

(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2012-205828

(P2012-205828A)

(43) 公開日 平成24年10月25日(2012.10.25)

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

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-75148 (P2011-75148)
 (22) 出願日 平成23年3月30日 (2011. 3. 30)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100080159
 弁理士 渡辺 望穂
 (74) 代理人 100090217
 弁理士 三和 晴子
 (74) 代理人 100152984
 弁理士 伊東 秀明
 (74) 代理人 100148080
 弁理士 三橋 史生
 (72) 発明者 大澤 敦
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

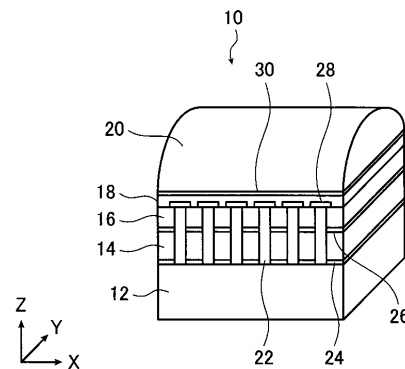
(54) 【発明の名称】 超音波探触子および超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 圧電セラミクスを用いる超音波探触子において、有機圧電体を積層し、この有機圧電体を音響整合層として用いると共に高調波の受信を行なう場合に、有機圧電体の共振能が低下することなく、高調波の受信を行なうことができ、受信信号の帯域を広げることができる超音波探触子を提供する。

【解決手段】 無機圧電体の間隙および音響整合層の間隙を充填する、有機圧電体よりも音響インピーダンスが低い有機材料で形成された溝充填部材と、有機圧電体の上に形成される共通電極、および、前記共通電極と共に前記有機圧電体を挟んで配置される個別電極とを有し、個別電極が、無機圧電体の配列方向に分割されて配列されるものであり、かつ、少なくとも溝充填部材を覆って形成されることにより、前記課題を解決する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

間隙を有して一次元的に配列されたセラミクス製の無機圧電体と、
前記無機圧電体の上に積層される、前記無機圧電体と同様に配列された音響整合層と、
前記音響整合層の上に積層される有機圧電体と、
前記無機圧電体の間隙および前記音響整合層の間隙を充填する、有機圧電体よりも音響インピーダンスが低い有機材料で形成された溝充填部材と、
前記有機圧電体の上に形成される共通電極、および、前記共通電極と共に前記有機圧電体を挟んで配置される個別電極とを有し、

さらに、前記個別電極は、前記無機圧電体の配列方向に分割されて配列されるものであり、かつ、少なくとも前記溝充填部材を覆って形成されることを特徴とする超音波探触子。

10

【請求項 2】

前記溝充填部材が、有機材料に、この有機材料よりも密度が小さい微粒子を分散させたものである請求項 1 に記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記有機材料よりも密度が小さい微粒子が、ガラスバルーンである請求項 2 に記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記有機材料が、シリコン樹脂を含む請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波探触子。

20

【請求項 5】

前記有機圧電体が、前記音響整合層を覆う請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の超音波探触子。

【請求項 6】

間隙を有して一次元的に配列されたセラミクス製の無機圧電体と、
前記無機圧電体の上に積層される、前記無機圧電体と同様に配列された音響整合層と、
前記音響整合層の上に積層される有機圧電体と、
前記有機圧電体の上に形成される共通電極、および、前記共通電極と共に前記有機圧電体を挟んで配置される個別電極とを有し、

30

さらに、前記個別電極は、前記無機圧電体の配列方向に分割されて配列されるものであり、かつ、配列された前記音響整合層の間隙を覆うように配置されることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 7】

前記有機圧電体が超音波エコーを受けて発生した電位変化を、静電容量を有するケーブルを介することなく、受信増幅器に入力する請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の超音波探触子。

【請求項 8】

請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の超音波探触子を有する超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置において超音波を送受信するために用いられる超音波探触子およびこれを用いる超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、振動子アレイを内蔵した超音波探触子（超音波プローブ）と、この超音波探触子に接続された装置本体とを有しており、超音波探触子から被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーを超音波探触子で受信して

50

、その受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

【0003】

超音波探触子において、超音波を送受信する超音波トランスデューサとしては、圧電効果を発現する材料（圧電体）の両面に電極を形成した振動子が一般的に用いられている。

圧電体としては、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミクスや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電素子等が用いられる。

このような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。この電気信号は、超音波の受信信号として用いられる。

10

【0004】

ここで、超音波探触子に用いられる圧電セラミクスと、被検体（生体）とは、音響インピーダンスの差が大きく、振動子と被検体との境界面で超音波ビームが反射してしまい、振動子から発せられた超音波ビームを、被検体内に効率良く伝搬させることができない。そのため、超音波探触子においては、圧電セラミクスの上に、圧電セラミクスと被検体との間の音響インピーダンスを有する音響整合層を積層し、音響インピーダンスのマッチングを行なうことで、境界での超音波ビームの反射を低減することが行なわれている。

【0005】

超音波診断において、高精細な画像を得るためには、高い空間分解能で計測が可能な、高い周波数の超音波を用いる必要がある。しかしながら、被検体の深い部位を計測する場合に、高い周波数の超音波を用いると、超音波が減衰してしまい、受信感度が十分に得られない。そのため、深い部位を計測するためには、低い周波数の超音波を用いる必要があり、高精細な画像を得ることができない。

20

したがって、単一の探触子で、被検体の浅い部位と深い部位とから同時に良好な信号を計測することは困難であった。そのため、被検体の浅い部位と深い部位とで探触子を使い分けて、それぞれの画像を得る方法が行なわれている。

【0006】

被検体の浅い部位と深い部位とで探触子を使い分ける場合、これらの探触子を被検体の全く同じ位置に当てて、同一部位の画像を得ることは困難であり、また、全く同じ位置に当てることができたとしても、被検体が生体であれば、生体内の臓器や組織が動くため、時間的に同一の画像を得ることは困難であり、また、検査効率も悪くなるという問題があった。

30

【0007】

そのため、単一の探触子で、被検体の浅い部位と深い部位とから同時に良好な信号を計測するために、振動子の受信帯域を広く（広帯域化）する方法が種々提案されている。

探触子の広帯域化は、高調波を用いたイメージング（ハーモニックイメージング）技法を活用することで高分解能とすることにつながるが、圧電セラミクスを用いる1つの振動子を広帯域化すると感度が低下してしまう。

