

(19)日本国特許庁（J P）

(12) **公開特許公報** (A)

(11)特許出願公開番号
特開2002－125926
(P2002－125926A)

(43)公開日 平成14年5月8日(2002.5.8)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 B 1/04	360	A 6 1 B 1/04	360 E 4 C 0 6 1
	370		370
	372		372
1/00	334	1/00	334 Z

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 18数)

(21)出願番号 特願2000－319814(P2000－319814)

(22)出願日 平成12年10月19日(2000.10.19)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(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

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

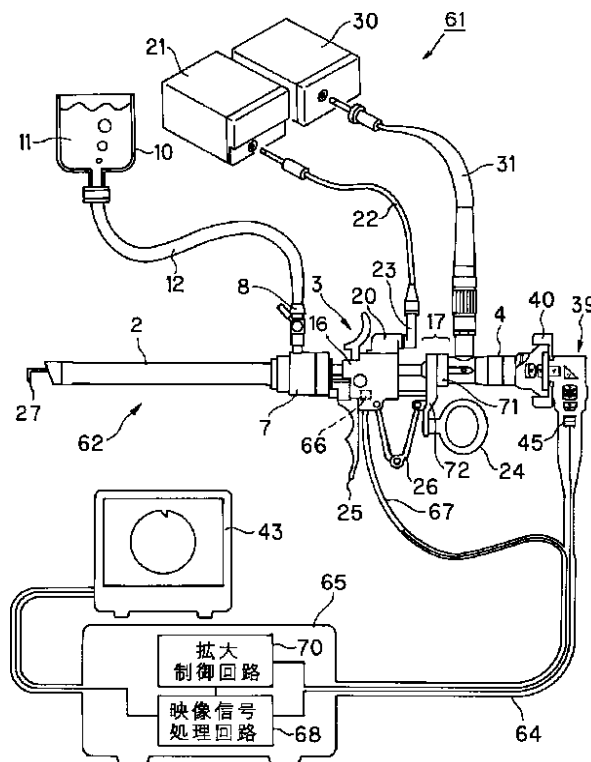
Fターム(参考) 4C061 AA00 AA15 BB01 CC06 DD01
FF50 NN10 WW03

(54)【発明の名称】 内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 先端電極部等の処置部の突出量が増加した場合にも視認し易くし、使い勝手をより向上できる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 スライダ16の操作でシース2の先端から先端電極部27の突出量を調整可能とし、光学視管4に装着されたカメラヘッド39内の撮像素子45で撮像し、プロセッサ装置65を経てモニタ43に先端電極部27等の画像を表示する場合、突出量が多い場合にはそのまま表示すると小さいので、センサ66で突出量を検知して、その検知信号を拡大制御回路70に入力し、この拡大制御回路70を介して画像の倍率を制御し、観察に適した画像サイズとなるようにする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体内に挿通してこの被検体の内部を観察する対物光学系を有する内視鏡と、
前記内視鏡に挿通し、先端に設けられた処置部がこの内視鏡の先端近傍から突出可能に設けられた処置具と、
前記対物光学系を介して得られた画像による画像信号を処理して得られた画像の表示倍率を、前記処置部の突出量に応じて変更する倍率変更手段と、
を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】 前記処置部の突出量を検知する位置検知手段を更に有し、
前記倍率変更手段は、この位置検知手段の検知結果に応じて前記倍率を変更することを特徴とする請求項1記載の内視鏡装置。

【請求項3】 被検体内に挿通してこの被検体の内部を観察する対物光学系を有する内視鏡と、
前記被検体に挿通し、先端に設けられた処置部によりこの被検体の処置を行う処置具と、
前記処置部と前記対物光学系との相対的な位置を検知する位置検知手段と、
前記対物光学系を介して得られた画像による画像信号を処理して得られた画像の表示倍率を、前記位置検知手段の検知結果に基づいて変更する倍率変更手段と、
を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は内視鏡による観察下で、処置具で治療のための処置を行う内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】細長の挿入部を体腔内に挿入することによって切開を必要とすることなく体腔内深部の被写体を観察したり、必要に応じて処置具を用いて治療処置のできる内視鏡装置が広く用いられている。

【0003】このような内視鏡装置のうち、前立腺や子宮内壁、尿管内、腎盂内などを切除する目的で構成された高周波内視鏡装置として、例えば特開昭60-149616や特開平3-295550に開示されたような、尿道から膀胱内に挿入し尿道膀胱内に洗滌用の灌流液を灌流させながら切除用電極によって前立腺切除などの処置を行うよう構成されたレゼクトスコープが知られている。

【0004】このようなレゼクトスコープの構成および作用については例えば前述の特開昭60-149616や特開平3-295550などに詳らかであるが、あらためて簡単な説明を以下に行う。

【0005】図13に示すようにすなわちレゼクトスコープ1は細管状のシース2と、このシース2の後端に設けられた操作部3と、この操作部3よりシース2内に挿入され、観察を行う光学視管4及び高周波電流を流して

処置を行う電極器5とから構成されている。

【0006】前記シース2は尿道や膣などより被検体の内部に挿入される挿入部6と該挿入部6の後端に設けられた本体部7とからなり、該本体部7には前記挿入部6内を通して体腔内に灌流液を送水するための送水口8がコック9とともに設けられている。送水口8には、容器10内に入れられた灌流液11を供給するチューブ12が着脱自在に接続される構成となっている。

【0007】一方、前記操作部3はシース2の本体部7後端に着脱自在となるよう構成された操作部本体14と、この操作部本体14の後端に突設されたガイド軸15と、該ガイド軸15に摺動自在に保持されたスライダ16とを有している。

【0008】前記ガイド軸15の後端にはストッパ17が設けられており、該ストッパ17と前記本体部14との間で、前記スライダ16はガイド軸15に沿って自在に往復摺動する。また、ガイド軸15は内部が中空構造となっており、前記光学視管4はガイド軸15内を挿通してシース2内に挿入されるとともにストッパ17へと着脱自在に接続固定されている。

【0009】前記スライダ16には前記電極器5を保持する保持部18が設けられているとともに、電極器5に高周波電流を通電するための通電部19が設けられている。この通電部19はスライダ16に設けられたコネクタ20と電気的に導通しており、コネクタ20には高周波電源装置21の出力コード22先端に設けられた出力プラグ23が着脱自在に接続固定されるようになっている。

【0010】また、ストッパ17には使用者が手の親指を掛けるリング形状の指掛け部24が設けられている。一方、スライダ16には使用者が手の人差し指から薬指ないしは小指までを掛けるレバー形状の指掛け部25が設けられており、前記指掛け部24と指掛け部25とはばね関節26によって矢印H方向に付勢されつつ連結している。

【0011】そしてこれらの指掛け部24、25を操作し、スライダ16をガイド軸15に沿って操作部本体14方向（前方向）へとスライドさせると電極器5の先端電極部27が前記シース2先端から突出するようになっており、また逆にスライダ16をストッパ方向（後方向）へとスライドさせると電極器5の先端電極部27はシース2先端部に収納されるようになっている。

【0012】前記光学視管4は前記シース2内に挿入される挿入部28と該挿入部28の後端に設けられた接眼部29とからなり、接眼部29の近傍には、光源装置30に接続されるライトガイドケーブル31のコネクタ32が着脱自在に接続固定されるライトガイドコネクタ33が設けられている。

【0013】図14は光学視管4の概略の構成を示す。前記光源装置30より出力された照診光は、前記ライト

ガイドケーブル31を介してライトガイドコネクタ33へと伝送され、更に前記挿入部28に内装されたライトガイドバンドル34によって挿入部先端35へと伝送され出射される。

【0014】また前記挿入部28にはライトガイドバンドル34の他に対物光学系36と伝送光学系37とが内装されており、前記照診光により照らされた体腔内被写体の光学像を対物光学系36で結像し、伝送光学系37により後方の前記接眼部29へと伝送する。光学像は前記接眼部29内に設けられた接眼光学系38を介して使

10 用者により観察される。

【0015】前記電極器5は前記スライダ16に設けられた通電部19より供給された高周波電流を電極先端部27へと通電する。前記指掛け部24、25を操作し電極先端部27を前記シース2先端より突出させることにより体腔内前立腺や病変部などの切除を行うようになっている。電極先端部27の形状は、図15(A)に示したようなループ形状の他に、図15(B)のローラ形状や図15(C)の針形状等がある。

【0016】このようなレゼクトスコープ1において、20 前記光学視管4の接眼部29にCCD等の撮像素子を内蔵したカメラヘッドを接続することによって体腔内被写体の撮像観察を行う内視鏡用撮像装置や、前記光学視管4に代えて挿入部先端あるいは後端に配置した撮像素子により体腔内被写体の撮像を行う電子内視鏡を使用し、モニターで観察する内視鏡装置などが、近年多く用いられる傾向にある。このような（撮像手段と表示手段とを備えた内視鏡装置としての）レゼクトスコープ装置53の例を図16及び図17に示す。

【0017】図16は内視鏡用撮像装置を使用したレゼ30 クトスコープ装置1を示す。図16のレゼクトスコープ装置1は、図13のレゼクトスコープ1を構成する光学視管4の接眼部29にはカメラヘッド39のアイピースマウント40が着脱自在に接続固定される。このカメラヘッド39はカメラケーブル41によってプロセッサ装置42に接続され、さらにプロセッサ装置42は表示手段としてのモニター43と接続されている。

