

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4734355号
(P4734355)

(45) 発行日 平成23年7月27日(2011.7.27)

(24) 登録日 平成23年4月28日(2011.4.28)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

請求項の数 1 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2008-41675 (P2008-41675)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成20年2月22日(2008.2.22)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願2002-194908 (P2002-194908) の分割		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
原出願日	平成14年7月3日(2002.7.3)	(74) 代理人	100076233
(65) 公開番号	特開2008-178694 (P2008-178694A)		弁理士 伊藤 進
(43) 公開日	平成20年8月7日(2008.8.7)	(72) 発明者	谷口 優子
審査請求日	平成20年2月22日(2008.2.22)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		審査官	川上 則明

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】

挿入部の先端部に超音波観察部を設けた超音波内視鏡において、
前記超音波観察部は、
被検体に超音波を送受信してこの被検体の超音波画像を得るための超音波振動子と、
この超音波振動子を保持する振動子シャフトと、
電力が供給されることにより回転軸を回転駆動させる回転駆動手段と、
この回転駆動手段の回転軸と前記振動子シャフトとを連結する連結部と、前記回転駆動
手段の回転軸の回転駆動を振動子シャフトに伝達する外周面所定位置に回転量を検出する
とともに、自らに対して前記振動子シャフトを固定するための固定部を有する磁気相着磁
部とを設けたカップリング兼エンコーダ用磁気ドラムと、

このカップリング兼磁気ドラムから所定距離離れた位置に対向配置され、前記磁気相の
磁界の変化を検出して電気信号に変換するエンコーダ用磁気センサと、
を具備することを特徴とする超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、挿入部先端部にメカニカルスキャン方式により超音波断層像を得る超音波観
察部を設けた超音波内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波振動子から生体組織内に超音波パルスを送り返し送信し、この生体組織から反射される超音波パルスのエコー信号を同一、或いは、別体に設けた超音波振動子で受信して、この超音波パルスを送受信する方向を徐々にずらすことによって、生体内の複数の方向から収集した情報を可視像の超音波診断画像として表示する超音波診断装置が種々提案されている。

【0003】

この超音波診断装置としては、内視鏡に組み合わせた超音波内視鏡や、内視鏡の処置具チャンネルに挿通される超音波プローブ等、種々提案されている。そして、超音波内視鏡の一例として図14及び図15に示すものがある。

10

【0004】

図14は従来の超音波内視鏡の先端部を示す断面図、図15は図14のD-D線断面図である。

図14及び図15に示すように超音波内視鏡挿入部の先端部911には硬質の先端部本体912が設けられている。この先端部本体912には照明光学系913及び観察光学系914が斜め前方に向けて配設されている。

【0005】

上記照明光学系913は、照明光を伝送する図示しないライトガイドと、照明光を拡散して出射する図示しない照明レンズとを備え、この照明レンズを通して照明光を斜め前方に出射し、体腔内の患部等の被写体を照明する。一方、観察光学系914は、照明された被写体の光学像を結ぶ対物レンズと、この対物レンズの結像位置に先端面を配置したイメージガイドとを有し、このイメージガイドによって光学像を後端面に伝送する。

20

【0006】

また、前記先端部本体912には、超音波用ハウジング920が配置される断面形状が円形の固定孔915が形成されている。この超音波用ハウジング920には、先端側から順にリング部材922、スリップリング923、第1カップリング924、エンコーダ925、第2カップリング926、減速器927の挿入部先端側が収納配置されており、前記リング部材922、スリップリング923、エンコーダ925及び減速器927は、前記超音波用ハウジング920の内周面に接触した状態で取り付け固定されている。なお、前記減速器927は、モータ928の前方側に取り付け固定されており、超音波振動子931は振動子シャフト921に対して振動子保持部材930を介して一体的に固定されている。

30

【0007】

前記先端部本体912の先端面には、前記超音波振動子931を覆う円筒状の先端キャップ932が配置されており、この先端キャップ932の内部は超音波伝達媒体933で満たされている。

【0008】

前記超音波振動子931の図示しない入出力用のケーブルは、回転型信号伝達手段としてのスリップリング923のリング部、金属ブラシを経てスリップリング923の出力側のケーブルに電氣的に導通される。

40

【0009】

前記振動子シャフト921は、スリップリング923に設けられたボールベアリングによって、挿入軸と平行な方向に回転可能に支持されるとともに、前記リング部材922によって軸支されている。このことにより、超音波振動子931は、挿入軸と垂直な向きの断層像を得るラジアル走査を行うことができる構成になっている。なお、前記リング部材922に設けたOリング934を前記振動子シャフト921に密着させて水密が確保されている。

【0010】

前記第1カップリング924は、前記振動子シャフト921の挿入部基端部と、エンコーダ925の回転軸936の一端部側とを一体に連結固定し、前記第2カップリング92

50

6はエンコーダ925の回転軸936の他端部側と前記減速器927の出力側回転軸937とを一体に連結固定している。このことによって、モータ928の回転が振動子シャフト921に伝達されて超音波振動子931が回転する。

【0011】

なお、前記減速器927は、モータ928の回転軸が一体になる高速主動軸と、このモータ928の回転軸からの動力を減速させて出力する低速従動軸である出力側回転軸937とで構成されている。

【0012】

このように構成した超音波内視鏡では、挿入部先端面から湾曲部950との境界までの先端硬質部を先端部911としており、この先端部911に超音波振動子931からモータ928までの超音波ラジアル走査用の部品が収納され、この先端部911の長さが先端硬質長L0となる。

10

【0013】

なお、図15に示すように、先端部本体912には、照明光学系913及び観察光学系914、鉗子チャンネル941、バルーン送水吸引管路942、ノズル送水管路943が設けられている。

【0014】

上述のように構成した従来の超音波内視鏡では、モータ928を回転駆動することでモータ928の回転駆動力が減速器927で減速され、この減速器927の出力側回転軸937、第2カップリング926、エンコーダ925、第1カップリング924及び、振動子シャフト921に伝達され、この振動子シャフト921に振動子保持部材930を介して設けられた超音波振動子931が回転する。

20

【0015】

超音波内視鏡は、図示しない超音波観測装置からの振動子駆動信号を各種ケーブル、スリップリング923を介して超音波振動子931に供給して超音波振動子931から生体組織内に超音波パルスを繰り返し送信する。そして、超音波内視鏡は、この生体組織で反射された超音波パルスのエコー信号を同一の超音波振動子931で受信し、この超音波振動子931で受信したエコー信号をスリップリング923及び各種ケーブルを介して超音波観測装置本体に伝送する。

【0016】

30

前記振動子シャフト921の回転は、周方向に対して1つ配置したZ相及び周方向に対して規則的に配列されたA相の回転状態を磁気センサで検知するように構成されたエンコーダ925によって検出され、前記超音波振動子931の回転速度及び回転位相が検出される。そして、超音波観測装置では、前記エンコーダ925のZ相及びA相の出力信号と、超音波振動子931で受信したエコー信号から超音波画像を生成する。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

従来の超音波内視鏡では、先端部硬質部に超音波振動子を固定する振動子シャフト、第1のカップリング、エンコーダ、第2のカップリング及回転軸を有するモータの減速器を配設していたので、先端硬質部の硬質長が長くなり、この硬質長の短縮化が望まれていた。

40

【0018】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、先端部硬質部の短縮化を図れ、観察性能に優れた超音波内視鏡を提供することを目的にしている。

【課題を解決するための手段】

【0019】

本発明の超音波内視鏡は、挿入部の先端部に超音波観察部を設けた超音波内視鏡において、前記超音波観察部は、被検体に超音波を送受信してこの被検体の超音波画像を得るための超音波振動子と、この超音波振動子を保持する振動子シャフトと、電力が供給され

