

(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2011-152356
(P2011-152356A)

(43) 公開日 平成23年8月11日(2011.8.11)

(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 H	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2010-17260 (P2010-17260)	(71) 出願人	303000420
(22) 出願日	平成22年1月28日 (2010.1.28)		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	鈴木 謙次
			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 EE03 GB04 GB06 GB15 GB31
			GB44 GB45
			5D019 AA09 AA22 BB25 FF04

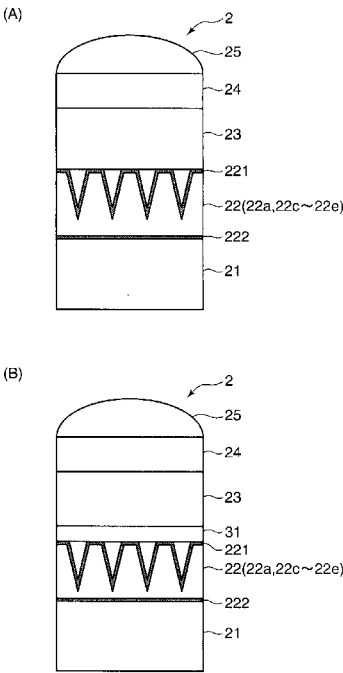
(54) 【発明の名称】 超音波探触子および超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】本発明は、被検体から来た超音波をノイズを低減して受信することができる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】本発明の超音波探触子2は、圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる第2圧電素子を備える第2圧電部22を備え、前記第2圧電部22の第2圧電素子は、1個の素子において、1面に形成された音軸方向に沿って幅が異なる溝Gを複数有し、溝Gの表面に沿って形成された電極層221を備える。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる圧電素子を備える圧電部を備え、

前記圧電部の圧電素子は、1個の素子において、1面に形成された音軸方向に沿って幅が異なる溝を複数有し、前記溝の表面に沿って形成された電極層を備えること

を特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

前記複数の溝は、所定の間隔で配列されて形成されており、外側領域に形成された溝の深さは、中央領域に形成された溝よりも浅いこと

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記複数の溝は、所定の間隔で配列されて形成されており、中央領域に形成された溝は、外側領域に形成された溝より急であること

を特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記圧電部は、被検体から来た超音波を受信するための受信用の第 1 圧電部と、前記被検体へ超音波を送信するための送信用の第 2 圧電部とを備え、

前記第 2 圧電部の有効音響インピーダンスは、前記圧電部の有効音響インピーダンスより大きいこと

を特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波探触子。

【請求項 5】

請求項 1 ないし請求項 4 のいずれか 1 項に記載の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。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を送受信す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、無害およ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の診断）、消化器系（例えば胃腸等の診断）、内科系（例えば肝臓、脾臓および脾臓等の診断）、泌尿器系（例えば腎臓および膀胱等の診断）および産婦人科系等で広く利用されている。

【0003】

この超音波診断装置には、被検体に対して超音波（超音波信号）を送受信する超音波探触子が用いられる。この超音波探触子は、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（超音波信号）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（超音波信号）の反射波を受けて受信の電気信号を生成する1または複数の圧電素子を備えており、このような圧電素子の1つとして例えば特許文献1に複合圧電体が開示されている。また、超音波探触子は、被検体と圧電素子との間で効率よく超音波を伝播させるために、被検体と圧電素子との間の音響インピーダンスを整合させる音響整合層も備えており、このような音響整合層の1つとして例えば特許

10

20

30

40

50

文献 2 および特許文献 3 に音響整合層が開示されている。

【 0 0 0 4 】

この特許文献 1 が開示の超音波探触子は、棒状の無機の圧電素子を垂直に多数配列し、前記圧電素子の間隙に有機高分子材料を充填してなる複合圧電体を備え、前記複合圧電体は、その厚さを不均一とし、前記圧電素子の太さと長さをほぼ一定比率とし、かつ前記圧電素子の配列間隔を不均一としたものである。より具体的には、前記複合圧電体は、一方向が平坦で、他方向が凹曲面形状となっており、これによって前記厚さの不均一を具体的

10

【 0 0 0 5 】

また、この特許文献 2 が開示の音響整合層は、その音響インピーダンスが厚さ方向に連続的に変化する構造に形成されている。より具体的には、特許文献 2 が開示の音響整合層は、振動子の音響インピーダンスと同等以下の音響インピーダンスを持つ第 1 音響整合材で、振動子側の断面積が大きくかつ被検体側の断面積が小さく形成されるとともに、超音波の波長よりも短い間隔でマトリクス状に配列された多数の先細柱状体を備え、前記多数の先細柱状体の隙間には、被検体の音響インピーダンスと同等以上の音響インピーダンスを持つ第 2 音響整合材で充満され、一体に固化されている。この構成によって、特許文献 2 が開示の超音波探触子では、ある拡がり

20

【 0 0 0 6 】

また、この特許文献 3 が開示の超音波探触子は、超音波を送信および受信する圧電素子を有し、複数種類の粉体材料を高分子樹脂に充填し、前記高分子樹脂内で音響インピーダンスが厚さ方向に連続的に変化する音響整合層を前記圧電素子の一方の面に形成したものである。この構成によって、特許文献 3 が開示の超音波探触子では、音響インピーダンスが厚さ方向に連続的に変化する音響整合層を容易に形成することができ、超音波探触子の周波数の広帯域化を可能にすることができると、特許文献 3 には記載されている。

30

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特開平 0 6 - 0 7 8 3 9 9 号公報

【 特許文献 2 】 特開平 1 1 - 0 8 9 8 3 5 号公報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 0 6 - 1 7 4 9 9 2 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

一般に、被検体から来た超音波は、超音波探触子の圧電素子によって受信され、その一部は、前記圧電素子で電気信号に変換される一方、その残部は、前記圧電素子を透過し、音響制動部材（バックグ層）で吸収される。

40

【 0 0 0 9 】

ところで、超音波診断画像の画質向上が求められているが、超音波探触子において、受信波が、圧電素子表面で反射されてノイズの原因となり、画質劣化に一因となることを見出した。前記反射は、圧電素子の電極表面でも生じるため、画質向上のために、これに対応する必要がある。

【 0 0 1 0 】

また、上述した特許文献 1 が開示の複合圧電体は、周波数特性の広帯域化を可能とするが、厚さ方向の音響インピーダンスが均一であって、超音波の反射を低減することを目的とするものではない。

50

【 0 0 1 1 】

また、上述した特許文献 2 および特許文献 3 に開示の各音響整合層は、圧電素子から超音波送受信面へ向かう前方位置に配置され、被検体と圧電素子との音響インピーダンスの整合をとるものであって、上述したように、被検体から来て圧電素子を透過した超音波を対象としていない。

【 0 0 1 2 】

さらに、これら特許文献 1 ないし特許文献 3 は、このような被検体から来て圧電素子を透過した超音波の対策は、従来通り、音響制動部材のみである。

【 0 0 1 3 】

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、被検体から来た超音波をノイズを低減して受信することができる超音波探触子を提供することを目的とする。そして、本発明は、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。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 4 】

本発明者は、種々検討した結果、上記目的は、以下の本発明により達成されることを見出した。すなわち、本発明の一態様にかかる超音波探触子は、圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる圧電素子を備える圧電部を備え、前記圧電部の圧電素子は、1 個の素子において、1 面に形成された音軸方向に沿って幅が異なる溝を複数有し、前記溝の表面に沿って形成された電極層を備えることを特徴とする。

