

(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2019-16912
(P2019-16912A)

(43) 公開日 平成31年1月31日(2019.1.31)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)		
HO4R 17/00 A61B 8/14	(2006.01) (2006.01)	HO4R 17/00 A61B 8/14 HO4R 17/00	330H 5D019 332A	4C601 5D019

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2017-132873 (P2017-132873)	(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
(22) 出願日	平成29年7月6日 (2017.7.6)	(74) 代理人	100105050 弁理士 驚田 公一
		(74) 代理人	100155620 弁理士 木曾 孝
		(72) 発明者	鈴木 謙次 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ ニカミノルタ株式会社内
			F ターム (参考) 4C601 EE03 GB06 GB20 GB41 5D019 AA26 BB18 BB28 FF04 HH02

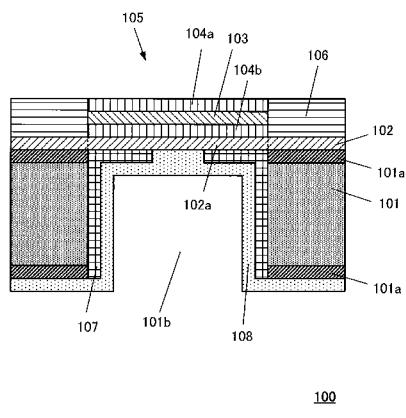
(54) 【発明の名称】超音波トランステューサーアレイ、超音波探触子および超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】貫通電極を用いずに超音波送受信用の信号を取り出すことができる超音波トランステューサーアレイ、超音波探触子および超音波診断装置を提供する。

【解決手段】1つ以上のpMUTセル100が基板101上に配列された超音波トランステューサーアレイであって、個々のpMUTセル100は、基板101上に設けられた開口部101bを閉塞するように基板101上に設けられた振動板102a、および、振動板102aの開口部101bとは反対側の面に設けられた上部電極104a、圧電材料層103、および下部電極104bを含むダイアフラム105と、開口部101b内に設けられ、ダイアフラム105の駆動用および受信用の電極導通を確保する導通部材108と、を有する。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

1つ以上のpMUTセルが基板上に配列された超音波トランスデューサーアレイであつて、

個々の前記pMUTセルは、

前記基板上に設けられた開口部を閉塞するように前記基板上に設けられた振動板、および、前記振動板の前記開口部とは反対側の面に設けられた電極および圧電材料層を含むダイアフラムと、

前記開口部内に設けられ、前記ダイアフラムの駆動用および受信用の電極導通を確保する導通部材と、

を有する、超音波トランスデューサーアレイ。

【請求項 2】

前記電極と前記導通部材とは、前記振動板を介して導通する、

請求項1に記載の超音波トランスデューサーアレイ。

【請求項 3】

前記振動板は、抵抗率が1m⁻¹～cm以下の高ドープシリコンにより構成される、

請求項2に記載の超音波トランスデューサーアレイ。

【請求項 4】

複数個の前記pMUTセルを電気的に接続したチャンネルが前記基板上に複数個配置された、

請求項1に記載の超音波トランスデューサーアレイ。

【請求項 5】

前記チャンネルは、前記導通部材を介して駆動信号が前記電極に入力されたときに前記ダイアフラムを振動させて超音波を送信し、超音波を受信したときに前記ダイアフラムの振動を受信信号として出力する複数のpMUTセルによって構成される、

請求項4に記載の超音波トランスデューサーアレイ。

【請求項 6】

前記チャンネルの周囲には、超音波の送受信を行わない所定数以上のpMUTセルが配置される、

請求項5に記載の超音波トランスデューサーアレイ。

【請求項 7】

前記チャンネルは、超音波の送信のみを行うチャンネルと、超音波の受信のみを行うチャンネルと、を含む、

請求項5に記載の超音波トランスデューサーアレイ。

【請求項 8】

複数個の前記pMUTセルが前記基板上に配列される場合に、前記複数個のpMUTセルは2種類以上の固有振動数を有する、

請求項1から7のいずれか一項に記載の超音波トランスデューサーアレイ。

【請求項 9】

請求項1から8のいずれか一項に記載の超音波トランスデューサーアレイを備えた、超音波探触子。

【請求項 10】

請求項1から8のいずれか一項に記載の超音波トランスデューサーアレイを備えた超音波探触子から得られた超音波受信信号を用いて超音波診断画像を生成する、

超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、微細加工技術を用いて作成される超音波トランスデューサーアレイ、超音波

10

20

30

40

50

探触子および超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、微細加工技術を用いて製造されるMEMS (Micro Electro Mechanical System) デバイスが普及している。MEMS デバイスは、センサー やトランスデューサー等に用いられる。

【0003】

例えば超音波を生成するトランスデューサー（超音波トランスデューサー）として、例えばシリコン等の基板（基材層）にPZT等の圧電薄膜（駆動層）を形成したユニモルフ構造のダイアフラム（可動膜）を太鼓状に振動させて超音波の送受信を行うpMUT (Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducer) がある。

10

【0004】

pMUTは、例えばバルクPZTをダイシング等により分割した圧電素子と比較して、より微細化が可能であるため高感度化・高画質化が望めること、3次元画像を生成するための圧電素子の2次元アレイ化に適していること、小型化および薄型化が可能であること、等の様々な特徴を有する。

【0005】

このようなpMUTを複数配列したpMUTアレイにおいて、例えば貫通電極を設けて信号を取り出す技術が例えば特許文献1に開示されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特表2015-517752号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

よりpMUTアレイの高感度化を図るためにには、pMUTセルをできるだけ高密度で配列させることが望ましい。しかしながら、例えば貫通電極を設けて超音波送受信用の信号を取り出すと、貫通電極を設けるための空間を用意する必要があるため、pMUTセル密度が低下してしまう。pMUTセル密度の低下は、pMUTアレイの低感度化・低画質化を招くため、貫通電極を用いずに超音波送受信用の信号を取り出すことができるpMUTアレイが要望されている。

