

(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2012-90857

(P2012-90857A)

(43) 公開日 平成24年5月17日(2012.5.17)

(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 13 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2010-241908 (P2010-241908)
(22) 出願日 平成22年10月28日 (2010.10.28)(71) 出願人 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 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 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 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

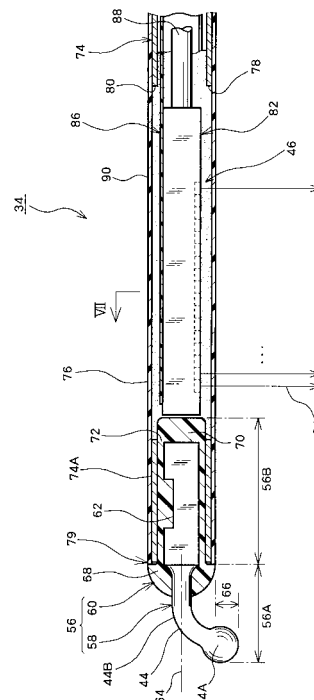
(54) 【発明の名称】 脊椎手術支援用超音波プローブ及びその製造方法

(57) 【要約】

【課題】触覚による検査と超音波診断による検査とを行える脊椎手術支援用超音波プローブにおいて、挿入部の先端部において絶縁性を確保すると共に良好な振動伝達を行えるようにする。

【解決手段】挿入部34の先端には先端部品56が設けられている。先端部品56は金属部品58と樹脂部品60とからなり、金属部品58は触覚部材44とアンカー62とで構成される。樹脂部品60はキャップ部分68と包囲部分70とにより構成される。先端部品56における差込部分56Bがパイプ74の先端部74A内に差し込まれる。アンカー62と先端部74Aとは一定の距離隔てられつつも近接しており、これによって絶縁性が確保されつつ、ヘッド44Aから伝達された振動がアンカー62からパイプ74に良好に伝達される。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

椎骨に形成された案内孔に挿入される挿入部と、
前記挿入部に連結され、前記挿入部から振動が伝達され、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、前記椎骨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、
前記管部材の先端部に設けられた部品であって、前記椎骨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と当該触覚部材に連なるアンカーとを有する金属部材と、前記アンカーを包囲した包囲部分を有する絶縁部材と、を備える先端部品と、
を含み、
前記先端部品の内で前記アンカー及び前記包囲部分からなる差込部分が前記管部材の中に嵌め込まれた、
ことを特徴とする脊椎手術支援用超音波プローブ。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の脊椎手術支援用超音波プローブにおいて、
前記差込部分は円柱形状を有し、
前記アンカーは、抜け止め構造を有する側面をもった円柱形状を有する、
ことを特徴とする脊椎手術支援用超音波プローブ。

20

【請求項 3】

請求項 2 記載の脊椎手術支援用超音波プローブにおいて、
前記抜け止め構造は少なくとも 1 つの凹部又は凸部を有する、
ことを特徴とする脊椎手術支援用超音波プローブ。

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の脊椎手術支援用超音波プローブにおいて、
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金属パイプ部材により構成され、
前記挿入部は更に前記管部材の外側を覆う絶縁性シースチューブを有し、
前記絶縁部材は前記包囲部分に連なり前記管部材の先端開口部を覆うキャップ部分を有し、
前記キャップ部分と前記絶縁性シースチューブの先端開口部とが接着された、
ことを特徴とする脊椎手術支援用超音波プローブ。

30

【請求項 5】

請求項 4 記載の生体内挿入型超音波プローブにおいて、
前記キャップ部分と前記絶縁性シースチューブの先端開口部とが熱溶着により一体化された、
ことを特徴とする脊椎手術支援用超音波プローブ。

40

【請求項 6】

請求項 4 に記載の脊椎手術支援用超音波プローブにおいて、
前記キャップ部分は前方へ膨らんだドーム形状を有し、
前記触覚部材は、前記キャップ部分の中央部から突出して前記管部材の中心軸に直交する所定方位へ向かう軸と、当該軸の先端部に設けられた球状のヘッドと、を有する、
ことを特徴とする脊椎手術支援用超音波プローブ。

【請求項 7】

請求項 6 記載の脊椎手術支援用超音波プローブにおいて、
前記ヘッドの全部又は一部が前記所定方位において前記管部材の側面レベルよりも生体側へ突出した、

50

ことを特徴とする脊椎手術支援用超音波プローブ。

【請求項 8】

請求項 7 記載の脊椎手術支援用超音波プローブにおいて、

前記管部材の先端部において前記所定方位に前記アレイ振動子で送波及び受波される超音波を通過させる開口部が形成され、

前記管部材における前記開口部の奥側に前記アレイ振動子を備えた振動子ユニットが埋設された、

ことを特徴とする脊椎手術支援用超音波プローブ。

【請求項 9】

請求項 8 記載の脊椎手術支援用超音波プローブにおいて、

前記振動子ユニットの周囲に絶縁性モールドが施された、

ことを特徴とする脊椎手術支援用超音波プローブ。

【請求項 10】

触覚部材とそれに連なるアンカーとを有する金属部材と、キャップ部分とそれに連なり前記アンカーを包囲した包囲部分とを有する絶縁部材と、を備える先端部品を製作する工程と、

前記先端部品と絶縁性シースチューブとを接着する工程であって、前記キャップ部分と前記絶縁性シースチューブの開口部とを熱溶着により一体化させることによりアウターアセンブリを製作する工程と、

