

(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2012-142880

(P2012-142880A)

(43) 公開日 平成24年7月26日(2012.7.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
H04R 17/00 (2006.01)	H04R 17/00 332A	4C601
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00 5D019	
	H04R 17/00 330H	
	H04R 17/00 330E	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2011-1036 (P2011-1036)
(22) 出願日 平成23年1月6日 (2011.1.6)

(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
(72) 発明者 谷口 哲哉
東京都日野市さくら町1番地コニカミノル
タエムジー株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DE08 EE01 EE03 GB02 GB15
GB16 GB44 GB47
5D019 BB03 BB14 BB19 BB26 BB28
FF04

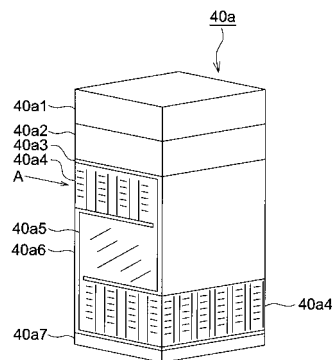
(54) 【発明の名称】 超音波振動子、超音波探触子ならびに超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】電気特性と音響特性に優れた超音波振動子と、超音波振動子を備え、高解像度の画像を得ることができる超音波探触子およびこの超音波探触子を備えた超音波診断装置を提供する。

【解決手段】圧電セラミックの単板からなるモノリシック圧電材料の層と、圧電セラミックからなる複数の柱部と該柱部間の間隙を埋められた樹脂部からなるコンポジット圧電材料の層とを交互に複数積層する。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送信または受信し、電気信号と超音波とを交互に変換可能な超音波振動子であって、

圧電セラミックスの単板からなるモノリシック圧電材料の層と、圧電セラミックスからなる複数の柱部と該柱部間の間隙を埋められた樹脂部とを備えるコンポジット圧電材料の層と、を交互に 3 層以上重ねられた積層と、

該積層の層間および両端に設けられた電極と、を有し、

互いに隣り合う圧電材料の層における離反側の電極は連結配線されていることを特徴とする超音波振動子。

10

【請求項 2】

前記モノリシック圧電材料からなる層と前記コンポジット圧電材料からなる層とが共振可能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】

請求項 1 または 2 に記載の前記超音波振動子を備えることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の前記超音波振動子を複数有し、該超音波振動子を同一平面上に一次的または二次元的に配置する振動部を備えたことを特徴とする超音波探触子。

【請求項 5】

請求項 3 または 4 に記載の前記超音波探触子を備えることを特徴とする超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体に超音波を送受信して超音波画像を取得するための超音波探触子およびこの超音波探触子を備えた超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波は、通常、16000Hz 以上の音波をいい、非破壊、無害及び略リアルタイムでその内部を調べることが可能なことから、欠陥の検査や疾患の診断等の様々な分野に応用されている。その一つに、被検体内を超音波で走査し、被検体内から来た超音波の反射波（エコー）から生成した受信信号に基づいて当該被検体内の内部状態を画像化する超音波診断装置がある。この超音波診断装置は、医療用では、他の医療用画像装置に較べて小型で安価であり、そして X 線等の放射線被爆が無く安全性が高いこと、また、ドップラ効果を応用した血流表示が可能であること等の様々な特長を有している。このため、超音波診断装置は、循環器系（例えば心臓の冠動脈等）、消化器系（例えば胃腸等）、内科系（例えば肝臓、膵臓及び脾臓等）、泌尿器系（例えば腎臓及び膀胱等）及び産婦人科系等で広く利用されている。

30

【0003】

超音波診断装置には、被検体に対して超音波を送受信する超音波探触子が用いられている。超音波探触子は、圧電現象を利用することによって、送信の電気信号に基づいて機械振動して超音波を発生し、被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生じる超音波の反射波を受けて受信の電気信号を生成する複数の圧電素子（超音波振動子）を備え、これら複数の圧電素子が例えばアレイ状に配列されて構成されている。

