

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4427045号
(P4427045)

(45) 発行日 平成22年3月3日(2010.3.3)

(24) 登録日 平成21年12月18日(2009.12.18)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)**G 0 2 B 23/26 (2006.01)****G 0 2 B 21/06 (2006.01)****G 0 1 B 9/02 (2006.01)****G 0 1 B 11/24 (2006.01)**

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

A 6 1 B 1/00 3 0 0 T

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 2 B 23/26 A

G 0 2 B 21/06

請求項の数 2 (全 21 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2006-331067 (P2006-331067)

(22) 出願日 平成18年12月7日(2006.12.7)

(62) 分割の表示 特願2002-104424 (P2002-104424)
の分割

原出願日 平成14年4月5日(2002.4.5)

(65) 公開番号 特開2007-136212 (P2007-136212A)

(43) 公開日 平成19年6月7日(2007.6.7)

審査請求日 平成18年12月7日(2006.12.7)

(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 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 岡村 俊朗

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス株式会社内

(72) 発明者 謝 天宇

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス株式会社内

(72) 発明者 上原 靖弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明手段と照明された被検体を結像する光学系と結像された像を撮像する撮像手段と、
コヒーレント光源と、共焦点光学系と、この共焦点光学系からのコヒーレント光を被検
体に導きさらに被検体からの反射光を共焦点光学系に戻す光学系と、

共焦点光学系からの光信号から画像を構築する信号処理手段があり、被検体を結像する
光学系と共焦点光学系に導く光学系のすくなくとも一部が同じであり、撮像素子に結像さ
れる光学系の開口数が、共焦点光学系に光が導かれる場合の光学系の開口数より小さいこ
とを特徴とする光イメージング装置。

【請求項 2】

照明手段と照明された被検体を結像する光学系と結像された像を撮像する撮像手段と、
コヒーレント光源と、共焦点光学系と、この共焦点光学系からのコヒーレント光を被検
体に導きさらに被検体から反射光を共焦点光学系に戻す光学系と、

共焦点光学系からの光信号から画像を構築する信号処理手段があり、被検体を結像する
光学系と共焦点光学系に導く光学系のすくなくとも一部が同じであり、撮像素子に結像す
る光学系の焦点距離が、共焦点光学系に光が導かれる場合の光学系の焦点距離より長いこ
とを特徴とする光イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、光イメージング装置、詳しくは内視鏡等により通常のマクロ画像と共に高分解能の拡大画像を得る光イメージング装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡は医療用分野及び工業用分野において広く採用されるようになった。また、内視鏡による通常観察画像の他に、病変部が否かを詳細に診断するために、例えば特開平6-154228号公報では、低干渉光を用いて光断層像を得られるようにしたものがある。

【0003】

この従来例では、対物光学系を通常観察用と、低干渉光を用いた光断層像用とに共通に使用しているので、内視鏡の挿入部を細径化することができる。

10

【特許文献1】特開平6-154228号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところが、上記従来例では、対物光学系の開口数（NAと略記）も通常観察用と、低干渉光を用いた光断層像用とで同じ値になっているので、より改善すべき問題点がある。

【0005】

つまり、通常の使用法では、まず、通常観察の状態にして、広範囲の部分をマクロ的に観察し、そのような観察により疑わしいと思われる部分が存在した場合には、その一部を光断層像で拡大観察することにより、その性状を詳細に調べる方法が採用される。

20

【0006】

この場合、従来例では対物光学系が共通に使用され、かつそのNAも同じ状態のままとなる。このため、通常観察に適した状態では、光断層像の状態では分解能が不十分になってしまうし、逆に光断層像の状態での大きなNAによる分解能が高い状態に設定した場合には通常観察の場合には広い視野を確保できず、狭い範囲しか観察できない状態になってしまう。

【0007】

なお、このほかにマクロ観察用と光断層像用とで別々の光学系を採用した従来例が有るが、上述のように体腔内等に挿入される内視鏡のような場合には、細径化が困難になる。

30

【0008】

また、別々の光学系を採用した場合には、その装置が大型化すると共に、マクロ観察用の画像中において、疑わしい部分を光断層像により拡大観察しようとする場合、マクロ画像中で光断層像により拡大観察しようとする位置が、距離等の変化に伴って変化してしまい易い欠点がある。

【0009】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、内視鏡挿入部等にも配置できるように光学系の一部を共通化して、通常のマクロ画像と、低干渉性光等による分解能が高い拡大観察画像とを得ることができる使い勝手の良い光イメージング装置を提供することである。

40

【0010】

また、本発明は、内視鏡挿入部に細径化して配置することができ、使い勝手の良い状態で通常のマクロ画像と、低干渉性光等による分解能が高い拡大観察画像とを得ることができる光イメージング装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するために、本発明による光イメージング装置は、照明手段と照明された被検体を結像する光学系と結像された像を撮像する撮像手段と、コヒーレント光源と、共焦点光学系と、この共焦点光学系からのコヒーレント光を被検体に導きさらに被検体からの反射光を共焦点光学系に戻す光学系と、共焦点光学系からの光信号から画像を構築す

50

る信号処理手段があり、被検体を結像する光学系と共焦点光学系に導く光学系のすくなくとも一部が同じであり、撮像素子に結像される光学系の開口数が、共焦点光学系に光が導かれる場合の光学系の開口数より小さいことを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、内視鏡挿入部等にも配置できるように光学系の一部を共通化して、通常のマクロ画像と、低干渉性光等による分解能が高い拡大観察画像とを得ることができる使い勝手の良い光イメージング装置を提供することができる。

【0013】

また、本発明によれば、内視鏡挿入部に細径化して配置することができ、使い勝手の良い状態で通常のマクロ画像と、低干渉性光等による分解能が高い拡大観察画像とを得ることができる光イメージング装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図示の実施の形態によって本発明を説明する。

【0015】

(第1の実施の形態)

図1～図5は、本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の光イメージング装置の第1の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示し、図2は制御装置の内部構成を示し、図3はジンバルミラーの構成を示し、図4はモニタでの表示例を示し、図5は変形例の制御装置の内部構成を示す。

【0016】

図1に示すように本発明の光イメージング装置を実現する第1の実施の形態としての内視鏡装置1は、体腔内に挿入可能な内視鏡2と、この内視鏡2と接続され、内視鏡2に照明光等を供給したり、画像処理及び制御動作等を行う制御装置3と、この制御装置3に接続され、内視鏡画像と高精細な拡大画像とを表示するモニタ4とから構成される。

【0017】

この内視鏡2は体腔内に挿入される硬質の挿入部5と、この挿入部5の後端に太幅に形成され、術者により把持操作がされる操作部6とを有する。この挿入部5の外被は硬質製の円筒管で形成され、その内側に以下に説明するように照明光を伝送する導光部材や結像等すると共に後方側に伝送する機能を持つ光学系が配置されている。

【0018】

この内視鏡2は挿入部5内及び操作部6内には通常観察を行うための照明光(具体的には白色光)を伝送するライトガイドとしてのファイババンドル7が挿通され、このファイババンドル7は操作部6から外部に延出され、その端部は制御装置3に接続される。

【0019】

図2に示すように制御装置3の内部に設けた光源装置8は白色光を発生するランプ9とこの光をファイババンドル7の端面に集光する集光レンズ10とを有し、このファイババンドル7の端面に入射された光はこのファイババンドル7により伝送され、挿入部5内の先端部に固定された先端面からさらに照明光学系11を経て前方に拡開して出射され、被検体12側を照明する。

【0020】

なお、ファイババンドル7は操作部6において、2本に分岐され、挿入部5内では2本に分岐されて挿通され、従って2つの先端面に対向して2つの照明光学系11が配置されている。なお、後述する他の実施の形態で説明するようにファイババンドル7は挿入部5内で円環状にして挿通しても良い。

【0021】

挿入部5の先端部における2つの照明光学系11の間の中央部には対物光学系13が配置され、この対物光学系13により像を結ぶ光は挿入部5内に配置されたりレー光学系15によって後方側にリレーするように伝送(導光)される。なお、図1ではリレー光学系

10

20

30

40

50

15を1つのみ示しているが、挿入部5の長さに応じてその数を多くしても良い。

【0022】

リレー光学系15によって後方側に像をリレーするように伝送する光は、操作部6内でハーフミラー16により分岐される。このハーフミラー16で反射された光は、第1の瞳結像光学系17a及び第1の絞り18aを介し、さらにカメラ結像光学系19を介して撮像素子20に結像する。

【0023】

この撮像素子20に結像された像は光電変換され、信号線21を経て図2に示す制御装置3の内部のカメラコントロールユニット(以下、CCUと略記)22に入力され、このCCU22で相関二重サンプリングにより、撮像素子20で撮像した画像信号成分が抽出され、さらに色分離されて標準的な映像信号を生成する処理が行われた後、演算回路23に送られる。

