

(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2008-220529
(P2008-220529A)

(43) 公開日 平成20年9月25日(2008.9.25)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)

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 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2007-60901(P2007-60901)
(22) 出願日 平成19年3月9日(2007.3.9)

(71) 出願人 390029791
アロカ株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 100075258
弁理士 吉田 研二
(74) 代理人 100096976
弁理士 石田 純
(72) 発明者 笠原 英司
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
カ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 EE11 FE01 GA01 GB04
GB06

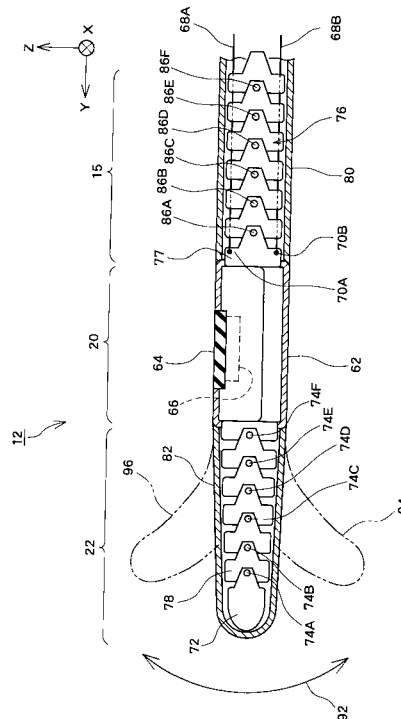
(54) 【発明の名称】 体腔内プローブ

(57) 【要約】

【課題】 体腔内プローブにおいて生体の体腔内への挿入前に形状の設定を可能にする。

【解決手段】 生体の体腔内に挿入される経食道プローブの先端部12は、生体内に超音波を送受信する超音波送受信部20と、超音波送受信部20の挿入方向前方側に設けられ、屈曲可能でかつ、その屈曲状態を維持可能な駒列78を収納した塑性部22と、を有する。塑性部22は自己の形状を維持する性質を備えるので、例えば先端部を体腔内に挿入する場合に、塑性部22を事前に成形できる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体の体腔内に挿入され、生体内に超音波を送受信する超音波送受信部と、前記超音波送受信部の挿入方向前方側に設けられ、屈曲可能でかつその屈曲状態を維持可能な骨格部を有する塑性構造体と、を有することを特徴とする体腔内プローブ。

【請求項 2】

請求項 1 記載の体腔内プローブにおいて、前記骨格部は、前記塑性構造体が前記挿入方向へ縮むことを制限することを特徴とする体腔内プローブ。

10

【請求項 3】

請求項 1 記載の体腔内プローブにおいて、前記骨格部は、特定平面上で屈曲する配列をもった骨格要素列を含むことを特徴とする体腔内プローブ。

【請求項 4】

請求項 1 記載の体腔内プローブにおいて、前記塑性構造体は、先細りの偏平形状を有することを特徴とする体腔内プローブ。

【請求項 5】

請求項 4 記載の体腔内プローブにおいて、前記塑性構造体の挿入方向後方側が、前記超音波送受信部の挿入方向前方側と実質的に段差なく滑らかに連なることを特徴とする体腔内プローブ。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は体腔内プローブに関し、特に、生体に挿入されて生体組織を観察するための体腔内プローブの構造に関する。

【背景技術】**【0002】**

体腔内プローブは、生体の体腔内から内部の臓器等を観察するための超音波プローブである。体腔内プローブに分類されるものには、経食道プローブ、経直腸プローブ、経尿道プローブおよび経膈プローブなどが挙げられる。このようなプローブの共通点は、生体の内部に挿入され、生体内の診断部位まで近接させてから（あるいは移動中においても）超音波の送受信を行なうことにある。例えば、超音波プローブのプローブヘッドの構造に関して、以下の特許文献に示すような技術が開示されている。

30

【0003】

特許文献 1 には、超音波振動子を備える内視鏡プローブが開示されている。この内視鏡プローブ先端部 1 の具体的な構造は不明であるものの、スパイラル状金属が埋め込まれているようであり、そのスパイラル構造から先端部には弾力性あるいは屈曲状態からの復帰力があるものと認められる。特許文献 2 には先端にカテーテルチップを被せた超音波プローブが開示されているが、このカテーテルチップについては柔らかい(soft tip)という記載があるのみである。

