

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4648638号
(P4648638)

(45) 発行日 平成23年3月9日(2011.3.9)

(24) 登録日 平成22年12月17日(2010.12.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 1/00

(2006.01)

A61B 1/00

300Y

G02B 23/24

(2006.01)

G02B 23/24

A

G02B 23/26

(2006.01)

G02B 23/26

C

請求項の数 11 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2004-32958 (P2004-32958)
 (22) 出願日 平成16年2月10日 (2004.2.10)
 (65) 公開番号 特開2005-640 (P2005-640A)
 (43) 公開日 平成17年1月6日 (2005.1.6)
 審査請求日 平成19年1月29日 (2007.1.29)
 (31) 優先権主張番号 特願2003-31817 (P2003-31817)
 (32) 優先日 平成15年2月10日 (2003.2.10)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)
 (31) 優先権主張番号 特願2003-138099 (P2003-138099)
 (32) 優先日 平成15年5月16日 (2003.5.16)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000113263
 HOYA株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (73) 特許権者 500299492
 オプティスキャン ピーティーワイ リミテッド
 オーストラリア国 ヴィクトリア 316
 8 ノッティング ヒル ノーマンビー
 ロード 15-17
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 岡田 慎介
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ベンタックス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入される挿入管と、
 前記挿入管の先端に連結した挿入先端部と、
 を有し、
 前記挿入先端部は、

体腔内の生体組織を第1の倍率で観察する為の第1の光学系と、該第1の光学系を保持する第1の枠体とを有する第1の光学ユニットと、

前記生体組織を前記第1の倍率より高い第2の倍率で観察する為の第2の光学系と、該第2の光学系を保持する第2の枠体とを有する第2の光学ユニットと、

前記第1の光学ユニットおよび前記第2の光学ユニットを保持する保護カバーであつて、該第2の光学ユニットを該第1の光学ユニットに対して所定量突出した位置で保持すると共に、該第1の光学ユニットの外周面、および該第1の光学ユニットより突出した該第2の光学ユニットの突出部分を含む該第2の光学ユニットの外周面を覆う保護カバーと

、
 を備えたこと、を特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

互いの光軸が実質的に平行となるように、前記第1の光学系と前記第2の光学系は配置されていること、を特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

【請求項 3】

10

20

前記第1の光学系による観察領域内に一部が入るように前記保護カバーを配置したこと、を特徴とする請求項1または請求項2に記載の内視鏡。

【請求項4】

前記観察領域内において前記保護カバーは、該観察領域内においてその周辺部分に位置していること、を特徴とする請求項3に記載の内視鏡。

【請求項5】

前記観察領域内において前記保護カバーは、該観察領域の中心を通る水平線及び垂直線と重ならないように位置していること、を特徴とする請求項3または請求項4に記載の内視鏡。

【請求項6】

前記保護カバーは、樹脂成形品であること、を特徴とする請求項1から請求項5のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項7】

前記突出部分を覆う前記保護カバーの外周面の一部をテープ状に形成したこと、を特徴とする請求項1から請求項6のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項8】

体腔内に処置具を送出させる為の送出口をさらに備え、

前記送出口は、前記挿入先端部の前面側から臨んだときに前記突出部分と重複しない位置に設けられていること、を特徴とする請求項1から請求項7のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項9】

前記挿入先端部は、前記第1の光学系を透過した前記生体組織の象を撮像する撮像手段を有すること、を特徴とする請求項1から請求項8のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項10】

前記第2の光学系は共焦点光学系であること、を特徴とする請求項1から請求項9のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項11】

前記第2の光学系の焦点面における生体組織からの光のみを抽出する光ファイバをさらに備えたこと、を特徴とする請求項10に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

この発明は、先端部を対象物に接触させて観察する必要のある観察系、特に共焦点顕微鏡の観察系を備えた内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

体腔内を観察する為の観察系であり、レーザ光を体腔内の生体組織に照射し、その照射された組織における反射光の中から対物光学系の物体側焦点面における反射光のみを抽出し、その抽出された光束に基づき観察像を形成する共焦点顕微鏡の光学系を備えた共焦点プローブが知られている。この共焦点プローブを用いて体腔内を観察すると、通常の内視鏡光学系を用いた場合より高倍率で生体組織を観察できる。

【0003】

共焦点プローブは、通常、内視鏡に備えられた処置具を挿通する鉗子チャンネルに挿通され、内視鏡光学系によって得られる観察像の倍率では観察できないような微小な組織を観察したり、組織の断層部を観察したりするときに使用されるものである（例えば、特許文献1参照）。

【特許文献1】特開2000-121961号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

40

50

ここで、共焦点プローブの観察対象に含まれる生体組織内部（すなわち断層部）は、光源装置から照射された略減衰していない照明光により照明される生体組織表面と異なり、生体組織そのものによって大幅に減衰されたレーザ光により照射される。この為、共焦点プローブに戻る反射光も著しく減衰したものとなり、当該プローブが得る観察像は非常に暗い像となる。従って共焦点プローブの観察系には高NAのものが要求される。

【0005】

また、共焦点プローブは、体腔内に張り巡らされた細い管内に挿入されていく。この為、共焦点プローブの観察系には非常に小型のものが要求される。従って、共焦点プローブの観察系には焦点距離が極めて短いものが採用されている。