20

【 0 0 1 5 】

このような構成の超音波探触子は、圧電部によって超音波の反射を低減することができるので、被検体から来た超音波をノイズを低減して受信することができる。したがって、この観点から、前記圧電部は、超音波の反射を低減する超音波反射低減機能だけでなく、さらに進んで超音波の反射を防止する超音波反射防止機能を備えることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

ここで、本発明における超音波反射低減機能と音響制動部材（バッキング層）における音響制動機能との違いを以下に説明する。音響制動機能は、外部から音響制動部材に入射した超音波を吸収することによって、すなわち、超音波のエネルギーを熱エネルギーに変換する機能であり、一方、超音波反射低減機能は、外部から、超音波反射低減機能を有する部材（超音波反射低減部材）の一方端部で入射した超音波に対し、前記一方端部への反射を低減する機能である。したがって、超音波反射低減部材では、外部から一方端部で入射した超音波は、他方端部で外部へ放射されてもよい。

30

【 0 0 1 7 】

また、他の一態様では、上述の超音波探触子において、前記複数の溝は、所定の間隔で配列されて形成されており、外側領域に形成された溝の深さは、中央領域に形成された溝よりも浅いことを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

この構成によれば、このような深さの異なる複数の溝によって外側領域では圧電素子の厚みが相対的に厚くなるとともに中央領域では圧電素子の厚みが相対的に薄くなるため、均一な厚みを持つ圧電素子に較べて、周波数帯域が広帯域化される。

40

【 0 0 1 9 】

また、他の一態様では、これら上述の超音波探触子において、前記複数の溝は、所定の間隔で配列されて形成されており、中央領域に形成された溝は、外側領域に形成された溝より急であることを特徴とする。前記所定の間隔は、一定間隔であってもよく、また不定間隔であってもよい。

【 0 0 2 0 】

この構成によれば、前記溝によって圧電素子の厚みが相対的に変化するため、均一な厚みを持つ圧電素子に較べて、周波数帯域が広帯域化される。

50

【 0 0 2 1 】

また、他の一態様では、これら上述の超音波探触子において、前記圧電部は、被検体から来た超音波を受信するための受信用の第 1 圧電部と、前記被検体へ超音波を送信するための送信用の第 2 圧電部とを備え、前記第 2 圧電部の有効音響インピーダンスは、前記圧電部の有効音響インピーダンスより大きいことを特徴とする。前記所定の間隔は、一定間隔であってもよく、また不定間隔であってもよい。

【 0 0 2 2 】

一般に、被検体が生体である場合では、生体の音響インピーダンスは、 1.5 MRayl 程度であり、圧電部の音響インピーダンスは、生体の音響インピーダンスよりも大きい。このため、上記構成によれば、被検体、第 1 圧電部、第 2 圧電部の順で有効音響インピーダンスを順次に変化させることができ、効率的に超音波を送受信することが可能となる。

10

【 0 0 2 3 】

そして、本発明の他の一態様にかかる超音波診断装置は、これら上述のいずれかの超音波探触子を備えることを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

上記構成によれば、ノイズを低減することができる超音波探触子を用いた超音波診断装置の提供が可能となる。このため、このような超音波診断装置では、超音波画像の向上が可能となる。

【 発明の効果 】

20

【 0 0 2 5 】

本発明にかかる超音波探触子は、前記圧電部によって超音波の反射を低減するので、被検体から来た超音波をノイズを低減して受信することができる。そして、本発明では、ノイズを低減することができる超音波探触子を用いた超音波診断装置の提供が可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 6 】

【 図 1 】実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【 図 2 】実施形態における超音波診断装置の電気的な構成を示すブロック図である。

【 図 3 】実施形態の超音波診断装置における超音波探触子の構成を示す断面図である。

【 図 4 】図 3 に示す第 2 圧電部の構造をより詳細に示す図である。

30

【 図 5 】図 3 に示す第 2 圧電部に対する比較例としての第 2 圧電部を示す断面図である。

【 図 6 】実施形態の超音波探触子における第 2 圧電部の他の第 1 構成を示す断面図である。

。

【 図 7 】実施形態の超音波探触子における第 2 圧電部の他の第 2 構成を示す断面図である。

。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 7 】

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。また、本明細書において、総称する場合には添え字を省略した参照符号で示し、個別の構成を指す場合には添え字を付した参照符号で示す。

40

【 0 0 2 8 】

図 1 は、実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。図 2 は、実施形態における超音波診断装置の電気的な構成を示すブロック図である。図 3 は、実施形態の超音波診断装置における超音波探触子の構成を示す断面図である。図 3 (A) は、送信用の第 2 圧電部上に直接的に受信用の第 1 圧電部が積層されている場合を示し、図 3 (B) は、第 2 圧電部上に中間層を介して間接的に第 1 圧電部が積層されている場合を示す。図 4 は、図 3 に示す第 2 圧電部の構造をより詳細に示す図である。図 4 (A) は、斜視図であり、図 4 (B) は、縦断面図である。

【 0 0 2 9 】

50

実施形態における超音波診断装置 5 は、図 1 に示すように、図略の生体等の被検体に対して超音波（第 1 超音波信号）を送信すると共に、この第 1 超音波信号に基づく被検体内から来た超音波（第 2 超音波信号）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 に被検体に対して第 1 超音波信号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内から来た第 2 超音波信号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内の内部状態を超音波画像として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。

【0030】

この第 1 超音波信号に基づく被検体内から来た超音波は、被検体内における音響インピーダンスの不整合によって被検体内で第 1 超音波信号が反射した反射波（エコー）だけでなく、例えば微小気泡（マイクロバブル）等の超音波造影剤（コントラスト剤）が用いられている場合には、第 1 超音波信号に基づいて超音波造影剤の微小気泡で生成される超音波もある。超音波造影剤では、超音波の照射を受けると、超音波造影剤の微小気泡は、共振もしくは共鳴し、さらに一定の閾値以上の音圧では崩壊、消失する。超音波造影剤では、微小気泡の共振によって、あるいは微小気泡の崩壊、消失によって、超音波が生じている。

10

【0031】

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、画像処理部 14 と、表示部 15 と、制御部 16 とを備えて構成されている。

20

【0032】

操作入力部 11 は、例えば、診断開始等を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータを入力するための装置であり、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。

【0033】

送信部 12 は、制御部 16 の制御に従って、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供給して超音波探触子 2 に第 1 超音波信号を発生させる回路である。送信部 12 は、例えば、高電圧のパルス生成する高圧パルス発生器等を備えて構成される。そして、超音波探触子 2 が複数の圧電素子を備える場合には、送信部 12 は、超音波探触子 2 を構成する複数の圧電素子によって所定方向（所定方位）にメインビーム（主ビーム）を形成した送信ビームの第 1 超音波信号を被検体内へ送信すべく、例えば、高圧パルス発生器で生成されるパルスに遅延回路で遅延時間を付与することによって駆動信号を生成する送信ビームフォーマ等も備えてよい。この送信部 12 で生成された駆動信号は、複数の圧電素子のそれぞれに対し適宜に遅延時間を個別に設定した、パルス状の複数の信号であり、ケーブル 3 を介して超音波探触子 2 における前記複数の圧電素子のそれぞれに供給される。この複数の駆動信号によって超音波探触子 2 は、各圧電素子から放射された超音波の位相が特定方向（特定方位）（あるいは、特定の送信フォーカス点）において一致し、その特定方向にメインビームを形成した送信ビームの第 1 超音波信号を発生する。前記所定方向は、前記複数の圧電素子によって形成される超音波信号の送受信面における法線方向を基準（0 度）とした角度によって表される。このような電子走査方式には、リニア走査方式、セクタ走査方式およびコンベックス方式等がある。