そこで、圧電セラミクスを用いる探触子において、圧電セラミクスの上に積層する音響整合層として、圧電セラミクスよりも音響インピーダンスの低い有機圧電体を用いて、この有機圧電体が、音響整合層として機能すると共に、高調波の受信を行なうことにより、受信信号の帯域を広げることが行なわれている。

40

【0008】

例えば、特許文献1には、凹面を有する基台と、該凹面に積層される圧電セラミクス材料および有機圧電材料の複合膜と、該複合膜に積層された有機圧電膜と、を有する超音波プローブが記載されている。

また、特許文献2には、両面に電極を有する第1圧電素子（無機圧電素子）が2次元状に配列された第1圧電素子アレイと、第1圧電素子アレイに積層して配置され、第1圧電素子アレイと反対側の面に第1電極を有し、第1圧電素子アレイ側の面に第2電極を有す

50

る第2圧電素子（有機圧電素子）が2次元状に配列された第2圧電素子アレイと、配列された第1圧電素子の間に備えられた音響分離部とを有し、音響分離部を貫通して第2電極に接続され、音響分離部の音響インピーダンスに略等しい音響インピーダンスを有する導電性部材からなる信号線とを有する超音波探触子が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開平9-215094号公報

【特許文献2】特開2010-136807号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

前述のとおり、特許文献1のように、圧電セラミクスと有機圧電体との複合膜の上に有機圧電体を積層する場合や、特許文献2のように、圧電セラミクスの上に積層した音響整合層の上に、有機圧電体を積層する場合は、有機圧電体は音響整合層としても機能する。そのため、有機圧電体の下（送受信面とは反対側）の層の音響インピーダンスは、有機圧電体の音響インピーダンスよりも大きい。ところが、有機圧電体の下の層の音響インピーダンスが、有機圧電体の音響インピーダンスよりも大きいと、有機圧電体の共振能が低下してしまい、感度低下を招いてしまう。

【0011】

20

本発明の目的は、前記従来技術の問題点を解決することにより、圧電セラミクスを用いる超音波探触子において、有機圧電体を積層し、この有機圧電体を音響整合層として用いると共に高調波の受信を行なう場合に、有機圧電体の共振能が低下することなく、高調波の受信を行なうことができ、受信信号の帯域を広げることができる超音波探触子を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

前記目的を達成するために、本発明は、間隙を有して一次元的に配列されたセラミクス製の無機圧電体と、前記無機圧電体の上に積層される、前記無機圧電体と同様に配列された音響整合層と、前記音響整合層の上に積層される有機圧電体と、前記無機圧電体の間隙および前記音響整合層の間隙を充填する、有機圧電体よりも音響インピーダンスが低い有機材料で形成された溝充填部材と、前記有機圧電体の上に形成される共通電極、および、前記共通電極と共に前記有機圧電体を挟んで配置される個別電極とを有し、さらに、前記個別電極は、前記無機圧電体の配列方向に分割されて配列されるものであり、かつ、少なくとも前記溝充填部材の全面を覆って形成されることを特徴とする超音波探触子を提供する。

30

【0013】

ここで、前記溝充填部材が、有機材料に、この有機材料よりも密度が小さい微粒子を分散させたものであることが好ましい。

また、前記有機材料よりも密度が小さい微粒子が、ガラスバルーンであることが好ましい。

40

また、前記有機材料が、シリコン樹脂を含むことが好ましい。

また、前記有機圧電体が、前記音響整合層を覆うことが好ましい。

【0014】

また、前記目的を達成するために、本発明は、間隙を有して一次元的に配列されたセラミクス製の無機圧電体と、前記無機圧電体の上に積層される、前記無機圧電体と同様に配列された音響整合層と、前記音響整合層の上に積層される有機圧電体と、前記有機圧電体の上に形成される共通電極、および、前記共通電極と共に前記有機圧電体を挟んで配置される個別電極とを有し、さらに、前記個別電極は、前記無機圧電体の配列方向に分割されて配列されるものであり、かつ、配列された前記音響整合層の間隙を覆うように配置され

50

ることを特徴とする超音波探触子を提供する。

【0015】

また、前記有機圧電体が超音波エコーを受けて発生した電位変化を、静電容量を有するケーブルを介することなく、受信増幅器に入力することが好ましい。

また、前記目的を達成するために、本発明は、上記超音波探触子を有する超音波診断装置を提供する。

【発明の効果】

【0016】

上記構成を有する本発明の超音波探触子によれば、間隙を有して配列されたセラミクス製の無機圧電体と、無機圧電体の上に、無機圧電体と同様に配列された音響整合層と、音響整合層の上に積層される有機圧電体と、無機圧電体の間隙および音響整合層の間隙を充填する有機材料で形成された、有機圧電体よりも音響インピーダンスが低い有機材料で形成された溝充填部材と、有機圧電体を挟む共通電極および個別電極と、を有し、音響整合層側の個別電極が、無機圧電体の配列方向に分割されて配列され、かつ、少なくとも溝充填部材を覆って形成されるので、有機圧電体が高調波の受信を行なう場合であっても、有機圧電体の共振能が低下することなく、高調波の受信を行なうことができ、受信信号の帯域を広げることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の超音波探触子を用いる超音波診断装置の一例を概念的に示す図である。

20

【図2】図1に示す超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の超音波探触子の内部構造を模式的に示す斜視図である。

【図4】(A)は、図3に示す超音波探触子の一部を拡大した正面図であり、(B)は、図3に示す超音波探触子の上面図である。

【図5】超音波探触子の他の一例の一部を拡大して示す概略図である。

【図6】(A)～(C)は、実験用の素子の構成を示す概略図である。

【図7】(A)は、周波数と電気インピーダンスとの関係を示すグラフであり、(B)は、周波数と位相との関係を示すグラフである。

【図8】(A)は、周波数と電気インピーダンスとの関係を示すグラフであり、(B)は、周波数と位相との関係を示すグラフである。

30

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の超音波探触子について、添付の図面に示される好適実施例を基に、詳細に説明する。

【0019】

図1は、本発明の超音波探触子を用いる超音波診断装置の一例を概念的に示す図であり、図2は、図1に示す超音波診断装置40の構成を概念的に示すブロック図である。

なお、図示例の超音波診断装置40は、有機圧電体を挟んで配置される1対の電極の音響整合層側の個別電極が、無機圧電体の間隙および音響整合層の間隙に形成される溝充填部材を覆って形成された超音波探触子を有する以外は、基本的に、公知の超音波診断装置である。

