

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5826478号
(P5826478)

(45) 発行日 平成27年12月2日 (2015. 12. 2)

(24) 登録日 平成27年10月23日 (2015. 10. 23)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006. 01)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 8/08 (2006. 01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2010-241907 (P2010-241907)
 (22) 出願日 平成22年10月28日 (2010. 10. 28)
 (65) 公開番号 特開2012-90856 (P2012-90856A)
 (43) 公開日 平成24年5月17日 (2012. 5. 17)
 審査請求日 平成25年9月2日 (2013. 9. 2)

前置審査

(73) 特許権者 390029791
 日立アロカメディカル株式会社
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
 (74) 代理人 110001210
 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
 (72) 発明者 丹 悟章
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
 カ株式会社内
 (72) 発明者 小林 秀光
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
 カ株式会社内
 (72) 発明者 土田 和俊
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
 カ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織挿入型超音波プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象組織である椎骨に形成された案内孔へボルトを差し込む前に当該案内孔を使用者の
 触覚により及び超音波診断により検査するための組織挿入型超音波プローブであって、

前記案内孔の中に挿入される外径 3 mm 以下の挿入部と、

前記挿入部に連結され、使用者によって把持される操作部と、

を含み、

前記挿入部は、

シールド作用及び振動伝達作用を発揮するパイプ部材で構成され、軸方向に伸長した管
 部材と、

前記管部材の先端部内に前記軸方向に沿って設けられた複数の振動素子からなり、前記
 対象組織の内部を二次元断層画像として検査するための超音波ビームを前記軸方向に直交
 する方位へ形成するアレイ振動子と、

前記管部材の軸方向に伸びた帯状の形態を有するフィルム部材であって、前記複数の振
 動素子に電氣的に接続され且つ前記管部材の先端部から前記管部材の後端部を通過して伸
 びた第 1 シグナルライン列と、前記第 1 シグナルライン列が形成された絶縁性ベースシ
 ートと、を有し、前記管部材の内部空間への収容状態において前記管部材の内壁面に沿って
 筒のように丸まって湾曲する第 1 配線シートと、

前記対象組織の内部を前記使用者の触覚により検査するための部材であって、前記管部
 材の先端開口内から前記軸方向である前方に伸びた上で前記軸方向に直交する方位に向か

10

20

って湾曲している軸と、前記軸の端をなすヘッドと、からなる触覚部材と、
を含み、

前記触覚による検査時に前記触覚部材から前記管部材へ振動が伝わり、
前記超音波ビームが形成される方位と前記触覚部材における前記軸が向かう方位とが同じであり、これにより前記触覚による検査に続いて当該超音波プローブを軸回転させることなく同一部位を前記超音波診断により検査することが可能であり、

前記操作部の内部空間には第2シグナルライン列を有する第2配線シートが収容され、
前記操作部は、前記使用者によって把持されるグリップ部と、前記管部材の後端部を保持する肥大した連結部と、を有し、

前記連結部の肥大した内部空間において前記第1配線シートの肥大した後端部と前記第2配線シートの肥大した先端部とが接合され、これによって前記第1シグナルライン列と前記第2シグナルライン列とが電氣的に接続された、

ことを特徴とする組織挿入型超音波プローブ。

【請求項2】

請求項1記載の組織挿入型超音波プローブにおいて、

前記管部材内で前記第1配線シートの断面はC字形状を有し、前記第1配線シートにおける右辺縁と左辺縁とが離間している、

ことを特徴とする組織挿入型超音波プローブ。

【請求項3】

請求項1又は2記載の組織挿入型超音波プローブにおいて、

前記管部材の内部空間において丸まった第1配線シートによって囲まれる中心空間部分に前記アレイ振動子のグラウンドラインに電氣的に接続されたグラウンドケーブルが配設された、

ことを特徴とする組織挿入型超音波プローブ。

【請求項4】

請求項1記載の組織挿入型超音波プローブにおいて、

前記管部材の後端部から前記操作部が斜めに伸長し、これによって前記管部材の中心軸と前記操作部の中心軸とが交差し、

前記超音波ビームが形成される方位に、前記操作部が斜めに伸長している、

ことを特徴とする組織挿入型超音波プローブ。

【請求項5】

請求項1記載の組織挿入型超音波プローブにおいて、

前記操作部にはケーブルコネクタが着脱自在に装着されるレセプタクルが設けられ、

前記第2配線シートの後端部が前記レセプタクルに接続された、

ことを特徴とする組織挿入型超音波プローブ。

【請求項6】

請求項1記載の組織挿入型超音波プローブにおいて、

前記複数の振動素子に電氣的に接続された第3シグナルライン列を有し、振動子ユニットの一部を構成する第3配線シートを含み、

前記第3配線シートの引出端部と前記第1配線シートの先端部が前記管部材の内部空間において接合され、これによって前記第3シグナルライン列と前記第1シグナルライン列とが電氣的に接続された、

ことを特徴とする組織挿入型超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は組織挿入型超音波プローブに関し、特に、脊椎手術において椎骨に形成された案内孔の内部の検査に適する超音波プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

10

20

30

40

50

超音波診断装置は、生体組織に対する超音波の送受波によって得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成する装置である。超音波診断装置は、装置本体と超音波プローブとにより構成される。装置本体は、送信部、受信部、画像形成部、表示器、操作パネル、等を備える。超音波プローブは装置本体に対して着脱自在に装着される。超音波プローブは、一般に、アレイ振動子を備える。アレイ振動子は整列した複数の振動素子により構成され、それらによって超音波ビームが形成される。超音波ビームの電子走査によってビーム走査面が形成される。装置本体は、超音波プローブから出力された受信信号に基づいて、ビーム走査面に対応する二次元断層画像（Ｂモード画像）を形成する。超音波画像として、二次元断層画像の他に、二次元血流画像、ドプラ画像、三次元画像等が知られている。

【０００３】

10

ところで、脊椎を構成する複数の椎骨を金属部品を利用して固定する手術方法が普及しつつある。それが図１に示されている。脊椎は複数の椎骨１０，１２を有する。それらの間には椎間板１４が存在している。各椎骨１０，１２には、それぞれ２つのボルト（スクリュー）１６，１８が取り付けられ、つまり図示の例では合計４つのボルトが取り付けられる。椎骨１０，１２の右側に並ぶ２つのボルト１６，１８が金属ロッド２０によって連結される。椎骨１０，１２の左側に並ぶ２つのボルト（図示されていない）も別の金属ロッドによって連結される。このような方法により、２つの椎骨１０，１２の位置関係が相互に固定される。

【０００４】

上記の固定術においては、各椎骨に対して２つのボルトを取り付ける前に、各椎骨に対して２つの案内孔（パイロット孔）が形成される。図２には椎骨１０が示されている。椎骨１０は椎体２２と椎弓２４とにより構成される。椎骨１０は神経が通る椎孔（脊柱管）２６を有している。２つの案内孔２８，３０はそれぞれ適正な位置に適正な角度で形成されなければならない。特に、案内孔２８，３０が椎孔２６に進入したり近接したりすることは回避されなければならない。仮にそのような不適な案内孔にボルトを取り付けると、そのボルトをして椎孔２６を通過している神経に損傷を与えてしまうおそれが生じる。そのような事項を踏まえつつ、各案内孔２８，３０は外科手術用ドリルを用いて慎重に形成される。しかし、各案内孔２８，３０の形成過程において、各案内孔２８，３０の内部の様子を目視観察することは不可能である。

20

【０００５】

30

そこで、従来においては、各案内孔２８，３０の形成過程において、触覚検査専用の金属具が繰り返し利用される。金属器具は、針金のような細長い軸部分と、それに連結されたやや太いグリップ部分と、を有する。軸部分の先端には小さな球状の触覚子が備えられている。軸部分とグリップ部分は一体化されており、すなわち、金属器具は直線的に伸長した単一の金属部材として構成されている。金属器具のグリップを摘みながら、金属器具の先端部を案内孔に差し込み、その状態で案内孔の内壁面を触覚子（つまり触角あるいは接触子）でなぞることによって、案内孔の内壁面形状を触覚にて間接的に知覚することが可能である。すなわち、内壁面の凹凸形状は、触覚子の動き（振動）としてグリップ部分まで伝わってくる。その振動を複数の指先で感じ取ることにより、間接的に内壁面の凹凸形状を知覚することが可能である。

40

【０００６】

しかしながら、上記専用の金属器具を用いた触覚による検査法では、案内孔の状態を必ずしも十分に評価することはできない。触覚法では微小なひびを特定困難であり、また表面より内部の様子を観察することは不可能である。触覚による検査それ自体に問題がないとしても、安全性をより高めるという観点から、触覚とは別の方法で、案内孔の状態（あるいは椎骨の構造）を検査した方が望ましい。以上から、触覚検査及び超音波診断の両方を行える組織挿入型の超音波プローブの実現が要請される。かかる超音波プローブによれば、挿入部の抜き差しなくして、触覚検査の直後に超音波診断を行ったり、逆に、超音波診断の直後に触覚検査を行ったり、あるいは、触覚検査と同時に超音波診断を行ったりすることが可能である。

50

【 0 0 0 7 】

特許文献 1 には、骨に形成されたパイロット孔に対して超音波の送受波を行う部材を挿入することによって超音波診断を行うシステムが開示されている。しかし、特許文献 1 には、触覚検査と超音波診断の両者を行えるプローブについては開示されていない。また、特許文献 1 には、二次元断層画像を形成するための具体的な構成（アレイ振動子、配線、等）については開示されていない。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 米国特許第 6 5 7 9 2 4 4 号明細書

