

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3938772号

(P3938772)

(45) 発行日 平成19年6月27日(2007.6.27)

(24) 登録日 平成19年4月6日(2007.4.6)

(51) Int. Cl.		F I	
A 6 1 B	8/12	(2006.01)	A 6 1 B 8/12
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 O O F

請求項の数 2 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2004-190403 (P2004-190403)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成16年6月28日(2004.6.28)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願2001-1695 (P2001-1695)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
	の分割	(74) 代理人	100076233
原出願日	平成13年1月9日(2001.1.9)		弁理士 伊藤 進
(65) 公開番号	特開2004-267801 (P2004-267801A)	(72) 発明者	安達 勝貴
(43) 公開日	平成16年9月30日(2004.9.30)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
審査請求日	平成16年6月29日(2004.6.29)		リンパス株式会社内
		審査官	右▲高▼ 孝幸
		(56) 参考文献	特開昭63-276885 (J P, A)
			特開平3-158141 (J P, A)
			特開2000-245734 (J P, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

挿入部に超音波を送受信する超音波振動子を内在する挿入部と、挿入部の端部に設けられた操作部と、操作部から導出される1本の中空管と、前記中空管の端部に設けられるスコープコネクタ部とを有する超音波内視鏡において、

前記スコープコネクタ部に設けられた超音波コネクタ部と、

一端が超音波観察装置に接続され、他端が前記超音波コネクタ部と着脱自在に接続される接続部を有する超音波ケーブルと、

前記超音波ケーブルの超音波コネクタ部との接続部に設けたレバーと、

前記接続部に配置され、前記レバーの動作に連動して導通・非導通が切り替わるスイッチと、

を具備し、

前記レバー操作によって、前記接続部を前記超音波コネクタ部に接続することを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項2】

前記レバー操作によって前記接続部を前記超音波コネクタ部に接続する構成において、

前記接続部及び前記超音波コネクタ部に設けられた接点同士が完全に接触している状態で、前記スイッチが導通状態または非導通状態になることを特徴とする請求項1に記載の超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、メカニカルに超音波走査を行う超音波内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

従来例として、特願平11-298726号がある。これは超音波内視鏡の操作性を向上させるため重量のあるモータ等を光源装置に取り付くスコープコネクタ部に設け、体腔内に入る挿入部の先端にある超音波振動子への回転伝達をフレキシブルシャフトで行うと共に、モータや基板類を一つのユニットして予め別に組み立てられるようにしたものである。

10

【0003】

この中で、特にモータユニット部について示したものが図9(B)である。モータ109の横にスライダ部110を配置し、両者の回転軸をベルト111でつないで動力伝達をする。このスライダ部110はユニバーサルコード112内を挿通されたフレキシブルシャフト113の端部が連結される。

このモータユニット部は、回転軸側(ベルト111側)が、スコープコネクタ114と操作部をつなぐユニバーサルコード112側(光源装置と反対側)に向くように取り付けられる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0004】

上記構成の場合には、ユニバーサルコード112内を通されたフレキシブルシャフト113をモータユニット部に接続するためには、スライダ部110に空けた穴の中に、ベルト111のある側からフレキシブルシャフト113を通し、スコープコネクタ114の端面に設けたフレーム115の穴(開口)内でフレキシブルシャフト113をスライダ部110に固定しなければならない。ユニバーサルコード112端とスライダ部110端との距離が短い上にフレーム115の穴内で固定しなくてはならないので、その組立作業が困難である。

【0005】

これを改善するにはモータユニット全体をフレーム115内から出して固定できるようにするとともに、ユニバーサルコード112端との距離を離せばよいが、図9(B)から明らかなように、スコープコネクタ114の外形が大きくなってしまう。

30

このため、使用前のセッティング作業や運搬、洗浄作業が非常にやりづらくなる。既存の内視鏡洗浄器に入らなくなるかもしれない。

【0006】

またこの特願平11-298726号の中には、モータの回転軸側をユニバーサルコードの反対側(光源装置側)に向くように取り付けられた実施の形態が図示されている。しかしフレキシブルシャフトを接続するスライダ部の位置について明記されていない上、モータユニット部を基板ユニット部をまとめて一つのユニットとして構成している。

【0007】

40

モータユニット部と基板ユニット部をまとめた一つのユニットあらかじめ外部で組み立て、これをスコープコネクタに取り付けられてからフレキシブルシャフトを固定しなくてはならないため、基板ユニット部が邪魔して非常に組み立てにくい。

これを解決するには基板ユニット部からフレキシブルシャフトを固定するスライダ部を出せばよいが、このような構成ではスコープコネクタが大きくなり、前述の問題が生じる。

【0008】

また基板同士の配線や超音波コネクタの配線についても、ケーブル配線を多用しているため半田付け等の作業が多く、またケーブルを引き回すスペースが必要で大型化している。

50

【 0 0 0 9 】

さらに従来例では、超音波観測装置とスコープコネクタに設けた超音波コネクタとの間を接続する超音波ケーブルの構造については説明があまりない。

【 0 0 1 0 】

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、超音波ケーブルを超音波コネクタから着脱することが容易で、使い勝手や信頼性に優れた超音波内視鏡を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

本発明の超音波内視鏡は、挿入部に超音波を送受信する超音波振動子を内在する挿入部と、挿入部の端部に設けられた操作部と、操作部から導出される1本の中空管と、前記中空管の端部に設けられるスコープコネクタ部とを有する超音波内視鏡において、

前記スコープコネクタ部に設けられた超音波コネクタ部と、一端が超音波観察装置に接続され、他端が前記超音波コネクタ部と着脱自在に接続される接続部を有する超音波ケーブルと、前記超音波ケーブルの超音波コネクタ部との接続部に設けたレバーと、前記接続部に配置され、前記レバーの動作に連動して導通・非導通が切り替わるスイッチとを具備し、前記レバー操作によって、前記接続部を前記超音波コネクタ部に接続する。

【 0 0 1 2 】

また、前記レバー操作によって前記接続部を前記超音波コネクタ部に接続する構成において、前記接続部及び前記超音波コネクタ部に設けられた接点同士が完全に接触している状態で、前記スイッチが導通状態または非導通状態になる。

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、接続部および超音波コネクタ部に設けられた接点が完全に接触している状態で、前記スイッチが導通または非導通になるように構成したことで、簡単に超音波内視鏡と超音波観測装置とを接続でき使い勝手がよい超音波内視鏡を提供することができる。また、スイッチによって超音波観測装置から信号の出力をコントロールでき、機器を破壊することなく接続することができる超音波内視鏡を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

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9は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態の超音波内視鏡の全体構成を示し、図2はスコープコネクタとユニバーサルコードの端部から延出されたケーブル類等を示し、図3はスコープコネクタにモータユニットが取り付けられた状態を示し、図4は基板ユニットの構造を分解して示し、図5はモータユニット及び基板ユニットを組み付けたスコープコネクタにスコープコネクタカバー等を組み付ける様子を示し、図6は超音波コネクタが組み付けられたスコープコネクタに超音波ケーブルのスコープ側コネクタが装着可能である様子を示し、図7は超音波コネクタとこれに着脱自在のスコープ側コネクタの構造等を示し、図8は超音波コネクタにスコープ側コネクタを接続した状態等を示し、図9は従来例と比較してスコープコネクタに組み付けた回転動力伝達系の構造を示す。

【 0 0 1 5 】

図1に示すように本発明の第1の実施の形態の超音波内視鏡1は、体腔内に挿入可能な細長の挿入部2と、この挿入部2の後端に設けられた操作部3と、この操作部3から延出された可撓性を有するユニバーサルコード4と、このユニバーサルコード4の端部に設けられたスコープコネクタ5とを有する。

【 0 0 1 6 】

このスコープコネクタ5における光源コネクタ6は照明光を供給する光源装置7に着脱

10

20

30

40

50

自在で接続され、電気コネクタ 8 は信号処理を行うビデオプロセッサ 9 に着脱自在で接続され、超音波コネクタ 11 は超音波ケーブル 12 を介して超音波観測装置 13 に着脱自在で接続され、吸引口金 14 には吸引ポンプ 15 が着脱自在に接続され、送気送水口金 16 には送水タンク 17 等が着脱自在に接続される。

【0017】

なお、送気送水口金 16 は細く、何かにぶつけるとその衝撃で破損するおそれがあるので、それを防止するためにこの送気送水口金 16 の付近にこれよりも高く突出した突起 18 が設けてある。

