

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-350848  
(P2004-350848A)

(43) 公開日 平成16年12月16日(2004.12.16)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04	A 6 1 B 1/04 3 7 2	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2003-151023 (P2003-151023)	(71) 出願人	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
(22) 出願日	平成15年5月28日 (2003.5.28)	(74) 代理人	100106909 弁理士 棚井 澄雄
		(74) 代理人	100064908 弁理士 志賀 正武
		(74) 代理人	100101465 弁理士 青山 正和
		(74) 代理人	100094400 弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379 弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100118913 弁理士 上田 邦生

最終頁に続く

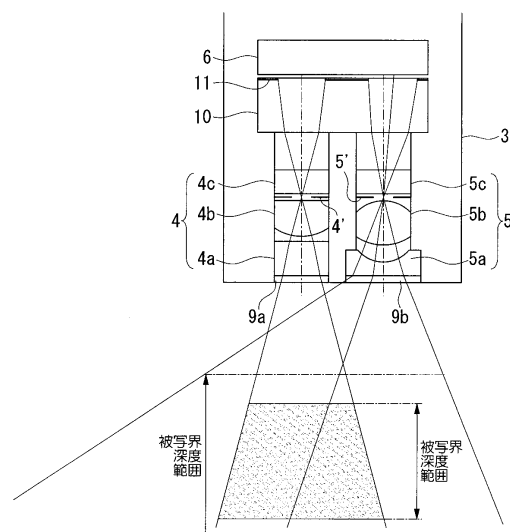
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 高倍率と低倍率との明るさのバランスが取れていて、2つの画像の視野中心のずれがなく、煩雑な操作をすることなく拡大観察あるいは特殊光観察と通常観察とを同時に行うことが可能な内視鏡装置を提供すること。

【解決手段】 第1の対物光学系4及び第2の対物光学系5からなる2つの対物光学系と、1つの固体撮像素子6とを備え、第1の対物光学系4あるいは第2の対物光学系5の前方にある被写体を第1の対物光学系4あるいは第2の対物光学系5を介して固体撮像素子6の各々異なる領域に結像して、第1の対物光学系4の視野範囲が第2の対物光学系5の視野範囲内に含まれ若しくはそれらの視野範囲が重なっている内視鏡装置であって、固体撮像素子6上における第1の対物光学系4の結像の大きさが、固体撮像素子6上における第2の対物光学系5の結像の大きさの2倍以上5倍未満の条件を満たすことを特徴とする。

【選択図】 図5



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

第 1 の対物光学系及び前記第 1 の対物光学系より低倍率である第 2 の対物光学系からなる 2 つの対物光学系と、1 つの固体撮像素子とを備え、前記第 1 の対物光学系あるいは前記第 2 の対物光学系の前方にある被写体を前記第 1 の対物光学系あるいは前記第 2 の対物光学系を介して前記固体撮像素子の各々異なる領域に結像して、前記第 1 の対物光学系の視野範囲が前記第 2 の対物光学系の視野範囲内に含まれ若しくはそれらの視野範囲が重なっている内視鏡装置であって、

前記固体撮像素子上における前記第 1 の対物光学系の結像の大きさが、前記固体撮像素子上における前記第 2 の対物光学系の結像の大きさの 2 倍以上 5 倍未満の条件を満たすことを特徴とする内視鏡装置。

10

## 【請求項 2】

前記固体撮像素子がモノクロの場合、前記固体撮像素子の画素ピッチ  $P$  ( $\mu\text{m}$ )、波長 ( $\mu\text{m}$ )、前記第 1 の対物光学系の開口比  $F_m$  とすると、

$$1 \times P < 1.22 \times \lambda \times F_m < 2.2 \times P$$

の条件を満たすことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

## 【請求項 3】

前記固体撮像素子がカラーの場合、前記固体撮像素子の画素ピッチ  $P$  ( $\mu\text{m}$ )、波長 ( $\mu\text{m}$ )、前記第 1 の対物光学系の開口比  $F_m$  とすると、

$$1.5 \times P < 1.22 \times \lambda \times F_m < 3.3 \times P$$

の条件を満たすことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

20

## 【請求項 4】

前記第 1 の対物光学系の開口比  $F_m$ 、前記第 2 の対物光学系の開口比  $F_o$  とすると、

$$1 < F_m^2 / F_o^2 < 2$$

の条件を満たすことを特徴とする請求項 2 または 3 記載の内視鏡装置。

## 【請求項 5】

前記 2 つの対物光学系が平行に並んで配置され、前記 2 つの対物光学系の少なくとも一方の光軸を結像範囲中心からずらして配置して、前記第 1 の対物光学系の視野中心と前記第 2 の対物光学系の視野中心とを被写界深度内においてほぼ一致させることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれかに記載の内視鏡装置。

30

## 【請求項 6】

前記第 1 の対物光学系あるいは前記第 2 の対物光学系の内部あるいは後方には、赤外光観察用の可視光カットフィルタ、狭帯域光観察用のバンドパスフィルタ、もしくは蛍光観察用の励起光カットフィルタが設けられていることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の内視鏡装置。

## 【請求項 7】

前記固体撮像素子に近傍に 2 つの切り通し部を有する視野マスクが配置されていることを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

40

## 【発明の属する技術分野】

この発明は、内視鏡装置、特に、2 つの対物光学系と 1 つの固体撮像素子とを備え、各々の対物光学系を介して得た物体の像を前記固体撮像素子上の異なる部分に結像させるようにした内視鏡装置に関する。

## 【0002】

## 【従来の技術】

近年、内視鏡において病変等の精密診断を行うため、通常の観察に加えて拡大観察を行い得るようになることが要求されている。このような要求を満たすため、ズーム機構を備えた内視鏡装置（例えば、特許文献 1 参照）、あるいは、先端に倍率の異なる 2 つの対物光学系を配置し、各々の対物光学系により結像された像を各々の対物光学系に対応する固体

50

撮像素子上に結像させ、拡大観察と通常観察の2つの画像を同時に観察できる内視鏡装置が提案されている(例えば、特許文献2参照)。

【0003】

これらの技術においては、ズーム機構を備えた内視鏡装置の場合、可動部が必要となることで構造が複雑となり、先端硬質部が長くなるとともに挿入部径が大きくなるため、製造コストが増加する。また、固体撮像素子を2つ備えた内視鏡装置の場合、固体撮像素子の占有する空間が大きくなることで、ズーム機構を備えた内視鏡装置と同様に製造コストが増加する。そこで、構造をより簡略化しあるいは固体撮像素子の占有空間を縮小して製造コストを削減する内視鏡装置として、先端部を倍率の異なる2つの対物光学系と1つの固体撮像素子とを備え、各々の対物光学系により結像された像を1つの固体撮像素子上の各々の異なる領域に結像させ、倍率の異なる像を同時に観察可能な内視鏡装置が提案されている(例えば、特許文献3参照)。

10

【0004】

内視鏡装置の先端に設けられた倍率の異なる2つの対物光学系について、例えば体腔内を観察する場合、高倍率を有する第1の対物光学系は、内視鏡装置の先端を体腔内に挿入してその体腔内の拡大観察を行うために必要な拡大倍率を有している。一方、低倍率を有する第2の対物光学系は、内視鏡装置の先端を体腔内に挿入する際のガイド用あるいは体腔内の拡大観察を行いたい部位に第1の対物光学系の視野範囲を導くためのオリエンテーション用の役割を負うように、広い視野角を有している。

また、高倍率を有する第1の対物光学系の被写界深度は、対象物を見失うことなく、その観察窓の先端と観察対象の距離によってピントが合うように、低倍率を有する第2の対物光学系の被写界深度と少なくとも一部が重なるようになっている。

20

【0005】

また、近年の医療分野では、例えば早期癌の検査等において、所謂通常の可視光すなわち白色光下での観察だけでなく、発見率向上のため正常組織と癌組織による自家蛍光の差異を観察する方法、インドシアニングリーン(ICG)という薬剤を造影剤として注入し、ICGの吸収帯域の赤外光により観察を行う方法、あるいは特定の波長領域の光のみを照射することで白色光では得られない画像情報から観察や診断を行う方法等、特殊光を用いた観察が内視鏡装置によって行われている。

【0006】

このICGを用いて赤外光による観察を行う方法の具体例としては、センチネルリンパ節の観察がある。センチネルリンパ節は、腫瘍から最初にリンパ流を受けるリンパ節であり、ここに最初の微小転移が生ずると言われている。つまり、センチネルリンパ節を調べれば、その症例のリンパ節転移状況を把握できる。したがって、センチネルリンパ節の同定を内視鏡装置によって行うことは、医学的に重要と言える。

30

【0007】

【特許文献1】

特開平11-316339号公報(第12-13頁、第1図)

【特許文献2】

特開平1-197716号公報(第2-3頁、第1図)

40

【特許文献3】

特開平9-122068号公報(第2-3頁、第1図)

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、上記従来の内視鏡装置において、高倍率を有する第1の対物光学系は、体腔内等の拡大観察に用いられており、高倍率になるほど被写界深度が浅くなるため、観察窓と被写体までの距離が僅かでもずれると観察像がいわゆるピンボケになってしまうという問題があった。したがって、必要な拡大倍率を確保しつつ被写界深度をなるべく広く取る必要があり、そのためには、第1の対物光学系の開口比Fmをなるべく大きくする必要があり、ただし、第1の対物光学系の開口比Fmを大きくしすぎると、光の回折の影響で解像

50

力が劣化してしまう。

【0009】

また、低倍率を有する第2の対物光学系は、内視鏡先端を体腔内に挿入する際のガイド用、高倍率を有する第1の対物光学系の視野範囲を導くためのオリエンテーション用、といった役割を負うように、体腔内を観察できる十分な明るさを有している。

しかしながら、2つの対物光学系の明るさの違いが大きいと、例えば第1の対物光学系による像に対して最適な明るさ調整がなされた際、第2の対物光学系の観察像がハレーションを起こし、あるいは暗くて観察しづらくなってしまふという問題があった。

【0010】

また、このような先端に倍率の異なる2つの対物光学系と1つの固体撮像素子を備えた内視鏡装置では、2つの対物光学系が平行に並ぶように配置されるため、光軸が平行であると、2つの対物光学系それぞれの視野中心には若干のずれが生じてしまふという問題があった。

すなわち、被写体の拡大観察のため、第1の対物光学系の先端と被写体とを近づけると、2つの対物光学系それぞれの視野中心のずれも拡大されてしまふ。したがって、第2の対物光学系によって映し出された画面を見ながら、第1の対物光学系によって拡大観察したい部位を視野中心に導いても、その部位が第1の対物光学系によって実際に拡大されて見える部位に一致しない。

