

(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2013-146478

(P2013-146478A)

(43) 公開日 平成25年8月1日(2013.8.1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 G	5 D 0 1 9
H 0 1 L 41/09 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 2	
H 0 1 L 41/187 (2006.01)	H 0 1 L 41/08 J	
H 0 1 L 41/18 (2006.01)	H 0 1 L 41/18 1 0 1 D	
審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 16 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2012-10836 (P2012-10836)
 (22) 出願日 平成24年1月23日 (2012.1.23)

(71) 出願人 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (74) 代理人 100067828
 弁理士 小谷 悦司
 (74) 代理人 100115381
 弁理士 小谷 昌崇
 (74) 代理人 100111453
 弁理士 櫻井 智
 (72) 発明者 小坂 明
 東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
 ルタテクノロジーセンター株式会社内
 (72) 発明者 松尾 隆
 東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
 ルタテクノロジーセンター株式会社内
 最終頁に続く

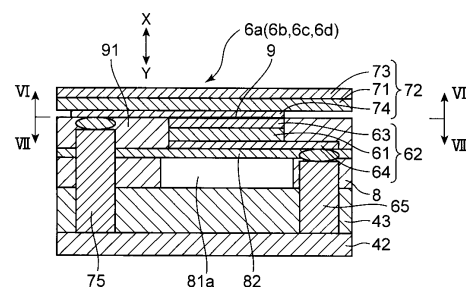
(54) 【発明の名称】 超音波探触子および超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】本発明は、有機圧電層の厚さモードの振動が効率よく励起され、高い受信感度が得られる超音波探触子及び超音波診断装置の提供を目的とする。

【解決手段】本発明の超音波探触子における超音波送受信部5は、アレイ状に配列された複数のシート状の振動部6a～6dを有する。各振動部6a～6dは、基板8の前面側に、凹部81aによって厚さが基板8における他の領域より薄くなるように形成されたメンブレン82と、無機圧電材料を有する無機圧電層62と、有機圧電材料を有する有機圧電層72とを備える。無機圧電層62は、メンブレン82の前面に形成され、有機圧電層72は、無機圧電層62の前面に形成されている。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

アレイ状に配列され超音波を送受信する複数のシート状の振動部を有する超音波探触子であって、

前記各振動部は、基板における音軸方向に沿う厚さ方向の一方面側に形成されたメンブレンと、無機圧電材料を有する無機圧電層と、有機圧電材料を有する有機圧電層とを備え、

前記メンブレンは、前記基板の厚さ方向の他方面から一方面側に凹設された凹部によって前記基板における厚さが他の領域より薄くなるように形成された薄肉領域から構成され、

前記メンブレンと無機圧電層と有機圧電層とは、前記基板の一方面側に、前記音軸方向に沿って、前記メンブレン、無機圧電層、有機圧電層の順に配設されていることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

前記無機圧電層は、電圧の印加に伴い前記振動部を撓み変形させて第 1 超音波信号を被検体へ送信するように構成され、

前記有機圧電層は、前記第 1 超音波信号に基いて前記被検体から戻ってきた第 2 超音波信号を受信するように構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記無機圧電層は、電圧の印加に伴い前記振動部を撓み変形させて第 1 超音波信号を前記基板の厚さ方向における前記他方面から一方面の方向へ送信するように構成され、

前記有機圧電層は、前記無機圧電層に対して前記第 1 超音波信号の送信方向の前方側になるように配設されていることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記無機圧電層は、前記無機圧電材料からなるシート状の無機圧電本体と、前記無機圧電本体の厚さ方向の一方面側に配設された第 1 電極と、前記無機圧電本体の厚さ方向の他方面と前記メンブレンとの間に配設され前記第 1 電極とで一对を成す第 2 電極とを備え、

前記有機圧電層は、前記有機圧電材料からなるシート状の有機圧電本体と、前記有機圧電本体の厚さ方向の一方面側に配設された第 3 電極と、前記有機圧電本体の厚さ方向の他方面と前記前記無機圧電層の前記第 1 電極との間に配設され前記第 3 電極とで一对を成す第 4 電極とを備え、

前記第 1 電極と第 4 電極とは、共通電極とされていることを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか一項に記載の超音波探触子。

【請求項 5】

前記第 1 電極と第 4 電極とは、導電性接着剤により通電可能に接着されていることを特徴とする請求項 4 記載の超音波探触子。

【請求項 6】

請求項 1 ～ 5 の何れか一項に記載の超音波探触子を備えていることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を送受信することができる超音波探触子およびこの超音波探触子を備えた超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を低侵襲で得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、小型で安価、X 線などの被爆がなく安全性が高い、ドップラー効果を応用して血流イメージングが可能等の特長を有し、循環器系（心臓の冠動脈）、消化器系（胃腸）、内科系（肝

10

20

30

40

50

臓、膵臓、脾臓)、泌尿科系(腎臓、膀胱)、及び産婦人科系などで広く利用されている。このような医療用超音波診断装置に使用される超音波探触子は、高感度、高解像度の超音波の送受信を行うために、PZTと呼ばれる無機圧電素子が一般的に使用される。この場合、送信用圧電素子としては、単一型探触子であるシングル型または複数の探触子を2次元配置したアレイ型探触子がよく使用される。アレイ型は精細な画像を得ることができるので、診断検査のための医療用画像として広く普及している。

【0003】

一方、高調波信号を用いたハーモニックイメージング診断は、従来のBモード診断では得られない鮮明な診断像が得られることから標準的な診断モダリティとなりつつある。

【0004】

ハーモニックイメージングは基本波に比較して、サイドローブレベルが小さいことにより、S/N比が良くコントラスト分解能が良くなること、周波数が高くなることによって、ビーム幅が細くなり横方向分解能が良くなること、近距離では音圧が小さく、音圧の変動が少ないため、多重反射が起こらないこと(アーチファクトがでにくい、スペックルのノイズが低減される。)、焦点以遠の減衰は基本波並みであり、高調波の周波数を基本波とする超音波に比べ深速度を大きく取れること等の多くの利点を持っている。

【0005】

ハーモニックイメージング用アレイ型超音波探触子の具体的な構造として、アレイを構成する各振動部エレメントが広帯域一体型の圧電振動部が用いられている。その広帯域特性の低周波側の周波数領域で基本波送信を行い、高周波側の周波数領域で高調波受信を行う方法が一般的に利用されている。