【0018】光学視管4の接眼光学系38を伝送されてきた被写体の光学像は、カメラヘッド39内に設けられた結像光学系44を介して撮像素子45上に結像され、40 この撮像素子45は結像した光学像を光電変換して撮像信号を生成する。撮像信号は前記カメラケーブル41を介して前記プロセッサ装置42内に設けられた映像信号処理回路46に入力され、映像信号に変換されて表示手段としてのモニター43に出力される。モニター43は入力された映像信号に基いて体腔内被写体の光学像（内視鏡像）をモニター画面上に表示する。

【0019】図17は電子内視鏡47を使用したレゼクトスコープ装置53の例を示す。このレゼクトスコープ装置53は図13のレゼクトスコープ1において、光学50

視管4の代りに撮像素子45（図18参照）を内蔵した電子内視鏡47が前記シース2内に挿通され、ストップ17に接続固定されている。また、図16の場合と同様に撮像素子45に対する信号処理を行うプロセッサ装置42と、内視鏡像を表示するモニター43が付加されている。

【0020】図18(A)に示すように電子内視鏡47の挿入部48には前記光学視管4と同様にライトガイドバンドル49および対物光学系50、伝送光学系51が内装されている。挿入部48後端には本体部52が設けられており、該本体部52内には結像光学系44ならびに撮像素子45が設けられている。

【0021】更に前記本体部52にはコネクタ54が配設されており、該コネクタ54にはユニバーサルケーブル58が着脱自在に接続されるようになっており、電子内視鏡47内に設けられた前記ライトガイドバンドル49および撮像素子45は前記コネクタ54を介してユニバーサルケーブル58と接続するようになっている。ユニバーサルケーブル58は図示しないライトガイドと信号線とが挿通されており、ケーブル中間部で2本に分岐しており、一方はプロセッサ装置42へ、他方は光源装置30へと接続される。

【0022】これにより電子内視鏡47内の撮像素子45は前記プロセッサ装置42に接続され、ライトガイドバンドル49は前記光源装置30へと接続されることになる。前記対物光学系50および伝送光学系51により伝送された体腔内被写体の光学像は前記本体部52内に設けられた結像光学系44を介して撮像素子45上に結像され、該撮像素子45は結像した光学像を撮像信号へと変換する。

【0023】撮像信号は前記ユニバーサルケーブル58を介して前記プロセッサ装置42へと入力され、その後は図16に示した場合と同様の作用によってモニター43画面上に体腔内被写体の光学像を表示する。なお、電子内視鏡47は図18(B)に示したように、撮像素子45を挿入部48先端部に内装するものとして構成しても良い。体腔内被写体の光学像は対物光学系50を介して撮像素子45上に結像され、撮像信号がコネクタ54へと出力される構成となっている。

【0024】以上に示したような、撮像素子45を用いたレゼクトスコープ装置53においては、使用者は撮像素子45によって撮像された体腔内被写体の画像をモニター43画面上で観察すればよい。従って使用者は体腔内を観察する際に光学視管4の接眼部29をいちいち覗く必要を生ぜず、楽な姿勢で観察できる。

【0025】また処置時の灌流排液の流出液および飛散液が顔面等付着せぬよう特公平4-45178においては、このような灌流排液流出および飛散を完全に防止するためのバリア覆布が提案されており、使用者は感染防止などの必要に応じてこのようなバリア覆布や手術用ド

レーブなどの覆布としての使用を適宜選択することが可能である。

【0026】前記したような撮像素子45を備えて構成されたレゼクトスコープ装置53において前記撮像素子45に体腔内被写体の光学像を結像させる光学系の倍率は、概ねモニタ43画面上に表示される先端電極部27の大きさに基いて設定されている。

【0027】すなわち、図19(A)において先端電極部27が内視鏡の挿入部先端35に最も近づいた位置である位置Cにおいて、該先端電極部27はモニタ43画面上で最も大きく表示されるが、この際図19(B)のように表示された先端電極部27がモニタ43画面外にはみ出したりすると、使用者は画面上で先端電極部27を視認することができなくなる。このことを防止するため、先端電極部27が図19(A)における位置Cにある場合にも先端電極部27形状の全体が図19(C)のように視認できるよう光学系の倍率が設定されているものがある。

【0028】

【発明が解決しようとする課題】ところが、このような倍率により表示された画面において使用者が指掛け部24、25を保持しスライダ16を操作して、先端電極部27をシース2先端から突出させた場合、つまり図19(A)における位置A～位置Bに先端電極部27が位置するような場合には、図19(D)に示したように先端電極部27の画面上における表示は小さくなってしま

う。

【0029】ここで、先端電極部27に高周波電流が実際に通電され前立腺など体腔内組織や病変部の切除を行う際における先端電極部27位置は図19(A)における位置A～Bである。従って使用者は図19(D)に示したように先端電極部27が小さく表示された状態で手技を行う必要がある。このため、使用者は画像上での先端電極部27の確認に労力を要した。

【0030】また、レゼクトスコープ装置53を使用する手技の中には前述した灌流液を使用しない場合があるが、一般的に気中の被写体を観察する場合は液中に比して広角な画像となるため、この場合先端電極部27は上記よりも更に小さく表示されることになる。

【0031】なお、撮像素子を用いて構成したレゼクトスコープ装置53と特公平4-45178に開示されたようなバリア覆布56とを組合せて使用する場合、例えば図20に示すように前記内視鏡用撮像装置(や電子内視鏡)のカメラケーブル41あるいはライトガイドケーブル31あるいはカメラケーブル41あるいはユニバーサルケーブル58あるいは高周波電流の出力コード22は該バリア覆布56に開いた開口部57を通して該バリア覆布56外に導出される。

【0032】しかし、使用者が該バリア覆布56内でレゼクトスコープ1を操作する際には、図20に示したよ

うにバリア覆布56内部でレゼクトスコープ1を矢印方向に回転させたりした場合(通常、レゼクトスコープ1に軸方向前後の大きな動作を加えることは少ないが、回転は頻繁に行われる)に、該バリア覆布56の開口部57に通したケーブル類によりレゼクトスコープ1自体の自由な動きが規制されてしまい、使用者が行う手技を困難なものにしている。

【0033】(発明の目的)本発明はかかる問題点に鑑みてなされたものであり、先端電極部等の処置部の突出量が変化した場合にも視認し易くし、使い勝手をより向上できる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0034】より具体的な例で説明すると、レゼクトスコープを使用する被写体環境が気中であるか液中であるかにかかわらず、上述した先端電極部27位置が図17(A)における位置A～Bにある場合において該先端電極部27が適正な大きさにモニタ43画面上に表示されるようにし、かつ、先端電極部27位置が図17(A)における位置Cにある場合においても該先端電極部27がモニタ43画面上で視認可能とすることによって、使用者が手技中において常に先端電極部27を視認しやすく、従って手技の進行における使用者の負担を軽減することが可能となるような内視鏡装置を提供することを第1の目的とする。

【0035】更に本発明は、特公平4-45178に開示されたようなバリア覆布56を組み合わせる使用する場合においても、開口部に通したケーブル類によって動作を規制されることが少なく、従って手技の進行における使用者の負担を軽減することが可能となるような内視鏡装置を提供することを第2の目的とする。

【0036】

【課題を解決するための手段】被検体内に挿通してこの被検体の内部を観察する対物光学系を有する内視鏡と、前記内視鏡に挿通し、先端に設けられた処置部がこの内視鏡の先端近傍から突出可能に設けられた処置具と、前記対物光学系を介して得られた画像による画像信号を処理して得られた画像の表示倍率を、前記処置部の突出量に応じて変更する倍率変更手段と、を備えたことにより、前記処置部の突出量に応じて画像の表示倍率を変更することで、前記処置部の突出量が変化しても処置部の先端を視認でき、使い勝手を向上できるようにしている。

【0037】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)図1ないし図5は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態のレゼクトスコープ装置の全体構成を示し、図2はレゼクトスコープ装置の電気系の主要な構成をブロック図で示し、図3は図1のレゼクトスコープの詳細な構造を示し、図4は先端電極部の位置とモニタに表示される画像サイズを示

し、図5はバリア覆布を用いて処置を行う場合のレゼクトスコープ部分を示す。

【0038】図1に示すように本発明の内視鏡装置の第1の実施の形態としてのレゼクトスコープ装置61はレゼクトスコープ62と、このレゼクトスコープ62にアイピースマウント40を介して装着されるカメラヘッド39と、このカメラヘッド39から延出されたカメラケーブル64が接続されるプロセッサ装置65と、このプロセッサ装置65に接続されるモニタ43とから構成される。

【0039】このレゼクトスコープ62は図13に示すレゼクトスコープ1において、操作部3におけるスライダ16にセンサ66を取付け、このセンサ66に一端が接続された信号線67の他端側は操作部3から外部に延出され、途中でカメラケーブル64と合体し、プロセッサ装置65に接続されている。

