

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02010/106737

発行日 平成24年9月20日 (2012. 9. 20)

(43) 国際公開日 平成22年9月23日 (2010. 9. 23)

(51) Int.Cl. F 1 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

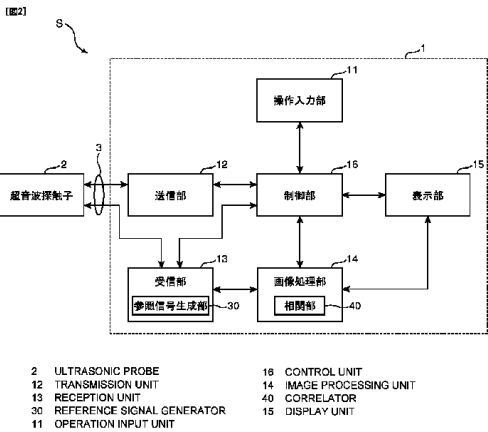
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

出願番号	特願2011-504725 (P2011-504725)	(71) 出願人	303000420
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/001087		コニカミノルタエムジー株式会社
(22) 国際出願日	平成22年2月19日 (2010. 2. 19)		東京都日野市さくら町 1 番地
(31) 優先権主張番号	特願2009-64145 (P2009-64145)	(74) 代理人	100067828
(32) 優先日	平成21年3月17日 (2009. 3. 17)		弁理士 小谷 悦司
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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	加藤 美樹
			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 BB06 EE09 GB04 GB06 GB15
			GB19 GB44 GB45 HH09 HH10
			HH11 JB41 JB44 JB48
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

本発明にかかる超音波診断装置 S では、参照信号生成部 3 0 は、被検体内へ送信される前の第 1 超音波信号を受信することによって得られた直接受信信号に基づいて、相関処理に用いる参照信号を生成する。このため、このような構成の超音波診断装置 S は、より適切な参照信号を生成することができる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内へ第 1 超音波信号を送信するための送信部と、超音波による受信信号を受信するための受信部と、前記受信部で受信された、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 超音波信号に基づいて前記被検体内の画像を形成する画像処理部とを備える超音波診断装置において、

前記被検体内へ送信される前の第 1 超音波信号を受信することによって得られた直接受信信号に基づいて、相関処理に用いる参照信号を生成する参照信号生成部と、

前記受信部の出力と前記参照信号生成部で予め生成された参照信号との相関処理を行うことによって前記受信部の出力から前記第 2 超音波信号を検出する相関部とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 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 1 および第 2 圧電部を備える超音波探触子をさらに備え、

前記第 1 超音波信号は、前記第 1 圧電部によって送信され、

前記直接受信信号は、前記第 1 圧電部によって送信された前記第 1 超音波信号を前記被検体内へ送信される前に前記第 2 圧電部によって受信することで得られた信号であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

20

前記第 1 圧電部は、複数の第 1 圧電素子を備え、

前記参照信号生成部は、前記複数の第 1 圧電素子によってそれぞれ送信され前記被検体内へ送信される前の複数の第 1 超音波信号をそれぞれ受信することによって得られた複数の直接受信信号を平均し、この平均値を前記参照信号とすることによって前記参照信号を生成すること

を特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 圧電部は、複数の第 1 圧電素子を備え、

前記参照信号生成部は、前記複数の第 1 圧電素子によってそれぞれ送信され前記被検体内へ送信される前の複数の第 1 超音波信号をそれぞれ受信することによって得られた複数の直接受信信号における各波形を相互に比較し、互いに略一致する波形の個数が最も多い波形の直接受信信号を前記参照信号とすることによって前記参照信号を生成すること

を特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記第 2 圧電部は、前記第 1 圧電部に近接して配置されていること

を特徴とする請求項 2 ないし請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第 2 圧電部は、前記第 1 および第 2 超音波信号の送受信面と前記第 1 圧電部との間に配置されていること

を特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記第 2 圧電部は、有機圧電材料を備えて構成されること

を特徴とする請求項 2 ないし請求項 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、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 超音波信号を受信してこの第 2 超音波信号に基づいて被検体内の画像を形成する超音波診断装置に関し、特に、被検体内から来た超音波を受信することによって得られた受信信号と所定の参照信号との相関処理を行うことによって前記受信信号から前記第 2

50

超音波信号を検出する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適用されている。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、膵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。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構成されている。

10

【0003】

このような超音波診断装置の一態様として、被検体内に送信した第1超音波信号に基づく被検体内から来た第2超音波信号をより精度よく受信すべく、および/または、表面からより深い部位を観察すべく、被検体内から来た超音波を受信することによって得られた受信信号と所定の参照信号（テンプレート）との相関処理を行うことによって前記第2超音波信号を検出する超音波診断装置が研究、開発されている。

20

【0004】

例えば、特許文献1に開示の超音波診断装置では、超音波プローブによって超音波が所定の3次元領域に対して拡散されて送信され、前記所定の3次元領域に含まれる所定の反射点からの反射波との相関を表すマッチドフィルタに、反射点から各超音波振動子までの距離に応じた超音波の減衰補正を施すことで得られた重み付きマッチドフィルタと、超音波プローブによって受信された受信信号と、をコンボリューションすることで、前記所定の反射点における画素値が求められ、各反射点の画素値を求めることで、前記所定の3次元領域におけるボリュームデータが求められる。そして、このマッチドフィルタに関し、特許文献1には、その[0020]段落に「このマッチドフィルタは、超音波プローブの各超音波振動子から所定の反射点までの距離と、伝播する超音波の速度によって決定され、各超音波振動子が受信する所定の反射点からの反射波との相関を表している。このマッチドフィルタは、3次元領域に含まれる反射点ごとに用意されている。」と説明されている。

30

【0005】

また、例えば、特許文献2に開示の、マッチドフィルタを用いた超音波信号検出方法では、底面エコー信号波形やきずエコー信号波形がマッチドフィルタの参照信号とされ、且つ白色雑音波形や林状エコー信号波形がマッチドフィルタの雑音信号とされ、これら参照信号と雑音信号とに基づいてマッチドフィルタの係数信号が設定される。そして、このマッチドフィルタに関し、特許文献2には、その[0048]段落には「実試験体の底面エコー信号波形あるいはきずエコー信号波形を参照信号として用いる」と説明され、また、その[0054]段落には「システム応答からの予測信号を参照信号として用いる」と説明されている。すなわち、特許文献2では、実試験体のエコーを実測することによって、あるいは、システム応答から予測することによって、参照信号が得られている。