30

【0008】

本発明は、貫通電極を用いずに超音波送受信用の信号を取り出すことができる超音波トランスデューサーアレイ、超音波探触子および超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の超音波トランスデューサーアレイは、1つ以上のpMUTセルが基板上に配列された超音波トランスデューサーアレイであって、個々の前記pMUTセルは、前記基板上に設けられた開口部を閉塞するように前記基板上に設けられた振動板、および、前記振動板の前記開口部とは反対側の面に設けられた電極および圧電材料層を含むダイアフラムと、前記開口部内に設けられ、前記ダイアフラムの駆動用および受信用の電極導通を確保する導通部材と、を有する。

40

【0010】

本発明の超音波探触子は、上記超音波トランスデューサーアレイを備えた超音波探触子である。

【0011】

本発明の超音波診断装置は、上記超音波トランスデューサーアレイを備えた超音波探触子から得られた超音波受信信号を用いて超音波診断装置を生成する超音波診断装置である

50

。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、貫通電極を用いずに超音波送受信用の信号を取り出すことができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】超音波トランスデューサーを有する超音波診断装置の外観構成を示す図

【図2】超音波診断装置の電気的な構成例を示すブロック図

【図3】超音波探触子の構成について説明するための図

【図4A】超音波トランスデューサーアレイを構成するpMUTセルを2次元的に配列した例を示す図 10

【図4B】超音波トランスデューサーアレイを構成するpMUTセルを2次元的に配列した例を示す図

【図5】pMUTセルの断面図

【図6A】pMUTセルの作成方法を説明するための図

【図6B】pMUTセルの作成方法を説明するための図

【図6C】pMUTセルの作成方法を説明するための図

【図6D】pMUTセルの作成方法を説明するための図

【図6E】pMUTセルの作成方法を説明するための図

【図6F】pMUTセルの作成方法を説明するための図

【図6G】pMUTセルの作成方法を説明するための図 20

【図7A】超音波送受信用の信号引き出しを行うための貫通電極を有するpMUTセルの断面図

【図7B】図7Aに示すセルが複数個配列されたチャンネルの例を示す平面図

【図7C】本発明の実施の形態に係るpMUTセルが配列されたチャンネルの例を示す平面図

【図8】超音波送受信用の信号引き出しを行うための貫通電極を有するpMUTセルを用いたpMUTアレイの特性と、本発明の実施の形態に係るpMUTセルを用いたpMUTアレイの特性と、を比較した図

【図9A】4つのセルの上部電極を並列結合した変型例4について説明するための図 30

【図9B】4つのセルの上部電極を並列結合した変型例4について説明するための図

【図10A】4つのセルの上部電極と下部電極を並列結合した場合の変型例5について説明するための図

【図10B】4つのセルの上部電極と下部電極を並列結合した場合の変型例5について説明するための図

【図11A】複数種類の固有振動数を有するpMUTセルを混在させた場合のpMUTアレイを例示した平面図

【図11B】複数種類の固有振動数を有するpMUTセルを混在させた場合のpMUTアレイを例示した平面図

【図11C】狭帯域セルを複合した場合にアレイ全体で広帯域化される様子を示した概念図 40

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して説明する。ただし、発明の範囲は図示した例に限定されない。なお、以下の説明において、同一の機能および構成を有するものについては、同一の符号を付し、その説明を省略する。

【0015】

図1は、超音波診断装置の外観構成を示す図である。図2は、本実施の形態に係る超音波診断装置の電気的な構成例を示すブロック図である。

【0016】

超音波診断装置 1 は、超音波診断装置本体 10 と、超音波探触子 20 と、ケーブル 30 とを有する構成を採る。

【 0 0 1 7 】

超音波探触子 20 は、被検体である人体（図示せず）に対して超音波信号を送信し、人体で反射された超音波信号を受信する。

【 0 0 1 8 】

超音波診断装置本体 10 は、ケーブル 30 を介して超音波探触子 20 と接続され、超音波探触子 20 へケーブル 30 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 20 に対して超音波信号を送信させる。また、超音波診断装置本体 10 は、超音波探触子 20 が受信した超音波信号に基づいて超音波探触子 20 において生成された電気信号を用いて、人体の内部状態を超音波画像として画像化する。

10

【 0 0 1 9 】

具体的には、超音波診断装置本体 10 は、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、を含む構成を採る。

【 0 0 2 0 】

操作入力部 11 は、例えば、診断開始等を指示するコマンドまたは被検体に関する情報を入力する。操作入力部 11 は、例えば、複数の入力スイッチを備えた操作パネルまたはキーボード等である。

【 0 0 2 1 】

送信部 12 は、ケーブル 30 を介して、制御部 16 から受け取る制御信号（駆動信号）を超音波探触子 20 へ送信する。

20

【 0 0 2 2 】

受信部 13 は、超音波探触子 20 からケーブル 30 を介して送信される受信信号を受信する。そして、受信部 13 は、受信した超音波信号を画像処理部 14 へ出力する。

【 0 0 2 3 】

画像処理部 14 は、制御部 16 の指示に従って、受信部 13 から受け取る超音波信号を用いて被検体の内部状態を表す超音波診断用の画像（超音波画像）を生成する。

【 0 0 2 4 】

表示部 15 は、制御部 16 の指示に従って、画像処理部 14 において生成された超音波画像を表示する。

30

【 0 0 2 5 】

制御部 16 は、操作入力部 11 、送信部 12 、受信部 13 、画像処理部 14 、表示部 15 をそれぞれの機能に応じて制御することによって、超音波診断装置 1 の全体制御を行う。

【 0 0 2 6 】

[超音波探触子について]

図 3 は、超音波探触子 20 の構成について説明するための図である。超音波探触子 20 は、保護層 21 と、超音波送受信トランステューサーアレイとしての pMUT エレメント 22 と、バッキング材 23 と、信号処理回路 24 とを備えている。なお、pMUT エレメント 22 の詳細については後述する。

40

【 0 0 2 7 】

保護層 21 は、pMUT エレメント 22 を保護するものである。この保護層 21 は、人体に接触させる際に不快感を与えることがなく、音響インピーダンスが比較的人体に近い、比較的柔軟なシリコーンゴム等で形成されている。

【 0 0 2 8 】

バッキング材 23 は、pMUT エレメント 22 で発生する不要振動を減衰する。信号処理回路 24 は、超音波送信用のパルス信号の生成や、受信パルス信号の処理等を行う回路であり、ケーブル 30 を介して超音波診断装置本体 10 に接続されている。

【 0 0 2 9 】

[pMUT エレメントについて]

