

(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2013-98724

(P2013-98724A)

(43) 公開日 平成25年5月20日(2013.5.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
H04R 17/00 (2006.01)	H04R 17/00 330H	2C057
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00 4C601	
H04R 31/00 (2006.01)	H04R 31/00 330	5D019
B41J 2/16 (2006.01)	H04R 17/00 332A	
	B41J 3/04 103H	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2011-239253 (P2011-239253)
 (22) 出願日 平成23年10月31日 (2011.10.31)

(71) 出願人 000001270
 コニカミノルタホールディングス株式会社
 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 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
 (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
 最終頁に続く

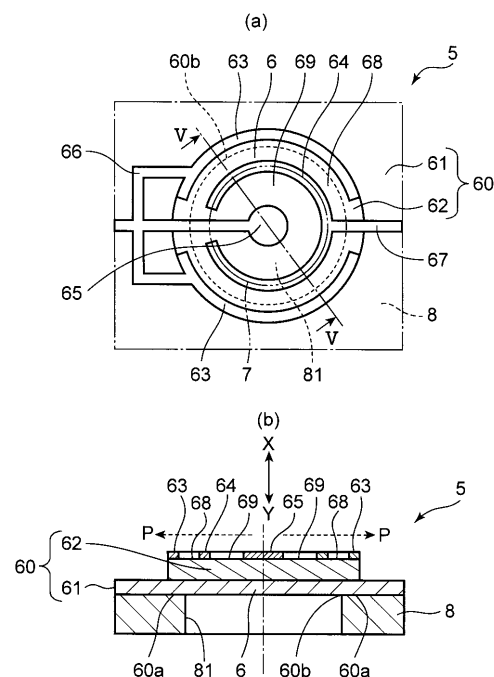
(54) 【発明の名称】 圧電デバイスおよび超音波探触子並びに圧電デバイスの製造方法

(57) 【要約】

【課題】本発明は、メンブレンを効率良く大きく変形させることができ圧電デバイスおよび超音波探触子並びに圧電デバイスの製造方法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圧電デバイスとしての超音波送受信部5は、積層された薄板状の圧電部材62を有する円形状のメンブレン6と、電極とを備えている。電極は、圧電部材62の第1領域68と第2領域69とに夫々電圧の印加に伴い互いに逆向きの応力が発生し得るように、前記圧電部材62に設けられた複数組の一对の第1電極63、65及び第2電極64を備えている。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

圧電部材を積層した膜部材と、前記膜部材を保持する保持部材と、前記圧電部材に電圧を印加する一対の第 1 および第 2 電極とを備え、前記一対の第 1 および第 2 電極に給電することによって前記圧電部材に電圧を印加した場合に厚さ方向に撓み変形するように形成された前記膜部材の一部からなるメンブレンを有する圧電デバイスであって、

前記一対の第 1 および第 2 電極は、複数組であり、

前記複数組の前記一対の第 1 および第 2 電極は、前記メンブレンにおける前記圧電部材を複数の領域に分けるように配設されるとともに、前記複数組の一対の第 1 および第 2 電極にそれぞれ給電された場合に、前記複数の領域における互いに隣接する領域に互いに逆方向の応力が発生するように配線されていること

10

を特徴とする圧電デバイス。

【請求項 2】

前記複数組の一対の第 1 及び第 2 電極は、前記圧電部材における厚さ方向と略垂直な方向に沿って配設されていることを特徴とする請求項 1 記載の圧電デバイス。

【請求項 3】

前記複数組の一対の第 1 及び第 2 電極の一部は、前記圧電部材における前記メンブレンの撓み変形に伴う応力が生じない領域を含んで配設されていることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の圧電デバイス。

【請求項 4】

20

前記メンブレンは、略円形状又は略四角形状の外周形状を有するものから構成され、

前記被保持領域は、前記メンブレンの外周側に略全周にわたって配設され、

前記複数組の一対の第 1 及び第 2 電極は、前記メンブレンの外周と略同心相似形状に配設されていることを特徴とする請求項 1 ~ 3 の何れか一項に記載の圧電デバイス。

【請求項 5】

前記メンブレンは、略四角形状の外周形状を有するものから構成され、

前記被保持領域は、前記メンブレンの一方向の両端側の夫々に配設され、

前記複数組の一対の第 1 及び第 2 電極は、前記メンブレンの一方向の両端側の夫々に略平行に並べられるように配設されていることを特徴とする請求項 1 ~ 3 の何れか一項に記載の圧電デバイス。

30

【請求項 6】

前記複数組の第 1 電極同士が共通接続され、前記複数組の第 2 電極同士が共通接続されていることを特徴とする請求項 1 ~ 5 の何れか一項に記載の圧電デバイス。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 6 の何れかに記載の圧電デバイスを備えていることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 8】

圧電部材を積層した膜部材と、前記膜部材を保持する保持部材と、前記圧電部材に電圧を印加する一対の第 1 および第 2 電極とを備え、前記一対の第 1 および第 2 電極に給電することによって前記圧電部材に電圧を印加した場合に厚さ方向に撓み変形するように形成された前記膜部材の一部からなるメンブレンを有する圧電デバイスの製造方法であって、

40

前記一対の第 1 および第 2 電極を、複数組、前記メンブレンを複数の領域に分けるように配設するとともに、前記複数組の一対の第 1 および第 2 電極にそれぞれ給電された場合に、前記複数の領域における互いに隣接する領域に互いに逆方向の応力を前記圧電部材によって発生するように配線することを特徴とする圧電デバイスの製造方法。

【請求項 9】

前記圧電部材に、一対の第 1 及び第 2 電極を、複数組、配設し、

前記複数組の一対の第 1 及び第 2 電極の内で互いの距離が最大となる 2 つの電極に電圧を印加して前記圧電部材を分極処理し、

その後、前記第 1 電極同士を共通接続するとともに、前記第 2 電極同士を共通接続する

50

ことを特徴とする請求項 8 記載の圧電デバイスの製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波探触子やインクジェットプリンタ等に使用される圧電デバイスおよび超音波探触子並びに圧電デバイスの製造方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、非侵襲で内部組織の観察ができ、又、リアルタイムで観察ができるといった特徴を有するため、診断への応用場面が益々増加している。この超音波診断装置の超音波として、例えば基板に P Z T などの圧電部材を形成したユニモルフ構造のメンブレンを太鼓状に振動させて超音波の送受信を行なう p M U T (Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducer) が知られている。

10

【0003】

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メンブレン(振動子)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次元配列の振動子では、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。

20

【0004】

このような超音波探触子においては、以下のようなエネルギー変換の動作を行う。送信では、電気エネルギーを機械エネルギー(メンブレンの振動)に、更に機械エネルギーを音響エネルギー(超音波)に変換する。一方、受信では、音響エネルギー(超音波)を機械エネルギー(メンブレンの振動)に、更に機械エネルギーを電気エネルギーに変換する。

