

(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2004-298349

(P2004-298349A)

(43) 公開日 平成16年10月28日(2004.10.28)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A61B 8/12

F1

A61B 8/12

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2003-94157(P2003-94157)  
 (22) 出願日 平成15年3月31日(2003.3.31)

(71) 出願人 000005430  
 富士写真光機株式会社  
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地  
 (74) 代理人 100089749  
 弁理士 影井 俊次  
 (72) 発明者 坂本 利男  
 埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地  
 富士写真光機株式会社内  
 Fターム(参考) 4C601 EE09 EE10 FE03 GA01 GA11  
 GA14 GC11

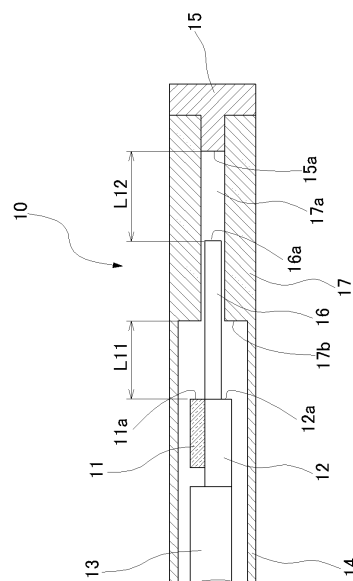
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブを湾曲したときに発生する回転むらを防止し、同時に超音波プローブの先端が折れることを防止する。

【解決手段】可撓性チューブ14の先端を内側に肉厚化された可撓性チューブ補強部17とし、この可撓性チューブ補強部17の内部にロッド16の内径よりも僅かに大きい外径を持つ通路17aを形成し、支持基台12に固着されたロッド16は常に可撓性チューブ補強部17の内部を変位するように構成する。超音波プローブ10が湾曲したときに超音波振動子11が先端方向に移動する移動量の最大値LM1を、支持基台先端面12aから可撓性チューブ補強部基端面17aまでの距離L11未満となるように、且つL11はロッド先端面16aから可撓性チューブ先端内面15aまでの距離L12以下となるように構成する。

【選択図】 図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

先端が閉塞した可撓性チューブと、  
前記可撓性チューブの内部に設けられ、超音波振動子を装着した回転可能な支持基台と、  
前記支持基台の一端に連結されたフレキシブルシャフトと、  
前記支持基台から延長させた保形部と、  
前記可撓性チューブの先端に設けられた補強部と、を有し、  
前記補強部の内部には前記保形部の外径よりも僅かに内径が大きい通路が設けられ、前記保形部は前記通路の内部を常に変位するように構成し、  
前記超音波振動子が前記可撓性チューブの先端に向かって移動する移動量の最大値は、前記支持基台における支持基台先端面から前記補強部における補強部基端面までの距離未満であり、前記支持基台における支持基台先端面から前記補強部における補強部基端面までの距離は、前記保形部における保形部先端面から可撓性チューブ先端内面までの距離以下であることを特徴とする超音波プローブ。

10

## 【請求項2】

先端が閉塞した可撓性チューブと、  
前記可撓性チューブの内部に設けられ、超音波振動子を装着した回転可能な支持基台と、  
前記支持基台の一端に連結されたフレキシブルシャフトと、  
前記支持基台の他端に固着されるロッドと、を有し、  
前記可撓性チューブの先端は内側に肉厚化された可撓性チューブ補強部により構成され、  
前記可撓性チューブの内部には前記ロッドの外径よりも僅かに内径が大きい通路が設けられ、前記ロッドは常に前記通路の内部を変位するように構成し、  
前記超音波振動子が前記可撓性チューブの先端に向かって移動する移動量の最大値は、前記支持基台における支持基台先端面から前記可撓性チューブ補強部における可撓性チューブ補強部基端面までの距離未満であり、前記支持基台における支持基台先端面から前記可撓性チューブ補強部における可撓性チューブ補強部基端面までの距離は、前記ロッドにおけるロッド先端面から可撓性チューブ先端内面までの距離以下であることを特徴とする超音波プローブ。

