

(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2012-60634

(P2012-60634A)

(43) 公開日 平成24年3月22日(2012.3.22)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
H04R 17/00 (2006.01)	H04R 17/00 330A	4C601
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	5D019
	H04R 17/00 330J	
	H04R 17/00 330H	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2011-176954 (P2011-176954)
 (22) 出願日 平成23年8月12日 (2011.8.12)
 (31) 優先権主張番号 10-2010-0086838
 (32) 優先日 平成22年9月6日 (2010.9.6)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 597096909
 三星メディソン株式会社
 SAMSUNG 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

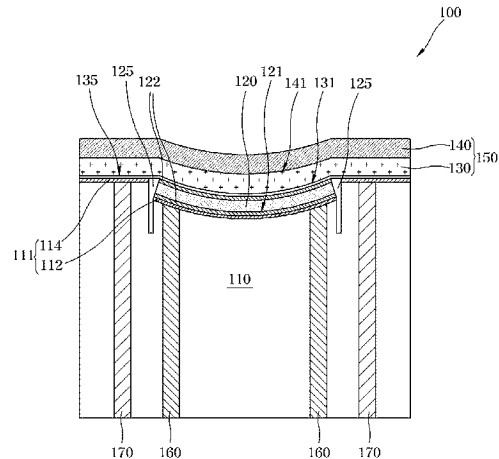
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置用プローブ

(57) 【要約】

【課題】 超音波診断装置用プローブに関する発明を開示する。

【解決手段】 本発明に係る超音波診断装置用プローブは、吸音層と、吸音層の一方の側に配置される圧電層と、圧電層の一方の側に配置される整合層と、吸音層の内部に配置され、圧電層に信号を伝達する信号連結部と、吸音層の内部に配置され、信号連結部よりも外側に配置される接地連結部とを含み、吸音層、圧電層及び整合層はこの順番で順次配置され、信号連結部は前記圧電層の他方の側から前記圧電層と電気的に連結される。本発明は、吸音層、圧電層及び整合層を積層して配置し、曲率を有するように圧電層を製造することによって、信号連結部や接地連結部による干渉を最小化することができ、プローブの性能を向上させることができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

吸音層と、
前記吸音層の一方の側に配置される圧電層と、
前記圧電層の一方の側に配置される整合層と、
前記吸音層の内部に配置され、前記圧電層に信号を伝達する信号連結部と、
前記吸音層の内部に配置され、前記信号連結部よりも外側に配置される接地連結部と、
を含み、

前記吸音層、前記圧電層及び前記整合層は、この順番で順次配置され、前記信号連結部は、前記圧電層の他方の側から前記圧電層と電気的に連結されることを特徴とする超音波診断装置用プローブ。

10

【請求項 2】

前記圧電層は、前記吸音層の前記一方の側に凸状に形成される圧電凸部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。

【請求項 3】

前記吸音層の前記一方の側には吸音層電極が形成され、前記整合層の他方の側には整合層電極が形成され、前記圧電層の他方の側には前記吸音層電極と接触する第 1 の圧電層電極が形成され、前記圧電層の一方の側には前記整合層と接触する第 2 の圧電層電極が形成され、

前記吸音層電極が第 1 の吸音層電極と第 2 の吸音層電極に分離されるように、前記吸音層電極の前記第 1 の吸音層電極と前記第 2 の吸音層電極との間には絶縁部がさらに備えられることを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置用プローブ。

20

【請求項 4】

前記第 1 の吸音層電極には前記信号連結部が連結され、前記第 2 の吸音層電極には前記接地連結部が連結され、

前記信号連結部と前記接地連結部は、前記吸音層内に配置され、前記圧電層と直交する方向に延長されることを特徴とする、請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の超音波診断装置用プローブ。

【請求項 5】

前記吸音層の前記一方の側には吸音層電極が形成され、前記圧電層には、該圧電層を取り囲むように圧電層電極が形成され、前記圧電層電極の他方の側が前記吸音層電極と接触し、前記一方の側が前記整合層と接触するように形成され、

