

(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2011-97582

(P2011-97582A)

(43) 公開日 平成23年5月12日(2011.5.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
HO4R 17/00 (2006.01)	HO4R 17/00 330J	4C601
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	5D019
HO4R 31/00 (2006.01)	HO4R 31/00 330	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2010-229963 (P2010-229963)
 (22) 出願日 平成22年10月12日 (2010.10.12)
 (31) 優先権主張番号 10-2009-0103771
 (32) 優先日 平成21年10月29日 (2009.10.29)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 597096909
 株式会社 メディソン
 MEDISON CO., LTD.
 大韓民国 250-870 江原道 洪川
 郡 南面陽▲徳▼院里 114
 114 Yangdukwon-ri, N
 am-myun, Hongchun-gu
 n, Kangwon-do 250-87
 0, Republic of Korea
 (74) 代理人 100137095
 弁理士 江部 武史
 (74) 代理人 100091627
 弁理士 朝比 一夫

最終頁に続く

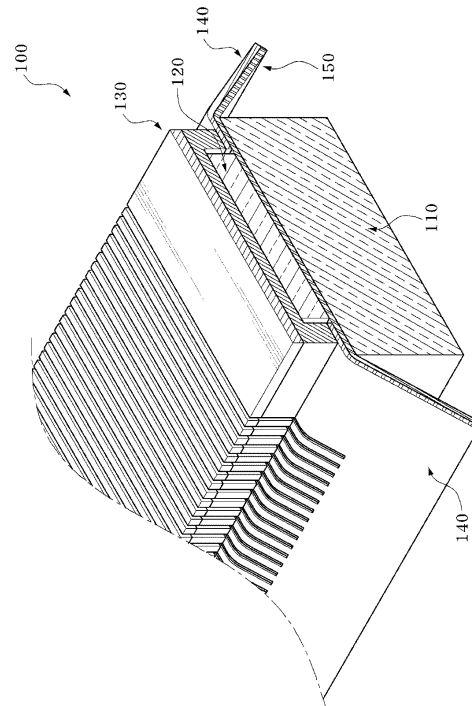
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置用プローブ及びその製造方法

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置用プローブ及びその製造方法に関する発明を開示する。

【解決手段】開示された発明は、装着溝部を備える音響整合層と、装着溝部に装着される圧電体と、音響整合層と相互連結される第1の連結部と、圧電体と相互連結される第2の連結部とを備える。本発明によれば、1回のボンディング作業で圧電体と第1及び第2の連結部との接続作業を迅速かつ容易に行うことができるので、製造時間が短縮され、製造が容易になる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

装着溝部を備える音響整合層と、
一方の片面が前記装着溝部に装着される圧電体と、
前記音響整合層と相互連結される第 1 の連結部と、
前記圧電体と相互連結される第 2 の連結部と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置用プローブ。

【請求項 2】

前記装着溝部は、
前記圧電体の前記一方の片面と並行して形成され、前記圧電体の前記一方の片面と接触する接触部と、
前記接触部から延長され、前記第 1 の連結部と相互連結される延長部と、を備えることを特徴とする、請求項 1 に記載の超音波診断装置用プローブ。 10

【請求項 3】

前記第 1 の連結部は、前記延長部のみと相互連結されることを特徴とする、請求項 2 に記載の超音波診断装置用プローブ。

【請求項 4】

前記第 1 の連結部は、前記延長部のみと相互連結され、前記第 2 の連結部は、前記音響整合層と接触する前記圧電体の前記一方の片面の反対側の他方の片面と接触するように配置されることを特徴とする、請求項 2 に記載の超音波診断装置用プローブ。 20

【請求項 5】

前記第 1 の連結部は、前記圧電体と接触しないように配置されることを特徴とする、請求項 4 に記載の超音波診断装置用プローブ。

【請求項 6】

前記装着溝部は、「コ」の字形状に形成されることを特徴とする、請求項 1 から 5 のうちいずれか 1 項に記載の超音波診断装置用プローブ。

【請求項 7】

前記第 1 の連結部は、前記音響整合層と相互連結され、前記第 2 の連結部は、前記圧電体と相互連結されることを特徴とする、請求項 1 から 5 のうちいずれか 1 項に記載の超音波診断装置用プローブ。 30