40

【0006】

ところで、このような相関処理によって目的の信号、すなわち、第2超音波信号を検出する超音波診断装置では、参照信号の波形が最適化されていない場合には、相関処理を行

50

わない場合と比較したS/N比の向上が望めず、また、アーチフェクトが発生するため、この参照信号波形の最適化が重要である。

【0007】

前記特許文献1では、参照信号波形に対応するマッチドフィルタに関し、前記記載があるものの、具体的なマッチドフィルタのテンプレートの形成方法が開示されておらず、最適なマッチドフィルタを得ることが難しい。

【0008】

また、前記特許文献2では、前記記載から参照信号を生成することができるが、実測する場合では、参照信号を生成した実試験体と被検体とは必ずしも一致するものではなく、最適な参照信号を得ることが難しい。また、システム応答から予測する場合では予測である以上この生成した参照信号が最適であるとは限らない。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2008-220652号公報

【特許文献2】特開2005-221321号公報

【発明の概要】

【0010】

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、より適切な参照信号を生成することができる超音波診断装置を提供することである。

20

【0011】

本発明にかかる超音波診断装置では、被検体内へ送信される前の第1超音波信号を受信することによって得られた直接受信信号に基づいて、相関処理に用いる参照信号が生成される。このため、このような構成の超音波診断装置は、より適切な参照信号を生成することができる。

【0012】

上記並びにその他の本発明の目的、特徴及び利点は、以下の詳細な記載と添付図面から明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0013】

30

【図1】本発明にかかる一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】図1に示す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】図1に示す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1に示す超音波診断装置における参照信号生成部の構成を示すブロック図である。

【図5】送信信号に周期2.5MHzのBarker code 13_length PSKを用いた場合の実験結果を示す図である。

【図6】周期2.5MHzのBarker code 13_length PSKを説明するための図である。

【図7】送信信号波形1チャンネルの乱れを示す図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0014】

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。また、本明細書において、適宜、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。

【0015】

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、実施形態の超音波

50

診断装置における参照信号生成部の構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 6 】

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。

10

【 0 0 1 7 】

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。

20

【 0 0 1 8 】

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、画像処理部 1 4 と、表示部 1 5 と、制御部 1 6 とを備えて構成されている。

【 0 0 1 9 】

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。

【 0 0 2 0 】

送信部 1 2 は、制御部 1 6 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 1 2 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て構成されている場合には、送信部 1 2 は、前記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る。この送信部 1 2 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

【 0 0 2 1 】

第 1 超音波信号は、ノイズ耐性を高め、第 1 超音波信号に基づく第 2 超音波信号を例えばノイズ等から容易に区別するためには、できるだけ冗長な、自然界に無い特徴的な波形であることが好ましい。このような第 1 超音波信号は、例えば、スペクトル拡散方式（パルス圧縮方式）が用いられたパルスである。スペクトル拡散方式としては、例えば、周波数を変化させる周波数チャープ方式や、位相を変調する位相変調方式や、これら周波数チ

50

ャープ方式と位相変調方式とを組み合わせたハイブリッド方式等を挙げることができる。周波数チャープ方式として、例えば、周波数を時間経過に伴って予め設定された所定割合で単調に、例えば直線的に変化させる方式等が挙げられる。そして、位相変調方式として、例えば、PN系列を用いて位相を変調する方式等が挙げられる。PN系列は、疑似乱数(pseudo-random number)系列であり、PN系列としては、例えば、Barker系列やM系列(maximal-length sequences)やGold系列等が挙げられる。特に、Barker系列は、自己相関関数で時間遅れゼロの場合にピークが現れ、これ以外の時間遅れでは0または ± 1 となる特性を有している。

【0022】

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、超音波探触子2が複数の圧電素子を備えて構成されている場合には、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る。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る。

10

20

【0023】

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。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。

30

【0024】

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。

【0025】

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Sの全体制御を行う回路である。

40

【0026】

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圧電部22と、この圧電部22上に積層された音響整合層23と、この音響整合層23上に積層された音響レンズ24とを備えて構成される。

【0027】

音響制動部材21は、圧電部22を機械的に支持し、また、圧電部22の音響特性を良

50

好に保つべく音響的に制動をかけるものであり、超音波を吸収する材料（超音波吸収材）から構成され、主に、圧電部 2 2 から音響制動部材 2 1 方向へ放射される超音波を吸収するものである。

【0028】

圧電部 2 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 1 または複数の圧電素子を備えて構成される。本実施形態では、圧電部 2 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複数の圧電素子を備えて構成され、これら複数の圧電素子は、例えば、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いる。なお、複数の圧電素子は、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 p 行 $\times$ q 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（ p 、 q は、正の整数である）。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 電極間に圧電材料を備えて構成されている。圧電部 2 2 は、超音波診断装置本体 1 の送信部 1 2 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と共に、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 1 3 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 2 2 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、被検体内から来た第 2 超音波信号が圧電部 2 2 で受信される。

10

20

【0029】

そして、超音波探触子 2 は、圧電部 2 2 から被検体内へ送信される前の第 1 超音波信号を受信し、この第 1 超音波信号を直接的に受信することによって得られた直接受信信号をケーブル 3 を介して受信部 1 3 へ出力する直接受信圧電部を圧電部 2 2 とは別に備えてもよいが、本実施形態では、圧電部 2 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 1 および第 2 圧電部 2 2 1、2 2 3 を備えて構成されており、第 1 超音波信号は、第 1 圧電部 2 2 1 によって送信され、第 2 超音波信号は、第 2 圧電部 2 2 3 によって受信され、直接受信信号は、第 1 圧電部 2 2 1 によって送信された第 1 超音波信号を被検体内へ送信される前に第 2 圧電部 2 2 3 によって受信することで得られている。第 1 圧電部 2 2 1 は、複数の第 1 圧電素子を備えて構成され、第 2 圧電部 2 2 3 は、複数の第 2 圧電素子を備えて構成される。このように構成することによって、第 1 圧電部 2 2 1 によって送信された第 1 超音波信号を被検体内へ送信される前に直接的に第 2 圧電部 2 2 3 で受信され、参照信号を生成するための直接受信信号を得ることが可能となる。また、第 2 超音波信号の受信と、被検体内へ送信される前の第 1 超音波信号の受信とを第 2 圧電部 2 2 3 が兼用することで、部品点数を減らすことができ、低コスト化を図ることが可能となる。

30

40

【0030】

また、第 2 圧電部 2 2 3 は、第 1 圧電部 2 2 1 に近接して配置されている。このように第 1 および第 2 圧電部 2 2 1、2 2 3 を互いに近接するように配置することによって、被検体内へ送信される前の第 1 超音波信号をより直接的に受信することができ、例えば外乱ノイズ等をより低減した直接受信信号が得られる。