【0006】

また、共焦点プローブは観察像を面ではなく点で取得するものである。術者が対象物の状態を観察する為には観察像を2次元もしくは3次元で取得する必要がある。この為、共焦点プローブは、対象物を光ビームで走査することができる走査型の光学系を備えた走査型プローブとして構成されている。すなわち共焦点プローブは対象物を光ビームで走査することにより観察像を取得する。

【0007】

共焦点プローブが対象物を走査している間、この共焦点プローブが正確に対象物を走査できるよう、共焦点プローブの光学系と対象物とを相対的に固定した状態に保つ必要がある。従って、このような共焦点プローブを用いて生体組織を観察する場合、術者は、共焦点プローブを、その先端部を対象物（例えば体腔内の壁部）に接触させるように操作する。そして術者は、先端部と対象物とを接触させることにより互いを相対的に固定した状態にして該対象物を観察する。さらに、共焦点プローブの観察対象が生体組織内部であったり観察系の焦点距離が極めて短かったりする点からも、共焦点プローブ先端部を対象物に接触させて該対象物を観察する方法が一般に広く知られ実践されている。

【0008】

しかしながら、特許文献1で示されている、内視鏡のチャンネルに共焦点プローブを挿入して対象物の断層像を得る装置の場合、内視鏡本体と共焦点プローブとは完全には固定されていない。すなわち内視鏡本体と共焦点プローブとは相対的に移動し得る。この為、共焦点プローブ先端部を対象物に安定して（相対移動しないように）接触させることが困難であった。

【0009】

また、内視鏡光学系によって得られる観察像の倍率と、共焦点プローブによって得られる観察像の倍率とを比較すると、共焦点プローブによって得られる観察像の倍率の方が数十倍も高い。従って、モニタ上に表示される内視鏡光学系によって得られる観察画像と、共焦点プローブによって得られる観察画像とでは、表示される対象物の倍率が大きく異なる。その結果、モニタ上に表示される互いの観察画像自体も大きく異なる。

【0010】

ここで、上述したように従来の内視鏡光学系と共焦点プローブの観察光学系とでは相対的に移動し得る。この為、互いの光学系によって得られる観察画像間の位置関係が変化し得る。従って術者にとって当該位置関係の把握が難しくなってしまう。例えば、術者が、内視鏡光学系によって得られる観察画像の一部を、共焦点プローブを用いて拡大して（高倍率で）観察したい場合であっても、内視鏡光学系で観察している領域と、共焦点プローブで観察している領域とが相対的に変化し得る為、それらの位置関係を把握することが困難である。従って、当該位置関係を把握することに時間を費やすことになる。この結果、検診や手術に掛かる時間が長くなり、患者に対する負担が増えてしまう。

【0011】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、通常の内視鏡の観察系に加えて、例えば先端部を対象物に接触させて観察する必要のある観察系、特に共焦点顕微鏡の観察系を備えた内視鏡であって、これらの観察系により得られる互いの観察像の位置関係を術者が容易に把握することができる内視鏡を提供することである。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】**【0012】**

上記の課題を解決する本発明の一態様に係る内視鏡は、体腔内に挿入される挿入管と、該挿入管先端に固定され、体腔内の生体組織を第1の倍率で観察する為の第1の光学系と、該挿入管先端に固定され、該生体組織を該第1の倍率より高い第2の倍率で観察する為の第2の光学系とを備えたものである。この内視鏡では各光学系は相対移動しない為、術者は、互いの光学系による観察像の位置関係を容易に把握できる。また、この内視鏡は、少なくとも第2の光学系の前面が第1の光学系に対して突出するように該第2の光学系を配置したものであってもよい。このように該第2の光学系を突出して配置すると、術者は、第2の光学系のみを生体組織に接触させることができる。この場合、生体組織に対する内視鏡側の接触面を最小限に抑えることができる。その結果、第2の光学系を生体組織に接触させ易くなる。また、内視鏡先端の径を最小限に抑えることができる為、患者への負担を軽減させることができる。

【0013】

また、上記内視鏡は、挿入管先端に配置され、第1の光学系と第2の光学系とを保持した先端部をさらに備えたものであってもよい。

【0014】

また、上記内視鏡は、互いが同一面上に位置するように先端部前面と第1の光学系前面とを配置したものであってもよい。

【0015】

また、上記内視鏡は、互いの光軸が実質的に平行となるように第1の光学系と第2の光学系を配置したものであってもよい。

【0016】

また、上記内視鏡は、第1の光学系による観察領域内に第2の光学系を配置したものであってもよい。また、第2の光学系を観察領域内においてその周辺部分に位置させたものであってもよい。この場合、術者は、第1の光学系で第2の光学系を視認しながら観察作業を実施でき、互いの光学系により得られる観察像の位置関係を容易に把握することができる。また、第2の光学系は観察領域の周辺部分で撮像されるため術者の観察作業を妨げない。

