

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4484044号
(P4484044)

(45) 発行日 平成22年6月16日(2010.6.16)

(24) 登録日 平成22年4月2日(2010.4.2)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-221065 (P2004-221065)
(22) 出願日 平成16年7月29日(2004.7.29)
(65) 公開番号 特開2006-34743 (P2006-34743A)
(43) 公開日 平成18年2月9日(2006.2.9)
審査請求日 平成19年4月23日(2007.4.23)

(73) 特許権者 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100089749
弁理士 影井 俊次
(72) 発明者 田中 俊積
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地 富士写真光機株式会社内
(72) 発明者 坂本 利男
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地 富士写真光機株式会社内
審査官 東 治企

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】

挿入部の先端硬質部に、その先端面に少なくとも照明部と観察部とを備えた内視鏡観察手段を装着し、この内視鏡観察手段の装着部の外周部に電子走査式の超音波観測手段を装着した超音波内視鏡において、

前記超音波観測手段は、複数の超音波振動子を円筒形または円弧形状に配列した超音波振動子アレイと、その内面側に円筒形状に形成したバッキング層を設け、

前記各超音波振動子アレイと前記バッキング層との間には、前記各超音波振動子の各電極に接続される複数の一方側端子と、それぞれケーブルが接続される他方側端子と、これら両端子間に形成される配線パターンとを形成したフレキシブル基板を配設し、

前記フレキシブル基板は、それぞれ外面側に前記一方側端子が形成された大径部と、前記他方側端子が形成された小径部とを有する段差構造となし、この小径部の内面側に円環状の支持部を設ける

構成としたことを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項2】

前記バッキング層は前記超音波振動子アレイの端部より前記先端硬質部の基端側に向けて所定の長さだけ張り出すようになし、かつこの張り出し部の外周面を縮径することにより段差構造となし、この段差による縮径部を前記支持部と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。

【請求項3】

10

20

前記フレキシブル基板は、前記大径部の円周方向のほぼ全長を覆う長尺部と、小径部の円周方向の長さとはほぼ一致する長さを有し、複数の帯状の分割部とからなり、この分割部は前記長尺部から前記段差部への移行部から前記支持部の端部までの長さを有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。

【請求項 4】

前記フレキシブル基板の前記各分割部には、前記大径部から段差部への移行部と、段差部から前記小径部への移行部とに折り曲げ線に沿うように複数の微小孔または切り込みの少なくともいずれかを形成する構成としたことを特徴とする請求項 3 記載の超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【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観測手段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観測手段とを装着する構成としたものであり、この超音波観測手段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、また超音波観測手段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。

20

【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観測手段を位置させて、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

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、前述したタイプの超音波内視鏡において、超音波振動子アレイを構成する超音波振動子の数としては、解像度の点から数十個乃至それ以上としている。そして、これら各超音波振動子の電極に対してはそれぞれケーブルを接続することになるが、このケーブルの接続は、通常、樹脂フィルムからなるフレキシブル基板を介して行なうように構成されている。そして、前述した特許文献 1 ではフレキシブル基板を複数枚に分割して、これら各フレキシブル基板を挿入部の途中位置まで延在させて、ケーブルと接続する構成としている。ここで、挿入部は内視鏡観察手段及び超音波観測手段を装着した先端硬質部にアングル部及び軟性部を順次連結する構造となっており、前述したフレキシブル基板とケーブルとの接続はアングル部を通過して、軟性部に入り込んだ位置としている。そして、このケーブルが接続されるフレキシブル基板の基端側端部は自由状態となっている。

40

【0005】

このように構成した場合に、超音波観測手段を挿入部に組み込むに当たっては、フレキシブル基板に予めケーブルに接続させておいた状態で挿入部に挿通されることになるが、超音波振動子アレイが挿入部の先端に配置されるまでケーブルの基端部を挿入部の基端側から引っ張り込むように挿通させる。そして、フレキシブル基板に対するケーブル接続の安定性を確保するために、フレキシブル基板にある程度の腰を持たせる必要があることから、フレキシブル基板のエッジ部分が挿入部内への挿通時に他の部材に引っ掛かりながら

50

挿通されることになり、挿通操作性が悪いものとなり、しかもケーブルをあまり強く引き込むように操作すると、ケーブルの断線等のおそれもある。

【 0 0 0 6 】

また、挿入部に超音波観測手段及び内視鏡観察手段が組み込まれることから、挿入部の内部は高い充填率となる。そして、アングル部は湾曲操作により急激に湾曲されることから、端部が自由状態となり、かつ腰のあるフレキシブル基板がアングル部の湾曲時に強制的に曲げられて、その端部が他の部材、例えば内視鏡観察手段を構成するライトガイドに押し付けられて、エッジにより極細の光ファイバからなるライトガイドや固体撮像素子に接続したケーブルを断線させるおそれがあり、さらに処置具挿通チューブや送気送水チューブを座屈させたり、損傷させたりするおそれがある等といった問題点が生じる。

10

【 0 0 0 7 】

要するに、多数の超音波振動子にそれぞれケーブルを接続するに当って、フレキシブル基板を用いる際において、このフレキシブル基板の一部を自由状態にすると、挿入部の組み込み時のみならず、超音波内視鏡としての作動時にも、この自由状態となったフレキシブル基板のエッジ部や角隅部等が他の部材と干渉して、これら他の部材を圧迫したり、損傷させたりする等のおそれがある。

