

(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2019-76122

(P2019-76122A)

(43) 公開日 令和1年5月23日(2019.5.23)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2017-202923 (P2017-202923) (22) 出願日 平成29年10月19日 (2017.10.19)</p>	<p>(71) 出願人 000001270 コニカミノルタ株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 (74) 代理人 100105050 弁理士 鷺田 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 (72) 発明者 中山 雄太 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 GB06 GB16 GB40 GB41 GB45 HH35</p>
--	---

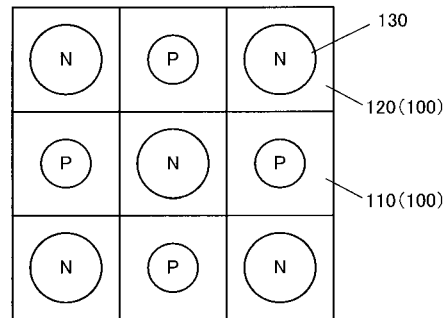
(54) 【発明の名称】 超音波トランスデューサーおよび超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】異なる共振周波数の圧電セルを複数有する場合に、圧電セル同士を位相整合させて広帯域特性を得ることができる超音波トランスデューサーおよび超音波診断装置を提供する。

【解決手段】複数のpMUTセル(pMUTセル100)が配列された超音波トランスデューサーであって、複数のpMUTセルは、複数の共振周波数を有し、複数のpMUTセルのそれぞれは、厚さ方向である第1方向、または、第1方向の反対向きの第2方向に分極された圧電膜(圧電膜130)を有する。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の p M U T セルが配列された超音波トランスデューサーであって、
前記複数の p M U T セルは、複数の共振周波数のうちの 1 つの共振周波数を有し、
前記複数の p M U T セルのそれぞれは、厚さ方向である第 1 方向、または、前記第 1 方向の反対向きの第 2 方向に分極された圧電膜を有する、
超音波トランスデューサー。

【請求項 2】

前記複数の p M U T セルは、互いに異なる 2 種類の共振周波数を有し、
前記 2 種類の共振周波数を有する前記複数の p M U T セルは、互いに異なる分極方向の
前記圧電膜を有する、
請求項 1 に記載の超音波トランスデューサー。

10

【請求項 3】

前記複数の p M U T セルのそれぞれが有する圧電膜の分極方向を前記第 1 方向または前記第 2 方向に切り替える分極部と、
前記圧電膜の分極方向を前記第 1 方向または前記第 2 方向に切り替えるように前記分極部を制御する制御部と、
をさらに有する請求項 1 に記載の超音波トランスデューサー。

【請求項 4】

前記制御部は、隣接した 2 つの前記 p M U T セルが互いに異なる方向に分極されるよう
に前記分極部を制御する、
請求項 3 に記載の超音波トランスデューサー。

20

【請求項 5】

前記制御部は、前記超音波トランスデューサーを用いて撮像する目的部位に基づいて前記 p M U T セルの圧電方向を切り替えるように前記分極部を制御する、
請求項 3 または 4 に記載の超音波トランスデューサー。

【請求項 6】

前記制御部は、前記前記超音波トランスデューサーを用いた超音波の送信時と受信時とで前記 p M U T セルの圧電方向を切り替えるように前記分極部を制御する、
請求項 3 または 4 に記載の超音波トランスデューサー。

30

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の超音波トランスデューサーを有する、
超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波トランスデューサーおよび超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波診断装置の超音波トランスデューサー（超音波探触子又は超音波プローブと称されることもある）として、半導体微細加工技術（MEMS：Micro Electro Mechanical System）による p M U T（Piezoelectric Micromachined Ultrasound Transducer）や c M U T（Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer）の開発が行われている。

40

【0003】

MEMS を利用した超音波トランスデューサーの圧電セル（振動子）は高周波数適性および高感度性には優れているものの、狭帯域特性が課題とされている。これを解決するため、例えば特許文献 1 では、静電容量型超音波トランスデューサー（c M U T）において、ばね定数が高い振動膜を有するセルとばね定数が低い振動膜を有するセルとを混在させることで、広帯域化を図る技術が開示されている。また、特許文献 2 には、共振周波数が

50

互いに異なる p M U T を混在させることで広帯域化を図るだけでなく、隣接チャネルセルの共振周波数をずらしてクロストークを低減させる技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】米国特許第5870351号明細書

【特許文献2】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】

【0005】

特許文献1および2では、各圧電セルでの共振周波数に関する振幅特性を調整している。しかしながら、圧電セルは、振幅特性の他に、位相特性を有する。位相特性の異なる複数の圧電セルが同時駆動すると、位相が反転した場合には圧電セル同士の音圧が互いを打ち消し合ってしまう（反結合となる）。この結果、全体の出力音圧が低下して狭帯域となり、超音波トランスデューサーの感度が低下してしまう。このため、圧電セル同士を位相整合させて広帯域特性を得ることができる超音波トランスデューサーが要望されている。

【0006】

本発明の目的は、異なる共振周波数の圧電セルを複数有する場合に、圧電セル同士を位相整合させて広帯域特性を得ることができる超音波トランスデューサーおよび超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の超音波トランスデューサーは、複数の p M U T セルが配列された超音波トランスデューサーであって、前記複数の p M U T セルは、複数の共振周波数のうちの1つの共振周波数を有し、前記複数の p M U T セルのそれぞれは、厚さ方向である第1方向、または、前記第1方向の反対向きの第2方向に分極された圧電膜を有する。

