

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 357773

(P2002 - 357773A)

(43)公開日 平成14年12月13日(2002.12.13)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
G 0 2 B 23/26		G 0 2 B 23/26	A 2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	Y 2 H 0 4 4
G 0 2 B 7/04		G 0 2 B 7/08	B 2 H 0 8 7
7/08			C 4 C 0 6 1

13/00

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 14数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001 - 167760(P2001 - 167760)

(22)出願日 平成13年6月4日(2001.6.4)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 金野 光次郎

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100097777

弁理士 荏澤 弘 (外 7 名)

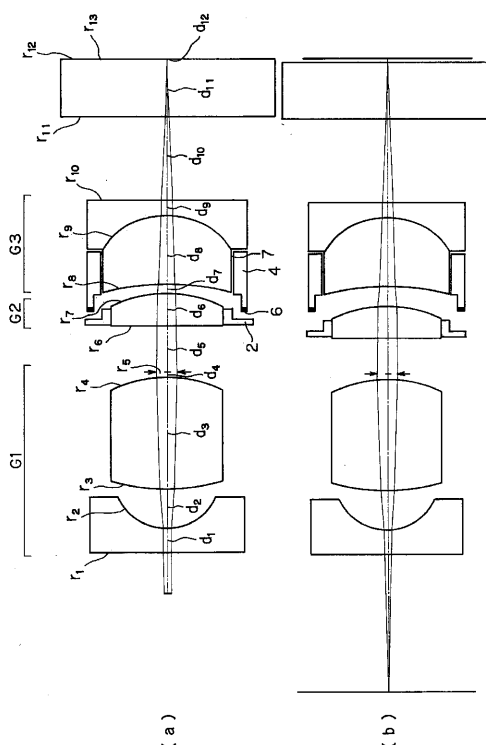
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 光学コンポーネントとそれを用いた内視鏡、内視鏡光学系

(57)【要約】

【課題】 ワイヤーによる従来型の拡大内視鏡の診断能を損ねることなく、小径な拡大内視鏡を実現する。

【解決手段】 正パワーを有する第1レンズ群G1と、正パワーを有する第2レンズ群G2、負パワーを有する第3レンズ群G3を備えた光学系において、第2レンズ群G2と連結している枠部2と電極部6を有する基板部4とをさらに備え、枠部2は電極部6による静電力の作用を受けて第2レンズ群G2を駆動させることにより、光学系の作動距離を可変とする内視鏡光学系。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 静電力を発生させる電極部を有する基板部と、静電気的作用を受けることのできる枠部とを備えており、前記枠部が光学レンズと連結しており、静電駆動的作用によって前記光学レンズを駆動可能な光学コンポーネントにおいて、前記基板部に穴を形成したことを特徴とする光学コンポーネント。

【請求項 2】 物体側から順に、正パワーを有する第 1 レンズ群、正パワーを有する第 2 レンズ群、負パワーを有する第 3 レンズ群を備えた光学系において、第 2 レンズ群と連結している枠部と電極部を有する基板部とをさらに備え、前記枠部は前記電極部による静電力的作用を受けて前記第 2 レンズ群を駆動させることにより、光学系の作動距離を可変とすることを特徴とする内視鏡光学系。

【請求項 3】 物体側から順に、正パワーを有する第 1 レンズ群と、正パワーを有する第 2 レンズ群を備えた光学系において、第 2 レンズ群と連結している枠部と電極部を有する基板部とをさらに備え、前記枠部は前記電極部による静電力的作用を受けて前記第 2 レンズ群を駆動させることにより、光学系の作動距離を可変とすることを特徴とする内視鏡光学系。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、光学コンポーネントとそれを用いた内視鏡、内視鏡光学系に関し、特に、固体撮像素子を用いた撮像光学系において物体距離を変動させながら拡大を行う光学系に関するものである。

【0002】

【従来の技術】近年、小型の CCD（固体撮像素子）を用いた電子式内視鏡が流行っている。電子式内視鏡によれば、体腔内の病変を TV モニター上で多人数で観察することができるので、複数の医者で観察及び診断が可能であり、また、患者も自分の病変を見ながら診断してもらえるという大なる効果がある。

【0003】このような内視鏡の中でも、病変部を近接観察してその微細構造を観察することで、微小病変の浸潤の度合いや切除範囲の診断を目的としたいいわゆる拡大内視鏡が注目されている。

【0004】拡大内視鏡用の光学系には、例えば特公昭 61-44283 号や、特開平 4-218012 号のもの等がある。これらの光学系は、それぞれ 3 群式、4 群式の拡大光学系であり、何れも光学系中の特定のレンズを軸方向に変位することで観察倍率を可変せしめ、病変部をより大きな倍率で観察することができる。

【0005】ところで、従来の拡大型内視鏡におけるレンズを駆動する方法を図 12 に示す。図 12 中、光学系中の凹レンズを収めた枠がワイヤーと結合しており、ワイヤーを図示しない手元側で押し引きすることで、凹レンズを光軸方向に駆動する。これにより、光学系の作動

距離を可変し、近接観察を実現することができる。

【0006】一方、最近では、半導体プロセスの技術を用いて、微細なアクチュエーター素子等を実現する、いわゆる MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) 技術を用いた研究が進められている。この技術を利用した例を図 13 に示す。図 13 は、可変焦点凹面鏡の断面図を表すものである。図 13 において、シリコン部には金属膜が蒸着されており、鏡の役割を果たすことができる。ここで、可変電源を駆動すると、電極とシリコンとの静電力によりシリコンが変形し、凹面鏡的作用を発生することができる。このような技術を、例えば前述の拡大内視鏡に応用し、内視鏡の光路中に配置することで、光学系の作動距離を可変にし、近接したときの像のフォーカス調整を行うような構成が考えられる。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】従来における拡大内視鏡だと、レンズの占めるスペース以外に、ワイヤー部分が占めるスペースが存在してしまうので、内視鏡としてどうしても太径になってしまい、患者が苦痛に感じやすいという問題がある。

【0008】この問題を解決する手段として、前述の可変焦点凹面鏡を図 12 に示すような内視鏡光学系に適用すると、一度光路を折り曲げる関係上、やはり径方向の大きさが太くなるという欠点がある。また、一回反射になるので、像が裏像になってしまうという問題がある。さらに、静電引力によってミラーを変形させる関係上、ミラーに対して余り大きな変形が見込めず、内視鏡としては十分なピント調整力を得ることができず、十分に近接観察することができない。つまり、十分に病変を拡大観察することができないのである。

【0009】本発明はこれら従来の MEMS 技術を用いて拡大内視鏡を実現する場合の問題点を解決し、ワイヤーによる従来型の拡大内視鏡の診断能を損ねることなく、小径な拡大内視鏡を実現することを目的としている。

【0010】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するための本発明の光学コンポーネントは、静電力を発生させる電極部を有する基板部と、静電気的作用を受けることのできる枠部とを備えており、前記枠部が光学レンズと連結しており、静電駆動的作用によって前記光学レンズを駆動可能な光学コンポーネントにおいて、前記基板部に穴を形成したことを特徴とするものである。

