

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/010413

発行日 平成24年12月27日 (2012.12.27)

(43) 国際公開日 平成23年1月27日(2011.1.27)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 2 B	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	5 D 0 1 9

審查請求 有 予備審查請求 未請求 (全 17 頁)

出願番号	特願2010-529190 (P2010-529190)
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/001630
(22) 国際出願日	平成22年3月9日 (2010.3.9)
(11) 特許番号	特許第4605320号 (P4605320)
(45) 特許公報発行日	平成23年1月5日 (2011.1.5)
(31) 優先権主張番号	特願2009-171981 (P2009-171981)
(32) 優先日	平成21年7月23日 (2009.7.23)
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)

(71) 出願人 303000420
コニカミノルタエムジー株式会社
東京都日野市さくら町1番地

(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 水本 賢次
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

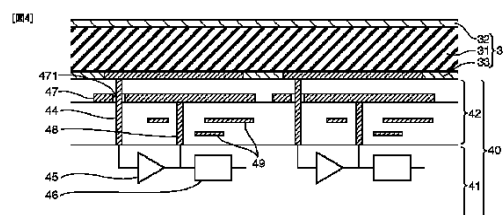
(72) 発明者 佐藤 一睦
東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
ルタテクノロジーセンター株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波振動子およびそれを用いた超音波診断装置

(57) 【要約】

本発明の超音波振動子およびこれを用いた超音波診断装置では、複数の圧電素子を２次元アレイ状に備える例えば有機圧電素子アレイ３０と集積回路４０とが受信超音波の進行方向にこの順で配置され、集積回路４０の配線層４２には、複数の圧電素子における電極ピッチに合わせて、個々の電極を覆うようにシールド電極４７がそれぞれ形成され、各シールド電極４７は、当該シールド電極４７に対応する圧電素子からの受信信号が回路４５を介して低インピーダンスで与えられる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対向する第 1 の面と、該第 1 の面の反対側の第 2 の面とを有し、2 次元アレイ状に配置された圧電素子を備えた圧電素子アレイと、

前記圧電素子アレイの第 2 の面側に配置されて、各圧電素子での超音波の受信信号が入力される集積回路とを備え、

前記集積回路は、

各圧電素子での受信信号を受けて、低インピーダンスで出力するインピーダンス変換回路と、

前記各圧電素子の個別電極に対向し、対応する圧電素子での受信信号に基づく前記インピーダンス変換回路の出力信号で駆動されるシールド電極とを含むこと

を特徴とする超音波振動子。

10

【請求項 2】

前記各圧電素子は、有機圧電素子であること

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波振動子。

【請求項 3】

前記各圧電素子の個別電極を、前記集積回路の配線層に形成すること

を特徴とする請求項 2 に記載の超音波振動子。

【請求項 4】

前記有機圧電素子は、受信用として使用され、

前記集積回路の前記有機圧電素子とは反対側には、送信を行う無機圧電素子を配置すること

を特徴とする請求項 2 または請求項 3 に記載の超音波振動子。

20

【請求項 5】

前記集積回路は、シリコン基板に作成され、その厚みは、送信超音波の波長の $1/4$ であること

を特徴とする請求項 4 に記載の超音波振動子。

【請求項 6】

前記インピーダンス変換回路のゲインは、1 であること

を特徴とする請求項 1 ないし請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波振動子。

30

【請求項 7】

前記請求項 1 ないし請求項 6 のいずれか 1 項に記載の超音波振動子を用いること

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、超音波診断装置などに好適に用いられ、被検体に向けて超音波を送受信する超音波振動子（トランスデューサ）およびそれを用いた前記超音波診断装置に関し、特に圧電素子が 2 次元アレイ型のものに関する。

【背景技術】

40

【0002】

超音波診断装置における一般的な超音波プローブ（超音波探触子）では、圧電素子は、1 次元アレイ状に配置され、各圧電素子からの信号は、各圧電素子がケーブルに接続されて直接的に本体装置へ送られる。圧電素子は、ジルコン酸チタン酸塩（PZT（登録商標））等の無機材料製のものであり、有機材料製のものに比べて誘電率が高く、また、個々の素子も比較的大きいので、出力インピーダンスが低く、ケーブルによる信号損失も小さい。しかしながら、特許文献 1 では、さらに信号損失を低減し、高画質を得るために、プローブ内に低インピーダンスに変換する回路が設けられ、その回路を通して各圧電素子がケーブルに接続している。

【0003】

50

一方、近年では、前記圧電素子を２次元に配置した２次元アレイの超音波プローブも登場してきている。２次元アレイの場合、個々の圧電素子は、非常に小さくなるので、出力インピーダンスは、前記１次元アレイの場合に比べて高く、前記ケーブルの配線容量や浮遊容量による伝送損失もそれだけ大きくなる。そのため、プローブ内に前記インピーダンス変換回路や増幅回路を設けることは、ほぼ必須となっている。

【０００４】

特に、特許文献２に示されるように、大パワーの出力が可能な送信用の無機圧電素子の前記ＰＺＴの上に、ハーモニックイメージングにおいてより高次の高調波の受信（広帯域化）に有利な有機圧電素子のポリフッ化ビニリデン（ＰＶＤＦ）を積層した構造の２次元アレイでは、有機圧電素子においてこの影響が大きいので、対応策が必要である。すなわち、有機圧電素子は、一般的に無機圧電素子に比べて誘電率が２桁ほど小さく、その分出力容量も小さく、出力インピーダンスは、高くなる。これをアレイにした場合には、さらに出力インピーダンスが高くなり、前述の配線容量や浮遊容量による信号損失は、無視できなくなる。