そこで、上記問題点を解決するために、対物光学系に備えられた対物レンズの光軸を傾けて視野中心を合わせようとした場合、対物レンズを保持する枠の構造が複雑となってしまうため、組立作業の難易度が増し、製造コストが上がってしまう。

【0011】

また、特殊光観察用の内視鏡装置においては、特殊光観察により発見された病変部や処置を行いたい部位に対して白色光に切り替えて観察を行う場合、その内視鏡装置を一度体内から取り出し、通常観察用の内視鏡装置を再度挿入したり、光源やカメラコントロールユニットを特殊光観察用のものから通常光観察用のものに切り替えたりする操作が必要となる。また、特殊光観察と拡大観察とを組み合わせる場合においても、特殊光により拡大観察して発見した病変部や処置を行いたい部位に対して位置確認や処置のため白色光に切り替えて観察を行う場合、一旦スコープを体内から取りだし、通常観察用のスコープを挿入し直して観察部位を再度探す操作あるいは光源やカメラコントロールユニットを通常

【0012】

本発明は、上記のような問題点に鑑み、高倍率と低倍率との明るさのバランスが取れていて、2つの画像の視野中心のずれがなく、煩雑な操作をすることなく拡大観察あるいは特殊光観察と通常観察とを同時に行うことが可能な内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】

この発明は、上記課題を解決するため、以下の手段を採用する。

請求項1に係る発明は、第1の対物光学系及び前記第1の対物光学系より低倍率である第2の対物光学系からなる2つの対物光学系と、1つの固体撮像素子とを備え、前記第1の対物光学系あるいは前記第2の対物光学系の前方にある被写体を前記第1の対物光学系あるいは前記第2の対物光学系を介して前記固体撮像素子の各々異なる領域に結像して、前記第1の対物光学系の視野範囲が前記第2の対物光学系の視野範囲内に含まれ若しくはそれらの視野範囲が重なっている内視鏡装置であって、前記固体撮像素子上における前記第1の対物光学系の結像の大きさが、前記固体撮像素子上における前記第2の対物光学系の結像の大きさの2倍以上5倍未満の条件を満たすことを特徴とする。

【0014】

この発明によれば、固体撮像素子上における第1の対物光学系の結像の大きさが、固体撮

10

20

30

40

50

像素子上における第2の対物光学系の結像の大きさの2倍以上の条件を満たすことにより、例えば内視鏡装置によって体腔内を撮像する場合、内視鏡の先端を体腔内に挿入する際のガイド用として、あるいは拡大観察を行いたい体腔内の部位に第1の対物光学系の視野範囲を導くためのオリエンテーション用として第2の対物光学系を用い、その第2の対物光学系の拡大観察用として第1の対物光学系を用いるのに適当な倍率となる。

また、固体撮像素子上における第1の対物光学系の結像の大きさが、固体撮像素子上における第2の対物光学系の結像の大きさの5倍未満の条件を満たすことにより、第1の対物光学系の被写界深度が狭くなることが回避され、第1の対物光学系の実用上必要な被写界深度が得られることとなる。

#### 【0015】

請求項2に係る発明は、請求項1記載の内視鏡装置において、前記固体撮像素子がモノクロの場合、前記固体撮像素子の画素ピッチ  $P$  ( $\mu\text{m}$ )、波長 ( $\mu\text{m}$ )、前記第1の対物光学系の開口比  $F_m$  とすると、 $1 \times P < 1.22 \times \lambda \times F_m < 2.2 \times P$  の条件を満たすことを特徴とする。

10

#### 【0016】

請求項3に係る発明は、請求項1記載の内視鏡装置において、前記固体撮像素子がカラーの場合、前記固体撮像素子の画素ピッチ  $P$  ( $\mu\text{m}$ )、波長 ( $\mu\text{m}$ )、前記第1の対物光学系の開口比  $F_m$  とすると、 $1.5 \times P < 1.22 \times \lambda \times F_m < 3.3 \times P$  の条件を満たすことを特徴とする。

#### 【0017】

一般に、固体撮像素子で2つの点像を識別するためには、少なくとも、点像の距離に対して、モノクロの固体撮像素子で2画素、カラーの固体撮像素子では3画素が必要である。一方、レンズによる結像の際、回折の影響を受けるため、光学系に収差がなくても、接近した2つの点像を別々の像として識別できる距離には限界がある。Rayleighの分解能の式によると、2つの点像が接近した時、別々の像として識別できる限界の距離は、波長 ( $\lambda = 0.588$  ( $\mu\text{m}$ ))、第1の対物光学系の開口比  $F_m$  とすると、 $1.22 \times \lambda \times F_m$  で表される。したがって、2つの点像を識別するために必要な画素数分の距離よりも、 $1.22 \times \lambda \times F_m$  の値が大きくなると、固体撮像素子の画素数を生かせず、被写体の細部がぼけたように見えてしまう。実際には、対物レンズの収差の影響等を考慮すると、2つの点像を識別するために必要な画素数は、モノクロの固体撮像素子では2.2画素分、カラーの固体撮像素子では3.3画素分とするのが適当である。したがって、これらの発明によれば、固体撮像素子の画素ピッチ  $P$  ( $\mu\text{m}$ ) とすると、 $1.22 \times \lambda \times F_m$  の値がモノクロの固体撮像素子で  $2.2 \times P$  以下、カラーの固体撮像素子で  $3.3 \times P$  以下となることにより、固体撮像素子の画素数を生かして被写体の細部が鮮明に映し出されることとなる。

20

#### 【0018】

しかしながら、これらの条件を満たしていても、むやみに  $F_m$  を小さくしすぎてしまうと、第1の対物光学系では被写界深度が非常に狭くなってしまい、観察窓と被写体までの距離が僅かでもずれると観察像がいわゆるピンボケになってしまうため、 $F_m$  をある程度大きく設定する必要がある。したがって、 $1.22 \times \lambda \times F_m$  の値が、モノクロの固体撮像素子で  $1 \times P$  以上、カラーの固体撮像素子で  $1.5 \times P$  以上となることにより、観察像のピンボケが回避されることとなる。

30

40

#### 【0019】

請求項4に係る発明は、請求項2または3記載の内視鏡装置において、前記第1の対物光学系の開口比  $F_m$ 、前記第2の対物光学系の開口比  $F_o$  とすると、 $1 < F_m^2 / F_o^2 < 2$  の条件を満たすことを特徴とする。

#### 【0020】

一般に、電子式の内視鏡装置においては、得られる像の明るさに応じて照明光を自動的に調光し、最適な像の明るさで観察が行えるようになっている。したがって、1つの固体撮像素子上に2つの対物光学系の像がそれぞれ同時に結像する場合、第1及び第2の対物光

50

学系の明るさをそれぞれ  $1 / F m^2$  ,  $1 / F o^2$  とし、 $F m^2 / F o^2 < 2$ 、すなわち第 2 の対物光学系の明るさを第 1 の対物光学系の明るさの 2 倍以内に設定することにより、2 つの画像に対して同時に最適な明るさが得られるとともに、ハレーションが回避されることとなる。

【0021】

しかしながら、例えば内視鏡装置によって体腔内を撮像する場合において、内視鏡装置の先端を体腔内の観察したい部位に導く際は、第 2 の体物光学系の画像を見ながら行うことになるため、このとき、ある程度遠方まで明るく見えないと第 2 の体物光学系がオリエンテーションとしての役割を果たせない。したがって、 $1 < F m^2 / F o^2$  となり、すなわち第 2 の対物光学系は第 1 の対物光学系よりも明るく設定されることとなる。

10

【0022】

請求項 5 に係る発明は、請求項 1 から 4 のいずれかに記載の内視鏡装置において、前記 2 つの対物光学系が平行に並んで配置され、前記 2 つの対物光学系の少なくとも一方の光軸を結像範囲中心からずらして配置して、前記第 1 の対物光学系の視野中心を被写界深度内において前記第 2 の対物光学系の視野中心とほぼ一致させることを特徴とする。

【0023】

この発明によれば、2 つの対物光学系が平行に並んで配置され、2 つの対物光学系の少なくとも一方の光軸を結像範囲中心からずらして配置して、第 1 の対物光学系の視野中心を被写界深度内において第 2 の対物光学系の視野中心とほぼ一致させることにより、第 1 及び第 2 の対物光学系の組立作業を行う際、第 1 及び第 2 の対物光学系を保持する枠の構造を複雑にすることがないため、容易に組立てられる。

20

また、第 1 及び第 2 の対物光学系の光軸のずらし量に応じて視野方向が傾くため、拡大観察を行いたい部位に第 1 の対物光学系の画面を導く作業を容易な操作で行えるようになる。

【0024】

請求項 6 に係る発明は、請求項 1 から 5 のいずれかに記載の内視鏡装置において、前記第 1 の対物光学系あるいは前記第 2 の対物光学系の内部あるいは後方には、赤外光観察用の可視光カットフィルタ、狭帯域光観察用のバンドパスフィルタ、もしくは蛍光観察用の励起光カットフィルタが設けられていることを特徴とする。

【0025】

この発明によれば、従来の体腔内の観察に用いられる内視鏡装置のように、観察中に一旦特殊光観察用の内視鏡装置を体腔内から取り出して、通常光観察用として別の内視鏡装置を再度挿入し、あるいは光源の切替えを行うといった煩雑な操作を行うことなく、赤外光、狭帯域光、あるいは蛍光による特殊光観察により病変部を探しながら、通常光観察で同時に位置確認や処置を行い、あるいは特殊光観察による観察像と通常白色光による像と対比させて観察することが可能となる。

30

【0026】

請求項 7 に係る発明は、請求項 6 記載の内視鏡装置において、前記固体撮像素子に近傍に 2 つの切り通し部を有する視野マスクが配置されていることを特徴とする。

【0027】

この発明によれば、固体撮像素子に近傍に 2 つの切り通し部を有する視野マスクを配置したことにより、2 つの対物光学系の視野周辺から視野外にかけての領域から固体撮像素子に入射する光線が、それぞれ視野マスクで制限されるので、撮像素子の受光面上で互いの像に対してゴーストフレアなどの悪影響を与えることを防ぐことができる。

40

【0028】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して説明する。

図 1 は、本発明における実施の形態を示す図であって、この発明を適用した内視鏡装置を示す図である。

内視鏡装置は、フレキシブルな挿入部 2 と硬質の先端部 3 とを備えた内視鏡 1 と、この内

50

視鏡 1 に接続された図示しないテレビモニタとからなり、内視鏡 1 により形成された物体像をそのテレビモニタに表示して観察できるようになっている。

【0029】

図 2 は、先端部 3 の構成を示す光軸に沿う断面図である。内視鏡 1 の先端部 3 の内部には、第 1 の対物光学系 4 及び第 1 の対物光学系 4 より低倍率である第 2 の対物光学系 5 からなり、それら第 1 の対物光学系 4 及び第 2 の対物光学系 5 が平行に並んで配置された 2 つの対物光学系と、1 つの固体撮像素子としての CCD 6 とが設けられている。