【0011】図 1 に、本発明による光学コンポーネントの概念図を示す。図 1 は分解斜視図であり、図中、フォーカスレンズ 1 は通常の光学レンズである。また、フォーカスレンズ 1 は図 3 (a) に示すような金属枠 2 に保持されており、この枠 2 は、四角形をしており、その四隅に短冊状に L 字状の板バネ 2₁ ~ 2₄ が各々二辺を囲

むように伸びており、板バネ $2_1 \sim 2_4$ の先端を固定したとき、図 3 (b) に示すようにバネ状に変形可能であり、レンズ 1 の光軸方向に駆動可能となっている。図 2 は、この光学コンポーネントの縦断面図を示しており、レンズ 1 を保持する枠 2 は上側基板 3 中に設けられており、その枠 2 の下側には一方の電極を構成するシリコン 5 が、下部基板 4 の枠 2 に面する側には電極 6 が設けられ、シリコン 5 と電極 6 の間に可変電源 8 が連結されている。このような配置により、可変電源 8 を動作させると、レンズ 1 を保持している枠 2 そのものと電極 6 の間に静電引力が働くため、枠 2 全体を光軸方向に電圧に応じた距離だけ駆動することが可能となり、結果的に通常の透過型のフォーカシングレンズ 1 を光軸方向に駆動することが可能になる。

【0012】しかしながら、これだけでは光学コンポーネントよりも像側に存在する固体撮像素子に像を導くことはできない。このため、下部基板 4 のフォーカシングレンズ 1 に対応する部分に穴 7 を形成し、その穴 7 を通してフォーカシングレンズ 1 を含むレンズ系による結像情報が遮られないようにする。これにより、光路を折り曲げる必要がなく、固体撮像素子に像を形成することが可能となる。なお、この穴 7 は結像情報が途中で遮られないように単に穴が開いているだけでもよいが、この穴 7 の中に別の光学系を取り付けるようにする方が設計的自由度がより向上する。

【0013】以上の構成をとることにより、レンズを移動させるワイヤーを使用することがないので、従来よりも小径化した拡大内視鏡光学系を達成することができる。

【0014】しかし、枠 2 の形状は図 3 のような四角形のままだと、レンズ 1 の周りの枠 2 が若干大きい。さらに工夫することにより、さらなる小型化を行うことが可能である。そのためには、枠 2 の周辺を駆動すべきフォーカシングレンズ 1 と略同形状をなすようにする。枠 2 は静電力の力を受けて光軸方向に変位できるように、X 及び Y 方向に短冊状に切断線が施されている。この切断線を 90° 方向に対して行うのではなく、*

$$m_2 < 3.0 \text{ (mg)}$$

ただし、 m_2 は第 2 レンズ群の質量である。もちろんこれは軽ければ軽い程供給すべき電圧を低くすることがで

$$m_2 < 2.0 \text{ (mg)}$$

さらには、

$$m_2 < 1.0 \text{ (mg)}$$

を満たすと、各々の質量に応じて電圧を下げることで、電源装置の制約条件を少なくできるため、コスト的に有利になっていく。ただし、上記条件式 (1) は、本方式による原理上の限界に近い質量である。

【0020】また、正パワーの第 2 レンズ群の駆動距離はいくらでもよいという訳ではなく、本発明の光学コンポーネントにおける静電力から、多くて 0.4 mm 程度

*フォーカシングレンズ 1 と略同形状になるようにするために、枠及び切断処理方向を同心円状に行うのである。例えば図 4 にそのような例を示す。また、このような工夫は枠 2 のみではなく、下部基板 4 に対して行っても有益であることは言うまでもない。

【0015】ところで、このような光学コンポーネントと相性の良い内視鏡光学系というの、最終的な小型拡大内視鏡を実現するに当たり重要な項目となる。本発明による光学コンポーネントを内視鏡に利用する際には、物体側から順に、正パワーを有する第 1 レンズ群と、正パワーを有する第 2 レンズ群よりなり、前記第 2 レンズ群中に上記の光学コンポーネントを備えることにより、第 2 レンズ群の駆動によって作動距離を変動させるような内視鏡光学系と特に相性が良い。

【0016】拡大観察を行うための内視鏡光学系には、大きく分けて、正レンズを変位させて作動距離を変えるタイプと、負レンズを変位させて作動距離を変えるタイプの 2 つに分けられる。ここで、本発明による光学コンポーネントは、従来のようなワイヤー駆動の拡大内視鏡に比べると、比較的小さな力量の静電引力でピント調整するので、レンズを大きく駆動することができない。このため、フォーカスレンズに負レンズを使用すると、小さい変位量の中で拡大内視鏡として十分なピント調整量を得るために、負パワーを大きくする必要が生じてしまうので、全長が大きく伸びてしまう。

【0017】したがって、本発明による光学コンポーネントとしては、フォーカスレンズには正レンズ群を使用することが望ましく、さらに望ましくは、この光学的パワーを最も効果的にピント調整の効果に換算するために、フォーカスレンズに入射する光線高をなるべく大きくする観点から、瞳位置にフォーカスレンズを配置する構成が望ましい。このためには、正パワーの第 2 レンズ群の前に明るさ絞りを配置することが望ましい。

【0018】なお、第 2 レンズ群は軽いことが望まれるが、その望ましい条件とは、具体的には以下の通りである。

【0019】

$$\dots (1)$$

きるので有利であり、

$$\dots (2)$$

$$\dots (3)$$

しか見込めない。すなわち、第 2 レンズ群の焦点距離 f_2 を、この小さな駆動量と、内視鏡対物レンズとして必要なピント調整能力とから決める必要がある。

【0021】ここで、内視鏡対物レンズとして必要なピント調整能力は、およそ焦点距離 $f_L = 1.65 \text{ mm}$ 、前側焦点距離 $f_F = 0.4 \text{ mm}$ 程度の内視鏡対物レンズにおいて、作動距離が 1.2 mm から 2.5 mm 程度変動

すればよい。このとき、像面の変動量 Δ_{img} は以下の式*【0022】で表される。

$$\Delta_{img} = \{ 1 / (f_F + 2.5) - 1 / (f_F + 12) \} \cdot f_L^2$$

・・・(4)

一方、リアフォーカスレンズにおけるフォーカス移動量に対する感度 k を算出する。(図5は概念図を示す。)図5において、結像レンズを両矢符で、物体をObjで、像面をImgで示し、結像レンズの前側焦点位置からの物体距*

$$Z / Z' = -\beta^2$$

が成り立つ。これを Z で微分して、

$$dZ' = -dZ\beta^2$$

となる。

【0023】一方、レンズを Δ 分だけ物体側に変動させ*

$$dZ = -\Delta$$

である。したがって、

$$dZ' = \Delta\beta^2$$

レンズが Δ 分だけ変動しているため、像面も Δ 分変動し*

$$\text{ピント移動量} = \Delta - dZ' = \Delta(1 - \beta^2)$$

レンズの移動量は Δ なので、レンズの移動に対する像面*20*の変動量 k は、

$$k = \Delta(1 - \beta^2) / \Delta = (1 - \beta^2)$$

で表すことができる。)