30

40

【0034】

受信部 13 は、制御部 16 の制御に従って、超音波探触子 2 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、この受信信号を画像処理部 14 へ出力する。受信部 13 は、例えば、ケーブル 3 の伝送損失（伝送ロス）を補償すべく、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等を備えて構成される。そして、送信時の送信ビームの形成と同様に、受信時もいわゆる整相加算することによって受信ビームが形成されてよい。すなわち、超音波探触子 2 における前記複数の圧電素子のそれぞれから出力される複数の出力信号に対し適宜に遅延時間を個別に設定し、これら遅延された複数の出力

50

信号を加算することによって、各出力信号の位相が特定方向（特定方位）（あるいは、特定の受信フォーカス点）において一致し、その特定方向にメインビームが形成される。このような場合において、受信部 13 は、例えば、前記増幅器で増幅された各出力信号が入力される受信ビームフォーマ等も備えてよい。

【0035】

画像処理部 14 は、制御部 16 の制御に従って、受信部 13 で受信された、第 1 超音波信号に基づく被検体内から来た第 2 超音波信号における所定の周波数成分に基づいて被検体内の内部状態を表す画像（超音波画像）を形成する回路である。前記所定の周波数成分は、例えば、基本波成分、ならびに、例えば 2 次高調波成分、3 次高調波成分および 4 次高調波成分等の高調波成分を挙げることができる。画像処理部 14 は、複数の周波数成分を用いて超音波画像を形成するように構成されてもよい。画像処理部 14 は、例えば、受信部 13 の出力に基づいて被検体の超音波画像を生成する DSP（Digital Signal Processor）、および、表示部 15 に超音波画像を表示すべく、前記 DSP で処理された信号をデジタル信号からアナログ信号へ変換するデジタル-アナログ変換回路（DAC 回路）等を備えて構成される。前記 DSP は、例えば、B モード処理回路、ドブラ処理回路およびカラーモード処理回路等を備え、いわゆる B モード画像、ドブラ画像およびカラーモード画像の生成が可能とされている。

10

【0036】

表示部 15 は、制御部 16 の制御に従って、画像処理部 14 で生成された被検体の超音波画像を表示する装置である。表示部 15 は、例えば、CRT ディスプレイ、LCD（液晶ディスプレイ）、有機 EL ディスプレイおよ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。

20

【0037】

制御部 16 は、例えば、マイクロプロセッサ、記憶素子およびその周辺回路等を備えて構成され、これら超音波探触子 2、操作入力部 11、送信部 12、受信部 13、画像処理部 14 および表示部 15 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 5 の全体制御を行う回路である。

【0038】

また、超音波探触子（超音波プローブ）2 は、被検体内に第 1 超音波信号を送信しこの第 1 超音波信号に基づく被検体内から来た第 2 超音波信号を受信する装置である。超音波探触子 2 は、例えば、図 3（A）に示すように、平板状の音響制動部材（音響吸収部材、バッキング層、ダンパ層）21 と、この音響制動部材 21 の一方主面上に積層された第 2 圧電部 22 と、この第 2 圧電部 22 上に積層された第 1 圧電部 23 と、この第 1 圧電部 23 上に積層された音響整合層 24 と、この音響整合層上に積層された音響レンズ 25 とを備えて構成される。このように本実施形態の超音波探触子 2 は、音響制動部材 21 から音軸方向に沿って超音波送受信面に向かって、第 2 圧電部 22、第 1 圧電部 23、音響整合層 24、音響レンズ 25 の順で順次に積層されている。

30

【0039】

音響制動部材 21 は、超音波を吸収する材料（超音波吸収材）から構成され、主に、第 2 圧電部 22 から音響制動部材 21 方向へ放射される超音波を吸収するものである。音響制動部材 21 は、超音波を十分に減衰することによって第 2 圧電部 22 の音響的特性を良好に保つべく、使用される超音波の波長に対して十分な厚みを有していることが好ましい。また、音響制動部材 21 は、第 2 圧電部 22 を機械的に支持するものであり、また、第 1 超音波信号のパルス波形を短くすべく音響的に制動をかけるものである。音響制動部材 21 は、一般に、音響負荷部材、バッキング層、ダンパ層あるいは音響吸収部材とも呼ばれる。音響制動部材 21 の材料として、例えばエポキシ樹脂等の樹脂に音響散乱粉体を混ぜた材料が挙げられる。このような材料では音響散乱粉体によって超音波の減衰率を大きくすることができる。音響散乱粉体は、タングステン（W）、モリブデン（Mo）、銀（Au）、白金（Pt）、パラジウム（Pd）、インジウム（In）、スカンジウム（Sc）、イットリウム（Y）およびタンタル（Ta）等を挙げることができるが、コストや入

40

50

手の容易性から、タングステンが用いられることが好ましい。

【0040】

第2圧電部22は、第2圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる第2圧電素子を備えて構成される。第2圧電部22は、本実施形態では、ケーブル3を介して超音波診断装置本体1の送信部12に接続され、被検体内に第1超音波信号を送信するための送信用に利用される。第2圧電部22は、超音波診断装置本体1の送信部12からケーブル3を介して入力された送信信号を超音波信号へ変換してこの超音波信号を被検体へ第1超音波信号として送信する。超音波探触子2が被検体に当てられることによって、第2圧電部22で生成された超音波信号が第1超音波信号として被検体内へ送信され、後述するように本実施形態では、被検体内から来た第2超音波信号が第1圧電部23で受信される。第2圧電材料は、本実施形態では第2圧電部22が送信用であることから、送信パワーを比較的大きくすることができる無機圧電材料であり、例えば、いわゆるPZT、水晶、ニオブ酸リチウム(LiNbO_3)、ニオブ酸タンタル酸カリウム($\text{K}(\text{Ta}, \text{Nb})\text{O}_3$)、チタン酸バリウム(BaTiO_3)、タンタル酸リチウム(LiTaO_3)、チタン酸ストロンチウム(SrTiO_3)、PZN-PTおよびPMN-PT等である。第2圧電部22の構造等について、さらに後述する。

10

【0041】

第1圧電部23は、第1圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる第1圧電素子を備えて構成される。第1圧電部23は、本実施形態では、ケーブル3を介して超音波診断装置本体1の受信部13に接続され、前記第1超音波信号に基づく前記被検体内から来た第2超音波信号を受信するための受信用に利用される。第1圧電部23は、受信した第2超音波信号を電気信号へ変換してこの電気信号(受信信号)をケーブル3を介して超音波診断装置本体1の受信部13へ出力する。

