

(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2010-124467

(P2010-124467A)

(43) 公開日 平成22年6月3日(2010.6.3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
HO4R 17/00 (2006.01)	HO4R 17/00 330H	4C601
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	5D019
HO4R 31/00 (2006.01)	HO4R 17/00 332A	
	HO4R 31/00 330	

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2009-262222 (P2009-262222)
 (22) 出願日 平成21年11月17日 (2009.11.17)
 (31) 優先権主張番号 10-2008-0115409
 (32) 優先日 平成20年11月19日 (2008.11.19)
 (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, Nam-myun, Hongchun-gun, Kangwon-do 250-870, 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

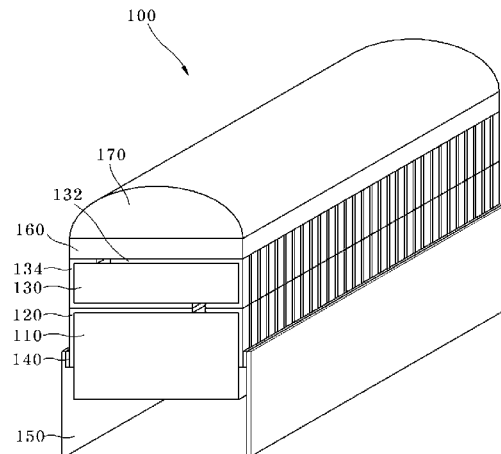
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置用プローブ及びその製造方法

(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の提供。

【解決手段】 吸音層と、この吸音層に形成される電極部と、この電極部に接合する圧電体とを備える。本発明によれば、製造過程において、難しく手間がかかる半田付け作業の代わりに、単方向伝導部を利用して、圧電体とプリント基板とを接続するため、製造が容易になり、かつ製造時間が短縮される。

【選択図】 図1



- 【特許請求の範囲】
- 【請求項 1】
 吸音層と、
 前記吸音層の上に形成される電極部と、
 前記電極部に接合される圧電体と
 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】
 前記超音波診断装置用プローブは、単方向伝導部をさらに備え、
 前記単方向伝導部は、前記電極部に接合されてい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】
 前記電極部は、複数の電極部を含み、
 該複数の電極部が、並んで配列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】
 前記単方向伝導部は、異方性伝導物質を含む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 5】
 前記超音波診断装置用プローブは、プリント基板をさらに備え、
 前記プリント基板は、前記単方向伝導部に接合されていることを特徴とする請求項 2 ないし請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置用プローブ。 20
- 【請求項 6】
 前記超音波診断装置用プローブは、第 1 の電極及び第 2 の電極をさらに備え、
 前記第 1 の電極及び前記第 2 の電極は、前記圧電体上に形成されていることを特徴とす
 る請求項 1 に記載の超音波診断装置用プローブ。
- 【請求項 7】
 前記第 1 の電極及び前記第 2 の電極はそれぞれ、相互に対称形状になるように形成され
 ることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置用プローブ。
- 【請求項 8】
 前記第 1 の電極及び前記第 2 の電極は、前記圧電体を包むような J 形状になるように形
 成されることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置用プローブ。 30
- 【請求項 9】
 前記電極部は、前記第 1 の電極及び前記第 2 の電極に接合するように、前記第 1 の電極
 及び前記第 2 の電極に対応する形状を有することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診
 断装置用プローブ。
- 【請求項 10】
 前記圧電体は、アレイ形状に配列されることを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれか
 に記載の超音波診断装置用プローブ。
- 【請求項 11】
 吸音層と、電極部と、第 1 の電極及び第 2 の電極を有する圧電体と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、
 前記吸音層の上に前記電極部を形成する過程と、
 前記電極部に前記圧電体を接合する過程と
 を含む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。 40
- 【請求項 12】
 前記電極部をパターンニングする過程を更に含むことを特徴とする請求項 11 に記載の超
 音波診断装置用プローブの製造方法。
- 【請求項 13】
 前記電極部をパターンニングする過程は、前記電極部を複数の電極部に分離するようにパ
 ターニングすることを特徴とする請求項 12 に記載の超音波診断装置用プローブの製造方 40 50

