補正方法である。

【0422】

本実施形態の内視鏡対物光学系は、倍率色収差が像高に対してほぼ線形に発生する光学系で、且つ、倍率色収差評価値の大きい光学系である。このような光学系では、単純な補正方法も十分効果的である。

【0423】

50

補正精度を向上させるには、各バンドにおける代表波長の数を複数にする方法がある。この方法では、ある一つのバンド内に複数の代表波長を定め、それらの代表波長に対して、撮像素子の分光感度と光学系の分光透過率に基づくウェイト付けを行う。複数の代表波長の倍率色収差を求め、ウェイト付けによる加重平均を求め、そのバンドの倍率色収差量とする。算出した倍率色収差量に基づいて補正を行う。

**【0424】**

また、各バンドにおける代表波長の点像強度分布から、その重心位置を求める方法がある。代表波長の数を複数にする方法と点像強度分布の重心を求める方法とを、組合せても良い。

**【0425】**

いずれの方法でも、内視鏡対物光学系の設計データに基づいて、倍率色収差の補正倍率を定めるようにすれば良い。倍率色収差の補正倍率は、倍率補正データとして、内視鏡の記憶部に格納される。

**【0426】**

倍率色収差量が像高に対してほぼ線形の場合、線形の倍率色収差補正を行うことができる。線形補正のメリットとしては、補正データの量が極めて少ないことが挙げられる。白色光観察では、3バンド分の光学像倍率の値、又は、光学像倍率の逆数の値を保持すれば良い。光学像倍率の逆数は、補正倍率そのものである。

**【0427】**

倍率色収差量が像高に対して非線形の場合、非線形の倍率色収差補正を行わなければならない。非線形補正では、処理速度を速めるため、補正処理時に非線形演算を避ける必要がある。このため、像高ゼロから最大像高までの間を多分割し、配列構造の所謂lookupテーブルを事前に作成しておき、補正処理時は単純に配列からデータを読み出すこととし、非線形演算を回避する。そのため、線形補正に比べて、補正データの量が非常に多くなる。

**【0428】**

内視鏡では、白色光観察以外にも、様々な観察方法が用いられる。これらの観察方法についても、必要に応じて、倍率色収差の電氣的な補正が行われる。そのため、観察方法ごとに、補正データが必要になる。よって、補正データの量は、観察方法の数に比例する。

**【0429】**

バンドの数は観察方法によって変わるので、補正データの量も観察方法で変わる。1つの観察で用いられるバンドの数は、多くても3つである。観察方法の数に応じてバンドの数が数倍になったとしても、線形補正では補正データの量がもともと少ないので、補正データの総量は、非線形補正に比べて格段に少ない。

**【0430】**

本実施形態の内視鏡で倍率色収差を電氣的に補正するには、内視鏡対物光学系の設計データに基づいて補正データ(倍率補正データ)を作成し、補正データに基づいて画像処理を行う必要がある。

**【0431】**

図13に内視鏡システムの概略構成を示す。図13では、内視鏡の構成を説明するために、内視鏡の部分のみが大きく描かれている。

**【0432】**

内視鏡システム300は、内視鏡310と画像処理装置320とから構成されている。内視鏡310は、スコープ部310aと接続コード部310bとを備えている。また、画像処理装置320には、表示ユニット330が接続されている。

**【0433】**

スコープ部310aは、操作部340と挿入部341に大別される。挿入部341は、細長で患者の体腔内へ挿入可能になっている。また、挿入部341は、可撓性を有する部材で構成されている。観察者は、操作部340に設けられているアングルノブ等により、諸操作を行うことができる。

10

20

30

40

50

## 【0434】

また、操作部340からは、接続コード部310bが延設されている。接続コード部310bは、ユニバーサルコード350を備えている。ユニバーサルコード350は、コネクタ360を介して画像処理装置320に接続されている。

## 【0435】

ユニバーサルコード350は、各種の信号等の送受信に用いられる。各種の信号としては、電源電圧信号及びCCD駆動信号等がある。これらの信号は、電源装置やビデオプロセッサからスコープ部310aに送信される。また、各種の信号として映像信号がある。この信号は、スコープ部310aからビデオプロセッサに送信される。

## 【0436】

なお、画像処理装置320内のビデオプロセッサには、図示しないVTRデッキ、ビデオプリンタ等の周辺機器が接続可能である。ビデオプロセッサは、スコープ部310aからの映像信号に対して信号処理を施す。映像信号に基づいて、表示ユニット330の表示画面上に内視鏡画像が表示される。

## 【0437】

挿入部341の先端部342には、撮像ユニットが配置されている。撮像ユニットには、例えば、実施例1の内視鏡対物光学系が搭載されている。

## 【0438】

上述の説明では、画像処理装置320内にビデオプロセッサが配置されている。しかしながら、画像処理装置320自体がビデオプロセッサであっても良い。以下の説明では、ビデオプロセッサを用いて、内視鏡システム300における画像処理の流れを説明する。

## 【0439】

上述のように、撮像ユニットには、内視鏡対物光学系が搭載されている。この内視鏡対物光学系の光学設計データに基づいて、倍率補正データをあらかじめ求めておく。倍率補正データは、倍率色収差を電氣的に補正するためのデータである。