【0006】

ハーモニックイメージング用アレイ型超音波探触子の具体的な構造として、例えば特許文献1に、送信用圧電振動部と受信信用圧電振動部を別体配置とした送受信分離型探触子が提案されている。特許文献1では、基本波を送信し、高調波を含む超音波を受信するのに、第1の音響インピーダンスを有する複数の圧電素子からなる、中心周波数 f_1 の超音波の送受信を担う圧電層と、第2の音響インピーダンスを有する複数の第2の圧電素子からなり、第1の圧電層に重ねられ、中心周波数 $f_2 = 2f_1$ の超音波の受信を担う第2の圧電層を設けたものである。

【0007】

又、より高感度なものとして、特許文献2に提案されたものがある。この特許文献2に記載のものは、送信用圧電素子に無機圧電材料を有するものを用い、受信信用圧電素子に有機圧電材料を有するものを用いるようにしたものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開平11-276478号公報

【特許文献2】特開2008-188415号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかし、上記特許文献1や2に記載のものは、バルクの振動部を用いたものであり、このようなバルクの振動部を用いた場合、アレイ化するためのスリットを機械的に加工する必要があり、又、アレイ状に配置された各々の素子からの信号を送受信回路に伝えるための配線が大きなスペースを占めるため、微細化することが困難であるという問題点を有する。

【0010】

ところで、探触子の超音波トランスデューサとして、例えば基板に形成したメンブレンにPZTなどの圧電層を形成したユニモルフ構造の振動部を太鼓状に撓み変形させるようにして振動させて超音波の送受信を行なうpMUT(Piezoelectric Micromachined Ul

10

20

30

40

50

trasonic Transducer) が知られている。この p M U T は、半導体製造技術を用いた M E M S (micro Electro Mechanical System) により製造される。

【 0 0 1 1 】

このような p M U T の超音波探触子は、バルク P Z T をダイシングにより分割したものに比し、周波数帯域を広くすることができ、微細化して高解像度とすることができるとともに、3次元画像を取得するための振動部の2次元配列化に適しており、また、小型薄型化が可能であるために超音波内視鏡への応用に適している等の利点を有する。このような p M U T の超音波探触子において、1次元配列の振動部では、取得できる画像が断層画像であるため、操作による偽陰性の危険性があることから、操作者(医師、超音波診断技師)の熟練度が要求される。このような課題を軽減するため、3次元画像を取得できる2次元配列の超音波探触子のニーズは高い。

10

【 0 0 1 2 】

そこで、この p M U T、即ち、メンブレンに圧電層を形成することで振動部を構成するタイプの探触子において、有機圧電材料を有する有機圧電層で受信層を構成することが考えられる。

【 0 0 1 3 】

例えば図9に示すように基板100の厚さ方向の一方面に形成されたメンブレン101aと、メンブレン101aを挟んでその両側に無機圧電材料を有する無機圧電層102と有機圧電材料を有する有機圧電層103とをそれぞれ形成し、そして、無機圧電層102への電圧印加によって超音波を前方側(図示のX方向)に送信できるようにする。

20

【 0 0 1 4 】

しかし、図9に示すようにメンブレン101aを挟んでその両側に無機圧電層102と有機圧電層103とを形成すると、メンブレン101aを形成するために基板100に設けられた凹部101bが有機圧電層103の後面側に隣接するように配設されて空間が形成されてしまう。このような空間が有機圧電層103の後面側に形成されると、有機圧電層103の厚さモードの振動(厚さの変化に基づく振動)が励起され難くなり、その結果、受信感度が劣化してしまう。

【 0 0 1 5 】

本発明は、有機圧電層の振動が効率よく励起され、高い受信感度が得られる超音波探触子及び超音波診断装置の提供を目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 6 】

本発明の一態様に係る超音波探触子は、アレイ状に配列され超音波を送受信する複数のシート状の振動部を有する超音波探触子であって、前記各振動部は、基板における音軸方向に沿う厚さ方向の一方面側に形成されたメンブレンと、無機圧電材料を有する無機圧電層と、有機圧電材料を有する有機圧電層とを備え、前記メンブレンは、前記基板の厚さ方向の他方面から一方面側に凹設された凹部によって前記基板における厚さが他の領域より薄くなるように形成された薄肉領域から構成され、前記メンブレンと無機圧電層と有機圧電層とは、前記基板の一方面側に、前記音軸方向に沿って、前記メンブレン、無機圧電層、有機圧電層の順に配設されていることを特徴とする。

40

【 0 0 1 7 】

この構成によれば、メンブレンと無機圧電層と有機圧電層とは、音軸方向に沿って、メンブレン、無機圧電層、有機圧電層の順に配設されているため、有機圧電層の厚さ方向側に隣接して基板の凹部による空間が形成されるようなことを防止でき、有機圧電層の厚さモードの振動が効率よく励起され、高い受信感度が得られるものにできる。

【 0 0 1 8 】

他の一態様では、前記超音波探触子において、前記無機圧電層は、電圧の印加に伴い前記振動部を撓み変形させて第1超音波信号を被検体に送信し、前記有機圧電層は、前記第1超音波信号に基いて前記被検体から戻ってきた第2超音波信号を受信することを特徴とする。

50

【 0 0 1 9 】

この構成によれば、送信パワーを大きくすることが可能な無機圧電層によって第 1 超音波信号が送信されるので、送信パワーを比較的簡単な構造で大きくすることが可能となる。従って、高調波のエコーを得るために比較的大きなパワーで基本波の超音波を送信することが必要なハーモニックイメージング技術に好適であり、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。

【 0 0 2 0 】

また、超音波を比較的広い周波数に亘って受信可能な特性を持つ有機圧電層によって第 2 超音波信号が受信されるので、周波数帯域を比較的簡単な構造で広帯域にすることが可能となる。従って、高調波の超音波を受信することが必要なハーモニックイメージング技術に好適であり、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。

10

【 0 0 2 1 】

他の一態様では、前記超音波探触子において、前記無機圧電層は、電圧の印加に伴い前記振動部を撓み変形させて第 1 超音波信号を前記基板の厚さ方向における前記他方面から一方面的方向に送信し、前記有機圧電層は、前記無機圧電層に対して前記第 1 超音波信号の送信方向の前方側になるように配設されている、即ち、メンブレンから超音波の送受信面に向けて無機圧電層、有機圧電層の順に配設されていることを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