挿入部 2 は先端の超音波収納部 19 内に超音波振動子 20 を収納し、この超音波収納部 19 を先端面に設けた先端部 21 と、この先端部 21 の後端に形成した湾曲自在の湾曲部 22 と、この湾曲部 22 の後端に形成した長尺で可撓性を有する可撓部 23 とからなる。

【0018】

操作部 3 には術者が把持する把持部 24 と、この把持部 24 の後端側の主操作部 3A に設けられ、湾曲部 22 の湾曲操作を行う湾曲操作ノブ 25 と、送気送水及び吸引の操作をそれぞれ行う送気送水・吸引ボタン 26 とが設けてある。

また、把持部 5 の前部側には処置具を挿入する処置具挿入口 27 が設けてある。

【0019】

上記先端部 21 の斜面部には図示しない照明窓と観察窓とが設けてあり、光源コネクタ 6 を光源装置 7 に接続することにより、光源装置 7 から供給される照明光を図示しないライトガイドにより伝送して、この照明窓から出射し、体腔内の患部等の被写体を照明する。

【0020】

照明された被写体は観察窓に取り付けた対物レンズにより、その結像位置に配置された電荷結合素子（CCDと略記）等の撮像素子に結像する撮像部が形成されている。CCDにより光電変換された信号は、信号線によりビデオプロセッサ 9 に入力され、このビデオプロセッサ 9 により標準的な映像信号に変換され、ビデオプロセッサ 9 に接続される図示しないモニタに被写体像を表示する。

【0021】

超音波を送受信する超音波振動子 20 は挿入部 2 内を挿通された動力伝達用のフレキシブルシャフト 28 の先端に接続され、その後端は把持部 24 内に設けた回転型信号伝達手段であるスリップリング 29 に接続されている。このスリップリング 29 の回転軸には、回転角検出手段であるエンコーダ 30 が接続されている。

【0022】

また、このエンコーダ 30 の回転軸には動力伝達用のフレキシブルシャフト 31 の一端が接続され、このフレキシブルシャフト 31 は長尺（例えば 1 ~ 2 m）のユニバーサルコード 4 内に挿通されて、その他端がスコープコネクタ 5 内に設けたメカニカル走査を行うための回転駆動手段としてのモータ 32 に（スライダ部 38 及びベルト 39 を介して）接続される。

【0023】

フレキシブルシャフト 31 は断面が円形或いは角形の金属線をコイル状に巻回して形成され、摩擦及び磨耗防止のためにグリスが塗布されている。

【0024】

また、超音波振動子 20 に接続され、この超音波振動子 20 に超音波送信のパルス信号を印加したり、超音波振動子 20 で受信し（て電気信号に変換され）たエコー信号を伝送する信号伝達用のケーブルはフレキシブルシャフト 28 内を通り、スリップリング 29 にてそのロータ側端子と導通するステータ側端子からフレキシブルシャフト 28 の外部のケーブルと電氣的に接続される。

【0025】

このスリップリング 29 を介して接続された外部のケーブルと、エンコーダ 30 に接続され、フレキシブルシャフト 28 の回転角（から超音波振動子 20 の回転角）を検出する

10

20

30

40

50

ためのケーブルは、操作部 3 内の基板を介して、ユニバーサルコード 4 内を挿通され、スコープコネクタ 5 にまで導出されている。

【 0 0 2 6 】

図 2 (A) に示すようにスコープコネクタ 5 の枠体を構成するフレーム 3 4 には送気送水・吸引チューブ 3 5 が接続される。この送気送水・吸引チューブ 3 5 は図 1 の送気送水口金 1 6、吸引口金 1 4 に連通し、かつその先端側は操作部 3 の送気送水・吸引ボタン 2 6 を介して先端部 2 1 まで延びており、先端部 2 1 の開口部から空気、液体を送ったり、液体等を吸引したりするために使われる。

【 0 0 2 7 】

また、撮像部と電気コネクタ 8 とを接続する撮像用ケーブルや、光源装置 7 からの照明光を先端部 2 1 に伝送するファイバ束といった光学画像用ケーブル類 3 6 が取り付けられる。この状態から超音波機能に必要な各種部材が組み付けられる。まず、動力伝達系の構成、組立手順を説明する。

10

【 0 0 2 8 】

図 2 に示すようにユニバーサルコード 4 の中空の外皮チューブ 4 a の中空端部から突出する（駆動軸を構成する）フレキシブルシャフト 3 1 の端部には円柱状部材 3 7 がビス止め等で固定されている。そして、以下に説明する駆動軸固定手段を構成するスライダ部 3 8 に連結し、このスライダ部 3 8 をモータ 3 2 と共にスコープコネクタ 5 のフレーム 3 4 に組み付ける。

【 0 0 2 9 】

20

モータ 3 2 と、コ字状にして溝部を形成したスライダ部 3 8 とを並列に配置し、モータ 3 2 の回転軸とスライダ部 3 8 の回転軸とに（回転伝達手段（部材）としての）ベルト 3 9 を掛け渡した状態でモータ取付台 4 0 に取付けたモータユニット 4 1 を予め組立て、このモータユニット 4 1 をフレーム 3 4 に組み付ける。フレーム 3 4 にはモータ取付台 4 0 を入れる形状の開口が設けてあり、この開口内にモータユニット 4 1 がその回転軸側（ベルト 3 9 側）が入るような向きでフレーム 3 4 にビス等で組み付けられる。このような向きにすることで、小型にでき、かつ組み付け易くしている。

【 0 0 3 0 】

その後、円柱状部材 3 7 をスライダ部 3 8 の溝部に嵌め込み、円柱状部材 3 7 が外れるのを防止する蓋 4 2 をスライダ部 3 8 に組み付ける。次にスライダ部 3 8 を覆うカバー 4 3 をフレーム 3 4 に組み付ける。この際、フレキシブルシャフト 3 1 が挿通されているチューブ 4 4 は、その端部がスライダ部 3 8 の溝部に入ると共に、カバー 4 3 に設けた溝 4 3 a に嵌め込まれる。この状態を図 2 (B) に示す。

30

【 0 0 3 1 】

次にユニバーサルコード 4 とフレーム 3 4 を外皮チューブ 4 a の端部に設けたジョイント 4 5 で接続する。なお、フレキシブルシャフト 3 1 が挿通されているチューブ 4 4 には細い金属線を編み込んだシールドブレード 4 6 がほぼその全長にわたって被せられている。そして、その端部は直接或いはリード線 4 7 を介してジョイント 4 5 に接続される。この場合、接続先はフレーム 3 4 やその他の金属部材、基板上の G N D でも良い。

【 0 0 3 2 】

40

ジョイント 4 5 は金属の構造体や基板等を介して G N D に電氣的に接続され、よってフレキシブルシャフト 3 1 はシールドブレード 4 6 によって電氣的にシールドされている。このシールドする構造によって、撮像用ケーブル等からの放射ノイズがフレキシブルシャフト 3 1 に乗り、ここからさらに超音波系のケーブルに放射されて超音波画像にノイズが出るのを防止する。

【 0 0 3 3 】

このようにして組み立てた動力伝達系の構成を図 3 に示す。ここでは、簡単化のため、蓋 4 2 とカバー 4 3 を省略している。この図 3 から分かるように、円柱状部材 3 7 をはめ込むスライダ部 3 8 の溝部はフレーム 3 4 より外側に位置している。

【 0 0 3 4 】

50

次に超音波機能に必要な電気系部品の構成、組立手順を説明する。

前述のスリップリング 29、エンコーダ 30 から導出される (図 2 に示す) ケーブル 48 (必要に応じて操作部 3 内の基板を介して) の端部にはケーブル接続用コネクタ 49 を取り付けている。

【0035】

なお、ケーブル 48 は複数の信号線をまとめてシールドを被せた複合シールドケーブルが一般的に使用される。複合ケーブルを使用することで、ユニバーサルコード 4 内に直接通るケーブル本数が減少し、チューブ類とからまったりすることなく挿通作業がし易い。

【0036】

ケーブル接続用コネクタ 49 は基板ユニット 50 に接続される。この基板ユニット 50 は超音波振動子 20 で受信した超音波受信信号を増幅するアンプ基板 51、モータ 32 の回転数調整や超音波画像の書き出し位置調整等の機能を有するサーボ基板 52、アンプ基板 51 とサーボ基板 52 を超音波コネクタ 11 に接続するための接続基板 53 とから構成され、予め基板ユニット 50 を組み立てておく。

