

(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2005-111185

(P2005-111185A)

(43) 公開日 平成17年4月28日(2005.4.28)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/12

F I

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2003-352902 (P2003-352902)
(22) 出願日 平成15年10月10日 (2003.10.10)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 内田 優子
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB14 BB24 EE04 EE09
FE02 GA03 GA04 GA12 GA30
GC02 GC07 GC10 GD15

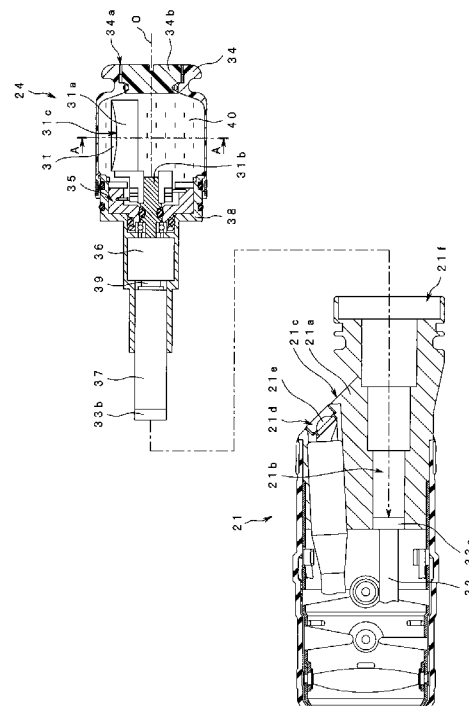
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 超音波ビームの超音波伝達媒体による減衰を抑えてより良好な画質の超音波断層画像を生成し得るように構成した超音波内視鏡を提供する。

【解決手段】 超音波を送受信する超音波振動子31と、この超音波振動子を回転させる回転駆動手段37と、回転状態の超音波振動子と信号の授受を行なう回転型信号伝達手段35と、超音波振動子の回転位置を検出する回転位置検出手段36とを一体に構成した超音波観察ユニット24を内視鏡挿入部を構成する先端部本体21aに配設する超音波内視鏡1において、超音波振動子の超音波送受面31cは、回転駆動手段の回転中心軸Oを含む面から超音波の放射方向に離間した位置に配置する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受信する超音波振動子と、この超音波振動子を回転させる回転駆動手段と、回転状態の上記超音波振動子と信号の授受を行なう回転型信号伝達手段と、上記超音波振動子の回転位置を検出する回転位置検出手段とを一体に構成した超音波観察ユニットを内視鏡挿入部を構成する先端部本体に配設する超音波内視鏡において、
上記超音波振動子の超音波送受面は、上記回転駆動手段の回転中心軸を含む面から超音波の放射方向に離間した位置に配置されていることを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】

上記超音波観察ユニットは、超音波伝達媒体を内部に充填させる先端キャップをさらに一体に備え、
上記超音波振動子の超音波送受面は、上記先端キャップの内壁面の近傍に配置されてい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、超音波内視鏡の先端部に配置した駆動モータで超音波振動子を回転させる超音波内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、超音波振動子から生体組織内に超音波ビームを繰り返し送信し、生体組織から反射される超音波ビームのエコー信号を同一あるいは別体に設けた超音波振動子で受信して、二次元的な可視像である超音波断層画像を表示装置の画面上に表示させて、病変部の診断等に用い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組み合わせて使用される機器としては、体腔内に挿入し体内臓器を観察できる内視鏡の挿入部の先端部に超音波振動子を備えた超音波内視鏡等がある。そして、この超音波内視鏡のひとつに、前記超音波振動子を機械的に回転させてラジアル走査を行なえる機械式の超音波内視鏡がある。この超音波内視鏡では、例えば操作部又は超音波観測装置に設けた駆動モータの回転駆動力をフレキシブルシャフトを介して内視鏡先端部に設けた超音波振動子へと伝達することにより、これをラジアル方向に回転させるようにしている。

【0004】

このような形態の従来の超音波内視鏡では、例えばフレキシブルシャフトに捻れ力が生じること起因して駆動手段側のエンコーダと先端部側の超音波振動子との間に位相ずれが発生する場合がある。このような場合において生成される超音波断層画像には、例えば揺れや歪み等が生じ、画質劣化の原因になる可能性がある。

【0005】

また、駆動モータの回転とフレキシブルシャフトの回転との間の同期を取ることが困難であって、回転駆動力の伝達系によるロータの回転位置誤差が生じてしまう可能性もある。この場合には、高精細な超音波断層画像を生成することが困難になってしまうという問題点がある。

【0006】

そこで、操作部又は超音波観測装置に駆動モータ等の駆動手段を配設し、駆動モータの回転駆動力をフレキシブルシャフトを介して超音波振動子に伝達して、これを回転させるように構成した従来の超音波内視鏡において生じる上述したような種々の問題点を解消するために、本出願人は先に特開 2001-128981 号公報等による超音波内視鏡についての提案を行なっている。

【0007】

この特開 2001-128981 号公報によって開示される超音波内視鏡は、超音波内

視鏡における先端部の先端硬質部の内部に超音波振動子を設けると共に、これに加えて超音波振動子を回転させる駆動モータ（回転駆動手段）とスリップリング（回転型信号伝達手段）とエンコーダ（回転位置検出手段）とを少なくとも配設し、当該駆動モータによって超音波振動子を直接的に回転させ得るように構成している。

【0008】

この場合において、超音波振動子とスリップリングとエンコーダと駆動モータ等を所定のハウジングによって一体化して超音波観察ユニットを構成し、超音波内視鏡の先端部を構成する先端部本体に対して当該超音波観察ユニットをネジ等の締結手段を用いて着脱自在に構成している。

【0009】

これによれば、超音波内視鏡における先端部の先端硬質部の内部に超音波振動子と駆動モータとスリップリングとエンコーダとを先端側から順に直列かつ一体に配設したので、良好な超音波診断を容易に行なうことができると同時に、先端部の細径化及び小型化を実現して幅広い診断用途に活用することができ、さらに組立性の向上に寄与すると共に、組立後における保守管理に優れた超音波内視鏡を提供することができるというものである。

【0010】

また、上述したように上記特開2001-128981号公報によって開示される手段では、先端硬質部に駆動モータやスリップリング等を配設して、超音波振動子を駆動モータにより直接的に回転させるように構成している。このような構成としたことから、駆動モータの回転駆動力をフレキシブルシャフトを介して超音波振動子を回転させるものに比べて、超音波振動子をより高速に回転させることができるようになる。

【0011】

ところで、従来における通常の超音波内視鏡においては、超音波振動子の送受面と観察を所望する部位との間に空気が存在すると、超音波振動子から放射される超音波ビームが減衰し観察部位まで到達せず、よって超音波断層画像を得ることができなくなる。そこで、超音波内視鏡によって良好な超音波断層画像を得るためには、超音波振動子の送受面と観察を所望する部位との間に、例えば流動パラフィンや水やカルボキシメチルセルロース水溶液等の超音波伝達媒体を介在させ得るように、内部に当該超音波伝達媒体を充填した先端キャップ等を備えて構成されるのが普通である。