この構成によれば、第 1 超音波信号に基いて被検体から戻ってくる高調波を、無機圧電層に邪魔されることなく効率的に受信でき、高調波の超音波を受信することが必要なハーモニックイメージング技術に、より一層、好適なものにできる。

20

【 0 0 2 3 】

他の一態様では、前記超音波探触子において、前記無機圧電層は、前記無機圧電材料からなるシート状の無機圧電本体と、前記無機圧電本体の厚さ方向の一方面的側に配設された第 1 電極と、前記無機圧電本体の厚さ方向の他方面と前記メンブレンとの間に配設され前記第 1 電極とで一对を成す第 2 電極とを備え、前記有機圧電層は、前記有機圧電材料からなるシート状の有機圧電本体と、前記有機圧電本体の厚さ方向の一方面的側に配設された第 3 電極と、前記有機圧電本体の厚さ方向の他方面と前記前記無機圧電層の前記第 1 電極との間に配設され前記第 3 電極とで一对を成す第 4 電極とを備え、前記第 1 電極と第 4 電極とは、共通電極とされていることを特徴とする。

30

【 0 0 2 4 】

この構成によれば、無機圧電層の第 1 電極と有機圧電層の第 4 電極とを共通化して共通電極にでき、共通電極から信号線を引き出せばよく、引き出す信号線を減少でき、超音波探触子を簡素化できる。

【 0 0 2 5 】

他の一態様では、前記超音波探触子において、前記第 1 電極と第 4 電極とは、導電性接着剤により通電可能に接着されていることを特徴とする。

【 0 0 2 6 】

この構成によれば、例えば第 1 電極と第 2 電極とを備えた無機圧電層と、第 3 電極と第 4 電極とを備えた無機圧電層とを別途に形成し、導電性接着剤により第 1 電極と第 4 電極とを接着すればよく、形成を容易なものにできる。

40

【 0 0 2 7 】

本発明の一態様に係る超音波診断装置は、上述の何れかに記載の超音波探触子を備えていることを特徴とする。

【 0 0 2 8 】

この構成によれば、有機圧電層の厚さモードの振動が効率よく励起され、高い受信感度を得られるものにでき、ハーモニックイメージング技術に好適であり、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 9 】

50

本発明の超音波探触子及び超音波診断装置は、有機圧電層の厚さモードの振動が効率よく励起され、高い受信感度が得られる。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】超音波探触子を有する超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】超音波探触子を有する超音波診断装置の電気的な構成を示すブロック図である。

【図3】超音波診断装置における超音波探触子の構成を示す断面図である。

【図4】超音波探触子における超音波送受信部の背面図である。

【図5】超音波探触子における超音波送受信部の要部の拡大断面図である。

【図6】図5のVI-VI線断面図である。

10

【図7】図5のVII-VII線断面図である。

【図8】(a)は、振動部のベントモードの振動の説明図、(b)は、振動部の厚みモードの振動の説明図である。

【図9】メンブレンを挟んでその両側に無機圧電層と有機圧電層とを形成した場合の断面説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

以下、本発明を実施するための形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。図1は、本発明の一実施形態の超音波探触子を有する超音波診断装置の外観構成を示す図である。図2は、超音波探触子を有する超音波診断装置の電気的な構成を示すブロック図である。図3は、図1の超音波探触子の構成を示す断面図である。

20

【0032】

この実施形態における超音波診断装置5は、図1に示すように、図略の生体等の被検体に対して超音波（第1超音波信号）を送信すると共に、この第1超音波信号に基づく被検体内から来た超音波（第2超音波信号）を受信する超音波探触子2と、超音波探触子2とケーブル3を介して接続され、超音波探触子2へケーブル3を介して電気信号の送信信号を送信することによって超音波探触子2に被検体に対して第1超音波信号を送信させると共に、超音波探触子2で受信された被検体内から来た第2超音波信号に応じて超音波探触子2で生成された電気信号の受信信号に基いて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する超音波診断装置本体1とを備えて構成される。

30

【0033】

この第1超音波信号に基づく被検体内から来た超音波は、被検体内における音響インピーダンスの不整合によって被検体内で第1超音波信号が反射した反射波（エコー）だけでなく、例えば微小気泡（マイクロバブル）等の超音波造影剤（コントラスト剤）が用いられている場合には、第1超音波信号に基いて超音波造影剤の微小気泡で生成される超音波もある。超音波造影剤では、超音波の照射を受けると、超音波造影剤の微小気泡は、共振もしくは共鳴し、さらに一定の閾値以上の音圧では崩壊、消失する。超音波造影剤では、微小気泡の共振によって、あるいは微小気泡の崩壊、消失によって、超音波が生じている。

【0034】

超音波診断装置本体1は、例えば、図2に示すように、操作入力部11と、送信部12と、受信部13と、画像処理部14と、表示部15と、制御部16とを備えて構成されている。

40

【0035】

操作入力部11は、例えば、診断開始等を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータを入力するための装置であり、例えば、複数の入力スイッチを備えた操作パネルやキーボード等である。

【0036】

送信部12は、例えば制御部16からの制御信号を超音波探触子2に送信する。受信部13は、例えば超音波探触子2から送られてくる受信信号を受信して画像処理部14へ出

50

力する。

【0037】

画像処理部14は、制御部16の制御に従って、受信部13で受信された、第1超音波信号に基づく被検体内から来た第2超音波信号における所定の周波数成分に基いて被検体内の内部状態を表す画像（超音波画像）を形成する回路である。前記所定の周波数成分は、例えば、基本波成分、ならびに、例えば2次高調波成分、3次高調波成分および4次高調波成分等の高調波成分を挙げることができる。画像処理部14は、複数の周波数成分を用いて超音波画像を形成するように構成されてもよい。画像処理部14は、例えば、受信部13の出力に基いて被検体の超音波画像を生成するDSP（Digital Signal Processor）、および、表示部15に超音波画像を表示すべく、前記DSPで処理された信号をディジタル信号からアナログ信号へ変換するデジタル-アナログ変換回路（DAC回路）等を備えて構成される。前記DSPは、例えば、Bモード処理回路、ドブラ処理回路およびカラーモード処理回路等を備え、いわゆるBモード画像、ドブラ画像およびカラーモード画像の生成が可能とされている。

