

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4142402号
(P4142402)

(45) 発行日 平成20年9月3日(2008.9.3)

(24) 登録日 平成20年6月20日(2008.6.20)

| | | | | | |
|----------------|-------------|------------------|---------|------|---------|
| (51) Int.Cl. | | F 1 | | | |
| A 6 1 B | 1/00 | (2006.01) | A 6 1 B | 1/00 | 3 0 0 D |
| A 6 1 B | 1/04 | (2006.01) | A 6 1 B | 1/00 | 3 0 0 U |
| | | | A 6 1 B | 1/00 | 3 0 0 Y |
| | | | A 6 1 B | 1/04 | 3 7 2 |

請求項の数 5 (全 8 頁)

| | | | |
|-----------|-------------------------------|---------------------------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2002-321323 (P2002-321323) | (73) 特許権者 | 000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 |
| (22) 出願日 | 平成14年11月5日(2002.11.5) | (74) 代理人 | 100078880 弁理士 松岡 修平 |
| (65) 公開番号 | 特開2004-154258 (P2004-154258A) | (72) 発明者 | 水野 純 ホジェリオ 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内 |
| (43) 公開日 | 平成16年6月3日(2004.6.3) | 審査官 | 小田倉 直人 |
| 審査請求日 | 平成17年7月20日(2005.7.20) | (56) 参考文献 | 特開平11-056751 (JP, A) |
| | | (58) 調査した分野(Int.Cl., DB名) | A61B 1/00 A61B 1/04 |

(54) 【発明の名称】 共焦点内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体腔内の生体組織の表面を第1の倍率で観察する表面観察部と、
生体組織の表面または断層を前記第1の倍率より高い第2の倍率で観察するために、走査ミラーによって該生体組織の表面または断層を走査し、得られる反射光のうち、対物光学系の焦点面における反射光のみをピンホールによって抽出する共焦点抽出部と、
前記対物光学系の後段に配置され、該対物光学系から入射される光束を偏光状態に応じて透過させ又は偏向する偏向部であって、前記表面観察部による観察領域の一部が前記共焦点抽出部により拡大観察されるよう、該対物光学系から入射される無偏光の光束を透過させて該表面観察部に導くとともに、該対物光学系に入射される直線偏光の光束を偏向して該共焦点抽出部に導く偏向部と、
を有すること、を特徴する共焦点内視鏡。

【請求項2】

前記表面観察部と前記共焦点抽出部は、共通の前記対物光学系によって、生体組織を観察すること、を特徴とする請求項1に記載の共焦点内視鏡。

【請求項3】

前記偏向部は、偏光ビームスプリッタであること、を特徴とする請求項1または請求項2のいずれかに記載の共焦点内視鏡。

【請求項4】

前記ピンホールは、前記対物光学系の物体側焦点位置と共役の位置に配設されたシング

ルモード光ファイバの端面であること、を特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の共焦点内視鏡。

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の共焦点内視鏡と、
生体組織の表面を照明する照明手段と、
生体組織の表面または断層を照射する光源と、
前記共焦点内視鏡によって得られた信号に基づいて観察画像を生成する画像生成部と、
を有すること、を特徴とする共焦点内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

10

【発明の属する技術分野】

この発明は、対物光学系の焦点面における反射光のみをピンホールによって抽出する共焦点顕微鏡の機能を有する共焦点内視鏡、及び該共焦点内視鏡を備えた共焦点内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、内視鏡は、操作者が体腔内に内視鏡を挿入した際、その観察位置を把握し易くするために、体腔内を広い視野で観察できるよう構成されている。ところがこのような視野で体腔内を観察するよう構成された内視鏡の場合、体腔内における内視鏡の観察位置は把握できても観察倍率が低いため、その観察対象の細部を観察することは困難となっている。その結果、この細部を処置するためには操作者の熟練した内視鏡操作能力が必要となってしまう。そこで、この問題点を解決するために、ズーム機能を有する内視鏡が提案され広く普及している（例えば、特許文献 1 参照。）。