【0037】

この組立方法としては図 4 に示すように、アンプ基板 51 及びサーボ基板 52 を既知の基板対基板コネクタを用いて接続基板 53 に接続し、必要に応じて金属部材で補強する。接続基板 53 の表面には複数の接点 54 が形成されている。接点 54 はアンプ基板 51 やサーボ基板 52 或いは接続基板 53 上に設けられたケーブル接続用コネクタ 55 の各端子と電気的に接続されている。さらに、ある高さを有する高さ調整用コネクタ 56 を取
20 付板 57 と接続基板 53 で挟み込み、ビスで取付板 57 を固定することにより高さ調整用コネクタ 56 を接続基板 53 に固定する。

【0038】

高さ調整用コネクタ 56 は既知のもので、バネ性を有する端子 58 が接点 54 と同一ピッチで複数個内蔵されており、接点 54 上に押しつけることで電気的に接続される。つまり、アンプ基板 51、サーボ基板 52、ケーブル接続用コネクタ 55 の各端子は半田付けやケーブル接続をすることなく、高さ調整用コネクタ 56 の端子 58 と導通する。

【0039】

アンプ基板 51 又はサーボ基板 52 又は接続基板 53 には、モータ 32 の回転数調整や超音波画像の書き出し位置調整を行うためのトリマ 59 が設けられている。同様にディ
30 ップスイッチ 60 が設けられている。超音波振動子 20 の種類によって超音波周波数等が異なるため、これら超音波内視鏡固有の情報を設定する必要があり、これをディップスイッチ 60 により設定できるようにしている。

【0040】

なお、高さ調整用コネクタ 56 として、バネ性を有する端子を用いたものでなく、導電性を有するゴム材等を用いても良い。また、カム 33 が例えば接続基板 53 (他の構造体でも良い) に固定される。

【0041】

図 2 (A) に示すように基板ユニット 50 に設けられたケーブル接続用コネクタ 55 に、ケーブル 48 の端部のケーブル接続用コネクタ 49 を差し込むことにより、着脱自在で
40 接続される。そして、基板ユニット 50 をフレーム 34 の開口部にアンプ基板 51 とサーボ基板 52 の一部を挿入するようにして、フレーム 34 に突出するように設けた支柱 61 にビス等で固定する。

【0042】

このようにして、フレーム 34 に基板ユニット 50 を取り付けた状態を図 5 に示す。なお、図 5 では取付板 57 を省略して示している (或いは取付板 57 を用いないで高さ調整用コネクタ 56 をビス等で接続基板 53 に取り付けても良い)。

【0043】

図 5 に示すように、次の手順としてフレーム 34、基板ユニット 50 等を覆うようにス
50 コープコネクタカバー 62 を被せる。スコープコネクタカバー 62 は、基板ユニット 60

の高さ調整用コネクタ56に面する部分が開口しており、この開口部に超音波コネクタ基板63及びプレート64を組み付ける。

【0044】

図4に示すように超音波コネクタ基板63は、高さ調整用コネクタ56の端子58と同一ピッチの接点が両面に形成されており、基板63内のパターンにより表面の各接点65と裏面の各接点65とがそれぞれ一対一で配線されている。

【0045】

よって超音波コネクタ基板63をプレート64で高さ調整用コネクタ56に押しつけることにより、超音波コネクタ基板63の接点65がアンプ基板51、サーボ基板52、ケーブル接続用コネクタ55の各端子と導通する。

10

【0046】

図5に示すようにプレート64には接点65に面する部分が開口していて、接点65が外表面に露出するようにしてある。

図6に示すようにこの露出する接点65及びプレート64が超音波コネクタ11となり、ここに超音波ケーブル12のスコープ側コネクタ69が着脱自在に接続される。

【0047】

また、図5に示すようにプレート64はスコープコネクタカバー62をフレーム34に押さえつけると共に、外周面にリング66がはめられていて、スコープコネクタカバー62の開口部に圧接して水密を確保するようにしている。

さらにユニバーサルコード4の座屈を防止する折れ止め部材67が取り付けられる。この折れ止め部材67はリング68を介挿してスコープコネクタカバー62に取り付けられることにより、スコープコネクタカバー62の開口部に圧接して水密を確保するようにしている。

20

【0048】

以上の手順で組み付けられたスコープコネクタ5の超音波コネクタ11には、図6に示すように超音波ケーブル12のスコープ側コネクタ69が着脱自在に接続され、この超音波ケーブル12を介して超音波観測装置13と電氣的に接続される。

【0049】

図7(A)は超音波ケーブル12のスコープ側コネクタ69の構造を示す。その説明のため、超音波コネクタ11付近の構造も断面図で示す。なお、図7(B)は図7(A)のA-A断面でシャフト75の形状を示している。

30

【0050】

スコープ側コネクタ69の内部の基板70に取り付けたコネクタ71は、高さ調整用コネクタ56と同じ構造になっている。つまり、バネ性を有する端子72を複数内蔵しており、端子72のピッチは超音波コネクタ11の接点65と同一となっている。

【0051】

そして、基板70の表面に、端子72と同一ピッチで形成された接点に対し、ガイド73によりコネクタ71が基板70に接続される。この基板70には、ケーブル74が半田付けなどで接続され、基板70内のパターンを介してコネクタ71の端子72と導通している。

40

【0052】

先端にカムシャフト75aを固定したシャフト75は、ガイド73、基板70、(コイル状)バネ76、スライダプレート77、ドグ(止め輪)78、レバー79に挿通される。バネ76は、その両端がガイド73とスライダプレート77とに当接する。シャフト75の途中に突出するように設けたストッパ部75bはガイド73に当接し、このシャフト75の後端のネジ穴に締め込むビス80により前記ガイド73、基板70、...、レバー79を挟み込むようにしてシャフト75が取り付けられている。

【0053】

シャフト75は、ガイド73、基板70、バネ76、スライダプレート77に足して回転自在になっている。シャフト75とドグ78、レバー79とは、例えば図7(B)に示

50

すように嵌り合う部分の形状が非円形にすることで周方向の位置決め（回転が規制）され、個別では回転しないで、連動して共に回転する。

【 0 0 5 4 】

上記シャフト 7 5 と平行に突出する位置決めピン 8 1 は、ガイド 7 3 に固定されると共に、バネ 7 6、スライダプレート 7 7 に挿通され、その後端のビス 8 2 で固定される。なお、スライダプレート 7 7 はバネ 7 6 の付勢力に抗して距離 x だけ、位置決めピン 8 1 の軸方向に移動可能である。このような構造体は、カバー 8 3 で覆われている。

【 0 0 5 5 】

このカバー 8 3 にはケーブル 7 4 を収納するケーブル外皮 8 4 が固定される。また、このカバー 8 3 には接続不良防止突起 8 5 が設けられている。この接続不良防止突起 8 5 とスライダプレート 7 7 との距離 y は、カバー 8 3 内面と基板 7 0 との距離 z よりも小さく設定されている。

10

【 0 0 5 6 】

また、シャフト 7 5、位置決めピン 8 1、コネクタ 7 1 の端子 7 2 の位置関係は、スコープコネクタ 5 側のプレート 6 4、超音波コネクタ基板 6 3、取付板 5 7、カム 3 3 等に設けた穴及び接点 6 5 の位置関係と同一となっている。

【 0 0 5 7 】

シャフト 7 5 の外径 d は、取付板 5 7 の穴径 c より若干小さく（寸法を同一にして、公差で逃がしても良い）、同様に位置決めピン 8 1 の外径 f は取付板 5 7 の穴径 e より若干小さい。ガイド 7 3 の内径 b はプレート 6 4 の外径 a より若干大きい、ガタが殆ど無いように寸法が設定されている。

20

【 0 0 5 8 】

次に本実施の形態の作用を説明する。

図 8 に示すように、まず超音波ケーブル 1 2 のスコープ側コネクタ 6 9 をスコープコネクタ 5 に接続する。この場合、シャフト 7 5、位置決めピン 8 1 を超音波コネクタ 1 1 に設けられた両穴に差し込むと、プレート 6 4 の外周面とガイド 7 3 の内周面とが嵌合する。