40

【0004】

【特許文献 1】特開昭 60 - 2230 号公報

【特許文献 2】米国特許第 6120453 号明細書

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

前述したように、従来の体腔内プローブでは、先端部に外部から力が加われば屈曲するが、力が失われると本来の形状に戻る自己復元性があったものと認められる。このため、従来の体腔内プローブは、体腔に挿入する前の段階で内部の体腔の形状に合わせた形状を

50

予備的に形成保持しておくことができない。従って、必ずしも円滑な挿入を行なうことができない可能性があった。

【0006】

本発明の目的は、操作性の優れた体腔内プローブを提供することである。あるいは本発明の他の目的は、生体の体腔内への挿入前に形状を設定することのできる体腔内プローブを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明に係る体腔内プローブは、生体の体腔内に挿入され、生体内に超音波を送受信する超音波送受信部と、前記超音波送受信部の挿入方向前方側に設けられ、屈曲可能でかつその屈曲状態を維持可能な骨格部を有する塑性構造体と、を有することを特徴とする。

10

【0008】

上記構成によれば、塑性構造体を設けているので、体腔に挿入する前の段階で、所望の形状を予備的に形成しておくことができる。そのために、先端部を体腔内に挿入する場合に、生体の体壁への押圧力を低減できて、スムーズな挿入操作が行える。あるいは体腔からの引抜き時においても、形状が自己復元する場合に生じる不要な力が生じないので円滑な操作を行える。

【0009】

望ましくは前記骨格部は、前記塑性構造体が前記挿入方向へ縮むことを制限することを特徴とする。上記構成によれば、塑性構造体が挿入方向へ収縮することが制限され、挿入方向への剛性を維持しつつ、座屈が発生することを防止できる。

20

【0010】

望ましくは前記骨格部は、特定平面上で屈曲する配列をもった骨格要素列を含むことを特徴とする。上記構成によれば、骨格要素列の作用によって、特定平面上での塑性構造体の屈曲動作が行なわれるので、例えば、塑性構造体に外部から応力が加わった場合に、ある方向からの応力に対しては屈曲し難くなり、別の方向からの応力に対しては容易に屈曲するような異方性を備えることができる。

【0011】

望ましくは前記塑性構造体は、先細りの偏平形状を有することを特徴とする。上記構成によれば、塑性構造体を挿入方向に進める際に、挿入方向へのスムーズな誘導が期待される。

30

【0012】

望ましくは前記塑性構造体の挿入方向後方側が、前記超音波送受信部の挿入方向前方側と実質的に段差なく滑らかに連なることを特徴とする。上記構成によれば、前方に設けられた塑性構造体とそれに連なる超音波送受信部とを一体的な形状にできるので、体腔との接触抵抗の少ないスムーズな挿入を行える。

【発明の効果】

【0013】

以上説明したように、本発明によれば、操作性に優れた体腔内プローブを提供できる。あるいは体腔内プローブを生体の体腔内へ挿入する前に形状を設定することができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0015】

図1は、本発明の第1の実施形態に係る経食道プローブ10の外観図である。経食道プローブ10は体内に挿入される先端部12、体外で先端部12を操作する操作部16、信号線を装置本体40に接続するためのコネクタボックス19等からなる。先端部12は、超音波を送受信する超音波送受信部20、超音波送受信部20の前方に設けられた塑性部22、超音波送受信部20の後方に設けられた後方関節部15を有する。本実施形態において、後方関節部15は円筒管状の外観を示し、後方関節部15とほぼ同一直径の挿入管

50

14に連なって接続される。屈曲性と防水性を備える挿入管14は、中空のフレキシブルチューブ等から構成され、操作部16と接合される。操作部16には、後方関節部15を上下方向に屈曲して操作するためのハンドル30が設けられる。操作部16の内部には、ハンドル30と連動して回転するプリー(図示せず)が設置されており、そのプリーには1本のワイヤ(図示せず)が架けられ、ワイヤの両端は、挿入管14の内部を通じて後方関節部15までつながっている。操作部16は、信号ケーブル17を通じてコネクタボックス19と電氣的に接続される。経食道プローブ10はコネクタボックス19を介して、超音波診断装置の装置本体40と接続されている。

【0016】

上記の構成の経食道プローブ10によれば、操作部16にあるハンドル30を用いて、後方関節部15を動かすことができる。但し、操作部16には塑性部22を操作するための機構は備えておらず、塑性部22の形状を変える場合には、矢印18で示すように塑性部22に直接に力を加えて変形させる必要がある。