30

前記吸音層電極が第 1 の吸音層電極と第 2 の吸音層電極に分離されるように、前記吸音層電極の前記第 1 の吸音層電極と前記第 2 の吸音層電極との間には絶縁部がさらに備えられることを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置用プローブ。

【請求項 6】

前記第 1 の吸音層電極には前記信号連結部が連結され、前記第 2 の吸音層電極には前記接地連結部が連結され、

前記信号連結部と前記接地連結部は、前記吸音層内に配置され、前記圧電層と直交する方向に延長されることを特徴とする、請求項 5 に記載の超音波診断装置用プローブ。

40

【請求項 7】

前記整合層は、前記圧電凸部の形状に対応して凸状に形成される整合凸部を備えることを特徴とする、請求項 2 ないし 6 のいずれかに記載の超音波診断装置用プローブ。

【請求項 8】

前記整合層を覆うようにに配置され、他方の側に前記整合凸部の形状に対応して凸状に形成されるレンズ凸部を備えるレンズ部をさらに含むことを特徴とする、請求項 7 に記載の超音波診断装置用プローブ。

【請求項 9】

前記レンズ凸部と対向する前記レンズ部の一方の側は平面であ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。

50

【請求項 10】

前記レンズ凸部と対向する前記レンズ部の一方の側は、前記レンズ凸部と異なる方向に凸状に形成され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 11】

信号連結部と前記接地連結部は前記吸音層内のみ配置されることを特徴とする、請求項 1 ないし 10 のいずれかに記載の超音波診断装置用プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、プローブに関するもので、より詳細には、超音波を用いて対象体の内部の映像を生成する超音波診断装置用プローブに関するものである。 10

【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）の情報を用いて軟部組織の断層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する場合、小型であり、安価であり、リアルタイムで表示が可能であり、X線などの被曝がなくて安全性の高い長所があるので、心臓、腹部、泌尿器及び産婦人科の診断のために幅広く用いられている。 20

【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含む。

【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含む。

【0005】

ここで、トランスデューサは、圧電物質が振動しながら、電気的な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される超音波を特定の地点に集束させるレンズ層と、超音波が圧電層の後方に伝播されることを遮断し、映像が歪むことを防止する吸音層とを含む。 30

【0006】

前記圧電層は圧電体を含み、電極は、圧電体の上端及び下端にそれぞれ提供される。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、圧電体に信号を伝達する役割をする。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。

【0007】

上述した技術構成は、本発明の理解を促進するための背景技術であって、本発明の属する技術分野で広く知られた従来技術を意味するものではない。 40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献 1】国際公開 2004/064643 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

一般に、超音波診断装置用プローブは、平面状の圧電層を有し、レンズとしては曲率レ 50

レンズを使用する。また、一般的な超音波診断装置用プローブによれば、圧電層に電極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がある。したがって、これを改善することが要請される。

【0010】

本発明は、前記のような問題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、平面レンズを採用して高周波プローブとして使用することができ、圧電層と電極との間の接合不良による性能低下を防止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を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明に係る超音波診断装置用プローブは、吸音層と、前記吸音層の一方の側に配置される圧電層と、前記圧電層の一方の側に配置される整合層と、前記吸音層の内部に配置され、前記圧電層に信号を伝達する信号連結部と、前記吸音層の内部に配置され、前記信号連結部よりも外側に配置される接地連結部と、を含み、前記吸音層、前記圧電層及び前記整合層は、この順番で順次配置され、前記信号連結部は、前記圧電層の他方の側から前記圧電層と電氣的に連結される。

【0012】

また、前記圧電層は、前記吸音層の前記一方の側に凸状に形成される圧電凸部を備えている。

【0013】

また、前記吸音層の前記一方の側には吸音層電極が形成され、前記整合層の他方の側には整合層電極が形成され、前記圧電層の他方の側には前記吸音層電極と接触する第1の圧電層電極が形成され、前記圧電層の一方の側には前記整合層電極と接触する第2の圧電層電極が形成され、前記吸音層電極が第1の吸音層電極と第2の吸音層電極に分離されるように、前記吸音層電極の前記第1の吸音層電極と前記第2の吸音層電極との間には絶縁部がさらに備えられる。