50

ることにより回転軸を回転駆動させる回転駆動手段と、この回転駆動手段の回転軸と前記振動子シャフトとを連結する連結部と、前記回転駆動手段の回転軸の回転駆動を振動子シャフトに伝達する外周面所定位置に回転量を検出するとともに、自らに対して前記振動子シャフトを固定するための固定部を有する磁気相着磁部とを設けたカップリング兼エンコーダ用磁気ドラムと、このカップリング兼磁気ドラムから所定距離離れた位置に対向配置され、前記磁気相の磁界の変化を検出して電気信号に変換するエンコーダ用磁気センサと、を具備することを特徴とする。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、先端部硬質部の短縮化を図れ、観察性能に優れた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】

【0021】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図1ないし図5は本発明の第1実施形態に係り、図1は超音波内視鏡の全体図、図2は超音波内視鏡の先端部を示す断面図、図3は図1のA-A線断面図、図4は図1のB-B線断面図、図5は図1のカップリング兼エンコーダ磁気ドラムを示す断面図である。

【0022】

図1に示すように超音波内視鏡1は、細長の挿入部2と、この挿入部2の基端に位置する操作部3と、この前記操作部3の側部から延出するユニバーサルコード4及び超音波コード5とで主に構成されている。前記ユニバーサルコード4は図示しない光源装置に接続され、前記超音波コード5は図示しない超音波観測装置に接続される。

【0023】

なお、超音波観測装置内には制御装置が設けられており、後述する先端部6に配置した超音波観察部である超音波走査ユニットの制御、駆動を行う。

【0024】

前記挿入部2は、先端側から順に先端部6と、湾曲部7、軟性部8とを連設して構成されている。前記湾曲部7は、図示しない複数の湾曲駒を接続して構成したものである。前記操作部3に設けた湾曲ノブ9を操作することによって、所望の方向に湾曲動作する。前記軟性部8は、可撓性を有する柔軟な部材で形成されている。

【0025】

次に、図2ないし図5を用いて先端部6を詳細に説明する。

図2に示すように、先端部6には、硬質の先端部本体11が設けられている。この先端部本体11には、内視鏡光学系として図3及び図4に示す照明光学系12及び観察光学系13が斜め前方に向けて配設されている。

【0026】

図2に示すように前記先端部本体11には、超音波ユニット15を構成する超音波用ハウジング20を固定する断面形状を略D字型に形成した固定孔14が形成されている。

【0027】

前記超音波ユニット15は、前記超音波用ハウジング20に配置されるリング部材16、振動子シャフト23、振動子シャフト軸受け24、スリップリング25、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム26、磁気センサ27、減速器28、回転駆動手段であるモータ29と、振動子保持部材30に固定される超音波振動子31及びこの超音波振動子31を覆う先端キャップ32とを一体化して構成されている。

【0028】

前記超音波用ハウジング20は、外周の断面形状を略D字形状に形成したD字形筒状部21と、このD字形筒状部21の先端側を形成する外周の断面形状が円形のフランジ部22とで形成されている。したがって、前記固定孔14にD字形筒状部21が挿入配置され、前記フランジ部22が先端部本体11の先端面に位置する。

【0029】

10

20

30

40

50

前記超音波用ハウジング 20 の透孔には、先端側から順に、振動子シャフト軸受け 24、スリップリング 25、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 26、磁気センサ 27、減速器 28、モータ 29 の挿入部先端側を収納される。前記振動子シャフト軸受け 24、スリップリング 25、磁気センサ 27、減速器 28 及びモータ 29 は、超音波用ハウジング 20 の内周に接触した状態で取り付け固定される。

【0030】

前記振動子シャフト 23 の挿入部先端側には、振動子保持部材 30 が例えば一体形成で設けられている。この振動子保持部材 30 には超音波振動子 31 が取り付けられている。

【0031】

前記超音波用ハウジング 20 のフランジ部 22 には、円筒状の先端キャップ 32 が取り付けられており、前記超音波振動子 31 が先端キャップ 32 に収納される。この先端キャップ 32 は、超音波を効率よく透過可能な材質で形成され、この先端キャップ 32 の内部には超音波伝達媒体 33 が充満される。

10

【0032】

この先端キャップ 32 の先端側の外周には、図示しないバルーンの先端側開口部が取り付けられる溝部 37 が設けられ、先端部本体 11 の先端側外周には前記バルーンの基端側開口部が取り付けられる溝部 38 が設けられている。符号 53 はバルーン用流体管路である。

【0033】

前記超音波振動子 31 の図示しない入出力用のケーブルは、図 3 に示す回転型信号伝達手段としてのスリップリング 25 のリング部 41a、41b、このリング部 41a、41b に接触するように配置された金属ブラシ 42a、42b を経てスリップリング 25 の出力側のケーブル（不図示）と電氣的に導通している。

20

【0034】

前記振動子シャフト 23 は、Oリング 34 により水密を確保した状態で振動子シャフト軸受け 24 に軸支されている。また、この振動子シャフト軸受け 24 は、Oリング 35 により水密を確保した状態で超音波用ハウジング 20 に取り付けられている。そして、前記振動子シャフト軸受け 24 は、リング部材 16 により、フランジ部 22 の内周に取り付け固定されるようになっている。

【0035】

30

なお、前記振動子シャフト 23 は、スリップリング 25 に設けられている図示しないボールベアリングによって、挿入軸と平行な方向に回転可能に支持されている。これにより、前記超音波振動子 31 は、挿入軸と垂直な向きの断層像を得るラジアル走査を行える構成になっている。

【0036】

前記振動子シャフト 23 の基端部は、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 26 に配置されている。そして、このカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 26 には減速器 28 の出力側回転軸 36 が配置されている。前記減速器 28 の基端側にはモータ 29 の高速で回転駆動する回転軸（不図示）が取り付けられている。

【0037】

40

つまり、前記減速器 28 の高速主動軸（不図示）がモータ 29 の回転軸に一体になっており、モータ 29 の回転軸の回転駆動力を減速させて低速従動軸である出力側回転軸 36 から出力する。したがって、前記モータ 29 は、電力が供給されることにより前記減速器 28 の出力側回転軸 36 を回転駆動させる回転駆動手段になっている。

【0038】

前記超音波内視鏡 1 では、前記図 1 に示す挿入部 2 の先端面から湾曲部 7 との境界までの先端硬質部を先端部 6 としており、この先端部 6 に、前記図 2 に示すように超音波振動子 31 からモータ 29 までの超音波ラジアル走査用の部品を収納している。ここで、この先端部 6 の長さを先端硬質長 L1 とする。

【0039】

50

図 3 に示すように、先端部本体 11 は、超音波診断に関係する構成要素を配置する断面形状が円形外周の超音波診断用配置部 51 と、内視鏡診断に関係する構成要素を配置する断面形状が三日月形の内視鏡用配置部 52 とに分けられる。

【0040】

前記超音波診断用配置部 51 には、バルーン送水吸引管路 53 及び D 字型の固定孔 14 が配置されている。超音波診断用配置部 51 の D 字型の固定孔 14 には、前記超音波用ハウジング 20 の D 字形筒状部 21 を介してスリップリング 25 が取り付けられている。前記バルーン送水吸引管路 53 の開口部 53 は、D 字型の固定孔 14 の直線部 39 に近接して設けられている。

【0041】

前記スリップリング 25 は、ケース 40、リング部 41a、41b、金属ブラシ 42a、42b 及びブラシ固定部材 43a、43b とで構成されている。前記ケース 40 は、D 字形筒状部 21 の内周に合わせて外周形状を D 字型に形成している。このことにより、前記ケース 40 は、挿入軸方向に対して垂直な断面が直線状となる平面部 44 と、挿入軸方向に対して垂直な断面が円弧状となる湾曲面部 45 とを有している。