【0030】

第 1 の対物光学系 4 は、肉厚及び曲率半径の異なる複数のレンズ 4 a ~ 4 c を備えている。また、第 2 の対物光学系 5 は、肉厚及び曲率半径の異なる複数のレンズ 5 a ~ 5 c を備えている。また、レンズ 4 b , 4 c 間には明るさ絞り 4 ' が設けられ、レンズ 5 b , 5 c 間には明るさ絞り 5 ' が設けられている。

10

内視鏡 1 によって撮像された被写体が第 1 の対物光学系 4 あるいは第 2 の対物光学系 5 を介して CCD 6 の各々異なる領域に結像し、第 1 の対物光学系 4 の視野範囲が、前記第 2 の対物光学系の視野範囲内に含まれ、若しくはそれらの視野範囲が重なって、テレビモニタに映し出されるようになっている。このとき、第 1 の対物光学系 4 及び第 2 の対物光学系 5 のそれぞれの光軸が CCD 6 の結像面に対して垂直とされている。

【0031】

この CCD 6 上における第 1 の対物光学系 4 の結像の大きさが、CCD 6 上における第 2 の対物光学系 5 の結像の大きさの 2 倍以上 5 倍未満となっている。

20

ここで、CCD 6 がモノクロの場合、CCD 6 の画素ピッチ  $P$  ( $\mu\text{m}$ )、波長  $\lambda$ 、第 1 の対物光学系 4 の開口比  $F_m$  とすると、

$$1 \times P < 1.22 \times \lambda / F_m < 2.2 \times P$$

とされている。また、CCD 6 がカラーの場合、

$$1.5 \times P < 1.22 \times \lambda / F_m < 3.3 \times P$$

とされている。さらに、第 1 の対物光学系 4 の開口比  $F_m$ 、第 2 の対物光学系 5 の開口比  $F_o$  とすると、

$$1 < F_m^2 / F_o^2 < 2$$

とされている。

【0032】

30

また、内視鏡 1 の先端部 3 の内部には、第 1 の対物光学系 4 及び第 2 の対物光学系 5 の前方には、カバーガラス 9 a , 9 b がそれぞれ設けられ、第 1 の対物光学系 4 及び第 2 の対物光学系 5 と CCD 6 との間には、カバーガラス 10 が設けられている。

また、CCD 6 とカバーガラス 10 との間には視野マスク 11 が設けられている。この視野マスク 11 の形状の一例を図 3 に示す。第 1 の対物光学系 4 及び第 2 の対物光学系 5 を通った光は、この視野マスク 11 により光束の通る範囲を制限され、図 4 に示す CCD 6 上の結像領域 7 , 8 内にそれぞれ結像するようになっている。

【0033】

図 5 は、図 2 と同じ構成の内視鏡 1 の先端部 3 の断面図である。この先端部 3 において、第 2 の対物光学系 5 の光軸が CCD 6 の結像面に垂直のまま結像範囲中心からずらして配置されており、第 1 の対物光学系 4 の視野中心と第 2 の対物光学系 5 の視野中心とが被写界深度内においてほぼ一致するようになっている。

40

ここで、図 2 のように光軸と結像範囲中心が一致している場合の視野の概念図を図 6 に示す。図 6 において、( a ) は第 2 の対物光学系 5 の視野の中心を示し、( b ) は第 1 の対物光学系 4 の視野の中心を示す。

また、図 5 のように光軸が結像範囲中心からずらして配置された場合の視野の概念図を図 7 に示す。図 7 において、( a ) は第 2 の対物光学系 5 の視野の中心を示し、( b ) は第 1 の対物光学系 4 の視野の中心を示す。

【0034】

次に、上記の構成からなる内視鏡装置の作用について説明する。

50

この内視鏡装置を用いて被写体、例えば体腔内を観察する場合、第2の対物光学系5を用いて拡大観察を行いたい体腔内の部位を見つけ出すとともに、同時にほぼ同じ部位を撮像している第1の対物光学系4によって拡大観察を行う。

【0035】

この場合、CCD6上における第1の対物光学系4の結像の大きさが、CCD6上における第2の対物光学系5の結像の大きさの2倍以上の条件を満たすことにより、例えば内視鏡装置によって体腔内を撮像する場合、内視鏡1の先端部3を体腔内に挿入する際のガイド用として、あるいは拡大観察を行いたい体腔内の部位に第1の対物光学系の視野範囲を導くためのオリエンテーション用として第2の対物光学系を用い、その第2の対物光学系の拡大観察用として第1の対物光学系を用いるのに適当な倍率となる。

10

【0036】

また、CCD6上における第1の対物光学系4の結像の大きさが、CCD6上における第2の対物光学系5の結像の大きさの5倍未満の条件を満たすことにより、第1の対物光学系4の被写界深度が狭くなることが回避され、第1の対物光学系4の実用上必要な被写界深度が得られることとなる。

【0037】

また、CCD6で2つの点像を識別するためには、少なくとも、点像の距離に対して、モノクロのCCD6で2画素、カラーのCCD6では3画素が必要である。一方、第1の対物光学系4及び第2の対物光学系5による結像の際、回折の影響を受けるため、光学系に収差がなくても、接近した2つの点像を別々の像として識別できる距離には限界があり、その距離は、波長  $(= 0.588 (\mu m))$ 、第1の対物光学系の開口比  $F_m$  とすると、 $1.22 \times \lambda / F_m$  で表される。

20

【0038】

したがって、2つの点像を識別するために必要な画素数分の距離よりも、 $1.22 \times \lambda / F_m$  の値が大きくなると、CCD6の画素数を生かせず、被写体の細部がぼけたように見えてしまうため、モノクロのCCD6では2.2画素分、カラーのCCD6では3.3画素分の画素数が必要である。したがって、CCD6の画素ピッチ  $P (\mu m)$  とすると、 $1.22 \times \lambda / F_m$  の値がモノクロのCCD6で  $2.2 \times P$  以下、カラーのCCD6で  $3.3 \times P$  以下となることにより、CCD6の画素数を生かして被写体の細部が鮮明に映し出されることとなる。

30

【0039】

しかしながら、 $F_m$  を小さくしすぎてしまうと、第1の対物光学系4では被写界深度が非常に狭くなってしまい、観察窓と被写体までの距離が僅かでもずれると観察像がいわゆるピンボケになってしまうため、 $F_m$  をある程度大きく設定する必要がある。したがって、 $1.22 \times \lambda / F_m$  の値が、モノクロのCCD6で  $1 \times P$  以上、カラーのCCD6で  $1.5 \times P$  以上となることにより、観察像のピンボケが回避されることとなる。

【0040】

また、電子式の内視鏡装置においては、得られる像の明るさに応じて照明光を自動的に調光し、最適な像の明るさで観察が行えるようになっている。したがって、1つのCCD6上に第1の対物光学系4及び第2の対物光学系5の像がそれぞれ同時に結像する場合、第1の対物光学系4及び第2の対物光学系5の明るさをそれぞれ  $1 / F_m^2$ 、 $1 / F_o^2$  とし、 $F_m^2 / F_o^2 < 2$ 、すなわち第2の対物光学系5の明るさを第1の対物光学系4の明るさの2倍以内に設定することにより、2つの画像に対して同時に最適な明るさが得られるとともに、ハレーションが回避されることとなる。

40

【0041】

しかしながら、例えば内視鏡装置によって体腔内を撮像する場合において、内視鏡装置の先端部3を体腔内の観察したい部位に導く際は、第2の対物光学系5の画像を見ながら行うことになるため、このとき、ある程度遠方まで明るく見えないと第2の対物光学系5がオリエンテーションとしての役割を果たせない。したがって、 $1 < F_m^2 / F_o^2$  となり、すなわち第2の対物光学系5は第1の対物光学系4よりも明るく設定されることとなる

50

。

## 【0042】

また、図5に示すように、第1の対物光学系4及び第2の対物光学系5が平行に並んで配置され、第2の対物光学系5の光軸を結像範囲中心からずらして配置して、第1の対物光学系4の視野中心を被写界深度内において第2の対物光学系5の視野中心とほぼ一致させることにより、第1の対物光学系4及び第2の対物光学系5の組立作業を行う際、第1の対物光学系4及び第2の対物光学系5を保持する枠の構造を複雑にすることがないため、容易に組立てられる。

また、第2の対物光学系5の光軸のずらし量に応じて視野方向が傾くため、拡大観察を行いたい部位に第1の対物光学系4の画面を導く作業を容易な操作で行えるようになる。

10

## 【0043】

また、CCD6に近い位置に2つの切り通し部を有する視野マスク11を配置することにより、2つの対物光学系の視野周辺から視野外にかけての領域からCCD6に入射する光線が、それぞれ視野マスクで制限されるので、撮像素子の受光面上で互いの像に対してゴーストフレアなどの悪影響を与えることを防ぐことができる。

## 【0044】

上記の構成によれば、例えば内視鏡装置によって体腔内を撮像する場合、内視鏡の先端を体腔内に挿入する際のガイド用として、あるいは拡大観察を行いたい体腔内の部位に第1の対物光学系4の視野範囲を導くためのオリエンテーション用として第2の対物光学系5を用い、その第2の対物光学系5の拡大観察用として第1の対物光学系4を用いるのに適当な倍率となるとともに、第1の対物光学系4の被写界深度が狭くなることが回避され、第1の対物光学系4の実用上必要な被写界深度が得られることとなるので、拡大観察と通常観察とを同時に行うことができる。

20

## 【0045】

また、CCD6の画素ピッチ $P$  ( $\mu\text{m}$ )とすると、 $1.22 \times \lambda \times F\#$ の値がモノクロのCCD6で $1 \times P$ 以上 $2.2 \times P$ 以下、カラーのCCD6で $1.5 \times P$ 以上 $3.3 \times P$ 以下となることにより、CCD6の画素数を生かして被写体の細部が鮮明に映し出されることとなるので、拡大観察と通常観察とを同時に行うことができる。

## 【0046】

また、第2の対物光学系5の明るさを第1の対物光学系4より明るく設定し、かつその明るさを2倍以内に設定することにより、2つの画像に対して同時に最適な明るさが得られるとともに、ハレーションが回避されることとなるので、高倍率と低倍率との明るさのバランスが取れていて、拡大観察と通常観察とを同時に行うことができる。

30

## 【0047】

第1の対物光学系4及び第2の対物光学系5の組立作業を行う際、第1の対物光学系4及び第2の対物光学系5を保持する枠の構造を複雑にすることがないため、容易に組立てられるので、煩雑な操作をすることなく拡大観察あるいは特殊光観察と通常観察とを同時に行うことができる。

