

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5659564号
(P5659564)

(45) 発行日 平成27年1月28日 (2015. 1. 28)

(24) 登録日 平成26年12月12日 (2014. 12. 12)

(51) Int. Cl.	F I
H04R 17/00 (2006.01)	H04R 17/00 330J
A61B 8/00 (2006.01)	H04R 17/00 330C
	A61B 8/00
	H04R 17/00 330G

請求項の数 6 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2010-132821 (P2010-132821)	(73) 特許権者	000001270
(22) 出願日	平成22年6月10日 (2010. 6. 10)		コニカミノルタ株式会社
(65) 公開番号	特開2011-259274 (P2011-259274A)		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(43) 公開日	平成23年12月22日 (2011. 12. 22)	(74) 代理人	100067828
審査請求日	平成25年5月8日 (2013. 5. 8)		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
		審査官	千本 潤介

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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

支持部材に振動可能に支持された可動膜に電界を印加することによって前記可動膜を振動させることにより超音波を所定方向に送信させて被検体に前記超音波を送信できるようにした超音波探触子であって、

前記可動膜は、電極が積層された駆動層を備え、

前記支持部材は、前記可動膜を支持し前記可動膜よりも前記超音波の送信方向における前方側に突出するように形成された支持部材本体から構成された突出部と、前記可動膜の前記駆動層に対応する前記支持部材本体の前記前方側を貫通させて開口するように形成された開口部と、を備え、

前記開口部に、前記突出部よりも剛性の低い音響伝達部材が充填されていることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

前記音響伝達部材は、その音響インピーダンスが前記可動膜の音響インピーダンスと人体の音響インピーダンスとの中間である物質から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】

前記音響伝達部材は、シリコーンゴムから構成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】

前記支持部材における前記前方側に、前記支持部材を前記前方側から覆うように配設された被覆層が設けられ、

前記音響伝達部材は、液体から構成され、

前記被覆層は、前記音響伝達部材の前方側を覆うようにして音響伝達部材を封じ込め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超音波探触子。

【請求項 5】

前記可動膜は、圧電材料からなる駆動層と基材層との積層構造のものであることを特徴とする請求項 1 ～ 4 の何れか一項に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、簡易に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探触子として、例えばシリコンなどの基板（基材層）に P Z T などの圧電薄膜（駆動層）を形成したユニモルフ構造のダイヤフラム（可動膜）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。

【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、周波数帯域を広くでき、微細化して高解像度かできるとともに、3次元画像を取得するための振動子（セル）の2次元配列化に適しており、また、小型薄型化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。特に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。

【0004】

このような p M U T の超音波探触子として、例えば特許文献 1 に開示されたものがある。この特許文献 1 に開示されたものは、支持部材に支持された可動膜が、超音波送信方向における支持部材の前方側に突出するように配置されたものである。（特許文献 1、図 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特表 2 0 0 6 - 5 1 6 3 6 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、超音波探触子は、医療用途においては、人体に押し当てて使用時の不快感を無くすため、先端側にシリコンゴムなどの被覆層が設けられるのが一般的である。

【0007】

しかしながら、特許文献 1 のように、可動膜を、超音波の送信方向における支持部材の前方側に突出するように配置されていると、その前方側にシリコンゴムなどの被覆層が配設された場合、バルク P Z T を用いる場合とは異なり、ゴムの弾性などが可動膜の駆動

10

20

30

40

50

の負荷となり、十分な送信強度、受信感度を得られない。又、人体に押し当てた際に、可動膜が変形し、共振周波数が変化したり、負荷が変動するため、安定した超音波の送受信が困難になるという問題点がある。

【 0 0 0 8 】

本発明は、可動膜の振動を妨げることなく、超音波を効率よく伝達でき、しかも、使用時の負荷による性能劣化を防止できる超音波探触子および超音波診断装置の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記課題を解決するため、本発明の一態様に係る超音波探触子は、支持部材に振動可能に支持された可動膜に電界を印加することによって前記可動膜を振動させることにより超音波を所定の方向に送信させて被検体に前記超音波を送信できるようにした超音波探触子であって、前記可動膜は、電極が積層された駆動層を備え、前記支持部材は、前記可動膜よりも前記超音波の送信方向における前方側に突出するように形成された支持部材本体の全体から構成された突出部と、前記可動膜の前記駆動層に対応する前記支持部材本体の前記前方側を貫通させて開口するように形成された開口部と、を備え、前記開口部に、前記突出部よりも剛性の低い音響伝達部材が充填されていることを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