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

組織内部の断層画像を形成するために、組織内に挿入される超音波プローブには一般に複数の振動素子からなるアレイ振動子が設けられる。具体的には、挿入管（あるいは挿入部）の先端部分にアレイ振動子が埋設される。アレイ振動子を構成する複数の振動素子に対しては複数の信号線が接続される。このために、挿入管の内部に例えば数十あるいは数百のケーブルを通す必要があり、あるいは、それらの集合体としての太い多芯ケーブル部材を通す必要がある。各ケーブルは、中心導体とそれを覆う絶縁層とを含むので、複数のケーブル全体としては、どうしてもかなりの太さになってしまう。このため従来においては、挿入管を細径化することが困難であり、あるいは、細い挿入管を用いる場合には多くの送受信チャンネル数を確保することが困難であった。

20

【 0 0 1 0 】

脊椎手術で用いられる超音波プローブについても上記同様の問題を指摘できる。すなわち、当該超音波プローブの挿入管の外径は、直径 3 - 4 mm 程度の案内孔に挿入可能な大きさに制限され（例えば外径 3 . 0 mm 以下）、このためにその内径はかなり小さくなる。そのような非常に小さい挿入管内部空間に独立した多数のケーブルを通すことは極めて困難である。触覚検査及び超音波診断の両方を行える組織挿入型の超音波プローブを想定した場合、挿入管は触覚子からの振動を伝達する媒体としても機能することになる。その場合に、挿入管の内部に多数のケーブルが過密収容されていると、振動の乱れや減衰等の問題が生じるおそれも否めない。

30

【 0 0 1 1 】

本発明の目的は、組織挿入型超音波プローブにおいて、挿入部の肥大化を回避しつつ、挿入部内に多くの信号線を設けられるようにすることにある。

【 0 0 1 2 】

本発明の他の目的は、組織挿入型の超音波プローブにおいて、挿入部内に多数の信号線を簡便に設けられるようにすることにある。

【 0 0 1 3 】

本発明の他の目的は、触覚検査及び超音波診断の両方を行える組織挿入型超音波プローブにおいて、挿入部における振動の良好な伝搬を確保しつつ、細径化された挿入部内に多数の信号線を簡便に設けられるようにすることにある。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 4 】

本発明に係る組織挿入型超音波プローブは、対象組織の中に挿入される挿入部と、前記挿入部に連結され、使用者によって把持される操作部と、を含み、前記挿入部は、管部材と、前記管部材の先端部に設けられ、前記対象組織の内部を超音波診断により検査するための複数の振動素子を有するアレイ振動子と、前記複数の振動素子に電氣的に接続され且つ前記管部材の先端部から前記管部材の後端部まで伸びた第 1 シグナルライン列を有し、前記管部材の内部空間に筒のように丸まって収容された第 1 配線シートと、を含むものである。

50

【 0 0 1 5 】

上記構成によれば、対象組織の中に挿入部の一部又は全部が挿入される。挿入部における管部材の先端部にはアレイ振動子が設けられる。そのアレイ振動子によって超音波ビームが形成され、それが電子的に走査される。これによってビーム走査面が構成される。2Dアレイ振動子を用いて三次元取込空間が形成されてもよい。管部材の内部空間には第1配線シートが収容される。第1配線シートは、例えば数十乃至数百のシグナルラインを有する。それらは第1シグナルライン列を構成する。第1配線シートは変形可能な柔軟なシート状部材であり、望ましくは、それはフレキシブル印刷回路(FPC)基板によって構成される。そのような電気部品を利用すれば、各シグナルラインを非常に細く形成でき、しかもシグナルライン間のピッチも非常に小さくできるから、多数のシグナルラインを形成しても、第1配線シートの横幅(中心軸に直交する方向の幅)はあまり大きくならない。更に、第1配線シートは、筒のように丸まった形態をもって管部材内に収容されるから、管部材の内径がかなり小さくてもその内部空間に後方から第1配線シートを差し込んで徐々に押し込むことが容易となる。第1配線シートは、右端縁と左端縁が近接するように、筒状に単純に丸められるのが望ましい。そのような構成によれば、第1配線シートが剛性を備えるから、管部材への第1配線シートの挿入を簡便に行える。但し、螺旋状に丸めて収容することも可能である。この構成によれば管部材自身の湾曲あるいは屈曲に伴い、その内部の第1配線シートが湾曲あるいは屈曲する。

10

【 0 0 1 6 】

以上のように、上記構成によれば、複数のケーブルあるいは多芯ケーブル部材に代えて、複数のシグナルラインが形成された配線シートを利用するので、非常に小さな空間内に複数のシグナルラインを簡便に配設することが可能である。管部材内には、基本的に1枚の配線シートが挿入されるが、複数枚の配線シートが挿入されてもよい。また、配線シートと共に1又は複数のケーブルが配設されてもよい。その場合には丸まった配線シートの側に1又は複数のケーブルを設ければスペース利用効率を高められる。配線シートとして多層基板を利用することも可能である。配線シートの一方面にシグナルライン列を形成し、その他方面にグランド面を形成するようにしてもよい。個々の隣接シグナルライン間にグランドラインを形成するようにしてもよい。クロストークをできるだけ防止するように構成するのが望ましい。

20

【 0 0 1 7 】

上記の組織挿入型超音波プローブは、望ましくは、骨に挿入される超音波プローブであり、特に望ましくは、椎骨に形成された案内孔に挿入される触覚部材付きの超音波プローブである。他の組織挿入型超音波プローブとしては、食道、腹腔、直腸、膣、尿道、血管、関節、等に挿入される超音波プローブがあげられる。

30

【 0 0 1 8 】

望ましくは、前記管部材の先端部に設けられ、前記対象組織の内部を前記使用者の触覚により検査するための触覚部材を含み、前記管部材はシールド作用及び振動伝達作用を発揮するパイプ部材により構成され、前記第1配線シートは前記管部材の内壁面に沿って丸まった形態を有する。

【 0 0 1 9 】

上記構成によれば、超音波プローブを利用して触覚にて組織内部を検査でき、また、超音波診断(超音波の送受波)にて組織内部を検査できる。具体的には、触覚部材を組織表面に当接させまたそれを前後左右に動かすことによって、組織内部の形態を触角によって間接的に知覚することが可能である。触覚部材で生じた振動あるいは応力は管部材を伝搬して操作部に伝わり、そこから操作部を把持した手に伝わる。管部材は、接地された導電性部材として構成され、つまりシールド作用をもっているから、その内部に存在する第1シグナルライン列を外来ノイズから保護することが可能である。管部材の内壁面は湾曲しているので、その直径を越える幅を有する第1配線シートはその内壁面に沿って湾曲することになる。あるいは、管部材への挿入前から、第1配線シートが筒状の形態を有していてもよい。

40

50

【 0 0 2 0 】

望ましくは、前記管部材内で前記第 1 配線シートの断面は C 字形状を有し、前記第 1 配線シートにおける右辺縁と左辺縁とが離間している。第 1 配線シートの両端部がオーバーラップしてもよいが、その場合にはどうしてもシグナルライン間でのクロストークが生じやすくなる。そこで、第 1 配線シートの断面形状としてはその両端部が重ならない C 字形状を採用するのが望ましい。

【 0 0 2 1 】

望ましくは、前記管部材の内部空間において丸まった第 1 配線シートによって囲まれる中心空間部分に前記アレィ振動子のグラウンドラインに電氣的に接続されたグラウンドケーブルが配設される。この構成によれば、中心軸付近に生じるデッドスペースを利用してケーブルを配設することが可能となる。そこに配置されるケーブルとしてはある程度太い導体を有するケーブルを利用することが可能となるから、それをグラウンドケーブルとするのが望ましい。これにより低抵抗を有する良好なグラウンドを形成可能である。

10

【 0 0 2 2 】

望ましくは、前記操作部の内部空間には第 2 シグナルライン列を有する第 2 配線シートが収容され、前記操作部の内部空間において前記第 1 配線シートの後端部と前記第 2 配線シートの先端部とが接合され、これによって前記第 1 シグナルライン列と前記第 2 シグナルライン列とが電氣的に接続される。望ましくは、前記第 1 配線シートの後端部及び前記第 2 配線シートの先端部はそれぞれ肥大した形態を有する。この構成によれば、第 1 シグナルライン列と第 2 シグナルライン列との接続を容易かつ確実にできる。

20

【 0 0 2 3 】

望ましくは、前記管部材の基端部から前記操作部が斜めに伸長し、これによって前記管部材の中心軸と前記操作部の中心軸とが交差し、前記操作部は前記挿入部の基端部を保持する肥大した連結部を有し、前記第 1 配線シートの後端部及び前記第 2 配線シートの先端部が前記連結部の内部空間に収容される。挿入部の中心軸と操作部の中心軸とが交差していれば、視野を確保し易い。

【 0 0 2 4 】

望ましくは、前記操作部にはケーブルコネクタが着脱自在に装着されるレセプタクルが設けられ、前記第 2 配線シートの後端部が前記レセプタクルに接続される。望ましくは、前記複数の振動素子に電氣的に接続された第 3 シグナルライン列を有し、前記振動子ユニットの一部を構成する第 3 配線シートを含み、前記第 3 配線シートの引出端部と前記第 1 配線シートの先端部が前記管部材の内部空間において接合され、これによって前記第 3 シグナルライン列と前記第 1 シグナルライン列とが電氣的に接続される。望ましくは、前記対象組織は骨であり、前記骨に形成された案内孔へボルトを差し込む前に当該案内孔に前記挿入部が挿入され、これによって当該案内孔が前記使用者の触覚により及び前記超音波診断により検査される。

