

(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2003 - 159251

(P2003 - 159251A)

(43)公開日 平成15年6月3日(2003.6.3)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マ-ト* (参考)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 8/12

4 C 3 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 20 L (全 10数)

(21)出願番号 特願2001 - 362790(P2001 - 362790)

(22)出願日 平成13年11月28日(2001.11.28)

(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 内田 優子

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 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外4名)

Fターム(参考) 4C301 EE16 FF05 GD10

4C601 EE13 FE01 FE02 GA17 GA21

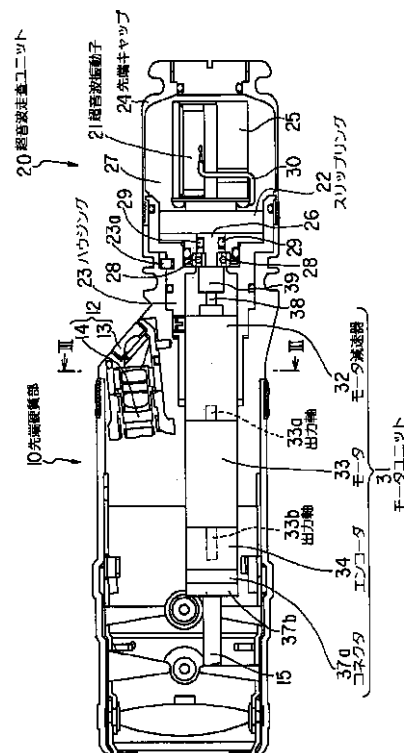
GA29 GA30

(54)【発明の名称】 超音波内視鏡

(57)【要約】

【課題】超音波振動子とスリップリングとモータ減速器とモータとエンコーダとを先端に配置したものでありながら、先端を小型化することができる超音波内視鏡を提供する。

【解決手段】超音波振動子21とスリップリング22とモータ減速器32とモータ33とエンコーダ34とを備え、前記超音波振動子21を機械的に回転させて体腔内を走査する超音波内視鏡において、前記モータ33の両端にそれぞれ出力軸33a, 33bを設け、先端に、前記超音波振動子21と前記スリップリング22と前記モータ減速器32と前記モータ33と前記エンコーダ34とを、この順序で先端側から直列に配置した。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】先端部に超音波振動子とスリップリングとモータ減速器とモータとエンコーダとを備え、前記超音波振動子を機械的に回転させて体腔内を走査する超音波内視鏡において、

前記先端部に設けられた先端硬質部に、両端にそれぞれ出力軸を有するモータを設け、前記先端部の先端側から、前記超音波振動子と前記スリップリングと前記モータ減速器と前記モータと前記エンコーダとを、この順序で直列に配置したことを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】少なくとも超音波振動子とスリップリングとモータ減速器とモータとエンコーダとを一体化させて超音波走査ユニットを形成するとともに、前記超音波走査ユニットに設けられた超音波振動子を先端硬質部に対して所定の向きに矯正する機構を設けた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】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、挿入部の先端に超音波振動子を備えた超音波内視鏡に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、超音波振動子から発振される超音波振動を機械的に回転させて体腔内を走査し、体腔内の病変部等を超音波断層像によって診断する超音波内視鏡や超音波プローブ等の超音波振動装置が種々提案されている。例えば、従来より一般的に知られている超音波内視鏡の例としては、図 15～図 18 に示すものがある。

【0003】図 15 は従来の超音波内視鏡の全体図、図 16 は前記超音波内視鏡の副操作部の縦断面図、図 17 は図 16 の XVII - XVII 線に沿う断面図、図 18 は前記超 30 音波内視鏡の先端部の縦断面図である。

【0004】前記超音波内視鏡 101 は、図 15 に示すように、体腔内に挿入する挿入部 102 と、この挿入部 102 の後端に設けられた操作部 105 および副操作部 106 とから構成されており、前記操作部 105 からは光源装置（図示せず）と接続されるユニバーサルコード 107 が、前記副操作部 106 からは超音波観測装置（図示せず）と接続される超音波コード 108 がそれぞれ延出している。

【0005】また、前記挿入部 102 には、その先端に 40 湾曲管 103 と先端部 104 とが設けられており、前記湾曲管 103 は、前記操作部 105 に設けられた湾曲ノブ 109 を操作することにより湾曲自在に形成されている。

【0006】前記副操作部 106 には、図 16 および図 17 に示すように、その内部に駆動装置 110 が配置されている。前記駆動装置 110 は可撓性シャフト 120 を回転させるモータ 111 と、モータ 111 の回転位置を検出するエンコーダ 112 と、スリップリング 113 とから主に構成されている。

【0007】前記モータ 111 の回転は、タイミングベルト 114 によりエンコーダ 112 とスリップリング 113 とに伝達され、可撓性シャフト 120 を介して、前記挿入部 102 の挿入方向と垂直なラジアル方向の回転が先端部 104 に伝達される。

【0008】また、前記先端部 104 は、図 18 に示すように、先端部本体 121 と、先端キャップ 122 と、超音波振動子 123 とから主に構成されている。

【0009】先端部本体 121 は、その先端が前記先端キャップ 122 で覆われた構造となっており、この先端部本体 121 と先端キャップ 122 とにより囲まれた領域内は超音波伝達媒体 124 で満たされている。