10

【0024】

演算回路23に送られた(撮像素子20で撮像した)画像信号は後述する拡大画像と合成されてモニタ4に出力され、モニタ4の表示面では例えば図4(A)に示すように撮像素子20の画像4aが内視鏡画像として表示される。

【0025】

また、本実施の形態では、制御装置3の内部には、例えば低干渉性の光を発生すると共に、被検体12側からの戻り光を検出する光源&検出部24が設けてある。

【0026】

20

この光源&検出部24は、低干渉性の光を発生する例えば超高輝度発光ダイオード(以下、SLDと略記)25を有し、このSLD25からの低干渉性の光は集光レンズ26で集光されて光ファイバ27aの一方の端面に入射される。この光ファイバ27aは制御装置3から外部に延出され、その他端は内視鏡2の操作部6内部に固定されている。

【0027】

この光ファイバ27aは制御装置3の内部の途中でファイバカップラ部28で他方の光ファイバ27bと光結合している。従って、光ファイバ27aに入射されたSLD25からの低干渉性の光は、操作部6側の他方の端面に伝送されると共に、ファイバカップラ部28で光結合し、参照側光路を形成する光ファイバ27b側にも分岐し、この光は途中のピエゾ素子等で形成されるファイバ変調器29で変調される。

30

【0028】

このファイバ変調器29は演算回路23により駆動されることにより光ファイバ27bで導光される光が変調される。なお、ファイバカップラ部28から操作部6側への光ファイバ27a等による光路長側が測定側光路長となる。

【0029】

上記ファイバ変調器29を経て光ファイバ27bで伝送された光は、この光ファイバ27bの一方の端面に対向配置され、参照光側光路長調整機構30を形成するコリメータレンズ31によりステージ32に配置されたミラー33に平行ビームで入射し、このミラー33で反射される。

【0030】

40

このミラー33で反射された光は上記ファイバ変調器29を経て、ファイバカップラ部28により光ファイバ27a側の戻り光と混合される。この場合、参照光側光路長と測定側光路長との光路長の差がSLD25による低干渉性の光のコヒーレンス長以内であると干渉光となり、低干渉性の光のコヒーレンス長以上であると干渉しない。

【0031】

このファイバカップラ部28で混合された光は光ファイバ27bの他方の端面から集光レンズ34により集光され、光検出器(図2等ではPDと略記)35で受光される。

【0032】

上記のように、光ファイバ27bは途中のファイバカップラ部28で他方の光ファイバ27aと光結合しているので、参照光側光路長調整機構30での反射光は光ファイバ27

50

aの他方の端面で受光した戻り光とファイバカップラ部28で光混合される。つまり、ファイバカップラ部28から参照側光路長調整機構30側に至る光路長が参照側光路長となっている。そして、参照側光路長と測定側光路長とが低干渉性の光のコヒーレンス長以内のずれであると、光検出器35で干渉光として検出されることになる。

【0033】

従って、光源&検出部24における検出部は干渉計としての機能を持つ。

【0034】

光検出器35により光電変換された信号は演算回路23に入力され、この演算回路23は光検出器35で検出された信号に対して復調し、干渉光成分を抽出する。

【0035】

10

また、この演算回路23は、制御装置3のフロントパネル部或いは制御装置3に接続したキーボード36等からの指示操作により、ステージ32に制御信号を送り、ステージ32を矢印Aで示すように移動してミラー33の位置を変えて参照側光路長を変更できるようにしている。

【0036】

また、この制御装置3内部にはスキャナ駆動装置37が設けてあり、このスキャナ駆動装置37は信号線38を介して図1に示すジンバルスキャナ39を駆動する。このスキャナ駆動装置37は演算回路23と接続されている。

【0037】

そして、演算回路23は光検出器35からの信号から干渉光成分の信号を復調して抽出すると共に、その信号をA/D変換して内部のメモリに、スキャナ駆動装置37による光走査と関連付けて格納することにより、低干渉性の光による断層像の2次元画像データを生成する。

20

【0038】

図1に示すように光ファイバ27aにおける操作部6の内部に固定された端面に対向してコリメータ光学系41が配置され、このコリメータ光学系41により光ファイバ27aの端面から出射された光は平行ビームされて、スキャナ駆動装置37により駆動される2次元スキャナとしてのジンバルスキャナ39に入射される。このジンバルスキャナ39のミラー面はコリメータ光学系41の光軸と45°の角度に設定されている。

【0039】

30

このジンバルスキャナ39の概略の構成を図3に示す。

【0040】

このジンバルスキャナ39は中央部のミラー面39aを、第1のヒンジ部39bで例えば水平方向に傾動可能に保持すると共に、この第1のヒンジ部39bの外側にこの第1のヒンジ部39bによる保持方向と直交する第2のヒンジ部39cで上下方向に傾動可能に保持し、スキャナ駆動装置からのスキャナ駆動信号により、磁氣的或いは静電的な駆動機構によりミラー面39aを2次元的に傾動し、コリメータ光学系41により入射される光を2次元的にスキャンする。

【0041】

図1に示すようにこのジンバルスキャナ39で反射された光は対にした凸レンズからなる瞳径変換光学系42により、光ビームの径が大きくされた平行ビームに変換される。この瞳径変換光学系42により、光ビームの径を拡大する構成にして、ジンバルスキャナ39としては小さいサイズのものを採用できるようにしている。

40

【0042】

この平行ビームは、第2の絞り18bを経て第2の瞳結像光学系17bにより集光され、上記ハーフミラー16によりその一部が透過してリレー光学系15に入射され、このリレー光学系15を経てさらに対物光学系13に入射され、この対物光学系13により集光されて被検体12側に集光照射される。

【0043】

そして、被検体12からの反射光を逆の経路を経て光ファイバ27aの端面に導くよう

50

にしている。この光ファイバ 27 a により伝送された被検体 12 側からの戻り光はファイバカップラ部 28 でその一部が光ファイバ 27 b 側に分岐し、光検出器 35 で受光される。

【0044】

本実施の形態では、図 1 に示すように挿入部 5 内には通常照明を行う照明手段（具体的にはファイババンドル 7 及び照明光学系 11）の他に、この照明手段で照明された被検体 12 を結像する対物光学系 13 及びその光学像を後方の操作部 6 側に伝送するリレー光学系 15 とが配置されている。

【0045】

この対物光学系 13 及びリレー光学系 15 は通常の光学式内視鏡の構成と類似した構成であるが、操作部 6 内部において、ハーフミラー 16 により光を反射光側と透過光側とに分岐する分岐手段が設けてあり、この分岐手段により、反射光側には通常観察のための撮像を行う撮像手段に導くようにし、透過光側には低干渉光を被検体 12 側に導光すると共に被検体 12 側からの戻り光を（干渉計として機能する検出器 35 側）に導光する低干渉光側光学系が配置されている。

10

【0046】

そして、分岐手段により、通常観察の画像情報と、低干渉光（を走査させること）による拡大画像情報とを得られるようにしている。

【0047】

このように本実施の形態では、挿入部 5 内に配置した対物光学系 13 及びリレー光学系 15 を通常観察（マクロ観察）及び低干渉光による拡大観察（ミクロ観察）とに共通使用するようにして、挿入部 5 を細径化できるようにしている。

20

【0048】

また、本実施の形態では、操作部 6 内部におけるハーフミラー 16 により分岐された各光路上に第 1 の瞳結像光学系 17 a 及び絞り径の小さい第 1 の絞り 18 a と、第 2 の瞳結像光学系 17 b 及び絞り径の大きい第 2 の絞り 18 b とをそれぞれ配置し、第 1 の絞り 18 a の像 43 a 及び第 2 の絞り 18 b の像 43 b を対物光学系 13 の瞳位置に結ぶようにしている。

【0049】

つまり、図 1 では第 1 の絞り 18 a の像（開口像）43 a は点線で示すように光軸 O 上で小さいサイズの開口像となり、これに対して第 2 の絞り 18 b の像（開口像）43 b は実線で示すように光軸 O 上で大きなサイズの開口像となるようにしている。

30

【0050】

そして、通常観察用の撮像素子 20 には、上記第 1 の絞り 18 a の像 43 a の開口部分を通った光のみが結像に機能するように対物光学系 13 の開口数（以下、NA と略記）を実質的に小さなものとし、これに対して低干渉性の光に対しては上記第 2 の絞り 18 b の像 43 b の大きな開口部分を通った光が集光するように高分解能の対物光学系 13 の NA として機能するようにしている。