30

【 発明の効果 】

【 0 0 2 5 】

本発明によれば、組織挿入型超音波プローブにおいて、挿入部の肥大化を回避しつつ、挿入部内に多くの信号線を設けられる。あるいは、本発明によれば、組織挿入型の超音波プローブにおいて、挿入部内に多数の信号線を簡便に設けられる。あるいは、本発明によれば、触覚検査及び超音波診断の両方を行える組織挿入型超音波プローブにおいて、挿入部における振動の良好な伝搬を確保しつつ、細径化された挿入部内に多数の信号線を簡便に設けられる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 6 】

【 図 1 】 金属器具を利用した脊椎固定手術を説明するための図である。

【 図 2 】 椎骨に形成される 2 つの案内孔を説明するための図である。

【 図 3 】 実施形態に係る脊椎手術支援用超音波プローブの斜視図である。

【 図 4 】 図 3 に示した脊椎手術支援用超音波プローブの側面図である。

50

【図 5】図 3 に示した脊椎手術支援用超音波プローブの使用状態を示す図である。

【図 6】図 3 に示した脊椎手術支援用超音波プローブの先端部の構造を示す断面図である。

【図 7】図 6 に示した振動子ユニットの断面図である。

【図 8】図 4 に示した挿入軸の断面図である。

【図 9】操作部の断面図である。

【図 10】本実施形態に係る超音波プローブの製造方法を示すフローチャートである。

【図 11】金属部品の側面図である。

【図 12】金属部品におけるアンカーの斜視図である。

【図 13】先端部品の断面図である。

10

【図 14】アウターアセンブリの先端部分を示す断面図である。

【図 15】FPC 基板が取り付けられた振動子ユニットを示す第 1 の斜視図である。

【図 16】FPC 基板が取り付けられた振動子ユニットを示す第 2 の斜視図である。

【図 17】パイプの先端部を示す断面図である。

【図 18】アウターアセンブリに対するインナーアセンブリの挿入を説明するための図である。

【図 19】超音波診断システムの構成例を示す図である。

【図 20】超音波診断システムの他の構成例を示す図である。

【図 21】他の実施形態に係る配線構造体を示す斜視図である。

【図 22】図 21 に示した配線構造体を構成する 2 つの FPC 基板を示す図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0027】

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。

【0028】

図 3 には、本発明に係る超音波プローブの好適な実施形態が示されており、図 3 はその斜視図である。本実施形態に係る組織挿入型超音波プローブは、具体的には、脊椎手術支援用超音波プローブ 32 である。この超音波プローブ 32 は、金属器具を用いて脊椎の固定手術を行う場合において用いられるものである。ただし、以下に説明するいくつかの技術的特徴はいずれも他の組織挿入型超音波プローブに適用可能である。

【0029】

30

図 3 において、脊椎手術支援用超音波プローブ 32 は、挿入部 34 および操作部 36 を備えている。挿入部 34 はその中心軸方向に沿って伸長した軸状の部材である。挿入部 34 の後端部が操作部 36 に連結されている。操作部 36 は使用者によって握られる部分である。操作部 36 の後端にはレセプタクル 38 が設けられている。レセプタクル 38 はコネクタを構成し、それに対しては、ケーブル 42 が接続されたコネクタ 40 が着脱自在に装着される。ケーブル 42 が操作部 36 に対して直接的に接続されてもよい。

【0030】

図 4 には、図 3 に示した脊椎手術支援用超音波プローブ 32 の側面図が示されている。挿入部 34 はその中心軸方向に沿って伸長した形態を有し、その挿入部 34 は椎骨に形成された案内孔の中に挿入されるものである。挿入部 34 の先端部には触覚部材（接触子）44 が設けられている。この触覚部材 44 は、案内孔の内壁面に当接されるものであり、このような当接により生じる振動や力が、挿入軸 48 および操作部 36 を介して使用者の手に伝達される。挿入部 34 における先端部には上記の触覚部材 44 の他にアレイ振動子 46 が設けられている。このアレイ振動子 46 は複数の振動素子により構成されるものであり、アレイ振動子 46 によって超音波ビームが形成され、その超音波ビームは電子的に走査される。後に説明するように、挿入部 34 にはアレイ振動子 46 を備えた振動子ユニットが配置されている。

40

【0031】

操作部 36 は使用者によって握られる部分であり、操作部 36 は連結部 50、くびれ部 52 およびグリップ 54 を有している。また上述したようにレセプタクル 38 等を有して

50

いる。連結部 50 は挿入部 34 の後端部を保持した部分であり、連結部 50 は図示されるようにやや肥大した形態を有している。それに連なるくびれ部 52 はグリップ 54 よりもやや細いくびれた部分である。グリップ 54 は棒状の形態を有し、その部分がユーザーにより握り持たれる。

【0032】

図 4 に示されるように、挿入部 34 の中心軸と操作部 36 の中心軸は互いに所定角度をもって交差しており、これによって操作部 36 を持った状態においても前方の視野が確保されている。ちなみに、本実施形態においてはコネクタ 40 に磁気センサが設けられ、一方、レセプタクル 38 にマグネットが設けられている。コネクタ 40 をレセプタクル 38 に装着した状態においては、磁気センサによってマグネットの磁気が検知され、装着状態が電氣的に判断されている。そのような装着状態においてのみ送信信号が供給され、装着状態が終了した状態においては送信信号の供給が停止されるように構成するのが望ましい。ちなみに、このようなコネクタ接続の採用により、超音波プローブ 32 の使用後において、コネクタ 40 よりも生体側の部分すなわちハンドピース部分を廃棄することが可能となる。すなわち超音波プローブ 32 それ自体をディスポーザブル型の部材として用いることが可能である。なお、図 4 において符号 VIII は後に図 8 に示す断面の位置を示している。

【0033】

図 5 には、超音波プローブ 32 の使用例が示されている。図 5 に示されるように、椎体 10A には案内孔 28A, 30A が形成される。それらの案内孔 28A, 30A は専用の器具を利用して形成される。そのような形成過程において、必要に応じて、超音波プローブ 32 が利用され、案内孔 28A, 30A の内部の状態が検査される。本実施形態の超音波プローブ 32 によれば、触覚を利用して案内孔内壁の形状を検査することができる。すなわち、触覚部材 44 から伝達される振動が符号 55 で示されるような経路を伝わって操作部 36 に到達し、その振動が操作部 36 を保持している手に伝わることになる。触覚部材 44 を前後に動かしたりあるいは回転させたりすることにより内壁面の形状を触覚にて知覚することが可能である。その後あるいはそれに先だって、アレイ振動子 46 を利用して案内孔 28A, 30A の内部において超音波の送受波を実行し、すなわち超音波診断を実行することが可能である。例えば、触覚部材 44 を利用して触覚による内部形状の検査を行った上で、挿入部 34 をやや奥に進行させ、接触部材 44 の当接位置において今度は超音波診断により椎体 10A の内部状態を検査することが可能である。

【0034】

例えば、図 5 において案内孔 28A と椎孔 26A はかなり近接しており、触覚部材 44 による接触ではそのような状態を確認できないとしても、超音波診断によればアレイ振動子 46 の前方における断面を画像化可能であるので、案内孔 28A の表面より奥側を画面上において確認することが可能となる。通常は、案内孔の深さを段階的に大きくしていく作業が実施され、その各段階において超音波プローブ 32 を利用して案内孔の内部が検査される。上記説明においては触覚による検査の後に超音波診断による検査が実施されていたが、もちろん両者を同時に実施することも可能である。超音波画像の表示にあたっては、通常の B モード画像を 90 度回転させたものを表示するようにしてもよい。

【0035】

なお、案内孔 28A, 30A の中には体液や洗浄液等の液体が含まれているため超音波の伝搬経路に空気層が介在することはなく、良好な超音波伝搬状況を構築することが可能である。したがって、アレイ振動子 46 の全面あるいは音響開口面を案内孔 28A 内の内壁面へ密着させる必要は必ずしもない。すなわち触覚部材 44 の先端部分が挿入部 34 の表面レベルよりも生体側に突出していたとしても、超音波診断上の支障は生じない。

【0036】

図 6 には、挿入部 34 の先端部の構造が断面図として示されている。先端部には先端部品 56 が取り付けられている。この先端部品 56 は大別して金属部品 58 と樹脂部品 60 とからなるものである。金属部品 58 は触覚部材 44 とそれに連なるアンカー 62 とによ

り構成される。触覚部材 4 4 とアンカー 6 2 は一体化されており、すなわち単一の金属部品として構成されている。金属部品 5 8 を構成する材料としてはステンレス等が挙げられる。

【 0 0 3 7 】

樹脂部品 6 0 はキャップ部分 6 8 とそれに連なる包囲部分 7 0 とからなるものである。キャップ部分 6 8 と包囲部分 7 0 は一体成形されており、例えば、その材料はポリエチレン等である。樹脂部品 6 0 は樹脂モールドにより成形され得る。

