

(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2009-125207

(P2009-125207A)

(43) 公開日 平成21年6月11日(2009.6.11)

(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 Z	5 D 0 1 9

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2007-301799 (P2007-301799)	(71) 出願人	303000420
(22) 出願日	平成19年11月21日(2007.11.21)		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	100096150
			弁理士 伊藤 孝夫
		(74) 代理人	100099955
			弁理士 樋口 次郎
		(74) 代理人	100111453
			弁理士 櫻井 智
		(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

最終頁に続く

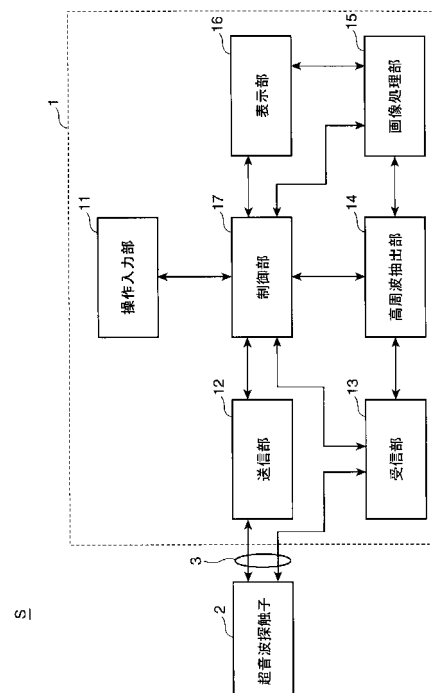
(54) 【発明の名称】 超音波探触子および超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】本発明は、フレームレートの低下を抑制しつつ、より高精度に高調波を抽出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】本発明者は、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部と、圧電材料を備えて成り、圧電部から送信された超音波信号を直接受信信号として電気信号へ圧電現象を利用することによって変換する直接受信部と、被検体で反射した超音波信号の高調波成分を抽出する高調波抽出部14とを備え、圧電部は、当該圧電部から送信された超音波信号であって被検体で反射した超音波信号を受信し、この受信した超音波信号を反射受信信号として電気信号へ変換し、高調波抽出部14は、直接受信信号に基づいて反射受信信号を処理することによって被検体で反射した超音波信号の前記高調波成分を抽出する。

【選択図】図2



【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部と、

圧電材料を備えて成り、前記圧電部から送信された超音波信号を直接受信信号として電気信号へ圧電現象を利用することによって変換する直接受信部と、

被検体で反射した超音波信号の高調波成分を抽出する高調波抽出部とを備え、

前記圧電部は、当該圧電部から送信された超音波信号であって被検体で反射した超音波信号を受信し、この受信した超音波信号を反射受信信号として電気信号へ変換し、

前記高調波抽出部は、前記直接受信信号に基づいて前記反射受信信号を処理することによって前記被検体で反射した前記超音波信号の前記高調波成分を抽出すること

を特徴とする超音波探触子。

10

【請求項 2】

前記圧電部は、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 1 および第 2 圧電部を備え、第 1 および第 2 圧電部は、互いに積層されていること

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記圧電部における前記第 1 圧電部の前記圧電材料は、無機圧電材料であり、

前記圧電部における前記第 2 圧電部の前記圧電材料は、有機圧電材料であること

を特徴とする請求項 2 に記載の超音波探触子。

20

【請求項 4】

前記圧電部における前記第 1 および第 2 圧電部は、前記第 1 圧電部上に前記第 2 圧電部が積層され、前記第 2 圧電部の前方に超音波信号の送受信面が在ること

を特徴とする請求項 3 に記載の超音波探触子。

【請求項 5】

前記圧電部の前記第 1 圧電部は、電気信号が入力され、該電気信号を超音波信号へ変換して該変換した超音波信号を送信し、

前記圧電部の前記第 2 圧電部は、超音波信号が受信され、該超音波信号を電気信号へ変換して該電気信号を出力すること

を特徴とする請求項 2 ないし請求項 4 の何れか 1 項に記載の超音波探触子。

30

【請求項 6】

前記圧電部の前記第 2 圧電部は、前記直接受信部と兼用されていること

を特徴とする請求項 5 に記載の超音波探触子。

【請求項 7】

前記圧電部から出力された電気信号を所定の時間だけ遅延する遅延部をさらに備えること

を特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 の何れか 1 項に記載の超音波探触子。

【請求項 8】

請求項 1 ないし請求項 7 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。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を送受信可能な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、非破壊および無害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。

50

その一つに、被検体内を超音波で走査し、被検体内からの超音波の反射波（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では、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。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を備え、これら複数の圧電素子が例えばアレイ状に２次元配列されて構成されている（例えば、特許文献１参照）。

【０００３】

そして、近年では、超音波探触子から被検体内へ送信された超音波の周波数（基本周波数）成分ではなく、その高調波周波数成分によって被検体内の内部状態の画像を形成するハーモニックイメージング（Harmonic Imaging）技術が研究、開発されている。このハーモニックイメージング技術は、基本周波数成分のレベルに比較してサイドローブレベルが小さく、 S/N 比（signal to noise ratio）が良くなってコントラスト分解能が向上すること、周波数が高くなることによってビーム幅が細くなって横方向分解能が向上すること、近距離では音圧が小さくて音圧の変動が少ないために多重反射が抑制されること、および、焦点以遠の減衰が基本波並みであり高周波を基本波とする場合に較べて深速度を大きく取れること等の様々な利点を有している。