## 【0440】

内視鏡310の製造時に、内視鏡310内の記憶部400に倍率補正データを書き込む。記憶部400としては、例えば、不揮発性メモリーを用いることができる。

## 【0441】

ビデオプロセッサは、内視鏡310が接続された時に、不揮発性メモリーに記憶されていた倍率補正データを読み込む。読み込まれた倍率補正データは、接続された内視鏡310の内視鏡対物光学系の倍率色収差を反映したものである。

## 【0442】

内視鏡310を用いた画像の取得が行われる。取得された画像は、ビデオプロセッサ内のフレームメモリーに格納される。

## 【0443】

倍率補正データに基づいて、ビデオプロセッサは、取得された画像に対してバンド別に線形補正を行う。

## 【0444】

上記説明では、内視鏡と倍率補正データとが一对一で対応している。しかしながら、内視鏡Aと内視鏡Bに、同じ内視鏡対物光学系が搭載されている場合、内視鏡Aと内視鏡Bには同じ倍率補正データを記憶させればよい。

## 【0445】

内視鏡対物光学系に依存する補正データを内視鏡内に格納することで、接続された内視鏡ごとに画像の最適化が可能となる。例えば、気管支内視鏡と腎盂尿管内視鏡とでは、望ましい画角が異なる。気管支内視鏡と腎盂尿管内視鏡が同一のビデオプロセッサに接続される場合でも、内視鏡内には、夫々の内視鏡に対応した倍率補正データが格納されている。よって、夫々の内視鏡の画像に対して、最適な画像処理を行うことができる。

## 【0446】

また、ビデオプロセッサ側は、読み込んだ倍率補正データに基づいて補正処理すればよ

10

20

30

40

50

く、接続された内視鏡の機種を識別する必要が無い。さらに、新たな内視鏡対物光学系を有する内視鏡を開発した場合でも、内視鏡内に倍率補正データを保持することにより、ビデオプロセッサ側の変更が不要となる。

【0447】

また、内視鏡対物光学系における倍率色収差の補正を、倍率色収差量が像高に対して線形となるようにすることで、電氣的な補正において線形補正を行うことができる。このようにすると、線形補正による補正データ量を削減できるので、内視鏡内の不揮発性メモリの容量に負担がかからない。

【0448】

電氣的な補正では、画像拡大や画像縮小が行われる。画像拡大や画像縮小における補正倍率が非整数倍の場合、多少の画質劣化は避けられない。画像の観察がモニターで行われる場合、画質劣化の影響を少なくするためには、モニターで表示される輝度信号に対するウェイトの高いバンドを、基準バンドとすることが望ましい。

【0449】

基準バンドでは、画像拡大や画像縮小は行われないので、画質の劣化は生じない。上述のように、基準バンドでは、輝度信号に対するウェイトが高いので、他のバンドに比べて視認性が高い。そのため、輝度信号に対するウェイトが低い他のバンドで画質劣化が生じてても、全体としては、画質劣化の影響を小さくすることができる。Gバンドは輝度信号に対するウェイトが高い。よって白色光観察では、Gバンドを基準バンドとすることが好ましい。

【0450】

倍率色収差によっては、基準バンドよりも像倍率大きい他のバンドが存在する場合がある。このような場合、他のバンドについては、電氣的な補正は、画像の縮小になる。本実施形態の内視鏡対物光学系では、白色光観察において、Gバンドを基準バンドとした場合では、Gバンドでの像倍率よりもRバンドでの像倍率の方が大きい。よって、Rバンドの画像に対する電氣的な補正は、画像を縮小する方向の補正となる。この場合、最大像高より外側に位置する受光素子（以下、「外側受光素子」という）の情報を使用する必要がある。

【0451】

上述のように、撮像素子では、超小型化が進んでいる。超小型イメージャでは、画素数は10万画素以下程度であるため、外側受光素子の数は限られる。外側受光素子の数が少ないと、画像の縮小が困難になる。このようなことから、電氣的な補正では、画像の縮小を行わないようにすることが好ましい。

【0452】

基準バンドの選択により、外側受光素子の情報を使用しないようにすることも可能である。各バンドの中で最も大きな像倍率を持つバンドを、基準バンドにすれば良い。このようにすることで、電氣的な補正では、すべて画像の拡大が行われる。

【0453】

可視光の波長域では、長波長側のバンドで、最大像高が最も大きくなる。よって、白色光観察時の電氣的な補正では、基準バンドをGバンドからRバンドに変更しても良い。

【0454】

また、電氣的な補正で画像の縮小が必要なバンドでは、敢えて画像の縮小を行わず、電氣的な補正で画像の拡大が必要なバンドだけ、電氣的な補正を行っても良い。

【0455】

以下に、上記各実施例の数値データを示す。面データにおいて、 $r$  は各面の曲率半径、 $d$  は各光学部材の肉厚または空気間隔、 $n_d$  は各光学部材の  $d$  線に対する屈折率、 $d$  は各光学部材の  $d$  線に対するアッペ数、絞り  $F$  はフレア絞り、絞り  $A$  は明るさ絞りを表している。