20

【0042】

第1圧電部23の第1圧電素子は、互いに対向する一対の第1および第2電極を備え、これら第1および第2電極間に第1圧電材料を備えて構成されている。第1圧電材料は、本実施形態では第1圧電部23が受信用であることから、比較的高周波に受信感度を備える有機圧電材料であり、例えば、フッ化ビニリデンの重合体を用いることができる。また例えば、第1圧電材料の有機圧電材料として、フッ化ビニリデン(VDF)系コポリマを用いることができる。このフッ化ビニリデン系コポリマは、フッ化ビニリデンと他の単量体との共重合体(コポリマ)であり、他の単量体としては、3フッ化エチレン、テトラフルオロエチレン、パーフルオロアルキルビニルエーテル(PFA)、パーフルオロアルコキシエチレン(PAE)およびパーフルオロヘキサエチレン等を用いることができる。フッ化ビニリデン系コポリマは、その共重合比によって厚み方向の電気機械結合定数(圧電効果)が変化するので、例えば、超音波探触子の仕様等に応じて適宜な共重合比が採用される。例えば、フッ化ビニリデン/3フッ化エチレンのコポリマの場合では、フッ化ビニリデンの共重合比が60mol%~99mol%であることが好ましく、有機圧電素子は無機圧電素子に積層する複合素子の場合では、フッ化ビニリデンの共重合比が85mol%~99mol%であることがより好ましい。また、このような複合素子の場合では、他の単量体は、パーフルオロアルキルビニルエーテル(PFA)、パーフルオロアルコキシエチレン(PAE)およびパーフルオロヘキサエチレンが好ましい。また例えば、有機圧電材料は、ポリ尿素を用いることができる。このポリ尿素の場合では、蒸着重合法で圧電体を作成することが好ましい。ポリ尿素用のモノマとして、一般式、 $\text{H}_2\text{N}-\text{R}-\text{NH}_2$ 構造を挙げることができる。ここで、Rは、任意の置換基で置換されてもよいアルキレン基、フェニレン基、2価のヘテロ環基、ヘテロ環基を含んでもよい。ポリ尿素は、尿素誘導体と他の単量体との共重合体であってもよい。好ましいポリ尿素として、4,4'-ジアミノジフェニルメタン(MDA)と4,4'-ジフェニルメタンジイソシアナート(MDI)を用いる芳香族ポリ尿素を挙げることができる。

30

40

50

【 0 0 4 3 】

第 1 圧電部 2 3 は、例えば、単体の第 1 圧電素子を備えて構成されてもよく、また例えば、複数の第 1 圧電素子を備えて構成されてもよい。これら複数の第 1 圧電素子は、例えば、互いに所定の間隔を空けて直線的に配列され、1 次元リニアアレイ型超音波振動子を構成してもよく、また例えば、これら複数の第 1 圧電素子は、互いに所定の間隔を空けて平面視にて互いに線形独立な 2 方向に、例えば、互いに直交する 2 方向に j 行 $\times$ k 列で配列され、2 次元アレイ状に構成された 2 次元アレイ型超音波振動子を構成してもよい (j 、 k は、正の整数である)。複数の第 1 圧電素子間には、相互干渉を低減するために、超音波を吸収する超音波吸収材が充填されてもよい。

【 0 0 4 4 】

音響整合層 2 4 は、第 2 圧電部 2 2 の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの整合をとると共に、第 1 圧電部 2 3 の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの整合をとる部材である。

【 0 0 4 5 】

音響レンズ 2 5 は、超音波の波長帯域の波にレンズ作用を及ぼし、被検体に向けて送信される超音波を収束する部材である。音響レンズ 2 5 は、円弧状に膨出した形状とされる。なお、音響レンズ 2 5 は、音響整合層 2 4 と一体に形成されてもよい。

【 0 0 4 6 】

なお、図 3 (A) に示す例では、第 1 圧電部 2 3 は、第 2 圧電部 2 2 上に直接的に積層されているが、図 3 (B) に示すように、第 2 圧電部 2 2 上に中間層 3 1 を介して間接的に積層されてもよい。この中間層 3 1 は、第 2 圧電部 2 2 と第 1 圧電部 2 3 とを積層するための部材であり、第 2 圧電部 2 2 と第 1 圧電部 2 3 との音響インピーダンスを整合させるものである。

【 0 0 4 7 】

ここで、本実施形態の超音波探触子 2 では、第 1 圧電部 2 3 と音響制動部材 2 1 との間に配置される第 2 圧電部 2 2 a は、超音波の反射を低減する超音波反射低減機能も備えている。本実施形態では、この超音波反射低減機能を付与するために、図 3 および図 4 に示すように、第 2 圧電部 2 2 は、1 個の素子において、一方主面に形成された音軸方向に沿って幅 w が異なる複数の溝 G を備えた第 2 圧電部 2 2 a である。図 4 に示す例では、4 個の溝 $G - 1$ 、 $G - 2$ 、 $G - 3$ 、 $G - 4$ が形成されている。より具体的には、第 2 圧電部 2 2 a において、第 1 圧電部 2 3 側から音響制動部材 2 1 側に向かう方向 (深さ方向) に沿って、水平方向の幅 w が徐々に狭くなる断面 V 字形状の V 溝 G が、深さ方向に直交する所定の一方方向に沿って所定の間隔 l を空けて複数形成されている。なお、図 4 には、音響制動部材 2 1 および第 2 圧電部 2 2 a が示されており、他の構成は、省略されている。

【 0 0 4 8 】

図 4 に示す第 2 圧電部 2 2 a は、互いに所定の間隔を空けて所定の一方方向に沿って直線的に 1 次元配列された複数の第 2 圧電素子 2 2 a - 1、2 2 a - 2、2 2 a - 3、2 2 a - 4、 $\dots$ を備え、1 次元リニアアレイ型超音波振動子を構成している。そして、これら各第 2 圧電素子 2 2 a - 1、2 2 a - 2、2 2 a - 3、2 2 a - 4、 $\dots$ のそれぞれが前記複数の V 溝 G ($G - 1$ 、 $G - 2$ 、 $G - 3$ 、 $G - 4$) を備えている。すなわち、1 個の第 2 圧電素子が複数の V 溝 G を備えている。これら複数の第 2 圧電素子の配列方向と、各第 2 圧電素子にそれぞれ形成される複数の V 溝 G の配列方向とは直交している。

【 0 0 4 9 】

このような複数の V 溝 G は、例えば、断面 V 字形状の刃を備えるダイシングソによって形成可能である。また例えば、エッチングによって複数の V 溝 G が形成されてもよい。また例えば、先端が錐状ではなく丸みを帯びてなまるがサンドブラストによって複数の溝 G が形成されてもよい。

【 0 0 5 0 】

そして、このように形成された複数の V 溝 G 内には、第 2 圧電部 2 2 の第 2 圧電素子を形成する第 2 圧電材料よりも音響インピーダンスが低い材料、例えばエポキシ系樹脂等の

10

20

30

40

50

樹脂が充填される。ここで、このV溝Gに充填される樹脂は、後述するように、V溝Gに沿って電極層221が形成されているため、この樹脂は、この電極層221を介してV溝Gに充填されることになる。このように本実施形態の第2圧電部22aにおける第2圧電素子は、1個の圧電素子として、圧電体と樹脂（高分子材料）とを複合化した2-2複合圧電体（2-2コンポジット）と見ることができ、そして、本実施形態の第2圧電素子は、さらに、音響インピーダンスが深さ方向に沿って変化するものである。複合圧電体は、無機圧電材料に樹脂を複合しているため、無機圧電材料から成る圧電体に較べて、音響インピーダンスが比較的低いこと、機械的Qが比較的低いこと（比較的広帯域であること）、ならびに、電気機械結合係数 k_t 、比誘電率および音響インピーダンス等の電気特性の変更が比較的容易であること等の利点がある。

10

【0051】

ここで、音響インピーダンス Z_1 の第1部材と音響インピーダンス Z_2 の第2部材との界面における音圧の反射率 R は、前記界面で音響インピーダンスに差 $Z (= Z_2 - Z_1)$ がある場合に、論理的に、 $R = (Z_2 - Z_1) / (Z_1 + Z_2) = Z / (Z_1 + Z_2)$ で与えられる。したがって、音響インピーダンスが超音波の伝播方向に沿って連続的に変化すれば、音響インピーダンス差 Z が伝播方向の各位置で近似的に0と見なすことができ（ $Z = 0$ ）、反射率 R が0となって（ $R = 0$ ）、超音波は、反射しない。