【0005】

機械エネルギーと音響エネルギーの相互の変換は、音響整合が重要であり、p M U T の実効音響インピーダンスを生体の音響インピーダンスに整合させることが設計のポイントである。電気エネルギーと機械エネルギーの相互の変換は、圧電部材を含むメンブレン構成のエネルギー変換効率を高めることが重要である。圧電部材は、電界の方向と同じ方向(33方向)の歪みを利用することが最も効率が良い(圧電部材の性能を表す指標では k 値: 電気機械結合係数が高くなる)ため、超音波探触子においては、33方向の歪みを用いる構成が有利である。又、P Z T の厚み方向に電極を配設した構成に比べ、電極間隔を比較的大きく取れるため超音波受信時の感度(単位圧力に対する出力電圧)を向上できることもメリットとして挙げられる。

30

【0006】

このような33方向の歪みを利用した方式のものとして、特許文献1に超小型シェル型変換器が開示されている。このものは、保持基板上に、二つのショルダー部分の内側に、圧電部材(ソリッド電気アクティブ媒体)を積層したメンブレン(アーチ部分)を形成するとともに、それぞれのショルダー部分に一对の電極を取り付けてメンブレンと保持基板との間にチャンバーを形成する。そして、電圧を、プラス電極からマイナス電極に沿って印加させ同方向の電界を発生させて、圧電部材に応力を同方向に誘導させ、メンブレンを厚さ方向の上方又は下方に動かし湾曲状に撓み変形させる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】米国特許第6222304号明細書

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、メンブレンの撓み変形に伴い圧電部材には、メンブレンの場所によって引張応力が生じる箇所と圧縮応力が生じる箇所とができる。以下、図8に示すものを例にして詳しく説明する。この図8に示すものは、薄板状の基板101に積層された圧電部材102を有する膜部材101が保持部材103に保持されてその保持された被保持領域106の内側領域に配設される膜部材101により形成された円形状のメンブレン100を備えたものである。メンブレン100が、中心部に配設された第1電極104と被保持領域106側である外周側に配設された第2電極105との一对の電極への電圧の印加に伴って図8(b)中に一点鎖線で示すように下側に湾曲状に撓み変形したとき、メンブレン100における圧電部材102の被保持領域106側の第1領域111には引張応力が生じ、その第1領域111の径内側の第2領域112には圧縮応力が生じる。メンブレン100が図8(b)の上側に湾曲状に撓み変形する場合は、上記とは逆に、第1領域111には圧縮応力が生じ、第2領域112には引張応力が生じる。このような電極構成における撓み変形に伴う圧電部材に生じる応力は、メンブレン100の撓み変形に際しその撓み変形を阻害し撓み変形をし難くする。

10

【0009】

従って、このようなメンブレン100の一部を構成する圧電部材102全体に単一の電界の与え方(単一方向の応力付加)では、上記撓み変形を阻害する応力のために、効率良くメンブレン100を撓み変形させることができず、メンブレン100の変位を大きくし

20

【0010】

本発明は、メンブレンを効率良く大きく変形させることができる圧電デバイスおよび超音波探触子並びに圧電デバイスの製造方法の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

30

【0011】

本発明の一態様に係る圧電デバイスは、圧電部材を積層した膜部材と、前記膜部材を保持する保持部材と、前記圧電部材に電圧を印加する一对の第1および第2電極とを備え、前記一对の第1および第2電極に給電することによって前記圧電部材に電圧を印加した場合に厚さ方向に撓み変形するように形成された前記膜部材の一部からなるメンブレンを有する圧電デバイスであって、前記一对の第1および第2電極は、複数組であり、前記複数組の前記一对の第1および第2電極は、前記メンブレンにおける前記圧電部材を複数の領域に分けるように配設されるとともに、前記複数組の一对の第1および第2電極にそれぞれ給電された場合に、前記複数の領域における互いに隣接する領域に互いに逆方向の応力が発生するように配線されていることを特徴とする。

40

【0012】

この構成によれば、メンブレンの撓み変形に際し単一電極の場合に比較してその撓み変形を阻害するような応力を生じ難くできる。

【0013】

例えばメンブレンの撓み変形に際して、その領域によって生じる応力方向が異なる場合に、複数組の一对の第1及び第2電極に電圧を印加することによって、第1領域に引張応力を発生させるとともに、第2領域に圧縮応力を発生させるようにして圧電部材を歪ませその歪みによってメンブレンを撓み変形させることができる。これにより、メンブレンの撓み変形に際して単一電極の場合に比較してその撓み変形を阻害する応力の発生を抑えることができ、メンブレンを効率良く、大きく撓み変形させることができる。

50

【 0 0 1 4 】

従って、例えば超音波探触子に用いる場合には、発信音圧を向上できる。また、例えばセンサとして用いる場合には、効率良く電荷を第 1 及び第 2 電極から取出すことが可能であり、センサ感度を向上でき、例えば超音波探触子に用いた場合、受信感度を向上でき、送受信特性が改善するため診断特性が向上する。

【 0 0 1 5 】

他の一態様では、前記圧電デバイスにおいて、前記複数組の一对の第 1 及び第 2 電極は、前記圧電部材における厚さ方向と略垂直な方向に沿って配設されていることを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

この構成によれば、圧電部材の厚み方向に電極を配設した構成に比べ、メンブレンを効率よく変形させることができる。又、圧電部材の厚み方向に電極を配設した構成に比べ、電極間隔を比較的大きく取れるため、例えば超音波探触子に用いる場合には、超音波受信時の感度（単位圧力に対する出力電圧）を向上できる。

【 0 0 1 7 】

他の一態様では、前記圧電デバイスにおいて、前記複数組の一对の第 1 及び第 2 電極の一部は、前記圧電部材における前記メンブレンの撓み変形に伴う応力が生じない領域を含んで配設されていることを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

この構成によれば、メンブレンの撓み変形に伴い、より適正な応力状態にすることができ、メンブレンをより一層、効率良く大きく変形させることができる。

【 0 0 1 9 】

又、例えば超音波を受けてメンブレンが撓み変形した際の電荷を効率良く集めて取出すことが可能になり、超音波を、より一層正確に測定可能になる。

【 0 0 2 0 】

他の一態様では、前記圧電デバイスにおいて、前記メンブレンは、略円形状又は略四角形状の外周形状を有するものから構成され、前記被保持領域は、前記メンブレンの外周側に略全周にわたって配設され、前記複数組の一对の第 1 及び第 2 電極は、前記メンブレンの外周と略同心相似形状に配設されていることを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

この構成によれば、1 次の共振周波数（狙いの振動モード）付近に不要な振動モードが生じないものにできる。不要な振動モードが駆動周波数付近にあると、不要な振動が励起され設計のパルス波形からパルス波形が崩れ、分解能に悪影響を与える可能性があるが、これを防止できる。

【 0 0 2 2 】

他の一態様では、前記圧電デバイスにおいて、前記メンブレンは、略四角形状の外周形状を有するものから構成され、前記被保持領域は、前記メンブレンの一方向の両端側の夫々に配設され、前記複数組の一对の第 1 及び第 2 電極は、前記メンブレンの一方向の両端側の夫々に略平行に並べられるように配設されていることを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

この構成によれば、複数のメンブレンにより 1 つの素子を構成する場合、1 つの素子中におけるメンブレンの配設効率を高くでき、メンブレンの有効面積を大きくでき、例えば超音波の送受信の特性を向上できる。又、電極を両側から容易に引き出すことができ、ロスの少ない構造が実現できる。