40

超音波診断装置40は、超音波探触子10を有するプローブ本体42と、このプローブ本体42が通信ケーブル44を介して接続される診断装置本体46とを有する。

【0020】

プローブ本体42は、超音波探触子10と、超音波探触子10の複数の第1電極24にそれぞれ対応して接続される複数の第1受信信号処理部48と、超音波探触子10の複数の個別電極28にそれぞれ対応して接続される複数の第2受信信号処理部50と、第1電極24に接続される送信駆動部52と、第1受信信号処理部48、第2受信信号処理部50および送信駆動部52を制御するプローブ制御部54とを有する。

また、第1受信信号処理部48は診断装置本体46の第1データ格納部56に、第2受

50

信号処理部 50 は第 2 データ格納部 58 に、プローブ制御部 54 は本体制御部 64 に、通信ケーブル 44 を介して、それぞれ接続されている。

【0021】

図 3 は、超音波探触子 10 の内部構造を模式的に示す斜視図であり、図 4 (A) は、図 3 に示す超音波探触子 10 の一部を拡大した正面図であり、図 4 (B) は、図 3 に示す超音波探触子 10 の上面図である。なお、図 4 (B) においては、超音波探触子 10 の内部構造を示すため、a で示す領域では、音響レンズ 20 および共通電極 30 の図示を省略し、b で示す領域では、さらに、有機圧電体 18 および個別電極 28 の図示を省略している。この超音波探触子 10 は、被検体に当接して体腔外走査を行う際に、又は、被検体の体腔内に挿入して体腔内走査を行う際に用いられる。

10

【0022】

図 3 に示す超音波探触子 10 は、バッキング材 12 と、バッキング材 12 の上に配列され積層される複数の無機圧電体 14 と、無機圧電体 14 の上に積層される音響整合層 16 と、無機圧電体 14 の間隙および音響整合層 16 の間隙に充填される溝充填部材 22 と、音響整合層 16 および溝充填部材 22 の上に積層される有機圧電体 18 と、有機圧電体 18 の上に積層される音響レンズ 20 と、無機圧電体 14 を挟んで配置される電極対を構成する第 1 電極 24 および第 2 電極 26 と、有機圧電体 18 を挟んで配置される電極対を構成する個別電極 28 および共通電極 30 とを有している。

【0023】

バッキング材 12 は、例えば、フェライト粉や金属粉や PZT 粉入りのエポキシ樹脂や、フェライト粉入りのゴムのように、音響減衰の大きい材料によって形成されており、無機圧電体 14 から発生する不要な超音波の減衰を早めるものである。

20

【0024】

無機圧電体 14 は、セラミクス等の無機圧電材料で構成され、診断装置本体 44 から供給される駆動信号に基づいて超音波を発生し、また、被検体から伝播する超音波エコーを受信することにより、受信した超音波エコーの強さに応じた電気信号を発生するものである。無機圧電体 14 は、アジマス方向 (図中 X 方向) に、間隙を有して一次的に複数配列されて、バッキング材 12 上に積層されている。アジマス方向の無機圧電体 14 の長さとの比は 3 : 1 程度である。

【0025】

無機圧電体 14 の材料としては圧電セラミクスが用いられる。圧電セラミクスは、電気・機械エネルギー変換能力が高いので、体内の深部まで到達可能な強力な超音波を発生することができ、また、受信感度も高い。具体的な材料としては、PZT (チタン酸ジルコン酸鉛: $Pb(Ti, Zr)O_3$) や、同様のペロブスカイト系結晶構造を有する変成組成の材料や、一般にリラクサ系材料と呼ばれている材料等を用いることができる。

30

無機圧電体 14 として PZT を用いる場合は、無機圧電体 14 の音響インピーダンスは、 $30 \sim 34 \text{ Mrayl}$ である。

【0026】

無機圧電体 14 のバッキング材 12 側の面およびこれに対向する面には、それぞれ第 1 電極 24 および第 2 電極 26 が形成されている。無機圧電体 14 と第 1 電極 24 および第 2 電極 26 とで無機圧電素子を形成している。図示例においては、第 1 電極 24 は、送信駆動部 52 と第 1 受信信号処理部 48 とに切り替え可能に接続され、第 2 電極は接地されている。第 1 電極 24 および第 2 電極 26 は、一对の電極対を形成しており、超音波の送信時には、第 1 電極 24 が送信駆動部 52 と接続され、超音波の送信信号が供給される。また、超音波の受信時には、第 1 電極 24 が受信信号処理部 48 に接続され、無機圧電体 14 が超音波エコーを受信することにより発生した電気信号を取得し、受信信号処理部 48 に供給する。

40

【0027】

音響整合層 16 は、無機圧電体 14 と有機圧電体 18 との間の音響インピーダンスの整合 (マッチング) を図るための部材であり、無機圧電体 14 上に、無機圧電体 14 と同様

50

に間隙を有して複数配列されて積層されている。音響整合層 16 は、無機圧電体 14 と、後述する有機圧電体 18 との間の音響インピーダンスを有する。

音響整合層 16 の材料としては、無機圧電体 14 と有機圧電体 18 との間の音響インピーダンスの整合を図ることができる種々の公知の材料が利用可能である。

【0028】

溝充填部材 22 は、無機圧電体 14 の間隙および音響整合層 16 の間隙に形成され、複数の無機圧電体 14 の間で相互に音が伝搬し、干渉しないように、個々の無機圧電体 14 を分離するためのものである。溝充填部材 22 は、個々の無機圧電体 14 の間での音の伝搬を分離するために、無機圧電体 14 および音響整合層 16 よりも低い音響インピーダンスを有する。

10

また、溝充填部材 22 は、後述する有機圧電体 18 の下面に形成された個別電極 28 の下層に形成されており、有機圧電体 18 よりも低い音響インピーダンスを有し、有機圧電体 18 に対するバッキング材としての機能も有する。この点に関しては後に詳述する。

【0029】

溝充填部材 22 の材料としては、有機圧電体 18 よりも低い音響インピーダンスとすることができる種々の公知の材料が利用可能である。例えば、シリコン樹脂やウレタン樹脂等の樹脂を用いることができる。

また、樹脂に、ガラスパルーン等の、この樹脂よりも密度が小さい微粒子を分散させることが好ましい。樹脂に密度が小さい微粒子を分散させることにより、音響インピーダンスをより小さくすることができる。

20

【0030】

有機圧電体 18 は、音響整合層 16 と音響レンズ 20 との間の音響インピーダンスの整合を図ると共に、被検体から伝搬する超音波エコーの高調波を受信することにより電気信号を発生するものである。有機圧電体 18 は、音響整合層 16 上に積層されている。