【0012】

そして、このような構成の超音波内視鏡においては、先端キャップ内部に充填した超音波伝達媒体中に超音波振動子を配設し、この超音波振動子から所定の超音波ビームを被検体に向けて放射し、当該被検体によって反射した反射波を当該超音波振動子が受けることにより生じる信号によって、所定の超音波診断画像を生成するように構成されている。

【特許文献1】特開2001-128981号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

ところが、上述したように超音波振動子より放射された超音波ビームは、超音波伝達媒体を介して被検体へと向かい、この被検体からの反射波は超音波伝達媒体を介して超音波振動子へと戻ることになる。このとき、超音波ビームが超音波伝達媒体中を伝搬する際にも多少の減衰が見られる。

【0014】

したがって、超音波ビームが超音波伝達媒体を伝搬すべき距離が長くなる程、それによって生成される超音波断層画像にはノイズ等が混入し画質が劣化する傾向が見られる。これによって良好な超音波断層画像を生成できなくなってしまう場合もあるという問題点がある。

【0015】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、超音波ビームを放射し受信する超音波振動子と、この超音波振動子を回転させる駆動モータと

10

20

30

40

50

スリップリングとを一体に構成した超音波観察ユニットを挿入部の先端部に配設した超音波内視鏡において、超音波振動子により放射され受信される超音波ビームの超音波伝達媒体による減衰を抑えて、より良好な画質の超音波断層画像を生成し得るように構成した超音波内視鏡を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0016】

上記目的を達成するために、第1の発明による超音波内視鏡は、超音波を送受信する超音波振動子と、この超音波振動子を回転させる回転駆動手段と、回転状態の上記超音波振動子と信号の授受を行なう回転型信号伝達手段と、上記超音波振動子の回転位置を検出する回転位置検出手段とを一体に構成した超音波観察ユニットを内視鏡挿入部を構成する先端部本体に配設する超音波内視鏡において、上記超音波振動子の超音波送受面は、上記回転駆動手段の回転中心軸を含む面から超音波の放射方向に離間した位置に配置されていることを特徴とする。

10

【0017】

また、第2の発明は、上記第1の発明による超音波内視鏡において、上記超音波観察ユニットは、超音波伝達媒体を内部に充填させる先端キャップをさらに一体に備え、上記超音波振動子の超音波送受面は、上記先端キャップの内壁面の近傍に配置されていることを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

20

本発明によれば、超音波ビームを放射し受信する超音波振動子と、この超音波振動子を回転させる駆動モータとスリップリングとを一体に構成した超音波観察ユニットを挿入部の先端部に配設した超音波内視鏡において、超音波振動子により放射され受信される超音波ビームの超音波伝達媒体による減衰を抑えて、より良好な画質の超音波断層画像を生成し得るように構成し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】

【0019】

以下、図示の実施の形態によって本発明を説明する。

図1は、本発明の一実施形態の超音波内視鏡を含む超音波診断装置の構成を示す概略構成図である。図2と図3とは、本実施形態の超音波内視鏡における先端硬質部とこれに装着される超音波観察ユニットを拡大して示す要部拡大断面図であって、図2は両者が接続されていない状態を、図3は両者が接続されている状態を、それぞれ示している。そして、図4は、図2に示す超音波観察ユニットのA-A線に沿う断面図である。

30

【0020】

まず、本実施形態の超音波内視鏡を適用した超音波診断装置の概略的な構成と超音波内視鏡の全体的な概略構成について以下に説明する。

【0021】

図1に示すように、この超音波診断装置は、これと組み合わせて使用される機器としての超音波内視鏡1と、この超音波内視鏡1の統括的な制御を行なう超音波観測装置14等によって構成される。

40

【0022】

超音波内視鏡1は、体腔内等に挿入される細長形状の挿入部2と、この挿入部2の基端部に設けられ把持部を備えた操作部3と、この操作部3の例えば側部から延出され可撓性を有するユニバーサルコード4等によって主に構成されている。

【0023】

ユニバーサルコード4の端部にはスコープコネクタ5が設けられている。このスコープコネクタ5には光源コネクタ6と電気コネクタ7と超音波コネクタ8と吸引口金9と送気送水口金10が設けられている。

【0024】

光源コネクタ6には照明光を供給する光源装置11が着脱自在に接続されるようになっ

50

ている。また、電気コネクタ 7 には、所定の信号ケーブル（図示せず）を介して各種の信号処理等を行なうビデオプロセッサ 1 2 が着脱自在に接続されるようになっている。そして、超音波コネクタ 8 には超音波ケーブル 1 3 を介して超音波観測装置 1 4 が着脱自在に接続されるようになっている。さらに、吸引口金 9 には吸引チューブ（図示せず）を介して吸引ポンプ 1 5 が着脱自在に接続されるようになっている。また、送気送水口金 1 0 には送気チューブ及び送水チューブ（図示せず）を介して送水タンク 1 6 が着脱自在に接続されるようになっている。

【0025】

なお、送気送水口金 1 0 は細径部材で形成されているので、例えば意図しない衝撃等による所定以上の力量が加わると容易に破損してしまう虞等がある。そこで、そのような事故を防止するために送気送水口金 1 0 の近傍には、当該送気送水口金 1 0 よりも突出量を大きく（高く）なるように設定した突起部 1 7 が設けられている。 10

【0026】

超音波観測装置 1 4 は、上述したように超音波内視鏡 1 の統括的な制御を行なうものであって、例えば後述する超音波観察ユニット 2 4 の駆動制御や、これによって取得した電気信号の信号処理等を行なう制御回路等に加え、取得した信号に基づいて超音波断層画像を表示する表示装置を含んで構成されている。

【0027】

超音波内視鏡 1 における挿入部 2 は、例えば硬質部材によって形成される先端硬質部 2 1 と、この先端硬質部 2 1 の基端部に連設され例えば上下方向及び左右方向に任意に湾曲自在に構成される湾曲部 2 2 と、この湾曲部 2 2 の基端部に連設され長尺状でかつ可撓性を有する可撓管部 2 3 とによって構成されている。 20

【0028】

先端硬質部 2 1 の先端には、超音波振動子 3 1 等を一体に構成した超音波観察ユニット 2 4 が着脱自在に配設されている。この超音波観察ユニット 2 4（超音波振動子 3 1）は、挿入部 2 から操作部 3 及びユニバーサルコード 4 の内部を挿通する信号ケーブル 3 2 を介して超音波コネクタ 8 に接続されている。そして、この超音波コネクタ 8 には、上述したように超音波ケーブル 1 3 を介して超音波観測装置 1 4 が接続されるようになっている。したがって、これにより超音波観察ユニット 2 4 の超音波振動子 3 1 から出力される電気信号が超音波観測装置 1 4 へと伝達される状態になると共に、当該超音波観測装置 1 4 からの各種の制御信号等が超音波観察ユニット 2 4 の超音波振動子 3 1 や駆動モータ 3 7（図 2 と図 3 とを参照）等へと伝達され得るようになっている。なお、超音波観察ユニット 2 4 の詳細構成については後述する。 30