また、第1の対物光学系4及び第2の対物光学系5の光軸のずらし量に応じて視野方向が傾くため、拡大観察を行いたい部位に第1の対物光学系4の画面を導く作業を容易な操作で行えるようになるので、2つの画像の視野中心のずれがなく拡大観察と通常観察とを同時に行うことができる。

40

## 【0048】

なお、上記実施の形態においては、第1の対物光学系4の内部あるいは後方に、赤外光観察用の可視光カットフィルタ、狭帯域光観察用のバンドパスフィルタ、もしくは蛍光観察用の励起光カットフィルタが設けられてもよい。これにより、従来の体腔内の観察に用いられる内視鏡装置のように、観察中に一旦特殊光観察用の内視鏡装置を体腔内から取り出して、通常光観察用として別の内視鏡装置を再度挿入し、あるいは光源の切替えを行うといった煩雑な操作を行うことなく、赤外光、狭帯域光、あるいは蛍光による特殊光観察により病変部を探しながら、通常光観察で同時に位置確認や処置を行い、あるいは特殊光観

50

察による観察像と通常白色光による像と対比させて観察することが可能となる。

【0049】

特に、第1の対物光学系4の後方に可視光の一部を遮断するフィルタを設けることで、例えばセンチネルリンパ管の観察を行う場合、組織にインドシアニンググリーン(ICG)の注入を行い、第2の対物光学系5の通常光観察により観察を行いたい部位まで視野範囲を導き、第1の対物光学系4の近接拡大画面による赤外光観察にて、ICGが蓄積されたセンチネルリンパ節の同定を行い、第2の対物光学系5の通常光観察画面を見ながら必要な処置を行うといった操作を容易に行えるようになる。さらに、センチネルリンパ節を切除した後に切除部位周辺組織の蛍光観察を行い、病変組織の取り残しの有無を確認することが可能である。

10

【0050】

また、視野マスク11を、半導体製造プロセスで使用されるエッチング手法におけるブラックシリコン化処理を応用して製作してもよい。それによって、視野マスク11の表面の反射率をほぼゼロ%にすることが可能である。また、視野マスク11の表面に入射した光は全て吸収されるので、例えば撮像素子の受光面で反射して視野マスク11へ入射した光が、視野マスク11で反射して再び受光面に入射し、ゴーストフレアとなるのを防ぐことができる。

【0051】

【実施例】

本発明の内視鏡装置について、内視鏡1の先端部3に設けられた第1の対物光学系4及び第2の対物光学系5のデータ及び断面図を実施例として示す。以下の実施例における断面図については、第1の対物光学系4、第2の対物光学系5、及びカバーガラス10の構成のみ示すものとする。ただし、第1の対物光学系4の開口比 $F_m$ 、第2の対物光学系5の開口比 $F_o$ 、最大像高 $I_H$ 、各レンズ面の曲率半径 $R$ 、各レンズの肉厚及びレンズ間隔 $D$ 、 $d$ 線での屈折率 $N_d$ 、アッペ数 $V_d$ 、波長 $\lambda = 0.588(\mu m)$ とする。

20

【0052】

[実施例1]

図8は、本実施例の第1の対物光学系4、第2の対物光学系5及びカバーガラス10の構成を示す概略断面図である。

第1の対物光学系4は、3つのレンズ4a, 4b, 4cを備えている。また、第2の対物光学系5は、4つのレンズ5a, 5b, 5c, 5dを備えている。さらに、カバーガラス10は、3つのカバーガラス10a, 10b, 10cを備えている。なお、カバーガラス10cの後方には、図示しないモノクロのCCDが設けられている。また、レンズ4bの後端には明るさ絞り4'が設けられ、レンズ5dの先端には明るさ絞り5'が設けられている。

30

このとき、表1に示すように、第1の対物光学系4の開口比 $F_m$ 、第2の対物光学系5の開口比 $F_o$ 、最大像高 $I_H$ 、各レンズ面の曲率半径 $R$ 、各レンズの肉厚及びレンズ間隔 $D$ 、 $d$ 線での屈折率 $N_d$ 、アッペ数 $V_d$ を設定すると、第1の対物光学系4の結像の大きさが、第2の対物光学系5の結像の大きさの2倍以上5倍未満となる。また、CCDがモノクロの場合、CCDの画素ピッチ $P(\mu m)$ 、波長 $\lambda$ 、第1の対物光学系4の開口比 $F_m$

40

とすると、 $1 \times P < 1.22 \times \lambda \times F_m < 2.2 \times P$

となり、第1の対物光学系4の開口比 $F_m$ 、第2の対物光学系5の開口比 $F_o$ とすると、

$1 < F_m^2 / F_o^2 < 2$

となる。

【0053】

【表1】

## 実施例 1

## 第 1 の対物光学系

Fm 12.768

IH 0.67mm

被写界深度 3.53-4.99mm

面 No.	R	D	Nd	Vd	
1	$\infty$	0.6000	1.88300	40.76	10
2	$\infty$	0.1600			
3	1.0410	0.5000	1.72916	54.68	
4	$\infty$ (絞り)	0.0300			
5	$\infty$	0.6200	1.51400	75.00	
6	$\infty$	0.3000			
7	$\infty$	0.4000	1.88300	40.76	
8	$\infty$	0.0300			20
9	$\infty$	0.4000	1.88300	40.76	
10	$\infty$	0.0100	1.51000	64.10	
11	$\infty$	0.8000	1.52000	64.10	
12	$\infty$ (像面)	0			

【 0 0 5 4 】

30

【 表 2 】

## 第2の対物光学系

Fo	9.876				
IH	0.55mm				
被写界深度	2.63-∞mm				
面 No.	R	D	Nd	Vd	
1	∞	0.2000	1.88300	40.76	10
2	0.4420	0.2100			
3	∞	0.3100	1.51400	75.00	
4	∞	0.0800			
5	1.9220	0.7100	2.00330	28.27	
6	-0.9610	0.0600			
7	∞ (絞り)	0.0300			
8	∞	0.3100	1.51400	75.00	20
9	∞	0.3000			
10	∞	0.4000	1.88300	40.76	
11	∞	0.0300			
12	∞	0.4000	1.88300	40.76	
13	∞	0.0100	1.51000	64.10	
14	∞	0.8000	1.52000	64.10	
15	∞ (像面)	0			30
倍率比	2.826				
明るさ比	1.671				
画素ピッチP	4.6 μm	モノクロ固体撮像素子			
1P	4.60				
2.2P	10.12				
1.22 λ Fm	9.16				

40

## 【0055】

## [実施例2]

図9は、本実施例の第1の対物光学系4、第2の対物光学系5及びカバーガラス10の構成を示す概略断面図である。

第1の対物光学系4は、4つのレンズ4a、4b、4c、4dを備えている。また、第2の対物光学系5は、5つのレンズ5a、5b、5c、5d、5eを備えている。さらに、カバーガラス10は、2つのカバーガラス10a、10bを備えている。なお、カバーガラス10bの後方には、図示しないカラーのCCDが設けられている。また、レンズ4bの後端には明るさ絞り4'が設けられ、レンズ5dの先端には明るさ絞り5'が設けられている。

50

このとき、表 2 に示すように、第 1 の対物光学系 4 の開口比  $F_m$ 、第 2 の対物光学系 5 の開口比  $F_o$ 、最大像高  $I_H$ 、各レンズ面の曲率半径  $R$ 、各レンズの肉厚及びレンズ間隔  $D$ 、 $d$  線での屈折率  $N_d$ 、アッペ数  $V_d$  を設定すると、第 1 の対物光学系 4 の結像の大きさが、第 2 の対物光学系 5 の結像の大きさの 2 倍以上 5 倍未満となる。また、CCD がカラーの場合、CCD の画素ピッチ  $P$  ( $\mu\text{m}$ )、波長  $\lambda$ 、第 1 の対物光学系 4 の開口比  $F_m$  とすると、

$$1.5 \times P < 1.22 \times \lambda \times F_m < 3.3 \times P$$

となり、第 1 の対物光学系 4 の開口比  $F_m$ 、第 2 の対物光学系 5 の開口比  $F_o$  とすると、 $1 < F_m^2 / F_o^2 < 2$

となる。

【 0 0 5 6 】

【 表 3 】

10

## 実施例 2

### 第 1 の対物光学系

$F_m$  9.378

$I_H$  0.45mm

被写界深度 3.12-5.52mm

面 No.	R	D	$N_d$	$V_d$
1	$\infty$	0.5000	1.88300	40.76
2	$\infty$	0.1500		
3	2.1400	0.7000	1.88300	40.76
4	$\infty$ (絞り)	0.0300		
5	$\infty$	0.3100	1.51400	75.00
6	$\infty$	0.6600		
7	1.3000	0.4500	1.88300	40.76
8	$\infty$	0.2500		
9	$\infty$	0.4000	1.88300	40.76
10	$\infty$	0.5000	1.53172	48.91
11	$\infty$ (像面)	0		

20

30

40

【 0 0 5 7 】

【 表 4 】

## 第2の対物光学系

Fo 7.863

IH 0.45mm

被写界深度 2.12-∞mm

面 No.	R	D	Nd	Vd
1	∞	0.2000	1.88300	40.76
2	0.5080	0.2000		
3	∞	0.3100	1.51400	75.00
4	∞	0.0600		
5	2.8000	0.6500	2.00330	28.27
6	-1.4000	0.0400		
7	∞ (絞り)	0.0300		
8	∞	0.3100	1.51400	75.00
9	∞	0.5500		
10	1.2500	0.4500	1.88300	40.76
11	∞	0.2500		
12	∞	0.4000	1.88300	40.76
13	∞	0.5000	1.53172	48.91
14	∞ (像面)	0		
倍率比	2.402			
明るさ比	1.422			
画素ピッチP	2.93 μm	カラー固体撮像素子		
1.5P	4.39			
3.3P	9.65			
1.22 λ Fm	6.73			

10

20

30

【0058】

[実施例3]

図10は、本実施例の第1の対物光学系4、第2の対物光学系5及びカバーガラス10の構成を示す概略断面図である。 40

第1の対物光学系4は、3つのレンズ4a, 4b, 4cを備えている。また、第2の対物光学系5は、3つのレンズ5a, 5b, 5cを備えている。さらに、カバーガラス10は、3つのカバーガラス10a, 10b, 10cを備えている。なお、カバーガラス10cの後方には、図示しないモノクロのCCDが設けられている。また、レンズ4aの後端には明るさ絞り4'が設けられ、レンズ5bの後端には明るさ絞り5'が設けられている。このとき、表3に示すように、第1の対物光学系4の開口比Fm、第2の対物光学系5の開口比Fo、最大像高IH、各レンズ面の曲率半径R、各レンズの肉厚及びレンズ間隔D、d線での屈折率Nd、アッペ数Vdを設定すると、第1の対物光学系4の結像の大きさが、第2の対物光学系5の結像の大きさの2倍以上5倍未満となる。また、CCDがモノ 50