10

【0017】

図2は、経食道プローブ10の先端部12の外観が拡大して示されている。真っすぐに形成された状態の先端部12の上面図が(A)に、側面図が(B)に示されている。超音波送受信部20は、硬質樹脂製のハウジング62と、そのハウジング62の上面に設けられた当接面64と、当接面64を介して超音波を送受信する振動子(図示せず)を有する。当接面64は、超音波を伝播する素材で形成されており、ハウジング62に密着している。

20

【0018】

後方関節部15は、伸縮性と防水性のある被覆管80に覆われており、その断面の形状は楕円形となっている。本実施形態においては、その断面の形状が楕円形となるような関節部を採用しているが、断面が円筒形になる関節部を用いてもよい。但し、特に図2に示すような外観の後方関節部15を用いれば、先端部12を全体的に平べったい形状にすることができるので、被験者にとって飲み込み易い形状となる。塑性部22も伸縮性と防水性のある被覆膜82に覆われており、それぞれの被覆管80及び被覆膜82は、双方に挟まれているハウジング62に対してほぼ段差無く接合されている。

【0019】

先端部12の形状は図2に示すように、ハウジング62の前方部分から塑性部22の尖端42に至るまでに、その幅寸法及び高さ寸法が緩やかに減少していく形状となっている。先端部12の外観形状について、微視的な視点から詳述するために、先端部12に対する3つの断面を想定して、それらの断面形状に関する幅寸法と高さ寸法について述べる。まず、図2に示す先端部12について、XZ平面に平行な面を3つ仮設する。1つめの断面としてハウジング62の挿入方向の前方部分における断面を想定する。その断面形状からはハウジング62の幅寸法 w_1 と高さ寸法 h_1 とが求められる。また、2つめの断面は、塑性部22の後方部分における断面と想定することで、その断面形状から塑性部22の後方部分の幅寸法 w_2 と高さ寸法 h_2 とが求められる。更に、塑性部22の尖端42での断面を3つ目の断面と想定することで、幅寸法 w_3 と高さ寸法 h_3 とが求められる。

30

【0020】

このように各断面を設定することで得られた各寸法を比較すると、ハウジング62の幅寸法 w_1 と、塑性部22の幅寸法 w_2 とが近似($w_1 \approx w_2$)しており、同様にハウジング62の高さ寸法 h_1 と、塑性部22の高さ寸法 h_2 についても近似($h_1 \approx h_2$)していることが判明する。すなわち、ハウジング62と塑性部22との接合部84では、幅及び高さの寸法がほとんど変化せずに滑らかに連なっている。それに対して、塑性部22における2つの断面形状については、幅寸法 w_2 と w_3 とを比べると w_3 の方が短く($w_3 < w_2$)、高さ寸法についても h_2 よりも h_3 の方が短くなっている($h_3 < h_2$)。つまり、塑性部22はハウジングから離れるにつれて先細りの形状となっている。

40

【0021】

また、同一の断面位置での幅寸法と高さ寸法を比べると、いずれも、高さ寸法よりも幅

50

寸法の方が大きいことから ($h_1 < w_1$, $h_2 < w_2$, $h_3 < w_3$)、塑性部 22 は幅方向に広がった偏平形状となっている。

【0022】

以上のように、3つの断面形状から求められる各寸法について細部の比較を行ったが、先端部 12 全体の立体的形状を全体的に観察することによっても、先端部 12 は全体として段差や突起が少なく滑らかな流線型の形状になっていることが識別される。換言すると、あたかもヘラ型あるいは舌の形に近い形状となっている。

【0023】

このような形状であれば、先端部 12 を体腔内に挿入しやすくなる。例えば、経食道プローブに関しては、先端部 12 の形状が、例えばヘラ型の形状であることによって、食道の中までスムーズに挿入させることが期待できる。また、先端部 12 が全体的に段差なく滑らかに形成された立体形状であることは、口腔内あるいは食道内での接触抵抗を少なくしてスムーズに挿入する上で利点がある。経食道プローブだけに限らず、他の体腔内プローブに適用する場合においても、このような偏平形状であれば平たい体腔に対して適用し易い形状であるといえる。

10

【0024】

次に、図 2 に示した先端部 12 の内部構造について示す。図 3 は先端部 12 の断面図である。前述したように、先端部 12 は 3つの部分 (超音波送受信部 20、後方関節部 15、塑性部 22) からなり、超音波送受信部 20 のハウジング 62 内には、超音波振動子 66 が当接面 64 の下側に設置されている。超音波振動子 66 には 2D アレイ振動子を用いてもよいし、1D アレイ振動子でもよい。1D アレイ振動子とその回転装置とを組み合わせた機構を用いてもよい。

