

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4659645号  
(P4659645)

(45) 発行日 平成23年3月30日(2011.3.30)

(24) 登録日 平成23年1月7日(2011.1.7)

(51) Int.Cl.

F 1

G O 2 B 15/14 (2006.01)

G O 2 B 15/14

G O 2 B 23/26 (2006.01)

G O 2 B 23/26 C

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

請求項の数 2 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2006-54498 (P2006-54498)  
 (22) 出願日 平成18年3月1日(2006.3.1)  
 (65) 公開番号 特開2007-233036 (P2007-233036A)  
 (43) 公開日 平成19年9月13日(2007.9.13)  
 審査請求日 平成19年11月2日(2007.11.2)

(73) 特許権者 304050923  
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
 (74) 代理人 100075867  
 弁理士 向 寛二  
 (72) 発明者 高頭 英泰  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
 オリンパスメ  
 ディカルシステムズ株式会社内

審査官 瀬川 勝久

(56) 参考文献 特開昭55-090928 (JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 拡大内視鏡光学系

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

物体側から順に、正の第1群と負の第2群と正の第3群とにて構成される対物レンズで、前記負の第2群が明るさ絞りと一体で光軸上を移動することにより合焦および変倍を行ない、下記条件(1)、(2)を満足する拡大内視鏡光学系。

$$(1) \quad F(W)/F(T) > 0.93$$

$$(2) \quad 0.4 < |f_3/f_2| < 1.38$$

ただし、 $F(W)$ 、 $F(T)$ は夫々通常観察状態(広角端)および近接拡大観察状態(望遠端)での光学系のFナンバー、 $f_2$ 、 $f_3$ は夫々第2群、第3群の焦点距離である。

【請求項 2】

物体側から順に、正の第1群と負の第2群と正の第3群とにて構成される対物レンズで、前記負の第2群が明るさ絞りと一体で光軸上を移動することにより合焦および変倍を行ない、下記条件(1)、(3)を満足する拡大内視鏡光学系。

$$(1) \quad F(W)/F(T) > 0.93$$

$$(3) \quad 1.5 < |f_2/f_1| < 3.5$$

ただし、 $F(W)$ 、 $F(T)$ は夫々通常観察状態(広角端)および近接拡大観察状態(望遠端)での光学系のFナンバー、 $f_1$ 、 $f_2$ は夫々第1群、第2群の焦点距離である。

【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、拡大内視鏡光学系で、変倍機能を有し、拡大観察可能にした内視鏡対物レンズ（光学系）に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、医療分野では、病変の精密な診断を行なうために拡大観察が可能な光学系の要求が強まっている。

## 【0003】

このような拡大観察が可能な光学系として、正、負、正の三つのレンズ群にて構成され、負の第2群を移動させて変倍と合焦を行なうタイプの光学系が下記特許文献1、2、3に開示されている。

10

## 【0004】

また、負、正、負の三つのレンズにて構成され、正の第2群を移動させて変倍と合焦を行なう光学系が下記特許文献4に開示されている。

【特許文献1】特公昭61-44283号公報

【特許文献2】特開平6-317744号公報

【特許文献3】特開平11-316339号公報

【特許文献4】特開2000-267002号公報 一方、診断の精度を向上させるために、内視鏡画像の高画質化が求められ、従来よりも高画素の撮像素子が採用されはじめている。そのために、このような撮像素子の高画素化に対応した高性能な撮像光学系が必要になっている。

20

## 【0005】

例えば、内視鏡による観察の場合、撮像光学系の観察深度の遠点から近点まで画質の劣化がない画像を得ることが要求され、そのためにFナンバーを大きくしてつまり明るさ絞りの開口を絞ってパンフォーカスに近い性能を持った撮像光学系が必要になる。

## 【0006】

一方撮像光学系においてFナンバーを大きくすることつまり明るさ絞りの開口を絞ることにより回折現象が発生して画質が劣化しないように、Fナンバーが下記のレイリーリミット条件を満たすように光学系を決定する必要がある。

30

## 【0007】

$$Fno < 1.64P / \lambda$$

ただし、Fnoは撮像光学系のFナンバー、Pは撮像素子の画素ピッチ、 $\lambda$ は波長である。

## 【0008】

上記の式によれば、画素ピッチPが細くなって撮像素子の高画素化が進むとFナンバーをあまり大きくすることができないことがわかる。そのため撮像素子の高画素化により撮像光学系の観察深度が不足して所望の画質が得られなくなるおそれがある。

## 【0009】

特に拡大内視鏡の場合、近接拡大観察状態（望遠端）では、対物レンズと物体距離が短いので観察深度の近点側で十分な画質を確保する必要があり、通常回折限界まで明るさ絞りの開口を絞って観察している。

40

## 【0010】

この場合、従来の拡大内視鏡では、近接拡大観察状態（望遠端）から通常観察状態（広角端）に移動させてFナンバーが変化したとしても十分な観察深度が得られ、実用上問題がない。

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0011】

上記従来例のうち、特許文献1乃至3に記載する光学系は、明るさ絞りの後方に可動

50

レンズが配置されているため、拡大観察時に射出瞳が像側から物体側へ移動する。そのため、通常観察時のFナンバーは、拡大観察時のFナンバーよりも小さい。

【0012】

これら特許文献に記載されている従来の光学系を、高画素化された撮像素子と組み合わせると、拡大観察時のFナンバーを回折限界まで絞ったとしても、通常観察時のFナンバーが小さくなりすぎるため、深度が浅く、実用上問題が生ずる。

【0013】

また、特許文献4には、通常観察時と拡大観察時のFナンバーに差のないタイプの光学系が開示されている。

【0014】

この特許文献4に記載されている拡大内視鏡光学系は、負、正、負の3群構成であって、第2群を移動させることによって、変倍、合焦を行なうものである。

【0015】

しかし、この光学系は、正のレンズ群が一つしかないため、可動群である第2群のパワーが強くなる傾向がある。

【0016】

そのために、通常観察時と拡大観察時とで収差の変動が大きく、内視鏡画像の高画質化の要求を満足することはできない。この光学系は、特に色収差の変動が大きく、画像の色のにじみの原因になる。

【0017】

また、この文献4には、正、負、正の3群構成で、第2群が可動である光学系も記載されているが、このタイプの光学系は、通常観察時と拡大観察時のFナンバーの変動が大きく、特許文献1、2、3と同様の問題がある。

【0018】

また、前記の特許文献1には、高倍率な内視鏡対物レンズが記載されているが、通常観察時の視野が狭く、病変部を発見するために生体内をスクリーニングしたり、病変部に処置を施す等の作業が困難であり、実用上問題である。

【0019】

本発明は、通常観察時と拡大観察時とにおけるFナンバーの変動が少なく、どの観察状態でも十分な観察深度が確保でき高画質の画像が得られる拡大内視鏡光学系を提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【0020】

本発明の拡大内視鏡光学系の第1の構成は、一部のレンズ群が移動することによって、少なくとも通常観察状態（広角端）と近接拡大観察状態（望遠端）とをとり得る対物レンズで、下記条件（1）を満足することを特徴とする。

【0021】

$$(1) \quad F(W)/F(T) > 0.93$$

ただし、 $F(W)$ 、 $F(T)$ は夫々通常観察状態（広角端）および近接拡大観察状態（望遠端）での光学系のFナンバーである。

【0022】

また、本発明の拡大内視鏡光学系の第2の構成は、物体側から順に、正の第1群と負の第2群と正の第3群とにて構成される対物レンズで、負の第2群が明るさ絞りと一体に光軸上を移動することによって合焦および変倍を行なうもので、下記条件（2）を満足することを特徴とする。

【0023】

$$(2) \quad 0.4 < |f_3/f_2| < 1.38$$

ただし、 $f_2$ 、 $f_3$ は夫々第2群、第3群の焦点距離である。

【0024】

また、本発明の拡大内視鏡光学系の第2の構成において、更に下記条件（3）を満足

することが望ましい。

【0025】

$$(3) \quad 1.5 < |f_2 / f_1| < 3.5$$

ただし、 $f_1$ 、 $f_2$ は夫々第1群、第2群の焦点距離である。

【0026】

更に、第2の構成の光学系において、下記条件(1)を満足すれば一層好ましい。

【0027】

$$(1) \quad F(W) / F(T) > 0.93$$

ただし、 $F(W)$ 、 $F(T)$ は夫々通常観察状態(広角端)および近接拡大観察状態(望遠端)での光学系のFナンバーである。

10

【0028】

本発明の拡大内視鏡光学系は、前述のような構成(第1、第2の構成)を有することによって、高画素化された撮像素子と組み合わせた時に、光学系(対物レンズ)の各変倍状態において十分な観察深度を得ることが可能となり、画質の劣化の少ない画像での観察が可能になる。

【0029】

即ち、条件(1)は、通常観察状態(広角端)から近接拡大観察状態(望遠端)までの各変倍状態において十分な観察深度を確保するための条件であって、特に通常観察状態(広角端)での観察深度を確保するための条件である。