【0029】

操作部 3 には湾曲部 2 2 の湾曲操作を行なう湾曲操作ノブ 2 5 と、送気送水操作及び吸引操作をそれぞれ行なう送気送水吸引ボタン 2 6 とが設けられている。また、処置具を挿入するための処置具挿入口 2 7 が所定の位置に設けられている。

【0030】

図 2 と図 3 とに示すように先端硬質部 2 1 は、その所定の位置に前面側に向けた斜面部 2 1 c が形成されている。この斜面部 2 1 c には、照明光学系を構成する照明窓（図示せず）と観察光学系を構成する観察窓 2 1 d が設けられている。上述の光源装置 1 1（図 1 参照）から供給される照明光は、ユニバーサルコード 4 及び挿入部 2 を挿通するライトガイド（図示せず）を介して伝送され、照明窓から出射されるようになっており、これにより体腔内における患部等の被検体を照明するようになっている。 40

【0031】

この照明光によって照明された被検体を表わす光学像は、観察窓 2 1 d に臨む位置に配設される対物レンズ 2 1 e によって、その結像位置に配置される電荷結合素子（以下、CCD という）等の撮像素子（図示せず）の撮像面に結像するようになっている。そして、この CCD で光電変換された電気信号は、ユニバーサルコード 4 及び挿入部 2 を挿通する所定の信号線（図示せず）を介して上述のビデオプロセッサ 1 2（図 1 参照）へと伝送さ 50

れるようになっている。これを受けてビデオプロセッサ１２は所定の信号処理を行なって標準的な映像信号に変換し、これを所定の表示装置（図示せず）の画面上に内視鏡観察画像として表示するようになっている。

【００３２】

一方、先端硬質部２１の先端部本体２１ａにおける先端部近傍の内部空間には、超音波観察ユニット２４を配置し得る内部形状を有する超音波観察ユニット配設部２１ｂが形成されている。この超音波観察ユニット配設部２１ｂの最先端部には開口２１ｆが形成されている。

【００３３】

また、この超音波観察ユニット配設部２１ｂの最奥部には、超音波振動子３１から出力される信号を伝達する信号ケーブル３２の一端部が接続される接続端子（以下、コネクタという）３３が配設されている。このコネクタ３３ａには、超音波観察ユニット配設部２１ｂに配置される超音波観察ユニット２４の最後端部に設けられるコネクタ３３ｂが接続されるようになっている。そして、図３に示すように超音波観察ユニット配設部２１ｂに対して超音波観察ユニット２４が収納される形態で配置されるとコネクタ３３ａとコネクタ３３ｂは電氣的に接続されるようになっている。これにより、超音波観察ユニット２４の超音波振動子３１からの出力信号は、信号ケーブル３２を介して最終的に超音波観測装置１４（図１参照）へと伝達される状態となる。

【００３４】

他方、超音波観察ユニット２４は、図２と図３とに示すように先端硬質部２１の一部を構成する先端部本体２１ａにおける超音波観察ユニット配設部２１ｂに対して着脱自在に配設されるようになっている。

【００３５】

超音波観察ユニット２４は、例えば流動パラフィンや水やカルボキシメチルセルロース水溶液等の超音波伝達媒体４０が内部に充填される先端キャップ３４と、超音波ビームを送受信する超音波振動子３１と、回転状態の超音波振動子３１と信号の授受を行なう回転型信号伝達手段であるスリップリング３５と、超音波振動子３１の回転位置を検出する回転位置検出手段であるエンコーダ３６と、超音波振動子３１を回転させる回転駆動手段である駆動モータ３７等が超音波観察ユニットハウジング（以下、ユニットハウジングと略記する）３８によって一体化した形態で構成されている。

【００３６】

超音波振動子３１は、振動子保持部材３１ａに一体に形成される回動軸３１ｂによって保持されている。この回動軸３１ｂは、超音波振動子３１の回転位置を検出するエンコーダ３６に接続されており、このエンコーダ３６と駆動モータ３７とが軸継手３９を介して一体的に結合されている。そして、スリップリング３５及びエンコーダ３６は固定部材であるユニットハウジング３８によって保持されており、これにより各部材が一体化されて超音波観察ユニット２４を構成している。

【００３７】

なお、本実施形態における超音波観察ユニット２４においては、その一部を構成する超音波振動子３１の超音波送受面（以下、単に送受面と略記する）３１ｃが駆動モータ３７の回転中心軸（図２と図３と図４とに示す符号○参照）から超音波の放射方向に離間した位置となるように設定されている。つまり、このような設定とすることによって、超音波振動子３１の送受面３１ｃは先端キャップ３４の内壁面に近い位置で回転し、超音波振動子３１から放射される超音波ビームが超音波伝達媒体４０を通過する距離が短縮し得る構成となっている。

【００３８】

先端キャップ３４の基端部は、ユニットハウジング３８の先端部近傍において水密的に接着固定されている。つまり、先端キャップ３４は超音波観察ユニット２４と一体に固定されている。そして、ユニットハウジング３８と先端キャップ３４の両者が一体となった状態で超音波観察ユニット２４を構成している。

【0039】

先端キャップ34は、例えば超音波透過性材質である低密度ポリエチレンやポリメチルペンテン等によって形成されている。そして、先端キャップ34の内部空間には超音波振動子31が配置されると共に、例えば流動パラフィンや水やカルボキシメチルセルロース水溶液等の超音波伝達媒体40が充填されている。

【0040】

なお、超音波伝達媒体40は、例えば先端キャップ34の先端部分に形成される先端開口34aから注入されるようになっている。この先端開口34aは密栓部材34bによって水密的に塞がれるようになっている。

【0041】

このように構成される超音波観察ユニット24は、例えばねじ込み等の連結手段（特に図示せず）によって先端硬質部21の先端部本体21aの超音波観察ユニット配設部21bに対して着脱自在に配設されるようになっている。そして、この状態において、超音波観察ユニット24のコネクタ33bは、先端部本体21a側のコネクタ33aに接続されることになる（図3の接続状態を参照）。

【0042】

超音波観察ユニット24のコネクタ33bには、超音波振動子31と電氣的に接続される信号線（図示せず）及びエンコーダ36と電氣的に接続される信号ケーブル（図示せず）等がそれぞれ電氣的に接続されている。

【0043】

本実施形態の超音波内視鏡1における先端硬質部21及び超音波観察ユニット24は、上述したように構成されている。

【0044】

この超音波内視鏡1を使用するに際しては、次のような手順で行なう。

【0045】

即ち、まず先端硬質部21の先端部本体21aの超音波観察ユニット配設部21bに対して超音波観察ユニット24を挿入し、図3に示す状態となるように所定の位置に配置すると同時に、超音波観察ユニット配設部21bの側のコネクタ33aと超音波観察ユニット24の側のコネクタ33bとを接続して導通状態にする。

【0046】

その後、所定の連結手段（図示せず）を用いて超音波観察ユニット24を先端硬質部21の先端部分に一体的に固設する。これによって超音波内視鏡1が構成される。

【0047】

このようにして組み立てられた超音波内視鏡1は超音波診断装置に組み合わされて使用されることになる。

【0048】

即ち、この状態において、超音波観測装置14を介して駆動モータ37への電流供給を行なうと、当該駆動モータ37は回転駆動して回動軸31bを介して振動子保持部材31aに固設される超音波振動子31が回転する。これによって超音波走査が開始する。この超音波走査の各種制御は超音波観測装置14によって行なわれる。