20

## 【請求項3】

先端が閉塞した可撓性チューブと、  
前記可撓性チューブの内部に設けられ、超音波振動子を装着した回転可能な支持基台と、  
前記支持基台の一端に連結されたフレキシブルシャフトと、  
前記可撓性チューブの先端の外側または内側に所定の硬さを持った補強部材を固着して設けた補強部と、を有し、  
前記支持基台の先端は所定の外径を持った支持基台嵌合部により構成され、前記補強部には前記支持基台嵌合部の外径よりも僅かに内径が大きい通路が設けられ、前記支持基台嵌合部は常に前記通路の内部を変位するように構成し、  
前記超音波振動子が前記可撓性チューブの先端に向かって移動する移動量の最大値は、前記超音波振動子における超音波振動子先端面から前記補強部材における補強部材基端面までの距離未満であり、前記超音波振動子における超音波振動子先端面から前記補強部材における補強部材先端面までの距離は前記支持基台嵌合部先端面から可撓性チューブ先端内面までの距離未満であることを特徴とする超音波プローブ。

30

40

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は、体内に挿入して超音波走査を行う細径の超音波プローブに関する。

## 【0002】

## 【従来の技術】

内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿通されて体腔内に挿通される超音波プローブは従来から知られている。この超音波プローブの先端には、回転方向または直線方向に移動して

50

走査を行う超音波振動子が設けられている。超音波振動子は、超音波ビームを被検対象に発射して、その反射波を受信することによって生体内の断層像を得る。

【0003】

図4は、超音波振動子101を回転方向に移動して走査するラジアル走査を行う場合の超音波プローブ100の先端部分の図面である。図4において、超音波プローブ100は、先端が栓部材105により閉塞した可撓性チューブ104からなり、内部に超音波振動子101と支持基台102とフレキシブルシャフト103とを有して構成される。超音波振動子101は支持基台102に装着され、支持基台102はフレキシブルシャフト103に回転可能に連結される。フレキシブルシャフト103は曲げ方向に可撓性を有する密着コイルなどにより構成され、図示しない回転駆動装置に連結される。この回転駆動装置の回転力はフレキシブルシャフト103に伝達され、可撓性チューブ104の内部でフレキシブルシャフト103が回転する。このようにフレキシブルシャフト103が回転することにより、超音波振動子101も回転し、体腔内のラジアル走査が行える。また、超音波は空気中では大きく減衰することから、可撓性チューブ104内には超音波伝達媒体となる水などが封入されている。以上のように構成される超音波プローブは従来から知られている（例えば、特許文献1参照。）。 10

【0004】

ところで、上述した超音波プローブ100は、ガイド手段として、例えば内視鏡の挿入部における処置具挿通チャンネルに挿通されて体腔内に挿入されるが、体腔内の任意の箇所の診断を行うために、超音波プローブ100は湾曲可能な可撓性部材により形成される。従って、超音波プローブ100の可撓性チューブ104およびフレキシブルシャフト103も湾曲可能に形成される。また、図示しない回転駆動手段によりフレキシブルシャフト103が回転するが、このフレキシブルシャフト103を円滑に回転させるために、可撓性チューブ104とフレキシブルシャフト103との間に隙間が設けられている。このように可撓性チューブ104とフレキシブルシャフト103との間に隙間が設けられている状態で超音波プローブ100が湾曲すると、フレキシブルシャフト103は可撓性チューブ104の内側に偏って当接することがある。このようにフレキシブルシャフト103が可撓性チューブ104の内側に偏って当接すると、可撓性チューブ104に対して、フレキシブルシャフト104の先端に連結されている支持基台102および超音波振動子101の位置が超音波プローブ100の先端方向に向かって変位する。これは、超音波プローブ100の湾曲する角度が大きいほど、支持基台102および超音波振動子101の位置が超音波プローブ100の先端方向に向かって大きく変位する。 20 30

【0005】

例えば、図4に示されているように、支持基台102の可撓性チューブ100の先端側の支持基台先端面102aと可撓性チューブ100の先端の可撓性チューブ先端内面105aとの距離L1が短い場合、超音波プローブ100が湾曲したときに支持基台102が先端方向に移動するため、図5のように支持基台先端面102aと栓部材105の基端面が臨む可撓性チューブ先端内面105aとが当接することがある。このように、支持基台先端面102aと可撓性チューブ先端内面105aとが当接すると、摩擦力が発生してしまい、支持基台102が円滑に回転しないため、回転むらが発生する。すなわち、支持基台先端面102aと可撓性チューブ先端内面105aとが当接し、押し付け力が発生すると、図示しない回転駆動装置の回転角とフレキシブルシャフト103の回転角とが一致しなくなる可能性がある。 40