【0042】

前記ブラシ固定部材 43a は、一端側に金属ブラシ 42a を取り付け、他端側をケース 40 の内面の平面部 44 と湾曲面部 45 の一方の境界の位置に取り付けている。一方、前記ブラシ固定部材 43b は、一端側に金属ブラシ 42b を取り付け、他端側を湾曲面部 45 の内面のブラシ固定部材 43a とは反対側の位置に取り付けている。前記金属ブラシ 42a、42b は、駆動シャフト 23 に設けられたリング部 41a、41b にそれぞれ摺動可能な状態で接触している。

【0043】

前記リング部 41a、金属ブラシ 42a 及びブラシ固定部材 43a は、リング部 41b、金属ブラシ 42b 及びブラシ固定部材 43b に対して挿入軸方向にずらした状態で配置してあり、リング部 41a、41b 間は絶縁部材（不図示）により電氣的に絶縁状態になっている。この構造により、リング部 41a、41b とそれぞれの金属ブラシ 42a、42b とは独立した状態で電氣的な導通が図られる。

【0044】

前記内視鏡用配置部 52 には、観察光学系 13 の窓部 54 と、照明光学系 12 の窓部 55 と、鉗子チャンネル開口部 56、送水ノズル 57 が設けられている。なお、図 3 のバルーン送水吸引管路 53 の開口部、鉗子チャンネル開口部 56、送水ノズル 57 は、図 4 のバルーン送水吸引管路 53、鉗子チャンネル 59、ノズル送水管路 60 に繋がっている。

【0045】

図 4 に示すように、先端部本体 11 の内部には、照明光学系 12、観察光学系 13、バルーン送水吸引管路 53、鉗子チャンネル 59、ノズル送水管路 60 が設けられている。

前記磁気センサ 27 は、D 字形筒状部 21 の内面に、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 26 に所定間隔で対向して配置されている。

【0046】

図 5 に示すように、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 26 と磁気センサ 27 とで、回転検出用磁気相となる Z 相及び速度／位相検出用磁気相となる A 相の電気信号の出力を行う、エンコーダ 80 を構成している。

【0047】

前記カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 26 は、中心に貫通孔を形成した円柱状で、着磁可能な磁性体で形成されており、回転することによって磁気に変化するように外周面に着磁が施されている。

【0048】

具体的には、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 26 の例えば先端側には前記 Z 相用の着磁を施した Z 相着磁部 71 が設けられ、基端側には A 相用の着磁を施した A 相着磁

10

20

30

40

50

部 7 2 が設けられている。

【0049】

ここで、Z 相用の着磁とは、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 2 6 の一回転に対して磁気センサ 2 7 が 1 パルスが発生する着磁である。A 相用の着磁とは、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 2 6 が一回転する間に磁気センサ 2 7 が数十から数百（本実施形態の場合は例えば 1 0 0 個とする）パルスが発生する着磁である。

【0050】

前記 Z 相着磁部 7 1 側の中心位置には先端側から比較的太径の第 1 の穴部 7 3 が形成されており、前記 A 相着磁部 7 2 側の中心位置には基端側から前記第 1 の穴部 7 3 より例えばやや細径の第 2 の穴部 7 4 が形成されている。

10

【0051】

前記第 1 の穴部 7 3 は、振動子シャフト 2 3 の基端側の外径に合わせて形成されており、振動子シャフト 2 3 の基端側が挿入されて例えば接着剤によって一体固定されている。一方、前記第 2 の穴部 7 4 は、減速器 2 8 の出力側回転軸 3 6 の外径に合わせて形成されており、減速器 2 8 の出力側回転軸 3 6 が挿入されて例えば接着剤によって一体固定されている。なお、本実施形態においては前記第 1 の穴部 7 3 と前記第 2 の穴部 7 4 とを、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 2 6 の中央で連通させているが、連通させない構成であってもよい。

【0052】

前記磁気センサ 2 7 には前記 Z 相着磁部 7 1 の検出を行う Z 相検出部 7 5 と、前記 A 相着磁部 7 2 の検出を行う A 相検出部 7 6 とが設けられている。そして、Z 相検出部 7 5 では、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 2 6 の回転の際に、前記 Z 相着磁部 7 1 の磁気を検出して、Z 相の検出結果である電気信号 a 1 を出力する。一方、A 相検出部 7 6 では、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 2 6 の回転の際に、前記 A 相着磁部 7 2 の磁気を検出して、A 相の検出結果である電気信号 b 1 を出力する。

20

【0053】

前記カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 2 6 には、前記回転駆動手段の出力側回転軸 3 6 及び前記振動子シャフト 2 3 が一体固定されているので、前記出力側回転軸 3 6 が回転することによって、このカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 2 6 が回転するとともに振動子シャフト 2 3 も回転する。

30

【0054】

上述のように構成した超音波内視鏡 1 の作用を説明する。

本実施形態の超音波内視鏡 1 では、モータ 2 9 を回転駆動することにより、このモータ 2 9 の回転駆動力が減速器 2 8 で減速され、この減速器 2 8 の出力側回転軸 3 6 の回転を、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 2 6、振動子シャフト 2 3 に伝達して、この振動子シャフト 2 3 に振動子保持部材 3 0 を介して固定されている超音波振動子 3 1 を回転駆動させる。

【0055】

また、超音波内視鏡 1 は、超音波観測装置本体からの振動子駆動信号を各種ケーブル、スリップリング 2 5 を介して超音波振動子 3 1 に供給して超音波パルスを発信させて、この超音波振動子 3 1 から生体組織に超音波パルスを繰り返し送信する。一方、この超音波内視鏡 1 は、この生体組織から反射される超音波パルスのエコー信号を同一の超音波振動子 3 1 で受信して、この受信信号をスリップリング 2 5 及び各種ケーブルを介して超音波観測装置本体に導く。

40

【0056】

前記振動子シャフト 2 3 が一体固定されたカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 2 6 の回転は、前記磁気センサ 2 7 によって検出されているので、この磁気センサ 2 7 によってモータ 2 9 の回転に同期する超音波振動子 3 1 の回転速度及び回転位相が検出される。

【0057】

そして、超音波観測装置本体では、前記磁気センサ 2 7 から出力される Z 相及び A 相に

50

対応する出力信号 a 1, b 1 と、前記超音波振動子 3 1 から出力される超音波受信信号とを基に、超音波画像を生成し、図示しないモニタ等の表示装置に映像信号を出力して超音波画像を表示する。

【0058】

以下、第 1 実施形態の効果を説明する。

本実施形態によれば、エンコーダ 8 0 を、磁気センサ 2 7 と、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 2 6 とで構成し、このカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 2 6 に振動子シャフト 2 3 と減速器 2 8 の出力側回転軸 3 6 を一体固定しているので、振動子シャフト 2 3 と出力側回転軸 3 6 との間の部品が、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 2 6 一つになり、挿入部の先端硬質長 L 1 の短縮化を図ることができる。このことによって、超音波内視鏡 1 の体腔内への挿入性が向上するとともに、部品点数を少なくして、製造コストの低減及び組立性の向上を図ることができる。

10

【0059】

また、超音波用ハウジング 2 0 に D 字形筒状部 2 1 を形成して非円形部を設ける一方、スリップリング 2 5 のケース 4 0 を D 字形に形成して非円形部を設けてスリップリング 2 5 のケース 4 0 内を広くとることができるとともに、切り欠き部側にバルーン送水吸引管路 5 8 を設けることができる。このことによって、リング部 4 1 a, 4 1 b、金属ブラシ 4 2 a, 4 2 b の形状を大きく形成することが可能になり、強度を高め、スリップリング 2 5 の寿命の延長を図れるとともに、スリップリング 2 5 の組立性の向上も図れる。

【0060】

なお、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラムの構成は図 5 に示した構成に限定されるものではなく、図 6 又は図 7 等に示すように構成してもよい。