【0049】

この場合において、超音波振動子31の送受面31cは、先端キャップ34の内壁面に近い位置で回転し、これにより超音波振動子31から放射される超音波ビームは超音波伝達媒体40によって減衰することなく被検体に向けて放射される。

【0050】

しかしながら、上述したように超音波振動子31の送受面31cを回転中心軸Oから離間した位置、即ち先端キャップ34の内壁面に近い位置に配置した場合には、回転中心軸Oと超音波振動子31の重心Cとの離間距離Lも大きくなる（図4参照）。

【0051】

この離間距離Lが大きくなるほど、超音波振動子31の回転ぶれ等が生じ易くなること

10

20

30

40

50

から、これによって取得される電気信号には若干の揺れや歪み等が生じる場合もある。このような揺れや歪み成分を含む電気信号に対しては、超音波観測装置 14 において所定の信号処理が施される。これにより良好な超音波断層画像が表示されることになる。

【0052】

ところで、本実施形態の超音波内視鏡 1 においては、上述したように先端硬質部 21 の超音波観察ユニット配設部 21b に対して超音波観察ユニット 24 が着脱自在となるように構成している。そして、この超音波観察ユニット 24 には、そのユニットハウジング 38 に対して先端キャップ 34 が一体となった状態で構成されている。

【0053】

そこで、この超音波観察ユニット 24 では、これを取り付ける超音波内視鏡 1 に代わる 10
所定の検査機器（図示せず）に接続すれば、当該超音波観察ユニット 24 自体の動作確認や観察性能の確認及び機能検査等を行なうことができるようになっている。

【0054】

つまり、本実施形態の超音波内視鏡 1 においては、先端キャップ 34 は、先端硬質部 21 の側ではなく、超音波観察ユニット 24 と一体に構成されていることから、当該超音波観察ユニット 24 を超音波内視鏡 1 に組み込む以前の段階で、ユニット自体の動作確認や観察性能の確認及び機能検査等を行なうことができるように構成されている。

【0055】

換言すれば、超音波観察ユニット 24 を超音波内視鏡 1 に対して着脱自在に構成し、超音波観察ユニット 24 を超音波内視鏡 1 に代わる検査機器に装着すれば超音波ビームを送 20
受し超音波断層画像を生成し得るように構成されているので、超音波内視鏡 1 の全体的な組み立て完了以前において、超音波観察ユニット 24 自体の動作確認や観察性能の確認及び機能検査を行ない得る。これによって製造工程の効率化及び製造コストの低減化に寄与することができる。

【0056】

上述したように本実施形態の超音波内視鏡 1 においては、超音波観察ユニット 24 を先端硬質部 21 に対して着脱自在に構成している。このことから、当該超音波観察ユニット 24 に代えて異なる仕様の各種ユニット、例えば観察用ユニットや治療用ユニット等を選択的に装着することで、異なる仕様の超音波内視鏡を構成することが容易にできるようになっている。 30

【0057】

そこで、本実施形態の超音波内視鏡 1 と組み合わせて使用され得る超音波観察ユニットの異なる形態について以下に説明する。

【0058】

なお、上述の超音波内視鏡 1 において用いられる超音波観察ユニット 24 については、説明の便宜上から以下の説明において、第 1 の形態の超音波観察ユニット 24 というものとする。

【0059】

図 5 は、本実施形態の超音波内視鏡において使用される第 2 の形態の超音波観察ユニットを示す図であって、（A）は第 2 の形態の超音波観察ユニットの要部拡大断面図を、（ 40
B）は第 2 の形態の超音波観察ユニットの B-B 線に沿う断面図を、それぞれ示している。

【0060】

図 5 に示す第 2 の形態の超音波観察ユニット 24A は、上述の第 1 の形態の超音波観察ユニット 24 と略同様の構成からなり、超音波振動子 31 の配置が若干異なるのみである。したがって、上述の形態のユニット（24）と同様の構成については、その詳細な説明を省略し、異なる構成についてのみ以下に説明する。

【0061】

図 5 に示すように、この第 2 の形態の超音波観察ユニット 24A では、その一部を構成する超音波振動子 31A の送受面 31c が駆動モータ 37 の回転中心軸（図 5 に示す符号 50

Ｏ参照）を含む面に略一致するように設定されている。つまり、本超音波観測ユニット２４Ａでは、回転中心軸Ｏと超音波振動子３１Ａの重心Ｃとの離間距離Ｌが小さくなるように設定されている。

【００６２】

したがって、このような設定とすることにより超音波振動子３１Ａを回転させて超音波走査を行なう際には、送受面３１ｃを極めて安定して回転させることができる構成となっている。その他の構成については、上述の第１の形態の超音波観察ユニット２４と全く同様である。

【００６３】

本超音波観察ユニット２４Ａを超音波内視鏡１（図１参照）に装着して使用する場合には、上述の説明と同様に超音波内視鏡１の先端硬質部２１の超音波観察ユニット配設部２１ｂ（図２参照）に対して当該超音波観察ユニット２４Ａを挿入配置し、超音波観察ユニット配設部２１ｂの側のコネクタ３３ａと超音波観察ユニット２４の側のコネクタ３３ｂとを接続して導通状態にする（図３参照）。 10

【００６４】

このようにして組み立てられた超音波内視鏡（１）を使用する手順については、上述の例と全く同様であるが、本超音波観察ユニット２４Ａの場合には、超音波振動子３１Ａの送受面３１ｃがその回転中心軸Ｏの近傍にて極めて安定して回転することになる。

【００６５】

なお、この場合において、超音波振動子３１Ａの送受面３１ｃから先端キャップ３４の内壁面までの距離は、上述の例によるものよりも若干長くなる。このことから超音波振動子３１Ａから放射される超音波ビームは超音波伝達媒体４０によって多少減衰されることになる。しかし、これにより取得した電気信号については、超音波観測装置１４において所定の信号処理を施すことによって、良好な超音波断層画像が表示されることになる。 20

【００６６】

上述の第１の形態と第２の形態との超音波観察ユニット２４と超音波観察ユニット２４Ａとでは、超音波振動子３１を一つ具備して構成した例示である。

【００６７】

この場合において、超音波観察ユニット２４と超音波観察ユニット２４Ａとにおける超音波振動子３１と超音波振動子３１Ｂとの仕様が異なるユニット、例えば周波数や焦点距離等が異なるものをそれぞれ用意すれば、ユニットの交換を行なうのみで、用途に応じた各種の検査診断を行なうことができるようになる。 30

【００６８】

一方、これとは別に、超音波振動子を複数備えた超音波観察ユニットを構成することもできる。このような形態の超音波観察ユニットについて以下に説明する。

【００６９】

図６は、超音波振動子を二つ具備した第３の形態の超音波観測ユニットの断面図である。なお、図６においては、図４と同様に図２のＡ－Ａ線に沿う断面に相当する部位の断面を示している。

