

(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2004-154258
(P2004-154258A)

(43) 公開日 平成16年6月3日(2004.6.3)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 1/00
A61B 1/04
G02B 23/26

F I

A61B 1/00 300D
A61B 1/00 300U
A61B 1/00 300Y
A61B 1/04 372
G02B 23/26 A

テーマコード (参考)

2H040
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2002-321323 (P2002-321323)
(22) 出願日 平成14年11月5日 (2002.11.5)

(71) 出願人 000000527
ペンタックス株式会社
東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(74) 代理人 100078880
弁理士 松岡 修平
(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
Fターム(参考) 2H040 BA02 BA14 CA11 CA12 CA22
DA03 GA02 GA11
4C061 AA00 BB01 CC06 CC07 FF46
FF47 HH51 JJ17 LL02 LL08
LL10 MM02 MM10 NN01 PP13
PP20 QQ02 QQ07 RR06 RR17
RR26 WW02 WW10 YY12

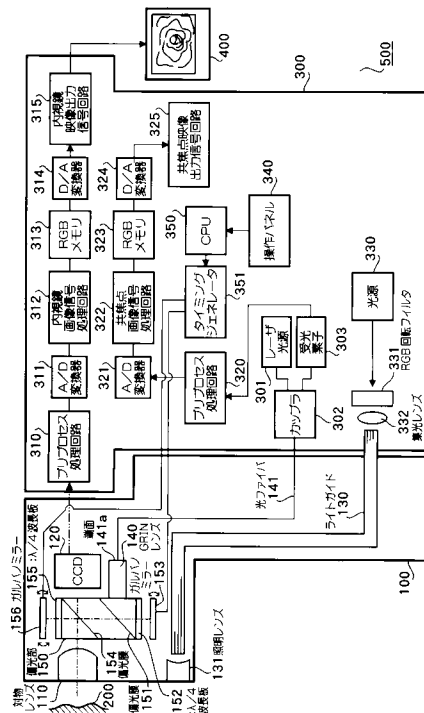
(54) 【発明の名称】 共焦点内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 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、患者に対して迅速に治療を行うことができる。

【解決手段】 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、表面観察部で観察する領域の一部を、共焦点抽出部が拡大して観察できるように、共焦点抽出部の光路を偏向する偏向手段と、を有する。

【選択図】 図1



【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前記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、
 前記表面観察部で観察する領域の一部を、前記共焦点抽出部が拡大して観察できるよう、前記共焦点抽出部の光路を偏向する偏向手段と、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】

前記偏向手段は、生体組織から前記対物光学系に入射する無偏光を前記表面観察部の光路に導き、
 生体組織から前記対物光学系に入射する直線偏光を前記共焦点抽出部の光路に導くこと、を特徴とする請求項 2 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点光源と、
 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】

【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。）。

【0003】

【特許文献 1】

特開平 9 - 98945 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

10

20

30

40

50

察対象の細部を処置しなければならず、やはり熟練した内視鏡操作能力が必要となってしまう。

【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う。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。

10

【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、表面観察部で観察する領域の一部を、共焦点抽出部が拡大して観察できるよう、共焦点抽出部の光路を偏向する偏向手段と、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。

20

30

【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、偏向手段は、生体組織から対物光学系に入射する無偏光を表面観察部の光路に導き、生体組織から対物光学系に入射する直線偏光を共焦点抽出部の光路に導くよう構成してもよい。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。

40

【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点光源と、共焦点内視鏡に

50

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。

【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。

【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。

【0016】

各色の照明光で照明された被観察部位200の反射光は、対物レンズ110、及び後述する偏向部150を介し、CCD120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300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。

【0017】

CCD120によって得られた被観察部位200の画像信号は、プロセッサ300内部のプリプロセス処理回路310に送信される。プリプロセス処理回路310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311に出力される。

【0018】

A/D変換器311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312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312によってRGB回転フィルタ331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313に出力される。

【0019】

RGBメモリ313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314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315に出力される。

【0020】

内視鏡映像出力信号回路315は、このアナログ信号をモニタ400に表示させるため、RGB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400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CCDの前面にRGB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。

【0021】

また、共焦点内視鏡100は、GRINレンズ140と、光ファイバ141と、偏光部150と、マイクロミラー153、156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。

【0022】

プロセッサ300はレーザ光源301を有する。このレーザ光源301は、発振波長632nmのHe-Ne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301は、He-Neレーザに限定されることなく、例えば短波長のAr⁺レーザでもよい。また、レーザ光源301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301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301から射出する光束は、カップラ302を介してシングルモードファイバである光ファイバ141を伝送する。

【0023】

GRINレンズ140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141から射出した光束は、このGRINレンズ140に入射し、平行光束となり偏光部150が有する偏光膜151に向けて射出される。

【0024】

偏光部150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152と $\lambda/4$ 波長板155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151と偏光膜154とを有する。これら各偏光膜は、直線偏光のうちs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。

【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辺において、フレミングの左手の法則によりZ'方向で互いに向きの異なる駆動力、すなわちトルクが発生する。なお、このとき発生するトルクは、平面コイル165に供給される駆動電流の増大に比例して増大する。

【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は回動する。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のプレートが回動すると、レーザ光は被観察部

10

20

30

40

50

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。

【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タンスによる誘導電圧がそれぞれの検出コイルに発生する。