【０００４】

このハーモニックイメージング技術には、大別すると、フィルタ法と位相反転法（パルスインバージョン法）との２つの方法がある。このフィルタ法は、高調波検出フィルタにより基本波成分と高調波成分とを分離し、高調波成分だけを抽出し、この高調波成分から超音波画像を生成する方法である。また、この位相反転法は、同一方向に続けて互いに位相が反転している第１および第２送信信号を送信し、これら第１および第２送信信号に対応する第１および第２受信信号を加算することによって高調波成分を抽出し、この高調波成分から超音波画像を生成する方法である。第１および第２受信信号における基本波成分は、位相が反転しているが、２次高調波成分は、同相となるため、第１および第２受信信号を加算することによって２次高調波成分が抽出される（例えば、特許文献２参照）。

【特許文献１】特開２００４－０８８０５６号公報

【特許文献２】特開２００１－２８６４７２号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

ところで、実際には、送信信号の基本波成分や受信信号の基本波成分および高調波成分は、それぞれ、或る帯域幅を有している。このため、基本波成分と高調波成分とは、重複（オーバーラップ）している部分が存在するため、高調波検出フィルタによって完全に基本波成分と高調波成分とが分離されない。そして、送信信号にもともと含まれている高調波成分と受信信号の高調波成分（被検体で生じた高調波成分）とを区別することができない。したがって、フィルタ法では、この重複した成分や送信信号にもともと含まれている高調波成分によって画像が劣化してしまう。一方、基本波成分と高調波成分との重複を少なくするために、送信信号のパルス幅を長くすると、距離分解能が低下してしまう。

【０００６】

また、位相反転法では、同一方向に続けて第１および第２送信信号を送信するので、１回の送信信号の送信によって１個の超音波画像を生成する場合に較べて、１個の超音波画像の生成に約２倍の時間が必要となり、フレームレートが低下してしまう。すなわち、時間分解能が低下してしまう。また、通常、キャピテーションの発生要因となる負圧を抑えて正圧成分の多い超音波信号を被検体に送信することによって、いわゆるＭＩ値を満足（クリア）しながら、高いエネルギーの超音波を被検体に送信している。しかしながら、位相反転法では、正位相および逆位相の双方でＭＩ値を満足しなければならないため、通常より低いエネルギーしか被検体に送信することができない。

【 0 0 0 7 】

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、フレームレートの低下を抑制しつつ、より高精度に高調波を抽出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ことである。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

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部と、圧電材料を備えて成り、前記圧電部から送信された超音波信号を直接受信信号として電気信号へ圧電現象を利用することによって変換する直接受信部と、被検体で反射した超音波信号の高調波成分を抽出する高調波抽出部とを備え、前記圧電部は、当該圧電部から送信された超音波信号であって被検体で反射した超音波信号を受信し、この受信した超音波信号を反射受信信号として電気信号へ変換し、前記高調波抽出部は、前記直接受信信号に基づいて前記反射受信信号を処理することによって前記被検体で反射した前記超音波信号の前記高調波成分を抽出することを特徴とする。

10

【 0 0 0 9 】

このような構成の超音波探触子は、高調波抽出部が直接受信信号に基づいて反射受信信号を処理することによって被検体で反射した超音波信号の高調波成分を抽出するので、フレームレートの低下を抑制しつつ、より高精度に高調波を抽出することができる。このため、時間分解能の低下を抑制しつつ、より高精度な画像を得ることが可能となる。

20

【 0 0 1 0 】

また、上述の超音波探触子において、前記圧電部は、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1および第2圧電部を備え、第1および第2圧電部は、互いに積層されていることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

この構成によれば、圧電部が2層の第1および第2圧電部を備えるので、その一方を、例えば、第1圧電部を、超音波信号を送信する超音波送信部に用いると共に、その他方を、例えば、第2圧電部を、超音波信号を受信する超音波受信部に用いることができる。このため、超音波送信部の第1圧電部を送信用により適したものとすることができると共に、超音波受信部の第2圧電部を受信用により適したものとすることができると共に、第1および第2圧電部がそれぞれ超音波送信部および超音波受信部として最適化が可能となり、より高精度な画像を得ることが可能となる。さらに、第1および第2圧電部が積層されているので、小型化が可能となる。

30

【 0 0 1 2 】

また、上述の超音波探触子において、前記圧電部における前記第1圧電部の前記圧電材料は、無機圧電材料であり、前記圧電部における前記第2圧電部の前記圧電材料は、有機圧電材料であることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

この構成によれば、送信パワーを大きくすることが可能な無機圧電素子を第1圧電部に用いると共に、超音波を比較的広い周波数に亘って受信可能な特性を持つ有機圧電素子を第2圧電部に用いた超音波探触子が提供される。

40

【 0 0 1 4 】

また、上述の超音波探触子において、前記圧電部における前記第1および第2圧電部は、前記第1圧電部上に前記第2圧電部が積層され、前記第2圧電部の前方に超音波信号の送受信面が在ることを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

この構成によれば、第1圧電部上に第2圧電部が積層され、第2圧電部の前方に超音波信号の送受信面が在る超音波探触子が提供される。

50

【 0 0 1 6 】

また、これら上述の超音波探触子において、前記圧電部の前記第 1 圧電部は、電気信号が入力され、該電気信号を超音波信号へ変換して該変換した超音波信号を送信し、前記圧電部の前記第 2 圧電部は、超音波信号が受信され、該超音波信号を電気信号へ変換して該電気信号を出力することを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

この構成によれば、第 1 圧電部が超音波信号を送信する送信部であり、第 2 圧電部が超音波信号を受信する受信部である超音波探触子が提供される。特に、第 1 圧電部が無機圧電素子である場合には、送信パワーを比較的簡単な構造で大きくすることが可能となるため、このような構成の超音波探触子は、高調波のエコーを得るために比較的大きなパワーで基本波の超音波信号を送信することが必要なハーモニックイメージング技術に好適であり、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。また特に、第 2 圧電部が有機圧電素子である場合には、周波数帯域を比較的簡単な構造で広帯域にすることが可能となるため、このような構成の超音波探触子は、高調波の超音波信号を受信することが必要なハーモニックイメージング技術に好適であり、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。