20

【0025】

後方関節部 15 は、複数の駒が連なって接続された駒列 76 を有する。被覆管 80 に覆われている駒列 76 は、それぞれの駒に設けられた支軸 (86A ~ 86F) を回転軸として回転するので、駒列 76 全体として湾曲できる。図 3 に示す駒列 76 の構造では、X 軸の向きへの揺動運動が抑えられ、YZ 平面と平行な面での屈曲運動が可能になっている。なお、隣り合う駒同士を結合するための部品として、支軸ではなく 2 個のリベットを用いて駒同士を係合させることもできる。

【0026】

駒列 76 を構成する各駒の円筒部内側には、2本のワイヤ 68A, 68B が挿通される。このワイヤ 68A とワイヤ 68B は、本来、操作部 16 (図 1 参照) の内部にあるプーリで折り返される 1本のワイヤ 68 であるが、説明の便宜のため 2本で図示している。ワイヤ 68A, 68B は、駒列 76 の駒の中で、ハウジング 62 に最も近い駒 77 の上にある結節点 70A、70B にそれぞれ固結される。

30

【0027】

後方関節部 15 は次のように動作する。操作部 16 上にあるハンドル 30 を回転させると、操作部 16 の内部に設けられたプーリ (図示せず) が回転し、ワイヤ 68 が牽引される。ワイヤ 68 が牽引されると、駒 77 に結ばれた 2本のワイヤの一方に張力がかかり、他方が弛緩するので、張力がかかるワイヤの方へ後方関節部 15 が曲げられる。

40

【0028】

塑性部 22 は、複数の駒が連なって接続された駒列 78 を有する。駒列 78 は被覆膜 82 に覆われており、塑性部 22 の骨格部として機能する。駒列 78 は、骨格部を構成する骨格要素列としての各駒に設けられた支軸 (74A ~ 74F) を回転軸としてある程度回転するので、駒列 78 全体としては屈曲可能になっている。駒列 78 においては、各駒の支軸 (74A ~ 74F) の方向が全て X 軸に平行な方向に揃って設置されているので、矢印 92 に示すように YZ 平面に平行な面の方向への屈曲運動が可能になっている。すなわち、駒列 78 の可動範囲は、矢印 92 に示すように上下方向への屈曲が可能になっており、(X 軸の方向への) 左右方向への揺動する動きが抑えられている。また、それぞれの駒の大きさは、ハウジング 62 から離れてドーム形状の丸い尖端の駒 72 に近づく程、その

50

大きさが徐々に小さくなっている。そのために塑性部 2 2 は先端に近づく程、細くなっている。

【 0 0 2 9 】

また、駒列 7 8 は支軸 (7 4 A ~ 7 4 F) によって接続しているので、矢印 9 2 に示すような上下方向への屈曲動作は許容するが、塑性部 2 2 の全長が短くなるような Y 軸方向への収縮動作は許容しない構造となっている。よって、先端部 1 2 を体腔内で押し進めた場合に、塑性部 2 2 が折り畳まれて座屈が発生することがない。

【 0 0 3 0 】

駒列 7 8 を構成する各駒は、隣り合う駒同士が支軸の部分でお互いが擦れあって摩擦力が働くように構成されている。接続する駒同士が、相互の接触抵抗によって強く噛み合うような仕様の駒列 7 8 を採用すれば、駒列 7 8 は微弱な力でしなやかに曲がる柔軟性を失なうが、そのかわりに駒列 7 8 は、外部から加えられる外力に対して容易に屈曲しない抵抗力を持ち、駒列 7 8 の自らの形状を維持する性質を備えることができる。支軸の部分に発生する摩擦力の大きさは、隣り合う駒同士が強く噛み合うかあるいは弱く噛み合うかを駒列の種類あるいは仕様に依じて変化させることで、駒列を屈曲させるために必要な力の大きさを変えることができる。そのような特質を備えた駒列 7 8 を選択することにより、塑性部 2 2 は、自己の形状を維持する性質 (すなわち形状維持性) 、換言すると外力が取り去られても歪みが残り変形する性質 (すなわち塑性) を備えることができる。