【0040】また、本実施の形態におけるプロセッサ装置65はカメラヘッド39に内蔵された撮像素子45に対する映像信号生成の処理を行う映像信号処理回路68と、この映像信号処理回路68に設けた（倍率変更手段としての）画像の拡大処理を行う拡大回路83（図2参照）による画像拡大を制御する拡大制御回路70とを内蔵している。

【0041】この場合、図16のプロセッサ装置42の場合と同様に撮像素子45の出力信号は映像信号処理回路68に入力される。また、センサ66の出力信号は、拡大制御回路70に入力され、拡大制御回路70はセンサ66の出力信号により拡大回路83による拡大処理を制御する。

【0042】レゼクトスコープ62は、図3に示すようにストッパ17を光学視管4が接続固定される光学視管接続部71と、ガイド軸15に固定された軸固定部72との2部材により構成し、該光学視管接続部71と軸固定部72とは、前記ガイド軸15あるいは光学視管4の中心軸を軸として回動自在に接続されている。

【0043】また、スライダ16に設けられた高周波電流用のコネクタ20は光学視管4の光軸方向と平行な方向である矢印Dの方向に接続方向を有するよう構成されている。

【0044】一方、このコネクタ20に接続される前記出力プラグ23はL字形状で、出力コード22の方向とは鉛直となる矢印Dの方向に接続方向をなすよう構成されている。そして出力プラグ22をコネクタ20に接続した後、このコネクタ20を軸として出力プラグ23は回動自在となるよう構成されている。

【0045】また、送水口8を有する本体部7はシース2後端部で回動自在となるよう嵌合しており、この本体部7とシース2間に空いた隙間73はOリングシール74により外部に対し液密性が確保されている。さらにシース2には液体を通すための孔75が設けられている。

【0046】また、前記ストッパ17の軸固定部72にはロッド76が設けられており、このロッド76はスライダ16に設けられた孔77に少なくともその先端側が嵌入している。この孔77の内周面における例えば前後方向の略中央位置の部分にはセンサ66が設けられており、このセンサ66内にロッド76が通っているか否かロッド76の有無を検知している。このセンサ66は例えば孔77の内周面に発光素子と受光素子とを対向配置したフォトインタラプタ等で形成できる。

10 【0047】ここで、図4（A）に示すように先端電極部27が位置A～Bにある場合には、ロッド76はセンサ66内を通過せず、先端電極部27が位置B～Cにある場合には、ロッド76がセンサ66内を通るような位置にセンサ66を設けた構成となっている。

【0048】そしてセンサ66はスライダ16内を経由し導出されカメラケーブル64と一体化する信号線67によって、図2に示すように、プロセッサ装置65内に映像信号処理回路68とは別に設けられた拡大制御回路70へと接続されており、センサ66内におけるロッド有無の検知情報が拡大制御回路70に入力されるようになっている。

【0049】図2に示すようにカメラヘッド39内の撮像素子45から出力される撮像信号は、プロセッサ装置65内に設けられ、映像信号処理回路68を構成するプリプロセス回路80に入力されて、AGC（自動利得制御）、 γ 補正等種々の信号処理が施された後、A/D（アナログ／デジタル）変換回路81に入力されてA/D変換される。

【0050】変換された画像信号は一旦、撮像素子45一画面分の記憶容量を有するメモリ82に一時記憶され、記憶された内容は拡大回路83に供給される。この拡大回路83は、拡大制御回路70の制御のもとでメモリ82に記憶された画像信号による画像を倍率が大きい拡大と倍率が小さい拡大を行って出力する。

【0051】拡大回路83から出力された画像信号は、D/A（デジタル／アナログ）変換回路84に入力されてアナログ信号に変換された後、ポストプロセス回路85に入力される。このポストプロセス回路85では輪郭補正等の信号処理が施された後、映像信号として出力されモニタ43へと供給される。

【0052】前記拡大制御回路70はレゼクトスコープ62のセンサ66に接続されており、センサ66内にロッド76が通っていない場合（先端電極部27がシース2の先端からかなり突出した図4（A）のA～Bの状態の場合）には画像を大きい倍率で拡大するよう前記拡大回路83を制御し、センサ66内にロッド76が通っている場合（先端電極部27がシース2の先端からあまり突出していないか内部に収納された図4（A）のB～C状態の場合）には画像を小さい倍率で拡大するよう拡大回路83を制御することが特徴となっている。

【0053】つまり、処置部としての先端電極部27の突出量をセンサ66で検知し、そのセンサ66の出力で表示手段としてのモニタ43に表示される画像の表示倍率を変更し、処置部の突出量が変化した場合にも、処置し易い観察画像が得られるようにしている。

【0054】なお、プリプロセス回路80やポストプロセス回路85における各種信号処理は、例えば上記したAGCやγ補正の他、ホワイトバランス処理や輪郭強調処理、ニー処理などはA/D変換回路81の後に行うような回路構成としても良い。拡大回路83の具体例につ

【0055】なお、プロセッサ装置65内において前記拡大制御回路70は必ずしも映像信号処理回路68と別体に構成されている必要はなく、一体的な構成としておいても良いし、また逆にプロセッサ装置65の外部に構成するようにしても良い。その他は図13等で説明した従来例と同様の構成であるので、同一の構成要素には同じ符号を付け、その説明を省略する。

【0056】次に本実施の形態の作用を説明する。以上のような構成においてレゼクトスコープ62と内視鏡用撮像装置とを組み合わせ使用した場合、またさらに特公平445178に開示されたようなバリア覆布56を併用した場合の作用について以下に示す。

【0057】図1に示すように設定してレゼクトスコープ62で処置を行う場合、図4(A)に示すように先端電極部27が位置A～B以外の位置、つまり位置B～Cにある場合にはセンサ66内にロッド76は通っており、そのロッド有無(つまりロッド有りの)の検知信号は信号線67とカメラケーブル64を介してプロセッサ装置65内の拡大制御回路70に入力される。

【0058】この拡大制御回路70は拡大回路83を制御し、拡大回路83に入力された映像信号に対し小さい倍率で拡大するように制御処理し、プロセッサ装置65から出力される映像信号によりモニタ43画面上に表示される画像が図4(B)に示すように先端電極部27の略全体が表示されるような倍率となるように設定されている。なお、拡大しない状態で、図4(B)の表示状態となる場合には、拡大回路83を拡大を行うことなくスルー(素通し)するようにしても良い。

【0059】図4(A)において先端電極部27が位置A～Bの間にある場合には、センサ66内にロッド76が通っておらず、そのロッド有無(つまりロッド無し)の検知信号は上記と同様にして拡大制御回路70へと至る。この場合には、拡大制御回路70は拡大回路83を制御し、拡大回路83に入力された映像信号に対し拡大処理し、プロセッサ装置65から出力される映像信号によりモニタ43画面上に表示される画像において先端電極部27があまり小さくなることなく、観察し易い大きさで表示される倍率、つまり図4(C)に示すようなサ

イズで表示される倍率となるよう調整されている。

【0060】すなわちここで採られる画像倍率の変更方法はいわゆる電子ズームと呼ばれる方法であり、図4

(C)に示された画像の倍率は図4(D)に示された画像の破線部分を構成する信号をピックアップし、図4

(C)のような全画面表示となるよう電氣的に拡大したものである。このような電子ズームの構成、手段に関しては既に例えば特公第2933161号などに詳らかにされている。

【0061】図4(D)の画像は本実施の形態においては実際にモニタ43上に表示されることのない画像であるが、図4(A)において位置A～Bにある先端電極部を図4(D)と同倍率で表示するとどのように見えるかを示した画像であり、図19(D)で既に述べたものと同じ画像である。

【0062】また図5に示すように、本実施の形態におけるレゼクトスコープ62を特公平445178に開示されたようなバリア覆布56と合せて使用した場合、ライトガイドケーブル31及びカメラケーブル64、出力コード22、チューブ12はこのバリア覆布56に設けられた開口部57を通してバリア覆布56外へと導出され、それぞれバリア覆布56外に設けられた光源装置30、プロセッサ装置65、高周波電源装置21、容器10へと接続されることとなる。

【0063】ここでバリア覆布56内でレゼクトスコープ62を、その光軸を中心として回転させると、前記ライトガイドケーブル31及びカメラケーブル64は前記開口部57に固定されているため、前記ストッパ17における軸固定部72に対して光学視管接続部71が回転する(矢印E参照)。

【0064】また出力コード22も前記開口部6に固定されているため前記コネクタ20に対して前記出力プラグ23が回転する(矢印F参照)。またチューブ12も前記開口部57に固定されているため前記シース2に対して前記本体部7が回転する(矢印G参照)。

【0065】従って、ライトガイドケーブル31、カメラケーブル64、出力コード22、チューブ12が前記バリア覆布56の開口部57に固定されていたとしても、該ケーブル類はレゼクトスコープ62との接続部分で各々回転し、開口部57方向を向くため、操作部3および電極器5はその影響を受けず前記バリア覆布56内で自在に回転させることが可能となる。

【0066】本実施の形態は以下の効果を有する。以上により、図4(A)において前記先端電極部27が位置A～Bの間でない場合に先端電極部27表示が画面外にはみ出すことなく視認可能となり、位置A～Bの間にある場合には先端電極部27を拡大表示し観察することが可能となるため使用者は先端電極部27を常時視認可能であり、かつ先端電極部27を観察するために余計な注意を払う必要がない。