【0010】この先端部本体 121 と先端キャップ 122 とにより囲まれた領域内には、超音波振動子 123 が振動子保持部材 125 により固定されて設けられている。また、前記振動子保持部材 125 は、前記先端部本体 121 により、前記可撓性シャフト 120 と同軸、且つ前記挿入部 102 の挿入方向と垂直なラジアル方向に回転可能に軸支されている。

20 【0011】さらに、前記先端部本体 121 には貫通穴 121a が設けられており、前記先端部本体 121 の貫通穴 121a 内において、振動子保持部材 125 と可撓性シャフト 120 とが連結している。すなわち、前記超音波振動子 123 は、前記振動子保持部材 125 を介して前記可撓性シャフト 120 と連結している。

【0012】なお、前記可撓性シャフト 120 の内部は中空に形成されている。この可撓性シャフト 120 の内部には、その先端側が前記超音波振動子 123 と接続した同軸ケーブル（図示せず）が挿通しており、この同軸ケーブルの基端側が前記スリップリング 113 と接続している。

【0013】また、前記先端部本体 121 には段落 121b が形成されており、この段落 121b には、前記振動子保持部材 125 を安定して回転させるためのボールベアリング 126 が配置されている。

【0014】このように構成することにより、前記超音波内視鏡 101 は、駆動装置 110 を稼働させ、可撓性シャフト 120 を介して超音波振動子 123 を挿入部 102 の挿入方向と垂直なラジアル方向に回転させて、前記挿入部 102 の挿入方向と垂直な方向の断層像を撮るラジアル走査を行なうようになっている。

【0015】ところが、上述のように構成された従来の超音波内視鏡 101 では、検査中において術者は常にモータ 111、エンコーダ 112、スリップリング 113 が内蔵されている副操作部 106 を手で持ちつづける必要があるため術者の負担が大きい。

50 【0016】また、可撓性シャフト 120 を介して超音波振動子 123 を回転させているため、内視鏡を体腔内へ挿入して超音波検査を行なっている最中、前記可撓性シャフト 120 にねじれが生じることにより、副操作部

106内のエンコーダ112と、先端部104の超音波振動子123との間に位相のずれが起こり、超音波画像上に揺れや歪みなどの不具合を発生させる原因となる。

【0017】そのため、特開2001-128981号公報では、図19に示すように、先端に、超音波振動子131と、スリップリング132と、エンコーダ133と、減速器付きモータ134とをこの順序で先端側から直列に配置した超音波内視鏡が開示されている。

【0018】

【発明が解決しようとする課題】ところで、超音波内視鏡は、観察時に患者にかかる負担を軽減するため、その先端を極力小さくすることが求められている。しかしながら、前記特開2001-128981号公報の超音波内視鏡では、エンコーダを小さくすることができないため、先端の小型化が困難であるという問題があった。

【0019】すなわち、エンコーダは、検出したいパルス数と同数のスリットが形成された円盤を有するものを選択し、前記円盤を回転体に取り付け、前記円盤のスリットをセンサで読み取ることにより回転体の回転位置を検出する構造となっている。そのため、エンコーダの大きさは、円盤の大きさ、つまり円盤に形成されるスリット数によって決まる。

【0020】また、エンコーダにより、1回転につき1パルス検出され、回転体の向き情報を与える信号をZ相、1回転中で多数パルス検出され、回転体の角速度情報を与える信号をA、B相といい、一般に、超音波画像構築には300パルス程度のA、B相を検出する必要がある。

【0021】前記特開2001-128981号公報の超音波内視鏡は、エンコーダ133の円盤を減速器付きモータ134の出力軸に取り付け、この円盤のスリットをセンサで読み取ることにより、前記減速器付きモータ134の回転位置を検出する構造となっている。そのため、前記特開2001-128981号公報の超音波内視鏡では、円盤に300本程度のスリットが形成されたエンコーダ133を用いて減速器付きモータ134の回転位置を検出しなくてはならない。

【0022】したがって、前記特開2001-128981号公報の超音波内視鏡に用いられるエンコーダ133は、円盤にスリットを300本程度形成することのできる大きさ有するものであり、エンコーダ133を小さくすることができないため、超音波内視鏡の先端の小型化が困難であった。

【0023】本発明は、超音波振動子とスリップリングとモータ減速器とモータとエンコーダとを先端に配置したものでありながら、先端を小型化することができる超音波内視鏡を提供することを目的とする。

【0024】

【課題を解決するための手段】この発明の超音波内視鏡は、先端部に超音波振動子とスリップリングとモータ減

速器とモータとエンコーダとを備え、前記超音波振動子を機械的に回転させて体腔内を走査する超音波内視鏡であって、前記先端部に設けられた先端硬質部に、両端にそれぞれ出力軸を有するモータを設け、前記先端部の先端側から、前記超音波振動子と前記スリップリングと前記モータ減速器と前記モータと前記エンコーダとを、この順序で直列に配置したことを特徴とするものである。

【0025】この発明の超音波内視鏡は、先端硬質部に、両端にそれぞれ出力軸を有するモータを設け、モータの先端側にモータ減速器とスリップリングと超音波振動子とを配置し、先端側とは反対側の基端側にエンコーダを配置したものである。

【0026】すなわち、この発明の超音波内視鏡は、エンコーダによりモータ減速器により減速される前のモータの回転を検出するように構成されたものである。そのため、この発明の超音波内視鏡に用いられるエンコーダは、従来の超音波内視鏡に用いられるエンコーダと比べて円盤のスリット数が少なくてもよく、円盤を小さくすることができる。

