

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

挿入部のアングル部に連結して設けた先端硬質部に、そのアングル部への連結用筒体と、円環状に形成した超音波トランスデューサ装着部と、この超音波トランスデューサ装着部の内部を通過して、先端面に臨む少なくとも照明部と観察部とを備えた内視鏡観察手段装着部とを装着し、

前記超音波トランスデューサ装着部には、複数の超音波振動子を円筒形または円弧形状に配列し、円周方向に超音波電子走査を行う超音波トランスデューサが装着され、

前記超音波トランスデューサ装着部の先端側及び基端側にそれぞれフレキシブル基板が接続され、前記超音波トランスデューサを構成する各超音波振動子の電極への接続部をこれら各フレキシブル基板に分配して設け、

前記両フレキシブル基板に所定数の配線接続部が設けられて、これら各配線接続部に配線が接続されて、前記基端側のフレキシブル基板に接続された配線はそのまま、前記先端側のフレキシブル基板またはそれに接続した配線は前記超音波トランスデューサ装着部の中空部を介して、それぞれ前記アングル部側に延在させる構成としたことを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】

前記基端側のフレキシブル基板と、前記先端側のフレキシブル基板とでは、基端側のフレキシブル基板の方が前記超音波振動子の電極への接続部の数を多くする構成としたことを特徴とする請求項 1 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、挿入部の先端硬質部に、この先端硬質部の前方に観察視野を有する内視鏡観察手段と、この先端硬質部の軸線と直交する円周状または円弧状の超音波走査面を有する電子走査式の超音波トランスデューサとを設けた超音波内視鏡に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

超音波内視鏡は、体腔内等への挿入部の先端硬質部に内視鏡観察手段と超音波トランスデューサとを装着する構成としたものであり、この超音波トランスデューサによる走査態様として、多数の超音波振動子を所定の方向に配列して、これら超音波振動子を順次駆動する、所謂電子走査式としたものは、従来から広く用いられている。そして、内視鏡観察手段における観察視野としては、挿入部の先端硬質部の前方を視野とする直視内視鏡となし、また超音波トランスデューサによる超音波走査面をラジアル方向、つまり円周状または所定の角度範囲とした円弧状としたものは、例えば特許文献 1 に記載されている。

【0003】

この特許文献 1 にある超音波内視鏡は、例えば食道、十二指腸等の上部消化管や、大腸等の下部消化管といった体腔管内に挿入されて、挿入方向の前方を内視鏡観察手段により観察し、その結果病変部等といった関心領域が検出されたときには、この関心領域と対面するように超音波トランスデューサを位置させて、その部位の体内組織に関する情報を取得することができる。

【特許文献 1】特開 2001-314403 号公報**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

ここで、超音波トランスデューサにおける超音波トランスデューサを構成する各超音波振動子にはそれぞれ配線が接続されるが、これら各配線を超音波振動子に直接接続するには困難であることから、円周方向に配列した各超音波振動子に対しては、フレキシブル基板を接続するようになし、このフレキシブル基板に超音波振動子の数に応じた端子部を形成し、これら端子部に配線をはんだ付け等の手段で接続するのが一般的である。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

前述したように、超音波走査面をラジアル方向とした場合には、超音波振動子を円周方向に多数配列するが、超音波断層像の解像度を高めるには、超音波振動子の数を多くすることになる。そして、挿入部を細径化するという観点からは、フレキシブル基板の面積を広くすることはできない。従って、フレキシブル基板において、配線接続用の端子を千鳥に配列する等の工夫を行うにしても、端子間の間隔が密になってしまう。その結果、各端子への配線の接続が困難になり、接続強度が低下する可能性があり、またはんだが端子部からはみ出して短絡を生じる等といった不都合が生じる可能性がある。

【 0 0 0 6 】

本発明は以上の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、超音波トランステューサを構成する各超音波振動子と配線との電気的な接続を容易に、しかも安定的に行えるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】**【 0 0 0 7 】**