【 0 0 3 1 】

塑性部 2 2 に自己の形状維持性を備えさせる方法としては、接続する駒同士の摩擦力を強める方法の他にも、例えば、非球形状で合成樹脂製の多数の小片を収縮性のあるネットの中に収納して、そのネットを駒列 7 8 の内部に装着することも考えられる。このような態様であれば、非球形状の小片同士がネットの収縮力によって互いに密着しすることで摩擦力が働き、ネット全体の形状を維持することができ、塑性部 2 2 を所望の形状に維持することができる。

【 0 0 3 2 】

以上のような構成であれば、塑性部 2 2 の形状を一旦変形させたまま維持することができるので、体腔内に挿入する前に、塑性部 2 2 の形状を事前成形 (preformation) することができる。図 3 に想像線で示した外形図 9 4 又は 9 6 は、事前成形することによって塑性部 2 2 が取り得る形状を例示したものである。予め形成し得るその形状については、例えば、咽喉に経食道プローブを挿入する場合に、被検者が飲み込みやすい形状を採用することが好ましい。

【 0 0 3 3 】

図 4 は、先端部 1 2 の動作を説明するための図である。図 4 では、人体の食道にまで先端部 1 2 を挿入していく場面を、3つの段階に分けて模式的に表している。まず、図 4 の図中の配置関係から説明すると、+ Z 軸に延長した位置には人体の頭上が存在し、- Z 方向に延長した位置には首から下の体幹が存在し、- Y 軸方向には人体の顔面があり、+ Y 軸の方向には後頭部が存在する位置関係となる。この配置の基において、図 4 では人体の口及び喉の部分 1 0 0 を拡大して示している。すなわち、人体の口 1 0 2 が開かれており、口腔 1 0 4 の下方には舌 1 0 8 があり、上方には上あごの裏の部分 1 0 6 がある。口腔 1 0 4 の奥には、咽頭 1 1 0 と呼ばれる管状の空間があって、その咽頭 1 1 0 は食道 1 1 4 につながっている。図においては鼻腔と気管は図示省略している。

【 0 0 3 4 】

ちなみに、経食道プローブを用いた超音波診断を行う場合には、一般に、被検者はベッドに横向きに寝た状態で先端部 1 2 を飲み込んで検査を受ける場合が多い。被検者が横向きの状態であるとして、図 4 における X 軸の方向を鉛直方向と想定する。

【 0 0 3 5 】

先端部 1 2 を被検者の食道 1 1 4 の中に挿入するまでの工程を、次のような 3 つのステップに分けて説明する。まず、第 1 のステップとしては、先端部 1 2 を口の中に入れる前の段階で、塑性部 2 2 を手で曲げる作業を行なう (ステップ S 1) 。塑性部 2 2 の曲げ具

合は適宜選択できるので、単純に口腔 104 の中に入れやすい形状に事前形成してもよいし、生体の咽頭 110 の特有の形状に適合させた形にしてもよい。なお、後方関節部 15 の形状も一緒に変形させることで、先端部 12 全体の形状を事前成形してもよい。

【0036】

次に、先端部 12 を口腔 104 の中に入れる（ステップ S2）。口腔の中は、舌 108 と上あごの裏の部分 106 とに挟まれて湾曲した空間となっているが、塑性部 22 を予め曲げてあるので、口腔 104 内の体壁にあまり接触することなく、事前に成形した形状を保ったまま、口腔 104 の奥の咽頭 110 の部分まで挿入することができる。

【0037】

先端部 12 を咽喉の奥まで挿入していけば、いずれは塑性部 22 が咽喉のどこかの部分に接触することも起こりうるが、予め塑性部 22 を曲げておくことにより喉の奥の部分へ接触する力が軽減される。従って、喉に異物が挿入される上での違和感を低減することができる。仮に塑性部 22 が咽喉のどこかの部分に接触して、塑性部 22 を縮ませるような力が加えられたとしても、塑性部 22 の中に駒列 78 という骨格部が収納されているので、塑性部 22 における座屈の発生が防止される。

10

【0038】

被検者がベッドに横になっている状態で、先端部 12 を咽喉に挿入する状況においては、先端部 12 は水平な方向に挿入される。よって、塑性部 22 は、自らの重さによって下方（すなわち + X 軸の方向）に垂れ下がってしまうことが懸念される。しかし、本実施形態における塑性部 22 は、X 軸方向への屈曲が抑えられる構造となっている。よって、被検者の口腔 104 に水平な方向に塑性部 22 を挿入したとしても、鉛直下方に垂れ下がることなく、先端部 12 の先端 42 まで概ね水平な状態を保つことができる。