【0027】したがって、この発明の超音波内視鏡によれば、超音波振動子とスリップリングとモータ減速器とモータとエンコーダとを先端に配置したものでありながら、先端を小型化することができる。

【0028】この発明の超音波内視鏡は、少なくとも超音波振動子とスリップリングとモータ減速器とモータとエンコーダとを一体化させて超音波走査ユニットを形成するとともに、前記超音波走査ユニットに設けられた超音波振動子を先端硬質部に対して所定の向きに矯正する機構を設けるのが好ましい。

【0029】

【発明の実施の形態】図1～図9はこの発明の第1の実施形態を示しており、図1は超音波内視鏡の全体図、図2は前記超音波内視鏡の先端部の縦断面図、図3は図2のIII-III線に沿う断面図、図4はエンコーダの縦断面図、図5は図4のV-V線に沿う断面図、図6は超音波走査ユニットと先端硬質部との縦断面図、図7は図6のVI-VII線に沿う断面図、図8は超音波振動子とハウジングとの相対的な位置関係を一意的に決定する機構を示す図、図9は図6のIX-IX線に沿う断面図である。

【0030】この実施形態の超音波内視鏡1は、図1に示すように、体腔内に挿入する挿入部2と、この挿入部2の後端に設けられた操作部5とから構成されており、前記操作部5からは光源装置および超音波測定装置（それぞれ図示せず）とそれぞれ接続されるユニバーサルコード6が延出している。なお、前記超音波測定装置内には、後述する超音波走査ユニット20を制御、駆動させる制御装置が設けられている。

【0031】前記挿入部2には、その先端に湾曲管3と先端部4とが設けられており、前記湾曲管3は、前記操作部5に設けられた湾曲ノブ7を操作することにより湾

曲自在に形成されている。

【0032】また、前記先端部 4 は、図 2 および図 6 に示すように、硬質の素材により形成された先端硬質部 10 と、この先端硬質部 10 に装着される超音波走査ユニット 20 とからなる。

【0033】前記先端硬質部 10 には、内視鏡光学系として、照明光学系 11 および観察光学系 12 が斜め前方に向けて設けられている。

【0034】照明光学系 11 は、照明光を伝送するライトガイド（図示せず）と、照明光を拡開して出射する照明レンズ（図示せず）とからなり、前記照明レンズを経て斜め前方へ照明光を射出し、体腔内の病変部等の被写体を照明する。

【0035】観察光学系 12 は、照明された被写体の光学像を結ぶ対物レンズ 13 と、先端面が結像位置に配置されたイメージガイド 14 を有するものであり、このイメージガイド 14 により光学像を後端面に伝送する。

【0036】さらに、前記先端硬質部 10 には、その内部に、後述するモータユニット 31 を収容する収容空間が設けられている。

【0037】一方、前記超音波走査ユニット 20 は、超音波振動子 21 と、スリップリング 22 と、モータ減速器 32 と、モータ 33 と、エンコーダ 34 と、コネクタ 37a と、ハウジング 23 と、先端キャップ 24 とから主に構成されている。

【0038】ハウジング 23 は、その先端が先端キャップ 24 で覆われた構造となっており、このハウジング 23 と先端キャップ 24 とにより囲まれた領域内は超音波伝達媒体 27 で満たされている。

【0039】このハウジング 23 と先端キャップ 24 とにより囲まれた領域内には、超音波振動子 21 が振動子保持部材 25 および振動子シャフト 26 により固定されて設けられている。また、前記振動子シャフト 26 は、前記ハウジング 23 に設けられたボールベアリング 28 により挿入部 2 の挿入方向と垂直なラジアル方向に回転可能に、且つ Oリング 29 により水密に確保した状態で軸支されている。

【0040】こうして、前記超音波振動子 21 は、前記挿入部 2 の挿入方向と垂直な方向の断層像を撮るラジアル走査を行なうことができる構成となっている。

【0041】さらに、スリップリング 22 もまた、前記ハウジング 23 と先端キャップ 24 とにより囲まれた領域内に設けられている。前記スリップリング 22 は同軸ケーブル 30 を介して前記超音波振動子 21 と接続しており、前記超音波振動子 21 からの信号は、同軸ケーブル 30、スリップリング 22、同軸ケーブル（図示せず）を通してコネクタ 37a に伝達される。

【0042】また、モータ減速器 32 と、モータ 33 と、エンコーダ 34 と、コネクタ 35 とは一体化してモータユニット 31 を形成している。

【0043】前記モータ 33 は、両端にそれぞれ出力軸 33a、33b が設けられた小型モータである。このモータ 33 の先端側の出力軸 33a からの出力は、前記モータ減速器 32 によって減速された後、シャフト 38 および軸継手 39 を介して振動子シャフト 26 に伝わり、前記超音波振動子 21 を挿入部 2 の挿入方向と垂直なラジアル方向に回転させる。

【0044】なお、前記モータ減速器 32 は、一般的に小型モータは回転数が多く、トルクが微小であることから、回転数およびトルクを適当な値に変換するために用いられるものである。

【0045】前記エンコーダ 34 は、前記モータ 33 の回転位置を検出するものであり、前記モータ 33 の基端側の出力軸 33b に直接取り付けられている。また、前記エンコーダ 34 からの信号はコネクタ 37a に入る。