20

図 6 はカップリング兼エンコーダ用磁気ドラムの第 1 の変形例を説明する図である。

【0061】

図 6 に示すように本実施形態のカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 9 6 は、振動子シャフト 2 3 と減速器 2 8 の出力側回転軸 3 6 とをねじ止めにより固定するように形成したものである。そして、このカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 9 6 を、先端側から順に第 1 のねじ止め固定部 1 0 1、Z 相の着磁が行われた Z 相着磁部 1 0 2、A 相の着磁が行われた A 相着磁部 1 0 3、第 2 のねじ止め固定部 1 0 4 としている。

【0062】

そして、前記第 1 のねじ止め固定部 1 0 1 及び Z 相着磁部 1 0 2 の中心に比較的太径の第 1 の開口部 1 0 5 を形成し、前記 A 相着磁部 1 0 3 及び第 2 のねじ止め固定部 1 0 4 の中心に第 1 の開口部 1 0 5 よりやや細径の第 2 の開口部 1 0 6 を形成している。この第 1 のねじ止め固定部 1 0 1 には前記開口部 1 0 5 に対して略垂直な第 1 のねじ孔 1 0 7 が形成されている。この第 1 のねじ孔 1 0 7 にねじ 1 0 8 を螺入することで、第 1 の開口部 1 0 5 に挿入配置された振動子シャフト 2 3 を第 1 のねじ止め固定部 1 0 1 に一体固定している。

30

【0063】

一方、前記第 2 のねじ止め固定部 1 0 4 には前記開口部 1 0 6 に対して略垂直な第 2 のねじ孔 1 0 9 が形成されている。この第 1 のねじ孔 1 0 9 にねじ 1 1 0 を螺入することで、第 2 の開口部 1 0 6 に挿入配置された出力側回転軸 3 6 を第 2 のねじ止め固定部 1 0 4 に一体固定している。

40

【0064】

また、磁気センサ 9 7 は、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 9 6 の外周に対向配置され、Z 相の検出を行う Z 相検出部 1 1 1 と、A 相の検出を行う A 相検出部 1 1 2 とが設けられている。

【0065】

この第 1 の変形例によれば、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 9 6 が前記カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 9 6 に比べて長くなり、結果的に先端硬質長を長くしてしまうが、ねじ 1 0 8, 1 1 0 を緩めることで、振動子シャフト 2 3 及び出力側回転軸 3

50

6を取り外すことができる。このため、挿入部の先端部の部品交換やメンテナンスを行う場合の作業性の向上を図れる。

【0066】

図7はカップリング兼エンコーダ用磁気ドラムの第2の変形例を説明する図である。

【0067】

図7に示すように本実施形態のカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム136は、先端側から順にねじ止め固定兼Z相着磁部141、A相の着磁が行われたA相着磁部143、ねじ止め固定部144となっている。

【0068】

前記ねじ止め固定兼Z相着磁部141及びA相着磁部143の中心には比較的太径の第1の開口部145が形成され、A相着磁部143の基端側及びねじ止め固定部144の中心には第1の開口部145よりやや細径の第2の開口部146が形成されている。

【0069】

前記ねじ止め固定兼Z相着磁部141には、開口部145に対して略垂直な第1のねじ孔147が形成されており、この第1のねじ孔147にねじ148を螺入することで、振動子シャフト23をねじ止め固定兼Z相着磁部141にねじ止め固定している。

【0070】

一方、第2のねじ止め固定部144には、開口部146に対して略垂直な第2のねじ孔149が形成されており、この第1のねじ孔149にねじ150を螺入することで、出力側回転軸36を第2のねじ止め固定部144にねじ止め固定している。

【0071】

そして、ねじ止め固定兼Z相着磁部141には、ねじ止め部形成しているため、着磁が外周の一カ所となるZ相の着磁は可能であるが、外周に多数の着磁を等間隔で行うA相の着磁は行えない。このため、A相の着磁はねじ止め部を形成していないA相着磁部143に施している。

【0072】

また、磁気センサ137は、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム136の外周近傍に配置され、Z相の検出を行うZ相検出部151と、A相の検出を行うA相検出部152とを有している。

【0073】

この第2の変形例によれば、ねじ止め固定兼Z相着磁部141で、ねじ止め固定部とZ相着磁部を兼用しているため、先端硬質長が長くなることを防止して前記第1の変形例と同様の効果が得ることができる。

【0074】

図8は本発明の第2実施形態に係る超音波内視鏡の先端部を示す断面図である。本実施形態の説明において、前記第1実施形態と同様の構成要素には同符号を付して説明を省略する。

【0075】

図に示すように本実施形態の先端部161の超音波ユニット162は、A相用のエンコーダ170をモータ29の基端部に設け、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム166にA相検出部の着磁を行わずZ相検出部の着磁のみを行っている。したがって、磁気センサ167は、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム166の回転によるZ相の磁気の変化のみを検出している。

【0076】

前記A相用のエンコーダ170には図示しない磁気ドラムと磁気センサとが設けられており、前記モータ29の回転軸が前記A相用のエンコーダ170の磁気ドラムに一体に取り付けられている。そして、磁気センサによって磁気ドラムの回転を検出してA相の出力を行う。

つまり、本実施形態では前記モータ29の回転軸に、前記磁気センサ167よりも周波数の高い電気信号を発生するA相のエンコーダ170を設けている。

【0077】

上述のように構成した超音波内視鏡の先端部161の作用を説明する。

このように構成された超音波内視鏡の先端部161では、モータ29の回転軸は減速器28の出力側回転軸36より早く回転している。つまり、前記減速器28の減速率が1/100の場合のとき、磁気ドラムの一カ所に着磁を行うだけで、前記第1実施形態と同様のA相の電気信号b1が得られる。

【0078】

このように本実施形態によれば、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム166及びA相用のエンコーダ170の磁気ドラムに着磁相を例えば一箇所ずつ設ければよいので着磁する箇所を少なくして超音波ユニット162の細径変化が可能になるとともに、Z相の電気信号a1及びA相の電気信号b1による振動子31の回転位相の検出精度を高めて高精度の超音波画像を得ることができる。

10

【0079】

図9は本発明の第3実施形態に係る超音波内視鏡の先端部を示す断面図である。なお、本実施形態の説明において、前記実施形態と同様の構成要素には同じ符号を付して説明を省略する。

【0080】

図に示すように本実施形態の先端部201は、超音波ユニット215を構成する超音波用ハウジング220の内部に、振動子シャフト23の軸受け232と磁気センサ27とを一体化する軸受け兼磁気センサハウジング231を設けている。

20

【0081】

前記先端部本体211には、超音波用ハウジング220を固定する固定孔214が形成されている。そして、前記固定孔214には前記超音波ユニット215の超音波用ハウジング220が固定配置される。また、前記軸受け兼磁気センサハウジング231は、前記超音波用ハウジング220に収納配置される構成になっている。

【0082】

したがって、前記超音波用ハウジング220には、挿入部先端側から順に振動子シャフト23、軸受け兼磁気センサハウジング231、減速器28、及びモータ29の挿入部先端側が収納される。そして、前記軸受け兼磁気センサハウジング231にはスリップリング225、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム26、磁気センサ27が収納配置されている。

30

【0083】

前記軸受け兼磁気センサハウジング231の内周先端側には段部による細径部が形成されており、この細径部が前記振動子シャフト23の軸受けとなる軸受け部232になっている。

【0084】

このような構造により、軸受け兼磁気センサハウジング231は、一体で形成され、前記振動子シャフト23を回転可能な状態で軸支するとともに磁気センサ27を取り付け固定している。