【0014】

また、前記第1の吸音層電極には前記信号連結部が連結され、前記第2の吸音層電極には前記接地連結部が連結され、前記信号連結部と前記接地連結部は、前記吸音層内に配置され、前記圧電層と直交する方向に延長されることが望ましい。

【0015】

また、前記吸音層の前記一方の側には吸音層電極が形成され、前記圧電層には、該圧電層を取り囲むように圧電層電極が形成され、前記圧電層電極の他方の側が前記吸音層電極と接触し、前記一方の側が前記整合層と接触するように形成され、前記吸音層電極が第1の吸音層電極と第2の吸音層電極に分離されるように、前記吸音層電極の前記第1の吸音層電極と前記第2の吸音層電極との間には絶縁部がさらに備えられる。

【0016】

前記第1の吸音層電極には前記信号連結部が連結され、前記第2の吸音層電極には前記接地連結部が連結され、前記信号連結部と前記接地連結部は、前記吸音層内に配置され、前記圧電層と直交する方向に延長されることが望ましい。

【0017】

また、前記整合層は、前記圧電凸部の形状に対応して凸状に形成される整合凸部を備えている。また、本発明は、前記整合層を覆うように配置され、他方の側に前記整合凸部の形状に対応して凸状に形成されるレンズ凸部を備えるレンズ部をさらに含む。

【0018】

一実施例として、前記レンズ凸部と対向する前記レンズ部の一方の側は平面である。他の実施例として、前記レンズ凸部と対向する前記レンズ部の一方の側は、前記レンズ凸部と異なる方向に凸状に形成される。

【0019】

10

20

30

40

50

また、前記信号連結部と前記接地連結部は、前記吸音層内のみ配置されることが望ましい。

【発明の効果】

【0020】

本発明に係る超音波診断装置用プローブは、吸音層、圧電層及び整合層を積層して配置し、曲率を有するように圧電層を製造することによって、信号連結部や接地連結部による干渉を最小化することができ、プローブの性能を向上させることができる。

【0021】

また、本発明は、曲率レンズを使用できない場合に平面レンズを適用することによって、結果としてレンズの厚さを減少できるので、レンズの厚さによる超音波減衰を減少させ、感度を向上させることができる。また、周波数低下の問題を解決し、高周波プローブとして用いられるようになる。

【0022】

また、本発明の超音波診断装置用プローブは、圧電層電極が圧電層を取り囲むように製作されるので、整合層に電極を接合する必要がなく、製作工程を単純化することができる。

【0023】

また、本発明は、製造過程で難しくかつ手間のかかるソルダリング作業の代わりに、吸音層の内部に信号連結部と接地連結部を接合させることができる。これにより、接続作業が容易になり、接続不良による性能低下が発生するおそれが少なく、設置作業中に発生しうる発熱による圧電層の性能低下を防止することができる。

【0024】

また、本発明は、信号連結部と接地連結部が、吸音層と圧電層との間に配置されず、それぞれ吸音層の内部に接合されて圧電層と電気的に連結される構造をとることができる。これによって、圧電層と信号連結部との間の接続不良による性能低下を防止ことができ、接地連結部や信号連結部の破損を防止することができる。

【0025】

また、本発明は、吸音層の内部に信号連結部と接地連結部を設置するので、吸音層を他の部品と別途に製作したり保管することができる。また、吸音層を所望の形状と寸法に予め製作しておき、これに他の部品を容易に組み立てることができ、製造費用が節減され、製造が容易であり、各完成品の均一性が向上する。

【0026】

また、本発明は、信号連結部と接地連結部を近接させて設置できるので、超音波信号のノイズを減少させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【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を示した側断面図である。