【0046】そして、シャフト 38 と振動子シャフト 26 とを継手軸 39 を介して連結させて、モータユニット 31 をハウジング 23 に装着することにより、超音波振動子 21 と、スリップリング 22 と、モータ減速器 32 と、モータ 33 と、エンコーダ 34 と、コネクタ 37a と、ハウジング 23 と、先端キャップ 24 とが一体化して、超音波走査ユニット 20 が形成される。さらに、前記振動子ユニット 20 のモータユニット 31 を先端硬質部 10 の収容空間に収容し、前記振動子ユニット 20 を先端硬質部 10 に脱着可能に装着することにより、この実施形態の超音波内視鏡 1 が形成される。

【0047】なお、図示しない超音波振動子の信号用同軸ケーブル、エンコーダ用の信号ケーブル、モータ用の電源供給ケーブルは、全てコネクタ 37a に接続されている。また、先端硬質部 10 にはコネクタ 37b が設けられており、超音波走査ユニット 20 を先端硬質部 10 に装着すると同時に、前記コネクタ 37a はコネクタと 37b 接触して電氣的に接続される。また、前記コネクタ 37b はケーブル 15 と接続されており、このケーブル 15 が挿入部 2、操作部 5、ユニバーサルコード 6 内を挿通し、超音波観測装置に接続されている。

【0048】次に、前記エンコーダ 34 について図 4 および図 5 を用いて説明する。この実施形態の超音波内視鏡に用いられるエンコーダ 34 は、例えば、1 回転中に 1 パルス程度モータ 33 の回転を検出するエンコーダであり、スリット 35a が形成された円盤 35 とセンサ 36 とからなる。

【0049】そして、この実施形態の超音波内視鏡 1 では、前記エンコーダ 34 の円盤 35 をモータ 33 の基端側の出力軸 33b に取り付け、前記円盤 35 のスリット 35a を前記センサ 36 で読み取ることにより前記モータ 33 の回転位置を検出する構造となっている。

【0050】つまり、この超音波内視鏡 1 に用いられるエンコーダ 34 は、モータ減速器 32 で減速される前のモータ 33 の回転を検出するものであるため、従来の超

音波内視鏡のエンコーダと比べて円盤のスリット数が少なくてもよく、円盤を小さくすることができる。

【0051】すなわち、[発明が解決しようとする課題]の項で述べたように、超音波画像構築には300パルス程度のA、B相を検出する必要がある。

【0052】この実施形態の超音波内視鏡1では、上述のように、前記エンコーダ34は、モータ減速器32で減速される前のモータ33の回転を検出するため、1回転中に1パルス程度回転を検出するエンコーダ34を用いても、1/300程度の減速比を持つモータ減速器32と組み合わせることにより、前記振動子シャフト26に関して、減速器付きモータに300パルス程度回転が検出可能なエンコーダを連結した場合と同等の角速度情報が得られる。

【0053】したがって、この実施形態の超音波内視鏡1に用いられるエンコーダ34は、従来の超音波内視鏡のエンコーダと比べて円盤を小さくすることができる。

【0054】なお、この実施形態の超音波内視鏡1は、1回転につき1パルス程度回転を検出する小型のエンコーダ34を用いたものであるため、A、B相を検出することはできるが、Z相を得ることができない。すなわち、超音波振動子21の回転に関する角度情報を得ることができるが、超音波振動子21の向き情報を得ることができない。

【0055】しかし、超音波画像構築の際には、内視鏡により得られた超音波画像と超音波内視鏡の相対的な向き関係を把握するために、超音波振動子21の向き情報は不可欠である。これは、超音波画像診断の際に、その超音波画像が、内視鏡像に対してどのような向き関係になっているかということを、術者が把握するためである。

【0056】そのため、この超音波内視鏡1は、超音波走査ユニット20に設けられた超音波振動子21を先端硬質部10に対して所定の向きに矯正する機構が設けられている。

【0057】以下、図6～図9を用いて、超音波走査ユニット20に設けられた超音波振動子21を先端硬質部10に対して所定の向きに矯正する機構について説明する。

【0058】この実施形態の超音波内視鏡1は、例えば、超音波振動子21とハウジング23との相対的な位置関係を一意的に決定する機構を設けるとともに、ハウジング23と先端硬質部10との相対的な位置関係をそれぞれ一意的に決定する機構を設けることにより、超音波振動子21は先端硬質部10に対して所定の向きに矯正するように形成されている。

【0059】まず、超音波振動子21とハウジング23との相対的な位置関係を一意的に決定する機構について、図7および図8を用いて説明する。

【0060】前記シャフト38は、上述のように、モータ減速器32で減速されたモータ33の回転を超音波振動子21に伝えるものであり、軸継手39および振動子シャフト26を介して超音波振動子21と連結している。

【0061】そのため、この超音波内視鏡1では、シャフト38とハウジング23との相対的な位置関係を一意的に決定することにより、超音波振動子21とハウジング23との相対的な位置関係を一意的に決定することができる。

【0062】前記シャフト38は、その横断面形状が、円の一部を欠落させたD字状に形成されており、その円弧部分には歯車38aが設けられている。

【0063】また、前記ハウジング23には、挿入部2の挿入方向と直交するラック40が、前記ハウジング23の内部に対して挿脱自在に配置されている。このラック40は、前記シャフト38に対応する位置に配置されており、その先端には前記シャフト38の歯車38aと噛合う歯部40aが設けられている。なお、前記ラック40の歯部40aの長さは前記シャフト38の円弧部分の長さと同様に等しく形成されている。

