

(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2004-65316

(P2004-65316A)

(43) 公開日 平成16年3月4日(2004.3.4)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/303
 A61B 1/00
 A61B 1/307
 A61B 1/31
 G02B 23/24

F I

A61B 1/30
 A61B 1/00
 G02B 23/24
 G02B 23/24

テーマコード (参考)

2H040
 4C061

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2002-225162 (P2002-225162)
 (22) 出願日 平成14年8月1日(2002.8.1)

(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
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 萩原 雅博
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス光学工業株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 BA14 DA02 DA12 DA21 FA02
 GA02 GA11
 4C061 AA15 AA16 DD01 FF40 HH52
 HH57 NN01 PP13

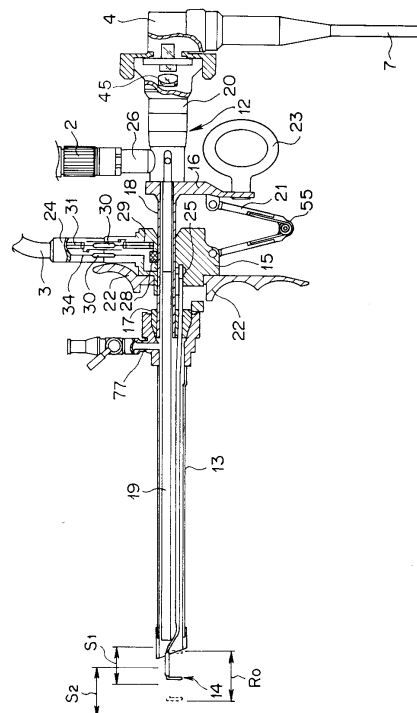
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】簡単、かつ、安価な構成によってフォーカス位置を検出してフォーカシングを行い、術者が常に電極やその近傍にピントの合った明るく鮮明な画像を観察しながら手技を進めることを可能ならしめる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】レゼクトスコープ1は、電極14が挿通し、被検体内に挿入可能なシース13と、シース13内を挿通し、観察光学系が収納される挿入部19とを有し、カメラヘッド4に装着される。電極14は、スライダ15に端部が固着して取り付けられ、スライダ15の移動によりその突出量が増減する。上記突出量は、スライダ15に配設されるホール素子28により検出される。上記検出された突出データに基づいてカメラヘッド4の結像光学系のフォーカシングを行って、常に電極14近傍にピントの合った観察画像が得られるように制御される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に挿入可能で長尺な挿入部と、
前記挿入部の先端部から突出して前記被検体を処置可能な処置手段と、
前記挿入部に設けられ前記処置手段を挿通可能な挿通路と、
光学像を観察可能な観察光学系と、
前記観察光学系の焦点位置、および、被写界深度を変更可能な被写界変更手段と、
前記処置手段の前記挿通路に対する移動を検出する移動検出手段と、
前記移動検出手段により検出された前記処置手段の移動に応じて前記観察光学系の焦点位置、および、被写界深度を変更するように前記被写界変更手段を制御可能な被写界制御手段と、
を備えることを特徴とする内視鏡装置。 10

【請求項 2】

被検体に挿入可能で長尺な挿入部と、
前記挿入部の先端部から突出して前記被検体を処置可能な処置手段と、
前記挿入部に設けられ、前記処置手段を挿通可能な挿通路と、
光学像を観察可能な観察光学系と、
前記観察光学系の焦点位置を変更可能な焦点位置変更手段と、
前記処置手段の前記挿通路に対する移動を検出する移動検出手段と、
前記移動検出手段により検出された前記処置手段の移動に応じて前記観察光学系の焦点位置を変更するように前記焦点位置変更手段を制御可能な焦点位置制御手段と、
を備えることを特徴とする内視鏡装置。 20

【請求項 3】

被検体に挿入可能で長尺な挿入部と、
前記挿入部の先端部から突出して前記被検体を処置可能な処置手段と、
前記挿入部に設けられ前記処置手段を挿通可能な挿通路と、
光学像を観察可能な観察光学系と、
前記観察光学系の被写界深度を変更可能な被写界深度変更手段と、
前記処置手段の前記挿通路に対する移動を検出する移動検出手段と、
前記移動検出手段により検出された前記処置手段の移動に応じて前記観察光学系の被写界深度を変更するように前記被写界深度変更手段を制御可能な被写界深度制御手段と、
を備えることを特徴とする内視鏡装置。 30

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、内視鏡用撮像装置ないしは進退可能な光学系をもつ電子内視鏡部を有する内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、内視鏡装置のひとつとしてレゼクトスコープと呼ばれるものがあり、このレゼクトスコープは、前立腺や子宮内壁、膀胱内壁などの病変部を切除する目的で構成された高周波内視鏡装置であって、例えば、特開昭 60-149616 号公報や特開平 3-295550 号公報に開示されたような内容のものが知られている。 40

【0003】

一方で、特開平 10-179506 号公報や特開平 10-118007 号公報等に関示されたもので内蔵アクチュエータによって光学系を駆動し、フォーカス調整を行う電子内視鏡装置が知られている。また、特開 2001-46333 号公報に関示されたもので光学内視鏡の接眼部に接続して内視鏡像を撮像可能な内視鏡用撮像装置があり、この内視鏡用撮像装置においても光学系のフォーカス調整が可能である。

【0004】

また、特開平 8-136832 号公報に開示された内視鏡用オートフォーカス機構は、内視鏡の先端から被観察部までの距離を測定し、その測定値に応じて対物光学系を移動させて自動合焦を行なう内視鏡用オートフォーカス機構に関するもので、焦点距離が異なる複数の合焦ゾーンを有し、その合焦ゾーン同士が互いにオーバーラップするように対物光学系を移動させる対物光学系移動手段を有している。

【0005】

さらに、特開平 10-118008 号公報に開示された内視鏡装置は、オートフォーカス制御装置の制御によって内視鏡先端部のフォーカスレンズがフォーカス駆動されるものであって、上記オートフォーカス制御装置は、ビデオプロセッサで取り込まれた画像情報をもとに被写体のフォーカス情報を得て、フォーカシングを行う。

10

【0006】

さらに、特開平 10-165358 号公報に開示された内視鏡装置は、被写体との焦点距離を自動調整するオートフォーカス内視鏡を有しており、オートフォーカス内視鏡の可変焦点距離機構の可動部は、焦点制御装置によって制御駆動され、フォーカシングがなされる。

【0007】

さらに、特開平 10-309258 号公報に開示された体腔内観察装置は、興味位置検出手段により検出された興味位置に対応して拡大率可変手段および湾曲手段の駆動量を制御することによって上記興味位置部分の適切な観察像を得るものである。

【0008】

さらに、特表平 11-501850 号公報の開示された外科／診断撮像装置は、末端部に回動自在の像センサを有しており、使用時、像センサと支持体は、使い捨ての無菌シースの中に収容され、シースの末端部は、切開部を通して患者の中に挿入される。

20

【0009】

さらに、実開昭 63-78915 号公報に開示された内視鏡装置は、絞り手段の開口角度を検出し、この検出開口角度の数値に応じて対物レンズの焦点距離を設定するものである。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

前述した特開昭 60-149616 号公報や特開平 3-295550 号公報等を開示されたレゼクトスコープにおいては、高周波電流の通電される電極が前後にスライドすることによって患者前立腺、あるいは、膀胱内壁などの切除を行うように構成されているが、近年、一般化しつつある電子内視鏡あるいは内視鏡用撮像装置と上記レゼクトスコープとを組み合わせることによって、上記電極による病変部切除状態の内視鏡像をモニター画面上で観察することが可能なものが提案されている。この電子内視鏡あるいは内視鏡用撮像装置と上記レゼクトスコープとを組み合わせた装置においては、前記電極がスライドする全範囲にわたって前記電子内視鏡あるいは前記内視鏡用撮像装置によって得られる内視鏡像のフォーカスが合うような深い被写界深度を達成するには、内視鏡光学系の広角化あるいは絞りが必要となるが、これらを採用した場合、以下のような弊害を生じる。