10

【0038】

表示部15は、制御部16の制御に従って、画像処理部14で生成された被検体の超音波画像を表示する装置である。表示部15は、例えば、CRTディスプレイ、LCD（液晶ディスプレイ）、有機ELディスプレイおよびプラズマディスプレイ等の表示装置やプリンタ等の印刷装置等である。

【0039】

20

制御部16は、例えば、マイクロプロセッサ、記憶素子およびその周辺回路等を備えて構成され、これら超音波探触子2、操作入力部11、送信部12、受信部13、画像処理部14および表示部15を当該機能に応じてそれぞれ制御することによって超音波診断装置Sの全体制御を行う回路である。

【0040】

超音波探触子（超音波プローブ、トランスデューサ）2は、図3に示すように探触子本体4と、探触子本体4に設けられ超音波の送受信を行なう超音波送受信部5（圧電デバイス）とを備えている。尚、図3のX方向を前方側、Y方向を後方側として説明する。後述の図5、図8、図9において同じである。

【0041】

30

探触子本体4は、前端に設けられた被覆層41と、後端側に設けられた信号処理回路部42と、被覆層41と信号処理回路部42との間に配設されたバッキング材層43とを備えている。

【0042】

被覆層41は、診断に際して、例えば被検体としての生体と当接し、その当接に際し不快感を与えることがないものであって、人体との音響整合をとるために音響インピーダンスが人体に近いシリコンゴム等から形成されている。

【0043】

バッキング材層43は、超音波送受信部5に発生する不要振動を減衰する等の役割を果たす。

40

【0044】

信号処理回路部42は、ケーブル3を介して超音波診断装置Sと接続されているとともに、超音波送信用のパルス信号の生成、或いは、受信パルス信号の処理などを行なう。

【0045】

詳しくは、制御部16の制御に従って、上記送信部12から送られてくる電気信号の送信信号を供給して超音波送受信部5に第1超音波信号を発生させる。例えば、高電圧のパルスを生成する高圧パルス発生器等を備えて構成される。この信号処理回路部42で生成された駆動信号は、後述の複数の素子66（図4参照）それぞれに対し適宜に遅延時間を個別に設定した、パルス状の複数の信号であり、素子66のそれぞれに供給される。この複数の駆動信号によって、各振動部6a～6dから放射された超音波の位相が特定方向（

50

特定方位) (あるいは、特定の送信フォーカス点) において一致し、その特定方向にメインビームを形成した送信ビームの第1超音波信号を発生する。

【0046】

又、信号処理回路部42は、制御部16の制御に従って、超音波送受信部5から電気信号の受信信号を受信し処理する。そして、送信時の送信ビームの形成と同様に、受信時もいわゆる整相加算することによって受信ビームが形成されてよい。すなわち、振動部6a~6dそれぞれから出力される複数の出力信号に対し適宜に遅延時間を個別に設定し、これら遅延された複数の出力信号を加算することによって、各出力信号の位相が特定方向(特定方位、あるいは、特定の受信フォーカス点)において一致し、その特定方向にメインビームが形成される。このような場合において、例えば、前記増幅器で増幅された各出力信号が入力される受信ビームフォーマ等も備えてよい。尚、この信号処理回路部42は、超音波診断装置本体1に設けるようにしてもよく、適宜変更できる。

10

【0047】

超音波送受信部5は、探触子本体4の被覆層41とバッキング材層43との間に配設されている。この実施形態の超音波送受信部5は、図4に示すようにアレイ状に配列された複数の振動部6a~6dを備えている。

【0048】

前記各振動部6a~6dは、図5に示すように基板8の前面(厚さ方向の一方面)に形成されたメンブレン82と、無機圧電材料を有する無機圧電層62と、有機圧電材料を有する有機圧電層72とを備え、音軸方向(基板8の厚さ方向、図のX-Y方向)に沿って、メンブレン、無機圧電層、有機圧電層の順、即ち、メンブレン82から超音波の送受信面に向けて無機圧電層62、有機圧電層72の順に配設されている。

20

【0049】

基板8は、この実施形態では、シリコン製の板状体から構成されている。この基板8には、図4に示すように、左右方向及び上下方向に配列された複数の円形状の凹部81aが設けられている。各凹部81aは、図5に示すように基板8の後面から前面側に所定の深さで形成されており、基板8における凹部81aに対応する部分の前面側に、他の部分よりも厚さが薄い薄肉領域が形成されている。

【0050】

メンブレン82は、上記基板8の各薄肉領域から構成されている。この実施形態では、後述のPZTに良好な電位分布を得るために絶縁性の物質、例えば二酸化シリコン(SiO_2)或いは窒化シリコン(SiN)から構成され、シート状(この実施形態では、2 μm 程度の厚さ)に形成されている。

30

【0051】

無機圧電層62は、メンブレン82と同じ個数の複数のものから構成されており、それぞれは、無機圧電材料から構成された無機圧電本体61と、一对の無機圧電層用グラウンド電極(第1電極)63及び無機圧電層用プラス電極(第2電極)64とを備えている。

【0052】

無機圧電本体61を構成する無機圧電材料として、例えばPZTを例示できる。また、無機圧電材料として、例えば水晶、ニオブ酸リチウム(LiNbO_3)、ニオブ酸タンタル酸カリウム($\text{K}(\text{Ta}, \text{Nb})\text{O}_3$)、チタン酸バリウム(BaTiO_3)、タンタル酸リチウム(LiTaO_3)、チタン酸ストロンチウム(SrTiO_3)、PZN-PTおよびPMN-PT等をあげることができ、適宜変更できる。

40

【0053】

又、この実施形態の無機圧電本体61は、メンブレン82と略同じ大きさで、厚さが2 μm 程度の円板状のものから構成されている。

【0054】

無機圧電層用グラウンド電極63は、金又は白金等から構成されている。そして、無機圧電層用グラウンド電極63は、無機圧電本体61の前面(厚さ方向の一方面)の全体に配設されて円板状を呈している。又、この無機圧電層用グラウンド電極63は、後述する有機圧

50

電層用グランド電極 7 4 及び貫通配線 7 5 を介して信号処理回路部 4 2 に接続される。

【 0 0 5 5 】

無機圧電層用プラス電極 6 4 は、金又は白金等から構成されている。そして、無機圧電層用プラス電極 6 4 は、図 7 に示すように無機圧電本体 6 1 の後面（厚さ方向の他方面）の全体に配設されて円板状を呈している。尚、図 7 は、無機圧電層用プラス電極 6 4 の前面に配設される後述の導電性接着剤 9 を断面にして前方側から見た状態の断面図である。