【0031】

そして、第 1 および第 2 圧電部 2 2 1、2 2 3 を互いに近接して配置すべく、例えば、2 次元アレイ状に配列された複数の圧電素子を領域ごとに分割して一方領域を第 2 圧電部 2 2 3 とするとともに他方領域を第 1 圧電部 2 2 1 とすることによって、第 2 圧電部 2 2 3 は、略同一平面で第 1 圧電部 2 2 1 と隣接して並設されるように構成されてもよいが、本実施形態では、第 2 圧電部 2 2 3 は、第 1 および第 2 超音波信号の送受信面（音響レンズ 2 4 の外部露出面）と第 1 圧電部 2 2 1 との間に配置されている。このように構成することによって、第 2 圧電部 2 2 3 が第 1 圧電部 2 2 1 に音軸方向で直接的にあるいは間接的に積層され、被検体内へ送信される前の第 1 超音波信号をさらにより直接的に受信する

50

ことができ、例えば外乱ノイズ等をさらにより低減した直接受信信号が得られる。また、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。第2圧電部223は、本実施形態では、中間層222を介して第1圧電部221の上方に間接的に積層されている。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。

【0032】

第1および第2圧電部221、223を形成する圧電材料は、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く、また一方が無機圧電材料であって他方が有機圧電材料であってもよい。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。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60mol%~99mol%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85mol%~99mol%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。ここで、本実施形態では、第2圧電部223が有機圧電材料を備えて構成されている。このため、比較的広帯域に超音波信号を受信することができる。したがって、例えば第1超音波信号等の所定の基本波に対する高調波の第2超音波信号を受信することが可能となり、例えばいわゆるハーモニックイメージング技術によって超音波画像を形成することが可能となる。

【0033】

音響整合層23は、圧電部22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。そして、音響レンズ24は、圧電部22から被検体に向けて送信される第1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。なお、音響整合層23と音響レンズ24とは、一体で構成されてもよい。

【0034】

そして、注目すべきは、本実施形態では、図2に示すように、受信部13は、被検体内へ送信される前の第1超音波信号を受信することによって得られた直接受信信号に基づいて、第2超音波信号を検出するための相関処理に用いる参照信号(テンプレート)を生成する参照信号生成部30を備えており、画像処理部14は、受信部13の出力と参照信号生成部30で予め生成された参照信号との相関処理を行うことによって受信部13の出力から第2超音波信号を検出する相関部40を備えており、画像処理部14は、この相関部

40で相関処理されて検出された第2超音波信号に基づいて被検体の超音波画像を形成していることである。

【0035】

一般に、相関処理は、2つの波形がどの程度似ているか（類似性の度合い、類似度）を判定する処理であり、例えば、2つの数列 x_n と y_n があった場合、次の式1で示される z が判定基準となり、この z が大きいほど、2つの数列が似通っていることになる。

$$z = \sum x_k y_k \quad \cdots (1)$$

ただし、 $\sum$ は、 $k = 1$ から $k = n$ までの和を求める。

【0036】

超音波診断装置5における相関処理では、第2超音波信号の波形と想定（推定）される波形が参照信号とされ、受信部13の出力と参照信号とを相関処理すると、参照信号と受信信号としての第2超音波信号が重なる瞬間に急峻なピークが検出される。このピークが大きければ大きいほど、参照信号とよく類似した信号が受信されたことになる。本実施形態では、この参照信号は、被検体内へ送信される前の第1超音波信号とされる。例えばノイズ等を除去すべくこの z の値がある閾値より大きい場合に、第2超音波信号を z に比例する強度で受信したとして、画像処理部14は、この z から遅延時間や信号強度を求めて超音波画像を生成する。

【0037】

参照信号生成部30についてより具体的に説明すると、参照信号生成部30は、例えば、図4に示すように、スイッチ回路31と、アナログ-ディジタル変換回路（ADC）32と、チャンネル n 送波記憶回路33と、参照信号生成回路34と、参照信号記憶回路35とを備えて構成されている。

【0038】

スイッチ回路31は、多入力1出力のスイッチであり、チャンネル切り替え用に用いられる。スイッチ回路31は、複数 n （ n は2以上の整数）の入力端子 Tb （ $Tb - 0 \sim Tb - n$ ）のいずれか1個と出力端子 Ta とを接続することによって、複数 n の入力端子 $Tb - 0 \sim Tb - n$ のそれぞれに入力された複数 n の入力信号のうちから1個の入力信号を選択的に出力端子 Ta から出力する回路である。スイッチ回路31は、少なくとも第2圧電部223における複数の第2圧電素子2231に対応する個数だけ複数 n の入力端子 $Tb - 0 \sim Tb - n$ を備えている。これら複数 n の入力端子 $Tb - 0 \sim Tb - n$ は、ケーブル3を介して超音波探触子2の第2圧電部223における複数の第2圧電素子2231（2231-0～2231- n ）にそれぞれ接続され、第2圧電部223における複数の第2圧電素子2231-0～2231- n からそれぞれ出力される各受信信号がそれぞれ入力される。

【0039】

アナログ-ディジタル変換回路32は、スイッチ回路31の出力端子 Ta に接続され、スイッチ回路31の出力端子 Ta から出力されたアナログの受信信号をディジタルの受信信号に変換する回路である。

【0040】

チャンネル n 送波記憶回路（CH n 送波記憶回路）33は、アナログ-ディジタル変換回路32に接続され、アナログ-ディジタル変換回路32から出力されたディジタルの受信信号を記憶する回路である。チャンネル n 送波記憶回路33（33-0～33- n ）は、少なくとも第2圧電部223における複数の第2圧電素子2231に対応する個数だけ設けられる。これら各チャンネル n 送波記憶回路33-0～33- n は、超音波探触子2の第1圧電部221における複数の第1圧電素子2211からそれぞれ送信された複数の第1超音波信号を、被検体内へ送信される前に第2圧電部223における複数の第2圧電素子2231でそれぞれ受信することによって得られた複数の直接受信信号をそれぞれ記憶する。すなわち、これら各チャンネル n 送波記憶回路33-0～33- n は、第2圧電部223における複数の第2圧電素子2231にそれぞれ対応付けられており、この対応する第2圧電素子2231によって受信された直接受信信号の波形を記憶する。例えば、

チャンネル 0 送波記憶回路 33 - 0 は、チャンネル 0 (CH0) の第 1 圧電素子 2211 - 0 から送信されたチャンネル 0 の第 1 超音波信号を、被検体内へ送信される前にチャンネル 0 の第 2 圧電素子 2231 - 0 で受信することによって得られたチャンネル 0 の直接受信信号の波形を記憶し、また例えば、チャンネル 0 送波記憶回路 33 - 1 は、チャンネル 1 (CH1) の第 1 圧電素子 2211 - 1 から送信されたチャンネル 1 の第 1 超音波信号を、被検体内へ送信される前にチャンネル 1 の第 2 圧電素子 2231 - 1 で受信することによって得られたチャンネル 1 の直接受信信号の波形を記憶する。

