

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4472130号  
(P4472130)

(45) 発行日 平成22年6月2日(2010.6.2)

(24) 登録日 平成22年3月12日(2010.3.12)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 1/00 300 Y

請求項の数 2 (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2000-218729 (P2000-218729)  
 (22) 出願日 平成12年7月14日 (2000.7.14)  
 (65) 公開番号 特開2002-28126 (P2002-28126A)  
 (43) 公開日 平成14年1月29日 (2002.1.29)  
 審査請求日 平成18年7月11日 (2006.7.11)

(73) 特許権者 000000376  
 オリンパス株式会社  
 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 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  
 審査官 小田倉 直人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

複数のレンズ群と、固体撮像素子と、焦点調整手段と、表示装置とからなり、前記焦点調整手段を操作することによって、前記複数のレンズ群のうちの少なくとも1つのレンズ群又は固体撮像素子を移動させて焦点距離と作動距離とを変化させ、通常観察像と近接観察像とを前記固体撮像素子で撮像して、前記表示装置に表示させるようにした内視鏡装置において、 $f_{wide}$ を通常観察時の焦点距離、 $WD_{wide}$ を通常観察時の作動距離、 $f_{tele}$ を近接観察時の焦点距離、 $WD_{tele}$ を近接観察時の作動距離、 $P_{exp}$ を前記固体撮像素子を原点とした射出瞳位置とした時、

$$\begin{aligned} WD_{wide} &> WD_{tele} \\ f_{wide} &= f_{tele} \\ P_{exp} &< 0 \end{aligned}$$

10

なる条件を満足するようにしたことを特徴とする内視鏡装置。

## 【請求項 2】

$$\frac{f_{wide}}{f_{tele}} > 1$$

なる条件を満足するようにしたことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は、固体撮像素子を用いた撮像光学系を備えた内視鏡装置に関する。

20

## 【0002】

## 【従来の技術】

近年、小型のCCDの如き固体撮像素子を用いた電子内視鏡がはやっている。これによれば、体腔内の病変をTVモニターによって多人数で観察する事ができるため、複数の医者により観察及び診断することが可能であり、また、患者も自分の病変を見ながら診断してもらえると言う大きな利点がある。このような内視鏡の中でも、最近では特に、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行うことを目的とした所謂拡大内視鏡が注目されている。

## 【0003】

## 【発明が解決しようとする課題】

ところで、拡大内視鏡用の光学系には、例えば、特公昭61-44283号公報や特開平4-218012号公報に記載のもの等がある。これらの光学系は、夫々3群式や4群式の光学系であり、大きな観察倍率を得ることが出来るが、光学系の全長が長いので内視鏡挿入部の大型化を招き、患者の負担が大きくなると言う問題があった。

## 【0004】

また、このような先行例における拡大内視鏡は、極端に被写界深度が浅く、操作性が悪いと言う欠点を有する。

ここで、被写界深度の定義について簡単に説明する。図16は内視鏡光学系の構成を示す光軸に沿う断面図である。この図において、物体Oの像Iが形成される位置にCCDを配置する事により、ピントの合った像を得ることが出来るが、物体Oに内視鏡を接近させてO'で示す位置に物体を移動させると、像IはズレてI'で示す位置に形成される。反対に、物体Oから内視鏡を離してO''で示す位置に物体を移動させると、IはズレてI''で示す位置に形成される。ここで、CCDの位置は固定されているとすると、CCDの位置における像I'及びI''は錯乱円径となり、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より大きい場合、画像はCCDの分解能で設定し、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。この時の光学系の実効口径比をFno、光学系の焦点距離をfLとすると、

$$|1/Xn - 1/Xf| = 2 \cdot Fno / fL^2 \quad (1)$$

が成立する。ここで、被写界深度Dは

$$D = Xf - Xn \quad (2)$$

である。

## 【0005】

図17は、 $1/X = Y$ の値の変化を示す線図である。上記(1)式における左辺の値は、図17におけるY方向の大きさを示す。この大きさ $2 \cdot Fno / fL^2$ が固定であるとすると、Xnが小さいとき即ち接近時の被写界深度D<sub>1</sub>は小さくなる。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AtoZ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から3mmの範囲と狭い。この特性により、術者は1m以上も大腸内に内視鏡を挿入した上で、しかもその先端部を1mレベルの微小操作を行う必要が生じ、内視鏡操作に熟練を要すると言う問題(問題点1)がある。

## 【0006】

また、従来の拡大内視鏡装置では、通常観察時と拡大観察時とで同じ画像処理をおこなっている。一般に、組織を拡大すると微少病変部分も大きく観察されるため、その観察画像の周波数成分は低周波の画像を多く含むようになる。ところが、通常観察時の内視鏡画像は微細な血管走行の状態などが小さい倍率で撮像されているため、観察像の周波数成分は高周波の画像を多く含むようになる。このため、拡大用に最適化した画像処理を通常観察時に適用すると、血管が潰れて見え難くなるという問題(問題点2)がある。

更に、従来の拡大内視鏡では、1m以上も先にある光学系中の一部のレンズをワイヤを用いて駆動することにより通常観察と拡大観察とを切り替えており、現在どの程度の拡大倍率であるかを術者以外の医者が知ることは出来ず、それを見ている他の医者にとって、病

10

20

30

40

50

変の大きさに対する認識に差が出来てしまい、医者同士でデスカッションし難いという問題(問題点3)がある。

【0007】

本発明は、上記の如き従来技術の有する問題点に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、光学系を小型化することで患者の負担を少なくしつつ拡大時の被写界深度を深くして、特別な技術の習得がなくても容易に拡大観察の操作を行えるようにし、しかもその拡大された情報の解像感を高めることで診断情報の正確性を向上させ、更に、複数の医者でディスカッションし易くすることで診断の精度を一層高めることの出来る内視鏡装置を提供しようとするものである。

【0008】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明による内視鏡装置は、複数のレンズ群と、固体撮像素子と、焦点調整手段と、表示装置とからなり、前記焦点調整手段を操作することによって、前記複数のレンズ群のうちの少なくとも1つのレンズ群又は固体撮像素子を移動させて焦点距離と作動距離とを変化させ、通常観察像と近接観察像とを前記固体撮像素子で撮像して、前記表示装置に表示させるようにした内視鏡装置において、 $f_{wide}$ を通常観察時の焦点距離、 $WD_{wide}$ を通常観察時の作動距離、 $f_{tele}$ を近接観察時の焦点距離、 $WD_{tele}$ を近接観察時の作動距離、 $P_{exp}$ を前記固体撮像素子を原点とした射出瞳位置とした時

、

$$WD_{wide} > WD_{tele} \quad (3)$$

$$f_{wide} < f_{tele} \quad (4)$$

$$P_{exp} < 0 \quad (9)$$

なる条件を満足するようにしたことを特徴としている。

また、本発明による内視鏡装置は、

$$\frac{f_{wide}}{f_{tele}} > 1.1 \quad (1)$$

なる条件を満足するようにすることが好ましい。

【0009】

【発明の実施の形態】

本発明の内視鏡装置に係る比較例、参考例及び実施例の説明に先立ち、本発明の構成による作用効果を説明する。

一般に、 $f_L$ を光学系の焦点距離、 $f_F$ を光学系の前側焦点距離、 $z$ を光学系表面から物体までの距離としたとき、その光学系の倍率 $M$ は以下の式で与えられる。

$$M = -f_L / (f_F + z) \quad (5)$$

即ち、拡大内視鏡として、倍率 $M$ 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事が必要である。

一方、問題点1で説明したとおり、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。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、上記条件(3)を規定した。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部にコントラストをつけるようにするが、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じる。しかしながら、上記条件(3)を満たしてさえいれば、照明レンズと被写体までの距離を接近させることで明るさを向上させることができるので、この暗くなる問題にも対処する事ができる。

【0010】

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、上記条件(4)を規定した。前記式(1)から分かるように、焦点距離 $f_L$ を小さくすると、被写界深度に対して2乗で作用する。従って、被写界深度を広げるためには、拡大時に焦点距離が $f_{wide} < f_{tele}$ となるように小さくし、また、拡大倍率を大きくとるために、上記条件(3)を満たすように近接させるのである。以上のように、式(1)及び(2)を同時に満た

10

20

30

40

50

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。

【0011】

また、本発明による内視鏡装置は、固体撮像素子からの信号を元にした制御信号を焦点調整手段に供給する制御装置を備えた内視鏡装置において、前記制御信号を元にして光学系の状態に応じた画像処理の状態を切り替えるための制御を行うようにしたことを特徴としている。

一般的に、近接観察時の場合には病変固有の病巣パターンを大きな倍率で観察しているため、低周波の画像になる。従って、低周波の画像を強調処理するほうが病巣パターンの判別が行いやすく好ましい。

10

一方、通常観察時の内視鏡画像は、微細な血管走行の状態などが小さい倍率で撮像されているため、高周波の画像になる。従って、通常観察時は高周波の画像を強調処理するほうが血管走行の判別が行いやすく好ましい。