【 0 0 5 9 】

これにより、スコープ側コネクタ 6 9 は超音波コネクタ 1 1 に対して、シャフト 7 5 及び位置決めピン 8 1 の働きにより回転方向の位置が規制され、ガイド 7 3 の働きにより図 8 の Y 軸方向の位置が規制される。なお、Y 軸はシャフト 7 5 の軸方向を X 軸とすると、これに垂直な方向で、図 8 では例えばシャフト 7 5 と位置決めピン 8 1 とを含む平面内で、シャフト 7 5 の軸に垂直な方向となっている。

30

【 0 0 6 0 】

次にレバー 7 9 を所定の方向に回転させると、これに周方向の位置決めがされて取り付けられているシャフト 7 5 及びドグ 7 8 も共に回転する。カム 3 3 の内部形状（周方向の展開図）を図 8（B）のようにしておけば、カム 3 3 に当接するカムシャフト 7 5 a はレバー 7 9 の回転と共に、X 軸方向に移動する。

【 0 0 6 1 】

よってシャフト 7 5 が X 軸方向に移動し、同時にスライダプレート 7 7、ドグ 7 8、レバー 7 9 もバネ 7 6 の弾性力に抗して移動する。スライダプレート 7 7 の移動に伴い、両端が伸びる方向に付勢するバネ 7 6 が縮むため、X 軸方向への押しつけ力がガイド 7 3 に加わる。

40

【 0 0 6 2 】

そのため、コネクタ 7 1 が超音波コネクタ基板 6 3 に押しつけられる。その結果、超音波コネクタ基板上の接点 6 5 と、コネクタ 7 1 の端子 7 2 とが押しつけられて導通する。

【 0 0 6 3 】

この時、ガイド 7 3 の端面とプレート 6 4 の端面は当接するか、僅かな隙間しか形成されないようになっている。この部分を図 8 で 部で示す。このように超音波ケーブル 1 2 のスコープ側コネクタ 6 9 をスコープコネクタ 5 の超音波コネクタ 1 1 に接続して、この

50

超音波ケーブル 1 2 の他端のコネクタを超音波観測装置 1 3 に接続して、超音波観測が可能な状態に設定する。

【 0 0 6 4 】

また、光源コネクタ 6 を光源装置 7 に、また電気コネクタ 8 をビデオプロセッサ 9 に接続する等して、光学的に観察できる状態にする。

超音波観測装置 1 3 からの信号は超音波ケーブル 1 2、基板 7 0、コネクタ 7 1 を介して超音波内視鏡側に伝達される。超音波内視鏡側では、超音波コネクタ基板 6 3 を介して基板ユニット 5 0 に信号が伝達される。

【 0 0 6 5 】

これにより、サーボ基板 5 2 の働きでモータ 3 2 が所定の回転数で回転し、その回転はモータユニット 4 1 を構成するスライダ部 3 8 にベルト 3 9 で伝達される。スライダ部 3 8 のコ字状にして形成した溝部には円柱状部材 3 7 が図 3 のように差し込まれているから、スライダ部 3 8 の回転と共に、円柱状部材 3 7 も回転する。

【 0 0 6 6 】

よって、フレキシブルシャフト 3 1 が回転し、これに連なるエンコーダ 3 0、スリッパリング 2 9 の回転軸、フレキシブルシャフト 2 8、その先端に取り付けた超音波振動子 2 0 が回転する。

また、超音波観測装置 1 3 で発生したパルス信号が超音波振動子 2 0 に印加されることにより、超音波振動子 2 0 で電気音響変換された超音波が、超音波収納部 1 9 が当接された体腔内側に送信される。

【 0 0 6 7 】

体腔内の音響インピーダンスの変化部分で反射された反射超音波は超音波振動子 2 0 により受信され、音響電気変換されて反射超音波信号（エコー信号）となり、アンプ基板 5 1 で増幅されてから、超音波ケーブル 1 2 を介して超音波観測装置 1 3 に入力され、この超音波観測装置 1 3 内の信号処理回路で信号処理されて映像信号に変換され、図示しないモニタに出力して体腔内の超音波断層像を表示する。

【 0 0 6 8 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

モータユニット 4 1 を予め別に組立てておけるので、例えば送気送水・吸引チューブ 3 5 に邪魔されることなく組立作業が行え、組立がし易い。

【 0 0 6 9 】

また、モータユニット 4 1 を回転軸側（ベルト 3 9 側）がフレーム 3 4 内に入るような向きで取り付けるようにした結果、図 9（A）に示すように、スコープコネクタ 5 の全長を延ばすことなくフレーム 3 4 の外側にスライダ部 3 8 を配置することができる。そして、スライダ部 3 8 の側面から差し込んでフレキシブルシャフト 3 1 を固定することができる。

【 0 0 7 0 】

このため本実施の形態の構成は、フレキシブルシャフトを無理に曲げて穴に通し、フレーム内でスライダ部に固定するという従来の組立方法に比べてはるかに組立作業性が向上している。しかも作業性向上のためにスコープコネクタ 5 の全長を伸ばしていないので、小型軽量にでき運搬や洗浄作業がしやすい。

【 0 0 7 1 】

基板ユニット 5 0 も予め別に組み立てておくことができる。しかも基板同士を直接接続し、高さ調整用コネクタ 5 6 やコネクタ 7 1 のように基板上に設けた接点に押し付けて導通をとる構造にしたために、ケーブル端部を半田付けで接続する事を大幅に減少できる。このため半田付け作業が無くなり組立作業性が向上し短時間で組立が完了する。しかもケーブルを引き回すスペースが不要のため小型・軽量化することができる。

【 0 0 7 2 】

超音波ケーブル 1 2 とスコープコネクタ 5 の接続も、超音波ケーブル 1 2 のスコープ側コネクタ 6 9 を超音波コネクタ 1 1 に差し込んでレバー 7 9 を回すだけでよいので簡単で

10

20

30

40

50

ある。

また図 8 のようにコネクタ 7 1 の横のシャフト 7 5 で超音波コネクタ 1 1 との着脱を行う構造であるから、構造が簡単かつ小型である。

【 0 0 7 3 】

このような片持ち構造の場合、コネクタ 7 1 が超音波コネクタ基板 6 3 に対して傾きやすく導通が不安定になりやすいが、コネクタ 7 1 を固定するガイド 7 3 の内面とプレート 6 4 外面とを嵌合させ、さらに取り付けたときの両者の端面をほぼ付き当てにすることで防止している。

【 0 0 7 4 】

さらに本実施の形態では、超音波ケーブル 1 2 の基板 7 0 が押し付け方向と反対に引っ張られることで導通が不安定になることがないようにしている。つまり超音波ケーブル 1 2 のスコープ側コネクタ 6 9 において、図 7 のようにカバー 8 3 に設けられた接続不良防止突起 8 5 とスライダプレート 7 7 との距離 y は、カバー 8 3 内面と基板 7 0 との距離 z よりも小さく設定される。このため超音波ケーブル 1 2 を引っ張ってもカバー 8 3 は基板 7 0 より先にスライダプレート 7 7 に当たる。

【 0 0 7 5 】

スライダプレート 7 7 は、カム 3 3 およびカムシャフト 7 5 a によって移動が規制されている。このため基板 7 0 が押し付け方向と反対に引っ張られることが無く、コネクタ 7 1 と超音波コネクタ基板 6 3 との押し付けが不十分になって導通が不安定になることがない。

このように一つの部品にいくつもの役割を与えることで小型・軽量化を実現している。

【 0 0 7 6 】

以上の効果をまとめると、本実施の形態の超音波内視鏡 1 は組立性がよく安価に製作できる。

また、小型軽量で、診察前のセッティングや運搬、洗浄作業がしやすい。

また、簡単確実に超音波観測装置と着脱できる。

【 0 0 7 7 】

(第 2 の実施の形態)

次に本発明の第 2 の実施の形態を図 1 0 を参照して説明する。本実施の形態は第 1 の実施の形態を改良してより使い勝手を向上することを目的とする。

図 1 0 は超音波ケーブル 1 2 のスコープ側コネクタ 6 9 におけるレバー 7 9 を正面から見たもので (図 8 (A) において D 方向から見た図)、説明に必要な構造体のみを示している。ここで、図 1 0 (A) は超音波コネクタ 1 1 に接続する前の状態で示し、図 1 0 (B) はレバー 7 9 を回転して超音波コネクタ 1 1 に接続した状態で示す。また、図 1 0 (C) はカム 3 3 を周方向に展開した図である。