【0024】ここで、感度とはリアフォーカスレンズの変動量と像位置の変動量の比である。いま、リアフォーカスレンズの変動量は静電力から決まり、それは前記の*

$$1.8 < k$$

となる。

【0025】式(11)及び式(12)から、理想的に*

$$1.8 < (1 - \beta^2)$$

が内視鏡用として満たすべき条件式となる。ただし、 β 30* (12) が1.8を越えることはあり得ない。すなわち、前述のピント移動量を確保することは困難になるので、式(13)の条件を若干外れてしまい、

【0026】 β はある有限な値をとるので、実際には式*

$$0.9 < (1 - \beta^2)$$

程度となる。

【0027】この場合でも、近接内視鏡の仕様によっては拡大率が小さめでよいならば有益であるので、かまわない。なお、このときの k の値は光学系の本質的な特性を表しているため、ピント移動の前後であまり結果は変わらない。したがって、第2レンズ群をさらに分割して、物体側から順に、正のパワーを有する第1レンズと、正のパワーを有する第2レンズ、負のパワーを有する第3レンズよりなり、第2レンズの駆動によって作動距離を変動せしめる内視鏡であるとよりよい。

【0028】本発明による光学コンポーネントは比較的小さな力量しかないので、駆動するレンズは極力軽いことが望ましい。このためには、比較的焦点距離の短い単レンズを本光学コンポーネントで駆動することが望ましい。一方、内視鏡として必要となるピント調整量から計算すると、ピント調整に使用する正レンズの焦点距離は

$$k = (1 - \beta^2) \cdot \beta_R^2$$

)

*離を Z 、後側焦点位置からの距離を Z' 、結像レンズの焦点距離を f とした場合、Newtonの結像関係から、

・・・(6)

・・・(7)

*ると、自動的に物体までの距離 Z が Δ 分だけ小さくなるということなので、

・・・(8)

・・・(9)

*ているから、ピント移動量は、

・・・(10)

・・・(11)

*ようによおよ0.4mm以下である。一方、内視鏡として必要なピント調整量は式(5)から0.72mmであるので、満たされなければならない感度の条件は、

・・・(12)

*は、

・・・(13)

* (12) が1.8を越えることはあり得ない。すなわち、前述のピント移動量を確保することは困難になるので、式(13)の条件を若干外れてしまい、

・・・(14)

必要な結像性能を得るには短すぎる。逆に、負レンズによる補正をその単レンズの後ろに設けると、必要な結像性能を得ることができる。

【0029】ここで、前述の光学コンポーネントは下部基板4に穴7が形成されているから、その穴7にリレーレンズとしての第3レンズ群を配置することが可能である。図6は後記の実施例1の拡大内視鏡光学系の断面図であるが、下部基板4の穴7の中に負パワーの最終リレーレンズ群G3を配置し、その前にピント調整用の焦点距離の短い第2レンズ群G2を配置することで、内視鏡として必要な光学性能を実現している。

【0030】ここで、前記のフォーカス量を示す式(11)に対して、フォーカスレンズのさらに像面側に光学系が存在し、その倍率が β_R である場合は、その倍率の2乗を掛けて、

・・・(15)

とすることができる。

【0031】前記と同様、感度とはリアフォーカスレンズの変動量と像位置の変動量の比であり、その比から満

$$1.8 < (1 - \beta^2) \cdot \beta_R^2$$

が満たすべき条件式となる。ただし、 β が第2レンズ群の倍率、 β_R が第3レンズ群の倍率である。

【0032】前記の2群構成の第2レンズ群駆動によるフォーカシング方式に比べ、第2レンズ群と、第3レンズ群に分割する構成にすると、第3レンズ群の倍率 β_R

$$1 < (1 - \beta^2) \cdot \beta_R^2$$

程度とすることが望ましい。

【0034】なお、このときも、 k の値は光学系の本質的な特性を表しているため、ピント移動の前後であまり結果は変わらない。したがって、ピント移動の前後の何れかの位置で満たしていればよい条件である。

【0035】一方、フォーカシングレンズが単純に焦点距離が短いと、駆動距離に対して大きなピント調整能力

$$1 < f_2 / f_{Lwide}$$

(18)

ただし、 f_{Lwide} をワイド時(通常観察時)の光学系全20
系の焦点距離、 f_{Ltele} を近接観察時の光学系全系の焦点距離、 f_2 を第2レンズ群の焦点距離である。

【0037】式(18)の範囲において、 $f_2 / f_{Lwide} < 1$ となると、第2レンズ群の焦点距離が短くなりすぎるため、第3レンズ群のパワーを相対的に大きくする必要が生じ、その結果非点格差の発生を抑えることが困難となってくる。

【0038】一方、式(19)の範囲において、 $2.9 < f_2 / f_{Ltele}$ であると、第2レンズ群の焦点距離が長くなりすぎるため、必要なピント調整量を確保するこ30
とができない。

【0039】

【発明の実施の形態】以下に、本発明による拡大内視鏡光学系の実施例1～4を説明する。図6～図9にそれぞれ実施例1～4の通常観察時(a)と近接観察時(b)の断面図を示す。これらの実施例の数値データは後記する。

【0040】実施例1から実施例3の何れの拡大内視鏡光学系も、図6～図8に示すように、物体側から順に、正パワーを有する第1レンズ群G1、正パワーを有する40
第2レンズ群G2、負パワーを有する第3レンズ群G3よりなり、平凸正単レンズよりなる第2レンズ群G2の光軸方向の駆動によって、作動距離を変動させる実施例である。

【0041】第1レンズ群G1は、何れの実施例も、平凹負レンズと両凸正レンズからなるレンズグループであり、その像面側に開口絞りを有し、第3レンズ群G3は、実施例1、2は、像面側に凸の正メニスカスレンズと両凹負レンズとの接合レンズ、実施例3は、両凸正レンズと両凹負レンズとの接合レンズからなるレンズグル50

*たさなければならない感度の条件が決まる。式(12)及び式(15)から、

$$\dots (16)$$

を工夫することができるので、条件式(12)を十分に満たすことが可能となる。

【0033】ただし、前記と同様、近接内視鏡の使用によっては、拡大率が多少小さくてもよいならば、式(16)の条件を若干外れてもかまわない。その際は、

$$\dots (17)$$

を持つ。そのため、全系焦点距離に対する第2レンズ群の焦点距離 f_2 の比率を適切に規定する必要がある。ここで、正レンズを駆動してフォーカス調整を行う内視鏡光学系では、厳密には $f_{Ltele} < f_{Lwide}$ となってしまう、単純に焦点距離で規定することができないため、以下のような条件を規定する。

【0036】

$$\dots ($$

ープである。 $\dots ($

【0042】実施例1～3は、第2レンズ群G2の正単レンズの質量として、何れも10mg以下として軽量化を図っている。フォーカスレンズ群G2は軽ければ軽い程、駆動のために供給すべき電圧が低くなるので、電気的な構成上も有利となっている。

【0043】実施例1～3には、図6にのみ図示し、図7、図8には図示を省いたように、穴7の開いた下部基板4が、その穴7中に第3レンズ群G3が嵌め込まれその周囲を囲うようにして配置されている。この下部基板4には電極6が配置されており、第2レンズ群G2を保持する枠2に対して静電力を発生し、光軸方向に第2レンズ群G2をフォーカシングすることができる。これら実施例の光学系の径方向の大きさは、このような構造をとることにより、フォーカシング素子G2を組み込んで、元々の光学系の径方向の大きさと略同程度にできるので、内視鏡を大径化させることなく、拡大機能を付加することが可能となる。