【0064】したがって、前記ラック40を前記ハウジング23の内部に挿入していくと、シャフト38の歯車38aとラック40の歯部40aとが噛合って前記シャフト38が回転する。そして、図8に示すように、前記ラック40の歯部40aが前記シャフト38の平坦部分(円の一部を欠落させた部分)と対向すると、シャフト38の歯車38aとラック40の歯部40aとが噛合わなくなり、前記シャフト38の回転が停止する。

【0065】上述のように、シャフト38とハウジング23との相対的な位置関係は、前記シャフト38の歯車38aとラック40の歯部40aが噛合わなくなり、前記シャフト38の回転が停止した位置に一意的に決定される。

【0066】なお、図8に示すように、ラック40をハウジング23の内部に完全に挿入し、振動子走査ユニット20を先端硬質部10に装着した状態では、前記ラック40はハウジング23および先端硬質部10により固定されるため、ラック40がシャフト38の回転を阻害することは無い。

【0067】次に、ハウジング23と先端硬質部10との相対的な位置関係を一意的に決定する機構について、図6および図9を用いて説明する。

【0068】ハウジング23には、図6に示すように位置決めピン23aが設けられており、先端硬質部10には、図6および図9に示すように前記位置決めピン23aと嵌合する溝10aが設けられている。

【0069】したがって、超音波走査ユニット20を先端硬質部10に装着すると、前記位置決めピン23aと溝10aとが嵌合し、ハウジング23と先端硬質部10との相対的な位置関係が一意的に決定される。なお、超

音波走査ユニット 20 と先端硬質部 10 とは、位置決めピン 23a と溝 10a とを嵌合させて装着するものであるため装脱自在である。

【0070】また、この超音波内視鏡 1 は、前記超音波振動子 21 の先端硬質部 10 に対する相対的な向き情報をメモリ（図示せず）によって超音波内視鏡 1 内に記憶させるように形成されている。以下に、超音波画像と超音波内視鏡 1 の相対的な向き関係を把握する方法について説明する。

【0071】まず、超音波振動子 21 を前記先端硬質部 10 に対して所定の向きに矯正した後の超音波振動子 21 の相対的な向き情報をメモリに記憶させる。

【0072】その後は、超音波振動子 21 の回転が止まるたびに、止まった時点での超音波振動子 21 の先端硬質部 10 に対する向き情報を前記メモリに記憶させる。

【0073】そして、超音波振動子 21 の回転が始まったときに、前回超音波振動子 21 の回転が止まった時点での超音波振動子 21 の先端硬質部 10 に対する向き情報を前記メモリから読み込むことにより、超音波画像と超音波内視鏡 1 の相対的な向き関係を把握する。

【0074】上述のように、この超音波内視鏡 1 は、前記先端部 2 に設けられた先端硬質部 10 に、両端にそれぞれ出力軸 33a, 33b を有するモータ 33 を設け、先端部 4 の先端側から、前記超音波振動子 21 と前記スリップリング 22 と前記モータ減速器 32 と前記モータ 33 と前記エンコーダ 34 とを、この順序で直列に配置したものである。

【0075】すなわち、この超音波内視鏡 1 は、モータ 33 の先端側にモータ減速器 32 とスリップリング 22 と超音波振動子 21 とを配置するとともに、モータ 33 の基端側にエンコーダ 34 を配置することにより、前記エンコーダ 34 によりモータ減速器 32 で減速される前のモータ 33 の回転を検出するように構成されたものである。

【0076】そのため、この実施形態の超音波内視鏡 1 に用いられるエンコーダ 34 は、従来の超音波内視鏡に用いられるエンコーダと比べて円盤のスリット数を少なくし、円盤を小さくすることができる。

【0077】したがって、この実施形態の超音波内視鏡 1 によれば、超音波振動子 21 とスリップリング 22 とモータ減速器 32 とモータ 33 とエンコーダ 34 とを先端に配置したものでありながら、先端を小型化することができる。

【0078】また、この実施形態の超音波内視鏡 1 は、超音波振動子 21 と、スリップリング 22 と、モータ減速器 32 と、モータ 33 と、エンコーダ 34 と、コネクタ 37a と、ハウジング 23 と、先端キャップ 24 とを一体化させて超音波走査ユニット 20 を形成するとともに、前記超音波走査ユニット 20 に設けられた超音波振動子 21 を先端硬質部 20 に対して所定の向きに矯正す

る機構を設けたものであるため、内視鏡像と超音波画像の相対的な向き関係を容易に把握することができる。

【0079】図 10～図 14 はこの発明の第 2 の実施形態を示しており、図 10 は超音波内視鏡のモータユニットの側面図、図 11 は図 10 の XI - XI 線に沿う断面図、図 12 はモータユニットをハウジングに装着する前の縦断面図、図 13 は図 12 の XII - XII 線に沿う断面図、図 14 はモータユニットをハウジングに装着した状態の縦断面図である。

【0080】この実施形態の超音波内視鏡 1 は、軸継手 39 とハウジング 23 との相対的な位置関係を一意的に決定することにより、超音波振動子 21 とハウジング 23 との相対的な位置関係を一意的に決定するものである。

【0081】図 10 および図 11 に示すように、軸継手 39 には、D 字状の穴 39a と溝 39b とが設けられている。

【0082】また、図 12 および図 13 に示すように、振動子シャフト 26 は、その横断面が前記軸継手 39 の穴 39a と嵌合する D 字状に形成されている。

【0083】さらに、図 12 に示すように、ハウジング 23 には、前記軸継手 39 の溝 39b と嵌合する位置決めピン 23b が形成されている。なお、他の構成は上述した第 1 の実施形態と同じであるから、重複する説明は図に同符号を付して省略する。