【0008】

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を有する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、異なる共振周波数の圧電セルを複数有する場合に、圧電セル同士を位相整合させて広帯域特性を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】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氣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4】第1の実施の形態の信号処理回路の構成例を示すブロック図

【図5】p M U T エレメントにおける p M U T セルの配列について説明するための図

【図6A】隣接する p M U T セルが並列に接続された構成を示す図

【図6B】隣接する p M U T セルが直列に接続された構成を示す図

【図7】第2の実施の形態の信号処理回路の構成例を示すブロック図

【図8】分極回路を構成するセル分極回路について説明するための図

【発明を実施するための形態】

【0011】

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。

【0012】

< 第1の実施の形態 >

10

20

30

40

50

以下、本発明の第 1 の実施の形態について説明する。

【 0 0 1 3 】

[超音波診断装置の構成]

図 1 は、本実施の形態に係る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氣的な構成例を示すブロック図である。

【 0 0 1 4 】

超音波診断装置 1 は、超音波診断装置本体 1 0 と、超音波探触子 2 0 と、ケーブル 3 0 とを有する構成を採る。

【 0 0 1 5 】

超音波探触子 2 0 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。

10

【 0 0 1 6 】

超音波診断装置本体 1 0 は、ケーブル 3 0 を介して超音波探触子 2 0 と接続され、超音波探触子 2 0 へケーブル 3 0 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 0 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 1 0 は、超音波探触子 2 0 が受信した超音波信号に基づいて超音波探触子 2 0 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。

【 0 0 1 7 】

具体的には、超音波診断装置本体 1 0 は、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、を含む構成を採る。

20

【 0 0 1 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または被検体に関する情報を入力する。操作入力部 1 1 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 1 9 】

送信部 1 2 は、ケーブル 3 0 を介して、制御部 1 6 から受け取る制御信号（駆動信号）を超音波探触子 2 0 へ送信する。

【 0 0 2 0 】

受信部 1 3 は、超音波探触子 2 0 からケーブル 3 0 を介して送信される受信信号を受信する。そして、受信部 1 3 は、受信した超音波信号を画像処理部 1 4 へ出力する。

30

【 0 0 2 1 】

画像処理部 1 4 は、制御部 1 6 の指示に従って、受信部 1 3 から受け取る超音波信号を用いて被検体内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 2 】

表示部 1 5 は、制御部 1 6 の指示に従って、画像処理部 1 4 において生成された超音波画像を表示する。

【 0 0 2 3 】

制御部 1 6 は、操作入力部 1 1、送信部 1 2、受信部 1 3、画像処理部 1 4、表示部 1 5 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。また、制御部 1 6 は、送信部 1 2 および受信部 1 3 を介して、超音波探触子 2 0 の制御を行う。

40

【 0 0 2 4 】

[超音波探触子 2 0 の構成]

図 3 は、超音波探触子 2 0 の構成について説明するための図である。超音波探触子 2 0 は、保護層 2 1 と、p M U T エレメント 2 2 と、パッキング材 2 3 と、信号処理回路 2 4（後述する第 2 の実施の形態では信号処理回路 2 4 A）とを備えている。

【 0 0 2 5 】

保護層 2 1 は、p M U T エレメント 2 2 を保護するものである。この保護層 2 1 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ンゴム等で形成されている。

50

【 0 0 2 6 】

p M U T エレメント 2 2 は、M E M S (M i c r o E l e c t r o M e c h a n i c a l S y s t e m s) 技術を用いて製造された複数の p M U T セルが配列された p M U T アレイである。p M U T エレメントを構成する複数の p M U T セルは、複数の共振周波数のうちの 1 つの共振周波数を有する (詳細は後述) 。個々の p M U T セルからはそれぞれ電極線が引き出され、後述する信号処理回路 2 4 と接続されている。

【 0 0 2 7 】

バッキング材 2 3 は、p M U T エレメント 2 2 で発生する不要振動を減衰する。信号処理回路 2 4 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 3 0 を介して超音波診断装置本体 1 0 に接続されている。

10

【 0 0 2 8 】

信号処理回路 2 4 は、超音波診断装置本体 1 0 の制御に基づいて、p M U T エレメント 2 2 を駆動して超音波を送信させる駆動信号を生成する。また、信号処理回路 2 4 は、p M U T エレメント 2 2 が受信した超音波に基づいて生成した受信信号に対して所定の信号処理を行い、超音波診断装置本体 1 0 へ送信する。

【 0 0 2 9 】

[信号処理回路 2 4 の構成]

図 4 は、第 1 の実施の形態の信号処理回路 2 4 の構成例を示すブロック図である。図 4 に示すように、信号処理回路 2 4 は接続部 2 4 1、送受信回路 2 4 2、駆動回路 2 4 3 を有する。接続部 2 4 1 は、送受信回路 2 4 2 と p M U T エレメント 2 2 の各 p M U T セル 1 0 0 (図 5 参照) から引き出された電極線とを接続している。

20

【 0 0 3 0 】

送受信回路 2 4 2 は、駆動回路 2 4 3 の制御に基づいて、p M U T エレメント 2 2 に対し、接続部 2 4 1 を介して超音波を送信する送信制御を行う。また、送受信回路 2 4 2 は、p M U T エレメント 2 2 が受信した超音波に基づいて生成した受信信号を、駆動回路 2 4 3 を介して超音波診断装置本体 1 0 に送信する受信制御を行う。