【0012】

これら2種類の画像処理を各々の状態で最適にするためには、近接観察しているか通常観察しているかの判別は内視鏡を操作している術者のみしか分からなかったため、術者自身で判断し、手動式で切り替えるしかなく、煩雑である。これに対して、本発明では、近接と通常の観察状態を制御装置によって電気的に制御できるようにしたため、その制御信号を元に近接と通常の各状態の判別を行い、自動的にこの切り替えを行っている。これにより、近接と通常という2種類の画像処理を混乱無く有効に使い分けることが出来るようになり、拡大された情報の解像感を高めることで診断情報の正確性を向上させることが可能となる。

20

【0013】

さらに、本発明による内視鏡装置は、固体撮像素子からの信号を元にした制御信号を焦点調整手段に供給する制御装置を備えた内視鏡装置において、前記制御信号を元にして光学系の状態に応じた光学諸量を計算する演算装置と、該演算装置により計算された結果を表示素子に表示する表示装置とを備えたことを特徴としている。

内視鏡の光学系は、上述のように被写界深度をある程度広く設定している。具体的には、5mmから100mmの観察範囲を持っている。一方、光学系の倍率は、上記の式(5)に示す通り、物体までの距離 $z$ と焦点距離 $fL$ の関数であるので、被写界深度5mmにおける光学倍率と、100mmにおける光学倍率とでは大きく違うことになる。

30

一方、病変部の大きさが明確に分かることが本来は望ましいが、そのためには病変部までの距離が明らかになっていないと、光学倍率が確定できない。ここで、三角測量方法を代表とする測距の方法は、何れも内視鏡先端部の大型化を招くので好ましくない。

【0014】

ここで、医者のニーズを詳細に分析したところ、病変の大きさが明確に分かると言うこと以外に、現在ピントが合っている物体は何倍から何倍のもであるかと言う情報が医者同士で共有化出来ていると、ディスカッションに誤解が入らず、延いては診断の精度を更に高めることが出来ると言うことが明らかになった。

本発明では、近接と通常の観察状態を制御装置によって電気的に制御出来る様にし、その制御信号を元に近接と通常の各状態に特有な光学情報を演算し、表示系に有益な情報として表示せしめるようにした。これにより、現在観察している状態が、近接と通常のどちらの状態にあって、その時の倍率を代表とする光学系諸量を表示することが可能になったため、医者同士のディスカッションに誤解が入らず、診断の精度を更に高めることが可能な内視鏡装置を提供することが出来る。

40

【0015】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を、図示した実施例に基づき説明するが、各実施例の光学データにおいて、 $f$ は焦点距離、 $F/$ はFナンバー、 $D_0$ は物体までの距離、 $H$ は像高、 $\theta$ は半画角、 $r_1, r_2, \dots$ は各面の曲率半径、 $d_1, d_2, \dots$ はレンズの肉厚および空気間隔

50

、 $n_1$ 、 $n_2$ 、………は各レンズの屈折率、 $v_1$ 、 $v_2$ 、………は各レンズのアッベ数を示す。また、各実施例は被写界深度を評価する都合上、像高を総て1mmに規格化しているため、実際の内視鏡の被写界深度とは異なるが、大小関係は維持されている。

## 【0016】

比較例（従来例）

実施例の説明に先立ち、比較例として、従来型内視鏡の対物光学系の構成と光学データを示すこととする。図1は従来型内視鏡の対物光学系の構成を示しており、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。そして、光学データは下記の通りである。

$$f = 1.6 \sim 2.17 \quad F/7.97 \sim 12.57 \quad 2\omega = 131.1^\circ \sim 10$$

$$35.3^\circ \quad D_0 = 10.60 \sim 1.60 \quad H = 1.000$$

$$r_1 = \infty$$

$$d_1 = 0.3227 \quad n_1 = 1.88300 \quad v_1 = 40.78$$

$$r_2 = 1.0532$$

$$d_2 = 0.5275$$

$$r_3 = \infty$$

$$d_3 = 0.3848 \quad n_3 = 1.51400 \quad v_3 = 57.00 \quad 20$$

$$r_4 = \infty$$

$$d_4 = 0.7409$$

$$r_5 = -4.2301$$

$$d_5 = 0.3103 \quad n_5 = 1.84666 \quad v_5 = 23.78$$

$$r_6 = 4.2301$$

$$d_6 = 0.6330 \quad n_6 = 1.51633 \quad v_6 = 64.14 \quad 30$$

$$r_7 = -1.5714$$

$$d_7 = 0.2172$$

$$r_8 = 4.0253$$

$$d_8 = 0.5275 \quad n_8 = 1.69680 \quad v_8 = 55.53$$

$$r_9 = -4.0253$$

$$d_9 = D_9$$

$$r_{10} = \infty \text{ (絞り)}$$

$$d_{10} = 0.1446 \quad 40$$

## 【0017】

$r_{11} = -3.0540$

$d_{11} = 0.1862$      $n_{11} = 1.1862$      $\nu_{11} = 55.53$

$r_{12} = 1.4150$

$d_{12} = 0.4468$      $n_{12} = 1.80518$      $\nu_{12} = 25.42$

$r_{13} = 2.8039$

$d_{13} = D_{13}$

$r_{14} = \infty$

$d_{14} = 0.8502$      $n_{14} = 1.72916$      $\nu_{14} = 54.68$

$r_{15} = -3.3221$

$d_{15} = 0.1241$

$r_{16} = 3.3221$

$d_{16} = 0.8502$      $n_{16} = 1.72916$      $\nu_{16} = 54.68$

$r_{17} = \infty$

$d_{17} = 0.2023$

$r_{18} = -9.2123$

$d_{18} = 0.3103$      $n_{18} = 1.84666$      $\nu_{18} = 23.78$

$r_{19} = 2.2156$

$d_{19} = 1.3033$      $n_{19} = 1.62280$      $\nu_{19} = 57.05$

$r_{20} = -13.8700$

$d_{20} = 0.1179$

$r_{21} = \infty$

$d_{21} = 0.2482$      $n_{21} = 1.51633$      $\nu_{21} = 64.15$

$r_{22} = \infty$

$d_{22} = 3.0647$

$r_{23} = \infty$  (像面)

$f = 1.06$      $2.17$

$D_0 = 10.60$      $1.60$

$D_9 = 0.16$      $2.44$

$D_{13} = 2.67$      $0.39$

【0018】

次ぎに、本発明に係る内視鏡装置の各実施例について説明する。

実施例1

図2は本発明の第1実施例の対物光学系の構成を示しており、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。以下、その光学データを示す。

10

20

30

40

50

$f = 1.01 \sim 0.84$     $F/12.29 \sim 12.28$     $2\omega = 134.69$   
 $^{\circ} \sim 135.6^{\circ}$     $D_0 = 10.80 \sim 1.08$     $H = 1.000$

$r_1 = \infty$

$d_1 = 0.1621$     $n_1 = 1.88300$     $\nu_1 = 40.78$

$r_2 = 0.4866$

$d_2 = 0.4764$

$r_3 = 2.6185$

$d_3 = 1.1178$     $n_3 = 1.72916$     $\nu_3 = 54.68$

$r_4 = -1.033$

$d_4 = 0.0322$

$r_5 = \infty$  (絞り)

$d_5 = 0.0000$

$r_6 = \infty$

$d_6 = 0.0540$     $n_6 = 1.74000$     $\nu_6 = 28.28$

$r_7 = \infty$

$d_7 = 0.0178$     $n_7 = 1.62000$     $\nu_7 = 20.00$

$r_8 = -1.8909$

$d_8 = 0.1351$     $n_8 = 1.56384$     $\nu_8 = 60.67$

$r_9 = 1.8909$

$d_9 = 0.0178$     $n_9 = 1.62000$     $\nu_9 = 20.00$

$r_{10} = \infty$

$d_{10} = 0.0540$     $n_{10} = 1.74000$     $\nu_{10} = 28.28$

[ 0 0 1 9 ]

10

20

30

r<sub>11</sub>=∞d<sub>11</sub>=0. 0162r<sub>12</sub>=∞d<sub>12</sub>=0. 2161 n<sub>12</sub>=1. 52287 ν<sub>12</sub>=59. 89r<sub>13</sub>=∞d<sub>13</sub>=0. 0162r<sub>14</sub>=∞d<sub>14</sub>=0. 3350 n<sub>14</sub>=1. 51399 ν<sub>14</sub>=75. 00r<sub>15</sub>=∞d<sub>15</sub>=0. 3241r<sub>16</sub>=4. 1441d<sub>16</sub>=0. 7982 n<sub>16</sub>=1. 72916 ν<sub>16</sub>=54. 68r<sub>17</sub>=-0. 8104d<sub>17</sub>=0. 1719 n<sub>17</sub>=1. 80518 ν<sub>17</sub>=25. 42r<sub>18</sub>=-116. 1002d<sub>18</sub>=0. 0614r<sub>19</sub>=∞d<sub>19</sub>=0. 2161 n<sub>19</sub>=1. 52287 ν<sub>19</sub>=59. 89r<sub>20</sub>=∞d<sub>20</sub>=0. 5272r<sub>21</sub>=∞d<sub>21</sub>=0. 3782 n<sub>21</sub>=1. 51633 ν<sub>21</sub>=64. 15r<sub>22</sub>=∞d<sub>22</sub>=0. 7675 n<sub>22</sub>=1. 52287 ν<sub>22</sub>=56. 89r<sub>23</sub>=∞ (像面)

f 1. 01 0. 84

D<sub>0</sub> 10. 80 1. 08

【0020】

本実施例では、電圧の変化に応じて液晶分子の向きを変化せしめることにより屈折率を変化せしめ、これにより焦点位置を変えることの出来る液晶素子を光学系中に配置している。上記データ中、第6面から第11面までが液晶レンズユニット部であり、第7面と第9面が液晶部として、状態によって屈折率を変えることが出来るようになっている。