有機圧電体 18 の材料としては、P V D F (ポリフッ化ビニリデン)等の有機圧電材料が用いられる。また、有機圧電体 18 の音響インピーダンスは、音響整合層 16 よりも小さく、溝充填部材 22 および音響レンズ 20 よりも大きい。P V D F を有機圧電体 18 として用いる場合は、有機圧電体 18 の音響インピーダンスは、3 ~ 4 M r a y l である。

【0031】

有機圧電体 18 は、音響整合層 16 よりも大きく、音響レンズ 20 よりも小さい音響インピーダンスを有することにより、音響整合層 16 と音響レンズ 20 との間の音響インピーダンスの整合を図る音響整合層として機能する。

30

【0032】

また、有機圧電体 18 は、ハーモニックイメージング技法を用いて超音波画像を生成する際に、被検体から伝搬する超音波エコーの高調波を受信する素子として機能する。そのため、有機圧電体 18 の音響整合層 16 側の面には、個別電極 28 が形成され、反対側の面には共通電極 30 が形成されている。図 4 (A) および (B) に示すように、個別電極 28 は、X 方向に、間隙を有して一次元的に複数配列されており、各個別電極 28 は、対応する溝充填部材 22 の全面および音響整合層 16 の一部を覆うように配置されている。一方、共通電極 30 は、有機圧電体 18 の全体に亘って一様に形成されている。各個別電極 28 は、それぞれ受信信号処理部 48 に接続され、共通電極 30 は、接地されている。超音波の受信時には、個別電極 28 は、有機圧電体 18 が超音波エコーの高調波を受信することにより発生した電気信号を取得し、受信信号処理部 48 に供給する。

40

【0033】

P V D F 等の有機圧電材料で構成される有機圧電体 18 は、横方向 (X 方向) の振動結合が小さく、音が伝搬しにくいので、個別電極 28 が配置された部分が超音波エコーを受信する素子として機能する。従って、個別電極 28 を、間隙を有して複数配列することにより、有機圧電体 18 を複数の素子として分離することができ、個別電極 28 が配置された領域の有機圧電体 18 と個別電極 28 と共通電極 30 とが有機圧電素子を形成する。

【0034】

50

このように、本発明の超音波探触子は、間隙を有して配列されたセラミクス製の無機圧電体 14 と、無機圧電体 14 の上に、無機圧電体 14 と同様に配列された音響整合層 16 と、音響整合層 16 の上に積層される有機圧電体 18 と、無機圧電体 14 の間隙および音響整合層 16 の間隙を充填する、有機圧電体 18 よりも音響インピーダンスが低い有機材料で形成された溝充填部材 22 と、有機圧電体 18 を挟む共通電極 30 および個別電極 28 とを有し、音響整合層 16 側の個別電極 28 が、無機圧電体 14 の配列方向に分割されて配列され、かつ、少なくとも溝充填部材 22 を覆って形成されているので、超音波探触子 10 において、セラミクス製の無機圧電体 14 に加えて、有機圧電体 18 を積層する構成とし、無機圧電体 14 が被検体に超音波ビームを送信し、有機圧電体 18 が超音波エコーの高調波を受信することにより、被検体の深い部分を計測する場合にも、超音波が減衰することなく、高い空間分解能で計測することができ、高精細な画像を得ることができる。

10

このとき、個別電極 28 を溝充填部材 22 の上に配置することにより、超音波エコーの高調波を受信する有機圧電素子としての有機圧電体 18 の下層が、有機圧電体 18 よりも音響インピーダンスが低い溝充填部材 22 であるので、溝充填部材 22 が有機圧電体 18 のバッキング材として機能し、有機圧電体 18 の共振能が低下することを防止できるので、有機圧電素子の感度が低下することを防止し、高感度で超音波エコーの高調波を受信することができ、受信信号の帯域を広げることができ、これにより、深い部位を計測する場合であっても高精細な画像を得ることができる。また、被検体の浅い部分と深い部分とで超音波探触子を使い分ける必要もない。

20

【0035】

ここで、図示例においては、個別電極 28 は、溝充填部材 22 の全面および音響整合層 16 の一部を覆うように配置されているが、本発明は、これに限定はされず、個別電極 28 が溝充填部材 22 のみを覆うように、個別電極 28 を形成してもよい。すなわち、本発明においては、溝充填部材 22 が無機圧電体 14 の間隙および音響整合層 16 の間隙に形成され、個別電極 28 が、この溝充填部材 22 の上面の全てを覆うように配置すれば、各種の構成が利用可能である。

なお、個別電極 28 のサイズは、大きいほど静電容量が大きくなる点で好ましいが、音響整合層 16 を覆う部分が大きくなるほど、個別電極 28 の下層の音響インピーダンスが大きくなり、有機圧電体 18 の共振能が低下するおそれがある。そのため、個別電極 28 のサイズは、超音波探触子 10 の構成、要求される性能等に応じて適宜、決定すればよい。

30

【0036】

また、図示例においては、有機圧電体 18 は、音響整合層 16 の全面を覆うように一体的に形成し、個別電極 28 のみを分離して配置する構成としたが、本発明はこれに限定はされず、有機圧電体を、X 方向に、間隙を有して一次的に複数配列する構成としてもよい。

【0037】

図 5 に、有機圧電体を X 方向に間隙を有して一次的に複数配列する構成とした本発明の超音波探触子の一例を示す。

40

なお、図 5 に示す超音波探触子 100 は、図 4 に示す超音波探触子 10 において、有機圧電体 18 に代えて、有機圧電体 102 および第 2 溝充填部材 104 を有する構成以外は、同じ構成を有するので、同じ部位には、同じ符号を付し、以下の説明は異なる部位を主に行なう。

【0038】

超音波探触子 100 は、バッキング材 12 と、バッキング材 12 の上に配列され積層される複数の無機圧電体 14 と、無機圧電体 14 の上に積層される音響整合層 16 と、無機圧電体 14 の間隙および音響整合層 16 の間隙に充填される溝充填部材 22 と、音響整合層 16 および溝充填部材 22 の上に積層される有機圧電体 102 と、有機圧電体 102 の間隙に充填される第 2 溝充填部材 104 と、無機圧電体 14 を挟んで配置される電極対を

50

構成する第 1 電極 2 4 および第 2 電極 2 6 と、有機圧電体 1 8 を挟んで配置される電極対を構成する個別電極 2 8 および共通電極 3 0 とを有している。また、図示は省略しているが、超音波探触子 1 0 と同様、有機圧電体 1 0 2 の上には音響レンズ 2 0 が積層されている。