【0041】

参照信号生成回路 34 は、これら複数のチャンネル n 送波記憶回路 33 - 0 ~ 33 - n と接続され、これら複数のチャンネル n 送波記憶回路 33 - 0 ~ 33 - n にそれぞれ記憶されている複数の直接受信信号に基づいて、相関処理に用いる参照信号を生成する回路である。

10

【0042】

より具体的には、参照信号生成回路 34 は、例えば、複数 n の第 1 圧電素子 2211 - 0 ~ 2211 - n によってそれぞれ送信され被検体内へ送信される前の複数 n の第 1 超音波信号をそれぞれ受信することによって得られた複数 n の直接受信信号を平均し、この平均値を参照信号とすることによって参照信号を生成する。平均値は、各直接受信信号を時間的に揃えて同期させて加算し、この加算値を直接受信信号の個数で除算することによって算出される。このように構成することによって、複数の第 1 圧電素子 2211 において、例えば製造過程や経年劣化等によってその特性に素子ばらつきがあったとしても、前記素子ばらつきが緩和され、より適切な参照信号が得られる。なお、平均値は、複数 n の直接受信信号の全てに対して平均を求めることによって得られた値であってもよく、また、複数の直接受信信号のうちの一部の直接受信信号に対する平均を求めることによって得られた値であってもよい。あるいは、時間同期させて各直接受信信号の偏差値が算出され、異常値を除外すべく、前記平均値の算出の際に、最も大きい偏差値の直接受信信号および最も小さい偏差値の直接受信信号を除外して残余の直接受信信号の平均値が算出されてもよい。

20

【0043】

また例えば、参照信号生成回路 34 は、複数 n の第 1 圧電素子 2211 - 0 ~ 2211 - n によってそれぞれ送信され被検体内へ送信される前の複数 n の第 1 超音波信号をそれぞれ受信することによって得られた複数 n の直接受信信号における各波形を相互に比較し、互いに略一致する波形の個数が最も多い波形の直接受信信号を参照信号とすることによって参照信号を生成する。この各波形の相互比較は、例えば、時間同期させた上で各波形間の相関値を求める相関演算が用いられ、この求めた相関値に基づいて略一致するか否かを判断することができる。このように構成することによっても、複数の第 1 圧電素子 2211 において、例えば製造過程や経年劣化等によってその特性に素子ばらつきがあったとしても、前記素子ばらつきが緩和され、より適切な参照信号が得られる。

30

【0044】

参照信号記憶回路 35 は、参照信号生成回路 34 に接続され、参照信号生成回路 34 によって生成された参照信号を記憶する回路である。この参照信号記憶回路 35 に記憶された参照信号は、相関部 40 によって読み込まれ、相関部 40 の相関処理に用いられる。

40

【0045】

このような構成の超音波診断装置 S では、診断の際に、例えば、操作入力部 11 から診断開始の指示が入力されると、制御部 16 の制御によって送信部 12 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 1 圧電部 221 へ供給され、第 1 圧電部 221 では、当該第 1 圧電部 221 における複数の第 1 圧電素子 2211 - 0 ~ 2211 - n へ所定の遅延時間でそれぞれ供給される。第 1 圧電素子 2211 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

50

って、第1圧電素子2211は、第1超音波信号を放射する。第1圧電素子2211から音響制動部材21方向へ放射された第1超音波信号は、音響制動部材21によって吸収される。また、第1圧電素子2211から音響整合層23方向へ放射された第1超音波信号は、音響整合層23および音響レンズ24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。

【0046】

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。

【0047】

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24および音響整合層23を介して第2圧電部223の第2圧電素子2231で受信される。すなわち、この超音波は、第2圧電素子2231で受信され、第2圧電素子2231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。

【0048】

そして、第2圧電部223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16で制御される受信部13で受信される。受信部13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14の関連部40へ出力する。そして、関連部40で受信部13の出力と参照信号記憶回路35に記憶されている参照信号(テンプレート)との関連処理を行うことによって第2超音波信号が検出される。

【0049】

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1圧電部221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2圧電部223で受信される。

【0050】

そして、画像処理部14は、制御部16の制御によって、受信部13で受信され関連部40で関連処理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し、表示部15は、制御部16の制御によって、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。

【0051】

このような診断に先だって次の動作によって参照信号の生成が行われる。なお、この参照信号の生成は、診断ごとに、あるいは所定期間ごとにまたは所定診断回数ごとに、あるいは診断中に複数の超音波画像を生成する場合にはその間に、適宜に実行されてよい。

【0052】

まず、送信部12で順次に生成された送信信号がケーブル3を介して超音波探触子2の第1圧電部221における複数 n の第1圧電素子2211-0~2211-nに順次に供給され、複数 n の第1圧電素子2211-0~2211-nは、この送信信号によって順次に第1超音波信号を放射する。この順次に放射された第1超音波信号は、被検体内へ送信される前に、複数 n の第1圧電素子2211-0~2211-nにそれぞれ対応する複数 n の第2圧電素子2231-0~2231-nによって順次に受信され、直接受信信号として順次に取り出される。複数 n の第2圧電素子2231-0~2231-nは、この順次に取り出した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13における参照信号生成部30へ順次に出力する。参照信号生成部30では、スイッチ回路31は、送信部12で順次に生成される送信信号に同期して出力端子Taと各入力端子Tb-0~Tb-nとの接続を順次に切り替え、複数 n の第2圧電素子2231-0~

10

20

30

40

50

2 2 3 - 1 - nによって順次に生成された複数nの直接受信信号を出力端子T aから順次に出力する。このスイッチ回路3 1から順次に出力される複数nの直接受信信号は、アナログ-デジタル変換回路3 2を介して複数nのチャンネルn送波記憶回路3 3 - 0 ~ 3 3 - nに順次に記憶される。