【 0 0 3 8 】

先端部品 5 6 についてさらに詳しく説明する。触覚部材 4 4 は、ヘッド 4 4 A と軸 4 4 B とからなるものである。ヘッド 4 4 A は小球状の形態を有しており、その直径は例えば 1 . 5 mm である。軸 4 4 B の直径は例えば 0 . 8 mm である。ヘッド 4 4 A はその全部または一部が、中心軸 6 4 と直交する方向において挿入部 3 4 の側面レベルよりも生体側へ突出しており、その突出量 6 6 は例えば 1 . 0 mm である。軸 4 4 B は挿入部 3 4 の先端開口の中心軸 6 4 に沿って前方に伸びた上で (つまりパイプ 7 4 の先端開口内から前方へ伸びた上で)、上述した直交方向に湾曲しており、具体的には所定方位に向かって湾曲している。当該方位に対して後に説明するように超音波診断が実行される。

【 0 0 3 9 】

アンカー 6 2 はそれ全体として円筒形状を有しており、ただし一部分が切り欠かれてその側面に凹凸構造が存在している。これはアンカー 6 2 が容易に抜けでないための構造的工夫である。キャップ部分 6 8 は前方に突出したドーム状の形態を有しており、その中央部分から上記の軸 4 4 B が前方に突き出ている。キャップ部分 6 8 の背面側に上述した包囲部分 7 0 が連なっており、その包囲部分 7 0 は円筒形状を有している。包囲部分 7 0 は全体として円筒形状を有するアンカー 6 2 の全体を取り囲んでおり、包囲部分 7 0 の外径は後に説明する管部材としてのパイプ 7 4 の内径に一致している。すなわちパイプ 7 4 の先端部 7 4 A 内に包囲部分 7 0 が差し込まれている。この状態において、アンカー 6 2 の側面とパイプ 7 4 の先端部 7 4 A の内面とは一定の距離隔てられており、そこには樹脂材料からなる中間部分 7 2 が存在している。その中間部分 7 2 は包囲部分 7 0 の一部をなすものである。この中間部分 7 2 によって金属部品 5 8 と金属製のパイプ 7 4 との間における絶縁性が確保されている。またアンカー 6 2 の側面がパイプ 7 4 の先端部 7 4 A の内面に近接しているため、ヘッド 4 4 A から伝達された振動が中間部分 7 2 を介してパイプ 7 4 に効率的に伝達される。すなわち金属部品 5 8 とパイプ 7 4 とを樹脂層を介在させつつも機械的にあるいは物理的に強固に連結することが可能である。

【 0 0 4 0 】

キャップ部分 6 8 の外径は図 6 に示す例において、絶縁シースチューブ 7 6 の外径と一致している。ただし、キャップ部分 6 8 の外径をシースチューブ 7 6 の内径あるいはパイプ 7 4 の内径に一致させてもよい。いずれにしても、本実施形態においてはキャップ部分 6 8 の背面と絶縁シースチューブ 7 6 の先端とが熱溶着により接着されており両者が一体化されている。図 6 においてはそれが熱溶着部 7 9 として示されている。このようなプロセスにより先端部品 5 6 がシースチューブ 7 6 に連結されて、それらによってアウターアセンブリが構成される。アウターアセンブリの内部には、後に説明するインナーアセンブリが差し込まれる。

【 0 0 4 1 】

先端部品 5 6 は、別の見方をすると、パイプ 7 4 の内部に圧入される差込部分 5 6 B と、それよりも前方の部分すなわちパイプ 7 4 の先端開口よりも前方に突き出た部分 5 6 A と、で構成されるものである。例えば部分 5 6 A は 4 . 0 mm の長さを有し、差込部分 5 6 B は例えば 6 . 0 mm の長さを有する。パイプ 7 4 の外形は例えば、2 . 4 mm であり、その内径は例えば 1 . 9 9 mm である。パイプ 7 4 は本実施形態において金属部材により構成され、その金属部材は例えばステンレスである。挿入部 3 4 の外形は例えば 2 . 5 ~ 3 . 0 mm の範囲内に設定され、本実施形態においてその外形は例えば 2 . 8 mm である。アンカー 6 2 の直径は例えば 1 . 4 mm であり、中間部分 7 2 の厚みは例えば 0 . 3

10

20

30

40

50

mmである。アンカー 62 は例えば 5 . 0 mm の長さを有する。したがって、アンカー 62 と後に説明する振動子ユニット 82 との間には 1 . 0 mm の絶縁層が設けられることになる。

【0042】

挿入部 34 の構造についてさらに詳述する。挿入部 34 は、上述したパイプ 74 を有する。パイプ 74 は管部材であり、それはシールド機能および振動伝達機能を有している。さらに、パイプ 74 の外側には絶縁性材料で構成されたシースチューブ 76 が設けられている。絶縁性材料としては例えばポリエチレン等が知られている。シースチューブ 76 は、本実施形態において透明な材料で構成されているが、もちろんそれが着色材料で構成されていてもよい。パイプ 74 における先端部には二つの開口部 78 , 80 が形成されている。二つの開口部 78 , 80 の内で、超音波の開口として機能するものは開口部 78 である。開口部 80 は製作時の作業性を向上するために形成されている。開口部 78 の奥側には、すなわちパイプ 74 の内部には振動子ユニット 82 が設けられている。振動子ユニット 82 はアレイ振動子 46 を有するものである。アレイ振動子 46 は軸方向に並んだ複数の振動素子からなるものであり、アレイ振動子 46 によって超音波ビーム 84 が形成され、その超音波ビームは電子的に走査される。これによって二次元データ取込領域である走査面が構成される。その走査面上において得られたエコーデータをマッピングすることにより二次元断層画像 (B モード画像) を形成することが可能である。本実施形態においては、複数の超音波ビーム 84 が形成され、いずれの超音波ビームも開口部 78 を通過している。すなわち開口部 78 は送信時および受信時において超音波の伝搬を妨げないような大きさに形成されている。

【0043】

振動子ユニット 82 には FPC (フレキシブル印刷回路) 基板 86 が取り付けられている。FPC 基板 86 は配線用のシート部材あるいはフィルム部材である。例えば、絶縁性ベースシート上に多数のシグナルラインが印刷により形成されている。本実施形態においては、アレイ振動子 46 が 50 個の振動素子により構成され、このため FPC 基板 86 上にも少なくとも 50 本のシグナルラインが形成されている。それらはシグナルライン列を構成する。FPC 基板 86 は振動子ユニット 82 に取り付けられた基板であり、その FPC 基板 86 は図 6 において図示されていない別の FPC 基板 86 に接続されている。アレイ振動子 46 の生体側には銅からなる薄い箔が設けられており、それがグランド電極として機能している。そのグランド電極に対してはグランドラインとしてのケーブル 88 の導体が接続されている。ケーブル 88 はパイプ 74 における中心部分の空間を利用して後端側へ引き出されている。ちなみにパイプ 74 における内壁面に沿って上述した他の FPC 基板が丸めて挿入されている。これについては後に詳述する。アレイ振動子 46 の生体側には必要に応じて 1 または複数の整合層が設けられ、さらに必要に応じて音響レンズが設けられる。本実施形態において、振動子ユニット 82 の周囲にモールド材 90 が充填されており、モールド材 90 は接着剤である。モールド材 90 は超音波の伝搬を妨げないように生体に近い音響インピーダンスを有する材料をもって構成される。シースチューブ 76 を構成する材料も生体の音響インピーダンスに近い音響インピーダンスを有する材料によって構成されるのが望ましい。

【0044】

アレイ振動子 46 の向きは触覚部材 44 が引き出されている方位と一致しており、すなわち挿入部 34 において触覚による検査を行いたい方向に超音波ビームが形成されている。もちろん、それらの方向を別々に定めることも可能である。但し本実施形態のような方位の一致によれば、接触による触覚検査に続いて超音波プローブを軸回転させることなく同一の部位に対して超音波検査を行うことが可能である。偏向走査技術を利用して振動子ユニット 82 から見て斜め前方に超音波ビームを形成するようにしてもよい。本実施形態においては電子リニア走査が利用されていたが、電子セクタ走査等の他の電子走査方式を適用することも可能である。また 2D アレイ振動子を設けることも可能である。図 5 に示されているように、超音波ビームが形成されている方位に、挿入部 34 の後端部から操作

10

20

30

40

50

部 3 6 が斜めに伸長している。以上のとおり、挿入部 3 4 の軸方向に直交する全方位の内で、超音波ビームが形成される方位に、触覚部材 4 4 が引き出されており、また操作部 3 6 が斜めに伸長している。

【 0 0 4 5 】

図 7 には、図 6 に示した VII によって示される位置の断面図が示されている。図 7 において、シースチューブ 7 6 の内部にはパイプ 7 4 が設けられている。逆に言えば、パイプ 7 4 を被覆するようにシースチューブ 7 6 が設けられている。パイプ 7 4 には二つの開口部 7 8 , 8 0 が形成され、図 7 において、開口部 7 8 が下側に示され、開口部 8 0 が上側に示されている。パイプ 7 4 内には振動子ユニット 8 2 が設けられている。振動子ユニット 8 2 は、上述したようにアレイ振動子 4 6 を有し、さらにその背面側にバックング 9 2 を有する。その背面側には台座 9 4 が設けられている。アレイ振動子 4 6 の生体側にすなわち前方に必要なに応じて 1 または複数の整合層が設けられる。振動子ユニット 8 2 の周囲にはモールド材 9 0 が設けられている。特にアレイ振動子 4 6 の前方側にはモールド材 9 0 A が存在し、それによって超音波伝搬が確保されている。超音波はそのようなモールド材 9 0 A およびシースチューブの一部 7 6 A を通過する。振動子ユニット 8 2 を取り囲むように F P C 基板 8 6 が設けられている。そのような F P C 基板 8 6 は三つの部分 8 6 A , 8 6 B , 8 6 C を有しており、三つの面にそれぞれ設けられている。なお、図 6 において上述した銅箔は図示省略されている。符号 9 0 A で示したモールド材の厚みは例えば 0 . 3 mm である。F P C 基板 8 6 には複数の振動素子に対して接続される複数のシグナルラインが印刷により形成されている。F P C 基板 8 6 の後端部が、他の F P C 基板の前端部に熱圧着により接続されている。これによって一方のシグナルライン列と他方のシグナルライン列とが一对一の関係をもって相互に電氣的に接続されている。F P C 基板 8 6 上にグラウンドラインを設けるようにしてもよいし、上述したようにケーブルを利用してグラウンドラインを取り出すようにしてもよい。