【0456】

各種データにおいて、 $f$  は内視鏡対物光学系の全系の焦点距離、 $FNO.$  はFナンバー

10

20

30

40

50

、D 0 は物体距離、I H は最大像高、 $\theta$  は半画角、L t は光学系の全長を表している。また、r、d、f、D 0、I H、L t の単位はmmである。 $\theta$  の単位は°(度)である。

## 【0457】

上記各実施例の数値データに用いる非球面の定義式を以下に示す。以下の定義式は、S-Z断面内の軸対称非球面を表す式である。この定義式では、面のローカル座標として光軸方向をZ軸、Z軸に垂直な軸をS軸としている。また、以下の定義式では、4次の非球面係数しか用いられていない。これは、各実施例で用いられている次数の非球面係数に限定した、簡素化した表記としているからである。

## 【数1】

$$Z(S) = \frac{S^2/R}{1 + \sqrt{1 - (1+K) \times S^2/R^2}} + AC_4 \times S^4$$

10

## 【0458】

ここで、

Sは、Z軸からの距離、

Z(S)は、Sの関数として求まるZ座標、

Rは、2次曲面項の中心曲率半径、

Kは、円錐係数、

AC<sub>4</sub>は、4次非球面係数、

20

である。

## 【0459】

数値実施例1

単位 mm

## 面データ

面番号	r	d	nd	d
1		0.20	1.76820	71.79
2	0.300	0.10		
3(絞りF)		0.03		
4		0.30	1.52100	65.13
5		0.01		
6(絞りA)		0.00		
7		0.45	1.67790	54.89
8*	-0.2718	0.279		
9		0.30	1.51633	64.14
10		0.30	1.51633	64.14
11(像面)				

30

## 非球面データ

40

第8面

k=-0.434

A4=0

## 各種データ

f	0.263
FNO.	3.529
D0	20
IH	0.242
2	116.8

50

L t 1.969

【 0 4 6 0 】

数值实施例 2

单位 mm

面データ

面番号	r	d	nd	d
1		0.20	1.76820	71.79
2	0.300	0.10		
3(絞りF)		0.03		
4		0.30	1.52100	65.13
5		0.01		
6(絞りA)		0.00		
7		0.43	1.76450	49.09
8*	-0.3006	0.2684		
9		0.30	1.51633	64.14
10		0.30	1.51633	64.14
11(像面)				

10

非球面データ

第 8 面

k=-0.3877

A4=0

20

各種データ

f 0.266

F N O . 3.562

D 0 20

I H 0.242

2 116.8

L t 1.938

【 0 4 6 1 】

数值实施例 3

单位 mm

面データ

面番号	r	d	nd	d
1		0.20	1.76820	71.79
2	0.300	0.10		
3(絞りF)		0.03		
4		0.30	1.52100	65.13
5		0.01		
6(絞りA)		0.00		
7		0.46	1.65160	58.55
8*	-0.2634	0.2832		
9		0.30	1.51633	64.14
10		0.30	1.51633	64.14
11(像面)				

40

非球面データ

50

## 第 8 面

k=-0.4569

A4=0

## 各種データ

f 0.262  
 F N O . 3.514  
 D 0 20  
 I H 0.242  
 2 116.8  
 L t 1.983

【 0 4 6 2 】

数値実施例 4

単位 m m

## 面データ

面番号	r	d	nd	d
1		0.20	1.88300	40.76
2	0.350	0.10		
3(絞りF)		0.03		
4		0.30	1.52100	65.13
5		0.01		
6(絞りA)		0.00		
7		0.45	1.67790	54.89
8*	-0.2723	0.2782		
9		0.30	1.51633	64.14
10		0.30	1.51633	64.14
11(像面)				

## 非球面データ

第 8 面

k=-0.442

A4=0

## 各種データ

f 0.265  
 F N O . 3.529  
 D 0 20  
 I H 0.242  
 2 116.8  
 L t 1.968

【 0 4 6 3 】

数値実施例 5

単位 m m

## 面データ

面番号	r	d	nd	d
1		0.20	1.76820	71.79
2	0.300	0.10		
3(絞りF)		0.03		

10

20

30

40

50

4		0.30	1.52100	65.13
5		0.01		
6(絞リA)		0.02		
7	0.7246	0.4	1.67790	54.89
8*	-0.3096	0.1563		
9		0.30	1.51633	64.14
10		0.30	1.51633	64.14
11(像面)				

## 非球面データ

10

## 第8面

k=-0.9145

A4=0

## 各種データ

f	0.261
FNO.	3.508
D0	20
IH	0.242
2	116.8
Lt	1.816

20

【0464】

## 数值実施例6

単位 mm

## 面データ

面番号	r	d	nd	d
1		0.20	1.76820	71.79
2	0.300	0.10		
3(絞リF)		0.03		
4		0.30	1.52100	65.13
5		0.01		
6(絞リA)		0.02		
7*	0.7186	0.4	1.67790	54.89
8*	-0.3103	0.1558		
9		0.30	1.51633	64.14
10		0.30	1.51633	64.14
11(像面)				