【0030】

20

CCDやCMOSセンサー等の撮像素子の高画素化にともない、より細かな生体等の観察が可能になる。しかし、比較的小さなFナンバーにおいても回折現象による画質の劣化を招きやすい。特に、拡大内視鏡光学系(対物レンズ)は、拡大観察時のFナンバーが通常観察時のFナンバーよりも大であることが多い。そのために、近接拡大観察状態(望遠端)におけるFナンバーを小さくしておく、通常観察状態(広角端)にした時に必要以上にFナンバーが小さくなり、観察深度を確保できなくなる。

【0031】

光学系が、条件(1)の範囲内であれば、通常観察状態(広角端)のFナンバーが近接拡大観察状態(望遠端)でのFナンバーとほぼ同じになり、近接拡大観察状態(望遠端)において回折の影響を受けないようにFナンバーを小さくしても、通常観察状態(広角端)におけるFナンバーが必要以上に小さくなることなく、このため、条件(1)を満足することにより、光学系を高画素化された撮像素子と組み合わせて使用しても、通常観察状態(広角端)から近接拡大観察状態(望遠端)までの各変倍状態において十分な観察深度を確保することができる。

30

【0032】

逆に、 $F(W) / F(T)$ の値が0.93よりも小になると、近接拡大観察状態(望遠端)において、回折限界までFナンバーを小にした時、通常観察状態(広角端)におけるFナンバーが必要以上に小になり好ましくない。

【0033】

また、本発明の第1の構成の光学系において、近接拡大観察状態(望遠端)において、回折の影響を受けないようにするためには、更に下記条件(4)を満足するようにすることが望ましい。

40

【0034】

$$(4) \quad F(T) < 9.5$$

ただし、 $F(T)$ は近接拡大観察状態(望遠端)での光学系のFナンバーである。

【0035】

高画素化が進み一層高画素のCCDやCMOSを使用することを想定した場合、 $F(T)$ の値が条件(4)の範囲を超えて9.5より大になると、回折の影響を受け始めるため、拡大観察の際に、高画素のCCDに見合う高精細な画像が得られなくなり好ましくない。

50

## 【 0 0 3 6 】

条件 ( 1 )、( 4 ) を満足することによって、通常観察状態から近接拡大観察状態までのどの状態においても、回折限界まで F ナンバーを大きくすること ( 明るさ絞りの開口を絞ること ) が可能な光学系になし得る。これによって、通常観察状態 ( 広角端 ) から近接拡大観察状態 ( 望遠端 ) までのどの状態においても回折限界まで F ナンバーを大きくでき ( 明るさ絞りの開口を絞ることができる ) 光学系を実現できる。これにより、通常観察状態 ( 広角端 ) から近接拡大観察状態 ( 望遠端 ) までの各変倍状態において十分な観察深度を確保することができる。

## 【 0 0 3 7 】

ここで、高画素化された撮像素子について、次の条件 ( 1 1 ) のように定義する。

10

## 【 0 0 3 8 】

$$( 1 1 ) \quad 0 . 4 < I H / ( p \times 1 0 0 0 ) < 0 . 7$$

ただし、I H は撮像素子の撮像面における最大像高 ( m m )、p は撮像素子の画素ピッチ ( m m ) である。

## 【 0 0 3 9 】

撮像素子が条件 ( 1 1 ) の下限を超えるとつまり  $I H / ( p \times 1 0 0 0 )$  が 0 . 4 以下になると画素ピッチが大になり、高画素化された撮像素子とはいえない。また条件 ( 1 1 ) の上限を超えるとつまり  $I H / ( p \times 1 0 0 0 )$  の値が 0 . 7 より大になると画素ピッチが小になってより高画素化されるが回折の影響を受けやすく、対物光学系の各変倍状態において十分な観察深度が得られない。

20

## 【 0 0 4 0 】

次に、本発明の拡大内視鏡光学系の第 2 の構成について説明する。

## 【 0 0 4 1 】

第 2 の構成の光学系は、正、負、正の三つのレンズ群にて構成され、負の第 2 群を光軸に沿って移動させて変倍と合焦を行なうものである。このように、可動群の第 2 群を負の屈折力を有するレンズ群とし、この第 2 群の近傍に明るさ絞りを配置することによって、可動レンズ群の外径を小にし得る。それにより、可動レンズ群を光軸方向に動かすための機構 ( 例えば可動レンズ群を保持するレンズ枠に接続されていてこのレンズ枠に駆動力を与えるアクチュエータ等 ) を可動レンズ群の周囲に配置することが可能になる。また、可動レンズ群の重量を小さくできるため可動レンズ群を動かすための機構にかかる負荷を低減できる。

30

## 【 0 0 4 2 】

また、前記の負の屈折力を有するレンズ群前後に配置される明るさ絞りは、この負の屈折力を有するレンズ群と一体に移動させることが望ましい。この時、通常観察状態 ( 広角端 ) から近接拡大観察状態 ( 望遠端 ) へ状態を変化させて行くと、明るさ絞りは物体側から像側へ向かって移動する。

## 【 0 0 4 3 】

ここで、絞りが固定されている状態を想定すると、近接拡大観察状態 ( 望遠端 ) において、負の屈折力の第 2 群が射出瞳位置から遠ざかるため、周辺光束の光線高が正の屈折力の第 3 群にて高くなり、この第 3 群のレンズ系が大になり好ましくない。

40

## 【 0 0 4 4 】

本発明の第 2 の構成のような正、負、正の三つのレンズ群よりなる光学系において、負の第 2 群と明るさ絞りとを一体に移動させるように構成すれば、正の第 3 群のレンズ外径を大にすることなく、コンパクトな拡大内視鏡光学系を実現し得る。

## 【 0 0 4 5 】

また、負の第 2 群と明るさ絞りとを一体に移動させるように構成することによって、通常観察状態 ( 広角端 ) と近接拡大観察状態 ( 望遠端 ) との間で F ナンバーが変動するのを抑えることができ、各観察状態で回折限界まで F ナンバーを絞り込んで観察深度を確保することが容易になる。

## 【 0 0 4 6 】

50

また、前述のように本発明の第2の構成の光学系は、下記条件(2)を満足することを特徴とする。

【0047】

$$(2) \quad 0.4 < |f_3 / f_2| < 1.38$$

ただし、 $f_2$ 、 $f_3$ は夫々第2群、第3群の焦点距離である。

【0048】

この条件(2)において $|f_3 / f_2|$ の値が下限値の0.4より小になると、第2群の焦点距離が大になり、通常観察状態(広角端)から近接拡大観察状態(望遠端)まで状態を変化させる時の第2群の移動量が大になる。第2群の移動量があまり大になると光学系の全長が長くなり大型化するので好ましくない。また、レンズ群の移動手段としてアクチュエータを使用する場合、レンズ群を駆動するストロークが長くなり、アクチュエータを含むレンズ駆動機構が大型になり好ましくない。

10

【0049】

また条件(2)において $|f_3 / f_2|$ の値が上限値の1.38より大になると第3群の焦点距離が大になり、光学系のバックフォーカスが長くなる。その結果、撮像素子を含めた撮像光学系の全長が長くなり、大型になるため好ましくない。また、内視鏡の場合、撮像光学系の全長が長くなることは内視鏡先端の硬性部(湾曲しない部分)の長さが長くなり、内視鏡を患者の体内に挿入する際の患者の負担が大きくなり好ましくない。

【0050】

また、条件(2)の代わりに次の条件(2-1)を満足すれば一層好ましい。

20

【0051】

$$(2-1) \quad 0.6 < |f_3 / f_2| < 1.2$$

更に、本発明の第2の光学系において、下記条件(3)を満足すればより望ましい。

【0052】

$$(3) \quad 1.5 < |f_2 / f_1| < 3.5$$

ただし、 $f_1$ 、 $f_2$ は夫々第1群、第2群の焦点距離である。

【0053】

この条件(3)において、 $|f_2 / f_1|$ の値が下限値の1.5より小になると第1群の焦点距離に対し第2群の焦点距離が小になり、第2群の移動による色収差の変動が大になる。特に倍率の色収差の発生量が大になり、画像の色にじみの原因になり好ましくない。

30

【0054】

また、条件(3)において、 $|f_2 / f_1|$ の値が上限値の3.5より大になると第1群の焦点距離が小になり、球面収差の発生量が大になる。特に観察倍率が大になる近接拡大観察状態(望遠端)における収差の発生量が大になると、被写体を拡大して詳細に観察する際に、所望の解像力が得られないばかりか画像にコマフレアーのように画質を劣化させるノイズが発生する原因となり好ましくない。

【0055】

また、第2の構成の光学系において、更に次の条件(7)を満足することが望ましい。

40

【0056】

$$(7) \quad 1.5 < f_3 / f_1 < 2.5$$

ただし、 $f_1$ 、 $f_3$ は夫々第1群、第3群の焦点距離である。

【0057】

条件(7)において $f_3 / f_1$ の値が下限値の1.5より小になると第1群の焦点距離が大になり、条件(3)の場合と同様に球面収差が補正不足になり、更にはコマ収差が補正できなくなり好ましくない。

【0058】

第3群は、ペッツバール和の補正に寄与するが、条件(7)において、 $f_3 / f_1$ の値が上限値の2.5より大になると第3群の焦点距離が小さくなりすぎてペッツバール和