アレイ振動子を備えた振動子ユニットを金属パイプ部材の先端部内に設けることによりインナーアセンブリを製作する工程と、

前記アウターアセンブリの中に前記インナーアセンブリを差し込むことにより挿入部を製作する工程と、

前記挿入部と操作部とを連結させる工程と、

を含むことを特徴とする脊椎手術支援用超音波プローブの製造方法。

【請求項 11】

請求項 10 記載の製造方法において、

前記アウターアセンブリを製作する工程では、前記先端部品における差込部分と前記絶縁性シースチューブとの間に円筒形スリットが形成され、

前記挿入部を製作する工程では、前記円筒形スリットに前記金属パイプ部材の先端部が挿入される、

ことを特徴とする脊椎手術支援用超音波プローブの製造方法。

【請求項 12】

請求項 10 記載の製造方法において、

前記挿入部を製作する工程では、前記触覚部材が向かう方位と前記アレイ振動子が向く方位とが揃うように前記アウターアセンブリの中に前記インナーアセンブリが位置決められる、

ことを特徴とする脊椎手術支援用超音波プローブの製造方法。

【請求項 13】

請求項 10 記載の製造方法において、

前記挿入部を製作する工程では、前記アウターアセンブリの中に前記インナーアセンブリを差し込む前に前記アウターアセンブリの中にモールド用接着剤が流し込まれる、

ことを特徴とする脊椎手術支援用超音波プローブの製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は脊椎手術支援用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を検査するための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】

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ならば、そのボルトをして椎孔２６を通っ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。

【０００５】

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器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掴みながら、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部材（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、触覚子の振動（位置や力の変化を含む）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。

【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。

10

20

30

40

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 】

触覚検査及び超音波診断の両方を行える脊椎手術支援用の超音波プローブの実現に当たっては、振動の良好な伝達と確実な絶縁の両方を達成する必要がある。すなわち、触覚部材で生じた振動を管部材及び操作部を経由して使用者の手まで確実に伝達するという観点からは、触覚部材や管部材をそれぞれ硬質部材（通常、金属部材）で構成すると共に、触覚部材と管部材とを直接的に連結してしまうのが望ましい。しかしながら、管部材には電圧が印加される振動子ユニットが収容され、また、管部材はシールド部材として電気的部品としても機能し得るので、管部材と触覚部材とを直接的に連結するのは安全性の観点からは望ましくない。結局、両者間の電気的導通を確実に遮断しつつ両者を機械的あるいは物理的に強固に連結することが要請される。

20

【 0 0 1 0 】

本発明の目的は、触覚検査及び超音波診断の両方を行える脊椎手術支援用超音波プローブを提供することにある。

【 0 0 1 1 】

本発明の他の目的は、脊椎手術支援用超音波プローブにおいて、振動の良好な伝達と絶縁性の確実な確保とを実現することにある。

【 0 0 1 2 】

本発明の他の目的は、触覚部材と管部材とを機械的あるいは物理的に強固に連結できる、脊椎手術支援用超音波プローブの製造方法を提供することにある。

30

【 0 0 1 3 】

本発明の他の目的は、部材接合のための加熱処理の影響がアレイ振動子に及ばない、脊椎手術支援用超音波プローブの製造方法を提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 4 】

本発明に係る脊椎手術支援用超音波プローブは、椎骨に形成された案内孔に挿入される挿入部と、前記挿入部に連結され、前記挿入部から振動が伝達され、使用者によって把持される操作部と、を含む。前記挿入部は、管部材と、先端部品と、を含む。前記先端部品は、前記管部材の先端部に設けられ、前記椎骨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、前記管部材の先端部に設けられた部品であって、前記椎骨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と当該触覚部材に連なるアンカーとを有する金属部材と、前記アンカーを包囲した包囲部分を有する絶縁部材と、を備える。前記先端部品の内で前記アンカー及び前記包囲部分からなる差込部分が前記管部材の中に嵌め込まれる。

40

【 0 0 1 5 】

上記構成によれば、超音波プローブを利用して触覚により組織内部を検査でき、また、超音波診断（超音波の送受波）により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力は管部材を伝搬し

50

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。そのような触覚を利用した検査の前又は後に、あるいは、それと同時に、超音波の送受波による超音波診断を実行できる。通常、断層画像が形成され、椎骨の内部（例えば案内孔の表層）が画像化される。触覚的判断及び超音波画像の視覚的判断の併用によって案内孔が適正に形成されているの可否かを評価することが可能である。例えば椎骨の表層まで評価できるから、案内孔が椎孔に近接しているような状態を容易に判断することが可能である。

【 0 0 1 6 】

上記構成においては、先端部品が金属部材と絶縁部材とで構成され、特に金属部材の内でアンカーが絶縁部材の包囲部分によって覆われているから、金属部材が管部材に不用意に接触してしまうことを効果的に防止できる。また、金属部材が振動子ユニットに不用意に接触してしまうことも効果的に防止できる。先端部品における差込部分が管部材の中に嵌め込まれるから、望ましくは圧入されるから、両者を機械的に強固に連結することが可能である。特に、そのような嵌め込み状態においては、金属部材の内でアンカーが管部材の内部に位置することになるから、管部材の内部に位置したアンカーを通じて、その周囲に存在する管部材へ振動を効率的に伝達することが可能である。キャップ部分は管部材の先端開口を塞ぎ、管部材内への体液等の進入を阻止する。キャップ部材の形状を前方に膨らんだドーム状とすれば、生体への安全性を高められる。

10

【 0 0 1 7 】

包囲部分におけるアンカー周囲の厚みは、絶縁性と振動伝達の両者の観点から定めるのが望ましい。一般に前者の観点からはできるだけ厚くした方がよいが、後者の観点からはできるだけ薄くした方がよい。アンカーの形態を管部材の軸方向に伸長した形態とすることが望ましく、特に、管部材の内部空間の形態と同じく、円柱形状にするのが望ましい。

20

【 0 0 1 8 】

望ましくは、前記差込部分は円柱形状を有し、前記アンカーは、抜け止め構造を有する側面をもった円柱形状を有する。アンカーを単純な円柱形状とした場合、それが抜けやすくなる。そこで、上記のようにアンカーの側面に抜け止め構造を設けるのが望ましい。望ましくは、前記抜け止め構造は少なくとも1つの凹部又は凸部を有する。それらの形状要素は、中心軸に直交する方向に起伏を生じさせるものである。