法。

【請求項 14】

前記製造方法は、前記電極部に単方向伝導部を接合する過程をさらに含み、

前記電極部は、並んで配列された複数の電極部から構成されていることを特徴とする請求項 11 に記載の超音波診断装置用プローブの製造方法。

【請求項 15】

前記製造方法は、前記単方向伝導部にプリント基板を接合する過程をさらに含むことを特徴とする請求項 14 に記載の超音波診断装置用プローブの製造方法。

【請求項 16】

前記第 1 の電極及び前記第 2 の電極は、前記圧電体上で相互対称形状に形成されることを特徴とする請求項 11 に記載の超音波診断装置用プローブの製造方法。

10

【請求項 17】

前記第 1 の電極及び前記第 2 の電極は、前記圧電体を包むような J 形状に形成されることを特徴とする請求項 16 に記載の超音波診断装置用プローブの製造方法。

【請求項 18】

前記吸音層に電極部を形成する過程は、前記吸音層上に前記吸音層と前記電極部との接着力を向上させる補強物質部を形成した後、前記電極部を前記補強物質部に形成する過程を含むことを特徴とする請求項 11 ないし請求項 17 のいずれか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】

20

【技術分野】

【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かって、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に得る装置である。この装置は、X線診断装置、CTスキャナー(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、小型で安価であること、画像をリアルタイムで表示可能であること、X線などの被爆を受けることなく安全性が高いこと、などの長所があるため、心臓、腹部、泌尿器、や産婦人科などの診断に幅広く使用されている。

30

【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プローブを備える。

【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して対象体の表面と直接接触するカバーとを備える。

【0005】

40

ここで、トランスデューサは、圧電物質を振動させ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整合層と、圧電層の前方に伝播する超音波を特定地点に集束させるレンズ層と、超音波が圧電層の後方へ伝播するのを遮断して、映像が歪むのを防止する吸音層とを備える。

【0006】

上記圧電層は、圧電体と電極とを備え、電極は、圧電体の上端及び下端にそれぞれ接合される。そして、圧電層には、プリント基板(PCB: Printed Circuit Board)が接合される。プリント基板は、鉛などの半田材料を介して半田付け(Soldering)により圧電体に接続される。

50

【0007】

上記のようなプローブでは、圧電体とプリント基板とを接続させるために、難しくて手間がかかる半田付け作業に多くの時間を要する上、半田付け作業中に発生する熱により圧電体の性能が低下する恐れがある。また、この半田付けは手作業で行われるため、接続部位の耐久性は低く、不均一になり、プローブの性能が低下するという問題点がある。従って、これを改善することが要請される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明の目的は、上記のような問題点を改善するために創案したものであって、製造過程での発熱や、圧電層とプリント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、構造を改善した製造が容易な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である。

10

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一つの形態による超音波診断装置用プローブは、吸音層と、上記吸音層の上に形成される電極部と、上記電極部に接合された圧電体とを備えている。

【0010】

このプローブは更に、上記電極部に接合される単方向伝導部を備えている。

【0011】

また、上記電極部は、横方向に配列された複数の電極で構成されている。

20

【0012】

また、上記単方向伝導部は、異方性伝導物質を含んで構成されている。

【0013】

また、本発明の超音波診断装置用プローブは更に、上記単方向伝導部に接合されたプリント基板を備えている。

【0014】

また、本発明の超音波診断装置用プローブは更に、上記圧電体上に形成される第1の電極と第2の電極を備えている。

【0015】

また、上記第1の電極及び上記第2の電極は、それぞれ、相互対称形状に形成されている。

30

【0016】

また、上記第1の電極及び上記第2の電極は、上記圧電体を包むようなJ形状に形成されている。

【0017】

また、上記電極部は、上記第1の電極及び上記第2の電極に接合するように、上記第1の電極及び上記第2の電極に対応する形状を有することが好ましい。

【0018】

また、上記圧電体は、アレイ形状に配列されている。

40

【0019】

また、本発明の超音波診断装置用プローブの製造方法は、吸音層と、電極部と、第1の電極及び第2の電極を有する圧電体と、を備えるプローブの製造方法であって、上記吸音層の上に電極部を形成し、その上記電極部上に圧電体を接合するようにしたことを特徴とする。