50

が大になるために像面が倒れ、この像面湾曲を補正することが困難になる。そのため画像の中心から周辺まで良好な解像力を確保することができなくなり好ましくない。

【0059】

本発明の光学系（第1、第2の構成）において、最終レンズの像側の面（光学系の最も像側のレンズ面）における最大光線高が次の条件（8）を満足することが望ましい。

【0060】

$$(8) \quad 0.5 < h_T / h_W < 1.2$$

ただし、 $h_T$ は近接拡大観察状態（望遠端）における光学系最終面における最大光線高、 $h_W$ は通常観察状態（広角端）における光学系最終面における最大光線高である。

【0061】

$h_T / h_W$ の値が条件（8）の範囲を超えると撮像素子への入射角が所定の範囲内に入らず、画像周辺での光量の低下を招くことになる。特に、 $h_T / h_W$ の値が下限値の0.5より小になると、近接拡大観察状態（望遠端）において取得される画像の周辺減光が著しく好ましくない。また、 $h_T / h_W$ の値が条件（8）の上限値の1.2より大になると通常観察状態（広角端）において第3群での光線高が高くなり、レンズ外径が大になり好ましくない。また、レンズ外径を小さくするためには条件（8）の代わりに下記条件（8-1）のように上限値を定めることが好ましい。

【0062】

$$(8-1) \quad 0.5 < h_T / h_W < 0.85$$

また、本発明の光学系において、第1群のレンズ系が小さくなるようにするためには、下記条件（9）を満足することが望ましい。

【0063】

$$(9) \quad 0.5 < E_{np} / f_{lw} < 1.5$$

ただし、 $E_{np}$ は通常観察状態（広角端）における光学系の最も物体側の面から入射瞳までの距離（以下単に入射瞳位置と記す） $f_{lw}$ は通常観察状態（広角端）の光学系全系の焦点距離である。

【0064】

条件（9）において、 $E_{np} / f_{lw}$ の値が下限値の0.5より小になると入射瞳位置に対して全系の焦点距離が大になり、内視鏡の通常観察時において必要な画角（少なくとも100°以上、好ましくは120°以上）を確保しようとすると過剰に大きなディストーションが発生する。その結果、画面中心と周辺の倍率の差が大きくなりすぎ好ましくない。また、 $E_{np} / f_{lw}$ の値が条件（9）の上限値の1.5より大になると、第1群のレンズ外径が大になり撮像光学系が大型になる。

【0065】

また、更なる撮像光学系の小型化のためには、条件（9）の上限値を1.0とし、下記条件（9-1）を満足することが好ましい。

【0066】

$$(9-1) \quad 0.5 < E_{np} / f_{lw} < 1.0$$

また、本発明の拡大観察光学系において、近接拡大観察状態（望遠端）での観察倍率（ $T$ ）が下記条件（5）を満足することが好ましい。

【0067】

$$(5) \quad (T) < -0.6$$

内視鏡観察下で生体内の病変部の精密診断を行なうためには、近接拡大観察状態（望遠端）時の観察倍率が条件（5）を満足することが望ましい。つまり条件（5）を満足する観察倍率を有する拡大内視鏡光学系を用いることにより、生体組織に発生した微小な病変を見落とすことなく発見でき、特に早期癌の発見等に有用である。

【0068】

条件（5）において、（ $T$ ）の値が-0.6より大になると、より微小な病変の拡大しての観察が行ないにくく好ましくない。

【0069】

10

20

30

40

50

また、一層微小な病変を精査して、例えば注目している生体組織が癌化する可能性の有無を診断する等に使用する光学系の場合、条件(5)の代わりに下記条件(5-1)を満足することが望ましい。

【0070】

(5-1)  $(T) < -1.5$

高画素化された撮像素子と組み合わせる場合、条件(5-1)を満足する拡大内視鏡光学系は、数ミクロンから数十ミクロンの分解能が得られる。14インチモニターに画像を表示して観察する場合を考えると、200～500倍程度の倍率が得られ、細胞レベルでの観察が可能になる。それにより細胞配列の乱れや、細胞核の異常な肥厚、細胞核を取り巻く毛細血管の異常な増殖等の正常細胞が癌化するときの特異的に現れる現象を観察することが可能になる。

10

【0071】

更に、このような拡大観察が可能な拡大内視鏡光学系において、通常観察時には広視野を確保し、病変部を発見するために生体内をスクリーニングしたり、病変部に処置を施す等の作業を有する必要がある。

【0072】

そのためには、光学系が拡大観察時には高倍率を確保しつつ、通常観察時には下記の条件(6)を満足することが望ましい。

【0073】

(6)  $> 60^\circ$

20

ただし、 $\theta$ は通常観察状態(広角端)での光学系の半画角である。

【0074】

条件(6)の範囲内であれば、通常観察状態(広角端)での診断が拡大機能のない内視鏡での診断と同程度の視野範囲を確保できるため、通常の診断を問題なく行ない得る。

【0075】

また、本発明の拡大内視鏡光学系は、明るさ絞りが光軸上を移動する際に、絞り径が一定であることが望ましい。可変絞り機構を搭載すると、既にレンズ駆動のためのアクチュエータ等が配置されていることもあり、撮像光学系を収納する鏡枠の更なる太径化を招くことになり好ましくない。

【発明の効果】

30

【0076】

本発明の拡大内視鏡光学系によれば、高画素の撮像素子を用い高精細な画像での拡大観察が可能になるという効果を有する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0077】

本発明の拡大内視鏡光学系の実施の形態を次に示す各実施例にもとづいて説明する。

【実施例1】

【0078】

本発明の拡大内視鏡光学系の実施例1は、図1に示す通りの構成で、下記データを有する光学系である。

40

(物体面)	$d_0 = D_0$			
$r_1 =$	$d_1 = 0.36$	$n_1 = 1.88300$	$\theta_1 = 40.78$	
$r_2 = 1.297$	$d_2 = 0.73$			
$r_3 =$	$d_3 = 0.62$	$n_2 = 1.51400$	$\theta_2 = 75.00$	
$r_4 =$	$d_4 = 1.13$			
$r_5 = -8.3111$	$d_5 = 0.88$	$n_3 = 1.48749$	$\theta_3 = 70.23$	
$r_6 = -1.980$	$d_6 = 0.01$			
$r_7 = 3.240$	$d_7 = 1.20$	$n_4 = 1.51633$	$\theta_4 = 64.14$	
$r_8 = -2.332$	$d_8 = 0.24$	$n_5 = 2.00330$	$\theta_5 = 28.27$	

50



$r_9 = -4.319$	$d_9 = D_1$		
$r_{10} =$ ( 絞り )	$d_{10} = 0.02$		
$r_{11} =$	$d_{11} = 0.28$	$n_6 = 1.48749$	$\phi_6 = 70.23$
$r_{12} = 1.257$	$d_{12} = 0.52$	$n_7 = 1.59270$	$\phi_7 = 35.31$
$r_{13} = 1.927$	$d_{13} = D_2$		
$r_{14} = 4.593$	$d_{14} = 1.08$	$n_8 = 1.48749$	$\phi_8 = 70.23$
$r_{15} = -5.372$	$d_{15} = 0.02$		
$r_{16} = 3.767$	$d_{16} = 1.19$	$n_9 = 1.51633$	$\phi_9 = 64.14$
$r_{17} = -4.774$	$d_{17} = 0.42$	$n_{10} = 1.92286$	$\phi_{10} = 18.90$
$r_{18} = 52.579$	$d_{18} = 0.29$		
$r_{19} =$	$d_{19} = 0.40$	$n_{11} = 1.52287$	$\phi_{11} = 59.89$
$r_{20} =$	$d_{20} = 0.56$		
$r_{21} =$	$d_{21} = 2.75$	$n_{12} = 1.51633$	$\phi_{12} = 64.14$
$r_{22} =$			

10

	通常観察状態 ( 広角端 )	中間状態	近接拡大観察状態 ( 望遠端 )
D 0	1 6 . 0 0	3 . 3 8	2 . 0 0
D 1	0 . 1 6	1 . 0 6	1 . 7 2
D 2	2 . 5 6	1 . 6 6	1 . 0 0
f l w	1 . 7 5 8	1 . 9 5 9	2 . 0 2 4
F n o	7 . 0	7 . 2	7 . 3

20

$f W / f T = 0 . 9 6$   
 $| f 3 / f 2 | = 0 . 8 7$   
 $| f 2 / f 1 | = 2 . 1 8$   
 $f T = 7 . 3$   
 $T = - 0 . 7 1$   
 $= 6 6 . 5 ^\circ$   
 $f 3 / f 1 = 1 . 9$   
 $h T / h W = 0 . 6 6$   
 $E n p / f l w = 0 . 7 3$   
 $I H / ( p \times 1 0 0 0 ) = 0 . 6$

30

ただし、 $r_1, \dots$  はレンズ各面の曲率半径、 $d_1, \dots$  は各レンズの肉厚および面間隔、 $n_1, n_2, \dots$  は各レンズの e 線に対する屈折率、 $\phi_1, \phi_2, \dots$  は各レンズの d 線に対するアッベ数である。尚、 $d_0$  は物体面から光学系の第 1 面 ( $r_1$ ) までの距離である。又  $r, d$  等の長さの単位は mm である。