40

【0004】

現在、配列方向は 1 次元方向のみに配列された超音波探触子が主流ではあるが、1 次元配列では 1 平面内でしか超音波ビームを形成できないため、任意の方向にビームを形成することが可能となる 2 次元配列の超音波探触子が求められている。

【0005】

一方、超音波探触子の周波数帯域は時間方向、すなわち距離分解能への要求から、より

50

短い超音波パルスを形成可能な帯域の広いものが要求されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2002-112397号公報

【特許文献2】特開2008-22266号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

前述の複数の圧電素子を2Dマトリクスアレイ式に配列した超音波探触子を得るには、従来のアジマス方向のみならず、エレベーション方向にも超音波ビームを収束させる必要があるため、従来短冊形の直方体形状であった振動子をエレベーション方向で素子分割した小面積の振動子を形成する必要がある。

10

【0008】

ところが振動子面積を小面積とすると、振動子の静電容量が低下すると共にインピーダンスが増大し、伝送線路の浮遊容量やインピーダンス不整合等により十分なSN比で受信信号を得ることが出来なくなるといった問題があった。

【0009】

この問題を解決するため、探触子の振動子近傍に信号増幅器を組み込む等の方法も行われているが、発熱等の新たな問題を生ずるため、従来の1次元アレイ式同様にこれらを用いることなく使用可能な2Dマトリクスアレイ式超音波探触子が望まれている。

20

【0010】

その方法の一つとして圧電材料の積層によりこれを解決する手段が特許文献1および特許文献2で開示されているが、これは同一種の圧電材料からなっており、広帯域な音響特性を得ることは難しく、良好な距離分解能が得られないという問題があった。

【0011】

本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであって、電気特性の課題だけでなく広帯域な音響特性に優れた超音波振動子と、この超音波振動子を備えた超音波探触子およびこの超音波探触子を備えた超音波診断装置を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0012】

前述の目的は、下記に記載する発明により達成される。

【0013】

1. 超音波を送信または受信し、電気信号と超音波とを交互に変換可能な超音波振動子であって、

圧電セラミックスの単板からなるモノリシック圧電材料の層と、圧電セラミックスからなる複数の柱部と該柱部間の間隙を埋められた樹脂部とを備えるコンポジット圧電材料の層と、を交互に3層以上重ねられた積層と、

該積層の層間および両端に設けられた電極と、を有し、

互いに隣り合う圧電材料の層における離反側の電極は連結配線されていることを特徴とする超音波振動子。

40

【0014】

2. 前記モノリシック圧電材料からなる層と前記コンポジット圧電材料からなる層とが共振可能であることを特徴とする前記1に記載の超音波振動子。

【0015】

3. 前記1または2に記載の前記超音波振動子を備えることを特徴とする超音波探触子。

【0016】

4. 前記3に記載の前記超音波振動子を複数有し、該超音波振動子を同一平面上に一次的または二次元的に配置する振動部を備えたことを特徴とする超音波探触子。

50

【 0 0 1 7 】

5. 前記 3 または 4 に記載の前記超音波探触子を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【 発 明 の 効 果 】

【 0 0 1 8 】

本発明は、圧電セラミックの単板からなるモノリシック圧電材料の層と、圧電セラミックからなる複数の柱部と該柱部間の間隙を埋められた樹脂部からなるコンポジット圧電材料の層とを交互に複数の積層をなすことにより、電気特性と音響特性に優れた超音波振動子と、超音波振動子を備え、高解像度の画像を得ることができる超音波探触子およびこの超音波探触子を備えた超音波診断装置を得ることが可能となる。

10

【 0 0 1 9 】

また、モノリシックとコンポジットの交互積層とすることにより、コンポジット圧電材料の広帯域性を生かしながら、コンポジット材料同士を積層する場合のような僅かな位置ずれによる性能バラツキを生じることなく、安定した特性を有する超音波探触子を得ることが可能となる。

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 0 0 2 0 】

【 図 1 】 超音波診断装置の外観構成を示す概要図である。

【 図 2 】 超音波診断装置の電氣的な構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 振動部 40 の斜視図である。