20

【0003】

【特許文献 1】

特開平 9 - 9 8 9 4 5 号公報（第 3 項、第 1 図）

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述したズーム機能を有する内視鏡は電氣的に画像を拡大表示させる電子式ズームであるため、そのズーム倍率を上げると、画像自体は劣化してしまい、鮮明な観察画像を得ることはできない。その結果、操作者は、その不鮮明な画像を観察しながら観察対象の細部を処置しなければならない、やはり熟練した内視鏡操作能力が必要となってしまう。

30

【0005】

また、焦点距離可変な光学系を備えた光学式ズームの内視鏡があるが、内視鏡先端にズーム光学系を配設する必要があるため、スコープ径が大きくなってしまふ。また、高倍率の観察画像と低倍率の観察画像との両画像を同時に観察することができない。

【0006】

また、従来の精密診断検査で生体組織の検査を行う際には、その生体組織の内部を検査するため、鉗子などの処置具を用いてその検査を行う生体組織の一部を切り取り、体外に出して検査を行っている。そのため、診断時間が長くなり、被検者に対して迅速に治療を行うことができない。

40

【0007】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、操作者が生体組織に対して容易に処置を行うことができるよう良好な高倍率の観察画像を得ることができ、かつ診断時間が短縮でき、被検者に対して迅速に治療を行うことができる内視鏡、及び該内視鏡を備えた内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決するため、本発明の一態様に係る共焦点内視鏡は、体腔内の生体組織

50

の表面を第1の倍率で観察する表面観察部と、生体組織の表面または断層を第1の倍率より高い第2の倍率で観察するために、走査ミラーによって生体組織の表面または断層を走査し、得られる反射光のうち、対物光学系の焦点面における反射光のみをピンホールによって抽出する共焦点抽出部と、対物光学系の後段に配置され、該対物光学系から入射される光束を偏光状態に応じて透過させ又は偏向する偏向部であって、表面観察部による観察領域の一部が共焦点抽出部により拡大観察されるよう、該対物光学系から入射される無偏光の光束を透過させて該表面観察部に導くとともに、該対物光学系に入射される直線偏光の光束を偏向して該共焦点抽出部に導く偏向部と、を有する。すなわち共焦点内視鏡は、表面観察部と共焦点抽出部との2つの観察手段を備えており、偏向手段によってこの共焦点抽出部の光路を偏向しているため、この2つの倍率の異なる観察手段で同一の観察対象を同時に観察することが可能となる。また、共焦点抽出部は生体組織の断層像を高倍率で観察することができるため、操作者は体腔内において生体組織の検査を行うことが可能となる。そのため、診断時間を短縮し、被検者に対して迅速に治療を行うことができる。

10

【0009】

また、上記共焦点内視鏡において、表面観察部と共焦点抽出部は、共通の対物光学系によって、生体組織を観察するよう構成してもよい。すなわち2つの観察手段を同一の対物光学系で観察するよう共焦点内視鏡を構成すると、パララックスがなくなり、良好な観察画像を得ることができる。

【0010】

また、上記共焦点内視鏡において、偏向部は、偏光ビームスプリッタとしてもよい。この場合、容易に、2つの観察手段を同一の対物光学系で観察するよう共焦点内視鏡を構成することができる。

20

【0011】

また、上記共焦点内視鏡において、ピンホールは、対物光学系の物体側焦点位置と共役の位置に配設されたシングルモード光ファイバの端面であることを特徴とする。すなわち、コア径の小さいシングルモード光ファイバの端面を対物光学系の物体側焦点位置と共役の位置に配設することによって、この光ファイバは、共焦点光学系に用いられるピンホールの機能と、共焦点光学系によって得られた観察像を画像生成手段などの外部装置に伝送する機能と、を兼ね備えることができる。

【0012】

また、上記いずれかに記載の共焦点内視鏡を備えた共焦点内視鏡装置は、生体組織の表面を照明する照明手段と、生体組織の表面または断層を照射する光源と、共焦点内視鏡によって得られた信号に基づいて観察画像を生成する画像生成部と、を有することを特徴とする。

30

【0013】

【発明の実施の形態】

図1は、本発明の実施形態の共焦点内視鏡装置500の構成を示すブロック図である。共焦点内視鏡装置500は、共焦点内視鏡100と、プロセッサ300と、モニタ400から構成される。

