

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-220663

(P2010-220663A)

(43) 公開日 平成22年10月7日(2010.10.7)

|                                |                      |             |
|--------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl.                   | F I                  | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)  | A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y | 2 H 0 4 0   |
| <b>G 0 2 B</b> 13/04 (2006.01) | G 0 2 B 13/04 D      | 2 H 0 8 7   |
| <b>G 0 2 B</b> 23/26 (2006.01) | G 0 2 B 23/26 A      | 4 C 0 6 1   |

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 17 頁)

|           |                            |          |                     |
|-----------|----------------------------|----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2009-68437 (P2009-68437) | (71) 出願人 | 304050923           |
| (22) 出願日  | 平成21年3月19日 (2009. 3. 19)   |          | オリンパスメディカルシステムズ株式会社 |
|           |                            |          | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号   |
|           |                            | (74) 代理人 | 100065824           |
|           |                            |          | 弁理士 篠原 泰司           |
|           |                            | (74) 代理人 | 100104983           |
|           |                            |          | 弁理士 藤中 雅之           |
|           |                            | (72) 発明者 | 森田 和雄               |
|           |                            |          | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ |
|           |                            |          | リンパスメディカルシステムズ株式会社内 |
|           |                            | (72) 発明者 | 村田 佳史               |
|           |                            |          | 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 |

最終頁に続く

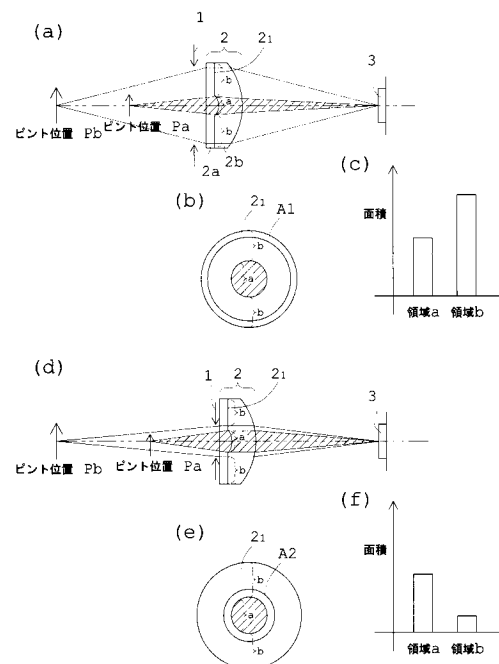
(54) 【発明の名称】 内視鏡光学系

## (57) 【要約】

【課題】 レンズ製造が容易で、高画質が得られると共に、実用的な明るさを確保しつつも従来に比べて実用的観察範囲が広く、特に近点側に実用的観察範囲を拡大可能な内視鏡光学系を提供する。

【解決手段】 開口が複数の状態に可変の明るさ絞り1と、明るさ絞り1の近傍に配置された光学面を有する内視鏡光学系であって、光学面が、該面内における光軸を中心とする所定の同心円状の領域ごとに所定の光学特性を異ならせて構成されていて、明るさ絞り1の開口の状態を変化させることにより、ピント位置Pa、Pbが変化するようにする。好ましくは、光学面は、屈折率の異なる2つの光学部材2a、2bを接合した接合面2<sub>1</sub>からなり、接合面2<sub>1</sub>は、所定の同心円状の領域ごとに異なるパワーを有する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

開口が複数の状態に可変の明るさ絞りと、  
 前記明るさ絞りの近傍に配置された光学面を有する内視鏡光学系であって、  
 前記光学面が、該面内における光軸を中心とする所定の同心円状の領域ごとに所定の光学特性を異ならせて構成されていて、  
 前記明るさ絞りの開口の状態を変化させることにより、ピント位置が変化するようにしたことを特徴とする内視鏡光学系。

## 【請求項 2】

前記光学面は、屈折率の異なる 2 つの光学部材を接合した接合面からなり、  
 前記接合面は、前記所定の同心円状の領域ごとに異なるパワーを有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡光学系。

10

## 【請求項 3】

前記 2 つの光学部材は、互いの屈折率差が 0 より大きく、且つ 0.3 以内であることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡光学系。

## 【請求項 4】

前記 2 つの光学部材は、互いのアッペ数差が 10 以下であることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡光学系。

## 【請求項 5】

前記明るさ絞りは、開口の径が大と小の 2 状態に可変であり、  
 前記所定の同心円状の領域ごとに異なるパワーを有する接合面は、該接合面における前記明るさ絞りの開口の径が小のときに光線が透過する領域を領域（小）、前記明るさ絞りの開口の径が大のときに光線が透過する領域から前記領域（小）を除いた領域を領域（大）としたとき、前記複数のパワーを有する接合面の前記領域（小）の収束作用が前記領域（大）の収束作用より大きくなるように構成されていることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡光学系。

20

## 【請求項 6】

前記光学面は、前記所定の同心円状の領域ごとに色収差発生量を異ならせて構成され、  
 前記明るさ絞りの開口の径を変化させることにより、任意の波長のピント位置が変化するようにした  
 ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡光学系。

30

## 【請求項 7】

前記光学面の少なくとも一部の領域が回折光学面からなることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡光学系。

## 【請求項 8】

前記光学面は、互いのアッペ数差が 10 以上ある 2 つの光学部材を接合した接合面からなることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡光学系。

## 【請求項 9】

前記 2 つの光学部材は、互いの屈折率差が 0 より大きく、且つ 0.1 以内であることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡光学系。

40

## 【請求項 10】

前記明るさ絞りは、開口の径が大と小の 2 状態に可変であり、  
 前記明るさ絞りの開口の径が大のときの内視鏡光学系の F ナンバーを F（開）、前記明るさ絞りの開口の径が小のときの内視鏡光学系の F ナンバーを F（閉）としたとき、次の条件式(1)を満足することを特徴とする請求項 2 又は 6 に記載の内視鏡光学系。

$$(F(\text{開}) / F(\text{閉}))^2 \geq 0.39 \quad \dots (1)$$

## 【請求項 11】

前記明るさ絞りの位置から前記光学面までの光軸上の距離を L（mm）、前記明るさ絞りの開口の径が最小のときの開口の径を AS 小（mm）としたとき、次の条件式(2)を満足することを特徴とする請求項 2 又は 6 に記載の内視鏡光学系。

50

O L A S 小

・・・(2)

## 【請求項 1 2】

前記光学面に対して前記明るさ絞りに近い側の光学部材が紫外線硬化型樹脂からなることを特徴とする請求項 2 又は 8 に記載の内視鏡光学系。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、内視鏡光学系に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

10

現在、製品化されている内視鏡においては、操作の煩雑さをなくすために、光学系のピント、絞り、焦点距離等を一切変えないで用いるものが主流となっている。そのため、明るさ絞りを予め絞って被写界深度を確保することで、最低限必要な遠点物点（数十 mm）と近点物点とが同時に観察できるようにしている。

## 【0003】

しかしながら、明るさと被写界深度とは相反する関係にあり、深度を増すと明るさが減少し、明るさを増すと深度が不足するという問題がある。

また、従来から要望の高い近接拡大観察を実現するため、特に被写界深度の近点側をより内視鏡光学系に近い方向に拡大するための新たな技術的進展が望まれている。

## 【0004】

20

この問題を解決する従来技術として、内視鏡光学系にオートアイリス（自動絞り）機構を組み合わせたものが知られている。

## 【0005】

内視鏡は自己照明を用いて被写体像を得ているため、観察距離が近くなればなるほど被写体像が明るくなる。そこで、光源の光量を調節するのではなく、内視鏡光学系の明るさ絞りの径を入射光量に応じて調整することによって、適正な明るさが得られるようにした機構がオートアイリス機構である。

## 【0006】

オートアイリス機構を用いると、近接物体観察時には明るさ絞りが絞られ結果として被写界深度が増す。このため、オートアイリス機構を備えていない内視鏡に比べて、より近接する物体に対してもピントの合った像が得られるという利点がある。