【 0 0 7 9 】

この実施例 1 の光学系は、図 1 および上記データに示すように、物体側より順に、正の屈折力の第 1 群 G 1 ( $r_1 \sim r_9$ ) と負の屈折力の第 2 群 G 2 ( $r_{11} \sim r_{13}$ ) と正の屈折力の第 3 群 G 3 ( $r_{14} \sim r_{18}$ ) とにて構成されている。又明るさ絞り S ( $r_{10}$ ) は第 2 群 G 2 の物体側に配置されている。

40

【 0 0 8 0 】

この実施例 1 は、第 2 群 G 2 が明るさ絞り S と一体に光軸上を像側に移動して通常観察状態 ( 広角端 ) から近接拡大観察状態 ( 望遠端 ) への変倍と合焦を行なう。

【 0 0 8 1 】

つまり、図 1 における上段 ( 通常観察状態 ) 、中段 ( 中間状態 ) 、下段 ( 近接拡大観察状態 ) に記載するように第 2 群 G 2 を光軸に沿って移動させて変倍と合焦を行なう。

【 0 0 8 2 】

50

この実施例 1 は、図示するように、第 1 群 G 1 が平凹レンズ ( $r_1 \sim r_2$ ) と平行平板 F 1 ( $r_3 \sim r_4$ ) と像側に凸面を向けた正のメニスカスレンズ ( $r_5 \sim r_6$ ) と両凸レンズ ( $r_7 \sim r_8$ ) と負のメニスカスレンズ ( $r_8 \sim r_9$ ) を接合した正の接合レンズ ( $r_7 \sim r_9$ ) とよりなり、第 2 群 G 2 が平凹レンズ ( $r_{11} \sim r_{12}$ ) と正のメニスカスレンズ ( $r_{12} \sim r_{13}$ ) を接合した接合レンズ ( $r_{11} \sim r_{13}$ ) よりなり、第 3 群が両凸レンズ ( $r_{14} \sim r_{15}$ ) と両凸レンズ ( $r_{16} \sim r_{17}$ ) と両凹レンズ ( $r_{17} \sim r_{18}$ ) を接合した接合レンズ ( $r_{16} \sim r_{18}$ ) とよりなる。又撮像素子の撮像面 I には撮像面を保護するためのカバーガラス C ( $r_{21} \sim r_{22}$ ) が貼り付けられている。又、第 3 群 G 3 とカバーガラス C との間には、平行平板 F 2 ( $r_{19} \sim r_{20}$ ) が配置されている。

【 0 0 8 3 】

10

ここで、平行平板 F 1、F 2 は夫々特定波長例えば Y A G レーザの 1 0 6 0 n m、半導体レーザの 8 1 0 n m あるいは近赤外領域の光をカットするためのフィルタである。

【 0 0 8 4 】

この実施例 1 は、データ中に示すように、条件 ( 1 ) 乃至条件 ( 9 )、条件 ( 1 1 ) のすべての条件を満足する。また、条件 ( 2 - 1 )、( 8 - 1 )、( 9 - 1 ) も満足する。これによって、光学系を通常観察状態 ( 広角端 ) から近接拡大観察状態 ( 望遠端 ) まで倍率を変化させても、F ナンバーの変動が少なく、各倍率の状態にて十分な観察深度が確保されている。

【 0 0 8 5 】

又、条件 ( 2 )、( 3 )、( 7 ) を満足するように各群の焦点距離を適切な値にしたことによって、画像劣化が少なくコンパクトな光学系になっている。

20

【 0 0 8 6 】

図 5、図 6、図 7 は、夫々実施例 1 の光学系の通常観察状態 ( 広角端 )、中間の状態、近接拡大観察状態 ( 望遠端 ) における収差状況を示す。これら図より明らかなように、実施例 1 の光学系は F ナンバーの変化が少なく、又いずれの状態にても収差が良好に補正されている。

【 0 0 8 7 】

又、実施例 1 は、条件 ( 1 1 ) を満足する高画素化された撮像素子を用いており、それにより高精細な画像が得られる。

【 実施例 2 】

30

【 0 0 8 8 】

本発明の拡大内視鏡光学系の実施例 2 は、図 2 に示す通りの構成で、下記データを有する光学系である。

( 物体面 )	$d_0 = D 0$		
$r_1 =$	$d_1 = 0.36$	$n_1 = 1.88300$	$\gamma_1 = 40.78$
$r_2 = 1.246$	$d_2 = 0.73$		
$r_3 =$	$d_3 = 0.62$	$n_2 = 1.51400$	$\gamma_2 = 75.00$
$r_4 =$	$d_4 = 0.50$	$n_3 = 1.52287$	$\gamma_3 = 59.89$
$r_5 =$	$d_5 = 0.57$		
$r_6 = 31.448$	$d_6 = 0.88$	$n_4 = 1.48749$	$\gamma_4 = 70.23$
$r_7 = -2.017$	$d_7 = 0.05$		
$r_8 = 3.576$	$d_8 = 1.20$	$n_5 = 1.48749$	$\gamma_5 = 70.23$
$r_9 = -1.879$	$d_9 = 0.24$	$n_6 = 1.84666$	$\gamma_6 = 23.78$
$r_{10} = -3.339$	$d_{10} = D 1$		
$r_{11} =$ ( 絞り )	$d_{11} = 0.02$		
$r_{12} =$	$d_{12} = 0.28$	$n_7 = 1.48749$	$\gamma_7 = 70.23$
$r_{13} = 1.678$	$d_{13} = 0.52$	$n_8 = 1.84666$	$\gamma_8 = 23.78$
$r_{14} = 1.703$	$d_{14} = D 2$		
$r_{15} = 19.018$	$d_{15} = 1.29$	$n_9 = 1.48749$	$\gamma_9 = 70.23$

40

50

$r_{16} = -2.749$	$d_{16} = 0.02$		
$r_{17} = 2.793$	$d_{17} = 1.22$	$n_{10} = 1.60311$	$_{10} = 60.64$
$r_{18} = -9.649$	$d_{18} = 0.42$	$n_{11} = 1.92286$	$_{11} = 18.90$
$r_{19} = 4.696$	$d_{19} = 0.87$		
$r_{20} =$	$d_{20} = 1.60$	$n_{12} = 1.51633$	$_{12} = 64.14$
$r_{21} =$			

	通常観察状態 ( 広角端 )	中間状態	近接拡大観察状態 ( 望遠端 )	
D 0	1 8 . 0 0	3 . 3 8	1 . 8 0	10
D 1	0 . 1 6	0 . 7 9	1 . 3 4	
D 2	2 . 2 5	1 . 6 1	1 . 0 7	
f l w	1 . 7 3 3	1 . 8 3 4	1 . 8 4 2	
F n o	7 . 1 6	7 . 1 0	7 . 0 4	

f W / f T = 1 . 0 2	
f 3 / f 2   = 0 . 9 2	
f 2 / f 1   = 2 . 2 2	
f T = 7	
T = - 0 . 7 1	20
= 6 5 . 5 °	
f 3 / f 1 = 2 . 0 5	
h T / h W = 0 . 7 9	
E n p / f l w = 0 . 7 3	
I H / ( p × 1 0 0 0 ) = 0 . 5 6	

この実施例 2 の光学系は、図 2 および上記データに示すように、物体側より順に、正の屈折力の第 1 群 G 1 (  $r_1 \sim r_{10}$  ) と負の屈折力の第 2 群 G 2 (  $r_{12} \sim r_{14}$  ) と正の屈折力の第 3 群 G 3 (  $r_{15} \sim r_{19}$  ) とにて構成されている。又明るさ絞り S (  $r_{11}$  ) は第 2 群 G 2 の物体側に配置されている。

#### 【 0 0 8 9 】

この実施例 2 は、第 2 群 G 2 が明るさ絞り S と一体に光軸に沿って像側に移動して、通常観察状態 ( 広角端 ) から近接拡大観察状態 ( 望遠端 ) にわたっての変倍と合焦を行なう。

#### 【 0 0 9 0 】

つまり、図 2 における上段の通常観察状態 ( 広角端 ) 、中段の中間状態、下段の近接拡大観察状態 ( 望遠端 ) に示すように明るさ絞り S と第 2 群 G 2 を移動させて変倍と合焦を行なう。

#### 【 0 0 9 1 】

この実施例 2 は、図 2 に示すように、第 1 群 G 1 が平凹レンズ (  $r_1 \sim r_2$  ) と平行平面板 F 1、F 2 (  $r_3 \sim r_5$  ) と両凸レンズ (  $r_6 \sim r_7$  ) と両凸レンズ (  $r_8 \sim r_9$  ) と負のメニスカスレンズ (  $r_9 \sim r_{10}$  ) とを接合した接合レンズ (  $r_8 \sim r_{10}$  ) とよりなり、第 2 群 G 2 が平凹レンズ (  $r_{12} \sim r_{13}$  ) と正のメニスカスレンズ (  $r_{13} \sim r_{14}$  ) を接合した接合レンズ (  $r_{12} \sim r_{14}$  ) よりなり、第 3 群が両凸レンズ (  $r_{15} \sim r_{16}$  ) と両凸レンズ (  $r_{17} \sim r_{18}$  ) と両凹レンズ (  $r_{18} \sim r_{19}$  ) を接合した接合レンズ (  $r_{17} \sim r_{19}$  ) とよりなる。又、撮像素子の撮像面にはカバーガラス (  $r_{20} \sim r_{21}$  ) が貼り付けられている。