【0044】また、これら実施例では、ワイド観察時(通常観察時)の焦点距離が、拡大観察時(近接観察時)の焦点距離に比べて大きいという特徴を持つ。このような特性であると、拡大観察時の被写界深度を広くすることができて有利である。この点に関して、以下に詳細に説明する。

【0045】例えば、先行例における拡大内視鏡は、極端に被写界深度が狭く、操作性が悪いという欠点を有する。

【0046】ここで、被写界深度の定義を簡単に説明する。図10は、内視鏡光学系の図である。図10において、ある物体Oに対する像Iが形成されたとし、像位置にCCDを配置することで、ピントが合った像を得るこ

とができる。物体Oを近接させO'の位置とすると、像位置はIの位置よりずれることになり、I'の位置に像が形成される。逆に、物体Oを遠方にしO''の位置とすると、像位置はIの位置よりずれることになり、I''の位置に像が形成される。ここで、CCDの位置は固定されているとすると、CCD位置における像I'及びI''*

$$\left| \frac{1}{X_n} - \frac{1}{X_f} \right| = 2\delta F_{no} / f_L^2 \quad \dots (20)$$

が成り立つ。ここで、2被写界深度Dは、

$$D = X_f - X_n \quad \dots (21)$$

である。

【0047】図11に、 $Y = 1/X$ の図を示す。式(20)における $\left| \frac{1}{X_n} - \frac{1}{X_f} \right|$ とは、図11におけるY方向の大きさを示す。この大きさ $2\delta F_{no} / f_L^2$ が固定であると、 X_n が小さいとき、すなわち、近接よりのときの被写界深度D1はより小さくなる。

【0048】具体的には、「消化器内視鏡誌」Nov. 1997, Vol. 9, No. 11, “増大号/スコープと周辺機器のAttoZ”の1495頁に記載されているように、拡大内視鏡の拡大時の被写界深度は2mmが*

$$WD_{wide} > WD_{tele} \quad \dots (22)$$

なる条件を満たしていることが望ましい。

【0049】一般的に、(光学系倍率 β は、以下の式で与*

$$\beta = -f_L / (f_F + Z)$$

ただし、 f_L は光学系焦点距離、 f_F は光学系前側焦点距離、Zは光学系表面から物体までの距離である。

【0051】すなわち、拡大内視鏡として倍率 β をなるべく大きくするためには、光学系表面から物体までの距離Zをなるべく小さくするか、焦点距離 f_L をなるべく大きくすることが必要である。

$$WD_{wide} > WD_{tele} \quad \dots$$

の条件をまずは規定した。これは、拡大倍率を確保するために最低限必要な条件である。また、拡大観察を行う場合には、医者は病变部に色素を散布して病变にコントラストをつけることを行うが、これによって被写体からの反射光が弱まり、暗くなるという問題が時として生ずる。しかしながら、式(22)の条件を満たしてさえい

$$f_{Lwide} \quad f_{Ltele} \quad \dots$$

なる条件を規定した。式(20)から分かるように、焦点距離 f_L を小さくすると、被写界深度Dに対して2乗で作用する。したがって、被写界深度を広げるためには、焦点距離が、拡大時に f_{Lwide} f_{Ltele} となるように小さくし、また、拡大倍率を大きくするために式(22)を満たすように近接するのである。

【0055】以上のように、式(22)、式(23)を同時に満たすことで、拡大倍率が大きく、しかも被写界深度が広く、使い勝手の良い拡大内視鏡が提供できるのである。

【0056】以上のように、拡大時に焦点距離を短くなるように構成することは、被写界深度が狭くなる近接観

*は錯乱円径は δ となり、ピントボケした画像になる。しかしながら、CCDによる分解能が錯乱円径 δ より大きい場合、画像はCCDの分解能で決定され、物体O'からO''の範囲はピントが合っているように感じられる。この範囲を被写界深度と呼ぶ。このときの光学系の実効口径比を F_{no} 、光学系の焦点距離を f_L とすると、

$$\dots (21)$$

10 *ら3mmの範囲と狭い。この特性により、術者は1m以上も大腸に挿入した上で、しかも先端を1mmレベルの操作を行う必要があるが生じ、内視鏡操作に熟練を要するという問題がある。この課題を解決するためには、焦点距離と作動距離を変化させる焦点調整手段によって、通常観察像と近接観察像を固体撮像素子に撮像し、表示装置に表示する内視鏡において、通常観察時の焦点距離と作動距離を各々 f_{Lwide} 、 WD_{wide} 、近接観察時の焦点距離と作動距離を各々 f_{Ltele} 、 WD_{tele} とした場合に、

$$\dots$$

*えられる。

【0050】

$$\dots (23)$$

【0052】一方、上記した通り、光学系表面から物体までの距離Zを小さくしたり、焦点距離 f_L を短くすると、被写界深度が狭くなり、操作性が悪くなる。

【0053】この拡大倍率と被写界深度をうまく両立させるために、本発明では、

$$\dots$$

れば、近接して照明レンズと被写体までの距離を近接することで明るさを向上せしめることができるので、この暗くなる問題も対策できる。

【0054】次に、拡大観察時の被写界深度をなるべく広くとるために、本発明では、

$$\dots$$

察時の内視鏡の操作性を向上させる上で大なる効果を有するのである。

【0057】実施例4は、図9に示すように、物体側から順に、正パワーを有する第1レンズ群G1と、正パワーを有する第2レンズ群G2よりなり、第2レンズ群G2の光軸方向の駆動によって、作動距離を変動させる実施例である。

【0058】第1レンズ群G1は、平凹負レンズと両凸正レンズからなるレンズグループであり、その像面側に開口絞りを有し、第2レンズ群G2は、両凸正レンズと像面側に凸の負メニスカスレンズとの接合レンズからなるレンズグループである。

【0059】本実施例には、図示のように、穴7の開いた下部基板4が配置されているが、ここでの穴7の役割は、光線が遮られることなしに、像面に配置された固体撮像素子へ導かれるために、下部基板4に単純に穴7が開いている。この下部基板4には電極6が配置されており、第2レンズ群G2を保持する枠2に対して静電力を発生し、光軸方向に第2レンズ群G2をフォーカシングすることができる。この実施例の光学系の径方向の大きさは、このような構造をとることにより、フォーカシング素子G2を組み込んで、元々の光学系の径方向の大