【0014】

共焦点内視鏡100は、照明光で体腔内を照明した時に得られる反射光によって、体腔内を広い視野で観察する表面観察部を有する。この表面観察部は、対物レンズ110と、CCD120と、ライトガイド130と、照明レンズ131から構成される。

40

【0015】

本実施形態において、CCD120が得るカラー画像は、面順次方式によって得られる。プロセッサ300が有する光源330の照明光路中にはRGB回転フィルタ331が備えられる。RGB回転フィルタ331は、R、G、Bの三色のフィルタを備える。RGB回転フィルタ331が回転することによって光源330の照明光は、各色のフィルタを透過し、集光レンズ332を介して、ライトガイド130により被観察部位200に導かれ、被観察部位200を各色の照明光で照明する。

50

【 0 0 1 6 】

各色の照明光で照明された被観察部位 2 0 0 の反射光は、対物レンズ 1 1 0、及び後述する偏向部 1 5 0 を介し、C C D 1 2 0 により順次撮像される。そして各色の画像信号はプロセッサ 3 0 0 で処理され、その処理された各色の画像信号を 1 つの画像にすることによってカラー画像は得られる。

【 0 0 1 7 】

C C D 1 2 0 によって得られた被観察部位 2 0 0 の画像信号は、プロセッサ 3 0 0 内部のプリプロセス処理回路 3 1 0 に送信される。プリプロセス処理回路 3 1 0 は、この画像信号を増幅させ、サンプリング・ホールド処理を行う。そして、この画像信号は A / D 変換器 3 1 1 に出力される。

10

【 0 0 1 8 】

A / D 変換器 3 1 1 は、この画像信号をデジタル信号に変換して、内視鏡画像信号処理回路 3 1 2 に出力する。このデジタル信号は、内視鏡画像信号処理回路 3 1 2 によって R G B 回転フィルタ 3 3 1 の駆動と同期して切り替えられ、R、G、Bの各色の画像信号に分離されて、R G B メモリ 3 1 3 に出力される。

【 0 0 1 9 】

R G B メモリ 3 1 3 は、各色に対応した 3 つのフレームメモリを備えており、分離された各色画像信号は対応するフレームメモリに格納される。格納された各色画像信号は、同時に読み出しされて、D / A 変換器 3 1 4 によってアナログ信号に変換されて、内視鏡映像出力信号回路 3 1 5 に出力される。

20

【 0 0 2 0 】

内視鏡映像出力信号回路 3 1 5 は、このアナログ信号をモニタ 4 0 0 に表示させるため、R G B ビデオ信号出力、あるいはコンポジットビデオ信号、S ビデオ信号に変換して出力する。そして、これらのビデオ信号がモニタ 4 0 0 に出力されると、モニタ上に広い視野の観察画像が表示される。なお、本実施形態において、カラー画像は面順次方式によって得られているが、例えば C C D の前面に R G B モザイクフィルタを備えて白色光源で撮像するカラー同時方式の電子内視鏡であってもよい。

【 0 0 2 1 】

また、共焦点内視鏡 1 0 0 は、G R I N レンズ 1 4 0 と、光ファイバ 1 4 1 と、偏光部 1 5 0 と、マイクロミラー 1 5 3、1 5 6 を有する。これらの光学素子は、体腔内の表面像または断層像を高い倍率で観察するための共焦点抽出部である。

30

【 0 0 2 2 】

プロセッサ 3 0 0 はレーザ光源 3 0 1 を有する。このレーザ光源 3 0 1 は、発振波長 6 3 2 n m の H e - N e レーザを発振する。なお、共焦点抽出部に使用するレーザ光源は波長が短いほど高い分解能を得ることができる。すなわちレーザ光源 3 0 1 は、H e - N e レーザに限定されることなく、例えば短波長の A r ⁺ レーザでもよい。また、レーザ光源 3 0 1 はプリスター窓を有しており、その近傍には図示しない偏光分離膜が配置されている。このプリスター窓と偏光分離膜は、レーザ光源 3 0 1 から発振される光束が偏光分離膜に対して s 偏光の光束となるように配置されている。レーザ光源 3 0 1 から射出する光束は、カップラ 3 0 2 を介してシングルモードファイバである光ファイバ 1 4 1 を伝送する。