【 0 0 4 6 】

図 8 には挿入部の中間位置における断面が示されている。上述したように、パイプ 7 4 の外側にはシースチューブ 7 6 が設けられている。図 8 に示されるように、パイプ 7 4 の内部空間 7 4 B には F P C 基板 9 6 が設けられている。この F P C 基板 9 6 は挿入部の先端部から後端部まで伸長した帯状の細長いシートであり、パイプ 7 4 の内部においてその内面に沿って湾曲している。すなわち、図示のように筒のように丸まった形態をもってパイプ 7 4 内に挿入されている。パイプ 7 4 の挿入前に図示されるような C 字型の形状を有していてもよいし、パイプ 7 4 の内壁面の形態に沿って湾曲することにより、図示のように C 字形態となるようにしてもよい。

【 0 0 4 7 】

F P C 基板 9 6 には、幅方向すなわち湾曲方向に沿って多数のシグナルラインが印刷により形成されており、それらがシグナルライン列を構成している。各シグナルラインは軸方向に伸長するラインである。印刷技術を利用すれば、各ラインを極めて細い幅をもって形成することができ、また隣接ライン間のピッチもかなり小さくできるから、F P C 基板 9 6 上に高密度で多数のシグナルラインを形成することが容易である。必要に応じて、F P C 基板 9 6 上に一または複数のグラウンドラインを形成してもよいし、一方面側にシグナルライン列を形成し、他方面側をグラウンド用ベタ電極とするようにしてもよい。F P C 基板 9 6 は、本実施形態において、パイプ 7 4 内において上述したように C 字形態をもって湾曲しており、すなわち一端縁と他方端縁とが互いに隔てられた状態となっている。実質的には円筒に近い形態を有しているが、両端部は相互に一定のギャップ領域をもって隔てられている。このような構成によれば端部のオーバーラップが生じないためクロストークを防止または軽減できるという利点を得られる。もちろんシールドラインやグラウンドラインを適宜設けて端部のオーバーラップを生じさせるようにしてもよい。うずまきのような形態をもって F P C 基板を差し込むこともできるし、らせん状の形態をもって F P C 基板を差し込むことも可能である。変形例としては折り畳み形態も考えられる。

【 0 0 4 8 】

図 8 に示されるように、丸まった形態を有する F P C 基板 9 6 の内側には中心軸に沿って一定の部分空間が生じ、そのようなデッドスペースを利用するという観点から、本実施形態においては当該部分空間にケーブル 8 8 が設けられている。ケーブル 8 8 は中心導体 8 8 A と被覆 8 8 B とからなるものである。このような構成によれば、太い導体も利用してグラウンドを形成できるので、良好なグラウンドを構築できるという利点を得られる。本実施形態においては、一本のケーブルがパイプ 7 4 の中に入れられていたが、なおスペースに空きがあるようであれば複数本のケーブルを挿入するようにしてもよい。ただしあまりそこに多数のケーブルを挿入するならば、パイプ 7 4 における振動伝達作用も場合によっては妨げる可能性があるため、そのようなおそれがない限りにおいて内部構造体の構成を定めるのが望ましい。よって、スペース上余裕があれば、複数の F P C 基板をパイプ 7 4 10 の中に湾曲させて挿入するようにしてもよい。図 8 に示すような通常の湾曲形態によれば、F P C 基板 9 6 をパイプ 7 4 内に容易に挿入できるという利点を得られる。例えば 5 0 本のワイヤあるいはケーブルを極めて細いパイプの中に挿入するのは非常に困難であるが、本実施形態によればそのような多数のシグナルラインを容易に配線できるという利点を得られる。

【 0 0 4 9 】

ちなみに、図 8 に示す湾曲形態において、F P C 基板 9 6 の外側面 9 6 A および内側面 9 6 B のうちいずれか一方にシグナルライン列を形成すればよい。もちろん両者にシグナルライン列を形成してもよい。パイプ 7 4 は導体により構成され、それは接地されている。よってパイプ 7 4 により外来ノイズを遮断できるという利点を得られる。 20

【 0 0 5 0 】

図 9 には、操作部 3 6 の断面図が示されている。操作部 3 6 は上述したようにグリップ 5 4 およびくびれ部 5 2 を有し、さらに連結部 5 0 を有している。操作部 3 6 の内部空間 3 6 A には F P C 基板 1 0 0 が設けられている。その F P C 基板 1 0 0 は操作部 3 6 の軸方向に伸長した帯状の形態を有しており、その先端部 1 0 0 A は幅方向に肥大している。連結部 5 0 内にはやや肥大した空間 9 8 が形成されており、そこには上述したパイプを通過する F P C 基板 9 6 の後端部が引き出されている。具体的にはパイプから出た後端部 9 6 C は幅方向に肥大しており、その後端部 9 6 C が上述した F P C 基板 1 0 0 の先端部 1 0 0 A に接続される。具体的には一方のシグナルライン列と他方のシグナルライン列とが熱圧着により一対一の関係をもって電気的にかつ物理的に接続される。その熱圧着部分が 30 符号 1 0 2 で示されている。各端部を肥大化させた上で接着を行うことにより、幅方向の位置ずれの許容範囲を大きくでき、信号線間におけるクロストークを効果的に防止することができる。よって作業性を向上できるという利点を得られる。ちなみにシグナルライン列の形態は印刷技術を利用すれば容易に設計することが可能である。

【 0 0 5 1 】

F P C 基板 1 0 0 は図示されるように、操作部 3 6 内を通過しその後端部がレセプタクル 3 8 に電気的に接続されている。この場合においても熱圧着法が利用されている。これにより、レセプタクル 3 8 を介してケーブル側のコネクタとの電気的接続が図られる。ちなみに符号 1 0 4 , 1 0 6 はリングを示している。符号 1 0 3 はコネクタ接続を行う場合における枠体を示している。磁気の利用して接着力が生じるようにしてもよい。ちなみに図 9 においては、グラウンドラインを構成するケーブルについては図示省略されている。そのケーブルは連結部 5 0 内から内部空間 3 6 A を介してレセプタクル 3 8 のグラウンド端子に接続される。もちろん中継ケーブルを利用してそのような接続を行うようにしてもよい。ちなみに各 F P C 基板 9 6 , 1 0 0 においては、その横幅方向に複数のシグナルラインが整列しており、本実施形態においてはシグナルライン列が一面上に並べられているが、もちろん多層基盤等を利用して三次元的に複数のシグナルラインを並べるようにしてもよい。 40

【 0 0 5 2 】

次に図 1 0 乃至図 1 8 を用いて超音波プローブの製造方法について詳述する。

【 0 0 5 3 】

図 10 に示す S 10 では、先端部品が製作される。これについて図 11 ~ 13 を用いて説明する。図 11 には金属部品 58 が示されている。それは触覚部材 44 とアンカー 62 とからなるものである。図 12 にはアンカー 62 の斜視図が示されている。アンカー 62 の側面には図 12 に示す例において 1 つの凹部 108 が形成され、それは飛び出し防止構造である。凹部 108 に代えて凸部を形成するようにしてもよい。また複数の凹部等を形成するようにしてもよい。図 13 に示されるように、金属部品 58 に対するモールド処理により、すなわちアンカー 62 を取り囲むようにモールド材 60 を設けることにより、先端部品 56 が製作される。ちなみにモールド材 60 は上述した樹脂部品であり（図 6）、それはキャップ部分 68 と包囲部分 70 とにより構成される。

【 0054 】

図 10 に戻って、S 12 ではアウターアセンブリが製作される。アウターアセンブリの構造は図 14 に示されており、また図 18 の（A）に示されている。図 14 において、アウターアセンブリ 110 の製作にあたっては、樹脂部品 60 におけるキャップ部分 68 の背面にシースチューブ 76 の先端縁を熱溶着によって接着する作業が実施される。符号 79 は熱溶着部分を示している。図 14 に示す例において、キャップ部分 68 の外形とシースチューブ 76 の外形とが一致しているが、熱溶着を行える限りにおいてそのような寸法の一致は必ずしも必要ではない。シースチューブ 76 の先端部内には、その内面から隔てられつつ包囲部分 70 が設けられることになり、その周囲には円筒形状をもったスリット 118 が構成される。そのスリット 118 には後に説明するようにパイプの先端部が差し込まれる。厚み 114, 116 は絶縁性を確実に確保でき、且つ機械的な連結を強固に行える範囲内に設定するのが望ましい。アウターアセンブリ 110 の製作にあたって、上述した熱溶着作業が実施され、これによってシースチューブ 76 の先端側が完全に封止される。