【 0 0 0 8 】

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、超音波振動子アレイに接続されるケーブルの固定性及び安定性を確保し、かつ超音波観測手段の挿入部への組み込みを容易に行なえるようにすることにある。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

前述した目的を達成するために、本発明は、挿入部の先端硬質部に、その先端面に少なくとも照明部と観察部とを備えた内視鏡観察手段を装着し、この内視鏡観察手段の装着部の外周部に電子走査式の超音波観測手段を装着した超音波内視鏡であって、前記超音波観測手段は、複数の超音波振動子を円筒形または円弧形状に配列した超音波振動子アレイと、その内面側に円筒形状となるように形成したバックリング層を設け、前記各超音波振動子アレイと前記バックリング層との間には、前記各超音波振動子の各電極に接続される複数の一方側端子と、それぞれケーブルが接続される他方側端子と、これら両端子間に形成される配線パターンとを形成したフレキシブル基板を配設し、前記フレキシブル基板は前記一方側端子が形成された大径部と、前記他方側端子が形成された小径部とを有する段差構造となし、この小径部の内側に円環状の支持部を設ける構成としたことをその特徴とするものである。

30

【 0 0 1 0 】

超音波振動子アレイを構成する多数の超音波振動子と各々のケーブルとの間はフレキシブル基板を介して電氣的に接続するが、このフレキシブル基板は支持部材に装着される。このようにフレキシブル基板を支持部材に装着することによって、このフレキシブル基板の全体が固定され、エッジや角隅部が突出するようなことはない。ただし、フレキシブル基板と超音波振動子との接続部をそのまま真っ直ぐ延在させてケーブルと接続すると、このケーブルの接続部の外径寸法が大きくなってしまふ。そこで、フレキシブル基板を段差構造として、その大径部が超音波振動子への接続側となし、小径部にケーブルを接続することによって、フレキシブル基板とケーブルとの接続部の直径が大きくなるのを抑制できる。

40

【 0 0 1 1 】

超音波振動子アレイの内面側にはバックリング層が設けられるが、このバックリング層の厚み寸法はできるだけ厚い方が望ましい。フレキシブル基板の小径部を支持する支持部材は独立の部材で構成しても良いが、バックリング層自体を支持部材として機能させることもできる。この場合には、バックリング層の構成としては、超音波振動子アレイの端部より先端硬質部の基端側に向けて所定の長さだけ張り出すようになし、かつこの張り出し部の外周面を縮径することにより段差構造となし、この段差による縮径部を支持部とする。

50

【0012】

フレキシブル基板を以上のように構成すると、フレキシブル基板が段差構造となることから、その大径部から段差部への移行部と、段差部から小径部への移行部との2箇所曲折部が生じる。フレキシブル基板を予め段付き円筒形状とすることもできるが、そうすると、このフレキシブル基板に形成される端子部や配線を印刷手段で形成するのが困難になってしまう。そこで、フレキシブル基板を1枚の平板状の樹脂フィルムで構成することが印刷によるパターン形成を行なう上で有利である。

【0013】

フレキシブル基板を平板状の樹脂フィルムで形成した場合には、2箇所において折り曲げる必要があり、この折り曲げ角は、通常、90°とすることになる。フレキシブル基板の大径部は全体が円筒形状となるので、連続部で構成されるが、段差部への移行部分から小径部の端部までは少なくとも所定のピッチ間隔毎に切り込みを入れなければならない。ただし、切り込みだけとすれば、小径部の部位でフレキシブル基板が部分的にオーバーラップしてしまう。従って、フレキシブル基板に、小径部の円周方向の長さを有するように複数の帯状に分割する。ここで、帯状の分割部は一定のピッチ間隔毎に形成し、連続部から段差部への移行部の位置にまで延在させるようにするが、各分割部の幅寸法は均一なものとする 것도でき、また必要に応じて先端側から小径部への移行部の位置まで拡開する形状とする 것도できる。

【0014】

前述した分割部には2箇所をわたり折り曲げを形成するが、この曲げは直角となし、全体または部分的に皺や凹凸等が生じないシャープな曲折形状とする必要がある。もし、折り曲げ部がバック層から部分的に浮いていたりすると、フレキシブル基板のバック層への固着強度が低下するだけでなく、超音波振動子への接続不良が生じたり、また超音波振動子に無理な外力が作用して損傷したりする等の不都合を生じる。そこで、フレキシブル基板の分割部に、例えば大径部から段差部への移行部と、段差部から小径部への移行部とに折り曲げ線に沿うように複数の微小孔や切り込み等を形成する構成とすれば、シャープな曲折状態とすることができる。

【発明の効果】

【0015】

以上の構成を採用することによって、支持部材に固定したフレキシブル基板にケーブルを固定することから、このケーブルの接続作業を容易に行なうことができ、しかも強固に固定できて、安定性も確保されることになり、超音波観測手段を挿入部に組み込む作業を円滑かつ容易に行なうことができ、操作時に他の部材を圧迫したり、損傷させたりすること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】

【0016】

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、その途中で枝分かかれ、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。