前述した目的を達成するために、本発明は、挿入部のアングル部に連結して設けた先端硬質部には、そのアングル部への連結用筒体と、円環状に形成した超音波トランステューサ装着部と、この超音波トランステューサ装着部の内部を通過して、先端面に臨む少なくとも照明部と観察部とを備えた内視鏡観察手段装着部とを装着し、前記超音波トランステューサ装着部には、複数の超音波振動子を円筒形または円弧形状に配列されて、円周方向に超音波電子走査を行う超音波トランステューサが装着され、前記超音波トランステューサ装着部の先端側及び基端側にそれぞれフレキシブル基板が接続され、前記超音波トランステューサを構成する各超音波振動子の電極への接続部をこれら各フレキシブル基板に分配して設け、前記両フレキシブル基板に所定数の配線接続部が設けられて、これら各配線接続部に配線が接続されて、前記基端側のフレキシブル基板に接続された配線はそのまま、前記先端側のフレキシブル基板またはそれに接続した配線は前記超音波トランステューサ装着部の中空部を介して、それぞれ前記アングル部側に延在させる構成としたことをその特徴とするものである。

【 0 0 0 8 】

ここで、基端側のフレキシブル基板と、先端側のフレキシブル基板とには、同数の配線接続部を設けることもできるが、両フレキシブル基板において、配線接続部の数に差を持たせることができる。この場合、先端側のフレキシブル基板に接続した配線は、前方側から方向転換させて、超音波トランステューサ装着部の中空部を通してアングル部側に引き出されるようになるから、そのまま配線をアングル部側に引き出すようにした基端側のフレキシブル基板より引き回し条件が劣ることになる。また、超音波トランステューサ装着部における中空部の内部には、超音波振動子からの配線だけでなく、ライトガイドや固体撮像素子からの信号ケーブル、処置具挿通チャンネル等といった内視鏡に接続されている部材が挿通されている。従って、この中空部に配線を通すスペースは制約されることになる。このために、先端側のフレキシブル基板に接続される配線の数を少なくすることもできる。そして、どのように分配するかについては、例えば相隣接する2個の超音波振動子の電極を基端側のフレキシブル基板に接続し、その次に位置する1個の超音波振動子の電極を先端側のフレキシブル基板に、とういように規則的に分配することができ、また超音波振動子の位置と他の部材との位置関係から、相互の干渉を避けるように基端側と先端側とのフレキシブル基板に分配することもできる。

【発明の効果】**【 0 0 0 9 】**

以上の構成を採用することによって、フレキシブル基板に形成される配線接続部の間隔を広くすることができるようになり、配線の接続作業を容易に行うことができ、しかも強固に固定できて、短絡等が生じるおそれはない等といった効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】**【 0 0 1 0 】**

10

20

30

40

50

以下、本発明の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。まず、図1に示したように、超音波内視鏡は本体操作部1、挿入部2及びユニバーサルコード3で大略構成されている。そして、この超音波内視鏡には、光源装置と、映像信号処理装置と、超音波観測装置とが接続されて、全体としてのシステムが構成される。ユニバーサルコード3は本体操作部1から引き出されて、その途中で枝分かれして、光源装置に着脱可能に接続される接続コネクタ3a、映像信号処理装置に着脱可能に接続される接続コネクタ3b及び超音波観測装置に着脱可能に接続される接続コネクタ3cを備えている。

【0011】

本体操作部1は、術者等が片手で把持できるものであり、アングル操作手段4及び処置具導入部5が設けられており、また送気送水ボタン6、吸引ボタン7等の操作ボタンが装着されており、さらに各種のスイッチ類8も備えている。

【0012】

挿入部2は、本体操作部1に連結して設けた所定長さを有するコード状の部材であり、被験者の体内等に挿入されるものである。この挿入部2は、本体操作部1への連結部から大半の長さ分は体腔内等における挿入経路に沿って任意に曲がる軟性部2aとなっており、この軟性部2aの先端にアングル部2bが連結されており、このアングル部2bに先端硬質部2cが連結されている。そして、アングル部2bは、先端硬質部2cを所望の方向に向けるために、遠隔操作により上下及び左右に湾曲操作できるようになっている。このために、本体操作部1にはアングル操作手段4が設けられており、術者の操作でアングル部2bを湾曲させて、先端硬質部2cを所望の方向に向くように制御される。

【0013】

図2に挿入部2の先端部分を示し、また図3に挿入部2における先端硬質部2cの先端面の構成を示す。これらの図から明らかなように、先端硬質部2cにはその軸線の延長線方向、つまり先端硬質部2cの前方を視野とし、所定の視野角Vを有する内視鏡観察手段と、この内視鏡観察手段の視野より基端側の位置で円形若しくは円弧状の超音波走査面Wを有する電子ラジアル走査式の超音波トランステューサとが設けられている。