【請求項 8】

前記第 1 の連結部及び前記第 2 の連結部は、フレキシブル印刷回路基板であることを特徴とする、請求項 1 から 5 のうちいずれか 1 項に記載の超音波診断装置用プローブ。

【請求項 9】

2 つの第 1 の連結部、第 2 の連結部、圧電体および装着溝部を有する音響整合層を備える超音波診断装置用プローブの製造方法であって、

前記第 2 の連結部に前記 2 つの第 1 の連結部を積層し、

前記第 2 の連結部のうち前記 2 つの第 1 の連結部の間に位置する第 2 の連結部に前記圧電体を積層し、

前記圧電体が前記装着溝部に挿入されるように前記圧電体及び前記第 1 の連結部に前記音響整合層を積層し、 40

前記圧電体と前記第 2 の連結部、前記圧電体と前記音響整合層、及び前記音響整合層と前記第 1 の連結部を 1 回のボンディング作業で相互連結させることを特徴とする超音波診断装置用プローブの製造方法。

【請求項 10】

前記 1 回のボンディング作業で相互連結させるとき、

前記第 1 の連結部は、前記音響整合層のみと相互連結されることを特徴とする、請求項 9 に記載の超音波診断装置用プローブの製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】 50

【0001】

本発明は、プローブに関し、より詳しくは、超音波を利用して対象体の内部の映像を生成するための超音波診断装置用プローブ及びその製造方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、対象体の体表から体内の所望の部位に向けて超音波信号を照射し、反射された超音波信号（超音波エコー信号）の情報を利用して、軟部組織の断層像や血流に関するイメージを無侵襲で得る装置である。この装置は、X線診断装置、CTスキャナ（Computerized Tomography Scanner）、MRI（Magnetic Resonance Image）、核医学診断装置などの他の映像診断装置と比較して、小型である、安価である、リアルタイムで表示が可能である、そしてX線などのように被曝がなく安全性が高い、という長所を有するため、心臓、腹部、泌尿器、産婦人科などの診断のために幅広く利用されている。

10

【0003】

特に、超音波診断装置は、対象体の超音波映像を得るために、超音波信号を対象体に送信し、対象体から反射してくる超音波エコー信号を受信するためのプローブを備えている。

【0004】

プローブは、トランスデューサと、上端が開放されたケースと、開放されたケースの上端に結合されて対象体の表面と直接接触するカバーとを備える。

20

【0005】

ここで、トランスデューサは、圧電物質が振動して、電気信号と音響信号とを相互変換させる圧電層と、圧電層から発生した超音波が対象体に最大限に伝達されるように、圧電層と対象体との間の音響インピーダンス差を減少させる音響整合層と、圧電層の前方に伝播する超音波を特定の地点に集束させるレンズ層と、超音波の圧電層の後方への伝播を遮断することによって、映像が歪むことを防止する吸音層とを備える。

【0006】

前記圧電層は、圧電体及び電極を備え、電極は、圧電体の上端及び下端にそれぞれ装着される。そして、圧電層には、印刷回路基板（Printed Circuit Board；PCB）が接合される。印刷回路基板は、圧電体の電極に連結される配線電極を備えており、圧電体の信号伝達の役割をする。印刷回路基板と圧電層は、印刷回路基板の配線電極と圧電層の電極とが連結されることによって互いに接続される。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

前記のような従来のプローブの製造法によれば、印刷回路基板の配線電極と圧電層の電極とを連結させるための接続作業時に手間がかかり、結果として製造時間が増加するという問題点がある。また、接続作業が手作業で行われるので、接続部位の低い耐久性及び不均一性によって性能が低下するという問題点がある。したがって、これを改善することが要請される。

40

【0008】

本発明は、前記のような問題点を改善するためになされたもので、その目的は、製造が容易であり、圧電層と印刷回路基板との間の接合不良による性能低下を防止することができるように構造を改善した超音波診断装置用プローブ及びそ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】

【0009】

本発明の一側面に係る超音波診断装置用プローブは、装着溝部を備える音響整合層と、一方の片面が前記装着溝部に装着される圧電体と、前記音響整合層と相互連結される第1の連結部と、前記圧電体と相互連結される第2の連結部とを備える。