【 0 0 1 9 】

望ましくは、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金属パイプ部材により構成され、前記挿入部は更に前記管部材の外側を覆う絶縁性シースチューブを有し、前記絶縁部材は前記包囲部分に連なり前記管部材の先端開口部を覆うキャップ部分を有し、前記キャップ部分と前記絶縁性シースチューブの先端開口部とが接着される。絶縁性シースチューブは金属パイプ部材としての管部材の保護と生体の保護とを同時に図り、また、管部材を生体から電氣的に隔てるものである。キャップ部分と絶縁性シースチューブとが同一材料又は類似材料で構成されていてもよい。少なくとも両者の接着が確実に行えるように各部材の材料を構成する決めるのが望ましい。

30

【 0 0 2 0 】

望ましくは、前記キャップ部分と前記絶縁性シースチューブの先端開口部とが熱溶着により一体化される。これにより両者間が完全にシールされる。熱溶着を利用すれば挿入部から接着剤が漏れ出ることを防止できる。

40

【 0 0 2 1 】

望ましくは、前記キャップ部分は前方へ膨らんだドーム形状を有し、前記触覚部材は、前記キャップ部分の中央部から突出して前記管部材の中心軸に直交する所定方位へ向かう軸と、当該軸の先端部に設けられた球状のヘッドと、を有する。触覚部材としては各種の形態が考えられる。いずれにしても、案内孔の内壁面に自然にアプローチでき、骨の表面に滑らかに接することができるように構成するのが望ましい。望ましくは、前記ヘッドの全部又は一部が前記所定方位において前記管部材の側面レベルよりも生体側へ突出する。この構成によればヘッドを案内孔の内壁面に確実に当接させることが可能となる。

【 0 0 2 2 】

50

望ましくは、前記管部材の先端部において前記所定方位に前記アレイ振動子で送波及び受波される超音波を通過させる開口部が形成され、前記管部材における前記開口部の奥側に前記アレイ振動子を備えた振動子ユニットが埋設される。望ましくは、前記振動子ユニットの周囲に絶縁性モールドが施される。

【0023】

本発明に係る脊椎手術支援用超音波プローブの製造方法は、触覚部材とそれに連なるアンカーとを有する金属部材と、キャップ部分とそれに連なり前記アンカーを包囲した包囲部分とを有する絶縁部材と、を備える先端部品を製作する工程と、前記先端部品と絶縁性シースチューブとを接着する工程であって、前記キャップ部分と前記絶縁性シースチューブの開口部とを熱溶着により一体化させることによりアウターアセンブリを製作する工程と、アレイ振動子を備えた振動子ユニットを金属パイプ部材の先端部に設けることによりインナーアセンブリを製作する工程と、前記アウターアセンブリの中に前記インナーアセンブリを差し込むことにより挿入部を製作する工程と、前記挿入部と操作部とを連結させる工程と、を含む。

【0024】

上記構成によれば、アウターアセンブリとインナーアセンブリとを別々に製作した上で、両者が組み合わされる。前者の製作に当たって加熱処理が行われるとしても、後者に熱的な影響は及ばない。これによりアレイ振動子の分極消失等の問題を未然に回避できる。上記構成では、先端部品がまず製作され、その段階でアンカーと金属パイプ部材の内面との間の隙間が包囲部分の形状及び厚みとして規定される。よって、その後の工程において製作誤差が発生しても絶縁性及び良好な振動伝達を確保できる。先端部品と絶縁性シースチューブの熱溶着によって両者が一体化され、アウターアセンブリの内部は前方に完全に閉じた空間となるから、そこに接着剤を多量に入れても、生体側へ流出することはない。

【0025】

望ましくは、前記アウターアセンブリを製作する工程では、前記先端部品における差込部分と前記絶縁性シースチューブとの間に円筒形スリットが形成され、前記挿入部を製作する工程では、前記円筒形スリットに前記金属パイプ部材の先端部が挿入される。

【0026】

望ましくは、前記挿入部を製作する工程では、前記触覚部材が向かう方位と前記アレイ振動子が向く方位とが揃うように前記アウターアセンブリの中に前記インナーアセンブリが位置決められる。

【0027】

望ましくは、前記挿入部を製作する工程では、前記アウターアセンブリの中に前記インナーアセンブリを差し込む前に前記アウターアセンブリの中にモールド用接着剤が流し込まれる。

【発明の効果】

【0028】

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脊椎手術支援用超音波プローブを提供できる。あるいは、本発明によれば、脊椎手術支援用超音波プローブにおいて、振動の良好な伝達と絶縁性の確実な確保とを実現できる。あるいは、本発明によれば、触覚部材と管部材とを機械的あるいは物理的に強固に連結できる。あるいは、本発明によれば、部材接合のための加熱処理の影響がアレイ振動子に及ばないようにできる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【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。

【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

10

20

30

40

50

。

【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。

【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。

10

【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。

【発明を実施するための形態】

【0030】

20

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。

【0031】

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。

【0032】

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。

30

【0033】

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

【0034】

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

50

やや細いくびれた部分である。グリップ 5 4 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。

【 0 0 3 5 】

図 4 に示されるように、挿入部 3 4 の中心軸と操作部 3 6 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 3 6 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 4 0 に磁気センサが設けられ、一方、レセプタクル 3 8 にマグネットが設けられている。コネクタ 4 0 をレセプタクル 3 8 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 3 2 の使用後において、コネクタ 4 0 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 3 2 それ自体をディスプレイ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 VII は後に図 8 に示す断面の位置を示している。