30

しかしながら、オートアイリス機構を介して内視鏡光学系の明るさ絞りを絞るだけでは、近点側の深度の拡大量が不十分であり、実用観察範囲を飛躍的には拡大させることができない。

## 【0007】

しかるに、従来、実用観察範囲をより拡大させるための技術として、例えば、次の特許文献 1、2 に記載の内視鏡光学系がある。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0008】

40

【特許文献 1】特公平 7 - 1 1 9 8 9 3 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 6 - 1 4 1 7 1 1 号公報

## 【0009】

特許文献 1 に記載の内視鏡光学系は、開口が複数状態に可変である明るさ絞りと少なくとも 1 つのレンズとを備えている。明るさ絞りの近傍に配置されたレンズは、そのレンズ面内の位置に応じて焦点距離が変化する複数焦点レンズで構成されている。そして、明るさ絞りの開口を変化させることによりピント位置が変化するようにしている。

そして、この特徴と上述したオートアイリス機構を組み合わせることで、オートアイリス機構のみで得られる深度の拡大に加えて、明るさ絞りの開口の変化に伴い変化するピント位置の作用により、さらに実用観察範囲を広げている。

50

## 【 0 0 1 0 】

特許文献 2 に記載の内視鏡光学系は、可視光通常観察と 480 nm 以下の波長帯に存在するヘモグロビンの吸収ピークを表示画像の主成分とする血管強調観察との両方の観察に対応するように構成された内視鏡光学系であって、波長 415 nm の光における内視鏡光学系の軸上色収差を補正不足傾向に残存させることで、可視光通常観察時のピント位置に対し血管強調観察時のピント位置を変化（近点側にシフト）させている。特許文献 2 に記載の内視鏡光学系は、2 つの観察状態を切り替え可能な構成を備えることが前提となるが、血管強調観察時にはピント位置が変化（近点側にシフト）するため、実用観察範囲が広がる。

## 【 発明の概要 】

10

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 1 1 】

しかしながら、内視鏡光学系において、ピント位置を変化させるのに必要な焦点距離の変化量（収束作用の変化量）は僅かである。

このため、特許文献 1 に記載の内視鏡光学系のように、複数焦点レンズにおけるレンズ面内の部分的な曲率変化で、焦点距離の変化を実現させるようにすると、複数焦点レンズにおけるレンズ面内の部分間の曲率差を大きくとることができず、複数焦点レンズの加工の難易度が上がってしまう。加えて、内視鏡光学系は、もともとが径の微小なレンズであるため、さらに部分的な領域にレンズ面の部分間の僅かな曲率差を持たせようとすることは、レンズ加工を極めて困難なものにしてしまう。

20

## 【 0 0 1 2 】

また、特許文献 2 に記載の内視鏡光学系のように、波長が 415 nm の光における内視鏡光学系の軸上色収差を補正不足傾向に残存させると、可視光通常観察時には残存する軸上色収差による観察像の色にじみなどが発生し高画質が得られない。

## 【 0 0 1 3 】

本発明は、上記先行技術の問題点に鑑み、レンズ製造が容易で、高画質が得られると共に、実用的な明るさを確保しつつも従来に比べて実用的観察範囲が広く、特に近点側に実用的観察範囲を拡大可能な内視鏡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 】

## 【 0 0 1 4 】

30

上記目的を達成するため、本発明による内視鏡光学系は、開口が複数の状態に可変の明るさ絞りと、前記明るさ絞りの近傍に配置された光学面を有する内視鏡光学系であって、前記光学面が、該面内における光軸を中心とする所定の同心円状の領域ごとに所定の光学特性を異ならせて構成されていて、前記明るさ絞りの開口の状態を変化させることにより、ピント位置が変化するようにしたことを特徴としている。

## 【 0 0 1 5 】

また、本発明の内視鏡光学系においては、前記光学面は、屈折率の異なる 2 つの光学部材を接合した接合面からなり、前記接合面は、前記所定の同心円状の領域ごとに異なるパワーを有するのが好ましい。

## 【 0 0 1 6 】

40

また、本発明の内視鏡光学系においては、前記 2 つの光学部材は、互いの屈折率差が 0 より大きく、且つ 0.3 以内であるのが好ましい。

## 【 0 0 1 7 】

また、本発明の内視鏡光学系においては、前記 2 つの光学部材は、互いのアッペ数差が 10 以下であるのが好ましい。

## 【 0 0 1 8 】

また、本発明の内視鏡光学系においては、前記明るさ絞りは、開口の径が大と小の 2 状態に可変であり、前記所定の同心円状の領域ごとに異なるパワーを有する接合面は、該接合面における前記明るさ絞りの開口の径が小のときに光線が透過する領域を領域（小）、前記明るさ絞りの開口の径が大のときに光線が透過する領域から前記領域（小）を除いた

50

領域を領域（大）としたとき、前記複数のパワーを有する接合面の前記領域（小）の収束作用が前記領域（大）の収束作用より大きくなるように構成されているのが好ましい。

【0019】

また、本発明の内視鏡光学系においては、前記光学面は、前記所定の同心円状の領域ごとに色収差発生量を異ならせて構成され、前記明るさ絞りの開口の径を変化させることにより、任意の波長のピント位置が変化するようにするのが好ましい。

【0020】

また、本発明の内視鏡光学系においては、前記光学面の少なくとも一部の領域が回折光学面からなるのが好ましい。

【0021】

また、本発明の内視鏡光学系においては、前記光学面は、互いのアッペ数差が10以上ある2つの光学部材を接合した接合面からなるのが好ましい。

【0022】

また、本発明の内視鏡光学系においては、前記2つの光学部材は、さらに互いの屈折率差が0より大きく、且つ0.1以内であるのが好ましい。

【0023】

また、本発明の内視鏡光学系においては、前記明るさ絞りは、開口の径が大と小の2状態に可変であり、前記明るさ絞りの開口の径が大のときの内視鏡光学系のFナンバーをF（開）、前記明るさ絞りの開口の径が小のときの内視鏡光学系のFナンバーをF（閉）としたとき、次の条件式(1)を満足するのが好ましい。

$$(F(開)/F(閉))^2 \geq 0.39 \quad \dots (1)$$

【0024】

また、本発明の内視鏡光学系においては、前記明るさ絞りの位置から前記光学面までの光軸上の距離をL（mm）、前記明るさ絞りの開口の径が最小のときの開口の径をAS小（mm）としたとき、次の条件式(2)を満足するのが好ましい。

$$0 \leq L \leq AS小 \quad \dots (2)$$

【0025】

また、本発明の内視鏡光学系においては、前記光学面に対して前記明るさ絞りに近い側の光学部材が紫外線硬化型樹脂からなるのが好ましい。

【0026】

なお、本発明の内視鏡光学系においては、前記光学面は、前記絞り位置と光学的に共役な位置近傍に配置してもよい。

また、本発明の内視鏡光学系における、所定の同心円状の領域ごとに異なる複数のパワーを有する接合面とは、面内の位置に応じてパワー（収束作用）を異ならせるために、曲率が異なる複数の面を合成してなる光学面である。

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、レンズ製造が容易で、高画質が得られると共に、実用的な明るさを確保しつつも従来に比べて実用的観察範囲が広く、特に近点側に実用的観察範囲を拡大可能な内視鏡光学系が得られる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明の第一実施形態にかかる内視鏡光学系の該略構成、及び、内視鏡光学系に備わる明るさ絞りの開口の状態に応じたピント位置の変化を示す説明図で、(a)は明るさ絞りの開口の径が大のときのピント位置を示す図、(b)は(a)の状態において、内視鏡に備わる所定の同心円状の領域ごとに異なるパワーを有する接合面における光線の透過領域を示す、接合面の正面図、(c)は(a)の状態において、所定の同心円状の領域ごとに異なるパワーを有する接合面を光線が透過する範囲における、異なるパワーを有する2つの領域の夫々が占める面積を比較して示すグラフ、(d)は明るさ絞りの開口の径が小のときのピント位置を示す図、(e)は(d)の状態において、内視鏡に備わる所定の同心円状の領域ごとに