20

【 図 4 】 積層型振動子 40 a の斜視図である。

【 図 5 】 P Z T コンポジット 40 a 4 の断面図である。

【 図 6 】 P Z T コンポジット 40 a 4 の製造方法を表した図である。

【 図 7 】 実施例 1 から 3 の確認結果の表である。

【 図 8 】 実施例 1 から 3 の確認結果のグラフである。

【 発 明 を 実 施 す る た め の 形 態 】

【 0 0 2 1 】

以下に本発明の実施形態を図面により説明するが、本発明は以下に説明する実施形態に限られるものではない。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、その説明を省略する。

30

【 0 0 2 2 】

図 1 は、実施形態に係る超音波診断装置の外観構成を示す概要図である。図 2 は、実施形態に係る超音波診断装置の電氣的な構成を示すブロック図である。

【 0 0 2 3 】

超音波診断装置 S は、図 1 及び図 2 に示すように、図略の生体等の被検体 H に対して超音波を送信すると共に、被検体 H で反射した超音波の反射超音波を受信する超音波探触子 2 と、超音波探触子 2 とケーブル 3 を介して接続され、超音波探触子 2 へケーブル 3 を介して電気信号の送信信号を送信することによって超音波探触子 2 に被検体 H に対して超音波を送信させると共に、超音波探触子 2 で受信された被検体 H 内からの反射超音波に応じて超音波探触子 2 で生成された電気信号の受信信号に基づいて被検体 H 内の内部状態を超音波画像として医用画像に画像化する超音波診断装置本体 1 とを備えて構成される。

40

【 0 0 2 4 】

超音波診断装置本体 1 には、超音波探触子 2 を使用しない時に、超音波探触子 2 を保持させておく超音波探触子フォルダ 4 が備えられている。

【 0 0 2 5 】

超音波診断装置本体 1 は、例えば、図 2 に示すように、操作入力部 11 と、送信部 12 と、受信部 13 と、受信信号処理部 14 と、画像処理部 15 と、表示部 16 と、制御部 17 と、記憶部 19 と、送信信号処理部 18 と、を備えて構成されている。

【 0 0 2 6 】

操作入力部 11 は、例えば、診断開始を指示するコマンドや被検体 H の個人情報等のデ

50

ータを入力するものであり、例えば、複数の入力スイッチを備えた操作パネルやキーボード等である。

【 0 0 2 7 】

送信信号処理部 1 8 は、制御部 1 7 の制御に従って、振動部 4 0 を駆動する電気信号の送信信号を生成する機能を有する回路である。振動部 4 0 は二次元的に配置した複数の超音波振動子を有し、送信信号は隣接する振動子に一定の遅れ時間をもって順次連続的に生成されている。

【 0 0 2 8 】

送信部 1 2 は、送信信号処理部 1 8 が生成した電気信号を増幅し、超音波探触子 2 内の振動部 4 0 へ、ケーブル 3 を介して送信信号を供給し、超音波探触子 2 に超音波を発生させる。送信部 1 2 は、例えば、高電圧のパルスを生成する高圧パルス発生器等を備えて構成される。

10

【 0 0 2 9 】

受信部 1 3 は、制御部 1 7 の制御に従って、超音波探触子 2 内の振動部 4 0 からケーブル 3 を介して電気信号の受信信号を受信する回路であり、この受信信号を受信信号処理部 1 4 へ出力する。受信部 1 3 は、例えば、受信信号を予め設定された所定の増幅率で増幅する増幅器、及び、この増幅器で増幅された受信信号をアナログ信号からデジタル信号へ変換するアナログ - デジタル変換器等を備えて構成される。

【 0 0 3 0 】

送信部 1 2 からの送信信号で振動部 4 0 の超音波振動子が超音波を発振した後に、隣接する振動子で反射波を受信し、受信部 1 3 へ受信信号を出力する。この動作が振動部 4 0 の配列された超音波振動子に対して、列ごとに短時間に順次実行し、超音波振動子は超音波と電気信号とを順次交互に変換可能となっている。

20

【 0 0 3 1 】

受信信号処理部 1 4 は、制御部 1 7 の制御に従って、受信部 1 3 からの電気信号に、所定の信号処理を施す回路であり、その信号処理した反射受信信号を画像処理部 1 5 へ出力する。