この構成によれば、突出部によって、被覆層を設ける場合でも、被覆層と可動膜とを十分な距離を持って配設でき、例えば前方側にシリコンゴムなどの被覆層が配設される場合でも、ゴムの弾性などが可動膜の駆動の負荷となるおそれのないものにでき、可動膜を十分な送信強度、受信感度を有するものにできる。又、突出部を人体に押し当てた際に変形し難い材料で構成しておけば、可動膜が変形するおそれのないものにでき、負荷変動による性能劣化を防止できる。

【 0 0 1 1 】

又、音響伝達部材によって、可動膜の振動を妨げることなく、超音波を効率よく伝達でき、より安定した高い送信強度、受信感度を得ることができる。

【 0 0 1 2 】

他の一態様では、上述の超音波探触子において、前記音響伝達部材は、その音響インピーダンスが前記可動膜の音響インピーダンスと人体の音響インピーダンスとの中間である物質から構成されていることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

この構成によれば、音響伝達部材は、その音響インピーダンスが可動膜の音響インピーダンスと人体の音響インピーダンスとの中間である物質から構成されているため、超音波の伝達を、より良好なものにできる。

【 0 0 1 4 】

又、他の一態様では、これら上述の超音波探触子において、前記音響伝達部材は、シリコンゴムから構成されていることを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

この構成によれば、音響伝達部材は、シリコンゴムから構成されているため、例えば前方側に被覆層を設ける場合に、被覆層と同じ材料にでき、製作容易なものにできる。

【 0 0 1 6 】

他の一態様では、これら上述の超音波探触子において、前記支持部材における前記前方側に、前記支持部材を前記前方側から覆うように配設された被覆層が設けられ、前記音響伝達部材は、液体から構成され、前記被覆層は、前記音響伝達部材の前方側を覆うようにして音響伝達部材を封じ込めていることを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

この構成によれば、液体から構成された音響伝達部材を、被覆層によって封じ込めることができ、液体からなる音響伝達部材の配設を容易なものにできる。

【 0 0 1 8 】

10

20

30

40

50

又、他の一態様では、これら上述の超音波探触子において、前記可動膜は、圧電材料からなる駆動層と基材層との積層構造のものであることを特徴とする。

【0019】

この構成によれば、駆動層と基材層との積層構造のものに適したものにできる。

【0020】

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

【0021】

この構成によれば、可動膜の振動を妨げることなく、超音波を効率よく伝達でき、しかも、使用時の負荷による性能劣化を防止できる超音波探触子を備えたものを提供できる。

10

【発明の効果】

【0022】

本発明の超音波探触子は、可動膜の振動を妨げることなく、超音波を効率よく伝達でき、しかも、使用時の負荷による性能劣化を防止できる。又、可動膜の振動を妨げることなく超音波を効率よく伝達でき、使用時の負荷による性能劣化を防止できる超音波探触子を備えた超音波診断装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】実施形態におけ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。

20

【図3】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。

【図4】超音波探触子における超音波送受信部の平面図である。

【図5】超音波送受信部の要部を拡大した背面図である。

【図6】図5のV I - V I 線断面図である。

【図7】他の実施形態の超音波送受信部の平面図である。

【図8】図7の超音波送受信部の要部の断面図である。

【図9】更に他の実施形態の超音波送受信部の要部の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

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、実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。図2は、実施形態におけ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、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。

30

【0025】

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づ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。

40

【0026】

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超音波信号に基づ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

50

る。

【 0 0 2 7 】

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 1 1 と、送信部 1 2 と、受信部 1 3 と、画像処理部 1 4 と、表示部 1 5 と、制御部 1 6 とを備えて構成されている。

【 0 0 2 8 】

操作入力部 1 1 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。

【 0 0 2 9 】

送信部 1 2 は、例えば制御部 1 6 からの制御信号を超音波探触子 2 に送信する。受信部 1 3 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 1 4 へ出力する。

【 0 0 3 0 】

画像処理部 1 4 は、制御部 1 6 の制御に従って、受信部 1 3 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づ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 1 4 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 1 4 は、例えば、受信部 1 3 の出力に基づ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 1 5 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。

【 0 0 3 1 】

表示部 1 5 は、制御部 1 6 の制御に従って、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装置である。表示部 1 5 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。

【 0 0 3 2 】

制御部 1 6 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 1 1、送信部 1 2、受信部 1 3、画像処理部 1 4 および表示部 1 5 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 5 の全体制御を行う回路である。

【 0 0 3 3 】

超音波探触子（超音波プローブ）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 とを備えている。尚、図 3 の X 方向を前方側として説明する。後述の図 6 において同じである。

【 0 0 3 4 】

探触子本体 4 は、前端に設けられた被覆層 4 1 と、後端側に設けられた信号処理回路部 4 2 と、被覆層 4 1 と信号処理回路部 4 2 との間に配設されたバッキング材層 4 3 とを備えている。