【図2】図1に示した超音波診断装置用プローブにレンズ部が装着された状態を示した側断面図である。

【図3】図1に示した超音波診断装置用プローブに図2に示したレンズ部と異なる形態のレンズ部が装着された状態を示した側断面図である。

【図4】本発明の他の実施例に係る超音波診断装置用プローブを示した側断面図である。

【図5】図4に示した超音波診断装置用プローブにレンズ部が装着された状態を示した側断面図である。

【図6】図4に示した超音波診断装置用プローブに図5に示したレンズ部と異なる形態のレンズ部が装着された状態を示した側断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

以下、添付の各図面を参照して、本発明に係る超音波診断装置用プローブの実施例を説

10

20

30

40

50

明する。説明の便宜のために、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、後述する各用語は、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だろう。

【0029】

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を示した側断面図である。

【0030】

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、圧電層120、整合層150、信号連結部160及び接地連結部170を含む。

10

【0031】

吸音層110は、後述する圧電層120の他方の側に配置される。本実施例では、吸音層110は、図1に示すように、圧電層120の下方(以下、後方ともいう)に配置される。吸音層110は、圧電層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の後方に伝播されることを遮断することによって映像の歪みを防止する。本実施例に係る吸音層110上には吸音層電極111が形成され、吸音層電極111は、後述する絶縁部125によって第1の吸音層電極112と第2の吸音層電極114に分離される。

【0032】

圧電層120は、共振現象を用いて超音波を発生させる。圧電層120は、吸音層110側に向かって凸状に形成される圧電凸部121を備えている。圧電凸部121は、吸音層110の幅(短手方向の幅)と同じかそれより小さい幅で形成可能であり、多様な変形実施が可能である。このように圧電層120に圧電凸部121のような曲率を形成することによって、超音波診断装置用プローブ100に曲率レンズでない平面レンズを適用することができる。結果として、高周波プローブに本発明に係るプローブの構造を採用することによって、平面レンズを使用できるようになる。圧電層120には、吸音層電極111(特に、第1の吸音層電極112)と接触する圧電層電極122(第1の圧電層電極)が形成される。

20

【0033】

整合層150は圧電層120の一方の側に配置される。本実施例では、整合層150は、図1に示されるように、圧電層120の上方(以下、前方ともいう)、すなわち、吸音層110と圧電層120の上方に配置される。整合層150は、圧電層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を整合させ、圧電層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。本実施例で、整合層150は、音響インピーダンスが圧電層120から対象体に向けて段階的に変化するように、互いに異なる材質からなる第1の整合層130及び第2の整合層140を含む。整合層150は、圧電凸部121の形状に対応して凸状に形成される整合凸部131、141を備えている。本実施例で、整合層150には、圧電層電極122(第2の圧電層電極)と第2の吸音層電極114と接触する整合層電極135が形成される。

30

40

【0034】

上述した吸音層110、圧電層120及び整合層150は、それらの間に信号連結部160や接地連結部170が配置されないように隣接して順次配置される。このように吸音層110、圧電層120及び整合層150を積層して配置することによって、信号連結部160や接地連結部170による干渉を最小化することができ、プローブ100の性能を向上させることができる。

【0035】

信号連結部160は、吸音層110の内部に配置され、圧電層120に信号を伝達する。信号連結部160は、図1に示すように、第1の吸音層電極112と圧電層電極122とを介して圧電層120と電氣的に連結される。本実施例で、信号連結部160は、第1

50

の吸音層電極 112 に連結される。信号連結部 160 は、吸音層 110 内に配置され、圧電層 120 と異なる方向（すなわち、圧電層 120 と直交する方向）に延長される。例えば、信号連結部 160 は、図 1 を基準にして第 1 の吸音層電極 112 から吸音層 110 内の下方方向に延長される。

【0036】

接地連結部 170 は、吸音層 110 内で信号連結部 160 よりも外側に配置される。本実施例で、接地連結部 170 は、吸音層 110 内に配置され、圧電層 120 と異なる方向（すなわち、圧電層 120 と直交する方向）に延長される。例えば、接地連結部 170 は、図 1 を基準にして第 2 の吸音層電極 114 に連結され、第 2 の吸音層電極 114 から吸音層 110 内の下方方向に延長される。