【 0 0 3 2 】

画像処理部 1 5 は、制御部 1 7 の制御に従って、受信信号処理部 1 4 で信号処理された反射受信信号に基づいて、ハーモニックイメージング技術等を用いて被検体 H 内の内部状態の超音波画像を生成する回路である。また、例えば、反射受信信号に対して包絡線検波処理を施すことにより、反射超音波の振幅強度に対応した B モード信号を生成する。

30

【 0 0 3 3 】

記憶部 1 9 は R A M や R O M で構成され、制御部 1 7 に用いられるプログラムが記録され、また、表示部 1 6 で表示する各種画像のテンプレートが記録されている。

【 0 0 3 4 】

制御部 1 7 は、例えば、マイクロプロセッサ、記憶素子及びその周辺回路等を備えて構成され、これら操作入力部 1 1、送信部 1 2、受信部 1 3、受信信号処理部 1 4、画像処理部 1 5、表示部 1 6、送信信号処理部 1 8、記憶部 1 9 を当該機能に応じてそれぞれ制御することによって超音波診断装置 S の全体制御を行う回路である。

40

【 0 0 3 5 】

表示部 1 6 は、制御部 1 7 の制御に従って、画像処理部 1 5 で生成された超音波画像を表示する装置である。表示部 1 6 は、例えば、C R T ディスプレイ、L C D、E L ディスプレイ及びプラズマディスプレイ等の表示装置やプリンタ等の印刷装置等である。

【 0 0 3 6 】

ここからは本発明の圧電セラミックスの単板からなるモノリシック圧電材料と、圧電セラミックスからなる複数の柱部と該柱部間の間隙を埋められた樹脂部からなるコンポジット圧電材料とを交互に複数を積層し、積層の層間および両端に電極を備えた積層型超音波振動子と、積層型超音波振動子を用いた探触子について説明する。

【 0 0 3 7 】

50

図 3 は積層型振動子 40 a を同一平面上に二次元的に配置した振動部 40 の斜視図である。

【0038】

支持部材であるバッキング層 40 a 8 上には、複数の積層型振動子 40 a が一定の間隔を空けてマトリックス状に配列されている。

【0039】

バッキング層 40 a 8 は超音波を吸収する材料から構成された平板状の部材であり、積層型振動子 40 a からバッキング層 40 a 8 方向へ放射される超音波を吸収するものである。

【0040】

図示では 4×7 のマトリックスを示しているが、この配列に限定されるものではない。

【0041】

図 4 は積層型振動子 40 a の斜視図である。上段から第 2 音響整合層 40 a 1、第 1 音響整合層 40 a 2、第 1 電極 40 a 3、P Z T コンポジット 40 a 4、第 2 電極 40 a 6、P Z T モノリシック 40 a 5、第 1 電極 40 a 3、P Z T コンポジット 40 a 4、第 2 電極 40 a 6、反射層 40 a 7 の積層をなしている。また、図示しない保護層があってもよい。

【0042】

コンポジット圧電材料である P Z T コンポジット 40 a 4 とモノリシック圧電材料である P Z T モノリシック 40 a 5 は同様の共振周波数を有し、互いに共振可能であることにより各々の電極部が超音波振動の節部または腹部となり、積層型の構造のメリットを生かした、大きな出力を得ることができる。

【0043】

音波は界面での媒質の音響インピーダンス Z (密度 $\times$ 音速) の差が大きいと反射率が高くなって音波が放射されないため、圧電材料と被検体 (例えば生体) の間を音響整合層で段階的に音響インピーダンスを変化させて音波の透過率を上げるための音響整合層を設け、第 1 音響整合層 40 a 2 では樹脂にタングステンを添加 (密度・音速アップ) することにより、やや圧電材料寄りの音響インピーダンスとし、その上層 (生体側) の第 2 音響整合層 40 a 1 は樹脂のみで形成することにより生体寄りの音響インピーダンスにして階段状に繋いでいる。