【0020】

また、本発明の超音波診断装置用プローブの製造方法は、更に上記電極部をパターンニングする方法を含む。

【0021】

また、上記電極部のパターンニングにおいて、上記電極部の電極は、複数の電極に分離さ

50

れるようにパターンニングされる。

【0022】

本方法では更に、単方向伝導部を電極部に接合する方法を含み、その電極部は並んで配列された複数の電極部から成り立っている。

【0023】

また、本方法では更に、上記単方向伝導部にプリント基板を接合する方法を含む。

【0024】

また、上記第1の電極及び上記第2の電極は、上記圧電体上に相互対称形状に形成されている。

【0025】

また、上記第1の電極及び第2の電極は、上記圧電体を包むようなJ形状に形成されている。

【0026】

また、本発明の超音波診断装置用プローブの製造方法は、上記吸音層に電極部を形成する段階において、上記吸音層に、上記吸音層と上記電極部との接着力が向上する補強物質部を形成した後、上記電極部を形成する方法を含む。

【発明の効果】

【0027】

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、製造過程において、難しく手間がかかる半田付け作業の代わりに、単方向伝導部を利用して圧電体とプリント基板とが接続されるため、接続作業が容易になり、接続作業時間も短縮される。

【0028】

また、本発明では、プリント基板は、圧電体に直接接合される代わりに、吸音層の上に形成された電極部を介して接続されるため、プリント基板を吸音層と圧電体との間に配置しなくて済む。これにより、プリント基板の設置作業中に発生する熱により圧電体の性能が低下するのを防止しつつ、圧電体の性能を向上させることができる。

【0029】

更に、本発明においては、各チャンネル別に分離された電極部と、プリント基板の配線電極とを、各チャンネル別に接続する作業が、手作業で行われる半田付け作業の代わりに、一回の加熱と加圧作業で行われるので、電極部は、単方向伝導部を介して配線電極に強固かつ均一に接続される。これにより、接続部位の低い耐久性と不均一性により性能が低下したり、故障が発生したりすることを防止することができる。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【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概略的に示す図面である。

【図2】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。

【図3】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。

【図4】吸音層に電極部を形成する過程を示す図面である。

【図5】吸音層に電極部を形成する過程を示す図面である。

【図6】電極部にプリント基板を接合する過程を示す図面である。

【図7】電極部にプリント基板を接合する過程を示す図面である。

【図8】電極部にプリント基板を接合する過程を示す図面である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

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一実施例を説明する。説明の便宜と明瞭性のため、図面に示された線の厚さや構成要素の大きさなどは、誇張して図示される場合がある。また、後述される用語は、本発明で

10

20

30

40

50

の機能を考慮して定義された用語として、これは使用者、運用者の意図又は慣例により変更することができる。従って、このような用語に対する定義は、本明細書の全般にわたる内容に基づいて下されなければならない。

【0032】

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概略的に示す図面である。以下の説明では、図1中の上側を「上」、下側を「下」という。

【0033】

図1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(Backing layer)と、電極部120と、圧電体130を備えている。

【0034】

吸音層110は、圧電体130の下方に配置される。吸音層110は、圧電体130の自由振動を抑制して、超音波のパルス幅を減少させ、超音波が不必要に圧電層の下方に伝播するのを遮断することにより、映像が歪むのを防止する。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を添加したゴムを含む材質で形成することができる。

10

【0035】

電極部120は、吸音層110の上に形成され、吸音層110と圧電体130との間に配置される。電極部120は、金、銀、又は銅のような高伝導性金属から形成され、蒸着、スパッタリング(Sputtering)、メッキ、又はスプレーのような方法で形成することができる。

20

【0036】

圧電体130は、電極部120に「接合」される。圧電体130は、共振現象を利用し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から作られる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から作られるPZMT単結晶などでできている。

【0037】

ここで、上記「接合」とは、2つまたはそれ以上の部品が相互配線(Interconnection)により互いに電氣的に連結されることを意味する。従って、上記圧電体130は、吸音層110に形成された電極部120と接合して相互配線されることにより電氣的に連結される。