30

## 非球面データ

40

## 第7面

k=-26.3142

A4=0

## 第8面

k=-0.9003

A4=0

## 各種データ

f	0.262
FNO.	3.511

50

D 0            20  
 I H            0.242  
 2              116.8  
 L t            1.816  
 【 0 4 6 5 】  
 数值实施例 7  
 单位 mm

## 面データ

面番号	r	d	nd	d	
1		0.20	1.76820	71.79	10
2	0.300	0.10			
3(絞りF)		0.03			
4		0.30	1.52100	65.13	
5		0.01			
6(絞りA)		0.02			
7*		0.43	1.67790	54.89	
8*	-0.2743	0.2854			
9		0.30	1.51633	64.14	
10		0.30	1.51633	64.14	20
11(像面)					

## 非球面データ

第 7 面

k=0

A4=-20.751

第 8 面

k=-0.4421

A4=0

## 各種データ

f              0.264  
 F N O .       3.533  
 D 0            20  
 I H            0.242  
 2              116.8  
 L t            1.975  
 【 0 4 6 6 】  
 数值实施例 8  
 单位 mm

## 面データ

面番号	r	d	nd	d	
1		0.20	1.76820	71.79	
2	0.300	0.10			
3(絞りF)		0.03			
4		0.45	1.52100	65.13	
5		0.01			
6(絞りA)		0.02			
7	0.7634	0.36	1.67790	54.89	50

8*	-0.4174	0.3616		
9		0.30	1.51633	64.14
10		0.30	1.51633	64.14

11(像面)

## 非球面データ

第8面

k=-1.3326

A4=0

10

## 各種データ

f	0.322
F N O .	4.092
D 0	6.5
I H	0.242
2	90
L t	2.132

【0 4 6 7】

数值実施例9

単位 mm

20

## 面データ

面番号	r	d	nd	d
1		0.18	1.76820	71.79
2	0.25	0.09		
3(絞りF)		0.01		
4		0.25	1.52100	65.13
5		0.01		
6(絞りA)		0.02		
7	0.6717	0.39	1.67790	54.89
8*	-0.2509	0.1		
9		0.25	1.51633	64.14
10		0.30	1.51633	64.14

11(像面)

30

## 非球面データ

第8面

k=-0.8295

A4=0

40

## 各種データ

f	0.212
F N O .	3.279
D 0	20
I H	0.198
2	116.8
L t	1.6

【0 4 6 8】

数值実施例10

単位 mm

50

## 面データ

面番号	r	d	nd	d	
1		0.18	1.76820	71.79	
2	0.25	0.09			
3(絞りF)		0.01			
4		0.25	1.52100	65.13	
5		0.01			
6(絞りA)		0.02			
7	0.633	0.37	1.67790	54.89	10
8*	-0.3005	0.2054			
9		0.30	1.51633	64.14	
10		0.30	1.51633	64.14	
11(像面)					

## 非球面データ

## 第8面

k=-0.8984

A4=0

20

## 各種データ

f	0.265
FNO.	3.789
D0	20
IH	0.198
2	90
Lt	1.685

## 【0469】

次に、各実施例における条件式(1)~(5)の値を掲げる。

条件式	実施例1	実施例2	実施例3	
(1)LL1is/LsL2i	0.749	0.784	0.733	30
(2)(LL1is/RL1i) ×(LsL2i/RL2i)	-1.861	-1.608	-1.963	
(3)fL <sup>2</sup> /(f×fL1)	-1.564	-1.485	-1.593	
(4)(nd1-1.63)×(d1-31)	5.64	5.64	5.64	
(5)(nd2-1.45)×(d2-31)	5.44	5.69	5.55	

条件式	実施例4	実施例5	実施例6	
(1)LL1is/LsL2i	0.749	0.803	0.803	
(2)(LL1is/RL1i) ×(LsL2i/RL2i)	-1.592	-1.525	-1.522	40
(3)fL <sup>2</sup> /(f×fL1)	-1.54	-1.408	-1.402	
(4)(nd1-1.63)×(d1-31)	2.47	5.64	5.64	
(5)(nd2-1.45)×(d2-31)	5.44	5.44	5.44	

条件式	実施例7	実施例8	実施例9	
(1)LL1is/LsL2i	0.749	1.147	0.669	
(2)(LL1is/RL1i) ×(LsL2i/RL2i)	-1.844	-1.323	-1.793	
(3)fL <sup>2</sup> /(f×fL1)	-1.589	-1.637	-1.533	50

(4) $(nd1-1.63) \times (d1-31)$	5.64	5.64	5.64
(5) $(nd2-1.45) \times (d2-31)$	5.44	5.44	5.44

条件式	実施例 10
(1) $LL1is/LsL2i$	0.704
(2) $(LL1is/RL1i) \times (LsL2i/RL2i)$	-1.424
(3) $fL2^2/(f \times fL1)$	-1.488
(4) $(nd1-1.63) \times (d1-31)$	5.64
(5) $(nd2-1.45) \times (d2-31)$	5.44