【 0 0 3 5 】

被覆層 4 1 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、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。

【 0 0 3 6 】

バッキング材層 4 3 は、超音波送受信部 4 に発生する不要振動を減衰する等の役割を果

10

20

30

40

50

たす。

【0037】

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。

【0038】

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、後述の複数のダイヤフラム6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、ダイヤフラム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、各ダイヤフラム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。

10

【0039】

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、受信時においても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、ダイヤフラム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。

20

【0040】

超音波送受信部5は、探触子本体4の被覆層41とバックング材層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、ダイヤフラム（可動膜）6と、ダイヤフラム6を支持した支持部材8とを備えている（図4～図6参照）。

【0041】

ダイヤフラム6は、図6に示すように基材層61と、基材層61の背面側に積層された駆動層62とを備えたユニモルフ構造を採っており、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セルから構成されている。

30

【0042】

基材層61は、この実施形態では、図6に示すように前面にシリコン酸化膜（ SiO_2 ）61aを有するシリコン製の薄板状体61bの一部から構成されている。詳しくは、薄板状体61bは、駆動層62が積層された複数の円形状の基材層61と、支持部材8に保持される被保持部61cとを備えている。

【0043】

駆動層62は、電気機械変換素子としての圧電材料から構成されている。又、この実施形態における圧電材料は、PZTから構成されている。又、この駆動層62の前面には、図6に示すように白金等から構成された共通電極層64が設けられている。一方、駆動層62における背面には、金等から構成された個別電極層63が設けられている。

40

【0044】

そして、この共通電極層64と個別電極層63とが積層された駆動層62は、基材層61の背面側に積層され、これにより、複数の円形状のセルから構成された薄膜状のダイヤフラム6が形成されている。又、この実施形態では、図4、図5に示すように、4つのダイヤフラム6を1素子66（図4、図5の一点鎖線で囲んだ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。

【0045】

より詳しくは、図5に示すように個別電極層63は、4つのダイヤフラム6夫々から延

50

設されたセル連結部 6 3 a を備えており、このセル延設部 6 3 a を介して 4 つのダイヤフラム 6 ごとに配設された個別電極層 6 3 同士が連結されている。

【 0 0 4 6 】

又、共通電極層 6 4 は、個別電極層 6 3 と同様に、4 つのダイヤフラム 6 夫々から延設されたセル連結部 6 4 a を備えているとともに、その 4 つのダイヤフラム 6 からなる 1 素子 6 6 夫々から延設された素子延設部 6 4 b を備えており、その素子延設部 6 4 b によって上記素子 6 6 同士を連結している。尚、図 5 では、素子延設部 6 4 b を 1 つだけ表し、他を省略している。

【 0 0 4 7 】

支持部材 8 は、この実施形態では、図 6 に示すようにシリコン製の板状体から構成されており、支持部材本体 8 0 と、ダイヤフラム 6 を支持した支持部 8 3 と、その支持したダイヤフラム 6 よりも前方側（超音波送信方向の前方側）に突出するように形成された突出部 8 4 と、ダイヤフラム 6 の前方側を開口するように形成された開口部 8 1 とを備えている。

【 0 0 4 8 】

支持部 8 3 は、支持部材本体 8 0 の背面に形成されており、この支持部 8 3 に上記薄板状体 6 1 b における被保持部 6 1 c が保持されている。これにより、ダイヤフラム 6 は、支持部材 8 の背面側に配設されて被保持部 6 1 c を介して支持され、支持部材本体 8 0 の全体がダイヤフラム 6 から前方側に突出している。

【 0 0 4 9 】

突出部 8 4 は、人体に押し当てた際に変形し難い材料から構成されている。この実施形態では、上記のようにしてダイヤフラム 6 から前方側に突出した支持部材本体 8 0 の全体から構成されている。

【 0 0 5 0 】

開口部 8 1 は、ダイヤフラム 6 に対応する位置に、ダイヤフラム 6 とほぼ同じ大きさの円形状に、支持部材本体 8 0 の前面から背面に貫通するように形成されている。

【 0 0 5 1 】

又、この開口部 8 1 には、突出部 8 4 よりも剛性の低い音響伝達部材 8 2 が充填されている。この音響伝達部材 8 2 は、その音響インピーダンスがダイヤフラム 6 と人体との夫々の音響インピーダンスの中間にあたるもの、例えばシリコーンゴム、或いは、水などの液体等から構成される。

【 0 0 5 2 】

音響伝達部材 8 2 を、例えばシリコーンゴムから構成するとともに、上記被覆層 4 1 を同じシリコーンゴムから構成すれば、両者を一体的に形成することもでき、製作を容易なものできる。又、開口部 8 1 に充填された音響伝達部材 8 2 は、被覆層 4 1 によって開口部 8 1 内に封入された状態になり、被覆層 4 1 がキャップとして機能する。