30

【0038】

このようにして、圧電体130には、第1の電極132及び第2の電極134が形成される。第1の電極132及び第2の電極134は、圧電体130を囲むように配置され、電極部120と相互配線されるように電氣的に連結される。このような第1の電極132及び第2の電極134は、金、銀、又は銅のような高伝導性金属で形成することができる。ここで、第1の電極132及び第2の電極134とのうちのいずれか一つは、圧電体130の陽極に、また他の一つは、圧電体130の陰極になる。即ち、上記第1の電極132及び第2の電極134は、互いに陽極と陰極になるように、分離して形成される。本実施例においては、第1の電極132が陽極、第2の電極134が陰極になる。

【0039】

また、第1の電極132及び第2の電極134は、圧電体130の上部と下部とが対称になるように、相互対称形状に形成される。第1の電極132及び第2の電極134のそれぞれは、圧電体130を包むように、「J」形状に形成させることが望ましい。このような第1の電極132及び第2の電極134を備える圧電体130は、上部と下部とが対称になっているので、その上下部を区分することなしに電極部120に接合することができる。

40

【0040】

上記圧電体130は、複数の圧電体130がアレイ形状に配列される形態を有することにより、多チャンネルにて使用することができる。これにより、電極部120も、アレイ形状に配列された圧電体130に対応するように、複数個が並んでアレイ形状に配列される

50

。

【0041】

本実施例によれば、上記電極部120は、一つの吸音層110上で所定の間隔を有するように、ダイシング(Dicing)されて複数個に分離され、このように分離された複数の電極部120が並んでアレイ形状に配置される形態を有する。しかし、本発明は、これに限定されることはなく、本発明の電極部120は、所定の間隔を有するように吸音層110と共にダイシングされて、吸音層110と共に複数個に分離され、このように分離された複数の吸音層110と電極部120との積層体が、並んでアレイ形状に配置される形態をとることもできる。

【0042】

また、電極部120は、第1の電極132と第2の電極134とに接合するように、第1の電極132と第2の電極134とに対応する形状を形成する。即ち、電極部120は、第1の電極132と接合する部分と、第2の電極134と接合する部分とが、分離して形成され、分離された電極部120の各部分は、第1の電極132又は第2の電極134に対応する形状にパターンニングされる。

【0043】

本実施例の超音波診断装置用プローブ100は更に、単方向伝導部140とプリント基板(PCB)150を備えている。

【0044】

単方向伝導部140は、上記のようにアレイ形状に配置される電極部120に接合される。単方向伝導部140は異方性伝導物質からなり、第1の電極132側と第2の電極134側とにそれぞれ接合される。

【0045】

異方性伝導物質は、一定の圧力と温度により、電極間の電気的な結合と機械的結合とを同時に行うことができる接着材料であって、圧力が加えられた部分は電気的伝導性を有するのに対し、圧力が加えられない部分は電気的伝導性を有しない特性を有する。従って、このような異方性伝導物質を含む単方向伝導部140を用いれば、チャンネル間電極の(電気的な)分離を一回の機械的工程により解決することができる。

【0046】

プリント基板150は、単方向伝導部140に接合される。プリント基板150は、吸音層110と圧電体130との積層方向に対してほぼ垂直方向となるように設置される。このようなプリント基板150は、延性印刷回路基板(FPCB: Flexible Printed Circuit Board)を含め、電気信号を供給することができる全ての部材で構成して構わない。

【0047】

本実施例によれば、上記プリント基板150は、第1の電極132側と第2の電極134側とに一つずつ配置され、それぞれのプリント基板150には、複数の配線電極(図示せず)が形成される。このようなプリント基板150は、単方向伝導部140を介して電極部120に接合される。

【0048】

即ち、それぞれのプリント基板150は、単方向伝導部140を挟んで一定の圧力と温度で加圧されると、単方向伝導部140を介して吸音層110と機械的に結合されると共に、その複数の配線電極が電極部120と電気的に連結される。これに対する詳細な説明を以下に記載する。

【0049】

一方、説明されていない符号160、170は、それぞれ、対象体間の音響インピーダンスの差を減少させることを目的としたガラス又は樹脂材質からなる整合層160と、圧電体130の前(上)方に進む超音波信号を特定地点に集束させるためのレンズ層170とを示している。