【0051】

本実施の形態では、低干渉性の光を用いた場合には、NA を大きくして高分解能にし、通常観察の範囲における中心部分の小さな領域を拡大観察できるような構成にしている。

40

【0052】

なお、図 1 では長い点線で低干渉性光を用いた場合における軸外の主光線を示し、この場合には被写体 12 の観察範囲は 1 点鎖線で示す光軸 O と（長い点線で示す）主光線とで示す小さな範囲となる。なお、ジンバルスキャナ 39 は図 1 の紙面に垂直な方向にも走査されるので、紙面に垂直な方向にも小さなサイズで観察可能となる。

【0053】

また、ジンバルスキャナ 39 の走査に応じて干渉光成分の多数の強度データにより画像データを生成することにより、高分解能かつ高精細な画像を構築できるようにしている。

【0054】

50

一方、通常観察に対してはその対物光学系 13 の NA を実質的に小さくして、広範囲の領域を、その視野の周辺側が（光線のけられで）暗くなるようなこともなく、観察しやすい良好な画像が得られるように撮像素子 20 に結像できるようにしている。

【0055】

そして、図 4 (A) に示すように撮像素子 20 による通常画像（マクロ画像）4a と低干渉性光による（高精細な）拡大画像 4b とを隣接するように表示し、その場合通常画像における中央部に低干渉性光を用いた場合における拡大画像 4b の観察範囲 4c を表示し、通常画像 4a から拡大画像 4b の観察範囲 4c を容易に分かるようにしている。

【0056】

また、ジンバルスキャナ 39 を例えば水平方向に 1 次元的に駆動し、その場合参照光側光路長調整機構 30 のステージ 32 を同期させてスキャンすることにより、被検体 12 の深さ方向にスキャンした場合の断層画像も得られるようにしている。

10

【0057】

この場合には、例えば図 4 (B) に示すように通常画像 4a に隣接して断層画像 4d を表示し、その場合、通常画像 4a 側では断層画像 4d における例えば断面位置を示す線 4e を表示する。なお、ジンバルスキャナ 39 を水平方向でなく、垂直方向に 1 次元的に駆動し、これに同期してステージ 32 をスキャンすることにより、被検体 12 に対して縦方向の面に沿ってその深さ方向にスキャンした場合の断層画像も得ることができる。

【0058】

このような構成による本実施の形態の作用を以下に説明する。

20

【0059】

制御装置 3 の電源を投入した場合、光源装置 8 による照明光で被検体 12 側は照明され、照明された被検体 12 は小さな NA として機能する対物光学系 13 により結像され、リレー光学系 15 で後方側に伝送される。

【0060】

そして、ハーフミラー 16 により反射され、瞳結像光学系 17a、絞り 18a、カメラ結像光学系 19 を経て撮像素子 20 に結像され、光電変換される。この撮像素子 20 により出力信号は CCU 22 により映像信号に変換され、演算回路 23 を経てモニタ 4 に出力され、図 4 (A) 或いは図 4 (B) に示すように撮像素子 20 で撮像したマクロ画像としての通常画像 4a を表示する。

30

【0061】

一方、SLD 25 から出た低干渉性の光は集光されて光ファイバ 27a に入射され、この光はファイバカップラ部 28 でその一部が光ファイバ 27b 側に分岐し、その光は参照光側の光路を往復する。

【0062】

光ファイバ 27a でその先端側に導光された光は操作部 6 内の端面から出射され、コリメータ光学系 41 で平行ビームにされてジンバルスキャナ 39 に入射し、このジンバルスキャナ 39 はスキャナ駆動装置 37 により、2 次元的に傾動駆動され、その反射光は 2 次元的にスキャンされる。

【0063】

このジンバルスキャナ 39 での反射光は瞳径変換光学系 42 を経てビーム径が拡大され、第 2 の絞り 18b を経て大きなビーム径で瞳結像光学系 17b、ハーフミラー 16 を経てリレー光学系 15 側に導光される。リレー光学系 15 を経て、さらに対物光学系 13 により、その対物光学系 13 のほぼ外径を開口とする如くに被検体 12 側に集光照射される。

40

【0064】

被検体 12 側での反射光は逆の光路を通り、光ファイバ 27a の先端面に集光して入射され、その光はファイバカップラ部 28 で参照光側の光路長と低干渉性光のコヒーレンス長以内のものが干渉光として、光検出器 35 で受光される。

【0065】

50

この光検出器 35 で光電変換された信号は演算回路 23 に入力され、この演算回路 23 では 2 次元的にスキャンされ、ファイバ変調器 29 で変調された干渉光成分を抽出するように復調し、内部の A/D 変換器でデジタルデータに変換してメモリに時経列で入力される信号を格納し、2 次元画像データを生成する。

【0066】

その画像データは D/A 変換器によりアナログの映像信号として読み出され、CCU 22 側から入力される映像信号と共に、モニタ 4 に出力され、モニタ 4 の表示面には図 4 (A) に示すように、撮像素子 20 による通常画像 4a と共に、高精細な拡大画像 4b として表示される。

【0067】

10

また、キーボード 36 から走査の変更指示入力を行うと、スキャナ駆動装置 37 は 1 次元的に駆動信号を発生し、信号線 38 により伝送しスキャナ 39 を 1 次元的に駆動する。さらに演算回路 23 はステージ 32 をスキャナ 39 と同期して往復移動させることで光検出器 35 からの信号で断層画像を構築する。

【0068】

この場合にはモニタ 4 の表示面には図 4 (B) に示すように、撮像素子 20 による通常画像 4a と共に、断層画像 4d とが表示される。

【0069】

本実施の形態によれば、通常画像として広範囲の部分の被検体 12 を通常の内視鏡のように観察できると共に、その中央部の狭い領域を低干渉性光による拡大画像により高分解能で観察することもできる。

20

【0070】

次に、本実施の形態における NA の代表的な場合を説明する。以下の式 (1) は対物光学系 13 の分解能の関係を示す。

【0071】

$$r = 0.56 \lambda / NA \quad (1)$$

ここで、 r は分解できる長さを示し、 λ は使用する光の波長を示す。

【0072】

例えばマクロ画像の場合には、2 mm 角の正方形に 500×500 画素を配置した撮像素子 20 で撮像する場合で考えると、1 画素は $4 \mu\text{m}$ 角の長さの画素となる。この場合には、サンプリング定理によりその半分の長さ $2 \mu\text{m}$ を分解できれば良いことになり、また波長 λ としては白色光の中心付近の波長 $0.5 \mu\text{m}$ とする。

30

【0073】

この場合には、(1) 式は

$$2 = 0.56 \times 0.5 / NA$$

となり、 $NA = 0.14$ となる。

【0074】

一方、ミクロ画像としては分解できる長さ r として、少なくとも $1 \mu\text{m}$ 程度は必要であるとすると、(1) 式は

$$1 = 0.56 \times 0.8 / NA$$

40

となる。ここで、波長 λ としては赤外光付近の波長 $0.8 \mu\text{m}$ とする。

【0075】

この場合には $NA = 0.448$ 以上となる。

【0076】

従って、ミクロ画像の場合の NA はマクロ画像の場合の $0.448 / 0.14 = 3$ となる。つまり、ミクロ画像の場合の NA はマクロ画像の NA の 3 倍以上となる。

【0077】

本実施の形態によれば、マクロ画像における中央部の狭い領域に低干渉性光による拡大されたミクロ画像を表示する構成となっているので、マクロ画像により通常の内視鏡診断を行うことができると共に、その中央部を高 NA の分解能が高いミクロ画像を拡大表示で

50

きるようにしているので、細胞レベルでより詳しく診断し易い環境を提供できる。

【0078】

この場合、マクロ画像で観察する場合とミクロ画像で観察する場合とは共通の対物光学系13を用いてそのNAが実質的に異なる状態で観察するので、マクロ画像中におけるミクロ画像を観察する位置がその中心部の所定範囲で不変となり、ミクロ画像で観察する場合の位置合わせが容易となる。

【0079】

また、本実施の形態では挿入部5内部には通常の内視鏡と同様に対物光学系13及びレーザ光学系15を挿通配置し、その光学系を低干渉性光の場合にも共通に使用する構成にしているので、挿入部5を細径化できる。

10

【0080】

従って、小さな挿入孔により本実施の形態の挿入部5を挿入でき、患者に与える苦痛を軽減することができる。

【0081】

以上の説明では低干渉性光を用いた場合で説明したが、本実施の形態は共焦点光学系を用いた場合にも同様に適用できる。

【0082】

図5は共焦点光学系を用いた場合における制御装置3Bの構成を示す。この場合には、内視鏡2は図1と同様の構成である。

【0083】

20

この場合には図2の光源&検出部24の代わりにより簡単な構成の光源&検出部24Bを採用している。光源としての例えばレーザダイオード45の光は集光レンズ46により集光されて光ファイバ27aの一端に入射され、その光は光ファイバ27aにより伝送され、図1に示す操作部6内部の他方の端面(先端面)から出射される。