【0044】

第 1 電極 40 a 3 と第 2 電極 40 a 6 は、圧電材料である P Z T コンポジット 40 a 4 および P Z T モノリシック 40 a 5 の厚さ方向に交互に積層して配置した構造をしている。

【0045】

第 1 電極 40 a 3 は圧電材料の第 1 層目である P Z T コンポジット 40 a 4 の上面に接し、第 2 層目の P Z T モノリシック 40 a 5 の下面に接している。同様に第 2 電極 40 a 6 は第 2 層目の P Z T モノリシック 40 a 5 の上面に接し、第 3 層目の P Z T コンポジット 40 a 4 の下面に接している。

【0046】

このように圧電材料の積層の層間および両端に電極を持ち、互いに隣り合う圧電材料の積層において、離反側の電極が連結配線された構造をなしている。

【0047】

圧電材料の上部部材 (整合層がこれに相当) および下部部材 (バッキング層がこれに相当) とともに音響インピーダンスが圧電材料より低く、圧電材料の共振モードは $\lambda/2$ 共振 (上部/下部とも自由端振動) となる。そのために圧電材料である第 3 層目の P Z T コンポジット 40 a 4 とバッキング層 40 a 8 間に、圧電材料より高い音響インピーダンスを持つタングステンカーバイド材料とする反射層 40 a 7 をもうけることにより、共振モードは $\lambda/4$ 共振 (上部自由端、下部固定端) となることに加え、従来バッキング側に放射され、バッキング層で吸収して熱として排出されていた音波のエネルギーの多くが前面に

10

20

30

40

50

放射されるようになって、音響強度（感度）が約 2 倍となる効果がでる。

【0048】

図 5 a は第 1 層目と第 3 層目に設けられた P Z T コンポジット 4 0 a 4 の図 4 で示す A 方向からの水平方向の断面図である。また図 5 b は垂直方向の断面図である。

【0049】

P Z T 柱部 4 0 a 4 1 は柱状をなし、P Z T 柱部 4 0 a 4 1 の夫々が隣り合う空間にはエポキシ樹脂を材料とする樹脂部 4 0 a 4 2 が充填され、板状の圧電材料をなしている。

【0050】

このように圧電部を積層することで静電容量が確保でき、被検体からみた 2 D マトリクスアレイ式の圧電部の小面積化による容量低下が招く探触子（振動子）と診断装置間の伝送線路浮遊容量の影響を受けやすい問題を回避することができる。

10

【0051】

図 6 は P Z T コンポジット 4 0 a 4 の製造方法の一例を表した図である。

【0052】

図 6 に示すように P Z T 単板 2 0 0 を切断用基板 1 0 0 に仮接着を行い、ダイヤモンドカッターなどで切断線 y 1、y 2、y 3 および切断線 x 1、x 2 から x 5 とダイシングし、切断溝にセラミック樹脂等を充填し固化させる。その後、仮接着した切断用基板を取り外して、P Z T コンポジット 4 0 a 4 の圧電材料を得る。

【実施例】

【0053】

20

以下、本発明を実施例により説明するが、本発明はこれに限定されるものではない。

【0054】

（実施例 1）

第 2 音響整合層 4 0 a 1 にエポキシ樹脂を材料とし、厚さは 1 8 0 μ m、第 1 音響整合層 4 0 a 2 はエポキシ樹脂にタングステンを添加したものを厚さ 1 2 0 μ m 積層する。第 1 層および第 3 層の圧電材料は、図 5 a で示す断面の断面積全体に対する P Z T の断面積が占める割合である占積率を 7 6 % とした P Z T コンポジット、第 2 層の圧電材料は P Z T の占積率を 1 0 0 % とした P Z T モノリシックを夫々 2 8 0 μ m の厚さで積層する。反射層 4 0 a 7 はタングステンカーバイドを材料とし、厚さ 5 0 μ m で積層し、支持部材であるバッキング層にフェライトゴム（スピネルフェライト質量 8 5 %）を用いる。

30

【0055】

（実施例 2）

圧電材料層の第 1 層および第 3 層に P Z T の占積率を 1 0 0 % とした P Z T モノリシックを用い、圧電材料層の第 2 層に P Z T の占積率を 7 6 % とした P Z T コンポジットを用いる。圧電材料層の厚みは実施例 1 と同様である。