20

【0039】

更に、体外で挿入管を押し進めると、先端部 12 が食道 114 の中まで挿入される（ステップ S3）。食道 114 は狭い管状になっているため、塑性部 22 は食道 114 の壁に接触する。食道 114 に挿入された塑性部 22 は、挿入する前に形成された形状を常に維持しているわけではなく、食道 114 の壁に接触すると壁から応力を受けることにより、その形状をより抵抗の少ない形に変えることもできる。よって、ステップ S3 の段階においては、塑性部 22 は食道 114 の形状に適合した形状（例えば直線の形状）に変形する。

30

【0040】

次に、挿入とは反対に、先端部 12 を食道から引き抜く場合について示す。塑性部 22 の形状は、食道 114 に挿入したステップ S3 の段階で、挿入に適していた最初の形から変わってしまっている。しかしながら、塑性部 22 は、引き抜く途中に接触する口腔 104 の形状に沿って自らの曲がり具合を変えることもできるので、いずれにせよ、塑性部 22 を装備していない状態と比較すると、抵抗の少ないスムーズな引き抜きを行なえる。

【0041】

図 5 は、先端部の第 2 の実施形態を示す図である。図 3 に示した先端部 12 と同一の構成については同じ符号を付しその説明を省略する。図 5 に示す先端部 120 は、図 2 に示した先端部 12 と比べて、特に、塑性部 122 内部の駒列 124 の構成が相違している。

40

【0042】

図 5 には先端部 120 を真っ直ぐに伸長した状態が示してある。駒列 124 は、X 軸方向に平行な支軸として支軸 126, 128, 130 を有している。それらの支軸の間に挟まれるように、Z 軸方向に平行な支軸 127, 129, 131 が設けられている。X 軸方向に平行な支軸 126, 128, 130 が駒列 124 を上下方向（矢印 136 に示す方向）に屈曲させることを可能とし、Z 軸方向に平行な支軸 127, 129, 131 が、左右方向（矢印 138 に示す方向）に屈曲させることを可能にしている。すなわち、図 3 に示した塑性部 22 では、駒列 78 がある特定の平面内で屈曲するものであったが、図 5 に示す塑性部 122 は、接続する駒列の支軸が交互に垂直に組み変わるように構成されるので、2 方向への屈曲自由度を備えている。従って、屈曲方向が特定平面内に制限されず、上

50

下左右に自在に屈曲することを許容する態様となっている。

【 0 0 4 3 】

このような構成の塑性部 1 2 2 においても、接続する駒同士が支軸で強く噛み合うような構造とすることで、塑性部 1 2 2 の形状を維持することができる。このような構成の塑性部 1 2 2 によれば、一種の自在アームあるいはユニバーサルジョイントとしての用法が期待できるため、塑性部 1 2 2 の形状設定の自由度が高められる。特にハウジング 6 2 から一番離れたドーム形状の丸い先端をもつ先端の駒 7 2 の配置の自由度を高めることができる。その結果、様々な形状を事前成形することができる。

【 0 0 4 4 】

また、駒列 1 2 4 は塑性部 1 2 2 の骨格部としても機能するので、前述した塑性部 2 2 と同様に、挿入方向に押圧力が加えられても折り置かれずに座屈が発生しない。また、前述した塑性部 2 2 と同様に、駒列 1 2 4 を構成する各駒の大きさは異なっており、塑性部 1 2 2 は、先細りの偏平形状となっている。

10

【 0 0 4 5 】

このように、超音波送受信部よりも前方に自己形状を維持する塑性構造体を備えるプローブ先端部について説明した。但し、図示した先端部の形状あるいは内部構造はあくまでも例示であって、塑性構造体は、超音波送受信部より大きな形状であってもよいし、超音波送受信部よりもはるかに長い長さであってもずっと短い長さの形態であってもよい。塑性構造体の全体を柔らかな別の部材で覆って使用することも考えられる。また、塑性構造体の内部の骨格部に操作部から伸びるワイヤをかけて操作部から動かせるようにしてもよい。更には、塑性構造体が超音波送受信部から着脱可能な構造であってもよい。着脱可能にする場合には、塑性構造体をディスポーザブルな部品として交換できるようにしてもよいし、体腔内プローブの使用目的あるいは診断目的に応じて幾種類かの塑性構造体の中から適正な物を選択して着脱する態様も考えられる。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 6 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施形態に係る経食道プローブの外観図である。