【0084】

この場合、光ファイバ27aの先端面のサイズは十分に小さく、ピンホールと同等の機能を果たすことができる。そして、上述したのと同様にジンバルスキャナ39等を経て対物光学系13から被検体12側に高NAで集光照射される。

【0085】

そして、被検体12側での反射光は対物光学系13のフォーカス位置(焦点)からのものだけが逆の光路をたどり、光ファイバ27aの先端面に入射し、対物光学系13の焦点以外の部分からの反射光が対物光学系13等を経て戻る成分があるが、それらは光ファイバ27aの周囲に届くが、光ファイバ27aの小さな端面には入射しない。

30

【0086】

つまり、光ファイバ27aの先端面と対物光学系13の焦点とはその間の光学系に介して共役関係にある。そして、この共役関係にある部分以外からの光は排除される。

【0087】

光ファイバ27aに入射した戻り光は光源&検出部24Bに設けたファイバサーキュレータ部47により他方の光ファイバ27cに導光され、集光レンズ48を経て光検出器49で受光される。

40

【0088】

この光検出器49で光電変換された信号は演算回路23に入力される。この演算回路23は図2の演算回路23における復調処理を省いたのと同様の処理を行う。CCU22による撮像素子20で撮像した信号と合成され、モニタ4には図4(A)に示すように通常画像4aと高精細な拡大画像4bとが表示される。

【0089】

本変形例も第1の実施の形態とほぼ同様の効果を有する。

【0090】

(第2の実施の形態)

次に本発明の第2の実施の形態を図6を参照して説明する。図6は本発明の第2の実施

50

の形態における内視鏡装置 1 C を示す。この内視鏡装置 1 C は内視鏡 2 C と制御装置 3 (或いは 3 B) と、モニタ 4 とから構成される。

【 0 0 9 1 】

図 6 に示す内視鏡 2 C は図 1 の内視鏡 2 において、挿入部 5 は同じ構成であり、操作部 6 内部の光学系が一部異なる。具体的には、第 1 の実施の形態ではリレー光学系 1 5 を経た光はハーフミラー 1 6 で分岐された後、2 つの分岐された光路上に配置された瞳結像光学系 1 7 a、1 7 b と 2 つの絞り 1 8 a、1 8 b が配置していたが、本実施の形態では分岐する手前側 (リレー光学系 1 5 側) の共通の光路上に瞳結像光学系 1 7 と可変絞り 5 1 とを配置している。

【 0 0 9 2 】

可変絞り 5 1 は信号線 5 2 により制御装置 3 或いは 3 B 内部の例えば演算回路 2 3 に接続され、演算回路 2 3 を介して絞り径を可変できるようにしている。例えば通常は小さい絞り径 5 1 a 状態に設定されており、その状態ではモニタ 4 には撮像素子 2 0 で撮像した通常画像を表示し、図 2 に示すキーボード 3 6 等から切替指示操作を行うと、大きな絞り径 5 1 b 状態に設定される。その切替と共に、演算回路 2 3 はモニタ 4 に表示する画像を光検出器 3 5 或いは 4 9 で受光した信号、つまり低干渉性の光による拡大画像 (又は断層画像) 或いは共焦点光学系による拡大画像を表示する。

【 0 0 9 3 】

その他の構成は第 1 の実施の形態と同様である。本実施の形態では、可変絞り 5 1 は通常は小さい絞り径 5 1 a 状態に設定されており、通常の内視鏡と同様の観察を行うことができる。そして、より拡大して観察したい部分に対しては、その部分を観察視野の中心部に設定して切替指示操作を行うことにより、演算回路 2 3 は可変絞り 5 1 を大きな絞り径 5 1 b 状態に設定し、低干渉性光による拡大画像 (又は断層画像) 或いは共焦点光学系による拡大画像を表示する。

【 0 0 9 4 】

本実施の形態は第 1 の実施の形態における共通の光学系部分をより多く使用するようにしているので、光学系全体を小さくすることができる。その他はほぼ同様の効果を有する。

【 0 0 9 5 】

なお、可変絞り 5 1 の絞り径の大きさを分解能や観察範囲等により変更できるようにしても良い。

【 0 0 9 6 】

具体的には、低干渉性光による拡大画像 (又は断層画像) 或いは共焦点光学系による拡大観察を行う場合、最大の分解能は最大にした N A で決定されるが、その場合における観察範囲よりも広い範囲を観察しようとするような場合には、キーボード等から指示操作を行うことにより、信号線 5 2 を介して可変絞り 5 1 による N A を小さくすると共に、ジンバルスキャナ 3 9 による 2 次元走査範囲を広く走査して広い範囲を観察範囲にできるようにし、その際、N A を小さくしたことにより周辺側も中央側と同じような明るさで観察できるようにしても良い。

【 0 0 9 7 】

(第 3 の実施の形態)

次に本発明の第 3 の実施の形態を図 7 及び図 8 を参照して説明する。図 7 は本発明の第 3 の実施の形態における内視鏡装置 1 D を示す。この内視鏡装置 1 D は内視鏡 2 D と制御装置 3 (或いは 3 B) と、モニタ 4 とから構成される。

【 0 0 9 8 】

図 7 に示す内視鏡 2 D は図 1 の内視鏡 2 において、対物光学系 1 3 として 2 重焦点レンズ 5 4 を備えている。

【 0 0 9 9 】

また、本実施の形態では光ファイバ 2 7 a の先端面、つまり光を出射すると共に結像面となる位置をピエゾ素子 5 5 による 2 次元スキャナで保持し、このピエゾ素子 5 5 をスキ

10

20

30

40

50

ャナ駆動装置 3 7 により信号線 5 6 を介して駆動し、図 7 の実線及び太くて長い点線で示すように駆動する。なお、紙面に垂直方向にも駆動できるようにしている。

【 0 1 0 0 】

図 7 の場合には、光ファイバ 2 7 a の先端面からの光は結像光学系 5 7、第 2 の絞り 1 8 b 及び第 2 の瞳結像光学系 1 7 b を経てハーフミラ 1 6 の前方側のリレー光学系 1 5 側に導光する。

【 0 1 0 1 】

図 8 は 2 重焦点レンズ 5 4 の構成例を示す。図 7 に示す対物光学系 1 3 における例えば前レンズ側は凸レンズ 5 7 とその前に配置した回折レンズ 5 8 とから構成される。

【 0 1 0 2 】

回折レンズ 5 8 は同心状に凹凸部が形成され、通常観察光に対しては 0 次光を利用して焦点位置 P a でフォーカスさせるようにして対物光学系 1 3 を長焦点距離として機能させ、これに対して低干渉性の光或いは共焦点光学系の光に対しては 1 次回折光を利用して焦点位置 P b でフォーカスさせるようにして、この場合には対物光学系 1 3 を短焦点距離として機能させるようにしている。

【 0 1 0 3 】

なお、代表的な例として、焦点位置 P a にフォーカスする場合の焦点距離は、1 次回折光を利用して焦点位置 P b でフォーカスさせる場合の焦点距離の 3 倍以上にする（第 1 の実施の形態で説明した場合と同様の分解能等の要請から）。その他の構成は第 1 の実施の形態と同様である。

【 0 1 0 4 】

本実施の形態によれば、通常観察の場合には、焦点距離が長くて N A が小さい対物光学系 1 3 として機能させ、一方低干渉性光或いは共焦点光学系で観察する場合には焦点距離が短くて N A が大きい分解能が高い対物光学系 1 3 として機能させる。

【 0 1 0 5 】

なお、本実施の形態では被検体 1 2 を観察する距離が通常観察の場合と低干渉性光或いは共焦点光学系で観察する場合とで異なっている。

【 0 1 0 6 】

しかし、本実施の形態の場合は、通常観察の場合、焦点距離が長く、非テレセントリックにしているため、第 1 の実施の形態よりも広範囲の観察が容易である。その一部をより詳しく拡大観察したい場合には、低干渉性光或いは共焦点光学系でミクロ画像で拡大表示でき、細胞レベルでより詳しく診断し易い環境を提供できる。

【 0 1 0 7 】

また、本実施の形態でも挿入部 5 内部には、通常観察の場合と低干渉性光或いは共焦点光学系の場合にも共通に使用する構成にしているので、挿入部 5 を細径化できる。

【 0 1 0 8 】

（第 4 の実施の形態）

次に本発明の第 4 の実施の形態を図 9 を参照して説明する。図 9 は本発明の第 4 の実施の形態における内視鏡装置 1 E を示す。この内視鏡装置 1 E は内視鏡 2 E と制御装置 3 E と、モニタ 4 とから構成される。

【 0 1 0 9 】

図 9 に示す内視鏡 2 E は図 1 の内視鏡 2 において、対物光学系 1 3 として例えばその前レンズを液晶レンズ 6 1 として制御装置 3 E から信号線 6 2 を介して電圧の印加の ON / OFF でその屈折率を変化させて焦点距離を変更できるようにしている。