【0085】

この第3実施形態によれば、前記第1実施形態と同様に挿入部の先端硬質長を短くすることができるとともに、軸受け兼磁気センサハウジング231により振動子シャフト23の軸受けと磁気センサ27とを一体化したので、前記実施形態に比べて、部品の公差の積み重ねを少なくして、振動子シャフト23の回転中心と磁気センサ27との間の距離を高精度にすることができる。このことによって、回転中、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム26と磁気センサ27間の距離が一定に保たれるので、カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム26と磁気センサ27とにより構成されるエンコーダによる超音波振動子31の回転の検出精度が向上する。

40

【0086】

図10ないし図12は本発明の第4実施形態に係り、図10は超音波内視鏡の先端部を

50

示す断面図、図 1 1 は超音波ユニットを説明する断面図、図 1 2 は超音波ユニットを外した状態の超音波内視鏡の先端部を説明する断面図である。なお、本実施形態の説明において、前記実施形態と同様の構成要素には同じ符号を付して説明を省略する。

【0087】

図 1 0 乃至図 1 2 に示すように本実施形態の先端部 3 0 6 の先端部本体 3 1 1 には、超音波ユニット 3 1 5 を構成する超音波用ハウジング 3 2 0 が固定配置される断面形状が円形の固定孔 3 1 4 が形成されている。

【0088】

本実施形態の超音波ユニット 3 1 5 は、超音波用ハウジング 3 2 0 に、リング部材 1 6、振動子シャフト 2 3、振動子シャフト軸受け 2 4、スリップリング 3 2 5、エンコーダ 3 2 6、減速器 2 8、モータ 2 9、振動子保持部材 3 0、超音波振動子 3 1、先端キャップ 3 2 を一体化したものである。前記超音波用ハウジング 3 2 0 は、外周の断面形状が円形の筒状部 3 2 1 と、筒状部 3 2 1 の挿入部先端側に設けられた外周の断面形状が円形のフランジ部 3 2 2 とで形成されている。そして、超音波用ハウジング 3 2 0 の筒状部 3 2 1 は、フランジ部 3 2 2 が先端部本体 3 1 1 の先端面に係止した状態で固定孔 3 1 4 に挿入される。

【0089】

前記超音波用ハウジング 3 2 0 には、挿入部先端側から順に振動子シャフト 2 3、振動子シャフト軸受け 2 4、スリップリング 3 2 5、エンコーダ 3 2 6、減速器 2 8、モータ 2 9 の挿入部先端側が収納されており、それらのうち振動子シャフト軸受け 2 4、スリップリング 3 2 5、減速器 2 8、モータ 2 9 は、超音波用ハウジング 3 2 0 の内周に取り付け固定されている。なお、前記モータ 2 9 からはケーブル 3 8 1 が延出している。

【0090】

前記超音波振動子 3 1 の図示しない入出力用のケーブルは、スリップリング 3 2 5 のリング部、金属ブラシを経てスリップリング 3 2 5 の出力側のケーブル 3 8 2 と電氣的に導通されている。

【0091】

前記エンコーダ 3 2 6 は、ケース内に前記図 1 に示したカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム 2 6、磁気センサ 2 7 を配置して構成されており、磁気センサ 2 7 の出力をケーブル 3 8 3 から出力する。ここで、エンコーダ 3 2 6 の磁気センサ 2 7 からは、Z 相の電気信号 a 1 と A 相の電気信号 b 1 を出力することになるが、図では説明の簡略化のため、一本のケーブル 3 8 3 で出力するものとして説明する。

【0092】

前記超音波用ハウジング 3 2 0 の筒状部 3 2 1 は、先端側を構成する先端部本体 3 1 1 の固定孔 3 1 4 と密接する太径部 3 9 1 と、基端側の細径部 3 9 2 とで構成されている。

【0093】

前記細径部 3 9 2 の太径部 3 9 1 近傍の外周には、おねじ部 3 9 3 が形成されている。細径部 3 9 2 の中間部の外周には、導体をリング状に形成した導体リング 4 0 1、4 0 2、4 0 3 が設けられている。これらの導体リング 4 0 1、4 0 2、4 0 3 の内側にはそれぞれケーブル 3 8 1、3 8 2、3 8 3 が接続されている。

【0094】

一方、前記先端部本体 3 1 1 の固定孔 3 1 4 の基端側には電気接点 4 1 1、4 1 2、4 1 3 が設けられている。これら電気接点 4 1 1、4 1 2、4 1 3 は、伸縮する弾性突起やバネで形成されており、それぞれの電気接点 4 1 1、4 1 2、4 1 3 の間は絶縁部材 4 1 4 によって絶縁されている。そして、前記電気接点 4 1 1、4 1 2、4 1 3 には、ケーブル 4 2 1、4 2 2、4 2 3 が接続されている。これらケーブル 4 2 1、4 2 2、4 2 3 は、前記図 2 に示した超音波内視鏡 1 の湾曲部 7、軟性部 8、操作部 9 を介して超音波コード 5 に接続されている。また、先端部本体 3 1 1 の固定孔 3 1 4 の中間部にはめねじ部 4 3 1 が形成されている。

【0095】

10

20

30

40

50

前記先端部本体 311 と前記超音波ユニット 315 との間の電氣的接続は、前記導体リング 401、402、403 と、この導体リング 401、402、403 に摺動接続可能な電気接点 411、412、413 とで行うようになっている。

【0096】

次に、上述のように構成した超音波内視鏡の先端部 301 の作用を説明する。

図 11 に示す超音波ユニット 315 を図 12 に示す先端部本体 311 に取り付ける場合は、超音波用ハウジング 320 の筒状部 321 を先端部本体 311 の固定孔 314 に挿入し、超音波ユニット 315 を右回りに回転させ、筒状部 321 のおねじ部 393 を固定孔 314 のめねじ部 431 に螺入する。

【0097】

この螺入を続けることにより、太径部 391 と細径部 392 との間の段部 394 におねじ部 393 が当接して、それ以上螺入できない状態になる。この状態で、細径部 392 の導体リング 401、402、403 に、固定孔 314 の電気接点 411、412、413 が接続状態になる。このことにより、超音波用ハウジング 320 と先端部本体 311 との電氣的な接続が行われる。

【0098】

このように、本実施形態によれば、前記第 1 実施形態と同様に挿入部の先端硬質長を短くすることができるとともに、超音波ユニット 315 を先端部本体 311 に取り付けると同時に、細径部 392 の導体リング 401、402、403 と固定孔 314 の電気接点 411、412、413 とを電氣的な接続状態にして、超音波ユニット 315 と先端部本体 311 の間の電氣的導通を図ることができる。また、先端部本体 311 から超音波ユニット 315 を取り外すと同時に、細径部 392 の導体リング 401、402、403 から固定孔 314 の電気接点 411、412、413 を外すことができる。このことによって、超音波ユニット 315 と先端部本体 311 との間を直接ケーブルで接続するのに比べて、容易に超音波ユニット 315 の交換を行える。

【0099】

また、超音波ユニット 315 の導体リング 401、402、403 を、リング状の接触面にしたことにより、超音波ユニット 315 の筒状部 321 を先端部本体 311 の固定孔 314 に螺入して突き当たったときの超音波ユニット 315 の向きのずれによって接触不良になることを確実に防止することができる。

【0100】

図 13 は本発明の第 5 実施形態に係る超音波内視鏡の先端部のモータ部分の断面図である。なお、本実施形態の説明において、前記第 1 実施形態と同様の構成要素には同符号を付して説明を省略する。また、図示以外の部分については前記図 3 を代用して説明する。

【0101】

図 13 に示すように本実施形態の先端部本体 511 には固定孔 514 が形成されており、この固定孔 514 には超音波用ハウジング 520 が挿入されている。前記超音波用ハウジング 520 にはモータ 29 が収納されている。