【 0 0 7 8 】

レバー 7 9 は回転角規制ピン 8 6 の間で回転可能になっている。また、スライダプレート 7 7 にはリミットスイッチ 8 7 が固定されており、このリミットスイッチ 8 7 からスイッチレバー 8 7 a が突出している。

【 0 0 7 9 】

リミットスイッチ 8 7 はスコープ側コネクタ 6 9 を超音波コネクタ 1 1 に接続していない状態では非導通 (O F F) である。このリミットスイッチ 8 7 が非導通になっている場合は、超音波観測装置 1 3 からスコープ側コネクタ 6 9 に信号が出力されないような回路が、超音波観測装置 1 3 内部または超音波ケーブル 1 2 内部に設けられている。

【 0 0 8 0 】

次に本実施の形態の作用を説明する。

超音波コネクタ 1 1 に接続するためにレバー 7 9 を 方向に回すと、レバー 7 9 と共にシャフト 7 5 に嵌合したドグ 7 8 も回転する。

【 0 0 8 1 】

そのままレバー 7 9 を回転させると、第 1 の実施の形態で説明した通りカム 7 5 a の働

10

20

30

40

50

きでコネクタ 7 1 が超音波コネクタ基板 6 3 に押し付けられ、ある量だけ押し付けると接点同士が完全に接触する。このときのレバー 7 9 の回転角度は図 1 0 (C) の A ° の回転位置である。

【 0 0 8 2 】

この付近で、ドグ 7 8 がリミットスイッチ 8 7 のスイッチレバー 8 7 a に当たる。このときはまだスイッチレバー 8 7 a の移動量が少なく、リミットスイッチ 8 7 は非導通の状態になっている。

【 0 0 8 3 】

さらにレバー 7 9 を回転させる。すでに接点同士が完全に接触しているから、図 1 0 (C) ではカムに斜面が形成されていないが、設計の都合で斜面を形成して、さらに強力に押し付けるようにしてもよい。レバー 7 9 の回転角度が B ° の回転位置になったとき、スイッチレバー 8 7 a が十分なだけ移動し、リミットスイッチ 8 7 が導通 (O N) の状態になる。

【 0 0 8 4 】

さらにレバー 7 9 を回転させて図 1 0 (C) の C ° の固定位置にすると超音波コネクタ 1 1 との接続が完了する図 1 0 (B) の状態になる。

その結果、超音波観測装置 1 3 からスコープ側コネクタ 6 9 に信号が出力されるようになる。取り外し時は、上記と逆の作用となる。

【 0 0 8 5 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

超音波振動子 2 0 を駆動する送信波形は高電圧であり、超音波観測装置 1 3 の電源が入っていて信号を送りだしている状態で、超音波内視鏡 1 と超音波ケーブル 1 2 とを支障なく着脱可能とするためには、超音波コネクタ 1 1 から超音波ケーブル 1 2 を着脱する時に超音波観測装置 1 3 の電源を切る必要がある。超音波内視鏡 1 は症例間ごとに洗浄するから、そのたびに電源を切る作業をすることは面倒である。

【 0 0 8 6 】

そのため本実施の形態のように、リミットスイッチ 8 7 の導通・非導通で超音波観測装置 1 3 から信号を出力する・しないを選択し、このリミットスイッチ 8 7 とレバー 7 9 の回転動作を連動させることで、使用者は超音波観測装置 1 3 の電源をいちいち切ることなく超音波ケーブル 1 2 を超音波コネクタ 1 1 から着脱することができる。このため洗浄時における手間を省け、次の検査までの時間を短くすることができる。

【 0 0 8 7 】

超音波ケーブル 1 2 のスコープ側コネクタ 6 9 の着脱検出の機構を設けたメリットは、まずスコープコネクタ 5 に設ける必要がないため、スコープコネクタ 5 が小型軽量となり、超音波内視鏡 1 が安価になる。洗浄時には超音波内視鏡 1 だけを運び出すから、超音波コネクタ 1 1 のところで超音波ケーブル 1 2 との着脱をすることができるのが好ましい。以上より使い勝手・洗浄性がよくなる。

【 0 0 8 8 】

また超音波ケーブル 1 2 を超音波内視鏡 1 に取り付けていないときは、コネクタ 7 1 に手を触れる可能性があるが、リミットスイッチ 8 7 が非導通の状態のため、超音波観測装置 1 3 からの信号はコネクタ 7 1 まできていない。よってコネクタ 7 1 に手を触れても支障ない。

以上より、第 1 の実施の形態より使い勝手や信頼性を向上できる。

【 0 0 8 9 】

(第 3 の実施の形態)

次に本発明の第 3 の実施の形態を図 1 1 を参照して説明する。

例えば超音波振動子の構造が違っていると、それを駆動する超音波観測装置を変える必要がある。ところが超音波ケーブル 1 2 のスコープ側コネクタ 6 9 と超音波コネクタ 1 1 の形状が同じであると、本来は使えない超音波観測装置と接続されてしまうおそれがある。

【 0 0 9 0 】

10

20

30

40

50

本実施の形態では、使えない超音波観測装置には接続されない構造の超音波内視鏡を提供することを目的とする。

以下、その構成を説明する。

超音波内視鏡側の取付板 57 に設けた 2 つの穴には、超音波ケーブル 12 側のシャフト 75 と位置決めピン 81 とが各穴に差し込まれることを第 1 の実施の形態で説明した。

【0091】

これら 2 つ穴の径と、シャフト 75 および位置決めピン 81 の外径は、接続される超音波観測装置の種類によって異なる。その種類が異なる超音波観測装置を 13A と 13B とする。また、超音波観測装置 13A と 13B にそれぞれ接続される超音波ケーブルを 12、12 とする。

10

【0092】

図 11 (A) に示すように、超音波観測装置 13A に接続して使用可能なスコープコネクタ 5 の超音波コネクタ 11 を構成する取付板 57 における穴径を g 、 h とし、これに差し込まれる超音波ケーブル 12 (のスコープ側コネクタの) シャフト 75、位置決めピン 81 の外径 i 、 j とする。この場合、 $g = i$ 、 $j = h$ となる。

【0093】

一方、図 11 (B) に示すように超音波観測装置 13B に接続されるスコープコネクタ 5 の超音波コネクタ 11 を構成する取付板 57 における穴径を k 、 m とし、これに差し込まれる超音波ケーブル 12 (のスコープ側コネクタの) シャフト 75 と位置決めピン 81 の外径を n 、 r とする。この場合、 $k = n$ 、 $m = r$ となる。

20

【0094】

本実施の形態では、穴径で示すと、

$$i > k \quad h < r$$

と設定している。或いはシャフト或いはピン径で示すと、

$$g > n \quad j < m$$

と設定している。

【0095】

次に本実施の形態の作用を説明する。

超音波観測装置 13A に接続する超音波ケーブル 12 (図 11 (A) 側) を、超音波観測装置 13B と組み合わせる超音波内視鏡の超音波コネクタ 11 (図 11 (B) 側) に接続しようとする、シャフト 75 は取付板 57 の穴より太いため ($i > k$) 接続できない。

30

【0096】

同様に超音波観測装置 13B に接続する超音波ケーブル 12 (図 11 (B) 側) を、超音波観測装置 13A と組み合わせる超音波内視鏡の超音波コネクタ 11 (図 11 (A) 側) に接続しようとする、位置決めピン 81 は取付板 57 の穴より太いため ($h < r$) 接続できない。

【0097】

本実施の形態は以下の効果を有する。

まちがった組み合わせでは機械的に接続できないため、使用者が誤って接続することを確実に防止できる。

40

【0098】

(第 4 の実施の形態)

次に本発明の第 4 の実施の形態を図 12 を参照して説明する。図 12 (A) は操作部の内部構成を示し、図 12 (B) は図 12 (A) の C - C 断面を示す。本実施の形態では、第 1 の実施の形態から第 3 の実施の形態で示した超音波内視鏡の操作部内の構造について述べる。その目的は、超音波画像および内視鏡光学画像に不要なノイズが混ざらない構造とすることである。以下にその構成を説明する。

【0099】

図 12 (A) に示すように (先端に超音波振動子 20 を固定した) フレキシブルシャフ

50

ト 28 は挿入部 2 内のガイドチューブ 89 内を通り、把持部 24 内に設けた金属製のカップリング 90 に固定される。

超音波振動子 20 に接続される信号電圧用の振動子ケーブル 91 は一般的には同軸線が使用されており、その芯線とシールド先はそれぞれカップリング 90 上の基板 92 を介して、スリッピング 29 に電氣的に接続される。