【0006】

そこで、図6のように、超音波プローブ100の湾曲時に、支持基台102の位置が超音波プローブ100の先端側に向かって最も変位した場合においても、支持基台先端面102aと可撓性チューブ先端内面105aとが当接しないように構成することにより、摩擦による回転むらが発生することを防止することができる。すなわち、図6のように、超音波プローブ100の湾曲時に、支持基台102が超音波プローブ100の先端方向に向かって移動する移動量の最大値をL2とし、超音波プローブ100が湾曲していないときの 50

支持基台先端面 102a と可撓性チューブ先端内面 105a との距離 L3 としたときにおいて、L3 を L2 よりも長くすれば、支持基台先端面 102a と可撓性チューブ先端内面 105a とが当接することはない。

【0007】

【特許文献 1】

特許第 3248344 号公報 (第 4 - 5 頁、第 4 図)

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、上述した超音波振動子 101 は、超音波ビームを被検対象に送信して、その反射波を受信することによって生体内の超音波画像を得るため、可撓性チューブ 104 の厚みはできるだけ薄く構成されなくてはならない。しかしながら、可撓性チューブ 104 を薄く構成すると、超音波プローブ 100 は強度を保つことが難しく折れやすい。このように折れやすい可撓性チューブ 104 を用いて構成される超音波プローブ 104 において、上述したように、超音波プローブ 100 が湾曲していないときにおける支持基台先端面 102a と可撓性チューブ先端内面 105a との距離 L3 を長く構成すると、超音波プローブ 100 の先端が湾曲する場合、さらに可撓性チューブ 104 は折れやすくなる。すなわち、超音波プローブ 100 の先端に湾曲させるような力が作用した場合、可撓性チューブ 104 の支持基台先端面 102a 近傍に応力が集中し、図 7 のように変形または座屈することがある。

10

【0009】

そこで本発明は、超音波プローブが湾曲したときに回転むらが発生することを防止し、且つ可撓性チューブの先端が容易に折れない超音波プローブを提供することを目的とする。

20

【0010】

【課題を解決するための手段】

前述した目的を達成するために、本発明の超音波プローブは、先端が閉塞した可撓性チューブと、前記可撓性チューブの内部に設けられ、超音波振動子を装着した回転可能な支持基台と、前記支持基台の一端に連結されたフレキシブルシャフトと、前記支持基台から延長させた保形部と、前記可撓性チューブの先端に設けられた補強部と、を有し、前記補強部の内部には前記保形部の外径よりも僅かに内径が大きい通路を設け、前記保形部は前記通路の内部を常に変位するように構成し、前記超音波振動子が前記可撓性チューブの先端に向かって移動する移動量の最大値は、前記支持基台における支持基台先端面から前記補強部における補強部基端面までの距離未満となし、前記支持基台における支持基台先端面から前記補強部における補強部基端面までの距離は、前記保形部における保形部先端面から可撓性チューブ先端内面までの距離以下となるように構成している。

30

【0011】

【発明の実施の形態】

以下、図面に基づいて本発明の実施形態を説明する。

【0012】

A. 本発明の第 1 の実施形態

図 1 は、本発明において超音波プローブ 10 を内視鏡 1 に挿通させた図である。図 1 において、内視鏡 1 は、内視鏡 1 の操作を行う本体操作部 2 に体腔内へ挿入する挿入部 3 を連設されて構成される。挿入部 3 の先端硬質部 3a には、体腔内を照明する照明部 4 と、この照明部 4 からの照明光の照明下で体腔内の観察を行う観察窓 5 と、体腔内で患部が発見されたときなどにおいて適宜の処置を施すために鉗子などの処置具を導くための処置具挿通チャンネル 6 とが設けられる。処置具挿通チャンネル 6 は、その入口が本体操作部 2 の挿入部 3 への連設部近傍などに配置され、出口 6b は挿入部 3 の先端硬質部 3a に設けた観察窓 5 による観察視野内に入る位置に形成されている。超音波プローブ 10 は、処置具挿通チャンネル 6 の内部に挿通可能な可撓性を有する細径のプローブ本体 10a と、このプローブ本体 10a の基端部に着脱可能に連結される走査駆動ユニット 10b とにより構成される。この走査駆動ユニット 10b には、図示しない回転駆動装置が設けられ、この