10

## 【産業上の利用可能性】

## 【0470】

以上のように、本発明は、超小型実装に対応でき、かつ、軸上色収差が改善された良好な結像性能を有する内視鏡対物光学系、内視鏡及び内視鏡システムに有用である。

## 【符号の説明】

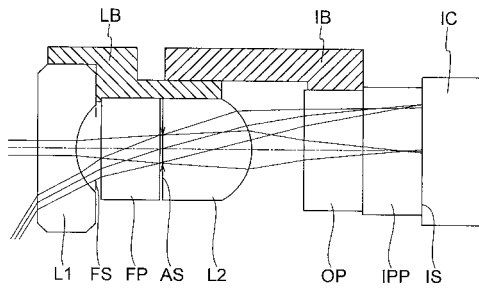
## 【0471】

L1	第1レンズ
L2	第2レンズ
FP	フィルタ平板
OP	光学平板
IPP	光学平板
LB	レンズ枠
IB	イメージャ枠
FS	フレア絞り
AS	明るさ絞り
IC	イメージャ基板
IS	撮像面
300	内視鏡システム
310	内視鏡
310a	スコープ部
310b	接続コード部
320	画像処理装置
330	表示ユニット
340	操作部
341	挿入部
342	先端部
350	ユニバーサルコード
360	コネクタ
400	記憶部

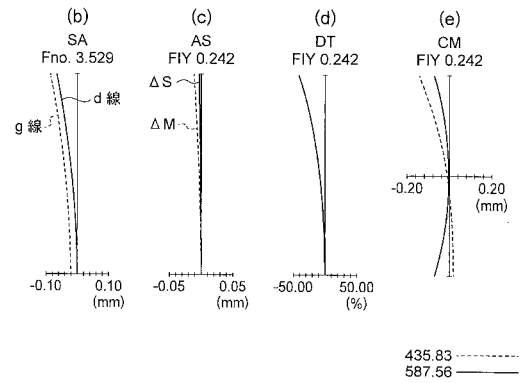
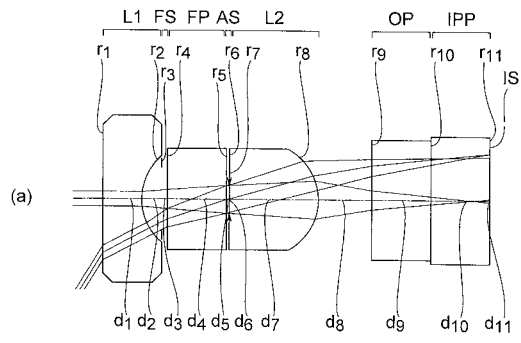
20

30

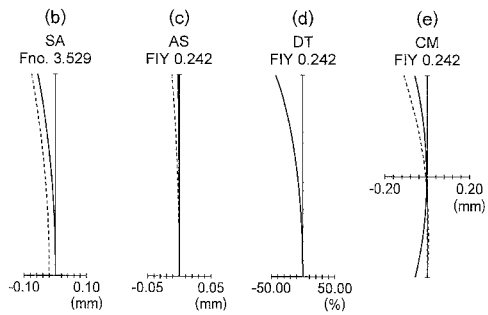
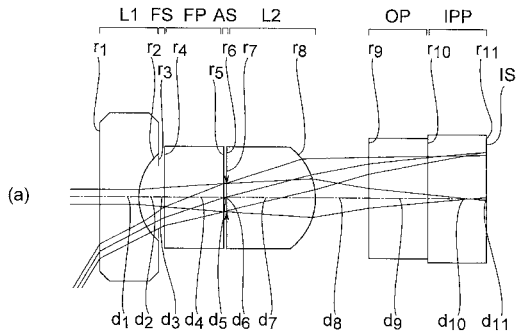
【 図 1 】



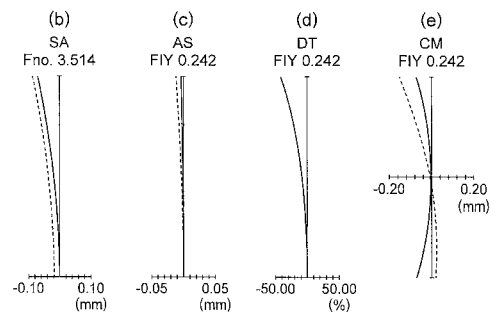
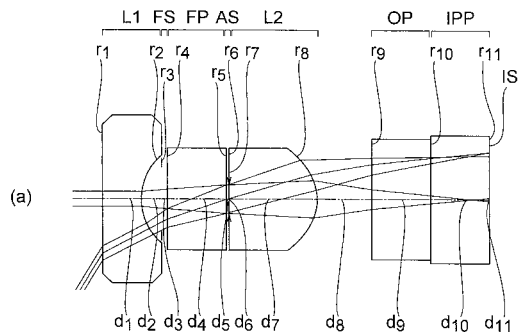
【 図 2 】