【0017】

また、上記内視鏡は、第2の光学系の側面を保護する為の保護カバーをさらに備えたものであってもよい。また、この保護カバーは、第2の光学系の周方向の少なくとも一部を覆ったものであってもよい。さらに、この保護カバーを、観察領域内において少なくともその一部を観察できるように配置してもよい。このとき、保護カバーを、観察領域内においてその周辺部分に位置させてもよい。さらにこのとき、保護カバーを、観察領域の中心を通る水平線及び垂直線と重ならないように位置させることもできる。なお、上記保護カバーを硬質な樹脂で形成してもよい。また、その外壁をテーパー状に形成してもよい。

【0018】

また、上記内視鏡は、体腔内に処置具を送出させる為の送出口をさらに備えたものであってもよく、この場合、保護カバーは送出口から送出される処置具と干渉しないよう形成されている。

【0019】

また、上記内視鏡において、第2の光学系は共焦点光学系であってもよい。

【0020】

また、上記内視鏡は、挿入管先端に配置された、第1の光学系の観察対象を撮像する撮像手段をさらに備えたものであってもよい。

【0021】

また、上記内視鏡は、第2の光学系の焦点面における生体組織からの光のみを抽出する光ファイバをさらに備えたものであってもよい。

【0022】

10

20

30

40

50

また、上記の課題を解決する本発明の一態様に係る内視鏡は、体腔内に挿入される挿入管と、該挿入管先端に配置され、体腔内の生体組織を第1の倍率で観察する為の第1の光学系と、該挿入管先端に配置され、該生体組織を該第1の倍率より高い第2の倍率で観察する為の第2の光学系とを備え、第2の光学系の前面を、第1の光学系の前面より所定量突出させたものである。

【0023】

また、上記の課題を解決する本発明の一態様に係る内視鏡は、体腔内に挿入される挿入管と、該挿入管先端に配置され、体腔内の生体組織を第1の倍率で観察する為の第1の光学系と、該挿入管先端に配置され、該生体組織を該第1の倍率より高い第2の倍率で観察する為の第2の光学系とを備え、第1の光学系による観察領域内にその先端部分が位置するように第2の光学系を配置したものである。 10

【発明の効果】

【0024】

以上のように本発明の内視鏡によると、内視鏡先端部に互いの光学系が固定されている為、術者は、倍率の異なる2つの光学系により得られる2通りの観察像であって、相対的に固定された2通りの観察像を容易に観察できる。従って、術者は、互いの光学系により得られる観察像の位置関係を容易に把握することができるようになる。また、術者は、例えば第2の光学系が生体組織に押し当てられる必要のあるとき、当該光学系のみを安定的に生体組織に接触させることができる。従って、生体組織に対する内視鏡側の接触面が最小限に抑えられ、且つ第2の光学系を生体組織に接触させ易くなる。また、内視鏡先端の径を最小限に抑えることにより、患者への負担を軽減される。 20

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

本発明の実施形態の電子内視鏡システムは、その特徴的な構成要素として、互いに相対移動しない2つの観察系であって、比較的高倍率な観察像を得ることができる観察系、及び比較的低倍率な観察像を得ることができる観察系を有した電子内視鏡を備えている。以下に、図面を参照して、本実施形態の電子内視鏡システムについて説明する。 20

【0026】

図1は、本実施形態の電子内視鏡システム500を示した図である。電子内視鏡システム500は、体腔内の生体組織を観察する為の観察系を2つ備えた電子内視鏡100と、これら2つの観察系の各々によって得られた画像信号の処理を行うプロセッサ210及び220と、プロセッサ210によって処理された画像を表示するモニタ310と、プロセッサ220によって処理された画像を表示するモニタ320から構成されている。なお、プロセッサ210及び220は、上述した画像信号処理装置に加えて、各々の観察系に光を供給する光源装置を兼ね備えている。 30

【0027】

本実施形態の電子内視鏡100は、挿入部可撓管10と、鉗子差込口20と、操作部30と、ユニバーサルコード40と、内視鏡用コネクタ50と、共焦点システム用コード60と、共焦点システム用コネクタ70と、先端部80から構成されている。 40

【0028】

電子内視鏡100に形成された挿入部可撓管10は、体腔内に挿入されるその長い管であり、可撓性を有している。挿入部可撓管10内部には、先端部80に備えられた周知の固体撮像素子（後述）によって生成された画像信号を送信する為の電気ケーブル（後述）や、プロセッサ210から供給された照明光を伝送するライトガイド（不図示）などが、その長手方向に沿って配置されている。挿入部可撓管10の先端側には、硬性部である先端部80が設けられている。図2は、その先端部80の構成を示す正面図である。また、図3は、図2の一点鎖線A-Aに対応した図であって、先端部80の構成を示す側断面図である。また、図4は、先端部80の構成を示す側面図である。

【0029】

図2に示すように、先端部80の正面には、体腔内の生体組織を観察する為の周知の内 50

視鏡用対物光学系 81b と、体腔内を照明する為の 2 つの照明窓 86 と、鉗子が挿入される鉗子チャンネル口 87 と、ポンプ（不図示）により送気された空気が吐出される送気口 88A と、送水タンク（不図示）から送水された洗浄水が吐出される送水口 88B と、体腔内の生体組織を内視鏡用対物光学系 81b よりも高倍率で観察する為の共焦点用対物光学系 90b が配置されている。共焦点用対物光学系 90b は、その一部が保護カバー（詳しくは後述）により保護されている。なお、内視鏡用対物光学系 81b と共焦点用対物光学系 90b は、互いの光軸が実質的に平行となるように配置されている。