実施例1

$r_1 = \infty$	$d_1 = 0.4466$	$n_{d1} = 1.88$
$300 \ v_{d1} = 40.78$		
$r_2 = 0.9795$	$d_2 = 0.7280$	
$r_3 = 3.8831$	$d_3 = 2.0580$	$n_{d2} = 1$
$.77250 \ v_{d2} = 49.60$		
$r_4 = -2.2328$	$d_4 = 0.0971$	
$r_5 = \infty$ (絞り)	$d_5 =$ (可変)	
$r_6 = \infty$	$d_6 = 0.6019$	$n_{d3} = 1.88$
$300 \ v_{d3} = 40.76$		
$r_7 = -2.2328$	$d_7 =$ (可変)	
$r_8 = -4.8539$	$d_8 = 1.2620$	$n_{d4} =$
$1.69680 \ v_{d4} = 55.53$		
$r_9 = -1.4018$	$d_9 = 0.2718$	$n_{d5} =$
$1.84666 \ v_{d5} = 23.78$		
$r_{10} = 969.8029$	$d_{10} = 1.4820$	
$r_{11} = \infty$	$d_{11} = 1.0000$	$n_{d6} = 1.5$
$2287 \ v_{d6} = 59.89$		
$r_{12} = \infty$	$d_{12} =$ (可変)	
$r_{13} = \infty$ (像面)		

フォーカスデータ

WD (mm)	12.0000	2.5000
f_L (mm)	1.6	1.456
d_5	0.8472	0.6530
d_7	0.1553	0.3495
d_{12}	0.0000	0.0627
β	0.194	0.109

【0062】

実施例2

$\kappa_1 = \beta^2 \phi \cdot \beta_R^2$	$d_1 = 0.4466$	$n_{d1} = 1.88$
$300 \ v_{d1} = 40.78$	$d_2 = 0.7280$	
$f_2 = 2.520$	$d_3 = 2.0580$	$n_{d2} = 1$
$m_2 = 8.613$		
$.77250 \ v_{d2} = 49.60$	$d_4 = 0.0971$	
$r_4 = -2.2328$	$d_5 =$ (可変)	
$r_5 = \infty$ (絞り)	$d_6 = 0.6019$	$n_{d3} = 1.88$
$r_6 = \infty$		
$300 \ v_{d3} = 40.76$	$d_7 =$ (可変)	
$r_7 = -1.6000$	$d_8 = 1.2620$	$n_{d4} =$
$r_8 = -2.6000$		
$1.69680 \ v_{d4} = 55.53$	$d_9 = 0.2718$	$n_{d5} =$
$r_9 = -1.4018$		
$1.84666 \ v_{d5} = 23.78$		
$r_{10} = 10.0000$	$d_{10} = 1.1903$	

*きさと略同程度にできるので、内視鏡を大径化させることなく、拡大機能を付加することが可能となる。

【0060】以下に、上記各実施例の数値データを示すが、記号は上記の外、WDは作動距離、 f_L は全系焦点距離、 r_1 、 r_2 ...は各レンズ面の曲率半径、 d_1 、 d_2 ...は各レンズ面間の間隔、 n_{d1} 、 n_{d2} ...は各レンズのd線の屈折率、 v_{d1} 、 v_{d2} ...は各レンズのアッベ数である。

【0061】

$r_{13} = \infty$ (像面)

フォーカスデータ

WD (mm)	12.0000	1.4500
f_L (mm)	1.547	1.268
d_5	0.8472	0.6530
d_7	0.1553	0.3495
β	0.147	0.041
β_R	2.186	2.183
$(1 - \beta^2) \cdot \beta_R^2$	4.675	4.757
f_2 / f_L	1.17	1.43
$f_2 = 1.812$ mm		
$m_2 = 7.643$ mg		

【0063】

実施例 3

$r_1 = \infty$	$d_1 = 0.4466$	$n_{d1} = 1.88$
$300 \nu_{d1} = 40.78$		
$r_2 = 0.9795$	$d_2 = 0.7280$	
$r_3 = 3.8831$	$d_3 = 2.0580$	$n_{d2} = 1$
$.77250 \nu_{d2} = 49.60$		
$r_4 = -2.2328$	$d_4 = 0.0971$	
$r_5 = \infty$ (絞り)	$d_5 =$ (可変)	
$r_6 = \infty$	$d_6 = 0.6019$	$n_{d3} = 1.88$
$300 \nu_{d3} = 40.76$		
$r_7 = -4.0000$	$d_7 =$ (可変)	
$r_8 = 20.0000$	$d_8 = 1.2620$	$n_{d4} =$
$1.69680 \nu_{d4} = 55.53$		
$r_9 = -1.4018$	$d_9 = 0.2718$	$n_{d5} =$
$1.84666 \nu_{d5} = 23.78$		
$r_{10} = -90.0000$	$d_{10} = 1.6540$	
$r_{11} = \infty$	$d_{11} = 1.0000$	$n_{d6} = 1.5$
$2287 \nu_{d6} = 59.89$		
$r_{12} = \infty$	$d_{12} =$ (可変)	
$r_{13} = \infty$ (像面)		

フォーカスデータ

WD (mm)	12.0000	5.0000
f_L (mm)	1.636	1.594
d_5	0.8472	0.6530
d_7	0.1553	0.3495
d_{12}	0.0000	0.0479
β	0.302	0.251

【0064】

実施例 4

$(1 - \beta^2) \cdot \beta_R^2$	1.15	1.19	$n_{d1} = 1.88$
$300 \nu_{d1} = 40.78$	2.77	2.84	
$f_2 = 4.532.0000$	$d_2 = 0.7500$		
$m_2 = 9.585.0080$	$d_3 = 2.1200$	$n_{d2} = 1$	
$.77250 \nu_{d2} = 49.60$			
$r_4 = -5.0000$	$d_4 = 0.1000$		
$r_5 = \infty$ (絞り)	$d_5 =$ (可変)		
$r_6 = 4.0000$	$d_6 = 1.3000$	$n_{d3} = 1$	
$.69680 \nu_{d3} = 55.53$			
$r_7 = -2.0000$	$d_7 = 0.2800$	$n_{d4} =$	
$1.84666 \nu_{d4} = 23.78$			
$r_8 = -3.0000$	$d_8 =$ (可変)		

$r_{10} =$	∞	$d_{10} =$ (可変)
$r_{11} =$	∞ (像面)	
フォーカスデータ		
WD (mm)	12.0000	3.5000
f_L (mm)	1.75	1.753
d_5	1.0000	0.8000
d_8	1.9128	2.1128
d_{10}	0.0000	0.2708
β	-0.1	-0.27
$(1 - \beta^2)$	0.99	0.93
f_2 / f_L	1.637	1.633

$$f_2 = 2.864 \text{ mm}$$

15

【0065】なお、~~以上の本発明で~~使用したMEMS技術を用いたフォーカシングコンポーネントは、以上に説明したように設計的に優れた作用を有するが、他にも優れた効果を発揮する。

【0066】例えば、バネ状の枠は比較的動性に富むため、電極部における静電力の発生を一部の電極のみに発生させることにより、フォーカシングレンズを光軸とは垂直な方向に対して変動させ、これにより観察の方向を変えるような構成も考えられる。このようにすると、例えば細い管腔に内視鏡を使用している場合には、周辺10の病変を発見したとしても内視鏡先端の挿入方向を変えて病変部を視野の中心に据えることができないが、ユーザーの思う通りに視野方向が可変可能ならば、内視鏡先端の挿入方向を変えずに病変を正面視するように視野方向に調整することが可能となる。