【0056】

また、第 2 音響整合層 4 0 a 1、第 1 音響整合層 4 0 a 2、反射層 4 0 a 7、バッキング層それぞれの材料および厚みは実施例 1 と同様である。

【0057】

（実施例 3）

40

圧電材料層の第 1 層および第 3 層に P Z T の占積率 6 8 % とした P Z T コンポジット、第 2 層 P Z T に占積率を 1 0 0 % とした P Z T モノリシックを用いた。圧電材料層の厚みは実施例 1 および 2 と同様である。

【0058】

また、第 2 音響整合層 4 0 a 1、第 1 音響整合層 4 0 a 2、反射層 4 0 a 7、バッキング層それぞれの材料および厚みは実施例 1 および 2 と同様である。

【0059】

以下、積層型超音波振動子の実施例 1 から 3 の確認結果を図 7 の表および図 8 のグラフで示す。

【0060】

50

比較確認のために圧電材料層の第 1 層、第 2 層および第 3 層に P Z T の占積率を 1 0 0 %とした P Z T モノリシックを用いた。圧電材料層の厚みは実施例と同様であり、第 2 音響整合層 4 0 a 1、第 1 音響整合層 4 0 a 2、反射層 4 0 a 7、バッキング層それぞれの材料および厚みは実施例と同様である。

【 0 0 6 1 】

測定方法は鏡面鉄板反射による送受信感度の測定を実施した。

【 0 0 6 2 】

比較例では - 4 8 d B の最大感度であったが、実施例 1 および 2 では 3 d B の感度アップが得られ、実施例 3 では 1 d B の感度ダウンとなった。

【 0 0 6 3 】

また、図 8 の比較例および実施例 1 から 3 の夫々のグラフのピーク値に対して、 - 6 d B 以上の周波数範囲の f_L (下限周波数)、 f_H (上限周波数)、 $(f_L + f_H) / 2$ で表される f_C (中心周波数) から有効な帯域幅を比較すると、実施例 1 および 3 では 1 . 7 9 M H z (5 . 3 4 - 3 . 5 5)、実施例 2 では 1 . 5 3 M H z (5 . 2 2 - 3 . 6 9) が得られ、比較例の 1 . 3 7 M H z (5 . 1 2 - 3 . 7 5) に比べ広帯域になっている。

【 0 0 6 4 】

同様に周波数帯域率 $BW(\%) = (f_H - f_L) / f_C \times 100$ は、比較例の 3 1 % に対して、実施例 1 および 3 では 4 0 %、実施例 2 では 3 4 % と広い帯域率が得られた。

【 0 0 6 5 】

このようにコンポジット圧電材料とモノリシック圧電材料を交互に積層した積層型超音波振動子では感度や周波数帯域に優れ、特に P Z T 占積率が 7 6 % のコンポジット圧電材料を第 1 層および第 3 層に備え、第 2 層にモノリシック圧電材料を備えた超音波振動子では大幅な改善を図ることができることが確認された。なお、P Z T 占積率は 7 6 % に限定されるものではない。

【 0 0 6 6 】

このようなコンポジット圧電材料とモノリシック圧電材料を交互に積層した積層型超音波振動子では電気特性と音響特性に優れ、積層型超音波振動子備えることで、高解像度の画像を得ることができる超音波探触子およびこの超音波探触子を備えた超音波診断装置を得ることが可能となる。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 7 】

- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 3 ケーブル
- 4 超音波プローブホルダ
- 1 1 操作入力部
- 1 2 送信部
- 1 3 受信部
- 1 4 受信信号処理部
- 1 5 画像処理部
- 1 6 表示部
- 1 7 制御部
- 1 8 送信信号処理部
- 1 9 記憶部
- 4 0 振動部
- 4 0 a 積層型振動子
- 4 0 a 1 第 2 音響整合層
- 4 0 a 2 第 1 音響整合層