【 0 0 3 1 】

駆動回路 2 4 3 は、超音波診断装置本体 1 0 からの制御信号に基づいて、送受信回路 2 4 2 の制御を行う。また、駆動回路 2 4 3 は、超音波診断装置本体 1 0 の制御に基づいて、送受信回路 2 4 2 における送信制御と受信制御の切り替えを適宜行う。

30

【 0 0 3 2 】

[p M U T エレメント 2 2 の構成]

図 5 は、p M U T エレメント 2 2 における p M U T セル 1 0 0 の配列について説明するための図である。

【 0 0 3 3 】

図 5 には、3 × 3 の 2 次元配列された p M U T セル 1 0 0 が例示されている。図 5 に示す p M U T セル配列は、p M U T エレメント 2 2 の一部であり、実際にはより多数の p M U T セル 1 0 0 の配列により、p M U T エレメント 2 2 は構成されている。図 5 に示すように、本実施の形態では、高周波セル 1 1 0 と低周波セル 1 2 0 とが縦横に交互に配列されている。本実施の形態では、高周波セル 1 1 0 は、セルを構成する圧電膜 1 3 0 の径を比較的小さくすることで、比較的高い共振周波数を有し、低周波セル 1 2 0 では、セルを構成する圧電膜 1 3 0 の径が比較的大きくすることで、比較的低い共振周波数を有するように構成される。

40

【 0 0 3 4 】

各 p M U T セル 1 0 0 の圧電膜 1 3 0 は、予め所定の方向に分極されている。本実施の形態において、高周波セル 1 1 0 と、低周波セル 1 2 0 とでは圧電膜 1 3 0 の分極方向が互いに反対向きとなっている。すなわち、低周波セル 1 2 0 側から高周波セル 1 1 0 側へ分極方向が反転するようになっている。

【 0 0 3 5 】

圧電膜 1 3 0 は、通常厚さ方向に分極されている。高周波セル 1 1 0 が第 1 方向 (例え

50

ば圧電膜 130 の下側から上側へ向かう方向)に分極されている場合、低周波セル 120 は第 1 方向と反対向きの第 2 方向(圧電膜 130 の上側から下側に向かう方向)に分極される。以下の説明において、第 1 方向を分極方向「P」、第 2 方向を分極方向「N」と記載する。

【0036】

各 pMUTセル 100 の圧電膜 130 の分極方向は、例えば pMUTエレメント 22 の製造工程において行われる分極処理によって決定されればよい。pMUTエレメント 22 の製造工程における分極処理では、各 pMUTセル 100 は、例えば、圧電膜 130 を挟むように配置される上部電極と下部電極との間に所定の電圧を印加することで分極方向 P または N に分極される。

10

【0037】

[第 1 の実施の形態の効果]

このように、本第 1 の実施の形態において、pMUTエレメント 22 は、高周波セル 110 と低周波セル 120 とが縦横に交互に配列されており、高周波セル 110 と低周波セル 120 とで圧電膜 130 の分極方向が反対向きとなっている。このような構成により、隣接する 2 つの pMUTセル 100 において位相が整合されるので、位相不整合により感度が低下してしまう周波数帯が生じる事態を回避することができる。

【0038】

なお、従来、pMUTエレメントが有する pMUTセルの位相整合を行う方法として、共振周波数によって pMUTセルの構造を異ならせることにより粘性係数を調整する方法があった。具体的には、例えば圧電膜により構成されるダイアフラムの支持構造に穴を設けたり、ダイアフラム背面に設けられる開口部に適宜樹脂等を封止したり、ダイアフラム構造を樹脂等で覆ったりする方法である。しかしながら、このような方法で位相整合を試みた場合、セル毎に構造を変える必要があり、製造コストが増大してしまう。

20

【0039】

また、従来、pMUTエレメントが有する pMUTセルの位相整合を行う方法としては、送信波形を pMUTセル毎に異ならせることにより行う方法もあった。しかしながら、この方法では、周波数特性が異なる pMUTセル毎に異なる送信制御が必要となり、駆動回路が複雑化して製造コストが増大する。

【0040】

第 1 実施の形態では、上記したように pMUTエレメント 22 の構造は従来と同様であり、製造工程において行われる pMUTセル 100 毎の分極処理によって位相制御を行うことができるので、従来の方法と比較して低コストで位相整合を実現することができ、好適である。

30

【0041】

<第 2 の実施の形態>

以下、本発明の第 2 の実施の形態について説明する。第 1 の実施の形態では、pMUTエレメント 22 の製造時に pMUTセル 100 毎の分極方向が決定されていたが、第 2 の実施の形態では、pMUTセル 100 毎の分極方向を任意に制御する点において第 1 の実施の形態と異なる。なお、第 2 の実施の形態の説明において、第 1 の実施の形態と同様の構成については同一の符号を付して説明し、新たな説明を省略する。

40

【0042】

[pMUTセル 100 同士の接続方式]

まず、pMUTセル 100 同士の接続方式について説明する。

【0043】

図 6 A および図 6 B は、隣接する pMUTセル 100 同士の接続方式について説明するための図である。図 6 A は、隣接する pMUTセル 100__1, 100__2 が並列に接続された構成を示している。また、図 6 B は、隣接する pMUTセル 100__1, 100__2 が直列に接続された構成を示している。なお、図示は省略するが、pMUTセル 100__1, 100__2 は、図示されていない他の pMUTセルとも同様に接続されているもの