【0050】

図2及び図3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

10

20

30

40

50

フローチャートを、図4及び図5は、吸音層に電極部を形成する過程を示す図面を、また、図6ないし図8は、電極部にプリント基板を接合する過程をそれぞれ示す。

【0051】

以下、図2ないし図8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について説明する。

【0052】

本実施例の超音波診断装置用プローブ100を製造するためには、図4に示すように、まず吸音層110の上に電極部120を形成する(S10)。

【0053】

吸音層110に電極部120を形成するためには、まず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吸音層110を成形し(S12)、この吸音層110に、吸音層110と電極部120との接着力を向上させるための補強物質部(図示せず)を形成する(S14)。補強物質部は、クロム、ニッケルなどを含む物質で構成することができる。そして、補強物質部が形成された吸音層110の上に電極部120を形成する(S16)。電極部120は、金、銀、又は銅のような高伝導性金属で構成され、蒸着、スパッタリング、メッキ、又はスプレーのような方法を使って形成される。

【0054】

吸音層110に電極部120が形成されると、図5に示されるように、電極部120をパターニング(Patterning)する(S20)。そのパターニングにおいて、電極部120は、第1の電極132及び第2の電極134に接合するように、第1の電極132及び第2の電極134に対応する形状にパターニングされる。即ち、電極部120は、第1の電極132と接合する部分と、第2の電極134と接合する部分とが分離して形成されるようにパターニングされる。この上記電極部120のパターニングは、ダイシング、光エッチングパターニング(Photolithographic patterning)、エッチングなどの方法を用いて行うことができる。

【0055】

上記のような過程が完了すると、図6に示すように、電極部120に圧電体130を接合する(S30)。即ち、圧電体130は、吸音層110の上に積層され、吸音層110上に形成された電極部120と相互配線されて電氣的に連結されることにより、電極部120に接続される。

【0056】

上記圧電体130は、第1の電極132及び第2の電極134が圧電体130を包むようなJ形状に対称的に形成されることにより、上部と下部とが対称になる。従って、圧電体130は、上下部の区分がなく電極部120に設置されるので、超音波診断装置用プローブ100の製造をより容易にする。

【0057】

上記第1の電極132及び第2の電極134は、分離して形成された電極部120の各部分と伝導性接着剤を介して接合するため、電極部120と圧電体130とは電氣的に連結される。

【0058】

一方、本実施例の圧電体130は、所定の間隔を有するように複数個に分離され、その分離された複数の圧電体130がアレイ形状に配列されることにより、プリント基板150に形成されている複数の配線電極と対応して多チャンネルにて使用される。このため、電極部120も、圧電体130に形成された第1の電極132及び第2の電極134と対応するように複数個に分離され、分離された複数の電極部120のそれぞれが、第1の電極132及び第2の電極134のそれぞれと対応するように並んでアレイ形状に配列される。

【0059】

上記のように分離された圧電体130の一つと電極部120の一つが接続されると、一つのチャンネルを形成する。そしてこのようにして形成された一つの圧電体130と一つの

10

20

30

40

50

電極部 120 との連結体が、並んでアレイ形状に配列されることにより多チャンネルが形成される。

【0060】

本実施例においては、吸音層 110 と圧電体 130 との積層体は、ダイシング装置によりダイシングされる。このダイシングは、電極部 120 が複数の電極に分離されるように、充分深く行われる。

【0061】

上記ダイシングにより、圧電体 130 は所定の間隔を有して複数個に分離され、分離された一つの圧電体 130 に形成された第 1 の電極 132 及び第 2 の電極 134 は、隣接した他の圧電体 130 に形成された第 1 の電極 132 及び第 2 の電極 134 と電氣的に完全に分離される。

10

【0062】

そして更に上記ダイシングにおいて、電極部 120 は、複数の電極部に分離され、その電極部は隣接する電極 120 と電氣的に導通がないように分離される。このようにして、一つの圧電体 130 に形成された第 1 の電極 132 及び第 2 の電極 134 には、分離された一つの電極部 120 のみが連結される。

【0063】

本実施例においては、吸音層 110 の上に圧電体 130 と電極部 120 とのみのダイシングされることにより、複数の圧電体 130 が並んでアレイ形状に配列される様子が示されているが、本発明は、これに限定されるものではない。本発明の超音波診断装置用プローブ 100 において、圧電体 130 及び電極部 120 とともに、吸音層 110 も共にダイシングすることにより、吸音層 110 と圧電体 130 との積層体が複数個に分離され、分離された積層体が並んでアレイ形状に配列される構造にするなど、色々な変形実施例が考えられる。