【0052】

本実施形態の第2圧電部22は、第2圧電材料より低音響インピーダンスの樹脂を充填した複数のV溝Gを備え、深さ方向に沿って樹脂の体積分率が徐々に、本実施形態では連続的に変化するため、音響インピーダンス差による反射を低減することができる。したがって、この観点から、第2圧電部22は、超音波の反射を低減する超音波反射低減機能だけでなく、さらに進んで超音波の反射を防止する超音波反射防止機能を備えることが好ましい。本実施形態では、溝Gが深さ方向に沿って幅 w が徐々に狭くなるので、第2圧電部22の第1圧電部23側では、その音響制動部材21側より音響インピーダンスが低くなる。

20

【0053】

そして、第2圧電部22における反射波の位相は、第2超音波信号が入射する電極における面内方向での位置に依存するため、前記電極面内で積分された第2超音波信号は、その反射波が弱められる。例えば、第2超音波信号が第2圧電部22の一方電極面から入射し、他方電極面で反射して再び前記一方電極に戻るケースを考えると、V溝Gの無い位置に入射した第2超音波信号の反射波における位相 θ_1 は、 $\theta_1 = 2\pi f (2a / V_1)$ であり、V溝Gの有る位置に入射した第2超音波信号の反射波における位相 θ_2 は、 $\theta_2 = 2\pi f ((2(a - b) / V_2) + (2b / V_1))$ であり、その位相差 $\theta_2 - \theta_1$ は、 $\theta_2 - \theta_1 = 2\pi f ((2(a - b) / V_2) - (2(a - b) / V_1))$ となる。ここで、 V_1 は、第2圧電部22の圧電材料の音速であり、 V_2 は、V溝G内の音速（上述のように樹脂が充填されている場合には前記樹脂の音速となる）であり、 f は、第2超音波信号の周波数であり、 a は、第2圧電部22aの厚さであり、 d は、面内方向での位置におけるV溝の深さであり、 b は、 $b = a - d$ である（図4（B）参照）。このように位相差は、前記式によって表され、第2超音波信号が入射する電極における面内方向での位置に依存するため、V溝Gが無い場合には、 $b = 0$ 、 $V_2 = V_1$ であるので、前記位相差は、0となって、前記反射波は、強め合ってしまうが、V溝Gがある場合では、前記電極面内で積分された第2超音波信号は、その反射波が弱められる。したがって、第1圧電部23のSN比が向上する。前記所定の間隔 l は、一定間隔であってもよく、また不定間隔であってもよいが、この観点から、複数のV溝Gの周期 l （前記所定の間隔 l ）は、第2圧電部22aが送信すべき超音波の周波数に対して計算される波長 λ 以下程度であることが好ましい。

30

40

【0054】

また、一般に、圧電素子は、互いに対向する一対の電極を備え、これら一対の電極間に圧電材料を備えて構成される。本実施形態の第2圧電部22aにおける第2圧電素子は、

50

図 3 および図 4 に示すように、第 2 圧電素子の一方主面に形成された複数の V 溝 G のそれぞれの表面に沿って所定の厚み（膜厚）で電極層 2 2 1 が形成され、第 2 圧電素子における略平坦な他方主面に所定の厚み（膜厚）で電極層 2 2 2 が形成され、これら電極層 2 2 1、2 2 2 が前記一对の電極に相当するものである。これら電極層 2 2 1、2 2 2 は、例えば、金（Au）および白金（Pt）等の金属材料で、例えば蒸着やスパッタ等の薄膜形成技術によって形成される。

【0055】

図 5 は、図 3 に示す第 2 圧電部に対する比較例としての第 2 圧電部を示す断面図である。この図 5 に示す比較例としての第 2 圧電部 4 1 の第 2 圧電素子は、図 3 および図 4 に示す本実施形態の第 2 圧電部 2 2 a の第 2 圧電素子と同様に、一方主面に複数の V 溝 G が形成され、第 2 圧電素子における略平坦な他方主面に所定の厚み（膜厚）で電極層 4 1 1 が形成されているが、この電極層 4 1 2 と一对となる電極層 4 1 1 が、図 5 に示すように複数の V 溝 G のそれぞれに架橋されるように前記一方主面に形成されている。

10

【0056】

超音波を送信すべく、第 2 圧電部 2 2 a の第 2 圧電素子に電圧が印加される場合に、図 5 に示す比較例の第 2 圧電素子では、電極層 4 1 1 と V 溝 G の表面との間が離間しているため、前記電圧によって電極層 4 1 1 に生じる電界が V 溝 G を施した第 2 圧電部 2 2 にかかり難く、印加電圧に比して超音波のパワーが小さくなってしまふ。一方、図 3 および図 4 に示す本実施形態の第 2 圧電部 2 2 a の第 2 圧電素子では、V 溝 G の表面に沿って、図 3 および図 4 に示す例では V 溝 G の表面に接して電極層 2 2 1 が形成されているため、前記電圧によって電極層 4 1 1 に生じる電界が V 溝 G を施した第 2 圧電部 2 2 にしっかりかかり、印加電圧に比して超音波のパワーが小さくならない。

20

【0057】

さらに、図 5 に示す比較例の第 2 圧電素子では、前記電圧によって電極層 4 1 1 に生じる電界が V 溝 G を施した第 2 圧電部 2 2 にかかり難くいために、その周波数特性等の素子特性が安定し難い。一方、図 3 および図 4 に示す本実施形態の第 2 圧電部 2 2 a の第 2 圧電素子では、略前記一方主面の表面から V 溝 G の底までの部分が、電極層に見え、実効的な電極層となる。このため、略 V 溝 G の底から前記他方主面までの部分の厚みによって第 2 圧電素子の周波数特性が決まり、設計し易く、また、高周波化し易い。

30

【0058】

このような超音波診断装置 S では、診断の際に、例えば、操作入力部 1 1 から診断開始の指示が入力されると、制御部 1 6 の制御によって送信部 1 2 で電気信号の送信信号が生成される。この生成された電気信号の送信信号は、ケーブル 3 を介して超音波探触子 2 へ供給される。より具体的には、この電気信号の送信信号は、超音波探触子 2 における第 2 圧電部 2 2（2 2 a）へ供給され、第 2 圧電部 2 2（2 2 a）では、当該第 2 圧電部 2 2（2 2 a）における前記複数の第 2 圧電素子へ所定の遅延時間でそれぞれ供給される。前記第 2 圧電素子では、この電気信号の送信信号が供給されることによってその厚さ方向に伸縮し、この電気信号の送信信号に応じて超音波振動する。この超音波振動によって、前記第 2 圧電素子は、第 1 超音波信号を放射する。前記第 2 圧電素子から音響制動部材 2 1 方向へ放射された第 1 超音波信号は、音響制動部材 2 1 によって吸収される。また、前記第 2 圧電素子から音響レンズ 2 5 方向へ放射された第 1 超音波信号は、第 1 圧電部 2 3、音響整合層 2 4 および音響レンズ 2 5 を介して放射される。超音波探触子 2 が被検体に例えば当接されていると、これによって超音波探触子 2 から被検体に対して第 1 超音波信号が送信される。

40

【0059】

なお、超音波探触子 2 は、被検体の表面上に当接して用いられてもよいし、被検体の内部に挿入して、例えば、生体の体腔内に挿入して用いられてもよい。

【0060】

この被検体に対して送信された超音波は、被検体内部における音響インピーダンスが異なる 1 または複数の境界面で反射され、超音波の反射波となる。あるいは超音波造影剤が