【0014】

図4に挿入部2の先端部分の断面を示す。この図及び図3から明らかなように、内視鏡観察手段は、照明部10と観察部11とから構成され、照明部10は観察部11を挟んだ両側の位置に配設されている。照明部10は先端硬質部2cの先端面に臨む照明用レンズ10aと、ライトガイド10b(図5～図8参照)とを有する構成となっている。ライトガイド10bは、極細い光学纖維を多数束ねたものからなり、ユニバーサルコード3の接続コネクタ3aから挿入部2の先端硬質部2cにまで延在されて、その照明光出射端が照明用レンズ10aと対面する位置に臨んでいる。一方、観察部11は対物レンズ11aと、この対物レンズ11aからの光路を90°曲げるプリズム11bとからなり、対物レンズ11aは鏡筒12内に設けられ、プリズム11bは鏡筒12に固着して設けられる。そして、プリズム11bには固体撮像素子13が接合されており、固体撮像素子13の基板13aには信号線が所定数接続されている。この信号線は束ねられて1本の映像ケーブル14としてユニバーサルコード3の接続コネクタ3bにまで延在されている。

【0015】

挿入部2の先端硬質部2cにおける先端面には、さらに鉗子その他の処置具を導出するための処置具導出用開口15が設けられており、この処置具導出用開口15には本体操作部1に設けた処置具導入部5からの処置具挿通チューブが接続される接続パイプ16が装着されている。また、処置具挿通チューブは本体操作部1の内部で吸引通路と合流させるように構成する。さらに、先端硬質部2cには観察部11における対物レンズ12の先端面が体液等で汚損されたときに、洗浄するためのノズル17が装着されている。そして、このノズル17には送気送水ボタン6により操作される洗浄用流体供給チューブ9(図5～図8参照)が接続されている。

【0016】

内視鏡観察手段は以上のように構成されるが、これら内視鏡観察手段を構成する各部材

10

20

30

40

50

の先端部分は、内視鏡装着部材 18 に固定的に保持されるようになっている。内視鏡装着部材 18 は、前述した内視鏡観察手段を構成する各部材を挿通させる透孔を複数形成したステンレス等の金属材からなり、この内視鏡装着部材 18 には先端キャップ 19 が嵌合されている。この先端キャップ 19 によって、金属材から構成される内視鏡装着部材 18 が外部に露出しないようになり、これら内視鏡装着部材 18 と先端キャップ 19 とで先端ブロックが構成される。そして、先端キャップ 19 には、図 5 に示したように、その厚み方向に向けて 2箇所のねじ孔 19a が形成されており、これらのねじ孔 19a に止めねじ 20 が螺栓されて、この止めねじ 20 の先端を内視鏡装着部材 18 に圧接させると共に内視鏡装着部材 18 と先端キャップ 19 との当接面を接着することによって、内視鏡装着部材 18 と先端キャップ 19 とからなる先端ブロックが一体化されている。

10

【0017】

先端硬質部 2c における先端キャップ 19 の基端側位置にラジアル方向の走査面を有する超音波検査を行うための機構が装着されている。この機構は、図 6 から明らかなように、多数の超音波振動子 21 を円周方向に配列した超音波振動子列からなり、超音波振動子 21 は円周状若しくは円弧状（例えば 270° 乃至それ以上の角度分）に配列されて、電子走査を行うように構成したものである。このように配列した超音波振動子 21 の内周側にはパッキング層 22 が、また外周側には音響レンズ 23 が装着されており、これら多数の超音波振動子 21 とパッキング層 22 及び音響レンズ 23 により超音波トランステューサ 24 が構成される。

20

【0018】

各超音波振動子 21 はそれぞれ 2 個の電極 25, 26 を有するものであり、一方の電極 25 は全ての（若しくは所定数毎の）超音波振動子 21 に共通の共通電極 25 であり、また他方の電極 26 は各超音波振動子 21 に個別のものである。そして、これら超音波振動子 21 の個別電極 26 は配線 27 に接続されるが、このために超音波トランステューサ 24 の前後にそれぞれフレキシブル基板 28, 29 が接続され、これらフレキシブル基板 28, 29 に形成した配線パターンに各配線 27 が電気的に接続される。一方、共通電極 25 は最小限 1 本の配線に接続されれば良く、このためにフレキシブル基板 28, 29 のいずれかと接続されている。

【0019】

超音波トランステューサ 24 は概略円筒形状となっており、その内周面がトンネル状通路となっている。内視鏡観察手段を構成する各部材はこの超音波トランステューサ 24 によるトンネル状通路の内部に挿通されて、この超音波トランステューサ 24 より先端側に位置しており、先端キャップ 19 により覆われた内視鏡装着部材 18 に固定されている。そして、超音波トランステューサ 24 の先端部はこの先端キャップ 19 の端面と当接しており、また基端側は連結部材 30 の端面と当接している。連結部材 30 は先端硬質部 2c におけるアングル部 2b への連結部を構成するものである。