50

【0010】

また、前記装着溝部は、前記圧電体の前記一方の片面と並行して形成され、前記圧電体の前記一方の片面と接触する接触部と、前記接触部から延長され、前記第1の連結部と相互連結される延長部とを備える。

【0011】

また、前記第1の連結部は、前記延長部のみと相互連結される。

【0012】

また、前記第1の連結部は、前記延長部のみと相互連結され、前記第2の連結部は、前記音響整合層と接触する前記圧電体の前記一方の片面の反対側の他方の片面と接触するように配置される。

10

【0013】

また、前記第1の連結部は、前記圧電体と接触しないように配置される。

【0014】

また、前記装着溝部は、「コ」の字形状に形成される。

【0015】

また、前記第1の連結部は、前記音響整合層と相互連結され、前記第2の連結部は、前記圧電体と相互連結される。

【0016】

また、前記第1の連結部及び前記第2の連結部は、フレキシブル印刷回路基板であることが望ましい。

20

【0017】

また、本発明の他の側面に係る超音波診断装置用プローブの製造方法は、2つの第1の連結部、第2の連結部、圧電体および装着溝部を有する音響整合層を備える超音波診断装置用プローブの製造方法であって、前記第2の連結部に前記2つの第1の連結部を積層し、前記第2の連結部のうち前記2つの第1の連結部の間に位置する第2の連結部に前記圧電体を積層し、前記圧電体が前記装着溝部に挿入されるように前記圧電体及び前記第1の連結部に前記音響整合層を積層し、前記圧電体と前記第2の連結部、前記圧電体と前記音響整合層、及び前記音響整合層と前記第1の連結部を1回のボンディング作業で相互連結させることを含む。

【0018】

また、前記1回のボンディング作業で相互連結させるとき、前記第1の連結部は、前記音響整合層のみと相互連結される。

30

【発明の効果】

【0019】

本発明の超音波診断装置用プローブ及びその製造方法によれば、半田付けや溶接などの作業を除去することができ、1回のボンディング作業で圧電体と第1及び第2の連結部との接続作業が迅速かつ容易に行われるので、製造時間が短縮され、製造が容易になる。

【0020】

また、本発明は、第1及び第2の連結部が安定的に位置した状態で、圧電体と第1及び第2の連結部との接続作業が行われる構造をとることによって、接続部位の耐久性及び均一性が向上し、圧電体と第1及び第2の連結部との間の接合不良による性能低下を防止することができる。

40

【0021】

また、本発明は、第1の連結部が圧電体に直接接合されずに音響整合層を介して接続されるので、第1の連結部を吸音層と圧電体との間に配置する必要がなくなる。その結果、圧電体の性能が向上し、連結部材によるインピーダンスの影響が減少するだけでなく、第1の連結部の長さ（大きさ）を減少させることができ、製造費用が節減される。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明の一実施例に係る超音波診断装置用プローブの構成を示す斜視図である。

50

【図 2】図 1 に示した超音波診断装置用プローブの構成を示す分解斜視図である。

【図 3】図 1 に示した超音波診断装置用プローブの構成を示す断面図である。

【図 4】本発明の一実施例に係る超音波診断装置用プローブの製造方法を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下、添付の図面を参照して、本発明に係る超音波診断装置用プローブ及びその製造方法の実施例を説明する。図面に示されている線の太さや構成要素の大きさなどは、説明の明瞭性及び便宜上、誇張されて示される場合もある。また、本文中の用語は、本発明における機能を考慮して定義された用語であって、これらは、使用者及び運用者の意図又は慣例により変わることがある。従って、このような用語に対する定義は、本明細書の全般に渡った内容に基づいて下さなければならない。

10

【0024】

図 1 は、本発明の一実施例に係る超音波診断装置用プローブの構成を示す斜視図で、図 2 は、図 1 に示した超音波診断装置用プローブの構成を示す分解斜視図で、図 3 は、図 1 に示した超音波診断装置用プローブの構成を示す断面図である。

【0025】

図 1 ~ 図 3 を参照すれば、本発明の一実施例に係る超音波診断装置用プローブ 100 は、吸音層 110、圧電体 120、音響整合層 130、第 1 の連結部 140 及び第 2 の連結部 150 を備える。