【 0 0 5 3 】

又、この実施形態では、駆動層 6 2 の背面側には、封止部材としてのスルーシリコンビア（TSV）基板 7 が設けられている。このスルーシリコンビア基板 7 は、前面側に凹部 7 1 を備えているとともに、はんだバンプ 7 2 a を有する個別電極用貫通電極 7 2 と、はんだバンプ 7 3 a を有する共通電極用貫通電極 7 3 とを備えている。これらの個別電極用貫通電極 7 2 及び共通電極用貫通電極 7 3 は、スルーシリコンビア基板 7 に設けられた貫通穴 7 4 に銅などの電極材料をメッキなどにより充填するようにして形成されている。

【 0 0 5 4 】

そして、スルーシリコンビア基板 7 は、その凹部 7 1 内に駆動層 6 2、個別電極層 6 3 及び共通電極層 6 4 が収納されるとともに、凹部 7 1 内が真空空間になるようにして、スルーシリコンビア基板 7 の全周部が薄板状体 6 1 b の全周部に封止されている。

【 0 0 5 5 】

又、この状態で、個別電極用貫通電極 7 2 のはんだバンプ 7 2 a が個別電極層 6 3 に通電可能に接続されていると共に、共通電極用貫通電極 7 3 のはんだバンプ 7 3 a が共通電

10

20

30

40

50

極層 6 4 に通電可能に接続されている。尚、個別電極用貫通電極 7 2 と共通電極用貫通電極 7 3 との基端側は、夫々、バッキング材層 4 3 を介して信号処理回路部 4 2 に通電可能に接続される。

【 0 0 5 6 】

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。シリコン製の板状体とシリコン酸化膜 6 1 a とシリコン製の薄板状体 6 1 b との積層構造からなる S O I ウエハにおけるその薄板状体 6 1 b に、白金をスパッタなどにより製膜して共通電極層 6 4 を形成する。

【 0 0 5 7 】

又、共通電極層 6 4 に、P Z T を、スパッタ又はゾルゲン法などにより成膜して駆動層 6 2 を形成する。更に、駆動層 6 2 に、金をスパッタなどにより製膜して個別電極層 6 3 を形成する。

【 0 0 5 8 】

次に、個別電極層 6 3、駆動層 6 2、共通電極層 6 4 を、順次、パターニングによって円形状のセル形状に形成するとともに、板状体におけるダイヤフラム 6 に対応する位置に、開口部 8 1 をエッチング等によって形成する。

【 0 0 5 9 】

これにより、個別電極層 6 3 と駆動層 6 2 と共通電極層 6 4 と、薄板状体 6 1 b の一部とが積層されて前方側を開口した複数のダイヤフラム 6 を形成できるとともに、板状体が支持部材 8 となって、その背面側にダイヤフラム 6 を支持している。

【 0 0 6 0 】

そして、支持部材 8 とスルーシリコンビア基板 7 とを、真空プロセスである陽極接合により接合することによって、ダイヤフラム 6 の背面に真空空間を形成する。又、その接合時の圧力によりはんだバンプ 7 2 a、7 3 a を、個別電極層 6 3、共通電極層 6 4 夫々に圧接する。尚、この接合方法には、共晶接合や常温接合を用いることもできる（共晶接合の場合は、両接合面に金などの金属材料を製膜する）。

【 0 0 6 1 】

最後にダイシングを行い、チップ状に切り出して、超音波送受信部 5 を得る。尚、P Z T は、接合時の高温により脱分極が発生するため、分極電圧を印加し再分極を行なう。

【 0 0 6 2 】

以上のように構成された超音波診断装置 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 6 3 】

この生成されたパルス信号は、超音波送受信部 5 の複数のダイヤフラム 6 の素子 6 6 ごとに所定の遅延時間でパルス電圧を印加する。ダイヤフラム 6 は、このパルス電圧が印加されることによって駆動層 6 2 が伸縮するが、駆動層 6 2 に積層された基材層 6 1 が伸縮しないため、駆動層 6 2 と基材層 6 1 とが太鼓状に振動する。この振動によって、ダイヤフラム 6 は、第 1 超音波信号を、ダイヤフラム 6 の厚さ方向の前後方向に放射する。尚、ダイヤフラム 6 の素子間に時間差を設けてパルス電圧を発信することで、超音波を所定距離、方向にフォーカスすることができる。