10

【 0 0 1 8 】

また、上述の超音波探触子において、前記圧電部の前記第 2 圧電部は、前記直接受信部と兼用されていることを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

この構成によれば、前記圧電部の前記第 2 圧電部が前記直接受信部と兼用されているので、個別に直接受信部が不要となり、小型化を図ることができる。

20

【 0 0 2 0 】

また、これら上述の超音波探触子において、前記圧電部から出力された電気信号を所定の時間だけ遅延する遅延部をさらに備えることを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

この構成によれば、遅延部が圧電部から出力された電気信号を所定の時間だけ遅延するので、圧電部へ送信信号を送る信号線と圧電部から受信信号を送る信号線とを兼用することができる。

【 0 0 2 2 】

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

30

【 0 0 2 3 】

このような構成の超音波診断措置は、フレイムレートの低下を抑制しつつ、より高精度に高調波を抽出することができる。このため、時間分解能の低下を抑制しつつ、より高精度な画像を得ることが可能となる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 4 】

本発明にかかる超音波探触子および超音波診断措置は、フレイムレートの低下を抑制しつつ、より高精度に高調波を抽出することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

40

【 0 0 2 5 】

以下、本発明に係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、その説明を省略する。

(実施形態の構成)

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氣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図である。図 4 は、高調波成分の抽出方法を説明するための図である。図 4 (A) は、直接受信信号の波形であり、図 4 (B) は、反射受信信号の波形である。図 4 の横軸は、時間であり、その縦軸は、信号レベル (振幅) である。

50

【 0 0 2 6 】

超音波診断装置 5 は、図 1 および図 2 に示すように、図略の生体等の被検体に対して超音波（超音波信号）を送信すると共に、被検体で反射した超音波の反射波（エコー）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内からの超音波の反射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。

【 0 0 2 7 】

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 1 1 と、送信部 1 2 と、受信部 1 3 と、高周波抽出部 1 4 と、画像処理部 1 5 と、表示部 1 6 と、制御部 1 7 とを備えて構成されている。

【 0 0 2 8 】

操作入力部 1 1 は、例えば、診断開始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 9 】

送信部 1 2 は、制御部 1 7 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 に超音波を発生させる回路である。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。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 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、この受信信号を高調波抽出部 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、および、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 】

高調波抽出部 1 4 は、制御部 1 7 の制御に従って、直接受信信号に基づいて反射受信信号を処理することによって被検体で反射した超音波信号の高調波成分を抽出する回路であり、その抽出した超音波信号の高調波成分を画像処理部 1 5 へ出力する。後述するように超音波探触子 2 の圧電部 2 2（図 3 参照）から超音波信号が送信されるが、この直接受信信号は、被検体で反射した超音波信号（エコー）を受信することによって生成された信号ではなく、この圧電部 2 2 から送信された超音波信号を直接的に受信することによって生成された信号である。ここで、「直接的に」とは、被検体で反射した超音波信号（エコー）を除く意味であり、直接受信信号は、圧電部 2 2 から送信された超音波信号を例えば中間層 2 2 2（図 3 参照）等の他の部材を介して受信することで生成された信号も含む。反射受信信号は、圧電部 2 2 から送信された超音波信号であって被検体で反射した超音波信号（エコー）を受信することによって生成された信号である。

【 0 0 3 1 】

高調波抽出部 1 4 は、例えば、受信部 1 3 から出力された受信信号（直接受信信号および反射受信信号）を記憶する例えば R A M（Random Access Memory）等の記憶回路と、この記憶回路に記憶された直接受信信号および反射受信信号を用いて、直接受信信号に基づいて反射受信信号を処理することによって被検体で反射した超音波信号の高調波成分を抽出する例えばマイクロプロセッサ等の演算回路とを備えて構成される。

【 0 0 3 2 】

画像処理部 1 5 は、制御部 1 7 の制御に従って、高調波抽出部 1 4 で抽出された超音波信号の高調波成分に基づいてハーモニクイメーキング技術を用いて被検体内の内部状態の画像（超音波画像）を生成する回路である。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 で生成された被検体内の内部状態の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、有機 E Lディスプレイおよびプラズマデ

10

20

30

40

50

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。

【0033】

制御部17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、これら操作入力部11、送信回路12、受信回路13、高調波抽出部14、画像処理部15および表示部16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。

【0034】

超音波探触子（超音波プローブ）2は、例えば、図3に示すように、音響制動部材21と、圧電部22と、音響整合層23と、音響レンズ24とを備えて構成される。

【0035】

音響制動部材21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、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。

【0036】

圧電部22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ものである。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の電気信号を超音波信号へ変換してこの超音波信号を送信すると共に、受信した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。超音波探触子2が被検体に当てられることによって圧電部22で生成された超音波信号が被検体内へ送信され、被検体内からの超音波の反射波が圧電部22で受信される。

【0037】

圧電部22は、例えば、本実施形態では、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1および第2圧電部221、223を備え、第1および第2圧電部221、223は、互いに積層されている。本実施形態では、第1および第2圧電部221、223は、中間層222を介して互いに積層されている。この中間層222は、第1圧電部221と第2圧電部223とを積層するための部材であり、第1圧電部221と第2圧電部223との音響インピーダンスを整合させるものである。このように圧電部が2層の第1および第2圧電部221、223を備えるので、その一方を、例えば、第1圧電部221を、超音波信号を送信する超音波送信部に用いると共に、その他方を、例えば、第2圧電部223を、超音波信号を受信する超音波受信部に用いることができる。このため、超音波送信部の第1圧電部221を送信用により適したものとすることができると共に、超音波受信部の第2圧電部223を受信用により適したものとすることができると共に、超音波送信部の第1圧電部221、223がそれぞれ超音波送信部および超音波受信部として最適化が可能となり、より高精度な画像を得ることが可能となる。さらに、第1および第2圧電部221、223が積層されているので、小型化が可能となる。