50

とする。

【0044】

図6Aに示すように、pMUTセル100__1, 100__2が並列接続された場合、pMUTセル100__1の上部電極101__1とpMUTセル100__2の上部電極101__2同士、およびpMUTセル100__1の下部電極102__1とpMUTセル100__2の下部電極102__2同士がそれぞれ接続される。なお、上部電極101__1および下部電極102__1は、pMUTセル100__1の有する圧電膜130__1が上下に配置された電極であり、上部電極101__2および下部電極102__2は、pMUTセル100__2の有する圧電膜130__2が上下に配置された電極である。

【0045】

一方、図6Bに示すように、pMUTセル100__1, 100__2が直列接続された場合、pMUTセル100__1の上部電極101__1とpMUTセル100__2の下部電極102__1とが接続され、pMUTセル100__1の下部電極102__1とpMUTセル100__2の上部電極101__2とが接続される。

【0046】

[信号処理回路24Aの構成]

次に、第2の実施の形態の信号処理回路24Aについて説明する。図7は、信号処理回路24Aの構成例を示すブロック図である。図7に示すように、第2の実施の形態の信号処理回路24Aは、第1の実施の形態の信号処理回路24の構成に加えて分極回路244を有する。分極回路244は本発明の分極部の一例である。

【0047】

第2の実施の形態において、接続部241は、送受信回路242および分極回路244とpMUTエレメント22の各pMUTセル100から引き出された電極線とを接続している。

【0048】

送受信回路242は、駆動回路243の制御に基づいて、pMUTエレメント22に対し、接続部241を介して超音波を送信する送信制御を行う。また、送受信回路242は、pMUTエレメント22が受信した超音波に基づいて生成した受信信号を、駆動回路243を介して超音波診断装置本体10に送信する受信制御を行う。

【0049】

駆動回路243は、超音波診断装置本体10からの制御信号に基づいて、送受信回路242および分極回路244の制御を行う。分極回路244の制御を行う駆動回路243は、本発明の制御部の一例である。

【0050】

分極回路244は、駆動回路243の制御に基づいて、pMUTエレメント22の各pMUTセル100が有する圧電膜130に対して所定の電圧を印加することで分極処理を行う。この分極処理により、隣接する2つのpMUTセル100が互いに分極反転した状態となることで、隣接したpMUTセル100の位相が整合される。

【0051】

[分極回路244の構成]

図8は、分極回路244を構成するセル分極回路について説明するための図である。図8は、隣接する2つのpMUTセル100__1, 100__2と、それぞれに対応するセル分極回路244__1, 244__2を例示した図である。実際には、分極回路244は、pMUTエレメント22に含まれるpMUTセル100の数に対応した数のセル分極回路を有する。

【0052】

図8に示すように、セル分極回路244__1は、4個のスイッチング素子S11~S14を有する。同様に、セル分極回路244__2は、4個のスイッチング素子S21~S24を有する。それぞれのスイッチング素子は、例えばMOSFET(Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor)である。スイッチング素子S11~S14のゲート

10

20

30

40

50

は、図 7 に示す駆動回路 2 4 3 に接続されており、駆動回路 2 4 3 の制御によってオン / オフされる。

【 0 0 5 3 】

図 8 に示すように、p M U T セル 1 0 0 _ 1 の上部電極 1 0 1 _ 1 は、スイッチング素子 S 1 1 のドレインおよびスイッチング素子 S 1 2 のドレインに接続されており、下部電極 1 0 2 _ 1 は、スイッチング素子 S 1 3 のドレインおよびスイッチング素子 S 1 4 のドレインに接続されている。同様に、p M U T セル P 2 の上部電極 1 0 1 _ 2 は、スイッチング素子 S 2 1 のドレインおよびスイッチング素子 S 2 2 のドレインに接続されており、下部電極 1 0 2 _ 2 は、スイッチング素子 S 2 3 のドレインおよびスイッチング素子 S 2 4 のドレインに接続されている。このような構成により、下記のような分極制御が行われる。

10

【 0 0 5 4 】

[駆動回路 2 4 3 による分極制御]

駆動回路 2 4 3 は、超音波診断装置本体 1 0 の制御に基づいて、分極回路 2 4 4 の分極制御を行う。以下では、駆動回路 2 4 3 による分極制御について説明する。なお、駆動回路 2 4 3 による分極制御は、p M U T セル 1 0 0 同士の接続方式によって変わるため、以下ではそれぞれの場合について説明する。

【 0 0 5 5 】

・ p M U T セル同士が並列接続の場合

下記表 1 は、隣接する p M U T セル 1 0 0 _ 1 , 1 0 0 _ 2 が並列接続の場合 (図 6 A の場合) の、駆動回路 2 4 3 による分極回路 2 4 4 のスイッチング素子 S 1 1 ~ S 1 4 , S 2 1 ~ S 2 4 のオン / オフ制御について示している。

20

【 0 0 5 6 】

【 表 1 】

分極状態	セル分極回路244_1				セル分極回路244_2			
	S11	S12	S13	S14	S21	S22	S23	S24
PP	ON	OFF	OFF	ON	ON	OFF	OFF	ON
PN	ON	OFF	OFF	ON	OFF	ON	ON	OFF
NP	OFF	ON	ON	OFF	ON	OFF	OFF	ON
NN	OFF	ON	ON	OFF	OFF	ON	ON	OFF