【 0 0 3 9 】

有機圧電体 1 0 2 は、音響整合層 1 6 と音響レンズ 2 0 との間の音響インピーダンスの整合を図ると共に、被検体から伝搬する超音波エコーの高調波を受信することにより電気信号を発生するものである。有機圧電体 1 0 2 は、アジマス方向（X 方向）に、間隙を有して一次元的に複数配列されて、音響整合層 1 6 および溝充填部材 2 2 上に積層されている。ここで、有機圧電体 1 0 2 は、有機圧電体 1 0 2 の音響整合層 1 6 側の面に形成される個別電極 2 8 が、溝充填部材 2 2 の全面および音響整合層 1 6 の一部を覆うように配置されている。

10

超音波の受信時には、有機圧電体 1 0 2 が超音波エコーの高調波を受信することにより発生した電気信号は、個別電極 2 8 を介して受信信号処理部 4 8 に供給される。

【 0 0 4 0 】

第 2 溝充填部材 1 0 4 は、有機圧電体 1 0 2 の間隙に形成され、個々の有機圧電体 1 0 2 を分離するためのものである。第 2 溝充填部材 1 0 4 は、個々の有機圧電体 1 0 2 の間での音の伝搬を分離するために、有機圧電体 1 0 2 よりも低い音響インピーダンスを有することが好ましい。溝充填部材 1 0 4 の材料としては、例えば、シリコーン樹脂やウレタン樹脂等の樹脂を用いることができる。

20

【 0 0 4 1 】

このように、有機圧電体 1 0 2 を分離して形成した場合でも、有機圧電体 1 0 2 の音響整合層 1 6 側に形成される個別電極 2 8 が、溝充填部材 2 2 の全面を覆うように配列することにより、超音波エコーを受信する素子としての有機圧電体 1 0 2 の下層が、有機圧電体 1 0 2 よりも音響インピーダンスが低い溝充填部材 2 2 となり、溝充填部材 2 2 が有機圧電体 1 0 2 のバッキング材として機能するので、有機圧電体 1 0 2 の共振能が低下することを防止し、感度が低下することなく、高調波の受信を行なうことができ、受信信号の帯域を広げることができる。

【 0 0 4 2 】

音響レンズ 2 0 は、例えば、シリコーンゴムによって形成されており、無機圧電体 1 4 から送信され、音響整合層 1 6 および有機圧電体 1 8 を伝播した超音波ビームを、被検体内の所定の深度において集束させる。

30

【 0 0 4 3 】

送信駆動部 5 2 は、例えば、複数のパルサを含んでおり、プローブ制御部 5 4 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、超音波探触子 1 0 から送信される超音波が被検体内の組織のエリアをカバーする幅広の超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数の第 1 電極 2 4 に供給する。

【 0 0 4 4 】

受信信号処理部 4 8 は、本体制御部 6 4 からの指示に応じて、プローブ制御部 5 4 の制御の下で、通常の超音波画像を撮像する場合には、第 1 電極 2 4 から出力される受信信号を取得し、ハーモニクイメーシング技法による超音波画像を撮像する場合には、個別電極 2 8 から出力される受信信号を取得する。

40

各チャンネルの受信信号処理部 4 8 は、対応する第 1 電極 2 4 または個別電極 2 8 から出力される受信信号に対して直交検波処理又は直交サンプリング処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成し、複素ベースバンド信号をサンプリングすることにより、組織のエリアの情報を含むサンプルデータを生成する。受信信号処理部 4 8 は、複素ベースバンド信号をサンプリングして得られるデータに高能率符号化のためのデータ圧縮処理を施すことによりサンプルデータを生成してもよい。

【 0 0 4 5 】

プローブ制御部 5 4 は、診断装置本体 4 6 から伝送される各種の制御信号に基づいて、

50

プローブ本体 4 2 の各部の制御を行う。

ここで、プローブ制御部 5 4 は、本体制御部 6 4 から供給される制御信号に基づいて、通常の超音波画像の撮像の場合には、受信信号処理部 4 8 が第 1 電極 2 4 からの受信信号を取得するように、受信信号処理部 4 8 を制御し、ハーモニックイメージング技法による超音波画像の撮像の場合には、受信信号処理部 4 8 が個別電極 2 8 からの受信信号を取得するように、受信信号処理部 4 8 を制御する。

【 0 0 4 6 】

次に診断装置本体 4 6 について説明する。

診断装置本体 4 6 は、通信ケーブル 4 4 を介して接続されるプローブ本体 4 2 に、超音波の送信の指示信号を送ると共に、プローブ本体 4 2 から伝送された超音波の受信データ (サンプルデータ) に基づいて、超音波画像を生成して、表示するものである。

10

なお、通信ケーブル 4 4 としては、静電容量を有さない (小さい) ケーブルを用いることが好ましい。有機圧電体 1 8 の静電容量は小さいため、ケーブルの静電容量が大きいと、受信電圧が降下して感度が低下してしまう。これに対して、静電容量を有さないケーブルを用いることで、シグナル感度が大幅に向上する。

【 0 0 4 7 】

診断装置本体 4 6 は、データ格納部 5 6 を有し、データ格納部 5 6 に画像処理部 6 0 が接続されている。さらに、画像処理部 6 0 に表示部 6 2 が接続されている。画像処理部 6 0 および表示部 6 2 に本体制御部 6 4 が接続されている。さらに、本体制御部 6 4 には、オペレータが入力操作を行うための操作部 6 6 が接続されている。

20

【 0 0 4 8 】

操作部 6 6 は、撮影メニュー、撮影条件などを設定し、被検体の撮像を指示する部位である。操作部 6 6 には、撮影メニュー、撮影条件などを設定するための入力キー、ダイヤルボタン、トラックボール、タッチパネル等の入力手段が設けられる。

また、本発明においては、操作部 6 6 は、通常の超音波画像の生成と、ハーモニックイメージング技法を用いた超音波画像の生成とのいずれかを指示するための入力を行なうためのものである。

【 0 0 4 9 】

データ格納部 5 6 は、メモリまたはハードディスク等によって構成され、通信ケーブル 4 4 を介してプローブ本体 4 2 から伝送された少なくとも 1 フレーム分のサンプルデータを格納する。

30

【 0 0 5 0 】

画像生成部 6 0 は、データ格納部 5 6 から読み出される 1 フレーム毎のサンプルデータに受信フォーカス処理等の必要な画像処理を施して、超音波診断画像を表す画像信号を生成する。画像生成部 6 0 は、生成した画像信号を表示部 6 2 に供給する。