【0038】

また、本実施形態では、例えば、圧電部22における第1圧電部221は、無機圧電材料を備えて構成されており、この無機圧電材料から成る所定の厚さの圧電体における両面に一對の電極を備えて構成されている。この圧電体の厚さは、例えば、送信すべき超音波の周波数や無機圧電材料の種類等によって適宜に設定される。無機圧電材料は、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 ）およびチタン酸ストロンチウム（ SrTiO_3 ）等である。本実施形態では、このように送信パワーを大きくすることが可能な無機圧電素子が第1圧電部221に用いられている。

【0039】

そして、本実施形態では、例えば、圧電部22における第2圧電部223は、有機圧電材料を備えて構成されており、この有機圧電材料から成る所定の厚さの圧電体における両面に一對の電極を備えて構成されている。この圧電体の厚さは、例えば、受信すべき超音

10

20

30

40

50

波の周波数や有機圧電材料の種類等によって適宜に設定されるが、例えば、中心周波数 8 MHz の超音波を受信する場合では、この圧電体の厚さは、約 50 μm である。有機圧電材料は、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、有機圧電材料は、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 60 mol % ~ 99 mol % が好ましく、有機圧電素子が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 85 mol % ~ 99 mol % 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。本実施形態では、このように超音波を比較的広い周波数に亘って受信可能な特性を持つ有機圧電素子が第 2 圧電部 223 に用いられている。

【0040】

また、本実施形態では、圧電部 22 の第 1 圧電部 221 は、超音波診断装置本体 1 の送信部 12 からケーブル 3 を介して電気信号が入力され、この電気信号を超音波信号へ変換し、この変換した超音波信号を中間層 222、第 2 圧電部 223、音響整合層 23 および音響レンズを介して被検体へ送信する。そして、圧電部 22 の第 2 圧電部 223 は、超音波信号が音響レンズ 24 および音響整合層 23 を介して被検体から受信され、この受信された超音波信号を電気信号へ変換し、この変換した電気信号を受信信号としてケーブル 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。本実施形態では、上述したように第 1 圧電部 221 が無機圧電素子であり、送信パワーを比較的簡単な構造で大きくすることが可能となるため、このような圧電部 22 を備えた超音波探触子 2 は、高調波のエコーを得るために比較的大きなパワーで基本波の超音波信号を送信することが必要なハーモニクイメーシング技術に好適であり、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。そして、本実施形態では、上述したように第 2 圧電部 223 が有機圧電素子であり、周波数帯域を比較的簡単な構造で広帯域にすることが可能となるため、このような圧電部 22 を備えた超音波探触子 2 は、高調波の超音波信号を受信することが必要なハーモニクイメーシング技術に好適であり、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。

【0041】

そして、本実施形態では、圧電部 22 における第 1 および第 2 圧電部 221、223 は、第 1 圧電部 221 上に第 2 圧電部 223 が積層され、第 2 圧電部 223 の前方に超音波信号の送受信面が在る。より具体的には、第 1 圧電部 221 上に中間層 222 を介して第 2 圧電部 223 が積層されている。

【0042】

そして、注目すべきは、本実施形態の超音波探触子 2 は、圧電材料を備えて成り、圧電部 22、本実施形態では第 1 圧電部 221 から送信された超音波信号を直接受信信号として電気信号へ圧電現象を利用することによって変換する直接受信部を備えていることである。さらに、本実施形態の超音波探触子 2 では、圧電部 22 の第 2 圧電部 223 がこの直

10

20

30

40

50

接受信部と兼用されている。まず第 1 に、送信部 1 2 および受信部 1 3 が制御部 1 7 によって制御されることによって、圧電部 2 2 の第 1 圧電部 2 2 1 から送信された超音波信号は、圧電部 2 2 の第 2 圧電部 2 2 3 で直ちに直接的に受信され、この直ちに受信された超音波信号は、第 2 圧電部 2 2 3 で直接受信信号として電気信号に変換され、この直接受信信号は、ケーブル 3 を介して超音波診断装置本体 1 の受信部 1 3 へ出力される。第 2 に、送信部 1 2 および受信部 1 3 が制御部 1 7 によって制御されることによって、圧電部 2 2 の第 1 圧電部 2 2 1 から送信された超音波信号は、中間層 2 2 2、第 2 圧電部 2 2 3、音響整合層 2 3 および音響レンズを介して被検体へ送信される。そして、この超音波信号に起因する被検体内からの超音波信号は、音響レンズ 2 4 および音響整合層 2 3 を介して第 2 圧電部 2 2 3 で受信され、この受信された超音波信号は、第 2 圧電部 2 2 3 で反射受信信号として電気信号に変換され、この反射受信信号は、ケーブル 3 を介して超音波診断装置本体 1 の受信部 1 3 へ出力される。本実施形態では、このように圧電部 2 2 の第 2 圧電部 2 2 3 が直接受信部と兼用されているので、個別に直接受信部が不要となり、小型化を図ることが可能となる。

10

【0043】

また、第 1 圧電部 2 2 1 は、単一の圧電素子から構成されてもよいが、本実施形態では、複数の圧電素子を備えて構成されている。これら複数の圧電素子は、ライン上に一列に配列されて構成されてもよいが、互いに所定の間隔を空けて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 m 行 $\times$ n 列で配列する 2 次元アレイ状に音響制動部材 2 1 上に配列されて構成されている (m 、 n は、正の整数である)。なお、これら複数の圧電素子の相互干渉を低減するために、これら複数の圧電素子間に、超音波を吸収する音響吸収材が充填されてもよい。この音響吸収材によって各圧電素子間におけるクロストークの低減が可能となる。