【0053】

すなわち、送信部1 2によって、まず、チャンネル0の送信信号が生成され、このチャンネル0の送信信号がケーブル3を介してチャンネル0の第1圧電素子2 2 1 1 - 0に供給される。これに同期してスイッチ回路3 1では、出力端子T aがチャンネル0の入力端子T b - 0に接続される。このチャンネル0の送信信号の供給を受けたチャンネル0の第1圧電素子2 2 1 1 - 0によってチャンネル0の第1超音波信号が生じ、これが被検体内へ送信される前にチャンネル0の第2圧電素子2 2 3 1 - 0によって受信され、チャンネル0の直接受信信号が得られる。このチャンネル0の直接受信信号がケーブル3、スイッチ回路3 1およびアナログ-デジタル変換回路3 2を介してチャンネル0送波記憶回路3 3 - 0へ出力され、チャンネル0送波記憶回路3 3 - 0に記憶される。このようなチャンネル0の処理が終了すると、次のチャンネル1の処理を行うべく、チャンネル0と同様に、まず、送信部1 2によって、チャンネル1の送信信号が生成され、このチャンネル1の送信信号がケーブル3を介してチャンネル1の第1圧電素子2 2 1 1 - 0に供給される。これに同期してスイッチ回路3 1では、出力端子T aがチャンネル1の入力端子T b - 1に接続される。このチャンネル1の送信信号の供給を受けたチャンネル1の第1圧電素子2 2 1 1 - 1によってチャンネル1の第1超音波信号が生じ、これが被検体内へ送信される前にチャンネル1の第2圧電素子2 2 3 1 - 1によって受信され、チャンネル1の直接受信信号が得られる。このチャンネル1の直接受信信号がケーブル3、スイッチ回路3 1およびアナログ-デジタル変換回路3 2を介してチャンネル1送波記憶回路3 3 - 1へ出力され、チャンネル1送波記憶回路3 3 - 0に記憶される。このようなチャンネル1の処理が終了すると、次のチャンネル2の処理が同様に行われ、そして、このような処理がチャンネルnまで実行される。

【0054】

このような動作によって、複数nの第1圧電素子2 2 1 1 - 0 ~ 2 2 1 1 - nによって順次に生成された複数nの第1超音波信号が被検体内へ送信される前に複数nの第2圧電素子2 2 3 1 - 0 ~ 2 2 1 3 - nによって順次に受信され、この受信によって順次に得られた複数nの直接受信信号が参照信号生成部3 0へ順次に出力され、第1超音波信号を生じさせるための送信信号の生成に同期してスイッチ回路3 1における出力端子T aと各入力端子T b - 0 ~ T b - nとの接続を順次に切り替えることで、前記複数nの直接受信信号がチャンネル番号に応じて複数nのチャンネルn送波記憶回路3 3 - 0 ~ 3 3 - nに順次に記憶される。

【0055】

各チャンネルの直接受信信号が得られると、参照信号生成回路3 4は、これら複数nのチャンネルn送波記憶回路3 3 - 0 ~ 3 3 - nにそれぞれ記憶されている複数nの直接受信信号に基づいて参照信号を生成する。上述したように、例えば、複数nの直接受信信号が平均され、参照信号が生成される。また例えば、複数nの直接受信信号における各波形が相互に比較され、最も高い出現率の波形の直接受信信号を検出することによって参照信号が生成される。この生成した参照信号は、参照信号生成回路3 4から参照信号記憶回路3 5へ出力され、参照信号記憶回路3 5に記憶される。この参照信号記憶回路3 5に記憶された参照信号は、関連部4 0によって読み込まれ、受信部1 3の出力を関連処理するマッチドフィルタにそのテンプレートとして用いられる。

【0056】

このように動作するので、本実施形態における超音波診断装置Sでは、被検体内へ送信される前の第1超音波信号を受信することによって得られた直接受信信号に基づいて参照信号(テンプレート)が生成される。このため、より適切な参照信号が得られる。この結果、関連処理を行わない場合と比較したS/N比の向上が望め、また、アーチフェクトの

10

20

30

40

50

発生がより低減される。

【0057】

図5は、送信信号に周期2.5MHzのBarker code 13_length PSKを用いた場合の実験結果を示す図である。図5(A)は、マッチドフィルタに直接受信信号に基づく参照信号を用いた場合における実験結果を示し、図5(B)は、マッチドフィルタに周期2.5MHzのBarker code 13_length PSKを用いた場合における実験結果を示す。図5の横軸は、時間であり、その縦軸は、信号レベルである。図6は、周期2.5MHzのBarker code 13_length PSKを説明するための図である。図6(A)は、周期2.5MHzのBarker code 13_length PSKの波形を示し、図6(B)は、図6(A)に示す波形の送信信号を生成するために用いられる矩形波の波形を示す。図6の横軸は、時間であり、その縦軸は、信号レベルである。図7は、送信信号波形1チャンネルの乱れを示す図である。図7(A)は、2波目の場合を示し、図7(B)は、3波目の場合を示し、図7(C)は、8波目の場合を示し、そして、図7(D)は、9波目の場合を示す。図7の横軸は、時間であり、その縦軸は、信号レベルである。

10

【0058】

第1超音波信号を生成するための送信信号は、任意でよいが、例えば、送信信号に周期2.5MHzのBarker code 13_length PSKを用いた場合について説明する。

【0059】

周期2.5MHzのBarker code 13_length PSKを用いた送信信号は、図6(A)に示す波形となり、このような波形は、ディジタル-アナログ変換回路とリニアアンプ回路とを備えた回路によって生成してもよいが、低コスト化を図るべく、図6(B)に示す波形の矩形波を波形整形回路で正弦波に変換する回路が用いられる。この回路は、例えば、回路ばらつき等によって波形の周期が1チャンネルであっても乱れてしまう。例えば、図7(A)~(D)に示すように、3波目および8波目では、周期が2.5MHzであるが、2波目では周期が2.44MHzで2.5MHzからずれてしまっており、また、9波目では周期が2.22MHzで2.5MHzからずれてしまう。

20

【0060】

このため、送信信号に用いた周期2.5MHzのBarker code 13_length PSKを相関処理のマッチドフィルタに用いた場合では、図5(B)に示すように、信号レベルが最大であるピークPbの近傍にこれと略同じ信号レベルの複数のピークが比較的多く見られる。ピークの包絡線を考えるとピークPbの幅WDbが広がってしまっている。さらに、そのピークPbから若干離れたピークPbの両サイドにも比較的信号レベルが大きい複数のサブピークPsbが生じている。

30

【0061】

一方、被検体内へ送信される前の第1超音波信号を受信することによって得られた直接受信信号に基づく参照信号をマッチドフィルタに用いた場合では、図5(A)に示すように、信号レベルが最大であるピークPaの近傍にはこれと略同じ信号レベルのピークの数が図5(B)に比べて減っている。ピークの包絡線を考えると、ピークPaは、比較的急峻であって、ピークPaの幅WDaは、図5(B)に比べて狭くなっている。そして、そのピークPaから若干離れたピークPbの両サイドに生じている複数のサブピークPsaの信号レベルも小さくなっている。なお、図5(A)と図5(B)との縦軸のスケールは、相違している。

40

【0062】

したがって、直接受信信号に基づいて生成された参照信号(テンプレート)は、より適切な参照信号であり、この結果、S/N比の向上が望め、また、アーチファクトの発生がより低減される。