【 0 1 1 0 】

また、本実施の形態では、制御装置 3 E は図 5 の制御装置 3 B における光源 & 検出部 2 4 B に相当する機能を持つ光源 & 検出部 2 4 E を操作部 6 内部に移した構成にすると共に、光ファイバ 2 7 a を用いない構成にしている。

【 0 1 1 1 】

つまり、レーザダイオード 4 5 の光はコリメータレンズ 6 4 により平行ビームにされた

10

20

30

40

50

後、ハーフミラー 65 でその一部が透過して、集光レンズ 66 で集光され、そのフォーカス位置に配置されたピンホール形成素子 67 のピンホールを通りコリメータ光学系 41 に入射される。

【0112】

このコリメータ光学系 41 による平行ビームは第 2 の絞り 18b で所定のビーム径にされた後、ジンバルスキャナ 39 により反射されて第 2 の瞳結像光学系 17b に入射され、さらにハーフミラー 16 を経てリレー光学系 15 側に導光される。

【0113】

このリレー光学系 15 で導光された後、対物光学系 13 の液晶レンズ 61 により、短焦点で被検体 12 側に集光照射される。そして、被検体 12 側での反射光は逆の経路を通り、ピンホール形成素子 67 に入射する。この場合、対物光学系 13 の焦点位置での反射光のみがピンホールを通して集光レンズ 66 に入射し、さらにハーフミラー 65 でその一部が反射されて集光レンズ 68 で集光されて、光検出器 49 で受光される。

10

【0114】

この光検出器 49 の信号はアンプ 69 で増幅された後、信号線 70 により制御装置 3E 内部の演算回路 23 に入力される。

【0115】

その他の構成は第 1 の実施の形態（の変形例）と同様の構成である。

【0116】

本実施の形態では、通常観察する場合には、液晶レンズ 61 の屈折率を小さくする等して、対物光学系 13 の焦点距離を長くし、一方、共焦点光学系を使用する場合には液晶レンズ 61 の屈折率を大きくする等して、対物光学系 13 の焦点距離を短くする。また、通常観察する場合には、絞り 18a により小さな NA にし、一方共焦点光学系を使用する場合には絞り 18b により大きな NA にして高分解能にしている。

20

【0117】

本実施の形態では、通常観察と共焦点光学系によるミクロ観察とを同時観察ではなく、時分割で使用できる。そして、この場合の効果は第 3 の実施の形態とほぼ同様のものとなる。

【0118】

なお、本実施の形態では、操作部 6 の内部に共焦点光学系により光源 & 検出部 24E を設けた構成にしているが、図 2 の光源 & 検出部 24 を操作部 6 内部に設けるようにして低干渉性光を用いた場合にも適用できるようにすることもできる。

30

【0119】

（第 5 の実施の形態）

次に本発明の第 5 の実施の形態を図 10 を参照して説明する。図 10 は本発明の第 5 の実施の形態における内視鏡装置 1F を示す。この内視鏡装置 1F は内視鏡 2F と制御装置 3（又は 3B）と、モニタ 4 とから構成される。

【0120】

図 10 に示す内視鏡 2F は図 1 の内視鏡 2 において、対物光学系 13 として例えばその前レンズ群をズーム光学系 71 としてその近傍に配置したアクチュエータ 72 によりその光軸 0 方向に移動できるようにしている。

40

【0121】

つまり、アクチュエータ 72 は信号線 73 によって、制御装置 3（又は 3B）内部の演算回路 23 と接続され、キーボード等から切替指示操作を行うことにより、通常観察の場合と低干渉性光或いは共焦点光学系による観察の状態にズーム光学系 71 を設定できるようにしている。

【0122】

具体的にはこのズーム光学系 71 は凸レンズの正パワーと凹レンズの負パワーのレンズ群で構成され、通常観察の場合には図 10 の点線で示す状態の位置に設定され、この場合には対物光学系 13 の焦点距離は長くなる。

50

【 0 1 2 3 】

一方、低干渉性光或いは共焦点光学系による観察の指示がされた場合には、ズーム光学系 7 1 は点線で示す状態から実線で示す状態の位置に可変設定され、この場合には対物光学系 1 3 の焦点距離は短くなる。

【 0 1 2 4 】

この場合、図 1 0 で示すように挿入部 5 の先端面から同じ距離でフォーカスするように設定されている。

【 0 1 2 5 】

また、本実施の形態の内視鏡 2 F における操作部 6 内の構成は図 1 の内視鏡 2 の操作部 6 内の光学系において、瞳径変換光学系 4 2 を省いたのとほぼ同様の構成にしている。

10

【 0 1 2 6 】

具体的には、光ファイバ 2 7 a の先端面から出射された光はコリメータ光学系 4 1 で平行ビームにされ、第 2 の絞り 1 8 b で所定のビーム径にされてジンバルスキャナ 3 9 に入射され、その反射光は瞳径変換光学系 4 2 を用いることなく、第 2 の瞳結像光学系 1 7 b に入射される。

【 0 1 2 7 】

本実施の形態によれば、時分割ではあるが、第 4、第 5 の実施の形態と同様に第 1 の実施の形態より、通常観察（マクロ画像）の観察範囲を広くすることが容易であり、マクロ画像とミクロ画像の観察する距離を等しくすることができる効果を有する。

【 0 1 2 8 】

20

（第 6 の実施の形態）

次に本発明の第 6 の実施の形態を図 1 1 を参照して説明する。図 1 1 は本発明の第 6 の実施の形態における内視鏡装置 1 G を示す。この内視鏡装置 1 G は内視鏡 2 G と制御装置 3（又は 3 B）と、モニタ 4 とから構成される。

【 0 1 2 9 】

図 1 1 に示す内視鏡 2 G は図 1 の内視鏡 2 において、挿入部 5 と操作部 6 とを着脱自在にしたものにしている。

【 0 1 3 0 】

このため、挿入部 5 の後端と操作部 6 の前端部分とを取り付け部（接続部）7 5 にて着脱自在に接続可能としている。

30

【 0 1 3 1 】

この場合、取り付け部 7 5 で（挿入部 5 側と操作部 6 側とに）ファイババンドル 7 が 2 つに分割されるので、本実施の形態では操作部 6 側のファイババンドル 7 a の前端部分に拡散板 7 6 を設け、この拡散板 7 6 を介して挿入部 5 側のファイババンドル 7 b に照明光を伝送するようにしている。そして、挿入部 5 内部で 2 本に分岐している。

【 0 1 3 2 】

また、挿入部 5 内のリレー光学系 1 5 と操作部 6 内のハーフミラ 1 6 との間の光路上に第 2 のリレー光学系 7 7 を配置している。この第 2 のリレー光学系 7 7 における一方の凸レンズ 7 7 a を挿入部側に、他方の凸レンズ 7 7 b をを操作部 6 側に配置し、対にしたレンズ 7 7 a、7 7 b により取り付け部 7 5 では平行ビームで光を導光するようにしている。

40

【 0 1 3 3 】

なお、本実施の形態では光ファイバ 2 7 a の先端部は、例えば図 7 で示したように piezo 素子 5 5 で 2 次元的に駆動され、光ファイバ 2 7 a の先端から出射される光は結像光学系 5 7 で平行ビームにされ、第 2 の絞り 1 8 b で所定のビーム径にされた後、第 2 の瞳結像光学系 1 7 b により集光され、ハーフミラ 1 6 を経て第 2 のリレー光学系 7 7 の一方のレンズ 7 7 b を経て挿入部 5 側のレンズ 7 7 a に導光される。

【 0 1 3 4 】

その他は第 1 の実施の形態と同様の構成である。

【 0 1 3 5 】

50

本実施の形態は挿入部 5 を操作部 6 に着脱自在にしたことにより、例えば挿入部 5 の長さが異なるものを装着して使用することができる。

【 0 1 3 6 】

従って、使用する部位に応じて挿入部長が異なる内視鏡 2 G を使用することができる。また、対物光学系 1 3 の焦点距離が異なる挿入部 5 を装着して、分解能をより高くしたりする等して、使用する部位に応じて分解能を適切なものに変更して使用することもできる。

【 0 1 3 7 】

従って、本実施の形態によれば、第 1 の実施の形態の効果の他に、さらにより広い用途で使用することができるし、また使用する用途に適した状態で観察画像を得ることもできる。

10

【 0 1 3 8 】

なお、本実施の形態は例えば第 1 の実施の形態に類似した構成の場合で説明したが、第 1 の実施の形態において、挿入部 5 と操作部 6 とを着脱自在の構成にしても良いし、その他の実施の形態に適用することもできる。