20

【0026】

吸音層 110 は、圧電体 120 の後方（図 1 ~ 3 の下側）に配置される。吸音層 110 は、圧電体 120 の自由振動を抑制することによって超音波のパルス幅を減少させ、超音波が不必要に圧電層 120 の後方に伝播するのを遮断することによって映像の歪みを防止する。この吸音層 110 は、エポキシ樹脂及びタングステンパウダーなどが添加されたゴムを含む材質で形成される。

【0027】

圧電体 120 は、吸音層 110 の前方（図 1 ~ 3 の上側）に配置される。圧電体 120 は、共振現象を用いて超音波を発生させるもので、チタン酸ジルコン酸鉛（PZT）のセラミック、亜鉛ニオブ酸鉛及びチタン酸鉛の固溶体で作られる PZNT 単結晶、マグネシウムニオブ酸鉛及びチタン酸鉛の固溶体で作られる PZMT 単結晶などで形成される。

30

【0028】

前記のような圧電体 120 には、電極（図示せず）が形成される。本実施例によれば、電極は、圧電体 120 の両側面、すなわち、圧電体 120 の前面及び後面にそれぞれ形成される。このような電極は、金、銀又は銅などの高伝導性金属で形成される。

【0029】

前記のように圧電体 120 の両側面にそれぞれ形成される電極のうちいずれか一方は、圧電体 120 の正極（又は信号電極）に該当し、他方は、圧電体 120 の負極（又は接地電極）に該当する。このような電極は、正極と負極が互いに分離されるように形成される。本実施例では、圧電体 120 の前面に形成される電極が負極に該当し、圧電体 120 の後面に形成される電極が正極に該当するものとして例示する。

40

【0030】

音響整合層 130 は、吸音層 110 の前方、すなわち、圧電体 120 上と第 1 の連結部 140 上に配置される。音響整合層 130 は、圧電体 120 の音響インピーダンスと対象体の音響インピーダンスとを整合させ、圧電体 120 から発生する超音波信号を対象体に効率的に伝達させる役割をするもので、圧電体 120 の音響インピーダンスと対象体の音響インピーダンスとの中間値を有するように備えられる。このような音響整合層 130 は、ガラス又は樹脂材質で形成される。

【0031】

本実施例においては、音響整合層 130 は、音響インピーダンスが圧電体 120 から対

50

象体に向けて段階的に変化するように、互いに異なる材質を有する第1の音響整合層132及び第2の音響整合層134を備えるものとして例示する。

【0032】

前記のような音響整合層130は、装着溝部135を備えている。本実施例においては、装着溝部135が第2の音響整合層134に形成されるものとして例示する。装着溝部135は、吸音層110に向けて開口された「コ」の字形状に形成される。本実施例によれば、装着溝部135には圧電体120が装着される。このような装着溝部135は、接触部136及び延長部138を備える。

【0033】

接触部136は、圧電体120の前面と並行に形成され、圧電体120と接触する。このような接触部136は、圧電体120の前方に配置され、圧電体120の前面と接触する。

10

【0034】

延長部138は、接触部136から第1の連結部140側に延長される。本実施例によれば、延長部138は、接触部136の（長手方向に直交する方向の）両端部から第1の連結部140側に延長される。このような延長部138は、圧電体120の外側に、圧電体120と離隔するように配置される。

【0035】

前記のような接触部136及び延長部138を備える装着溝部135は、吸音層110に向けて開口された「コ」の字形状をなしており、このような装着溝部135に装着される圧電体120は、接触部136及び延長部138によって、その上部及びその長手方向に沿った両側部、すなわち、その三面が取り囲まれるようになる。

20

【0036】

前記のような音響整合層130は、圧電体120と相互連結されることによって、圧電体120と電氣的に連結される。

【0037】

一例として、音響整合層130は、電極（図示せず）を備えている。電極は、第2の音響整合層134に形成されることが望ましく、より具体的には、装着溝部135に形成され、接触部136及び延長部138を含む装着溝部135の全体にわたって形成される。

【0038】

このように音響整合層130に形成される電極は、圧電体120の前面に形成された電極と電氣的に連結され、その結果、音響整合層130は、互いに電氣的に連結される各電極を介して圧電体120と相互連結される。このような電極は、金、銀又は銅などの高伝導性金属で形成され、蒸着、スパッタリング、めっき又はスプレーなどの方法で形成される。