本実施例で、前記式(1)を、

$$|1/X_n - 1/X_f| = 3 \cdot 3 \mu m \cdot F_{n0} / f L^2 \quad (6)$$

と変形し、CCDの分解能が3μmピッチの3画素分であるとした場合の被写界深度を計算すると、最高拡大倍率が0.405倍、被写界深度の幅が0.86mmとなる。この拡

10

20

30

40

50

大倍率は、従来型拡大内視鏡の最大拡大倍率1.099に比較して劣りはするものの、被写界深度の幅が0.2089倍の4倍程度まで広がり、初心者にも使い勝手の良い拡大内視鏡が提供できる。

【0021】

さて、本実施例及び後述の第2乃至第7実施例に示すような焦点切り替え型の光学系を用いて、実際に焦点切り替えを自動化した場合の具体的な構成を以下に説明する。図3は、その全体構成を概念的に示したブロック図であるが、図中、1は光源装置、2は内視鏡スコープ、3は画像処理を行ってTV画像を表示装置4へ出力するためのプロセッサである。光源装置1は、ランプ5と光源光学系6と絞り装置7と絞り制御装置8を含んでおり、ランプ5から出射した光が、光源光学系6と絞り装置7を介してライトガイド9に導かれて、物体に照射されるように構成されている。物体からの反射光は、内視鏡スコープ2内の対物光学系11を介してCCD10上に結像せしめられ、CCD駆動回路12によってCCD10からの電気信号としてプロセッサ3へ導かれる。この電気信号は、プリプロセス回路13を通り、A/D変換回路14によりA/D変換され、画像生成回路22を通じて、内視鏡画像として表示装置4へ出力される。

10

【0022】

ここで、本第1実施例で示すような光学系を採用した場合は、プロセッサ3中の駆動回路21によって、電気的に光学系の焦点距離を変えることが出来る。この駆動回路21は、レンズ制御回路20によって動作が決定されており、レンズ制御回路20は、光量変化検出装置19と焦点評価値算出回路18によって、光学系制御を行っている。即ち、物体までの距離が変化すると、画像の明るさを一定に保つために光源装置1の絞り7が変化することになるので、この絞り7が駆動されたかどうかによって、物体までの距離が変化したかどうかを判断することが可能である。これを光量変化検出回路19によって判断する。一方、その時に画像のピントが合っているかどうかは、例えば、画像強調信号の振幅成分の大小で判断可能であるから、焦点評価値算出回路18によって、ピントが適切な状態になっているかどうかは判断できる。

20

【0023】

つまり、レンズ制御回路20は、先ず、光量変化検出回路19による情報から、物体までの距離が変動したかどうかを判断し、次ぎに、その時の焦点評価値算出回路18でピント状態を判断し、適切なピントの状態になるように対物光学系11の焦点を駆動回路21で調整せしめ、焦点の切り替えを自動化するのである。

30

ここで、本第1実施例で示すような光学系では、拡大観察時の焦点距離が通常観察時の焦点距離よりも短くなるため、画角が広くなってしまう。すると、画像周辺の像面湾曲が劣化したり、周辺の光量が不足し、暗くなってしまうという問題が発生する。

【0024】

本発明では、このような場合に、画質と周辺光量の劣化を防ぐために、少なくとも近接観察時に、固体撮像素子上に存在し得る画像情報と表示装置上に表示される画像情報との比を

/ 1

(7)

になるように設定せしめる制御装置を設けている。

40

つまり、これらの問題は何れも視野周辺の画質が劣化する問題であるため、近接画像が選択された場合は、実際に持っている情報よりも少ない情報を画像表示装置に表示することにより、周辺の画像情報が表示できないようにすれば良い。

【0025】

図3においては、信号処理回路15中の画像拡大回路26が、その役割を果たしている。この回路は、レンズ制御回路20の判断を受けて、近接状態か通常状態かを判断し、画像情報にフィードバックすることが出来るようになっている。この回路の作用により、本来表示回路に表示して欲しくない情報を自動的に表示せしめないようにすることが可能となるため、医者は特別な操作を行うこと無しに、注目したい部分にのみ着目して診断を行うことが出来るため、操作性が極めて良好になる。

50

なお、画像拡大回路26の作用に制限を加えるとすれば、画像周辺の劣化は画面の約75%以上の領域で生じているので、拡大率は、

/ 1. 25 (8)

が好ましく、その場合に、表示装置上に更に表示される画像情報の中心位置が、固体撮像素子上に存在し得る画像情報の25%の領域以内に存在するようすれば、最低限画質劣化の領域が観察される頻度が少なくなるため、好ましい。

【0026】

実施例2

図4は本発明の第2実施例の対物光学系の構成を示しており、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。以下、その光学データを示す。 10

$f = 0.96 \sim 0.89 \quad F/5.63 \sim 5.61 \quad 2\omega = 145.8^\circ \sim$

$149.8^\circ \quad D_0 = 12.30 \sim 2.20 \quad H = 1.000$

$r_1 = \infty$

$d_1 = 0.2854 \quad n_1 = 1.88300 \quad v_1 = 40.78$

$r_2 = 0.6261$

$d_2 = 0.3777$

$r_3 = \infty$

$d_3 = 0.1924 \quad n_3 = 1.51399 \quad v_3 = 75.00$

$r_4 = \infty$

$d_4 = 0.0103$

$r_5 = 3.6661$

$d_5 = 1.3155 \quad n_5 = 1.77250 \quad v_5 = 49.60$

$r_6 = -1.2411$

$d_6 = 0.0621$

$r_7 = \infty$

$d_7 = 0.0000$

$r_8 = \infty$

$d_8 = 0.0944 \quad n_8 = 1.74000 \quad v_8 = 28.28$

$r_9 = \infty$

$d_9 = 0.0312 \quad n_9 = 1.52400 \quad v_9 = 30.20$

$r_{10} = -5.3843$

$d_{10} = 0.2361 \quad n_{10} = 1.56384 \quad v_{10} = 60.67$

【0027】

$r_{11}=5.3843$	$d_{11}=0.0312$	$n_{11}=1.52400$	$\nu_{11}=30.20$	
$r_{12}=\infty$	$d_{12}=0.0944$	$n_{12}=1.74000$	$\nu_{12}=28.28$	
$r_{13}=\infty$	$d_{13}=0.0504$			
$r_{14}=\infty$	$d_{14}=0.1924$	$n_{14}=1.51399$	$\nu_{14}=75.00$	10
$r_{15}=\infty$	$d_{15}=0.0490$			
$r_{16}=3.5817$	$d_{16}=0.8067$	$n_{16}=1.69680$	$\nu_{16}=55.53$	
$r_{17}=-0.7899$	$d_{17}=0.1737$	$n_{17}=1.84666$	$\nu_{17}=23.78$	20
$r_{18}=-3.1151$	$d_{18}=0.8206$			
$r_{19}=\infty$	$d_{19}=0.6205$	$n_{19}=1.51633$	$\nu_{19}=64.15$	
$r_{20}=\infty$	$d_{20}=0.7757$	$n_{20}=1.52287$	$\nu_{10}=59.89$	
$r_{21}=\infty$	$d_{21}=0.0000$			30

$f \quad 0.96 \quad 0.89$   
 $D_0 \quad 12.30 \quad 2.20$

#### 【0028】

本実施例においても、電圧の変化に応じて、液晶分子の向きを変化させることにより屈折率を変化せしめ、これにより焦点位置を変えることの出来る液晶素子を、光学系中に配置している。本実施例においては、第8面から第13面までが液晶レンズユニット部であり、その内、第9面と第11面が液晶部として、状態によって屈折率を変化させることが出来る。

第1実施例において行ったのと同様に、CCDの分解能が3μmピッチの3画素分であるとした場合の被写界深度を計算すると、最高拡大倍率が0.405倍、被写界深度の幅が0.86mmとなる。この実施例の場合も、従来型拡大内視鏡の最高拡大倍率1.099倍に比較して、拡大倍率は劣るものの、被写界深度の幅が0.2089倍の4倍程度まで広がり、初心者にも使い勝手の良い拡大内視鏡が提供できる。

#### 【0029】

本実施例は、第1実施例に比べて、フィルタの配置方法に工夫が凝らされている。即ち、

第1実施例では、第12及び13面と第19及び20面に干渉型のレーザーカットフィルタを、第14及び15面に吸収型の赤外カットフィルタを夫々配置している。内視鏡ではレーザーによる処置を行うが、CCDはレーザーに対する耐性が弱いため、レーザーカット面を2面必要とされる。また、2種類のレーザーに対応させようとすると、更にレーザーカット面が2面必要になる。つまり、合計2枚の干渉フィルタが必要で、各々両面にレーザーカットフィルタ面を配置する必要がある。一方、内視鏡としての色再現性を確保するために、吸収型の色フィルタは最低1枚は必要である。しかしながら、本第2実施例では、第2及び3面と第14および15面に第1実施例の場合よりも薄い吸収型赤外カットフィルタを配置し、各々の表面に干渉型のレーザーカットフィルタを配置することにより、フィルタースペースを1枚分減らしながらも、必要な仕様を確保している。