【 0 0 6 4 】

その際、駆動層 6 2 の背面側に真空空間 7 5 を設けていない場合には、ダイヤフラム 6 から駆動層 6 2 の背面側へ放射された第 1 超音波信号は、背面側の部材に反射、帰還し、ダイヤフラム 6 を振動させてしまい、その結果、送信パルスの尾引きや受信時のノイズになってしまう。しかし、この実施形態では、駆動層 6 2 の背面側に真空空間 7 5 を設けているため、ダイヤフラム 6 から駆動層 6 2 の背面側へ放射された第 1 超音波信号の伝達を防止でき、受信時のノイズの発生を抑えることができる。従って、ダイヤフラム 6 は、第 1 超音波信号を、前方側（図 3、図 6 の X 方向）に放射する。

【 0 0 6 5 】

10

20

30

40

50

ダイヤフラム 6 から前方側の被覆層 2 5 方向へ放射された第 1 超音波信号は、被覆層 2 5 を介して放射される。被覆層 2 5 が被検体に例えば当接されていると、これによって超音波探触子 2 から被検体に対して第 1 超音波信号が送信される。

【0066】

その際、突出部 8 4 (支持部材 8) がダイヤフラム 6 よりも前方に突出され、被覆層 2 5 とダイヤフラム 6 とを十分な距離を持って配設されているため、例えば被覆層 2 5 をシリコンゴムなどから構成した場合でも、ゴムの弾性などが可動膜の駆動の負荷となるおそれのないものにでき、可動膜を十分な送信強度、受信感度を有するものにできる。又、人体に押し当てた際に、突出部 8 4 が変形し難いため、可動膜が変形するおそれのないものにでき、負荷変動による性能劣化を防止できる。

10

【0067】

なお、超音波探触子 2 は、被検体の表面上に当接して用いられてもよいし、被検体の内部に挿入して、例えば、生体の体腔内に挿入して用いられてもよい。

【0068】

その際、被覆層 2 5 から湿気が超音波送受信部 5 に侵入するおそれがあるが、超音波送受信部 5 の基材層 6 1 が駆動層 6 2 よりも超音波送信方向の前方側に配設されているため、駆動層 6 2 へ湿気が侵入するおそれの少ないものにでき、駆動層 (PZT) の絶縁破壊に対する信頼性の高いものにできる。従って、電界強度を上げることができ、大きな送信強度を得ることができる。

【0069】

20

被検体に対して送信された超音波は、被検体内部における音響インピーダンスが異なる 1 または複数の境界面で反射され、超音波の反射波となる。あるいは超音波造影剤が被検体内に注入されている場合には、第 1 超音波信号に起因して超音波造影剤によって超音波が生成される。この超音波には、送信された第 1 超音波信号の周波数 (基本波の基本周波数) 成分だけでなく、基本周波数の整数倍の高調波の周波数成分も含まれる。例えば、基本周波数の 2 倍、3 倍および 4 倍等の 2 次高調波成分、3 次高調波成分および 4 次高調波成分等も含まれる。この超音波は、超音波探触子 2 で受信される。

【0070】

より具体的には、この超音波は、被覆層 2 5 を介してダイヤフラム 6 で受信され、機械的な振動が電気信号に変換されて受信信号として個別電極層 6 3 に電荷が発生する。そして、この電気信号の受信信号は、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。

30

【0071】

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づいて、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までの距離が、夫々検出され、被検体の超音波画像を生成する。例えば、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づいてハーモニクイメーキ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づいてハーモニクイメーキ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。

40

【0072】

以上のように、超音波探触子 2 における超音波送受信部 5 の基材層 6 1 が駆動層 6 2 よりも超音波送信方向の前方側に配設されているため、基材層 6 1 に貫通配線を設ける必要がなく、スルーシリコンビアなどの従来技術によって容易に配線構造がとれるとともに、セル配置の自由度を低下させることなく、高密度化が可能である。

【0073】

尚、上記実施形態では、超音波探触子 2 の超音波送受信部 5 のダイヤフラム 6 を 2 次元

50

配列に配設したが、１次元配列に配設してもよく、適宜変更できる。詳しくは、例えば図 7 に示すように、超音波送受信部 105 のダイヤフラム 106 は、10 個（図中の一点鎖線で囲んだ 10 個）が電氣的に共通接続されて、同調して動作を行なう 1 素子 166 となるように構成されている。そして、このように 10 個のダイヤフラム 106 から構成される 1 素子 166 が左右方向に配列されている。

【0074】

このように構成すれば、例えば個別電極取り出し部 163 を、各素子の下方側に、共通電極取り出し部 164 を、素子全体の右方側に集中させることができるため、スルーシリコンビアなどによる貫通配線を設ける必要がなく、バッキング材層 143 に設けられた貫通電極（図示せず）で直接接続できる。