【 0 0 5 6 】

又、この無機圧電層用プラス電極 6 4 は、貫通配線 6 5 を介して信号処理回路部 4 2 に接続される。

【 0 0 5 7 】

そして、このように構成された各無機圧電層 6 2 は、各メンブレン 8 2 の前面（一方面）に、無機圧電層用プラス電極 6 4 が接合されるようにして配設されている。

【 0 0 5 8 】

有機圧電層 7 2 は、有機圧電材料から構成された有機圧電本体 7 1 と、一对の有機圧電層用プラス電極（第 3 電極）7 3 及び有機圧電層用グランド電極（第 4 電極）7 4 とを備えている。

【 0 0 5 9 】

有機圧電本体 7 1 を構成する有機圧電材料として、例えば高分子強誘電体であるフッ化ビニリデン（VDF）系コポリマを用いることができる。このフッ化ビニリデン系コポリマは、フッ化ビニリデンと他の単量体との共重合体（コポリマ）であり、他の単量体としては、3 フッ化エチレン、テトラフルオロエチレン、パーフルオロアルキルビニルエーテル（PFA）、パーフルオロアルコキシエチレン（PAE）およびパーフルオロヘキサエチレン等を用いることができる。フッ化ビニリデン系コポリマは、その共重合比によって厚み方向の電気機械結合定数（圧電効果）が変化するので、例えば、超音波探触子の仕様等に応じて適宜な共重合比が採用される。例えば、フッ化ビニリデン / 3 フッ化エチレンのコポリマの場合では、フッ化ビニリデンの共重合比が 6 0 m o l % ~ 9 9 m o l % であることが好ましく、有機圧電素子が無機圧電素子に積層する複合素子の場合では、フッ化ビニリデンの共重合比が 8 5 m o l % ~ 9 9 m o l % であることがより好ましい。また、このような複合素子の場合では、他の単量体は、パーフルオロアルキルビニルエーテル（PFA）、パーフルオロアルコキシエチレン（PAE）およびパーフルオロヘキサエチレンが好ましい。また例えば、有機圧電材料は、ポリ尿素を用いることができる。このポリ尿素の場合では、蒸着重合法で圧電本体を作成することが好ましい。ポリ尿素用のモノマとして、一般式、 $H_2N-R-NH_2$ 構造を挙げることができる。ここで、R は、任意の置換基で置換されてもよいアルキレン基、フェニレン基、2 価のヘテロ環基、ヘテロ環基を含んでもよい。ポリ尿素は、尿素誘導体と他の単量体との共重合体であってもよい。好ましいポリ尿素として、4, 4' - ジアミノジフェニルメタン（MDA）と 4, 4' - ジフェニルメタンジイソシアナート（MDI）を用いる芳香族ポリ尿素を挙げることができる。

【 0 0 6 0 】

なお、「強誘電体」とは、自発分極が存在し、その分極方向を電界によって人為的に変化させることが可能であり、電界をゼロにした時に人工的に変化させた分極が残る（残留分極）物質と定義することができる。

【 0 0 6 1 】

強誘電体の原料ポリマーの分子量に関しては、一般に、高分子では分子量の増加にともなって高分子特有の柔軟性やしなやかさを持った圧電膜となる。VDF - TrFE および / または VDF - TeFE において、230 における溶融流動速度（Mel t F l o w R a t e）が 0 . 0 3 g / m i n 以下、より好ましくは、0 . 0 2 g / m i n 以下、更に好ましくは、0 . 0 1 g / m i n である高分子圧電本体を使用すると高感度な圧電層用の薄膜が得られる。

【 0 0 6 2 】

10

20

30

40

50

尚、上記のVDFは、フッ化ビニリデンを、TrFEは3フッ化エチレンを、TeFEはテトラフルオロエチレンを表す。又、高分子強誘電体の分野はさまざまなアプローチで高性能化が図られており、例えば分子として大きなダイポールモーメントを示すペプチド分子をダイポールモーメントを強め合うように配向を規制することで焦電性や圧電性を得ることができる」とされている。

【0063】

又、この実施形態の有機圧電本体71は、基板8の前面と略同じ大きさで、厚さが2μm程度の円板状のものから構成されている。

【0064】

有機圧電層用プラス電極73は、金又は白金等から構成されている。そして、有機圧電層用プラス電極73は、有機圧電本体71の前面（厚さ方向の一方面）の全体に配設されている。又、有機圧電層用プラス電極73は、図示しないが、貫通配線を介して信号処理回路部42に接続される。

10

【0065】

有機圧電層用グランド電極74は、金又は白金等から構成されている。そして、有機圧電層用グランド電極74は、図6に示すように有機圧電本体71の後面（厚さ方向の他方面）における各無機圧電層用グランド電極63と対応する位置に、無機圧電層用グランド電極63と略同じ大きさの円板状を呈し、無機圧電層用グランド電極63と同じ数の複数個から構成されている。尚、図6は、有機圧電層用グランド電極74の後面に配設される後述の導電性接着剤9を断面にして後方側から見た状態の断面図である。

20

【0066】

そして、このように構成された有機圧電層72は、各無機圧電層62の無機圧電層用グランド電極63と有機圧電層用グランド電極74とを導電性接着剤9によって通電可能に接着させるようにして、無機圧電層62の前方に配設されている。この導電性接着剤は、例えば銀粉、銅粉、あるいは、カーボンファイバー等の導電性材料を混合した接着剤である。

【0067】

また、この状態で、無機圧電層用グランド電極63と有機圧電層用グランド電極74とは共通電極とされている。又、有機圧電層用グランド電極74は、貫通配線75を介して信号処理回路部42に接続される。

30

【0068】

又、この実施形態では、上述のように形成された複数の振動部6a～6dは、図4に示すように、4つの振動部6a～6dを1素子66（図4の二点鎖線で囲んだ4つ）として共通接続されて同調して動作するように構成され、複数の素子66が左右上下に2次的に配列されている。

【0069】

より詳しくは、有機圧電層用グランド電極74（及び無機圧電層用グランド電極63）は、4つの振動部6a～6dごとに配設されたもの同士が互いに通電可能に接続されている。