10

## 【0030】

実施例3

図5は本発明の第3実施例の対物光学系の構成を示しており、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。以下、その光学データを示す。

$$f = 1.06 \sim 1.06 \quad F/10.41 \sim 12.78 \quad 2\omega = 117.1$$

$$^{\circ} \sim 91.3^{\circ} \quad D_0 = 11.00 \sim 1.20 \quad H = 1.000$$

$$r_1 = \infty$$

$$d_1 = 0.1534 \quad n_1 = 1.57135 \quad \nu_1 = 52.95$$

20

$$r_2 = 0.3578$$

$$d_2 = 0.1678$$

$$r_3 = 1.8555$$

$$d_3 = 0.4111 \quad n_3 = 1.80518 \quad \nu_3 = 25.42$$

$$r_4 = \infty$$

$$d_4 = 0.0163$$

$$r_5 = \infty$$

$$d_5 = 0.5018 \quad n_5 = 1.48749 \quad \nu_5 = 70.23$$

30

$$r_6 = -0.5889$$

$$d_6 = 0.1217$$

$$r_7 = \infty$$

$$d_7 = 0.5332 \quad n_7 = 1.53996 \quad \nu_7 = 59.46$$

$$r_8 = -0.5918$$

$$d_8 = 0.1775 \quad n_8 = 1.80518 \quad \nu_8 = 25.42$$

40

$$r_9 = -1.1384$$

$$d_9 = D_9$$

$$r_{10} = \infty$$

$$d_{10} = 0.4558 \quad n_{10} = 1.51633 \quad \nu_{10} = 64.14$$

## 【0031】

$r_{11}=\infty$

$d_{11}=0.0212$

$r_{12}=\infty$

$d_{12}=0.9357$      $n_{12}=1.51633$      $\nu_{12}=64.14$

$r_{13}=\infty$

$d_{13}=-1.0322$      $n_{13}=1.51633$      $\nu_{13}=64.14$

$r_{14}=\infty$

$d_{14}=0.0000$

10

$f \quad 1.06 \quad 1.06$

$D_0 \quad 11.00 \quad 1.20$

$D_g \quad 0.20 \quad 1.01$

### 【0032】

本実施例は、固体撮像素子を駆動することにより、焦点位置を変更することが出来るよう構成されている。この実施例において、被写界深度と拡大倍率を、CCDの分解能が3  $\mu m$  ピッチの3画素分の条件で計算すると、最高拡大倍率が0.969倍、被写界深度の幅が0.32mmとなって、実施例1及び2の場合よりも、被写界深度はやや小さいものの、拡大倍率は従来型の拡大内視鏡に近い値である。また、本実施例のように、光学系の射出瞳が固体撮像素子よりも物体側に在る場合で固体撮像素子そのものを駆動可能な場合、焦点距離を変動させずに倍率を大きくすることが出来るので、拡大内視鏡としては有利である。

20

### 【0033】

図6に示すように、固体撮像素子の位置を原点として、射出瞳位置  $P_{exp}$  が  
 $P_{exp} < 0$

(9)

30

なる条件を満たしている場合、固体撮像素子への入射角が であったときに、作動距離が  $WD_{wide}$  から  $WD_{tele}$  となることに伴い、焦点距離が  $2F_n$  だけ変動し、変動した像面の像高に対応した光線が、固体撮像素子への入射角で' と変化することになる。一方、一般的に内視鏡光学系は  $f$  型の光学系であることが知られているため、焦点位置が変化する前即ち固体撮像素子への入射角' に対応する半画角が であったとすると、焦点位置が変化した後の半画角' は、

$$' = \cdot /' / \quad (10)$$

という式で表すことが出来る。今、射出瞳の条件から、

$$' / < 1 \quad (11)$$

であるため、

$$' < \quad (12)$$

40

とすることが出来る。つまり、上記(9)式を満たすことで、焦点距離を変えずに、光学倍率' を大きくすることが可能となる。

本第3実施例は、このような考え方に基づき、 $fL_{wide}=fL_{tele}$  となるように焦点距離  $fL$  を変化させず、必要最小限の被写界深度を確保しつつ、拡大倍率をなるべく確保している。

### 【0034】

#### 実施例4

図7は本発明の第4実施例の対物光学系の構成を示しており、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。以下、その光学データを示す。

50

$f = 0.97 \sim 1.01$     $F/9.55 \sim 11.72$     $2\omega = 131.3^\circ$   
 $\sim 100.4^\circ$     $D_0 = 10.80 \sim 1.08$     $H = 1.000$

$r_1 = \infty$

$d_1 = 0.1534$     $n_1 = 1.57135$     $\nu_1 = 52.95$

$r_2 = 0.3578$

$d_2 = 0.1678$

$r_3 = 1.8555$

$d_3 = 0.4111$     $n_3 = 1.80518$     $\nu_3 = 25.42$

$r_4 = \infty$

$d_4 = 0.0163$

$r_5 = \infty$

$d_5 = 0.5018$     $n_5 = 1.48749$     $\nu_5 = 70.23$

$r_6 = -0.5889$

$d_6 = 0.1217$

$r_7 = \infty$

$d_7 = 0.5332$     $n_7 = 1.53996$     $\nu_7 = 59.46$

$r_8 = -0.5918$

$d_8 = 0.1775$     $n_8 = 1.80518$     $\nu_8 = 25.42$

$r_9 = -1.1384$

$d_9 = D_9$

$r_{10} = 10.0000$

$d_{10} = 0.4558$     $n_{10} = 1.51633$     $\nu_{10} = 64.14$

[ 0 0 3 5 ]

10

20

30

$r_{11}=\infty$

$d_{11}=0.0212$

$r_{12}=\infty$

$d_{12}=0.9357$      $n_{12}=1.51633$      $\nu_{12}=64.14$

$r_{13}=\infty$

$d_{13}=-1.0322$      $n_{13}=1.51633$      $\nu_{13}=64.14$

$r_{14}=\infty$

$d_{14}=0.0150$

10

$f = 0.97$      $1.01$

$D_0 = 11.00$      $1.20$

$D_g = 0.11$      $0.91$

【0036】

本第4実施例は、第3実施例における拡大内視鏡にフィールドレンズを貼りつけた構成を示している。この場合の被写界深度と拡大倍率とを、CCDの分解能が  $3 \mu m$  ピッチの3画素分の条件下で計算すると、最高拡大倍率が  $0.893$  倍、

20

被写界深度の幅が  $0.345 mm$  となる。一般的に、フィールドレンズとは、瞳位置を大きく変動させるために使用されるが、本実施例におけるフィールドレンズは、第3実施例に比べて極く僅かな曲率を持たせたものになるため、瞳位置の操作を行うためのものではない。しかしながら、

$f_{wide}=0.9729 < f_{tele}=1.01174$     (13)

となり、見かけ上本発明の条件から外れてしまう場合も生ずるが、実質的には本発明を利用することになる。この点を明確にするために、本発明によれば、射出瞳位置の影響も考慮した上で、この程度の焦点距離の変動を規定すべく以下の条件を規定している。

30

$f_{wide} \leq 1.1 \cdot f_{tele}$     (14)

$P_{exp} < 0$     (15)

【0037】

実施例5

図8は本発明の第5実施例の対物光学系の構成を示しており、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。以下、その光学データを示す。

$f = 1.04 \sim 0.88$   $F/7.83 \sim 7.53$   $2\omega = 86.5^\circ \sim 88.7^\circ$   
 $D_0 = 11.00 \sim 1.00$   $H = 1.000$

$r_1 = 5.5556$

$d_1 = 0.2222$   $n_1 = 1.88300$   $\nu_1 = 40.76$

$r_2 = 0.4912$

$d_2 = 0.4202$

$r_3 = 1.2694$

$d_3 = 0.8628$   $n_3 = 1.84666$   $\nu_3 = 23.78$

$r_4 = 1.1962$

$d_4 = 0.0556$

$r_5 = 4.4257$

$d_5 = 0.2778$   $n_5 = 1.77250$   $\nu_5 = 49.60$

$r_6 = -0.8038$

$d_6 = D_6$

$r_7 = -7.4387$

$d_7 = 0.1667$   $n_7 = 1.84666$   $\nu_7 = 23.78$

$r_8 = 2.1819$

$d_8 = 0.7778$   $n_8 = 1.72916$   $\nu_8 = 54.68$

$r_9 = -1.5714$

$d_9 = D_9$

$r_{10} = \infty$

$d_{10} = 0.0000$

$f = 1.04$   $0.88$

$D_0 = 11.00$   $1.00$

$D_6 = 1.28$   $0.47$

$D_9 = 0.31$   $2.11$

【0038】

本実施例は、光学系中のレンズを駆動することにより、焦点位置を変えることが出来るようにした構成のものである。この実施例では、通常観察の場合に対して拡大観察の場合に焦点距離  $f_L$  が小さくなり、CCD の分解能が  $3 \mu\text{m}$  ピッチの 3 画素分の条件下で計算すると、最大拡大倍率が 0.735 倍、被写界深度が 0.32 mm となって、従来型よりも広い被写界深度を実現することが出来る。本実施例では、拡大観察時の像面湾曲の発生を、固体撮像素子上に結像せしめる対物レンズの最も物体側の面を物体側に凸面を向けた負のメニスカス構造とすることにより、防ぐようにしている。この像面湾曲の発生原理は、画角が広いまま物体にレンズが接近するので、物体までの光路長が中心部と周辺部とで大きく変わってしまい、周辺部の像面湾曲が補正不足の状態になることによるものである。これに対する対策としては、軸外の主点位置を軸上の主点位置へずらすことが考えられるが、このような構成にするためには、対物レンズの最も物体側の面を、物体側に凸面を向