30

【0011】

すなわち、十分な被写界深度が得られるだけ内視鏡光学系を広角化すると、内視鏡像の視野範囲が相当広がる。このために前記レゼクトスコープによる切除可能範囲以外の、例えば、灌流シース内壁などの余計な部分まで視野内に入ってしまう。そして、上記視野範囲が広がった分だけ電極自体の大きさは小さく撮像されて視認しづらくなる。また、術者は、切除部分の確認に余分な努力を払う必要を生じる。

40

【0012】

一方、十分な被写界深度が得られるだけの光学絞りを内視鏡光学系内に設けると、当然、該内視鏡光学系によって得られる内視鏡像の明るさは暗くなってしまう。一般的にレゼクトスコープは、患者尿道内に挿入するために外径を細く抑えて作製されている。従って、上記内視鏡光学系に絞りを設けない状態でも光量が充分とはいえない状況であるため、さ

50

らに、上記絞りの設置によって内視鏡像の明るさが減少し暗くなる。したがって、術者は体腔内の視認に余分な努力を払う必要を生じる。

【0013】

このため、レゼクトスコープにおいては、手技に大きな弊害を与えない程度に画像が暗くなったり、あるいは、フォーカスにずれを生じることを許容しなくけらばならなかった。または、フォーカスに影響を与えない範囲まで電極のスライド範囲を狭めて、一度に切除できる組織量が減少してしまうことを許容しなければならなかった。上述のような各状況に対して術者に余分な労力が要求されていた。

【0014】

以上のような弊害を回避するためには、電子内視鏡あるいは内視鏡用撮像装置をオートフォーカス化することが適当である。しかしながら、上述の特開平10-179506号公報や特開平10-118007号公報等にも示されたような撮像素子からの出力信号に基づいたオートフォーカス機構を構成するには、フォーカス位置検出のためオートフォーカスユニットを別途設けなければならなかった。このフォーカス位置検出のための方法としては、画像のコントラスト法による手段や測距による手段など従来から様々な方法が開示されているが、いずれの方法を採用にしても、オートフォーカスユニットを追加することによりシステムの複雑化や高価格化は避けられなかった。

【0015】

本発明は、上述のような問題点を鑑みてなされたものであって、従来よりも簡単、かつ、安価な構成によってフォーカス位置を検出してフォーカシングを行い、これによって電子内視鏡あるいは内視鏡用撮像装置による観察光学系のフォーカス位置を調整可能とし、被写界深度を向上させて、術者が常に電極やその近傍にピントの合った明るく鮮明な画像を観察しながら手技を進めることを可能ならしめる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0016】

【課題を解決するための手段】

本発明の内視鏡装置は、被検体に挿入可能で長尺な挿入部と、前記挿入部の先端部から突出して前記被検体を処置可能な処置手段と、前記挿入部に設けられ前記処置手段を挿通可能な挿通路と、光学像を観察可能な観察光学系と、前記観察光学系の焦点位置、および、被写界深度を変更可能な被写界変更手段と、前記処置手段の前記挿通路に対する移動を検出する移動検出手段と、前記移動検出手段により検出された前記処置手段の移動に応じて前記観察光学系の焦点位置、および、被写界深度を変更するように前記被写界変更手段を制御可能な被写界制御手段とを備えており、本内視鏡装置においては、前記被写界制御手段によって、前記移動検出手段で検出された前記処置手段の移動量に応じて前記観察光学系の焦点位置、および、被写界深度が変更され、前記観察光学系が前記処置手段に対してフォーカシングされ、かつ、被写界深度が変更されるので、術者は、常にピントの合った被検体の画像を観察することができる。

【0017】

【発明の実施の形態】

以下、図に基づいて本発明の実施の形態を説明する。

図1乃至6は、本発明の第1の実施形態に係り、図1は、本発明の第1の実施形態の内視鏡装置における全体構成を概略図にて示したものである。図2は、図1の内視鏡装置を構成するレゼクトスコープの詳細な構造を示す断面図である。図3は、図2のレゼクトスコープのガイド軸部の磁化状態を示す断面図である。図4は、図1の内視鏡装置を構成するカメラヘッドの構造を示す断面図である。図5は、図1の内視鏡装置を構成する高周波電源回路のブロック構成図であって、対極板を必要とする場合の構成（モノポーラ）を例として示す。図6は、図1の内視鏡装置を構成するプロセッサ装置のブロック構成図である。

【0018】

本第1の実施形態の内視鏡装置81は、レゼクトスコープ1と、上記レゼクトスコープ1

に接続されるAコード3およびライトガイドケーブル2と、レゼクトスコープ1に着脱自在に装着される内視鏡用撮像装置であるカメラヘッド4と、Aコード3に接続される高周波電源装置6と、ライトガイドケーブル2に接続される光源装置5と、カメラヘッド4にカメラケーブル7を介して接続されるプロセッサ装置8と、プロセッサ装置8に電気信号ケーブル9を介して接続される観察モニタ10と、高周波電源装置6とプロセッサ装置8とを接続する電気信号ケーブル11とを有してなる。

【0019】

上記レゼクトスコープ1は、図2に示すように光学視管12と、操作部本体17に装着される中空のシース13と、被検体を処置可能な処置手段である電極14と、移動操作手段であるスライダ15と、送水口部77を有する上記操作部本体17と、ストッパ16とを有してなる。 10

【0020】

上記操作部本体17とストッパ16との間には、中空のガイド軸18が設けられ、一体化されしている。操作部本体17には被検体に挿入可能な挿入部である長尺のシース13が接続され、固定されている。

【0021】

上記光学視管12は、内部に観察光学系が収納される挿入部19と、光学系像を観察可能な観察光学系を構成する接眼部20とにより構成される。

【0022】

上記挿入部19は、ガイド軸18内とシース13内とを挿通して設けられ、シース13と共に被検体に挿入可能である。上記接眼部20は、ストッパ16と接続固定されており、接眼部20にはカメラヘッド4が着脱自在に装着される。 20

【0023】

上記シース13は、被検体に挿入可能な長尺の中空の挿入部であり、上記電極14の通電部が挿通する挿通路を形成する。

【0024】

上記ガイド軸18には、電極14を移動操作するためのスライダ15が挿通されている。上記スライダ15は、ストッパ16と操作部本体17の間で、ガイド軸18に沿って往復摺動可能に支持され、その往復摺動によりシース13内を挿通している電極14が移動操作される。 30

【0025】

上記スライダ15は、バネ関節21によって、常時、操作部本体17と接する方向へと付勢されている。そして、スライダ15には操作部ハンドルである指掛け部22が一体的に設けられ、ストッパ16には指掛け部23が設けられており、使用者は、指掛け部22および23に指を掛けてスライダ15をバネ関節21の付勢力に逆らってストッパ16に当接する方向へとスライド移動させることができる。

【0026】

上記電極14は、その端部の通電部25がスライダ15と接続して取り付けられており、操作部本体17内およびシース13内の挿通路を挿通し、上記シース13の先端部からの突出して配置される。したがって、スライダ15の移動にともなって電極14の突出量が変化する。 40

【0027】

上記スライダ15にはコネクタ24が設けられており、電極14は、上記スライダ15内の通電部25を介してコネクタ24の後述する高周波出力線34と電氣的に導通し、接続されている。すなわち、コネクタ24にはAコード3が接続されており、電極14は、通電部25とコネクタ24の接点ピン30を介してAコード3内の高周波出力線34に接続されている。

【0028】

上記光学視管12の接眼部20にはライトガイドコネクタ26が設けられている。該ライトガイドコネクタ26にはライトガイドファイババンドルが挿通するライトガイドケー 50