【００７０】

この第３の形態の超音波観測ユニット２４Ｂにおいては、仕様の異なる二つの超音波振動子３１Ｂが具備されている。この二つの超音波振動子３１Ｂは、各送受面３１ｃがそれぞれ外面を向くように背中合せに保持されている。 40

【００７１】

そして、二つの超音波振動子３１Ｂのそれぞれが仕様の異なるもの、例えば周波数や焦点距離等が異なる検査用の振動子や治療用の振動子を用いて構成されており、超音波観測装置１４による制御処理によって、二つの超音波振動子３１Ｂのいずれか一方に適宜切り換えて使用するようになっている。

【００７２】

このような構成とすることで、一つの超音波観察ユニット２４Ｂを用いるのみで二種類 50

の仕様に応じた検査診断又は治療等を選択的に切り換えて行なうことができるようになる。

【0073】

図7は、超音波振動子を三つ具備した第4の形態の超音波観測ユニットの断面図である。なお、図7においては、図4と同様に図2のA-A線に沿う断面に相当する部位の断面を示している。

【0074】

この第4の形態の超音波観測ユニット24Cにおいては、仕様の異なる三つの超音波振動子31Cが具備されている。この三つの超音波振動子31Cは、各送受面31cがそれぞれ外面を向くように所定の振動子保持部材31Caによって保持されている。

10

【0075】

そして、三つの超音波振動子31Cのそれぞれが仕様の異なるもの、例えば周波数や焦点距離等が異なる検査用の振動子や治療用の振動子を用いて構成されており、超音波観測装置14による制御処理によって、三つの超音波振動子31Bのいずれか一つを適宜切り換えて使用するようになっている。

【0076】

このような構成とすることで、一つの超音波観察ユニット24Cを用いるのみで三種類の仕様に応じた検査診断又は治療等を選択的に切り換えて行なうことができるようになる。

【0077】

上述の第1～第4の形態の超音波観察ユニットでは、超音波振動子による走査方式としてラジアル走査方式を採用した場合の例を示している。

20

【0078】

次に説明する第5の形態の超音波観察ユニットは、超音波振動子による走査方式としてセクタ走査方式を採用した場合の例を示している。

【0079】

図8は、第5の形態の超音波観察ユニットの一部を断面で示す側面図である。

【0080】

この第5の形態の超音波観察ユニット24Dは、図8に示すように先端キャップ34Dと、超音波振動子31Dと、スリップリング35Dと、エンコーダ36と、端部にコネクタ33bを備えた駆動モータ37と、この駆動モータ37の回転駆動力を超音波振動子31Dへと伝達する駆動力伝達手段等がユニットハウジング38Dによって一体化した形態で構成されている。

30

【0081】

超音波振動子31Dは、フォーク状に形成される振動子保持部材31Daの先端側に回転自在に軸支される振動子支持軸31Dbに対して一体に固設されている。ここで、超音波振動子31Dの送受面31cと振動子支持軸31Dbの軸方向とは略平行又は略一致するように設定されている。

【0082】

また、振動子支持軸31Dbの一端寄りの所定の位置には、駆動力伝達手段の一部を構成する第2平歯車52bが固設されている。そして、振動子支持軸31Dbの他端寄りの所定の位置には、スリップリング35Dが固設されている。

40

【0083】

振動子保持部材31Daの基端部寄りには、駆動力伝達手段の一部を構成する回転軸53が回転自在に軸支されている。この回転軸53には、駆動力伝達手段の一部を構成する第1平歯車52aと第2傘歯車51bとが、それぞれ所定の位置に固設されている。そして、第1平歯車52aは上述の第2平歯車52bと噛合している。

【0084】

一方、駆動モータ37のモータ軸37aには、エンコーダ36と駆動力伝達手段の一部を構成する第1傘歯車51aが同軸上に固設されている。この第1傘歯車51aは、上述

50

の回転軸 5 3 の第 2 傘歯車 5 1 b に噛合している。

【0085】

これにより、駆動モータ 3 7 の回転駆動力は、モータ軸 3 7 a から駆動力伝達手段（第 1 傘歯車 5 1 a と第 2 傘歯車 5 1 b と回転軸 5 3 と第 1 平歯車 5 2 a と第 2 平歯車 5 2 b）を介して振動子支持軸 3 1 D b へと伝達され超音波振動子 3 1 D を図 8 に示す矢印 D 方向に回転させるように構成されている。

【0086】

つまり、駆動モータ 3 7 の回転駆動力は、駆動力伝達手段を介することでモータ軸 3 7 a の軸方向とは直交する方向に沿う軸を回転中心として超音波振動子 3 1 を回転させるように構成されている。

10

【0087】

このように構成される超音波観察ユニット 2 4 D においては、セクタ方向での超音波走査をおこなうことができるようになる。

【0088】

また、次に説明する第 6 の形態の超音波観察ユニットは、ラジアル走査方式とセクタ走査方式の二方式の機能を具備して構成した例示である。

【0089】

図 9 と図 10 とは、第 6 の形態の超音波観察ユニットを示す図である。このうち、図 9 は当該超音波観察ユニットの一部を断面で示す側面図である。また、図 10 は当該超音波観察ユニットの上方から見た際の先端部近傍を示す平面図であって、一部を断面で示している。

20

【0090】

図 9 と図 10 とに示すように、この第 6 の形態の超音波観察ユニット 2 4 E は、セクタ走査ユニット 4 1 とラジアル走査ユニット 5 1 とを備えて構成されている。

【0091】

まず、セクタ走査ユニット 4 1 の構成について、主に図 10 によって説明する。

【0092】

図 10 に示すようにセクタ走査ユニット 4 1 は、セクタ走査用の略円盤状からなる超音波振動子 3 1 E と、管状部材であるモータハウジング 4 2 と、超音波振動子 3 1 E をセクタ方向に回転させるための第 1 駆動モータであるアウターロータ型ブラシレスモータ（以下、第 1 駆動モータと略記する）4 3 と、この第 1 駆動モータ 4 3 を保持する保持部材であるセクタユニット本体 4 4 とで主に構成されている。

30

【0093】

超音波振動子 3 1 E はモータハウジング 4 2 の外周面に形成された切り欠き部 4 2 a に固設される。このモータハウジング 4 2 の外周面には回転基準位置検出手段（エンコーダ）を構成する位置検出用部材 4 5 も設けられている。

【0094】

第 1 駆動モータ 4 3 は例えば三相ブラシレスモータであり、モータハウジング 4 2 の内周面に一体に固設されるアウターロータ回転子（以下、回転子と略記する）4 3 a と、この回転子 4 3 a の内周面に配置されて中央部に細長な軸部 4 3 c を固設したコイル固定子 4 3 b とで構成されている。

40

【0095】

この第 1 駆動モータ 4 3 は、例えば、各相の誘起電圧に同期させて角度 120 度おきに通電相を適宜切り換えていくことによって所定の回転状態になり、通電状態を所定状態で保持することによって回転をしない固定状態になる。即ち、第 1 駆動モータ 4 3 への通電状態を適宜選択的に切り換えることによって、この第 1 駆動モータ 4 3 を回転状態又は固定状態に切り換えることができるようになっている。