【 0 0 5 1 】

表示部 6 2 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、画像生成部 6 0 によって生成される画像信号に基づいて、本体制御部 6 4 の指示の下で、超音波診断画像を表示する。

本体制御部 6 4 は、診断装置本体 4 6 内の各部の制御を行うものである。また、本体制御部 6 4 は、通信ケーブル 4 4 を介してプローブ本体 4 2 と接続されており、プローブ本体 4 2 の動作を制御する制御信号を供給する。

40

ここで、入力指示により、ハーモニックイメージング技法による超音波画像の生成が指示された場合には、その旨の信号をプローブ制御部 5 4 に供給する。

【 0 0 5 2 】

次に、超音波診断装置 4 0 の動作について説明する。

まず、操作者は、通常の超音波画像の撮像か、ハーモニックイメージング技法による超音波画像の撮像かを操作部 6 6 に入力し、プローブ本体 4 2 を被検体の表面に当接する。この状態で、プローブ本体 4 2 の送信駆動部 5 2 から供給される駆動信号に従って無機圧電体 1 4 から超音波が送信され、被検体からの超音波エコーを受信した超音波探触子 1 0

50

から出力された受信信号が受信信号処理部 48 に供給されてサンプルデータが生成され、通信ケーブル 44 を介して診断装置本体 46 へ伝送されてデータ格納部 56 に格納される。このとき、通常の超音波画像の撮像の場合は、受信信号処理部 48 は、第 1 電極 24 (無機圧電体 14) から出力される受信信号を取得し、ハーモニクイメーキング技法による超音波画像の撮像の場合には、受信信号処理部 48 は、個別電極 28 (有機圧電体 18) から出力される受信信号を取得し、サンプルデータを生成する。データ格納部 56 から 1 フレーム毎のサンプルデータが読み出され、画像生成部 60 で画像信号が生成され、この画像信号に基づいて超音波診断画像が表示部 62 に表示される。

【0053】

ここで、図示例の超音波探触子 10 においては、無機圧電体 14 の間隙および音響整合層 16 の間隙を、有機圧電体 18 よりも音響インピーダンスが低い有機材料で形成された溝充填部材 22 で充填する構成としたが、本発明は、これに限定はされず、無機圧電体 14 の間隙および音響整合層 16 の間隙に、溝充填部材 22 を配置せずに、空気を介在させる構成としてもよい。すなわち、有機圧電体 (個別電極) のバッキング材を空気とすることにより、さらに有機圧電体の共振能が低下することを防止できるので、有機圧電素子の感度が低下することを防止できる。従って、高感度で超音波エコーの高調波を受信することができ、受信信号の帯域を広げることができ、これにより、深い部位を計測する場合であっても高精細な画像を得ることができる。

【参考例】

【0054】

以下、本発明の具体例を挙げて、本発明について、より詳細に説明する。

本参考例では、要素実験用の素子を作成して測定を行なうと共に、この要素実験用の素子に対応するモデルを作成して、シミュレーションを行なった。

【0055】

[参考例 1]

図 6 (A) に、作成した要素実験用素子 200 の概略図を示す。

要素実験用素子 200 は、土台 202 と、中間層 204 と、有機圧電素子 206 とを有する。

【0056】

土台 202 は、略矩形状の板状部材で、材質は、ガラスエポキシで、音響インピーダンスは、 6.9 Mrayl である。

中間層 204 は、土台 202 の一方の面に配置された部材で、材質は、シリコンで、幅は 20 mm 、長さは 20 mm 、厚さは $500 \mu\text{m}$ で、音響インピーダンスは、 1.2 Mrayl である。

有機圧電素子 206 は、中間層 204 の土台 202 とは反対側の面に配置された板状部材で、有機圧電体の両面に電極が形成されている。有機圧電体は、P V D F で、幅は、 20 mm 、長さは 20 mm 、厚さは $240 \mu\text{m}$ で、音響インピーダンスは、 4.0 Mrayl である。

【0057】

また、要素実験用素子 200 に対して、超音波を送信する探触子として、 $\phi 30 \text{ mm}$ の P Z T 探触子を用いた。P Z T 探触子が発信する超音波の中心周波数は、 3.5 MHz とした。

このような要素実験用素子 200 と、P Z T 探触子との間に水を介在させて、P Z T 探触子から超音波の送信を行ない、要素実験用素子 200 で超音波を受信し、インピーダンスアナライザ 4294A (Agilent 社製) を用いて、周波数と、電気インピーダンスおよび位相との関係を求めた。

なお、水の音響インピーダンスは、 1.5 Mrayl である。

【0058】

また、要素実験用素子 200 と同様のモデルを作成し、シミュレーションにより周波数と、電気インピーダンスおよび位相との関係を算出した。

10

20

30

40

50

なお、シミュレーションにおいては、土台のガラスエポキシの音響インピーダンスを 8 Mrayl とし、中間層のシリコンの音響インピーダンスを 1.2 Mrayl とし、有機圧電体の P V D F の音響インピーダンスを 6.0 Mrayl とし、共振周波数を 5 MHz とし、圧電体の電気機械結合係数を 0.25 とし、キャパシタンスを 40 pF としてシミュレーションを行なった。

【0059】

[参考例 2]

参考例 2 として、図 6 (B) に示す要素実験用素子 2 1 0 を用いて測定を行なった。

要素実験用素子 2 1 0 は、土台 2 1 2 と、有機圧電素子 2 0 6 とを有する。

土台 2 1 2 は、有機圧電素子 2 0 6 が配置される領域に対応する領域が開口している以外は、土台 2 0 2 と同様の形状である。また、土台 2 1 2 の開口部の長さは 20 mm とし、有機圧電素子 2 0 6 の長さは 24 mm とした。すなわち、参考例 2 は、有機圧電素子の裏面側を空気層とした構成である。空気の音響インピーダンスは、 0.0001 Mrayl である。このような参考例 2 において、周波数と、電気インピーダンスおよび位相との関係を求めた。

【0060】

また、参考例 2 においても、要素実験用素子 2 1 0 と同様のモデルを作成し、シミュレーションにより周波数と、電気インピーダンスおよび位相との関係を算出した。

なお、シミュレーションにおいては、空気の音響インピーダンスを 0.01 Mrayl とし、それ以外は、参考例 1 のシミュレーションと同様の数値を用いた。

【0061】

[参考例 3]