【 0 0 3 0 】

図 3 に示すように、内視鏡用対物光学系 81b は、体腔内の生体組織を観察する為の光学ユニットの 1 つである内視鏡ユニット 81 に組み込まれたものである。この内視鏡ユニット 81 は、内視鏡用対物光学系 81b に加えて、内視鏡用対物光学系 81b を保持する為の鏡筒 81c をさらに備えている。

10

【 0 0 3 1 】

内視鏡ユニット 81 を用いて観察画像を得る場合、先ず、プロセッサ 210 から供給される照明光が、ライトガイドに導光されて照明窓 86 から出射し、観察対象を照明する。このように観察対象が照明されると、内視鏡用対物光学系 81b にはこの観察対象からの反射光が入射される。内視鏡用対物光学系 81b に入射された反射光すなわち観察対象の像は固体撮像素子 811 に受光され光電変換されて画像信号となり、電気ケーブル 813 によりプロセッサ 210 に伝送される。プロセッサ 210 に伝送された画像信号は、このプロセッサ 210 で所定の画像処理を施されて映像信号に変換される。そしてこの映像信号は、モニタ 310 において内視鏡ユニット 81 による観察画像として表示される。

20

【 0 0 3 2 】

共焦点用対物光学系 90b は、体腔内の生体組織を観察する為のもう 1 つの光学ユニットであって、内視鏡ユニット 81 より高い倍率で生体組織表面部及び断層部を観察する為の光学ユニットである共焦点ユニット 89 に組み込まれたものである。この共焦点ユニット 89 は、共焦点用対物光学系 90b に加えて、共焦点用対物光学系 90b を保持する為の鏡筒 90c と、光を伝送するシングルモード光ファイバ 82 と、シングルモード光ファイバ 82 先端部を移動させる圧電素子 91 と、共焦点用対物光学系 90b の前面を保護する為のカバーガラス 84 をさらに備えている。また、内視鏡ユニット 81 及び共焦点ユニット 89 は、それぞれの対物光学系を保護する為の保護カバー 85 によって覆われている。なお、この保護カバー 85 は、例えば硬質な樹脂で形成されている。

30

【 0 0 3 3 】

なお、共焦点ユニット 89 は、後述するように、内視鏡ユニット 81 より前面に突出した突出部を有している。この突出部は、先端部 80 の外径に比べて細い径で形成されている。従ってそのままでは強度が低い。保護カバー 85 は、この突出部の強度を上げる為に、少なくとも、共焦点用対物光学系 90b を保持した鏡筒 90c の周方向（主に先端部 80 の外周側）を覆うよう形成されている。

【 0 0 3 4 】

共焦点用対物光学系 90b によって取り込まれた観察像は、シングルモード光ファイバ 82 によってプロセッサ 220 に導光される。プロセッサ 220 に導光された観察像は、このプロセッサ 220 で所定の画像処理を施されて映像信号に変換される。そしてこの映像信号は、モニタ 320 において共焦点ユニット 89 による観察画像として表示される。

40

【 0 0 3 5 】

電子内視鏡 100 が備える鉗子差込口 20 は、生体組織の止血や採取など、さまざまな処置を行うための鉗子を挿入する部位である。術者は、手術内容に応じてさまざまな鉗子を、この鉗子差込口 20 にセットする。この鉗子差込口 20 にセットされた鉗子は、挿入部可撓管 10 に沿って配置された鉗子チャンネルに挿通され、その先端部が鉗子チャンネル口 87 から送出される。

【 0 0 3 6 】

内視鏡用コネクタ 50 は、電子内視鏡 100 をプロセッサ 210 に接続する部位である

50

。この内視鏡用コネクタ50は、主に、固体撮像素子から伝送される画像信号を伝送する信号線と、画像処理を行うプロセッサ側の信号線とを接続しており、さらに、プロセッサ210が備えている光源装置とライトガイドとを接続している。また、この内視鏡用コネクタ50は、ユニバーサルコード40を介して操作部30と接続されている。なお、このプロセッサ210が備えている光源装置から照射された光束は、内視鏡用コネクタ50、ユニバーサルコード40、挿入部可撓管10などに沿って配置されたライトガイドを介して2つの照明窓86から出射する。そしてこの光束は、先端部80の前面と対向している生体組織400を照明する。

【0037】

操作部30には、電子内視鏡100を操作する為の操作ノブ31が備えられている。術者が操作ノブ31を操作すると、先端部80近傍の挿入部可撓管10が湾曲し、先端部80が上下左右に移動されて観察領域が変更されたり、鉗子差込口20にセットされた鉗子が起上されたりする。

【0038】

共焦点システム用コネクタ70は、電子内視鏡100をプロセッサ220に接続する部位である。この共焦点システム用コネクタ70は、プロセッサ220が備えている光源装置と、シングルモード光ファイバ82とを接続する。また、この共焦点システム用コネクタ70は、共焦点システム用コード60を介して操作部30と接続されている。なお、このシングルモード光ファイバ82の一端は共焦点システム用コネクタ70のプロセッサ220との接続部に配置されている。また、このシングルモード光ファイバ82のもう一端は、共焦点システム用コード60、挿入部可撓管10を介して先端部80に配置されている。