10

20

30

40

50

けた負のメニスカス構造とすることが有効である。このような構成は、本発明の他の実施例に対しても有効であることは言うまでもない。

## 【0039】

## 実施例6

図9は本発明の第6実施例の対物光学系の構成を示しており、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。以下、その光学データを示す。

$f = 1.16 \sim 1.07 \quad F/8.14 \sim 8.23 \quad 2\omega = 130.7^\circ \sim$

$148.2^\circ \quad D_0 = 25.00 \sim 2.00 \quad H = 1.000$

$r_1 = \infty$

$d_1 = 0.5000 \quad n_1 = 1.51633 \quad \nu_1 = 64.14$

$r_2 = 0.5000$

$d_2 = 0.4500$

$r_3 = \infty$

$d_3 = 0.0300$

$r_4 = \infty$

$d_4 = 0.6000 \quad n_4 = 1.88300 \quad \nu_4 = 40.76$

$r_5 = -1.5000$

$d_5 = 0.4000$

$r_6 = 2.5000$

$d_6 = 0.6000 \quad n_6 = 1.69680 \quad \nu_6 = 55.53$

$r_7 = -8.0000$

$d_7 = D_7$

$r_8 = 7.8431$

$d_8 = 0.7000 \quad n_8 = 1.69680 \quad \nu_8 = 55.53$

$r_9 = -3.3460$

$d_9 = 0.4000 \quad n_9 = 1.78472 \quad \nu_9 = 25.68$

$r_{10} = -5.7819$

$d_{10} = D_{10}$

$r_{11} = \infty$

$d_{11} = 0.0000$

$f \quad 1.16 \quad 1.07$

$D_0 \quad 25.00 \quad 2.00$

$D_7 \quad 0.60 \quad 0.10$

$D_{10} \quad 0.96 \quad 1.46$

## 【0040】

10

20

30

40

50

本実施例も、光学系中のレンズを駆動することにより、焦点位置を変えることが出来るよう構成されている。この実施例では、通常観察の場合に対して拡大観察の場合に焦点距離  $f_L$  が小さくなり、CCDの分解能が  $3 \mu\text{m}$  ピッチの3画素分の条件下で計算すると、最大拡大倍率が0.515倍、被写界深度の幅が0.76mmとなり、従来型よりも広い被写界深度を実現することが出来る。

【0041】

実施例7

図10は本発明の第7実施例の対物光学系の構成を示しており、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。以下、その光学データを示す。

$f = 1.10 \sim 0.95 \quad F/11.01 \sim 11.39 \quad 2\omega = 109.9$

$\omega \sim 109.2^\circ \quad D_0 = 10.60 \sim 1.30 \quad H = 1.000$

$r_1 = \infty$

$d_1 = 0.2701 \quad n_1 = 1.88300 \quad v_1 = 40.78$

$r_2 = 0.5520$

$d_2 = 0.3339$

$r_3 = \infty$

$d_3 = 0.2161 \quad n_3 = 1.52287 \quad v_3 = 59.89$

$r_4 = \infty$

$d_4 = 0.0982$

$r_5 = 1.8909$

$d_5 = 0.2701 \quad n_5 = 1.88300 \quad v_5 = 40.76$

$r_6 = \infty$

$d_6 = 0.0124 \quad n_6 = 1.52400 \quad v_6 = 30.20$

$r_7 = -5.4025$

$d_7 = 0.1351 \quad n_7 = 1.56384 \quad v_7 = 60.67$

$r_8 = 5.4025$

$d_8 = 0.0124 \quad n_8 = 1.52400 \quad v_8 = 30.20$

$r_9 = \infty$

$d_9 = 0.0540 \quad n_9 = 1.74000 \quad v_9 = 28.28$

$r_{10} = \infty$

$d_{10} = 0.0000$

【0042】

10

20

30

40

$r_{11}=\infty$  $d_{11}=0. 0540 \quad n_{11}=1. 74000 \quad \nu_{11}=28. 28$  $r_{12}=\infty$  $d_{12}=0. 0124 \quad n_{12}=1. 52400 \quad \nu_{12}=30. 20$  $r_{13}=-5. 4025$  $d_{13}=0. 1351 \quad n_{13}=1. 56384 \quad \nu_{13}=60. 67$  $r_{14}=5. 4025$  $d_{14}=0. 0124 \quad n_{14}=1. 52400 \quad \nu_{14}=30. 20$  $r_{15}=\infty$  $d_{15}=0. 4118 \quad n_{15}=1. 88300 \quad \nu_{14}=40. 76$  $r_{16}=-1. 2651$  $d_{16}=0. 0730$  $r_{17}=\infty$  $d_{17}=0. 2161 \quad n_{17}=1. 52287 \quad \nu_{17}=59. 89$  $r_{18}=\infty$  $d_{18}=0. 0162$  $r_{19}=\infty$  $d_{19}=0. 3350 \quad n_{19}=1. 51399 \quad \nu_{19}=75. 00$  $r_{20}=\infty$  $d_{20}=0. 2230$ 

[ 0 0 4 3 ]

10

20

30

$r_{21}=7.9626$

$d_{21}=0.7982$      $n_{21}=1.75500$      $\nu_{21}=52.32$

$r_{22}=-0.7740$

$d_{22}=0.2420$      $n_{22}=1.84666$      $\nu_{22}=23.78$

$r_{23}=\infty$

$d_{20}=0.6194$

$r_{24}=\infty$

$d_{24}=0.0000$

$r_{25}=\infty$

$d_{25}=0.5402$      $n_{25}=1.51633$      $\nu_{25}=64.15$

$r_{26}=\infty$

$d_{26}=0.6753$      $n_{26}=1.52287$      $\nu_{26}=59.89$

$r_{27}=\infty$

$d_{27}=0.0000$

$f \quad 1.10 \quad 0.95$

$D_0 \quad 10.60 \quad 1.30$

【0044】

本実施例は、第1及び2実施例で利用した液晶素子を2枚使用している。一般的に液晶層が厚くなると、応答速度の低下が生じ好ましくない。しかしながら、ピント調整能力を高めるためには、液晶素子の光学的パワーを強めるために曲率をきつくする事が必要になる。しかしながら、液晶レンズの有効径が一定という条件のもとで曲率半径が小さくなると、液晶層の厚みが厚くなつて、応答速度が低下するという問題が生じる。そこで、本実施例では、このような液晶素子を複数個使用して、各素子の曲率半径を大きくすることにより全体として大きな光学的パワーを得るようになつて、しかも曲率半径を大きくとつて応答速度を早めることが出来るようにしている。また、光学的パワーを発生させるために2つの素子を利用しているが、一方の液晶素子にのみ電圧を加えるようにして半分の光学的パワーを使用するようにすることも出来る。

本第7実施例の拡大倍率と被写界深度は、CCDの分解能が3μmピッチの3画素分の条件下で計算すると、最大拡大倍率が0.749倍、被写界深度の幅が0.495mmとなつてゐる。

【0045】

実施例8

図11は本発明の第8実施例を示す内視鏡装置の全体構成図である。この実施例は、図3に示した制御系に比べて駆動回路21が液晶レンズ駆動回路に特定されている点と、画像拡大回路26が画像強調回路23に置換されている点で異なるが、画像情報の流れは、図3を参照して説明した第1実施例における流れと略同等であるので、詳細な説明は省略する。本実施例においては、レンズ制御回路20の判断を受けて近接状態か通常状態かを判断し、その結果を画像強調回路23にフィードバックする。画像強調回路23は、この信号を受けて近接及び拡大時に各々最適な強調方式が選ばれるように、画像生成回路22から選ばれた画像信号に処理を行う。この場合、画像強調処理方法の選択は、外部から選択できるようにしても良いし、図示しないスコープの固有情報を受けて各スコープ毎に最適

10

20

30

40

50

化した画像強調方法が選択出来るようにしても良い。また、近接時の画像処理は、生体の微小血管や粘膜構造などを大きな光学系倍率で観察しているので、各々の構造物の特有な周波数に最適化した画像処理として、比較的低周波を強調することが好ましい。逆に、通常観察時に最適な画像処理は、粘膜下の血管の走行状態を小さな光学系倍率で観察しているので、高周波を強調したものが好ましい。