【 0 0 2 4 】

他の一態様では、前記圧電デバイスにおいて、前記複数組の第 1 電極同士が共通接続され、前記複数組の第 2 電極同士が共通接続されていることを特徴とする。

【 0 0 2 5 】

この構成によれば、引き出し配線を少なくできるとともに、単一の電源で電圧を印加できる。従って、回路の簡略化、低コスト化に寄与できる。

10

20

30

40

50

【0026】

本発明の一態様に係る超音波探触子は、上述の何れかに記載の圧電デバイスを備えていることを特徴とする。

【0027】

この構成によれば、メンブレンの撓み変形に際し適正な応力状態にすることができ、メンブレンを効率良く、大きく撓み変形させることができる。

【0028】

従って、例えば超音波探触子に用いる場合には、発信音圧を向上でき、受信感度を向上できる。また、例えばセンサとして用いる場合には、効率良く電荷を取出すことが可能であり、センサ感度を向上できる。

10

【0029】

本発明の一態様に係る圧電デバイスの製造方法は、圧電部材を積層した膜部材と、前記膜部材を保持する保持部材と、前記圧電部材に電圧を印加する一対の第1および第2電極とを備え、前記一対の第1および第2電極に給電することによって前記圧電部材に電圧を印加した場合に厚さ方向に撓み変形するように形成された前記膜部材の一部からなるメンブレンを有する圧電デバイスの製造方法であって、前記一対の第1および第2電極を、複数組、前記メンブレンにおける圧電部材を複数の領域に分けるように配設し、前記複数組の一対の第1および第2電極にそれぞれ給電された場合に、前記複数の領域における互いに隣接する領域に互いに逆方向の応力が発生するように配線することを特徴とする。

【0030】

20

この構成によれば、メンブレンの撓み変形に際し単一電極の場合に比較してその撓み変形を阻害する応力の発生を抑えることができ、メンブレンを効率良く、大きく撓み変形させることができる圧電デバイスを製造できる。

【0031】

従って、例えば超音波探触子に用いる場合には、送信特性（発信音圧）を向上でき、受信感度を向上できる。また、例えばセンサとして用いる場合には、効率良く電荷を取出すことが可能であり、センサ感度を向上できる圧電デバイスを得ることができる。

【0032】

他の一態様では、前記圧電デバイスの製造方法において、前記圧電部材に、一対の第1及び第2電極を、複数組、配設し、前記複数組の一対の第1及び第2電極の内で互いの距離が最大となる2つの電極に電圧を印加して前記圧電部材を分極処理し、その後、前記第1電極同士を共通接続するとともに、前記第2電極同士を共通接続することを特徴とする。

30

【0033】

この構成によれば、第1電極同士の共通接続及び第2電極同士の共通接続を行う前に、複数組の一対の第1及び第2電極の内で互いの距離が最大となる2つの電極に電圧を印加して前記圧電部材を分極処理するため、複数組の一対の第1及び第2電極を用いて圧電部材の分極処理を行うことができる。従って、分極処理を容易なものにできる。

【発明の効果】

【0034】

40

本発明は、メンブレンを効率良く大きく変形させることができる圧電デバイスおよび超音波探触子並びに圧電デバイスの製造方法を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図1】第1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】第1実施形態の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】第1実施形態の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。

50

【図４】第１実施形態の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】（ａ）は、第１実施形態の超音波探触子における超音波送受信部の要部を拡大した正面図、（ｂ）は、図５（ａ）のＶ－Ｖ線断面図である。

【図６】（ａ）は、第２実施形態の超音波送受信部の要部を拡大した正面図、（ｂ）は、図６（ａ）のＶＩ－ＶＩ線断面図である。

【図７】（ａ）は、第３実施形態の超音波送受信部の要部を拡大した正面図、（ｂ）は、図７（ａ）のＶＩＩ－ＶＩＩ線断面図である。

【図８】従来例の説明図に係り、（ａ）は、その平面図、（ｂ）は、その要部の拡大断面図である。

【発明を実施するための形態】

10

【００３６】

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、本発明の第１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、第１実施形態の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、第１実施形態の超音波探触子の構成を示す断面図である。

【００３７】

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。

20

【００３８】

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。

30

【００３９】

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。

【００４０】

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。

40

【００４１】

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へ出力する。

【００４２】

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

50

、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。

【００４３】

10

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。

【００４４】

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。

【００４５】

20

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（ｂ）、図６（ｂ）、図７（ｂ）、図８（ｂ）において同じである。

【００４６】

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。

【００４７】

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。

30

【００４８】

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。

【００４９】

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。

【００５０】

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、後述の複数のメンブレン６（図５参照）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、メンブレン６のそれぞれに供給される。この複数の駆動信号によっては、各メンブレン６から放射された超音波の位相が特定方向（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。

40

【００５１】

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

50

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、メンブレン 6 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。

【0052】

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 及び図 5 に示すように複数のメンブレン 6 と、各メンブレン 6 に設けられた複数組（この実施形態では 2 組）の一对のプラス電極（第 1 電極）63、65 及びグランド電極（第 2 電極）64 と、メンブレン 6 を保持した保持部材 8 とを備えている。

10

【0053】

保持部材 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。この保持部材 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貫通孔 81 が設けられている。各貫通孔 81 は、図 5 に示すように保持部材 8 の前面から後面に貫通するようにして形成されている。

【0054】

各メンブレン 6 は、各貫通孔 81 の前方側に、膜部材 60 の一部により形成されている。詳しくは、膜部材 60 は、基板（振動板）61 と、基板 61 の前面に積層されその基板 61 とでユニモルフ構造を採る薄板状の圧電部材 62 とを備えている。

20

【0055】

基板 61 は、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、薄板状（この実施形態では、 $2\mu\text{m}$ 程度の厚さ）に形成されている。

【0056】

そして、この基板 61 は、保持部材 8 の前面の全体に積層されて接着されるようにして保持され貫通孔 81 夫々を前方側から覆うように配設されている。

【0057】

圧電部材 62 は、圧電材料から構成されている。この実施形態では、圧電部材 62 は、PZT から構成されている。尚、圧電部材 62 は、PZT から構成されるものに限らず、例えば圧電部材を、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 等から構成することもでき、適宜変更できる。

30

【0058】

又、この実施形態の圧電部材 62 は、保持部材 8 の貫通孔 81 よりやや大きく、厚さが $2\mu\text{m}$ 程度の円板状のものから構成されている。

【0059】

そして、この圧電部材 62 は、各貫通孔 81 の前方側における基板 61 の前面に積層されて接着されるようにして保持されている。

40

【0060】

このようにして膜部材 60 が貫通孔 81 の周縁を含む保持部材 8 の前面の全体に保持されており、メンブレン 6 は、その保持された被保持領域 60a の径内側の領域（内側領域）にその被保持領域 60a で円形状に囲まれるようにして形成されている。即ち、被保持領域 60a に区画形成されたメンブレン 6 の外周 60b は、貫通孔 81 と同形で貫通孔 81 と同心の円形状をなしている。