【0070】

又、有機圧電層用プラス電極73は、4つの振動部6a～6dごとに配設されたもの同士が互いに通電可能に接続されているとともに、その4つの振動部6a～6dからなる1素子66夫々から延設された素子接続配線（図示せず）によって複数の素子66同士が接続されている。

40

【0071】

このように構成される超音波送受信部5は、この実施形態では、次のようにして形成されている。

【0072】

基板8として、SiO₂酸化膜（厚さ2μm）が両面に付いたSi基板（厚さ200μm）を用いる。

50

【 0 0 7 3 】

後面の SiO_2 上にレジストを塗布し、露光、現像を行い、凹部 8 1 a 用のレジストパターンを得る。そして、レジストをマスクパターンとして、 SiO_2 層を反応性イオンエッチング (RIE) 装置でドライエッチング (CHF_3 ガス) し、レジストで保護されていない SiO_2 層を除去しておく。

【 0 0 7 4 】

次に、 SiO_2 酸化膜が付いている前面にチタン (厚さ 20 nm)、白金 (厚さ 100 nm) をスパッタで成膜する。チタンは密着層で、白金が無機圧電層用プラス電極 6 4 となるものである。

【 0 0 7 5 】

その後、その白金上に PZT (チタン酸ジルコン酸鉛) からなる無機圧電本体 6 1 をスパッタで 600 度の温度で成膜する (厚さ 2 μm)。成膜した膜は圧電特性が得られるペロブスカイト層の (1 1 1) に配向している。

【 0 0 7 6 】

そして、その無機圧電本体 6 1 の前面にウェットエッチングでパターニングするためのレジストパターンを形成する。そして、フッ硝酸で無機圧電本体 6 1 をウェットエッチングして、パターンを形成する。

【 0 0 7 7 】

その後、レジストを塗布し、露光、現像を行い、チタン、白金のエッチングを、上記レジストをマスクにして行うようにして、無機圧電層用プラス電極 6 4 のパターニングを行う。

【 0 0 7 8 】

次に、絶縁部材としての樹脂材をスプレーコーターにより凹凸面とならないよう均一に充填塗布する。そして、アッシング装置により無機圧電本体 6 1 の表面が出るまで樹脂材 9 1 の表面を除去、もしくは無機圧電本体 6 1 の表面が出るようマスク、露光、現像する。

【 0 0 7 9 】

次に、その無機圧電本体 6 1 の前面上にスパッタでクロム (Cr) と金 (Au) を 0.2 μm の厚さで成膜する。クロムは密着層で、金が無機圧電層用グランド電極 6 3 となるものである。そして、その前面上にレジストを塗布し、露光、現像を行い、クロムと金のエッチングを上記レジストをマスクにして行うようにして、無機圧電層用グランド電極 6 3 のパターニングを行う。

【 0 0 8 0 】

次に、基板 8 の後面の SiO_2 酸化膜のパターンをマスクに ICP エッチング装置のボッシュプロセスで深堀加工して直径 50 μm の凹部 8 1 a を左右上下に形成する。

【 0 0 8 1 】

次に、無機圧電層用グランド電極 6 3 上に導電性接着剤 9 をスクリーン印刷法を用いて厚さ 1 μm で塗布する。

【 0 0 8 2 】

そして、あらかじめ VDF - TrFE からなる有機圧電本体 7 1 の後面に、無機圧電層用グランド電極 6 3 と同形状に形成した有機圧電層用グランド電極 7 4 を形成するとともに、有機圧電本体 7 1 の前面の全体に、有機圧電層用プラス電極 7 3 を蒸着により形成した有機圧電層 7 2 を位置決めして無機圧電層用グランド電極 6 3 に有機圧電層用グランド電極 7 4 を重ね合わせる。そして、140℃ に加熱して導電性接着剤 9 を硬化させる。

【 0 0 8 3 】

なお、本実施例ではあらかじめ用意した VDF - TrFE からなる有機圧電本体 7 1 を有する有機圧電層 7 2 を用いたが、これに限ることなく、例えば無機圧電層用グランド電極 6 3 上に VDF - TrFE からなる有機圧電本体 7 1 をスピンコーティング法で形成した後に 150℃ 程度で 1.5 時間加熱して結晶化し、その後、有機圧電本体 7 1 の前面全体に Au を蒸着するようにして有機圧電層用プラス電極 7 3 を形成しても良い。この場合

10

20

30

40

50

の無機圧電層用グラウンド電極 6 3 は、有機圧電層用グラウンド電極を兼用することになる。

【 0 0 8 4 】

以上により、直径 5 0 μm のダイヤフラムからなる 4 つの振動部 6 a ~ 6 d で構成された単素子 6 6 が複数、左右上下に 2 次元的に配列したものを得ることができる。

【 0 0 8 5 】

又、無機圧電層用プラス電極 6 4 と無機圧電層用グラウンド電極 6 3 と間に、数 $\text{V} / \mu\text{m}$ 以上の電界がかかるように電圧を印加することにより分極処理を行う。同様に、有機圧電層用プラス電極 7 3 と有機圧電層用グラウンド電極 7 4 と間に、数 $\text{V} / \mu\text{m}$ 以上の電界がかかるように電圧を印加することにより分極処理を行う。

【 0 0 8 6 】

以上のように構成された超音波探触子を有する超音波診断装置 S で診断する場合、例えば、操作入力部 1 1 から診断開始の指示が入力されると、制御部 1 6 の制御に従い、信号処理回路部 4 2 で超音波送信用のパルス信号（第 1 超音波信号）が生成される。

【 0 0 8 7 】

この生成されたパルス信号は、超音波送受信部 5 の複数の素子 6 6 ごとに、例えば位相を順次ずらすように所定の遅延時間でパルス電圧を、無機圧電層用プラス電極 6 4 と無機圧電層用グラウンド電極 6 3 と間に印加して、無機圧電本体 6 1 の厚さ方向に電界を生じさせる。

【 0 0 8 8 】

この電界により、無機圧電本体 6 1 が撓み変形し、それに伴って、図 8 (a) に示すように振動部 6 a ~ 6 d がその共振特性（共振周波数 f_c と減衰特性）に応じて太鼓状に撓み変形するベントモードの振動が加振され、パルス状の超音波が基板 8 の厚さ方向の後面（他方面）から前面（一方面）の方向（X 方向）に送信されて生体内へ発信される。アレの各素子 6 6 の位相を所定量ずらすことで、超音波ビームをフォーカシング、ステアリング（方向制御）し、必要領域を 3 次元状に走査する。生体内では、超音波は減衰しながら伝わり、音響インピーダンスの差が生じている部位で反射が起こり、超音波探触子 2 へ帰還する。