10

20

30

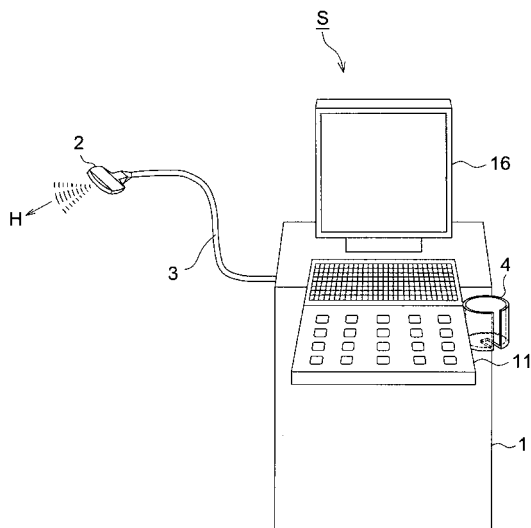
40

50

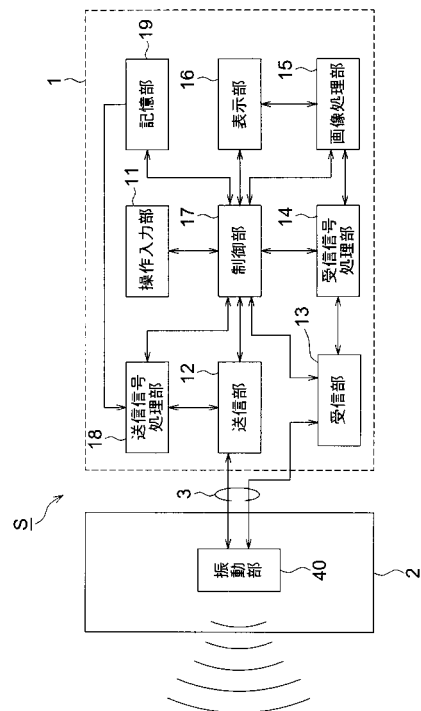
40a3 第1電極
 40a4 PZTコンポジット
 40a5 PZTモノリシック
 40a6 第2電極
 40a7 反射層
 40a8 バッキング層
 40a41 PZT柱部
 40a42 樹脂部
 H 被検体
 S 超音波診断装置

10

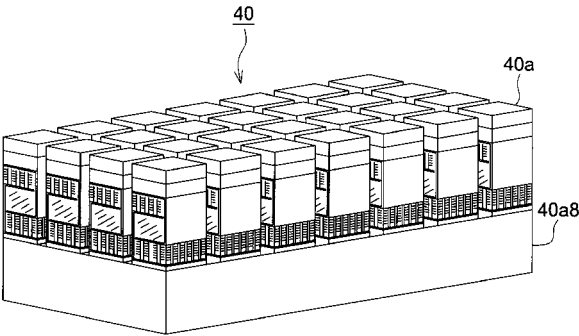
【図1】



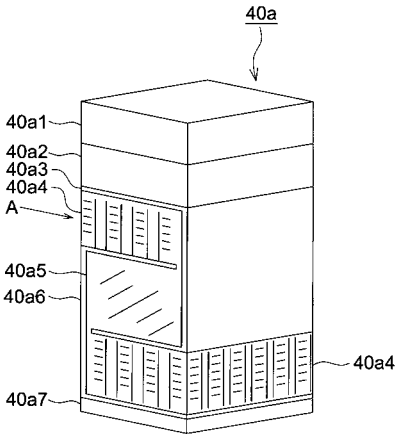
【図2】



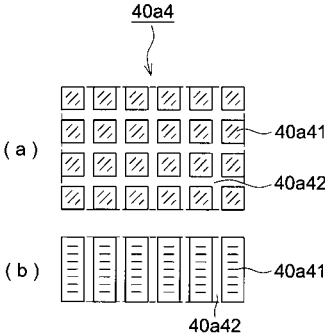
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】