10

【0037】

信号連結部 160 と接地連結部 170 は、圧電層 120 から発生した超音波を干渉しないように、吸音層 110 内のみに配置されることが望ましい。このように信号連結部 160 と接地連結部 170 を吸音層 110 内に配置することによって、プローブ 100 の性能を向上させることができる。また、信号連結部 160 と接地連結部 170 は、印刷回路基板を含むこともできるが、信号や電気を供給できる他の構成要素を含むことも可能であり、多様な変形実施が可能である。このような信号連結部 160 と接地連結部 170 の作用及び動作は、本発明の属する技術分野の当業者に広く知られているので、これに対する詳細な説明は省略する。

【0038】

絶縁部 125 は、吸音層電極 111 が第 1 の吸音層電極 112 と第 2 の吸音層電極 114 に分離されるように、吸音層電極 111 の第 1 の吸音層電極 112 と第 2 の吸音層電極 114 との間に備えられる。このように分離された第 1 の吸音層電極 112 には上述した信号連結部 160 が連結され、第 2 の吸音層電極 114 には接地連結部 170 が連結される。絶縁部 125 は、信号連結部 160 が連結される第 1 の吸音層電極 112 と接地連結部 170 が連結される第 2 の吸音層電極 114 とが分離されるように、互いに離隔した絶縁部材として形成されたり、絶縁物質が第 1 の吸音層電極 112 と第 2 の吸音層電極 114 との間に設置されることも可能であり、多様な変形実施が可能である。

20

【0039】

図 2 は、図 1 に示した超音波診断装置用プローブにレンズ部が装着された状態を示した側断面図で、図 3 は、図 1 に示した超音波診断装置用プローブに図 2 に示したレンズ部と異なる形態のレンズ部が装着された状態を示した側断面図である。

30

【0040】

図 2 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、整合層 150 の上に整合層 150 を覆うように配置されるレンズ部 180 をさらに含む。レンズ部 180 は、整合凸部 131、141 の形状に対応して凸状に形成されるレンズ凸部 181 を備えている。本実施例で、レンズ凸部 181 は、レンズ部 180 の他方の側の一部が整合層 150 側に凸状に形成されてなり、レンズ凸部 181 と対向するレンズ部 180 の一方の側 182 は平面である。したがって、本実施例に係る超音波診断装置用プローブ 100 は、曲率レンズを使用できない場合に平面レンズを適用することができる。具体的に、本発明に係るプローブは、レンズの厚さを減少できるので、レンズの厚さによる超音波減衰を減少させ、感度を向上させることができる。また、周波数低下の問題を解決し、高周波プローブとして用いられるようになる。

40

【0041】

他の実施例として、図 3 に示すように、レンズ凸部 181 と対向するレンズ部 180 の一方の側 182 は、レンズ凸部 181 と異なる方向（すなわち、レンズ凸部 181 と反対方向）に凸状に形成されることも可能であり、多様な変形実施が可能である。

【0042】

図 4 は、本発明の他の実施例に係る超音波診断装置用プローブを示した側断面図で、図 5 は、図 4 に示した超音波診断装置用プローブにレンズ部が装着された状態を示した側断

50

面図で、図 6 は、図 4 に示した超音波診断装置用プローブに図 5 に示したレンズ部と異なる形態のレンズ部が装着された状態を示した側断面図である。

【0043】

以下、説明の便宜上、図 1 ~ 図 3 に示した実施例と構成及び作用が同一又は類似した構成要素については同一の図面符号を用いて引用し、これに対する詳細な説明は省略する。