10

【 0 0 3 6 】

図 5 には、超音波プローブ 3 2 の使用例が示されている。図 5 に示されるように、椎体 1 0 A には案内孔 2 8 A , 3 0 A が形成される。それらの案内孔 2 8 A , 3 0 A 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 3 2 が利用され、案内孔 2 8 A , 3 0 A 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 3 2 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 4 4 から伝達される振動が符号 5 5 で示されるような経路を伝わって操作部 3 6 に到達し、その振動が操作部 3 6 を保持している手に伝わることになる。触覚部材 4 4 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 4 6 を利用して案内孔 2 8 A , 3 0 A 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 4 4 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 3 4 をやや奥に進行させ、接触部材 4 4 の当接位置において今度は超音波診断により案内孔 2 8 A , 3 0 A の状態を検査することが可能である。

20

【 0 0 3 7 】

例えば、図 5 において案内孔 2 8 A と椎孔 2 6 A はかなり近接しており、触覚部材 4 4 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 4 6 の前方における断面を画像化可能であるので、案内孔 2 8 A 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 3 2 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 9 0 度回転させたものを表示するようにしてもよい。

30

【 0 0 3 8 】

なお、案内孔 2 8 A , 3 0 A 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 4 6 の全面あるいは音響開口面を案内孔 2 8 A 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 4 4 の先端部分が挿入部 3 4 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。

40

【 0 0 3 9 】

図 6 には、挿入部 3 4 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 5 6 が取り付けられている。この先端部品 5 6 は大別して金属部品 5 8 と樹脂部品 6 0 とからなるものである。金属部品 5 8 は触覚部材 4 4 とそれに連なるアンカー 6 2 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

50

る。

【0040】

樹脂部品60はキャップ部分68とそれに連なる包囲部分70とからなるものである。キャップ部分68と包囲部分70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60は樹脂モールドにより成形され得る。

【0041】

先端部品56についてさらに詳しく説明する。触覚部材44は、ヘッド44Aと軸44Bとからなるものである。ヘッド44Aは小球状の形態を有しており、その直径は例えば1.5mmである。軸44Bの直径は例えば0.8mmである。ヘッド44Aはその全部または一部が、中心軸64と直交する方向において挿入部34の側面レベルよりも生体側へ突出しており、その突出量66は例えば1.0mmである。軸44Bは挿入部34の先端開口の中心軸64に沿って前方に伸びた上で、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。

【0042】

アンカー62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62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68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44Bが前方に突き出ている。キャップ部分68の背面側に上述した包囲部分70が連なっており、その包囲部分70は円筒形状を有している。包囲部分70は全体として円筒形状を有するアンカー62の全体を取り囲んでおり、包囲部分70の外径は後に説明する管部材としてのパイプ74の内径に一致している。すなわちパイプ74の先端部74A内に包囲部分70が差し込まれている。この状態において、アンカー62の側面とパイプ74の先端部74A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72が存在している。その中間部分72は包囲部分70の一部をなすものである。この中間部分72によって金属部品58と金属製のパイプ74との間における絶縁性が確保されている。またアンカー62の側面がパイプ74の先端部74Aの内面に近接しているため、ヘッド44Aから伝達された振動が中間部分72を介してパイプ74に効率的に伝達される。すなわち金属部品58とパイプ74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。

【0043】

キャップ部分68の外径は図6に示す例において、絶縁シースチューブ76の外径と一致している。ただし、キャップ部分68の外径をシースチューブ76の内径あるいはパイプ74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68の背面と絶縁シースチューブ76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79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56がシースチューブ76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。

【0044】

先端部品56は、別の見方をすると、パイプ74の内部に圧入される差込部分56Bと、それよりも前方の部分すなわちパイプ74の先端開口よりも前方に突き出た部分56Aと、で構成されるものである。例えば部分56Aは4.0mmの長さを有し、差込部分56Bは例えば6.0mmの長さを有する。パイプ74の外形は例えば、2.4mmであり、その内径は例えば1.99mmである。パイプ74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34の外形は例えば2.5~3.0mm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2.8mmである。アンカー62の直径は例えば1.4mmであり、中間部分72の厚みは例えば0.3mmである。アンカー62は例えば5.0mm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1.0mmの絶縁層が設けられることに

なる。

【0045】

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の中で、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。

10

【0046】

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。

20

30

【0047】

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。

40

【0048】

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76の内部にはパイプ74が設けられている。逆に言えば、パイプ

50

74を被覆するようにシースチューブ76が設けられている。パイプ74には二つの開口部78, 80が形成され、図7において、開口部78が下側に示され、開口部80が上側に示されている。パイプ74内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、上述したようにアレイ振動子46を有し、さらにその背面側にバックング92を有する。その背面側には台座94が設けられている。アレイ振動子46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82の周囲にはモールド材90が設けられている。特にアレイ振動子46の前方側にはモールド材90A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90Aおよびシースチューブの一部76Aを通過する。振動子ユニット82を取り囲むようにFPC基板86が設けられている。そのようなFPC基板86は三つの部分86A, 86B, 86C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90Aで示したモールド材の厚みは例えば0.3mmである。FPC基板86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。FPC基板86の後端部が、他のFPC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。FPC基板86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。

10

【0049】

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74の外側にはシースチューブ76が設けられている。図8に示されるように、パイプ74の内部空間74BにはFPC基板96が設けられている。このFPC基板96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74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74内に挿入されている。パイプ74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74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。

20

【0050】

FPC基板96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、FPC基板96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、FPC基板96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。FPC基板96は、本実施形態において、パイプ74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、すなわち一方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FPC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FPC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。

30

40

【0051】

図8に示されるように、丸まった形態を有するFPC基板96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88が設けられている。ケーブル88は中心導体88Aと被覆88B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74の中に入れられていたが、なおスペース

50

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 74 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 74 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 96 をパイプ 74 内に容易に挿入できるという利点を得られる。例えば 50 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。