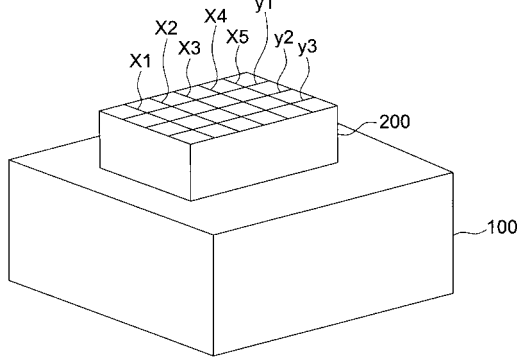


【 図 7 】

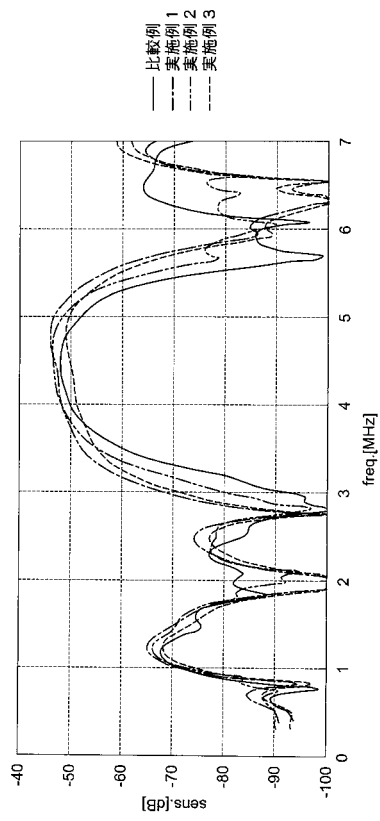
比較例		実施例1	
内容	厚み(μm)	内容	厚み(μm)
第2音響整合層	180	エポキシ樹脂	180
第1音響整合層	120	エポキシ樹脂+タングステン	120
圧電材料層	280	圧電材Type	占積率
上層 PZTモノリシック	100%	圧電材Type	占積率
中層 PZTモノリシック	100%	圧電材Type	占積率
下層 PZTモノリシック	100%	圧電材Type	占積率
反射層	50	タングステンカーバイド	50
バックリング層	5000	フェライトゴム(スピネルフェライト85wt%)	5000
最大感度(dB)	-48		-46
fL(MHz)	3.75		3.55
fH(MHz)	5.12		5.34
fC(MHz)	4.44		4.45
BW(%)	31%		40%

実施例2		実施例3	
内容	厚み(μm)	内容	厚み(μm)
第2音響整合層	180	エポキシ樹脂	180
第1音響整合層	120	エポキシ樹脂+タングステン	120
圧電材料層	280	圧電材Type	占積率
上層 PZTモノリシック	100%	圧電材Type	占積率
中層 PZTモノリシック	100%	圧電材Type	占積率
下層 PZTモノリシック	100%	圧電材Type	占積率
反射層	50	タングステンカーバイド	50
バックリング層	5000	フェライトゴム(スピネルフェライト85wt%)	5000
最大感度(dB)	-46		-49
fL(MHz)	3.69		3.55
fH(MHz)	5.22		5.34
fC(MHz)	4.46		4.45
BW(%)	34%		40%

【 図 6 】



【図 8】



专利名称(译)	超声波振荡器，超声波探头和超声波诊断仪器		
公开(公告)号	JP2012142880A	公开(公告)日	2012-07-26
申请号	JP2011001036	申请日	2011-01-06
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
[标]发明人	谷口哲哉		
发明人	谷口 哲哉		
IPC分类号	H04R17/00 A61B8/00		
FI分类号	H04R17/00.332.A A61B8/00 H04R17/00.330.H H04R17/00.330.E		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/GB02 4C601/GB15 4C601/GB16 4C601/GB44 4C601/GB47 5D019/BB03 5D019/BB14 5D019/BB19 5D019/BB26 5D019/BB28 5D019/FF04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了提供电特性和声学特性优异的超声换能器，设置有该超声换能器并能够获得高分辨率图像的超声探头以及该超声探头提供的超声波。提供诊断设备。 解决方案：由压电陶瓷单板制成的整体压电材料层和由多个由压电陶瓷制成的柱状部分制成的复合压电材料层和填充柱状部分之间间隙的树脂部分交替排列。堆叠多层。[选择图]图4