【0096】

セクタユニット本体 4 4 は、図 9 に示すように一对の腕部 4 4 a と、平板部 4 4 b と、この平板部 4 4 b の基端面側中央部から突出するユニット軸部 4 4 c とで構成されている

50

。

【0097】

腕部44aの先端部には軸部43cの端部がそれぞれ固設されている。また、平板部44bの先端面側中央部には位置検出用部材45の位置検知を行なう回転基準位置検出手段を構成する位置検出用部材検知部（以下、検知部と略記する）46が設けられている。なお、軸部43cには超音波振動子31Eと超音波観測装置14（図1参照）との間の信号授受を行うスリップリング47が設けられている。

【0098】

検知部46からは信号線（図示せず）が超音波観測装置14まで延出しており、検知部46で位置検出用部材45を検知したとき出力される検知信号が超音波観測装置14へと出力されるようになっている。

10

【0099】

超音波振動子31Eと位置検出用部材45との位置関係は、検知部46に位置検出用部材45が対向して位置検知を行なった状態のとき、例えば図9と図10とで示すように超音波振動子31Eの送受面31cが内視鏡挿入方向に対して直交する上方向を向くように設定してある。

【0100】

セクタ走査ユニット41は、図9と図10とに示す状態でセクタユニット本体44に配設されている第1駆動モータ43を駆動状態にすることにより、回転子43aが軸部43cに一体に固定されたコイル固定子43bの周りを回転して回転状態になる。すると、この回転子43aに一体なモータハウジング42が例えば図10に示す矢印A方向に回転される。このことによって、モータハウジング42に固設されている超音波振動子31Eが挿入方向の面に沿ったセクタ走査のための回転をして超音波振動子31Eの送受面31cから超音波ビームが放射されるようになっている。

20

【0101】

次に、ラジアル走査ユニット51の構成について、主に図9によって説明する。

【0102】

図9と図10とに示すようにラジアル走査ユニット51は、セクタ走査ユニット41と、超音波振動子31E及び超音波観測装置14間の信号授受を行うスリップリング35Eと、超音波振動子31Eの回転角度を検出するエンコーダ36と、例えばパルスモータである第2駆動モータ37Eとで主に構成されている。

30

【0103】

第2駆動モータ43は、超音波振動子31Eが配設されているセクタユニット本体44をラジアル方向に回転させ或いは揺動させ或いは所定の回転角度に傾けた状態で固定させることができる等の切り換え操作が可能である。

【0104】

スリップリング35Eとエンコーダ36と第2駆動モータ37Eは、先端硬質部21（図2と図3とを参照）に形成される超音波観察ユニット配設部21bの内部に配置される。なお、第2駆動モータ37Eに設けられるモータ軸37Eaの回転は所定の伝達機構（図示せず）を介してセクタユニット本体44に設けられるユニット軸部44cへと機械的に伝達されるように構成されている。

40

【0105】

超音波観察ユニット配設部21b内には、ユニット本体54及びユニット固定部材55とが配設される。これは、上述の第1～第4の形態における超音波観察ユニットのユニットハウジング38に相当するものである。

【0106】

したがって、ユニット本体54にはスリップリング35Eとエンコーダ36と第2駆動モータ37Eが一体的に配置されている。これらスリップリング35Eとエンコーダ36と第2駆動モータ37Eとが一体に配置されたユニット本体54は、ユニット固定部材55によって超音波観察ユニット配設部21b内に固設されるようになっている。

50

【0107】

本ラジアル走査ユニット51においては、第2駆動モータ37Eを停止状態にしたときには、セクタ走査ユニット41に設けられるセクタユニット本体44の腕部44aが水平状態（図9と図10とに示す状態）で停止するように構成されている。

【0108】

そして、この状態で第2駆動モータ37Eを駆動状態にすると、当該第2駆動モータ37Eのモータ軸37Eaが回転状態となり、このモータ軸37Eaの回転がユニット軸部44cに伝達される。すると、セクタ走査ユニット41のセクタユニット本体44が所定方向へと回転する。

【0109】

これによって、セクタユニット本体44に設けられる第1駆動モータ43の回転子43aに一体なモータハウジング42に固設されている超音波振動子31Eが挿入方向に直交した面に沿ったラジアル走査のための回転をして超音波振動子31Eの送受面31cからは超音波ビームが放射されるようになっている。

【0110】

なお、上述の第1～第4の形態の超音波観察ユニットと同様の構成については、同じ符号を附して詳細説明を省略する。

【0111】

このように、ラジアル走査方式とセクタ走査方式の二方式の機能を具備した第6の形態の超音波観察ユニット24Eは構成されている。これにより、この形態の超音波観察ユニット24Eを上述の先端硬質部21の超音波観察ユニット配設部21bに装着して超音波内視鏡(1)の一部として使用すれば、ラジアル走査とセクタ走査とを任意に切り換えて使用することができるようになる。

【0112】

なお、上述した各種形態の超音波観察ユニットのほかにも、各種様々な形態の超音波観察ユニットを同様に適用し得ることは勿論である。

【0113】

以上説明したように上記一実施形態によれば、超音波振動子(31)と駆動モータ37とスリップリング35とエンコーダ36とを少なくとも含む超音波観察ユニット(24)をユニットハウジング38により一体に構成し、この超音波観察ユニット(24)を超音波内視鏡(1)の先端硬質部21に対して着脱自在となるように構成したので、各種のユニットを交換して使用することが容易になる。したがって、一本の超音波内視鏡(1)によって多種多様の検査診断及び治療等を極めて容易に行なうことができる。

【0114】

また、本実施形態の超音波内視鏡1においては、先端キャップ34を超音波観察ユニット(24)と一体に構成したので、当該超音波観察ユニット(24)を超音波内視鏡(1)に組み込む以前の段階で、ユニット自体の動作確認や観察性能の確認及び機能検査等を行なうことができる。これによって、製造工程の効率化に寄与すると共に、製造コストの低減化に寄与することができる。

【0115】

また、超音波観察ユニット24を用いた場合には、超音波振動子31の送受面31cが回転中心軸Oから離間した位置で、即ち先端キャップ34の内壁面に近い位置で回転し、超音波振動子31から放射される超音波ビームは超音波伝達媒体40によって減衰することなく被検体に向けて放射されることになる。このことから、精度が高く良好な超音波断層画像を表示するための信号を取得することができる。さらに、取得される電気信号の若干の揺れや歪み成分等を含む電気信号に対しては、超音波観測装置14において所定の信号処理を施すことで、良好な超音波断層画像を表示させることができる。

【0116】

第2の超音波観察ユニット24Aを用いた場合には、超音波振動子31Aの送受面31cが回転中心軸Oと略一致する位置において極めて安定して回転することになる。このこ

10

20

30

40

50

とから、常に安定した良好な超音波断層画像を表示するための信号を取得することができる。さらに、超音波振動子 31 から放射される超音波ビームが超音波伝達媒体 40 によって減衰することを考慮した信号処理を超音波観測装置 14 において施すことで、常に良好な超音波断層画像が表示させることができる。