【0067】あるいは、本発明によるフォーカシング作用は、電圧に応じてフォーカスレンズの位置が決まるため、光学系倍率等の諸特性が電圧値により容易に予測可能なため、電圧値を基に現在ユーザーが観察している状

$$m_2 < 30 \text{ (mg)}$$

ただし、 m_2 は前記光学レンズの質量である。

【0073】〔3〕 上記1又は2記載の光学コンポーネントを備えていることを特徴とする内視鏡。

【0074】〔4〕 前記光学レンズが正パワーを有することを特徴とする上記3記載の内視鏡。

$$WD_{wide} > WD_{tele} \quad (22)$$

ただし、 f_{Lwide} 、 WD_{wide} は各々通常観察時の光学系全系の焦点距離と作動距離、 f_{Ltele} 、 WD_{tele} は各々近接観察時の光学系全系の焦点距離と作動距離である。30

【0077】〔6〕 前記枠部の周辺が前記光学レンズと略同形状であることを特徴とする上記1又は2記載の光学コンポーネント。

【0078】〔7〕 前記下部基板の周辺が前記光学レンズと略同形状であることを特徴とする上記1又は2記載の光学コンポーネント。

【0079】〔8〕 前記穴の中に別の光学系が貫通し

*態が何倍の状態なのかモニター画面上に表示したりすることも可能であるとのメリットも享受できる。

【0068】このように、本発明による光学コンポーネントを内視鏡に利用することは、多くの付加機能を生み、有益である。

【0069】以上の本発明の光学コンポーネントとそれを用いた内視鏡、内視鏡光学系は、例えば次のように構成することができる。

【0070】〔1〕 静電力を発生させる電極部を有する基板部と、静電気的作用を受けることのできる枠部とを備えており、前記枠部が光学レンズと連結しており、静電駆動的作用によって前記光学レンズを駆動可能な光学コンポーネントにおいて、前記基板部に穴を形成したことを特徴とする光学コンポーネント。

【0071】〔2〕 前記光学レンズが以下の条件を満たすことを特徴とする上記1記載の光学コンポーネント。

【0072】

・・・(1)

【0075】〔5〕 前記光学レンズの駆動により光学特性が以下の条件を満たすことを特徴とする上記3記載の内視鏡。

【0076】

・・・

ていることを特徴とする上記1又は2記載の光学コンポーネント。

【0080】〔9〕 前記光学レンズの前に明るさ絞りを配置したことを特徴とする上記1又は2記載の光学コンポーネント。

【0081】〔10〕 物体側から順に、正パワーを有する第1レンズ群、正パワーを有する第2レンズ群、負パワーを有する第3レンズ群を備えた光学系において、第2レンズ群と連結している枠部と電極部を有する基板部とをさらに備え、前記枠部は前記電極部による静電力

の作用を受けて前記第2レンズ群を駆動させることにより、光学系の作動距離を可変とすることを特徴とする内視鏡光学系。

$$1 < (1 - \beta^2) \cdot \beta_R^2$$

ただし、 β は前記第2レンズ群の倍率、 β_R は前記第3レンズ群の倍率である。

$$1.8 < (1 - \beta^2) \cdot \beta_R^2$$

ただし、 β は前記第2レンズ群の倍率、 β_R は前記第3レンズ群の倍率である。

【0084】〔13〕 前記第2レンズ群が以下の条件*

$$1 < f_2 / f_{Lwide}$$

(18)

ただし、 f_{Lwide} は通常観察時の光学系全系の焦点距離、 f_{Ltele} は近接観察時の光学系全系の焦点距離、 f_2 は前記第2レンズ群の焦点距離である。

$$m_2 < 30 \text{ (mg)}$$

ただし、 m_2 は前記第2レンズ群の質量である。

【0086】〔15〕 物体側から順に、正パワーを有する第1レンズ群と、正パワーを有する第2レンズ群を備えた光学系において、第2レンズ群と連結している枠部と電極部を有する基板部とをさらに備え、前記枠部は*

$$0.9 < (1 - \beta^2)$$

ただし、 β は前記第2レンズ群の倍率である。

【0088】〔17〕 前記第2レンズ群が以下の条件*

$$m_2 < 30 \text{ (mg)}$$

ただし、 m_2 は前記第2レンズ群の質量である。

【0089】〔18〕 前記第2レンズ群が以下の条件*

$$1 < f_2 / f_{Lwide}$$

(18)

ただし、 f_{Lwide} は通常観察時の光学系全系の焦点距離、 f_{Ltele} は近接観察時の光学系全系の焦点距離、 f_2 は前記第2レンズ群の焦点距離である。

$$WD_{wide} > WD_{tele}$$

(22)

ただし、 f_{Lwide} 、 WD_{wide} は各々通常観察時の光学系全系焦点距離と作動距離、 f_{Ltele} 、 WD_{tele} は各々近接観察時の光学系全系焦点距離と作動距離である。

【0091】

【発明の効果】以上のように、本発明においては、静電引力によってレンズ枠全体を駆動してフォーカシングするような素子を用い、しかも、さらに色々な工夫を凝らすことで、ワイヤーによる従来型の拡大内視鏡の診断能を損ねることなく、小径で苦痛の少ない拡大内視鏡の対物光学系を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による光学コンポーネントの分解斜視図である。

【図2】図1の光学コンポーネントの縦断面図である。

【図3】図1の光学コンポーネントの金属枠の構成を説明するための図である。

*【0082】〔11〕 前記第2レンズ群が以下の条件を満たすことを特徴とする上記10記載の内視鏡光学系

・・・(17)

*【0083】〔12〕 前記第2レンズ群が以下の条件を満たすことを特徴とする上記10記載の内視鏡光学系

・・・(16)

*を満たすことを特徴とする上記10～12の何れか1項記載の内視鏡光学系

・・・(

*【0085】〔14〕 前記第2レンズ群が以下の条件を満たすことを特徴とする上記10～13の何れか1項記載の内視鏡光学系

・・・(1)

*前記電極部による静電力の作用を受けて前記第2レンズ群を駆動させることにより、光学系の作動距離を可変とすることを特徴とする内視鏡光学系。

【0087】〔16〕 前記第2レンズ群が以下の条件を満たすことを特徴とする上記15記載の内視鏡光学系

・・・(14)

*を満たすことを特徴とする上記15又は16記載の内視鏡光学系

・・・(1)