【0067】さらに、倍率の変更は先端電極部27の移動に伴って自動的に行われるため、使用者は必要に応じていちいち画面表示の倍率を調整する必要がないため、疲労することなくスムーズに手技を進めることが可能である。

【0068】また、既に述べたことであるが、レゼクトスコープ62を特公平4-45178に開示されたようなバリア覆布56と組合せて使用した場合においても、このバリア覆布56に設けられた開口部57にライトガイドケーブル31、カメラケーブル64、出力コード22、チューブ12が固定されたような状態であるにもかかわらず、レゼクトスコープ62の操作部3および電極器5はその影響を受けず前記バリア覆布56内で自在に回転させることが可能であるため、使用者は容易かつスムーズに手技を進めることが可能となる。

【0069】つまり、本実施の形態によれば、使用者（術者）はモニタ43画面上において電極部先端27を常時適切な大ききで観察でき、また特公平4-45178に開示されたようなバリア覆布と組合せて使用した場合でも該バリア覆布の開口部に通したケーブル類により動作が規制されることが少なく、従って手技の進行における使用者の負担を軽減することが可能となる。

【0070】（変形例）以上に述べた本発明の第1の実施の形態においてはモニタ43画面上に表示される画像の倍率を変更する手段として電子ズームを採用しているが、電子ズームの代わりに光学ズームを採用しても良い。

【0071】すなわち図6に示すレゼクトスコープ装置61'に示すように、レゼクトスコープ62の光学視管4にアイピースマウント40を介して装着されるカメラヘッド39内の結像光学系44にはズームレンズ系86が構成されており、このズームレンズ系86はカメラヘッド39内に設けられたアクチュエータ87によって光軸方向に移動されるようになっている。

【0072】このアクチュエータ87はカメラケーブル64を介してプロセッサ装置65'に入力される。このプロセッサ装置65'は撮像素子45の出力信号が入力される映像信号処理回路68'と共に、アクチュエータ87にレンズ駆動信号を出力するレンズ駆動回路88が設けてある。また、このレンズ駆動回路88にはセンサ66の出力信号が信号線67及びカメラケーブル64を介して入力される。

【0073】そしてセンサ66の出力信号により、レンズ駆動回路88はアクチュエータ87を駆動することにより、ズームレンズ系86の移動に伴って撮像素子45上に結像する像の倍率は変化するようにしている。

【0074】なお、図7に示すように映像信号処理回路68'は図2の映像信号処理回路68において、拡大回路83を有しない構造になっている。その他は第1の実施の形態と同様の構成である。

【0075】以上のような構成によって、先端電極部27が図4（A）における位置A～Bの間にある場合には、ズームレンズ駆動回路88は図4（C）に示した画像倍率となるようズームレンズ系86をアクチュエータ87により駆動し、先端電極部27が図4（A）における位置A～Bの間以外の位置にある場合には、ズームレンズ駆動回路88は図4（B）に示した画像倍率となるようズームレンズ系86をアクチュエータ87により駆動する。これにより、電子ズームの場合と同様の効果を得ることができる。

【0076】また、先端電極部27の位置を検知する手段としては、前述したようなロッド76とセンサ66によるものに限ることはなく、例えば一般的な変位測定方法として知られている差動変圧器や静電容量変換、ひずみゲージによる抵抗値変換、光学式リニアスケールや磁気目盛によるリニアスケール等を流用しても良い。

【0077】先端電極部27の位置情報についても、本実施の形態で説明したようなスライダ16からの信号線67による出力以外にも、例えば赤外光等のワイヤレスによりプロセッサ装置65（或いは65'）に伝送する方法などが考えられる。

【0078】また、上記実施の形態においてはズームの倍率変化を2段階として説明しているが、これは当然2段階以上として構成しても良い。このような内容は、例えば第1の実施の形態に示したロッド76とセンサ66との組合せを2系統以上構成することで実現が可能である。

【0079】ロッド76とセンサ66との組合せを2系統以上とする代わりに、センサ66として、孔77の長手方向に複数のセンサ素子を配置して、共通のロッド76の位置検出で先端電極部27の突出量を検知できるようにし、前記複数のセンサ素子の出力信号を拡大制御回路70に入力し、その出力信号に基づいて倍率をより細かく（多段階に）可変制御するようにしても良い。

【0080】さらに、前述のように先端電極部27ないしはスライダ16の検知手段として差動変圧器や静電容量変換などを採用し、ズーム手段として光学ズームを採用することで、無段階のズーム構成を採ることも可能である。

【0081】また、第1の実施の形態に示したような電子ズーム方式を採用した実施の形態においては、図4（B）の画像と図4（C）の画像とを図8に示すように通常倍率画像78と図4（C）の拡大倍率画像79との親子画像してモニタ43画面上に併せて表示する構成としても良い。これは前記映像信号処理回路68内において2つの画像を合成処理する構成を採ることにより可能である。

【0082】この場合のレゼクトスコープ装置61"の電気系の構成を図9に示す。カメラヘッド39に内蔵された撮像素子45の出力信号はプロセッサ装置65"の

映像信号処理回路68"に入力され、センサ66の出力信号は拡大制御回路70に入力される。

【0083】この映像信号処理回路68"は図2の映像信号処理回路68'において、さらにメモリ82の出力信号が入力されて、画像の縮小処理を行う縮小回路89と、拡大回路83及び縮小回路89の出力信号を合成する合成回路90とを設けた構成になっている。そして、拡大制御回路70による制御で、拡大回路83及び縮小回路89は拡大／縮小の処理を行う。

【0084】つまり、センサ66内にロッド76が通っていない場合には、拡大制御回路70によって拡大回路83を制御し、拡大回路83に入力された画像信号に対して画像が拡大されるよう信号処理を行い出力とともに、縮小回路89は入力された画像信号による画像が縮小されるよう信号処理を行い、前記拡大回路83の出力信号に対し所定の時間の位相関係で出力する。合成回路90は前記拡大回路83からの出力信号に対し前記縮小回路89からの入力を、所定時間位相関係で切替出力する。そして、図8に示すようにモニタ43に表示されるようにする。

【0085】また、互いに回動自在となるよう構成された光学視管接続部71と軸固定部72、あるいはコネクタ20と出力プラグ23、本体部7とシース2のために、バリア覆布56の不使用时に各ケーブル、チューブ類が重力によって垂れ下がってしまうことを防止するため、前記光学視管接続部71と軸固定部72、あるいはコネクタ20と出力プラグ23、本体部7とシース2の間に回転方向付勢部材を設け、ライトガイドケーブル31、出力コード22、チューブ12やカメラケーブル64、ユニバーサルケーブル58に何らかの回動荷重がかからない限り、図3に示した矢印UP方向にカメラケーブル64以外の各ケーブル、チューブ類が延出するように構成しても良い。このときカメラケーブル64は前記矢印UP方向とは逆方向に垂下しているのが一般的である。

【0086】また、図10に示すように、各ケーブル（図9では例えばケーブル22）の根元部においてはゴム等の弾性部材により形成されたブーツ91を被せることで、負荷がかかった際にケーブル22等が急激に屈曲して断線等の故障に至ることを防ぐことが知られている。図10のようにブーツ91内の一部91aを硬質部92の内側に入り込ませることで、屈曲時にもケーブル22等が直接硬質部92に触れず、より断線を生じにくい構造とすることも可能である。

【0087】なお、ここまではレゼクトスコープ62として光学視管4と内視鏡用撮像装置としてのカメラヘッド39とを組合せて使用した内容にて説明を行ってきたが、この内容は電子内視鏡47との組合せで（内視鏡装置より具体的には）レゼクトスコープ装置を構成した場合でも当然可能である。

【0088】また、体腔内の処置を行うのはここに示した高周波処置用の電極器5に限ることはなく、例えばレーザプローブや注射針や生検鉗子など、他の処置具を使用した内視鏡装置に適用しても良い。

【0089】また、例えば図1のレゼクトスコープ装置62において、例えば拡大制御回路70にフットスイッチを接続し、術者はフットスイッチを足で踏む操作で、先端電極部27の突出量で倍率変更を行う倍率変更モードと、倍率変更を行わないモードとを自由に選択使用できるようにしても良い。また、フットスイッチでなく、プロセッサ装置65のフロントパネル等に設けたモード選択スイッチでも良い。また、フットスイッチ等の操作で倍率を変更できるようにしても良い。

【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11及び図12を参照して説明する。図11は第2の実施の形態のレゼクトスコープ装置93におけるレゼクトスコープ94周辺の構成を示す。なお、本実施の形態においては、第1の実施の形態における光学視管4を電子内視鏡47に置き換え、さらに先端電極部27の位置検知の方法を第1の実施の形態とは別の変形例で説明を行う。

【0091】第1の実施の形態において、送水口8に着脱センサ95を設ける。この着脱センサ95は前記送水口8に口金ないしはチューブ12が接続されているか否かを検知する手段であり、例えば送水口8にチューブ12が接続されている場合はONとなり、非接続の場合はOFFとなるようなスイッチ手段によって構成されている。着脱センサ95の信号線はレゼクトスコープ94内を経由して前記ストッパ17の光学視管接続部71へと接続されている。