【０００５】

そして、分解能の向上や、サイドローブを抑圧して高画質を得る等の目的で、さらなる圧電素子の微細化が進むことが考えられ、その場合、各圧電素子の出力インピーダンスは、非常に高くなり、各圧電素子からインピーダンス変換回路や増幅回路への配線容量でも信号損失が無視できなくなってくる。この点、前記特許文献１でも、圧電素子からインピーダンス変換回路までの信号損失については考慮されていない。

【０００６】

そこで、このような問題に対応するために、特許文献３のような構造が提案されている。その従来技術によれば、バッキング層の上、圧電素子の直下に集積回路を配置することで、配線長が短くされている。

【０００７】

しかしながら、この特許文献３の従来技術は、前記集積回路における超音波信号の透過、減衰に関する工夫であり、圧電素子の直下に集積回路を配置しているので、確かに配線容量の減少には効果があるものの、浮遊容量による電気信号の損失に関する記述はない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００８】

【特許文献１】特開昭６２－１１２５３７号公報

【特許文献２】特開２００４－２０８９１８号公報

【特許文献３】特表２００７－５１３５６３号公報

【発明の概要】

【０００９】

本発明は、上述の事情に鑑みて為された発明であり、その目的は、集積回路を内蔵する超音波振動子において、読出し信号の損失を低減することができる超音波振動子およびこれを用いた超音波診断装置を提供することである。

【００１０】

本発明の超音波振動子およびこれを用いた超音波診断装置では、複数の圧電素子を２次元アレイ状に備える圧電素子アレイと集積回路とが受信超音波の進行方向にこの順で配置され、前記集積回路の配線層には、前記複数の圧電素子における電極ピッチに合わせて、個々の電極を覆うようにシールド電極がそれぞれ形成され、各シールド電極は、当該シールド電極に対応する圧電素子からの受信信号が低インピーダンスで与えられる。このような構成の超音波振動子および超音波診断装置は、読出し信号の損失を低減することができる。

【００１１】

上記並びにその他の本発明の目的、特徴及び利点は、以下の詳細な記載と添付図面から明らかになるであろう。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施の一形態にかかる超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】図1に示す超音波診断装置に用いられる超音波振動子の構造を示す分解斜視図である。

【図3】図2に示す超音波振動子の縦断面図である。

【図4】図2に示す超音波振動子における集積回路層を拡大して模式的に示す断面図である。

【図5】図4に示す集積回路層の素子層におけるインピーダンス変換回路の一例を示す回路図である。

10

【図6】図4に示す集積回路層の配線層を模式的に示す断面図である。

【図7】圧電素子の等価回路図である。

【図8】超音波振動子から、その信号を受信する回路までの構成を単純化したモデルの図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明にかかる実施の一形態を図面に基づいて説明する。なお、各図において同一の符号を付した構成は、同一の構成であることを示し、適宜、その説明を省略する。

【0014】

図1は、本発明の実施の一形態にかかる超音波診断装置1の外観構成を示す図である。超音波診断装置1は、図略の生体等の被検体に対して超音波信号を送信するとともに、被検体からの超音波信号を受信する超音波探触子2と、前記超音波探触子2とケーブル3を介して接続され、前記超音波探触子2へ送信信号を与えるとともに、超音波探触子2での受信信号に基づいて前記被検体の内部状態を超音波画像として画像化する診断装置本体4とを備えて構成される。このような構成の超音波診断装置1において、超音波探触子2に搭載され、電気信号と超音波信号との変換を行い、前記のような超音波の送受信を行う超音波振動子に本発明の特徴を有する。

20

【0015】

図2は、超音波振動子10の構造を示す分解斜視図であり、図3は、その縦断面図である。この超音波振動子10は、大略的に、超音波送信用の無機圧電素子アレイ20に、超音波受信用の有機圧電素子アレイ30が積層されて構成される。そして、無機圧電素子アレイ20の下層には、音響制動部材から成るバッキング層（不図示）が積層され、有機圧電素子アレイ30の上層（被検体側の第1の面側）には、被検体（不図示）との間の音響インピーダンスの整合を図るインピーダンス整合層（不図示）が積層されている。

30

【0016】

そして、無機圧電素子アレイ20は、次のように構成されている。すなわち、まず、貫通電極が形成された前記バッキング層上に、個別電極層21およびPZT層22が音軸方向に順次に積層され、それらが個別の圧電素子に切出され、圧電素子間に音響吸収材24が充填された後に、共通電極層23が積層される。この音響吸収材24には、ポリイミド樹脂やエポキシ樹脂等の熱硬化性樹脂等が用いられ、前記バッキング層と同様に超音波を吸収し、複数の各圧電素子間のクロストークを低減する。個別電極層21は、前記貫通電極を介して、この超音波振動子10の外部の集積回路に接続され、送信超音波の基となる電気信号が与えられる。

40

【0017】

これに対して、有機圧電素子アレイ30は、シート状のPVDフ層31における被検体側に共通電極層32が形成され、その無機圧電素子アレイ20側にアレイ状の個別電極層33が形成されて構成されている。この有機圧電素子アレイ30は、無機圧電素子アレイ20のように、PVDフ層31が切出されることはなく、個別電極層33が個別の素子に分離されていることで、個別の素子として動作する。

【0018】

50

そして、これら無機圧電素子アレイ 20 と有機圧電素子アレイ 30 とを積層して成る超音波振動子 10 において、これらの間には、通常、インピーダンス整合層が介在されるところ、本実施の形態では、集積回路層 40 が介在されている。図 4 は、図 2 に示す超音波振動子における集積回路層を拡大して模式的に示す断面図である。この集積回路層 40 は、図 4 に拡大して示すように、大略的に、シリコン基板にパターン形成することによって成り、基板となる無機圧電素子アレイ 20（下層）側の素子層 41 に、有機圧電素子アレイ 30（上層）側の配線層 42 が積層されて構成されている。この配線層 42 には F P C などから成る外部との接続ケーブル 43（図 2 および図 3 参照）が接続されている。