#### 【 0 0 9 2 】

尚、平行平面板 F 1、F 2 は夫々特定波長例えば Y A G レーザの 1 0 6 0 n m、半導体レーザの 8 1 0 n m あるいは近赤外領域の光をカットするためのフィルタである。

#### 【 0 0 9 3 】

30

40

50

この実施例 2 も、データに示すように条件 ( 1 ) 乃至条件 ( 9 )、条件 ( 1 1 ) のすべての条件を満足する光学系であり、それにより、通常観察状態 ( 広角端 ) から近接拡大観察状態 ( 望遠端 ) までのすべての変倍状態において、F ナンバーの変動が少なく、各倍率の状態にて十分な観察深度が得られる。また、条件 ( 2 - 1 )、( 8 - 1 )、( 9 - 1 ) も満足する。

【 0 0 9 4 】

又、この実施例 2 も、第 1 群、第 2 群、第 3 群の夫々の焦点距離が条件 ( 2 )、( 3 )、( 7 ) を満足するように適切な値に設定してあり、それにより各状態において画質の劣化がなく、コンパクトな撮像光学系になっている。

【 0 0 9 5 】

10

図 8、図 9、図 1 0 の収差図に示すように、実施例 2 の通常観察状態 ( 広角端 )、中間状態、近接拡大観察状態 ( 望遠端 ) における諸収差はいずれも良好に補正されている。

【 0 0 9 6 】

又、この実施例 2 も、条件 ( 1 1 ) を満足する高画素化された撮像素子を用いることにより高精細な画像を得ることができる。

【実施例 3】

【 0 0 9 7 】

本発明の光学系の実施例 3 は、図 3 に示す通りの構成で、下記データを有する。

( 物体面 )	$d_0 = D 0$				20
$r_1 =$	$d_1 = 0.45$	$n_1 = 1.88300$	$\gamma_1 = 40.78$		
$r_2 = 1.886$	$d_2 = 1.00$				
$r_3 =$	$d_3 = 0.57$	$n_2 = 1.52287$	$\gamma_2 = 59.89$		
$r_4 =$	$d_4 = 0.47$				
$r_5 = -6.999$	$d_5 = 2.75$	$n_3 = 1.69895$	$\gamma_3 = 30.13$		
$r_6 = -3.383$	$d_6 = D 1$				
$r_7 = 3.920$	$d_7 = 0.61$	$n_4 = 1.88300$	$\gamma_4 = 40.76$		
$r_8 = 9.496$	$d_8 = D 2$				
$r_9 =$ ( 絞り )	$d_9 = 0.09$				
$r_{10} = 33.957$	$d_{10} = 0.27$	$n_5 = 1.84666$	$\gamma_5 = 23.78$	30	
$r_{11} = 1.805$	$d_{11} = 2.03$	$n_6 = 1.51633$	$\gamma_6 = 64.14$		
$r_{12} = -6.057$	$d_{12} = 0.08$				
$r_{13} = 5.501$	$d_{13} = 1.09$	$n_7 = 1.88300$	$\gamma_7 = 40.76$		
$r_{14} = 3.662$	$d_{14} = 0.77$	$n_8 = 1.80100$	$\gamma_8 = 34.97$		
$r_{15} = -15.338$	$d_{15} = 1.82$				
$r_{16} =$	$d_{16} = 2.00$	$n_9 = 1.51400$	$\gamma_9 = 75.00$		
$r_{17} =$					

	通常観察状態 ( 広角端 )	中間状態	近接拡大観察状態 ( 望遠端 )	40
D 0	2 3 . 5 0	1 0 . 5 0	3 . 0 0	
D 1	3 . 2 6	2 . 9 2	1 . 5 3	
D 2	0 . 3 9	0 . 7 2	2 . 1 2	
f l w	1 . 4 8 0	1 . 5 3 7	1 . 8 2 5	
F n o	9 . 1 0	9 . 1 0	9 . 1 0	

f W / f T = 1

| f 3 / f 2 | = 0 . 8 1

| f 2 / f 1 | = 0 . 3 6

f T = 9 . 1

50

$$\begin{aligned}
 T &= -0.4 \\
 &= 60.7^\circ \\
 f_3 / f_1 &= -0.29 \\
 h_T / h_W &= 1.00 \\
 E_{np} / f_{lw} &= 1.33 \\
 IH / (p \times 1000) &= 0.43
 \end{aligned}$$

この実施例 3 は、図 3 に示すように、物体側より順に、負の屈折力の第 1 群 G 1 ( $r_1 \sim r_6$ ) と正の屈折力の第 2 群 G 2 ( $r_7 \sim r_8$ ) と正の屈折力の第 3 群 G 3 ( $r_{10} \sim r_{15}$ ) とよりなる。

10

【0098】

この実施例 3 は、正の屈折力の第 2 群 G 2 を光軸に沿って像側から物体側へ移動させることにより、通常観察状態（広角端）から近接拡大観察状態（望遠端）までの変倍と合焦を行なうもので、明るさ絞り S は第 3 群 G 3 の物体側に配置されており、変倍中移動せずに固定されている。

【0099】

つまり、この実施例 3 は、負、正、正の三つのレンズ群よりなり正の第 2 群 G 2 を移動させて変倍を行なうことと、明るさ絞りが第 3 群の物体側に変倍中移動せずに固定配置されている点で、実施例 1、2 と異なる構成である。

【0100】

20

実施例 3 は、負の第 1 群 G 1 が、平凹レンズ ( $r_1 \sim r_2$ ) と平行平板 F 1 ( $r_3 \sim r_4$ ) と正のメニスカスレンズ ( $r_5 \sim r_6$ ) とよりなり、第 2 群 G 2 が正のメニスカスレンズ ( $r_7 \sim r_8$ ) 1 枚よりなり、第 3 群 G 3 が負のメニスカスレンズ ( $r_{10} \sim r_{11}$ ) と両凸レンズ ( $r_{11} \sim r_{12}$ ) を接合した接合レンズ ( $r_{10} \sim r_{12}$ ) と負のメニスカスレンズ ( $r_{13} \sim r_{14}$ ) と両凸レンズ ( $r_{14} \sim r_{15}$ ) を接合した接合レンズ ( $r_{13} \sim r_{15}$ ) とよりなり、撮像素子の撮像面 I にはカバーガラス C が貼り付けられている。

【0101】

明るさ絞り S ( $r_9$ ) は第 3 群 G 3 の物体側に固定配置されている。又平行平板 F 1 は特定波長例えば YAG レーザの 1060 nm、半導体レーザの 810 nm あるいは近赤外領域の光をカットするためのフィルタである。

30

【0102】

この実施例 3 は、条件 (1)、(2)、(4)、(6)、(8)、(9)、(11)、(2-1) を満足する。

【0103】

この実施例 3 は、前述のように負、正、正の構成で、明るさ絞り S を第 2 群 G 2 と第 3 群 G 3 の間でその像面側に近づけて固定配置したことによって、明るさ絞り S を変倍時固定配置したままでも F ナンバーの変動がなく、通常観察状態（広角端）から近接拡大観察状態（望遠端）までの各状態で十分な観察深度が得られる。

【0104】

この実施例 3 の収差状況は、図 11、12、13 に示す通りである。これら図のうち図 11 は通常観察状態（広角端）、図 12 は中間状態、図 13 は近接拡大観察状態（望遠端）の収差図で、F ナンバーの変化は少なく、いずれの状態も諸収差が良好に補正されており、収差の変動も少ない。

40

【0105】

この実施例 3 も、条件 (11) を満足する高画素化された撮像素子を用いることにより、各状態において高精細な画像を得ることができる。

【実施例 4】

【0106】

本発明の光学系の実施例 4 は、図 4 に示す通りの構成で、下記データを有する。

50

(物体面)	$d_0 = D_0$			
$r_1 =$	$d_1 = 0.36$	$n_1 = 1.88300$	$\theta_1 = 40.78$	
$r_2 = 1.318$	$d_2 = 0.73$			
$r_3 =$	$d_3 = 0.62$	$n_2 = 1.51400$	$\theta_2 = 75.00$	
$r_4 =$	$d_4 = 0.47$			
$r_5 = 7.097$	$d_5 = 1.69$	$n_3 = 1.48749$	$\theta_3 = 70.23$	
$r_6 = -1.911$	$d_6 = 0.24$	$n_4 = 1.84666$	$\theta_4 = 23.78$	
$r_7 = -2.140$	$d_7 = 0.02$			
$r_8 = 4.116$	$d_8 = 0.82$	$n_5 = 1.64000$	$\theta_5 = 60.08$	
$r_9 = -2.181$	$d_9 = 0.12$	$n_6 = 2.00330$	$\theta_6 = 28.27$	10
$r_{10} = -5.343$	$d_{10} = D_1$			
$r_{11} =$ (絞り)	$d_{11} = 0.02$			
$r_{12} = -5.181$	$d_{12} = 0.19$	$n_7 = 1.60300$	$\theta_7 = 65.44$	
$r_{13} = 1.143$	$d_{13} = 0.24$	$n_8 = 1.68893$	$\theta_8 = 31.07$	
$r_{14} = 2.182$	$d_{14} = D_2$			
$r_{15} = 6.990$	$d_{15} = 1.00$	$n_9 = 1.48749$	$\theta_9 = 70.23$	
$r_{16} = -3.748$	$d_{16} = 0.12$			
$r_{17} = 3.540$	$d_{17} = 1.16$	$n_{10} = 1.49700$	$\theta_{10} = 81.54$	
$r_{18} = -5.952$	$d_{18} = 0.22$			
$r_{19} = -4.732$	$d_{19} = 0.42$	$n_{11} = 1.92286$	$\theta_{11} = 18.90$	20
$r_{20} = -90.467$	$d_{20} = 1.55$			
$r_{21} =$	$d_{21} = 0.40$	$n_{12} = 1.52287$	$\theta_{12} = 59.89$	
$r_{22} =$	$d_{22} = 1.35$			
$r_{23} =$	$d_{23} = 1.20$	$n_{13} = 1.51633$	$\theta_{13} = 64.14$	
$r_{24} =$				