【 0 1 3 9 】

図 1 2 (A)、図 1 2 (B) は本実施の形態の変形例における挿入部 5 及び操作部 6 を取り付け部側から見た図をそれぞれ示す。

【 0 1 4 0 】

本変形例では挿入部 5 内には図 1 2 (A) に示すように挿入部 5 の硬質の外套管 8 1 の内側に円環（リング）状にファイババンドル 7 b が挿通され、その内側の中心軸に沿って図示しないレンズ管に（リレー光学系 1 5 及びその後端付近に配置した）レンズ 7 7 a が取り付けられている。

20

【 0 1 4 1 】

一方、操作部 6 における挿入部 5 の後端が例えば嵌入して取り付けられるように円環状の取り付け部 8 2 が設けてあり、その内側における（挿入部 5 側の）ファイババンドル 7 b に対向する円環状部分には白色 LED 8 3 が配置され、その内側には挿入部 5 側のレンズ 7 7 a に対向してレンズ 7 7 b が配置されている。本変形例は第 6 の実施の形態とほぼ同様の効果を有する。

【 0 1 4 2 】

30

（第 7 の実施の形態）

次に本発明の第 7 の実施の形態を図 1 3 を参照して説明する。図 1 3 は本発明の第 7 の実施の形態における内視鏡装置 1 H を示す。この内視鏡装置 1 H は内視鏡 2 H と制御装置 3（又は 3 B）と、モニタ 4 とから構成される。

【 0 1 4 3 】

図 1 3 に示す内視鏡 2 H は、例えば図 1 1 の内視鏡 2 G において、挿入部 5 内に設けたファイババンドル 7 b 及びその先端の照明光学系 1 1 を除去した構成にし、また操作部 6 内のファイババンドル 7 a の先端面から出射される照明光を照明光学系 8 5 で集光し、第 2 のハーフミラー 8 6 でその一部を反射し、第 2 のリレー光学系 7 7 側に照明光を導光するようにしている。

40

【 0 1 4 4 】

なお、ファイババンドル 7 a の先端面から出射される照明光の出射角度は撮像素子 2 0 に結像される場合の視野角程度に設定されており、撮像範囲を効率良く照明できるようにしている。その他は図 1 1 と同様の構成である。

【 0 1 4 5 】

本実施の形態によれば、挿入部 5 内に配置した照明光伝送手段及び照明光学系を不要にできるので、挿入部 5 を細径化することができる。その他は第 1 の実施の形態とほぼ同様の効果を有する。

【 0 1 4 6 】

（第 8 の実施の形態）

50

次に本発明の第 8 の実施の形態を図 1 4 を参照して説明する。図 1 4 は本発明の第 8 の実施の形態における内視鏡装置 1 I を示す。この内視鏡装置 1 I は内視鏡 2 I と制御装置 3 (又は 3 B) と、モニタ 4 とから構成される。

【0147】

図 1 4 に示す内視鏡 2 I は、例えば図 1 の内視鏡 2 において、光ファイバ 2 7 a の先端部付近と、コリメータ光学系 4 1、ジンバルスキャナ 3 9 及び瞳径変換光学系 4 2 におけるジンバルスキャナ 3 9 側のレンズ (4 2 a で示す) とを X Y ステージ 9 1 に配置している。

【0148】

この X Y ステージ 9 1 は信号線 9 2 を介して制御装置 3 (又は 3 B) (内部の演算回路 2 3) に接続され、キーボード等からの指示操作により光軸 O と直交する X、Y 方向に 2 次元的に移動できるようにしている。

【0149】

第 1 ~ 第 7 の実施の形態までは、低干渉性光或いは共焦点光学系による観察範囲は通常観察の場合の観察範囲における光軸 O 付近の中心部の決められた位置付近であったが、本実施の形態では X 或いは Y 方向の 1 次元、或いは X 及び Y 方向の 2 次元的に移動できるようにして、低干渉性光或いは共焦点光学系による観察範囲を変更できるようにしている。

【0150】

なお、X Y ステージ 9 1 による移動量を図示しないエンコーダ等の検出手段で検出して、その場合における低干渉性光或いは共焦点光学系による観察範囲を通常観察の画像に枠等でユーザに分かるように表示するようにしても良い。

【0151】

その他の構成は第 1 の実施の形態と同様である。

【0152】

本実施の形態では、拡大観察する範囲を移動変更できるようにしているため、ユーザは拡大観察する範囲を診断しやすいように変更設定ができ、操作性を向上できる。その他は第 1 の実施の形態と同様の作用効果を有する。

【0153】

なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせて構成される実施の形態等も本発明に属する。

【0154】

例えば、第 8 の実施の形態では移動ステージ 9 1 を第 1 の実施の形態に設けた構成にしたが、他の実施の形態に適用しても良い。また、例えば図 1 1 では取り付け部 7 5 で挿入部 5 と操作部 6 とを着脱自在にしているが、その場合の挿入部 5 及び操作部 6 等の構成を図 1 1 で示す構成でなく、他の実施の形態の構成にしても良い。

【0155】

なお、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用を実施し得ることが可能であることは勿論である。さらに、上記実施形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせによって、種々の発明が抽出され得る。例えば、上記一実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【産業上の利用可能性】

【0156】

本発明は、医療分野の内視鏡装置に適用できるだけでなく、工業分野の内視鏡装置にも用いることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0157】