#### 【0046】

ここで、強調すべき周波数を規定すると、CCDのサンプリング周波数を $f_s$ とすると、解像力の限界はナイキストレートとして、

$$f_n = f_s / 2 \quad (16)$$

となる。

10

本発明による高周波、低周波の判断は、空間周波数 $f$ が、

$$0 < f < f_n / 2 = f_s / 4 \quad (17)$$

となる状態を低周波、

$$f_n / 2 = f_s / 4 < f < f_n = f_s / 2 \quad (18)$$

となる状態を高周波と定義することにする。

各々の周波数帯に、強調する周波数のピークを持たせることが、最適な画像処理となる。勿論、このような画像強調の種類が数種類用意されていて、どういう画像処理方法にするかを外部から選択出来るようにしても良いし、図示しないスコープ固有情報を受けて、現在プロセッサに接続されているスコープの種類を判別した上で、各スコープに最適化された画像処理手段を切り替えるようにしても良い。

20

#### 【0047】

##### 実施例9

図12は本発明の第9実施例を示す内視鏡装置の全体構成図である。この実施例は、図3に示した制御系に比べて駆動回路21が液晶レンズ駆動回路に特定されている点と、画像拡大回路26が光学情報表示回路25に置換されている点と、レンズ制御回路20と光学情報表示回路25との間に光学情報計算回路24が挿入されている点で異なるが、画像情報の流れは、図3を参照して説明した第1実施例における流れと略同等であるので、詳細な説明は省略する。本実施例においては、レンズ制御回路20の判断を受けて近接状態か通常状態かを判断し、その判断結果を光学情報計算回路24にフィードバックし、被写界深度や光学系倍率などの光学情報その他さまざまな情報の処理計算を行う。計算された結果は光学情報表示回路25にフィードバックされ、この信号を受けて、近接及び拡大時の光学情報が表示装置4に表示出来るように画像生成回路22から選ばれた画像信号に処理を行う。例えば、第1実施例の光学系の場合では、表示される情報としては、以下のようなものが考えられる。

30

近接時 RengeOfView 7.15mm - 40.4mm

遠景時 RengeOfView 1.84mm - 2.70mm (Mag. × 0.405 - )

勿論、どういう情報を画面上に表示させるかという選択は、外部から選択できるようにしても良いし、図示しないスコープの固有情報を受けて現在プロセッサに接続されているスコープの種類を判別した上で光学情報計算に補正を行うようにしても良い。

#### 【0048】

40

ところで、上述の各実施例における拡大観察時と通常観察時における被写界深度の設定について、さらに詳細に説明する。図13は、スコープ先端から物体までの距離と各距離での限界解像力との関係を、概念的に示した説明図である。

一般に、スコープ先端から物体までの距離WDにおいて収差補正がなされている場合、距離WDでの最高解像力は、光学系の解像力ではなくて使用するCCDの分解能で決ってしまう。一方、物体までの距離WDが変化した時にCCDの位置が動かない場合は、デフォーカスによってスポットダイアグラムの径が変化することになる。つまり、デフォーカスした場合、CCDの分解能がデフォーカスによるスポット径以下であるときは、解像力はCCDの分解能で決まる事になるので、解像力は光学系の倍率変化に伴って直線状に変化する。ところが、デフォーカスによるスポット径がCCDの分解能を越えると、解像

50

力は光学系のスポット径で決まり、デフォーカスによって解像力が劣化することになる。このときの直線状に変化する範囲を被写界深度と定義することにする。

【0049】

このような特性を持つ内視鏡光学系において、本発明による如き拡大観察について考察する。即ち、通常観察時の被写界深度範囲と、拡大観察時の被写界深度範囲との2つの状態を、如何に設定するかという問題について検討する。

例えば、特開平8-136832号公報に記載のものでは、図13(b)のごとく、通常観察時の被写界深度範囲と、拡大観察時の被写界深度範囲とが以下の条件が満たされるようになる。

$$WD_{tele} < WD_{wide} \quad (19)$$

$$N_{tele} < N_{wide} < F_{tele} < F_{wide} \quad (20)$$

但し、 $WD_{tele}$ は近接観察時のベスト距離(作動距離)、 $WD_{wide}$ は通常観察時のベスト距離、 $N_{tele}$ は拡大観察時の被写界深度の最近接側、 $N_{wide}$ は通常観察時の被写界深度の最近接側、 $F_{tele}$ は拡大観察時の被写界深度の最遠点側、 $F_{wide}$ は通常観察時の被写界深度の最遠点側を夫々表している。

【0050】

しかしながら、このような構成であると、一見被写界深度が連続的に変化するので好ましいように思えるが、 $N_{wide} < F_{tele}$ の条件を満たす必要があるため、 $N_{tele}$ を十分に小さくすることが出来ず、それゆえ拡大倍率が低いという問題がある。また、図3に関連して説明したようなフォーカス位置の制御を行う場合に、 $F_{tele} \sim N_{wide}$ の深度がオーバーラップしている領域で、通常観察状態と近接観察状態のどちらにピントが合っているか不定のため、ハンチングを生じてしまい、好ましくない。

したがって、これらの課題も考慮した上で、被写界深度範囲を適切に設定する必要がある。

【0051】

この問題を解決するためには、図13(c)に示す如く、

$$WD_{tele} < WD_{wide} \quad (21)$$

$$N_{tele} < F_{tele} < N_{wide} < F_{wide} \quad (22)$$

を満たすように構成する必要がある。このような作動距離を設定すると、 $N_{tele}$ 時の拡大倍率を大きくする事が出来る。しかも図3に関連して説明したようなフォーカス位置の制御を行った場合に、焦点評価値を算出しやすいため、ハンチング的な動作を生じない。また、上記式(22)は、一見中間状態の解像力が低いように思えるが、この解像力は飽くまでも限界の解像力であるので、病变部の大雑把な形を見てオリエンテーションするといったような使い方は、この中間状態でも可能である。

【0052】

しかしながら、画素数の多いCCDを用いた場合、 $N_{wide} - F_{wide}$ 間、 $N_{tele} - F_{tele}$ 間の値が極端に小さくなるような場合は、中間状態にピントが合う範囲を設定せざるを得なくなる。この場合、図3で説明したピント制御装置の制限から、なるべく中間状態を少なくするために、3点でのフォーカス範囲を考える。このような場合は、更に以下の考え方を付加することが好ましい。即ち、図14(a)に示すように、中間観察時の作動距離を $X B_{mid}$ とした場合の観察深度が $N_{mid}$ から $F_{mid}$ とした場合に、

$$WD_{tele} < WD_{mid} < WD_{wide} \quad (23)$$

$$F_{tele} < N_{mid} < F_{mid} < N_{wide} \quad (24)$$

を更に満たすように設定する。このようにすると特定のフォーカス状態で画像が合っている場合に、他のフォーカス状態で画像がぼけていることになる為、焦点評価値算出回路18で判断しやすくなり、ハンチング等の発生はなく、しかも $N_{tele}$ が近接可能で十分な拡大倍率を得ることが出来る。

【0053】

一方で、中間観察時の作動距離を $X B_{mid}$ とした場合の観察深度が $N_{mid}$ から $F_{mid}$ とした場合に、

10

20

30

40

50

$$W D_{\text{tele}} < W D_{\text{mid}} < W D_{\text{wide}} \quad (25)$$

$$F_{\text{tele}} < N_{\text{mid}} < N_{\text{wide}} < F_{\text{mid}} \quad (26)$$

なる条件を更に満たすように設定しても良い。このような設定は、中間状態と遠景観察状態の2つの状態を頻繁に使用する場合に有効である。この設定の場合には、ハンチング等の問題を回避するための新たな機構が追加され、コスト的には好ましくないが、多画素CCDを使用する場合に被写界深度が極端に狭くなり、中間状態と遠景観察状態の2つの状態をもって、従来の内視鏡並みの広い被写界深度を確保しなければならない場合には、特に有効な構成である。

#### 【0054】

以上、比較例および第1乃至10実施例について説明し、比較例及び第1乃至7実施例については光学データを夫々示したが、特に、比較例及び第1乃至7実施例について、上述の各条件式の値を一覧表の形で図15に示した。 10

#### 【0056】

#### 【発明の効果】

上述の如く本発明によれば、通常観察時よりも拡大観察時の方が光学系の焦点距離を小さくすることにより被写界深度を広くして、特別な技術習得が無くても容易に拡大観察の操作を行える、初級者でも扱いやすい内視鏡装置を提供することが出来る。また、本発明によれば、拡大観察か通常観察かを判別して各々に最適な画像処理情報を制御するようにしたため、各画像情報に最適な解像感を提供することが可能となり、診断情報の正確性を向上させることが出来る内視鏡装置を提供することができる。更に、本発明によれば、拡大観察か通常観察かを判別して各々の光学情報を表示せしめるようにしたため、複数の医者によりディスカッションし易くなつて診断精度を更に高めることの出来る内視鏡装置を提供することが出来る。 20

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】従来型内視鏡の対物光学系の構成を示し、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。

【図2】本発明の第1実施例の対物光学系の構成を示し、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。

【図3】焦点切り替えを自動化した場合の内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【図4】本発明の第2実施例の対物光学系の構成を示し、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。 30

【図5】本発明の第3実施例の対物光学系の構成を示し、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。

【図6】作動距離の変化に伴う固体撮像素子への入射角の変化を説明するために図である。

【図7】本発明の第4実施例の対物光学系の構成を示し、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。

【図8】本発明の第5実施例の対物光学系の構成を示し、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。

【図9】本発明の第6実施例の対物光学系の構成を示し、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。 40