【0017】

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。

【0018】

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

10

20

30

40

50

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 2 a となっており、この軟性部 2 a の先端にアングル部 2 b が連結されており、このアングル部 2 b に先端硬質部 2 c が連結されている。そして、アングル部 2 b は、先端硬質部 2 c 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 2 b を湾曲させて、先端硬質部 2 c を所望の方向に向くように制御される。

【 0 0 1 9 】

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 2 c 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 2 c にはその軸線の延長線方向、つまり先端硬質部 2 c 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観測手段とが設けられている。

10

【 0 0 2 0 】

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 1 0 と観察部 1 1 とから構成され、照明部 1 0 は観察部 1 1 を挟んだ両側の位置に配設されている。照明部 1 0 は先端硬質部 2 c の先端面に臨む照明用レンズ 1 0 a と、ライトガイド 1 0 b (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 1 0 b は、極細い光学繊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 3 a から挿入部 2 の先端硬質部 2 c にまで延在されて、その照明光出射端が照明用レンズ 1 0 a と対面する位置に臨んでいる。一方、観察部 1 1 は対物レンズ 1 1 a と、この対物レンズ 1 1 a からの光路を 90° を曲げるプリズム 1 1 b とからなり、対物レンズ 1 1 a は鏡筒 1 2 内に設けられ、プリズム 1 1 b は鏡筒 1 2 に固着して設けられる。そして、プリズム 1 1 b には固体撮像素子 1 3 が接合されており、固体撮像素子 1 3 の基板 1 3 a 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 1 4 としてユニバーサルコード 3 の接続コネクタ 3 b にまで延在されている。

20

【 0 0 2 1 】

挿入部 2 の先端硬質部 2 c 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 1 5 が設けられており、この処置具導出用開口 1 5 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 1 6 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 2 c には観察部 1 1 における対物レンズ 1 2 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 1 7 が装着されている。そして、このノズル 1 7 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。

30

【 0 0 2 2 】

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の先端部分は、内視鏡装着部材 1 8 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 1 8 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 1 8 には先端キャップ 1 9 が嵌合されている。この先端キャップ 1 9 によって、金属材から構成される内視鏡装着部材 1 8 が外部に露出しないようになり、これら内視鏡装着部材 1 8 と先端キャップ 1 9 とで先端ブロックが構成される。そして、先端キャップ 1 9 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 1 9 a が形成されており、これらのねじ孔 1 9 a に止めねじ 2 0 が螺挿されて、この止めねじ 2 0 の先端を内視鏡装着部材 1 8 に圧接させると共に内視鏡装着部材 1 8 と先端キャップ 1 9 との当接面を接着することによって、内視鏡装着部材 1 8 と先端キャップ 1 9 とからなる先端ブロックが一体化されている。

40

【 0 0 2 3 】

先端硬質部 2 c における先端キャップ 1 9 の基端側位置にラジアル方向の走査面を有する超音波観測手段が装着されている。この超音波観測手段は、図 6 から明らかなように、多数の超音波振動子 2 1 を円周方向に配列した超音波振動子アレイからなり、超音波振動

50

子 2 1 は円周状若しくは円弧状（例えば 270°程度）に配列されて、電子走査を行な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 2 1 の内周側にはパッキング層 2 2 が、また外周側には音響レンズ 2 3 が装着されており、これら多数の超音波振動子 2 1 とパッキング層 2 2 及び音響レンズ 2 3 により超音波送受信ユニット 2 4 が構成される。

【0024】

各超音波振動子 2 1 はそれぞれ 2 個の電極 2 5 , 2 6 を有するものであり、一方の電極 2 5 は全ての（若しくは所定数毎の）超音波振動子 2 1 に共通の共通電極であり、また他方の電極 2 6 は各超音波振動子 2 1 に個別のものである。そして、これら超音波振動子 2 1 の個別電極 2 6 は、後述するように、フレキシブル基板 2 8 に形成した配線パターンと電氣的に接続されることになる。また、図 7 に示したように、所定数からなるケーブル 2 7 を個別電極 2 6 とはフレキシブル基板 2 8 を介してそれぞれ電氣的に接続されている。一方、フレキシブル基板 2 8 と共通電極 2 5 からのケーブルとの接続は原理的には 1 本で良いものであり、図示は省略するが、このケーブルの接続は超音波振動子 2 1 の先端側で行なうようにしている。

【0025】

以上のように、超音波送受信ユニット 2 4 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送受信ユニット 2 4 によるトンネル状通路の内部に挿通されて、この超音波送受信ユニット 2 4 より先端側に位置しており、先端キャップ 1 9 により覆われた内視鏡装着部材 1 8 に固定されている。そして、超音波送受信ユニット 2 4 の先端部はこの先端キャップ 1 9 の端面と当接しており、また基端側は連結部材 3 0 の端面と当接している。連結部材 3 0 は先端硬質部 2 c におけるアングル部 2 b への連結部を構成するものである。

【0026】

さらに、連結部材 3 0 の内側には架橋部材 3 1 が設けられており、アングル部 2 b 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 3 2 が連結部材 3 0 と架橋部材 3 1 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 3 0 と架橋部材 3 1 との間は複数のねじ 3 3 により連結されており、また最先端リング 3 2 は複数のねじ 3 4 により連結されている。

