

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5917718号
(P5917718)

(45) 発行日 平成28年5月18日(2016.5.18)

(24) 登録日 平成28年4月15日(2016.4.15)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2014-557478 (P2014-557478)	(73) 特許権者	306037311
(86) (22) 出願日	平成26年1月15日 (2014.1.15)		富士フイルム株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/050555		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(87) 国際公開番号	W02014/112517	(74) 代理人	100080159
(87) 国際公開日	平成26年7月24日 (2014.7.24)		弁理士 渡辺 望穂
審査請求日	平成27年4月17日 (2015.4.17)	(74) 代理人	100090217
(31) 優先権主張番号	特願2013-5410 (P2013-5410)		弁理士 三和 晴子
(32) 優先日	平成25年1月16日 (2013.1.16)	(74) 代理人	100152984
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	山本 勝也
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波の送受信を行うことにより得られる受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

超音波の基本波成分を受信するための複数の無機圧電素子と、

超音波の高調波成分を受信するための複数の有機圧電素子と、

前記複数の無機圧電素子と前記複数の有機圧電素子に接続され、前記複数の無機圧電素子と前記複数の有機圧電素子から順次得られるそれぞれの受信信号に基づいて基本波成分データと高調波成分データをそれぞれ生成し、フレーム毎に生成された前記基本波成分データと前記高調波成分データに対し他のフレームの基本波成分データと高調波成分データを用いてそれぞれフレーム相関処理を施して基本波成分の相関処理画像と高調波成分の相関処理画像を生成し、前記基本波成分の相関処理画像と前記高調波成分の相関処理画像を互いに加算することにより、基本波成分と高調波成分を複合した超音波画像を生成する画像生成部と

を備え、

前記画像生成部は、前記基本波成分データのフレーム相関処理における前記他のフレームの基本波成分データの重みよりも、前記高調波成分データのフレーム相関処理における前記他のフレームの高調波成分データの重みが大きくなるように、それぞれのフレーム相関処理を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記基本波成分データは前記複数の無機圧電素子からの受信信号に基づいてフレーム毎に生成された基本波成分の画像データであり、前記高調波成分データは前記複数の有機圧電素子からの受信信号に基づいてフレーム毎に生成された高調波成分の画像データであり、

前記画像生成部は、前記基本波成分の画像データと前記高調波成分の画像データにそれぞれフレーム相関処理を施すことにより、前記基本波成分の相関処理画像と前記高調波成分の相関処理画像を生成する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像生成部は、前記高調波成分の相関処理画像に含まれるノイズの強度が前記基本波成分の相関処理画像に含まれるノイズの強度とほぼ同等になるように、前記基本波成分データと前記高調波成分データのフレーム相関処理をそれぞれ行う請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 4】

前記画像生成部は、前記基本波成分データのフレーム相関処理で用いられる前記他のフレームの基本波成分データのフレーム数に対して、前記高調波成分データのフレーム相関処理で用いられる前記他のフレームの高調波成分のフレーム数を多くする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像生成部は、前記基本波成分データのフレーム相関処理で用いられる前記他のフレームの基本波成分データの相関係数に対して、前記高調波成分データのフレーム相関処理で用いられる前記他のフレームの高調波成分データの相関係数の値を高く設定する請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

前記複数の無機圧電素子の上に配置された第 1 の音響整合層と、前記第 1 の音響整合層の上に配置された第 2 の音響整合層とをさらに備え、

前記第 2 の音響整合層は、前記複数の有機圧電素子を構成する上側有機層と、前記上側有機層と併せて前記複数の無機圧電素子に対する音響整合を行うための下側有機層とから構成される請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記複数の有機圧電素子は、

シート状の前記上側有機層と、

前記上側有機層の表面上にわたって延在する接地電極層と、

前記下側有機層に対向する前記上側有機層の裏面上に配列された複数の信号電極層とを有し、

30

前記複数の信号電極層から前記複数の無機圧電素子までの各層を複数の断片に分離するように、積層方向に向かってそれぞれ同じピッチで平行に延びる複数の分離部をさらに備えることにより、前記複数の有機圧電素子と前記複数の無機圧電素子が互いに同じピッチで配列される請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

この発明は、超音波診断装置に係り、特に、複数の無機圧電素子と複数の有機圧電素子を用いて超音波の送受信を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、超音波探触子から被検体内に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーを超音波探触子で受信して、その受信信号を電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

【0003】

50

近年、より正確な診断を行うために、被検体の非線形性により超音波波形が歪むことで発生する高調波成分を受信して映像化するハーモニックイメージングが試みられている。例えば、特許文献１の超音波診断装置では、超音波探触子から得られた受信信号と、アナログ遅延回路を用いて受信信号の位相を遅延させた遅延信号とを加算することにより、受信信号から基本波成分を除去して高調波成分を抽出することが提案されている。抽出された高調波成分により、被検体内を精細に反映した超音波画像を生成することができる。