ブル 2 と接続されている。上記ライトガイドファイバーバンドル（図示せず）は、接眼部 20 側のライトガイドファイバーバンドル（図示せず）と上記コネクタ 26 で接続される。上記ライトガイドファイバーバンドルは、光学視管 12 内を挿入部 19 先端へと延びて設置されている。

【0029】

そして、上記接眼部 20 には、接眼光学系 45 が内蔵されており、上記接眼部光学系 45 から挿入部 19 の先端に向けて上記ライトガイドファイバーバンドルと平行に伝送光学系（例えば、イメージガイドファイバーバンドル、図示せず）が内装されている。さらに、挿入部 19 の先端部にて上記伝送光学系に対向して対物光学系（図示せず）が配置されている。

10

【0030】

上記スライダ 15 には、ガイド軸 18 との嵌合部に電極 14 の突出移動量をスライダ 15 の移動によって検出する移動検出手段（操作部ハンドル位置検出手段）であるホール素子 28 が設けられている。一方でガイド軸 18 の外周部は、図 3 に示すように、操作部本体 17 側の領域 RN が N 極に磁化され、ストップ 16 側の領域 RS が S 極となるように磁化されている。

【0031】

上記ホール素子 28 は、スライダ 15 内に配置されたシールド線である同軸信号線 29 によってコネクタ 24 側へ接続され、コネクタ 24 において接地された遮蔽を有する接点である接点ピン 30 を介して、A コード 3 内の接地されたシールド線である同軸信号線 31

20

【0032】

上記レゼクトスコープ 1 において、指掛け部 22 を操作してスライダ 15 を前後動させた場合、挿入部 19 およびシース 13 に対するその電極 14 の突出位置が変化する。その電極 14 の移動に対応してホール素子 28 よりガイド軸 18 の磁化領域が検出され、電極 14 の突出位置を示す電気信号が出力される。

【0033】

上記カメラヘッド 4 は、図 4 に示すように上記光学視管 12 の接眼部 20 に着脱自在に取り付けられるアイピースマウント 44 と、カメラ側観察光学系を構成するものとして上記取り付け状態で接眼部 20 の接眼光学系 45 に対向するカバーガラス 48 と、その後方に配置され、接眼光学系 45 からの光線を結像光学系 50 側に反射するミラー 49 と、ミラー 49 の下方に進退可能に支持されるレンズ枠 52 と、レンズ枠 52 に保持される結像光学系 50 と、結像光学系 50 の下方に配置される撮像素子 51 とを有しており、さらに、上記レンズ枠 52 に螺合し、焦点位置変更手段、被写界変更手段であって、駆動モータ 53 により回転駆動される駆動スクリュー 54 と、上記撮像素子 51 の電気信号線 42 および上記駆動モータ 53 の電気信号線 43 が挿通するカメラケーブル 7 とを有してなる。

30

【0034】

カメラヘッド 4 においては、上記接眼光学系 45 から入射した被写体光は、カバーガラス 48 を透過してミラー 49 で反射し、結像光学系 50 によって撮像素子 51 の結像面上に結像される。駆動モータ 53 により駆動スクリュー 54 が正転、または、逆転方向に回転駆動されると、レンズ枠 52 が進退駆動され、結像光学系 50 の合焦駆動がなされる。

40

【0035】

上記高周波電源装置 6 は、図 5 に示すように対極板 32 を有するモノポーラ構成を有しており、電源回路 38 A と、高周波出力回路 36 と、制御回路 37 と、トランス 35 と、移動検出手段であるスライド位置検知回路 39 と、高周波電源装置本体外部に接続される対極板 32 およびフットスイッチ 33 とを有し、さらに、A コード 33 と、電気信号ケーブル 11 と、商用電源コードが接続される。

【0036】

上記高周波電源装置 6 において、上記商用電源コードが接続される電源回路 38 A は、高周波出力回路 36 と、制御回路 37 と、トランス 35 と、スライド位置検知回路 39 とに

50

駆動電力を供給する。

【0037】

上記制御回路37にはフットスイッチ33の出力信号線が接続されており、フットスイッチ33の出力信号に基づき、制御回路37によって高周波出力回路36が制御される。上記高周波出力回路36の出力は、トランス35の一次側に接続される。トランス35の二次側は、スライダ15に連結されるAコード3内を挿通する高周波出力線34と、対極板32に接続される。

【0038】

上記スライド位置検知回路39には、Aコード3内を挿通する同軸信号線31が接続され、スライド位置検知回路39の出力信号線は、電気信号ケーブル11を挿通して、プロセッサ装置8に接続される。 10

【0039】

上記プロセッサ装置8は、図6に示すように電源回路38Bと、撮像素子駆動回路／映像信号処理回路40と、上記駆動モータ53（図4）を駆動する焦点位置制御手段としての光学系駆動回路41とを有しており、さらに、カメラヘッド4へのカメラケーブル7と、高周波電源装置6への電気信号ケーブル11と、観察モニタ10への電気信号ケーブル9と、商用電源コードとがそれぞれ接続されている。

【0040】

上記商用電源コードが接続される電源回路38Bは、撮像素子駆動回路／映像信号処理回路40と、光学系駆動回路41とに駆動電力を供給する。 20

【0041】

カメラケーブル7を挿通する電気信号線42と43とは、それぞれ撮像素子駆動回路／映像信号処理回路40と光学系駆動回路41に接続される。また、撮像素子駆動回路／映像信号処理回路40と光学系駆動回路41とのそれぞれの出力信号は、電気信号ケーブル11、または、9を介して出力される。

【0042】

次に、上述した構成を有する本第1の実施形態の内視鏡装置81の作用について説明する。

【0043】

まず、高周波電源装置6に接続されたフットスイッチ33を操作することにより、制御回路37は高周波出力回路36に対して高周波電流を出力させる。該高周波出力回路36からの電流による出力電圧は、トランス35により変圧され、高周波電源装置6より出力され、Aコード3内の高周波出力線34を介し、さらに、レゼクトスコープ1のコネクタ24から通電部25を介して電極14に至る。上記電極14から患者体組織（図示せず）へと高周波電流が流れ、該患者体組織の焼灼、切除、凝固等が行われる。上記患者体組織へと流れた高周波電流は、同じ患者体表面に設置される対極板32を介して高周波電源装置6内へと回帰する。 30

【0044】

術者は、上記患者体組織の焼灼、切除、凝固等を行うとき、レゼクトスコープ1の指掛け部22と23に指を掛け、スライダ15をスライドさせ、電極14を前後動させて、電極14による患者体組織の処置可能な体組織の範囲を広げ、その広い範囲の焼灼、切除、凝固を行うことができる。なお、この際、電極14の前後動可動な範囲は、図2上では移動範囲R0で示される。 40

【0045】

一方、光源装置5より出力された照診光は、ライトガイドケーブル2を介してライトガイドコネクタ26よりレゼクトスコープ1に入力し、レゼクトスコープ1内の挿入部19内のライトガイドファイババンドル（図示せず）を伝送され、挿入部19の先端部より出射され患者体腔内を照明する。上記患者体腔内を照明した照診光は、体腔内組織で反射され、内視鏡光学像光としてレゼクトスコープ1内の対物光学、伝送光学系（図示せず）を伝送され、接眼光学系45から出射される。そして、カメラヘッド4内のカバーガラス4 50