【0084】この実施形態の超音波内視鏡 1 は、前記軸継手 39 の穴 39a と前記振動子シャフト 26 とを嵌合させるとともに、前記軸継手 39 の溝 39b と前記ハウジング 23 の位置決めピン 23b との位置を合わせ、図 12 および図 14 に示すように、モータユニット 31 をハウジング 23 に装着することにより、振動子ユニット 20 を形成するものである。

【0085】また、前記軸継手 39 は、振動子シャフト 26 を介して超音波振動子 21 と連結している。そのため、上述のように、前記軸継手 39 とハウジング 23 との相対的な位置関係を一意的に決定することにより、前記超音波振動子 21 とハウジング 23 との相対的な位置関係を一意的に決定することができる。

【0086】なお、図 14 に前記振動子走査ユニット 200 を前記先端硬質部 10 に完全に装着すると、前記ハウジング 23 の位置決めピン 23b は前記継手軸 39 の溝 39b を貫通するため、位置決めピン 23b がシャフト 38 および継手軸 39 の回転を阻害することは無い。

【0087】したがって、この実施形態の超音波内視鏡 1 では、第 1 の実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0088】なお、上記第 1 および第 2 の実施形態では、エンコーダ 34 としてモータ 33 1 回転中に 1 パルス程度回転を検出するエンコーダを用いるとともに、モータ減速器 32 として減速比が 1 / 300 程度のモータ

減速器を用いたが、エンコーダ 34 およびモータ減速器 32 はこれに限定されるものではない。

【0089】また、この発明の超音波内視鏡は、前記エンコーダにより A、B 相を検出することで得られた超音波振動子の回転に関する角度情報を用いて、振動子シャフトの角度制御を行なうように形成した超音波内視鏡にも適用することができる。

【0090】

【発明の効果】以上に説明したように、請求項 1 の発明によれば、超音波振動子とスリップリングとモータ減速器とモータとエンコーダとを先端に配置したものでありながら、先端を小型化することができる。

【0091】また、請求項 2 の発明によれば、内視鏡像と超音波画像の相対的な向き関係を把握することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】この発明の第 1 の実施形態を示す超音波内視鏡の全体図。