【0102】

前記先端部本体 511 の内部には、照明光学系 12、観察光学系 13、バルーン送水吸引管路 558、鉗子チャンネル 559、ノズル送水管路 560 が設けられている。前記バルーン送水吸引管路 558 と、前記ノズル送水管路 560 は、挿入軸方向に垂直の断面が湾曲した長孔となっており、超音波ハウジング 520 に沿って近接して設けられている。つまり、前記回転駆動手段のモータ 29 の周りに近接して液体が通過する管路（バルーン送水吸引管路 558、ノズル送水管路 560）が設けてある。

【0103】

次に、上述のように構成した超音波内視鏡の先端部 501 の作用を説明する。

前記モータ 29 が回転するときが発生する熱は、モータ 29 近傍を挿通するバルーン送水吸引管路 558 及びノズル送水管路 560 に流れる水によって効率的に吸収される。

【0104】

このように、本実施形態によれば、モータ２９近傍を挿通するバルーン送水吸引管路５５８及びノズル送水管路５６０を流れる液体によってモータ２９を冷却して、先端部本体５１１の温度が上昇することを効率的に防止することができるとともに、ノズル送水管路５６０を通る水をモータ２９の熱で温めることによってノズル送水管路５６０を通して図３に示すノズル５７から噴出される水の温度を上昇させることができる。このことによって、照明光学系１２の対物レンズに結露が発生することを防止し、視野曇りの発生することが防止される。

【０１０５】

尚、図１ないし図１３に示した本発明の第１ないし第５実施形態及び変形例の要部の組み合わせは、各種適用可能であり、例えば、図９は本発明の第３実施形態の超音波ユニット２１５のカップリング兼エンコーダ用磁気ドラム及び磁気センサに図６の変形例の構造を用いることも可能である。

10

【０１０６】

また、第１、第３乃至第５実施形態及び変形例では、出力側回転軸を回転駆動する回転駆動手段として、減速器とモータとで構成したが、モータに低速高トルクで回転できるものを用いれば、回転駆動手段をモータのみで構成することも可能である。

【０１０７】

〔付記〕

以上詳述したような本発明の実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【０１０８】

20

(１) 挿入部の先端部に超音波観察部を設けた超音波内視鏡において、

前記超音波観察部は、

被検体に超音波を送受信してこの被検体の超音波画像を得るための超音波振動子と、

この超音波振動子を保持する振動子シャフトと、

電力が供給されることにより回転軸を回転駆動させる回転駆動手段と、

この回転駆動手段の回転軸と前記振動子シャフトとを一体に連結固定し、前記回転駆動手段の回転軸の回転駆動を振動子シャフトに伝達する外周面所定位置に回転量を検出するための磁気相を設けたカップリング兼エンコーダ用磁気ドラムと、

このカップリング兼磁気ドラムから所定距離離れた位置に対向配置され、前記磁気相の磁界の変化を検出して電気信号に変換するエンコーダ用磁気センサと、 を具備する超音波内視鏡。

30

【０１０９】

(２) 前記カップリング兼エンコーダ用磁気ドラムの周方向に、回転数を検出するために１つだけ設けた回転検出用磁気相及び、回転のする際の速度や位相を検出するための規則的に配列した速度／位相検出用磁気相を設ける一方、前記エンコーダ用磁気センサに前記回転検出用磁気相と速度／位相検出用磁気相とをそれぞれ検出する検出部を設けた付記１に記載の超音波内視鏡。