【0117】

第 3 の超音波観察ユニット 24 B と第 4 の超音波観察ユニット 24 C とを用いた場合には、仕様の異なる複数の超音波振動子 31 B や超音波振動子 31 C を超音波観測装置 14 による制御処理によって適宜切り換えて使用することで、一つの超音波観察ユニット 24 B や超音波観察ユニット 24 C で複数の仕様に応じた検査診断又は治療等を選択的に切り換えて行なうことができる。

10

【0118】

第 5 の超音波観察ユニット 24 D を用いた場合には、セクタ走査方式による超音波走査を行なって、所望の検査診断等を行なうことができる。

【0119】

第 6 の超音波観察ユニット 24 E を用いた場合には、ラジアル走査とセクタ走査とを任意に切り換えて所望の検査診断等を行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【0120】

【図 1】本発明の一実施形態の超音波内視鏡を含む超音波診断装置の構成を示す概略構成図。

20

【図 2】図 1 の超音波内視鏡における先端硬質部とこれに装着される超音波観察ユニットを拡大して示す要部拡大断面図であって、両者が接続されていない状態を示す図。

【図 3】図 1 の超音波内視鏡における先端硬質部とこれに装着される超音波観察ユニットを拡大して示す要部拡大断面図であって、両者が接続されている状態を示す図。

【図 4】図 2 に示す超音波観察ユニットの A-A 線に沿う断面図。

【図 5】図 1 の超音波内視鏡において使用される第 2 の形態の超音波観察ユニットを示す要部拡大断面図。

【図 6】図 1 の超音波内視鏡において使用される第 3 の形態の超音波観測ユニットの断面図。

【図 7】図 1 の超音波内視鏡において使用される第 4 の形態の超音波観測ユニットの断面図。

30

【図 8】図 1 の超音波内視鏡において使用される第 5 の形態の超音波観察ユニットの一部を断面で示す側面図。

【図 9】図 1 の超音波内視鏡において使用される第 6 の形態の超音波観察ユニットの一部を断面で示す側面図。

【図 10】図 9 の超音波観察ユニットの上方から見た際の先端部近傍を示す平面図であって、一部を断面で示す図。

【符号の説明】

【0121】

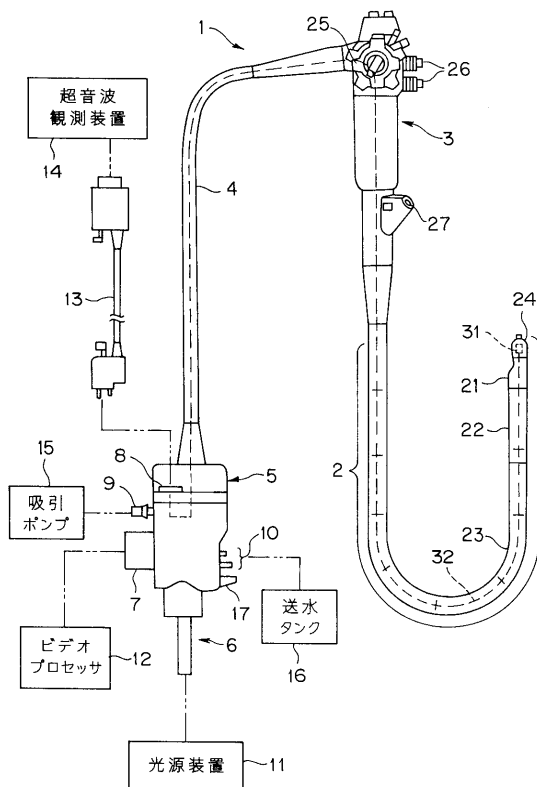
- 1 …… 超音波内視鏡
- 2 …… 挿入部
- 3 …… 操作部
- 14 …… 超音波観測装置
- 21 …… 先端硬質部
- 21a …… 先端部本体
- 21b …… 超音波観察ユニット配設部
- 21f …… 開口
- 24・24A・24B・24C・24D・24E …… 超音波観察ユニット
- 31・31A・31B・31C・31D・31E …… 超音波振動子
- 31a・31Ca・31Da …… 振動子保持部材

40

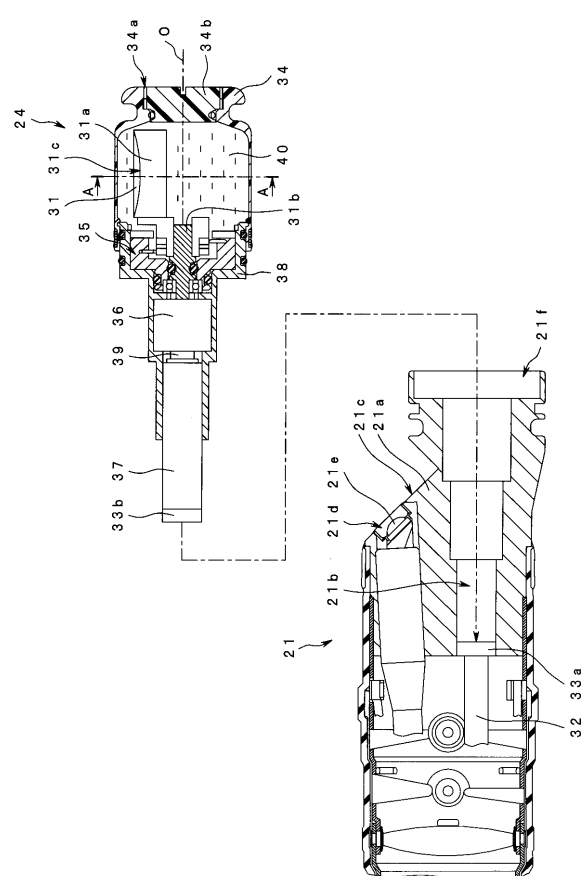
50

- 3 1 c …… 超音波送受面
 3 3 a …… コネクタ (超音波観察ユニット配設部側)
 3 3 b …… コネクタ (超音波観察ユニット側)
 3 4 ・ 3 4 D ・ 3 4 E …… 先端キャップ
 3 4 a …… 先端開口 (先端キャップ)
 3 4 b …… 密栓部材 (先端キャップ)
 3 5 ・ 3 5 D ・ 3 5 E ・ 4 7 …… スリップリング (回転型信号伝達手段)
 3 6 …… エンコーダ (回転位置検出手段)
 3 7 …… 駆動モータ (回転駆動手段)
 3 7 E …… 第 2 駆動モータ
 3 8 ・ 3 8 D …… ユニットハウジング
 4 3 …… 第 1 駆動モータ
 4 3 …… 第 2 駆動モータ
 4 5 …… 位置検出用部材 (エンコーダ)
 4 6 …… 位置検出用部材検知部 (エンコーダ)
 代理人弁理士伊藤進