【0019】

受信用の有機圧電素子アレイ 30 の各素子では、その位置での受信超音波が、強度に対応した電気信号（以下、受信信号）に変換され、各個別電極層 33 に接続された信号線 44 を介して、下層側の素子層 41 に入力される。素子層 41 には、前記受信信号を受けて低インピーダンスの信号で出力するインピーダンス変換回路 45 に、その他の回路 46 が形成されている。図 5 は、図 4 に示す集積回路層の素子層におけるインピーダンス変換回路の一例を示す回路図である。このようなインピーダンス変換回路 45 は、一例として、図 5 に示す回路を挙げることができる。この図 5 に示す例では、インピーダンス変換回路 45 は、トランジスタ素子と電流源との直列回路を備えて構成され、前記直列回路は、電源ライン V c c と接地ライン G N D との間に設けられる。すなわち、前記トランジスタ素子が F E T である場合には、前記トランジスタ素子のゲート端子は、入力端子となり、そのソース端子は、前記電源ライン V c c に接続され、前記ドレイン端子は、前記電流源を介して接地ライン G N D に接続され、そして、前記ドレイン端子は、出力端子となる。前記その他の回路 46 としては、前記受信信号を該集積回路層 40 の出力端子へ導出するにあたって、前記低インピーダンスで出力された受信信号を増幅する増幅回路や、ビームフォーミングを行うサブアレイビームフォーミング回路などであり、前記増幅回路を搭載することで高い S / N を得ることができ、サブアレイビームフォーミング回路を搭載することで出力信号線数を減らすことができる。前記出力端子は、この集積回路層 40 の一対の外周縁部に配列され、半田付けや、異方導電性接着剤などを用いて接続ケーブル 43 と接続される。

【0020】

一方、集積回路層 40 において、上層側の配線層 42 には、有機圧電素子アレイ 30 の第 2 の面側の各個別電極層 33 に対向するシールド電極 47 が形成されている。このシールド電極 47 は、当該シールド電極 47 に対応する圧電素子で受信され、インピーダンス変換回路 45 で低インピーダンスで出力された信号が、信号線 48 を介して与えられて駆動される。シールド電極 47 は、有機圧電素子アレイ 30 の各個別電極層 33 の電極ピッチに合わせて形成され、各個別電極層 33 からの信号線 44 が挿通する開口部分 471 を除いて、各個別電極層 33 を覆う。

【0021】

こうして有機圧電素子アレイ 30 に集積回路層 40 を搭載することから、該集積回路層 40 に送受信切替回路を搭載して、有機圧電素子アレイ 30 を送信用としても使用し、無機圧電素子アレイ 20 を搭載しないようにすることも可能である。しかしながら、無機圧電素子は、有機圧電素子より大パワーでの送信が可能であることから、ハーモニクイメージングのための微弱な高調波の受信レベルを向上することができる。

【0022】

上述のように構成される超音波振動子 10 において、有機圧電素子アレイ 30 は、被検体からの超音波を受けると、共通電極層 32 と個別電極層 33 との間に、その位置での超音波強度に応じた信号電圧を発生する。共通電極層 32 は、固定電位（通常は G N D）に接続されているので、有機圧電素子アレイ 30 で発生した信号電圧は、前述のように、個別電極層 33 から集積回路層 40 の配線層 42 に形成された信号線 44 を通って、素子層 41 に形成されたインピーダンス変換回路 45 に入力される。インピーダンス変換回路 45 で信号は、低インピーダンスで出力され、信号線 48 を通して前記配線層 42 に形成さ

れたシールド電極 47 を駆動する。

【0023】

ここで、インピーダンス変換回路 45 は、電圧増幅率が 1 のアンプから成り、したがって、個別電極層 33 とシールド電極 47 とは、同じ振幅で固定電位に対して電位が変動していることになる。換言すると、個別電極層 33 とシールド電極 47 との間の電位差は、常に一定である。そのため、両電極間の容量への充放電は、起こらないので、この容量による信号の損失は、無い。また、シールド電極 47 があるので、個別電極層 33 と配線層 42 の他の配線 49 や集積回路層 40 のシリコン基板との間に浮遊容量は、ほとんど存在せず、信号損失がほとんど発生しない。

【0024】

これに対して、このシールド電極 47 が無い場合、個別電極層 33 と配線層 42 の他の配線 49 や集積回路層 40 のシリコン基板との間の浮遊容量による信号損失がどの程度になるか、以下に概算する。モデルとして、図 6 で示すように、他の配線 49 が配線層 42 の中間で、50% の密度で配置されているとする。一般に、集積回路の配線層 42 の厚さは、数 μm と非常に薄く、通常、絶縁材には SiO_2 が用いられる。

【0025】

SiO_2 の誘電率は、4.1 であり、配線層 42 の厚さを $4\mu\text{m}$ とし、したがって配線 49 の深さを $2\mu\text{m}$ とし、個別電極層 33 の面積を $250\mu\text{m} \times 250\mu\text{m}$ とし、そして、配線 49 の面積を $125\mu\text{m} \times 250\mu\text{m}$ とすると、前記式 2 から、個別電極層 33 と、配線 49 との間の浮遊容量 C_{s1} は、 $0.57 [\text{pF}]$ となり、シリコン基板との間の浮遊容量 C_{s2} は、 $0.28 [\text{pF}]$ となる。したがって、個別電極層 33 の浮遊容量 C_s は、 $C_s = C_{s1} + C_{s2} = 0.85 [\text{pF}]$ となる。