【0061】

電極は、この実施形態では、第 1 組の一对の第 1 組用プラス電極 63 及び第 1 兼第 2 組

50

用グラウンド電極 6 4 と、第 2 組の一对の第 2 組用プラス電極 6 5 及び第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 とから構成されている。そして、これらの電極 6 3、6 4、6 5 は、メンブレンにおける圧電部材 6 2 を複数（この実施形態では 2 つ）の領域に分けるように配設されているとともに、それらがそれぞれ給電された場合に、前記複数の領域における互いに隣接する領域に互いに逆方向の応力が発生するように配線されている。以下、詳しく説明する。

【0062】

これらの電極 6 3、6 4、6 5 は、各メンブレン 6 の圧電部材 6 2 に同一構成で配設されている。従って、以下に、1 つのメンブレン 6 の圧電部材 6 2 に配設されたものについて、図 5 に基いて説明する。尚、この実施形態では、これらの電極 6 3、6 4、6 5 は、金又は白金等から構成されている。又、第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 は、第 1 組用グラウンド電極と第 2 組用グラウンド電極とを兼用するように構成されている。

10

【0063】

第 1 組用プラス電極 6 3 は、圧電部材 6 2 の前面における外周部、即ち被保持領域 6 0 a における貫通孔 8 1 の周縁の前方側に、ほぼ全周に亘って、平面視で略リング状をなすように配設されている。一方、第 2 組用プラス電極 6 5 は、圧電部材 6 2 の前面における中心部に、平面視で円形状をなすように配設されている。

【0064】

又、第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 は、圧電部材 6 2 の径方向における第 1 組用プラス電極本体部 6 3 a と第 2 組用プラス電極本体部 6 5 a との間にほぼ全周に亘って、平面視で略リング状をなすようにして第 1 組用プラス電極本体部 6 3 a と第 2 組用プラス電極本体部 6 5 a との夫々に隣接するように配設されている。

20

【0065】

この実施形態では、第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 は、圧電部材 6 2 におけるメンブレン 6 の撓み変形に伴う応力が生じない領域 7、即ち、メンブレン 6 の撓み変形に際して撓み変形した圧電部材 6 2 の断面形状における撓み曲線の変曲点を全周に亘って結んで形成される変曲部に配設されている。

【0066】

尚、第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 は、全体が上記領域 7 に配設される形態のものに限らず、例えば第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 の一部又は全体が上記領域 7 の近傍に配設されてもよく、適宜変更できる。又、この実施形態では、上記領域 7 は、シミュレーションによって決定され、それに基づいて第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 が配設されている。

30

【0067】

又、これらの第 1 組用プラス電極 6 3、第 2 組用プラス電極 6 5 及び第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 は、上記メンブレン 6 の外周 6 0 b と同心で相似形状に配設されている。

【0068】

このようにして、メンブレン 6 における圧電部材 6 2 は、第 1 組用プラス電極 6 3 と第 2 組用プラス電極 6 5 と第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 とによって、径方向に、被保持領域 6 0 a 側（径外側）の第 1 領域 6 8 と、第 1 領域 6 8 より内周側（径内側）の中心部を含む第 2 領域 6 9 との 2 つ（複数）の領域に分けられている。

40

【0069】

又、第 1 組用プラス電極 6 3 と第 2 組用プラス電極 6 5 とは、それらの夫々に接続されたプラス電極接続配線 6 6 を介して通電可能に共通接続されている。

【0070】

又、この実施形態では、上述のように形成された複数のメンブレン 6 は、図 4 に示すように、4 つのメンブレン 6 を 1 素子 6 6（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 6 6 が左右上下に 2 次元的に配列されている。

【0071】

50

より詳しくは、第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 は、4 つのメンブレン 6 ごとに配設されたもの同士が図 5 (a) に示すグラウンド電極接続配線 6 7 を介して互いに通電可能に接続されている。

【 0 0 7 2 】

又、第 1 組用プラス電極 6 3 及び第 2 組用プラス電極 6 5 は、4 つのメンブレン 6 ごとに配設されたもの同士が上記プラス電極接続配線 6 6 を介して互いに通電可能に接続されているとともに、その 4 つのメンブレン 6 からなる 1 素子 6 6 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 6 6 同士が接続されている。

【 0 0 7 3 】

そして、このように配設された電極 6 3、6 4、6 5 がそれぞれ給電されると、第 1 領域 6 8 と第 2 領域 6 9 とに逆方向の応力を圧電部材に生じさせる。

【 0 0 7 4 】

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。

【 0 0 7 5 】

保持部材 8 の前面に、基板 6 1 が、熱酸化やスパッタ、C V D などの方法で形成される。

【 0 0 7 6 】

そして、基板 6 1 の前面に、圧電部材 6 2 を構成する圧電材料が、スパッタやゾルゲルなどの方法により積層される。尚、圧電部材 6 2 を構成した圧電材料である P Z T の特性 (膜質) を向上するために P Z T の下層に酸化物などのシード層を形成する方法も取り得る。

【 0 0 7 7 】

又、第 1 組用プラス電極 6 3、第 2 組用プラス電極 6 5 及び第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 が、エッチングやリフトオフなどによりフォトリソグラフィを用いてパターンニングされるとともに、圧電材料がエッチングによりフォトリソグラフィを用いてパターンニングされて圧電部材 6 2 が形成される。又、保持部材 8 の貫通孔 8 1 がエッチングにより加工され、これにより、貫通孔 8 1 の前方側にメンブレン 6 が形成される。

【 0 0 7 8 】

また、プラス電極接続配線 6 6 を形成して第 1 組用プラス電極 6 3 と第 2 組用プラス電極 6 5 とを共通接続する。ただし、この実施形態では、プラス電極接続配線 6 6 の形成に先立って、外周側の第 1 組用プラス電極 6 3 と中心側の第 2 組用プラス電極 6 5 との間に、数 $V / \mu m$ 以上の電界がかかるように電圧を印加して圧電部材 6 2 の全体に、電荷方向を中心から径外方向の単一方向 P になるように分極処理を行う。

【 0 0 7 9 】

そして、分極処理を行った後、プラス電極接続配線 6 6 を、白金や金などで成膜、パターンニング、あるいは、ワイヤボンディングなどで形成し、第 1 組用プラス電極 6 3 と第 2 組用プラス電極 6 5 とを共通接続する。

【 0 0 8 0 】

このようにして、圧電部材 6 2 の分極処理を行えば、共通接続する前の第 1 組用プラス電極 6 3 と第 2 組用プラス電極 6 5 とを用いて圧電部材 6 2 の分極処理を行うことができ、分極処理を容易に行うことができる。

【 0 0 8 1 】

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が生成される。

【 0 0 8 2 】

この生成されたパルス信号は、超音波送受信部 5 の複数 (4 つ) のメンブレン 6 の素子 6 6 ごとに所定の遅延時間でパルス電圧を、第 1 組用プラス電極 6 3 と第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 との間、及び第 2 組用プラス電極 6 5 と第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4

10

20

30

40

50

との間に印加して、圧電部材 6 2 の厚さ方向と垂直方向である径方向に電界を生じさせる。

【 0 0 8 3 】

この電界により、各圧電部材 6 2 における第 1 組用プラス電極 6 3 と第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 との間の第 1 領域 6 8 には径方向に引っ張る応力が生じてその引張応力によって第 1 領域 6 8 の圧電部材 6 2 が径方向に伸びるように歪む。又、圧電部材 6 2 における第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 と第 2 組用プラス電極 6 5 との間の第 2 領域 6 9 には、上記とは反対向きの応力、即ち、径方向に圧縮させる応力が生じてその圧縮応力によって第 2 領域 6 9 の圧電部材 6 2 が径方向に縮むように歪む。