【0027】

そして、架橋部材 3 1 は、先端硬質部 2 c の最も基端側に配置されている連結部材 3 0 と共にアングル部 2 b の最先端位置を構成する先端リング 3 2 とを連結する機能と、超音波送受信ユニット 2 4 を先端硬質部 2 c の軸線と直交する方向における位置規制を行なう機能と、内視鏡装着部 1 8 と先端キャップ 1 9 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 3 1 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 3 1 は、図 9 に示したように、ねじ 3 3 及び 3 4 により連結部材 3 0 及びアングル部 2 b の最先端リング 3 2 に連結される部位は筒状部 3 1 a となっているが、この筒状部 3 1 a には複数本（本実施の形態においては 3 本）の連結アーム 3 1 b が先端側に向けて延在されている。

【0028】

そして、超音波送受信ユニット 2 4 は連結アーム 3 1 b に嵌合させることによって、その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 3 1 b の先端部と内視鏡装着部材 1 8 との間はねじ 3 5 で連結される。架橋部材 3 1 の筒状部 3 1 a の外周面には段差 3 1 c が形成されており、この段差 3 1 c より基端側が大径になっている。また、連結部材 3 0 の内周面にも段差 3 0 a が形成されて、この段差 3 0 a 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 3 1 c と 3 0 a とを接合させることにより超音波送受信ユニット 2 4 が先端キャップ 1 9 と連結部材 3 0 との間に挟持されるようになっている。そして、これら超音波送受信ユニット 2 4 の両端面と先端キャップ 1 9 の基端面及び連結部材 3 0 の先端面とを接着することによって、超音波送受信ユニット 2 4 の軸線方向の位置決め及び回転止めがなされ、もって超音波送受信ユニット 2 4 は所定位置に固定的

10

20

30

40

50

に保持されることになる。なお、アングル部 2 b の外皮層 3 6 は連結部材 3 0 の基端側の外周面部にまで延在されており、この外皮層 3 6 の先端部は糸巻き及び接着剤からなる固着機構 3 7 によって、先端硬質部 2 c の連結部材 3 0 に固着されている。

【 0 0 2 9 】

前述したように、多数設けた超音波振動子 2 1 とケーブル 2 7 とはフレキシブル基板 2 8 を介して電氣的に接続されている。このために、超音波振動子 2 1 とケーブル 2 7 との間に挟持されるようにしてフレキシブル基板 2 8 が介装されている。そして、フレキシブル基板 2 8 は、図 1 0 に展開して示したように、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 にそれぞれ電氣的に接続される第 1 の端子部 2 9 a と、ケーブル 2 7 にハンダ付け等の手段で電氣的に接続される第 2 の端子部 2 9 b と、これら各第 1 , 第 2 の端子部 2 9 a , 2 9 b 間を接続する配線 2 9 c とから構成される。このフレキシブル基板 2 8 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 に組み込まれるが、図 1 1 にも示したように、円環状に配列した超音波振動子アレイを構成する各超音波振動子 2 1 とそのバッキング層 2 2 への接合部側（つまり第 1 の端子部 2 9 a 形成側）が大径部 2 8 a で、ケーブル 2 7 が接続される側（つまり第 2 の端子部 2 9 b の形成側）が小径部 2 8 b であり、その間に段差による鉛直部 2 8 c となっている。

10

【 0 0 3 0 】

このように、フレキシブル基板 2 8 は段付き円筒形状となし、このフレキシブル基板 2 8 はバッキング層 2 2 に貼り付けられる。ここで、バッキング層 2 2 の外周面に超音波振動子 2 1 が円環状に配列されており、フレキシブル基板 2 8 における第 1 の端子部 2 9 a がこれら各超音波振動子 2 1 に形成した電極 2 6 に対して電氣的に接続されることになる。従って、フレキシブル基板 2 8 の大径部 2 8 a は、バッキング層 2 2 とほぼ同じ円筒形状として、この大径部 2 8 a は超音波振動子 2 1 の電極 2 6 とバッキング層 2 2 との間に挟持されるようにして装着されている。

20

【 0 0 3 1 】

ここで、図 4 から明らかなように、超音波振動子 2 1 の内周面は連結部材 3 0 の外周面より外側に位置しており、従ってフレキシブル基板 2 8 をそのまま真っ直ぐ基端側に延在させると、連結部材 3 0 と干渉することになる。筒状にしたフレキシブル基板 2 8 の基端側に小径部 2 8 b を設けたのはこのためである。また、この小径部 2 8 b には第 2 の端子部 2 9 b が形成されており、これら各第 2 の端子部 2 9 b には、それぞれケーブル 2 7 がハンダ付け等の手段により電氣的に接続されている。そして、この小径部 2 8 b は自由状態とするのではなく、その内面は支持部材に当接させて、この支持部材の外面に接着等の手段で固着されている。この支持部材としては、バッキング層 2 2 と一体に連設され、このバッキング層 2 2 の外周面を縮径した小径部 2 2 a により形成される。