40

【 0 0 2 3 】

G R I N レンズ 1 4 0 は、屈折率はその媒体の内部で勾配を有する光学材料から生成されたレンズである。光ファイバ 1 4 1 から射出した光束は、この G R I N レンズ 1 4 0 に入射し、平行光束となり偏光部 1 5 0 が有する偏光膜 1 5 1 に向けて射出される。

【 0 0 2 4 】

偏光部 1 5 0 は、2 つの偏光ビームスプリッタキューブが貼り合わせられており、さらに光軸方向と平行な方向に位置するキューブの各面に、 $\lambda/4$ 波長板 1 5 2 と $\lambda/4$ 波長板 1 5 5 とがそれぞれ貼り付けられている。この 2 つの偏光ビームスプリッタキューブは、それぞれ偏光膜 1 5 1 と偏光膜 1 5 4 とを有する。これら各偏光膜は、直線偏光のうち s

50

偏光の光束を反射させてp偏光を透過させる特性を有する。また、 $\lambda/4$ 波長板152、156は、直線偏光の光束を円偏光の光束に変換し、円偏光の光束を直線偏光の光束に変換する。

【0025】

GRINレンズ140から射出したs偏光の平行光束は、偏光膜151によって90度折り曲げられ、 $\lambda/4$ 波長板152に導かれる。そしてこの平行光束は、 $\lambda/4$ 波長板152を通過し、この $\lambda/4$ 波長板152によって円偏光状態の平行光束とされ、マイクロミラー153に導かれる。

【0026】

図2は、マイクロミラー153、156の構成を示す図である。マイクロミラー153、156は、シリコン板からエッチングによって一体形成されたプレート161、トーションバー162、及び指示棒163を有する。またプレート161は、その中央部にアルミニウムを蒸着して形成したミラー164を有する。さらに、プレート161、トーションバー162、及び指示棒163上には、銅薄膜で構成される平面コイル165が設けられている。また、永久磁石とヨークから構成されるヨーク部166が、トーションバー162の長手方向と平行に配設されている。

10

【0027】

ヨーク部166は、プレート161と略平行、かつトーションバー162の長手方向と略垂直な方向(図2におけるX'方向)の磁界を発生する。図示しない電源から駆動電流が平面コイル165に供給されると、トーションバー162と平行なプレート161の2辺

20

【0028】

この発生したトルクに応じてプレート161は、図中の矢印Aの方向に揺動する。その際、プレート161とトーションバー162は一体形成されているため、トーションバー162は捻られ、ばね反力を発生する。その結果、このトルクとばね反力とが平衡する角度までプレート161は回転する。そして互いの力が平衡する角度にプレート161が到達すると、その角度でプレート161は停止する。

【0029】

マイクロミラー153とマイクロミラー156は、互いのトーションバーが直交するように配設されている。マイクロミラー153のプレートが回転すると、レーザ光は被観察部位200に対してX方向に走査され、マイクロミラー156のプレートが回転すると、レーザ光は被観察部位200に対してY方向に走査される。なお、ここでいうX、Y方向とは、光軸と直交する方向であり、被観察部位200に対する平面方向を示す。

30

【0030】

また、マイクロミラー153、156は、プレート161における平面コイル165が設けられた面の反対側に図示しない2つの検出コイルを有する。平面コイル165に流される駆動電流には、プレート161の変位角検出用の検出電流が重畳して流されている。この検出電流に基づいて、平面コイル165とそれぞれの検出コイルとの間の相互インダク

40

【0031】

2つの検出コイルは、平面コイル165からそれぞれ等距離に配設されている。すなわち、プレート161が水平状態(トルクが発生していない状態)の場合は、誘導電圧の差は0である。しかしながら、プレート161が揺動すると、一方の検出コイルは平面コイル165と接近し、他方の検出コイルは平面コイル165から離れるため、互いの検出コイルに発生する誘導電圧に差が生じる。つまり、この誘導電圧の変化を検出することによって、マイクロミラーの変位角を検出することができる。

【0032】

マイクロミラー153に導かれた円偏光の平行光束は、マイクロミラー153のミラーに

50

よって反射され、再び / 4 波長板 1 5 2 を通過し、偏光膜 1 5 1、1 5 4 に対し p 偏光状態の平行光束となる。偏光膜 1 5 1、1 5 4 は、前述したように p 偏光を透過させる特性を有するため、この p 偏光の平行光束は、偏光膜 1 5 1、1 5 4 を透過し、 / 4 波長板 1 5 5 に導かれる。