20

【0044】

そして、第 2 圧電部 2 2 3 は、単一の圧電素子から構成されてもよいが、本実施形態では、複数の圧電素子を備えて構成されている。これら複数の圧電素子は、ライン上に一列に配列されて構成されてもよいが、互いに所定の間隔を空けて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 p 行 $\times$ q 列で配列する 2 次元アレイ状に中間層 2 2 2 上に配列されて構成されている (p 、 q は、正の整数である)。

30

【0045】

このような第 2 圧電部 2 2 3 は、例えば、所定の厚さを持った平板状の有機圧電材料から成る圧電体と、この圧電体の一方主面に形成された互いに分離した複数の電極 (素電極) と、この圧電体の他方主面に略全面に亘って一様に形成された電極層とを備えて構成されたシート状の有機圧電素子であってもよい。このように複数の素電極が圧電体の一方主面に形成されることによって、この有機圧電素子は、1 個の素電極と圧電体と電極層とから成る圧電素子を複数備えることができ、これら各圧電素子が個別に動作することができる。このような有機圧電素子における複数の圧電素子は、個別に機能させるために無機の圧電素子のように個々に分離する必要がなく、一体的なシート状で構成することが可能である。したがって、この有機圧電素子の製造工程において、有機圧電材料から成るシート状の板状体に溝 (間隙、隙間、ギャップ、スリット) を形成する工程が必要なく、有機圧電素子の製造工程がより単純化され、より少ない工数で有機圧電素子を形成することが可能となる。また、このような有機圧電素子は、一体的なシート状で構成されているので、その複数の圧電素子の各特性は、略均一となり、素子ピッチを含めてばらつきが少なくなり、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。

40

【0046】

また、第 1 圧電部 2 2 1 の圧電素子の個数と第 2 圧電部 2 2 3 の圧電素子の個数とは、同一でもよいが、異なってもよい。例えば、第 2 圧電部 2 2 3 の圧電素子の個数が第 1 圧電部 2 2 1 の圧電素子の個数より多くてもよい。このように構成されることにより、第 1 圧電部 2 2 1 における 1 個の圧電素子のサイズ (大きさ) を大きくすることが可能となり、その送信パワーを大きくすることができると共に、第 2 圧電部 2 2 3 の圧電素子の

50

個数を多くすることが可能となり、その受信分解能を向上することが可能となる。

【 0 0 4 7 】

そして、音響整合層 2 3 は、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部材である。より具体的には、本実施形態では、音響整合層 2 3 は、第 1 圧電部 2 2 1 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 2 圧電部 2 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。音響レンズ 2 4 は、圧電部 2 2 から被検体に向けて送信される超音波信号を収束する部材であり、例えば、図 3 に示すように、円弧状に膨出した形状とされている。

【 0 0 4 8 】

このような構成の超音波診断装置 5 では、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 7 は、まず第 1 に、直接受信信号を得るべく各部を制御し、第 2 に、反射受信信号を得るべく各部を制御する。

【 0 0 4 9 】

すなわち、第 1 に、制御部 1 7 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 における圧電部 2 2 の第 1 圧電部 2 2 1 へ供給される。この電気信号の送信信号は、例えば、所定の周期で繰り返される電圧パルスである。第 1 圧電部 2 2 1 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み方向に伸縮し、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、第 1 圧電部 2 2 1 は、超音波信号を放射する。第 1 圧電部 2 2 1 から音響制動部材 2 1 方向へ放射された超音波信号は、音響制動部材 2 1 によって吸収される。また、第 1 圧電部 2 2 1 から中間層 2 2 2 方向へ放射された超音波信号は、圧電部 2 2 の第 2 圧電部 2 2 3 で直ちに直接的に受信される。第 2 圧電部 2 2 3 は、この第 1 圧電部 2 2 1 から直ちに直接的に受信した超音波信号を直接受信信号として電気信号に変換し、この直接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 1 3 へ出力する。受信部 1 3 は、この入力された直接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アナログ信号からデジタル信号へ変換し、高調波抽出部 1 4 へ出力する。高調波抽出部 1 4 は、このデジタル信号の直接受信信号を例えば R A M 等の記憶素子に記憶する。

【 0 0 5 0 】

第 2 に、例えば、直接受信信号が得られたタイミングを見計らって、前記第 1 の場合と同様に、制御部 1 7 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 の第 1 圧電部 2 2 1 へ供給される。第 1 圧電部 2 2 1 は、この電気信号の送信信号が供給されることによって超音波信号を放射する。第 1 圧電部 2 2 1 から音響制動部材 2 1 方向へ放射された超音波信号は、音響制動部材 2 1 によって吸収される。また、第 1 圧電部 2 2 1 から中間層 2 2 2 方向へ放射された超音波信号は、中間層 2 2 2、第 2 圧電部 2 2 3、音響整合層 2 3 および音響レンズ 2 4 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していると、これによって超音波探触子 2 から被検体に対して超音波が送信される。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。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（エコー）となる。この反射波には、送信された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 倍等の第 2 高調波成分、第 3 高調波成分および第 4 高調波成分等も含まれる。この反射波の超音波信号は、超音波探触子 2 で受信される。より具体的には、この反射波の超音波信号は、音響レンズ 2 4 および音響整合層 2 3 を介して圧電部 2 2 の第 2 圧電部 2 2 3 で受信され、第 2 圧電部 2 2 3 で機械的な振動が電気信号に変換されて反射受信信号として取り出される。この取り出された電気

10

20

30

40

50

信号の反射受信信号は、ケーブル 3 を介して超音波診断装置本体 1 の受信部 1 3 へ出力される。受信部 1 3 は、この入力された反射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アナログ信号からデジタル信号へ変換し、高調波抽出部 1 4 へ出力する。高調波抽出部 1 4 は、このデジタル信号の反射受信信号を例えば R A M 等の記憶素子に記憶する。