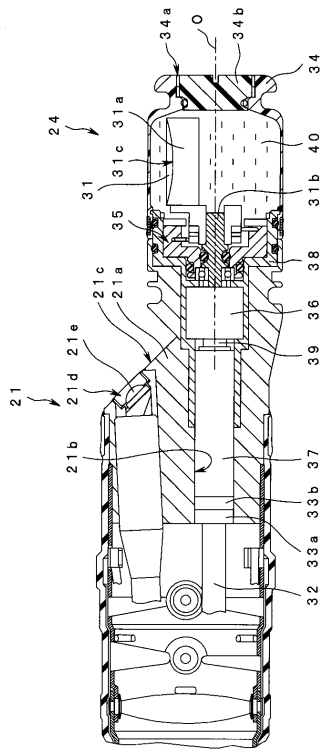
【図 1】



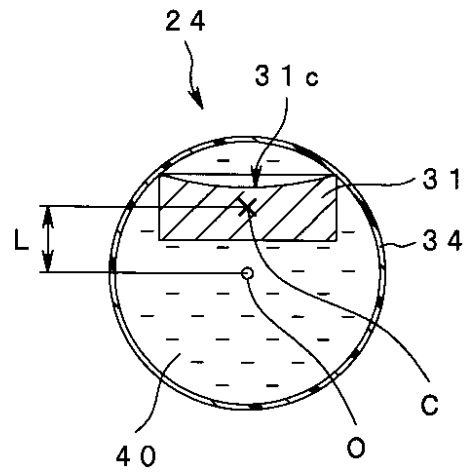
【図 2】



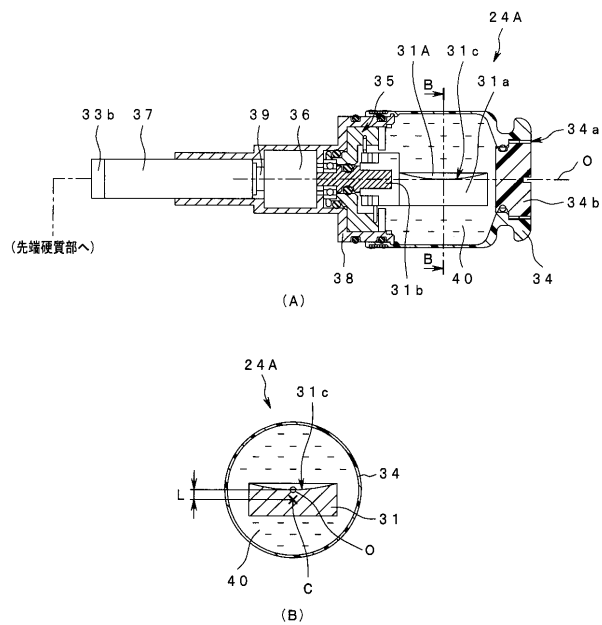
【図 3】



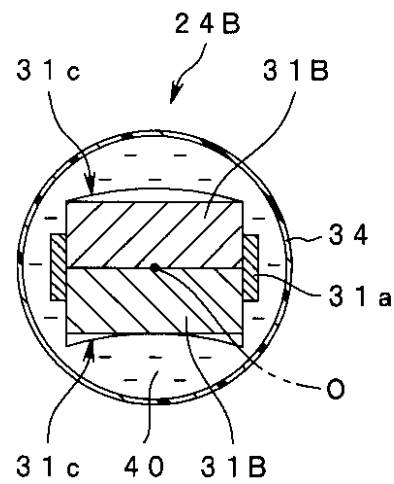
【図 4】



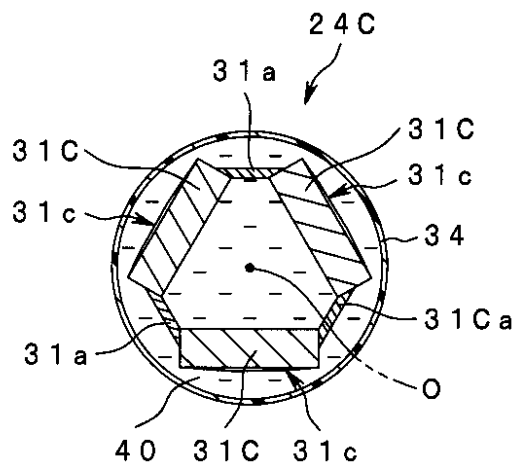
【図 5】



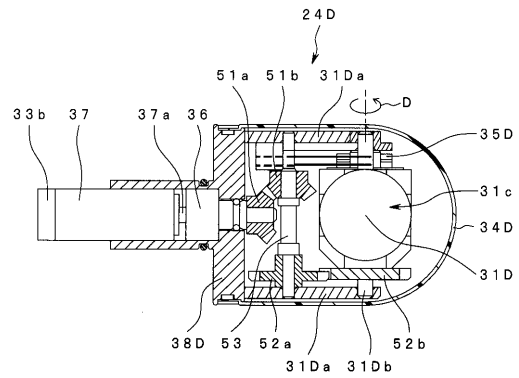
【図 6】



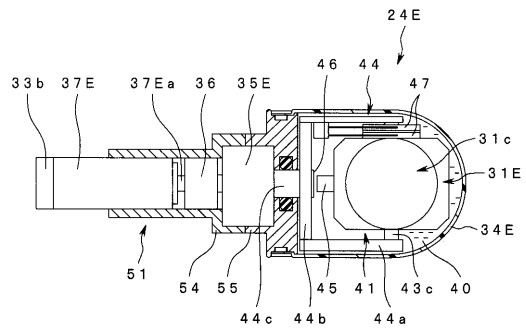
【図 7】



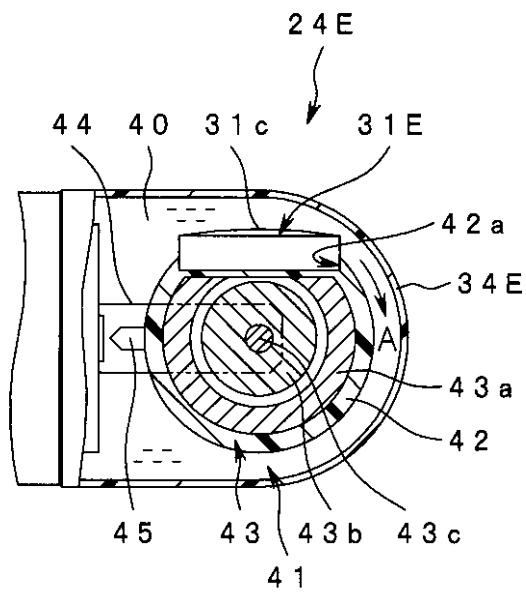
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JP2005111185A	公开(公告)日	2005-04-28
申请号	JP2003352902	申请日	2003-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	内田 优子		
发明人	内田 优子		
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/EE04 4C601/EE09 4C601/FE02 4C601/GA03 4C601/GA04 4C601/GA12 4C601/GA30 4C601/GC02 4C601/GC07 4C601/GC10 4C601/GD15		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波内窥镜，其配置成抑制超声波传输介质对超声波束的衰减，并产生具有更好图像质量的超声波断层图像。用于发送和接收超声波的超声换能器31，用于旋转超声换能器的旋转驱动装置37，用于与旋转超声换能器交换信号的旋转型信号发送装置35，用于检测超声换能器的旋转位置的旋转位置检测装置36与设置在构成内窥镜插入部分的远端部分主体21a中的超声波内窥镜1一体形成。超声波换能器的超声波发送和接收表面31c布置在与包括旋转驱动装置的旋转中心轴线O的表面在超声波的辐射方向上的位置处。 .The