【0044】

図 4 を参照すれば、本発明の他の実施例に係る超音波診断装置用プローブ 200 の吸音層 110 は、その上面全体が湾曲して形成されるように構成されている。吸音層 110 の上面には、第 1 の吸音層電極 112 と第 2 の吸音層電極 114 とを含む吸音層電極 111 が形成される。圧電層 120 には、他方の側が吸音層電極 111 (すなわち、第 1 の吸音層電極 112 と第 2 の吸音層電極 114) と接触し、一方の側が整合層 150 と接触するように、圧電層 120 を取り囲む圧電層電極 122 が形成される。圧電層 120 は、圧電層電極 122 と吸音層電極 111 を介して、吸音層 110 の上面に設けられている。絶縁部 125 は、吸音層電極 111 が第 1 の吸音層電極 112 と第 2 の吸音層電極 114 に分離されるように、吸音層電極 111 の第 1 の吸音層電極 112 と第 2 の吸音層電極 114 との間に備えられる。整合層 150 は、圧電層 120 の形状に対応するように、圧電層電極 122 上に湾曲して設けられている。

10

【0045】

本実施例で、第 1 の吸音層電極 112 には信号連結部 160 が連結され、第 2 の吸音層電極 114 には接地連結部 170 が連結される。また、信号連結部 160 と接地連結部 170 は、図 4 に示すように、吸音層 110 内に配置され、圧電層 120 と異なる方向 (即ち、圧電層 120 と直交する方向) に延長される。

20

【0046】

本実施例によれば、吸音層 110 内に信号連結部 160 が挿入され、吸音層 110 の表面も曲率を有して形成されるので、曲率を有する圧電層 120 を吸音層 110 に設置することができる。また、本実施例では、圧電層電極 122 が圧電層 120 を取り囲み、絶縁部 125 によって圧電層電極 122 と第 1 の吸音層電極 112 との接触と、圧電層電極 122 と第 2 の吸音層電極 114 との接触が分離される。したがって、図示したように、圧電層電極 122 が圧電層 120 を取り囲むように製作できるので、信号連結部 160 と接地連結部 170 を吸音層 110 内に配置し、各構成要素を電氣的に連結することができる。また、圧電層電極 122 が圧電層 120 を取り囲むように製作できるので、整合層 150 に電極を接合する必要がなく、製作工程を単純化することができる。

30

【0047】

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、当該技術分野で通常の知識を有する者ならば、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。したがって、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って定められなければならない。