【0092】また、前記ストッパ17の軸固定部72に設けられたロッド76先端には矢印で示すON方向に押されることによってONとなるスイッチ96が設けられており、このスイッチ96の押しボタン部分は前記ロッド76側面から上方等に突出している。

【0093】一方、前記スライダ16には前記ロッド76が嵌入する孔77と、この孔77の後端側に形成され、前記スイッチ96の押しボタン部分が嵌入する溝部97が設けられている。この溝部97は孔77の長手方向の全てにわたって設けられている訳ではなく、図4

(A)において先端電極部27が位置A～Bにある時にはスイッチ96の押しボタン部分が嵌入するように溝部97が設けてあるが、この状態からさらにスライダ16が後方側に移動された場合の位置B～Cにある時に前記スイッチ96が当たる部分には前記溝部97は設けられていないで、押しボタン部分は孔77により押圧されてONするようになっている。なお前記スイッチ96は前記着脱センサ95と同様、前記ストッパ17の光学視管接続部72と接続されている。

【0094】そして前記着脱センサ95から出力される

着脱情報および前記スイッチ96から出力される先端電極部27位置情報は、前記光学視管接続部72に設けられた接点孔98および、電子内視鏡47の本体部52に設けられ該接点孔98に嵌入接続された接点ピン99を介して該電子内視鏡47へと伝達され、さらにコネクタ54およびユニバーサルコード58を経由して、第1の実施の形態と同様に図2に示すプロセッサ装置65内の拡大制御回路70に入力される。その他は第1の実施の形態で説明したものと同様である。

【0095】本実施の形態はスイッチ96のON/OFFにより、第1の実施の形態と同様に画像の倍率を制御し、さらにチューブ接続とチューブ非接続（灌流液の有無）によっても倍率を制御する。つまり、チューブ接続時には、第1の実施の形態のように動作し、チューブ非接続時には、より広角の撮像を行うため、第1の実施の形態の場合よりも倍率を大きくして、モニタ43にはチューブ接続時と同様なサイズで画像を表示させるようにする。

【0096】次に本実施の形態の作用を説明する。着脱センサ95は送水口8への口金ないしはチューブ12の接続を検知すると、その接続情報をプロセッサ装置65内の拡大制御回路70へと伝送する。また、逆に着脱センサ95が送水口8への口金ないしはチューブ12の非接続を検知しても、その接続情報を同様に拡大制御回路70へと伝送する。

【0097】また、図4（A）における先端電極部27が位置A～B以外にある場合にはスイッチ96の押しボタン部分は溝部97が無い場合押しされて、スイッチ96自体はONとなる。

【0098】一方、先端電極部27が位置A～Bにある場合には溝部97が有するためスイッチ96はOFFとなる。このスイッチ96のON/OFF情報、すなわち先端電極部が位置A～Bにあるか否かの情報もまた着脱センサ95のチューブ接続情報と同様に拡大制御回路70と伝送される。着脱センサ95から伝送される情報が「チューブ接続」である場合、拡大制御回路70はスイッチ96からもたらされる先端電極部27位置情報に基づき、第1の実施の形態と同様の作用によって画像を拡大し出力する。

【0099】着脱センサ95から伝送される情報が「チューブ非接続」である場合、拡大制御回路70は電極先端部27が図4（A）における位置A～Bにある場合の画像拡大倍率を第1の実施の形態の場合よりも大きくして画像を出力する。

【0100】本実施の形態は以下の効果を有する。図12（A）に図示したが、前述したように一般的に気中の被写体を観察する場合は液中に比して広角な画像となるため第1の実施の形態によって図4（A）の位置A～Bにある先端電極部27を観察した場合、灌流液中ではモニタ43画面上で図12（B）のように観察されるが、

気中では図12（C）のように観察され、灌流液中で観察した場合に比べて小さく表示されてしまう。

【0101】本実施の形態によれば図12（C）の破線部を拡大表示して図12（D）のように表示ようになるため、灌流液中においても、気中においても、図4（A）の位置A～Bにある先端電極部27をほぼ同じ大きさで観察することができ、灌流液使用の如何にかかわらず、術者は同じ画像環境で手技をスムーズに進行させることが可能となる。

【0102】なお、本実施の形態では液体の有無を着脱センサ95で検知するようにしたが、スイッチ等の操作で液体の有無の指示信号を拡大制御回路70に送り、この指示信号で倍率を制御しても良い。

【0103】なお、上述の説明ではレセクトスコープ装置の例で説明したが、本発明は消化器用等の内視鏡のチャンネル内に処置具を挿通し、その処置具の先端側をチャンネルの出口から突出させて治療のための処置を行う場合にも適用することができる。

【0104】この場合、例えばチャンネルの挿入口に処置具が突出する突出量を検知するセンサを設け、そのセンサの出力で表示手段に表示される画像の倍率を制御するようにすれば良い。

【0105】なお、上述の実施の形態において、「切除位置」外に電極がある際には、高周波出力が出力されないように制御手段を設けた構成にしても良い。また、切除位置とそれ以外の境界位置に電極が一定時間以上ある場合には、高周波出力は出力されないよう構成し、切替境界でのハンチング現象を防止するようにしても良い。

【0106】〔付記〕

1. 被検体内に挿通してこの被検体の内部を観察する対物光学系を有する内視鏡と、前記内視鏡に挿通し、先端に設けられた処置部がこの内視鏡の先端近傍から突出可能に設けられた処置具と、前記対物光学系を介して得られた画像による画像信号を処理して得られた画像の表示倍率を、前記処置部の突出量に応じて変更する倍率変更手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0107】2. 前記処置部の突出量を検知する位置検知手段を更に有し、前記倍率変更手段は、この位置検知手段の検知結果に応じて前記倍率を変更することを特徴とする請求項1記載の内視鏡装置。

【0108】3. 被検体内に挿通してこの被検体の内部を観察する対物光学系を有する内視鏡と、前記被検体に挿通し、先端に設けられた処置部によりこの被検体の処置を行う処置具と、前記処置部と前記対物光学系との相対的な位置を検知する位置検知手段と、前記対物光学系を介して得られた画像による画像信号を処理して得られた画像の表示倍率を、前記位置検知手段の検知結果に基づいて変更する倍率変更手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0109】4. 被検体内に挿通してこの被検体の内部

を観察する対物光学系を有する内視鏡と、前記被検体内部に液体の存在を指示する液体指示手段と、前記対物光学系を介して得られた画像による画像信号を処理して得られた画像の表示倍率を、前記液体指示手段の検知結果に基づいて変更する倍率変更手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0110】5. 被検体内に挿通してこの被検体の内部を観察する対物光学系を有する内視鏡と、前記内視鏡に対して液体を注入するチューブの接続を検知する接続検知手段と、前記対物光学系を介して得られた画像による画像信号を処理して得られた画像の表示倍率を、前記接続検知手段の検知結果に基づいて変更する倍率変更手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0111】6. 付記1, 2, 3, 4, または5の内視鏡装置において、前記内視鏡は、被検体内に挿通してこの被検体の内部を観察する観察部を有するとともに、外部への延出部を有し、この延出部が、前記内視鏡の挿入軸方向を軸として回動自在な回動部を有することを特徴とする内視鏡。

【0112】7. 体腔内に挿入される細長で中空のシースと、前記シース内に挿通され体腔内の観察を行う内視鏡と、同じく前記シース内に挿通され体腔内の組織の切除や凝固等の処置を行う処置具と、前記シース後端に設けられ前記処置具の操作を行う操作部とを有し、前記内視鏡は体腔内画像を内視鏡像として伝送する光学系と、該光学系により伝送された像を撮像する撮像素子と、該撮像素子より出力された撮像信号を処理するプロセッサ部と、該プロセッサ部より出力された映像信号を画像として画面上に表示するモニタ装置とから成っており、前記操作部は前記シースに対し前記内視鏡を挿通固定する固定部と、前記処置具を固定するとともに前記内視鏡に対し光学系光軸方向前後に相対移動可能となるよう配設したスライダとから成っているレゼクトスコープ装置において、前記処置具ないしはスライダの前記内視鏡に対する相対位置を検知する位置検知手段と、前記プロセッサ部から出力される映像信号により表示される画像の倍率を変更する倍率変更手段とを設け、前記倍率変更手段は前記位置検知手段からの検知結果に基づいて前記モニタ装置画面上に表示される画像の倍率を変更するよう前記映像信号を処理変換し出力することを特徴とするレゼクトスコープ装置。

【0113】8. 付記7において、前記内視鏡が前記操作部に対し光学系光軸方向を軸として回動自在となるよう構成したことを特徴とするレゼクトスコープ装置。

【0114】9. 付記7において、前記シース上に、該シース内に灌流液を流入する送水口と、該送水口に接続され灌流液が内部を流通するチューブとを設け、該送水口に灌流液チューブが接続されたか否かを検知する接続検知手段を有し、前記倍率変更手段は前記検知手段からの検知結果に基づいて前記モニタ装置画面上に表示される*