	通常観察状態 (広角端)	中間状態	近接拡大観察状態 (望遠端)	
D 0	2 0 . 0 0	2 . 0 0	0 . 8 8	
D 1	0 . 1 5	1 . 4 7	2 . 5 3	30
D 2	2 . 5 7	1 . 2 6	0 . 2 0	
f l w	1 . 7 8 7	2 . 3 3 6	2 . 1 5 7	
F n o	5 . 8 7	6 . 8 7	7 . 6 6	

$f W / f T = 0 . 7 7$	
$  f 3 / f 2   = 1 . 3 4$	
$  f 2 / f 1   = 1 . 5 9$	
$f T = 7 . 7$	
$T = - 1 . 7 3$	
$= 6 6 . 5 ^\circ$	40
$f 3 / f 1 = 2 . 1 3$	
$h T / h W = 0 . 4 8$	
$E n p / f l w = 0 . 7 2$	
$I H / ( p \times 1 0 0 0 ) = 0 . 4 9$	

この実施例 4 は、図 4 に示すように物体側より順に、正の屈折力の第 1 群 G 1 と、負の屈折力の第 2 群 G 2 と、正の屈折力の第 3 群 G 3 とよりなる。そして、第 2 群 G 2 を光軸に沿って物体側より像側へ移動させることにより、通常観察状態（広角端）から近接拡大観察状態（望遠端）への変倍と合焦とを行なっている。又、明るさ絞り S は第 2 群 G 2 の物体側に配置され、変倍時第 2 群 G 2 と一体に移動する。

## 【 0 1 0 7 】

つまり、図 4 における上段（通常観察状態）、中段（中間状態）、下段（近接拡大観察状態）に示すように第 2 群 G 2 が明るさ絞り S と一体に移動する。

## 【 0 1 0 8 】

この実施例 4 は、図 4 に示すように、第 1 群 G 1 が平凹レンズ（ $r_1 \sim r_2$ ）と平行平面板 F 1（ $r_3 \sim r_4$ ）と両凸レンズ（ $r_5 \sim r_6$ ）とメニスカスレンズ（ $r_6 \sim r_7$ ）を接合した接合レンズ（ $r_5 \sim r_7$ ）と両凸レンズ（ $r_8 \sim r_9$ ）と負のメニスカスレンズ（ $r_9 \sim r_{10}$ ）を接合した接合レンズ（ $r_8 \sim r_{10}$ ）とよりなり、第 2 群 G 2 は両凹レンズ（ $r_{12} \sim r_{13}$ ）と正のメニスカスレンズ（ $r_{13} \sim r_{14}$ ）を接合した接合レンズ（ $r_{12} \sim r_{14}$ ）よりなり、第 3 群 G 3 は両凸レンズ 2 枚（ $r_{15} \sim r_{16}$ ）および（ $r_{17} \sim r_{18}$ ）と負のメニスカスレンズ（ $r_{19} \sim r_{20}$ ）よりなる。

10

## 【 0 1 0 9 】

又、撮像素子の撮像面 I にはカバーガラス C（ $r_{23} \sim r_{24}$ ）が貼り付けられている。第 3 群 G 3 とカバーガラス C との間には平行平面板 F 2（ $r_{21} \sim r_{22}$ ）が配置されている。

## 【 0 1 1 0 】

ここで、平行平面板 F 1、F 2 は夫々特定波長例えば Y A G レーザの 1 0 6 0 n m、半導体レーザの 8 1 0 n m あるいは近赤外領域の光をカットするためのフィルタである。

## 【 0 1 1 1 】

明るさ絞り S（ $r_{11}$ ）は第 2 群 G 2 の物体側に配置され、変倍の際に第 2 群 G 2 と一体に光軸上を移動するように構成されている。

20

## 【 0 1 1 2 】

この実施例 4 の光学系は、条件（2）乃至条件（7）、条件（9）、条件（11）を満足する。

## 【 0 1 1 3 】

この実施例 4 は条件（5 - 1）を満足するように構成されている。そのために、この実施例は、近接拡大観察状態（望遠端）において生体組織を細胞レベルで観察することが可能であり、又通常観察状態（広角端）では、高視野が確保され、病変部を発見するために生体内をスクリーニングしたり、病変部に処置を施す等の作業を行なうことができる。

## 【 0 1 1 4 】

この実施例 4 のように、近接拡大観察状態（望遠端）での観察倍率が条件（5 - 1）を満足するようにした場合、条件（1）を満足するように構成することが困難になる。そのため、実施例 4 は条件（1）を満足しない。

30

## 【 0 1 1 5 】

しかし、物体側から順に、正、負、正のレンズ群にて構成し、通常観察状態（広角端）から近接拡大観察状態（望遠端）まで変倍状態を変化させる時に第 2 群 G 2 と共に明るさ絞り S を一体に移動させるようにし、各群のパワー配分を適切なものとするにより、高画素化された撮像素子と組み合わせた場合でも、F ナンバーがさほど大きく変動しないため、各変倍状態において支障のない観察深度を確保することができる。

## 【 0 1 1 6 】

具体的には、近接拡大観察状態（望遠端）での F ナンバーを回折限界近傍まで大にし、観察深度の極近点側で所望の解像力を確保すると共に、通常観察状態（広角端）では F ナンバーがより小さくなってしまいうにもかかわらず、観察深度の遠点側で所望の解像力が得られる程度に明るさ絞りの開口径を設定してある。又、この実施例 4 は、F ナンバーが小さいために明るい光学系を実現し得るという大きなメリットを有する。

40

## 【 0 1 1 7 】

この実施例 4 の光学系も、第 1 群 G 1、第 2 群 G 2、第 3 群 G 3 の各レンズ群の焦点距離が条件（2）、（3）、（7）を満足し、適切な値に設定してあるため、画像の劣化がなく、しかもコンパクトな構成の光学系である。

## 【 0 1 1 8 】

50

図 14、図 15、図 16 は、夫々この実施例 4 の通常観察状態（広角端）、中間状態、近接拡大観察状態（望遠端）における収差図である。

【0119】

これら図から明らかなように、実施例 4 の光学系は、通常観察状態（広角端）から近接拡大観察状態（望遠端）までの各状態において F ナンバーの変化が少なく、又諸収差が良好に補正され収差の変動の少ない光学系である。

【0120】

又、この実施例 4 の光学系も、条件（11）を満足する高画素化された撮像素子と組み合わせて使用することにより、各変倍状態において高精細な画像を得ることが可能である。

10

【0121】

特許請求の範囲に記載する光学系のほか次の各項に記載する光学系も、本発明の目的を達成し得る。

【0122】

（1）請求項 1 に記載された光学系で、前記対物レンズが、物体側から順に、正の第 1 群と負の第 2 群と正の第 3 群とにて構成され、負の第 2 群と明るさ絞りが一体に光軸上を移動することによって合焦と変倍とを行なうことを特徴とする拡大内視鏡光学系。

【0123】

（2）特許請求の範囲の請求項 1 又は 4 あるいは前記の（1）に記載された光学系で、下記条件（4）を満足することを特徴とする拡大内視鏡光学系。

20

【0124】

$$(4) \quad F(T) < 9.5$$

（3）特許請求の範囲の請求項 2 又は 3 に記載された光学系で、下記条件（5-1）を満足することを特徴とする拡大内視鏡光学系。

【0125】

$$(5-1) \quad (T) < -1.5$$

（4）前記（3）の項に記載された光学系で、下記条件（6）を満足することを特徴とする拡大内視鏡光学系。

【0126】

$$(6) \quad > 60^\circ$$

30

（5）複数のレンズ群より構成され、一つのレンズ群のみが光軸上を移動することにより合焦と変倍を行なう光学系で、下記条件（5-1）、（6）を満足することを特徴とする拡大内視鏡光学系。

【0127】

$$(5-1) \quad (T) < -1.5$$

$$(6) \quad > 60^\circ$$

（6）前記の（5）の項に記載された光学系で、物体側から順に、正の第 1 群と負の第 2 群と正の第 3 群とにて構成され、負の第 2 群が光軸上を移動することにより合焦と変倍とを行なうことを特徴とする拡大内視鏡光学系。