【0039】

次に、上述した共焦点ユニット89に備えられている光学系の動作を説明する。まず、プロセッサ220に備えられている光源装置からレーザ光が発振する。この発振したレーザ光は、共焦点システム用コネクタ70のプロセッサ220との接続部にあるシングルモード光ファイバ82の端部に入射される。当該端部に入射されたレーザ光は、シングルモード光ファイバ82を伝送して先端部80側の端部82aから出射される。端部82aから出射された光束は、共焦点用対物光学系90bに入射し、カバーガラス84を介して生体組織400において焦点を結ぶ。なお、共焦点ユニット89は暗部である生体組織内部が観察可能でありかつ小型な光学ユニットである。従って、共焦点用対物光学系90bは高NAでありかつ小型に形成されている。その結果、共焦点用対物光学系90bの焦点距離は非常に短くなっている。

【0040】

生体組織400において焦点を結んだ光束は、生体組織400で反射し、共焦点用対物光学系90bを介して端部82a近傍で焦点を結ぶ。この端部82aは、共焦点用対物光学系90bから出射された光束が生体組織400において焦点を結んだ位置と共に位置である。また、このシングルモード光ファイバ82のコア径は極めて小さい。従って、生体組織400で反射された反射光のうち、生体組織400で焦点を結んだ光束の反射光のみがシングルモード光ファイバ82内部に入射され、それ以外の反射光は、シングルモード光ファイバ82が有するクラッド部などによって遮光されてしまう。すなわち、シングルモード光ファイバ82を通過する反射光は、生体組織400で焦点を結んだ光束の反射光のみとなる。

【0041】

生体組織400からの反射光のうち焦点を結んだ反射光のみに絞られた光束は、上述したように、シングルモード光ファイバ82によってプロセッサ220に導光されてプロセッサ220で処理されて映像信号に変換される。そしてこの変換された映像信号は、共焦点用対物光学系90bによる観察画像としてモニタ320に表示される。なお、生体組織400において焦点を結んだ光束の反射光を、当該焦点位置から発する蛍光に置き換えることにより、共焦点ユニット89を用いた蛍光観察を実施することができる。この場合、

10

20

30

40

50

当該焦点位置から発した蛍光のみがシングルモード光ファイバ 8 2 内部に入射され、それ以外の反射光は、シングルモード光ファイバ 8 2 が有するクラッド部などによって遮光される。これによりプロセッサ 2 2 0 で処理される光束は当該焦点位置から発した蛍光のみに限定され、モニタ 3 2 0 には、当該焦点位置における蛍光に基づいた画像が表示される。

【 0 0 4 2 】

また、シングルモード光ファイバ 8 2 端部近傍には上述した圧電素子 9 1 が備えられている。この圧電素子 9 1 は、シングルモード光ファイバ 8 2 端部を、共焦点用対物光学系 9 0 b の光軸と直交する方向に変位させることができる。シングルモード光ファイバ 8 2 端部が該光軸と直交する方向に変位すると、生体組織 4 0 0 に照射される光束の焦点位置も、シングルモード光ファイバ 8 2 端部の変位に伴って該光軸と直交する方向に移動する。別の言い方をすると、シングルモード光ファイバ 8 2 端部が該光軸と直交する方向に変位すると、生体組織 4 0 0 に照射される光束は、その変位に伴って生体組織 4 0 0 表面または内部を走査する。これにより共焦点ユニット 8 9 からプロセッサ 2 2 0 に 2 次元の観察画像を得る為の像が伝送される。

【 0 0 4 3 】

次に、本実施形態の特徴的な部分である、先端部 8 0 における内視鏡ユニット 8 1 と共焦点ユニット 8 9 の位置関係を説明する。内視鏡ユニット 8 1 の前面は、照明窓 8 6 や、鉗子チャンネル口 8 7 、送気口 8 8 A 、送水口 8 8 B などを備えている図 3 及び図 4 において一点鎖線で示されている面 8 1 a と同一面上となるように配置されている。一方、共焦点ユニット 8 9 の前面（面 8 9 b ）は、面 8 1 a よりも先端部 8 0 前方に位置している。すなわち先端部 8 0 の前方部では、共焦点ユニット 8 9 が他の部位に対して突出するよう配置されている。

【 0 0 4 4 】

なお、前方に突出した共焦点ユニット 8 9 は、上述したように外径が細い上に電子内視鏡の最も先端に位置しているために大きな負荷が掛けり得る。この為、保護カバー 8 9 0 は、共焦点ユニット 8 9 の突出部分を覆うよう形成されている。

【 0 0 4 5 】

ここで、面 8 1 a よりも先端部 8 0 前方に突出している、共焦点ユニット 8 9 （具体的には共焦点用対物光学系 9 0 b 及び鏡筒 9 0 c ）の部分を突出部 8 9 0 とし、保護カバー 8 5 の部分を保護カバー突出部 8 9 1 とする。