20

【0064】

また、本実施例においては、電極部 120 が圧電体 130 と共にダイシングされることにより、第 1 の電極 132 及び第 2 の電極 134 と対応して分離するように形成される例が示されているが、本発明は、これに限定されることはなく、本発明の電極部 120 は、圧電体 130 と積層される前に、光エッチングパターンング、エッチングなどの方法で第 1 の電極 132 及び第 2 の電極 134 と対応して分離するようにパターンングするなど、色々な変形実施例が考えられる。

30

【0065】

電極部 120 に圧電体 130 が接合されると、図 7 及び図 8 に示すように、並んで配列された複数の電極部 120 に、異方性伝導物質を含む単方向伝導部 140 が接合され (S40)、更にその単方向伝導部 140 にプリント基板 150 が接合される (S50)。この時、単方向伝導部 140 とプリント基板 150 とは、吸音層 110 と圧電体 130 との積層方向に対してほぼ垂直方向となるように取り付けられる。

【0066】

前記の異方性伝導物質は、一定の圧力と温度により、電極間の電氣的な結合と機械的結合とを同時に行うことができる接着材料であって、伝導性粒子が一定の密度に含まれている。そしてこの伝導性粒子は、圧力が加えられていない状態では非伝導性であるが、圧力を加えると伝導性粒子が互いに接するようになり、圧力を加えた方向にのみ伝導性を持つようになる異方伝導性の特性を有する。

40

【0067】

従って、並んで配置された複数の電極部 120 とプリント基板 150 との間に、単方向伝導部 140 を配置させ、それぞれの電極部 120 がプリント基板 150 の該当配線電極と連結されるようにプリント基板 150 を配置させ、プリント基板 150 を通して単方向伝導部 140 に一定の圧力と温度を加えると、プリント基板 150 自体が単方向伝導部 140 を介して電極部 120 に接合される。これによりプリント基板 150 の配線電極は、単方向伝導部 140 を介して電極部 120 と電氣的に連結される。

50

【 0 0 6 8 】

この時、単方向伝導部 1 4 0 に加えられる圧力は、電極部 1 2 0 と配線電極との連結部分にのみ作用するように行うので、電極部 1 2 0 とプリント基板 1 5 0 とは、各チャンネル別に伝導性を有するように互いに連結される。

【 0 0 6 9 】

一方、本実施例においては、圧電体 1 3 0 を電極部 1 2 0 に接合した後、単方向伝導部 1 4 0 とプリント基板 1 5 0 とを接合する場合を示したが、必ず前述の順に実施される必要はなく、その順序が逆に実施されたり、同時に実施されたりしても構わない。

【 0 0 7 0 】

前述した本実施例の超音波診断装置用プローブ 1 0 0 においては、最初に吸音層 1 1 0 の上に電極部 1 2 0 が接合され、次に吸音層 1 1 0 と圧電体 1 3 0 とが電氣的に連結され、次にその電極部 1 2 0 とプリント基板 1 5 0 の配線電極とが、単方向伝導部 1 4 0 を介して電氣的に連結されるため、次のような効果を提供する。

10

【 0 0 7 1 】

第一に、プローブの製造過程において、難しくて手間のかかる半田付け作業の代わりに、単方向伝導部 1 4 0 を利用して圧電体 1 3 0 とプリント基板 1 5 0 とが接続されるため、接続作業が容易になり、かつ、接続に要する作業時間が短縮される。

【 0 0 7 2 】

第二に、プリント基板 1 5 0 は、圧電体 1 3 0 に直接、接合されるのではなく、吸音層 1 1 0 の上に形成された電極部 1 2 0 を介して圧電体 1 3 0 に接続されるため、プリント基板 1 5 0 を吸音層 1 1 0 と圧電体 1 3 0 との間に配置しなくてよい。このため、プリント基板 1 5 0 の設置作業中に発生する熱により圧電体 1 3 0 の性能が低下するのを防止し、圧電体 1 3 0 全体としての性能を向上させる。

20

【 0 0 7 3 】

第三に、各チャンネル別に分離された電極部 1 2 0 とプリント基板 1 5 0 の配線電極との接続を、手作業で行われる半田付け作業の代わりに、単方向伝導部 1 4 0 を介して一回の加熱と加圧作業で行えるため、接続部を強固にかつ均一にすることができる。これにより、接続部位の低い耐久性と不均一性により性能が低下したり、故障が発生したりするのを防止することができる。