10

【0075】

より詳しくは、図 8 に示すようにバッキング材層 143 は、前面側に凹部 143a を有する。そして、バッキング材層 143 の凹部 143a に駆動層 62 を収納させるようにして、バッキング材層 143 の全周部が薄板状体 61b の全周部に接着剤等により直接接着されている。

【0076】

又、その際、凹部 143a に、ダイヤフラム 106 から発せられた超音波を減衰するための音響減衰部材 143b を収納しておくのが好ましい。この音響減衰部材 143b としては、例えばゴム状物質、ゴム状物質にタングステン等の金属粒子を分散させたもの、或いは、ゲル状物質に金属粒子を分散させたもの、更には、絶縁性のオイル等の液体などを挙げることができる。又、凹部 143a の深さは、超音波が十分減衰する距離とされるのが好ましい。

20

【0077】

又、この図 8 に示すものでは、被覆層として音響レンズ 141 が用いられている。音響レンズ 141 は、超音波の波長帯域の波にレンズ作用を及ぼし、被検体に向けて送信される超音波を収束する。音響レンズ 141 は、図示しないが円弧状に膨出した形状とされている。

【0078】

又、上記実施形態では、基材層を超音波送信方向における駆動層の前方側に配設したが、この形態のものに限らず、適宜変更できる。例えば図 9 に示すように、基材層 261 を超音波送信方向（図の X 方向）における駆動層 262 の後方側に配設してもよい。以下、図 9 に基づいて、基材層 261 を超音波送信方向（図の X 方向）における駆動層 262 の後方側に配設した他の実施形態を説明する。

30

【0079】

図 9 に示す実施形態の支持部材 208 は、支持部材本体 280 と、突出部 284 と、開口部 281 とを備えている。支持部材本体 280 は、前面に、ダイヤフラム支持部 260a を保持した保持部 283 を備えており、これにより、ダイヤフラム 206 の基材層 261 は駆動層 262 の後方側に配設されている。

【0080】

突出部 284 は、この実施形態では、支持部材本体 280 とは別体のガラス製の板状部材から構成されている。そして、突出部 284 は、ダイヤフラム支持部 260a に接着され、これにより、ダイヤフラム支持部 260a を介して支持部材本体 280 の前面に取り付けられており、ダイヤフラム 206 よりも前方に突出されている。

40

【0081】

開口部 281 は、突出部 284 を構成した板状部材におけるダイヤフラム 206 に対応する部分にダイヤフラム 206 の径よりも径大に形成された円柱状の貫通孔から構成されている。そして、この貫通孔内に、ダイヤフラム 206 の駆動層 262 とその駆動層 262 に積層された個別電極層 263 及び共通電極層 264 とが収納されており、これにより、ダイヤフラム 206 の前方側が開口されている。

【0082】

50

そして、この開口部 8 1 に、突出部 2 8 4 よりも剛性の低い音響伝達部材 2 8 2 が充填されているとともに、開口部 8 1 を塞ぐように配設された被覆層 2 4 1 によって音響伝達部材 2 8 2 がその状態で維持されるようになっている。

【 0 0 8 3 】

又、この実施形態では、支持部材本体 2 8 0 は、ダイヤフラム 2 0 6 に対応する部分にダイヤフラム 2 0 6 の径よりも径大に形成された円柱状の貫通孔が設けられている。又、支持部材本体 2 8 0 の背面に、ガラス製板状の被覆部材 2 0 9 が接着され、支持部材本体 2 8 0 の貫通孔が真空な真空部 2 8 0 a に区画形成されている。この真空部 2 8 0 a によって、ダイヤフラム 2 0 6 から後方側に放射された超音波が反射・帰還できないようになっている。

10

【 0 0 8 4 】

又、上記実施形態では、駆動層を、P Z T から構成したが、この形態のものに限らず、例えば駆動層を、水晶、ニオブ酸リチウム (L i N b O 3)、ニオブ酸タンタル酸カリウム (K (T a , N b) O 3)、チタン酸バリウム (B a T i O 3)、タンタル酸リチウム (L i T a O 3)、チタン酸ストロンチウム (S r T i O 3)、P Z N - P T および P M N - P T 等から構成することもでき、適宜変更できる。

【 0 0 8 5 】

又、上記実施形態では、ダイヤフラム (可動膜) を、圧電材料からなる駆動層と基材層との積層構造の p M A T のものから構成したが、ダイヤフラムを、例えば容量性タイプのもの (c M A T) から構成することもでき、適宜変更できる。