【0063】

本明細書は、上記のように様々な態様の技術を開示しているが、そのうち主な技術を以

50

下に纏める。

【 0 0 6 4 】

本発明の一態様にかかる超音波診断装置は、被検体内へ第 1 超音波信号を送信するための送信部と、超音波による受信信号を受信するための受信部と、前記受信部で受信された、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 超音波信号に基づいて前記被検体内の画像を形成する画像処理部とを備える超音波診断装置であって、前記被検体内へ送信される前の第 1 超音波信号を受信することによって得られた直接受信信号に基づいて、
10 関連処理に用いる参照信号を生成する参照信号生成部と、前記受信部の出力と前記参照信号生成部で予め生成された参照信号との関連処理を行うことによって前記受信部の出力から前記第 2 超音波信号を検出する関連部とを備えることを特徴とする。本発明の一態様にかかる超音波診断装置は、被検体内へ第 1 超音波信号を送信するための送信部と、超音波による受信信号を受信するための受信部と、前記被検体内へ送信される前の第 1 超音波信号を受信することによって得られた直接受信信号に基づいて、
20 関連処理に用いる参照信号を生成する参照信号生成部と、前記受信部の出力と前記参照信号生成部で予め生成された参照信号との関連処理を行うことによって前記受信部の出力から前記第 2 超音波信号を検出する関連部と、前記関連部で検出された第 2 超音波信号に基づいて前記被検体内の画像を形成する画像処理部とを備えるものである。

【 0 0 6 5 】

このような構成の超音波診断装置では、被検体内へ送信される前の第 1 超音波信号を受信することによって得られた直接受信信号に基づいて、
20 関連処理に用いる参照信号が生成される。このため、このような構成の超音波診断装置は、より適切な参照信号が得られ、この結果、関連処理を行わない場合と比較した S / N 比の向上が望め、また、アーチフェクトの発生がより低減される。

【 0 0 6 6 】

また、他の一態様では、上述の超音波診断装置において、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 圧電部を備える超音波探触子をさらに備え、前記第 1 超音波信号は、前記第 1 圧電部によって送信され、前記直接受信信号は、前記第 1 圧電部によって送信された前記第 1 超音波信号を前記被検体内へ送信される前に前記第 2 圧電部によって受信
30 することで得られた信号である。

【 0 0 6 7 】

このような構成の超音波診断装置は、第 1 圧電部によって送信された第 1 超音波信号を被検体内へ送信される前に直接的に第 2 圧電部で受信することができ、参照信号を生成するための直接受信信号を得ることが可能となる。

【 0 0 6 8 】

また、他の一態様では、上述の超音波診断装置において、前記第 1 圧電部は、複数の第 1 圧電素子を備え、前記参照信号生成部は、前記複数の第 1 圧電素子によってそれぞれ送信され前記被検体内へ送信される前の複数の第 1 超音波信号をそれぞれ受信することによって得られた複数の直接受信信号を平均し、この平均値を前記参照信号とすることによって前記参照信号を生成するものである。
40

【 0 0 6 9 】

このような構成の超音波診断装置では、第 1 圧電部が複数の第 1 圧電素子を備えて構成される場合に、各第 1 圧電素子によってそれぞれ送信された複数の第 1 超音波信号をそれぞれ受信することによって複数の直接受信信号が得られ、その平均値が参照信号とされる。このため、このような構成の超音波診断装置は、複数の第 1 圧電素子において、例えば製造過程や経年劣化等によってその特性に素子ばらつきがあったとしても、前記素子ばらつきが緩和され、より適切な参照信号を得ることができる。

【 0 0 7 0 】

また、他の一態様では、上述の超音波診断装置において、前記第 1 圧電部は、複数の第 1 圧電素子を備え、前記参照信号生成部は、前記複数の第 1 圧電素子によってそれぞれ送
50

信され前記被検体内へ送信される前の複数の第 1 超音波信号をそれぞれ受信することによって得られた複数の直接受信信号における各波形を相互に比較し、互いに略一致する波形の個数が最も多い波形の直接受信信号を前記参照信号とすることによって前記参照信号を生成するものである。

【 0 0 7 1 】

このような構成の超音波診断装置では、第 1 圧電部が複数の第 1 圧電素子を備えて構成される場合に、各第 1 圧電素子によってそれぞれ送信された複数の第 1 超音波信号をそれぞれ受信することによって複数の直接受信信号が得られ、これら複数の直接受信信号のうちの最も多い波形形状（中央値の波形形状）の直接受信信号が参照信号とされる。このため、このような構成の超音波診断装置は、複数の第 1 圧電素子において、例えば製造過程や経年劣化等によってその特性に素子ばらつきがあったとしても、前記素子ばらつきが緩和され、より適切な参照信号を得ることができる。

10

【 0 0 7 2 】

また、他の一態様では、これら上述の超音波診断装置において、前記第 2 圧電部は、前記第 1 圧電部に近接して配置されている。

【 0 0 7 3 】

このような構成の超音波診断装置では、第 2 圧電部が第 1 圧電部に近接して配置されている。このため、このような構成の超音波診断装置は、被検体内へ送信される前の第 1 超音波信号をより直接的に受信することができ、例えば外乱ノイズ等をより低減した直接受信信号を得ることができる。したがって、より適切な参照信号が得られる。

20

【 0 0 7 4 】

また、他の一態様では、上述の超音波診断装置において、前記第 2 圧電部は、前記第 1 および第 2 超音波信号の送受信面と前記第 1 圧電部との間に配置されている。

【 0 0 7 5 】

このような構成の超音波診断装置では、第 2 圧電部が第 1 および第 2 超音波信号の送受信面と第 1 圧電部との間に配置されている。このため、このような構成の超音波診断装置は、第 2 圧電部が第 1 圧電部に直接的にあるいは間接的に積層され、被検体内へ送信される前の第 1 超音波信号をさらにより直接的に受信することができ、例えば外乱ノイズ等をさらにより低減した直接受信信号を得ることができる。したがって、さらにより適切な参照信号が得られる。

30

【 0 0 7 6 】

また、他の一態様では、上述の超音波診断装置において、前記第 2 圧電部は、有機圧電材料を備えて構成されるものである。

【 0 0 7 7 】

このような構成の超音波診断装置では、第 2 圧電部が有機圧電材料を備えて構成される。このため、このような構成の超音波診断装置は、比較的広帯域に超音波信号を受信することができる。したがって、このような構成の超音波診断装置は、例えば第 1 超音波信号等の所定の基本波に対する高調波の第 2 超音波信号を受信することが可能となり、例えばいわゆるハーモニックイメージング技術によって超音波画像を形成することが可能となる。