【0026】

ここで、圧電材料の静電容量 C_d は、前に求めたように、 $PZT = 2.8 [\text{pF}]$ 、 $PVDF = 0.14 [\text{pF}]$ であるので、それぞれの検出信号 V_o は、前記式 1 から、

$$PZT \text{ の場合、} V_o = 0.76 \cdot V_s$$

$$PVDF \text{ の場合、} V_o = 0.14 \cdot V_s$$

となり、圧電層 31 が PZT の場合の信号損失は、26% となり、PVDF の場合の信号損失は、86% となる。

【0027】

これに対して、前記シールド電極 47 を設けることで、これらの損失をほぼ無くすることが可能であり、信号損失の低減に効果が大きいことが理解される。特に、有機系の PVDF において、その効果が顕著である。なお、圧電材料として、無機系の PZT と有機系の PVDF とで説明したが、これらに限るものではなく、チタン酸バリウム (BaTiO_3) 等の無機圧電素子や P(VDF/TrFE) やポリウレア等の有機圧電素子でも、同様のことが言える。

【0028】

一方、図 4 や図 6 では、分り易くするために、集積回路層 40 の厚さを長さに比べて大幅に厚く示している。このため、実際には、前記信号線 44 の配線長は、非常に短く、たとえば配線幅を $1\mu\text{m}$ とし、配線長を図 6 のように $4\mu\text{m}$ とし、仮に $1\mu\text{m}$ の間隔で四方を囲むように別の配線があったとしても、これまでと同様の計算によれば、配線容量 C_s は、 $1 [\text{fF}]$ 以下となる。実際は、このような状態ではなく、さらに小さい値と考えられる。仮に $C_s = 1 [\text{fF}]$ とし、圧電材料が PVDF ($C_d = 0.14 [\text{pF}]$) の場合でも、信号損失は、1% 以下であり、ほぼ影響のないことが理解される。

【0029】

また、配線層 42 は、数 μm 以下と非常に薄く、したがってシールド電極 47 も非常に薄く、これに対して隣接素子間のシールド電極 47 の距離は、配線層 42 に比較して非常に大きい (数 $10\mu\text{m}$) ので、シールド電極 47 にインピーダンス変換回路 45 から個別電極層 33 での受信信号と同相の信号を与えても、ビームフォーミングなどでタイミングにずれのある隣接素子のシールド電極 47 に対し、この信号による影響は、小さい。

【0030】

ここで、シールド電極47は、集積回路層40の配線と考えられるので、通常集積回路の製造プロセスで製造することが可能である。より具体的には、膜（絶縁膜や金属膜）形成、レジスト塗布、露光、エッチングを繰り返すフォトリソグラフィという工程でシールド電極47は、製造することができる。

【0031】

一方、有機圧電素子アレイ30の個別電極層33は、通常、焼付けや蒸着などでPVD層31に形成されており、集積回路層40に形成された信号線44とは、両者の位置合わせを行って、バンプによる金属接合や、異方性導電接着剤（あるいはフィルム）あるいは通常の接着剤を使った接触接合や、バンプレスの表面活性化接合などの方法で接続される。

10

【0032】

そこで、個別電極層33を集積回路層40側に形成することで、シールド電極47、すなわち信号線44と個別電極層33との位置合わせは、集積回路の製造プロセスで行われることになる。したがって、前述のシート状のPVD層31に対して、集積回路層40の接着時に、一体の個別電極層33および信号線44の位置合わせが、不要となり、容易に組立を行うことができる。しかも個別電極層33は、配線層42の表層において、シールド電極47と同様に通常集積回路の製造プロセスで製造することができる。

【0033】

この場合、PVD層31と個別電極層33とは、接着剤による接合となり、電気的には、容量結合となる。その容量Ccは、PVD層31の容量Cdに直列に結合されるので、前記容量Cdより充分に大きくすれば、この容量Ccの影響は、ほとんどなくなる。したがって、前記容量Cdの小さいPVD等の有機系圧電素子に好適である。詳細は、省略するが、圧電素子がPVDで、接着剤が比誘電率4程度のエポキシ系の場合、接着剤厚さ1μm以下で接着すれば、容量Ccによる信号への影響は、約5%以下に抑えられる。

20

【0034】

以上のように、本実施の形態の超音波振動子10では、2次元の有機圧電素子アレイ30の被検体とは反対方向の該有機圧電素子アレイ30の直下に、各圧電素子での受信信号が入力される集積回路層40が、設けられ、その集積回路層40の素子層41に形成されるインピーダンス変換回路45で前記受信信号が、低インピーダンスで出力され、読出し信号として出力される。これによって超音波振動子10から診断装置本体4などとの間における配線容量による信号損失を低減することができる超音波振動子において、本実施の形態の超音波振動子10は、以下の特徴を有する。すなわち、集積回路層40の配線層42に、有機圧電素子アレイ30における各圧電素子の電極ピッチに合わせて、個別電極層33を覆うようにシールド電極47を形成し、そのシールド電極47に、インピーダンス変換回路45で低インピーダンスで出力された前記受信信号を与える。

30

【0035】

したがって、各圧電素子の個別電極層33と集積回路層40内の回路との間にシールド電極47が配置されるので、浮遊容量Csの影響は、小さく、本実施形態の超音波振動子10は、読み出しに伴う受信信号の損失を低減することができる。また、個別電極層33とシールド電極47との間の容量による影響は、両電極が同電位であるので、本実施の形態の超音波振動子10は、信号損失が無い。こうして、本実施の形態の超音波振動子10は、圧電素子の各個別電極層33と集積回路層40の配線層42や基板との間の配線容量の減少に加えて、浮遊容量Csによる読出し信号の損失を低減することができる。特に、各圧電素子が、ハーモニクイメーシングのための高調波受信に好適な広帯域の有機圧電素子である場合、この有機圧電素子は、それ自体の出力インピーダンスが高いので、さらに効果が大きい。

40

【0036】

また、本実施の形態の超音波振動子10は、シールド電極47に、対応する圧電素子の

50

個別電極層 33 で得られる受信信号と同相の信号をインピーダンス変換回路 45 から与える場合に、インピーダンス変換回路 45 のアンプゲインが 1 であることによって、高周波である高調波の受信信号に対する遅れが少なく、また広帯域化も容易になる。