【図 2】第 1 の実施形態の超音波内視鏡の先端部の縦断面図。

【図 3】図 2 の III - III 線に沿う断面図。

【図 4】第 1 の実施形態のエンコーダの縦断面図。

【図 5】図 4 の V - V 線に沿う断面図。

【図 6】第 1 の実施形態の超音波走査ユニットと先端硬質部との縦断面図

【図 7】図 6 の VII - VII 線に沿う断面図。

【図 8】第 1 の実施形態の超音波振動子とハウジングとの相対的な位置関係を一意的に決定する機構の説明図。

【図 9】図 6 の IX - IX 線に沿う断面図。

*【図 10】この発明の第 2 の実施形態を示す超音波内視鏡のモータユニットの側面図。

【図 11】図 10 の XI - XI 線に沿う断面図。

【図 12】第 2 の実施形態のモータユニットをハウジングに装着する前の縦断面図。

【図 13】図 12 の XIII - XIII 線に沿う断面図。

【図 14】第 2 の実施形態を示すモータユニットをハウジングに装着した状態の縦断面図。

【図 15】従来の超音波内視鏡の全体図。

【図 16】従来の超音波内視鏡の副操作部の縦断面図。

【図 17】図 16 の XVII - XVII 線に沿う断面図。

【図 18】従来の超音波内視鏡の先端部の縦断面図。

【図 19】従来の他の超音波内視鏡の先端部の縦断面図。

【符号の説明】

1 ... 超音波内視鏡

2 ... 挿入部

4 ... 先端部

10 ... 先端硬質部

20 ... 超音波走査ユニット

21 ... 超音波振動子

22 ... スリップリング

23 ... ハウジング

31 ... モータユニット

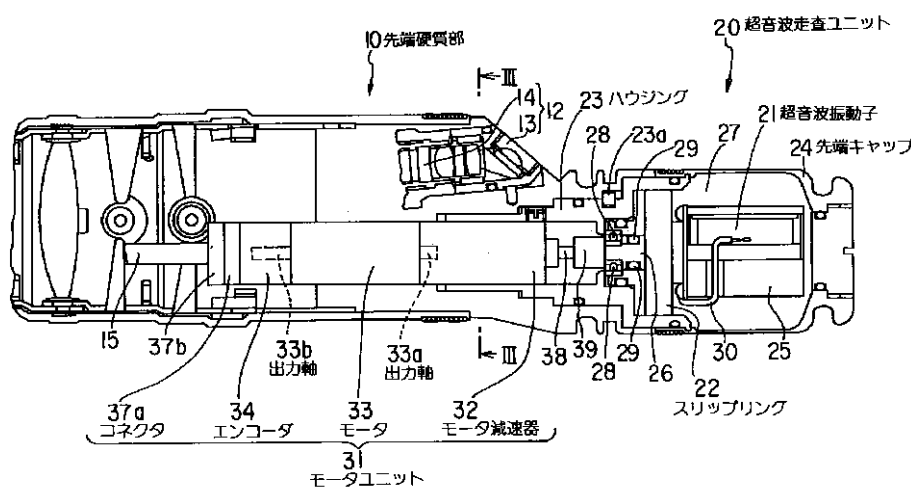
32 ... モータ減速器

33 ... モータ

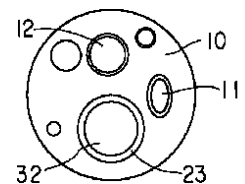
33a, 33b ... 出力軸

34 ... エンコーダ

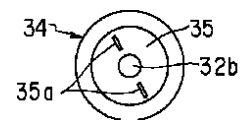
【図 2】



【図 3】



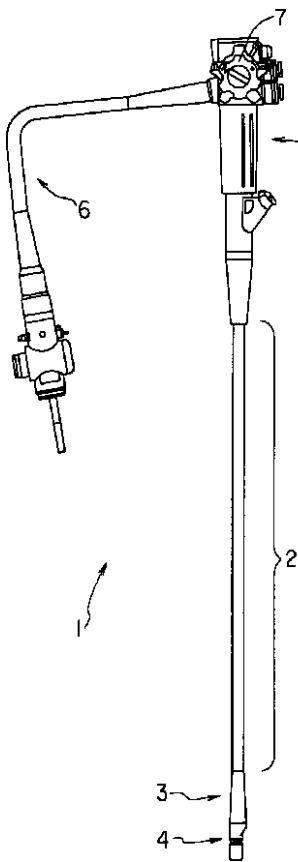
【図 5】



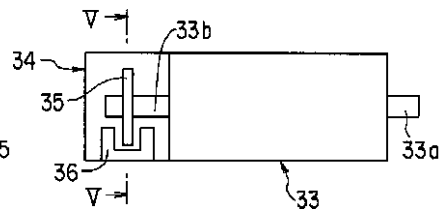
【図 11】



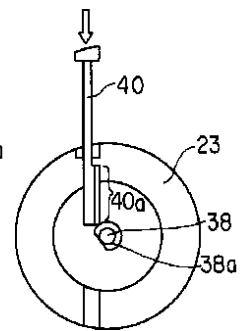
【図 1】



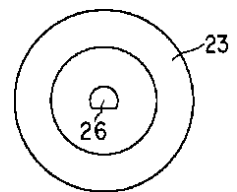
【図 4】



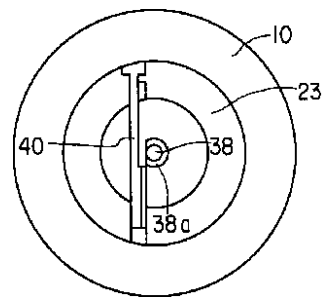