50

被検体内に注入されている場合には、第 1 超音波信号に起因して超音波造影剤によって超音波が生成される。この超音波には、送信された第 1 超音波信号の周波数（基本波の基本周波数）成分だけでなく、基本周波数の整数倍の高調波の周波数成分も含まれる。例えば、基本周波数の 2 倍、3 倍および 4 倍等の 2 次高調波成分、3 次高調波成分および 4 次高調波成分等も含まれる。この超音波は、超音波探触子 2 で受信される。より具体的には、この超音波は、音響レンズ 2 5 および音響整合層 2 4 を介して第 1 圧電部 2 3 における複数の第 1 圧電素子で受信される。すなわち、この超音波は、前記第 1 圧電素子で受信され、前記第 1 圧電素子で機械的な振動が電気信号に変換されて受信信号として取り出される。

【0061】

そして、第 1 圧電部 2 3 で取り出されたこの電気信号の受信信号は、ケーブル 3 を介して制御部 1 6 で制御される受信部 1 3 で受信される。受信部 1 3 は、この入力された受信信号を受信処理し、より具体的には、例えば増幅した後に画像処理部 1 4 へ出力する。

【0062】

ここで、上述において、方位およびフォーカス深度（観察点）を変えながら電子走査を行うべく、第 2 圧電部 2 2 から順次に第 1 超音波信号が被検体に向けて送信され、被検体で反射した第 2 超音波信号が第 1 圧電部 2 3 で受信される。

【0063】

そして、画像処理部 1 4 は、制御部 1 6 の制御によって、受信部 1 3 で受信された受信信号に基づいて、送信から受信までの時間や受信強度等から被検体の超音波画像を生成する。例えば、画像処理部 1 4 では、フィルタ法によって受信信号から高調波成分が抽出され、この抽出された高調波成分に基づいてハーモニックイメージング技術を用いて被検体内部の内部状態の超音波画像が生成される。また例えば、画像処理部 1 4 では、位相反転法（パルスインバージョン法）によって受信信号から高調波成分が抽出され、この抽出された高調波成分に基づいてハーモニックイメージング技術を用いて被検体内部の内部状態の超音波画像が生成される。そして、表示部 1 5 は、制御部 1 6 の制御によって、画像処理部 1 4 で生成された被検体の超音波画像を表示する。

【0064】

このように動作する超音波診断装置 S において、上述したように、第 2 圧電部 2 2 に複数の V 溝 G を備えるので、音響レンズ 2 5 および音響整合層 2 4 を介して第 1 圧電部 2 3 に入射された第 2 超音波信号は、第 1 圧電部 2 3 で受信されきれずに第 1 圧電部 2 3 を透過して第 2 圧電部 2 2 に入射した場合でも、第 2 圧電部 2 2 での反射が低減され、第 2 圧電部 2 2 を透過し、音響制動部材 2 1 で吸収される。このように第 2 圧電部 2 2 での反射が低減されるため、第 1 圧電部 2 3 では、ノイズとなる反射波の受信が低減され、第 1 圧電部 2 3 は、音響レンズ 2 5 および音響整合層 2 4 を介して第 1 圧電部 2 3 に入射された第 2 超音波信号を優位に受信することができ、第 2 超音波信号の受信の S/N 比を向上することができる。また、また、仮に反射される場合でも、第 2 圧電部 2 2 における反射波の位相は、第 2 超音波信号が入射する電極における面内方向での位置に依存するため、前記電極面内で積分された第 2 超音波信号は、その反射波が弱められる。したがって、第 1 圧電部 2 3 における第 2 超音波信号の受信の S/N 比が向上する。この結果、本実施形態の超音波診断装置 S は、より高い画質の超音波画像を形成することが可能となる。

【0065】

また、V 溝 G の表面に沿って電極層 2 2 1 が形成されているので、所望のパワーが得られ、そして、その周波数特性が設計し易く、また、高周波化し易い。

【0066】

また、上述の超音波診断装置 S に用いられる超音波探触子 2 は、受信用の第 1 圧電部 2 3 および送信用の第 2 圧電部 2 2 を備えている。このため、このような構成の超音波探触子 2 では、それぞれを受信に適した素子とするとともに送信に適した素子とすることが可能となる。

【0067】

10

20

30

40

50

また、上述の超音波診断装置 5 に用いられている超音波探触子 2 では、第 1 圧電部 2 3 が受信用で有機圧電材料の圧電体を備えて構成され、第 2 圧電部 2 2 が送信用で無機圧電材料の圧電体を備えて構成されている。このため、第 2 圧電部 2 2 の有効音響インピーダンスは、第 1 圧電部 2 3 の有効音響インピーダンスよりも大きい。また、一般に、被検体が生体である場合には、生体の音響インピーダンスは、 1.5 MRayl 程度であり、第 1 および第 2 圧電部 2 2、2 3 の音響インピーダンスは、生体の音響インピーダンスよりも大きい。したがって、このような構成の超音波探触子 2 では、被検体、音響レンズ 2 5、音響整合層 2 4、第 1 圧電部 2 3 および第 2 圧電部 2 2 が小さい音響インピーダンスから大きい音響インピーダンスへ順次に変化するように音軸に沿って順に並んでいる。このため、このような構成の超音波探触子 2 は、効率的に超音波を送受信することが可能となる。

10

【0068】

なお、上述の実施形態では、超音波探触子 2 における第 2 圧電部 2 2 の第 2 圧電材料が無機圧電材料であってその第 1 圧電部 2 3 の第 1 圧電材料が有機圧電材料であったが、超音波探触子 2 における第 1 および第 2 圧電部 2 2、2 3 を形成する第 1 および第 2 圧電材料は、共に無機圧電材料であってよく、また共に有機圧電材料であってよい。圧電材料が有機圧電材料である場合に、複数の圧電素子は、素子分離された個別の素子であってもよいが、一体化したシート状の圧電部が用いられてもよい。

【0069】

より具体的には、まず、所定の厚さを持った平板状の有機圧電材料から成る有機圧電体が用意され、次に、その一方主面に互いに分離した複数の素電極が例えばスクリーン印刷、蒸着あるいはスパッタ等によって形成される。これら複数の素電極は、平面視にて線形独立な 2 方向に、例えば互いに直交する 2 方向に 2 次元アレイ状に配列するように形成される。素電極は、例えば、平面視にて矩形状とされる。続いて、有機圧電体の他方主面に略全面に亘って電極が例えばスクリーン印刷、蒸着あるいはスパッタ等によって形成される。これによって 2 次元アレイ状に配列された複数の素電極を一方主面に備えると共に他方主面に略全面に亘って電極を備える圧電部が形成される。このような構成の圧電部は、素電極と、これに対向する電極と、これら素電極と電極との間に介在する有機圧電材料の有機圧電体とから 1 個の圧電素子が構成され、複数の有機圧電素子を含む。このように製造されるので、複数の有機圧電素子を形成するためにシート状の有機圧電体に溝（間隙、隙間、ギャップ、スリット）を形成する工程が必要ない。したがって、このような構成では、有機圧電素子に対して溝を形成する工程が必要ではないため、有機圧電素子の製造工程がより単純化され、より少ない工数で超音波探触子 2 を製造することが可能となる。