40

50

回転駆動装置の回転力が超音波プローブ10に伝達されることによりラジアル走査が可能になる。このとき、走査駆動ユニット10bの図示しない回転駆動装置の回転角は、図示しないエンコーダにより検出される。

#### 【0013】

次に、図2を用いて超音波プローブ10の先端について説明する。図2において、超音波プローブ10は、先端が栓部材15により閉塞した可撓性チューブ14からなり、内部に超音波振動子11と支持基台12とフレキシブルシャフト13とを有して構成される。超音波振動子11は支持基台12に装着され、支持基台12はフレキシブルシャフト13に連結される。ただし、超音波振動子11は、支持基台12から栓部材15側に突出する状態で装着されないものとする。フレキシブルシャフト13は例えば密着コイルのように曲げ方向に可撓性を有する部材より構成され、走査駆動ユニット10bの図示しない回転駆動装置の駆動力により回転される。可撓性チューブ14の先端部分は内側に向けて肉厚化させた可撓性チューブ補強部17として形成される。これにより可撓性チューブ補強部17の内部には軸線方向に向けた細い通路17aが形成される。ここで、本実施形態では、通路17aの内径は栓部材15の外径とほぼ一致しており、従って通路17aの先端部を閉塞させる栓部材15の基端面が可撓性チューブ14の先端内面となる。そして、この通路17aの内部には、通路17aの内径よりも僅かに細い径を有する保形部としてのロッド16が挿通されている。このロッド16は、支持基台12に固着され、超音波プローブ10の軸線方向に延在して設けられる。このロッド16は、硬質または多少の可撓性を持った部材により形成される。このロッド16の先端部分のロッド先端部16aは、図2に示されるように、常に可撓性チューブ補強部17の内部において変位するように設けられる。

10

20

#### 【0014】

ここで、超音波プローブ10が湾曲していないときにおいて、支持基台12の可撓性チューブ補強部17側の先端面である支持基台先端面12aと可撓性チューブ補強部17の支持基台12側の先端面である可撓性チューブ補強部基端面17bとの距離をL11とし、ロッド16の栓部材15側の先端面であるロッド先端面16aと栓部材15の基端面により限定される可撓性チューブ先端内面15aとの距離をL12とする。また、超音波プローブ10が湾曲したときに超音波振動子11が超音波プローブ10の先端に向かって移動する移動量の最大値をLM1とした場合、LM1はL11未満となるように、またL12はL11以上となるように超音波プローブ10の各部材を設ける。すなわち、超音波プローブ10の湾曲時に、超音波振動子11が最も超音波プローブ10の先端に向かって移動した場合においても、超音波振動子11は可撓性チューブ補強部17の内部に位置することがないようにするためにLM1はL11未満とする。さらに、超音波プローブ10の湾曲時に、支持基台12が最も先端に向かって移動した場合においても、支持基台先端面12aと可撓性チューブ補強部基端面17bとが当接しないようにするために、LM1はL11未満とする。また、同様に、ロッド先端面16aと可撓性チューブ先端内面15aとが当接しないようにするために、L12はL11以上とする。

30

#### 【0015】

また上述した可撓性チューブ補強部17の厚みは、可撓性チューブ14の超音波振動子11から可撓性チューブ補強部17の部分に湾曲するような外力が作用した場合においても座屈しない程度の厚みのことをいう。

40

#### 【0016】

以上のように超音波プローブ10を構成した場合、支持基台先端面12aと可撓性チューブ補強部基端面17bとが当接しないため、またロッド先端面16aと可撓性チューブ先端内面15aとが当接しないため、フレキシブルシャフト13の円滑な回転を妨げることはない。従って、回転むらが発生することはない。同時に、可撓性チューブ14の先端部分を内側に肉厚化した可撓性チューブ補強部17として形成し、支持基台12に固着されたロッド16を常に可撓性チューブ補強部17の内部を変位させるように構成することにより、超音波プローブ10の先端部分は変形または座屈しない。

50

## 【0017】

なお、上述したロッド16は硬質部材により形成しても良いが、超音波プローブ10の先端部分が湾曲するような外力が作用した場合において、超音波プローブ10の先端部分が容易に折れない程度であれば、ロッド16は多少の可撓性を持ってよい。