50

p M U T エレメント 2 2 は、M E M S (Micro Electro Mechanical Systems) 技術を用いて製造された複数の p M U T セル 1 0 0 が 1 次元的あるいは 2 次元的に配置された p M U T アレイである。p M U T エレメント 2 2 は、本発明の超音波トランスデューサーアレイの一例である。

【 0 0 3 0 】

図 4 A および図 4 B は、p M U T エレメント 2 2 を構成する p M U T セル 1 0 0 を 2 次元的に配列した例を示す図である。図 4 A は p M U T セル 1 0 0 を直交格子上に配列した例を、図 4 B は p M U T セル 1 0 0 を三角格子上に配列した例を、それぞれ示している。

【 0 0 3 1 】

図 4 A および図 4 B において、互いに隣接する複数の p M U T セル 1 0 0 が電気的に並列接続され、チャンネル c h を構成している。図 4 A および図 4 B の例では、1 チャンネルが $3 \times 1 1$ セルで構成されており、図 4 A および図 4 B には、c h _ 1 ~ c h _ 3 の 3 チャンネル分が図示されている。図 4 A および図 4 B において、チャンネル c h _ 1 ~ c h _ 3 の外部にも p M U T セル 1 0 0 が配列されているが、これらは超音波の送受信機能を有しないセルである。本実施の形態において、これら送受信機能を有しないセルのことをダミーセル 1 0 0 D と称することがある。一方、図 4 A および図 4 B においてチャンネル c h _ 1 ~ c h _ 3 に含まれる、超音波送受信機能を有するセルのことを、アクティブセル 1 0 0 A と称することがある。

【 0 0 3 2 】

ダミーセル 1 0 0 D は、チャンネル c h 端部のセルとチャンネル c h 内部のセルとの構造境界的対称性を保つために設置される。ダミーセル 1 0 0 D は、チャンネル c h の外側の、p M U T エレメント 2 2 にて使用する超音波の周波数帯域の最小周波数で 1 波長分 (10 セル程度) の幅を有する領域内に設けられる。また、ダミーセル 1 0 0 D の機械的構造は、アクティブセル 1 0 0 A と基本的には同一である。換言すれば、p M U T エレメント 2 2 は、基板上に所定数だけ格子上に配列した p M U T セル 1 0 0 のうち、端部から 1 波長分の幅に対応するダミーセル領域を除いた領域に、複数個のセルを電気的に並列接続して少なくとも 1 つのチャンネル c h が構成されればよい。

【 0 0 3 3 】

なお、アクティブセル 1 0 0 A の周囲にダミーセル 1 0 0 D を設けるのは以下の理由による。エッチングによってセルを作成する際に、基板の端部付近では、エッチング液が中央部付近よりも比較的多く流れ込むことによってエッチングレートが部分的に速くなることがある。その場合、基板の中央部付近と端部付近とで形成されるセルの形状にはばらつきが生じ、それによりセルの特性にもばらつきが生じることがある。すなわち、ダミーセル 1 0 0 D を設ける 1 つ目の理由は、基板の端部付近のセルを超音波送受信に用いないようにして、アクティブセル 1 0 0 A の形状のばらつきを抑え、アクティブセル 1 0 0 A の特性を均質化することができるからである。

【 0 0 3 4 】

2 つ目の理由は、以下の通りである。ダミーセルを設けない場合、チャンネル中央のセルの周囲には他のセルが存在するが、チャンネル端のセルの外側には他のセルが存在しないことになる。その結果、機械振動の境界条件がチャンネル中央と端部とで異なり、セルの共振周波数や振動振幅がセル毎に変動してチャンネル内でのセル特性が不均質になる。すなわち、2 つ目の理由は、ダミーセルを設けることにより、チャンネル端部でもチャンネル内部と同様な機械的境界条件とすることができる、結果としてチャンネル全体の振動特性を均質化できるからである。

【 0 0 3 5 】

以下の説明においては、図 4 A に示すように、各セルが直交格子上に配列された場合について説明する。しかしながら、p M U T エレメント 2 2 の感度を向上させるという観点からすれば、図 4 B に示すようにセルを三角格子上に配列した方が、セル密度を高くできるのでより好適である。

【 0 0 3 6 】

10

20

30

40

50

[p M U T セル 1 0 0 の構造]

次に、個々の p M U T セル 1 0 0 の構造について説明する。図 5 は、p M U T セル 1 0 0 の断面図である。p M U T セル 1 0 0 は、開口部 1 0 1 b を有する基板 1 0 1 と、振動板 1 0 2 a と、圧電材料層 1 0 3 と、上部電極 1 0 4 a と、下部電極 1 0 4 b とを備えている。なお、以下の説明において、基板 1 0 1 に対して、上部電極 1 0 4 a 、圧電材料層 1 0 3 、および下部電極 1 0 4 b が設けられた側を上側とし、その反対側（開口部 1 0 1 b が設けられた側）を下側とする。

【 0 0 3 7 】

基板 1 0 1 は、例えばシリコン基板である。基板 1 0 1 の両面には SiO₂ 層 1 0 1 a が成膜されている。また、上側の SiO₂ 層 1 0 1 a の上側には高ドープシリコン層（以下 HDSi 層）1 0 2 が接合されている。振動板 1 0 2 a は、HDSi 層 1 0 2 の一部であって、基板 1 0 1 に設けられた開口部 1 0 1 b を閉塞する薄板構造である。

10

【 0 0 3 8 】

圧電材料層 1 0 3 は、例えば P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) の薄膜で構成されており、電界印加によって振動板 1 0 2 a を振動させるべく、振動板 1 0 2 a に対して開口部 1 0 1 b とは反対側（上側）に形成されている。

【 0 0 3 9 】

上部電極 1 0 4 a は、圧電材料層 1 0 3 の上側に設けられる電極である。一方、下部電極 1 0 4 b は、圧電材料層 1 0 3 の下側に設けられる電極である。下部電極 1 0 4 b は、振動板 1 0 2 a を介して後述する導通部材 1 0 8 と導通している。