30

【 0 0 3 2 】

ここで、支持部材としては、バッキング層 2 2 と別部材で構成し、このバッキング層 2 2 の内径からなるトンネル状通路の内部に挿入することも考えられるが、そうするとバッキング層 2 2 の厚みが薄くなり、かつバッキング層 2 2 と支持部材との音響インピーダンスの差から超音波の反射作用が生じることになる。そこで、バッキング層 2 2 の厚みを大きくするために、格別バッキング機能を発揮させる訳ではなく、フレキシブル基板 2 8 の小径部 2 8 b を支持する支持部材としての機能を発揮させるために、バッキング層 2 2 を基端側に延在させ、かつこの延在部を縮径して小径部 2 2 a となし、この小径部 2 2 a にフレキシブル基板 2 8 の小径部 2 8 b を接着により固定している。さらにバッキング層 2 2 の段差壁とフレキシブル基板 2 8 の大径部 2 8 a から小径部 2 8 への移行部である鉛直部 2 8 c との間も接着により固定的に保持されるようになっている。

40

【 0 0 3 3 】

前述したように、フレキシブル基板 2 8 に接続した多数のケーブル 2 7 はバッキング層 2 2 の小径部 2 2 a の外周側に位置しており、これらのケーブル 2 7 は架橋部材 3 1 の配設位置より外周側においてフレキシブル基板 2 8 と接続され、かつケーブル 2 7 が引き出

50

される。一方、図8の位置、つまり先端硬質部2cとアングル部2bとの連結部の位置ではケーブル27は架橋部材31の内側を挿通させている。従って、ケーブル27は架橋部材31の厚み方向に貫通するようにして引き出されることになる。ここで、架橋部材31における連結アーム31bが分割したことにより形成される間隔部を通過させるようにしている。そして、多数本からなるケーブル27を複数に、例えば4本程度に分割して束ねるようになり、このようにして束ねたケーブル束27Bは変形自在な形状となって、アングル部2bから軟性部2aに挿通されるようになっている。

【0034】

また、トンネル状通路となった超音波送受信ユニット24の内周部には、内視鏡観察手段を構成する各部材が挿通されている。これらのうち、2本に束ねられたライトガイド10b及び映像ケーブル14は断面形状が任意となるように変形可能なものである。また、これら以外の挿通部材としては、処置具挿通路を構成する接続パイプ16及び洗浄用流体供給チューブ9と、後述するバルーン41内への超音波伝達媒体を供給するためのチューブ43がある。なお、処置具挿通路を構成する接続パイプ16は図8の位置より基端側若しくはこの図8に示した位置近傍で、軟性のチューブが連結されている。さらに、前述したように、各超音波振動子21に接続したケーブル27は所定本数毎に分割して束ねられているが、ケーブル束27Bもトンネル状通路内を通過してアングル部2b側に延在させるようにしている。

【0035】

そして、超音波送受信ユニット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、超音波送受信ユニット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なうための給排通路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。

【0036】

こ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なうことによって、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なうことができる。

【0037】

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、超音波観測手段を構成する超音波送受信ユニット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、超音波送受信ユニット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、超音波送受信ユニット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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

以上のようにして、超音波送受信ユニット 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を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なうことによって、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。

【 0 0 3 9 】

ところで、内視鏡観察手段を構成する各部材、即ちライトガイド 1 0 b , 映像ケーブル 1 4 , 処置具挿通路を構成する接続パイプ 1 6 及び洗浄用流体供給チューブ 9 と、超音波観測手段を構成する超音波送受信ユニット 2 4 から引き出されたケーブル束 2 7 B と、バルーン 4 1 内への超音波伝達媒体を供給するためのチューブ 4 3 とは、少なくとも挿入部 2 から本体操作部 1 内に挿通させるようにして組み付けられる。

10

【 0 0 4 0 】

この組み付けに当っては、挿入部 2 を本体操作部 1 から分離した状態で、まずアングル部 2 b の先端において、連結部材 3 0 に接続されているチューブ 4 3 と、超音波送受信ユニット 2 4 に接続されているケーブル束 2 7 B をアングル部 2 b の先端開口側から挿入して、このアングル部 2 b から軟性部 2 a の内部に挿通させる。ここで、チューブ 4 3 は可撓性を有するものであり、またケーブル 2 7 は所定本数毎に束ねられており、このようにして束ねたケーブル束 2 7 B は容易に挿入部 2 の軟性部 2 a における基端側に引き出すことができる。しかも、ケーブル束 2 7 B は曲げ方向に可撓性を有するものであり、しかも束ねた状態では変形自在であるから、挿入部 2 内への挿通は極めて容易に行なうことができ、アングル部 2 b を構成するアングルリングやその他の部材に引っ掛かることがなく、円滑に挿通させることができる。

20

【 0 0 4 1 】

次に、内視鏡装着部材 1 8 に内視鏡観察手段を構成する各部材を組み付け、かつこの内視鏡装着部材 1 8 をねじ 2 0 により先端キャップ 1 9 に連結して一体の先端ブロックを形成した状態で、ライトガイド 1 0 b , 映像ケーブル 1 4 , 接続パイプ 1 6 及び洗浄用流体供給チューブ 9 を超音波送受信ユニット 2 4 により構成されるトンネル状通路からアングル部 2 b 及び軟性部 2 a の内部に順次挿通させるようにする。このときに、架橋部材 3 1 は予め内視鏡装着部材 1 8 に連結し、ねじ 3 5 により連結状態に固定しておく。