【0037】

また、本実施の形態の超音波振動子 10 では、前記シールド電極 47 は、集積回路層 40 の製造プロセスで形成できるので、製造も容易である。合わせて、個別電極層 33 を、集積回路層 40 の配線層 42 に形成することで、有機圧電素子アレイ 30 と集積回路層 40 との接合に位置合わせの必要がなく、組立が容易になるとともに、個別電極層 33 も集積回路層 40 の製造プロセスで形成できるので、製造も容易である。

【0038】

さらにまた、本実施の形態の超音波振動子 10 では、有機圧電素子アレイ 30 は、受信用として使用し、送信用として、集積回路層 40 の反対（下層）側に無機圧電素子アレイ 20 を配置するので、この無機圧電素子アレイ 20 によって有機圧電素子アレイ 30 より大パワーでの送信が可能であり、高い S/N の受信信号を得ることができる。また、シールド電極 47 が受信用有機圧電素子アレイ 30 の個別電極層 33 と送信用無機圧電素子アレイ 20 の共通電極層 23 との間に介在されるので、それらの間の浮遊容量の影響も低減することができる。

【0039】

また、本実施の形態の超音波振動子 10 では、前記集積回路層 40 は、シリコン基板に作成され、その厚みは、送信超音波の波長の $1/4$ に形成される。これは、受信信号のインピーダンス変換を行う集積回路層 40 を送信用の無機圧電素子アレイ 20 と受信用の有機圧電素子アレイ 30 との間に配置すると、送信超音波がこの集積回路層 40 を通過して被検体側へ出て行くことになるので、集積回路層 40 を、音響インピーダンスが無機圧電素子アレイ 20 より小さく、有機圧電素子アレイ 30 より大きいシリコンの基板に形成し、その厚みを送信超音波の波長の $1/4$ とすることで、該シリコン基板が音響整合層として働くためである。これによって、送信超音波の損失が小さくなり、その分、高い S/N の受信信号を得ることができる。

【0040】

たとえば無機圧電素子である PZT や BaTiO₃ の音響インピーダンスは、 $30 [106 \text{ Kg/m}^2 \text{ s}]$ 程度であり、集積回路層 40 のシリコン基板の音響インピーダンスは、 $20 [106 \text{ Kg/m}^2 \text{ s}]$ 程度であり、有機圧電素子である P(VDF/TrFE) やポリウレアの音響インピーダンスは、 $3 \sim 5 [106 \text{ Kg/m}^2 \text{ s}]$ 程度であり、そして、人体の音響インピーダンスは、 $1.6 [106 \text{ Kg/m}^2 \text{ s}]$ であるので、受信用圧電素子を有機圧電素子とすることで、前述の音響インピーダンスの条件を満たすことができる。

【0041】

集積回路層 40 の厚さに関し、シリコン中での音速を c とし、送信超音波の周波数を f とすると、波長 λ は、 $\lambda = c / f$ と表すことができ、たとえば送信超音波の周波数を 4 MHz とすると、シリコン中の音速は、 8 km/s であるので、 $\lambda / 4 = 500 [\mu\text{m}]$ となり、集積回路層 40 の厚さを $500 [\mu\text{m}]$ とすればよい。集積回路層 40 において、配線層 42 の厚さは、数 μm 程度であり、 $500 [\mu\text{m}]$ に比べて非常に薄いので、超音波の透過にはほとんど影響しない。

【0042】

なお、P(VDF) 層 31 自体も分離されてアレイを構成していてもよい。この場合、有機圧電素子アレイ 30 と集積回路層 40 との接着時に、個別電極層 33 と信号線 44 との位置合わせを行う。

ここで、以下に、前記特許文献 3 に開示の技術と、本実施形態の超音波振動子との対比を説明する。

【0043】

前記特許文献 3 に開示の技術における信号損失の概算を以下に示す。図 7 は、圧電素子

10

20

30

40

50

の等価回路図である。圧電素子は、大略的に、直列抵抗（機械損失） R_m と、直列容量（機械系のコンプライアンス） C_m と、直列インダクタンス（質量） L_m との直列回路に、並列容量（圧電材料による静電容量） C_d が接続されて構成される。

【0044】

図8は、前記信号損失の概算値を求めるために、超音波振動子100から、その信号を最初に受信する回路までの構成を単純化したモデルである。すなわち、圧電素子の出力インピーダンスは、ほとんど容量性であり、その値は、ほぼ前記並列容量の値 C_d としても、概算には充分である。そして、 V_s を超音波の受信信号を電圧信号に変換した値、 C_s を超音波振動子100から前記回路までにおける配線101の容量や浮遊容量とする場合に、前記回路側の受信信号の電圧 V_o は、下式1となる。

10

【0045】

$$V_o = V_s \cdot C_d / (C_d + C_s) \cdots (1)$$

ここで、並列容量 C_d は、電極面積 S 、電極間距離 d 、圧電材料の比誘電率 ϵ 、および真空の誘電率 ϵ_0 （ $= 8.854 \times 10^{-12}$ [F/m]）から、次式2で計算することができる。

【0046】

$$C_d = \epsilon \cdot \epsilon_0 \cdot S / d \cdots (2)$$

したがって、先ず無機圧電素子であるPZTの並列容量 C_d を計算する。PZTの比誘電率 ϵ は、非常に大きく、2000程度である。厚さは、超音波の波長の $1/2$ にすることが多く、大体、0.3mm～1mm程度である。2次元アレイの個々の圧電素子のサイズ（電極面積） S は、超音波の周波数、超音波ビームの走査角や加工上の限界等から決まり、0.2mm $\square$ ～0.4mm $\square$ 程度である。ここでは、厚さを $d = 0.4$ mm、サイズを $S = 0.25$ mm $\times$ 0.25mm、 $\epsilon = 2000$ とし、前記式2から、PZTの並列容量 C_d は、2.8 [pF]となる。