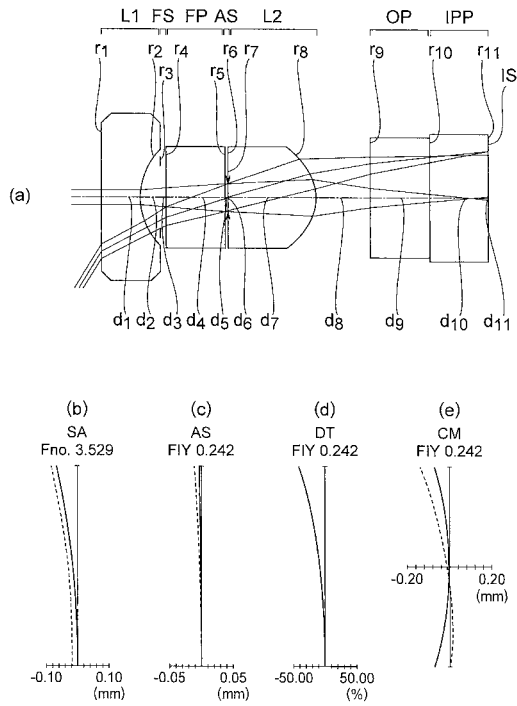
【 図 3 】



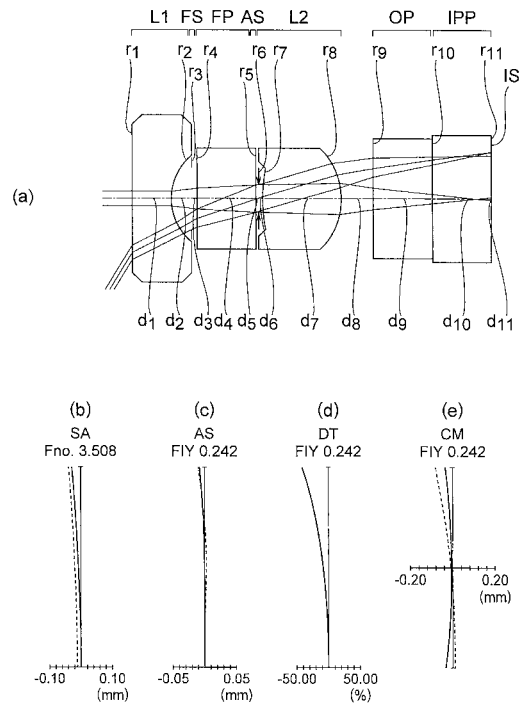
【 図 4 】



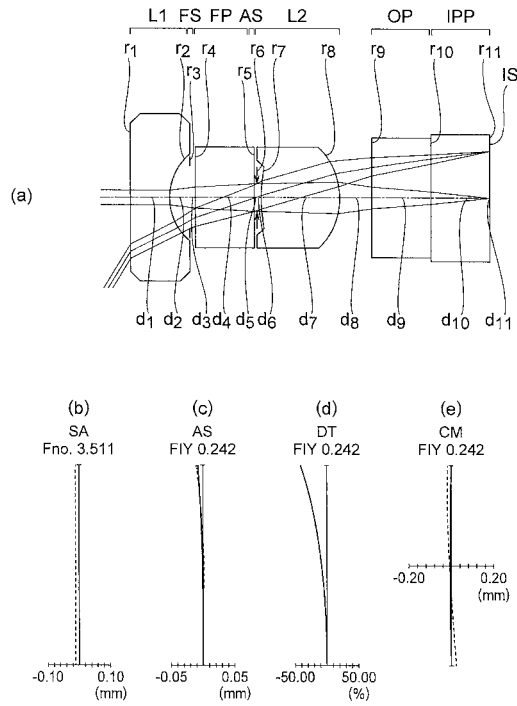
【 図 5 】



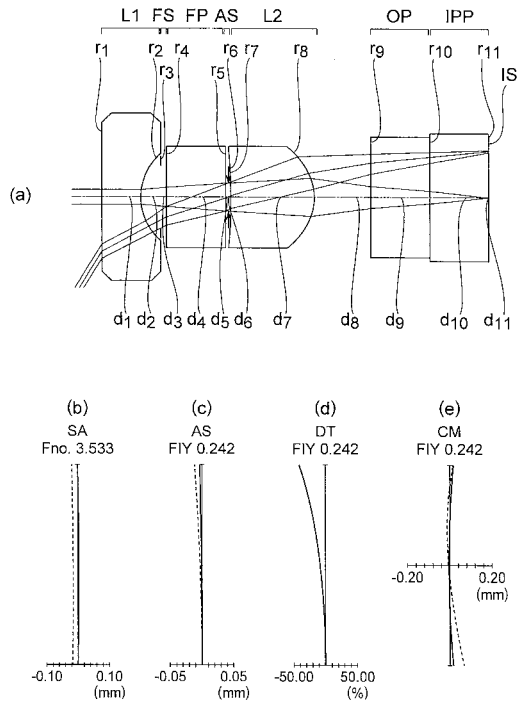
【 図 6 】



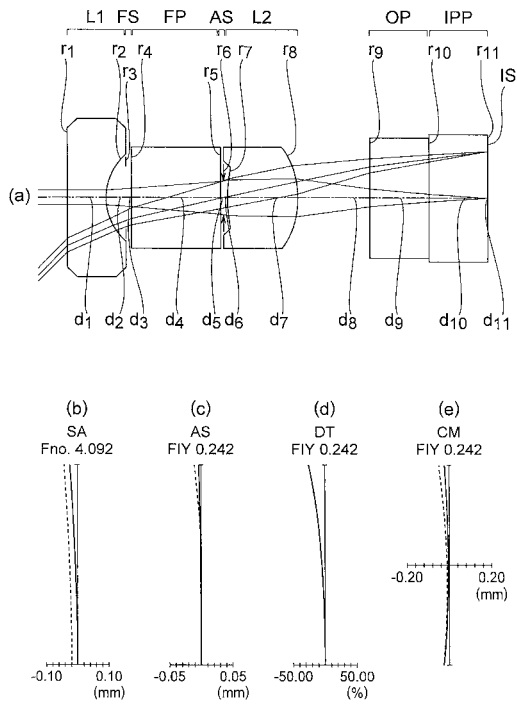
【 図 7 】



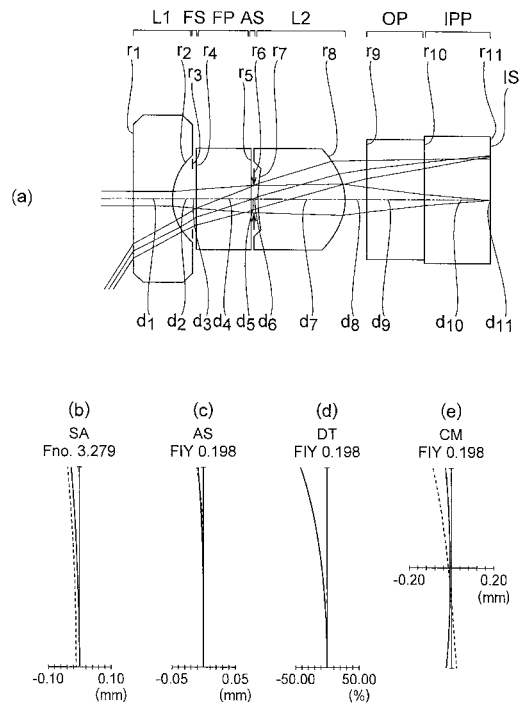
【 図 8 】



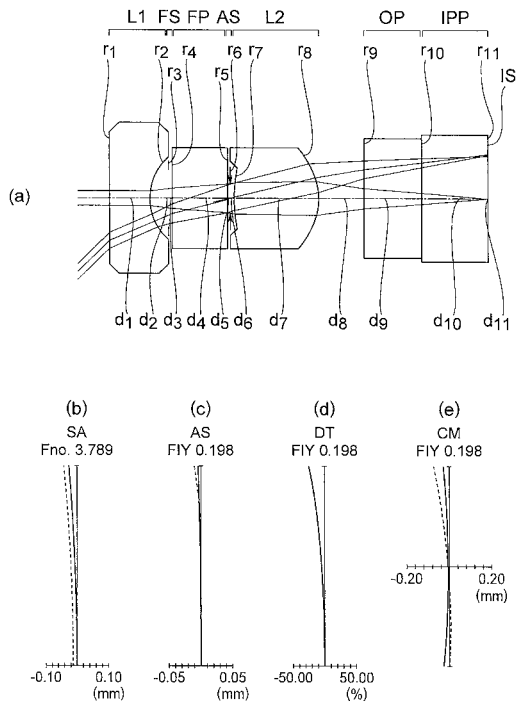
【 図 9 】



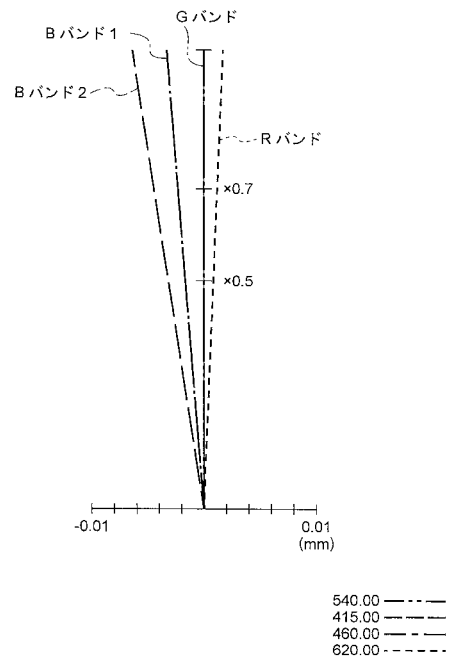
【 図 1 0 】



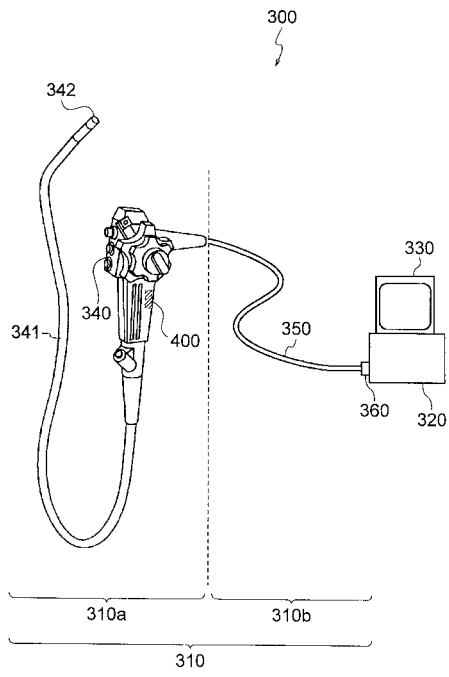
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2018/009232
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> Int.Cl. G02B13/04(2006.01) i, A61B1/00(2006.01) i, A61B1/05(2006.01) i, G02B13/18(2006.01) i, G02B23/26(2006.01) i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl. G02B13/04, A61B1/00, A61B1/05, G02B13/18, G02B23/26  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018 Registered utility model specifications of Japan 1996-2018 Published registered utility model applications of Japan 1994-2018  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-288682 A (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) 10 December 2009, entire text, all drawings & US 2009/0296235 A1, entire text, all drawings	1-8
A	WO 2017/090342 A1 (OLYMPUS CORP.) 01 June 2017, entire text, all drawings (Family: none)	1-8
A	WO 2015/122261 A1 (KONICA MINOLTA, INC.) 20 August 2015, entire text, all drawings (Family: none)	1-8
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 01 June 2018 (01.06.2018)		Date of mailing of the international search report 12 June 2018 (12.06.2018)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer  Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/009232