30

【 0 0 4 2 】

このように、先端ブロックに連結した架橋部材 3 1 がトンネル状通路内に挿通されると、超音波送受信ユニット 2 4 の両端部をそれぞれ連結部材 3 0 及び先端ブロックを構成する先端キャップ 1 9 に接着することにより固定し、次いでねじ 3 3 により連結部材 3 0 と架橋部材 3 1 とを連結固定する。さらに、ねじ 3 4 によって、連結部材 3 0 を連結固定した架橋部材 3 1 をアングル部 2 b における最先端リング 3 2 に固定する。これにより超音波観測手段を構成する各部が挿入部 2 に組み付けられる。

【 0 0 4 3 】

以上のようにして挿入部 2 が組み付けられるが、超音波内視鏡の挿入部 2 を体腔内等に挿入して、その操作を行なうに当って、アングル部 2 b を湾曲させると、その内部における挿通部材が移動しようとするが、このアングル部 2 b 内における挿通部材は全て曲げ方向に可撓性を有するものであり、しかもライトガイド 1 0 b , 映像信号用ケーブル 1 4 を束ねたもの及び複数に分割されて束ねられたケーブル束 2 7 B は断面形状が変形自在となっているので、アングル部 2 b の湾曲操作時に前述した各部材が他の部材に押し付けられたとしても、断線、座屈、損傷等が生じるおそれはない。

40

【 0 0 4 4 】

而して、フレキシブル基板 2 8 は、予め段付き円筒形状となるように成形したものを使用することもできるが、このフレキシブル基板 2 8 には、その表面に端子部 2 9 a , 2 9 b 及び配線 2 9 c といったパターンが形成される。これらのパターンは印刷手段により行なうようにするのが望ましい。そこで、この段付き円筒形状のフレキシブル基板 2 8 に印

50

刷手段でパターンを形成するためには、図12(a)に示したように、長尺状態の樹脂フィルム50を用い、この樹脂フィルム50において、平板状態で端子部29a、29b及び配線29cからなるパターンを印刷することができる。

【0045】

ここで、段付き円筒形状とすることから、樹脂フィルム50は、その一端側から所定の深さで、所定の幅を有する切り欠き51を形成することによって、連続部50aと一定のピッチ間隔毎の分割部50bを形成する。そして、図12(b)に示したように、この樹脂フィルム50の連続部50aの両端部を接合させることによりリング状とする。このようにしてリング状とした部位がフレキシブル基板28の大径部28aを形成することになる。そして、この図12(b)において仮想線で示したように、連続部50aから分割部50bへの移行部を90°内側に折り曲げ、かつ分割部50bの中間位置を90°折り返すことによって、図12(c)に示したように、フレキシブル基板28における大径部28bと、小径部28b及びその間の移行部である鉛直部28cが形成される。そして、切り欠き部51の幅と数とを適宜設定することによって、小径部28bは実質的に連続した円筒形状とすることができる。

【0046】

ところで、前述した2箇所の折り曲げ部においては、直線状に折り曲げられるのではなく、円弧状に折り曲げなければならない。このために、単純に折り曲げると、この折り曲げ部にストレスがかかって部分的に皺が生じたり、凹凸が生じたりする可能性がある。このような事態が発生せず、折り曲げ部をシャープに90°曲げるためには、図13に示したように、折り曲げ線に沿うように所定数の微小孔52を形成すると共に、分割部50bの両端部に切り込み53を形成すれば良い。そして、これら微小孔52及び切り込み53は円弧形状に折り曲げる際における応力開放機能を発揮することになり、折り曲げ線をシャープに仕上げることができる。その結果、フレキシブル基板28をバッキング層22に貼り付けたときに、その強度が向上すると共に、このフレキシブル基板28が接続される超音波振動子21にストレスが作用するのを防止できる。

【図面の簡単な説明】

【0047】

【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】挿入部の先端部分の縦断面図である。

【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。

【図10】フレキシブル基板の要部展開図である。

【図11】超音波振動子及びバッキング層とフレキシブル基板との連結部分を示す拡大断面図である。

【図12】平板状の樹脂フィルムから段付き円筒形状のフレキシブル基板を形成するための工程を示す説明図である。

【図13】樹脂フィルムの分割部において、その折り曲げの構成を示す拡大正面図である。

【符号の説明】

【0048】

- | | | | |
|-----|--------|-----|--------|
| 1 | 本体操作部 | 2 | 挿入部 |
| 2a | 軟性部 | 2b | アングル部 |
| 2c | 先端硬質部 | 10 | 照明部 |
| 10a | 照明用レンズ | 10b | ライトガイド |