*を満たすことを特徴とする上記15～17の何れか1項記載の内視鏡光学系

・・・(

【0090】〔19〕 前記第2レンズ群の駆動により光学特性が以下の条件を満たすことを特徴とする上記10～18の何れか1項記載の内視鏡光学系

・・・

【図4】本発明による光学コンポーネントの金属枠の別の例を示す図である。

【図5】リアフォーカスレンズにおけるフォーカス移動量に対する感度を算出するための概念図である。

【図6】実施例1の拡大内視鏡光学系の通常観察時(a)と近接観察時(b)の断面図である。

【図7】実施例2の拡大内視鏡光学系の図6と同様な断面図である。

【図8】実施例3の拡大内視鏡光学系の図6と同様な断面図である。

【図9】実施例4の拡大内視鏡光学系の図6と同様な断面図である。

【図10】被写界深度の定義を説明するための内視鏡光学系の図である。

【図11】近接よりの観察における被写界深度がより小さくなることを説明するための図である。

【図 1 2】従来の拡大型内視鏡におけるレンズを駆動する方法を示す図である。

【図 1 3】従来の可変焦点凹面鏡の断面図である。

【符号の説明】

1 ... フォーカスレンズ

2 ... 金属枠

2₁ ~ 2₄ ... 板バネ

3 ... 上側基板

* 4 ... 下部基板

5 ... シリコン

6 ... 電極

7 ... 穴

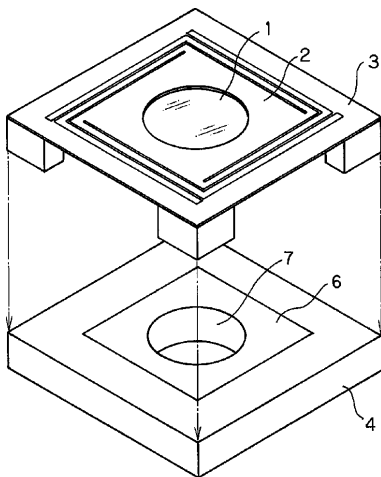
8 ... 可変電源

G 1 ... 第 1 レンズ群

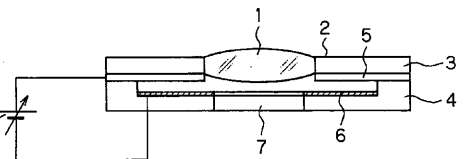
G 2 ... 第 2 レンズ群

* G 3 ... 第 3 レンズ群

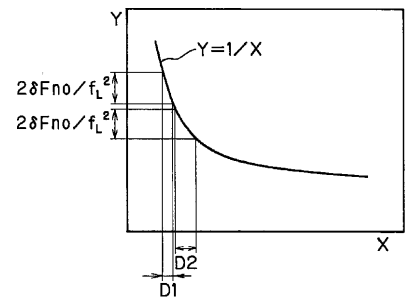
【図 1】



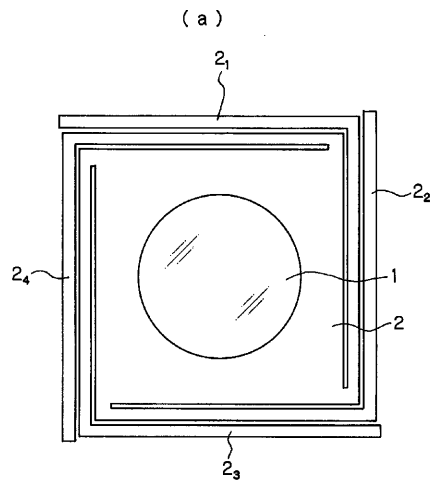
【図 2】



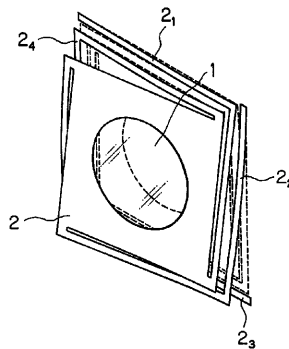
【図 1 1】



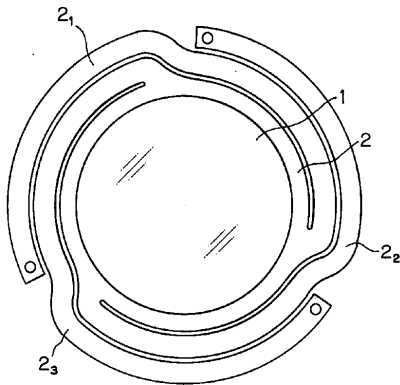
【図 3】



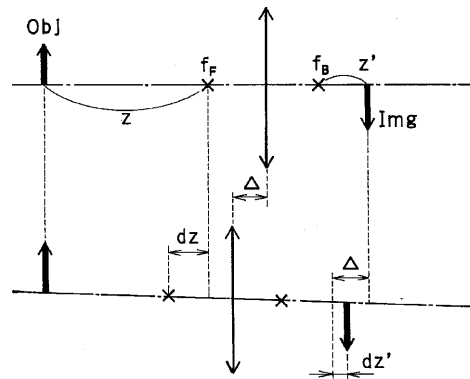
(b)