20

【0047】

次に、有機圧電素子であるPVDfの並列容量 C_d を計算する。PVDfの比誘電率 ϵ は、1.3程度である。厚さは、PZTと同様に波長に応じて設定することもあるが、PVDfは、前述のように広帯域での受信が可能であり、厚さによる感度の影響は、PZTほど厳しくないため、並列容量 C_d をできるだけ大きくするために薄く設定されることが多い。ここでは、厚さを $d = 0.05$ mm、サイズをPZTの場合と同じ $S = 0.25$ mm $\times$ 0.25mm、 $\epsilon = 1.3$ とし、前記式2から、PVDfの並列容量 C_d は、0.14 [pF]となる。

30

【0048】

一方、配線容量 C_s の概算値を求める場合には、個々の圧電素子から、前記回路まで、前記配線101として、フレキシブルプリント配線板（FPC）で配線した場合を想定する。FPCの基材は、ポリイミドで、片面に信号配線、他方の面にアース配線を形成しており、前記信号配線の幅は、実用化されている最小レベル程度の0.05mm、ポリイミドの厚さは、実用化レベルの0.0125mm、配線長は、30mmとすると、 $d = 0.0125$ mm、 $S = 0.05$ mm $\times$ 30mm、ポリイミドの比誘電率 ϵ は、 $\epsilon = 3.2$ となるので、前記式2から、配線容量 C_s は、3.4 [pF]となる。

40

【0049】

したがって、PZTおよびPVDfでの検出信号の電圧 V_o は、式1から、

$$PZT \text{ の場合、 } V_o = 0.45 \cdot V_s$$

$$PVDf \text{ の場合、 } V_o = 0.04 \cdot V_s$$

となる。すなわち、配線容量 C_s による信号損失は、PZTで50%以上、PVDfでは90%以上になる。

【0050】

そこで、前記特許文献3の従来技術では、圧電素子の直下に集積回路を配置しているので、配線長を極力短くし、前記配線容量 C_s の影響を低減することができる。しかしながら、そうすると、圧電素子の個別電極と、集積回路の配線層や基板との間の浮遊容量が大き

50

くなり、この浮遊容量で信号損失が大きくなる。この点、本実施形態では、上述したように、各圧電素子の個別電極層 33 と集積回路層 40 内の回路との間にシールド電極 47 が配置されるので、浮遊容量 C s の影響は、小さく、読み出しに伴う受信信号の損失を低減することができる。また、個別電極層 33 とシールド電極 47 との間の容量による影響は、両電極が同電位であるので、信号損失は、無い。こうして、圧電素子の各個別電極層 33 と集積回路層 40 の配線層 42 や基板との間の配線容量の減少に加えて、浮遊容量 C s による読み出し信号の損失を低減することができる。

【0051】

本明細書は、上記のように様々な態様の技術を開示しているが、そのうち主な技術を以下に纏める。

10

【0052】

一態様にかかる超音波振動子は、被検体に対向する第 1 の面と、該第 1 の面の反対側の第 2 の面とを有し、2 次元アレイ状に配置された圧電素子を備えた圧電素子アレイと、前記圧電素子アレイの第 2 の面側に配置されて、各圧電素子での超音波の受信信号が入力される集積回路とを備え、前記集積回路は、各圧電素子での受信信号を受けて、低インピーダンスで出力するインピーダンス変換回路と、前記各圧電素子の個別電極に対向し、対応する圧電素子での受信信号に基づく前記インピーダンス変換回路の出力信号で駆動されるシールド電極とを含むものである。

【0053】

この構成によれば、前記集積回路の配線層に、前記圧電素子アレイにおける各圧電素子の電極ピッチに合わせて、個々の電極を覆うようにシールド電極が形成され、そのシールド電極に、前記インピーダンス変換回路から低インピーダンスの前記受信信号が与えられる。

20

【0054】

このように各圧電素子の個別電極と集積回路内の回路との間にシールド電極が配置されるので、浮遊容量の影響は、小さく、信号損失を低減することができる。また、個別電極とシールド電極との間の容量による影響は、両電極が同電位であるので、信号損失は、無い。こうして、上記構成の超音波振動子は、圧電素子の各個別電極と集積回路の配線層や基板との間の配線容量の減少に加えて、浮遊容量による読み出し信号の損失を低減することができる。また、前記シールド電極は、集積回路の製造プロセスで形成できるので、製造も容易である。

30

【0055】

また、他の一態様では、上述の超音波振動子において、好ましくは、前記各圧電素子は、有機圧電素子である。

【0056】

この構成によれば、有機圧電素子は、それ自体の出力インピーダンスが高いので、さらに効果が大きく、また、有機圧電素子は、広帯域であるため、ハーモニックイメーシングのための高調波受信に好適である。

【0057】

また、他の一態様では、上述の超音波振動子において、好ましくは、前記各圧電素子の個別電極は、前記集積回路の配線層に形成される。

40

【0058】

P Z T などの無機圧電素子は、個別の素子に切出されるのに対して、P V D F などから成る有機圧電素子は、シート状に形成され、個別電極を形成することによって個別の素子となる。この構成によれば、前記各圧電素子の個別電極を、前記集積回路の配線層に形成することで、圧電素子と集積回路との接合に位置合わせの必要がなく、組立が容易となる。また、電極は、集積回路の製造プロセスで形成できるので、製造も容易である。