30

【0020】

さらに、連結部材 30 の内側には架橋部材 31 が設けられており、アングル部 2b の構造体を構成するアングルリングにおける最先端リング 32 が連結部材 30 と架橋部材 31 とに連結されるようになっている。このために、図 8 から明らかなように、連結部材 30 と架橋部材 31 との間は複数のねじ 33 により連結されており、また最先端リング 32 は複数のねじ 34 により連結されている。

40

【0021】

そして、架橋部材 31 は、先端硬質部 2c の最も基端側に配置されている連結部材 30 と共にアングル部 2b の最先端位置を構成する先端リング 32 とを連結する機能と、超音波トランステューサ 24 を先端硬質部 2c の軸線と直交する方向における位置規制を行う機能と、内視鏡装着部材 18 と先端キャップ 19 との結合体に対する連結機能とを発揮することになる。従って、この架橋部材 31 は高い強度を備える必要があり、また外部に露出しない部材であるから、ステンレス等の金属で形成される。そして、架橋部材 31 は、図 9 に示したように、ねじ 33 及び 34 により連結部材 30 及びアングル部 2b の最先端リ

50

ング32に連結される部位は筒状部31aとなっているが、この筒状部31aには複数本(本実施の形態では3本)の連結アーム31bが先端側に向けて延在されている。

【0022】

そして、超音波トランスデューサ24は連結アーム31bに嵌合させることにより軸線と直交する方向の位置決めがなされる。また、各連結アーム31bの先端部と内視鏡装着部材18との間はねじ35で連結される。架橋部材31の筒状部31aの外周面には段差31cが形成されており、この段差31cより基端側が大径になっている。また、連結部材30の内周面にも段差30aが形成されて、この段差30aより基端側の内周面の直径が大きくなっている。この段差31cと30aとを接合させることにより超音波トランスデューサ24が先端キャップ19と連結部材30との間に挟持される。そして、これら超音波トランスデューサ24の両端面と先端キャップ19の基端面及び連結部材30の先端面とを接着することによって、超音波トランスデューサ24の軸線方向の位置決め及び回転止めがなされ、もって超音波トランスデューサ24は所定位置に固定的に保持されることになる。なお、アンギュル部2bの外皮層36は連結部材30の基端側の外周面部にまで延在されており、この外皮層36の先端部は糸巻き及び接着剤からなる固着機構37によって、先端硬質部2cの連結部材30に固着されている。

【0023】

この超音波内視鏡において、超音波トランスデューサ24を構成する各超音波振動子21からは体内に向けて超音波を送信し、体内における組織断層部からの反射エコーを受信するが、このように送受信される超音波の減衰を抑制するために、超音波トランスデューサ24の装着部を挟んだ前後の位置、つまり先端キャップ19と連結部材30との外周面には円環状凹溝40, 40が設けられており、これら両円環状凹溝40, 40間には、図2から明らかなように、超音波伝達媒体が封入されることにより膨出するバルーン41が装着されるようになっている。このバルーン41は筒状をした可撓膜41aからなり、この可撓膜41aの両端には円環状凹溝40に止着される止着リング41bが設けられており、これら止着リング41bは円環状凹溝40に対して締め付け力が作用するようにして止着される。そして、連結部材30には、バルーン41の内部に超音波伝達媒体の給排を行うための給排通路42が穿設されており、この給排通路42にはチューブ43が接続されている。

【0024】

以上のように構成することによって、挿入部2を被験者の体腔内に挿入して、内視鏡観察手段を構成する照明部10から体腔内に照明光を照射して、観察部11に装着した対物レンズ12によって、体腔内の像を固体撮像素子13に結像させて、この固体撮像素子13により体腔内の映像信号を取得して、映像信号処理装置に伝送し、この映像信号処理装置において、所定の信号処理を行うことによって、内視鏡映像表示用のモニタに体腔内の映像が表示される。従って、このモニタを目視することによって、体腔内の状態に関する内視鏡検査を行うことができる。