【 0 1 0 0 】

カップリング 90 はスリッピング 29 の回転軸が接続される。スリッピング 29 の回転軸にはエンコーダ 30 の回転軸が接続され、さらにフレキシブルシャフト 31 が接続される。

【 0 1 0 1 】

ガイドチューブ 89 の外周面には、細い金属線を編み込んだシールドブレード 93 が被せられている。その端部は金属フレーム 94 に半田付けやビスで固定される。金属フレーム 94 は操作部 3 等を構成する他の金属部材や基板を介して GND と導通している。つまり、シールドブレード 93 は GND と導通し、挿通される振動子ケーブル 91 を電氣的にシールドしている。

【 0 1 0 2 】

カップリング 90 の外周面に当接するフィンガ 95 が複数個設けられている。図 12 (B) に示すようにフィンガ 95 は金属製のベース 96 にビス等で固定される。

【 0 1 0 3 】

上記ベース 96 も GND と導通している。その結果、フィンガ 95 を介してカップリング 90 及びこれに固定されるフレキシブルシャフト 28 も GND と導通している。つまり、フレキシブルシャフト 28 は内部の振動子ケーブル 91 を電氣的にシールドする。

【 0 1 0 4 】

また、先端部 21 に収納された図示しない CCD と接続された CCD ケーブル 97 は挿入部 2 内を挿通され、さらに操作部 3 からユニバーサルコード 4 側に延出される。

【 0 1 0 5 】

次に本実施の形態の作用を説明する。

超音波観測装置 13 から送信される信号は、スリッピング 29 から基板 92 を介して、回転する振動子ケーブル 91 に伝達される。このため振動子ケーブル 91 から、不要な電磁波ノイズが放射される。

【 0 1 0 6 】

しかし前述のようにフレキシブルシャフト 28、シールドブレード 93 がシールドとなっているために、この電磁波ノイズは大部分が GND に流れてしまう。内視鏡光学画像を得るためには、ビデオプロセッサ 9 から送信される信号は電気コネクタ 8 から CCD ケーブル 97 を通って、先端に設けられた撮像部内の固体撮像素子としての CCD を駆動する。

【 0 1 0 7 】

このため CCD ケーブル 97 からは、不要な電磁波ノイズが放射される。しかしフレキシブルシャフト 28、シールドブレード 93 がシールドとなっている為に、CCD ケーブル 97 からの電磁波ノイズは振動子ケーブル 91 まで伝達されない。

【 0 1 0 8 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

振動子ケーブル 90 の周りを、フレキシブルシャフト 28 およびシールドブレード 93 と二重に電氣的にシールドしているため、振動子ケーブル 91 から CCD ケーブル 97 に電磁波ノイズが伝達されず、その結果内視鏡光学画像上に不要なノイズが出ない。

【 0 1 0 9 】

同様に、CCD ケーブル 97 から振動子ケーブル 91 に電磁波ノイズが伝達されず、その結果超音波画像上に不要なノイズが出ない。

以上より、超音波画像も内視鏡画像も鮮明であり、その画像は見やすく診断し易い画質にできる。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 0 】

(第 5 の実施の形態)

次に本発明の第 5 の実施の形態を図 1 2 及び図 1 3 を参照して説明する。本実施の形態では、第 1 の実施の形態から第 4 の実施の形態で示した超音波内視鏡の操作部内構造について述べる。その目的は、より組立性のよい構造とすることである。

図 1 2 (A) に示すように主操作部 3 A には、例えば写真撮影するためのスイッチ 9 8 等が設けられたスイッチボックス 9 9 が設けられている。

【 0 1 1 1 】

このスイッチボックス 9 9 内にはスイッチボックス側コネクタ 1 0 0 が設けてあり、その端子はスイッチ 9 8 と電氣的に接続されている。スコープコネクタ 5 の電気コネクタ 8 に接続されるスイッチケーブル 1 0 1 は、ユニバーサルコード 4 内を通り、主操作部 3 A 内に導出される。そして、スイッチケーブル 1 0 1 の端部にはスイッチケーブル側コネクタ 1 0 2 が設けてあり、スイッチボックス 9 9 内でスイッチボックス側コネクタ 1 0 0 と接続される。

10

【 0 1 1 2 】

また、可撓性を有するユニバーサルコード 4 の端部には、金属製の口金 1 0 3 が設けてある。この口金は別部材で主操作部 3 A に固定される。この口金 1 0 3 の端部 (図 1 2 の E 方向から見た図) は図 1 3 のようになっていて、その内腔は円形ではなく、出来るだけ開口面積が大きくなるような溝を有する開口部 1 0 4 が形成している。

【 0 1 1 3 】

20

次に本実施の形態の作用を説明する。

スイッチケーブル 1 0 1 とスイッチ 9 8 との配線はスイッチボックス 9 9 内でコネクタ接続で行われる。

また、口金 1 0 3 の端部からは、さまざまなケーブル類、チューブ 4 4 (およびその中を通るフレキシブルシャフト 3 1)、送気送水・吸引チューブ 3 5 等が導出している。しかし主操作部 3 A は操作性を考慮して小型化されていることから、口金 1 0 3 の端部からすぐに前述のケーブル・チューブ類が屈曲するような配置とならざるを得ない。

【 0 1 1 4 】

口金 1 0 3 の内腔は図 1 3 のように溝が形成されて大きくなっており、この部分にケーブル類を納められるようになっている。

30

本実施の形態は以下の効果を有する。

【 0 1 1 5 】

スイッチケーブル 1 0 1 の配線作業に半田付けが不要で、接続作業が容易である。

また配線部分が主操作部 3 A 内にないので、主操作部 3 A 内のスペースを圧迫することがない。

【 0 1 1 6 】

また口金 1 0 3 の内腔が非円形で大きいため、ケーブルやチューブ類を挿通・レイアウトしやすい。

このため組立作業性がよい。

【 0 1 1 7 】

40

(第 6 の実施の形態)

次に本発明の第 6 の実施の形態を図 1 4 及び図 1 5 を参照して説明する。図 1 4 は把持部 2 4 の内部構成を示し、図 1 5 は図 1 4 の F - F 断面を示す。本実施の形態は第 4 の実施の形態の変形例に相当する。

図 1 4 に示すように把持部 2 4 内で、カップリング 9 0 を覆うように、ベース 9 6 に金属板 1 0 5 を取り付けしている。この金属板 1 0 5 は、スリップリング 2 9 やエンコーダ 3 0 が軸方向に移動するのを規制する。また、この金属板 1 0 5 には、図 1 5 に示すようにフィンガ 1 0 6 が固定されており、金属板 1 0 5 をベース 9 6 に取り付けたときに、カップリング 9 0 の外表面に当接するようになっている。

【 0 1 1 8 】

50

次に本実施の形態の作用を説明する。

第4の実施の形態と同じように、ベース96はGNDと導通しており、そのため金属板105およびフィンガ106もGNDと導通する。その結果、カップリング90およびこれに接続するフレキシブルシャフト28がGNDに接続される。

本実施の形態は以下の効果を有する。

【0119】

第4の実施の形態と同じように超音波画像、内視鏡光学画像にノイズが出ない効果を有する。

また、本実施の形態では、金属板105を取り付けると、スリップリング29やエンコード30の軸方向への移動を規制すると同時にフィンガ105の働きでフレキシブルシ

10

【0120】

なお、上述の説明において、駆動ユニット（具体的にはモータユニット41）と基板ユニット50とを別々にフレーム34に組み付け易くした構成は超音波内視鏡における光学的な観察像を得る手段を有しない超音波プローブの場合にも適用できる。

【0121】

[付記]

1. 挿入部に超音波を送受信する超音波振動子を内在する挿入部と、

挿入部の端部に設けられた操作部と、

操作部から導出される1本の中空管と、

20

前記中空管の端部に設けられるスコープコネクタ部と、

を有する超音波内視鏡において、

前記スコープコネクタ部に設けられた超音波コネクタ部と、

一端が超音波観察装置に接続され、他端が前記超音波コネクタ部と着脱自在に接続される接続部を有する超音波ケーブルと、

前記超音波ケーブルの超音波コネクタ部との接続部に設けたレバーと、

前記接続部に配置され、前記レバーの動作に連動して導通・非導通が切り替わるスイッチとを有し、

前記レバーを操作して前記接続部を超音波コネクタ部に接続するとともに、前記接続部および超音波コネクタ部に設けられた接点が完全に接触している状態で、前記スイッチが

30

導通または非導通になることを特徴とする超音波内視鏡。

【0122】

(作用効果)