【 図 2 】 第 1 の実施形態に係る経食道プローブの先端部の外観形状図である。

【 図 3 】 第 1 の実施形態に係る経食道プローブの先端部の断面図である。

【 図 4 】 経食道プローブの先端部が咽喉に挿入する状態を示した図である。

30

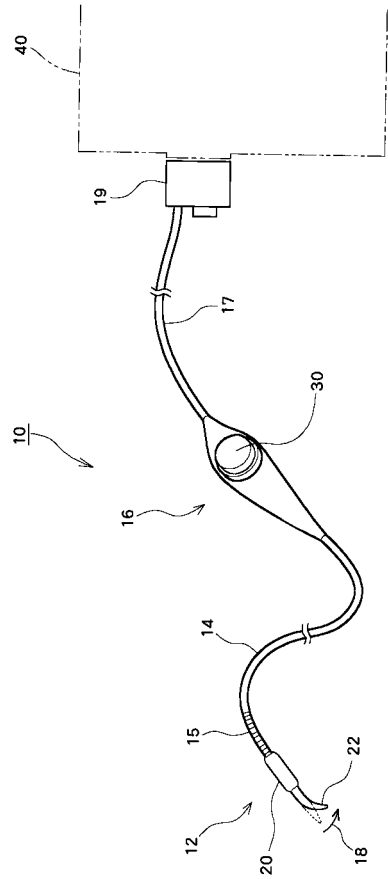
【 図 5 】 第 2 の実施形態に係る経食道プローブの先端部の断面図である。

【 符号の説明 】

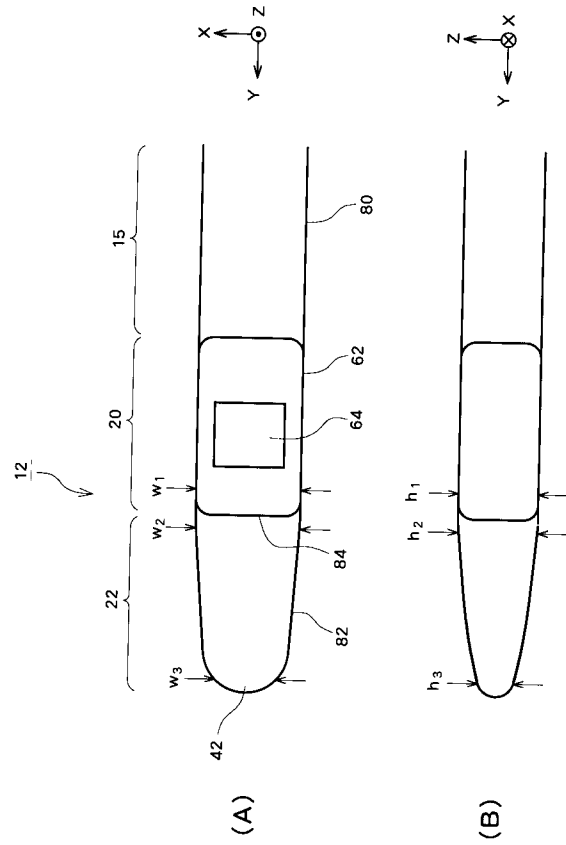
【 0 0 4 7 】

1 0 経食道プローブ、 1 2 先端部、 1 5 後方関節部、 1 6 操作部、 2 0 超音波送受信部、 2 2 塑性部、 6 2 ハウジング、 6 4 当接面、 6 6 超音波振動子、 6 8 A , 6 8 B ワイヤ、 7 0 A , 7 0 B 結節点、 7 2 , 7 7 駒、 7 4 A , 7 4 B , 7 4 C , 7 4 D , 7 4 E , 7 4 F 支軸、 7 6 , 7 8 駒列、 8 0 , 8 2 被覆管。