【0059】

また、他の一態様では、これら上述の超音波振動子において、好ましくは、前記有機圧電素子は、受信用として使用され、前記集積回路の前記有機圧電素子とは反対側には、送

50

信を行う無機圧電素子が配置される。

【0060】

この構成によれば、集積回路において、有機圧電素子が配置される側とは反対側に、送信用の無機圧電素子が配置され、前記有機圧電素子は、受信用として使用される。

【0061】

このため、このような構成の超音波振動子は、無機圧電素子によって、有機圧電素子より大パワーで送信することができ、高いS/Nの受信信号を得ることができる。また、前記シールド電極が受信用有機圧電素子の個別電極と送信用無機圧電素子の共通電極との間に介在されるので、このような構成の超音波振動子は、それらの間の浮遊容量の影響も低減することができる。

10

【0062】

また、他の一態様では、上述の超音波振動子において、好ましくは、前記集積回路は、シリコン基板に作成され、その厚みは、送信超音波の波長の1/4である。

【0063】

この構成によれば、受信信号のインピーダンス変換を行う集積回路を送信用の無機圧電素子と受信用の有機圧電素子との間に配置すると、送信超音波がこの集積回路を通過して被検体側へ出てゆくことになる。そこで、前記集積回路を、音響インピーダンスが無機圧電素子より小さく有機圧電素子より大きいシリコンの基板に形成し、その厚みを送信超音波の波長の1/4とすることによって、該シリコン基板が音響整合層として働く。

【0064】

このため、このような構成の超音波振動子は、送信超音波の損失が小さくなり、その分、高いS/Nの受信信号を得ることができる。

20

【0065】

また、他の一態様では、これら上述の超音波振動子において、好ましくは、前記インピーダンス変換回路のゲインは、1である。

【0066】

この構成によれば、シールド電極に、対応する圧電素子の個別電極で得られる受信信号と同相の信号をインピーダンス変換回路から与える場合に、前記インピーダンス変換回路のアンプゲインが1であることで、高周波である高調波の受信信号に対する遅れが少なく、また広帯域化も容易である。

30

【0067】

また、他の一態様にかかる超音波診断装置は、被検体に対し超音波を送受信する超音波探触子と、前記被検体に対し超音波を送信するために前記超音波探触子へ送信信号を出力するとともに、前記被検体からの超音波を前記超音波探触子で受信することによって得られた受信信号に基づいて前記被検体の内部状態を超音波画像として画像化する診断装置本体とを備え、前記超音波探触子は、これら上述のいずれかの超音波振動子を用いるものである。

【0068】

この構成によれば、読出し信号の損失の少ない超音波診断装置を実現することができる。

40

【0069】

この出願は、2009年7月23日に出願された日本国特許出願特願2009-171981を基礎とするものであり、その内容は、本願に含まれるものである。

【0070】

本発明を表現するために、上述において図面を参照しながら実施形態を通して本発明を適切且十分に説明したが、当業者であれば上述の実施形態を変更および／または改良することは容易に為し得ることであると認識すべきである。したがって、当業者が実施する変更形態または改良形態が、請求の範囲に記載された請求項の権利範囲を離脱するレベルのものでない限り、当該変更形態または当該改良形態は、当該請求項の権利範囲に包括されると解釈される。