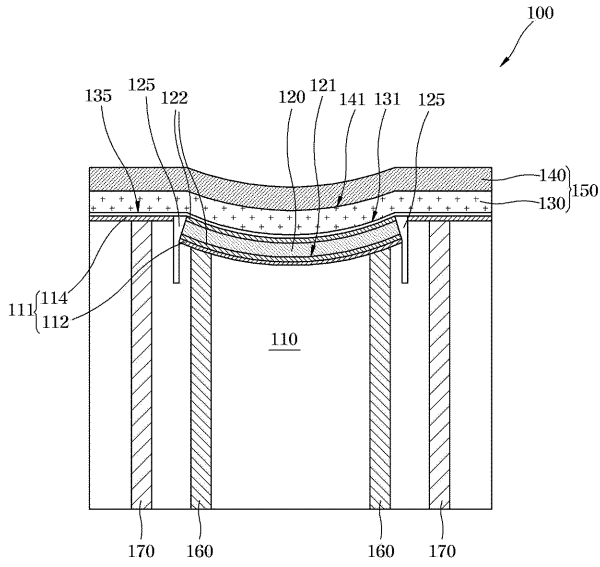
【符号の説明】

【0048】

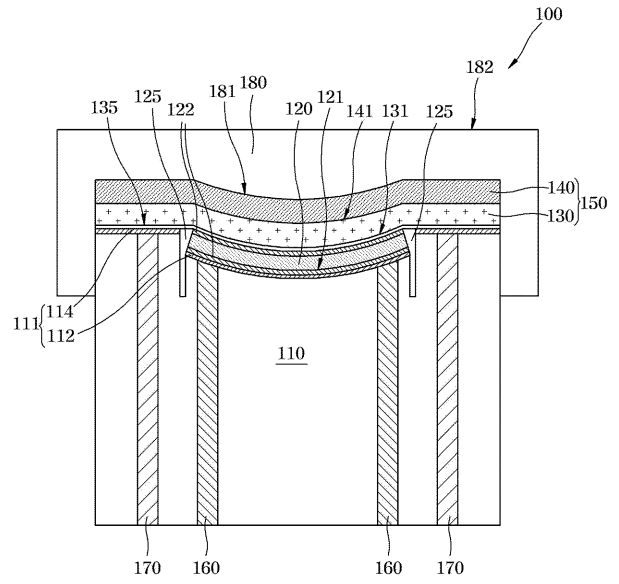
100、200：超音波診断装置用プローブ、110：吸音層、111：吸音層電極、112：第 1 の吸音層電極、114：第 2 の吸音層電極、120：圧電層、121：圧電凸部、122：圧電層電極、125：絶縁部、130：第 1 の整合層、131、141：整合凸部、135：整合層電極、140：第 2 の整合層、150：整合層、160：信号連結部、170：接地連結部、180：レンズ部、181：レンズ凸部、182：一方の側