*画像の倍率を変更するよう前記映像信号を処理変換し出力することを特徴とするレゼクトスコープ装置。

【0115】10. 付記7において、前記位置検知手段は、電気機械式スイッチによるレゼクトスコープ装置。

11. 付記7において、前記位置検知手段は、電気機械光学式スイッチによるレゼクトスコープ装置。

12. 付記7において、前記位置検知手段は、差動変圧器によるレゼクトスコープ装置。

13. 付記7において、前記位置検知手段は、静電容量変換によるレゼクトスコープ装置。

【0116】14. 付記7において、前記位置検知手段は、ひずみゲージによる抵抗値変換によるレゼクトスコープ装置。

15. 付記7において、前記位置検知手段は、エンコーダによるレゼクトスコープ装置。

16. 付記7において、前記位置検知手段は、磁気目盛りニアスケールによるレゼクトスコープ装置。

17. 付記7において、前記倍率変更手段は、電子式ズームによるレゼクトスコープ装置。

18. 付記7において、前記倍率変更手段は、光学式ズームによるレゼクトスコープ装置。

【0117】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、被検体内に挿通してこの被検体の内部を観察する対物光学系を有する内視鏡と、前記内視鏡に挿通し、先端に設けられた処置部がこの内視鏡の先端近傍から突出可能に設けられた処置具と、前記対物光学系を介して得られた画像による画像信号を処理して得られた画像の表示倍率を、前記処置部の突出量に応じて変更する倍率変更手段と、を備えているので、前記処置部の突出量に応じて画像の表示倍率を変更することで、前記処置部の突出量が変化しても処置部の先端を視認でき、使い勝手を向上できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態のレゼクトスコープ装置の全体構成図。

【図2】レゼクトスコープ装置の電気系の主要な構成を示すブロック図。

【図3】レゼクトスコープの詳細な構造を示す図。

【図4】先端電極部の位置とモニタに表示される画像サイズを示す図。

【図5】バリア覆布を用いて処置を行う場合のレゼクトスコープ部分を示す図。

【図6】変形例のレゼクトスコープ装置の構成図。

【図7】レゼクトスコープ装置の電気系の主要な構成を示すブロック図。

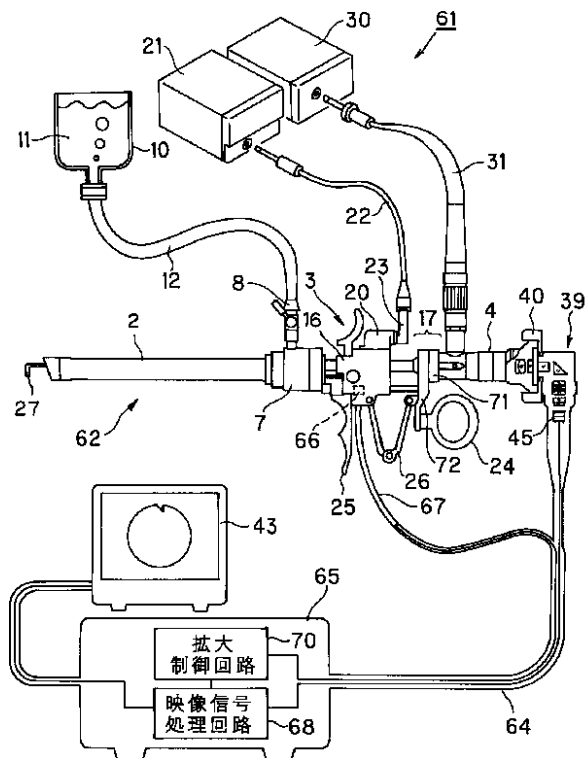
【図8】モニタに親子画像として表示した場合の表示例を示す図。

【図9】図8の表示を行う電気系の構成を示すブロック図。

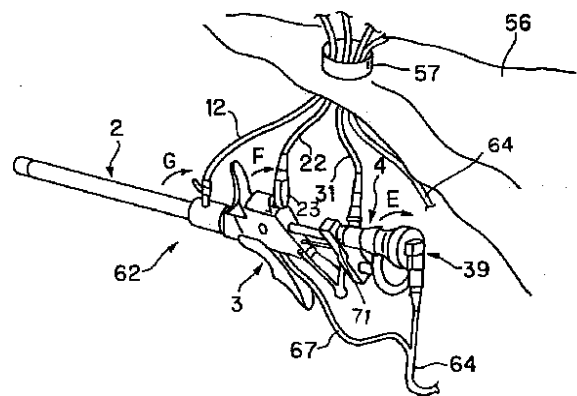
【図10】ケーブルの端部の構造を示す図。
 【図11】本発明の第2の実施の形態のレゼクトスコープ装置の主要部の構成を示す図。
 【図12】先端電極部の位置とモニタに表示される画像サイズを示す図。
 【図13】従来例のレゼクトスコープの構成を示す図。
 【図14】光学視管の概略の構成を示す図。
 【図15】先端電極部の構成例を示す図。
 【図16】従来のレゼクトスコープ装置の構成を示す図。
 【図17】従来のレゼクトスコープ装置の構成を示す図。
 【図18】電子内視鏡の構成を示す図。
 【図19】従来例における先端電極部の位置とモニタに表示される画像サイズを示す図。
 【図20】従来例におけるバリア覆布を用いて処置を行う場合のレゼクトスコープ部分を示す図。
 【符号の説明】
 1…レゼクトスコープ装置
 2…シース
 3…操作部
 4…光学視管
 5…電極器
 6…挿入部
 7…本体部
 8…送水口
 9…コック
 10…容器
 11…灌流液
 12…チューブ
 14…操作部本体
 15…ガイド軸
 16…スライダ
 17…ストッパ
 18…保持部
 19…通電部
 20…コネクタ
 21…高周波電源装置
 22…出力コード
 23…出力プラグ
 24、25…指掛け部

26…ばね関節
 27…先端電極部
 28…挿入部
 29…接眼部
 30…光源装置
 31…ライトガイドケーブル
 32…コネクタ
 33…ライトガイドコネクタ
 34…ライトガイドバンドル
 35…挿入部先端
 36、50…対物光学系
 37、51…伝送光学系
 38…接眼光学系
 39…カメラヘッド
 40…アイピースマウント
 43…モニタ
 44…結像光学系
 45…撮像素子
 47…電子内視鏡
 48…挿入部
 49…ライトガイドバンドル
 52…本体部
 54…コネクタ
 56…バリア覆布
 57…開口部
 58…ユニバーサルケーブル
 61…レゼクトスコープ装置
 62…レゼクトスコープ
 64…カメラケーブル
 65…プロセッサ装置
 66…センサ
 67…信号線
 68…映像信号処理回路
 70…拡大制御回路
 71…光学視管接続部
 72…軸固定部
 74…Oリングシール
 76…ロッド
 82…メモリ
 83…拡大回路