【図10】本発明の第7実施例の対物光学系の構成を示し、(a)は通常観察時の、(b)は近接観察時の状態を夫々示している。

【図11】本発明の第8実施例に係る内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。

【図12】本発明の第9実施例に係る内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。

【図13】スコープ先端から物体までの距離と各距離での限界解像力との関係を概念的に示した説明図である。

【図14】スコープ先端から物体までの距離と各距離での限界解像力との関係を概念的に示した説明図である。

【図15】比較例及び第1乃至7実施例についての各条件式の値を示した一覧表である。 50

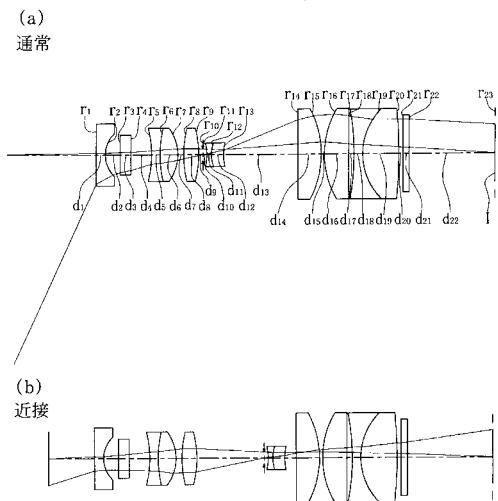
【図16】固体撮像素子を用いた内視鏡光学系の構成を示す光軸に沿う断面図である。

【図17】1 / X=Yの値の変化を示す線図である。

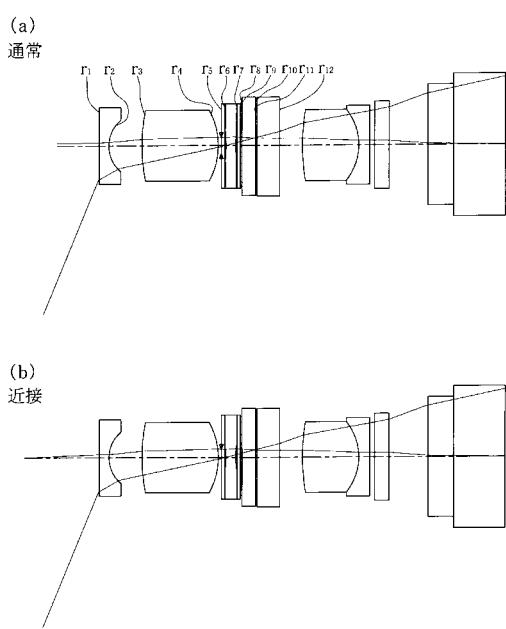
【符号の説明】

1	光源装置	
2	スープ	
3	プロッセサ	
4	モニタ	
5	ランプ	
6	光源光学系	
7	絞り	10
8	絞り制御装置	
9	ライトガイド	
1 0	CCD(固体撮像素子)	
1 1	対物光学系	
1 2	CCD駆動回路	
1 3	プリプロセス回路	
1 4	A/D変換回路	
1 5	信号処理回路	
1 6	D/A変換回路	
1 7	測光回路	20
1 8	焦点評価値算出回路	
1 9	光量変化検出回路	
2 0	レンズ制御回路	
2 1	駆動回路	
2 2	画像生成回路	
2 3	画像強調回路	
2 4	光学情報計算回路	
2 5	光学情報表示回路	
2 6	画像拡大回路	

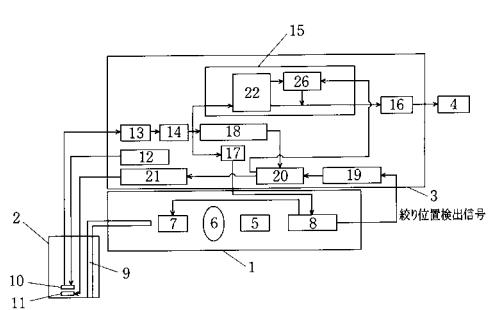
【図1】



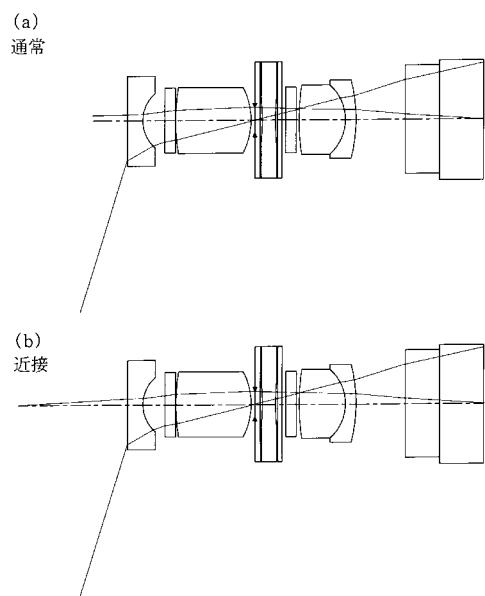
【図2】



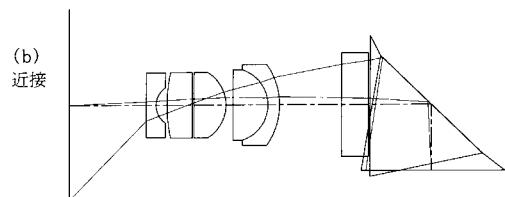
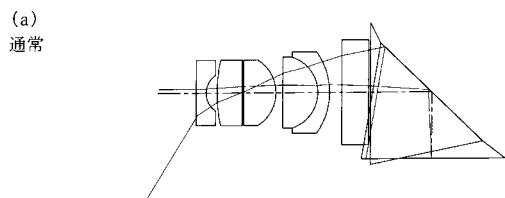
【図3】



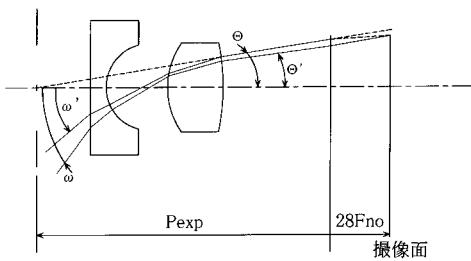
【図4】



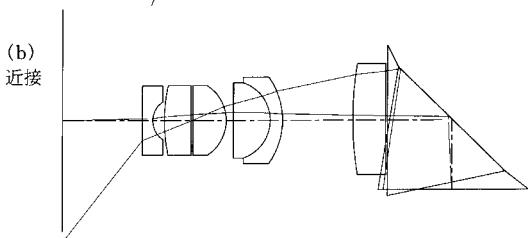
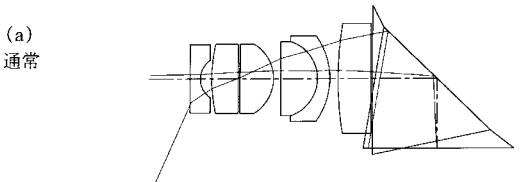
【図5】



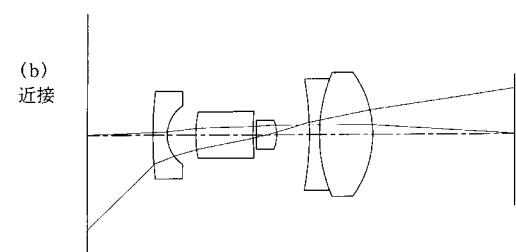
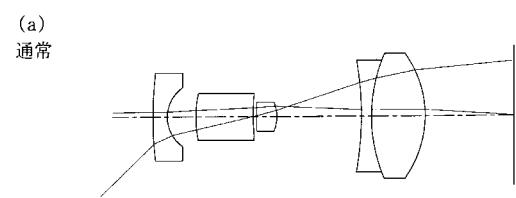
【図6】



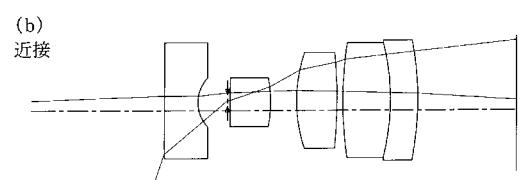
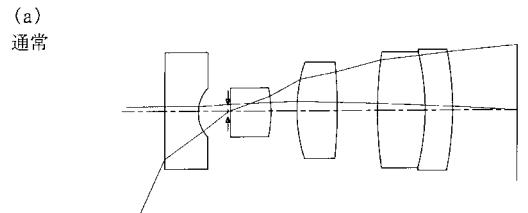
【図7】