【 0 0 8 4 】

この各圧電部材 6 2 の歪により、各メンブレン 6 は、厚さ方向である前後方向の前方側に太鼓状に撓み変形する。これにより、各メンブレン 6 を効率良く大きく変形させることができる。

【 0 0 8 5 】

又、この実施形態では、第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 は圧電部材 6 2 におけるメンブレン 6 の撓み変形に伴う応力が生じない領域 7 に配設されているため、領域ごとに、より一層効率良く応力を発生させることができ、各メンブレン 6 を、より一層、効率良く大きく変形させることができる。

【 0 0 8 6 】

そして、メンブレン 6 が撓み変形し、その共振特性（共振周波数と減衰特性）に応じた振動が加振され、パルス状の超音波が生体内へ発信される。アレイの各素子 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 7 】

戻った超音波により各メンブレン 6 は振動し、それに伴う圧電部材 6 2 の歪みに応じて電荷が発生するが、この場合においてもメンブレン 6 の圧電部材 6 2 の第 1 領域 6 8 と第 2 領域 6 9 では逆方向の歪が発生する。そのため、例えば図 8 に示す従来のもののよう中心部と外周部とに一对の電極を配設している場合において、それらの電極には、引っ張り歪に伴い発生する電荷と圧縮歪に伴い発生する電荷とが打ち消し合うようにして電荷が発生する。

【 0 0 8 8 】

しかし、この実施形態では、第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 は圧電部材 6 2 におけるメンブレン 6 の撓み変形に伴う応力が生じない領域 7 に配設されているため、第 1 領域 6 8 と第 2 領域 6 9 との夫々の歪みによる電荷を第 1 兼第 2 組用グラウンド電極 6 4 に効率良く発生させることができ、超音波を効率良く正確に測定できる。

【 0 0 8 9 】

そして、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、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、被検体の超音波画像を生成する。さらに、画像処理部 1 4 では、フィルタ法によって受信信号から高調波成分が抽出され、この抽出された高調波成分に基いてハーモニックイメージング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。また例えば、画像処理部 1 4 では、位相反転法（パルスインバージョン法）によって受信信号から高調波成分が抽出され、この抽出された高調波成分に基いてハーモニックイメージング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。そして、表示部 1 5 は、制御部 1 6 の制御によって、画像処理部 1 4 で生成された被検体の超音波画像を表示する。

【 0 0 9 0 】

次に、第 2 実施形態の超音波探触子について、図 6 に基いて説明する。この第 2 実施形態の超音波探触子における超音波送受信部 2 0 5 も、先の第 1 実施形態のものと同様に、

10

20

30

40

50

複数のメンブレン 206 (図 6 では 1 つだけを表示している) と、各メンブレン 206 の圧電部材 262 に設けられた複数組 (この第 2 実施形態では 2 組) の一対のプラス電極 (第 1 電極) 263、265 及びグランド電極 (第 2 電極) 264 と、メンブレン 206 を保持した保持部材 208 とを備えている。

【0091】

ただし、この第 2 実施形態における保持部材 208 の貫通孔 281 は、平面視で四角形状に形成されている。

【0092】

又、基板 261 と圧電部材 262 とからなる膜部材 260 における当該基板 261 は、保持部材 208 における貫通孔 281 の周縁を含む前面の全体に取り付けられており、メンブレン 206 の外周側に全周に亘って被保持領域 260a が配設され、メンブレン 206 は被保持領域 260a に四角形状に囲まれ被保持領域 260a の内周側 (内側領域) に四角形状に形成されている。従って、この実施形態では、被保持領域 260a に区画形成されたメンブレン 206 の外周 260b は、貫通孔 281 に一致した四角形状に形成されている。

10

【0093】

圧電部材 262 は、貫通孔 281 よりやや大きい四角形状のものから構成され、貫通孔 281 の前方側における基板 261 の前面に積層されるようにして保持されている。

【0094】

第 1 組用プラス電極 263 は、圧電部材 262 の前面における外周縁のほぼ全周に亘って、平面視で四角形状をなすように配設されている。一方、第 2 組用プラス電極 265 は、圧電部材 262 の前面における中心部に、平面視で四角形状をなすように配設されている。

20

【0095】

又、第 1 兼第 2 組用グランド電極 264 は、圧電部材 262 における第 1 組用プラス電極 263 と第 2 組用プラス電極 265 との間にほぼ全周に亘って、平面視で四角形状をなすようにして配設されている。

【0096】

尚、この第 2 実施形態においても、第 1 兼第 2 組用グランド電極 264 は、圧電部材 262 におけるメンブレン 206 の撓み変形に伴う応力が生じない領域に配設されている。

30

【0097】

又、これらの第 1 組用プラス電極 263、第 2 組用プラス電極 265 及び第 1 兼第 2 組用グランド電極 264 は、上記メンブレン 206 の外周 260b と同心で相似形状になるように配設されている。その他は、先の第 1 実施形態のものと同構成を採っている。

【0098】

そして、第 1 組用プラス電極 263 と第 2 組用プラス電極 265 とは、プラス電極接続配線 266 を介して共通接続されるが、この第 2 実施形態においても、そのプラス電極接続配線 266 に形成に先立って (共通接続に先立って)、第 1 組用プラス電極 263 と第 2 組用プラス電極 265 との間に、数 V / μm 以上の電界がかかるように電圧を印加して圧電部材 262 の全体に、電荷方向が中心から放射状に外周方向の単一方向 P に分極処理を行う。

40

【0099】

このように構成された第 2 実施形態のものにおいても、第 1 組用プラス電極 263 と第 1 兼第 2 組用グランド電極 264 との間、及び第 2 組用プラス電極 265 と第 1 兼第 2 組用グランド電極 264 との間に電圧が印加されると、圧電部材 262 の厚さ方向と垂直な方向に電界を生じさせる。

【0100】

この電界により、各圧電部材 262 における第 1 組用プラス電極 263 と第 1 兼第 2 組用グランド電極 264 との間の第 1 領域 268 に厚さ方向と垂直な方向に引張応力が生じてその引張応力によって第 1 領域 268 の圧電部材 262 が伸びるように歪む。一方、圧

50

電部材 2 6 2 の第 2 組用プラス電極 2 6 5 と第 1 兼第 2 組用グランド電極 2 6 4 との間の第 2 領域 2 6 9 は、上記とは反対向きの応力、即ち、厚さ方向と垂直な方向に圧縮応力が生じてその圧縮応力によって第 2 領域 2 6 9 の圧電部材 2 6 2 が縮むように歪む。

【 0 1 0 1 】

この各圧電部材 2 6 2 の歪により、各メンブレン 2 0 6 は、厚さ方向である前後方向の前方側に撓み変形する。これにより、各メンブレン 2 0 6 を効率良く大きく変形させることができる。