30

【 0 0 5 7 】

表 1 における分極欄の「 P 」および「 N 」は、第 1 の実施の形態と同様に、p M U T セル 1 0 0 _ 1 , 1 0 0 _ 2 の圧電膜 1 3 0 の分極方向を示しており、「 P 」と「 N 」とは互いに反対方向である。分極方向「 P 」は下側から上側へ向かう方向 (第 1 方向) であり、分極方向「 N 」は上側から下側へ向かう方向 (第 2 方向) である。

【 0 0 5 8 】

また、表 1 において、「 P P 」とは p M U T セル 1 0 0 _ 1 , 1 0 0 _ 2 がともに分極方向「 P 」である状態を示し、「 N N 」とは p M U T セル 1 0 0 _ 1 , 1 0 0 _ 2 がともに分極方向「 N 」である状態を示す。さらに、表 1 において、「 P N 」とは p M U T セル 1 0 0 _ 1 が分極方向「 P 」、p M U T セル 1 0 0 _ 2 が分極方向「 N 」であることを示し、「 N P 」とは p M U T セル 1 0 0 _ 1 が分極方向「 N 」、p M U T セル 1 0 0 _ 2 が分極方向「 P 」であることを示す。

40

【 0 0 5 9 】

駆動回路 2 4 3 が表 1 のように分極回路 2 4 4 の各スイッチング素子 S 1 1 ~ S 1 4 , S 2 1 ~ S 2 4 を制御することで、隣接する 2 つの p M U T セル 1 0 0 _ 1 , 1 0 0 _ 2 の分極方向が揃った状態 (分極非反転) と互いに反転した状態 (分極反転) とを遷移する。これにより、隣接する 2 つの p M U T セル 1 0 0 _ 1 , 1 0 0 _ 2 の位相整合 (分極反転時) と位相不整合 (分極非反転時) が実現される。

50

【 0 0 6 0 】

ここで、並列接続された2つのpMUTセル100__1, 100__2は、分極反転(上記表1の「PN」および「NP」)時には見かけ上直列接続されていると見なすことができる。何故なら、分極方向PとNとではpMUTセル100__1, 100__2の上下電極における電荷の正負が反対となり、例えば分極状態PNの場合、正電荷の上部電極101__1と負電荷の上部電極101__2とが接続され、負電荷の下部電極102__1と正電荷の下部電極102__2とが接続されるからである。

【 0 0 6 1 】

・ pMUTセル同士が直列接続の場合

下記表2は、隣接するpMUTセル100__1, 100__2が直列接続の場合(図6Bの場合)の、駆動回路243による分極回路244のスイッチング素子S11~S14, S21~S24のオン/オフ制御について示している。

【 0 0 6 2 】

【表2】

分極状態	セル分極回路244_1				セル分極回路244_2			
	S11	S12	S13	S14	S21	S22	S23	S24
PP	ON	OFF	OFF	ON	OFF	ON	ON	OFF
PN	ON	OFF	OFF	ON	ON	OFF	OFF	ON
NP	OFF	ON	ON	OFF	OFF	ON	ON	OFF
NN	OFF	ON	ON	OFF	ON	OFF	OFF	ON

【 0 0 6 3 】

駆動回路243が表2のように分極回路244の各スイッチング素子S11~S14, S21~S24を制御することで、隣接する2つのpMUTセル100__1, 100__2の分極方向が揃った状態(分極非反転)と互いに反転した状態(分極反転)とを遷移する。これにより、pMUTセル同士が並列接続されている場合と同様に、隣接する2つのpMUTセル100__1, 100__2の位相整合(分極反転時)と位相不整合(分極非反転時)が実現される。

【 0 0 6 4 】

ここで、直列接続された2つのpMUTセル100__1, 100__2は、分極反転(上記表2の「PN」および「NP」)時には見かけ上並列接続されていると見なすことができる。何故なら、例えば分極状態PNの場合、正電荷の上部電極101__1と正電荷の下部電極102__2とが接続され、負電荷の下部電極102__1と負電荷の上部電極101__2とが接続されるからである。

【 0 0 6 5 】

【第2の実施の形態の効果】

このように、第2の実施の形態において、超音波探触子20は、高周波数セルと低周波数セルとを含む複数のpMUTセル100配列を有し、隣接する2つのpMUTセル100同士が並列接続または直列接続されたpMUTエレメント22と、pMUTセル100の圧電膜130の分極方向を制御する分極回路244および駆動回路243と、を有する。分極回路244および駆動回路243により、隣接する2つのpMUTセル100__1, 100__2の分極方向が互いに反対方向(分極反転)に制御されると、共振周波数が異なる2つのpMUTセル100の位相が整合する。また、分極反転状態では、pMUTセル100同士の接続方式(並列または直列)が見かけ上入れ替わる。これにより、超音波診断装置1の使用目的に応じてpMUTエレメント22の特性を好適に制御することができる。

【 0 0 6 6 】

以下、第2の実施の形態に係る超音波診断装置1によって生じうる効果について、具体例を挙げて説明する。まず、上記したように、隣接する2つのpMUTセル100の分極

10

20

30

40

50

反転により、これらの p M U T セル 1 0 0 の位相を整合させることができる。これにより、第 1 の実施の形態と同様に、p M U T エレメント 2 2 全体で位相不整合による感度低下を防止することができる。

【 0 0 6 7 】

また、第 2 の実施の形態では、分極回路 2 4 4 が p M U T セル 1 0 0 の分極方向を制御することによって、隣接する p M U T セル 1 0 0 の接続方式を見かけ上制御することができる。