8, ミラー49, 結像光学系50を介して撮像素子51の結像面上に結像する。

【0046】

上記撮像素子51は、プロセッサ装置8内の撮像素子駆動回路／映像信号処理回路40により電気信号線42を介して出力された駆動信号により駆動され、上記撮像素子51の結像面上に結像した内視鏡光学像を撮像し、電氣的撮像信号に変換する。上記電氣的撮像信号は、改めて電気信号線42を介して撮像素子駆動回路／映像信号処理回路40へと出力される。撮像素子駆動回路／映像信号処理回路40は、入力された撮像信号を電氣的映像信号へと変換処理し、その映像信号は、プロセッサ装置8から電気信号ケーブル9を介して観察モニタ10へと出力される。観察モニタ10の画面には入力された映像信号に基づいた内視鏡像が表示される。

10

【0047】

上述のような作用によって術者は、観察モニタ10の画面上の内視鏡像を観察しつつ、電極14による患者体組織の焼灼、切除、凝固等を行うことができる。

【0048】

ここで、内視鏡装置81の上記レゼクトスコープ1およびカメラヘッド4の観察光学系における患者体腔内の焦点位置と被写界深度について説明する。

【0049】

レゼクトスコープ1の指掛け部22をストッパ16側に最も引き寄せた状態では、電極14は、図2に示す移動範囲R0の最もシース13側寄りにあり、突出量の少ない位置にある。そして、レゼクトスコープ1およびカメラヘッド4の観察光学系の焦点は、上記突出量の少ない位置にある電極14まわりに焦点が合い、その被写界深度は、図2に示す被写界深度S1となる。

20

【0050】

また、レゼクトスコープ1の指掛け部22を操作部本体17側にいっぱいに移動させた状態では、電極14は、図2の移動範囲R0のうち最も突出した位置にある。そして、上記最も突出した位置にある電極14まわりに対してレゼクトスコープ1およびカメラヘッド4の観察光学系の焦点が合い、その被写界深度は、図2に示す比較的深い被写界深度S2に変更される。これらの調整は、スライダ15に埋め込まれたホール素子28によりスライダ15の移動位置を検出し、その検出信号に基づいて駆動モータ53を介して駆動スクリュウ54を駆動し、結像光学系50を進退駆動させることによって自動的に制御される。

30

【0051】

すなわち、スライダ15が移動するとガイド軸18上をホール素子28が移動してガイド軸18の磁力の極性を検知し、その検知結果を電気信号として、同軸信号線29, 30, 31を介して高周波電源装置6内のスライド位置検知回路39へと出力される。スライド位置検知回路39は、入力された検知信号に基づいて、例えば、検知信号が極性“N”を示している場合には正の信号が、逆に検知信号が極性“S”を示している場合には負の電圧信号が高周波電源装置6外の電気信号ケーブル11へと出力される。出力された上記検知信号は、電気信号ケーブル11を介してプロセッサ装置8内の光学系駆動回路41へと入力される。光学系駆動回路41は、例えば、入力された検知信号が正の場合には順方向バイアスのモータ駆動電圧を電気信号線43を介して駆動モータ53へ出力する。また、逆に入力された検知信号が負の場合には、光学系駆動回路41は、逆方向バイアスのモータ駆動電圧を電気信号線43を介して駆動モータ53へと出力する。

40

【0052】

駆動モータ53は、入力された駆動電圧が逆方向バイアスである場合には、例えば、逆方向に回転し、レンズ枠52は、駆動スクリュウ54によって、レゼクトスコープ1の被写界深度範囲が図2に示すシース13の先端に近い範囲S1の位置となるよう移動する。該位置にレンズ枠52が移動完了した時点でストッパ（図示せず）に当接して、レンズ枠52は、それ以上移動せず停止する。

【0053】

50

また、逆に、駆動モータ５３に入力された駆動電圧が順方向バイアスであった場合には、該駆動モータ５３は、例えば、正方向に回転し、レンズ枠５２は、駆動スクリュー５４によって、レゼクトスコープの被写界深度範囲が図２に示すシース１３の先端から離れた範囲Ｓ２の位置となるよう移動する。該位置にレンズ枠５２が移動完了した時点でストップ（図示せず）に当接して、レンズ枠５２は、それ以上移動せず停止する。

【００５４】

上述したように本実施形態の内視鏡装置８１によれば、レゼクトスコープ１の電極１４がシース１３の先端から離れた位置にあるときには、レゼクトスコープ１の観察光学系の被写界深度は、範囲Ｓ２となり、さらに、上記電極１４がシース１３の先端近傍の位置にあるときには、レゼクトスコープ１の被写界深度は、範囲Ｓ１となるよう自動的に観察光学系が調整される。従って、術者は、使用時において、特に光学系フォーカス調整を手動で行わなくとも、常時、電極１４にフォーカスの合った鮮明な画像を観察することができる。当然ながら、電極１４により焼灼、切除、凝固等を行おうとする体腔内組織の位置は、電極１４近傍であるため、上記組織を、常時、フォーカスの合った鮮明な画像で観察することになる。

10

【００５５】

また、レゼクトスコープ１に適用される接眼部２０は、被写界深度が狭いもので済むため、内部光学系の広角化や光学絞り構成を図る必要がなく、適正な視野角でかつ可能な限り明るい内視鏡像を得ることが可能である。また、オートフォーカスのための画像信号コントラスト検知回路、あるいは、測距のための特別な回路や構成などを追加して設ける必要がないため、安価にシステムを構成することが可能である。

20

【００５６】

なお、本第１の実施形態の内視鏡８１においては、レンズ枠５２を段階的に移動させて上述した作用および効果が得られるが、これは各段階のレンズ枠５２位置におけるレゼクトスコープの被写界深度の範囲を、例えば、前述した特開平８－１３６８３２に開示されたようなレンズ枠位置を複数の合焦位置に設定可能とすれば、フォーカシングにおいて不自然な画像の変化が低減できる。さらに、電極１４の位置検出、すなわち、スライダ１５の位置検出を段階的ではなく連続的に行い、それぞれの位置に対応してレンズ枠５２を連続的にリニアに移動させる構成を採用すれば、連続した合焦位置の変化と連続した被写界深さの変化を得ることが可能になる。

30

【００５７】

さらに、本第１の実施形態の内視鏡装置８１においては、ガイド軸１８に沿ったスライダ１５の位置検出をホール素子２８による磁気検出によって行ったが、特にこの構成に限る必要はなく、直接位置を検出するセンサとして一般的に公知なものを適用することも可能である。例えば、スライダ１５の位置で変化する電気抵抗値を検出するもの（例えば、可変抵抗器）、あるいは、ガイド軸１８上に表示されたマーキングを読み取る光センサを適用するもの、さらに、スライダ１５の位置によるガイド軸１８の形状変化を検知する構成のもの様々なものが適用可能である。また、バネ関節２１の関節部５５に回転角度センサを設ける構成も適用できる。

【００５８】

さらに、レンズ枠５２の駆動機構としても上記駆動モータ５３と駆動スクリュー５４との構成によるものに限るものではなく、一般的に光学系の駆動機構の公知なものであれば、どのような機構を採用としてもよい。

40

【００５９】

次に、上述した第１の実施形態の内視鏡装置８１に対する変形例としての内視鏡システムについて、図７、８を用いて説明する。なお、上記第１の実施形態の内視鏡装置８１に適用した同一の制御要素に対しては、上記第１の実施形態の説明に用いた符号と同一の符号を付して説明する。

図７は、本変形例の内視鏡システムにおける全体構成を概略図にて示したものである。図８は、本変形例の内視鏡システムを構成するオートフォーカス制御装置のブロック構成図

50

である。

【0060】

本変形例の内視鏡システム82は、図7に示すように前記第1の実施形態の内視鏡装置81に対してさらに他の制御ユニットや内視鏡を着脱可能に接続される装置である。

【0061】

すなわち、本変形例の内視鏡システム82においては、前記第1の実施形態の内視鏡装置81に適用されたプロセッサ装置8に対して電気信号ケーブル11が着脱自在に接続される接続端子63の他に電気信号ケーブル9が着脱自在に接続されるための接続端子64と、映像信号入力端子コネクタ69が接続可能な接続端子70が設けられている。上記接続端子64と70は、映像信号を出力するための端子である。