10

20

30

40

50

異なるパワーを有する接合面における光線の透過領域を示す、接合面の正面図、(f)は(d)の状態において、所定の同心円状の領域ごとに異なるパワーを有する接合面を光線が透過する範囲における、異なるパワーを有する2つの領域の夫々が占める面積を比較して示すグラフである。

【図2】第一実施形態の内視鏡光学系の要部の構成を示す図で、(a)は光軸に沿う断面図、(b)は同心円状の領域ごとにパワーが異なる光学面の正面図である。

【図3】比較例1にかかる特許文献1に記載の内視鏡光学系の要部の構成を示す図で、(a)は光軸に沿う断面図、(b)は同心円状の領域ごとにパワーが異なる光学面の正面図である。

【図4】第一実施例の内視鏡光学系における明るさ絞りの開口の径と被写界深度及びピント位置との関係を示す概念図で、(a)は明るさ絞りの開口の径が大のときの被写界深度及びピント位置を示す図、(b)は明るさ絞りの開口の径が小のときの被写界深度及びピント位置を示す図である。

【図5】比較例2にかかる内視鏡光学系における明るさ絞りの開口の径と被写界深度及びピント位置との関係を示す概念図で、(a)は明るさ絞りの開口の径が大のときの被写界深度及びピント位置を示す図、(b)は明るさ絞りの開口の径が小のときの被写界深度及びピント位置を示す図である。

【図6】本発明の第二実施形態にかかる内視鏡光学系の概略構成を示す説明図、図7は図6の内視鏡光学系の要部の構成を示す図で、(a)は光軸に沿う断面図、(b)は同心円状の領域ごとに色収差発生量が異なる光学面の正面図である。

【図7】図6の内視鏡光学系の要部の構成を示す図で、(a)は光軸に沿う断面図、(b)は同心円状の領域ごとに色収差発生量が異なる光学面の正面図である。

【図8】第二実施形態の内視鏡光学系の同心円状の領域ごとに色収差発生量が異なる光学面を透過する各波長それぞれの屈折方向のバラツキ量(分散)を示す説明図である。

【図9】第二実施形態の内視鏡光学系における明るさ絞り16の開口の径が大のときの説明図で、(a)は内視鏡光学系全体としての縦収差図で、縦軸は瞳位置での光線高を、横軸は撮像素子17の受光面と各光線高の光線と光軸との交点までの距離を示し、g線、e線、c線のそれぞれの球面収差及び軸上(縦)色収差を表すグラフ、(b)は光学面18の正面図、(c)は光学面18を光線が透過する範囲のうち、領域Aが占める面積と、領域Bが占める面積を比較して示したグラフ、(d)は内視鏡光学系の物体側の各波長のピント位置を示す説明図である。

【図10】第二実施形態の内視鏡光学系における明るさ絞り16の開口の径が小のときの説明図で、(a)は内視鏡光学系全体としての縦収差図で、縦軸は瞳位置での光線高を、横軸は撮像素子17の受光面と各光線高の光線と光軸との交点までの距離を示し、g線、e線、c線のそれぞれの球面収差及び軸上(縦)色収差を表すグラフ、(b)は光学面18の正面図、(c)は光学面18を光線が透過する範囲のうち領域Aが占める面積と、領域Bが占める面積を比較して示したグラフ、(d)は内視鏡光学系の物体側の各波長のピント位置を示す説明図である。

【図11】第二実施形態の内視鏡光学系の一変形例の要部の構成を示す説明図である。

【図12】第二実施形態の内視鏡光学系の他の変形例の要部の構成を示す説明図で、(a)は光軸に沿う断面図、(b)は同心円状の領域ごとに色収差の発生量が異なる接合面18の正面図である。

【図13】本発明の内視鏡光学系における前記光学面の一構成例を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

#### 第一実施形態

図1は本発明の第一実施形態にかかる内視鏡光学系の該略構成、及び、内視鏡光学系に備わる明るさ絞りの開口の状態に応じたピント位置の変化を示す説明図で、(a)は明るさ絞りの開口の径が大のときのピント位置を示す図、(b)は(a)の状態において、内視鏡に備わる所定の同心円状の領域ごとに異なるパワーを有する接合面における光線の透過領域を

10

20

30

40

50

示す、接合面の正面図、(c)は(a)の状態において、所定の同心円状の領域ごとに異なるパワーを有する接合面を光線が透過する範囲における、異なるパワーを有する2つの領域の夫々が占める面積を比較して示すグラフ、(d)は明るさ絞りの開口の径が小のときのピント位置を示す図、(e)は(d)の状態において、内視鏡に備わる所定の同心円状の領域ごとに異なるパワーを有する接合面における光線の透過領域を示す、接合面の正面図、(f)は(d)の状態において、所定の同心円状の領域ごとに異なるパワーを有する接合面を光線が透過する範囲における、異なるパワーを有する2つの領域の夫々が占める面積を比較して示すグラフである。

#### 【0030】

第一実施形態の内視鏡光学系は、明るさ絞り1と、結像レンズ2を有している。図1中、3は撮像素子である。

10

明るさ絞り1は、開口の径が大と小の2状態に可変に構成されている。

結像レンズ2は、屈折率の異なる2つの光学部材2a, 2bを接合した接合レンズで構成されている。

結像レンズ2における2つの光学部材2a, 2bの接合面2<sub>1</sub>は、明るさ絞り1の近傍に配置されている。

接合面2<sub>1</sub>は、所定の同心円状の領域a, bごとに異なるパワーを有し、且つ、面内周辺部の領域bに対して面内中心部の領域aのパワーが大きくなるように、曲率の異なる面を同心円状に配置した状態に形成されている。

これにより、第一実施形態の内視鏡光学系では、接合面2<sub>1</sub>における領域aを透過する光線によるピント位置P<sub>a</sub>と、領域bを透過する光線によるピント位置P<sub>b</sub>とが存在し、明るさ絞り1の開口の径の状態を変化させることにより、ピント位置が変化している。

20

#### 【0031】

また、接合面2<sub>1</sub>は、接合面2<sub>1</sub>における明るさ絞り1の開口の径が小のときに光線が透過する領域(図1(e)の領域A<sub>2</sub>)を領域(小)、明るさ絞り1の開口の径が大のときに光線が透過する領域(図1(b)の領域A<sub>1</sub>)から領域(小)を除いた領域を領域(大)としたとき、複数のパワーを有する接合面2<sub>1</sub>の領域(小)の収束作用が領域(大)の収束作用より大きくなるように構成されている。

#### 【0032】

30

このように構成された第一実施形態の内視鏡光学系では、ピント位置P<sub>a</sub>からの光は接合面2<sub>1</sub>における領域aを、ピント位置P<sub>b</sub>からの光は接合面2<sub>1</sub>における領域bを夫々透過して撮像素子3の撮像面上に結像する。

#### 【0033】

ここで、図1(a)に示すように、明るさ絞り1の開口の径が大のときは、図1(b)及び図1(c)に示すように、接合面2<sub>1</sub>を光線が透過する範囲A<sub>1</sub>において、領域bが占める面積の方が、領域aが占める面積よりも広くなる。このため、光線が透過する面積の広い領域bの作用が支配的となり、内視鏡光学系のピント位置は領域bを透過する光線によるピント位置P<sub>b</sub>となる。

#### 【0034】

40

一方、図1(d)に示すように、明るさ絞り1の開口の径が小のときは、図1(e)及び図1(f)に示すように、接合面2<sub>1</sub>を光線が透過する範囲A<sub>2</sub>において、領域aが占める面積の方が、領域bが占める面積よりも広い。このため、光線が透過する面積の広い領域aの作用が支配的となり、内視鏡光学系のピント位置は領域aを透過する光線によるピント位置P<sub>a</sub>となる。