【 0 0 6 8 】

一般に、超音波診断装置では、p M U T セルが有する厚さ数ミクロンの圧電膜の厚さ方向の両面に電極を配置する構成では、低い電圧で大きな電界強度を印加可能となり、大きな音圧を得ることができる。ところが、受信時には電極間隔が小さいことから、応力に対して得られる電圧が小さい。超音波診断においては、安全性のため体内に入れられる超音波の強度は規定されているため、受信感度を送信音圧で補うことはできない。従って、高画質の画像を得るためには、所定の受信感度を確保する必要がある。従来、送信音圧の強度を上げずに受信感度を補うための方法として、複数の p M U T セルを直列接続することで、数倍の電圧感度を得る方法があった。ただし、直列接続では、送信感度（単位電圧あたりの音圧値）が低下してしまうという不利益が生じる。

10

【 0 0 6 9 】

第 2 の実施の形態に係る超音波診断装置 1 では、上記したように駆動回路 2 4 3 の制御により、隣接する p M U T セル 1 0 0 の分極方向を反転させることで、p M U T セル 1 0 0 同士の接続方式（並列または直列）を見かけ上入れ替えることができる。このため、p M U T セル 1 0 0 同士が並列接続されている場合でも、例えば送信時には分極反転せず、受信時には分極反転するように駆動回路 2 4 3 が制御を行うことで、送信感度を低下させずに、十分な受信感度を確保することができるようになる。p M U T セル 1 0 0 同士が直列接続されている場合でも同様である。

20

【 0 0 7 0 】

以下の表 3 は、第 2 の実施の形態にて説明した、2 種類の共振周波数を有する p M U T セル 1 0 0 が混在した p M U T エレメント 2 2 において、隣接する 2 セルの分極状態と接続方式とによって得られる特性について示した表である。

【 0 0 7 1 】

30

【表 3】

接続方式 分極状態	並列接続	直列接続
分極非反転 (PP, NN)	狭帯域 (高感度)	広帯域 (高分解能)
	高容量 (低インピーダンス)	低容量 (高インピーダンス)
分極反転 (PN, NP)	広帯域 (高分解能)	狭帯域 (高感度)
	低容量 (高インピーダンス)	高容量 (低インピーダンス)

【 0 0 7 2 】

40

なお、表 3 における並列接続とは、見かけ上の並列接続、すなわち実際には直列接続されているが分極反転時に見かけ上並列接続となる場合を含む。同様に、表 3 における直列接続とは、見かけ上の直列接続、すなわち実際には並列接続されているが分極反転時に見かけ上直列接続となる場合を含む。

【 0 0 7 3 】

表 3 に示すように、分極状態と接続方式との組み合わせによって、p M U T エレメント 2 2 の特性を変化させることができる。すなわち、位相整合するように組み合わせれば広帯域特性を獲得できる一方、意図的に位相不整合とすることで狭帯域特性を獲得し、高感度の帯域を利用することができるようになる。

【 0 0 7 4 】

50

< 作用・効果 >

本発明の超音波トランスデューサー（超音波探触子 2 0）は、複数の p M U T セル（p M U T セル 1 0 0）が配列された超音波トランスデューサーであって、複数の p M U T セルは、複数の共振周波数を有し、複数の p M U T セルのそれぞれは、厚さ方向である第 1 方向と第 1 方向の反対向きの第 2 方向のいずれかの方向に分極された圧電膜（圧電膜 1 3 0）を有する。

【 0 0 7 5 】

このような構成により、本発明の超音波トランスデューサーは、全体として位相が整合されるので、広帯域特性を得ることができる。

【 0 0 7 6 】

また、本発明の超音波トランスデューサーは、複数の p M U T セルのそれぞれが有する圧電膜の分極方向を切り替える分極回路（分極回路 2 4 4）と、複数の p M U T セルのそれぞれが有する圧電膜の厚さ方向である第 1 方向、または、第 1 方向の反対向きの第 2 方向に分極されるように分極回路を制御する駆動回路（駆動回路 2 4 3）と、をさらに有する。

【 0 0 7 7 】

このような構成により、本発明の超音波トランスデューサーは、p M U T セル同士の位相を整合させて広帯域特性を得るだけでなく、意図的に位相を不整合とすることで狭帯域特定を得る等、種々の特性を獲得することができる。具体的には、例えば低深度のターゲットを撮像したい場合には広帯域特性を獲得して分解能を優先し、高深度のターゲットを撮像したい場合には狭帯域特性を獲得して感度を優先するようにすればよい。また、例えば送信時には p M U T エlement 2 2 の静電容量を高く（インピーダンスを低く）することで信号損失を抑え、受信時には静電容量を低く（インピーダンスを高く）することで受信感度を確保するようにしてもよい。

【 0 0 7 8 】

< 変形例 >

上記実施の形態において、図 5 に示すように、p M U T エlement 2 2 は p M U T セル 1 0 0 を 2 次元的に配列した 2 D アレイの他、1 次元的に配列した 1 D アレイ、1 . 5 D アレイ等としてもよい。

【 0 0 7 9 】

また、上記実施の形態において、図 5 に示すように p M U T エlement 2 2 は高周波セル 1 1 0 と低周波セル 1 2 0 とが縦横に交互に配列された構造を有するとしたが、本発明はこれに限定されない。本発明では、例えば、高周波セル 1 1 0 と低周波セル 1 2 0 とが縦方向あるいは横方向のいずれかにのみ交互に配列されてもよい。また、高周波セル 1 1 0 と低周波セル 1 2 0 の比率が等しくなくてもよく、不均等に配列されていてもよい。高周波セル 1 1 0 と低周波セル 1 2 0 の比率を不均等とする場合、どちらを多くするかによって p M U T エlement 2 2 全体の特性が変化するため、目的に応じて比率を変更するようにしてもよい。