30

【0039】

他の例として、音響整合層130は、圧電体120と直接連結される。すなわち、音響整合層130は、金、銀又は銅などの伝導性材質で形成され、圧電体120と電氣的に直接連結される。

【0040】

このような音響整合層130は、圧電体120の前面に形成された電極と電氣的に連結され、その結果、音響整合層130は圧電体120と相互連結される。

40

【0041】

前記のように伝導性材質で形成される音響整合層130は、第1の音響整合層132及び第2の音響整合層134を含む全体が伝導性材質で形成されるように製作されるか、圧電体120との連結部分である第2の音響整合層134のみが伝導性材質で形成されるように製作される。このように伝導性材料で製作される音響整合層130は、電極を別途に形成することなく、圧電体120の前面に形成された電極と電氣的に連結され、圧電体120と相互連結される。

【0042】

50

第1の連結部140は、音響整合層130と相互連結される。本実施例においては、第1の連結部140がフレキシブル印刷回路基板(Flexible Printed Circuit Board; FPCB)であるものとして例示しているが、本発明は必ずしもこれに限定されることはない。本発明の第1の連結部140は、印刷回路基板(Printed Circuit Board; PCB)などを含め、電気信号を供給することが可能な全ての部材で構成することができる。

【0043】

第1の連結部140には、配線電極(図示せず)が形成される。配線電極は、音響整合層130(延長部138)との接触面に形成され、音響整合層130と電氣的に連結される。

10

【0044】

第1の連結部140は、延長部138が位置する音響整合層130の両側部にそれぞれ配置される。それぞれの第1の連結部140は、延長部138と吸音層110との間の空間に挿入された形態で延長部138と接触する。

【0045】

このように延長部138と接触するそれぞれの第1の連結部140は、延長部138と電氣的に連結される配線電極を介して延長部138と相互連結される。

【0046】

本実施例によれば、このような第1の連結部140は、圧電体120と重ならない(接触しない)ように配置され、延長部138のみと相互連結される。ここで、第1の連結部140が延長部138のみと相互連結されるのは、第1の連結部140が延長部138と相互連結され、音響整合層130のみと相互連結されることを意味し、第1の連結部140が音響整合層130の他の部分、例えば、接触部136と相互連結されないことを意味するのではない。

20

【0047】

このような第1の連結部140は、延長部138を介して音響整合層130と相互連結され、音響整合層130の接触部136を介して圧電体120の片方の面のみと相互連結され、圧電体120の反対側(吸音層110側)の面とは相互連結されない。

【0048】

第2の連結部150は、圧電体120と相互連結される。本実施例においては、第2の連結部150がフレキシブル印刷回路基板であるものとして例示しているが、本発明は必ずしもこれに限定されることはない。本発明の第2の連結部150は、印刷回路基板などを含む電気信号を供給することが可能な全ての部材で構成することができる。

30

【0049】

第2の連結部150には、配線電極(図示せず)が形成される。その配線電極は、圧電体120の後側(後面)との接触面に形成され、圧電体120の後面に形成された電極と電氣的に連結される。

【0050】

本実施例によれば、第2の連結部150は、吸音層110の前方(吸音層110上)に積層され、圧電体120の後面と接触するように配置される。このような第2の連結部150は、配線電極と圧電体120の後面に形成された電極との電氣的な連結を介して圧電体120の後面と相互連結される。

40

【0051】

一方、図示していないが、本実施例の超音波診断装置用プローブは、音響整合層130の前方に配置され、前方に伝播する超音波信号を特定地点に収束させるレンズ層(図示せず)をさらに備えることができる。