【 0 0 8 9 】

戻った超音波（第 2 超音波信号）により各振動部 6 a ~ 6 d は、上述の図 8 (a) に示すベントモードで振動し、それに伴う無機圧電層 6 2 の歪みに応じて電荷が発生し、その発生した電荷は、信号処理回路部 4 2 で処理され、画像処理部 1 4 へ出力される。そして、画像処理部 1 4 は、制御部 1 6 の制御によって、受信された受信信号に基いて、送信から受信までの時間により被検体までの距離が、素子間の時間差により被検体の方向が、夫々検出される。

【 0 0 9 0 】

又、第 1 超音波が組織を伝搬するときに超音波波形が歪むことで発生する高調波（基本波の周波数の整数倍）も同様に第 2 超音波信号としてトランスデューサへ帰還する。戻った高調波により有機圧電層 7 2 は、図 8 (b) に示すように自身の厚みの増減による厚さモードで振動し自身の歪みに応じて有機圧電層 7 2 の有機圧電層用プラス電極 7 3 に電荷が発生する。なお、この厚みモードの中心周波数は材料のヤング率、密度、および層厚によって決まり、一般的な有機圧電材料を用いれば層厚を数 μm にすることで中心周波数を 2 . 5 f_c 程度に設定することが可能である。

【 0 0 9 1 】

そして、画像処理部 1 4 で、有機圧電層 7 2 の有機圧電層用プラス電極 7 3 に発生した高調波成分に基いてハーモニクイメーjing技術を用いて被検体内部の内部状態の超音波画像が生成される。

【 0 0 9 2 】

尚、上記実施形態では、有機圧電本体 7 1 は 1 つから構成されているが、この形態のものに限らず、例えば有機圧電本体 7 1 を、無機圧電層 6 2 と略同じ大きさからなる複数個から構成し、各無機圧電層 6 2 の前面側に配設するようにしても良く、適宜変更できる。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 3 】

又、上記実施形態では、無機圧電層用グラウンド電極 6 3（第 1 電極）と有機圧電層用グラウンド電極 7 4（第 4 電極）とは共通電極とされているが、例えばそれらの間に誘電体を介在させて無機圧電層用グラウンド電極 6 3 と有機圧電層用グラウンド電極 7 4 とのそれぞれから貫通電極を介して信号処理回路部 4 2 に接続するようにしてもよい。

【 符号の説明 】

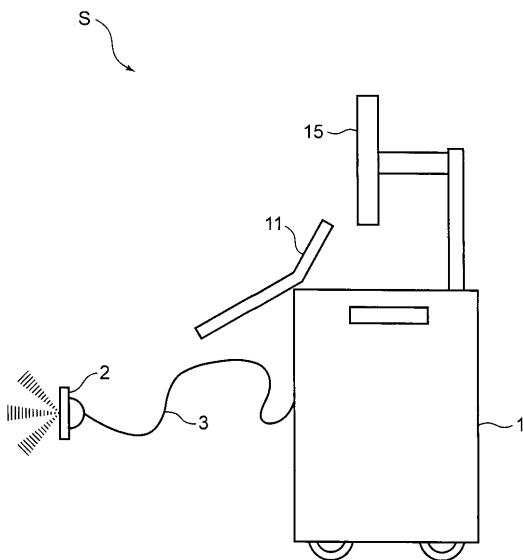
【 0 0 9 4 】

- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 5 超音波送受信部
- 6 振動部
- 8 基板
- 6 1 無機圧電本体
- 6 2 無機圧電層
- 6 3 無機圧電層用グラウンド電極（第 1 電極）
- 6 4 無機圧電層用プラス電極（第 2 電極）
- 7 1 有機圧電本体
- 7 2 有機圧電層
- 7 3 有機圧電層用プラス電極（第 3 電極）
- 7 4 無機圧電層用グラウンド電極（第 4 電極）
- 8 2 メンブレン
- S 超音波診断装置