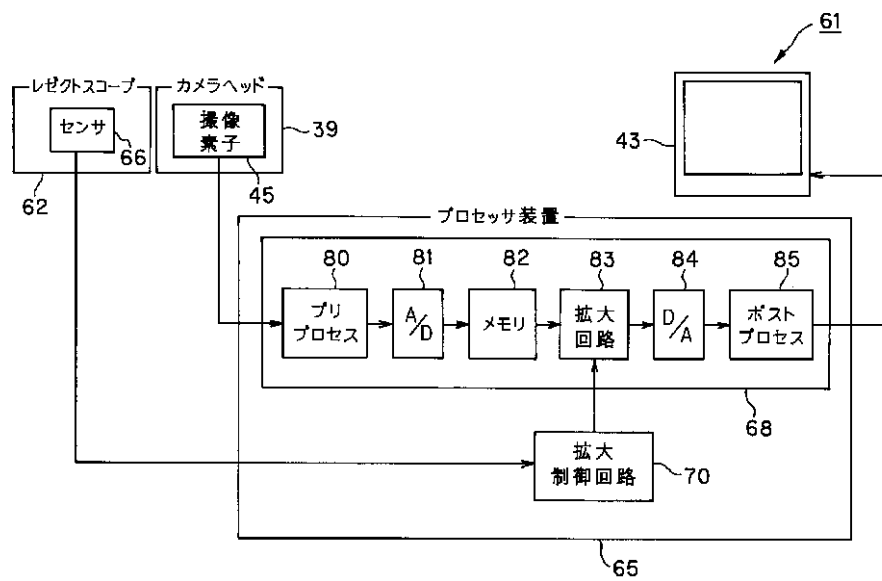
【図1】



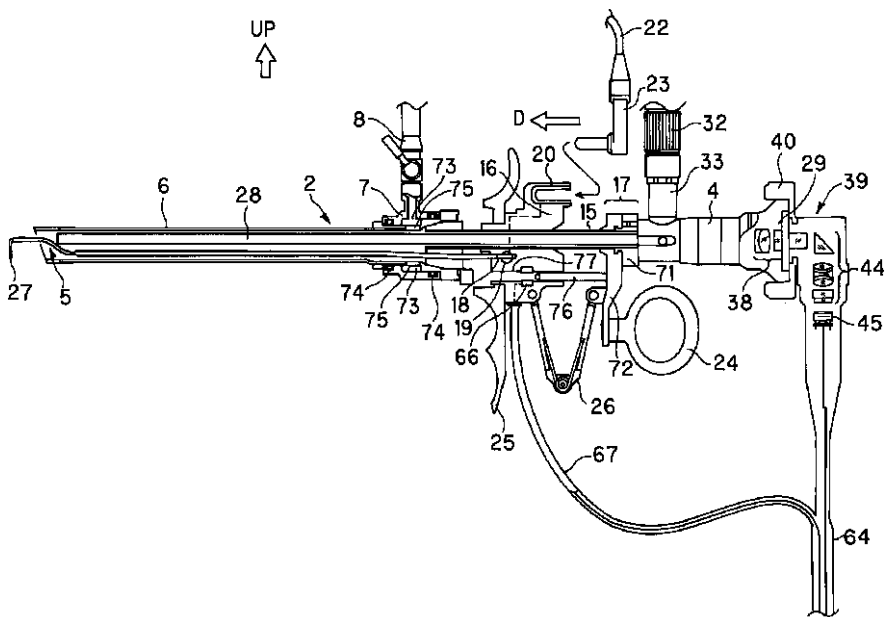
【図5】



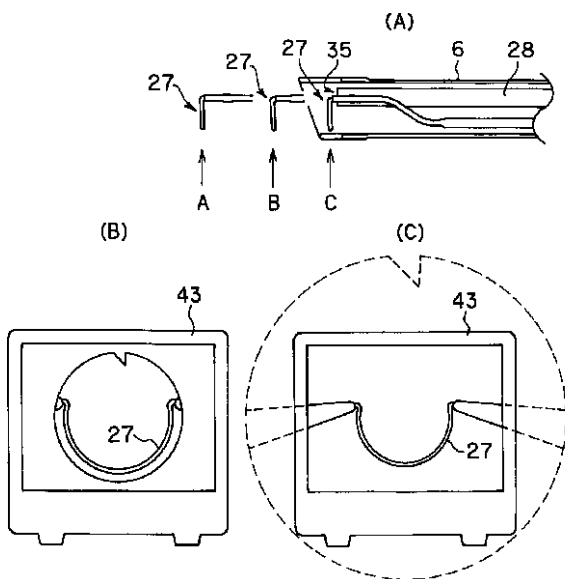
【図2】



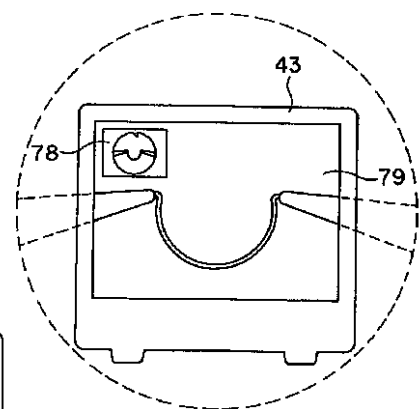
【図3】



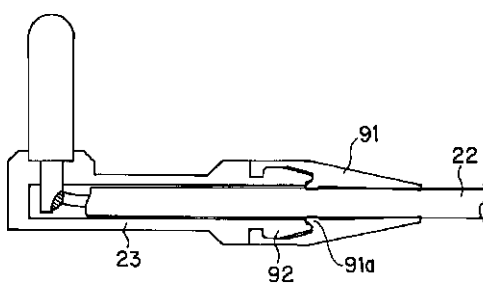
【図4】



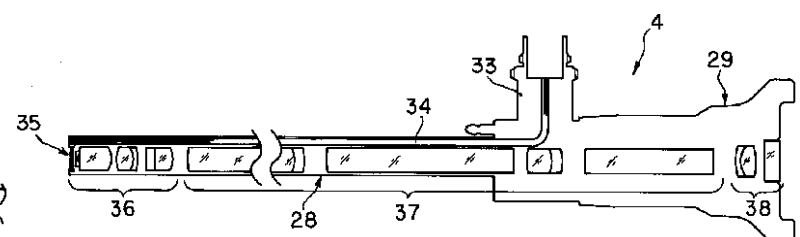
【図8】



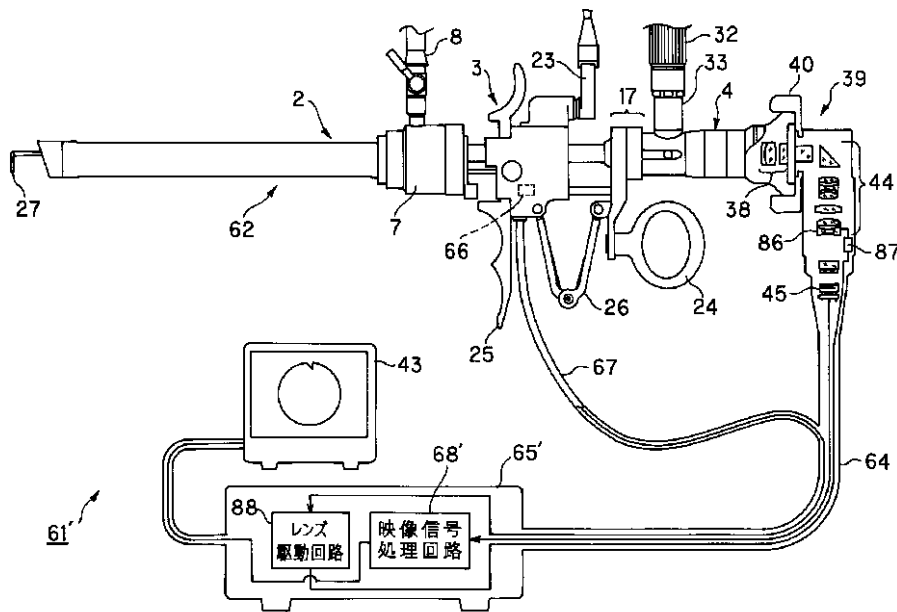
【図10】



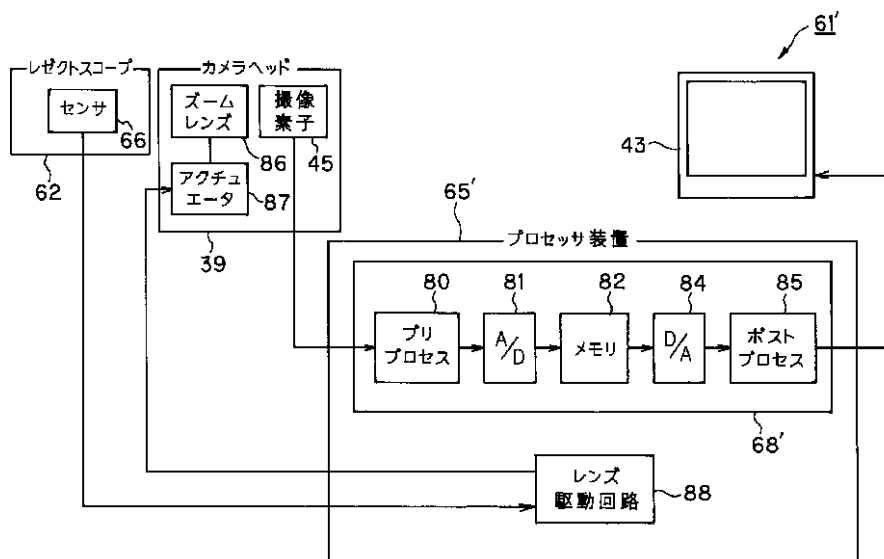
【図14】



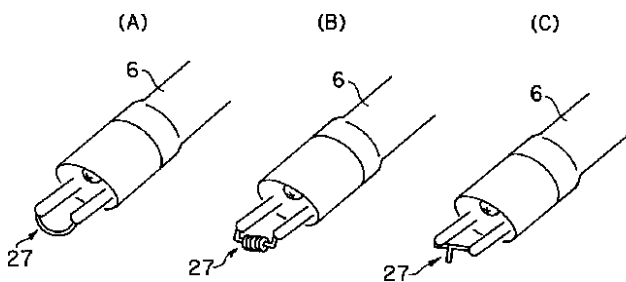
【図6】



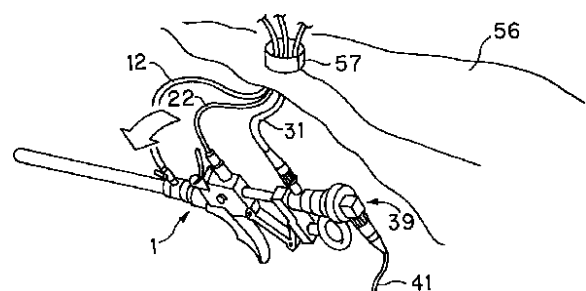
【図7】



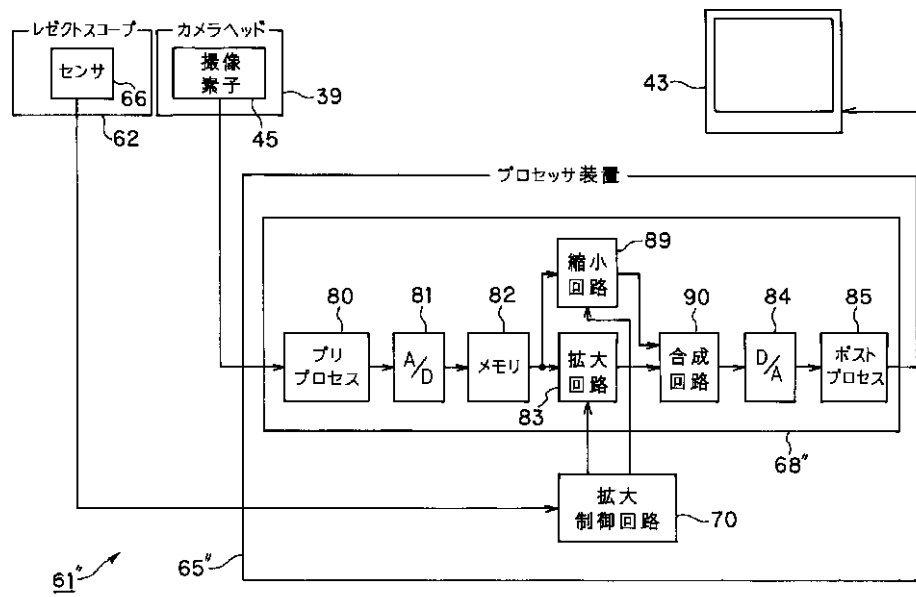
【図15】



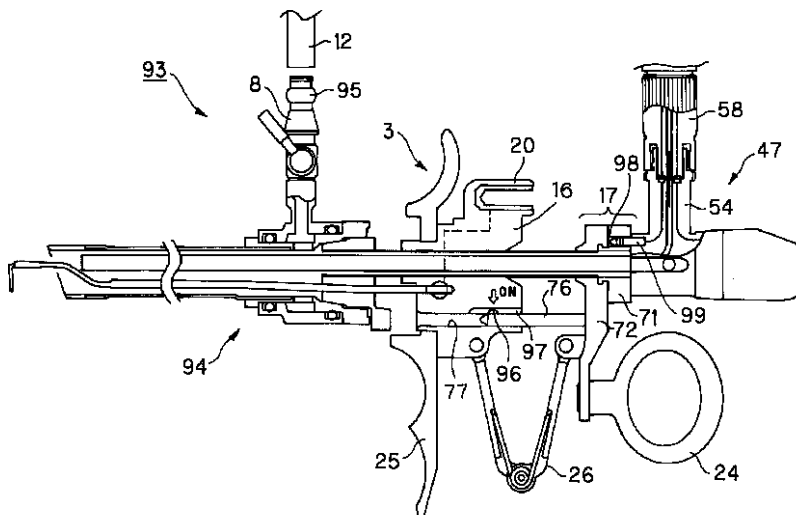
【図20】



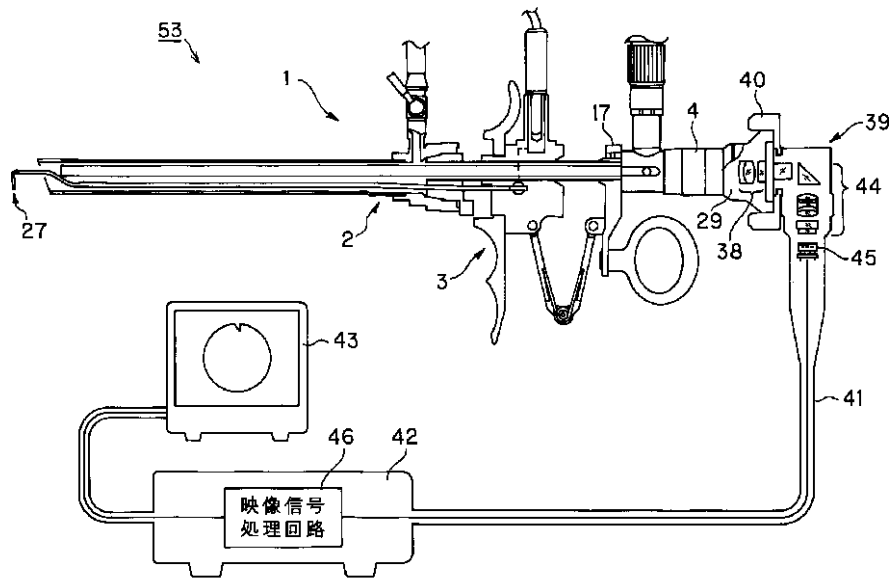
【図9】



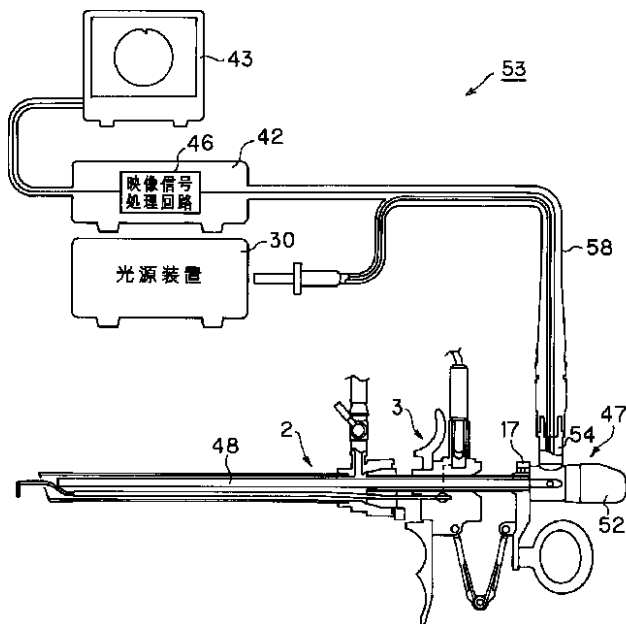
【図11】



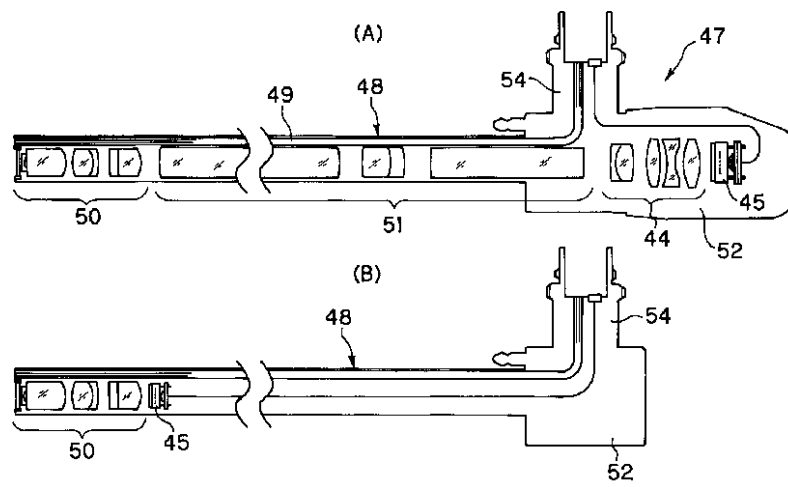
【図16】



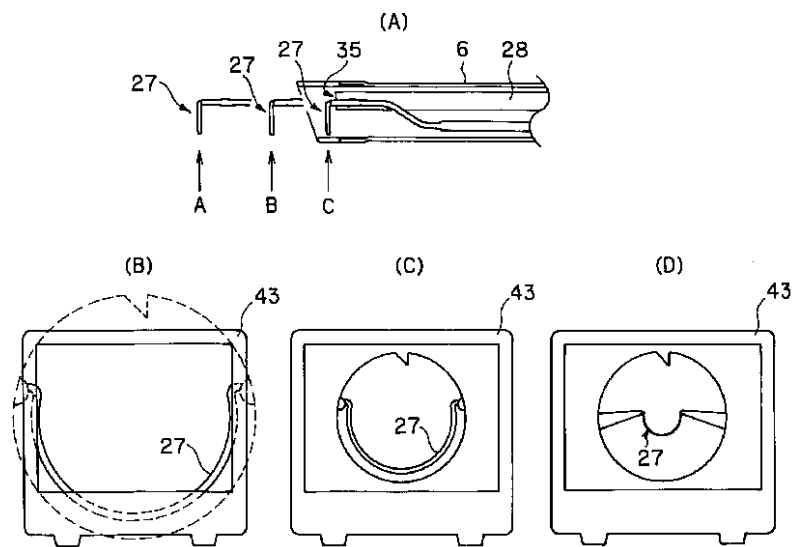
【図17】



【図18】



【図19】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2002125926A	公开(公告)日	2002-05-08
申请号	JP2000319814	申请日	2000-10-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
[标]发明人	萩原雅博		
发明人	萩原 雅博		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/04.360.E A61B1/04.370 A61B1/04.372 A61B1/00.334.Z A61B1/00.552 A61B1/00.620 A61B1/018 A61B1/04 A61B1/04.540 A61B1/045.610 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/AA15 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/FF50 4C061/NN10 4C061/WW03 4C161/AA00 4C161/AA15 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF50 4C161/NN10 4C161/WW03		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜装置，该内窥镜装置即使在改变诸如尖端电极部之类的处理部的突出量时也易于视觉识别并且进一步提高了可用性。 解决方案：末端电极部分27从护套2的末端伸出的量可以通过操作滑块16进行调节，并通过安装在光管4上的摄像头39中的摄像元件45拾取图像，并设置处理器65。 当在监视器43上显示尖端电极部分27等的图像时，如果突出量大，则按原样显示则小，因此传感器66检测到突出量并将检测信号输入到放大控制电路70。 通过放大控制电路70控制图像的放大倍率，使得图像尺寸变得适于观察。