【０１１０】

(３) 超音波内視鏡の挿入部の先端部に配置する超音波診断装置であって、

被検体に超音波を送受信してこの被検体の超音波画像を得るための超音波振動子と、

この超音波振動子を保持する振動子シャフトと、

電力が供給されることにより前記振動子シャフトを回転駆動する回転駆動手段と、

前記振動子シャフトに固定され、前記回転駆動手段の回転駆動により前記回転軸とともに回転する場合に、外周近傍の磁気に変化するように着磁された磁気ドラムと、

この磁気ドラムの外周近傍に配置され、該磁気ドラムの回転による発生する磁気の変化を電気信号に変換する磁気センサと、

一体で形成され、前記振動子シャフトを回転可能な状態で軸支するとともに磁気センサを取り付け固定したハウジングと、

を具備する超音波内視鏡。

40

【０１１１】

50

(4) 超音波内視鏡の挿入部の先端部に配置され、先端部本体と超音波ユニットとから構成される超音波内視鏡であって、

前記超音波ユニットは、

被検体に超音波を送受信してこの被検体の超音波画像を得るための超音波振動子と、

この超音波振動子を保持する振動子シャフトと、

電力が供給されることにより前記振動子シャフトを回転駆動する回転駆動手段と、

前記振動子シャフトに固定され、前記回転駆動手段の回転駆動により前記回転軸とともに回転する場合に、外周近傍の磁気に変化するように着磁された磁気ドラムと、

この磁気ドラムの外周近傍に配置され、該磁気ドラムの回転による発生する磁気の変化を電気信号に変換する磁気センサと、

10

前記振動子シャフトを回転可能な状態で軸支するとともに前記回転駆動手段、前記磁気ドラム及び前記磁気センサを収納するハウジングと、

このハウジングと前記振動子シャフトの間に設けられ、前記超音波振動子からの信号をハウジング側に伝達するスリップリングと、

を具備し、

前記先端部本体には、前記超音波ユニットのハウジングが螺入される固定孔を形成し、

前記先端部本体と前記超音波ユニットとの間の電氣的接続は、導体リングとこの導体リングに摺動接続可能な電気接点とで行う超音波内視鏡。

【0112】

(5) 超音波内視鏡の挿入部の先端部に配置され、先端部本体と超音波ユニットとから構成される超音波内視鏡であって、

20

前記超音波ユニットは、

被検体に超音波を送受信してこの被検体の超音波画像を得るための超音波振動子と、

この超音波振動子を保持する振動子シャフトと、

電力が供給されることにより前記振動子シャフトを回転駆動する回転駆動手段と、

前記振動子シャフトに固定され、前記回転駆動手段の回転駆動により前記回転軸とともに回転する場合に、外周近傍の磁気に変化するように着磁された磁気ドラムと、

この磁気ドラムの外周近傍に配置され、該磁気ドラムの回転による発生する磁気の変化を電気信号に変換する磁気センサと、

30

前記振動子シャフトを回転可能な状態で軸支するとともに前記回転駆動手段、前記磁気ドラム及び前記磁気センサを収納するハウジングと、

このハウジングと前記振動子シャフトの間に設けられ、前記超音波振動子からの信号をハウジング側に伝達するスリップリングと、

を具備し、

前記先端部本体には、前記回転駆動手段の周りに近接して液体が通過する管路を設けた超音波内視鏡。

【0113】

(6) 前記磁気ドラムと前記磁気センサとを別体に構成してエンコーダの断面形状を非円形に構成した付記項1乃至5のいずれか一つに記載の超音波内視鏡。

【0114】

40

(7) 前記超音波ユニット及びスリップリングの断面形状が非円形である付記4又は付記5に記載の超音波内視鏡。

【0115】

(8) 前記回転駆動手段は、

電力が供給されることによりその回転軸を回転駆動するモータと、

前記高速主動軸がモータの回転軸と一体になっており、モータの回転軸からの動力を減速させて低速従動軸の出力側回転軸から出力する減速器と、

を具備し、

前記減速器の出力側回転軸を前記回転駆動手段の回転軸とした付記項1乃至5のいずれか一つに記載の超音波内視鏡。

50

【0116】

(9) 前記モータの回転軸に、前記磁気センサよりも周波数が高い電気信号を発生するエンコーダを設けた付記項7に記載の超音波内視鏡。

【図面の簡単な説明】

【0117】

【図1】図1ないし図5は本発明の第1実施形態に係り、図1は超音波内視鏡の全体図

【図2】超音波内視鏡の先端部を示す断面図

【図3】図1のA-A線断面図

【図4】図1のB-B線断面図

【図5】図1のカップリング兼エンコーダ磁気ドラムを示す断面図

10

【図6】カップリング兼エンコーダ用磁気ドラムの第1の変形例を説明する図

【図7】カップリング兼エンコーダ用磁気ドラムの第2の変形例を説明する図

【図8】本発明の第2実施形態に係る超音波内視鏡の先端部を示す断面図