## 【0018】

また、図2において、超音波振動子11の可撓性チューブ補強部17側の先端面である超音波振動子先端面11aは支持基台先端面12aと軸線方向において一致するように設けられているが、支持基台12の形状としては、超音波振動子11より前方に突出する形状であってもよい。

## 【0019】

また、本実施形態では、超音波振動子11を回転させて走査を行うラジアル走査について説明したが、これに限られず、軸線方向に超音波振動子11を移動させて走査を行うリニア走査に適用しても良い。本実施形態をリニア走査に適用した場合、支持基台12の栓部材15側への移動量の最大値をL11未満にすればよい。

## 【0020】

B. 本発明の第2の実施形態

次に、本発明の第2の実施形態について図3を用いて説明する。図3において、本実施形態の超音波プローブ10は、超音波振動子11、超音波振動子先端面11a、フレキシブルシャフト13、可撓性チューブ14、栓部材15および可撓性チューブ先端内面15aについては第1の実施形態と同一であるので説明を省略する。本実施形態において、支持基台22は、図3に示されるように、一端がフレキシブルシャフト13の先端部分に嵌合させるようにして固着して設けられる。また、可撓性チューブ先端内面15a側における支持基台22の先端側には保形部として支持基台嵌合部27は、図3に示されているように、補強部材23の内部に位置する可撓性チューブ14の内径より僅かに小さい外径を有するように形成されている。補強部材23は、所定の硬さを持った金属や硬質の樹脂などからなるリング状の部材であり、可撓性チューブ14の先端部分の外側（または内側）に設けられ、支持基台嵌合部27は、常に補強部材23の内部に位置する通路23aの内部を変位するように設けられる。

## 【0021】

なお、上述した支持基台嵌合部27は、支持基台嵌合部27の円滑な移動を妨げない程度であり、且つ可撓性チューブ14の超音波振動子11から支持基台嵌合部27における部分に湾曲する外力が加わった場合においても容易に湾曲しない程度の厚みを有する。

## 【0022】

また、上述した所定の硬さとは、硬質であるか、または補強部材23に対して湾曲するような外力が作用した場合においても容易に折れない程度に可撓性を持った硬さとする。

## 【0023】

ここで、超音波プローブ10の先端が湾曲していないときにおいて、超音波振動子先端面11aと補強部材23の超音波振動子11側の基端面である補強部材基端面23bとの距離をL13とし、支持基台嵌合部27の超音波プローブ10の先端側の支持基台嵌合部先端面27aと可撓性チューブ先端内面15aとの距離をL14とする。また、超音波プローブ10が湾曲したときに超音波振動子11が超音波プローブ10の先端側に向かって移動する移動量の最大値をLM2とした場合、LM2はL13未満となるようになし、さらにL13はL14以下となるように超音波プローブ10の各部材を設ける。すなわち、超音波プローブ10が湾曲したときに、超音波振動子11が最も超音波プローブ10側に移動した場合においても、超音波振動子11が補強部材23の内部に変位しないようにLM2はL13未満となるように構成する。これは、超音波振動子11は超音波ビームを被検対象に送信して、その反射波を受信することによって生体内の画像を得るため、超音波振動子11が超音波ビームを発射する方向に補強部材23が存在すると、超音波ビームを大きく減衰させるためである。また、超音波プローブ10が湾曲したときに、支持基台嵌合部先端面27aが可撓性チューブ先端内面15aに最も接近した場合においても当接しな

10

20

30

40

50

いようにするために、LM13はL14以下となるように構成しなくてはならない。

【0024】

以上のように超音波プローブ10を構成した場合、支持基台嵌合部先端面27aと可撓性チューブ先端内面15aとが当接しないため、フレキシブルシャフト13の円滑な回転が妨げられることはない。従って、回転むらが発生することはない。

【0025】

ところで、可撓性チューブ14の先端部分の外側に設けられている補強部材23は所定の硬さを持った部材で形成されているため、この補強部材23は容易に湾曲しない。支持基台22の先端部分に形成される支持基台嵌合部27は、この支持基台嵌合部27の円滑な移動を妨げない程度の隙間を持って補強部材23の通路23aの内部を変位するため、超音波振動子11から支持基台嵌合部27までの部分の可撓性チューブ14に湾曲するような外力が加わった場合でも、この部分の可撓性チューブ14は容易に変形しないため、超音波プローブ10の先端部分が折損または座屈したりしない。