【 0 1 0 2 】

又、第 1 兼第 2 組用グランド電極 2 6 4 は圧電部材 2 6 2 におけるメンブレン 2 0 6 の撓み変形に伴う応力が生じない領域に配設されているため、領域ごとに適正な応力を発生することができ、各メンブレン 2 0 6 を、より一層、効率良く大きく変形させることができる。

10

【 0 1 0 3 】

体内から戻った超音波により各メンブレン 2 0 6 が振動した際、第 1 兼第 2 組用グランド電極 2 6 4 は圧電部材 2 6 2 におけるメンブレン 2 0 6 の撓み変形に伴う応力が生じない領域に配設されているため、第 1 領域 2 6 8 と第 2 領域 2 6 9 との夫々の歪みによる電荷を第 1 兼第 2 組用グランド電極 2 6 4 に効率良く発生させて取り出すことができ、超音波を効率良く正確に測定できる。

【 0 1 0 4 】

次に、第 3 実施形態の超音波探触子について、図 7 に基いて説明する。この第 3 実施形態の超音波探触子における超音波送受信部 3 0 5 も、先の第 1 実施形態のものと同様に、複数のメンブレン 3 0 6 (図 7 では 1 つだけを表示している) と、各メンブレン 3 0 6 の圧電部材 3 6 2 に設けられた複数組 (この第 3 実施形態では 2 組) の一対のプラス電極 (第 1 電極) 3 6 3、3 6 5 及びグランド電極 (第 2 電極) 3 6 4 a、3 6 4 b と、メンブレン 3 0 6 を保持した保持部材 3 0 8 とを備えている。

20

【 0 1 0 5 】

この第 3 実施形態における保持部材 3 0 8 の貫通孔 3 8 1 は、平面視で四角形状に形成されている。

【 0 1 0 6 】

又、基板 3 6 1 と圧電部材 3 6 2 とからなる膜部材 3 6 0 における当該基板 3 6 1 は、保持部材 3 0 8 における貫通孔 3 8 1 の長手方向である左右方向 (一方向) の両端縁を含む前面の全体に接合されて保持されているとともに、貫通孔 3 8 1 の幅方向である上下方向 (他方向) の両端縁夫々に沿って設けられたスリット状の切り込み 3 6 1 により切り離されて開放されている。

30

【 0 1 0 7 】

圧電部材 3 6 2 は、貫通孔 3 8 1 よりも幅狭で左右の長さが貫通孔 3 8 1 よりやや長い四角形状のものから構成され、貫通孔 3 8 1 の前方側における基板 3 6 1 の前面に積層されて接着されるようにして保持されている。

【 0 1 0 8 】

従って、この第 3 実施形態では、メンブレン 3 0 6 の左右の両端側の夫々に、被保持領域 3 6 0 が配設されており、メンブレン 3 0 6 の左端側外周 3 6 0 c 及び右端側外周 3 6 0 d は、夫々直線状に互いに平行に形成され、メンブレン 3 0 6 の外周が貫通孔 3 8 1 よりもやや幅狭な平面視で長方形 (四角形状) になっている。

40

【 0 1 0 9 】

電極は、この第 3 実施形態では、第 1 組の一対の第 1 組用プラス電極 3 6 3 及び第 1 組用グランド電極 3 6 4 a と、第 2 組の一対の第 2 組用プラス電極 3 6 5 及び第 2 組用グランド電極 3 6 4 b とから構成されている。

【 0 1 1 0 】

第 1 組用プラス電極 3 6 3 は、圧電部材 3 6 2 の前面における左端縁部のほぼ幅全体に、所定幅で、上記メンブレン 3 0 6 の左端側外周 3 6 0 c と平行に直線状に配設されてい

50

る。第 1 組用グラウンド電極 3 6 4 a は、圧電部材 3 6 2 の前面における左右方向の中心線よりも左側寄りの位置に、所定幅で第 1 組用プラス電極 3 6 3 (メンブレン 3 0 6 の左端側外周 3 6 0 c) と平行に直線状に配設されている。

【 0 1 1 1 】

第 2 組用プラス電極 3 6 5 は、圧電部材 3 6 2 の前面における左右方向の中心線よりも右側寄りの位置に、所定幅で、メンブレン 3 0 6 の右端側外周 3 6 0 d と平行に直線状に配設されている。第 2 組用グラウンド電極 3 6 4 b は、圧電部材 3 6 2 の前面における右端縁部のほぼ幅全体に、所定幅で、上記メンブレン 3 0 6 の右端側外周 3 6 0 d (第 2 組用プラス電極 3 6 5) と平行に直線状に配設されている。

【 0 1 1 2 】

従って、この第 3 実施形態では、メンブレン 3 0 6 における圧電部材 3 6 2 は、第 1 組用プラス電極 3 6 3 と第 1 組用グラウンド電極 3 6 4 a との間に第 1 領域 3 6 8 a が形成され、第 2 組用プラス電極 3 6 5 と第 2 組用グラウンド電極 3 6 4 b との間に第 3 領域 3 6 8 b が形成され、又、第 1 組用グラウンド電極 3 6 4 a と第 2 組用プラス電極 3 6 5 との間に、上記第 1 領域 3 6 8 a と第 3 領域 3 6 8 b との夫々に隣接した間に第 2 領域 3 6 9 が形成されている。

【 0 1 1 3 】

尚、この第 3 実施形態においても、第 1 組用グラウンド電極 3 6 4 a と第 2 組用プラス電極 3 6 5 とは、圧電部材 3 6 2 におけるメンブレン 3 0 6 の撓み変形に伴う応力が生じない領域 3 0 7 に配設されている。

【 0 1 1 4 】

そして、第 1 組用プラス電極 3 6 3 と第 2 組用プラス電極 3 6 5 とがプラス電極接続配線 3 6 6 を介して、第 1 組用グラウンド電極 3 6 4 a と第 2 組用グラウンド電極 3 6 4 b とが、グラウンド電極接続配線 3 6 7 を介して、夫々共通接続されるが、それらの接続配線 3 6 6、3 6 7 の形成に先立って (共通接続に先立って)、上記電極の内で互い距離が最大である第 1 組用プラス電極 3 6 3 と第 2 組用グラウンド電極 3 6 4 b との間に、数 V / μm 以上の電界がかかるように電圧を印加して圧電部材 3 6 2 の全体に、電荷の方向が右から左に単一方向 P になるように分極処理を行う。その他は、先の第 1 実施形態のものと同構成を採っている。

【 0 1 1 5 】

このように構成された第 3 実施形態においては、第 1 組用プラス電極 3 6 3 と第 1 組用グラウンド電極 3 6 4 a との間、第 2 組用プラス電極 2 6 5 と第 2 組用グラウンド電極 2 6 4 b との間、及び第 2 組用プラス電極 2 6 5 と第 1 組用グラウンド電極 3 6 4 a との間に電圧が印加されると、圧電部材 3 6 2 の厚さ方向と垂直な方向に電界が生じる。

【 0 1 1 6 】

この電界により、圧電部材 3 6 2 における第 1 領域 3 6 8 a 及び第 3 領域 3 6 8 b に厚さ方向と垂直な方向に引張応力が生じてその引張応力によって圧電部材 3 6 2 の第 1 領域 3 6 8 a 及び第 3 領域 3 6 8 b が伸びるように歪む。一方、圧電部材 3 6 2 の第 2 領域 3 6 9 は、上記とは反対向きの応力、即ち、厚さ方向と垂直な方向に圧縮応力が生じてその圧縮応力によって第 2 領域 3 6 9 の圧電部材 3 6 2 が縮むように歪む。