ク口の場合、CCDの画素ピッチ $P$  ( $\mu\text{m}$ )、波長、第1の対物光学系4の開口比 $F_m$ とすると、

$$1 \times P < 1.22 \times \lambda \times F_m < 2.2 \times P$$

となり、第1の対物光学系4の開口比 $F_m$ 、第2の対物光学系5の開口比 $F_o$ とすると、

$$1 < F_m^2 / F_o^2 < 2$$

となる。

なお、第2の対物光学系5の光軸を結像範囲中心からずらしてあり、これにより、第1の対物光学系4と第2の対物光学系5との視野中心を一致させている。このときの第1の対物光学系4及び第2の対物光学系5の光路図を図11に示す。

【0059】

10

【表5】

### 実施例3

#### 第1の対物光学系

視野方向  $0^\circ$

$F_m$  12.930

IH 0.67mm

被写界深度 3.64-6.39mm

20

面 No.	R	D	Nd	Vd
1	$\infty$	0.6000	1.88300	40.76
2	$\infty$ (絞り)	0.0300		
3	$\infty$	0.3100	1.52287	59.89
4	$\infty$	0.0300		
5	$\infty$	0.5400	1.72916	54.68
6	-1.0200	0.6500		
7	$\infty$	0.6200	1.51400	75.00
8	$\infty$	0.0300		
9	$\infty$	0.4000	1.88300	40.76
10	$\infty$	0.0100	1.51000	64.10
11	$\infty$	0.8000	1.52000	64.10
12	$\infty$ (像面)	0		

30

40

【0060】

【表6】

## 第2の対物光学系

視野方向 9.7°

Fo 9.674

IH 0.55mm

被写界深度 3.07-∞mm

面 No.	R	D	Nd	Vd	
1	∞	0.2000	1.88300	40.76	
2	0.4920	0.4300			
3	1.5000	0.5000	1.92286	18.90	
4	∞ (絞リ)	0.0300			
5	∞	0.5000	1.72916	54.68	
6	-0.7900	0.5000			
7	∞	0.6200	1.51400	75.00	20
8	∞	0.0300			
9	∞	0.4000	1.88300	40.76	
10	∞	0.0100	1.51000	64.10	
11	∞	0.8000	1.52000	64.10	
12	∞ (像面)	0			
倍率比	2.133				30
明るさ比	1.786				
画素ピッチP	4.6 μm	モノクロ固体撮像素子			
1P	4.60				
2.2P	10.12				
1.22λ Fm	9.28				

## 【0061】

## [実施例4]

図12は、本実施例の第1の対物光学系4、第2の対物光学系5及びカバーガラス10の構成を示す概略断面図である。

第1の対物光学系4は、3つのレンズ4a、4b、4cを備えている。また、第2の対物光学系5は、4つのレンズ5a、5b、5c、5dを備えている。さらに、カバーガラス10は、5つのカバーガラス10a~10eを備えている。なお、カバーガラス10cの後方には、図示しないモノクロのCCDが設けられている。また、第1の対物光学系4の後方のカバーガラス10d、10eは、赤外観察のための可視光カットフィルタの機能を有している。

カバーガラス10b、10c間及びカバーガラス10e、10c間には、視野マスク11

が設けられている。また、レンズ 4 a の後端には明るさ絞り 4 ' が設けられ、レンズ 5 b の後端には明るさ絞り 5 ' が設けられている。

赤外観察の詳細については後述する。

このとき、表 4 に示すように、第 1 の対物光学系 4 の開口比  $F_m$ 、第 2 の対物光学系 5 の開口比  $F_o$ 、最大像高  $I_H$ 、各レンズ面の曲率半径  $R$ 、各レンズの肉厚及びレンズ間隔  $D$ 、 $d$  線での屈折率  $N_d$ 、アッペ数  $V_d$  を設定すると、第 1 の対物光学系 4 の結像の大きさが、第 2 の対物光学系 5 の結像の大きさの 2 倍以上 5 倍未満となる。また、CCD 6 がモノクロの場合、CCD 6 の画素ピッチ  $P$  ( $\mu\text{m}$ )、波長  $\lambda$ 、第 1 の対物光学系 4 の開口比  $F_m$  とすると、

$$1 \times P < 1.22 \times \lambda \times F_m < 2.2 \times P$$

10

となり、第 1 の対物光学系 4 の開口比  $F_m$ 、第 2 の対物光学系 5 の開口比  $F_o$  とすると、 $1 < F_m^2 / F_o^2 < 2$

となる。

【0062】

【表 7】

#### 実施例 4

##### 第 1 の対物光学系 (特殊観察用)

$F_m$  11.695

20

$I_H$  0.67mm

被写界深度 2.60-3.58mm

面 No.	R	D	$N_d$	$V_d$
1	$\infty$	0.6000	1.88300	40.76
2	$\infty$ (絞り)	0.0300		
3	$\infty$	0.3100	1.52287	59.89
4	$\infty$	0.0300		
5	$\infty$	0.5400	1.72916	54.68
6	-0.9800	0.8000		
7	$\infty$	0.6200	1.52000	64.10
8	$\infty$	0.0300		
9	$\infty$	0.4000	1.88300	40.76
10	$\infty$	0.0100	1.51000	64.10
11	$\infty$	0.8000	1.52000	64.10
12	$\infty$ (像面)	0		

30

40

【0063】

【表 8】

## 第2の対物光学系（通常観察用）

Fo	11.370				
IH	0.55mm				
被写界深度	1.92-∞mm				
面 No.	R	D	Nd	Vd	
1	∞	0.2000	1.88300	40.76	10
2	0.4420	0.3000			
3	2.9000	0.4000	1.92286	18.90	
4	∞（絞り）	0.0300			
5	∞	0.5000	1.72916	54.68	
6	-0.9610	0.0300			
7	∞	0.4500	1.51633	64.14	
8	-1.0200	0.4000			
9	∞	0.6200	1.51400	75.00	20
10	∞	0.0300			
11	∞	0.4000	1.88300	40.76	
12	∞	0.0100	1.51000	64.10	
13	∞	0.8000	1.52000	64.10	
14	∞（像面）	0			
倍率比	2.486				
明るさ比	1.058				30
画素ピッチP	4.6 μm	モノクロ固体撮像素子			
1P	4.60				
2.2P	10.12				
1.22 λ Fm	8.39				

## 【 0 0 6 4 】

## [ 実施例 5 ]

図13は、本実施例の第1の対物光学系4、第2の対物光学系5及びカバーガラス10の構成を示す概略断面図である。

第1の対物光学系4は、7つのレンズ4a～4gを備えている。また、第2の対物光学系5は、6つのレンズ5a～5fを備えている。さらに、カバーガラス10は、2つのカバーガラス10a、10bを備えている。なお、カバーガラス10bの後方には、図示しないカラーのCCDが設けられている。また、レンズ4dは、蛍光観察のための励起光カットフィルタの機能を有している。

カバーガラス10a、10b間には、2つの切り通し部を有する視野マスク11が配置されている。また、レンズ4dの後端には明るさ絞り4'が設けられ、レンズ5cの後端には明るさ絞り5'が設けられている。

このとき、表 5 に示すように、第 1 の対物光学系 4 の開口比  $F_m$ 、第 2 の対物光学系 5 の開口比  $F_o$ 、最大像高  $I_H$ 、各レンズ面の曲率半径  $R$ 、各レンズの肉厚及びレンズ間隔  $D$ 、 $d$  線での屈折率  $N_d$ 、アッペ数  $V_d$  を設定すると、第 1 の対物光学系 4 の結像の大きさが、第 2 の対物光学系 5 の結像の大きさの 2 倍以上 5 倍未満となる。また、CCD 6 がカラーの場合、CCD 6 の画素ピッチ  $P$  ( $\mu\text{m}$ )、波長、第 1 の対物光学系 4 の開口比  $F_m$  とすると、

$$1.5 \times P < 1.22 \times \lambda \times F_m < 3.3 \times P$$

となり、第 1 の対物光学系 4 の開口比  $F_m$ 、第 2 の対物光学系 5 の開口比  $F_o$  とすると、 $1 < F_m^2 / F_o^2 < 2$

となる。

【0065】

【表 9】

10

## 実施例 5

### 第 1 の対物光学系 (特殊観察用)

$F_m$  6.632

$I_H$  0.65mm

被写界深度 3.95- $\infty$ mm

20

面 No.	R	D	$N_d$	$V_d$
1	$\infty$	0.3000	1.88300	40.76
2	0.7000	0.2200		
3	$\infty$	0.4000	1.52287	59.89
4	$\infty$	0.2800		
5	1.79800	0.5000	1.92286	18.90
6	$\infty$	0.0300		
7	$\infty$	0.4000	1.52287	59.89
8	$\infty$ (絞り)	0.0300		
9	$\infty$	0.5600	1.72916	54.68
10	-2.0200	0.0500		
11	$\infty$	1.0000	1.51400	75.00
12	$\infty$	0.4200		
13	1.8830	0.7000	1.72916	54.68
14	$\infty$	0.4000		
15	$\infty$	0.5000	1.88300	40.76
16	$\infty$	0.0300		
17	$\infty$	0.5000	1.53172	48.91
18	$\infty$ (像面)	0		

30

40

50

【 0 0 6 6 】

【 表 1 0 】

## 第 2 の対物光学系 (通常観察用)

Fo 6.614

IH 0.65mm

被写界深度 4.00-∞mm

面 No.	R	D	Nd	Vd
1	∞	0.3000	1.88300	40.76
2	0.7000	0.2200		
3	∞	0.4000	1.52287	59.89
4	∞	0.2800		
5	1.7980	0.9300	1.92286	18.90
6	∞ (絞り)	0.0300		
7	∞	0.5600	1.72916	54.68
8	-2.0000	0.0500		
9	∞	1.0000	1.51400	75.00
10	∞	0.4200		
11	1.8830	0.7000	1.72916	54.68
12	∞	0.4000		
13	∞	0.5000	1.88300	40.76
14	∞	0.0300		
15	∞	0.5000	1.53172	48.91
16	∞ (像面)	0		

10

20

画素ピッチP 3.45 μ m カラー固体撮像素子

30

【 0 0 6 7 】

ここで、赤外観察について以下に説明する。

赤外観察では、照明光として680nmから1100nmの赤外波長範囲から任意の狭い波長範囲の光を選び、これを生体組織へ照射することによって、生体組織の粘膜下層からの情報を取得することができる。生体組織の粘膜下層付近には比較的太い血管やリンパ管が存在する。そこで、近赤外光に吸収ピークをもつインドシアニングリーン (ICG) などを造影剤として上記血管やリンパ管に注入し、上記血管やリンパ管に陰影をつけることでこれらを明瞭に観察することができる。