10

20

30

40

50

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成図。

【図 2】制御装置の内部構成を示す構成図。

【図 3】ジンバルミラーの概略の構成を示す図。

【図 4】モニタでの表示例を示す図。

【図 5】変形例の制御装置の内部構成を示す構成図。

【図 6】本発明の第 2 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成図。

【図 7】本発明の第 3 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成図。

【図 8】2 重焦点レンズの構成例を示す図。

【図 9】本発明の第 4 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成図。

【図 10】本発明の第 5 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成図。

10

【図 11】本発明の第 6 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成図。

【図 12】変形例における挿入部及び操作部を取り付け部から見た図。

【図 13】本発明の第 7 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成図。

【図 14】本発明の第 8 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成図。

【符号の説明】

【 0 1 5 8 】

1 ... 内視鏡装置

2 ... 内視鏡

3 ... 制御装置

4 ... モニタ

20

5 ... 挿入部

6 ... 操作部

7 ... ファイババンドル

8 ... 光源装置

9 ... ランプ

1 1 ... 照明光学系

1 2 ... 被検体

1 3 ... 対物光学系

1 5 ... リレー光学系

1 6 ... ハーフミラー

30

1 7 a , 1 7 b ... 瞳結像光学系

1 8 a , 1 8 b ... 絞り

1 9 ... カメラ結像光学系

2 0 ... 撮像素子

2 2 ... C C U

2 3 ... 演算回路

2 4 ... 光源 & 検出部

2 5 ... S L D

2 7 a , 2 7 b ... 光ファイバ

2 8 ... ファイバカップラ部

40

3 0 ... 参照光側光路調整機構

3 2 ... ステージ

3 3 ... ミラー

3 5 ... 光検出器

3 7 ... スキャナ駆動装置

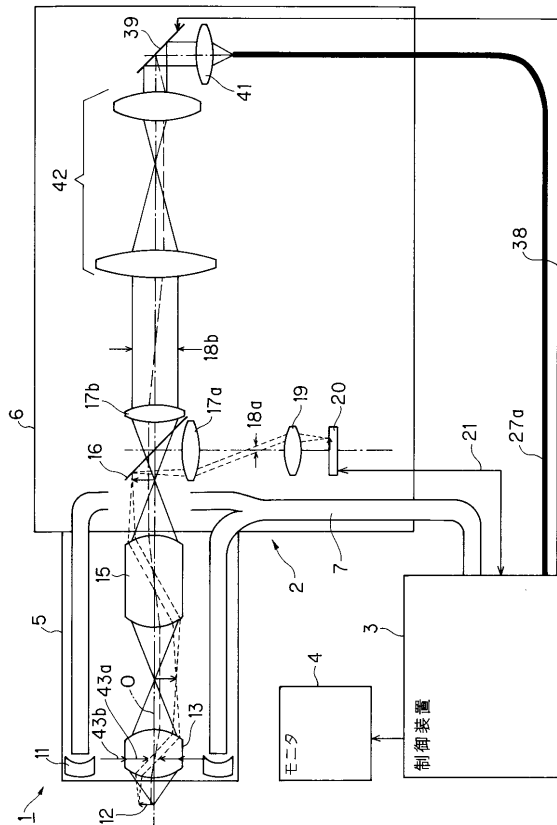
3 9 ... ジナバルスキャナ

4 1 ... コリメータ光学系

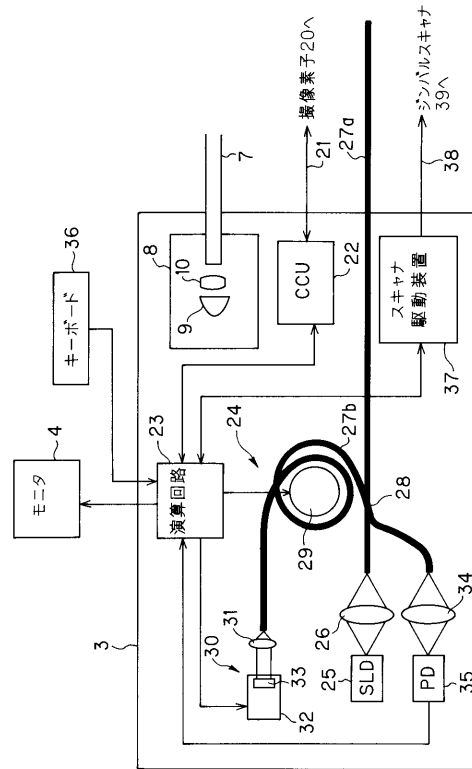
4 2 ... 瞳径変換光学系

4 3 a , 4 3 b ... 絞りの像

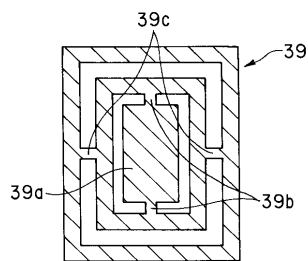
【 図 1 】



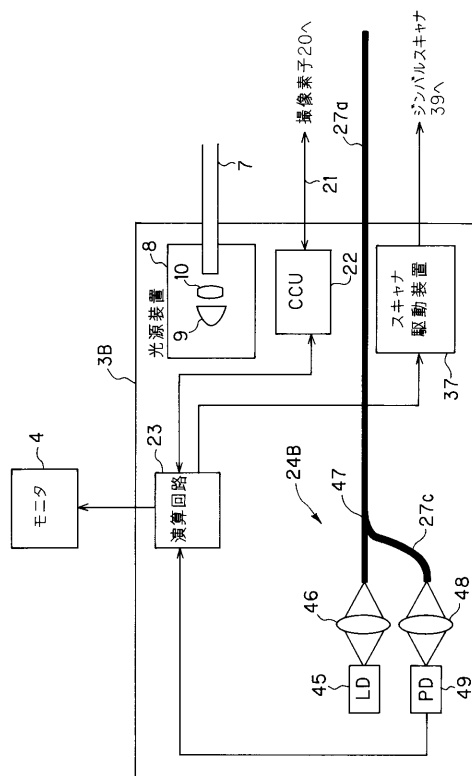
【 図 2 】



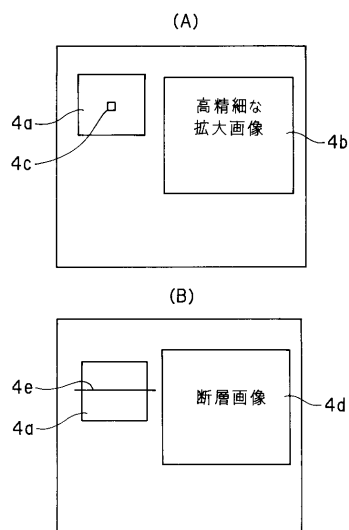
【 図 3 】



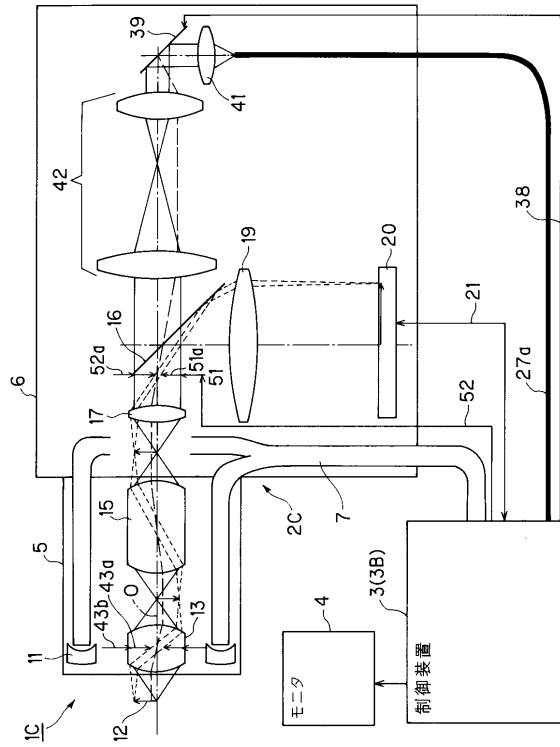
【圖 5】



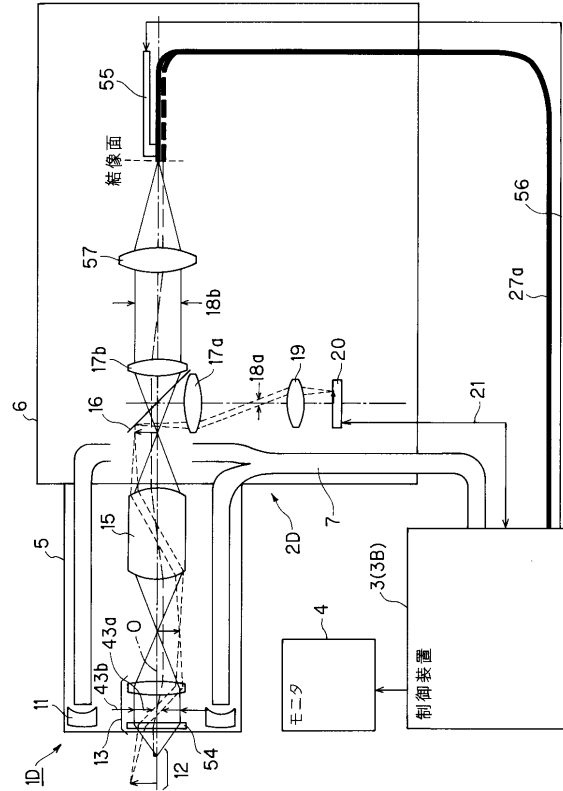
【圖 4】



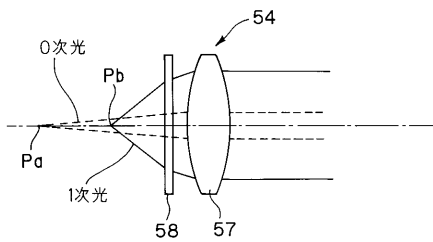
【図 6】



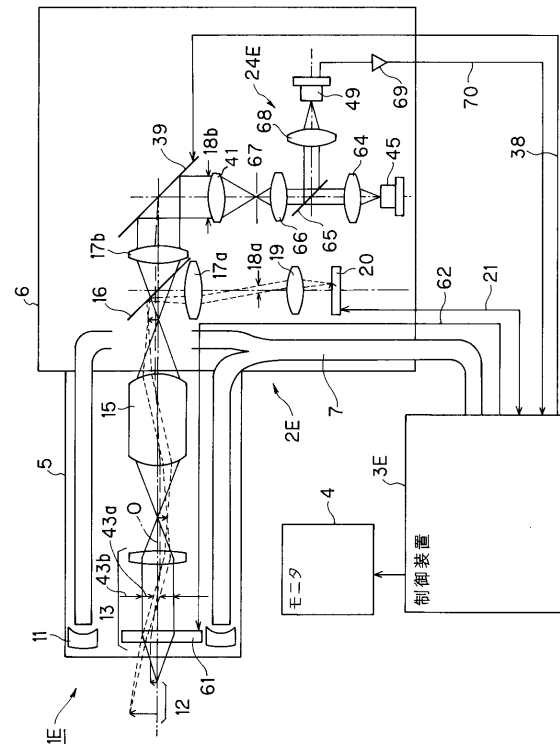
【図 7】



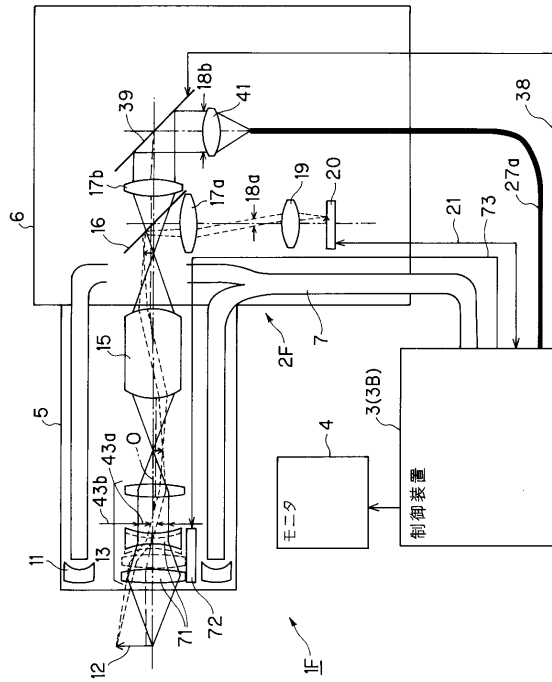
【図 8】



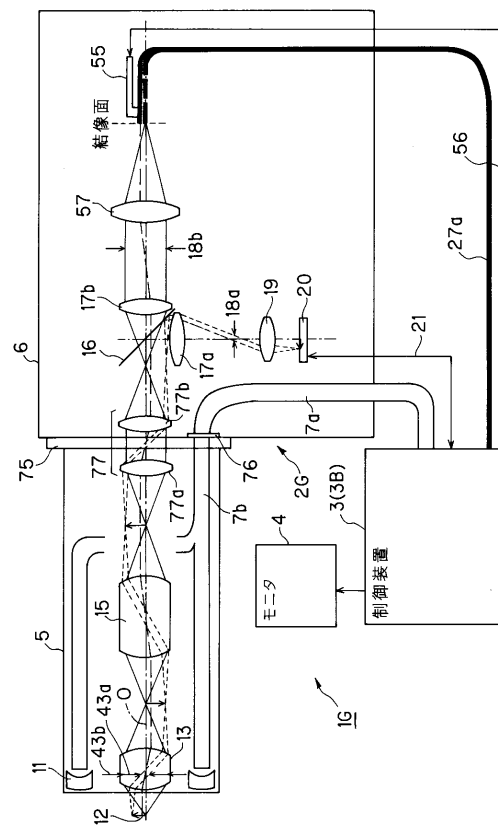
【図 9】



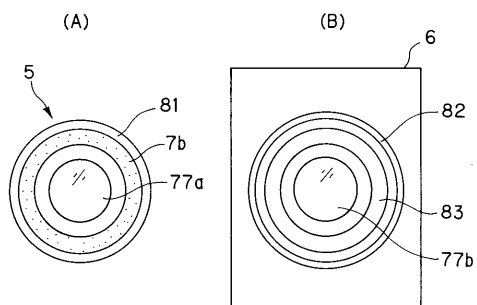
【図 10】



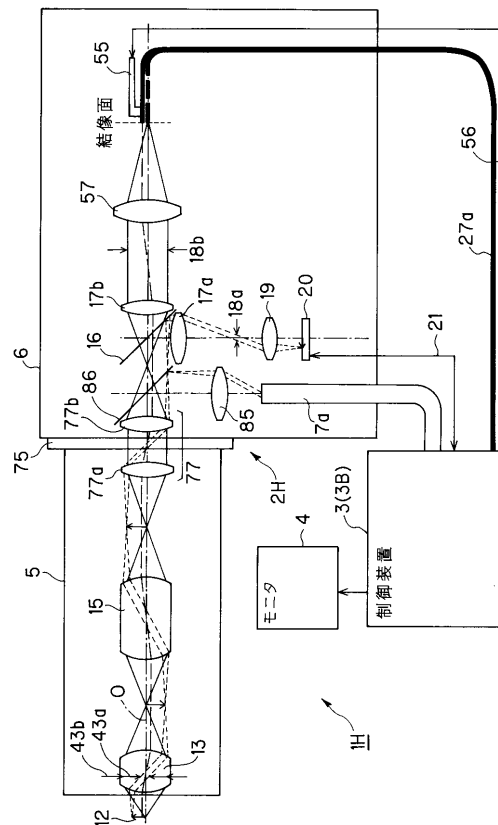
【図 11】



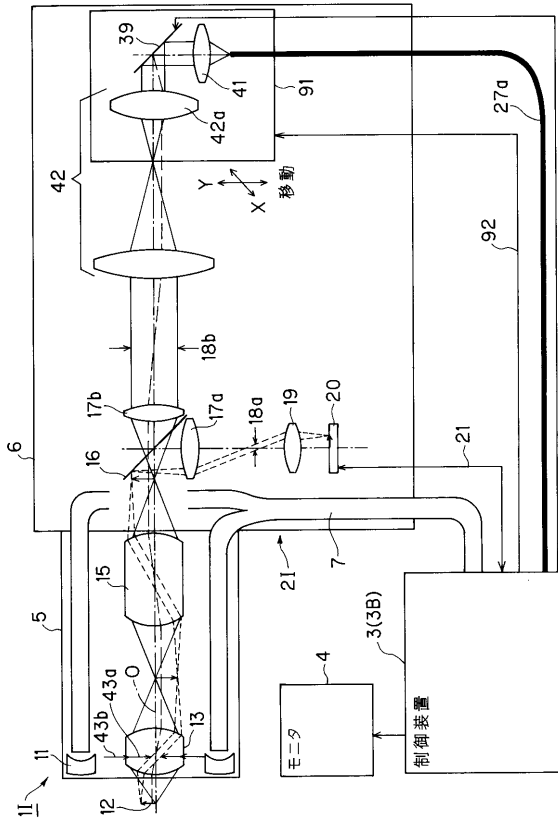
【図 12】



【図 13】



【図 14】



 フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I	
G 0 1 N	21/17	(2006.01)	G 0 1 B 9/02
A 6 1 B	10/00	(2006.01)	G 0 1 B 11/24 D
			G 0 1 N 21/17 6 3 0
			A 6 1 B 10/00 E

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開平 6 - 1 5 4 2 2 8 (J P , A)