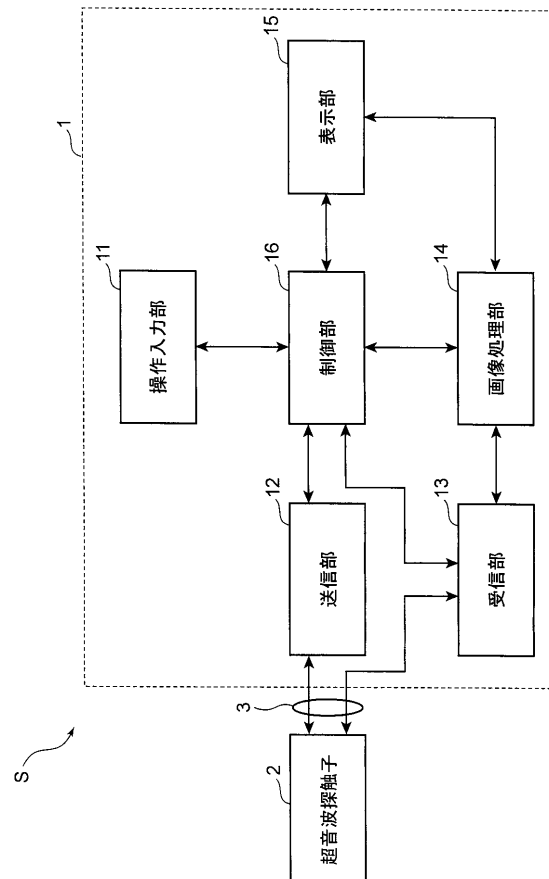
10

20

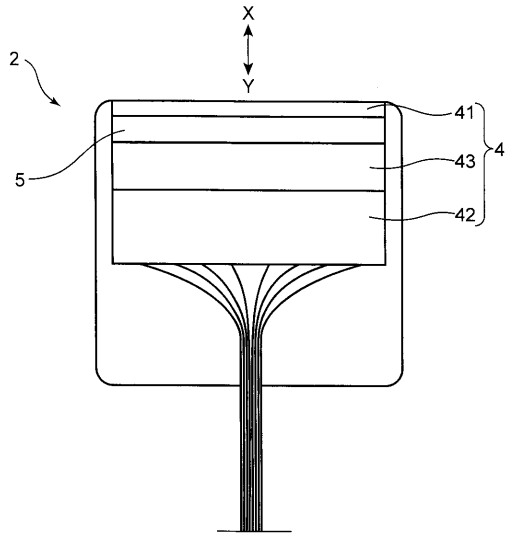
【 図 1 】



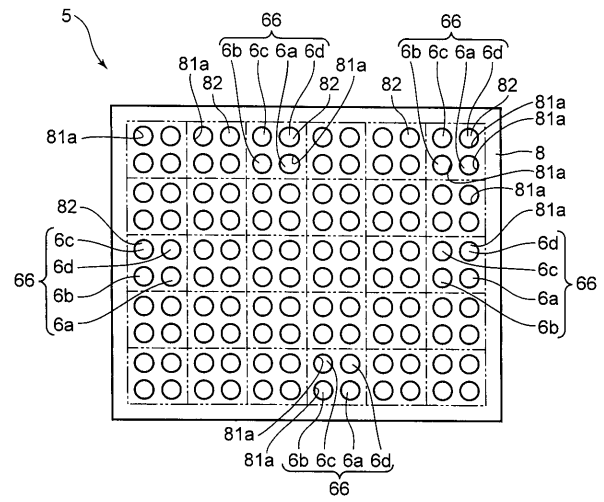
【 図 2 】



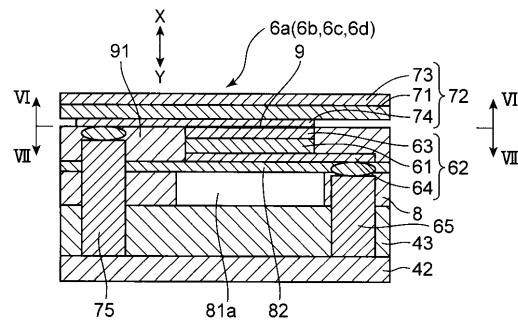
【図 3】



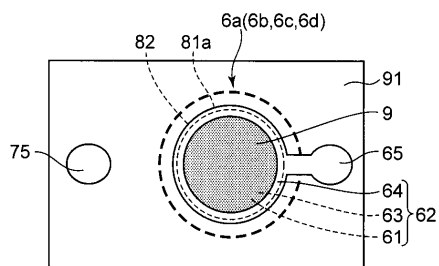
【図 4】



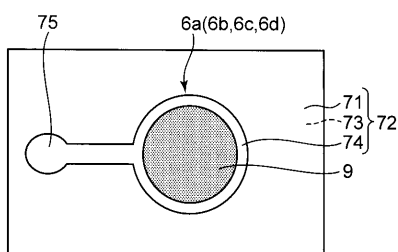
【図 5】



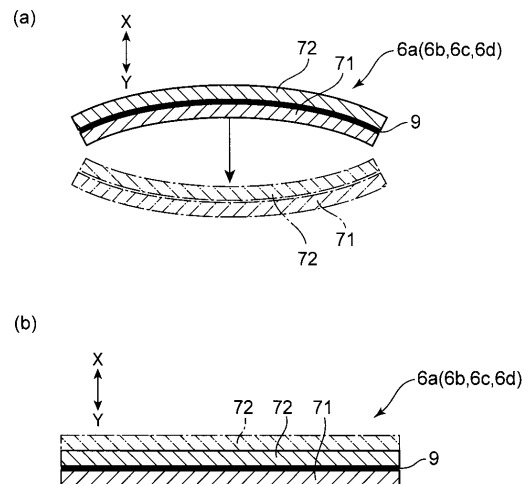
【図 7】



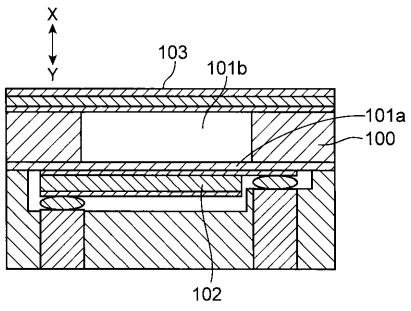
【図 6】



【図 8】



【 図 9 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード(参考)
<i>H 0 1 L 41/08 (2006.01)</i>		H 0 1 L 41/18	1 0 1 A	
<i>H 0 1 L 41/193 (2006.01)</i>		H 0 1 L 41/18	1 0 1 B	
<i>H 0 1 L 41/22 (2013.01)</i>		H 0 1 L 41/08	H	
<i>H 0 1 L 41/45 (2013.01)</i>		H 0 1 L 41/18	1 0 2	
		H 0 1 L 41/22	Z	
		H 0 1 L 41/22	C	

(72)発明者 東野 楠

東京都日野市さくら町 1 番地 コニカミノルタテクノロジーセンター株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DE08 EE03 GB06 GB41 GB44 GB45

5D019 AA09 AA21 BB09 BB19 FF04 GG09

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2013146478A	公开(公告)日	2013-08-01
申请号	JP2012010836	申请日	2012-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	小坂明 松尾隆 東野楠		
发明人	小坂 明 松尾 隆 東野 楠		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00 H01L41/09 H01L41/187 H01L41/18 H01L41/08 H01L41/193 H01L41/22 H01L41/45		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.G H04R17/00.332 H01L41/08.J H01L41/18.101.D H01L41/18.101.A H01L41/18.101.B H01L41/08.H H01L41/18.102 H01L41/22.Z H01L41/22.C H01L41/29 H01L41/45		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/EE03 4C601/GB06 4C601/GB41 4C601/GB44 4C601/GB45 5D019/AA09 5D019/AA21 5D019/BB09 5D019/BB19 5D019/FF04 5D019/GG09		
代理人(译)	樱井 智		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够有效地激发有机压电层的厚度模式的振动并获得高接收灵敏度的超声波探头和超声波诊断装置。 解决方案：本发明的超声波探头中的超声波发射和接收部分5具有排列成阵列的多个片状振动部分6a至6d。每个振动部分6a至6d具有形成在基板8的前侧上的膜82，使得其厚度比通过凹部81a的基板8的其他区域薄，具有无机压电材料的无机压电层62，并且有机压电层72具有有机压电材料。无机压电层62形成在膜82的前表面上，并且有机压电层72形成在无机压电层62的前表面上。 点域5