40

【 0 0 6 8 】

例えば、センチネルリンパ節の同定および切除は、赤外観察画像を観察しながら内視鏡的に行うことができる。すでに述べたように、センチネルリンパ節は、癌などの病変からのリンパ液が流れ込んで、最初の微小転移が生じる場所であり、更に体内の別の場所への転移はセンチネルリンパ節を基点として起こるといわれている。つまり、センチネルリンパ節を調べれば、その症例のリンパ節転移状況を把握できる。また、早期癌の場合には、内視鏡下で病変部付近のセンチネルリンパ節を同定し、病変部とともにセンチネルリンパ節まで含めて切除することで、体内の別の場所への転移を防ぐことができる。

【 0 0 6 9 】

50

センチネルリンパ節の切除では、その付近を走行する血管を誤って傷つけて出血させないように、リンパ管と血管が明瞭に区別できるような赤外観察画像を提供する必要がある。本実施例の変形例として、ICGの吸収ピーク波長である805nm付近の近赤外光と、ICGの吸収率の低い930nm付近の近赤外光と、静脈血に含まれる酸化ヘモグロビンの吸収波長である550nm付近の可視光とを照明光として病変部付近の生体組織に照射し、生体組織からの反射光を撮像してリンパ管内のICGと血管の分布をそれぞれ擬似的に着色して表示するようにしたものを以下に示す。

【0070】

図14に酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)の吸光特性を示した。これによると、酸化ヘモグロビンは550nm付近の可視光を大きく吸収するのに比べて、805nmおよび930nm付近の光の吸収は少なく、しかも805nmおよび930nm付近ではほぼ同じような吸光特性を示すことがわかる。一方、ICGは体内において、805nm付近の近赤外光を大きく吸収するのに比べて、550nmおよび930nm付近の光をほとんど吸収しない。そこで、画像処理する時点で上記3つの波長の光に対してそれぞれ青色、緑色、赤色を擬似的に割り当て、撮像素子の受光強度に応じて混色して画像表示することによって、リンパ管と血管を異なる色調として明瞭に区別できる赤外観察画像を提供することができる。

10

【0071】

この場合、光源装置は内視鏡の照明ユニットを通して図15に示した波長範囲の光を被写体に向けて順番に繰り返し照明する。図15の分光強度曲線Aは可視領域に属する550nmを中心として半値幅で30nmの波長範囲の照明光である。また、分光強度曲線Bは近赤外領域に属する790nmから820nmの波長範囲の照明光である。また、分光強度曲線Cは近赤外領域に属する920nmから950nmの波長範囲の照明光である。

20

【0072】

光源装置の光学系の構成を図16に示した。上記光学系は、ランプ100の開口窓の像を縮小して投影するレンズ系101aと、前記ランプの光束を内視鏡のライトガイド入射端面102に集光するレンズ系101bから構成されている。ランプ100から上記レンズ系を通して内視鏡のライトガイド入射端面102に至るまでの光路中に設置されたターレット103と回転ディスク104がそれぞれ配置されている。

【0073】

ターレット103および回転ディスク104には数種類の光学フィルタが取付けられており、ターレット103および回転ディスク104が光源光学系の光軸に対して垂直な面にそって移動し、かつ光軸に平行な回転軸を中心にして回転することによって、光源光学系の光束中に光学フィルタを挿入するようになっている。赤外光観察時にはターレット103が回転して図17の光学フィルタ111が光路中に挿入される。また、回転ディスク104が移動して上記回転ディスクの外周部が光路中に挿入される。そして、上記回転ディスクが回転して、外周部に取付けられた図17の光学フィルタ115、116、117が一定の周期で繰り返し挿入される。

30

【0074】

図17の光学フィルタ111は、535nmから565nmと790nmから950nmの透過範囲を持つフィルタである。また、図18の光学フィルタ115は、385nmから495nmの透過範囲を持ち、かつ920nm以上の光を透過するフィルタであり、光学フィルタ115が光路中に挿入されているときには、920nmから950nmの波長範囲の赤外領域の照明光が生成される。

40

【0075】

図18の光学フィルタ116は、500nmから575nmの透過範囲を持つフィルタであり、光学フィルタ116が光路中に挿入されているときには、535nmから565nmの波長範囲の可視領域の照明光が生成される。

図18の光学フィルタ117は、585nmから655nmの透過範囲を持ち、かつ745nmから820nmの透過範囲をもつフィルタであり、光学フィルタ117が光路中に

50

挿入されているときには、790 nmから820 nmの波長範囲の赤外領域の照明光が生成される。

また、内視鏡の高倍側の対物光学系には、図19の光学フィルタ130が配置されている。光学フィルタ130は500 nmより長波長側の光を透過する特性をもつフィルタである。したがって、生体組織を反射した上記3種類の波長範囲の照明光は、対物光学系を通して撮像素子の撮像面に到達する。

【0076】

上記の内視鏡は、内視鏡下で病変部とその付近のセンチネルリンパ節を切除した後にそれらが確実に除去できているかどうかを確認するために、切除された部分に励起光を照射して生体組織の自家蛍光を観察することもできる。正常な生体組織が発する蛍光の分光強度分布と癌などの病変部が発する蛍光の分光強度分布を比較すると、上記病変部の生体組織が発する蛍光の強度が相対的に低下することが知られている。

10

【0077】

そこで、上記のような蛍光強度の差を利用して生体組織から病変部分を分離して表示するようにビデオプロセッサで画像処理した蛍光画像を観察することで病変の取り残しの有無を確認することができる。この場合、光源装置のターレット103が回転して図17の光学フィルタ112が光路中に挿入される。光学フィルタ112は440 nmより短波長側の光を透過する特性をもつフィルタであり、回転ディスク104に取付けられた光学フィルタ115が光路中に挿入されたときに、385 nmから440 nmの波長範囲の励起光が生成される。上記励起光によって、生体組織は510 nm付近に強度ピークを持つ蛍光を発するので、内視鏡の高倍側の対物光学系は、励起光をカットして生体組織の自家蛍光のみを撮像素子の撮像面に到達させることができる。

20

【0078】

一方、内視鏡の低倍側の対物光学系には、図19の光学フィルタ131が配置されている。図19の光学フィルタ131は、455 nmから680 nmの波長範囲の光を透過する特性をもつフィルタである。このため、低倍側の対物光学系を通して励起光が撮像素子の撮像面に到達することはない。通常観察時には、光源装置のターレット103が回転して図17の光学フィルタ113が光路中に挿入される。

【0079】

図17の光学フィルタ113は、390 nmから695 nmの透過範囲をもつバンドパスフィルタであり、図18の光学フィルタ115、116、117と組み合わせられて、385 nmから495 nmの青色光、500 nmから575 nmの緑色光、585 nmから655 nmの赤色光がそれぞれ生成される。したがって、生体組織を反射した青色光は、対物光学系を通して455 nmから495 nmの波長成分の光のみが撮像素子の撮像面に到達する。

30

なお、光学フィルタの透過特性を表す場合、透過率  $T = 50\%$  となる波長  $\lambda_1$  と  $\lambda_2$  を使って、 $\lambda_1$  から  $\lambda_2$  の透過範囲をもつバンドパスフィルタとか  $\lambda_1$  以上の光を透過するフィルタとか  $\lambda_1$  から  $\lambda_2$  の光をカットするフィルタのように表した。

【0080】

【発明の効果】

以上説明したこの発明の内視鏡装置においては、以下の効果を奏する。

40

請求項1に係る発明によれば、例えば内視鏡装置によって体腔内を撮像する場合、内視鏡の先端を体腔内に挿入する際のガイド用として、あるいは拡大観察を行いたい体腔内の部位に第1の対物光学系の視野範囲を導くためのオリエンテーション用として第2の対物光学系を用い、その第2の対物光学系の拡大観察用として第1の対物光学系を用いるのに適当な倍率となるとともに、第1の対物光学系の被写界深度が狭くなることが回避され、第1の対物光学系の実用上必要な被写界深度が得られることとなるので、拡大観察と通常観察とを同時に行うことができる。

【0081】

請求項2に係る発明によれば、固体撮像素子の画素ピッチ  $P$  ( $\mu\text{m}$ ) とすると、1.22

50

$\times \times F m$ の値がモノクロの固体撮像素子で  $1 \times P$  以上  $2.2 \times P$  以下となることにより、固体撮像素子の画素数を生かして被写体の細部が鮮明に映し出されることとなるので、拡大観察と通常観察とを同時に行うことができる。

【0082】

請求項3に係る発明によれば、固体撮像素子の画素ピッチ  $P (\mu m)$  とすると、 $1.22 \times \times F m$ の値がカラーの固体撮像素子で  $1.5 \times P$  以上  $3.3 \times P$  以下となることにより、固体撮像素子の画素数を生かして被写体の細部が鮮明に映し出されることとなるので、拡大観察と通常観察とを同時に行うことができる。

【0083】

請求項4に係る発明によれば、第2の対物光学系の明るさを第1の対物光学系より明るく設定され、かつその明るさを2倍以内に設定することにより、2つの画像に対して同時に最適な明るさが得られるとともに、ハレーションが回避されることとなるので、高倍率と低倍率との明るさのバランスが取れていて、拡大観察と通常観察とを同時に行うことができる。

【0084】

請求項5に係る発明によれば、第1及び第2の対物光学系の組立作業を行う際、第1及び第2の対物光学系を保持する枠の構造を複雑にすることがないため、容易に組立てられるので、煩雑な操作をすることなく拡大観察あるいは特殊光観察と通常観察とを同時に行うことができる。

また、第1及び第2の対物光学系の光軸のずらし量に応じて視野方向が傾くため、拡大観察を行いたい部位に第1の対物光学系の画面を導く作業を容易な操作で行えるようになるので、2つの画像の視野中心のずれがなく拡大観察と通常観察とを同時に行うことができる。

【0085】

請求項6に係る発明によれば、従来の体腔内の観察に用いられる内視鏡装置のように、観察中に一旦特殊光観察用の内視鏡装置を体腔内から取り出して、通常光観察用として別の内視鏡装置を再度挿入し、あるいは光源の切替えを行うといった煩雑な操作を行うことなく、赤外光、狭帯域光、あるいは蛍光による特殊光観察により病変部を探しながら、通常光観察で同時に位置確認や処置を行い、あるいは特殊光観察による観察像と通常の白色光による像と対比させて観察することが可能となるので、煩雑な操作をすることなく特殊光観察と通常観察とを同時に行うことができる。