10

【0062】

また、光源装置5、および、プロセッサ装置8に接続されるレゼクトスコープや内視鏡としては、上記レゼクトスコープ1に限らず、一般的な電子内視鏡65や光学内視鏡66とカメラヘッド4Bの組み合わせられたもの等も接続可能となっている。

【0063】

上記電子内視鏡65には、例えば、後述する第2の実施形態の内視鏡装置83に適用されるような、あるいは、前述した特開平10-179506号公報や特開平10-118007号公報に開示された電子内視鏡装置に適用されるような、光学系フォーカス調整駆動機構が組み込まれる。

【0064】

上記プロセッサ装置8の接続端子63には上記高周波電源装置6の電気信号ケーブル11の他に、後述するオートフォーカス制御装置67や処置具73、特殊光光源装置75のような機器が着脱自在に接続できるようになっている。上記各機器の着脱されるコネクタは、すべて接続端子63に関して互換性がとられるようになっている。また、該接続端子63に入力される信号の形態は、例えば、前記第1の実施形態の内視鏡装置81にて既述したような単純に正、負の電圧信号とすればよい。

20

【0065】

上記オートフォーカス制御装置67には、図8に示すように上記接続端子63に接続されるフォーカス駆動信号出力端子コネクタ68と、接続端子70に接続される映像信号入力端子コネクタ69とが設けられている。

30

【0066】

上記オートフォーカス制御装置67内において、映像信号入力端子コネクタ69は、フォーカス信号検出回路71に接続され、上記フォーカス信号検出回路71の出力は、リモートスイッチ72に接続されている。さらに、リモートスイッチ72の出力は、フォーカス駆動信号出力端子コネクタ68へ接続されている。

【0067】

上記フォーカス信号検出回路71は、例えば、前述した特開平10-118008号公報や特開平10-165358号公報に示された内視鏡装置のオートフォーカス制御装置のような構成を有しており、さらに、前述した特開平10-118007号公報に示される電子内視鏡装置の場合と同様に映像信号から内視鏡像のコントラスト情報を検出可能とする。

40

【0068】

上記処置具73には、スイッチ部74を有するリモートスイッチ72が設けられており、そのリモートスイッチ72はプロセッサ装置8の接続端子63に接続されるフォーカス駆動信号出力端子コネクタ68を有しており、例えば、前述した特開2001-46333号公報に開示された光学内視鏡のような構成を有している。なお、上記リモートスイッチ72に代えてスイッチ部74を有するフットスイッチ76を装着してもよい。

【0069】

上記特殊光光源装置75は、ライトガイドソケット60より出射される照診光を、例えば、可視光、赤外光、あるいは、紫外光に術者によって任意に切換可能なように構成されて

50

いる。なお、上記特殊光光源装置 75 にはプロセッサ装置 63 に接続されるフォーカス駆動信号出力端子コネクタ 68 が設けられている。

【0070】

以上のような構成を有する本変形例の内視鏡装置システム 82 において、オートフォーカス制御装置 67 のフォーカス駆動信号出力端子コネクタ 68 をプロセッサ装置 8 の接続端子 63 に、また、映像信号入力端子コネクタ 69 をプロセッサ装置 8 の接続端子 70 にそれぞれ接続した状態では、オートフォーカス制御装置 67 のフォーカス信号検出回路 71 は、入力された映像信号に基づいてフォーカスの状態を検出し、デフォーカスの状況に基づいた検知信号をリモートスイッチ 72 に出力する。リモートスイッチ 72 は、入力された検知信号に基づいてフォーカス駆動信号をプロセッサ装置 8 に出力する。上記フォーカス駆動信号は、プロセッサ装置 8 に内蔵される光学系駆動回路 41 (図 6) に取り込まれ、カメラヘッドに内蔵される駆動モータ 53 のための正、負の電圧の駆動信号がカメラケーブル 7 を通して出力される。なお、上記駆動モータ 53 は、レゼクトスコープ 1 のカメラヘッド 4 や光学内視鏡 66 のカメラヘッド 4B や電子内視鏡 65 等に内蔵され、結像光学系を保持するレンズ枠の進退駆動用モータである。

10

【0071】

上述のようにオートフォーカス制御装置 67 を接続することによって映像信号のコントラストに基づいたオートフォーカス機能を有する電子内視鏡装置、あるいは、内視鏡用撮像装置を構成することも可能となる。なお、プロセッサ装置 8 の接続端子 70 から出力され、オートフォーカス制御装置 67 のフォーカス信号検出回路 71 に入力される信号は、映像信号に限る必要はなく、例えば、前述した特開平 10-118007 の電子内視鏡装置に示されたような撮像素子の出力信号やレンズ枠 52 の位置を信号化したものをあわせて入力するようにしてもよい。

20

【0072】

処置具 73 のリモートスイッチ 72、または、フットスイッチ 76 のフォーカス駆動信号出力端子コネクタ 68 をプロセッサ装置 8 の接続端子 63 に接続した際には、術者がスイッチ部 74 を操作することにより、リモートスイッチ 72、または、フットスイッチ 76 より正、負の電圧信号が上記フォーカス駆動信号出力端子コネクタ 68 に出力される。この構成によれば、術者は、リモートスイッチ 72、または、フットスイッチ 76 を操作することによりレゼクトスコープ 1 のカメラヘッド 4 や電子内視鏡 65 のフォーカス調整が可能となる。

30

【0073】

特殊光光源装置 75 のフォーカス駆動信号出力端子コネクタ 68 をプロセッサ装置 8 の接続端子 63 に接続した場合には、特殊光光源装置 75 は、ライトガイドソケット 60 から出射される照診光の切換に応じて、正、負の電圧信号がフォーカス駆動信号出力端子コネクタ 68 から出力される。一般的にカメラヘッド 4 や電子内視鏡 65 の光学系による焦点距離は、照診光の波長によって異なったものとなる。例えば、可視光の照診光下でフォーカスを合わせても、その状態で照診光を赤外光に切り換えるとフォーカスがずれてしまうという問題が生じる。しかし、上述のような特殊光光源装置 75 を適用すれば、照診光の切換えに応じて自動的にフォーカスが修正される形態を採ることができる。したがって、術者は、フォーカスを改めて合わせ直す必要がなくなり、使い勝手がよくなる。

40

【0074】

上述のように本変形例の内視鏡システム 82 によれば、プロセッサ装置 8 の接続端子 63 に接続可能な機器に様々な互換性を持たせることによって、レゼクトスコープ 1 以外の様々な内視鏡システムに関して、フォーカスを遠隔ないし自動調整する手段を講じることができる。

【0075】

なお、上記プロセッサ装置 8 の接続端子 63 に接続可能と考えられる機器としては、上記特殊光光源装置 75 や処置具 73 やフットスイッチ 76 の他にも、例えば、遠隔医療作用の通信端末等や、前述した実開昭 63-78915 号公報に示されたような光源の絞り位

50

置検出出力端末などがある。

【0076】

また、本変形例におけるプロセッサ装置8の接続端子63に入力される信号に基づく駆動方式は、観察光学系のフォーカス駆動に限らず、観察光学系のズーム駆動、あるいは、前述した特開平10-309258号公報や特表平11-501850号公報に示されたような視野方向変更駆動に対しても適用できる。

【0077】

《 75 , 》

例えば、上記プロセッサ装置8に観察光学系のズーム駆動回路を内蔵して、接続端子63にオートズーム制御装置（図示せず）のズーム信号出力端子コネクタを接続し、さらに、接続端子70に上記オートズーム制御装置への映像信号入力端子コネクタを接続する。そして、上記オートズーム制御装置にて映像信号から常に内視鏡像のモニタ画面上の大きさが100%となるようにズーム比を算出して、そのズーム信号をプロセッサ装置8に出力し、上記100%の内視鏡像を観察モニタ10に表示させることができる。なお、上記ズーム比は、画像の最上ラインと最下ラインの輝度をモニタすることで演算可能である。また、接続端子63に入力する制御信号の形態は、互換性を確保するために共通化が必要である。