10

【0026】

以上のように、超音波プローブ10が湾曲したときに、支持基台22が超音波プローブ10の先端側に最も変位した場合においても、支持基台嵌合部先端面27aと可撓性チューブ先端内面15aとが当接しないように構成したため、摩擦力による回転むらが発生することはない。

【0027】

なお、本実施形態において、補強部材23は硬質または多少の可撓性を持つ部材としたが、この補強部材23の可撓性は、超音波プローブ10の先端部分が湾曲するような外力が作用した場合において、超音波プローブ10の先端部分が容易に変形しない程度であればよい。

20

【0028】

また、本実施形態では、超音波振動子11を回転させて走査を行うラジアル走査について説明したが、これに限られず、軸線方向に超音波振動子11を移動させて走査を行うリニア走査に適用しても良い。本実施形態をリニア走査に適用した場合、超音波振動子11の栓部材15側への移動量の最大値をL13未満にすればよい。

【0029】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明では、支持基台および支持基台から延長させた保形部を設け、且つ超音波プローブの先端部分に補強部を設け、保形部の外径を補強部の内径よりも僅かに小さくして、常に補強部の内部を変位するように構成したので、回転むらが発生することを防止すると同時に、超音波プローブの先端部分が湾曲する外力が加わった場合においても、超音波プローブの先端が折損することを防止することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】内視鏡に超音波プローブを挿通させた構成説明図である。

【図2】本発明の第1の実施形態における超音波プローブの先端の断面図である。

【図3】本発明の第2の実施形態における超音波プローブの先端の断面図である。

【図4】従来技術における支持基台が栓部材に近接している状態の超音波プローブの先端の断面図である。

40

【図5】従来技術における支持基台が栓部材に当接している状態の超音波プローブの先端の断面図である。

【図6】従来技術における支持基台が移動する状態を示した超音波プローブの先端の断面図である。

【図7】従来技術における超音波プローブが折れた状態を示した超音波プローブの先端の断面図である。

【符号の説明】

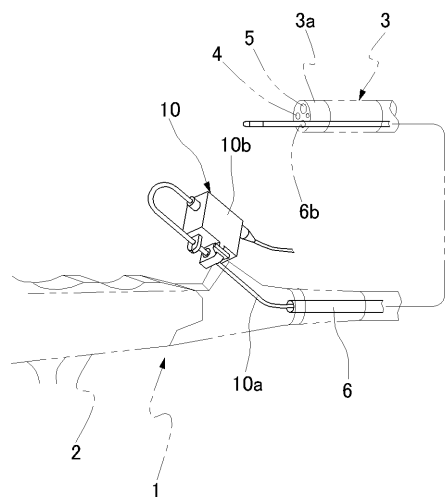
1 内視鏡

10 超音波プローブ

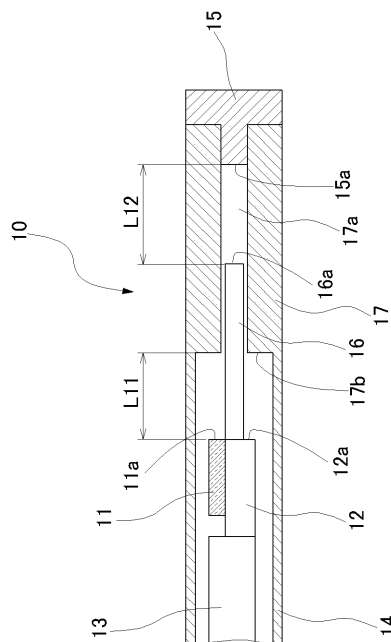
50

- 1 1 超音波振動子
- 1 1 a 超音波振動子先端面
- 1 2 支持基台
- 1 2 a 支持基台先端面
- 1 3 フレキシブルシャフト
- 1 4 可撓性チューブ
- 1 5 栓部材
- 1 5 a 可撓性チューブ先端内面
- 1 6 ロッド
- 1 7 可撓性チューブ補強部
- 1 7 a 通路
- 1 7 b 可撓性チューブ補強部基端面
- 2 2 支持基台
- 2 3 補強部材
- 2 3 a 通路
- 2 3 b 補強部材基端面
- 2 7 支持基台嵌合部
- 2 7 a 支持基台嵌合部先端面