【 0 0 7 4 】

本発明は、図面に示され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持つ者ならば、これから多様な変形及び同等な他の実施例が可能である。以上により、本発明は、下記の特許請求の範囲により規定される。

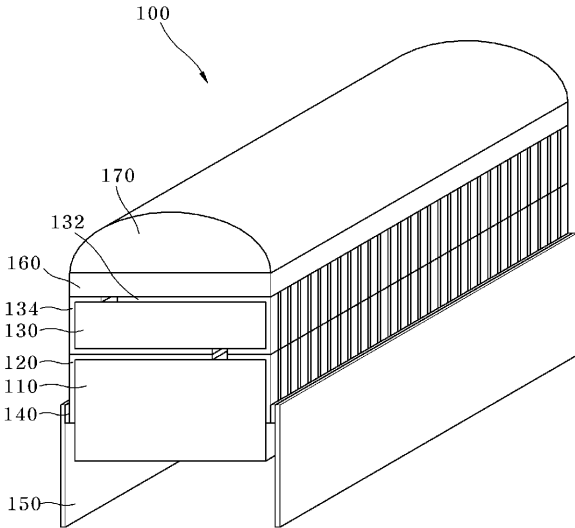
30

【 符号の説明 】

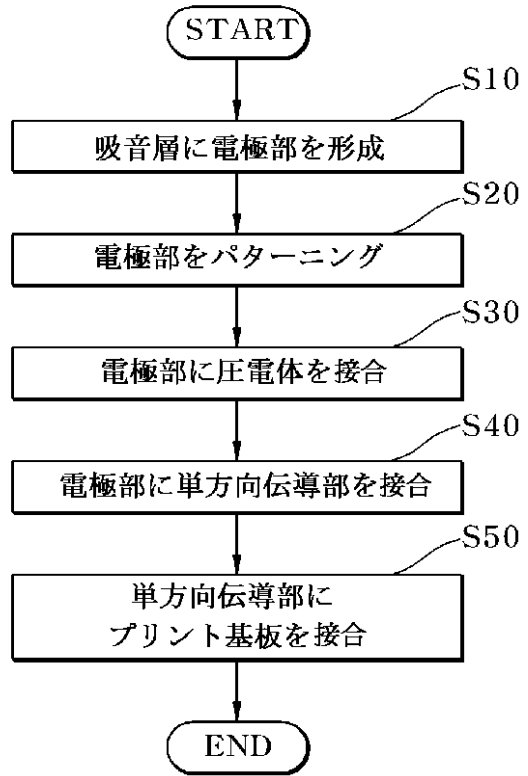
【 0 0 7 5 】

1 0 0 超音波診断装置用プローブ、 1 1 0 吸音層、 1 2 0 電極部、
 1 3 0 圧電体、 1 3 2 第 1 の電極、 1 3 4 第 2 の電極、
 1 4 0 単方向伝導部、 1 5 0 プリント基板、 1 6 0 整合層、 1 7 0 レンズ層