【 0 0 5 1 】

ここで、上述において、第 1 圧電部 2 2 1 における複数の圧電素子から順次に超音波信号が被検体に向けて送信され、被検体で反射した超音波信号が第 2 圧電部 2 2 3 で受信される。

【 0 0 5 2 】

そして、高調波抽出部 1 4 では、直接受信信号および反射受信信号が揃うと、記憶されている直接受信信号および反射受信信号を用いて、直接受信信号に基づいて反射受信信号を処理することによって被検体で反射した超音波信号の高調波成分を抽出し、この抽出した超音波信号の高調波成分を画像処理部 1 5 へ出力する。

【 0 0 5 3 】

画像処理部 1 5 は、制御部 1 7 の制御によって、高調波抽出部 1 4 で抽出された超音波信号の高調波成分に基づいて、いわゆるハーモニックイメージング技術を用いて、送信から受信までの時間や受信強度等から被検体内の内部状態の画像（超音波画像）を生成し、表示部 1 6 は、制御部 1 7 の制御によって、画像処理部 1 5 で生成された被検体内の内部状態の画像を表示する。

【 0 0 5 4 】

この高調波成分の抽出は、例えば、反射受信信号と直接受信信号との差を求めることによって求められる。この場合において、反射受信信号の信号レベル（振幅）と直接受信信号の信号レベル（振幅）は、通常、異なるので、反射受信信号の信号レベルと直接受信信号の信号レベルが合わせられる。より具体的には、例えば、反射受信信号のピークにおける信号レベルと、この反射受信信号のピークに対応する直接受信信号のピークにおける信号レベルが一致するように、直接受信信号が定数倍される。例えば、図 4 に示すように、反射受信信号における最大の信号レベルであるピーク P_r の信号レベル A_r と、直接受信信号における最大の信号レベルであるピーク P_d の信号レベル A_d とが一致するように、直接受信信号が定数 K 倍される。そして、この反射受信信号と直接受信信号の定数倍との差を求める場合において、反射受信信号と直接受信信号（直接受信信号の定数倍）とを時間的に対応させる。例えば、図 4 に示すように、反射受信信号における最大の信号レベルであるピーク P_r と直接受信信号における最大の信号レベルであるピーク P_d とを一致させることによって、両受信信号を時間的に対応させる。また例えば、反射受信信号と直接受信信号とが最も相関するように、反射受信信号に対して直接受信信号をずらすことによって、両受信信号を時間的に対応させる。また例えば、反射受信信号のピーク A_r や直接受信信号のピーク A_d に対して、20 dB 低い値を初めて超えた時を内部トリガー点とし、この点を一致させることによって両受信信号を時間的に対応させる。

【 0 0 5 5 】

図 5 は、高調波成分の他の抽出方法を説明するための図である。図 5 の横軸は、周波数であり、その縦軸は、dB 単位で示すパワースペクトル値である。また、実線（a）は、直接受信信号を表し、短破線（b）（ $\cdots$ ）は、直接受信信号に後述の減衰演算を実行した後の信号を表し、そして、長破線（c）（ $- - -$ ）は、反射受信信号に後述の基本波のレベル合わせを実行した後の信号を表す。

【 0 0 5 6 】

また例えば、この高調波成分の抽出は、反射受信信号および直接受信信号をそれぞれフーリエ変換し、周波数成分ごとに反射受信信号のフーリエ変換後の値と直接受信信号のフーリエ変換後の値との差をそれぞれ求めることによって求められてもよい。この場合においても反射受信信号の信号レベルと直接受信信号の信号レベルが合わせられる。例えば、この場合の信号レベル合わせは、時間波形のレベルを合わせるのではなく、フーリエ変

10

20

30

40

50

換後の周波数成分パワースペクトルのレベルを合わせることによって行われる。より具体的には、周波数成分パワースペクトルにおける基本周波数のレベルが反射受信信号と直接受信信号とで同一となるようにパワースペクトル値を演算し、それらの差分を求めること等によって実行される。その際の演算には、直接受信信号のパワースペクトル値（図5の曲線（a））をそのまま用いるのではなく、好ましくは、送信から反射受信信号までの時間に応じて体内の減衰率、例えば0.6 dB/cm@MHz等を加味した演算を直接受信信号の周波数成分パワースペクトル値に対して行い（図5の曲線（b））、これに対して前記基本波の信号レベル合わせを行って、反射受信信号から差分パワースペクトル値を求める（図5において曲線（c）と曲線（b）との差分）。このように抽出された差分パワースペクトル値は、逆フーリエ変換等により時間波形に変換された後に、必要に応じて検波を行い、輝度変換や座標変換等の信号処理を行うことによってハーモニック画像が形成される。

10

【0057】

本実施形態の超音波探触子2および超音波診断装置Sでは、このように高調波抽出部14が直接受信信号に基づいて反射受信信号を処理することによって被検体で反射した超音波信号の高調波成分を抽出するので、フレームレートの低下を抑制しつつ、より高精度に高調波を抽出することができる。このため、時間分解能の低下を抑制しつつ、より高精度な画像を得ることが可能となる。

【0058】

また、上述の実施形態では、高調波処理部14は、超音波診断装置本体1に備えられたが、超音波探触子2に内蔵されてもよい。

20

【0059】

また、上述の実施形態において、超音波探触子2および超音波診断装置Sは、圧電部22から出力された電気信号を所定の時間だけ遅延する遅延部をさらに備えて構成されてもよい。

【0060】

図6は、実施形態における超音波診断装置および超音波探触子の他の構成を示す図である。なお、図6において、超音波診断装置本体1は、図2に示す超音波診断装置本体1と同様であり、送信部12および受信部13のみが示され、他の構成の記載が省略されている。