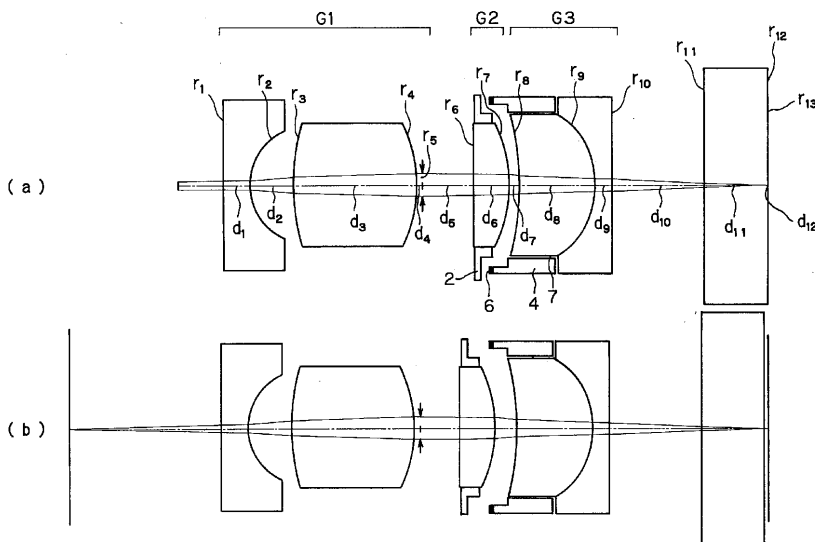
【図4】



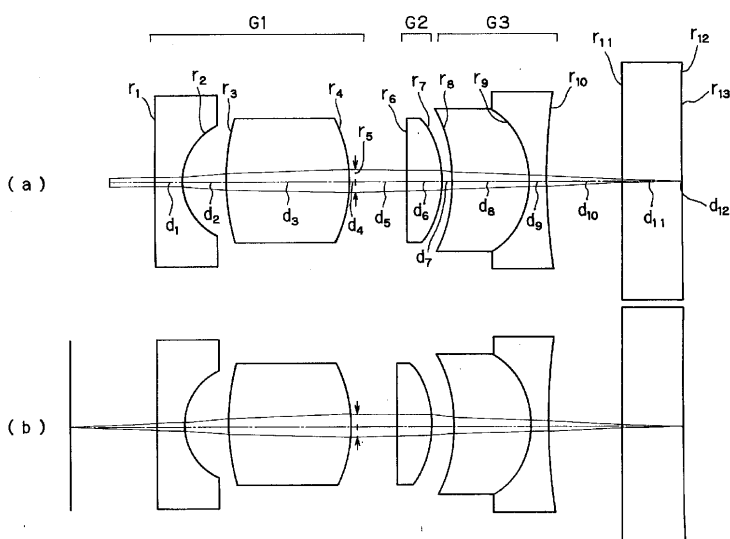
【図5】



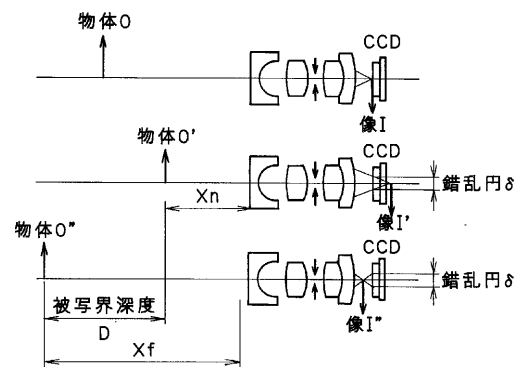
【図6】



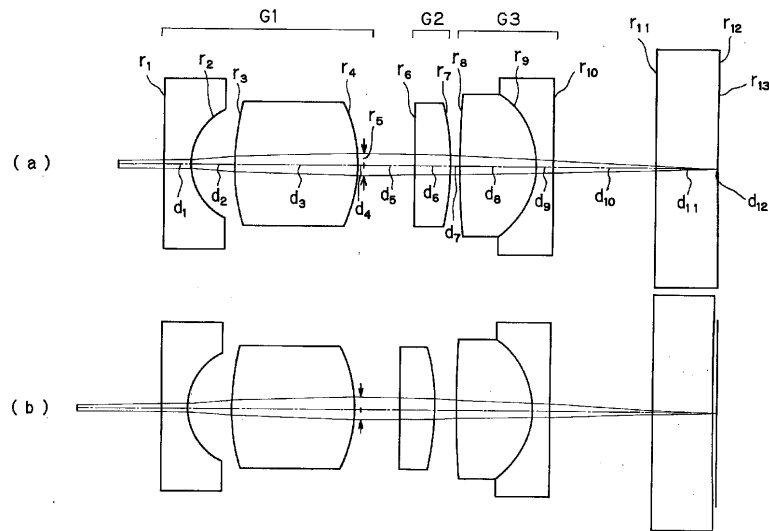
【図7】



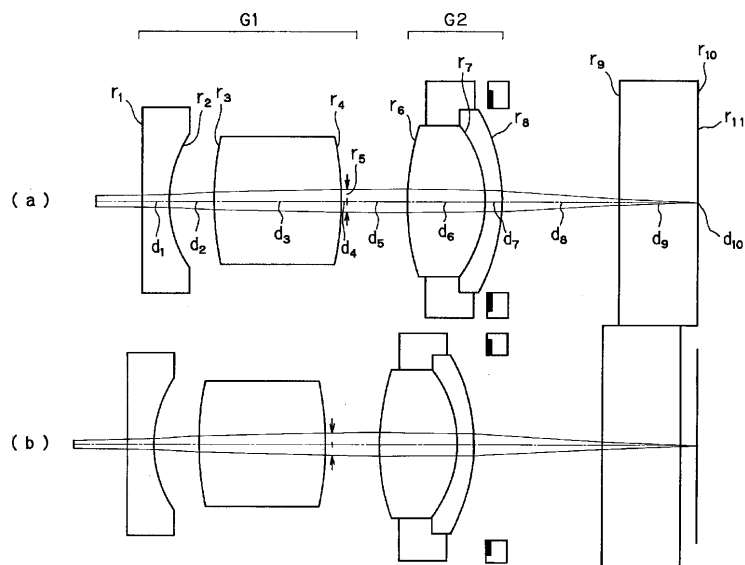
【図10】



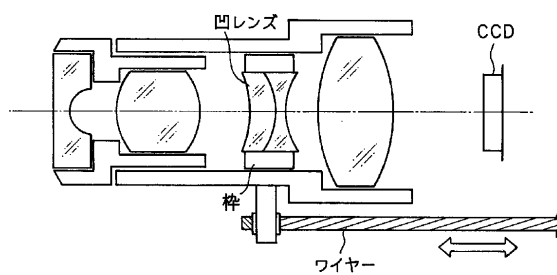
【図8】



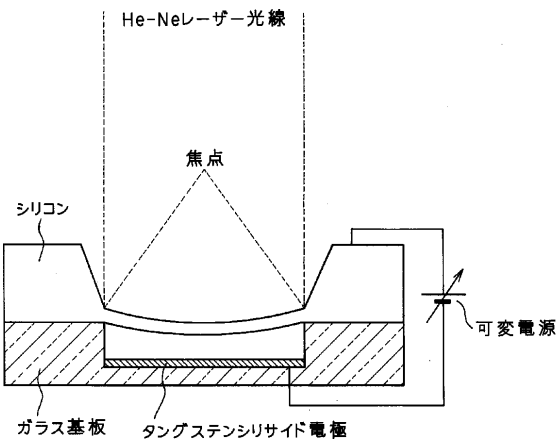
【図9】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ド ⁸ (参考)	
G 0 2 B	13/00	G 0 2 B	13/04	D
	13/04		23/24	A
	23/24		7/04	E

F タ-ム(参考) 2H040 BA05 CA23 DA41
2H044 BE04 BE07 BE10 DA01 DB00
DB04 DC01
2H087 KA10 MA07 MA08 PA03 PA04
PA18 PB04 PB05 QA06 QA07
QA18 QA21 QA25 QA37 QA38
QA39 QA41 QA45 RA42
4C061 FF40 FF47 JJ06 NN01 PP13

专利名称(译)	光学元件，使用相同的内窥镜，内窥镜光学系统		
公开(公告)号	JP2002357773A	公开(公告)日	2002-12-13
申请号	JP2001167760	申请日	2001-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工业株式会社		
[标]发明人	金野光次郎		
发明人	金野 光次郎		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 G02B7/02 G02B7/04 G02B7/08 G02B13/00 G02B13/04 G02B23/24 H04N5/225		
CPC分类号	G02B23/2484 G02B7/023 H04N2005/2255		
FI分类号	G02B23/26.A A61B1/00.300.Y G02B7/08.B G02B7/08.C G02B13/00 G02B13/04.D G02B23/24.A G02B7/04.E A61B1/00.731 A61B1/00.735		
F-TERM分类号	2H040/BA05 2H040/CA23 2H040/DA41 2H044/BE04 2H044/BE07 2H044/BE10 2H044/DA01 2H044/DB00 2H044/DB04 2H044/DC01 2H087/KA10 2H087/MA07 2H087/MA08 2H087/PA03 2H087/PA04 2H087/PA18 2H087/PB04 2H087/PB05 2H087/QA06 2H087/QA07 2H087/QA18 2H087/QA21 2H087/QA25 2H087/QA37 2H087/QA38 2H087/QA39 2H087/QA41 2H087/QA45 2H087/RA42 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/JJ06 4C061/NN01 4C061/PP13 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/JJ06 4C161/NN01 4C161/PP13		
其他公开文献	JP2002357773A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

实现了小直径的放大内窥镜，而不损害传统的使用线的放大内窥镜的诊断能力。将包括具有正光焦度的第一透镜组G1，具有正光焦度的第二透镜组G2和具有负光焦度的第三透镜组G3的光学系统连接至第二透镜组G2。框架部分2还包括具有电极部分6的基板部分4，并且框架部分2受到来自电极部分6的静电力的作用以驱动第二透镜组G2，从而增加了光学系统的工作距离。可变内窥镜光学系统。