【 0055 】

図 10 に戻って、S 14 では、振動子ユニットへの電気的な接続作業が実施される。これについて図 15 および図 16 を用いて説明する。図 15 には振動子ユニット 82 を上方から見た図が示され、図 16 には振動子ユニット 82 を下方から見た図が示されている。図 15 において、振動子ユニット 82 には FPC 基板 86 が取り付けられており、その FPC 基板 86 における引出端部が FPC 基板 96 の先端部と接続される。その接続部分が熱圧着部 120 として示されている。FPC 基板 96 はパイプ内において筒のように丸みをもって挿入配置されたものである。その FPC 基板 86 におけるシグナルライン列と FPC 基板 96 におけるシグナルライン列とが個別的に接続され、これによって振動子ユニット 82 内の各送受信チャンネルすなわち各振動素子に個別的にシグナルラインが接続されることになる。図 16 においては、まるまった状態の FPC 基板 96 が示されており、その中にはグラウンド用のケーブルが挿通されるが、図 16 においてそれは図示省略されている。ちなみに符号 84 は超音波ビームの向きを示している。図 15 および図 16 に示す構成は例示である。

【 0056 】

図 10 に戻って、以上のような電気的な部品が製作された上で、S 16 において、インナーアセンブリが製作される。これについて図 17 および図 18 の（B）を用いて説明する。図 17 には、パイプ 74 の先端部が示されている。先端部には開口部 78, 80 が形成され、その両者間で挟まれる空間が振動子ユニットの配置スペース 122 である。その前方側には先端部品の差込スペース 124 が存在している。上述したように上方の開口部 80 については製作しなくてもよい。図 18 の（B）に示されるように、パイプ 74 内に、いずれかの開口部を介して振動子ユニットが差し込まれる。それに先立って振動子ユニット 82 に連なる FPC 基板がパイプ 74 内に湾曲した形態をもって後端側へ差し込まれる。図 9 に示したように FPC 基板 96 の後端部は肥大しているため、パイプ 74 への FPC 基板 96 の差し込みにあたっては当該後端部が小さく丸められる。もちろん、振動子ユニット 82 を配置した後に、それに既に取り付けられている FPC 基板とパイプ内に既に丸め挿入される FPC 基板との接続をパイプ内において行うようにしてもよい。振動子

10

20

30

40

50

ユニット 8 2 の配設にあたっては接着剤等が利用される。振動子ユニットをパイプ 7 4 の後端側から差し込むようにしてもよい。

【 0 0 5 7 】

図 1 0 に戻って、S 1 8 では、図 1 8 に示すように挿入部が製作される。すなわち、図 1 8 の (A) にはアウターアセンブリ 1 1 0 が示されており、(B) にはインナーアセンブリ 1 2 6 が示されている。アウターアセンブリ 1 1 0 の内部にその後端側からインナーアセンブリ 1 2 6 が差し込まれる。それに先だって、図 1 8 において符号 1 3 0 で示されるように接着剤がアウターアセンブリ 1 1 0 における先端部内に注入される。この接着剤は振動子ユニット周囲のモールド材を構成するものである。アウターアセンブリ 1 1 0 へのインナーアセンブリ 1 2 6 の差し込みにより、パイプ 7 4 の先端部 7 4 A 内に先端部品における差込部分が挿入されることになり、つまり、円筒形状をもったスリットにパイプ 7 4 の先端部分が嵌め込まれる。上述したように、既に先端部品が成形されており、しかもそれがシースチューブに溶着されて一体化されているので、アウターアセンブリ 1 1 0 にインナーアセンブリ 1 2 6 を差し込むだけで、パイプ 7 4 の先端部 7 4 A とアンカーとの位置関係を常に適正化することが可能であり、すなわち両者の位置決めを適切に行うことが可能である。

10

【 0 0 5 8 】

図 1 0 に戻って、S 2 2 においては、S 2 0 において製作された操作部が挿入部と連結され、これによってハンドピースが製作される。操作部は上述した図 9 に示されており、ハンドピースは上述した図 3 および図 4 に示されている。

20

【 0 0 5 9 】

図 1 9 および図 2 0 にはシステム構成例が示されている。図 1 9 に示す構成例では、脊椎手術支援用超音波プローブ 3 2 がアレイ振動子を有し、そのレセプタクルにはコネクタ 4 0 が着脱自在に装着される。コネクタ 4 0 は磁気センサ 1 2 8 を有しており、コネクタ装着状態が磁気検出によって判断されている。コネクタ 4 0 にはケーブル 1 3 0 が取り付けられ、そのケーブル 1 3 0 の他方端側にはコネクタ 1 3 2 が設けられ、それが超音波診断装置本体 1 4 0 に着脱自在に装着される。このような構成においては、使用後に超音波プローブ 3 2 を廃棄するにあたり、コネクタ 4 0 を取り外せばよいことになる。

【 0 0 6 0 】

図 2 0 には、他のシステム構成例が示されている。超音波プローブ 3 2 A はアレイ振動子を有する。それに対してはケーブル 1 3 0 A が固定的に連結されており、その端部にはコネクタ 1 4 2 が設けられている。コネクタ 1 4 2 は中継ボックス 1 4 4 に着脱自在に装着される。その装着を磁気センサ 1 4 6 を用いて検知するようにしてもよい。中継ボックス 1 4 4 にはケーブルが取り付けられており、その端部にはコネクタ 1 4 8 が設けられている。コネクタ 1 4 8 は超音波診断装置本体 1 4 0 A に着脱自在に装着される。超音波診断装置本体 1 4 0 A は、送信部、受信部、画像形成部、表示器、操作パネル等を備えるものである。

30

【 0 0 6 1 】

上記実施形態によれば、触覚検査および超音波診断の両方を行える組織挿入型超音波プローブを構成することが可能である。また、上記実施形態によれば挿入部が細径化されていても、その内部に多数のシグナルラインを簡便に設けることが可能である。また、上記実施形態によれば先端部品における差込部分をパイプの中に差し込んだ状態において、アンカーとパイプとが電氣的に隔てられつつも両者が機械的に強固に連結したような状態となるので、絶縁性を確保しつつも振動の伝達を良好に行えるという利点を得られる。

40

【 0 0 6 2 】

図 2 1 及び図 2 2 には他の実施形態の要部構成が示されている。図 2 1 に示される配線構造体は、挿入部を構成するパイプの先端部内に構築されるものである。すなわち、図示されていない振動子ユニットには F P C 基板 2 0 0 が取り付けられている。F P C 基板 2 0 2 はパイプ内部において丸まった形態をもって挿入されるものである。図 2 2 の (A) 及び (B) には、F P C 基板 2 0 0 及び F P C 基板 2 0 2 の展開図が示されている。F P

50

C基板200は、振動子ユニットにおけるアレイ振動子に接続される部分204と、そこから引き出された部分206と、を有している。部分206は肥大しており、その端部（引出端部）208はコンタクト部分を構成している。FPC基板200はシグナルライン列210を有する。シグナルライン列210において、部分204におけるライン間ピッチよりもコンタクト部分208におけるライン間ピッチの方が大きい。FPC基板202は、本体部分212と肥大した端部214とを有し、端部214の先端部分がコンタクト部分216を構成している。FPC基板202はシグナルライン列218を有する。シグナルライン列218において、本体部分212におけるライン間ピッチよりもコンタクト部分216におけるライン間ピッチの方が大きい。2つのコンタクト部分208、216のライン間ピッチ（配線パターン）は互いに同一であり、両者は加圧接着等の方法により重合接続される。

10

【0063】

図21において、符号217は振動子ユニットにおけるバッキング等が配置される空間を示している。FPC基板200における部分204の上側にはアレイ振動子が配設される。アレイ振動子の上側にはグラウンド電極をなす銅箔が設けられる。グラウンドラインについては図示省略されている。振動子ユニットに対してFPC基板200が取り付けられた状態において、それに対してFPC基板202が接続される。その後、振動子ユニットにおけるバッキングを包み込むようにFPC基板200が折り曲げられる。それに伴い、FPC基板202の端部214も折り曲げられる。FPC基板202の本体部分212はパイプ内において丸められた状態におかれる。

20

【0064】

上記の配線構造体をパイプ内に配置する場合、まず、振動子ユニットに配線構造体が連なっている状態において、丸められたFPC基板202の後端部がパイプ先端部に形成された開口部に差し込まれ、当該後端部がパイプ内部へ徐々に送り込まれる。その後端部はパイプの後端開口から外部へ引き出される。その上で、振動子ユニットがパイプ先端部の所定位置に接着剤等を利用して固定される。図21及び図22に示した構成によれば、2つのFPC基板の連結を確実に容易に行える。2つのコンタクト部においてライン間ピッチが広がられているので接続時の作業性が良好になる。また誤配線の問題が生じにくい。

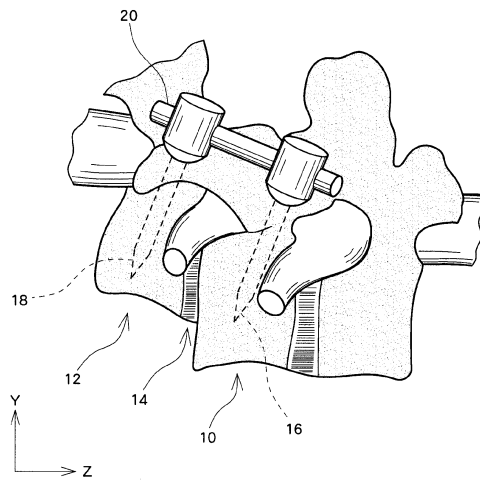
【符号の説明】

30

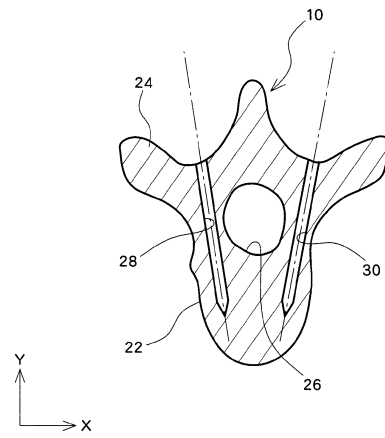
【0065】

32 脊椎手術支援用超音波プローブ、34 挿入部、36 操作部、44 触覚部材、46 アレイ振動子、48 挿入軸、54 グリップ、56 先端部品、58 金属部品、60 樹脂部品、74 パイプ、76 シースチューブ、82 振動子ユニット、86 FPC基板（第3FPC基板）、96 FPC基板（第1FPC基板）、100 FPC基板（第2FPC基板）。