参考例 3 として、図 6 (C) に示す要素実験用素子 2 2 0 を用いて測定を行なった。

すなわち、中間層 2 0 4 を有さない構成とした以外は、参考例 1 と同様にして、周波数と、電気インピーダンスおよび位相との関係を求めた。

【0062】

また、参考例 3 においても、要素実験用素子 2 2 0 と同様のモデルを作成し、シミュレーションにより周波数と、電気インピーダンスおよび位相との関係を算出した。

なお、シミュレーションにおいては、参考例 1 のシミュレーションと同様の数値を用いた。

【0063】

シミュレーションにより算出した電気インピーダンスを図 7 (A) に示し、位相を図 7 (B) に示す。また、測定した電気インピーダンスを図 8 (A) に示し、位相を図 8 (B) に示す。ここで、図 7 (A) および図 8 (A) では、縦軸を電気インピーダンス $[\text{ohm}]$ とし、横軸を周波数 $[\text{MHz}]$ とし、参考例 1 を実線で示し、参考例 2 を破線で示し、参考例 3 を一点鎖線で示す。また、図 7 (B) および図 8 (B) では、縦軸を位相 $[\text{deg}]$ とし、横軸を周波数 $[\text{MHz}]$ とし、参考例 1 を実線で示し、参考例 2 を破線で示し、参考例 3 を一点鎖線で示す。

【0064】

図 7 および図 8 に示すように、有機圧電素子の裏面側に配置されるバッキング材の音響インピーダンスが、有機圧電体の音響インピーダンスよりも小さい参考例 1 および 2 では、 4.5 MHz 近傍で共振が出ており、圧電性能が高いことがわかる。

一方、有機圧電素子の裏面側に配置されるバッキング材の音響インピーダンスが、有機圧電体の音響インピーダンスよりも大きい参考例 3 では、共振が見られず、圧電性能が低いことがわかる。

【0065】

また、参考例 1 ~ 3 から、有機圧電素子のバッキング材 (溝充填部材) の音響インピーダンスが低いほど、有機圧電体の共振性能が高くなり、好ましいことがわかる。また、シミュレーションの結果 (図 7) と実測の結果 (図 8) から、シミュレーションによる予測以上に有機圧電素子のバッキング材 (溝充填部材) の音響インピーダンスを低くする必要

があることがわかる。したがって、実測値のグラフ（図 8）から、有機圧電素子のバックキ
ング材（溝充填部材）の音響インピーダンスは、 1 Mrayl 以下とするのが好ましく、
 0.1 Mrayl 以下とすることがさらに好ましいことがわかる。シリコン等の樹脂に
、ガラスバルーン等の、樹脂よりも密度が小さい微粒子を分散させることにより、音響イ
ンピーダンスを 1 Mrayl 以下とすることができる。

以上の結果より、本発明の効果は、明らかである。

【0066】

本発明は、基本的に以上のようなものである。

以上、本発明について詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限定されず、本発明
の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

10

【0067】

例えば、図示例の超音波診断装置 40 においては、プローブ本体 42 と診断装置本体 4
6 とは通信ケーブル 44 を介して接続されているが、これに限定はされず、プローブ本体
42 と診断装置本体 46 とが無線通信により接続される構成としてもよい。

【符号の説明】

【0068】

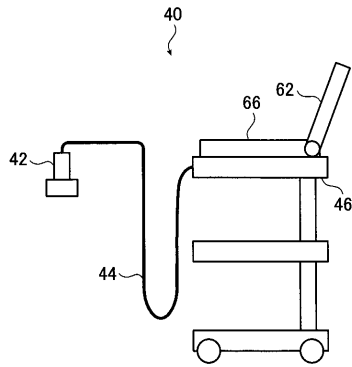
- 10、100 超音波探触子
- 12 バックキング材
- 14 無機圧電体
- 16 音響整合層
- 18 有機圧電体
- 20 音響レンズ
- 22 溝充填部材
- 24 第 1 電極
- 26 第 2 電極
- 28 個別電極
- 30 共通電極
- 40 超音波診断装置
- 42 プローブ本体
- 44 通信ケーブル
- 46 診断装置本体
- 48 受信信号処理部
- 52 送信駆動部
- 54 プローブ制御部
- 56 データ格納部
- 60 画像生成部
- 62 表示部
- 64 本体制御部
- 66 操作部
- 102 有機圧電体
- 104 第 2 溝充填部材
- 200、210、220 要素実験用素子
- 202、212 土台
- 204 中間層
- 206 有機圧電素子