20

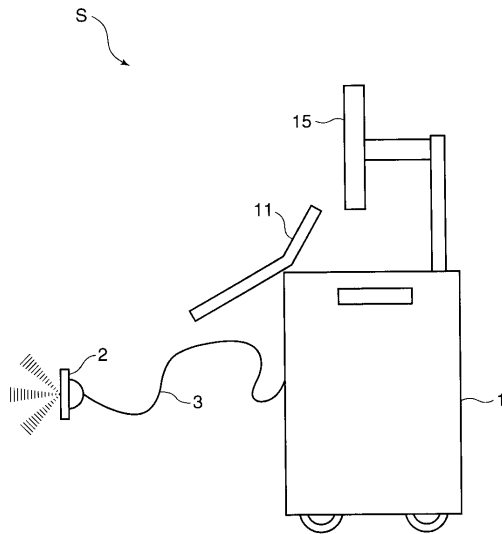
【 符号の説明 】

【 0 0 8 6 】

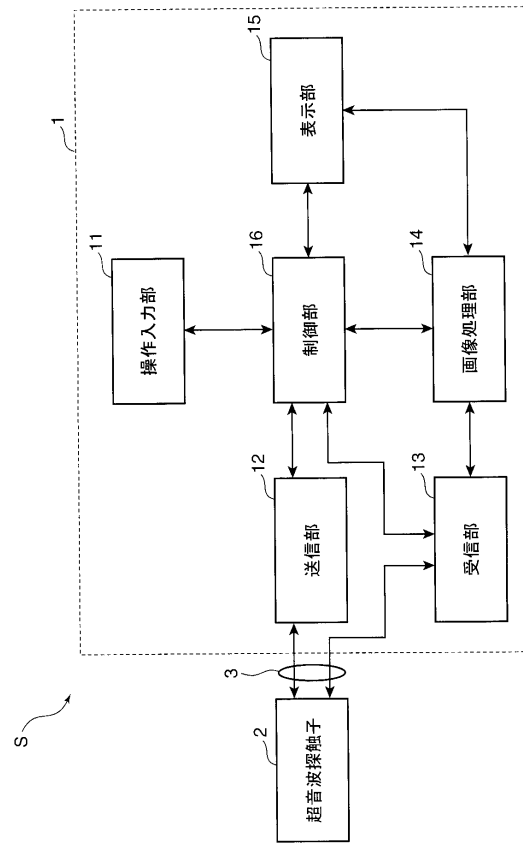
- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 5、1 0 5 超音波送受信部
- 6、1 0 6、2 0 6 ダイヤフラム (可動膜)
- 8 支持部材
- 6 1 基材層
- 6 2 駆動層
- 6 3 個別電極層
- 6 4 共通電極層
- 8 1 開口部
- 8 2 音響伝達部材
- 8 4 突出部
- S 基板超音波診断装置