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2017/0123191 A1 (HON HAI PRECISION INDUSTRY CO., LTD.) 04 May 2017, entire text, all drawings & TW 201715267 A	1-8
A	JP 5-341185 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 24 December 1993, entire text, all drawings & US 5619380 A, entire text, all drawings	1-8

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 9 2 3 2									
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, A61B1/05(2006.01)i, G02B13/18(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. G02B13/04, A61B1/00, A61B1/05, G02B13/18, G02B23/26											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2018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	1971-2018年	日本国実用新案登録公報	1996-2018年	日本国登録実用新案公報	1994-2018年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2018年										
日本国実用新案登録公報	1996-2018年										
日本国登録実用新案公報	1994-2018年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2009-288682 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2009.12.10, 全文全図 & US 2009/0296235 A1, 全文全図	1-8									
A	WO 2017/090342 A1 (オリンパス株式会社) 2017.06.01, 全文全図 (ファミリーなし)	1-8									
A	WO 2015/122261 A1 (コニカミノルタ株式会社) 2015.08.20, 全文全 図 (ファミリーなし)	1-8									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 01.06.2018		国際調査報告の発送日 12.06.2018									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 堀井 康司	2V 3713								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3271									

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 9 2 3 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	US 2017/0123191 A1 (HON HAI PRECISION INDUSTRY CO., LTD.) 2017.05.04, 全文全図 & TW 201715267 A	1-8
A	JP 5-341185 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993.12.24, 全文全 図 & US 5619380 A, 全文全図	1-8

## フロントページの続き

(51) Int.Cl.		F I		テーマコード (参考)	