 特開 2 0 0 1 - 1 4 1 6 5 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	1 / 0 0 - 1 / 3 2
A 6 1 B	1 0 / 0 0
G 0 1 B	9 / 0 2
G 0 1 B	1 1 / 2 4
G 0 1 N	2 1 / 1 7
G 0 2 B	2 1 / 0 6
G 0 2 B	2 3 / 2 6

专利名称(译)	光学成像装置		
公开(公告)号	JP4427045B2	公开(公告)日	2010-03-03
申请号	JP2006331067	申请日	2006-12-07
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	岡村俊朗 謝天宇 上原靖弘		
发明人	岡村 俊朗 謝 天宇 上原 靖弘		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26 G02B21/06 G01B9/02 G01B11/24 G01N21/17 A61B10/00		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.T A61B1/00.300.D G02B23/26.A G02B21/06 G01B9/02 G01B11/24.D G01N21/17.630 A61B10/00.E A61B1/00.R A61B1/00.525 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/00.731		
F-TERM分类号	2F064/AA09 2F064/CC04 2F064/FF02 2F064/FF03 2F064/GG02 2F064/GG12 2F064/GG22 2F064/GG24 2F064/GG44 2F064/GG52 2F064/GG53 2F064/HH01 2F064/HH05 2F064/JJ01 2F064/KK04 2F065/AA51 2F065/AA52 2F065/CC16 2F065/DD03 2F065/FF04 2F065/FF10 2F065/FF52 2F065/GG06 2F065/GG07 2F065/JJ01 2F065/JJ03 2F065/JJ18 2F065/JJ19 2F065/JJ26 2F065/LL02 2F065/LL04 2F065/LL12 2F065/LL13 2F065/LL62 2F065/MM16 2F065/MM26 2F065/MM28 2F065/QQ24 2F065/QQ31 2F065/UU07 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/GG02 2G059/GG10 2G059/HH02 2G059/KK04 2G059/PP04 2H040/BA22 2H040/CA02 2H040/CA06 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/CA26 2H040/DA11 2H040/FA12 2H040/FA13 2H040/GA11 2H052/AA04 2H052/AA08 2H052/AB01 2H052/AB06 2H052/AB17 2H052/AB21 2H052/AC15 2H052/AC26 2H052/AC27 2H052/AC33 2H052/AE05 2H052/AF02 2H052/AF04 2H052/AF14 2H052/BA02 2H052/BA03 2H052/BA15 4C061/AA00 4C061/AA29 4C061/BB02 4C061/BB05 4C061/CC03 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/LL03 4C061/LL08 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/WW10 4C161/AA00 4C161/AA29 4C161/BB02 4C161/BB05 4C161/CC03 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/WW10		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2007136212A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种光学成像装置，其能够通过提供设置在内窥镜插入部分处的通常可用的光学系统来提供基于低相干光的普通微距图像和高分辨率放大观察图像。ŽSOLUTION：该装置包括一个照明装置，一个用于形成照明样品图像的光学系统，一个用于拍摄图像的摄影装置，一个相干光源，一个共焦光学系统，一个用于引入相干光的光学系统。共焦光学系统到对象，并将反射光返回到共焦光学系统，以及信号处理装置，以基于来自共焦光学系统的光信号构成图像。形成样品图像的光学系统和将其引入共焦光学系统的光学系统至少部分相同。在光被引入共焦光学系统的情况下，光学系统中用于在摄影元件上形成图像的孔的数量被设定为小于光学系统中的孔的数量。Ž

【 図 1 】