#### 【0035】

このように、第一実施形態の内視鏡光学系では、開口の径が複数の大きさに可変の明るさ絞り1と、面内における光軸を中心とする所定の同心円状の領域a, bごとにパワーが異なる接合面2<sub>1</sub>を組み合わせることにより、明るさ絞り1の開口の径の大きさに応じてピント位置P<sub>a</sub>, P<sub>b</sub>が移動する。

50

## 【0036】

ここで、第一実施形態の内視鏡光学系では、さらに、この同心円状の領域ごとにパワーが異なる接合面 $2_1$ を光学部材 $2a$ 、 $2b$ を接合することによって構成し、且つ、この2つの光学部材 $2a$ 、 $2b$ の屈折率を異ならせている。このため、第一実施形態の内視鏡光学系によれば、接合面 $2_1$ において同心円状の領域 $a$ 、 $b$ ごとの曲率差を大きくとることができ、従来の特許文献1に記載の内視鏡光学系における複数焦点レンズに比べて加工がし易くなる。

## 【0037】

この作用効果に関し、図2、図3を用いて、第一実施形態の内視鏡光学系の特許文献1に記載の内視鏡光学系と比較しながら説明する。

10

図2は第一実施形態の内視鏡光学系の要部の構成を示す図で、(a)は光軸に沿う断面図、(b)は同心円状の領域ごとにパワーが異なる光学面の正面図、図3は比較例1にかかる特許文献1に記載の内視鏡光学系の要部の構成を示す図で、(a)は光軸に沿う断面図、(b)は同心円状の領域ごとにパワーが異なる光学面の正面図である。

## 【0038】

比較例1の内視鏡光学系は、図3に示すように、明るさ絞り51と、結像レンズ52を有している。

明るさ絞り51は、図1に示した第一実施形態の内視鏡光学系の明るさ絞り1と同様、開口の径が複数の大きさに可変に構成されている。

20

結像レンズ52は、明るさ絞り51側の面 $52_1$ が所定の同心円状の領域 $a1$ 、 $b1$ ごとに異なるパワーを有し、面内周辺部の領域 $b1$ に対して面内中心部の領域 $a1$ のパワーが大きくなるように、曲率の異なる面を同心円状に配置した状態に形成されている。なお、図3の例では、領域 $a1$ が曲率半径 $RA$ の曲面、領域 $b1$ は平面に形成されている。

これにより、比較例1の内視鏡光学系では、明るさ絞り51側の面 $52_1$ における領域 $a1$ を透過する光線によるピント位置（図示省略）と、領域 $b1$ を透過する光線によるピント位置（図示省略）とが存在し、明るさ絞り51の開口の形状を変化させることにより、ピント位置が変化するようにになっている。

## 【0039】

ここで、比較例1の内視鏡光学系では、所定の同心円状の領域 $a1$ 、 $b1$ ごとに異なるパワーを有する明るさ絞り51側の面 $52_1$ は、空気とレンズ硝材との境界面となっている。このため、レンズ硝材に屈折率が低いものを用いたとしても、空気との屈折率差は最低でも約0.4以上となる。

30

しかし、境界面（明るさ絞り51側の面 $52_1$ ）の屈折率差が0.4以上あると、内視鏡光学系のピント位置を変化させるのに必要な焦点距離の変化を境界面内での部分的な曲率の変化で実現させるのに必要とする境界面内の部分間の曲率差は非常にわずかなものになってしまう。

そして、図3の構成において、平面である領域 $b1$ に対してわずかな焦点距離の差を領域 $a1$ に持たせようとする場合、領域 $a1$ の曲率半径は大きくなってしまい、境界面は、全体的に領域間の曲率の差が少ないメリハリの無い面となる。一般的に形状変化の乏しいメリハリの無い面を高精度に加工するのは難しい。

40

## 【0040】

このため、比較例1の内視鏡光学系では、所定の同心円状の領域 $a1$ 、 $b1$ ごとに異なる複数のパワーを有する光学面 $52_1$ を有する結像レンズ52の製造コストが大きくなってしまう。

## 【0041】

一方、第一実施形態の内視鏡光学系は、図1を用いて説明したように、開口の形状が可変である明るさ絞り1の近傍に、2つの光学部材 $2a$ 、 $2b$ を接合してなる接合面 $2_1$ を配置し、接合面 $2_1$ は所定の同心円状の領域 $a$ 、 $b$ ごとに異なる複数のパワーを、面内周辺部の領域 $b$ に対して面内中心部の領域 $a$ のパワーが大きくなるように、曲率の異なる面を同心円状に配置した状態に形成されている。なお、図2の例では、領域 $a$ が曲率半径 $R$

50

Bの曲面、領域bは平面に形成されている。

【0042】

ここで、第一実施形態の内視鏡光学系では、所定の同心円状の領域a, bごとにパワーが異なる光学面を光学部材2a, 2bの接合面2<sub>1</sub>で構成している。このため、光学部材2a, 2bの屈折率差が、比較例1の内視鏡光学系の結像レンズ52の明るさ絞り51側の面52<sub>1</sub>における空気とレンズ硝材の屈折率差よりも小さくなるように、光学部材2, 2bのそれぞれに屈折率の異なる硝材を用いることができる。

【0043】

光学部材2a, 2bの屈折率差が、比較例1の内視鏡光学系の結像レンズ52の明るさ絞り51側の面52<sub>1</sub>における空気とレンズ硝材との屈折率差よりも小さくなるようにすると、比較例1の内視鏡光学系における領域a1と同じパワーを領域aに持たせた場合に、領域aの曲率半径RBを領域a1の曲率半径RAよりも小さくすることができる。

このため、第一実施形態の内視鏡光学系によれば、異なるパワーを有する光学面（接合面2<sub>1</sub>）における領域間の曲率の差を大きくすることができる。よって、接合面2<sub>1</sub>は全体的に領域間の曲率の差の大きいメリハリのある形状に加工することができる。

【0044】

従って、第一実施形態の内視鏡光学系によれば、オートアイリス（自動絞り）機構と組み合わせることでオートアイリス機構のみで得られる深度拡大（観察範囲拡大）に加えてピント位置変化の作用によりさらに観察範囲を広げ易くすることができる。

【0045】

なお、接合面2<sub>1</sub>を形成する2つの光学部材2a, 2bは、互いの屈折率差が0より大きく、且つ0.3以内であるのが好ましい。

このようにすれば、領域a, b間に所定のパワー（収束作用）差を設ける際に、接合面2<sub>1</sub>の領域a, b間の曲率差をより大きくとることができ、光学部材2a, 2bにおける接合側の面をより加工しやすい形状とすることができる。

【0046】

さらに、2つの光学部材2a, 2bは、互いのアッペ数差が10以下であるのが好ましい。

このようにすれば、接合面2<sub>1</sub>において互いに曲率が異なるそれぞれの領域a, bでの色収差の発生を小さく抑えることができる。よって、高画質な被写体画像を保ちつつ実用観察範囲を広げることができる。

【0047】

また、第一実施形態の内視鏡光学系によれば、明るさ絞り1が、開口の径が大と小の2状態に可変であり、複数のパワーを有する接合面2<sub>1</sub>が、接合面2<sub>1</sub>における明るさ絞り1の開口の径が小のときに光線が透過する領域を領域（小）、明るさ絞りの開口の径が大のときに光線が透過する領域から領域（小）を除いた領域を領域（大）としたとき、複数のパワーを有する接合面2<sub>1</sub>の領域（小）の収束作用が領域（大）の収束作用より大きくなるように構成したので、近点側へ観察範囲を大きく拡大することができる。

【0048】

この点に関し、第一実施形態の内視鏡光学系に、内視鏡光学系への入射光量に応じて明るさ絞り1の開口の径について大と小の2つの状態から最適なものを選択する2段切り替えオートアイリス機構を組み合わせた場合について説明する。