【0052】

ちなみに、図 8 に示す湾曲形態において、F P C 基板 96 の外側面 96 A および内側面 96 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 74 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 74 により外来ノイズを遮断できるという利点を得られる。

【0053】

図 9 には、操作部 36 の断面図が示されている。操作部 36 は上述したようにグリップ 54 およびくびれ部 52 を有し、さらに連結部 50 を有している。操作部 36 の内部空間 36 A には F P C 基板 100 が設けられている。その F P C 基板 100 は操作部 36 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 100 A は幅方向に肥大している。連結部 50 内にはやや肥大した空間 98 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 96 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 96 C は幅方向に肥大しており、その後端部 96 C が上述した F P C 基板 100 の先端部 100 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氣的にかつ物理的に接続される。その熱圧着部分が符号 102 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。

【0054】

F P C 基板 100 は図示されるように、操作部 36 内を通過しその後端部がレセプタクル 38 に電氣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 38 を介してケーブル側のコネクタとの電氣的接続が図られる。ちなみに符号 104, 106 はリングを示している。符号 103 はコネクタ接続を行う場合における枠体を示している。磁気の力を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 50 内から内部空間 36 A を介してレセプタクル 38 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 96, 100 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。

【0055】

次に図 10 乃至図 18 を用いて超音波プローブの製造方法について詳述する。

【0056】

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

10

20

30

40

50

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。

【0057】

図 10 に戻って、S12 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。

【0058】

図 10 に戻って、S14 では、振動子ユニットへの電氣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。

【0059】

図 10 に戻って、以上のような電氣的な部品が製作された上で、S16 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。振動子ユニット 82 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 74 の後端側から差し込むようにしてもよい。

【0060】

図 10 に戻って、S18 では、図 18 に示すように挿入部が製作される。すなわち、図 18 の（A）にはアウターアセンブリ 110 が示されており、（B）にはインナーアセンブリ 126 が示されている。アウターアセンブリ 110 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

【0061】

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。

【0062】

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。

20

【0063】

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

【0064】

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。

【0065】

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 C 基板 2 0 0 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 2 0 4 と、そこから引き出された部分 2 0 6 と、を有している。部分 2 0 6 は肥大しており、その端部 (引出端部) 2 0 8 はコンタクト部分を構成している。F P C 基板 2 0 0 はシグナルライン列 2 1 0 を有する。シグナルライン列 2 1 0 において、部分 2 0 4 におけるライン間ピッチよりもコンタクト部分 2 0 8 におけるライン間ピッチの方が大きい。F P C 基板 2 0 2 は、本体部分 2 1 2 と肥大した端部 2 1 4 とを有し、端部 2 1 4 の先端部分がコンタクト

40

50

部分 2 1 6 を構成している。F P C 基板 2 0 2 はシグナルライン列 2 1 8 を有する。シグナルライン列 2 1 8 において、本体部分 2 1 2 におけるライン間ピッチよりもコンタクト部分 2 1 6 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 2 0 8 , 2 1 6 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。

【 0 0 6 6 】

図 2 1 において、符号 2 1 7 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。F P C 基板 2 0 0 における部分 2 0 4 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ンド電極をなす銅箔が設けられる。グラ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 F P C 基板 2 0 0 が取り付けられた状態において、それに対して F P C 基板 2 0 2 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 F P C 基板 2 0 0 が折り曲げられる。それに伴い、F P C 基板 2 0 2 の端部 2 1 4 も折り曲げられる。F P C 基板 2 0 2 の本体部分 2 1 2 はパイプ内において丸められた状態におかれる。

10

【 0 0 6 7 】

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 F P C 基板 2 0 2 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 2 1 及び図 2 2 に示した構成によれば、2 つの F P C 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げ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。

20

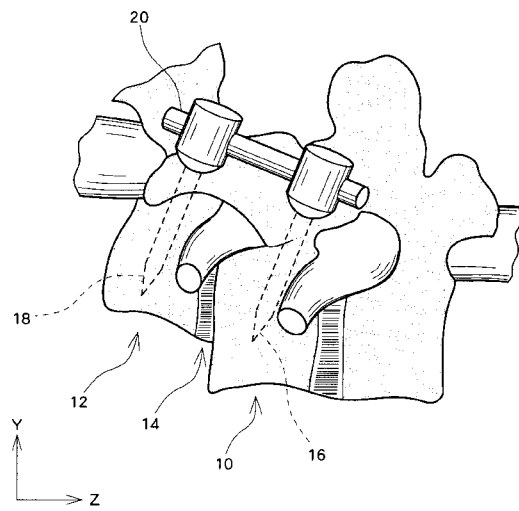
【 符号の説明 】

【 0 0 6 8 】

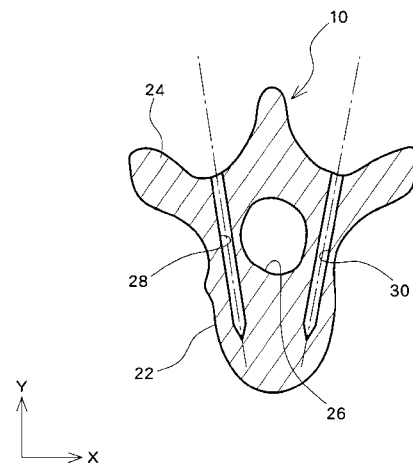
3 2 脊椎手術支援用超音波プローブ、3 4 挿入部、3 6 操作部、4 4 触覚部材、4 6 アレイ振動子、4 8 挿入軸、5 4 グリップ、5 6 先端部品、5 8 金属部品、6 0 樹脂部品、7 4 パイプ、7 6 シースチューブ、8 2 振動子ユニット、8 6 F P C 基板（第 3 F P C 基板）、9 6 F P C 基板（第 1 F P C 基板）、1 0 0 F P C 基板（第 2 F P C 基板）。