20

【 0 0 4 0 】

振動板 1 0 2 a 、圧電材料層 1 0 3 、上部電極 1 0 4 a 、および下部電極 1 0 4 b は、例えば断面円形状等にパターニング形成されている。なお、振動板 1 0 2 a 、圧電材料層 1 0 3 、上部電極 1 0 4 a 、および下部電極 1 0 4 b の断面形状は、円形状以外の形状、例えば正八角形等の多角形の形状であってもよい。また、上部電極 1 0 4 a 、下部電極 1 0 4 b の形状が圧電材料層 1 0 3 の断面形状とが異なる形状であってもよい。このようにパターニング形成された振動板 1 0 2 a と、圧電材料層 1 0 3 、上部電極 1 0 4 a 、および下部電極 1 0 4 b によって、圧電素子としてのダイアフラム（可動膜）1 0 5 が構成される。

30

【 0 0 4 1 】

絶縁層 1 0 6 は、パターニング形成された圧電材料層 1 0 3 、上部電極 1 0 4 a 、および下部電極 1 0 4 b を覆うように設けられる絶縁材料の層である。なお、図 5 に示すように、上部電極 1 0 4 a の上端部は絶縁層 1 0 6 から露出している。上部電極 1 0 4 a の上部には、上部電極 1 0 4 a の引き出し電極（図示せず）がさらに設けられてもよい。絶縁層 1 0 6 は、低誘電率の絶縁材料、例えば、ポリシリコン、エポキシ、ポリウレア、ポリイミド、ポリ尿素、パリレン（登録商標）等で形成されればよい。

【 0 0 4 2 】

絶縁層 1 0 7 は、開口部 1 0 1 b の内壁面に沿って形成された絶縁材料の層である。絶縁層 1 0 7 は、基板 1 0 1 の開口部 1 0 1 b から露出する構成、すなわち HDSi 層 1 0 2 (振動板 1 0 2 a) 、 SiO₂ 層 1 0 1 a 、基板 1 0 1 等を覆うように設けられる。絶縁層 1 0 7 は、例えば SiO₂ 等で形成された絶縁被膜である。

40

【 0 0 4 3 】

絶縁層 1 0 7 の一部には開口が設けられ、この開口を介して後述の導通部材 1 0 8 が HDSi 層 1 0 2 (振動板 1 0 2 a) と接触している。なお、図 5 では絶縁層 1 0 7 の一部に開口が設けられている場合を例示しているが、絶縁層 1 0 7 の振動板 1 0 2 a と接する部位の全体に開口が設けられていてもよい。

【 0 0 4 4 】

導通部材 1 0 8 は、下部電極 1 0 4 b との導通を確保するための部材である。導通部材 1 0 8 は、導電性の良い金属等により構成される。導通部材 1 0 8 は、単層の金属により構成されてもよいし、複数層の金属（例えば Ni 層を下地として Cu 層をさらにメッキす

50

る等)により構成されてもよい。

【0045】

このような構成を有するpMUTセル100は、基板101上に少なくとも1つ形成され、例えばACF圧着等によってLSI基板等と接続される。導通部材108は、LSI基板上に設けられた、pMUTセル100に対する信号の入出力を行う信号検出回路と接続されている。信号検出回路は、上記した信号処理回路24を介して(あるいは介さずに)ケーブル30を介して(あるいは無線によりケーブルを介さずに)超音波診断装置本体10と接続されており、超音波診断装置本体10の制御に基づいてpMUTセル100に駆動信号を入力したり、pMUTセル100から受信信号を受信して超音波診断装置本体10に出力したりする。なお、本実施の形態では、導通部材108および下部電極104bを介して駆動信号および受信信号が入出力されるものとする。

10

【0046】

このように、pMUTセル100では、下部電極104bの導通が振動板102aを介した導通部材108によって確保される。このため、例えば基板101を貫通する貫通電極等を設けずとも、下部電極104bから超音波送受信用の信号引き出しを行うことができる。

【0047】

[振動板102a(HDSi層102)の材料について]

上記したように、導通部材108は、振動板102a(HDSi層102)を介して下部電極104bとの導通を確保している。このため、HDSi層102は、上記したように、例えば1m⁻¹以下²⁰の抵抗率を有する必要がある。このような抵抗率を有するSi層は、例えばシリコンにリン、ホウ素、リン化ガリウム、砒化ガリウム等のドーパントをドーピング濃度10¹⁹cm⁻³程度ドーピングして得られる。

20

【0048】

[作成方法]

次に、pMUTセル100の作成方法について説明する。図6A~図6Gは、pMUTセル100の作成方法を説明するための図である。

【0049】

まず図6Aに示すようにシリコンウエハーを用意する。このシリコンウエハーは図5に示す基板101に対応する。このシリコンウエハーの両面に例えば熱酸化炉でSiO₂層(図5のSiO₂層101aに対応)を生成し、一方の面に表面活性処理を行った高ドープシリコンウエハー(図5のHDSi層102に対応)を直接接合する(図6B)。なお、以下では、シリコンウエハーから見て高ドープシリコンウエハーを接合した側を上側として説明を行う。

30

【0050】

次に、図6Cに示すように、高ドープシリコン層の上部に、下部電極層(図5の下部電極104bに対応)、圧電材料層(図5の圧電材料層103に対応)、上部電極層(図5の上部電極104aに対応)を順次成膜する。下部電極層および上部電極層は、例えばチタン30nm、プラチナ100nm程度の積層構造であって、例えばスパッタや真空蒸着等により形成される。圧電材料層103は、例えば1~3μm程度のPZT(チタン酸ジルコン酸鉛)層であって、スパッタや化学溶液法により形成される。なお、圧電特性の対称性の観点から、上部電極層と下部電極層とは同じ構成とすることが望ましい。

40

【0051】

次に、図6Dに示すように、上部電極層、圧電材料層、および下部電極層をパターニングした後、絶縁層(図5の絶縁層107に対応)を形成する。具体的には、まず圧電材料層(PZT)がエッチングストップ層(高選択比)となるようなエッチャント(例えばArガス、Clガス等)を用いて、上部電極パターンを形成する。そして、下部電極層がエッチャント(例えは、フッ酸と硝酸の混合液)を用いて圧電材料層をパターニングする。さらに、シリコン層がエッチャント(例えはArガス、Clガス等)を用いて、下部電極パターンを形成す