20

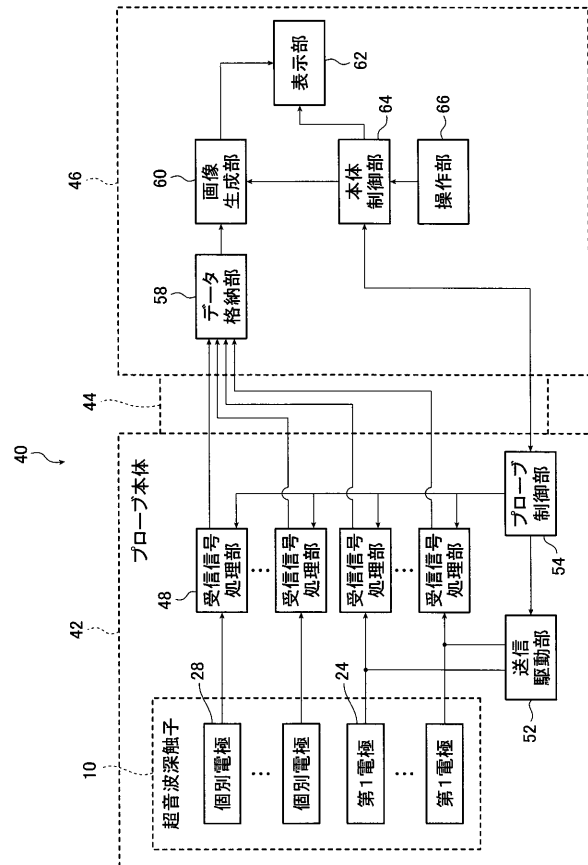
30

40

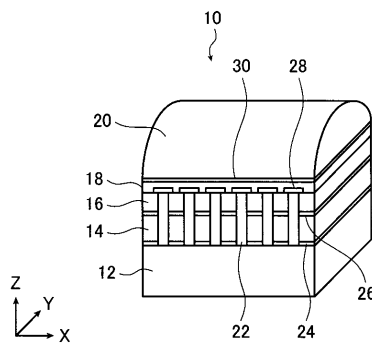
【図 1】



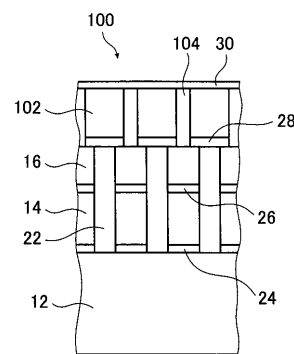
【図 2】



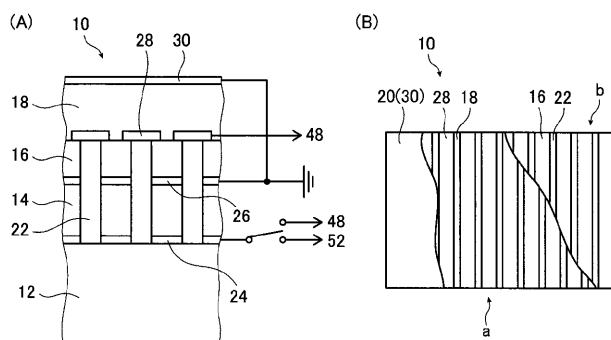
【図 3】



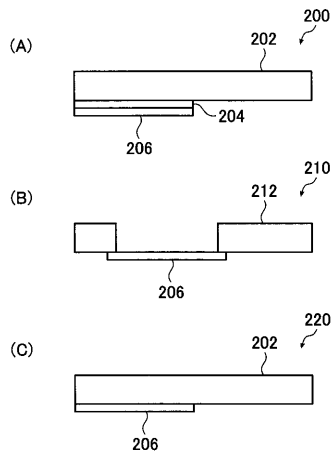
【図 5】



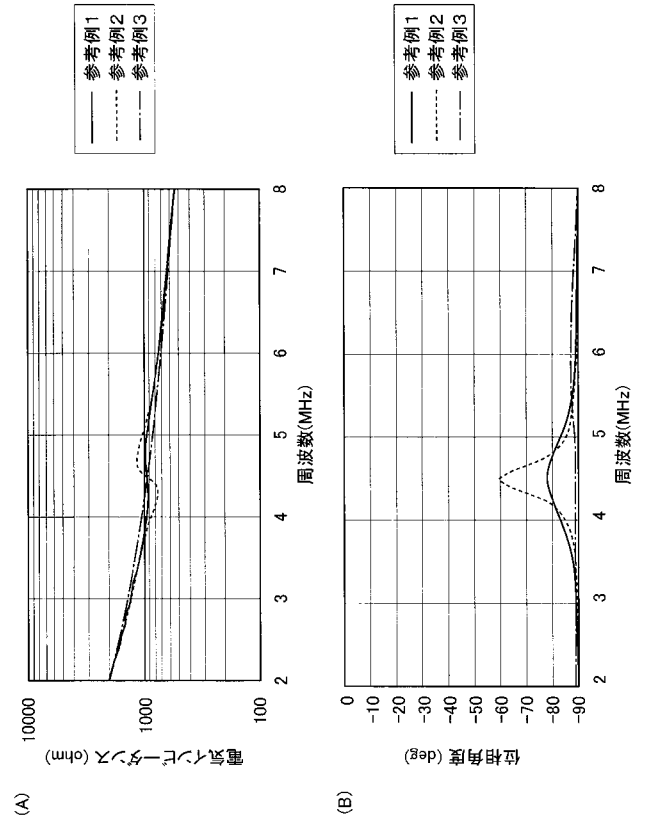
【図 4】



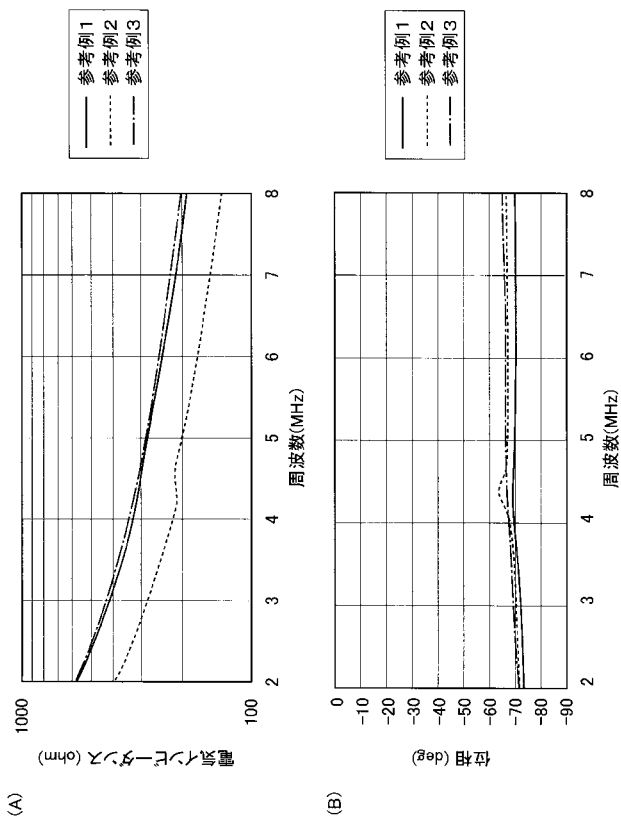
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 EE01 EE03 GB04 GB15 GB19 GB22 GB25 GB26 GB41 GB44
GB45 GD04
5D019 AA07 BB02 BB04 BB18

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2012205828A	公开(公告)日	2012-10-25
申请号	JP2011075148	申请日	2011-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	大澤敦		
发明人	大澤 敦		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.J H04R17/00.330.K H04R17/00.332.A		
F-TERM分类号	4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/GB04 4C601/GB15 4C601/GB19 4C601/GB22 4C601/GB25 4C601/GB26 4C601/GB41 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/GD04 5D019/AA07 5D019/BB02 5D019/BB04 5D019/BB18		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5468564B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了降低使用压电陶瓷的超声波探头中的有机压电体的共振能力，当将有机压电体层压时，将该有机压电体用作声匹配层并接收谐波。提供了一种超声波探头，该超声波探头能够接收更高的谐波并且不需要接收信号的带宽。由填充有无机压电材料和声匹配层之间的间隙的，由具有比有机压电材料低的声阻抗的有机材料制成的凹槽填充构件，以及形成在该有机压电材料上的公共电极。并且，将有机压电体与公共电极夹在中间而配置的单个电极，其中，在无机压电体的排列方向上划分并配置单个电极，并至少进行槽填充。通过形成覆盖构件来解决上述问题。[选择图]图3