【 0 0 8 0 】

また、上記実施の形態では、p M U T エlement 2 2 は、2 種類の共振周波数を有する p M U T セル 1 0 0 の配列を有するとしたが、本発明はこれに限定されない。本発明において、p M U T エlement は、例えば 3 種類以上の共振周波数を有する p M U T セルの配列により構成されてもよい。3 種類以上の共振周波数を有する p M U T セルを配列する場合も、上記と同様、それぞれの共振周波数の p M U T セルを均等に配列してもよいし、不均等に配列してもよい。また、それぞれの共振周波数の p M U T セルの比率を超音波診断装置 1 の設計段階において適宜変更してもよい。

【 0 0 8 1 】

また、上記実施の形態では、高周波セル 1 1 0 と低周波セル 1 2 0 における周波数の変調方法として、圧電膜 1 3 0 の径の大きさを異ならせる方法を採用したが、本発明はこれに限定されない。本発明は、例えば、圧電膜 1 3 0 の厚さを異ならせたり、圧電膜 1 3 0

10

20

30

40

50

を支持する基板に設けられた開口部を異なる材料で穴埋めしたりすることによって、高周波セル 1 1 0 と低周波セル 1 2 0 とが異なる共振周波数を有するようによい。

【産業上の利用可能性】

【0082】

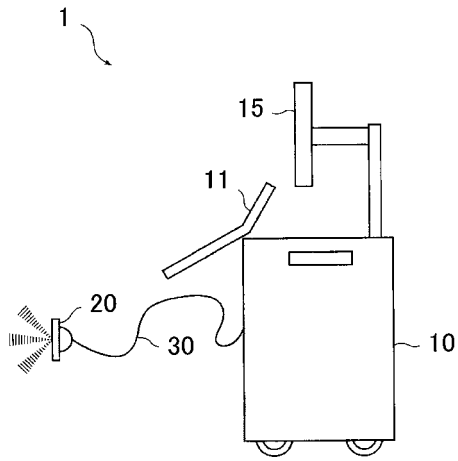
本発明は、pMUTを用いて超音波を送受信する超音波トランスデューサーに利用することができる。

【符号の説明】

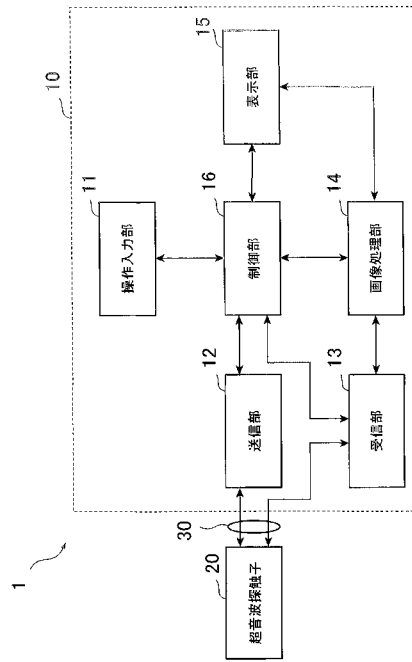
【0083】

1	超音波診断装置	
10	超音波診断装置本体	10
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	
20	超音波探触子	
21	保護層	
22	pMUTエレメント	
23	バッキング材	20
24, 24A	信号処理回路	
30	ケーブル	
100, 100_1, 100_2	pMUTセル	
101_1, 101_2	上部電極	
102_1, 102_2	下部電極	
110	高周波セル	
120	低周波セル	
130, 130_1, 130_2	圧電膜	
241	接続部	
242	送受信回路	30
243	駆動回路	
244	分極回路	
244_1, 244_2	セル分極回路	
S11 - S14, S21 - S24	スイッチング素子	