【0052】

図4は、本発明の一実施例に係る超音波診断装置用プローブの製造方法を示すフローチャートである。

【0053】

50

以下、図 1 ~ 図 4 を参照して、本発明の一実施例に係る超音波診断装置用プローブの製造方法を説明する。

【0054】

本実施例の超音波診断装置用プローブを製造するためには、第 2 の連結部 150 に 2 つの第 1 の連結部 140 を積層する (S10)。

【0055】

このとき、それぞれの第 1 の連結部 140 は、第 2 の連結部 150 の前方、すなわち、第 2 の連結部 150 の配線電極が形成された側に積層され、第 2 の連結部 150 の配線電極が (第 2 の連結部 150 の長手方向に沿った中心線を基準に) 左右両側に位置する 2 つの第 1 の連結部 140 の間に露出されるように互いに離隔して積層される。それぞれの第 1 の連結部 140 は、音響整合層 130 に備えられる装着溝部 135 の両側に位置する延長部 138 同士の間隔に距離に対応する距離だけ離隔されることが望ましい。

10

【0056】

前記のように積層された第 1 の連結部 140 及び第 2 の連結部 150 は、第 2 の連結部 150 と吸音層 110 が接触するように、吸音層 110 の上に積層される。第 1 の連結部 140 及び第 2 の連結部 150 は、予め積層された状態で吸音層 110 に積層するか、初めに吸音層 110 の上に第 2 の連結部 150 を積層した後、次に第 1 の連結部 140 を第 2 の連結部 150 の上に積層する形態で吸音層 110 に積層される。

【0057】

その後、第 2 の連結部 150 のうち、第 1 の連結部 140 の間に位置する第 2 の連結部 150 に、圧電体 120 を積層する (S20)。すなわち、第 2 の連結部 150 の前方で、(前記中心線の) 両側に位置する第 1 の連結部 140 の間に露出される第 2 の連結部 150 に圧電体 120 を積層する。

20

【0058】

これによって、第 2 の連結部 150 は、圧電体 120 の後面に形成された電極と電氣的に連結され、圧電体 120 と相互連結される。また、第 1 の連結部 140 は、圧電体 120 と重ならないように配置される。

【0059】

このような圧電体 120 が装着溝部 135 に挿入されるように、圧電体 120 及び第 1 の連結部 140 に音響整合層 130 を積層する (S30)。

30

【0060】

このように、音響整合層 130 が圧電体 120 及び第 1 の連結部 140 に積層されれば、圧電体 120 の前面は装着溝部 135 の接触部 136 に接触し、第 1 の連結部 140 は、圧電体 120 と重ならないように配置され、装着溝部 135 の延長部 138 に接触する。

【0061】

これによって、圧電体 120 は、その前面に形成された電極が接触部 136 と電氣的に連結され、音響整合層 130 と相互連結される。また、第 1 の連結部 140 は、配線電極を介して延長部 138 と電氣的に連結され、音響整合層 130 と相互連結される。

【0062】

このような圧電体 120 と音響整合層 130 との相互連結及び第 1 の連結部 140 と音響整合層 130 との相互連結によって、圧電体 120 は第 1 の連結部 140 と相互連結される。

40

【0063】

その後、積層された圧電体 120、音響整合層 130、第 1 の連結部 140 及び第 2 の連結部 150、すなわち、圧電体 120 の前面と音響整合層 130 (接触部 136)、圧電体 120 の後面と第 2 の連結部 150、そして音響整合層 130 (延長部 138) と第 1 の連結部 140 を 1 回のボンディング作業で相互連結させる (S40)。このとき、第 1 の連結部 140 は、音響整合層 130 のみと相互連結される。前記のようなボンディング作業は、伝導性又は非伝導性接着剤を用いて行われる。

50

【 0 0 6 4 】

一方、本実施例においては、第2の連結部150に第1の連結部140を積層し、第2の連結部150に圧電体120を積層した後、圧電体120及び第1の連結部140に音響整合層130を積層するものとして例示しているが、本発明は必ずしも上述した順に実施される必要はなく、その順序を変えて実施しても、同時に実施しても構わない。

【 0 0 6 5 】

上述したような本実施例の超音波診断装置用プローブの製造方法によれば、第1及び第2の連結部140、150の位置が安定しない状態で第1及び第2の連結部140、150の各配線電極を圧電層120の各電極と一つ一つ直接接続させる手間のかかる接続作業に代わって、積層された圧電体120、音響整合層130、第1の連結部140及び第2の連結部150をたった1回のボンディング作業で相互連結させるという単純な接続作業で、第1及び第2の連結部140、150を圧電体120に相互連結させることができる。