20

30

【0070】

また、上述の実施形態における超音波探触子 2 では、第 2 圧電部 2 2 は、互いに所定の間隔を空けて直線的に配列され、1 次元リニアアレイ型超音波振動子であるが、第 2 圧電部 2 2 は、例えば、単体の第 1 圧電素子を備えて構成されてもよく、また例えば、第 2 圧電部 2 2 は、複数の第 2 圧電素子が、互いに所定の間隔を空けて平面視にて互いに線形独立な 2 方向に、例えば、互いに直交する 2 方向に m 行 $\times$ n 列で配列され、2 次元アレイ状に構成された 2 次元アレイ型超音波振動子であってもよい（ m 、 n は、正の整数である）。第 2 圧電部 2 2 における第 2 圧電素子間には、相互干渉を低減するために、超音波を吸収する超音波吸収材が充填されてもよい。また、第 1 圧電部 2 3 の第 1 圧電素子の個数と第 2 圧電部 2 2 の第 2 圧電素子の個数とは、同一であってもよいが、送信特性および受信特性のそれぞれの特性により適合させる観点から、各素子の個数は、異なってもよい。

40

【0071】

また、上述の実施形態における超音波探触子 2 では、第 2 圧電部 2 2 は、一方主面に所定の間隔で配列されて形成された、互いに同じ深さの複数の V 溝 G を備えて構成される第 2 圧電部 2 2 a であるが、図 6 に示すように、第 2 圧電部 2 2 は、一方主面に所定の間隔で配列されて形成された、互いに異なる深さの複数の V 溝 G を備えて構成される第 2 圧電部 2 2 c、2 2 d であってもよい。図 6 は、実施形態の超音波探触子における第 2 圧電部

50

の他の第 1 構成を示す断面図であり、図 6 (A) は、前記他の第 1 構成における第 1 形態を示し、図 6 (B) は、前記他の第 1 構成における第 2 形態を示す。この第 2 圧電部 2 2 c、2 2 d は、図 6 (A) および図 6 (B) に示すように、複数の V 溝 G を備えており、これら複数の V 溝 G は、所定の間隔で配列されて形成されており、外側領域に形成された溝の深さは、中央領域に形成された溝よりも浅いものである。このような構成の超音波探触子 2 では、このような深さの異なる複数の V 溝 G によって外側領域では第 2 圧電部 2 2 c、2 2 d の圧電素子の厚みが相対的に厚くなるとともに中央領域ではこの圧電素子の厚みが相対的に薄くなるため、均一な厚みを持つ圧電素子に較べて、周波数帯域を広帯域化することが可能となる。このような互いに異なる深さ d の複数の V 溝 G は、例えば、図 6 (A) に示すように、中央領域に形成された深さ d 1 の相対的に深い V 溝 G a - 3、G a - 4 と、外側領域に形成された深さ d 2 の相対的に浅い V 溝 G b - 1、G b - 2；G b - 5、G b - 6 との深さ d (d 1、d 2) の異なる 2 種類の溝であってよい (深さ d 1 > 深さ d 2)。また例えば、互いに異なる深さ d の複数の V 溝 G は、図 6 (B) に示すように、中央領域に形成された V 溝 G から外側領域に形成された V 溝 G へ順次に深さが浅くなる 3 種類以上の溝であってよい。図 6 (B) に示す例では、第 2 圧電部 2 2 d は、中央領域に形成された深さ d 1 の相対的に最も深い V 溝 G a - 3、G a - 4 と、外側領域に形成された深さ d 2 の相対的に最も浅い V 溝 G b - 1；G b - 6 と、中央領域と外側領域の間における中間領域に形成された深さ d 3 の相対的に中間の深さの V 溝 G c - 2；G c - 5 との深さ d (d 1、d 2、d 3) の異なる 3 種類である (深さ d 1 > 深さ d 3 > 深さ d 2)。

10

20

【 0 0 7 2 】

また、上述の実施形態における超音波探触子 2 では、第 2 圧電部 2 2 は、一方主面に形成された、互いに同じ形状 (相似形を含む) の複数の V 溝 G を備えて構成される第 2 圧電部 2 2 a であるが、図 7 に示すように、第 2 圧電部 2 2 は、一方主面に所定の間隔で配列されて形成された複数の溝 G (G d、G e) を備え、これら複数の溝 G のうち、中央領域に形成された溝 G d - 2、G d - 3 が外側領域に形成された溝 G e - 1、G e - 4 より急である第 2 圧電部 2 2 e であってもよい。すなわち、図 7 に示すように、溝 G の外端部 O T における、一方主面と前記外端部 O T における溝 G の壁面に接する接平面との成す角を角 θ とする場合に、中央領域に形成された溝 G d の前記角 θ 1 が外側領域に形成された溝 G e の前記角 θ 2 より大きい。溝 G d、G e の断面形状は、例えば碗や皿等のような、第 1 圧電部 2 3 側から音響制動部材 2 1 側へ向こう方向に凸の左右線対称な曲線形状である。図 7 は、実施形態の超音波探触子における第 2 圧電部の他の第 2 構成を示す断面図である。このような構成の超音波探触子 2 では、前記溝 G d、G e によって圧電素子の厚みが相対的に変化するため、均一な厚みを持つ圧電素子に較べて、周波数帯域が広帯域化される。このような深くなる度合いが互いに異なる複数の V 溝 G は、図 7 に示すように、中央領域に形成された深くなる度合いが相対的に大きい溝 G d - 2、G d - 3 と、外側領域に形成された深くなる度合いが相対的に小さい溝 G e - 1、G e - 4 との深くなる度合いの異なる 2 種類の溝であってよい (深さ d 1 > 深さ d 2)。また例えば、互いに異なる深さ d の複数の V 溝 G は、図 6 (A) および (B) に示すケースのように、中央領域に形成された V 溝 G から外側領域に形成された V 溝 G へ順次に深くなる度合いが小さくなる 3 種類以上の溝であってよい。

30

40

【 0 0 7 3 】

また、上述の実施形態における超音波探触子 2 では、第 2 圧電部 2 2 の第 2 圧電素子における溝 G は、断面 V 字形状の V 溝 G であるが、このような断面形状に限定されるものではなく、要は、音軸方向に沿って幅が異なる形状であればよい。例えば、溝 G の断面形状は、上述の V 字形状を形成する左右対称な一对の直線だけではなく、例えば、2 次関数や 3 次関数等の高次関数、指数関数、対数関数、三角関数等の関数によって表される曲線が左右対称一对となった形状であってよい。溝 G の断面形状は、偶関数によって表される。

【 0 0 7 4 】

また、これら上述の実施形態における第 2 圧電部 2 2 (2 2 a、2 2 c、2 2 d、2 2

50

e) は、第 1 圧電部 2 3 側の 1 面に複数の溝 G が形成されたが、第 2 圧電部 2 2 は、音響制動部材 2 1 側の一面にこのような複数の溝 G が形成されてもよい。このような構成によっても同様の作用効果が得られる。

【 0 0 7 5 】

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つ十分に説明したが、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。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 6 】