【0025】

そして、この内視鏡検査の結果、病変部等といった関心領域があると、超音波トランスデューサを構成する超音波トランスデューサ24をこの関心領域と対面する位置に移動させる。つまり、挿入部2を所定距離だけ前進させることによって、超音波トランスデューサ24が関心領域に対面する位置に配置される。そして、バルーン41内に超音波伝達媒体を供給して、その可撓膜41aを膨出させて、体腔内壁に密着させる。この状態で、超音波トランスデューサ24を構成する円周方向に配列した超音波振動子21を順次作動させて、体内に向けて超音波パルスを送信して、その反射エコーを受信する。ここで、超音波振動子21は順次1個ずつ作動させることもできるが、複数個の超音波振動子21を所定の時間遅れを持たせて作動させることによって、例えば電子フォーカスをかけることができる。なお、多数配列した超音波振動子21を電子走査する方式については、従来から周知であるので、ここではその説明を省略する。

【0026】

10

20

30

40

50

このようにして、超音波トランステューサ 2 4 を構成する各超音波振動子 2 1 により取得した反射エコー信号は、配線 2 7 (途中で束ねられている) を介してユニバーサルコード 3 の接続コネクタ 3 c により超音波観測装置に伝送して、この超音波観測装置で信号処理を行うことによって、関心領域を含む体内組織の状態に関する断層情報が取得される。そして、この超音波断層像は超音波観測装置に付設したモニタに表示されることになる。これによって、組織内に病変部が含まれるか否か等といった診断が可能になる。

【0027】

ところで、多数設けた超音波振動子 2 1 と配線 2 7 とはフレキシブル基板 2 8 , 2 9 を介して電気的に接続されている。これらフレキシブル基板 2 8 , 2 9 は超音波振動子 2 1 とバックング層 2 2 との間に挟持されるように配設されている。そして、フレキシブル基板 2 8 は超音波トランステューサ 2 4 の基端側に向けて延在させ、またフレキシブル基板 2 9 は超音波トランステューサ 2 4 の先端側に配設されている。

【0028】

次に、図 1 0 にはフレキシブル基板 2 8 を、また図 1 1 にはフレキシブル基板 2 9 をそれぞれ示す。これらの図から明らかなように、フレキシブル基板 2 8 , 2 9 には、所要の配線パターンが印刷等の手段により形成されている。この配線パターンとしては、超音波振動子 2 1 の個別電極 2 6 にそれぞれ電気的に接続される第 1 の端子部 2 8 a , 2 9 a と、配線 2 7 にハンダ付け等の手段で電気的に接続される第 2 の端子部 2 8 b , 2 9 b と、これら各第 1 , 第 2 の端子部間を接続する配線 2 8 c , 2 9 c とから構成される。

【0029】

これらフレキシブル基板 2 8 , 2 9 は全体としては円筒形状となるようにして先端硬質部 2 c に組み込まれるようになっており、円環状に配列した超音波振動子列を構成する各超音波振動子 2 1 とそのバックング層 2 2 との間に第 1 の端子部 2 8 a , 2 9 a を設けた側の一部が介装される。また、フレキシブル基板 2 8 , 2 9 の第 2 の端子部 2 8 b , 2 9 b を設けた部位は、それぞれ超音波トランステューサ 2 4 の基端側及び先端側に延在させている。

【0030】

図 1 0 から明らかなように、超音波トランステューサ 2 4 の基端側に延在させたフレキシブル基板 2 8 は、大径部 2 8 L と小径部 2 8 S とを有する段差形状となっている。そして、バックング層 2 2 の基端側は、超音波振動子 2 1 より基端側に延在部 2 2 a が形成されており、図 4 から明らかなように、フレキシブル基板 2 8 の大径部 2 8 L が超音波振動子 2 1 とバックング層 2 2 との間に介装され、またフレキシブル基板 2 8 の小径部 2 8 S はこの延在部 2 2 a に接合されている。そして、第 2 の端子部 2 8 b はこの延在部 2 2 a 上に位置する小径部 2 8 S の位置に形成されて、配線 2 7 はこの部位に接続されており、この接続部から連結部材 3 0 の内部を通ってアングル部 2 b 側に延在されている。ここで、連結部材 3 0 には架橋部材 3 1 が連結されており、この架橋部材 3 1 の連結アーム 3 1 b はバックング層 2 2 の内側を通って先端側に延在されている。従って、配線 2 7 は複数本設けた連結アーム 3 1 b を避けるようにして、架橋部材 3 1 の内側に導かれ、1 または複数に束ねられる。従って、図面においては、配線 2 7 を束ねたものについても符号 2 7 を付している。