30

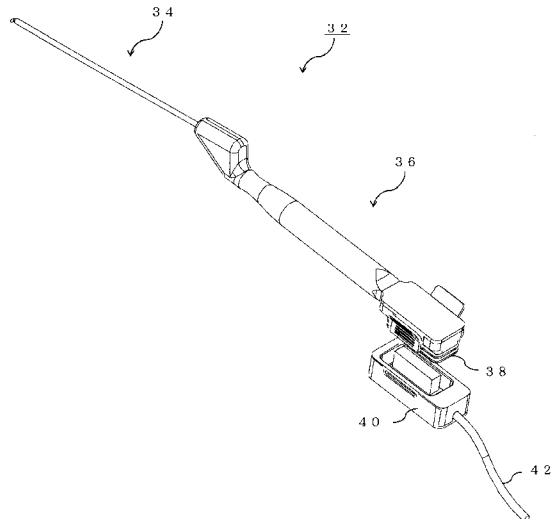
【図 1】



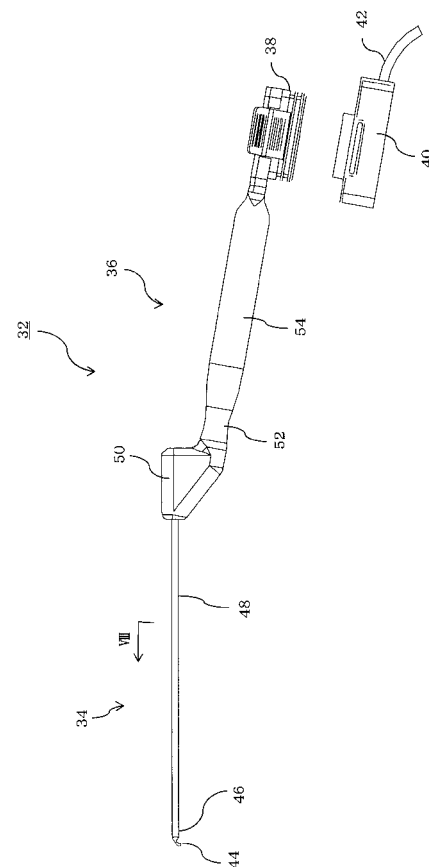
【図 2】



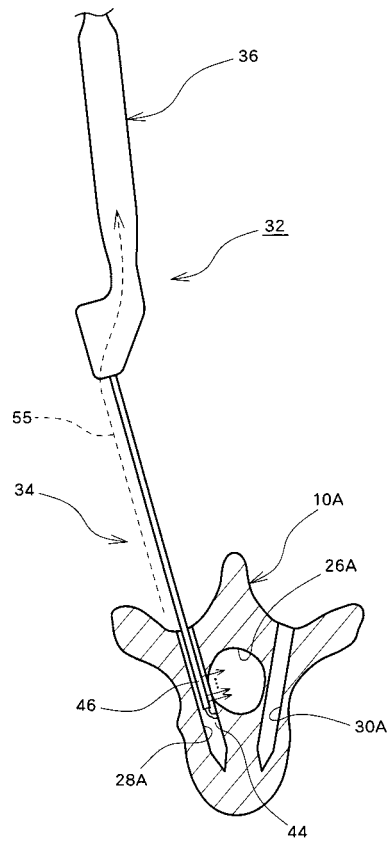
【図 3】



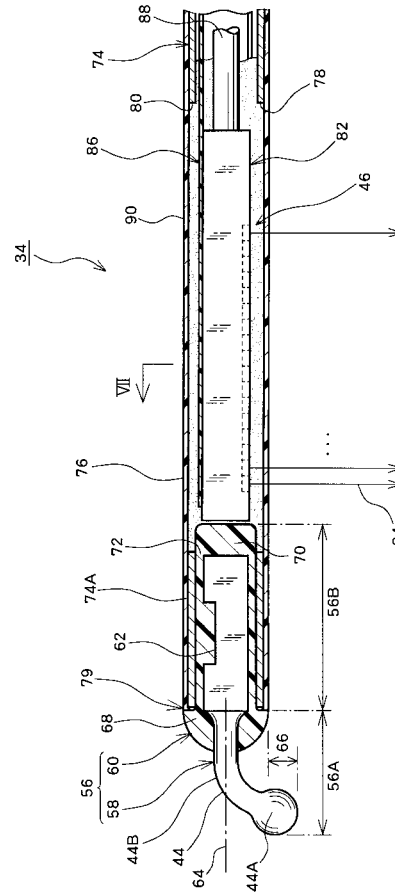
【図 4】



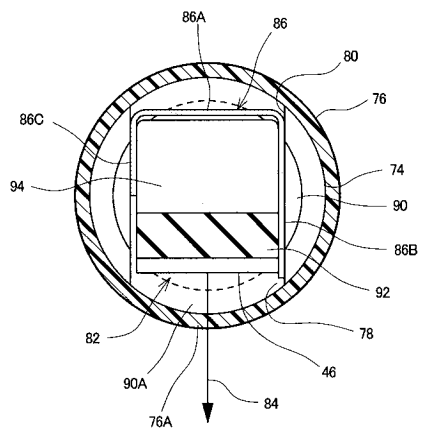
【図 5】



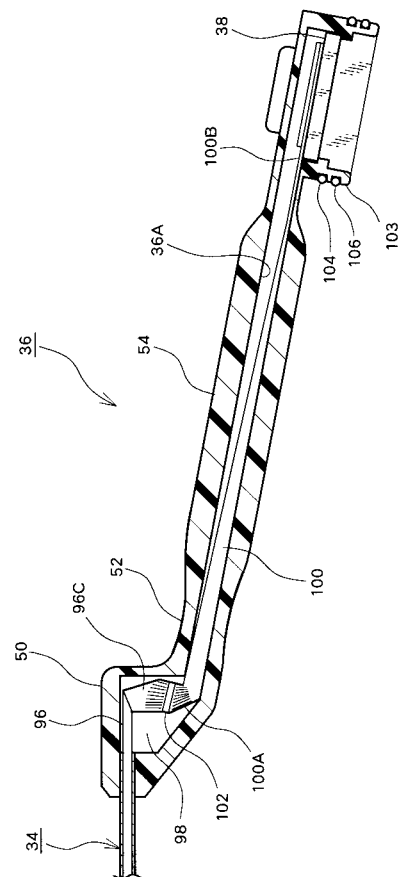
【図 6】



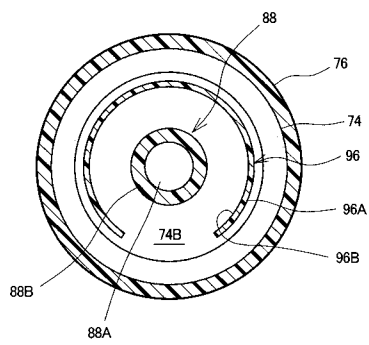
【図 7】



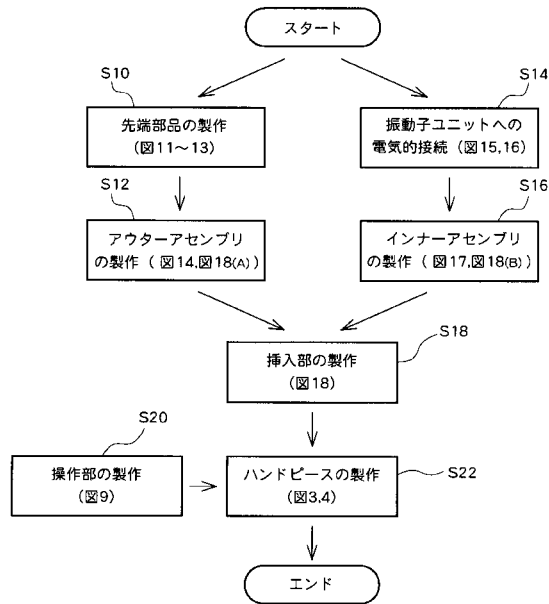
【図 9】



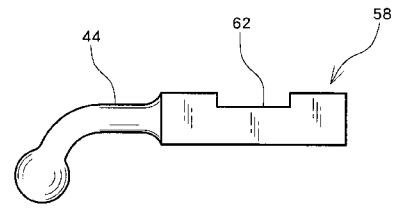
【図 8】



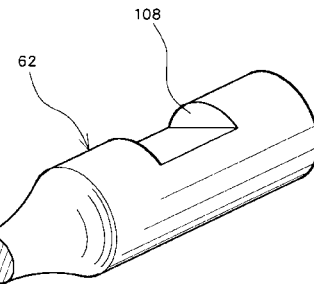
【図 10】



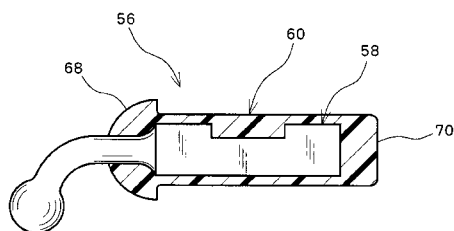
【図 11】



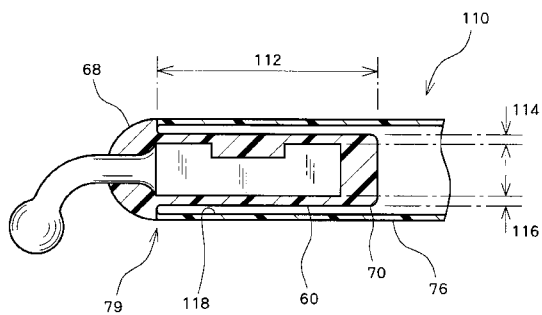
【図 12】



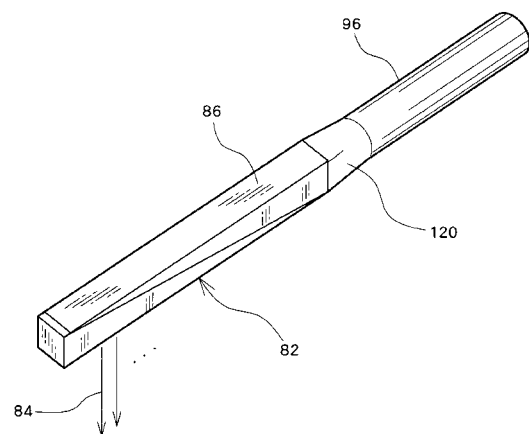
【図 13】



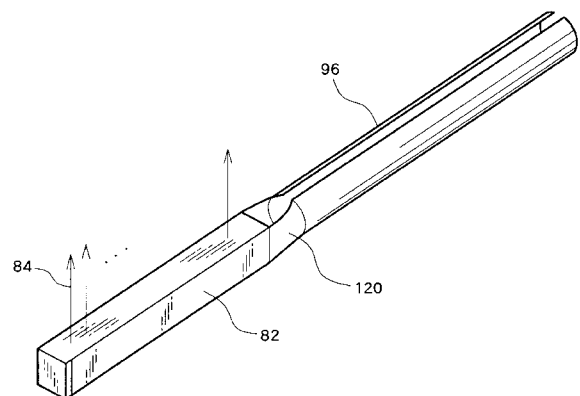