10

【0078】

次に、本発明における第2の実施形態としての内視鏡装置について、図9乃至11を用いて説明する。

20

図9は、本第2の実施形態の内視鏡装置の全体構成を示す図である。図10は、上記内視鏡装置を構成するレゼクトスコープの詳細な構造を示す断面図である。図11は、上記内視鏡装置を構成する光源装置のブロック構成図である。

【0079】

本第2の実施形態の内視鏡装置83の構成については、前記第1の実施形態の内視鏡装置81と異なる構成要素に対してのみ、新規の符号を付して説明し、上記第1の実施形態の内視鏡装置81と同様の構成要素には同一の符号を付し、その詳細な説明は省略する。

【0080】

本実施形態の内視鏡装置83は、図9に示すようにレゼクトスコープ91と、上記レゼクトスコープ91に接続されるAコード3およびライトガイドケーブル2と、レゼクトスコープ91に対してAコード3を介して接続される高周波電源装置6と、レゼクトスコープ91に対してライトガイドケーブル2を介して接続される光源装置95と、光源装置95に対して電気信号ケーブル9を介して接続される観察モニタ10とを有してなる。

30

【0081】

上記レゼクトスコープ91は、図10に示すように電子内視鏡56と、操作部本体に装着されるシース13と、電極14と、スライダ15と、操作部本体17とを有してなる。

【0082】

上記電子内視鏡56は、シース13内に挿通される挿入部19と、中空のガイド軸部57と、内視鏡本体部58との3つの部分からなる。

【0083】

上記ガイド軸部57の端部には操作部本体17が固定されており、ガイド軸部57は、スライダ15に挿通されている。

40

【0084】

上記スライダ15は、前記第1の実施形態の場合と同様の構造を有しており、操作部本体17と内視鏡本体部58の間をガイド軸部57に沿って往復摺動自在に支持されている。また、スライダ15にはシース13内の挿通路を挿通する電極14の通電部25が固着支持され、上記電極14へのリード線を内蔵するAコード3を接続するためのコネクタ24が配置され、さらに、指掛け部22が設けられている。そして、スライダ15と内視鏡本体部58との間には、バネ関節21が配置されている。

【0085】

50

上記電極 14 は、上記シース 13 の先端部から突出して設けられ、上記スライダ 15 のスライド移動に応じて上記シース 13 の先端部からの突出位置が変化する。

【0086】

上記ガイド軸部 57 内には、ライトガイドファイババンドル 27 に沿って伝送光学系 47 が挿通している。その伝送光学系 47 は、上記挿入部 19 を挿通し、挿入部 19 の先端に配置される対物レンズ（図示せず）と対向して配置される。

【0087】

上記ガイド軸部 57 には 2 つの移動検出手段であるホール素子 28a, 28b が設けられている。一方、スライダ 15 には移動検出手段である磁石 59 が設けられている。ホール素子 28a, 28b のリード線は、ガイド軸部 57 内のライトガイドソケット（図示せず）を介して後述する内視鏡本体部 58 内のスライド位置検知回路 39 に接続される。 10

【0088】

上記内視鏡本体部 58 には、ライトガイドコネクタ 26 と、指掛け部 23 と、結像光学系 50 を保持する進退自在のレンズ枠 52 と、撮像素子 51 と、電気信号線 42 と、スライド位置検知回路 39 と、光学系駆動回路 41 と、駆動モータ 53 と、駆動モータ 53 によって駆動され、レンズ枠 52 に螺合する駆動スクリュー 54 とが設けられている。なお、上記レンズ枠 52 に保持される結像光学系 50 は、上記伝送光学系 47 の端部位置に対向して配置される。

【0089】

上記ライトガイドコネクタ 26 にはライトガイドケーブル 2 が接続されている。ライトガイドコネクタ 26 内にはライトガイドファイババンドル 27 が前記レゼクトスコープ 1 と同様な構成で設けられている。 20

【0090】

上記スライド位置検知回路 39 には、ホール素子 28a, 28b のリード線が接続され、そのスライド位置検知回路 39 の出力信号は、光学系駆動回路 41 へ入力され、さらに、光学系駆動回路 41 の出力によって駆動モータ 53 が駆動される。駆動モータ 53 の出力軸にはレンズ枠 52 に螺合する駆動スクリュー 54 が固着されている。また、上記レンズ枠 52 には結像光学系 50 が保持されている。したがって、上記駆動モータ 53 が回転駆動されると、レンズ枠 52 に保持される結像光学系 50 が光軸に沿って進退駆動される。 30

【0091】

上記結像光学系 50 の光学的結像面位置に撮像素子 51 が配置されており、上記対物光学系を介して取り込まれた被写体像は、撮像素子 51 の結像面上に結像する。 40

【0092】

上記撮像素子 51 に接続された電気信号線 42 は、ライトガイドコネクタ 26 を介してライトガイドケーブル 2 内を通り、光源装置 95（図 11）に接続されている。

【0093】

なお、上述したようにスライド位置検出回路 39 は、上記内視鏡本体 58 内に設けられる。したがって、本実施形態における高周波電源装置 6 にはスライド位置検出回路 39 は内蔵されず、このため、高周波電源装置 6 の A コード 3 内に同軸信号線 31 はなく、また、電気信号ケーブル 11 も接続されていない。 40

【0094】

上記光源装置 95 は、図 11 に示すように電源回路 38 と、ランプ 61 と、集光光学系 62 と、撮像素子駆動回路／映像信号処理回路 40 とを有しており、さらに、ライトガイドケーブル 2 が接続されるライトガイドソケット 60 が設けられ、また、観察モニタ 10 に接続される電気信号ケーブル 9 と、商用電源コードが接続されている。

【0095】

上記ライトガイドケーブル 2 を光源装置 95 のライトガイドソケット 60 に装着するとライトガイドファイババンドル 27 の端面は、ランプ 61 および集光光学系 62 に光学系的に接続される。また、ライトガイドケーブル 2 を通ってきた上記撮像素子 51 からの電気信号線 42 は、接点部を介して撮像素子駆動回路／映像信号処理回路 40 に接続される 50

。

【0096】

商用電源に接続される電源回路38の電力供給ラインは、ランプ61、および、撮像素子駆動回路／映像信号処理回路40に接続される。

【0097】

次に、上述した構成を有する本第2の実施形態の内視鏡装置83の作用について説明する。

【0098】

光源装置95のランプ61より出射された照診光は、集光光学系62より集光されて、ライトガイドケーブル2内のライトガイドファイバーバンドル27へと入射し、レゼクトスコープ91のライトガイドコネクタ26を経てレゼクトスコープ91内のライトガイドファイバーバンドル27を通り、挿入部19先端から出射され患者体腔内を照射する。照射された体腔内組織の内視鏡光学像は、電子内視鏡56内の対物光学系（図示せず）、伝送光学系47、結像光学系50を介して撮像素子51上に結像する。 10

【0099】

上記撮像素子51は、光源装置95内の撮像素子駆動回路／映像信号処理回路40から電気信号線42を介して駆動信号と電源が供給されて駆動されており、結像した内視鏡光学像は、上記撮像素子51によって電氣的撮像信号に変換され、その撮像信号は、電気信号線42を介して光源装置95内の撮像素子駆動回路／映像信号処理回路40へと出力される。上記撮像素子駆動回路／映像信号処理回路40は、入力された撮像信号を処理して電気信号ケーブル9を介して観察モニタ10に映像信号を出力する。その後の作用は、前記第1の実施形態の内視鏡装置81の場合と同様である。 20