【0128】

40

（7）特許請求の範囲の請求項 1、2、3 又は 4 あるいは前記の（1）、（2）、（3）、（4）、（5）又は（6）に記載された光学系で、合焦および変倍中、光学系中に設けられた明るさ絞りの径が変化しないことを特徴とする拡大内視鏡光学系。

【0129】

（8）レンズ系を構成するレンズ群中の一部のレンズ群が光軸上を移動することによって、少なくとも通常観察状態（広角端）と近接拡大観察状態（望遠端）とを取り得る対物レンズと、対物レンズの結像面近傍に撮像素子が位置するように撮像素子を配置した光学系で、下記条件（1）、（11）を満足することを特徴とする拡大内視鏡光学系。

【0130】

$$(1) \quad F(W) / F(T) > 0.93$$

50



$$(11) \quad 0.4 < IH / (p \times 1000) < 0.7$$

(9) 物体側から順に、正の第1群と負の第2群と正の第3群とより構成される対物レンズと、前記対物レンズの結像面近傍に撮像面が位置するように配置された撮像素子とよりなる光学系で、前記明るさ絞りと一体に負の第2群が光軸上を移動して合焦と変倍を行なう光学系で、下記条件(2)、(11)を満足することを特徴とする拡大内視鏡光学系。

【0131】

$$(2) \quad 0.4 < |f_3 / f_2| < 1.38$$

$$(11) \quad 0.4 < IH / (p \times 1000) < 0.7$$

(10) 前記(9)の項に記載された光学系で、下記条件(3)を満足することを特徴とする拡大内視鏡光学系。

10

【0132】

$$(3) \quad 1.5 < |f_2 / f_1| < 3.5$$

(11) 前記(9)又は(10)の項に記載された光学系で、下記条件(1)を満足することを特徴とする拡大内視鏡光学系。

【0133】

$$(1) \quad F(W) / F(T) > 0.93$$

(12) 前記(8)の項に記載された光学系で、前記対物レンズが、物体側から順に、正の第1群と負の第2群と正の第3群とより構成され、負の第2群と前記明るさ絞りとが一体に光軸上を移動することによって合焦と変倍を行なうことを特徴とする拡大内視鏡光学系。

20

【0134】

(13) 前記(8)、(11)又は(12)の項に記載された光学系で、下記条件(4)を満足することを特徴とする拡大内視鏡光学系。

【0135】

$$(4) \quad F(T) < 9.5$$

(14) 前記(9)又は(10)の項に記載された光学系で、下記条件(5-1)を満足することを特徴とする拡大内視鏡光学系。

【0136】

$$(5-1) \quad (T) < -1.5$$

30

(15) 前記(14)の項に記載された光学系で、下記条件(6)を満足することを特徴とする拡大内視鏡光学系。

【0137】

$$(6) \quad > 60^\circ$$

(16) 複数のレンズ群よりなり、レンズ群中の一つのレンズ群のみを移動させることにより合焦および変倍を行なう対物レンズと、対物レンズの結像面近傍に撮像面が位置する撮像素子とを備えた光学系で、下記条件(5-1)、(6)、(11)を満足することを特徴とする拡大内視鏡光学系。

【0138】

$$(5-1) \quad (T) < -1.5$$

40

$$(6) \quad > 60^\circ$$

$$(11) \quad 0.4 < IH / (p \times 1000) < 0.7$$

(17) 前記(16)の項に記載された光学系で、前記対物レンズが、物体側から順に、正の第1群と負の第2群と正の第3群とより構成され、負の第2群が光軸上を移動して合焦と変倍を行なうことを特徴とする拡大内視鏡光学系。

【図面の簡単な説明】

【0139】

【図1】本発明の実施例1の断面図

【図2】本発明の実施例2の断面図

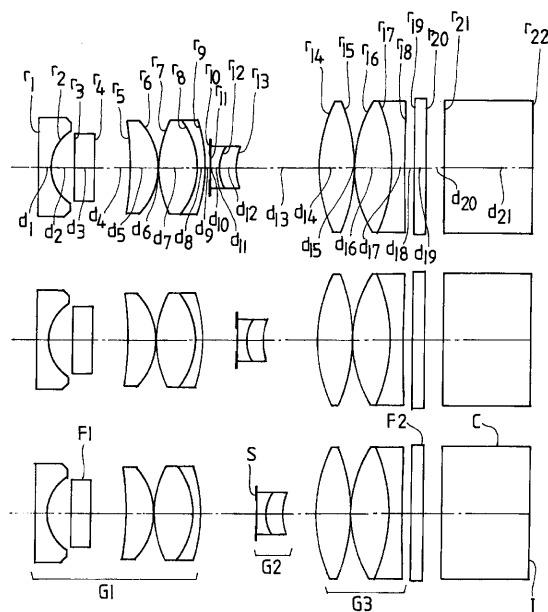
【図3】本発明の実施例3の断面図

50

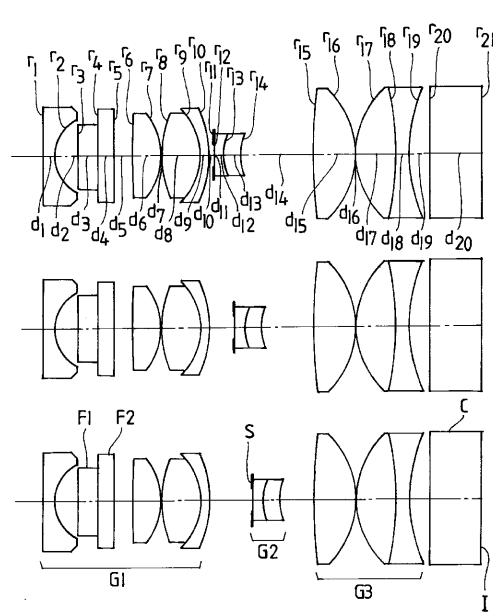
- 【図 4】本発明の実施例 4 の断面図  
 【図 5】本発明の実施例 1 の通常観察状態における収差図  
 【図 6】本発明の実施例 1 の中間状態における収差図  
 【図 7】本発明の実施例 1 の近接拡大観察状態における収差図  
 【図 8】本発明の実施例 2 の通常観察状態における収差図  
 【図 9】本発明の実施例 2 の中間状態における収差図  
 【図 10】本発明の実施例 2 の近接拡大観察状態における収差図  
 【図 11】本発明の実施例 3 の通常観察状態における収差図  
 【図 12】本発明の実施例 3 の中間状態における収差図  
 【図 13】本発明の実施例 3 の近接拡大観察状態における収差図  
 【図 14】本発明の実施例 4 の通常観察状態における収差図  
 【図 15】本発明の実施例 4 の中間状態における収差図  
 【図 16】本発明の実施例 4 の近接拡大観察状態における収差図