【図 14】



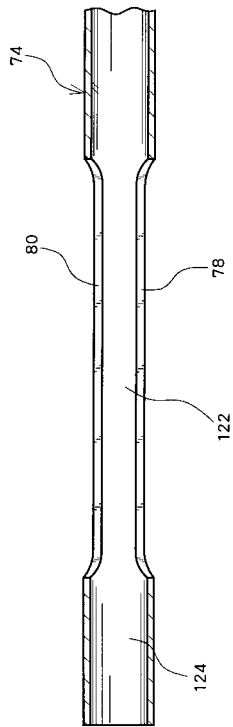
【図 15】



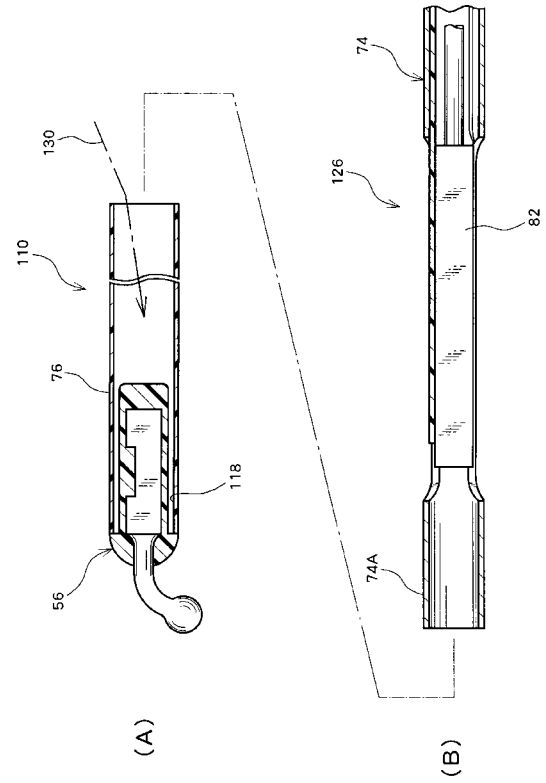
【図 16】



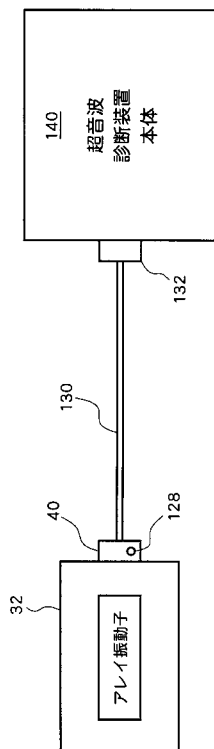
【図 17】



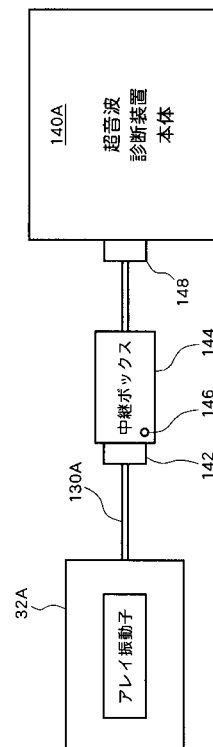
【図 18】



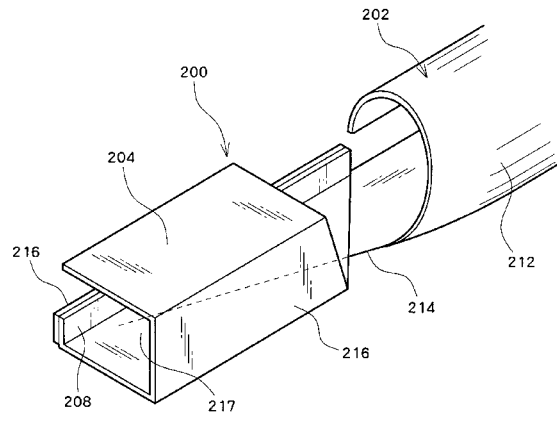
【図 19】



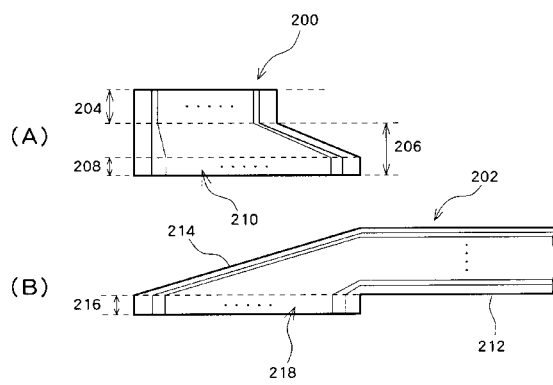
【図 20】



【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 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 番 1 号 アロカ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB06 DD30 EE11 EE18 FE01 FF16 GA03 GA04 GA08
GB04 KK09 KK12

专利名称(译)	用于支撑脊柱手术的超声波探头及其制造方法		
公开(公告)号	JP2012090857A	公开(公告)日	2012-05-17
申请号	JP2010241908	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		
[标]发明人	小林秀光 丹悟章 土田和俊 若林洋明 蛭川盛之		
发明人	小林 秀光 丹 悟章 土田 和俊 若林 洋明 蛭川 盛之		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0875 A61B8/445 A61B8/4455 A61B17/7092 A61B2090/3782		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD30 4C601/EE11 4C601/EE18 4C601/FE01 4C601/FF16 4C601/GA03 4C601/GA04 4C601/GA08 4C601/GB04 4C601/KK09 4C601/KK12		
其他公开文献	JP5511627B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在插入部分的远端部分处确保绝缘性能并且在用于支持能够进行触觉检查和超声诊断检查的脊柱手术的超声探头中执行良好的振动传递。尖端部件设置在插入部分的尖端处。尖端部分56包括金属部分58和树脂部分60，并且金属部分58包括触觉构件44和锚固件62。树脂部件60由盖部68和包围部70构成。末端部分56的插入部分56B插入到管74的末端部分74A中。锚固件62和远端部74A彼此隔开一定距离而彼此靠近，使得从头部44A传递的振动在确保隔热的同时令人满意地从锚固件62传递至管74。[选择图]图6