上記のように接続部および超音波コネクタ部に設けられた接点が完全に接触している状態で、前記スイッチが導通または非導通になるように構成したことで、簡単に超音波内視鏡と超音波観測装置とを接続でき使い勝手がよい。

またスイッチによって超音波観測装置から信号の出力をコントロールでき、機器を破壊することなく接続することができる。

【0123】

2. 挿入部に超音波を送受信する超音波振動子を内在する挿入部と、

40

挿入部の端部に設けられ操作部と、

操作部から導出される1本の中空管と、

前記中空管の端部に設けられるスコープコネクタ部と、

を有する超音波内視鏡において、

前記中空管と操作部とを接続する筒状部材における中空管と連通する穴形状は溝を形成した非円形となっていることを特徴とする超音波内視鏡。

【0124】

(作用効果)

上記のように中空管と連通する穴形状は溝を形成した非円形となっているように構成したことで筒状部材の穴の体積を増し、ケーブルやチューブ類の挿通性をよくすることがで

50

き、組立性が向上する。

【0125】

3. 挿入部の先端側に配置した超音波振動子を駆動軸の先端に取付け、該駆動軸の後端側を操作部から延出された中空ケーブル内に挿通し、中空ケーブルの端部に設けたコネクタ内に取り付けた駆動軸固定手段に接続して、回転伝達部材を介して回転駆動手段に接続した超音波プローブにおいて、

前記駆動軸固定手段と回転駆動手段とは並列に配置され、両回転軸を前記回転伝達部材を介して連結した駆動ユニットを前記回転伝達部材側を前記中空ケーブルと反対側に形成し、かつ前記駆動ユニットと別体で設けられ、超音波観測装置と接続する超音波コネクタ部を備えた基板ユニットを前記駆動ユニットと別々に前記コネクタに取付可能にした超音波

10

4. 付記3において、前記超音波プローブは光学的な観察画像を得る機能を備えた超音波内視鏡を形成する。

【図面の簡単な説明】

【0126】

【図1】本発明の第1の実施の形態の超音波内視鏡の全体構成図。

【図2】スコープコネクタとユニバーサルコードの端部から延出されたケーブル類等を示す図。

【図3】スコープコネクタにモータユニットが取り付けられた状態を示す図。

【図4】基板ユニットの構造を分解して示す図。

20

【図5】モータユニット及び基板ユニットを組み付けたスコープコネクタにスコープコネクタカバー等を組み付ける様子を示す斜視図。

【図6】超音波コネクタが組み付けられたスコープコネクタに超音波ケーブルのスコープ側コネクタが装着可能である様子を示す斜視図。

【図7】超音波コネクタとこれに着脱自在となるスコープ側コネクタの構造等を示す断面図。

【図8】超音波コネクタにスコープ側コネクタを接続した状態等を示す図。

【図9】従来例と比較してスコープコネクタに組み付けた回転動力伝達系の構造を示す図。

【図10】本発明の第2の実施の形態におけるスコープ側コネクタにおけるレバー付近等

30

を示す図。

【図11】本発明の第3の実施の形態におけるスコープコネクタと超音波ケーブルにおけるスコープ側コネクタの接続部の構造を示す図。

【図12】本発明の第4の実施の形態における超音波内視鏡における操作部周辺部等の構想を示す図。

【図13】図12のE矢視方向から見た口金の開口形状を示す図。

【図14】本発明の第5の実施の形態における把持部付近の構造を示す図。

【図15】図14におけるF-F断面を示す図。

【符号の説明】

【0127】

40

1 ... 超音波内視鏡

2 ... 挿入部

3 ... 操作部

4 ... ユニバーサルコード

5 ... スコープコネクタ

6 ... 光源コネクタ

7 ... 光源装置

8 ... 電気コネクタ

9 ... ビデオプロセッサ

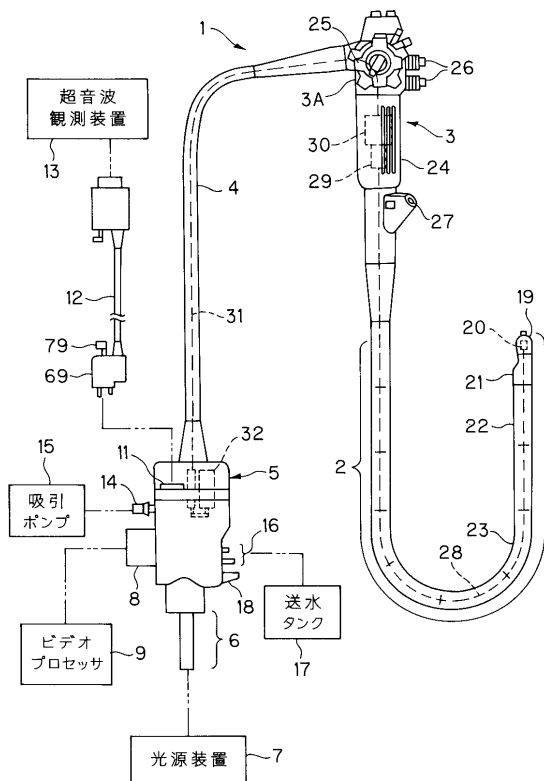
11 ... 超音波コネクタ

50

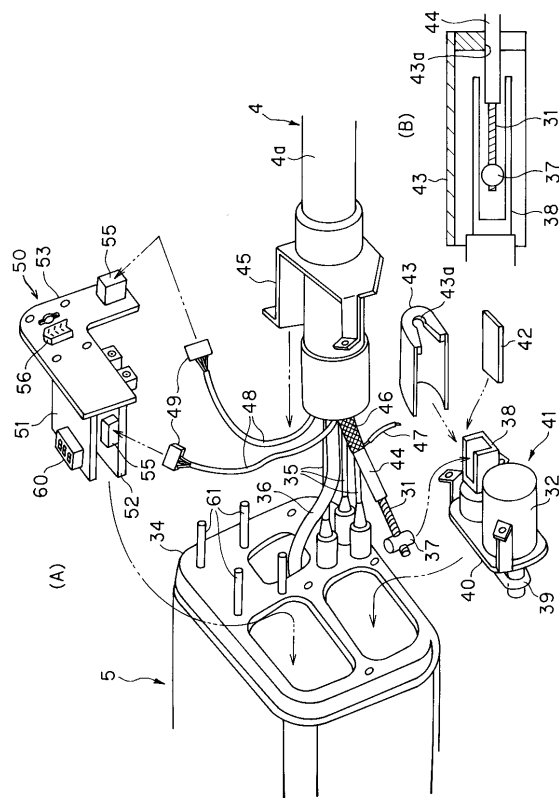
- 1 2 ... 超音波ケーブル
- 1 3 ... 超音波観測装置
- 2 0 ... 超音波振動子
- 2 1 ... 先端部
- 2 8 ... フレキシブルシャフト
- 2 9 ... スリッピング
- 3 0 ... エンコーダ
- 3 1 ... フレキシブルシャフト
- 3 2 ... モータ
- 3 4 ... フレーム
- 3 7 ... 円柱状部材
- 3 8 ... スライダ部
- 3 9 ... ベルト
- 4 1 ... モータユニット
- 4 3 ... カバー
- 5 0 ... 基板ユニット