【図 7】



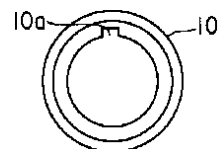
【図 13】



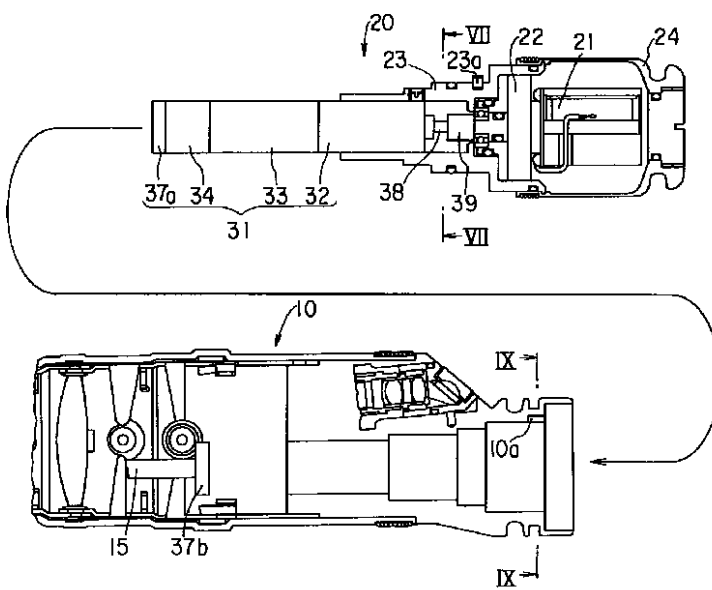
【図 8】



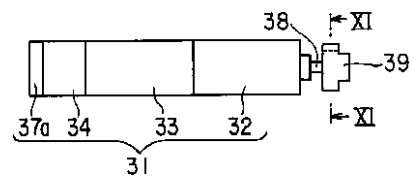
【図 9】



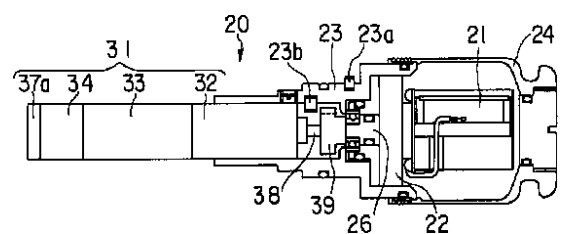
【図 6】



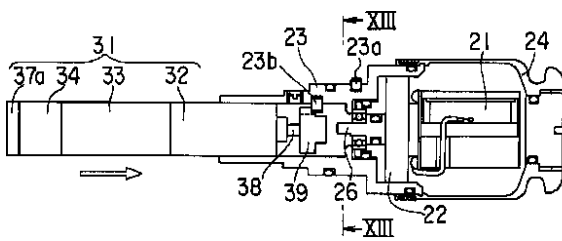
【図 10】



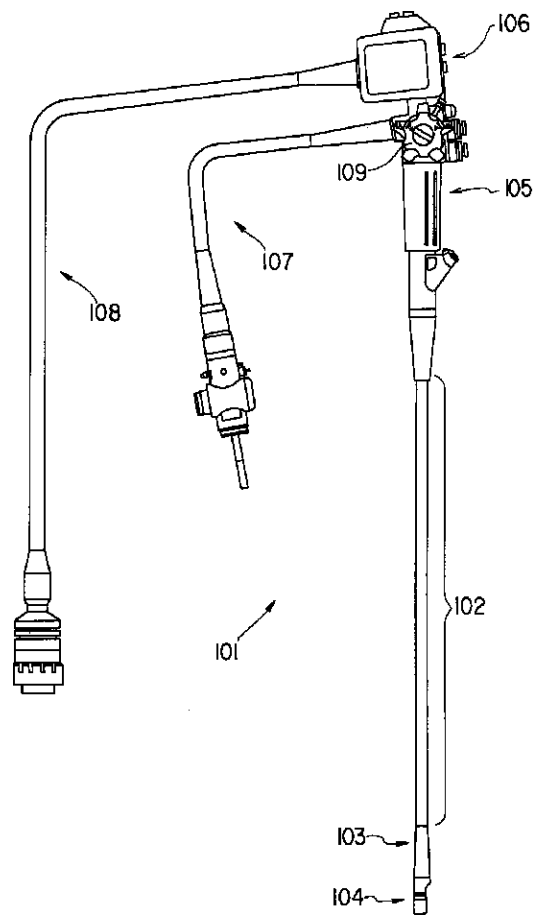
【図 14】



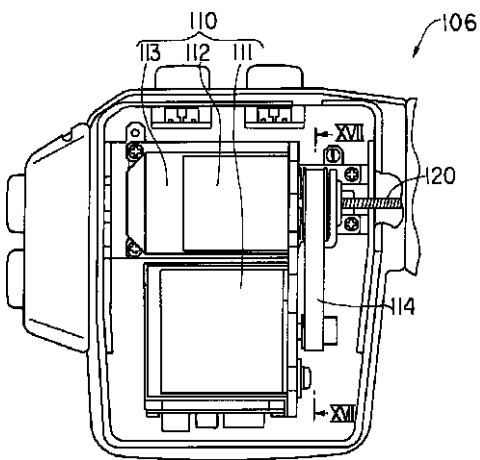
【図12】



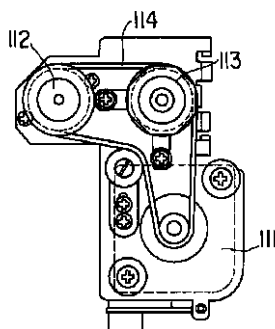
【図15】



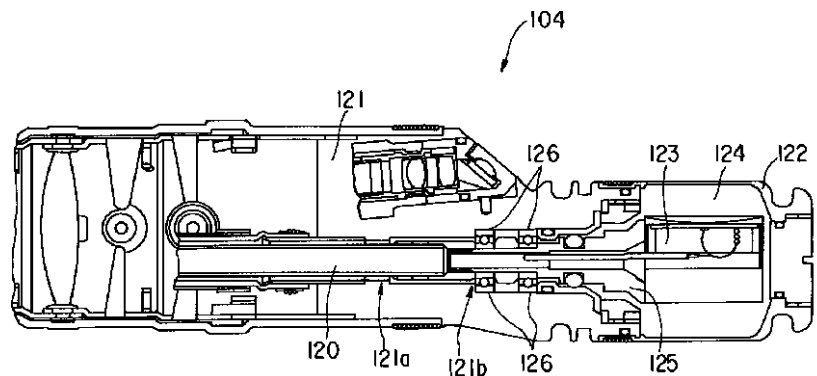
【図16】



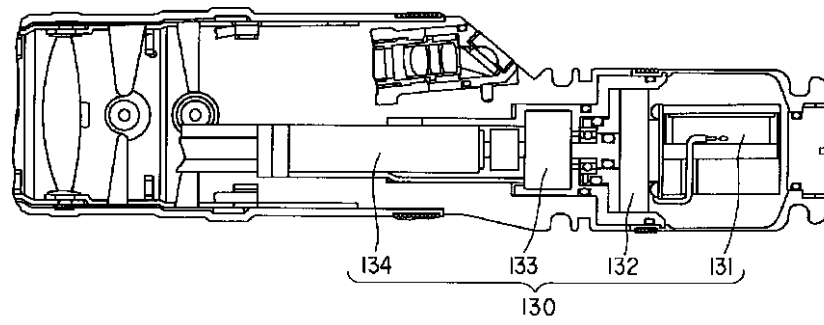
【図17】



【図18】



【図19】



专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JP2003159251A	公开(公告)日	2003-06-03
申请号	JP2001362790	申请日	2001-11-28
[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	内田 優子		
发明人	内田 優子		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C301/EE16 4C301/FF05 4C301/GD10 4C601/EE13 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/GA29 4C601/GA30 4C601/LL27		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波内窥镜，其允许减小远端的尺寸，同时
在远端具有超声换能器，滑环，马达减速器，马达和编码器。

ŽSOLUTION：超声波内窥镜，配备超声波换能器21，滑环22，电机减
速器32，电机33和编码器34，并通过机械旋转超声波换能器21扫描细
胞，设有输出轴图33a，33b分别位于电动机33的两端，并且具有从远端
的尖端依次串联放置的超声换能器21，滑环22，电动机减速器32，电动
机33和编码器34结束。Ž