【 0 0 3 3 】

/ 4 波長板 1 5 5 に導かれた p 偏光の平行光束は、 / 4 波長板 1 5 5 を通過し、この / 4 波長板 1 5 5 によって円偏光状態の平行光束とされ、マイクロミラー 1 5 3 に導かれる。そして、この円偏光の平行光束は、マイクロミラー 1 5 6 のミラーによって反射され、再び / 4 波長板 1 5 5 を通過し、偏光膜 1 5 4 に対する s 偏光状態の平行光束となる。

10

【 0 0 3 4 】

s 偏光の平行光束は、偏光膜 1 5 4 によって 9 0 度折り曲げられる。折り曲げられた平行光束の光軸は、前述した表面観察部の光軸と同一の光軸となる。そしてこの平行光束は、対物レンズ 1 1 0 を介して被観察部位 2 0 0 の表面部または断層部において焦点を結ぶ。すなわち、表面観察部と共焦点抽出部は同一の対物レンズを用いて被観察部位 2 0 0 を観察するため、これらの観察手段の間でパララックスが生じることはない。

【 0 0 3 5 】

被観察部位 2 0 0 に射出されたレーザ光は、被観察部位 2 0 0 において反射し、対物レンズ 1 1 0 に入射する。そして対物レンズ 1 1 0 によって平行光束となり、上述と同様の光路を経て、GRIN レンズ 1 4 0 に入射する。

20

【 0 0 3 6 】

光ファイバ 1 4 1 は上述したようにシングルモードファイバであるため、そのコア径は 3 ~ 9 μ m 程度であり (使用波長によって異なる)、非常に小さい。また、この光ファイバ 1 4 1 の端面 1 4 1 a は、対物レンズ 1 1 0 の物体側焦点位置と共役の位置に配設されている。すなわち GRIN レンズ 1 4 0 に入射した光束のうち、被観察部位 2 0 0 において焦点を結んだ光束の反射光が、端面 1 4 1 a において焦点を結ぶ。端面 1 4 1 a において焦点を結んだ光束は、光ファイバ 1 4 1 に入射し、カップラ 3 0 2 を介して受光素子 3 0 3 に受光される。

【 0 0 3 7 】

しかしながら、対物レンズ 1 1 0 の物体側焦点面からの反射光以外の被観察部位 2 0 0 の反射光は、端面 1 4 1 a において焦点を結ばず、光ファイバ 1 4 1 に入射しないため、プロセッサ 3 0 0 に伝送されない。すなわち光ファイバ 1 4 1 は、対物レンズ 1 1 0 の焦点面における被観察部位 2 0 0 の反射光のみをプロセッサ 3 0 0 に伝送する。すなわち、本実施形態において光ファイバ 1 4 1 の端面 1 4 1 a は、対物レンズ 1 1 0 の物体側焦点面からの反射光以外の光を遮断するピンホールの機能と、共焦点抽出部によって得られた観察像をプロセッサ 3 0 0 に伝送する機能とを兼ね備えている。

30

【 0 0 3 8 】

また、GRIN レンズ 1 4 0 の焦点面にピンホール、すなわち開口絞りが設けられているため、共焦点抽出部は、テレセントリック光学系となっており、光量の損失が極めて少なくなっている。

40

【 0 0 3 9 】

受光素子 3 0 3 によって受光された光束は、光電変換され、プリプロセス処理回路 3 2 0 に出力される。プリプロセス処理回路 3 2 0 は、この画像信号を増幅させ、サンプリング・ホールド処理を行う。そして、この画像信号は A / D 変換器 3 2 1 に出力される。A / D 変換器 3 2 1 は、この画像信号をデジタル信号に変換して、共焦点画像信号処理回路 3 2 2 に出力する。このデジタル信号は、共焦点画像信号処理回路 3 2 2 によって RGB 回転フィルタ 3 3 1 の駆動と同期して切り替えられ、R、G、B の各色の画像信号に分離されて、RGB メモリ 3 2 3 に出力される。