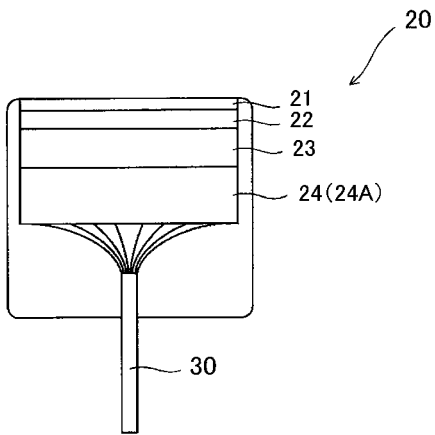
【図1】



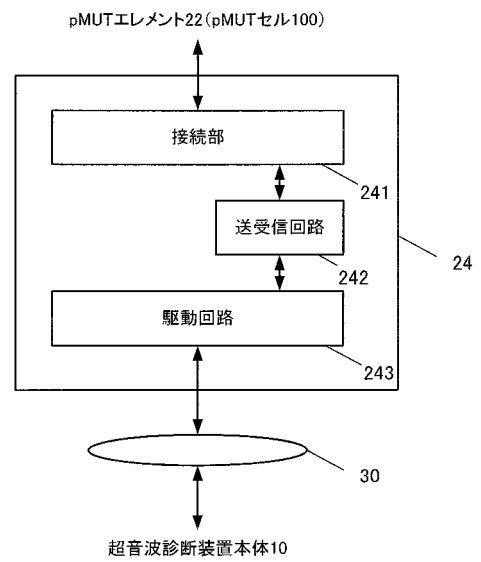
【図2】



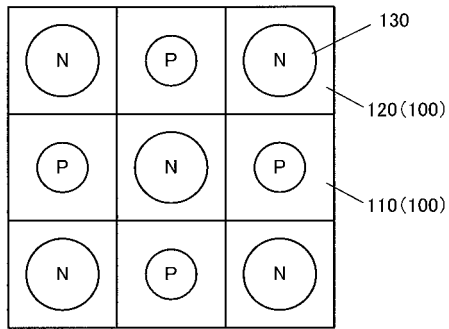
【図3】



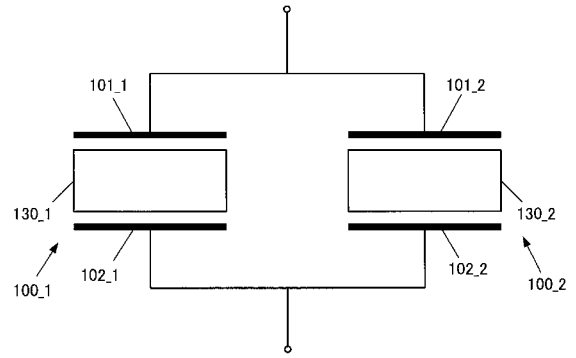
【図4】



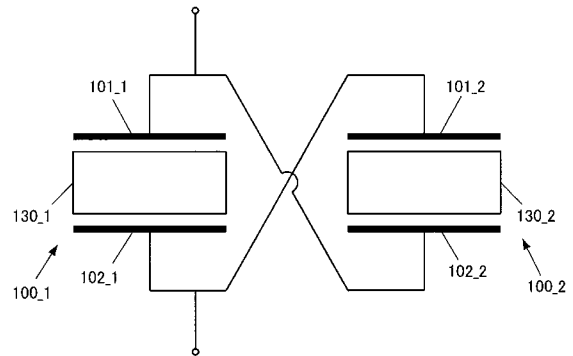
【 図 5 】



【 図 6 A 】

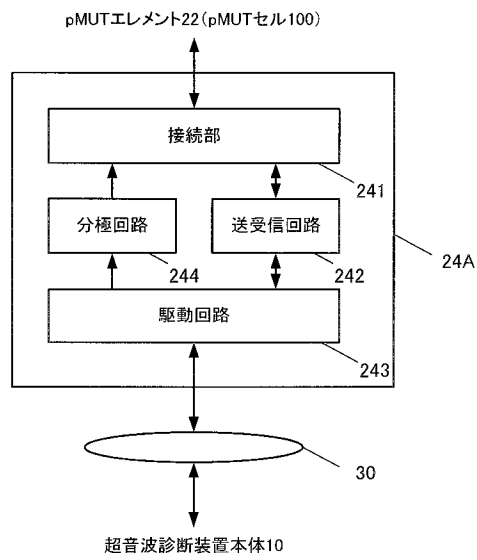


【 図 6 B 】

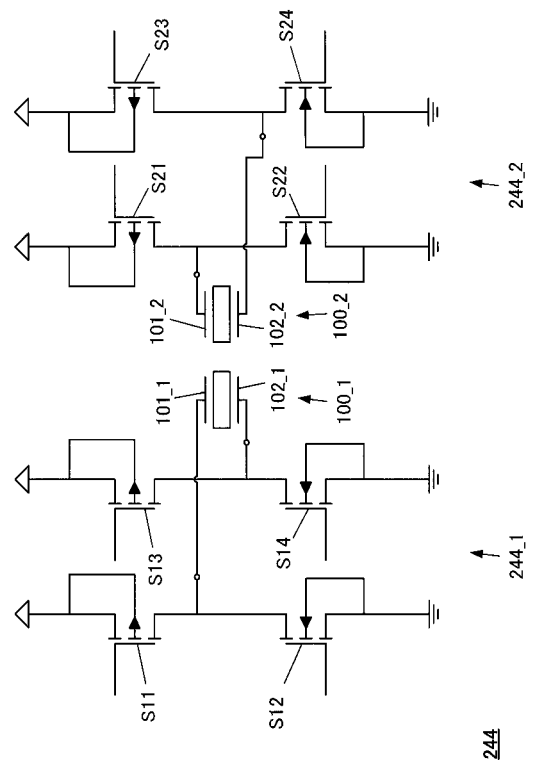


22

【 図 7 】



【 図 8 】



244

专利名称(译)	超声换能器和超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2019076122A	公开(公告)日	2019-05-23
申请号	JP2017202923	申请日	2017-10-19
[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 中山雄太		
发明人	鈴木 謙次 中山 雄太		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	B06B1/0629 A61B8/4494 A61B8/54 B06B1/0207 B06B1/0215 H01L41/0973 H01L41/257		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/GB06 4C601/GB16 4C601/GB40 4C601/GB41 4C601/GB45 4C601/HH35		
代理人(译)	木曾隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波换能器和超声波诊断装置，当提供具有不同共振频率的多个压电单元时，能够通过使压电单元相互匹配来获得宽带特性。一种超声换能器，其中布置有多个pMUT单元（pMUT单元100），其中所述多个pMUT单元具有多个谐振频率，并且所述多个pMUT单元中的每一个具有厚度方向并且压电薄膜（压电薄膜130）沿与第一方向相反的第二方向极化。[选中图]图5