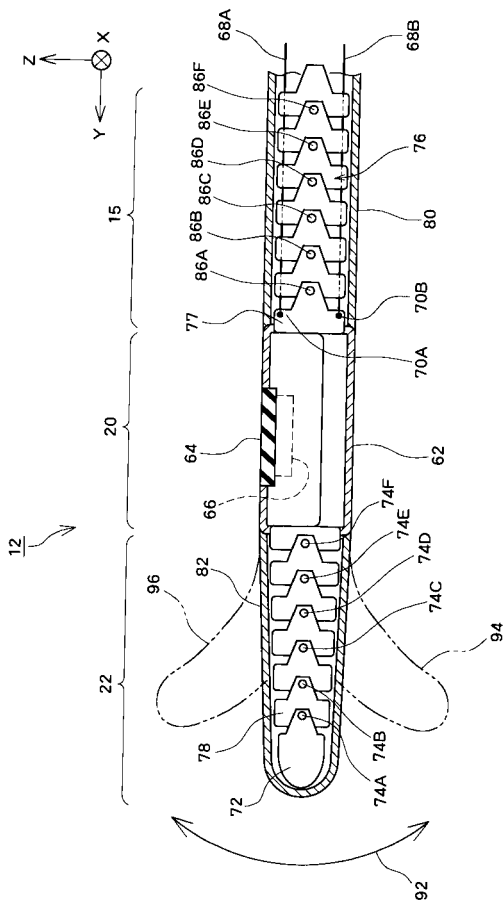
【 図 1 】



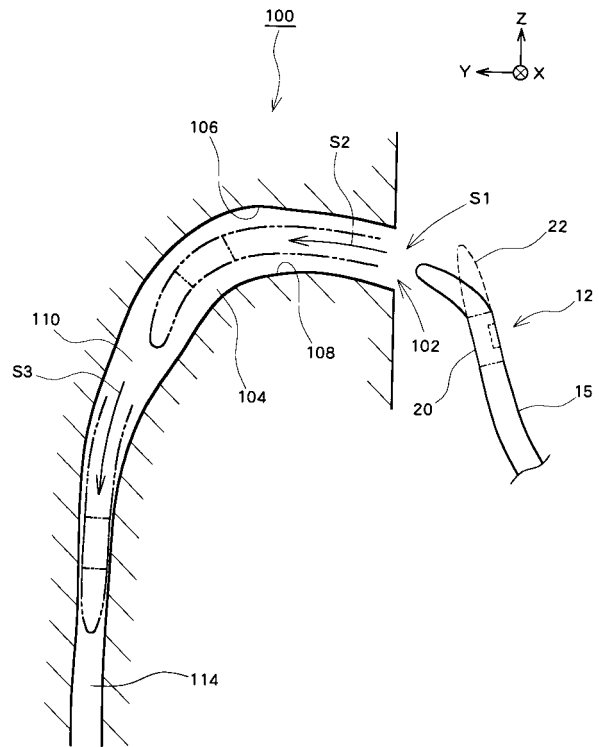
【 図 2 】



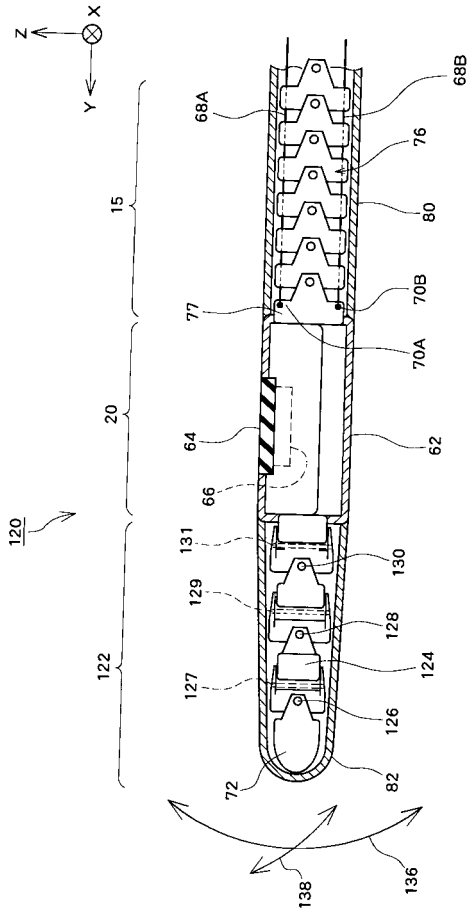
【 図 3 】



【 図 4 】



【 5 】



专利名称(译)	腔内探头		
公开(公告)号	JP2008220529A	公开(公告)日	2008-09-25
申请号	JP2007060901	申请日	2007-03-09
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/GA01 4C601/GB04 4C601/GB06		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在插入活体体腔之前设定腔内探针的形状。

ŽSOLUTION：插入到生物体腔内的经食管探针的远端部分12具有用于将超声波发送/接收到生物体内的超声波发送/接收部分20，以及设置的柔性塑料部分22。在超声波发送/接收部分20的插入方向的前面，并且其中存储有能够保持柔性状态的线条78。由于塑料部件22具有保持其自身形状的特性，所以如果例如将远端插入体腔中，则可以预先模制塑料部件22。 Ž