40

【 0 0 7 8 】

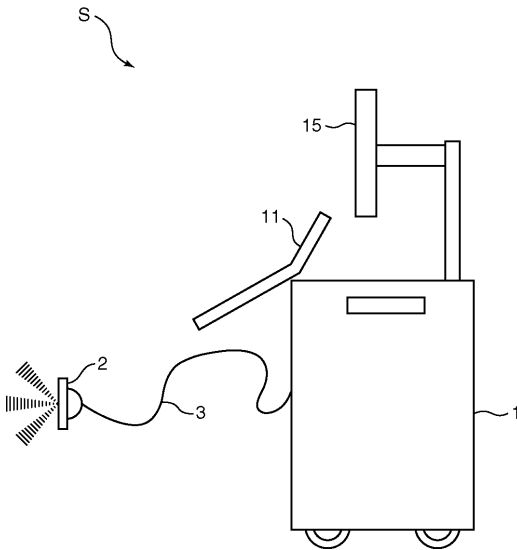
この出願は、2009 年 3 月 17 日に出願された日本国特許出願特願 2009 - 64145 を基礎とするものであり、その内容は、本願に含まれるものである。

【 0 0 7 9 】

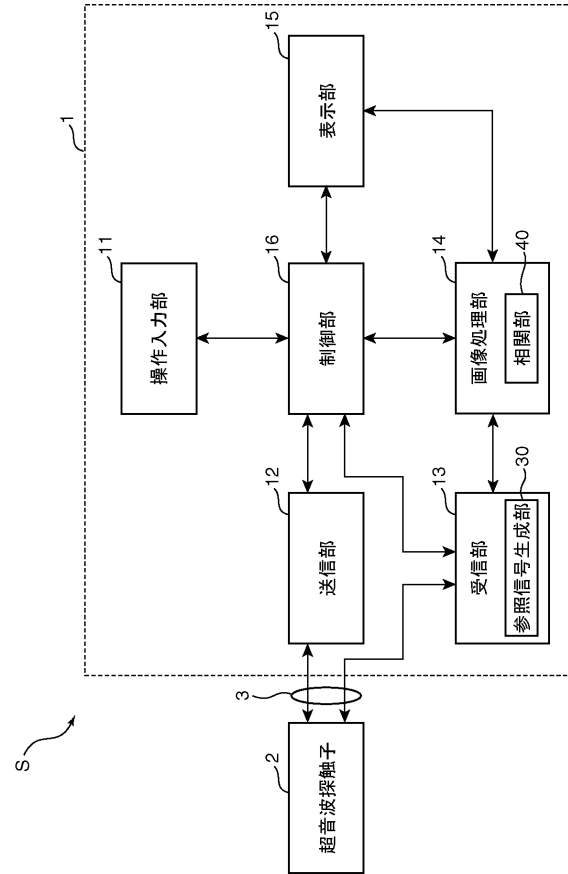
本発明を表現するために、上述において図面を参照しながら実施形態を通して本発明を適切且十分に説明したが、当業者であれば上述の実施形態を変更および／または改良することは容易に為し得ることであると認識すべきである。したがって、当業者が実施する変更形態または改良形態が、請求の範囲に記載された請求項の権利範囲を離脱するレベルのものでない限り、当該変更形態または当該改良形態は、当該請求項の権利範囲に包括されると解釈される。