50

る。なお、図示は省略するが、隣接セルとの隔離のため、下部電極層の下の高ドープシリコンウェハーをさらにエッティングしてもよい。そして、スパッタや真空蒸着装置等を用いて低誘電率の絶縁材料を堆積させて絶縁層を形成する。また、C M P (化学機械研磨)処理等を用いて上部電極層を露出させ、上部電極層の引き出し用電極(図示は省略)を形成する。

【0052】

そして、図6Eに示すように、下側からSiO₂層およびSi層をエッティングして開口部(図5の開口部101bに対応)を形成する。具体的には、下側のSiO₂層を例えればフッ酸等でエッティングした後、SiO₂層がエッティングストップ層となるようなエッチャントを用いて、深掘りRIE(Deep RIE(反応性イオンエッティング))によりシリコンウェハーをエッティングする。例えばボッシュ法ではSF₆をエッティングガスとし、C₄F₈を開口部の側壁保護のためのパッシベーションとして交互に導入することが望ましい。さらに、上側のSiO₂層をCF₄等のエッティングガスを用いたRIE(反応性イオンエッティング)や、液相または気相のフッ酸等を用いてエッティングする。

10

【0053】

次に、図6Fに示すように、開口部の内壁面を覆うようにSiO₂等の絶縁被膜(図5の絶縁層107に対応)をCVD(化学気相蒸着)等にて形成する。

【0054】

その後、図6Gに示すように、図6Fで形成した絶縁被膜の一部をエッティングにより除去して高ドープシリコンウェハー表面を露出した後、導通部材(図5の導通部材108に対応)を例えれば無電解メッキ等で単層または複数層成膜する。導通部材は、例えば0.1μm程度の厚さを有する導電性の高い金属膜である。

20

【0055】

[pMUTエレメント22の奏する効果]

次に、本発明の実施の形態に係るpMUTセル100を1つ以上備えたpMUTエレメント22の奏する効果について、貫通電極を用いて超音波送受信用の信号引き出しを行う場合と比較して具体的に説明する。

【0056】

図7Aおよび図7Bは、下部電極からの超音波送受信用の信号引き出しを、貫通電極を用いて行う場合のpMUTセルの構成例である。図7Aは、貫通電極を有するpMUTセルの断面図であり、図7Bは、図7Aに示すセルが所定の大きさの基板上に複数個配列された例を示す平面図である。一方、図7Cは、本発明の実施の形態に係るpMUTセル100が図7Bと同じ大きさの基板上に配列された例を示す平面図である。

30

【0057】

図7Aに示す例では、基板(シリコンウェハー)の上側から下側まで貫通するように貫通電極が設けられており、この貫通電極により、下部電極から超音波送受信用の信号引き出しが行われる。このように超音波送受信用の信号引き出しを行うための貫通電極を設けた場合、図7Bに示すように、1つのセル内において、ダイアフラム(振動板、圧電材料層、上部電極および下部電極で構成される)以外に貫通電極を設けるためのスペースが必要となる。

40

【0058】

一方、pMUTセル100では、上記したようにダイアフラムの下側に存在する開口部101b内に下部電極104bと外部との導通を確保する導通部材108が設けられている。このため、図7Cに示すように、ダイアフラムの周囲に貫通電極を設けるためのスペースを確保する必要がなく、超音波送受信用の信号引き出しを行うための貫通電極を設けた場合と比較して、それぞれのpMUTセル100の大きさを小さくすることができる。このため、pMUTエレメント22内にpMUTセル100を高密度で配列することができる、pMUTエレメント22によって高感度な超音波トランスデューサーを作成することができる。

【0059】

50

また、p M U T セル 1 0 0 では、超音波送受信用の信号引き出しを行うための貫通電極を設ける場合と比較して、セル毎の大きさが小さいため構造周期が小さくなり、サイドロープ角を大きくすることができ、超音波診断装置本体 1 0 にて生成される超音波画像からサイドロープによる虚像の影響を抑え、画質を向上させることができる。

【 0 0 6 0 】

また、p M U T セル 1 0 0 は、図 7 C に示すように、対称性が高い構造を有するため、p M U T エレメント 2 2 内に配列される p M U T セル 1 0 0 毎の振動特性を均質化させることができ。これにより、p M U T エレメント 2 2 の超音波トランスデューサーとしての感度を向上させることができる。

【 0 0 6 1 】

下記の表 1 は、超音波送受信用の信号引き出しを行うための貫通電極を有する p M U T セルを用いた p M U T アレイの特性と、本発明の実施の形態に係る p M U T セル 1 0 0 を用いた p M U T アレイの特性と、を比較した表である。また、図 8 は、超音波送受信用の信号引き出しを行うための貫通電極を有する p M U T セルを用いた p M U T アレイの特性と、本発明の実施の形態に係る p M U T セル 1 0 0 を用いた p M U T アレイの特性と、を比較した図である。表 1 および図 8 は、各 p M U T アレイを超音波トランスデューサーとして用いた場合の周波数特性を有限要素法により算出したものである。従来例 1 は、貫通電極の直径が 2 0 μ m、セルピッチが 1 1 0 μ m であり、従来例 2 は貫通電極の直径が 4 0 μ m、セルピッチが 1 5 0 μ m である。また、本発明のセルピッチは 6 6 μ m が想定されている。

10

20

【 0 0 6 2 】

【 表 1 】

	Fc (MHz)	Tx (dB, 0=1MPa/V)	BW3 (%)	BW6 (%)	BW10 (%)	セル密度比
本発明	9.9	-53.2	32.8	55.9	77.2	1
従来例1	8.6	-54	13.6	27.6	45.8	0.36
従来例2	7.9	-53	15.2	25.3	31.8	0.19

【 0 0 6 3 】

30

表 1 および図 8 に示すように、p M U T セル 1 0 0 を用いた場合、ピーク感度を低下させずに帯域幅を拡大することができる。換言すれば、p M U T セル 1 0 0 を用いた場合、超音波送受信用の信号引き出しを行うための貫通電極を用いた場合より広い周波数帯域で高い送信感度を得ることができる。また、表 1 に示すように、セル密度を高くすることができる。