10

【 0 0 6 6 】

上記のような製造方法によって製造される本実施例の超音波診断装置用プローブ100によれば、1回のボンディング作業で圧電体120と第1及び第2の連結部140、150との接続作業が迅速かつ容易に行われるので、製造時間が短縮され、製造が容易になる。

【 0 0 6 7 】

また、本実施例の超音波診断装置用プローブによれば、第1及び第2の連結部140、150が安定的に位置した状態で圧電体120と第1及び第2の連結部140、150との接続作業が行われる構造をとることによって、接続部位の耐久性及び均一性が向上し、圧電体120と第1及び第2の連結部140、150との間の接合不良による性能低下を防止することができる。

20

【 0 0 6 8 】

また、本発明は、第1の連結部140が圧電体120に直接設置されずに音響整合層130を介して接続されるため、第1の連結部140を吸音層110と圧電体120との間に配置する必要がなくなる。その結果、圧電体120の性能が向上し、連結部材によるインピーダンスの影響が減少するだけでなく、第1の連結部140の長さ(大きさ)を減少させることができ、製造費用が節減される。

30

【 0 0 6 9 】

本発明を図面に示した実施例を参考にして説明したが、これは例示的なものにすぎず、当該技術が属する分野で通常の知識を有する者であれば、これから多様な変形及び均等な他の実施例が可能であるという点を理解するだろう。従って、本発明の真の技術的保護範囲は、下記の特許請求の範囲により定めなければならない。

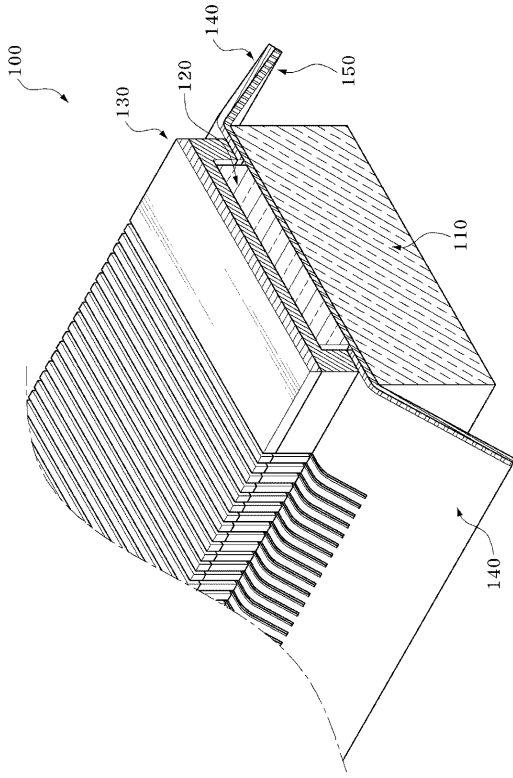
【 符号の説明 】

【 0 0 7 0 】

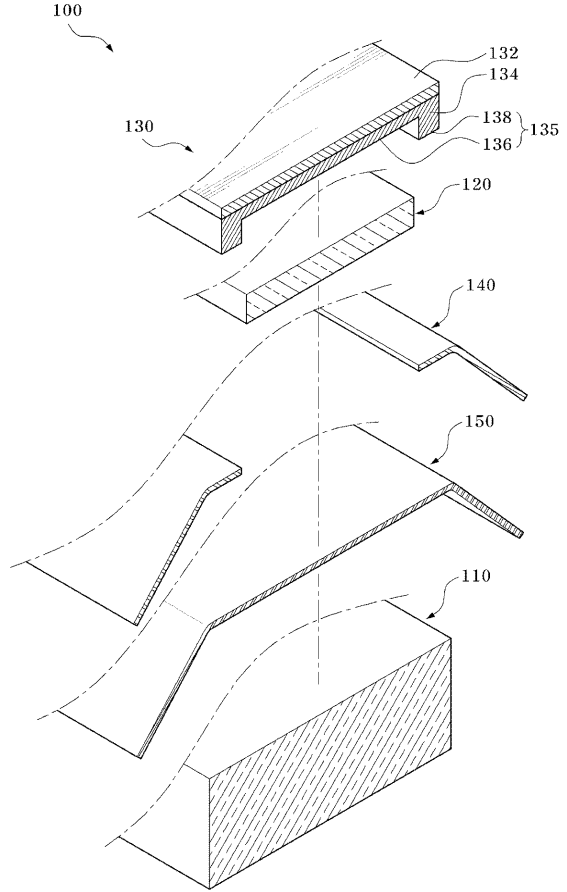
100：超音波診断装置用プローブ、110：吸音層、120：圧電体、130：音響整合層、132：第1の音響整合層、134：第2の音響整合層、135：装着溝部、136：接触部、138：延長部、140：第1の連結部、150：第2の連結部