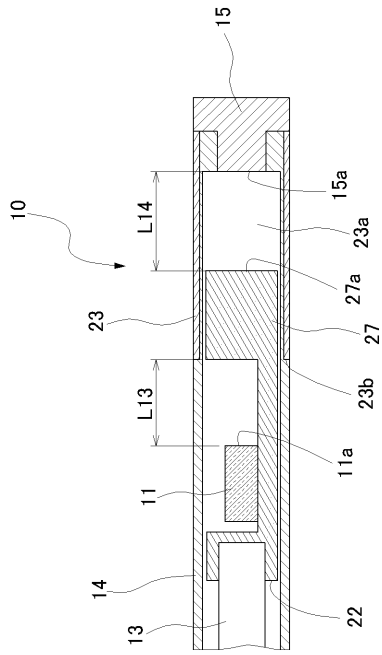
【 図 1 】



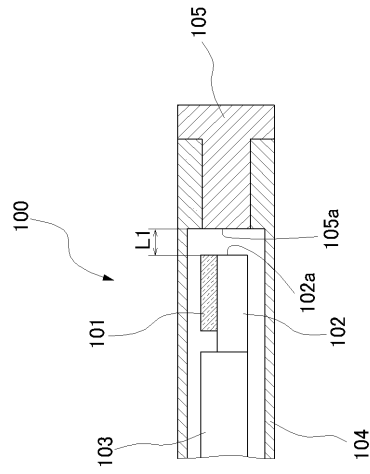
【 図 2 】



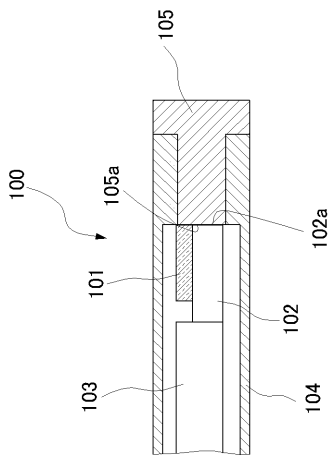
【 図 3 】



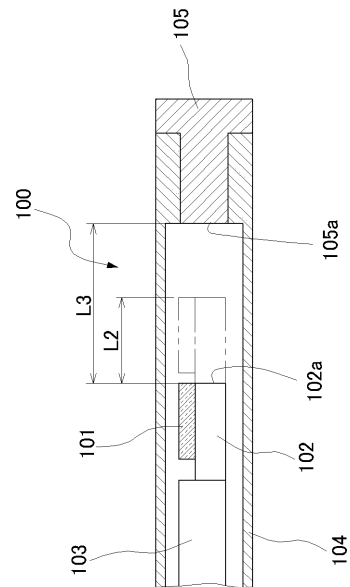
【 図 4 】



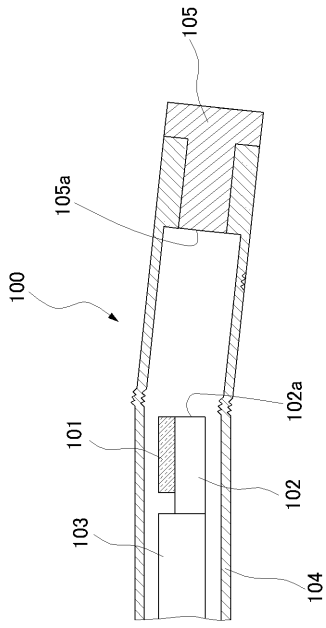
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004298349A</a>	公开(公告)日	2004-10-28
申请号	JP2003094157	申请日	2003-03-31
[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)	富士摄影光学有限公司		
[标]发明人	坂本利男		
发明人	坂本 利男		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FE03 4C601/GA01 4C601/GA11 4C601/GA14 4C601/GC11		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：为了防止在弯曲超声探头时发生旋转不均，同时防止超声探头的尖端折断。 解决方案：挠性管14的顶端是一个挠性管加强部分17，其内部有一个加厚的部分，挠性管加强部分17的内部的外径略大于杆16的内径。 而且，固定在支撑基座12上的杆16总是在挠性管加强部17的内部移位。 当超声探头10弯曲时，超声换能器11在远侧方向上的移动量的最大值LM1小于从支撑基座远端表面12a到挠性管加强部分近端表面17a的距离L11。 另外，L11被配置为从杆头表面16a到挠性管头内表面15a的距离L12或更小。 [选择图]图2