【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 のミラーによって反射され、再び $\lambda/4$ 波長板 152 を通過し、偏光膜 151、154 に対し p 偏光状態の平行光束となる。偏光膜 151、154 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 151、154 を透過し、 $\lambda/4$ 波長板 155 に導かれる。

【0033】

$\lambda/4$ 波長板 155 に導かれた p 偏光の平行光束は、 $\lambda/4$ 波長板 155 を通過し、この $\lambda/4$ 波長板 155 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。そして、この円偏光の平行光束は、マイクロミラー 156 のミラーによって反射され、再び $\lambda/4$ 波長板 155 を通過し、偏光膜 154 に対する s 偏光状態の平行光束となる。

【0034】

s 偏光の平行光束は、偏光膜 154 によって 90 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 110 を介して被観察部位 200 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 200 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。

【0035】

被観察部位 200 に射出されたレーザ光は、被観察部位 200 において反射し、対物レンズ 110 に入射する。そして対物レンズ 110 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 140 に入射する。

【0036】

光ファイバ 141 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 μm 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 141 の端面 141a は、対物レンズ 110 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 140 に入射した光束のうち、被観察部位 200 において焦点を結んだ光束の反射光が、端面 141a において焦点を結ぶ。端面 141a において焦点を結んだ光束は、光ファイバ 141 に入射し、カップラ 302 を介して受光素子 303 に受光される。

【0037】

しかしながら、対物レンズ 110 の物体側焦点面からの反射光以外の被観察部位 200 の反射光は、端面 141a において焦点を結ばず、光ファイバ 141 に入射しないため、プロセッサ 300 に伝送されない。すなわち光ファイバ 141 は、対物レンズ 110 の焦点

10

20

30

40

50

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。

10

【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圧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。

【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。

20

【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。

30

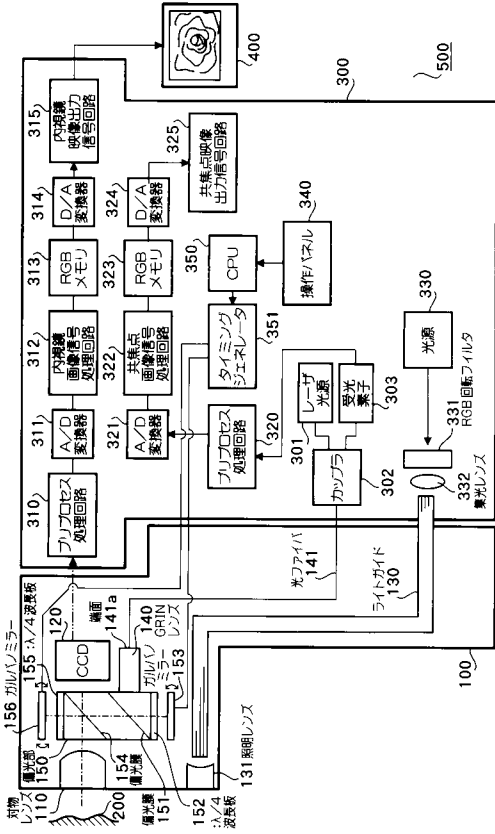
【符号の説明】

100 共焦点内視鏡

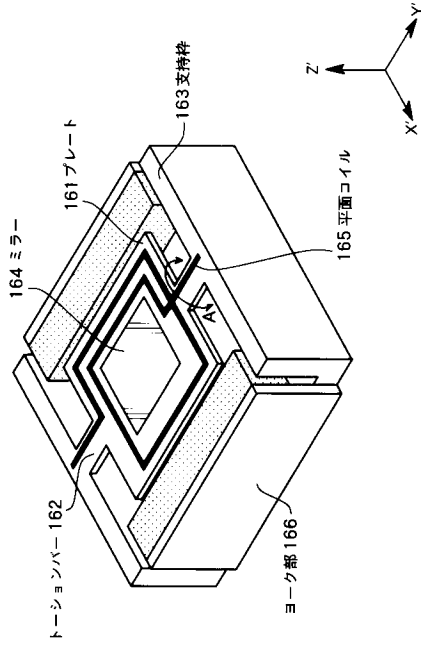
300 プロセッサ

500 共焦点内視鏡装置

【図1】



【図2】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

F I

テーマコード(参考)

G 0 2 B 23/26

C

专利名称(译)	共焦点内视镜		
公开(公告)号	JP2004154258A	公开(公告)日	2004-06-03
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		
[标]发明人	水野純ホジエリオ		
发明人	水野 純 ホジエリオ		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.U A61B1/00.300.Y A61B1/04.372 G02B23/26.A G02B23/26.C A61B1/00.523 A61B1/00.525 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/00.732 A61B1/05		
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	JP4142402B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了获得良好的高放大倍率观察图像，以便可以容易地处理活组织，缩短诊断时间并快速治疗患者。表面观察单元用于以第一放大率观察体腔中的活组织的表面，并且扫描镜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切片。在通过扫描生物组织的表面或切片而获得的反射光中，共聚焦提取部分仅通过针孔提取物镜光学系统的焦平面处的反射光，以及表面观察部分所观察到的部分区域 偏转装置，用于使共聚焦提取单元的光路偏转，使得共聚焦提取单元可以放大并观察。 [选型图]图1