【 0 0 4 6 】

上述したように、この共焦点ユニット 8 9 を用いて体腔内の生体組織を観察する場合、術者は、この共焦点ユニット 8 9 の先端部前面（別の言い方をすると、カバーガラス 8 4 が成す面）の面 8 9 b を対象物に接触させて、その対象物を観察する必要がある。

【 0 0 4 7 】

図 4 に示すように、内視鏡用対物光学系 8 1 b を含む内視鏡ユニット 8 1 は、D_B を有した枠体に組み込まれている。この D_B を有した枠体には、内視鏡ユニット 8 1 に加えて共焦点ユニット 8 9 の一部も組み込まれている。また、突出部 8 9 0 は、保護カバー突出部 8 9 1 が成す枠体であって、D_B を有した枠体よりも細い径である D_A を有した枠体に組み込まれている。

【 0 0 4 8 】

D_A を有した枠体は D_B を有した枠体より前方に位置している為、先端部 8 0 前面を生体組織 4 0 0 に近づけていくと、共焦点ユニット 8 9 前面（面 8 9 b ）を、内視鏡ユニット 8 1 を含む面 8 1 a より優先的に生体組織 4 0 0 に接触させることができる。このとき、電子内視鏡 1 0 0 本体と共焦点ユニット 8 9 は相対的に移動しない、すなわち互いに固体された状態であるため、術者は、共焦点ユニット 8 9 前面（面 8 9 b ）と生体組織 4 0 0 とを、相対的に移動しない状態（安定した状態）で接触させることができる。

【 0 0 4 9 】

また、電子内視鏡 1 0 0 において共焦点ユニット 8 9 が他の部位を配置した面 8 1 a より

10

20

30

40

50

り突出している為、生体組織 400 と接触されるべき面である面 89b は最小径に抑えられている。このように接触されるべき面を最小径に抑えると、面 81a と共に共焦点ユニット 89 先端面とが同一面であるときに比べて、面 89b と生体組織 400 とが互いに面で接触し易くなる。すなわち、面 89b と生体組織 400 とがより密着して接触し易くなる。また、内視鏡ユニット 81 を共焦点ユニット 89 より後方に配置する（すなわち共焦点ユニット 89 を内視鏡ユニット 81 より突出させる）ことにより、内視鏡ユニット 81 と共に共焦点ユニット 89 とが並列して配置しているときに比べて D_B を有した枠体の挿入方向長さを減少させることができる。そしてこの減少した部分を D_B よりも細い D_A を有した枠体に形成することができる。この電子内視鏡 100 では、硬性部である先端部 80 の先端（ D_A ）を上記の如く細径化させ、さらに D_B を有した枠体の全長を最小限に抑えている為、患者への負担が最小限に抑えられている。

【0050】

なお、保護カバー突出部 891 には、体腔内の細い管に対する先端部 80 の挿入の容易性を向上させた工夫がなされている。具体的に説明すると、保護カバー突出部 891 の先端近傍が、共焦点用対物光学系 90b の光軸に対してテーパーを有した形状となっている。従って、電子内視鏡 100 を体腔内の細い管に挿入する場合でも、前述のテーパーがガイドの役割を果たす為、先端部 80 が当該管内で引っ掛かる事はなくスムーズに挿入される。

【0051】

図 5 は、内視鏡用対物光学系によって得られた観察像を表示しているモニタ 310 を示す図である。図 3 の内視鏡ユニット 81 前面の点線で示された内視鏡用対物光学系の視野内に、少なくともその一部が入るように突出部 890 及び保護カバー突出部 891 は形成されている。さらに、これら突出部 890 及び保護カバー突出部 891 は、鉗子チャンネル口 87 から送出される鉗子の作業を妨げることなく、かつモニタ 310 に表示される共焦点ユニット 89 の一部がモニタ 310 の表示観察領域の中心を通る垂直線 310a 及び水平線 310b と重ならないように形成されている。従って、図 5 に示すように、これら突出部 890 及び保護カバー突出部 891 は、モニタ 310 の画面中央部で表示されることがない。その結果、術者は観察し易い画面中央部で対象物を観察しつつ、画面周辺部で共焦点ユニット 89 の位置を確認することができる。

【0052】

なお、鉗子チャンネル口 87 から送出される鉗子の作業を妨げる突出部 890 及び保護カバー突出部 891 とは、これら突出部が光軸方向に長く形成されていることにより、鉗子より先に突出部が処置したい生体組織に到達してしまい、その生体組織に鉗子が届かなかつたり、突出部が鉗子チャンネル口 87 と接するように形成されている為、鉗子を動作させた場合に鉗子が突出部と接触して鉗子が正常に動作できなくなってしまったりするようなものを示す。

【0053】

次に、本発明の実施形態の電子内視鏡 100 を用いた生体組織 400 の観察方法の一態様を説明する。図 5 (A) に示すように、術者は、共焦点用対物光学系 90b より低倍率（すなわち観察範囲の広い）の内視鏡用対物光学系を用いて生体組織 400 の全体像をモニタ 310 に表示させて観察する。上述したように突出部 890 及び保護カバー突出部 891 はモニタ 310 の画面周辺部で表示される為、術者は、観察し易い画面中央部で生体組織 400 を観察しつつ、共焦点ユニット 89 の位置を確認することができる。