【 0 0 4 0 】

メモリ 3 2 3 は、このデジタル信号を格納する。そして、格納された信号は、所定のタイ

50

ミングで読み出しされて、D/A変換器324によってアナログ信号に変換されて、共焦点映像出力信号回路325に出力される。共焦点映像出力信号回路325は、このアナログ信号をモニタ400上に表示させるために種々のビデオ信号に変換する。そしてこれらのビデオ信号がモニタ400に出力されると、モニタ上に、共焦点抽出部によって生成された対物レンズ110の焦点面における被観察部位200の観察画像が高倍率で表示される。

【0041】

操作者は、プロセッサ300が備える操作パネル340を操作することで、共焦点光学系によって得られる所望の画像を観察することができる。操作者によって操作パネル340に入力された情報はCPU350に送信される。CPU350は、送信された情報に基づき、タイミングジェネレータ351を制御する。

10

【0042】

タイミングジェネレータ351は、CPU350の制御によって共焦点内視鏡100が有するマイクロミラー153とマイクロミラー156を駆動させる。マイクロミラー153またはマイクロミラー156が駆動すると、上述したようにレーザ光は、被観察部位200に対してX方向またはY方向（すなわち平面方向）に走査する。そして走査された部位の反射光が観察像としてプロセッサ300に送信される。

【0043】

さらに、マイクロミラーの走査角度（すなわち、被観察部位200において走査されるレーザ光の範囲）を変えることによって、容易にその観察画像の倍率を変えることができる。走査角度が小さい場合は高倍率の観察画像となり、走査角度が大きい場合は低倍率の観察画像となる。つまり、複数群、複数枚で構成されるズーム光学系を有することなく、マイクロミラーの走査角度の変化のみで観察画像の倍率を変えることが可能であるため、装置の小型化を図ることが可能となる。

20

【0044】

また、操作者は、操作パネル340を操作してモニタ400上に表示される観察画像の表示方法を選択することができる。例えば、モニタ400の観察画像の表示領域全体に表面観察部による観察画像と共焦点抽出部による観察画像とを選択的に切り替えて表示させたり、表示領域を2分割して両光学系による観察画像を同時に表示させたりすることができる。また、表面観察部による観察画像による観察画像は視野角が広いので、共焦点抽出部のファインダーとしても利用できる。

30

【0045】

以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。

【0046】

なお、本実施形態において共焦点抽出部によって得られる被観察部位200の観察画像は、レーザ光をXY方向に走査するマイクロミラーを用いて得られる2次元画像であるが、レーザ光を被観察部位200の深さ方向に走査するマイクロミラーを追加して3次元画像を得られるよう構成してもよい。

【0047】

また、本実施形態において観察画像を表示するモニタは1つであるが、複数のモニタをプロセッサ300に接続して、内視鏡の光学系による観察画像と共焦点抽出部による観察画像とを別々のモニタで表示させるよう構成してもよい。

40

【0048】

また、本実施形態において視野角の広い観察像はCCDによって撮像した電子画像であるが、ファイバによって操作者が直接観察するよう構成してもよい。

【0049】

また、本実施形態において被観察部位200を照射する光源にはHe-Neレーザを使用しているが、近紫外線を含む短波長の光を照射する超高压水銀ランプを光源に使用してもよい。この場合、被観察部位200より発せられる蛍光を観察することが可能となる。

50

【0050】

【発明の効果】

以上のように本発明の共焦点内視鏡、及び共焦点内視鏡装置は、生体組織の表面を広い視野で観察する表面観察部と、生体組織の表面または断層を高倍率で観察する共焦点抽出部とを備えており、偏向手段によってこの共焦点抽出部の光路を偏向しているため、この2つの倍率の異なる観察手段で同一の観察対象を同時に観察することが可能となる。そのため操作者は、低倍率の観察画像で観察位置を把握しつつ、高倍率の観察画像で生体組織の細部を容易に処置することが可能となる。また、共焦点光学系は生体組織の断層像を高倍率で観察することができるため、生体組織の一部を切り取り、体外に出して検査する必要がない。その結果、診断時間を短縮することができ、被検者に対して迅速に治療を行うことが可能となる。