【0031】

また、超音波トランステューサ 2 4 の先端側に位置するフレキシブル基板 2 9 は、図 1 1 から明らかな通り、超音波振動子 2 1 とバックング層 2 2 との間に介装される円筒状部 2 9 R と、バックング層 2 2 の端面に接合される円環状部 2 9 P とを有している。第 1 の端子部 2 9 a は円筒状部 2 9 R に形成されており、また第 2 の端子部 2 9 b は円環状部 2 9 P に形成されている。従って、このフレキシブル基板 2 9 の円環状部 2 9 P の位置で配線 2 7 が接続される。配線 2 7 は、超音波トランステューサ 2 4 と内視鏡装着部材 1 8 と先端キャップ 1 9 とからなる先端ロックとの間の隙間で方向転換して、複数に束ねられており、このように束ねた配線 2 7 は超音波トランステューサ 2 4 の内側のトンネル状通路を通ってアングル部 2 b に向けて延在されている。この場合において、配線 2 7 のフレ

10

20

30

40

50

キシブル基板 29への接続部は樹脂により封止するのが望ましい。

【0032】

以上のように、超音波トランスデューサ 24を構成する多数の超音波振動子 21に接続される配線 27は、その基端側と先端側とに分配されるようになっており、この分配比率は、図12に例示したように、基端側が2に対して、先端側が1となるよう設定することができる。そして、基端側のフレキシブル基板 28に設けられる第2の端子部 28bを千鳥に配列することによって、基端側及び先端側に設けたフレキシブル基板 28, 29の第2の端子部 28b, 29bを大きくすることができる。従って、はんだ付けにより接続される配線 27を強固に固着することができ、またその際にはんだがはみだして他の端子部と短絡するようなことはない。

10

【0033】

また、配線 27の両フレキシブル基板 28, 29への分配は、それらの内側に位置する架橋部材 31の連結アーム 31bや、内視鏡観察手段を構成する各部材の位置等を考慮して、適宜設定することができる。そして、分配比率は前述したように2:1ではなく、任意の分配比率とすることができます。さらに、先端側に接続したフレキシブル基板 29は、円環状部 29Pの先端にもう一つの円筒状部を連設して、このようにして延在させた円筒状部を、トンネル状通路を構成する超音波トランスデューサ 24におけるバッキング層 22の内面に接合させて、このバッキング層 22の基端部の位置で配線 27と接続する構成としても良い。

20

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】本発明の実施の一形態を示す超音波内視鏡の全体構成図である。

【図2】挿入部の先端部分の外観図である。

【図3】先端硬質部の先端面を示す図である。

【図4】先端硬質部の縦断面図である。

【図5】図4のA-A断面図である。

【図6】図4のB-B断面図である。

【図7】図4のC-C断面図である。

【図8】図4のD-D断面図である。

【図9】架橋部材の外観斜視図である。

30

【図10】基端側のフレキシブル基板の構成を示す説明図である。

【図11】先端側のフレキシブル基板の構成を示す説明図である。

【図12】超音波振動子に対する基端側及び先端側の各フレキシブル基板の配線接続部を模式的に示す説明図である。

【符号の説明】

【0035】

1	本体操作部	2	挿入部	
2 a	軟性部	2 b	アングル部	
2 c	先端硬質部	1 0	照明部	
1 0 a	照明用レンズ	1 0 b	ライトガイド	
1 1	観察部	1 1 a	対物レンズ	
1 1 b	プリズム	1 2	鏡筒	
1 3	固体撮像素子	1 3 a	基板	
1 8	内視鏡装着部材	1 9	先端キャップ	
2 1	超音波振動子	2 2	バッキング材	
2 3	音響レンズ	2 4	超音波トランスデューサ	
2 7	配線	2 8, 2 9	フレキシブル基板	
2 8 a, 2 9 a	第1の端子部			
2 8 b, 2 9 b	第2の端子部			
2 8 c, 2 9 c	配線パターン			