【0054】

そして観察中の生体組織 400 を内視鏡用対物光学系より高倍率で（すなわち観察対象を拡大して）観察したい場合、図 5 (B) に示すように、術者は、モニタ 310 の画面周辺部に表示されている共焦点ユニット 89 の前面に生体組織 400 が位置するよう電子内視鏡 100 を操作する。すなわち術者は、体腔内における観察位置を把握し易い内視鏡用対物光学系（観察範囲が広いため）を用いて、体腔内における観察位置を把握し難い共焦点用対物光学系 90b（観察範囲が狭いため）の観察領域を容易に決定することができる

10

20

30

40

50

。

【0055】

図5(B)の状態時、共焦点ユニット89によって得られる画像が表示されるモニタ320にはモニタ310よりも拡大された生体組織400が表示されている為、術者はこのモニタ320で生体組織400の細部を観察することができる。そしてこのとき術者は、モニタ310に表示された生体組織400及び共焦点ユニット89と、モニタ320に表示された生体組織400とを同時に観察することができる。従って、内視鏡ユニット81によってモニタ310に表示される生体組織400と、共焦点ユニット89によってモニタ320に表示される生体組織400との位置関係を容易に把握することができ、検診や手術に掛かる時間を短縮させることができる。

10

【0056】

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。

【0057】

一例として別の実施形態の先端部80の構成を説明する。図6は、別の実施形態の電子内視鏡の先端部80の構成を示す側面図である。なお、この別の実施形態の電子内視鏡において、図4で示す実施形態の電子内視鏡100と同一の構成には、同一の符号を付してここでの詳細な説明は省略する。

【0058】

この実施形態の保護カバー85a(本実施形態の保護カバー85に相当)には、保護カバー突出部891が形成されていない。従って、この場合、共焦点ユニット89(突出部890)の径をより細径化でき、患者に対する負担を軽減させることができる。

20

【図面の簡単な説明】**【0059】**

【図1】本発明の実施形態の電子内視鏡システムを示す図である。

【図2】本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部の構成を示す正面図である。

【図3】図2の一点鎖線A-Aに対応した図であって、本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部の構成を示す側断面図である。