【図9】図9は本発明の第3実施形態に係る超音波内視鏡の先端部を示す断面図

【図10】図10ないし図12は本発明の第4実施形態に係り、図10は超音波内視鏡の先端部を示す断面図

【図11】超音波ユニットを説明する断面図

【図12】超音波ユニットを外した状態の超音波内視鏡の先端部を説明する断面図

【図13】図13は本発明の第5実施形態に係る超音波内視鏡の先端部のモータ部分の断面図

20

【図14】従来の超音波内視鏡の先端部を示す断面図

【図15】図14のD-D線断面図

【符号の説明】

【0118】

1…超音波内視鏡

2…挿入部

6…先端部

11…先端部本体

15…超音波ユニット

23…振動子シャフト

25…スリップリング

26…カップリング兼エンコーダ用磁気ドラム

27…磁気センサ

28…減速器

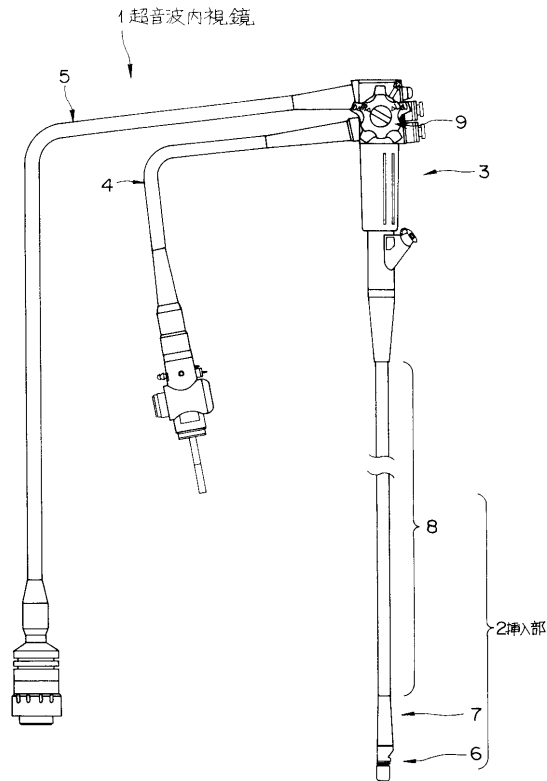
29…モータ

31…超音波振動子

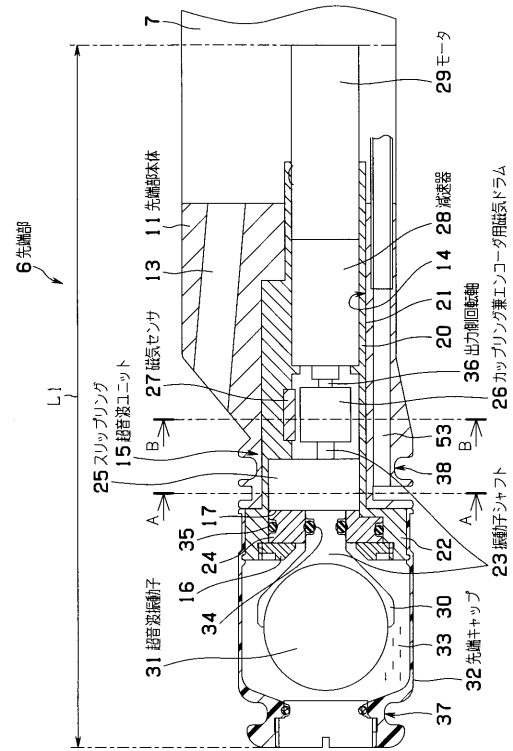
36…出力側回転軸

30

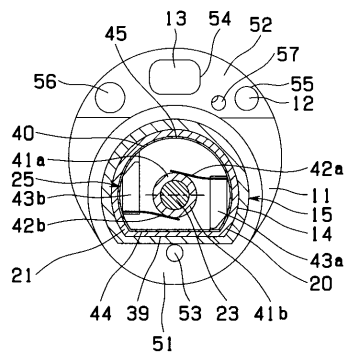
【図 1】



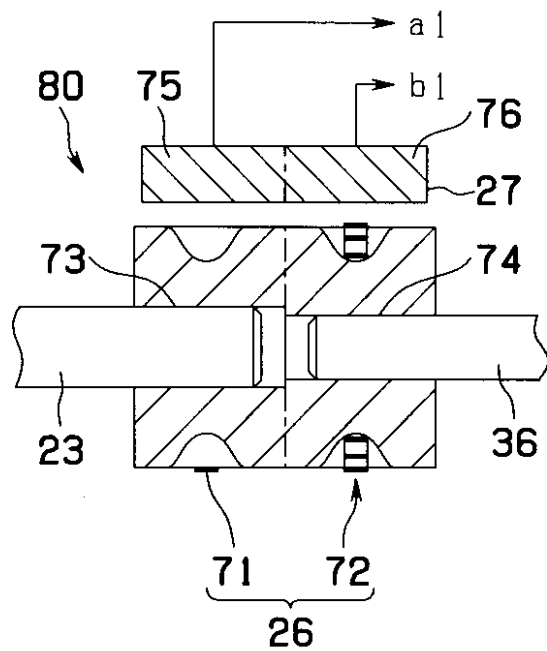
【図 2】



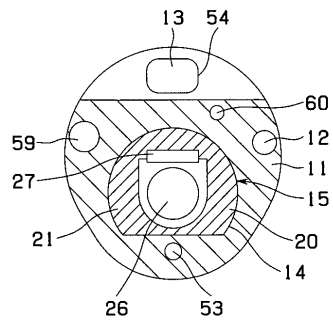
【図 3】



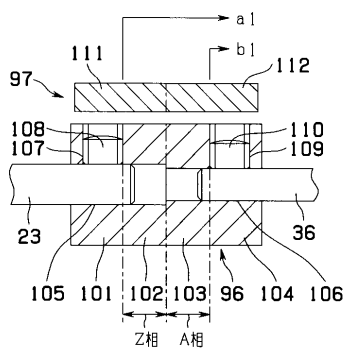
【図 5】



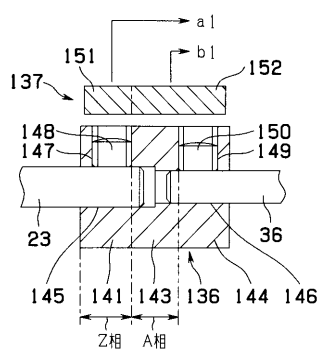
【図 4】



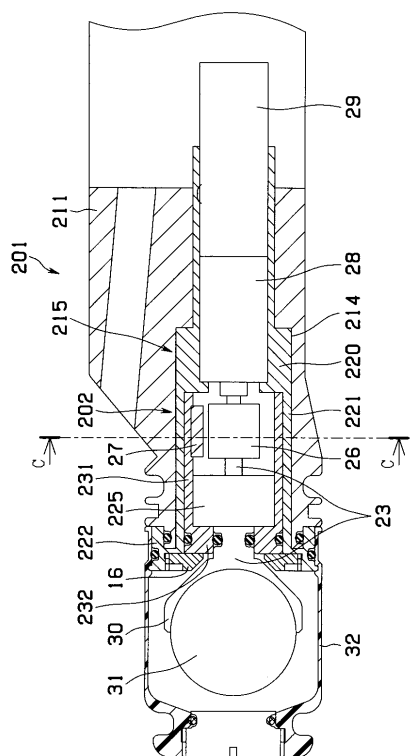
【圖 6】



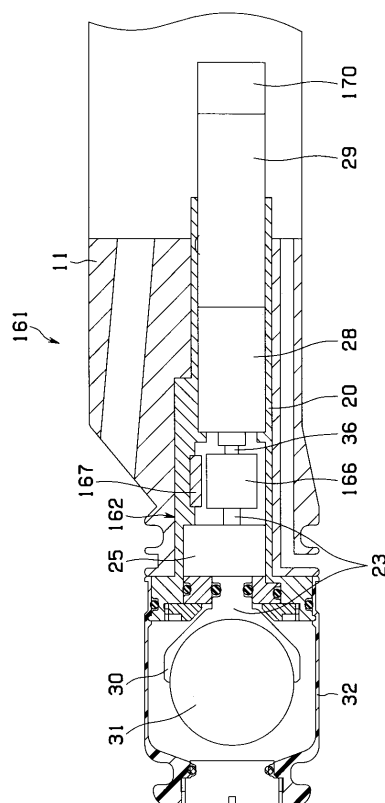
【图 7】



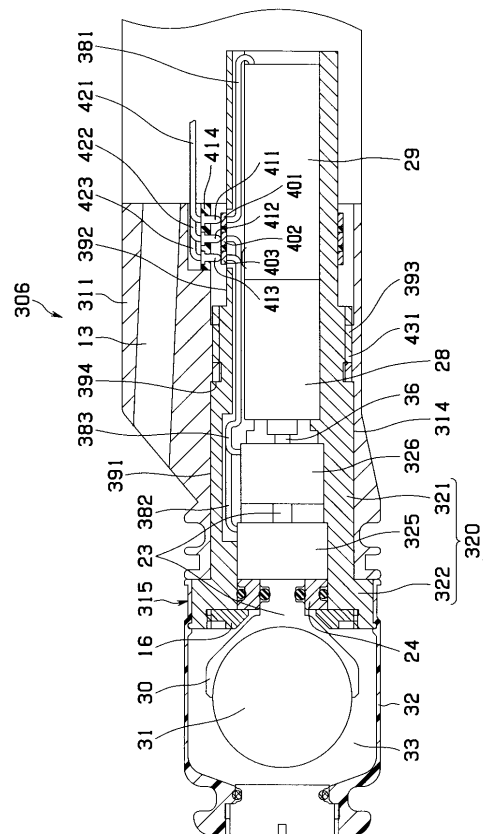
【图 9】



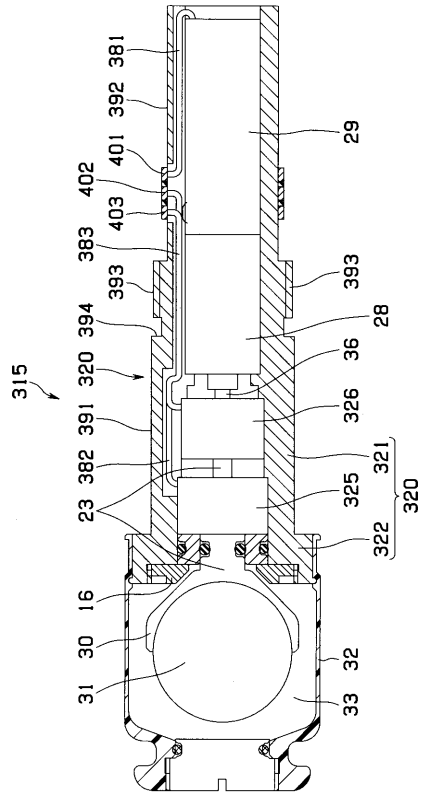
【图 8】



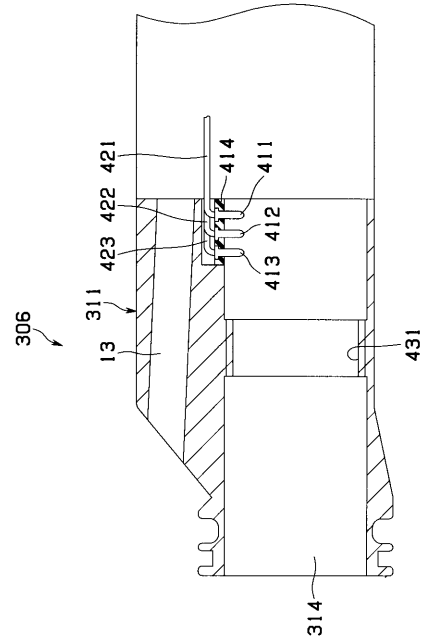
【図 10】



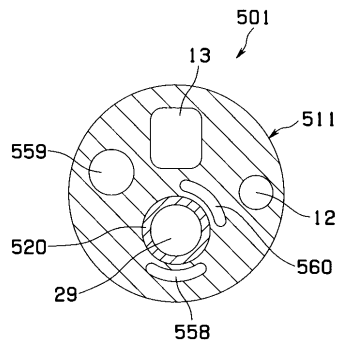
【図 1 1】



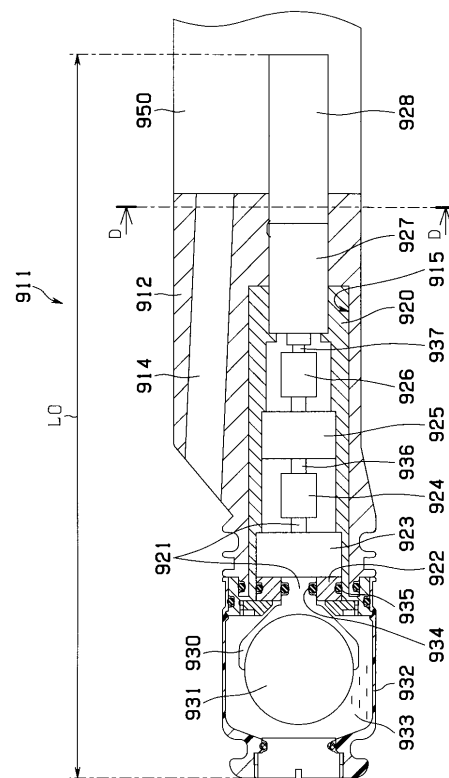
【図 1 2】



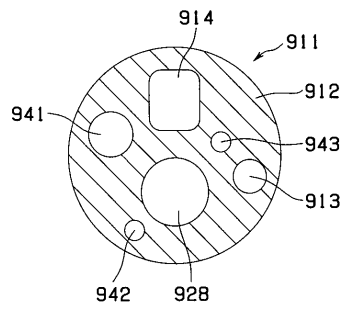
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 15】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07-289550 (JP, A)
特開平08-145725 (JP, A)
特開2000-217824 (JP, A)
特開2000-296130 (JP, A)
特開平11-128229 (JP, A)
特開昭63-270032 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/12

专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JP4734355B2	公开(公告)日	2011-07-27
申请号	JP2008041675	申请日	2008-02-22
[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	谷口 優子		
发明人	谷口 優子		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE13 4C601/FE02 4C601/GA02 4C601/GA12 4C601/GA25 4C601/GA30 4C601/GC02 4C601/GC13 4C601/GD15 4C601/GD18		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2008178694A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题：提供能够缩短远端部分硬质部分的超声波内窥镜和优异的观察性能。 解决方案：超声诊断设备包括用于保持超声换能器31的换能器轴23，用于在供电时旋转驱动旋转轴36的旋转驱动装置，旋转驱动装置的旋转轴，用于耦合的磁鼓26和编码器，其设置有磁相，用于检测外周表面上的预定位置处的旋转量，以将旋转驱动装置的旋转轴的旋转驱动传递到换能器轴。并且，用于编码器的磁传感器27以预定距离与耦合和磁鼓相对设置，并检测磁相磁场的变化并将其转换成电信号。 .The