【 0 1 1 7 】

この各圧電部材 3 6 2 の歪により、各メンブレン 3 0 6 は、厚さ方向である前後方向の前方側に撓み変形する。そして、領域ごとに、より適正な応力を発生させることができ、これにより、各メンブレン 3 0 6 を効率良く大きく変形させることができる。

【 0 1 1 8 】

又、第 1 組用グラウンド電極 3 6 4 a と第 2 組用プラス電極 3 6 5 とは、圧電部材 3 6 2 におけるメンブレン 3 0 6 の撓み変形に伴う応力が生じない領域 3 0 7 に配設されているため、最適な応力分布が得られ、各メンブレン 3 0 6 を、より一層、効率良く大きく変形させることができる。

【 0 1 1 9 】

10

20

30

40

50

又、例えば体内から戻った超音波により各メンブレン 3 0 6 が振動した際、第 1 領域 3 6 8 a と第 2 領域 3 6 9 と第 3 領域 3 6 8 b の夫々の歪みによる電荷を第 1 組用グラウンド電極 3 6 4 a と第 2 組用プラス電極 3 6 5 とに効率良く発生させて取り出すことができ、超音波を効率良く正確に測定できる。

【0 1 2 0】

電極を、圧電部材（メンブレン）の左右方向の両端部に配設することで、上述のように圧電部材を含むメンブレンが 4 つで 1 つの素子（図 5 の二点鎖線で囲んだ部分）を構成する場合、1 つの素子中におけるメンブレンの配設効率を高くでき、メンブレンの有効面積を大きくでき、超音波の送受信の特性を向上できる。又、プラス電極とグラウンド電極とを両側から容易に引き出せることができ、ロスの少ない構造にできる。

10

【0 1 2 1】

尚、上記実施形態では、一对の電極が 2 組、配設されたが、この形態のものに限らず、適宜変更できる。例えばメンブレンが断面形状における撓み曲線が n 次曲線（ n は 3 以上）を描くように撓み変形する場合に、一对の電極を 3 組以上、圧電部材に配設するようにしてもよい。又、その場合において、電極を複数の変曲部夫々に配設するのが好ましい。

【0 1 2 2】

又、上記実施形態では、本発明の圧電デバイスは、超音波探触子の超音波送受信部として使用されたが、超音波探触子に用いられる形態のものに限らず、例えばインクジェットプリンタのインク吐出ヘッドのインク吐出用アクチュエータやマイクなどのセンサにも使用することもでき、適宜変更できる。

20

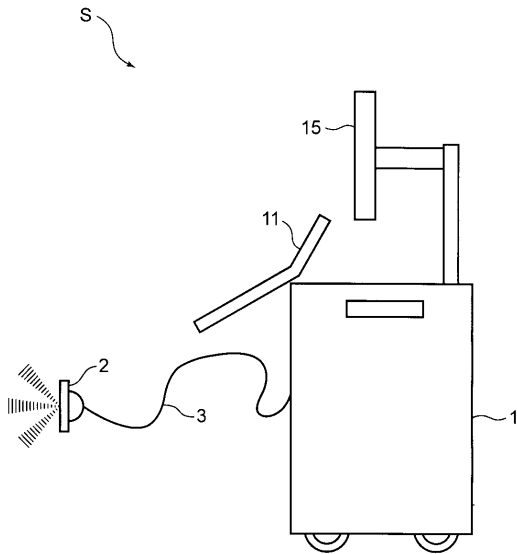
【符号の説明】

【0 1 2 3】

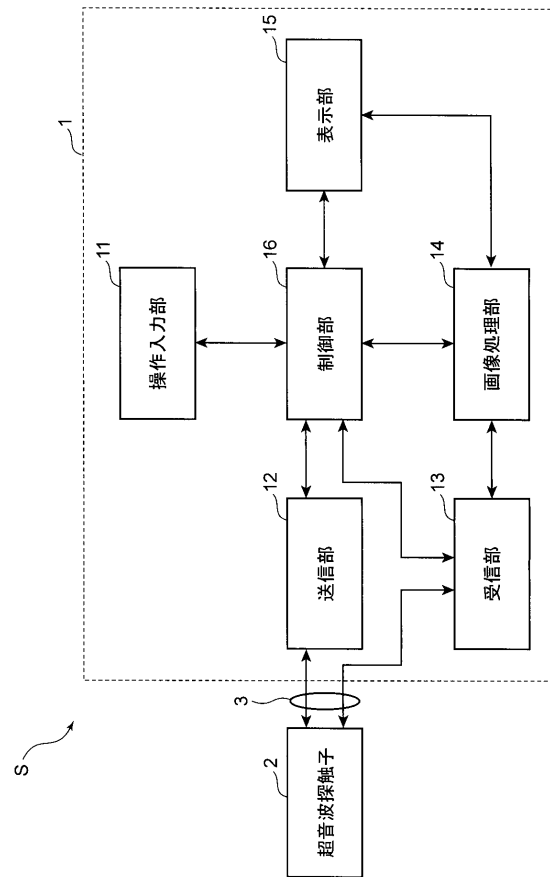
- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 5、2 0 5、3 0 5 超音波送受信部（圧電デバイス）
- 6、2 0 6、3 0 6 メンブレン
- 6 1、2 6 1、3 6 1 基板
- 6 2、2 6 2、3 6 2 圧電部材
- 6 3、6 5、2 6 3、2 6 5、3 6 3、3 6 5 プラス電極（第 1 電極）
- 6 4、2 6 4、3 6 4 a、3 6 4 b グラウンド電極（第 2 電極）
- S 超音波診断装置