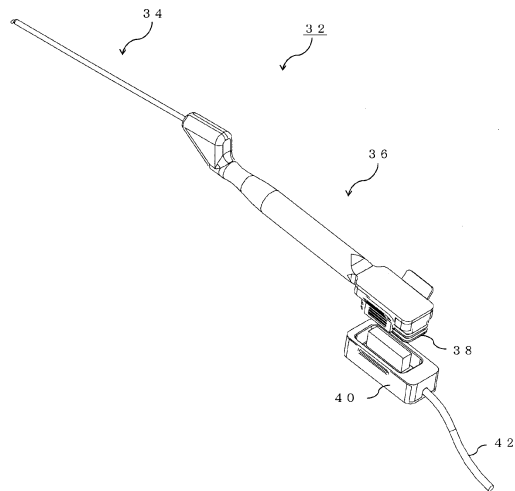
【図 1】



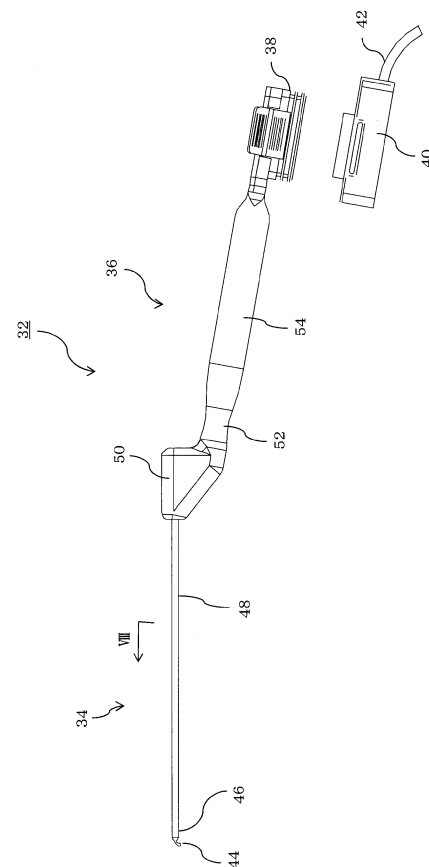
【図 2】



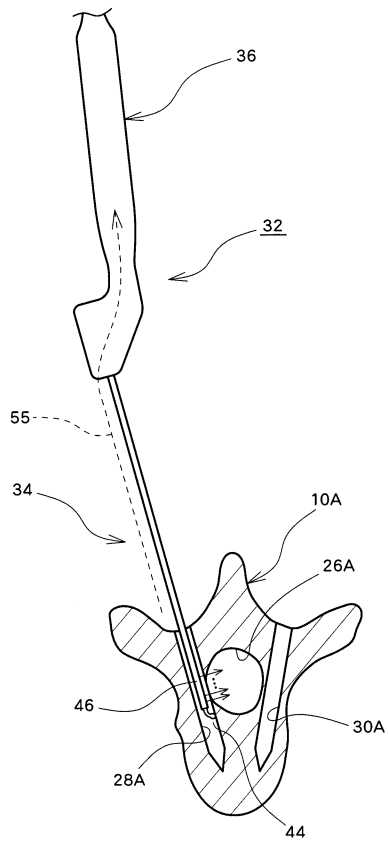
【図 3】



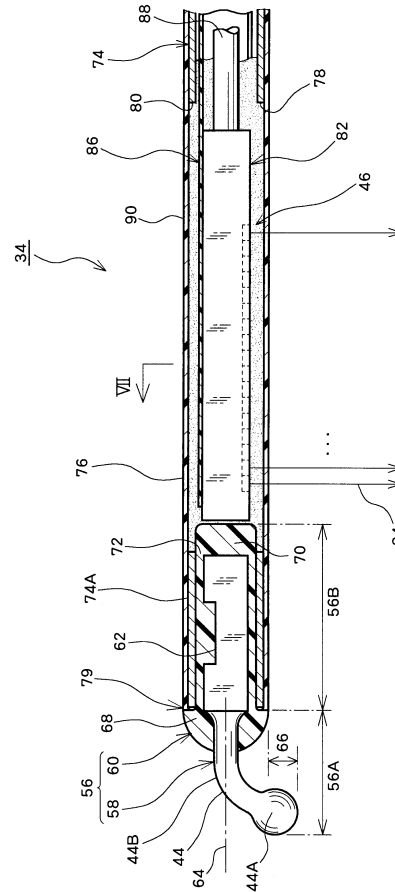
【図 4】



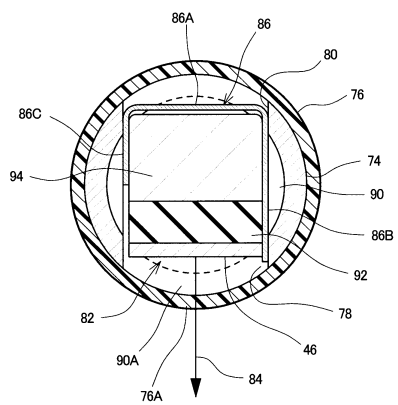
【 図 5 】



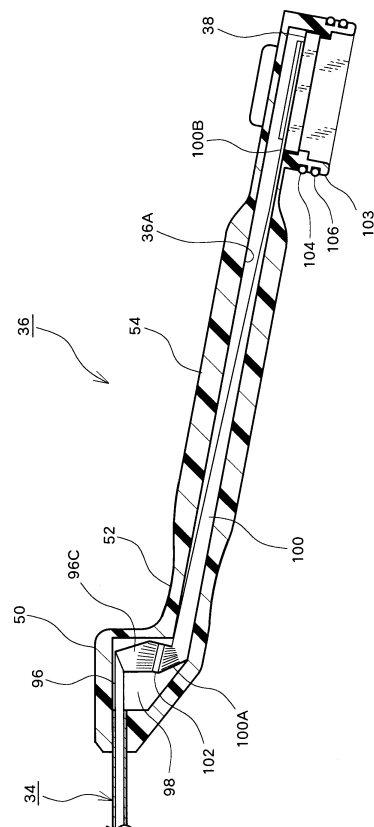
【 図 6 】



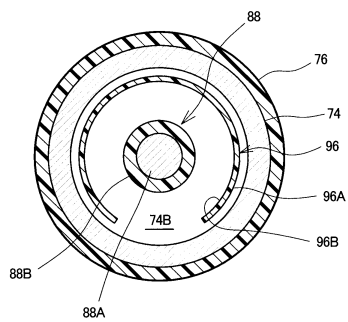
【圖 7】



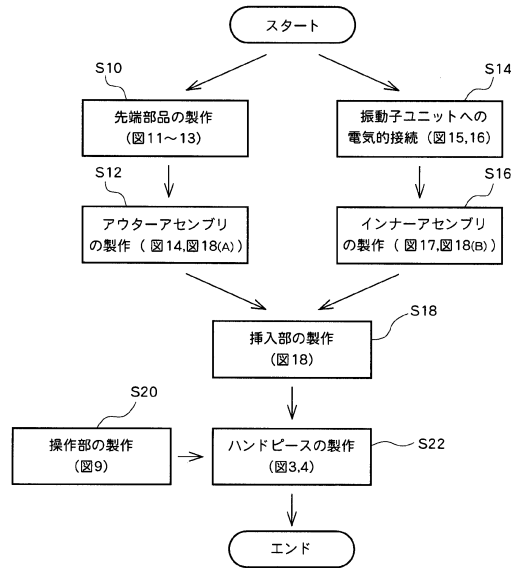
【 図 9 】



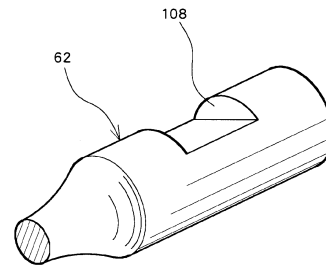
【圖 8】



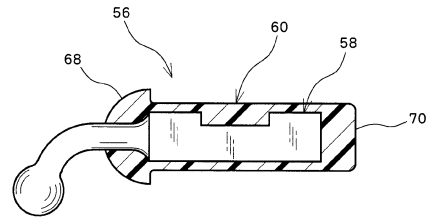
【図 10】



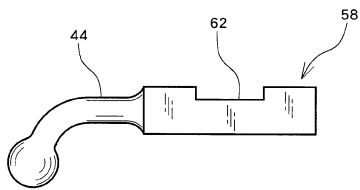
【図 12】



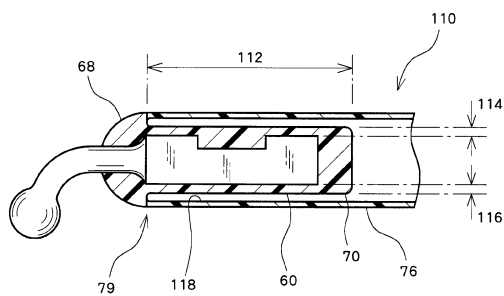
【図 13】



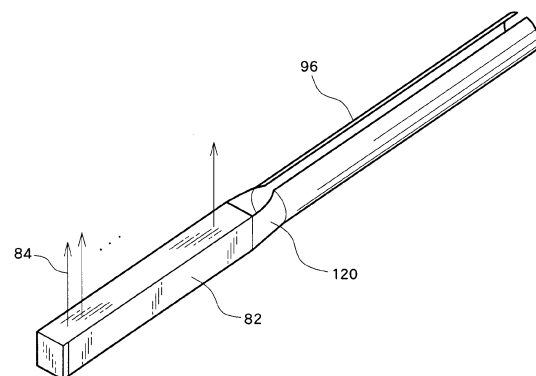
【図 11】



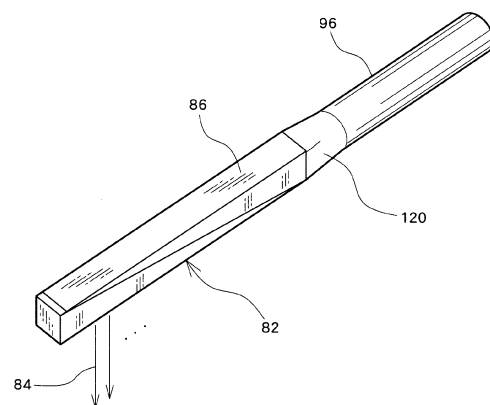
【図 14】



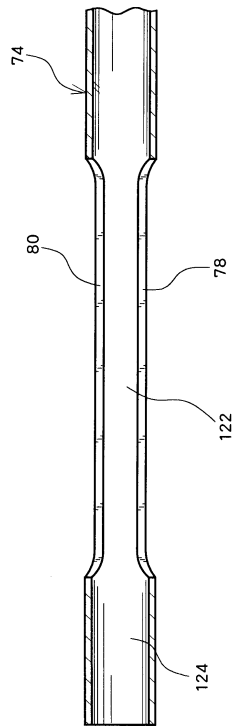
【図 16】



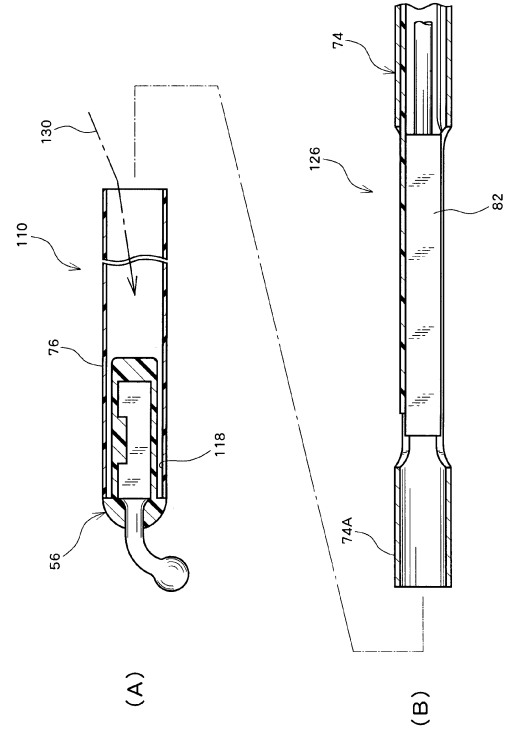
【図 15】



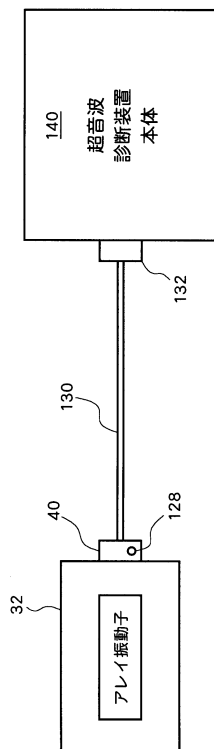
【図 17】



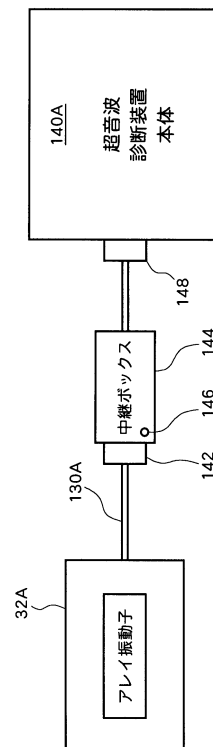
【図 18】



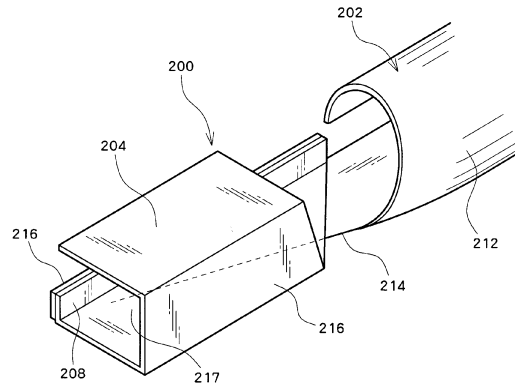
【図 19】



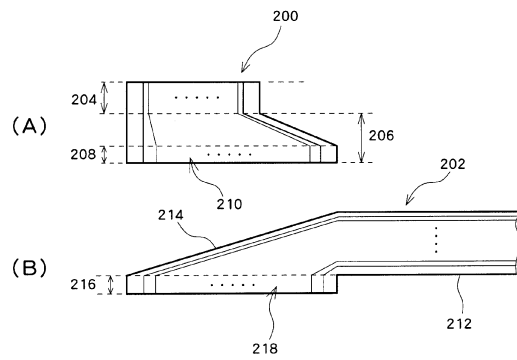
【図 20】



【図 2 1】



【図 2 2】



フロントページの続き

- (72)発明者 若林 洋明
東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 2 番 1 号 アロカ株式会社内
(72)発明者 蛭川 盛之
東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 2 番 1 号 アロカ株式会社内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開 2 0 0 2 - 1 5 3 4 7 0 (J P , A)
米国特許第 0 5 7 3 5 7 9 2 (U S , A)
特表 2 0 0 2 - 5 4 3 8 6 7 (J P , A)
特表 2 0 1 0 - 5 0 0 1 5 3 (J P , A)
米国特許第 0 5 3 8 1 7 9 5 (U S , A)
特開平 0 9 - 2 3 1 8 3 7 (J P , A)
特開平 1 0 - 2 1 6 1 2 4 (J P , A)
特開平 1 1 - 2 4 3 5 9 4 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 0 8 1 3 8 5 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 1 0 4 3 1 1 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 3 1 4 4 0 6 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 0 3 3 3 5 4 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 1 1 1 5 3 8 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 0 3 6 2 4 8 (J P , A)
特表平 0 9 - 5 1 0 6 3 1 (J P , A)