10

20

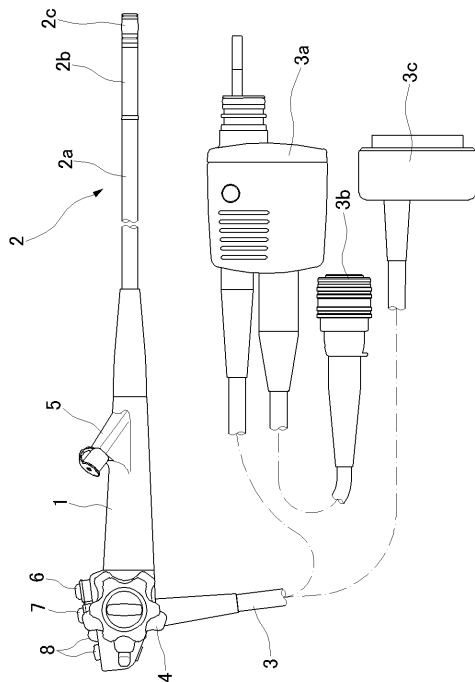
30

40

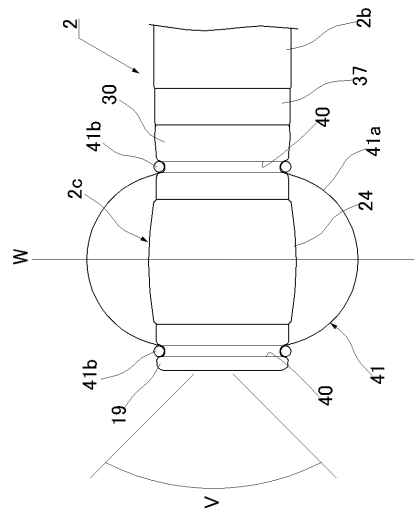
50

- 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 バッキング層
- 2 3 音響レンズ 2 4 超音波送受信ユニット
- 2 7 ケーブル 2 7 B ケーブル束
- 2 8 フレキシブル基板 2 8 a 大径部
- 2 8 b 小径部 2 8 c 鉛直部
- 2 9 a , 2 9 b 端子部 2 9 c 配線
- 3 0 連結部材 3 1 架橋部材
- 3 1 a 筒状部 3 1 b 連結アーム
- 5 0 樹脂フィルム 5 0 a 連続部
- 5 0 b 分割部 5 1 切り欠き部
- 5 2 微小孔 5 2 5 3 切り込み