S 超音波診断装置

G (G a ~ G e) 溝

1 超音波診断装置本体

2 超音波探触子

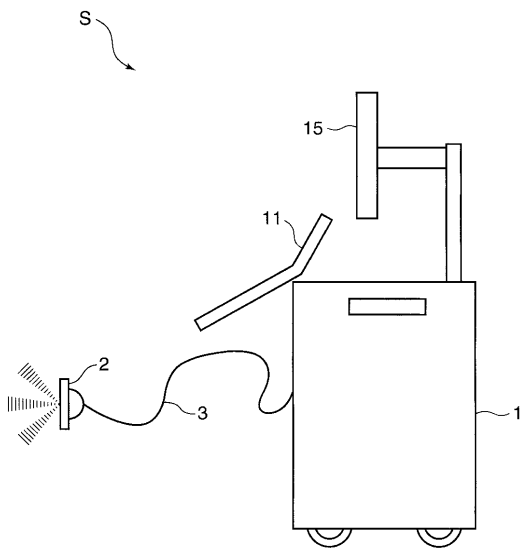
2 1 音響制動部材

2 2 (2 2 a 、 2 2 c 、 2 2 d 、 2 2 e) 第 2 圧電部

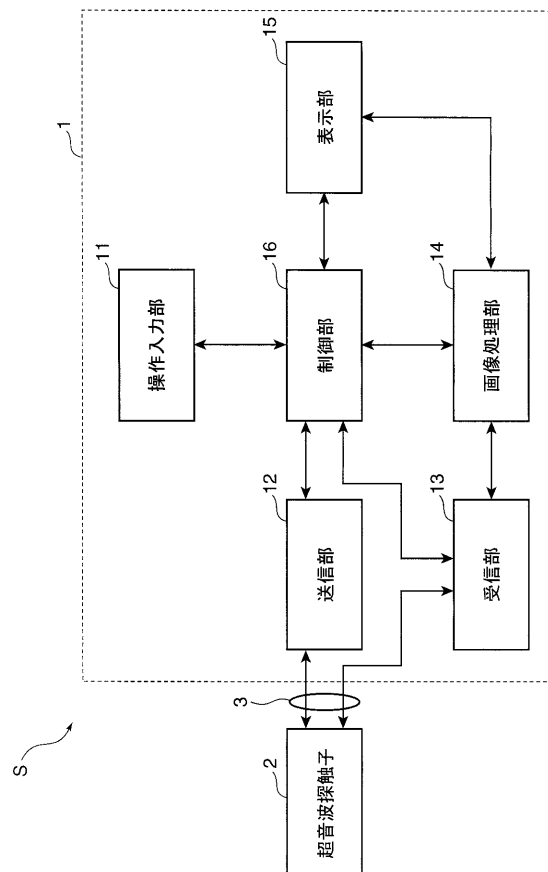
2 3 第 1 圧電部

10

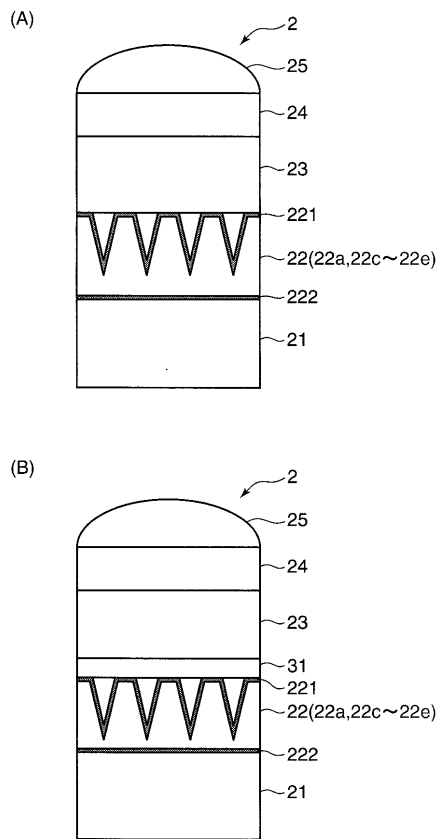
【 図 1 】



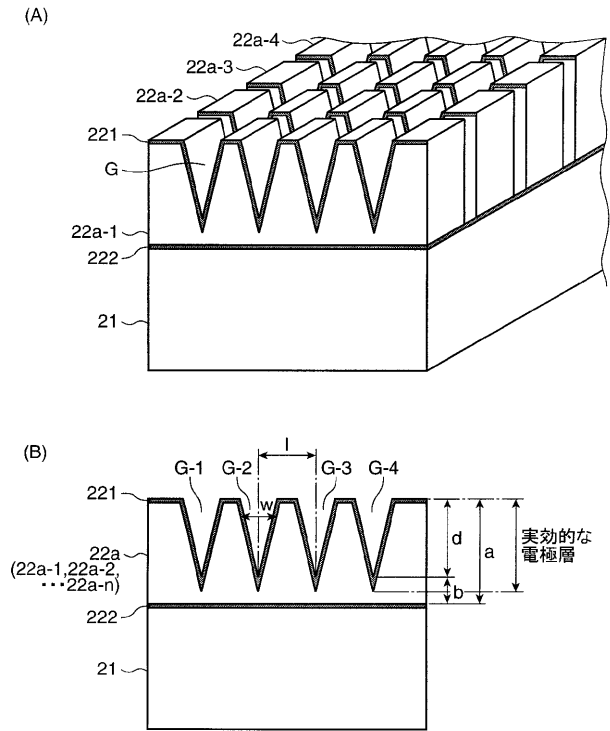
【 図 2 】



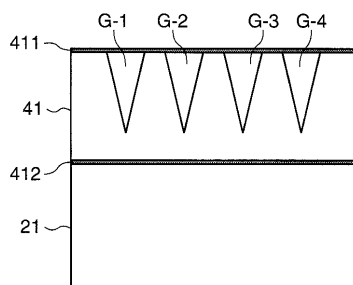
【図 3】



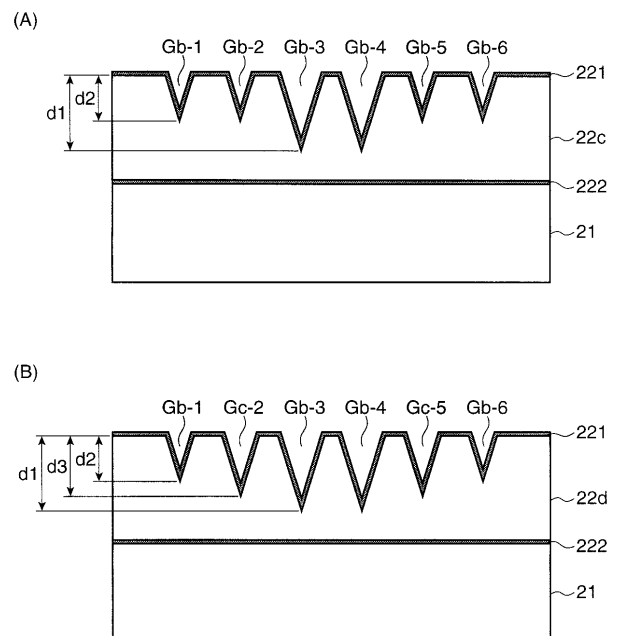
【図 4】



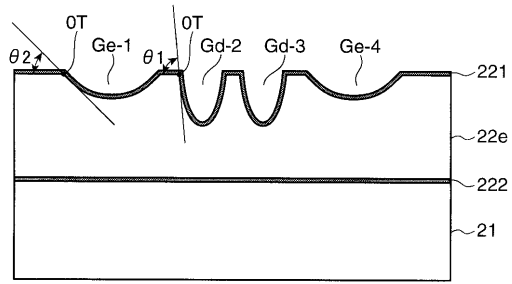
【図 5】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2011152356A	公开(公告)日	2011-08-11
申请号	JP2010017260	申请日	2010-01-28
[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	鈴木謙次		
发明人	鈴木 謙次		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.H		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB15 4C601/GB31 4C601/GB44 4C601/GB45 5D019/AA09 5D019/AA22 5D019/BB25 5D019/FF04		
代理人(译)	櫻井 智		
其他公开文献	JP5552820B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波探头和超声波探头，其接收来自受试者的超声波，降低噪声。说明：超声波探头2设置有第二压电部件22，该第二压电部件22设置有第二压电元件，该第二压电元件设置有压电材料通过使用压电现象将电信号和超声信号从一个转换为另一个。在第二压电部件22的第二压电元件中，一个元件具有形成在一个表面中并沿声轴方向具有不同宽度的多个凹槽G，以及沿凹槽G的表面形成的电极层221。