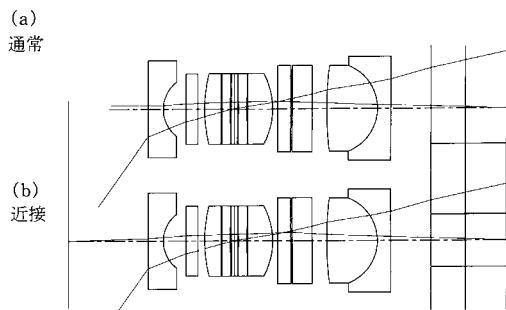
【図8】



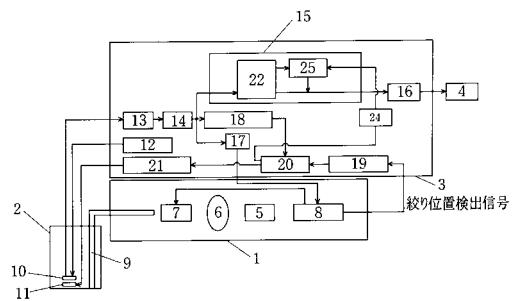
【図9】



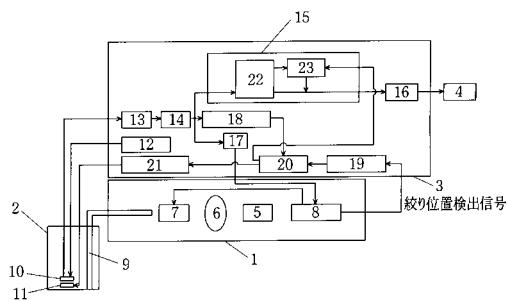
【図10】



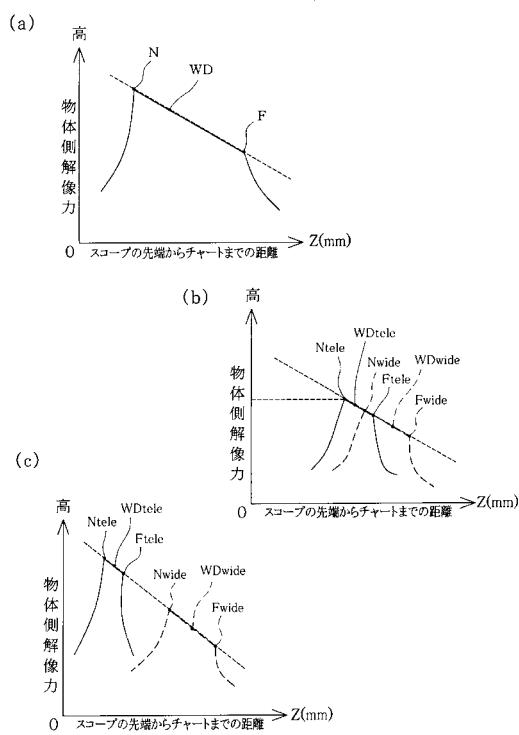
【図12】



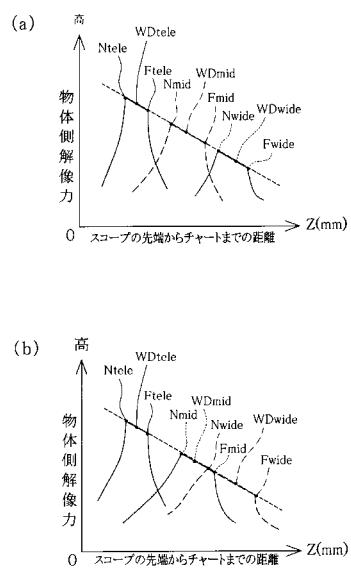
【図11】



【図13】



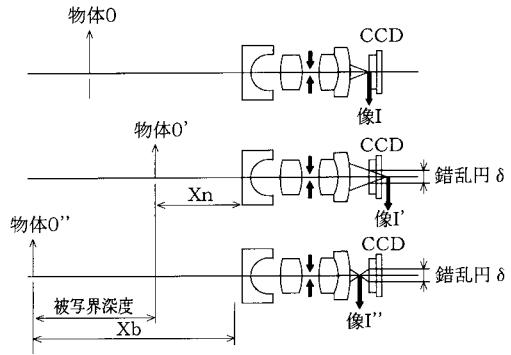
【図14】



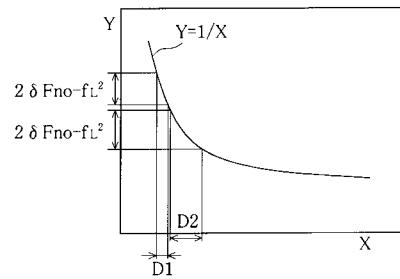
【図15】

条件式	比較例1	実施例1	実施例2	実施例3	実施例4	実施例5	実施例6	実施例7
$WD_{side}$	10.6	10.8	12.3	11	11	11	25	10.6
$WD_{side}$	1.6	1.08	2.2	1.2	1.2	1	2	1.3
$L_{side}$	1.006	0.953	1.056	0.973	1.044	1.155	1.096	1.096
$L_{side}$	2.168	0.842	0.886	1.056	1.012	0.883	1.074	0.946
$F_{side}$	7.969	12.294	5.626	10.410	9.547	7.533	8.143	11.000
$F_{side}$	12.604	12.293	5.620	12.783	11.723	7.529	8.232	11.460
$f_{side}$	1.037	0.119	0.323	0.027	0.080	0.026	0.431	0.146
$f_{side}$	0.470	0.180	0.348	0.027	0.082	0.042	0.408	0.146
$Pr_{side}$	18.37	-2.88	-3.06	-2.90	-3.08	-6.48	-9.57	-9.92
$Pr_{side}$	-7.12	-2.88	-3.06	-2.68	-4.11	-4.50	-7.61	-2.92
$N_{side}$	5.64	7.15	7.15	5.70	5.44	6.15	10.20	5.59
$\beta_{side}$	-0.159	-0.129	-0.129	-0.184	-0.176	-0.159	-0.109	-0.183
$F_{side}$	44.40	40.40	40.40	151.00	inf	45.25	90.70	inf
$N_{side}$	1.50	1.84	1.84	1.06	1.05	0.86	1.68	1.09
$\beta_{side}$	-1.099	-0.405	-0.405	-0.969	-0.933	-0.735	-0.515	-0.749
$F_{side}$	1.71	2.70	2.70	1.38	1.40	1.18	2.44	1.60
$\Delta$	0.21	0.96	0.96	0.32	0.35	0.32	0.16	0.50
$Pr_{side}/f_{side}$	17.89	-2.86	-3.18	-2.75	-3.17	-3.07	-8.29	-2.67
$Pr_{side}/f_{side}$	-3.28	-3.42	-3.45	-3.50	-4.05	-4.09	-7.09	-3.09
$\delta$	3 μm							
系数	3	3	3	3	3	3	3	3

【図16】



【図17】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平11-258521(JP,A)  
特開平02-046423(JP,A)  
特開平02-148013(JP,A)  
特開平10-239594(JP,A)  
特開平11-197096(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4472130B2</a>	公开(公告)日	2010-06-02
申请号	JP2000218729	申请日	2000-07-14
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	金野光次郎		
发明人	金野光次郎		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 A61B1/04 A61B1/05 A61B1/06 G02B13/24 G02B15/00 G02B23/26 H04N5/225 H04N5/232 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/051 A61B1/00188 A61B1/05		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.610 G02B13/24 G02B15/00 G02B23/24.B G02B23/24.C G02B23/26.A H04N5/225 H04N5/225.C H04N5/232 H04N5/232.A H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/BA05 2H040/BA14 2H040/CA23 2H040/DA43 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 2H087/KA10 2H087/LA03 2H087/MA00 2H087/MA04 2H087/PA04 2H087/PA05 2H087/PA06 2H087/PA08 2H087/PA18 2H087/PA19 2H087/PB05 2H087/PB08 2H087/PB09 2H087/PB12 2H087/QA07 2H087/QA18 2H087/QA21 2H087/QA25 2H087/QA34 2H087/QA37 2H087/QA38 2H087/QA41 2H087/RA32 2H087/RA41 2H087/SA00 2H087/SA06 2H087/SA09 2H087/SA72 2H087/SA73 2H087/SB04 2H087/SB13 2H087/SB14 2H087/UA09 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/HH28 4C061/JJ17 4C061/LL01 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP13 4C061/RR06 4C061/RR17 4C061/RR22 4C061/TT02 4C061/WW03 4C061/WW11 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/HH28 4C161/JJ17 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP13 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR22 4C161/TT02 4C161/WW03 4C161/WW11 5C022/AA09 5C022/AC01 5C022/AC54 5C022/AC69 5C054/AA01 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CC03 5C054/CH01 5C054/EA01 5C054/EA05 5C054/FA00 5C054/HA12 5C122/DA26 5C122/EA19 5C122/EA33 5C122/EA37 5C122/FA05 5C122/FB07 5C122/FB10 5C122/FB20 5C122/FD01 5C122/FD10 5C122/FG13 5C122/FH07 5C122/FK33 5C122/HB06 5C122/HB09 5C122/HB10		
其他公开文献	<a href="#">JP2002028126A</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

**摘要(译)**

要解决的问题：提供内窥镜，允许操作员通过增加放大期间的景深，无需任何特殊技能即可轻松地观察放大数据，通过提高分辨率来提高诊断信息的正确性。扩大信息，并通过促进多位医生之间的讨论，进一步提高诊断的准确性。解决方案：在内窥镜设备中，通过操作用于改变焦距和操作距离的焦点调节装置，由固体图像拾取元件CCD拾取正常观察图像和近距观察图像，并且图像显示在显示设备。内窥镜装置构造成满足以下条件；WDwide> WDtele，fwide> = ftele，其中fwide是正常观察中的焦距；WDwide是正常观察时的操作距离；ftele是近距离观察时的焦距；和Wtele是近距离观察时的操作距离。