【図4】本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部の構成を示す側面図である。

【図5】本発明の実施形態の内視鏡用対物光学系によって得られた観察像を表示しているモニタを示す図である。

30

【図6】別の実施形態の電子内視鏡の先端部の構成を示す側面図である。

【符号の説明】**【0060】**

80 先端部

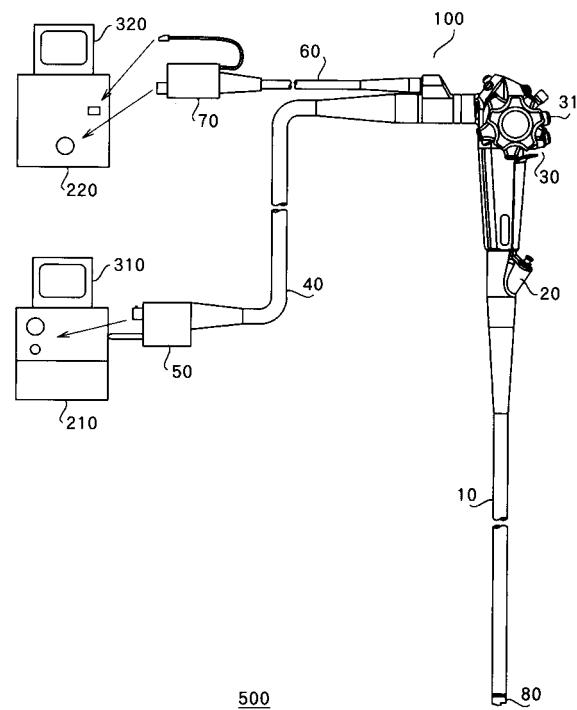
81 内視鏡ユニット

89 共焦点ユニット

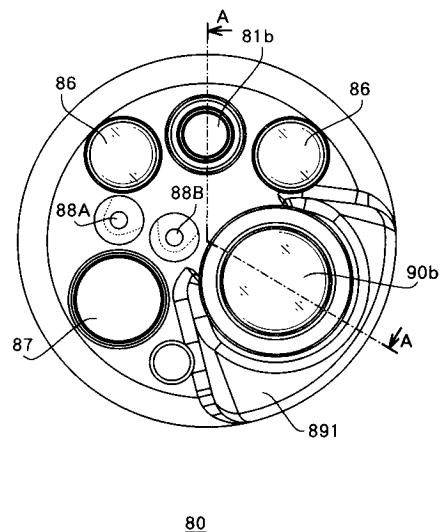
890 突出部

100 電子内視鏡

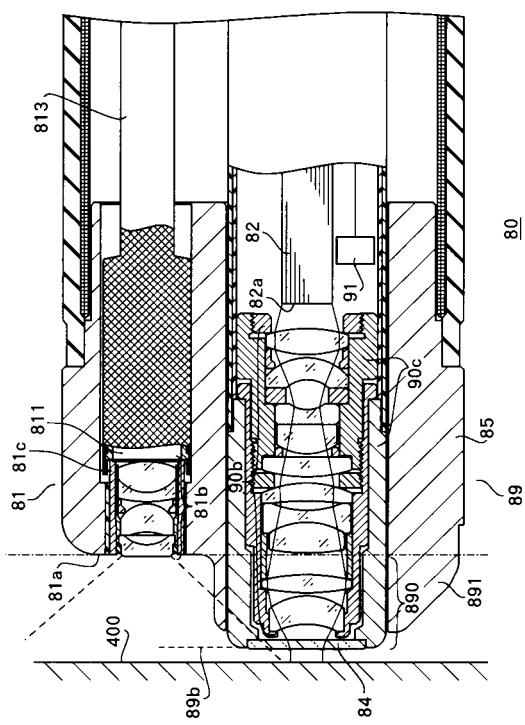
【図1】



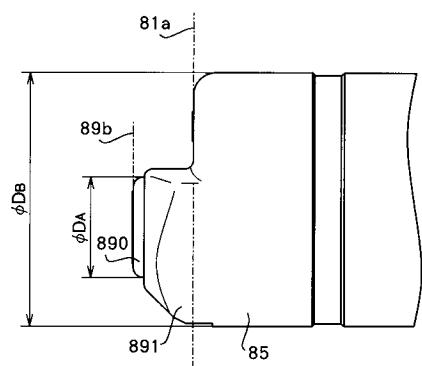
【図2】



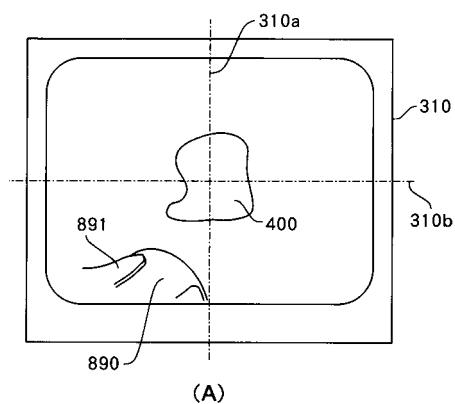
【図3】



【図4】

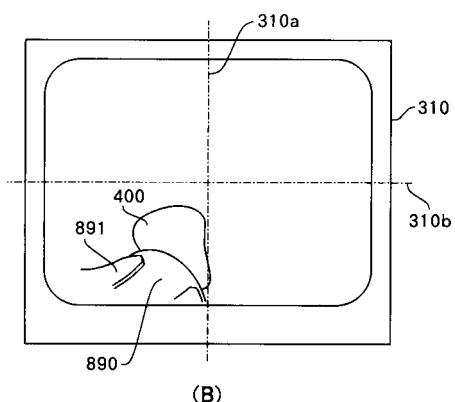
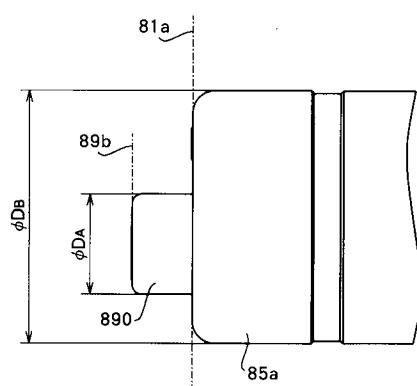


【図5】



(A)

【図6】



(B)

フロントページの続き

(72)発明者 ピーター・マックスウェル・デラニー
オーストラリア国 ヴィクトリア 3163 カーネギー グランジ ロード 88

審査官 東 治企

(56)参考文献 特開平09-021963(JP, A)
特開2004-166913(JP, A)
特開昭63-136015(JP, A)
特開平03-264038(JP, A)
特開2001-275953(JP, A)
特開平05-297288(JP, A)
特開平11-313795(JP, A)
特開2001-311880(JP, A)
特開平04-012726(JP, A)
特開2001-340286(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00
G02B 23/24

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP4648638B2	公开(公告)日	2011-03-09
申请号	JP2004032958	申请日	2004-02-10
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社 乐观的扫描私人有限公司		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社 乐观的扫描私人有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社 乐观的扫描私人有限公司		
[标]发明人	岡田慎介 ピーター・マックスウェル・デラニー		
发明人	岡田 慎介 ピーター・マックスウェル・デラニー		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.Y G02B23/24.A G02B23/26.C A61B1/00.525 A61B1/00.731 A61B1/018.513		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/BA24 2H040/CA02 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA15 2H040/DA52 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/FA13 2H040/GA02 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/MM09 4C061/NN05 4C061/VV04 4C061/WW10 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/MM09 4C161/NN05 4C161/VV04 4C161/WW10		
优先权	2003031817 2003-02-10 JP 2003138099 2003-05-16 JP		
其他公开文献	JP2005000640A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有通常的内窥镜观察系统的内窥镜，并且另外配备有另一个观察系统，该观察系统需要通过使尖端部分与物体接触来观察，能够容易地使该观察系统与之接触。体腔的目的，并且进一步减轻了患者的负担。ŽSOLUTION：内窥镜由一个插入体腔的插入管组成，第一个光学系统固定在插入管的顶端，用于以第一放大率观察体腔内的活体组织，第二个光学系统固定到插入管的尖端，用于以比第一放大率高的第二放大率观察活体组织。Ž

4】