【0086】

請求項7に係る発明によれば、2つの対物光学系の視野周辺から視野外にかけての領域から固体撮像素子に入射する光線が、それぞれ視野マスクで制限されるので、撮像素子の受光面上で互いの像に対してゴーストフレアなどの悪影響を与えることを防いで拡大観察あるいは特殊光観察と通常観察とを同時に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明における実施の形態に係る内視鏡装置の部分側面図である。

【図2】本発明における実施の形態に係る内視鏡装置の先端部の部分断面図である。

【図3】本発明における実施の形態に係る視野マスクの一例を示す図である。 40

【図4】本発明における実施の形態に係る固体撮像素子とその結像領域を示す図である。

【図5】本発明における実施の形態に係る内視鏡装置の先端部の部分断面図である。

【図6】本発明における実施の形態に係る内視鏡装置によって光軸と結像範囲中心とを一致させて撮像された視野範囲の概念図である。

【図7】本発明における実施の形態に係る内視鏡装置によって光軸を結像中心からずらして撮像された視野範囲の概念図である。

【図8】本発明における実施例1に係る内視鏡装置に備えられた対物光学系の概略断面図である。

【図9】本発明における実施例2に係る内視鏡装置に備えられた対物光学系の概略断面図である。

【図10】本発明における実施例3に係る内視鏡装置に備えられた対物光学系の概略断面図である。

【図11】本発明における実施例3に係る内視鏡装置に備えられた対物光学系の光路図である。

【図12】本発明における実施例4に係る内視鏡装置に備えられた対物光学系の概略断面図である。

【図13】本発明における実施例5に係る内視鏡装置に備えられた対物光学系の概略断面図である。

【図14】本発明における実施例4に係る赤外観察における酸化ヘモグロビンの吸光特性を示す図である。

10

【図15】本発明における実施例4に係る赤外観察における分光強度曲線を示す図である。

【図16】本発明における実施例4に係る赤外観察における光源装置の光学系の構成を示す図である。

【図17】本発明における実施例4に係る赤外観察における分光強度曲線を示す図である。

【図18】本発明における実施例4に係る赤外観察における分光強度曲線を示す図である。

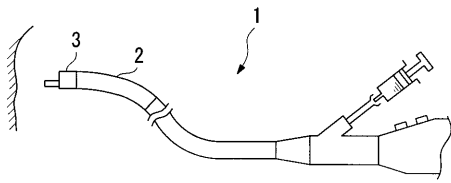
【図19】本発明における実施例4に係る赤外観察における分光強度曲線を示す図である。

20

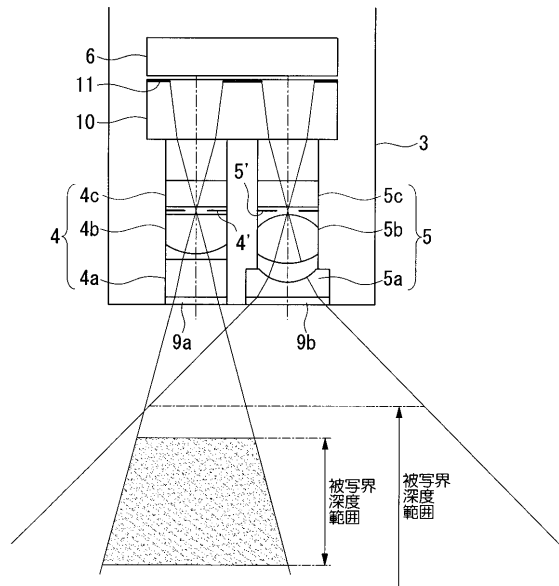
【符号の説明】

- 1 内視鏡
- 2 挿入部
- 3 先端部
- 4 第1の対物光学系
- 5 第2の対物光学系
- 6 CCD(固体撮像素子)