40

50

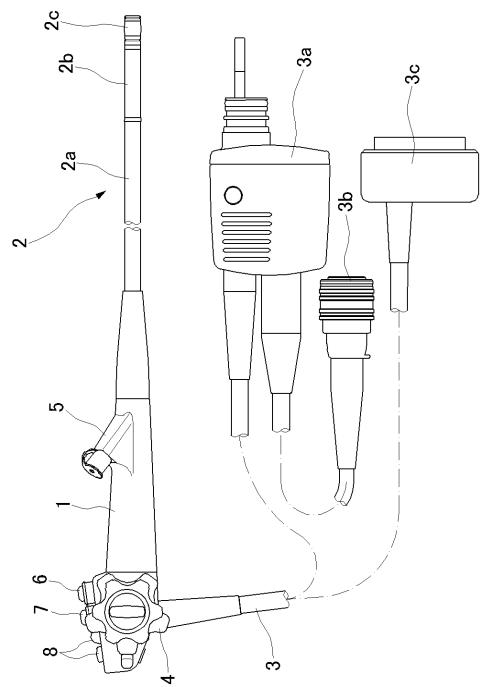
3 0 連結部材

3 1 a 筒状部

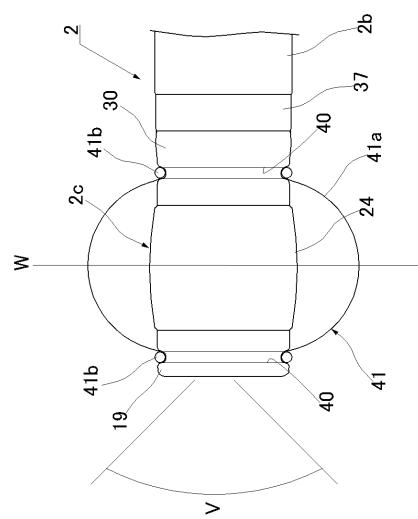
3 1 架橋部材

3 1 b 連結アーティ

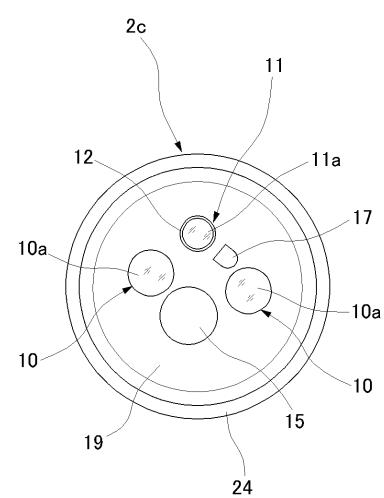
【図1】



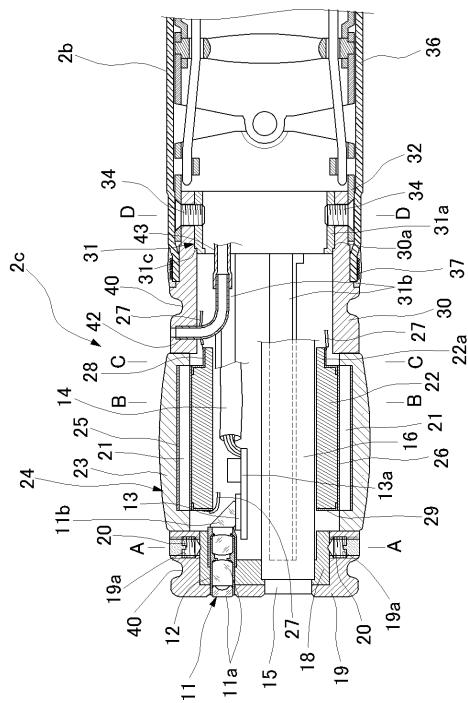
【図2】



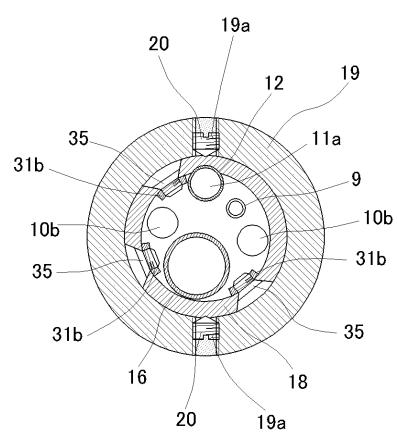
【図3】



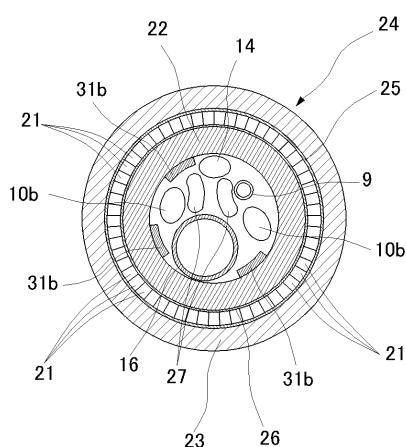
【 図 4 】



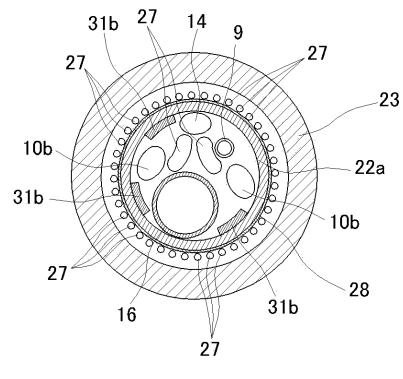
【 図 5 】



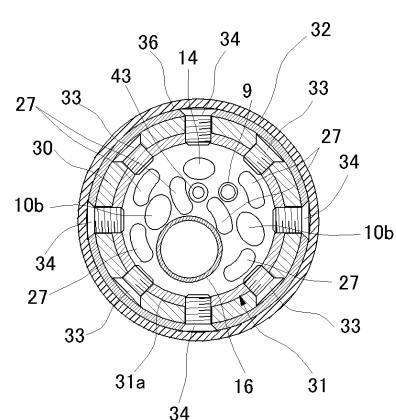
【 図 6 】



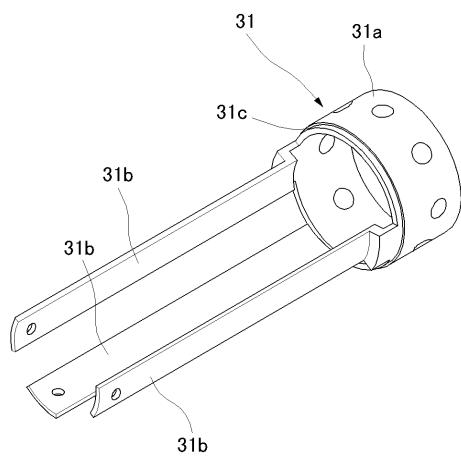
【図7】



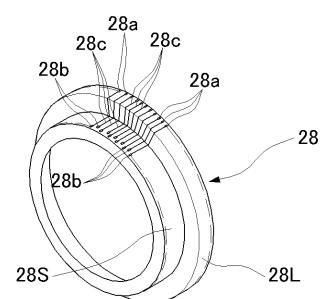
【図8】



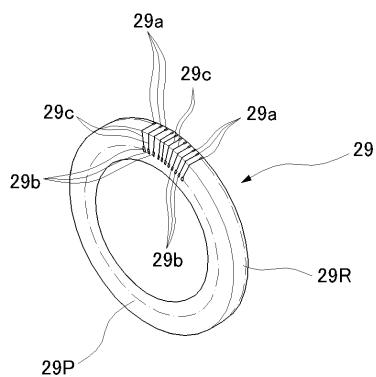
【図9】



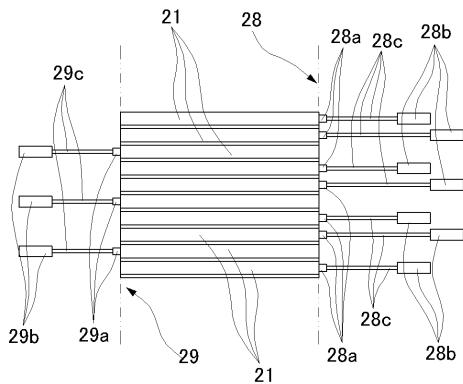
【図10】



【図11】



【図12】



专利名称(译)	超音波内视镜		
公开(公告)号	JP2006280407A	公开(公告)日	2006-10-19
申请号	JP2005100552	申请日	2005-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	糸井 啓友		
发明人	糸井 啓友		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B1/0051 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4488		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB24 4C601/EE10 4C601/EE12 4C601/FE02 4C601/GA02 4C601/GB05 4C601/GB20 4C601/GD12		
其他公开文献	JP4725162B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：即使形成用于电子扫描的超声波换能器的超声波换能器的数量具有高分辨率以实现高分辨率，也要容易且稳定地进行到布线的电连接。到在插入部(2)的前端硬质部(2c)上设有在周向上排列有多个超声波振子(21)的超声波振子(24)，该超声波振子(24)具有圆筒形状和内窥镜。构成观察装置的每个构件插入该隧道形通道中。每个超声换能器21设置有一个公共电极25和对应于超声换能器21的数量的各个电极26，并且柔性基板28设置在超声换能器24的近侧和远侧。设置有图29所示的配线，并且配线27连接至它们。来自柔性基板28的配线27保持原样，来自柔性基板29的配线27从顶端侧反转，并通过隧道状的通路向角部2b的方向延伸。[选择图]图4