【0100】

上記電極14は、スライダ15を往復摺動させることによって移動範囲R0（図10）を移動する。ホール素子28aと28bとはその刻々のガイド軸部57上のスライダ15の相対位置を磁石59の磁力を検知することによって検出する。上記ホール素子28a、28bより出力された検知信号は、スライド位置検知回路39に入力される。上記スライド位置検知回路39および光学系駆動回路41は、前記第1の実施例の場合と同様の作用によって駆動モータ53および駆動スクリュウ54、ひいては、レンズ枠52を進退駆動し、電極14とスライダ15の位置に応じて電子内視鏡56のフォーカス位置、および、その被写界深度が範囲S1と範囲S2とに自動的に切り換えられる。 30

【0101】

上述したように本第2の実施形態の内視鏡装置83においても、前記第1の実施形態の内視鏡装置81の場合と同様の効果を奏することが可能である。特に本第2の実施形態の内視鏡装置83においては、前記第1の実施形態の内視鏡装置81に比して、プロセッサ装置8やカメラヘッド4、さらに、カメラケーブル7などの構成が排除できるため、構成が簡単になり、機器の接続や準備作業の手間が掛からず、また、システムとしても安価に構成できるという利点がある。さらに、スライダ15の位置検知用の電気信号線は、Aコード3内を挿通させる必要がないことから、上記電気信号線がAコード3内を挿通することによって生じる高周波電流の放射電磁ノイズ等の影響を受けずにすむことになり、誤動作等の懸念が少なくなるという利点もある。 40

【0102】

次に、上記第2の実施形態の内視鏡装置83を構成するレゼクトスコープ91の変形例について、図12の上記変形例のレゼクトスコープの構造を示す図を用いて説明する。

【0103】

この変形例のレゼクトスコープ91Aは、スライダ15の位置に応じて観察光学系の被写界深度を変更可能とするものである。すなわち、本変形例のレゼクトスコープ91Aの電子内視鏡56Aでは、図12に示すようにスライド位置検知回路39の出力信号に基づき、被写界制御手段である絞り制御回路101により被写界変更手段である自動絞り機構102の結像光学系50に対する絞り量がコントロールされる。したがって、本変形例のレ 50

レゼクトスコープ 91A の電子内視鏡 56A は、上記第 2 の実施形態に適用されたレゼクトスコープ 91 の電子内視鏡 56 における光学系駆動回路 41 と駆動モータ 53 および駆動スクリーン 54 に代えて上記絞り制御回路 101 と上記自動絞り機構 102 が配置され、かつ、上記結像光学系 50 は進退駆動されない。それ以外は、略同様の構成を有しており、図 12 にて同一構成要素に対しては、同一符号を付してしている。

【0104】

本変形例のレゼクトスコープ 91A においては、電極 14 とスライダ 15 の位置に応じて絞り制御回路 101 により自動絞り機構 102 が駆動され、結像光学系 50 の光学絞り量を変化させるようになっている。上記電極 14 は、図 12 に示した範囲 R0 の間を駆動されるが、電極 14 の位置がシース 13 より遠い位置にある場合には、自動絞り機構 102 により絞りが開放され、このときのレゼクトスコープ 91A の被写界深度は、例えば、被写界深度 S3 の範囲に設定される。逆に電極 14 の位置がシース 13 より近い位置にある場合には、自動絞り機構 102 により絞りが絞られるので、レゼクトスコープ 91A の被写界深度が向上し、より広い被写界深度 S4 の範囲となる。なお、自動絞り機構 102 が絞りを絞った状態では、被写界深度が向上すると共に撮像素子 51 への入射光量も減少するため、シース 13 より遠方の被写界は、暗く視認しづらくなるが、この際、実際に視認するものは、シース 13 近傍の電極 14 や該電極 14 により処置を行う被写体であるため、観察に支障を生じることはない。

【0105】

上述した各実施形態、または、その変形例に基づいて、以下の構成が得られる。すなわち

(付記 1) 患者体腔内に挿入し体腔内組織の光学像を伝送する内視鏡光学系と、該内視鏡光学系により伝送結像された光学像を撮像し電気信号に変換する撮像素子と、操作部ハンドルを往復動することにより、該ハンドルに連動して往復動し患者体内組織の焼灼、切除、凝固等を行う高周波出力電極とを有する内視鏡レゼクトスコープにおいて、前記内視鏡光学系の患者体腔内における被写界深度、および／または、フォーカス位置を変更する被写界位置変更手段と、前記操作部ハンドルの位置を検知する操作部ハンドル位置検知手段と、を具備し、前記操作部ハンドル位置検知手段による検知結果に基づいて前記被写界位置変更手段が前記内視鏡光学系の被写界深度、および／または、フォーカス位置を変更するよう構成したことを特徴とする内視鏡レゼクトスコープ装置。

【0106】

(付記 2) 前記内視鏡光学系は、患者体腔内に挿入される挿入部分と、前記撮像素子を含む撮像素子結像部分とに分離可能であることを特徴とする付記 1 記載の内視鏡レゼクトスコープ装置。

【0107】

(付記 3) 被検体に挿入可能な長尺な挿入部と、前記挿入部の先端部から突出して前記被検体を処置可能な処置手段と、前記挿入部に設けられ前記処置手段を挿通可能な挿通路と、光学像を観察可能な観察光学系と、前記観察光学系の焦点位置を変更可能な焦点位置変更手段と、前記処置手段の前記挿通路に対する移動を検出する移動検出手段と、前記移動検出手段により検出された前記処置手段の移動に応じて前記観察光学系の焦点位置を変更するように前記焦点位置変更手段を制御可能な焦点位置制御手段と、を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【0108】

(付記 4) 更に、前記処置手段を前記挿通路に対して移動操作可能な操作手段を備えていることを特徴とする付記 3 記載の内視鏡装置。

【0109】

(付記 5) 前記移動検出手段は、前記処置手段の前記挿入部の先端部に対する突出を検

出することとを特徴とする付記 3 記載の内視鏡装置。

【0110】

(付記 6) 前記移動検出手段は、前記操作手段の動作を検出することとを特徴とする付記 4 記載の内視鏡装置。

【0111】

【発明の効果】

本発明によれば、従来の内視鏡装置よりも簡単かつ安価な方法によって処置手段の移動に応じて内視鏡装置のオートフォーカス駆動、および／または、自動絞り駆動を行い、これによって内視鏡装置の観察光学系の見かけ上の被写界深度を向上させることができ、術者が常に処置手段に対してピントのあった明るく鮮明な画像を観察しながら手技を進めることを可能ならしめる内視鏡装置を提供することができる。 10

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態の内視鏡装置における全体構成を示す図である。

【図 2】上記図 1 の内視鏡装置を構成するレゼクトスコープの詳細な構造を示す断面図である。

【図 3】上記図 2 のレゼクトスコープのガイド軸部の磁化状態を示す断面図である。

【図 4】上記図 1 の内視鏡装置を構成するカメラヘッドの構造を示す断面図である。

【図 5】上記図 1 の内視鏡装置を構成する高周波電源回路のブロック構成図である。

【図 6】上記図 1 の内視鏡装置を構成するプロセッサ装置のブロック構成図である。

【図 7】上記図 1 の第 1 の実施形態の内視鏡装置に対する変形例としての内視鏡システムの全体構成を示す図である。 20

【図 8】上記図 7 の変形例の内視鏡システムを構成するオートフォーカス制御装置のブロック構成図である。

【図 9】本発明の第 2 の実施形態の内視鏡装置の全体構成を示す図である。

【図 10】上記図 9 の内視鏡装置を構成するレゼクトスコープの詳細な構造を示す断面図である。

【図 11】上記図 9 の内視鏡装置を構成する光源装置のブロック構成図である。

【図 12】上記図 9 の第 2 の実施形態の内視鏡装置におけるレゼクトスコープの変形例の構造を示す断面図である。

【符号の説明】 30

1 3 … シース (挿入部、挿通路)