10

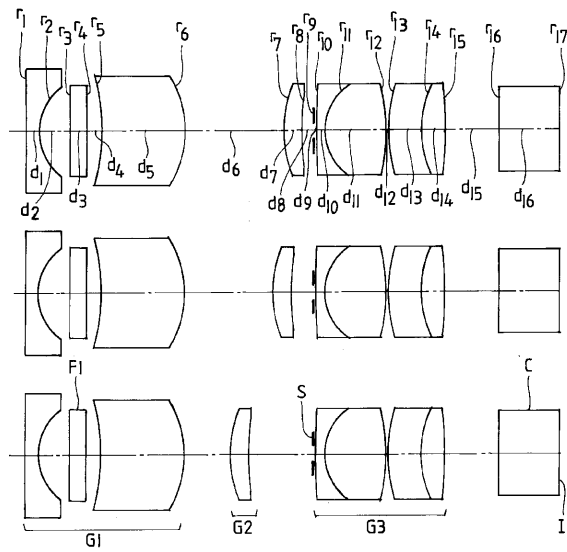
【図 1】



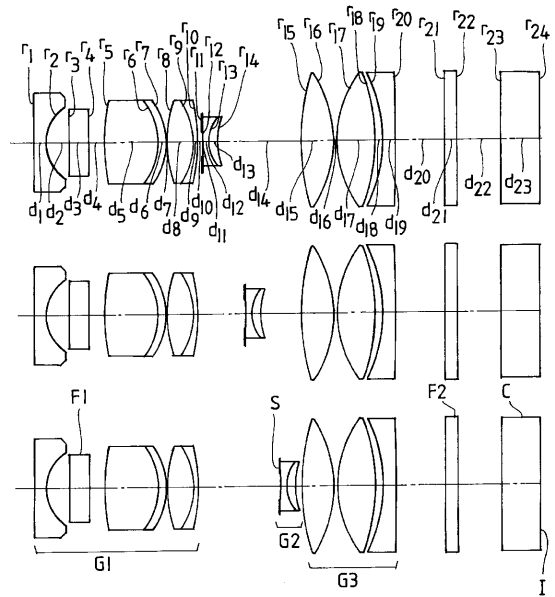
【図 2】



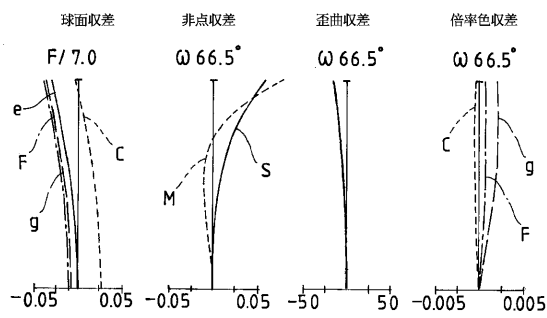
【図 3】



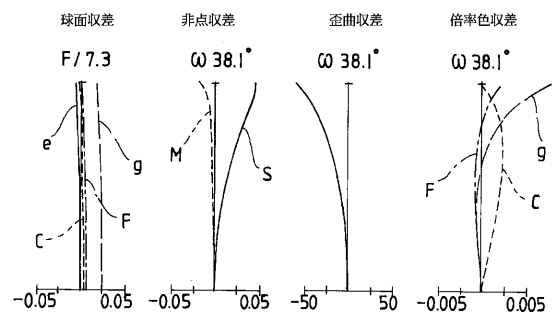
【図 4】



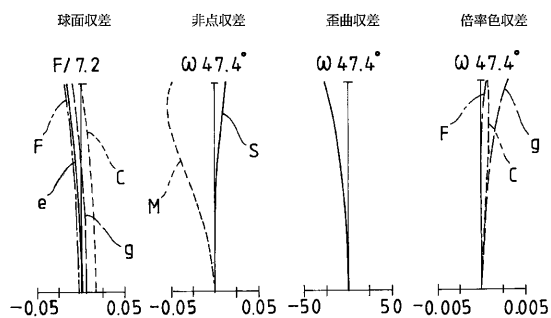
【図 5】



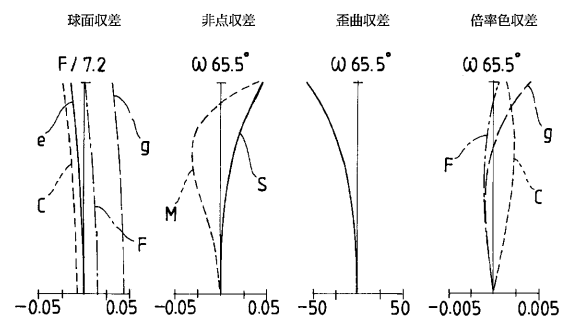
【図 7】



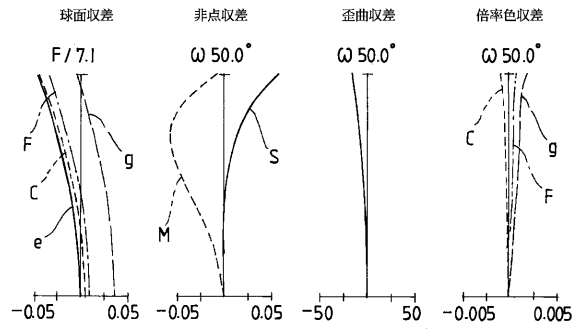
【図 6】



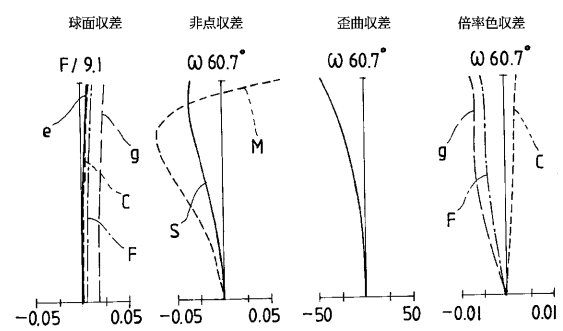
【図 8】



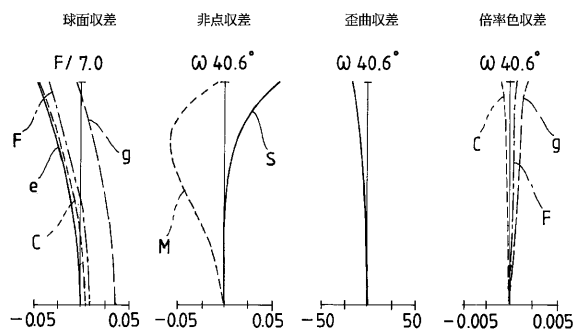
【図 9】



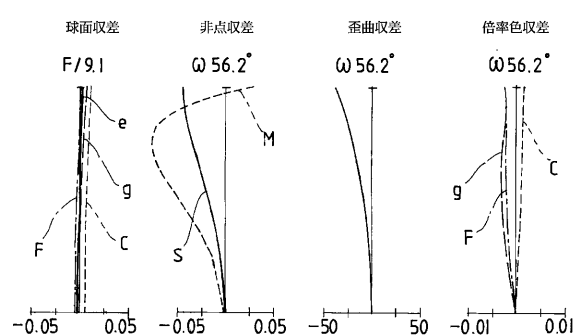
【図 11】



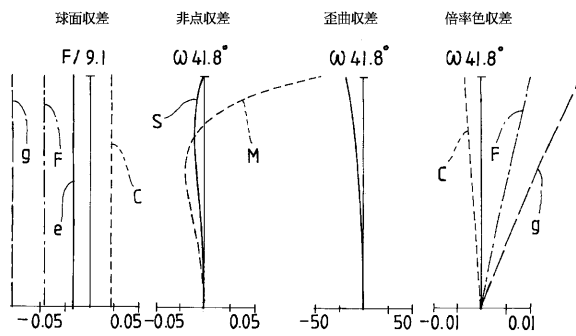
【図 10】



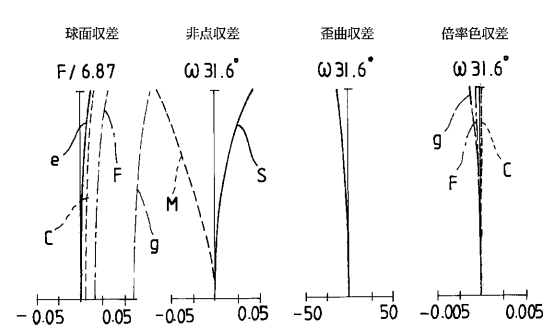
【図 12】



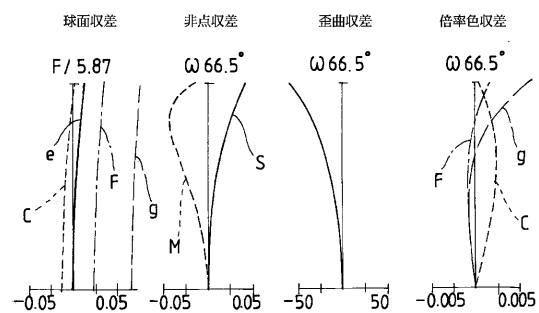
【図 13】



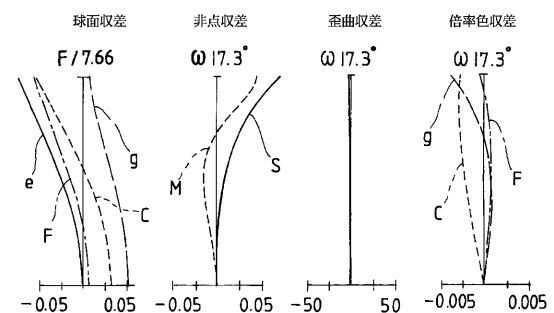
【図 15】



【図 14】



【図 16】



---

フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

G 0 2 B      9 / 0 0 - 1 7 / 0 8

专利名称(译)	扩大的内窥镜光学系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP4659645B2</a>	公开(公告)日	2011-03-30
申请号	JP2006054498	申请日	2006-03-01
[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		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	高頭英泰		
发明人	高頭 英泰		
IPC分类号	G02B15/14 G02B23/26 A61B1/00		
CPC分类号	G02B15/173 G02B15/177 G02B23/2438		
FI分类号	G02B15/14 G02B23/26.C A61B1/00.300.Y A61B1/00.731		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/CA22 2H087/KA10 2H087/LA02 2H087/PA05 2H087/PA06 2H087/PA07 2H087/PA19 2H087/PA20 2H087/PB07 2H087/PB09 2H087/PB10 2H087/QA01 2H087/QA06 2H087/QA07 2H087/QA18 2H087/QA21 2H087/QA25 2H087/QA26 2H087/QA34 2H087/QA37 2H087/QA39 2H087/QA41 2H087/QA42 2H087/QA45 2H087/RA36 2H087/RA42 2H087/SA13 2H087/SA17 2H087/SA19 2H087/SA63 2H087/SA72 2H087/SA74 2H087/SB03 2H087/SB05 2H087/SB06 2H087/SB12 2H087/SB13 2H087/SB24 2H087/SB25 4C061/FF40 4C061/PP11 4C161/FF40 4C161/PP11		
其他公开文献	JP2007233036A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：在任何状态下确保足够的观察深度并通过减小普通观察状态中的F数与放大内窥镜中的近距放大观察状态中的F数之间的变化来获得具有高图像质量的图像光学系统。解决方案：扩大内窥镜光学系统通过移动作为构成光学系统中物镜的透镜组的一部分的透镜组，至少采用普通观察状态和近距放大观察状态，并满足条件 ( 1 ) :  $F(W)/F(T) > 0.93$ 。Ž