40

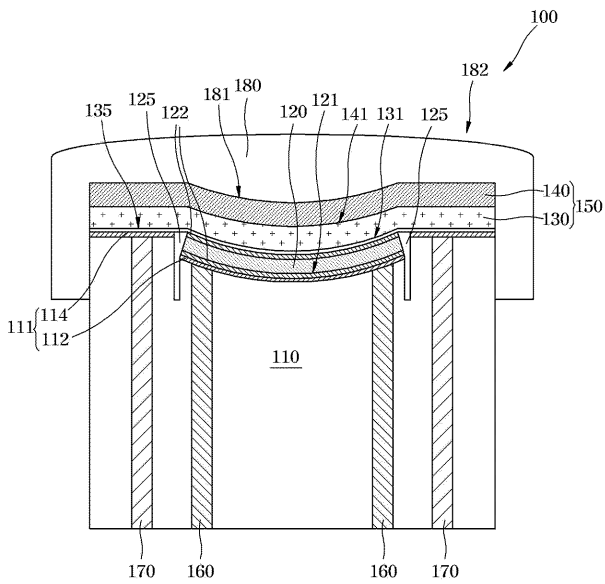
【 図 1 】



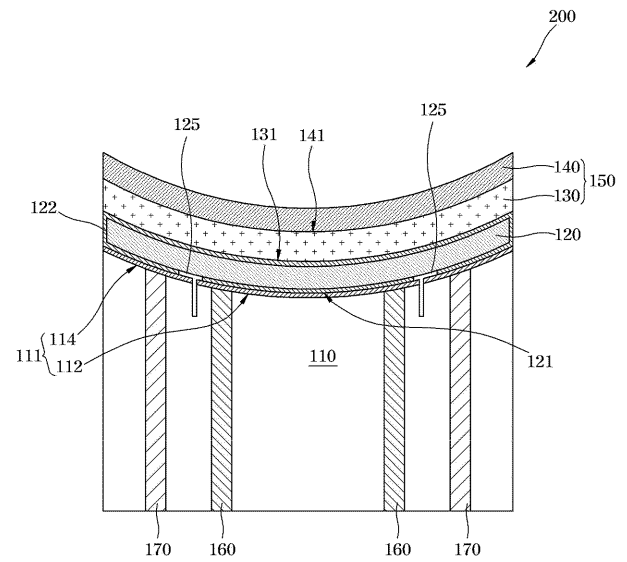
【 図 2 】



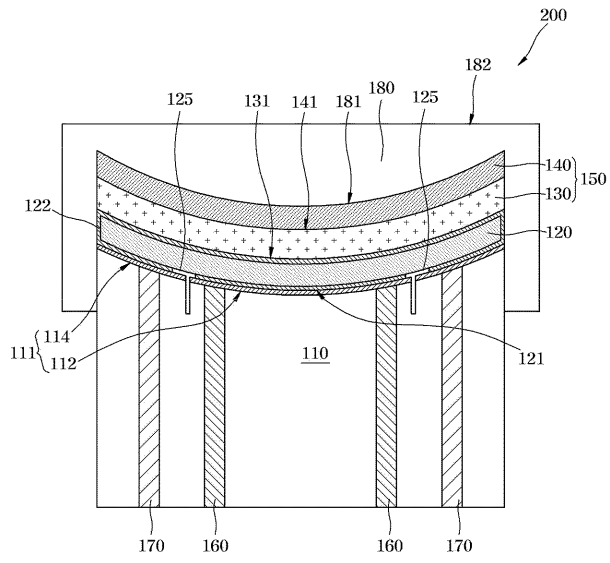
【 図 3 】



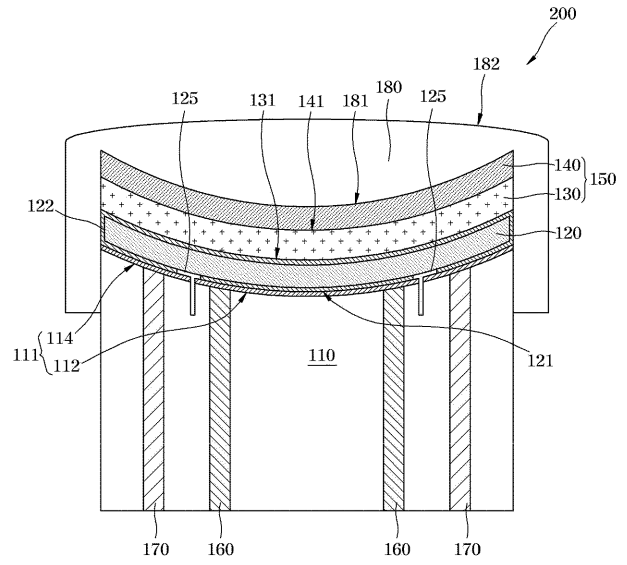
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 ジン, ギル ジュ

大韓民国 ソウル特別市 城北區 敦岩洞 6 3 6 番地 ブラウンストーン敦岩アパートメント
1 1 3 棟 8 0 4 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 6 3 - 4 1 番地 スンキョンオフィステル 6 0 2 號

(72)発明者 ジュン, ジン ウー

大韓民国 ソウル特別市 江東區 遁村洞 4 9 0 - 3 番地 ダウォネバーニア 1 0 1 號

Fターム(参考) 4C601 GB17 GB19 GB20 GB24 GB30 GB34 GB41

5D019 BB12 BB25 FF04 GG01

专利名称(译)	超声诊断设备探头		
公开(公告)号	JP2012060634A	公开(公告)日	2012-03-22
申请号	JP2011176954	申请日	2011-08-12
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星メディソン株式会社		
[标]发明人	ジンギルジュ キムジェイク ジュンジンウー		
发明人	ジン, ギル ジュ キム, ジェ イク ジュン, ジン ウー		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4281 B06B1/0659 G10K11/004 B06B1/06		
FI分类号	H04R17/00.330.A A61B8/00 H04R17/00.330.J H04R17/00.330.H		
F-TERM分类号	4C601/GB17 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB24 4C601/GB30 4C601/GB34 4C601/GB41 5D019 /BB12 5D019/BB25 5D019/FF04 5D019/GG01		
优先权	1020100086838 2010-09-06 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种涉及用于超声诊断设备的探针的发明。根据本发明的用于超声诊断设备的探针包括吸声层，布置在该吸声层的一侧上的压电层，布置在该压电层的一侧上的匹配层以及吸声层。包括设置在声音传输层内部并将信号传输到压电层的信号连接部分，以及设置在声音吸收层内部并且布置在信号连接部分，声音吸收层，压电层和匹配层外部的接地连接部分。这些层以该顺序顺序地布置，并且信号连接部分从压电层的另一侧电连接到压电层。根据本发明，将吸音层，压电层和匹配层堆叠并设置，并且压电层被制造为具有曲率，从而可以使由于信号连接部分或接地部分引起的干扰最小。的性能可以提高。[选型图]图1