50

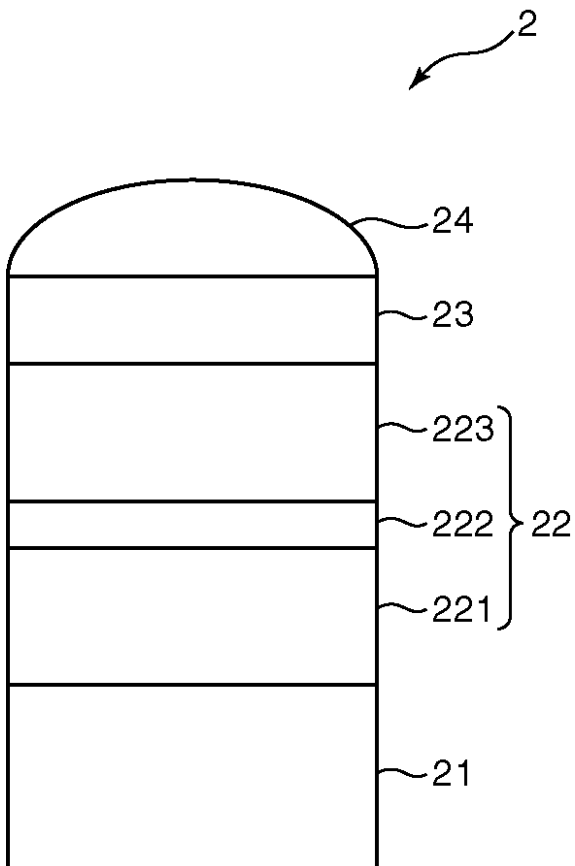
【図 1】



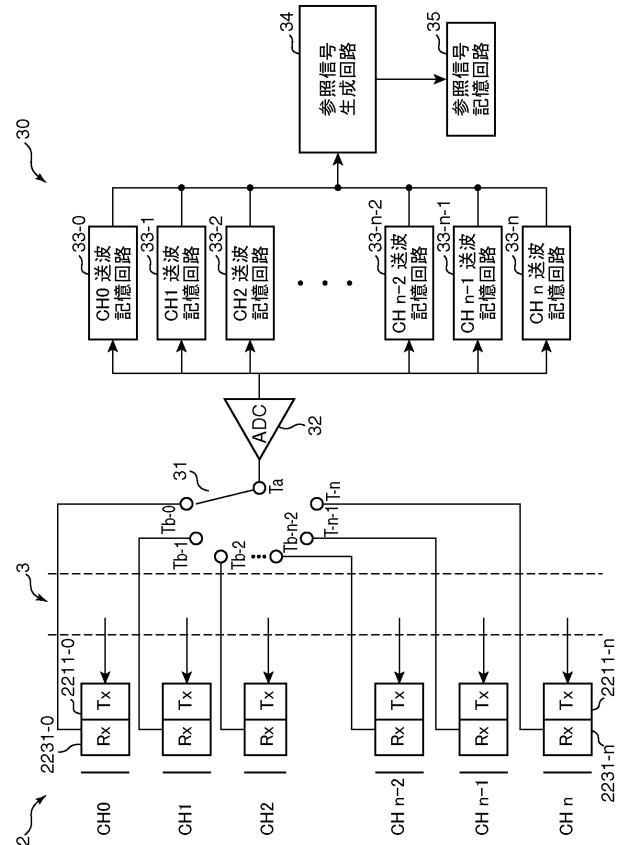
【図 2】



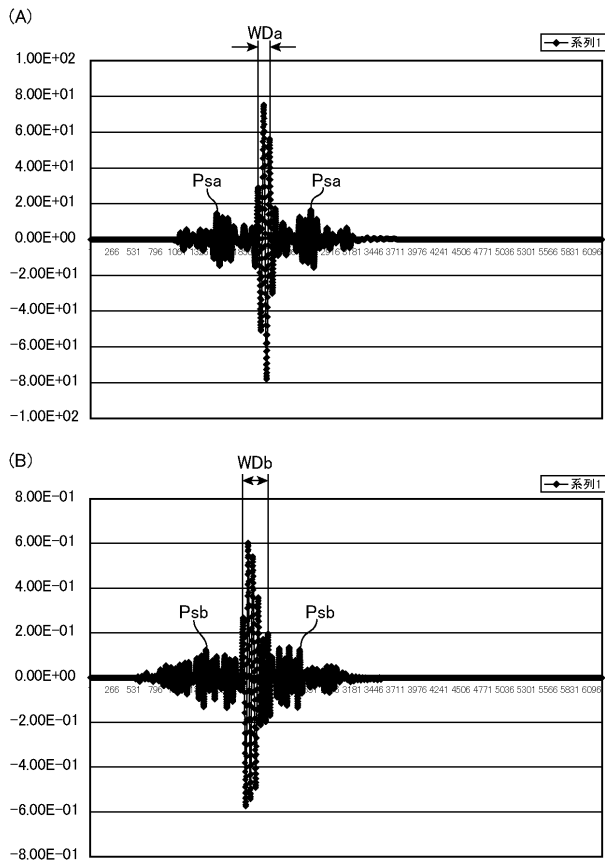
【図 3】



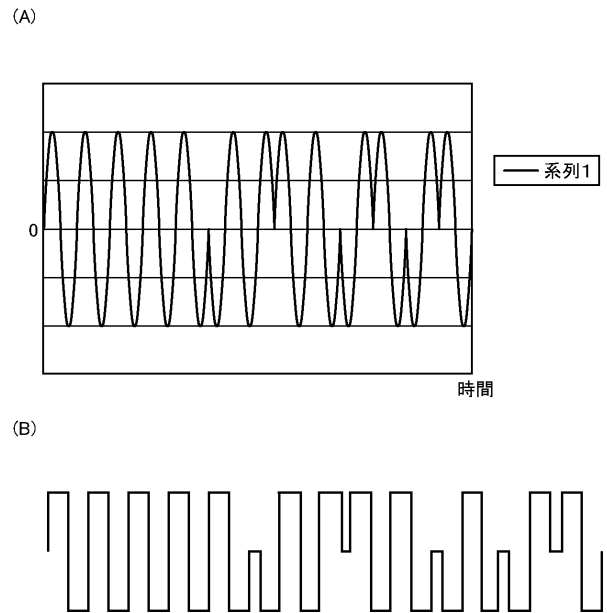
【図 4】



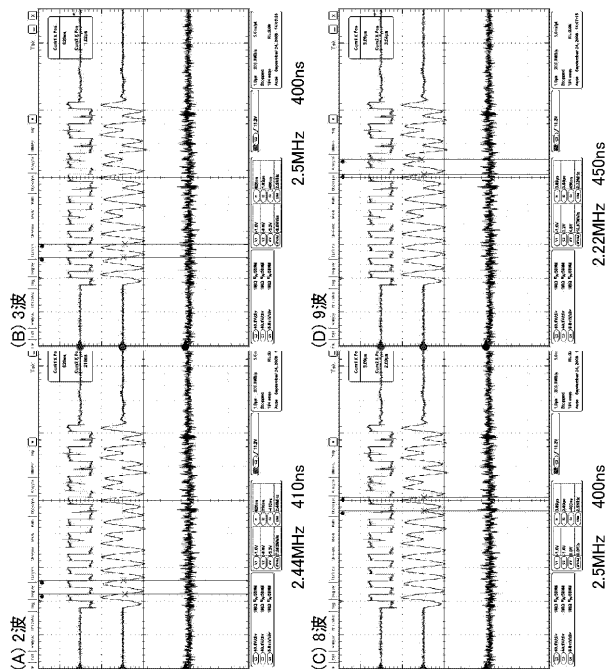
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/001087

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-217943 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 24 August 2006 (24.08.2006), paragraphs [0028], [0029]; fig. 4 (Family: none)	1-7
A	JP 2001-258879 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 25 September 2001 (25.09.2001), paragraphs [0021], [0022]; fig. 1 & US 2002/0007118 A1	1-7
A	JP 2005-221321 A (Hajime HATANO, JFE Steel Corp.), 18 August 2005 (18.08.2005), abstract; paragraph [0085]; fig. 1 (Family: none)	1-7

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
29 March, 2010 (29.03.10)Date of mailing of the international search report
06 April, 2010 (06.04.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/001087

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-220652 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp., Toshiba Medical Systems Engineering Co., Ltd.), 25 September 2008 (25.09.2008), abstract; fig. 1 (Family: none)	1-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/001087	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2006-217943 A（富士写真フイルム株式会社）2006.08.24, 段落 28, 29、図 4（ファミリーなし）	1-7	
A	JP 2001-258879 A（オリンパス光学工業株式会社）2001.09.25, 段落 21, 22、図 1 & US 2002/0007118 A1	1-7	
A	JP 2005-221321 A（羽田野甫, J F E スチール株式会社）2005.08.18, 要約、段落 85、図 1（ファミリーなし）	1-7	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 29.03.2010		国際調査報告の発送日 06.04.2010	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 右▲高▼孝幸	2Q 4461
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 0 1 0 8 7
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2008-220652 A (株式会社東芝, 東芝メディカルシステムズ株式会社, 東芝医用システムエンジニアリング株式会社) 2008.09.25, 要約、図1 (ファミリーなし)	1-7

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2010106737A1	公开(公告)日	2012-09-20
申请号	JP2011504725	申请日	2010-02-19
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
[标]发明人	加藤美樹		
发明人	加藤 美樹		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4281 A61B8/4405 G01S7/52046 G01S15/8959 G01S15/8977		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB15 4C601/GB19 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/HH09 4C601/HH10 4C601/HH11 4C601/JB41 4C601/JB44 4C601/JB48		
代理人(译)	樱井 智		
优先权	2009064145 2009-03-17 JP		
其他公开文献	JP5472289B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在根据本发明的超声诊断设备S中，参考信号生成单元30基于在相关处理中通过在接收第一超声信号之前将其发送到被检体内而获得的直接接收信号。生成要使用的参考信号。因此，具有这样的构造的超声波诊断装置S能够生成更适当的基准信号。