【 0 0 6 4 】

< 作用・効果 >

以上説明したように、本発明の実施の形態に係る超音波トランスデューサーアレイは、1 つ以上の p M U T セル 1 0 0 が基板 1 0 1 上に配列された超音波トランスデューサーアレイであって、個々の p M U T セル 1 0 0 は、基板 1 0 1 上に設けられた開口部 1 0 1 b を閉塞するように基板 1 0 1 上に設けられた振動板 1 0 2 a、および、振動板 1 0 2 a の開口部 1 0 1 b とは反対側の面に設けられた上部電極 1 0 4 a、圧電材料層 1 0 3、および下部電極 1 0 4 b を含むダイアフラム 1 0 5 と、開口部 1 0 1 b 内に設けられ、ダイアフラム 1 0 5 の駆動用および受信用の電極導通を確保する導通部材 1 0 8 と、を有する。

40

【 0 0 6 5 】

このような構成により、超音波送受信用の信号引き出しを行うための貫通電極を設けた場合と比較して、p M U T セル 1 0 0 の大きさを小さくすることができるので、セル密度を向上させることができる。このため、広帯域化や受信感度の向上が実現される。また、チャンネルピッチが縮小されるので、サイドロープ角が増大し超音波画像の画質改善が見込まれる。また、ダイアフラム 1 0 5 を構成する開口部 1 0 1 b に導通部材 1 0 8 を設け

50

ることにより、超音波トランスデューサーアレイ全体の構造強度を向上させることができる。さらに、個々の p M U T セル 1 0 0 が対称性の高い構造を有するので、 p M U T セル 1 0 0 毎（あるいはチャンネル毎）の振動特性を均質化でき、超音波トランスデューサーアレイ全体の受信感度を向上させることができる。

【 0 0 6 6 】

＜変型例＞

以上、図面を参照しながら本発明の実施の形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。特許請求の範囲の記載範囲内において、当業者が想到できる各種の変更例または修正例についても、本発明の技術的範囲に含まれる。また、開示の趣旨を逸脱しない範囲において、上記実施の形態における各構成要素を任意に組み合わせてもよい。以下では、種々の変型例について具体的に説明する。

【 0 0 6 7 】

〔変型例 1 〕

上記説明した実施の形態において、開口部 1 0 1 b は単なる空洞であったが、開口部 1 0 1 b には例えば真空や不活性ガス等が封止されてもよい。あるいは、開口部 1 0 1 b には液体、樹脂等を充填してもよい。これらを封止または充填する場合、開口部 1 0 1 b 内の入口部分（例えば図 5 に示す開口部 1 0 1 b の下端付近）に導電性材料（金属、導電性樹脂、導電性酸化物）を設けるようにしてもよい。このようにすることで、導通部材 1 0 8 の保護、導通安定、広帯域化等の効果が得られる。

【 0 0 6 8 】

〔変型例 2 〕

上記説明した実施の形態では、全ての p M U T セル 1 0 0 に導通部材 1 0 8 を設けていたが、例えば全ての p M U T セル 1 0 0 には導通部材 1 0 8 を設けず、チャンネル c h 内の 1 つ以上の p M U T セル 1 0 0 にのみ導通部材 1 0 8 を設けるようにしてもよい。すなわち、本発明では、チャンネル c h 内において導通部材を設けたセルが 1 つであってもよいが、導通断線時等を考慮して複数のセルに導通部材を設けることが望ましい。

【 0 0 6 9 】

〔変型例 3 〕

上記説明した実施の形態において、上部電極 1 0 4 a には引き出し電極（図示せず）が接続されていたが、例えば基板 1 0 1 を貫通する貫通電極を設け、これによって上部電極 1 0 4 a からの信号の引き出しを行うようにしてもよい。なお、上部電極 1 0 4 a はチャンネル間共通電極（ G N D ）であり、変型例 3 のように上部電極用 1 0 4 a に貫通電極を設けてもその数はごく少数で済む。このため、上部電極 1 0 4 a 用に貫通電極を設けても、チャンネル全体における振動特性には大きな影響はない。

【 0 0 7 0 】

〔変型例 4 〕

上部電極 1 0 4 a からの信号引き出しを行う貫通電極を設ける場合、以下のような構成が好適である。図 9 A および図 9 B は、4 つのセルの上部電極 1 0 4 a を並列結合した変型例 4 について説明するための図である。図 9 A は平面図であり、図 9 B は図 9 A の A - A 断面図である。

【 0 0 7 1 】

図 9 A および図 9 B に示すように、変型例 4 では、4 つのセルの上部電極 1 0 4 a を並列結合して中央に貫通電極 1 0 4 a T を設けている。このような構成により、セルの大きさを大きくすることなく、上部電極 1 0 4 a からの信号引き出しを行う貫通電極を設けることができる。また、このような構成により、各セルの振動特性の対称性を確保することができる。

【 0 0 7 2 】

〔変型例 5 〕

上記変型例 4 では、4 つのセルの上部電極のみを並列結合しており、下部電極 1 0 4 b についてはセル毎に独立させていたが、下部電極 1 0 4 b も並列結合させるようにしても

10

20

30

40

50

よい。図10Aおよび図10Bは、4つのセルの上部電極104aと下部電極104bを並列結合した場合の変型例5について説明するための図である。図10Aは平面図であり、図10Bは図10AのB-B断面図である。図10Aおよび図10Bに示すように、変型例5では、4つのセルの下部電極104bを並列結合し、4つのセルのうち1つのセルにのみ導通部材108を開口部101b内に設けている。

【0073】

このような構成により、セルの大きさを大きくすることなく、上部電極104aからの信号引き出しを行う貫通電極を設けることができる。なお、図10Aおよび図10Bに示す変型例5では、4つのセルのうち1つのセルにのみ導通部材108を設けていたが、2つ以上のセルに導通部材108を設けるようにしてもよい。

10

【0074】

【変型例6】

一般に、pMUTは狭帯域特性を有する。上記実施の形態にて説明したpMUTセル100を用いた超音波トランスデューサーアレイでは、貫通電極を設けない構成によりセル密度を向上させているため、貫通電極を設けた構成と比較して広帯域化されているが、より広帯域化するため、以下の変型例6のような構成を有してもよい。

20

【0075】

図11Aおよび図11Bは、複数種類の固有振動数を有するpMUTセルを混在させた場合のpMUTアレイを例示した平面図であり、図11Cは、狭帯域セルを複合した場合にアレイ全体で広帯域化される様子を示した概念図である。図11Aは2チャンネルの1次元アレイの構成例を、図11Bは2チャンネル×2チャンネルの2次元アレイの構成例を、それぞれ示している。図11Aおよび図11Bにおいて、複数種類の固有振動数を有するセルが混在して配列されている。