代理人 弁理士 伊藤 進

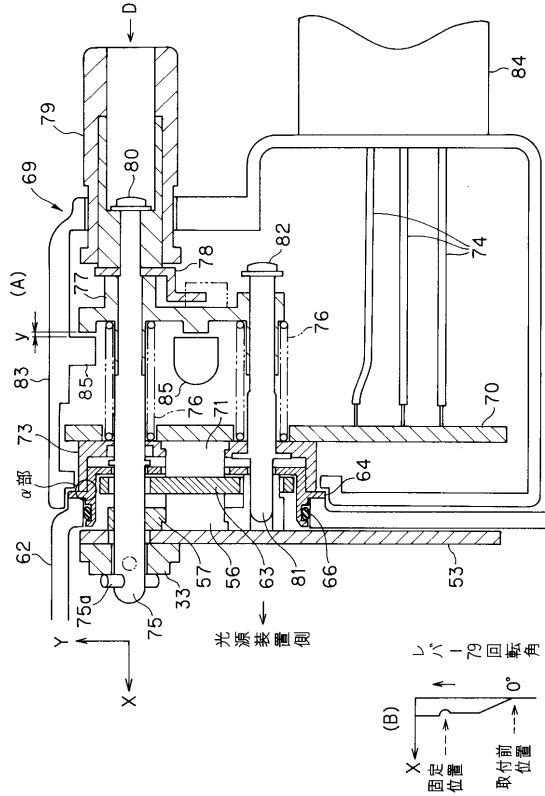
【 図 1 】



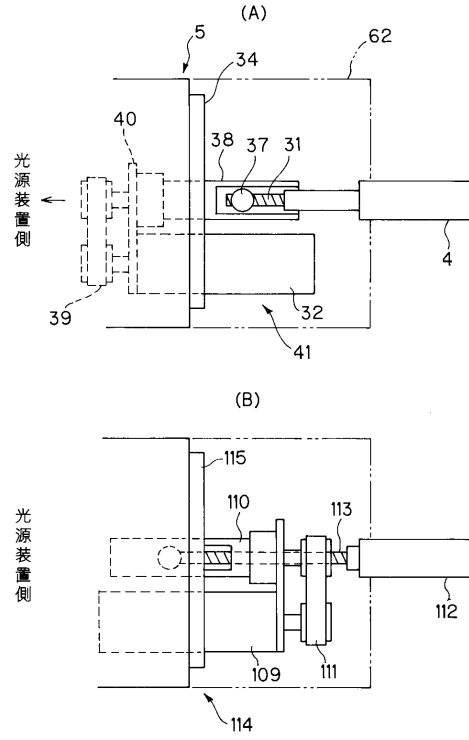
【 図 2 】



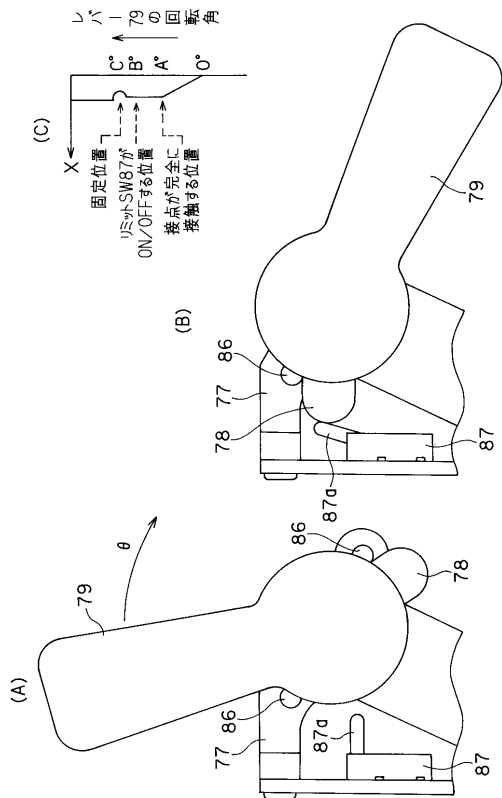
【図8】



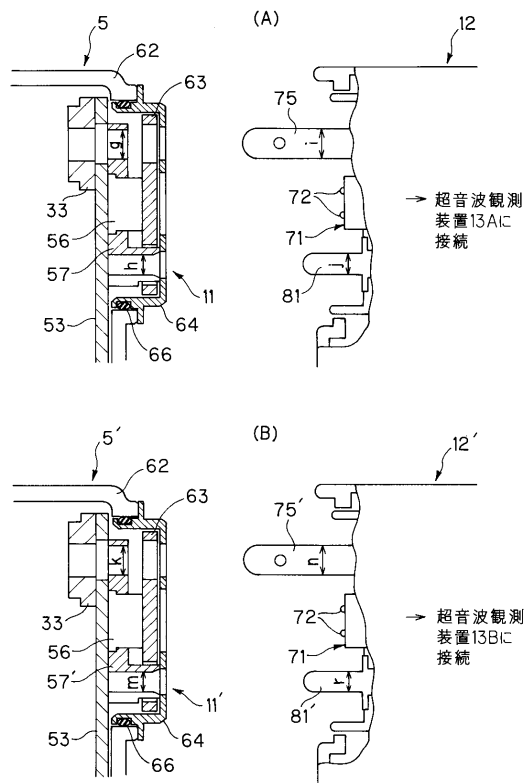
【図9】



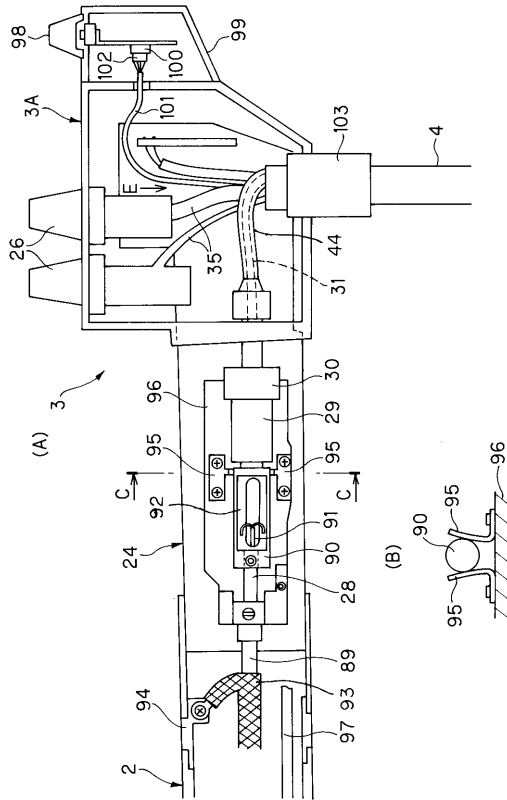
【図10】



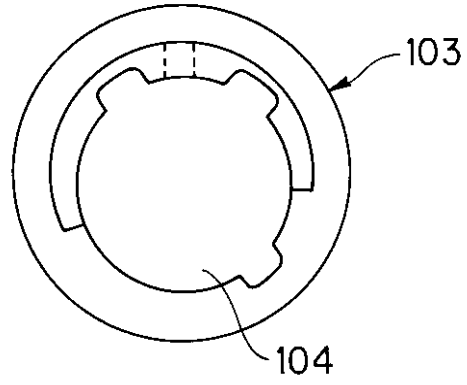
【図11】



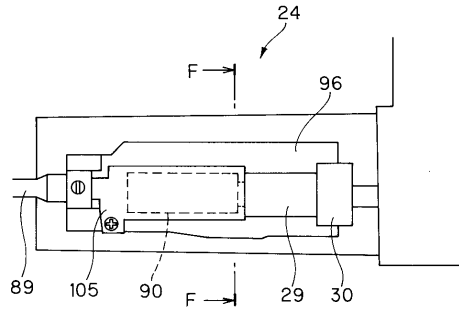
【 図 1 2 】



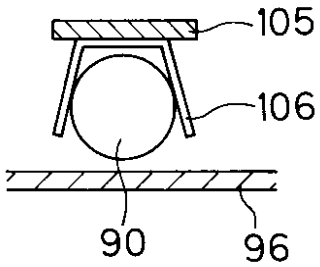
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 8 / 1 2

A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	超声波内视镜		
公开(公告)号	JP3938772B2	公开(公告)日	2007-06-27
申请号	JP2004190403	申请日	2004-06-28
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	安達勝貴		
发明人	安達 勝貴		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/00.530 A61B1/04.520 A61B1/06.520		
F-TERM分类号	4C061/FF07 4C061/JJ06 4C061/JJ17 4C161/FF07 4C161/JJ06 4C161/JJ17 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/FE02 4C601/GA01 4C601/GD12 4C601/GD18 4C601/KK34		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2004267801A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种小型超声波内窥镜，具有优越的装配特性，并且易于使用。
 ŽSOLUTION：作为从控制部分延伸的通用绳索4插入的旋转驱动轴的柔性轴31的后端容纳在滑块部分38的槽部分中，用于通过安装柱状构件37构成马达单元41。该滑块部分38平行于电动机32布置，并且滑块部分38和电动机32的相互两个旋转轴通过皮带39连接。该皮带39侧放置在镜体连接器5侧，并且电动机单元41形成为易于安装在镜体连接器5的框架34中的结构。通过容易地安装具有诸如电动机32的伺服系统的处理电路的基板单元50，也可以使镜体连接器5小型化。在框架34中与电动机单元41分开

【图 2】