30

【0061】

この超音波診断装置Saは、図6に示すように、超音波探触子2aと、超音波探触子2aとケーブル3aを介して接続される超音波診断装置本体1とを備えて構成される。

【0062】

超音波探触子2aは、図1ないし図3に示す超音波探触子2と同様な超音波制動部材21、圧電部22、音響整合層23および音響レンズ24を備え、さらに、遅延部25および切換スイッチ26を備えて構成されている。遅延部25は、圧電部22の第2圧電部223から出力された受信の電気信号を所定の時間だけ遅延する回路である。切換スイッチ26は、圧電部22における第1および第2圧電部221、223とケーブル3aとの接続状態を切り換える1×2スイッチである。切換スイッチ26は、送信部12から圧電部22の第1圧電部221へ送信信号が出力される場合は、圧電部22の第1圧電部221とケーブル3aとを接続する第1接続状態とされ、圧電部22の第2圧電部223から受信部13へ受信信号が出力される場合は、圧電部22の第2圧電部223とケーブル3aとを接続する第2接続状態とされる。

40

【0063】

ケーブル3aは、送信部12から切換スイッチ26を介して圧電部22へ送信信号を伝送すると共に、圧電部22から切換スイッチ26を介して受信部13へ受信信号を伝送する信号線（伝送路）を備えて構成される。

【0064】

このような構成の超音波探触子2aおよび超音波診断装置Saでは、まず、切換スイッ

50

チ 2 6 が第 1 接続状態とされ、直接受信信号を得るための第 1 送信信号と反射受信信号を得るための第 2 送信信号とが送信部 1 2 から出力される。これら第 1 および第 2 送信信号は、ケーブル 3 a を伝送し、切換スイッチ 2 6 を介して圧電部 2 2 の第 1 圧電部 2 2 1 へ入力される。

【 0 0 6 5 】

第 1 送信信号によって第 1 圧電部 2 2 1 は、超音波信号を放射する。この超音波信号は、中間層 2 2 2 を介して第 2 圧電部 2 2 3 で直ちに直接的に受信され、第 2 圧電部 2 2 3 で直接受信信号として電気信号に変換され、遅延部 2 5 へ出力される。この直接受信信号は、遅延部 2 5 で所定の時間だけ遅延される。この間に、切換スイッチ 2 6 が第 2 接続状態とされる。この遅延部 2 5 の遅延時間（所定の時間）は、少なくとも、圧電部 2 2 の第 1 圧電部 2 2 1 が第 1 および第 2 送信信号によって超音波信号を放射する時間である。遅延部 2 5 で遅延された直接受信信号は、遅延部 2 5 から切換スイッチ 2 6 へ出力され、ケーブル 3 a を介して受信部 1 3 へ出力される。

10

【 0 0 6 6 】

また、第 2 送信信号によって第 1 圧電部 2 2 1 は、超音波信号を放射する。この超音波信号は、中間層 2 2 2、第 2 圧電部 2 2 3、音響整合層 2 3 および音響レンズ 2 4 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超音波が送信される。この超音波は、被検体内部で反射され、超音波の反射波（エコー）となる。この反射波の超音波信号は、音響レンズ 2 4 および音響整合層 2 3 を介しての第 2 圧電部 2 2 3 で受信され、第 2 圧電部 2 2 3 で反射受信信号として電気信号に変換され、遅延部 2 5 へ出力される。この反射受信信号は、遅延部 2 5 で所定の時間だけ遅延される後に、切換スイッチ 2 6 およびケーブル 3 a を介して受信部 1 3 へ出力される。

20

【 0 0 6 7 】

このように構成されることによって、遅延部 2 5 が圧電部 2 2（第 2 圧電部 2 2 3）から出力された電気信号を所定の時間だけ遅延するので、圧電部 2 2 へ送信信号を送る信号線と圧電部 2 2 から受信信号を送る信号線とを兼用することができる。

【 0 0 6 8 】

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。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 9 】

【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図である。

【図 4】高調波成分の抽出方法を説明するための図である。

40

【図 5】高調波成分の他の抽出方法を説明するための図である。

【図 6】実施形態における超音波診断装置および超音波探触子の他の構成を示す図である。

【符号の説明】

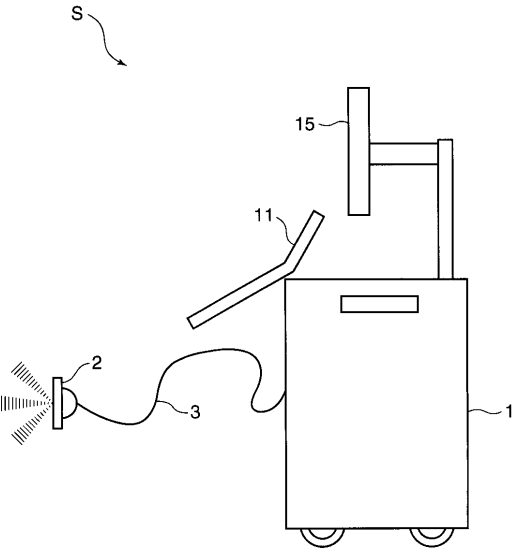
【 0 0 7 0 】

- S 超音波診断装置
- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 1 4 高調波抽出部
- 2 2 圧電部