20

【0076】

このように複数種類の固有振動数を有するセルを混在させることにより、図11Cに示すように、アレイ全体をより広帯域化させることができるようになる。

【0077】

【変型例7】

上記説明した実施の形態では、全てのチャンネルに含まれるpMUTセル100を超音波の送受信用に用いていたが、送信用のチャンネルと受信用のチャンネルとを別々に設けてもよい。なお、送信用チャンネルに含まれるpMUTセルは、圧電材料層103の誘電率が受信用チャンネルに含まれるpMUTセルよりも大きくなることが望ましい。具体的には、例えば図6Cに示す下部電極104bを送信用チャンネルに含まれるpMUTセルと受信用チャンネルに含まれるpMUTセルとで異なる材料を用いて成膜することで、その上に成膜された圧電材料層103の誘電率を送信用チャンネルと受信用チャンネルとで異なることができるようになる。

30

【産業上の利用可能性】

【0078】

本発明は、pMUTを用いて超音波を送受信する超音波トランスデューサーアレイに利用することができる。

40

【符号の説明】

【0079】

1 超音波診断装置

10 超音波診断装置本体

11 操作入力部

12 送信部

13 受信部

14 画像処理部

15 表示部

16 制御部

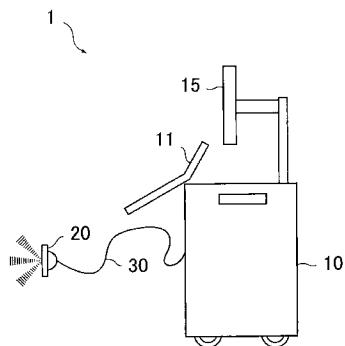
50

2 0 超音波探触子
 2 1 保護層
 2 2 p M U T エレメント
 2 3 バッキング材
 2 4 信号処理回路
 3 0 ケーブル
 1 0 0 p M U T セル
 1 0 0 A アクティブセル
 1 0 0 D ダミーセル
 1 0 1 基板
 1 0 1 a SiO₂層
 1 0 1 b 開口部
 1 0 2 高ドープシリコン(HDSi)層
 1 0 2 a 振動板
 1 0 3 圧電材料層
 1 0 4 a 上部電極
 1 0 4 a T 貫通電極
 1 0 4 b 下部電極
 1 0 5 ダイアフラム
 1 0 6 絶縁層
 1 0 7 絶縁層
 1 0 8 導通部材