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/045</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	7 3 1
			A 6 1 B	1/045	6 1 0

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

## 【要約の続き】

- 1 . 6 3 < n d 1、かつ、 3 1 < d 1 ( 6 )  
 1 . 4 5 < n d 2、かつ、 3 1 < d 2 ( 7 )

(注) この公表は、国際事務局 ( W I P O ) 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 1 8 4 条の 1 0 第 1 項 ( 実用新案法第 4 8 条の 1 3 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)	内窥镜物镜光学系统，内窥镜和内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2018220937A1</a>	公开(公告)日	2019-06-27
申请号	JP2018548147	申请日	2018-03-09
[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		
[标]发明人	五十嵐勉		
发明人	五十嵐 勉		
IPC分类号	G02B13/04 G02B13/18 G02B23/26 G02B23/24 A61B1/00 A61B1/045		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/00096 A61B1/00188 A61B1/05 A61B1/00 G02B13/04 G02B13/18 G02B23/26 H04N5/2254 H04N5/23229		
FI分类号	G02B13/04.D G02B13/18 G02B23/26.C G02B23/24.B G02B23/24.C A61B1/00.731 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA23 2H040/DA12 2H040/GA02 2H040/GA11 2H087/KA10 2H087/LA03 2H087/NA14 2H087/PA02 2H087/PA17 2H087/PB02 2H087/QA01 2H087/QA18 2H087/QA21 2H087/QA33 2H087/QA34 2H087/QA42 2H087/RA05 2H087/RA12 2H087/RA13 2H087/RA32 2H087/RA42 2H087/RA43 2H087/RA44 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/TT13		
代理人(译)	斋藤圭介		
优先权	2017110422 2017-06-02 JP		
其他公开文献	JP6463566B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

(ZH) 提供了一种内窥镜物镜光学系统，内窥镜和内窥镜系统，它们可以以超小尺寸安装并且具有优异的成像性能并具有改善的轴向色差。内窥镜物镜光学系统从物体侧开始依次包括具有负折光力的第一透镜L1，孔径光阑AS和具有正折光力的第二透镜L2以及第一透镜L1。的像侧表面是向像侧凹的表面，第二透镜L2的像侧表面是向像侧凸的表面，以下条件表达式(1)，(2)，(3)，(4)，(5)，(6)和(7)被满足。 $0.62 / (f \times fL1) < -1.35$  (3)  $2 < (nd1-1.63) \times (vd1-31)$  (4)  $5 < (nd2-1.45) \times (vd2-31)$  (5) 1.63