オートアイリス機構による可変絞り1の開口の径の変化と複数のパワーを有する接合面2<sub>1</sub>との組み合わせにより得られる効果（ピント位置の移動）は上述した通りである。ここで、被写体を内視鏡に近接させると、オートアイリス機構により明るさ絞り1の開口の径が小となり、開口を透過する光の全てが接合面2<sub>1</sub>における領域（小）（即ち、図1(e)における領域A2）を透過する。このとき、接合面2<sub>1</sub>における領域（小）の収束作用は領域（大）（即ち、図1(b)における領域A1から図1(e)における領域A2を除いた領域）の収束作用より大きいいため、ピント位置が近点側に移動する。

【0049】

このため、第一実施形態の内視鏡光学系によれば、オートアイリス機構のみで得られる深度拡大に加えて、明るさ絞り 1 の開口の径を小にしたときにピント位置を近点側に移動させる作用により、特に近点側への観察範囲を実用的な程度に大きく拡大することができる。

しかも、接合面 2<sub>1</sub> は、上述したように、屈折率の異なる 2 つの光学部材 2 a , 2 b を接合した構成であるため、加工しやすい面形状とすることができ、特に近点側への観察範囲を拡大させ易くなる。

#### 【0050】

さらに、この点に関し、比較例として結像レンズの全面が同じ曲率で形成されている通常の内視鏡光学系に 2 段切り替えオートアイリス機能を組み合わせたときの被写界深度の拡大の様子と、第一実施形態の内視鏡光学系に 2 段切り替えオートアイリス機能を組み合わせたときの被写界深度の拡大の様子とを図 5、図 4 を用いて比較説明する。

図 4 は第一実施例の内視鏡光学系における明るさ絞りの開口の径と被写界深度及びピント位置との関係を示す概念図で、(a) は明るさ絞りの開口の径が大のときの被写界深度及びピント位置を示す図、(b) は明るさ絞りの開口の径が小のときの被写界深度及びピント位置を示す図である。図 5 は比較例 2 にかかる内視鏡光学系における明るさ絞りの開口の径と被写界深度及びピント位置との関係を示す概念図で、(a) は明るさ絞りの開口の径が大のときの被写界深度及びピント位置を示す図、(b) は明るさ絞りの開口の径が小のときの被写界深度及びピント位置を示す図である。

#### 【0051】

比較例にかかる結像レンズの全面が同じ曲率で形成されている通常の内視鏡光学系では、図 5 (a) , (b) に示すように、明るさ絞り 1 の開口の径が大のときの内視鏡のピント位置 8 と、明るさ絞り 1 の開口の径が小のときの内視鏡のピント位置 11 は同じ位置に位置する。なお、図 5 中、7 は明るさ絞り 1 の開口の径が大のときの内視鏡光学系、9 は明るさ絞り 1 の開口の径が大のときの内視鏡の被写界深度範囲、10 は明るさ絞りの開口の径が小のときの内視鏡光学系、12 は明るさ絞り 1 の開口の径が小のときの内視鏡の被写界深度範囲をそれぞれ示している。

#### 【0052】

即ち、明るさ絞り 1 の開口が小のときは、F ナンバーが大きくなるため被写界深度が広がる。ただし、図 5 (b) に示すように、F ナンバーの変化による被写界深度の近点側拡大量は遠点側ほど大きくない。このため、上述したように、近接拡大の要望に対しては不十分なものとなる。

#### 【0053】

これに対し、第一実施形態の内視鏡光学系では、図 4 (a) , (b) に示すように、明るさ絞り 1 の開口の径が大のときの内視鏡のピント位置 8 と、明るさ絞り 1 の開口の径が小のときの内視鏡のピント位置 13 は異なる位置に位置し、明るさ絞り 1 の開口の径が小のときの内視鏡のピント位置 13 は近点側に移動する。なお、図 4 中、7 は明るさ絞り 1 の開口の径が大のとき内視鏡光学系、9 は明るさ絞り 1 の開口の径が大のときの内視鏡の被写界深度範囲、10 は明るさ絞り 1 の開口の径が小のときの内視鏡光学系、14 は明るさ絞り 1 の開口の径が小のときの内視鏡の被写界深度範囲をそれぞれ示している。

#### 【0054】

即ち、明るさ絞り 1 の開口の径が小のときは、F ナンバーが大きくなることにより被写界深度が広がるとともに、図 4 (b) に示すように、さらに近点側に移動したピント位置 13 を中心として被写界深度が広がる。

このため、第一実施形態の内視鏡光学系によれば、被写界深度の近点側拡大量が、図 5 (b) に示した比較例 2 の内視鏡光学系よりも大きくなる。

#### 【0055】

### 第二実施形態

図 6 は本発明の第二実施形態にかかる内視鏡光学系の概略構成を示す説明図、図 7 は図 6 の内視鏡光学系の要部の構成を示す図で、(a) は光軸に沿う断面図、(b) は同心円状の領

10

20

30

40

50

域ごとに色収差発生量が異なる光学面の正面図である。図 8 は第二実施形態の内視鏡光学系の同心円状の領域ごとに色収差発生量が異なる光学面を透過する各波長それぞれの屈折方向のバラツキ量（分散）を示す説明図である。

第二実施形態の内視鏡光学系は、開口の径が 2 つの状態に可変である明るさ絞り 16 と、明るさ絞り 16 の近傍に配置された光学面 18 とを有している。図 6 中、17 は撮像素子、19 は光軸である。

光学面 18 は、所定の同心円状の領域 A、B ごとに色収差発生量を異ならせて構成されている。

そして、第二実施形態の内視鏡光学系は、明るさ絞り 16 の開口の径を変化させることにより、任意の波長のピント位置が変化している。10

この点に関し、図 8 ～ 図 10 を用いて説明する。

#### 【0056】

第二実施形態の内視鏡光学系では、光学面 18 における領域 A と領域 B では色収差発生量が異なるため、図 8 に示すように、領域 A を光線が透過する際の各波長（例えば g 線：435.8 nm、e 線：546.1 nm、C 線：656.3 nm）それぞれの屈折方向のバラツキ量（分散）と、領域 B を光線が透過する際の各波長（例えば g 線、e 線、C 線）それぞれの屈折方向のバラツキ量（分散）が異なる。

#### 【0057】

図 9 (a) は明るさ絞り 16 の開口の径が大のときの内視鏡光学系全体としての縦収差図であり、縦軸は瞳位置での光線高を、横軸は撮像素子 17 の受光面と各光線高の光線と光軸との交点までの距離を示し、g 線、e 線、C 線のそれぞれの球面収差及び軸上（縦）色収差を表している。20

光学面 18 における領域 A と領域 B では色収差発生量が異なるため、光線高が領域 A から領域 B に移るときに各波長のプロットは不連続となり、領域 A を透過してくる光線の軸上色収差が大きく残存している。また、領域 B を透過してくる光線の軸上色収差が良好に補正されている。

#### 【0058】

図 9 (b) は光学面 18 の正面図である。図 9 (b) 中、A1' は明るさ絞り 16 の開口の径が大のときに光学面 18 を光線が透過する範囲を示している。

図 9 (c) は光学面 18 を光線が透過する範囲のうち、領域 A が占める面積と、領域 B が占める面積を比較して示したグラフである。30

このように明るさ絞り 16 の開口の径が大のときは、領域 B を光線が通る面積の方が領域 A を光線が通る面積より広くなるため、面積の広い領域 B の作用が支配的となる。よって、軸上色収差は良好に補正されているため、図 9 (d) に示すように内視鏡光学系の物体側の各波長のピント位置は大きくは異なる。

#### 【0059】

図 10 (a) は明るさ絞り 16 の開口が小のときの内視鏡光学系全体としての縦収差図であり、縦軸は瞳位置での光線高を、横軸は撮像素子 17 の受光面と各光線高の光線と光軸との交点までの距離を示し、g 線、e 線、C 線のそれぞれの球面収差及び軸上（縦）色収差を表している。40