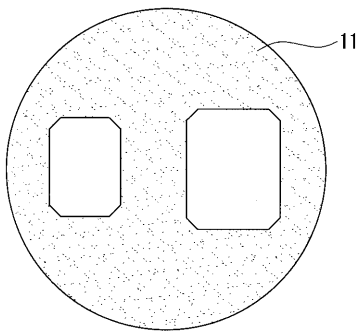
【 図 1 】



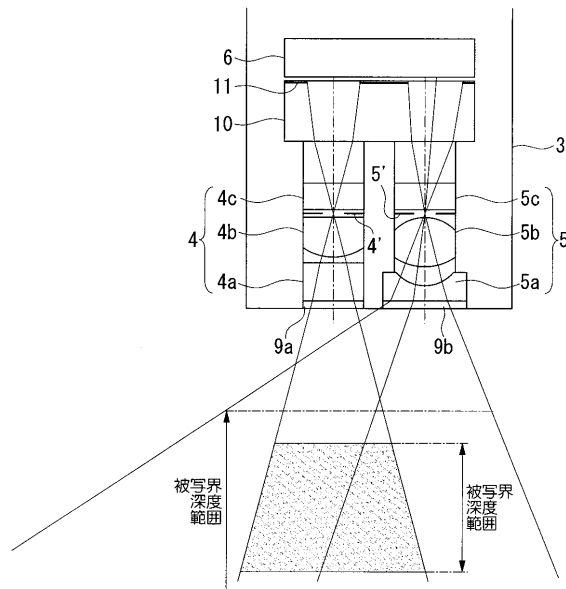
【 図 2 】



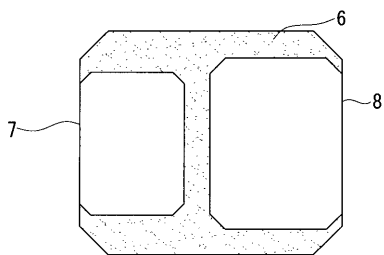
【 図 3 】



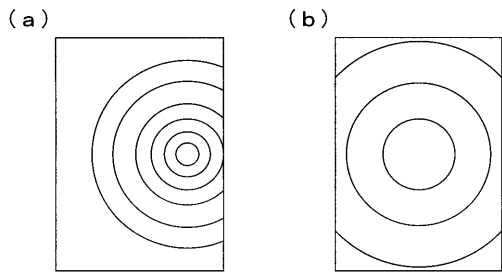
【 図 5 】



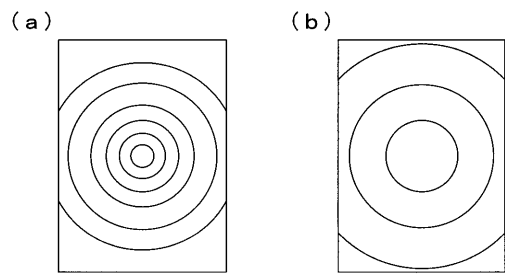
【 図 4 】



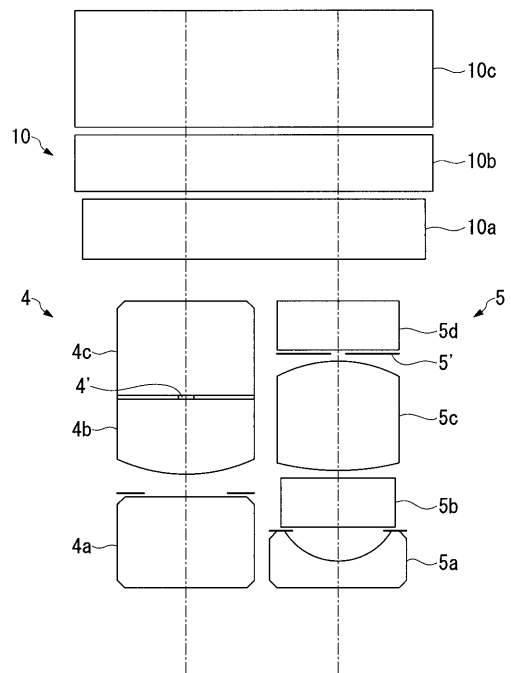
【 図 6 】



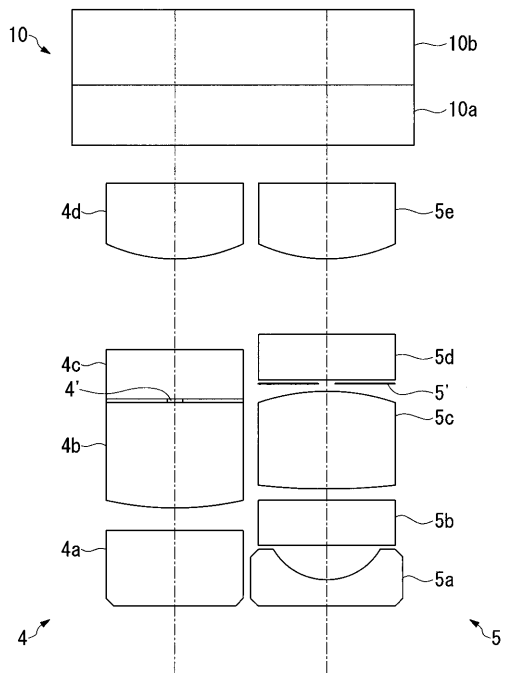
【 図 7 】



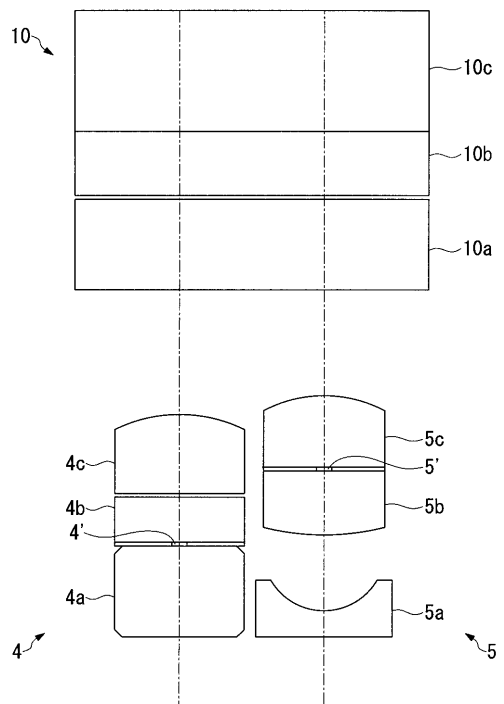
【 図 8 】



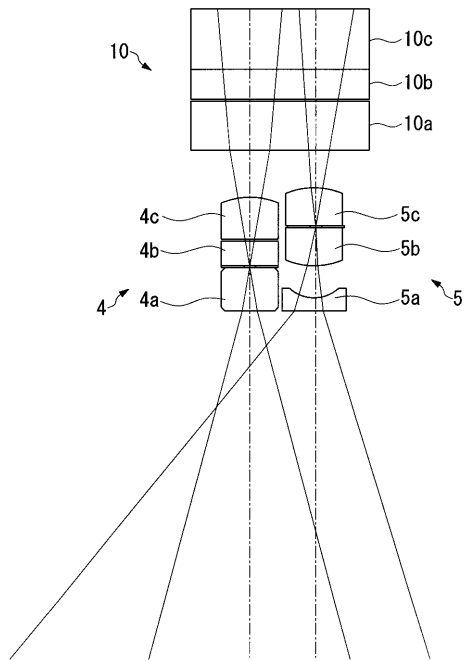
【 図 9 】



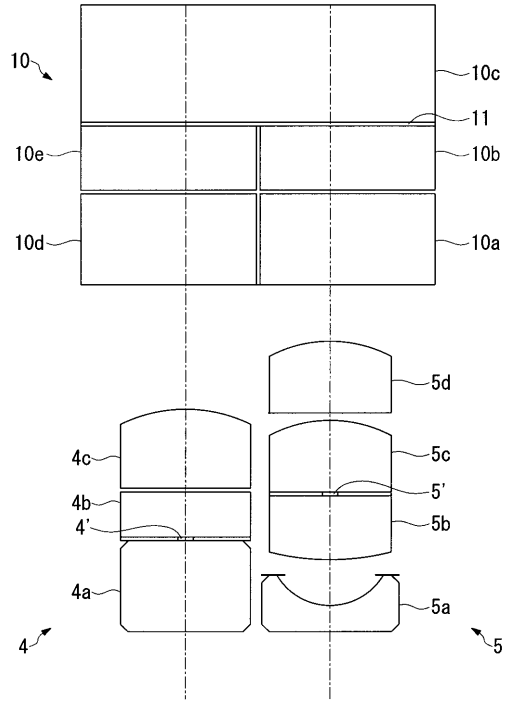
【 図 10 】



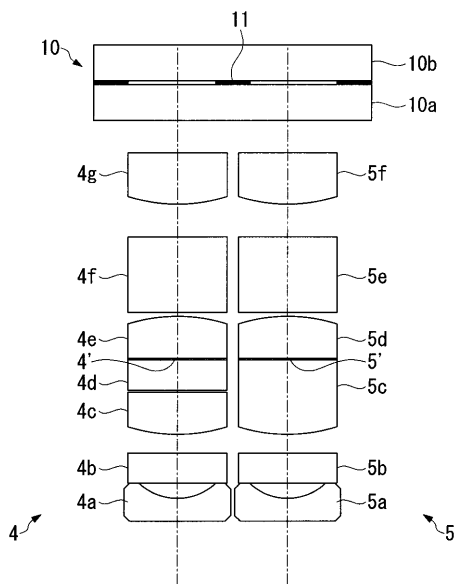
【 図 1 1 】



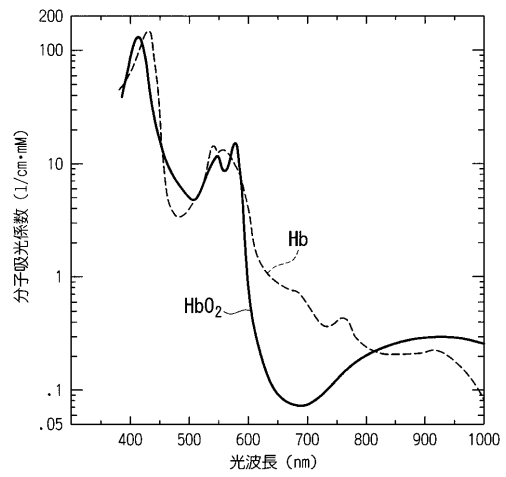
【 図 1 2 】



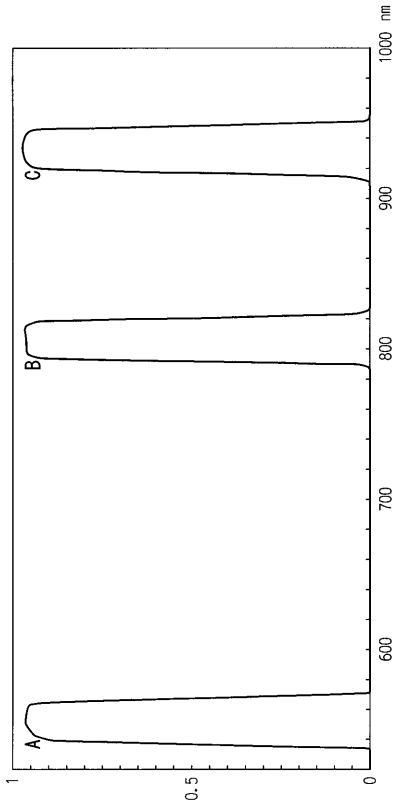
【 図 1 3 】



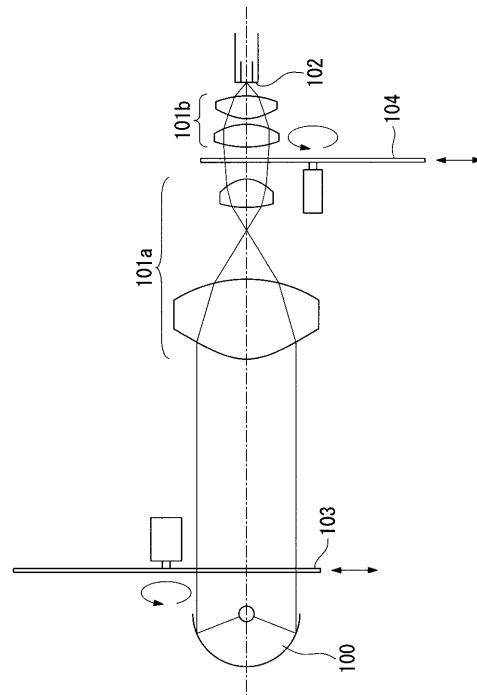
【 図 1 4 】



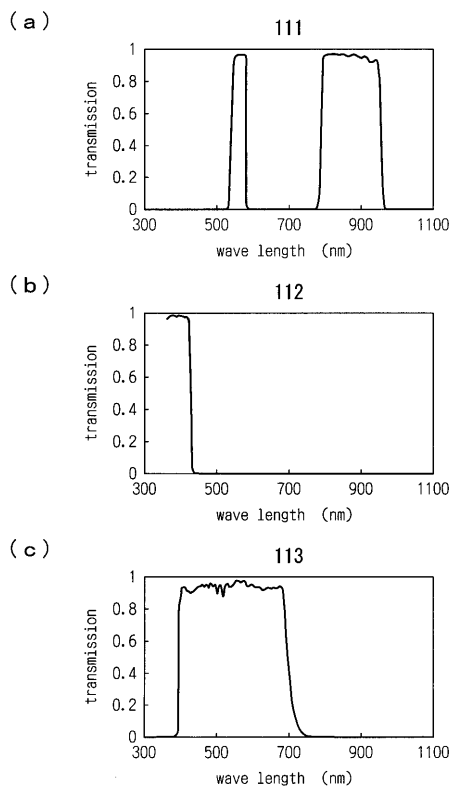
【 図 1 5 】



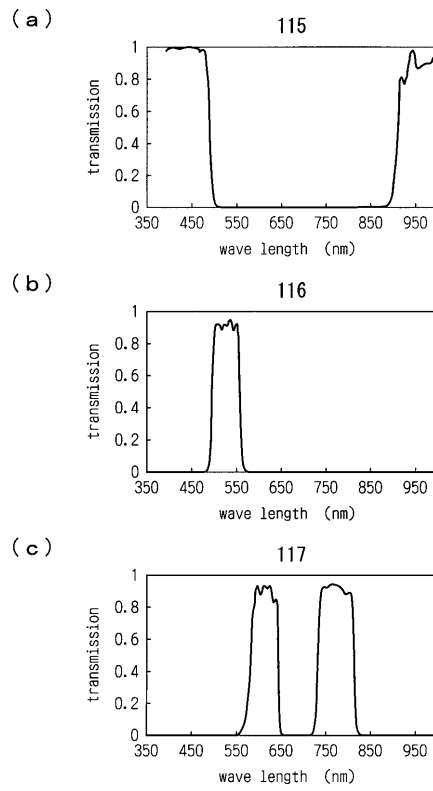
【 図 1 6 】



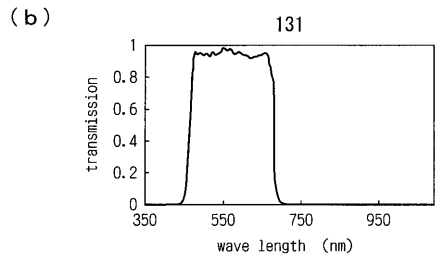
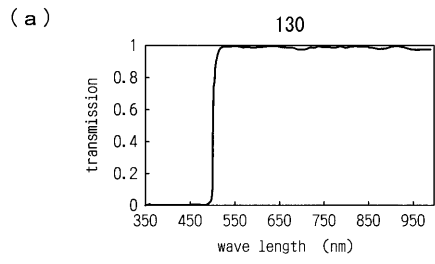
【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【 図 19 】



フロントページの続き

(72)発明者 加藤 貴之

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C061 CC06 FF40 LL01 MM01 MM02 PP11 QQ02 QQ03 QQ04 RR06  
RR14 WW10

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004350848A</a>	公开(公告)日	2004-12-16
申请号	JP2003151023	申请日	2003-05-28
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	加藤 貴之		
发明人	加藤 貴之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/04.372 A61B1/00.511 A61B1/00.512 A61B1/00.513 A61B1/00.731 A61B1/04.530 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/LL01 4C061/MM01 4C061/MM02 4C061/PP11 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/RR06 4C061/RR14 4C061/WW10 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/LL01 4C161/MM01 4C161/MM02 4C161/PP11 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/RR06 4C161/RR14 4C161/WW10		
代理人(译)	塔奈澄夫 正和青山 上田邦夫		
其他公开文献	JP4184156B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：由于高倍率的亮度和低倍率的亮度是平衡的并且两个图像的视场中心没有偏移，因此无需复杂的操作即可同时执行高倍率观察或特殊光观察和正常观察。提供一种能够执行上述操作的内窥镜设备。解决方案：第一物镜光学系统4或第二物镜光学系统5配备有两个物镜光学系统和一个固态成像装置6，并且提供了第一物镜光学系统4或第二物镜光学系统。经由第一物镜光学系统4或第二物镜光学系统5，将光学系统5的前方的被摄体成像在固体摄像装置6的不同区域，从而形成第一物镜光学系统4的视场。将该范围包括在第二物镜光学系统5的视野范围内或者这些视野范围彼此重叠的内窥镜装置中，进行第一物镜光学系统4在固体摄像装置6上的图像形成。其特征在于，该尺寸满足由第二物镜光学系统5在固体成像装置6上形成的图像的尺寸的不少于2倍且小于5倍的条件。 [选择图]图5