10

【図面の簡単な説明】

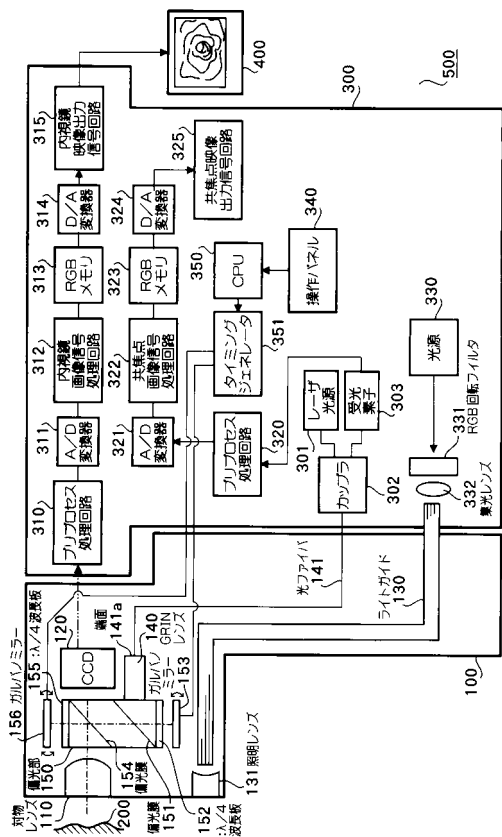
【図1】本発明の実施形態の共焦点内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施形態に用いられるマイクロミラーの構成を示す図である。

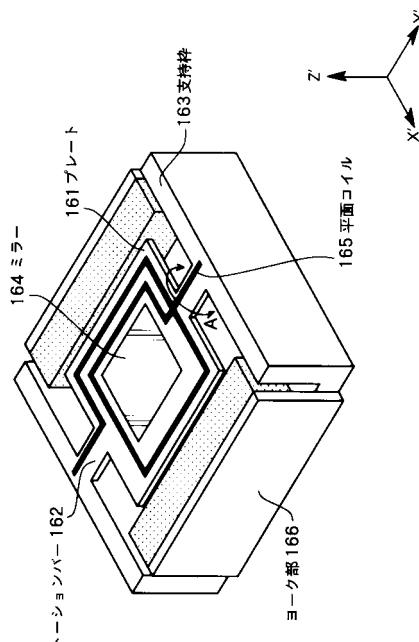
【符号の説明】

- 100 共焦点内視鏡
- 300 プロセッサ
- 500 共焦点内視鏡装置

【図1】



【図2】



| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 共焦点内视镜 | | |
| 公开(公告)号 | JP4142402B2 | 公开(公告)日 | 2008-09-03 |
| 申请号 | JP2002321323 | 申请日 | 2002-11-05 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 旭光学工业株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 宾得株式会社 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | HOYA株式会社 | | |
| [标]发明人 | 水野純ホジェリオ | | |
| 发明人 | 水野 純 ホジェリオ | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26 | | |
| FI分类号 | A61B1/00.300.D A61B1/00.300.U A61B1/00.300.Y A61B1/04.372 A61B1/00.523 A61B1/00.525 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/00.732 A61B1/05 G02B23/26.A G02B23/26.C | | |
| F-TERM分类号 | 2H040/BA02 2H040/BA14 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/CC07 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/LL10 4C061/MM02 4C061/MM10 4C061/NN01 4C061/PP13 4C061/PP20 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/RR06 4C061/RR17 4C061/RR26 4C061/WW02 4C061/WW10 4C061/YY12 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/CC07 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/LL10 4C161/MM02 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/PP13 4C161/PP20 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/WW02 4C161/WW10 4C161/YY12 | | |
| 其他公开文献 | JP2004154258A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供可在生物组织上轻松治疗的高放大倍率观察图像，缩短诊断时间，及时治疗患者。用于以第一放大率观察体腔中的活组织表面的表面观察部分和用于以高于第一放大率的第二放大率观察活组织的表面或缺陷的表面观察部分，一种共焦提取单元，其通过针孔和由表面观察单元观察到的区域的一部分，扫描生物组织的表面或缺陷并仅从所获得的反射光中提取物镜光学系统的焦平面上的反射光，偏转装置用于偏转共焦提取单元的光路，从而可以放大地观察共焦提取单元。点域

1