光学面 18 の領域間で色収差発生量が異なるため、光線高が領域 A から領域 B に移るときに各波長のプロットは不連続となり、領域 A を透過してくる光線の軸上色収差は大きく残存している。また、領域 B を透過してくる光線の軸上色収差は良好に補正されている。

#### 【0060】

図 10 (b) は光学面 18 の正面図である。図 10 (b) 中、A2' は明るさ絞り 16 の開口の径が小のときに光学面 18 を光線が透過する範囲を示している。

図 10 (c) は光学面 18 を光線が透過する範囲のうち、領域 A が占める面積と、領域 B が占める面積を比較して示したグラフである。

このように、明るさ絞り 16 の開口の径が小のときは、領域 A を光線が通る面積の方が、領域 B を光線が通る面積より広いため、面積の広い領域 A の作用が支配的となる。よっ 50

て、軸上色収差は大きく残存しているため、図 10 (d)に示すように内視鏡光学系の物体側の各波長のピント位置は大きく異なる。

#### 【0061】

このように、特定の波長（例えば g 線、C 線）に着目すると、明るさ絞り 16 の開口の径の変化によってピント位置が変化する。

よって、第二実施形態の内視鏡光学系によれば、特定波長での観察を行う場合に観察範囲を広げることができる。

なお、第二実施形態の内視鏡光学系を用いた内視鏡において、可視光観察する際には、明るさ絞り 16 の開口の径を大にすることで、色収差の少ない高画質な可視光被写体像を得ることができる。

10

#### 【0062】

なお、第二実施形態の内視鏡光学系においては、光学面 18 の少なくとも一部の領域を回折光学面で構成するのが好ましい。例えば、図 11 に示すように明るさ絞り 16 の近傍の光学面 18 の一部に回折光学素子 26 を配置する。このようにすると、光学面 18 の一部にのみ特定の色収差を持たせることができる。

回折光学素子は、色収差の発生させ方の自由度が高い。このため、光学面 18 の一部に回折光学素子 26 を配置すると、上述した明るさ絞り 16 の開口の径の変化によって特定波長のピント位置が変化する効果をさらに強め、特定波長のピント移動量を大きくすることができる。

また、回折光学素子は金型による複製が容易であり、また、フォトリソグラフィー手法や、プラスチックのモールド手法で安価に製造できるため、色収差発生量が異なる複数の領域を内視鏡光学系の光軸を中心として同心円状に備えてなる光学面を安価に製造することができる。

20

#### 【0063】

また、第二実施形態の内視鏡光学系は、図 12 (a)に示すように、光学面 18 を互いのアッペ数差が 10 以上ある 2 つの光学部材 2a' , 2b' を接合した接合面で構成してもよい。

接合面 18 は、領域 A と領域 B の 2 つの領域に分かれており、領域 A のみ曲率を有していて、領域 B は平面となっている。このようにすると、領域 A 部と領域 B 部とで色収差の発生の仕方及び発生量を異ならせることができる。なお、図 12 (b)は接合面 18 の正面図であり、色収差発生量が異なる領域 A、領域 B が内視鏡光学系の光軸 19 を中心として同心円状に備えてなる光学面の様子を示している。

30

#### 【0064】

さらに、2 つの光学部材 2a' , 2b' は、互いの屈折率差が 0 より大で 0.1 以内であるのが好ましい。

2 つの光学部材 2a' , 2b' の屈折率差を 0 より大で 0.1 以内にしないと、接合面 18 のうち曲率を有する領域 A は接合面を構成する両光学部材 2a' , 2b' のアッペ数差、屈折率差より、平面である領域 B に対して色収差発生量が異なると同時にパワーも異なる。その場合、色収差発生量の違いによるピント位置変化の作用とパワーの相違によるピント位置変化の作用とが互いに相殺してピント位置が変化しないことが起こり得る。

40

#### 【0065】

一方、2 つの光学部材 2a' , 2b' の屈折率差を 0 より大で 0.1 以内にすると、曲率を有する領域 A において、パワー（収束作用）の発生を小さく抑えることができるため、領域 B との間に色収差の発生の仕方及び発生量の差を持たせて任意の波長のピント位置を確実に変化させることができる。

#### 【0066】

### 第三実施形態

第三実施形態の内視鏡光学系は、第一実施形態及び第二実施形態の内視鏡光学系における、明るさ絞り 1 (16) の開口の径が大と小の 2 状態に可変であり、明るさ絞り 1 (16) の開口の径が大のときの内視鏡光学系の F ナンバーを F (開)、明るさ絞り 1 (16)

50

）の開口の径が小のときの内視鏡光学系の F ナンバーを F（閉）としたとき、次の条件式 (1) を満足するように構成されている。

$$(F(\text{開})/F(\text{閉}))^2 \geq 0.39 \quad \dots (1)$$

条件式 (1) を満足すると、可変絞りと 2 重焦点レンズを用いた構成（第一実施形態における明るさ絞り 1 と光学面 2、第二実施形態における明るさ絞り 16 と光学面 18）の効果を良好に発揮することができる上、二重焦点レンズの効果が大きくなり過ぎることがなく、明るさ絞り 1（16）の開口の径を大にしたときに適切な深度が得られる。

#### 【0067】

その他、本発明の内視鏡光学系においては、前記明るさ絞りの位置から前記光学面までの光軸上の距離を L（mm）、前記明るさ絞りの開口の径が最小のときの開口径を A<sub>S小</sub>（mm）としたとき、次の条件式 (2) を満足するのが好ましい。

$$0 \leq L/A_{S小} \leq 1 \quad \dots (2)$$

内視鏡光学系が取り込む光束は、明るさ絞りの位置で最も収束し、明るさ絞りを通過後、像面（撮像素子面）の各位置に向かい拡散する。このため、光学面を明るさ絞りから遠くに配置すると、その光学面の光束透過範囲は大きくなってしまい、その光学面を有する光学素子が大きくなってしまう。しかるに、前記明るさ絞りの位置から前記光学面までの光軸上の距離 L を、条件式 (2) を満たすように設定すると、前記明るさ絞りから前記光学面までの距離が近くなり、前記光学面の光束透過範囲を小さくすることができる。その結果、前記光学面を有する光学素子も小さくすることができ、コンパクトな内視鏡光学系とすることができる。

#### 【0068】

また、本発明の内視鏡光学系においては、前記光学面に対して前記明るさ絞りに近い側の光学部材が紫外線硬化型樹脂で構成するのが好ましい。

本発明において、前記光学面は屈折率やアッペ数の異なる 2 種類の光学部材を接合した接合面である。ここで、2 つのレンズを加工し、高精度に 2 つのレンズを接合する構成では、高コストとなってしまうことは免れない。

しかるに、本発明において、上記のように、前記光学面に対して前記明るさ絞りに近い側の光学部材が紫外線硬化型樹脂で構成した例を、図 13 を用いて説明する。

図 13 は本発明の内視鏡光学系における前記光学面の一構成例を示す説明図である。図 13 中、20 は明るさ絞り、21 は光学面、22 は明るさ絞り 20 側の面に光学面 21 を加工したレンズ、23 はカバーガラス、24 は紫外線硬化型樹脂である。この紫外線硬化型樹脂 24 は、カバーガラス 23 とレンズ 22 を接合している。

このように構成すると、1 つのレンズと紫外線硬化型樹脂との境界面を前記光学面とすることができるので、もう 1 つのレンズを加工して接合することを不要とすることができ、コストを低減することができる。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0069】