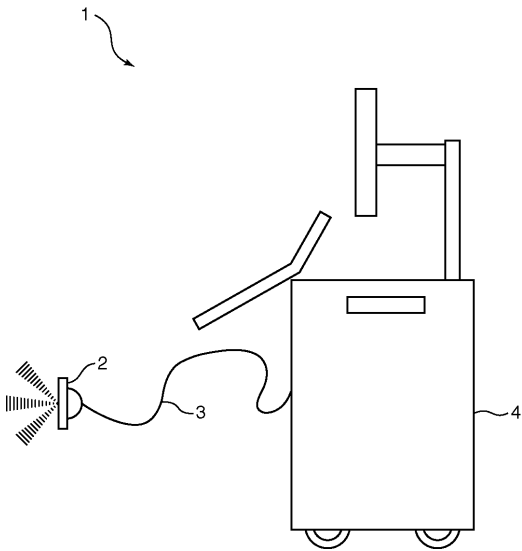
50

【産業上の利用可能性】

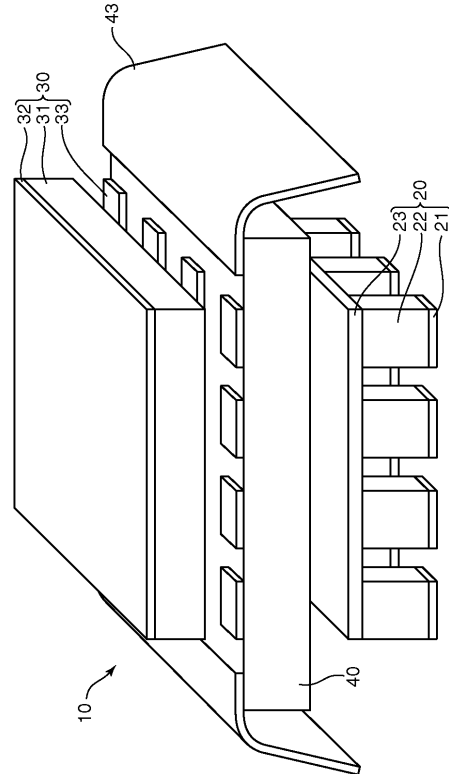
【0071】

本発明によれば、超音波振動子およびそれを用いた超音波診断装置を提供することができる。

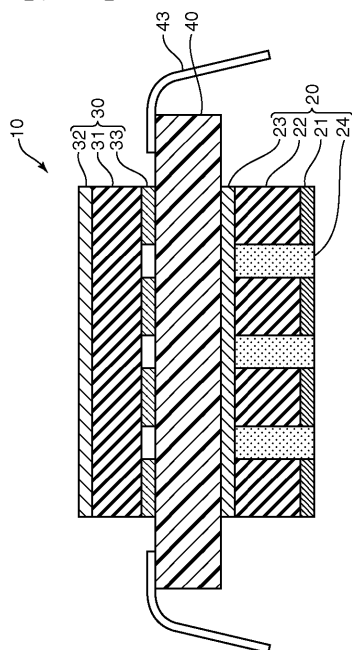
【図1】



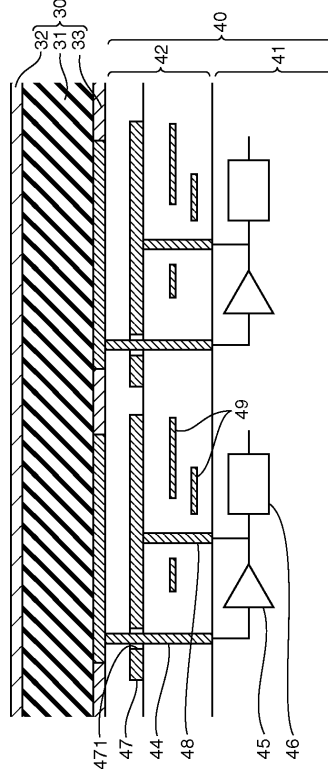
【図2】



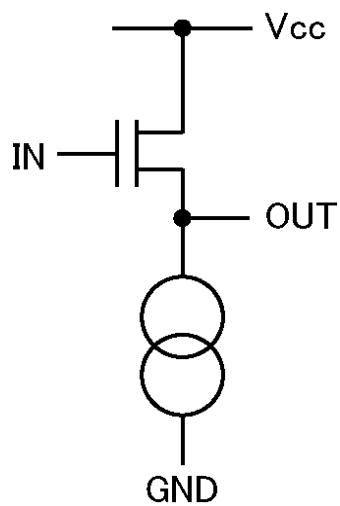
【 図 3 】



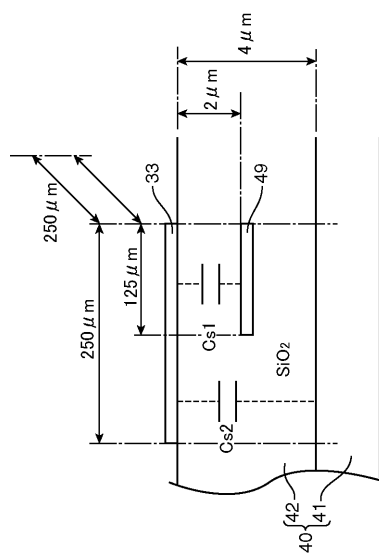
【图 4】



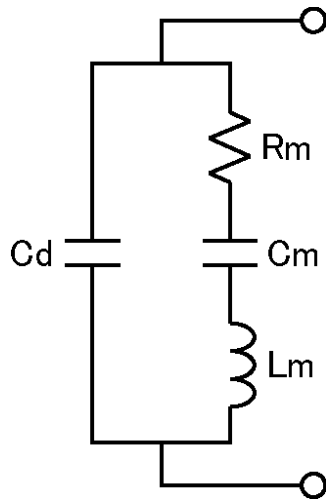
【図 5】



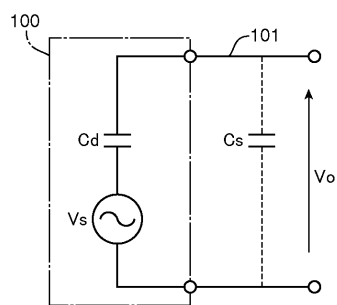
【图 6】



【図 7】



【図 8】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/001630

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01)i, H04R17/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00, H04R17/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-229328 A (Olympus Medical Systems Corp.), 13 September 2007 (13.09.2007), paragraphs [0064] to [0066]; fig. 3 & US 2009/0001853 A1 & WO 2007/099746 A1	1-7
A	JP 5-66138 A (Toshiba Corp.), 19 March 1993 (19.03.1993), paragraphs [0002] to [0004]; fig. 7 (Family: none)	1-7

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
07 June, 2010 (07.06.10)Date of mailing of the international search report
15 June, 2010 (15.06.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/001630	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i, H04R17/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00, H04R17/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2007-229328 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2007.09.13 段落 64-66、図 3 & US 2009/0001853 A1 & WO 2007/099746 A1	1-7	
A	JP 5-66138 A（株式会社東芝） 1993.03.19 段落 2-4、図 7 （ファミリーなし）	1-7	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 07.06.2010		国際調査報告の発送日 15.06.2010	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 右高 孝幸	2Q 9808 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C601 EE03 GB06 GB15 GB19 GB20 GB22 GB29 GB41 GB44 GB45
5D019 BB17 FF04

(注) この公表は、国際事務局(W I P O)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波振荡器和使用其的超声波诊断装置		
公开(公告)号	JPWO2011010413A1	公开(公告)日	2012-12-27
申请号	JP2010529190	申请日	2010-03-09
[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		
[标]发明人	水本賢次 佐藤一睦		
发明人	水本 賢次 佐藤 一睦		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4405 A61B8/4483 B06B1/0629		
FI分类号	H04R17/00.332.B A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/GB06 4C601/GB15 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB22 4C601/GB29 4C601/GB41 4C601/GB44 4C601/GB45 5D019/BB17 5D019/FF04		
代理人(译)	樱井 智		
优先权	2009171981 2009-07-23 JP		
其他公开文献	JP4605320B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在本发明的超声换能器和使用该超声换能器的超声诊断设备中，例如，有机压电元件阵列30和以二维阵列设置多个压电元件的集成电路40在接收的超声波的行进方向上依次排列。屏蔽电极47形成在集成电路40的布线层42上，以根据多个压电元件的电极间距覆盖各个电极，并且每个屏蔽电极47具有对应的屏蔽电极47。经由电路45从压电元件接收到的信号对应于低阻抗。