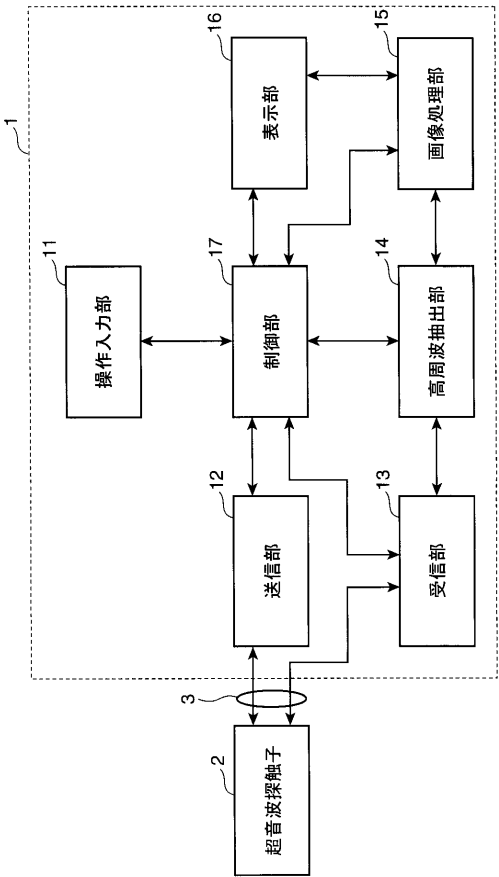
50

- 2 5 遅延部
- 2 2 1 第 1 圧電部
- 2 2 3 第 2 圧電部

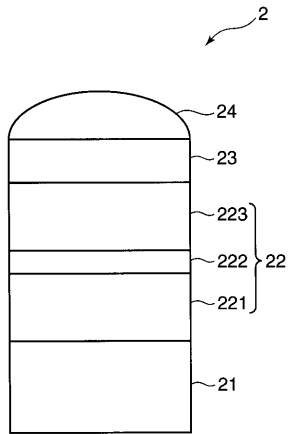
【 図 1 】



【 図 2 】

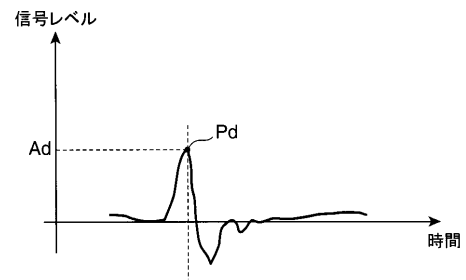


【図 3】

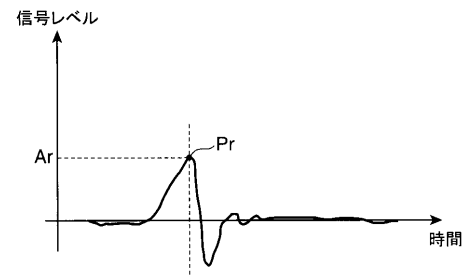


【図 4】

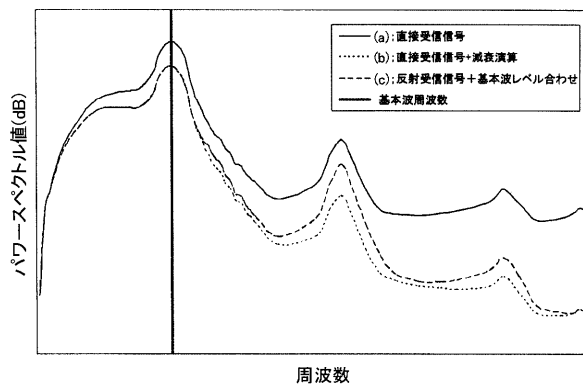
(A) 直接受信信号



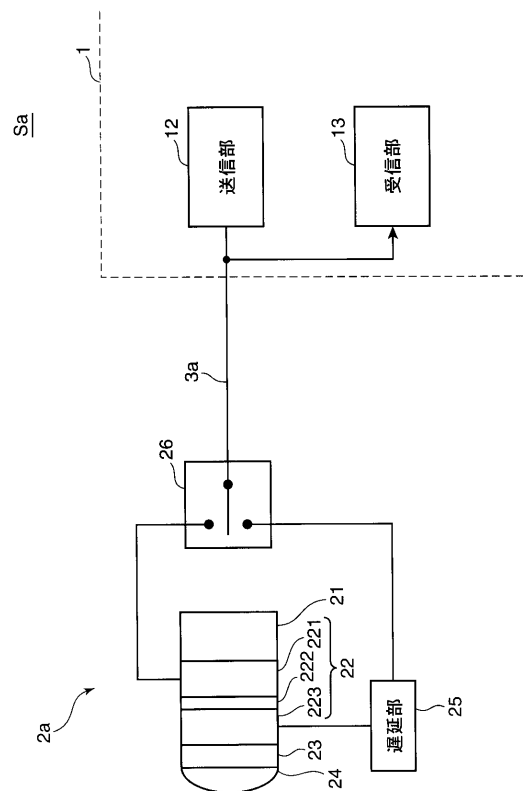
(B) 反射受信信号



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 DE08 DE12 GB02 GB15 GB44 GB45
5D019 BB02 BB04 FF04

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2009125207A	公开(公告)日	2009-06-11
申请号	JP2007301799	申请日	2007-11-21
[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	A61B8/00 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.Z		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/DE12 4C601/GB02 4C601/GB15 4C601/GB44 4C601/GB45 5D019/BB02 5D019/BB04 5D019/FF04		
代理人(译)	伊藤隆夫 樋口二郎 櫻井 智		
其他公开文献	JP4911000B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波探头和超声波诊断设备，能够以更高的精度提取高次谐波，同时抑制帧速率的降低。 解决方案：本发明的发明人具有压电部件和压电部件，压电部件包括压电材料并且能够通过利用压电现象相互转换电信号和超声信号之间的信号。直接接收单元，用于通过利用压电现象将从压电单元发送的超声信号作为接收信号直接转换为电信号，谐波检测单元，用于提取由对象反射的超声波信号的谐波分量，并且波提取单元14.压电单元接收从压电单元发送并由对象反射的超声信号，并输出接收的超声信号作为电信号。并且，谐波提取单元14通过基于直接接收信号处理反射的接收信号来提取由对象反射的超声信号的谐波分量。 .The