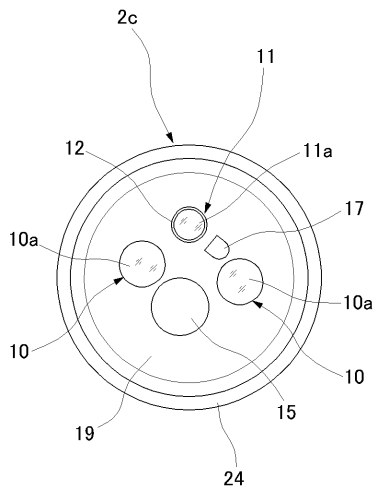
【図 1】



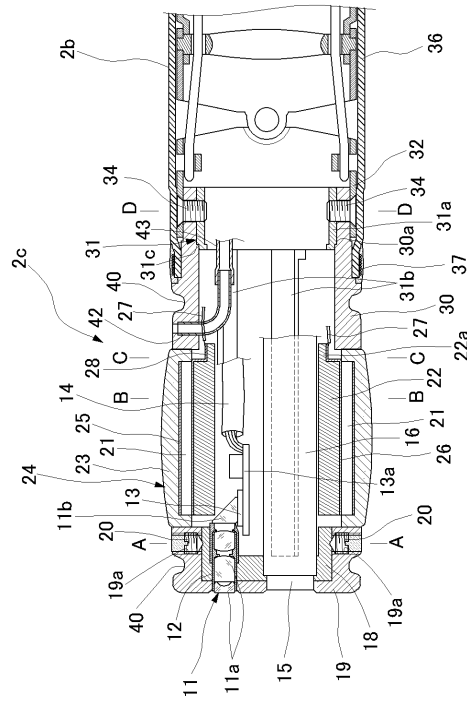
【図 2】



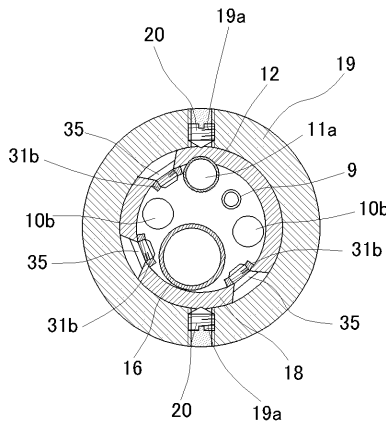
【 図 3 】



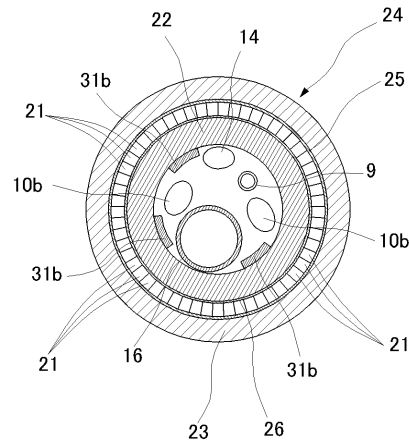
【 図 4 】



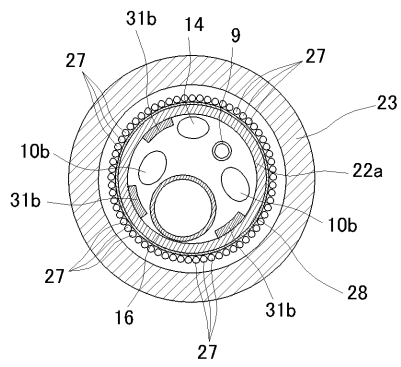
【 図 5 】



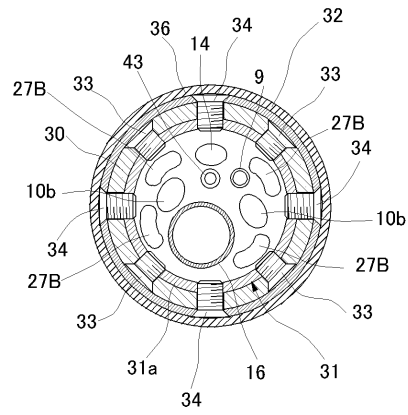
【 図 6 】



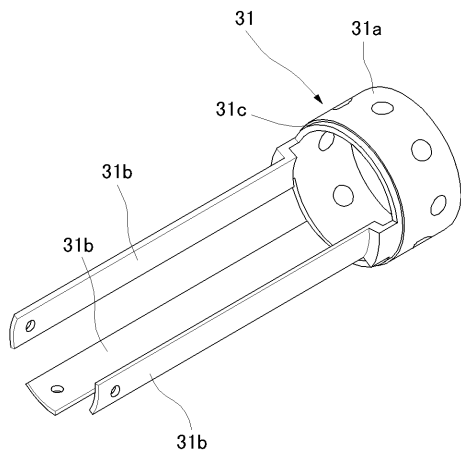
【 図 7 】



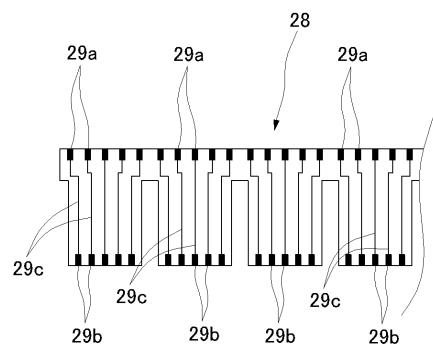
【 図 8 】



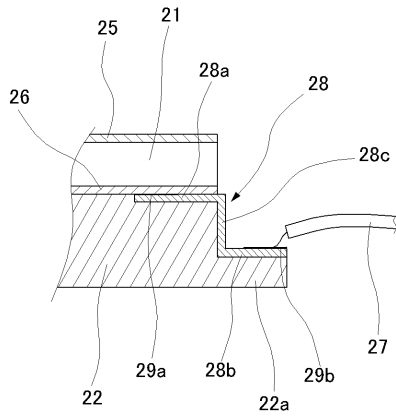
【 図 9 】



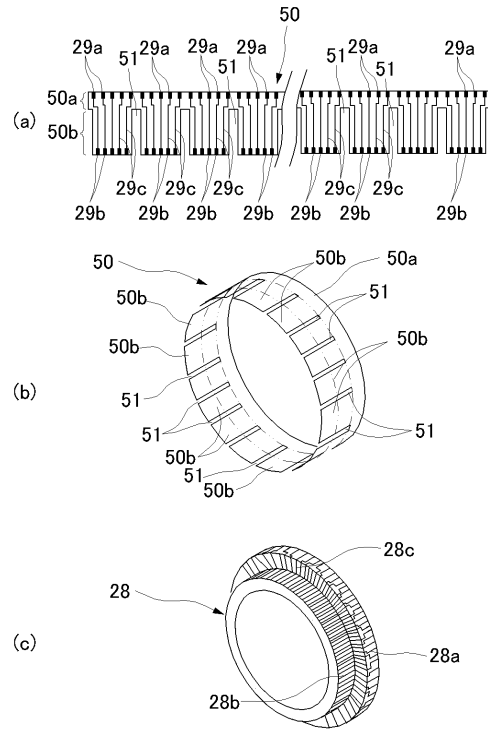
【 図 10 】



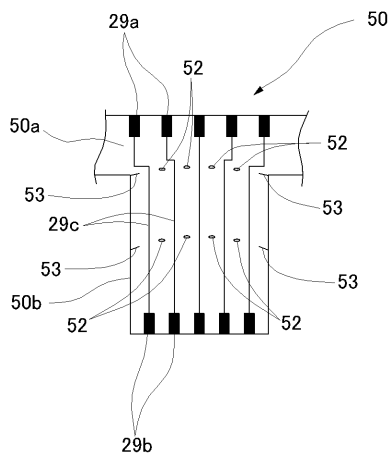
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平04 - 166139 (JP, A)
特開平02 - 271843 (JP, A)
特開平01 - 242049 (JP, A)
特開平05 - 042146 (JP, A)
特開2003 - 325527 (JP, A)
特開平05 - 200026 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00
A61B 1/00

专利名称(译)	超声波内视镜		
公开(公告)号	JP4484044B2	公开(公告)日	2010-06-16
申请号	JP2004221065	申请日	2004-07-29
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	田中俊積 坂本利男		
发明人	田中 俊積 坂本 利男		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/BB24 4C601/EE12 4C601/FE02 4C601/GA02 4C601/GB05 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB30		
其他公开文献	JP2006034743A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了确保连接到超声波振动器阵列的电缆的固定和稳定性，超声波振动器排列成环形或圆弧形，并且容易在插入管中建立超声波观察装置。
 ŽSOLUTION：柔性基板28形成为阶梯状圆柱形状，其中大直径部分28a粘附到背衬层22，而小直径部分28b粘附到从背衬层22突出的小直径部分22a，并且大直径部分28a保持在超声波振动器21的电极26和背衬层22之间。第一端子部分29a电连接到形成在以环形形状排列的超声波振动器21的电极26，并且电缆27电连接在小直径部分28b的第二端子部分29b上。Ž