30

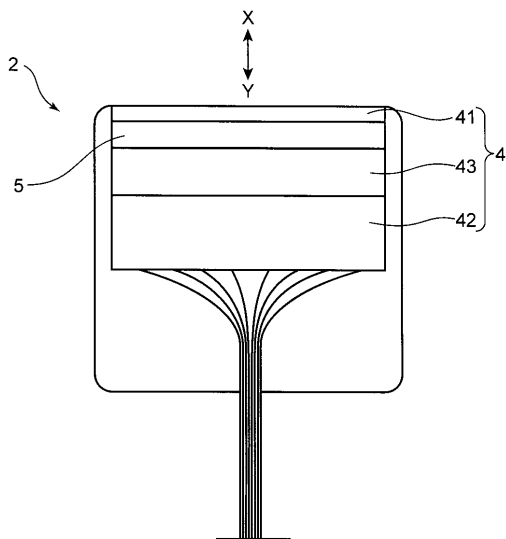
【図 1】



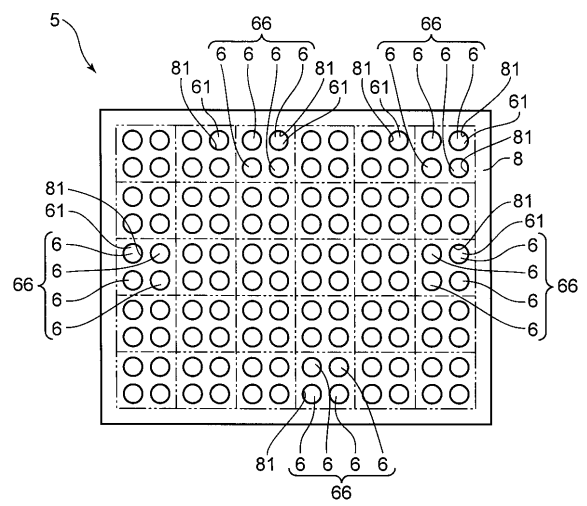
【図 2】



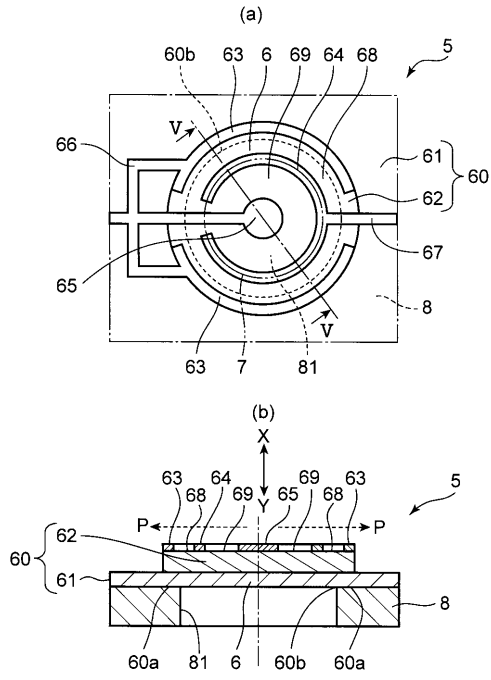
【図 3】



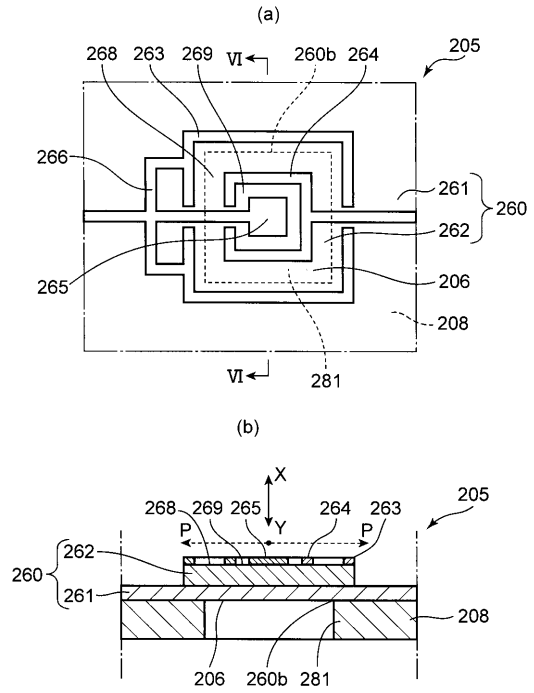
【図 4】



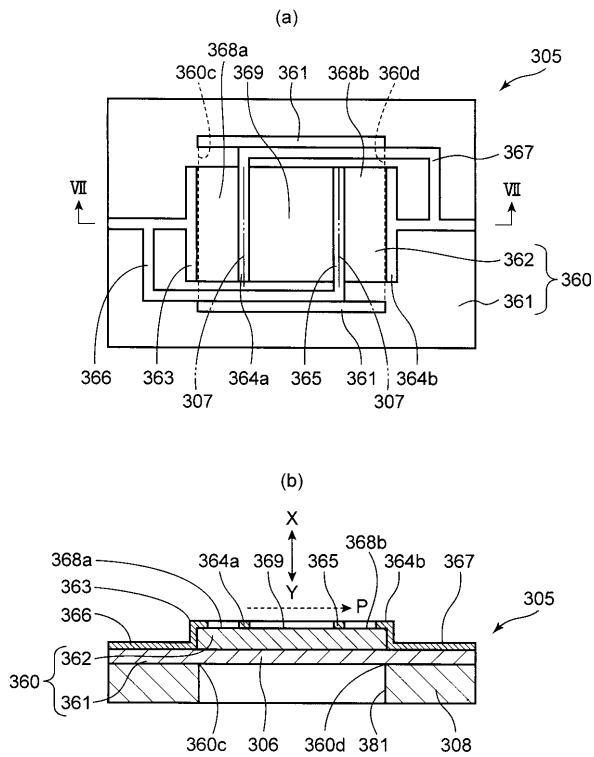
【図 5】



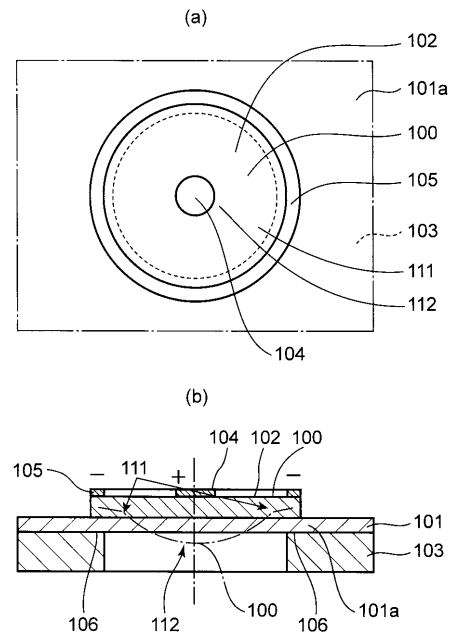
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2C057 AG44 AP14 AP52
4C601 BB02 DE08 EE03 GB02 GB06 GB14 GB41 GB45
5D019 AA21 BB26 FF04 FF06 HH02

专利名称(译)	压电装置和超声探头以及制造压电装置的方法		
公开(公告)号	JP2013098724A	公开(公告)日	2013-05-20
申请号	JP2011239253	申请日	2011-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达控股公司		
[标]发明人	松尾隆 東野楠		
发明人	松尾 隆 東野 楠		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00 H04R31/00 B41J2/16		
FI分类号	H04R17/00.330.H A61B8/00 H04R31/00.330 H04R17/00.332.A B41J3/04.103.H A61B8/14 B41J2/14.301 B41J2/16.301 B41J2/16.517 H01L41/09		
F-TERM分类号	2C057/AG44 2C057/AP14 2C057/AP52 4C601/BB02 4C601/DE08 4C601/EE03 4C601/GB02 4C601/GB06 4C601/GB14 4C601/GB41 4C601/GB45 5D019/AA21 5D019/BB26 5D019/FF04 5D019/FF06 5D019/HH02		
代理人(译)	樱井 智		
其他公开文献	JP5708444B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种压电装置，超声波探头和压电装置的制造方法，能够有效地使膜变形。 解决方案：作为本发明的超声波探头中的压电装置的超声波发送/接收部分5包括具有层叠的薄板状压电构件62和电极的圆形膜6。电极布置成使得分别根据电压的施加在压电构件62的第一区域68和第二区域69中产生相互相反的应力，并且多组电极对一个电极63,65和第二电极64。 点域5