40

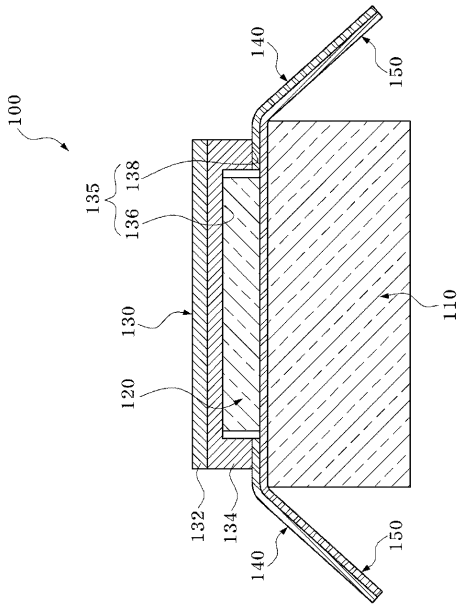
【図 1】



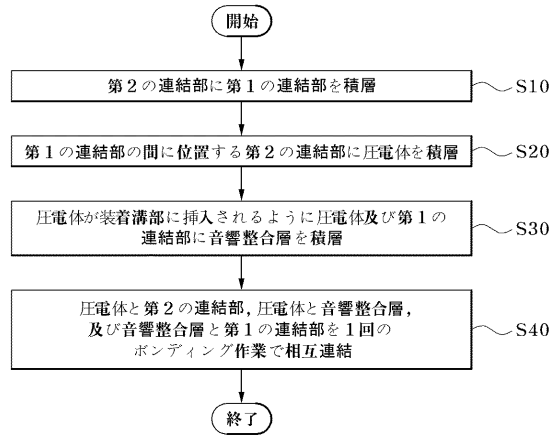
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 リ, ソン ジェ

大韓民国 ソウル特別市 江東區 城内3洞 405-30番地 4階

(72)発明者 バク, ジョン リム

大韓民国 ソウル特別市 松坡區 蠶室洞 331番地 現代アパートメント 101棟 505
號

(72)発明者 キム, ジェ イク

大韓民国 ソウル特別市 冠岳區 奉天洞 1573-10番地 105號

Fターム(参考) 4C601 GB03 GB19 GB20 GB26 GB28 GB41

5D019 AA26 BB18 FF04 GG02 GG06 HH03

专利名称(译)	超声诊断设备的探针及其制造方法		
公开(公告)号	JP2011097582A	公开(公告)日	2011-05-12
申请号	JP2010229963	申请日	2010-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[标]发明人	リソンジエ パクジョンリム キムジェイク		
发明人	リ, ソン ジェ パク, ジョン リム キム, ジェ イク		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00 H04R31/00		
CPC分类号	A61B8/4281 B06B1/0622 G10K11/004 Y10T29/49005		
FI分类号	H04R17/00.330.J A61B8/00 H04R31/00.330 G01N29/24		
F-TERM分类号	4C601/GB03 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB26 4C601/GB28 4C601/GB41 5D019/AA26 5D019/BB18 5D019/FF04 5D019/GG02 5D019/GG06 5D019/HH03 2G047/AC13 2G047/CA01 2G047/GB22 2G047/GB28 2G047/GB30 2G047/GB32		
优先权	1020090103771 2009-10-29 KR		
其他公开文献	JP2011097582A5 JP5828627B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：公开一种用于超声诊断设备的探头及其制造方法。解决方案：用于超声诊断设备的探头包括具有安装槽的声匹配层，安装在安装槽上的压电构件，第一连接器互连到声音匹配层，第二连接器互连到压电构件。压电元件通过单个键合工作快速且容易地连接到第一和第二连接器，结果，通过减少制造时间和便于制造。