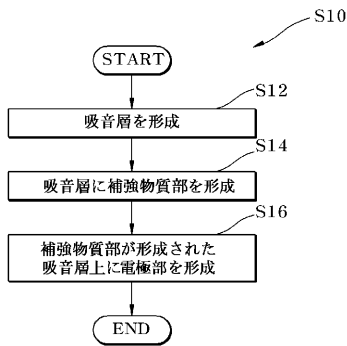
【 図 1 】



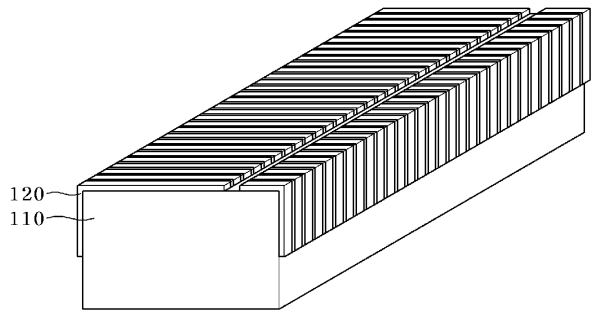
【 図 2 】



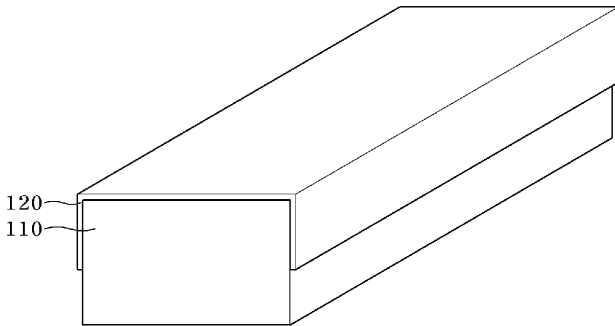
【 図 3 】



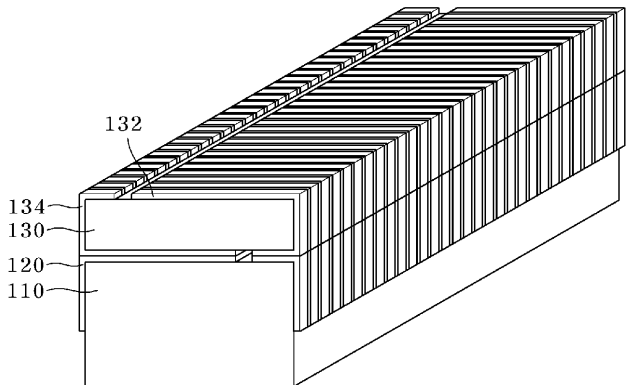
【 図 5 】



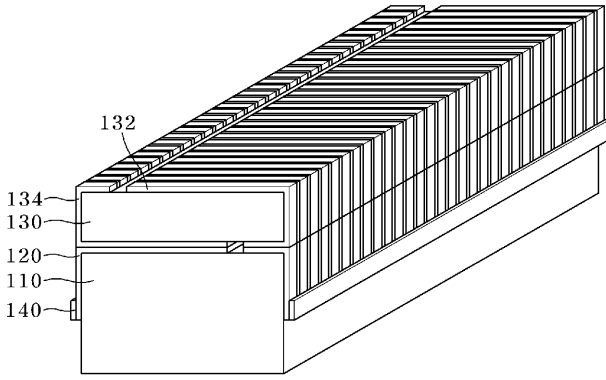
【 図 4 】



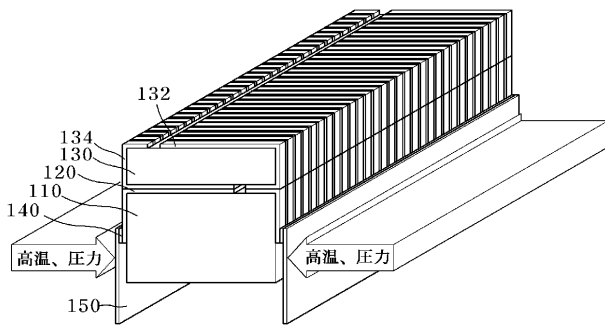
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 イ, 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 EE10 GB04 GB19 GB20 GB41

5D019 AA26 BB18 BB26 BB28 FF04 HH02 HH03

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2010124467A5	公开(公告)日	2013-07-18
申请号	JP2009262222	申请日	2009-11-17
[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	イソンジエ パクジョンリム キムジェイク		
发明人	イ, ソン ジエ 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	B06B1/0629 A61B8/08 A61B8/44 A61B8/4483 H01L2924/0002 Y10T29/49005		
FI分类号	H04R17/00.330.H A61B8/00 H04R17/00.332.A H04R31/00.330		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/GB04 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB41 5D019/AA26 5D019/BB18 5D019/BB26 5D019/BB28 5D019/FF04 5D019/HH02 5D019/HH03		
优先权	1020080115409 2008-11-19 KR		
其他公开文献	JP2010124467A JP5543178B2		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于超声诊断设备的探针及其制造方法。 解决方案：提供吸音层，形成在吸音层上的电极部分，以及连接到电极部分的压电体。根据本发明，由于压电体和印刷电路板通过利用单向导电部分连接而不是在制造过程中的困难和麻烦的焊接工作，因此易于制造，时间缩短了。 点域1