本発明は、被写界深度の近点側をより拡大して内視鏡観察をすることが求められる分野に有用である。

#### 【符号の説明】

#### 【0070】

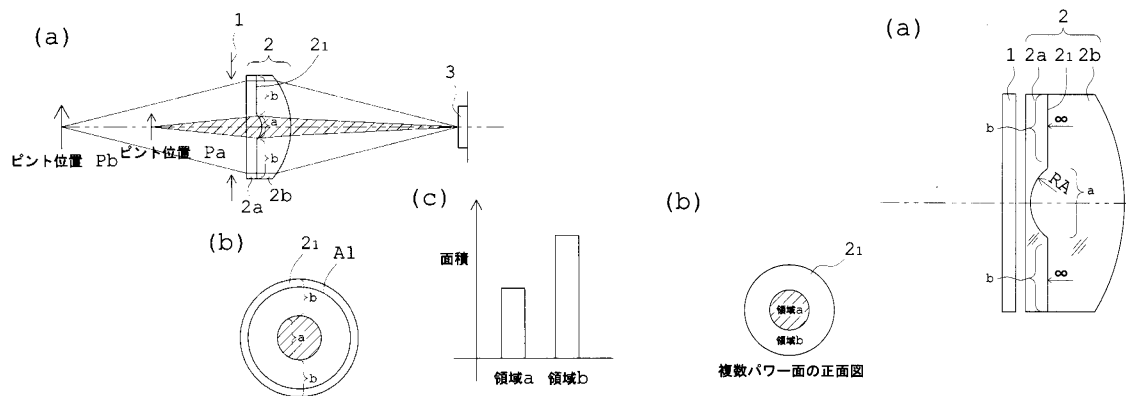
- |                |                                |
|----------------|--------------------------------|
| 1、16、20        | 明るさ絞り                          |
| 2              | 結像レンズ                          |
| 2a、2b          | 光学部材                           |
| 2a'、2b'        | 互いのアッペ数差が 10 以上ある 2 つの光学部材     |
| 2 <sub>1</sub> | 接合面                            |
| 3              | 撮像素子                           |
| 7              | 明るさ絞り 1 の開口の径が大のときの内視鏡光学系      |
| 8              | 明るさ絞り 1 の開口の径が大のときの内視鏡のピント位置   |
| 9              | 明るさ絞り 1 の開口の径が大のときの内視鏡の被写界深度範囲 |

|                  |                                                |
|------------------|------------------------------------------------|
| 1 0              | 明るさ絞り 1 の開口の径が小のときの内視鏡光学系                      |
| 1 1、1 3          | 明るさ絞り 1 の開口の径が小のときの内視鏡のピント位置                   |
| 1 2、1 4          | 明るさ絞り 1 の開口の径が小のときの内視鏡の被写界深度範囲                 |
| 1 8、2 1          | 光学面                                            |
| 1 9              | 光軸                                             |
| 2 2              | 明るさ絞り 2 0 側の面に光学面 2 1 を加工したレンズ                 |
| 2 3              | カバーガラス                                         |
| 2 4              | 紫外線硬化型樹脂                                       |
| 5 1              | 明るさ絞り                                          |
| 5 2              | 結像レンズ                                          |
| 5 2 <sub>1</sub> | 明るさ絞り 5 1 側の面                                  |
| a、a 1、A          | 面内中心部の領域                                       |
| b、b 1、B          | 面内周辺部の領域                                       |
| P a              | 領域 a を透過する光線によるピント位置                           |
| P b              | 領域 b を透過する光線によるピント位置                           |
| A 1              | 明るさ絞り 1 の開口の径が大のときにおける接合面 2 <sub>1</sub> を光線が透 |
| 過する範囲            |                                                |
| A 2              | 明るさ絞り 1 の開口の径が小のときにおける接合面 2 <sub>1</sub> を光線が透 |
| 過する範囲            |                                                |
| A                | 面内中心部の領域                                       |
| B                | 面内周辺部の領域                                       |
| A 1'             | 明るさ絞り 1 6 の開口の径が大のときにおける光学面 1 8 を光線が           |
| 透過する範囲           |                                                |
| A 2'             | 明るさ絞り 1 6 の開口の径が小のときにおける光学面 1 8 を光線が           |
| 透過する範囲           |                                                |
| 【図 1】            |                                                |