特表 2 0 0 4 - 5 0 4 0 9 3 (J P , A)
特表 2 0 0 5 - 5 0 6 8 6 7 (J P , A)
特表 2 0 0 5 - 5 1 0 2 6 3 (J P , A)
特表 2 0 0 8 - 5 3 9 8 7 9 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 9 / 1 5 5 3 1 7 (W O , A 2)
国際公開第 2 0 1 0 / 0 4 7 6 7 8 (W O , A 1)
国際公開第 2 0 1 0 / 1 2 9 7 7 3 (W O , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 0 9 / 0 2 4 0 2 4 9 (U S , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 2 6 2 1 4 0 (U S , A 1)
特表 2 0 0 4 - 5 2 7 3 0 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 1 2
A 6 1 B 8 / 0 8

专利名称(译)	组织插入式超声探头		
公开(公告)号	JP5826478B2	公开(公告)日	2015-12-02
申请号	JP2010241907	申请日	2010-10-28
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	丹 悟章 小林 秀光 土田 和俊 若林 洋明 蛭川 盛之		
发明人	丹 悟章 小林 秀光 土田 和俊 若林 洋明 蛭川 盛之		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0875 A61B8/12 A61B8/445 A61B2017/3456 A61B2090/378		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD10 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FF02 4C601/FF16 4C601/GA02 4C601/GB20 4C601/GB41		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2012090856A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种组织插入式超声探头，其中可以在直径减小的插入部分中布置大量信号线。解决方案：用于支撑脊柱手术的超声探头，用作组织插入型超声探头包括插入单元和操作单元。在插入单元的前端部分上，设置有触觉构件和换能器单元。插入单元包括管74和设置在管74外部的鞘管76.用作管线片的FPC板设置在管74中.FPC板96插入类似于管的圆形形状管74的内壁表面。通过印刷在FPC板96上形成大量信号线。用于接地的接地电缆88设置在FPC板96的内部空间中。在操作单元中，FPC板96的后端部分和另一个FPC板的前端部分通过热压接合连接。

(21) 出願番号	特願2010-241907 (P2010-241907)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成22年10月28日 (2010. 10. 28)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2012-90856 (P2012-90856A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成24年5月17日 (2012. 5. 17)	(74) 代理人	110001210
審査請求日	平成25年9月2日 (2013. 9. 2)		特許業務法人Y K I 国際特許事務所
前置審査		(72) 発明者	丹 悟章
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		(72) 発明者	小林 秀光
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		(72) 発明者	土田 和俊
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内