1 4 … 電極 (処置手段)

1 5 … スライダ (操作手段)

1 9 … 挿入部

3 9 … スライド位置検知回路 (移動検出手段)

4 1 … 光学系駆動回路 (焦点位置制御手段)

4 5 … 接眼光学系 (観察光学系)

4 6 … 対物光学系 (観察光学系)

4 7 … 伝送光学系 (観察光学系)

4 8 … カバーガラス (観察光学系) 40

4 9 … ミラー (観察光学系)

5 0 … 結像光学系 (観察光学系)

5 3 … 駆動モータ (焦点位置変更手段、被写界変更手段)

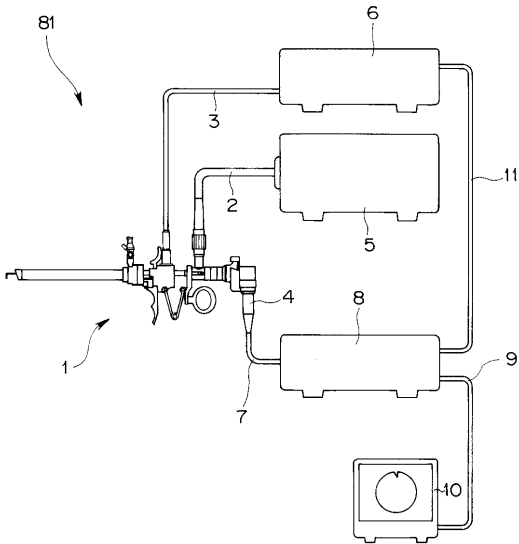
5 4 … 駆動スクリュウ (焦点位置変更手段、被写界変更手段)

5 9 … 磁石 (移動検出手段)

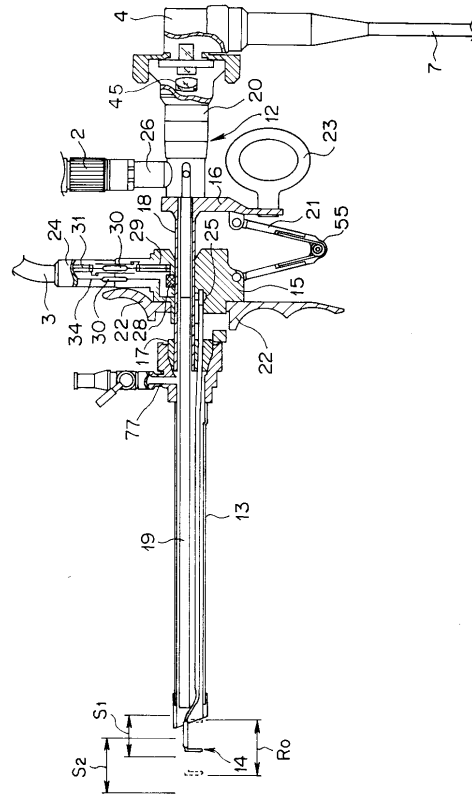
1 0 1 … 絞り制御回路 (被写界制御手段)

1 0 2 … 自動絞り機構 (被写界変更手段)

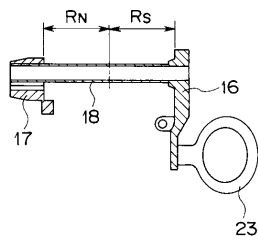
【図 1】



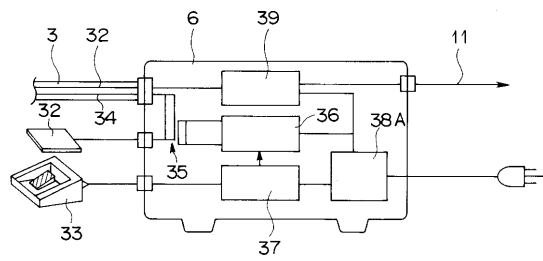
【図 2】



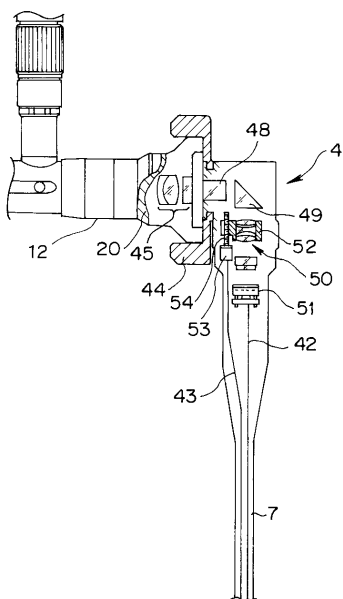
【図 3】



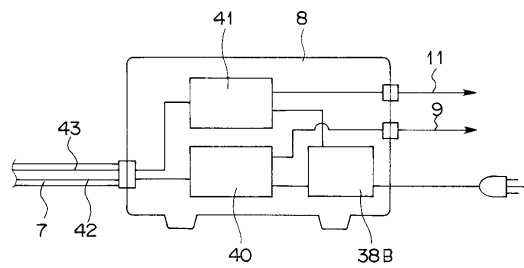
【図 5】



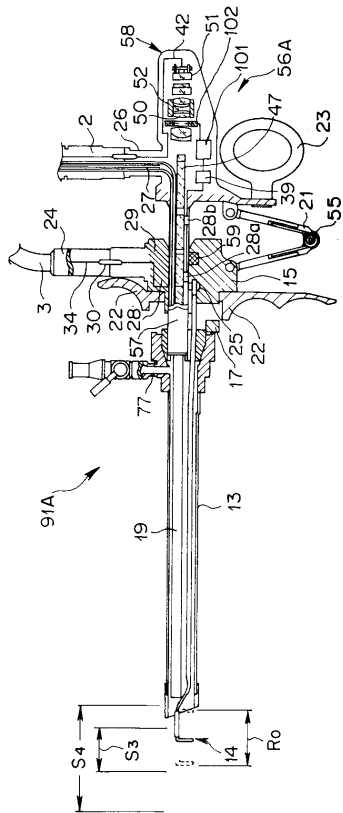
【図 4】



【図 6】



【図 12】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2004065316A	公开(公告)日	2004-03-04
申请号	JP2002225162	申请日	2002-08-01
[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	萩原雅博		
发明人	萩原 雅博		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/303 A61B1/307 A61B1/31		
FI分类号	A61B1/30 A61B1/00.A G02B23/24.A G02B23/24.B A61B1/00.R A61B1/00.735 A61B1/018.515 A61B1/303		
F-TERM分类号	2H040/BA14 2H040/DA02 2H040/DA12 2H040/DA21 2H040/FA02 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA15 4C061/AA16 4C061/DD01 4C061/FF40 4C061/HH52 4C061/HH57 4C061/NN01 4C061/PP13 4C161/AA15 4C161/AA16 4C161/DD01 4C161/FF40 4C161/HH52 4C161/HH57 4C161/NN01 4C161/PP13		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：使外科医生能够通过观察聚焦位置并以简单且廉价的结构聚焦来执行手术，同时不断观察聚焦在电极及其附近的明亮而清晰的图像。提供了一种内窥镜装置。电切镜（1）具有：鞘（13），通过该鞘（13）可插入并插入被检体；以及插入部（19），该插入部（19）穿过该鞘（13）并容纳观察光学系统。它连接到头部4。电极14以其端部固定地附接至滑动器15，并且其突出量随着滑动器15的移动而改变。突出量由设置在滑块15上的霍尔元件28检测。基于检测到的突起数据执行相机头4的成像光学系统的聚焦，并且进行控制以使得始终在电极14附近获得聚焦的观察图像。[选择图]图2