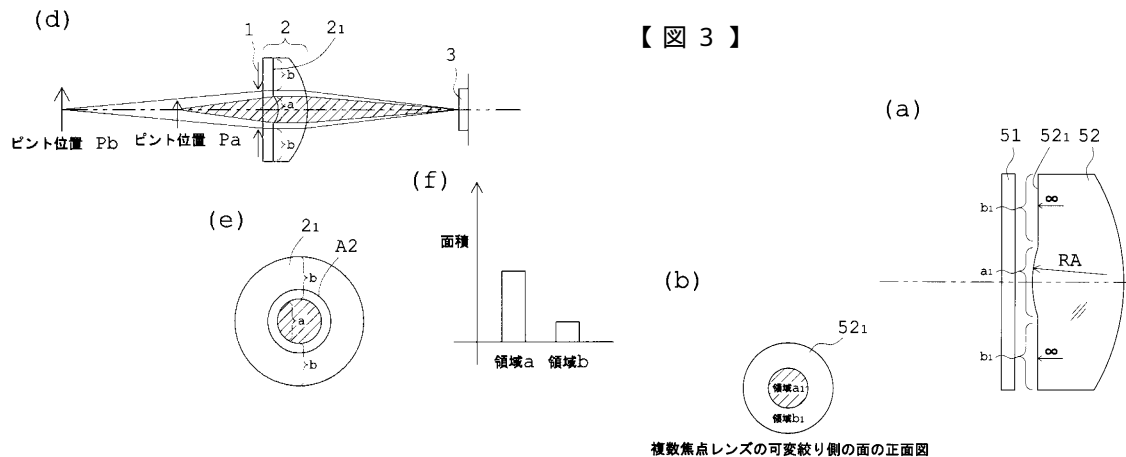
10

20

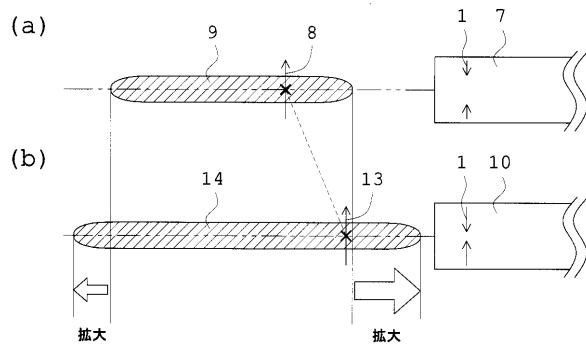
【図 2】



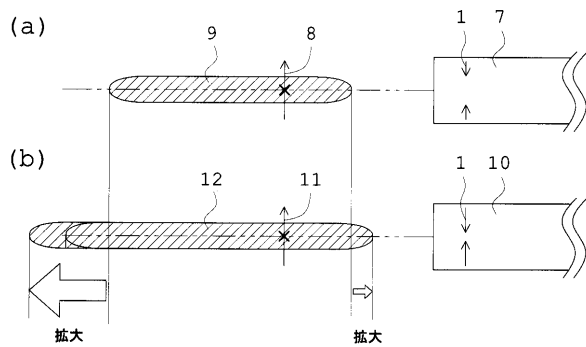
【図 3】



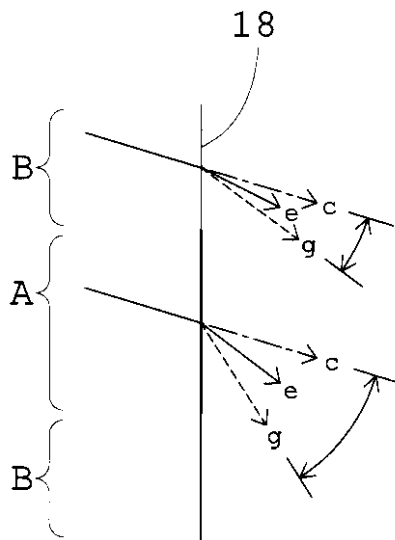
【図 4】



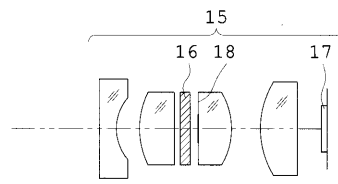
【図 5】



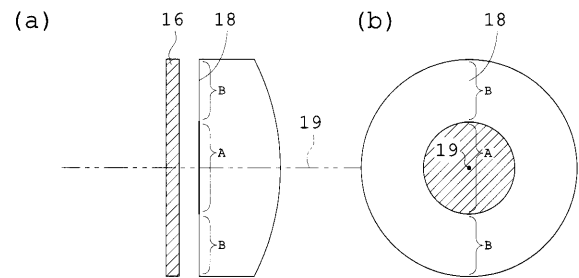
【図 8】



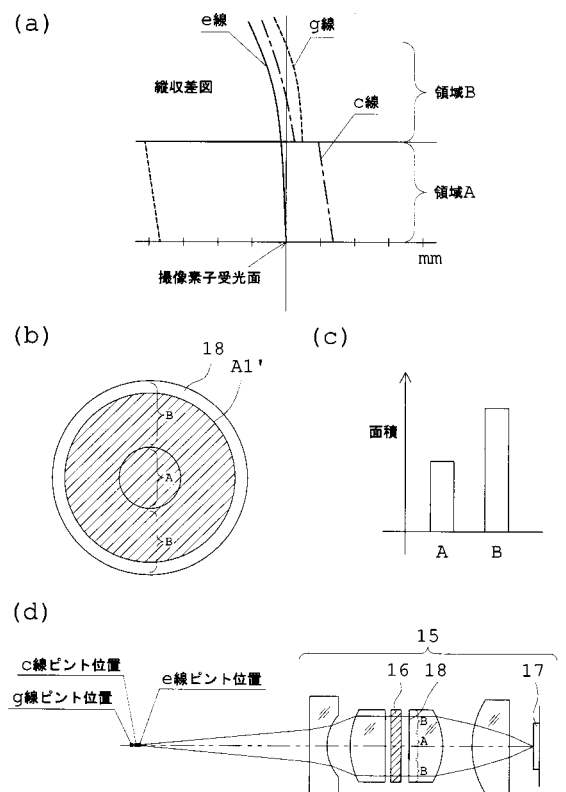
【図 6】



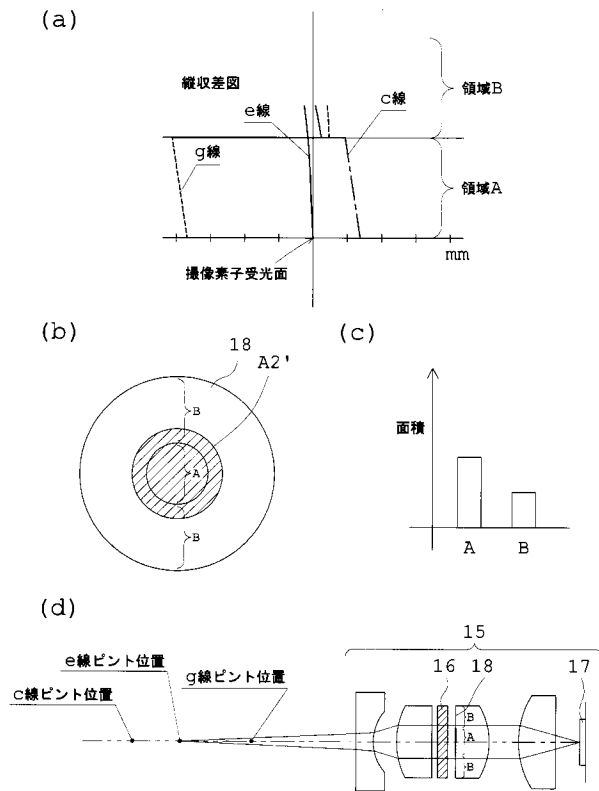
【図 7】



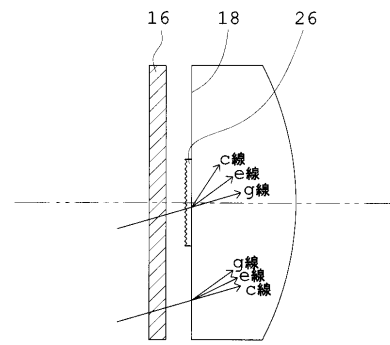
【図 9】



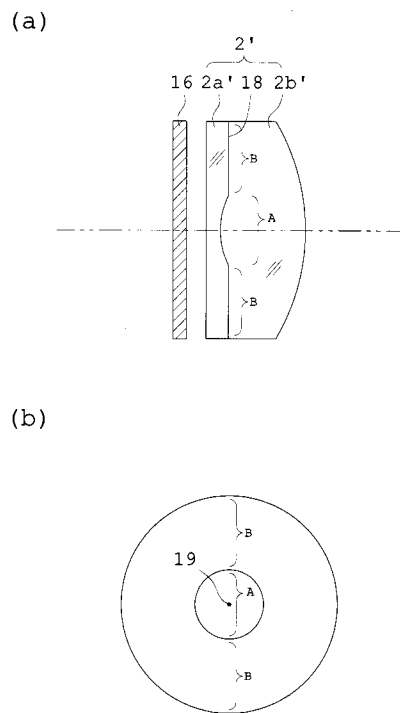
【図 10】



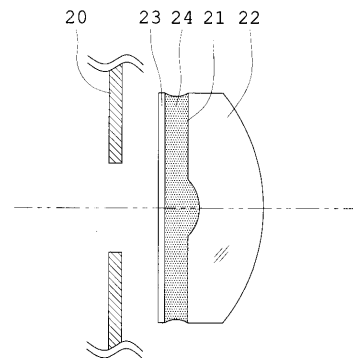
【図 11】



【図 12】



【図 13】



---

フロントページの続き

(72)発明者 笹本 勉

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA08 CA23 GA02

2H087 KA10 LA03 NA14 PA04 PA17 PB04 QA16 QA21 QA25 QA31

QA41 QA45 RA32 RA43 RA44 RA46

4C061 BB01 FF40 NN01 PP13

|                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内视镜光学系                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2010220663A</a>                                                                                                                                                                                                                                                                            | 公开(公告)日 | 2010-10-07 |
| 申请号            | JP2009068437                                                                                                                                                                                                                                                                                             | 申请日     | 2009-03-19 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯医疗株式会社                                                                                                                                                                                                                                                                                               |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | オリンパスメディカルシステムズ株式会社                                                                                                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| [标]发明人         | 森田和雄<br>村田佳史<br>笹本勉                                                                                                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| 发明人            | 森田 和雄<br>村田 佳史<br>笹本 勉                                                                                                                                                                                                                                                                                   |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 G02B13/04 G02B23/26                                                                                                                                                                                                                                                                             |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.300.Y G02B13/04.D G02B23/26.A A61B1/00.731                                                                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| F-TERM分类号      | 2H040/BA08 2H040/CA23 2H040/GA02 2H087/KA10 2H087/LA03 2H087/NA14 2H087/PA04 2H087/PA17 2H087/PB04 2H087/QA16 2H087/QA21 2H087/QA25 2H087/QA31 2H087/QA41 2H087/QA45 2H087/RA32 2H087/RA43 2H087/RA44 2H087/RA46 4C061/BB01 4C061/FF40 4C061/NN01 4C061/PP13 4C161/BB01 4C161/FF40 4C161/NN01 4C161/PP13 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够容易地制造镜头的镜头制造装置，可以获得高图像质量，具有比传统更宽的实际观察范围，同时确保实用亮度，并且可以扩展实际观察范围，特别是在近点侧提供了一种内窥镜光学系统。 解决方案：该内窥镜光学系统具有孔径光阑1，其孔径在多个状态下可变，并且光学表面布置在孔径光阑1附近，并且光学表面由光形成通过对于以轴为中心的每个预定同心区域使预定的光学特性不同，并且通过改变孔径光阑1的开口的状态，可以改变焦点位置Pa和Pb。到。优选地，光学表面由通过粘合具有不同折射率的两个光学构件2a和2b形成的粘合表面2 1 组成，并且粘合表面2 1 它对每个同心区域具有不同的功率。 点域1