30

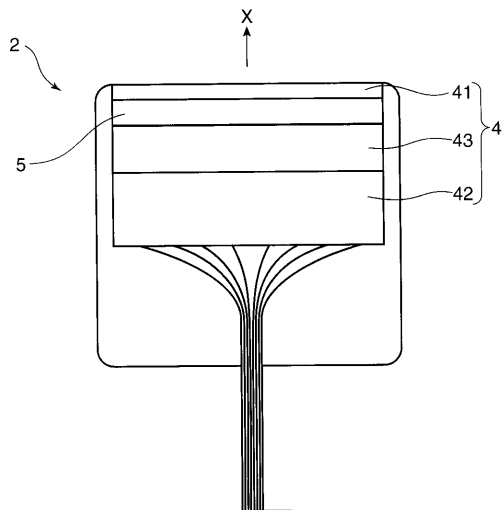
【図 1】



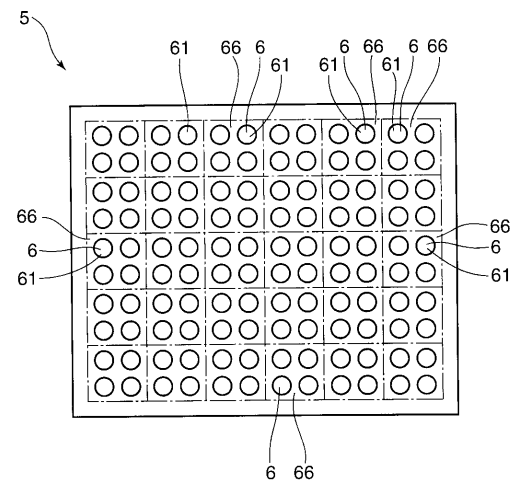
【図 2】



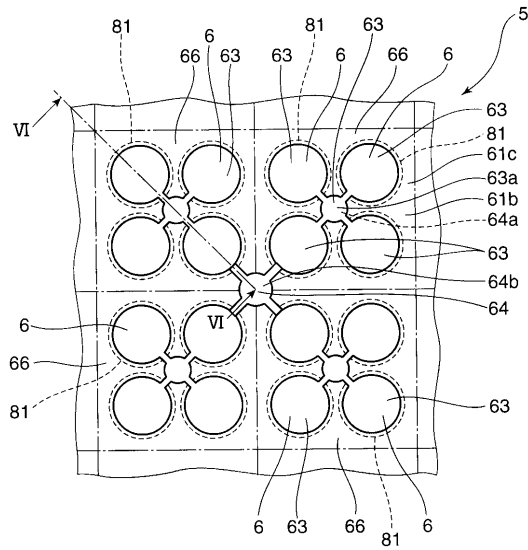
【図 3】



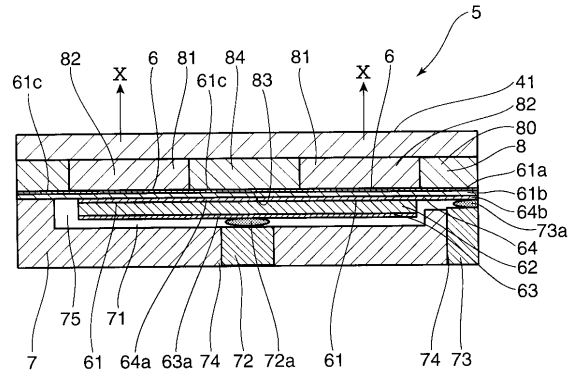
【図 4】



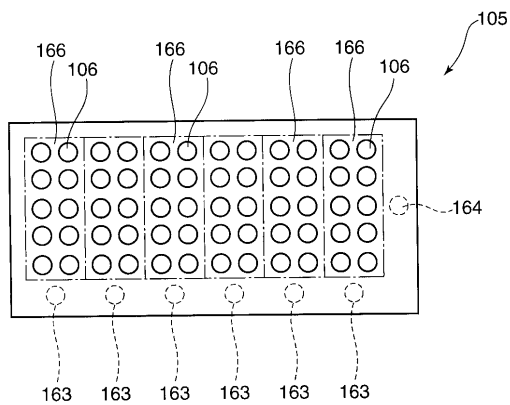
【 図 5 】



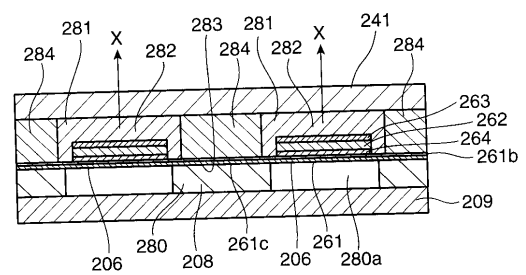
【 図 6 】



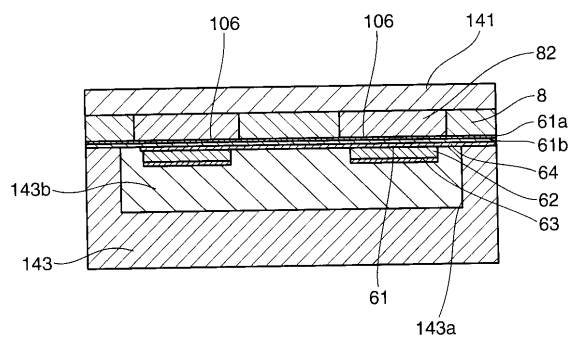
【圖 7】



【 図 9 】



【 图 8 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2003-333694(JP,A)
特開2007-107954(JP,A)
特開平04-067854(JP,A)
特開2007-235795(JP,A)
特表2006-516368(JP,A)
特開2007-036642(JP,A)
国際公開第2007/086817(WO,A1)
特開平08-173423(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00
H04R 17/00

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP5659564B2	公开(公告)日	2015-01-28
申请号	JP2010132821	申请日	2010-06-10
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	松尾隆		
发明人	松尾 隆		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00		
FI分类号	H04R17/00.330.J H04R17/00.330.C A61B8/00 H04R17/00.330.G		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/GB02 4C601/GB06 4C601/GB19 4C601/GB41 4C601/GB44 4C601/GB45 5D019 /BB09 5D019/BB19 5D019/FF04		
代理人(译)	樱井 智		
其他公开文献	JP2011259274A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波探头和超声波诊断装置，能够有效地发射超声波而不妨碍可动薄膜的振动，并防止因使用时的负荷而导致的性能下降到。 解决方案：本发明的超声波探头包括支撑构件8和作为由支撑构件8支撑的可移动膜的隔膜6。支撑构件8包括突出部84和开口81，突出部84成为在隔膜6的超声波传输方向上向前突出，开口81成为打开隔膜6的前侧。它有。开口81填充有具有比突出部分84低的刚度的声音传输构件82。点域6

【图2】