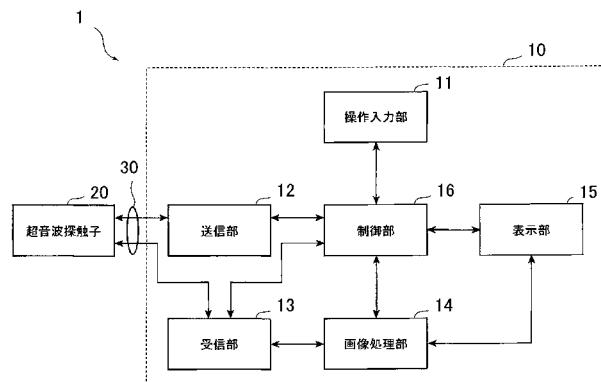
10

20

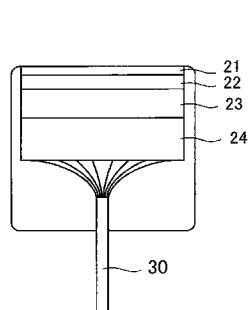
【図1】



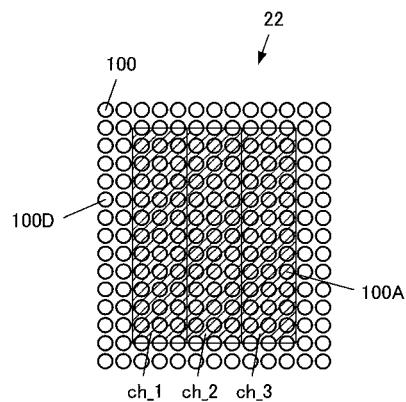
【図2】



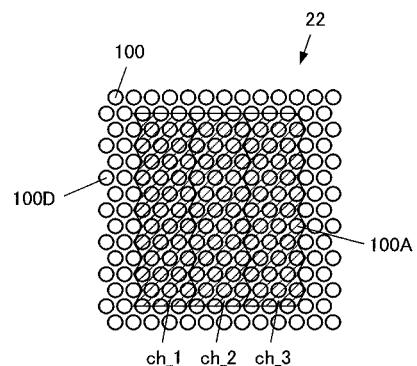
【図3】



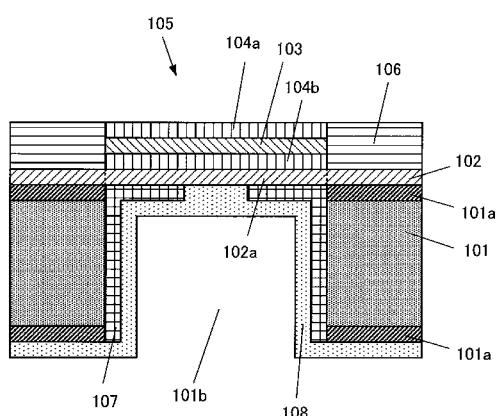
【図4 A】



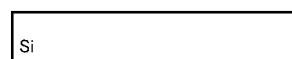
【図4 B】



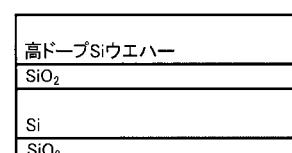
【図5】



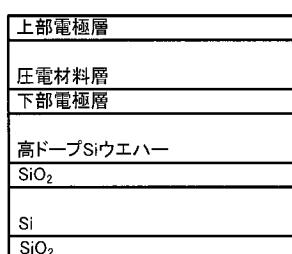
【図6 A】



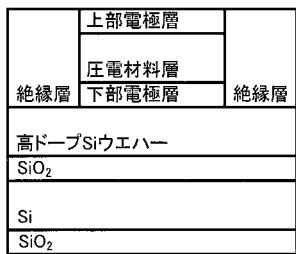
【図6 B】



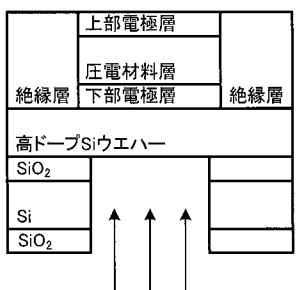
【図6 C】



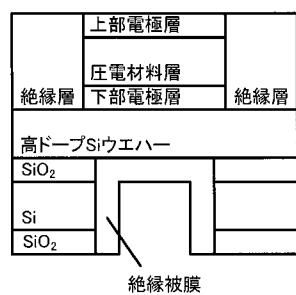
【図 6 D】



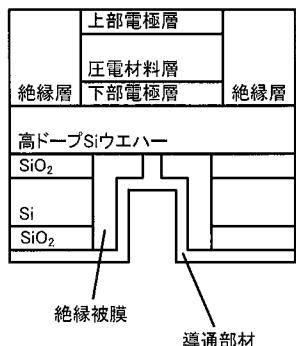
【図 6 E】



【図 6 F】



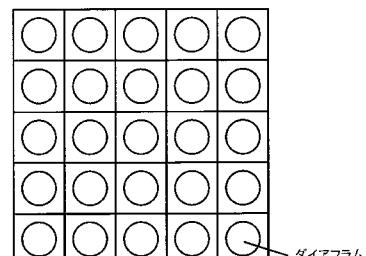
【図 6 G】



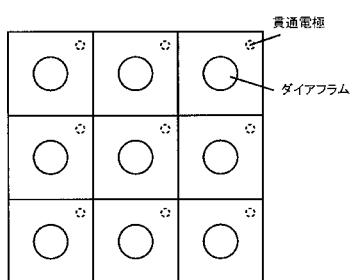
【図 7 A】



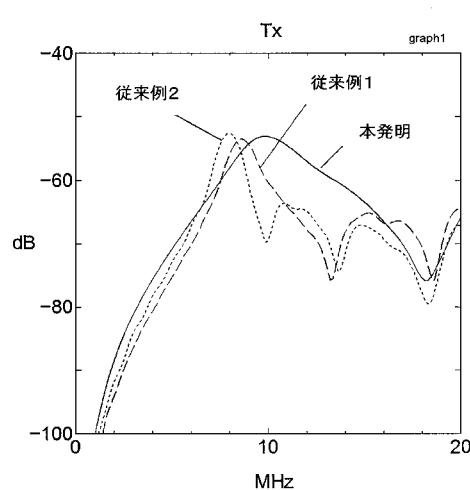
【図 7 C】



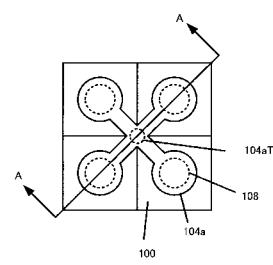
【図 7 B】



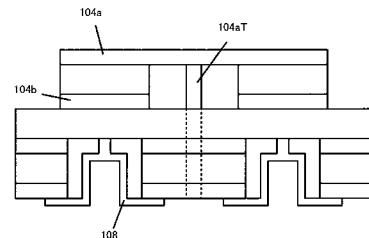
【図 8】



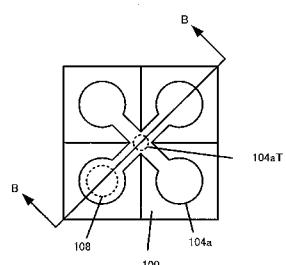
【図 9 A】



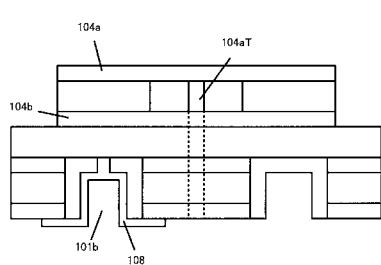
【図 9 B】



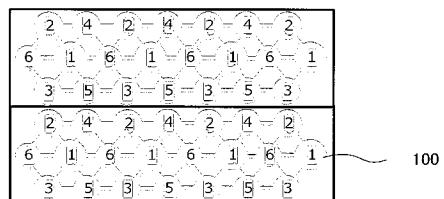
【図 10 A】



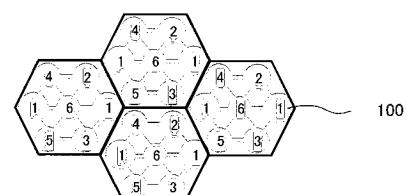
【図 10 B】



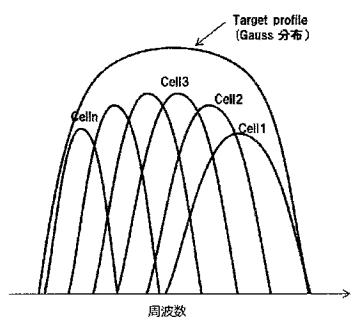
【図 11 A】



【図 11 B】



【図 1 1 C】



专利名称(译)	超声换能器阵列，超声探头和超声诊断设备		
公开(公告)号	<u>JP2019016912A</u>	公开(公告)日	2019-01-31
申请号	JP2017132873	申请日	2017-07-06
[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	鈴木謙次		
发明人	鈴木謙次		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/14		
FI分类号	H04R17/00.330.H A61B8/14 H04R17/00.332.A		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/GB06 4C601/GB20 4C601/GB41 5D019/AA26 5D019/BB18 5D019/BB28 5D019/FF04 5D019/HH02		
代理人(译)	木曾隆		
外部链接	<u>Espacenet</u>		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波换能器阵列，超声波探头和超声波诊断装置，能够在不使用贯通电极的情况下取出用于超声波发送和接收的信号。解决方案：形成其中一个或多个pMUT单元100布置在基板101上的每个超声换能器阵列，使得每个pMUT单元100闭合设置在基板101上的开口101b。隔膜105a设置在基板101上，隔膜105包括设置在隔膜102a的与开口101b相对的表面上的上电极104a，压电材料层103和下电极104b，并且导电构件108设置在部分101b中并且确保用于驱动和接收隔膜105的电极导电。点域5