また、ハーモニックイメージングに適した超音波探触子として、例えば、特許文献２に開示されているように、無機圧電素子と有機圧電素子とを積層形成したものが提案されている。この有機圧電素子に用いられる有機圧電体は超音波の高調波成分に対して高感度に応答するもので、超音波探触子の無機圧電素子から高出力の超音波ビームを送信して、有機圧電素子により高調波成分を受信することができる。さらに、無機圧電体素子によりＳ／Ｎ比が良好な基本波成分を受信することもできる。このようにして、無機圧電素子と有機圧電素子からそれぞれ性質の異なる受信信号が得られ、無機圧電素子からの受信信号に基づいて生成されたＳ／Ｎ比が良好な超音波画像に、有機圧電素子からの受信信号に基づいて生成された高精細な超音波画像を付加することにより、診断に適した超音波画像を生成することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】特開２０１０－２０１１２０号公報

【特許文献２】国際公開第２００８／０１０５０９号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

しかしながら、有機圧電素子の有機圧電体は、無機圧電素子の無機圧電体と比べて小さな電気容量を有する。一般的に、受信信号に含まれるノイズのうち圧電素子に起因するノイズの強度Ｎは、下記式（１）で表され、圧電体の電気容量Ｃが小さいほど大きくなるものである。ここで、 k はボルツマン定数、 T は温度（ K ）をそれぞれ示している。

【０００６】

【数１】

$$N = \sqrt{k \cdot T / C} \quad \dots (1)$$

【０００７】

すなわち、有機圧電素子から出力される受信信号には、無機圧電素子から出力される受信信号に比べて、強度の強いノイズが多く含まれており、この受信信号に基づいて生成される超音波画像にも強度の強いノイズが多く含まれることになる。このため、無機圧電素子からの受信信号に基づいて生成された超音波画像はＳ／Ｎ比が良好であるにもかかわらず、有機圧電素子からの受信信号に基づいて生成された超音波画像が付加されることにより、強度の強いノイズが反映され、超音波画像の画質が無用に劣化されてしまうといった問題があった。

【０００８】

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、複数の無機圧電素子からの受信信号により生成された超音波画像に、複数の有機圧電素子からの受信信号により生成された超音波画像を付加する際に、超音波画像の画質が劣化するのを抑制することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

この発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受信を行うことにより得られる受信信号

10

20

30

40

50

に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、超音波の基本波成分を受信するための複数の無機圧電素子と、超音波の高調波成分を受信するための複数の有機圧電素子と、複数の無機圧電素子と複数の有機圧電素子に接続され、複数の無機圧電素子と複数の有機圧電素子から順次得られるそれぞれの受信信号に基づいて基本波成分データと高調波成分データをそれぞれ生成し、フレーム毎に生成された基本波成分データと高調波成分データに対し他のフレームの基本波成分データと高調波成分データを用いてそれぞれフレーム相関処理を施して基本波成分の相関処理画像と高調波成分の相関処理画像を生成し、基本波成分の相関処理画像と高調波成分の相関処理画像を互いに加算することにより、基本波成分と高調波成分を複合した超音波画像を生成する画像生成部とを備え、画像生成部は、基本波成分データのフレーム相関処理における他のフレームの基本波成分データの重みよりも、高調波成分データのフレーム相関処理における他のフレームの高調波成分データの重みが大きくなるように、それぞれのフレーム相関処理を行うものである。

10

【 0 0 1 0 】

ここで、基本波成分データは複数の無機圧電素子からの受信信号に基づいてフレーム毎に生成された基本波成分の画像データであり、高調波成分データは複数の有機圧電素子からの受信信号に基づいてフレーム毎に生成された高調波成分の画像データであり、画像生成部は、基本波成分の画像データと高調波成分の画像データにそれぞれフレーム相関処理を施すことにより、基本波成分の相関処理画像と高調波成分の相関処理画像を生成するのが好ましい。

【 0 0 1 1 】

20

また、画像生成部は、高調波成分の相関処理画像に含まれるノイズの強度が基本波成分の相関処理画像に含まれるノイズの強度とほぼ同等になるように、基本波成分データと高調波成分データのフレーム相関処理をそれぞれ行うのが好ましい。

【 0 0 1 2 】

また、画像生成部は、基本波成分データのフレーム相関処理で用いられる他のフレームの基本波成分データのフレーム数に対して、高調波成分データのフレーム相関処理で用いられる他のフレームの高調波成分のフレーム数を多くすることができる。

また、画像生成部は、基本波成分データのフレーム相関処理で用いられる他のフレームの基本波成分データの相関係数に対して、高調波成分データのフレーム相関処理で用いられる他のフレームの高調波成分データの相関係数の値を高く設定することもできる。

30

【 0 0 1 3 】

また、複数の無機圧電素子の上に配置された第1の音響整合層と、第1の音響整合層の上に配置された第2の音響整合層とをさらに備え、第2の音響整合層は、複数の有機圧電素子を構成する上側有機層と、上側有機層と併せて複数の無機圧電素子に対する音響整合を行うための下側有機層とから構成することができる。

また、複数の有機圧電素子は、シート状の上側有機層と、上側有機層の表面上にわたって延在する接地電極層と、下側有機層に対向する上側有機層の裏面上に配列された複数の信号電極層とを有し、複数の信号電極層から複数の無機圧電素子までの各層を複数の断片に分離するように、積層方向に向かってそれぞれ同じピッチで平行に延びる複数の分離部をさらに備えることにより、複数の有機圧電素子と複数の無機圧電素子が互いに同じピッチで配列されるのが好ましい。

40

【 発明の効果 】**【 0 0 1 4 】**

この発明によれば、高調波成分の相関処理画像に含まれるノイズの強度が基本波成分の相関処理画像に含まれるノイズの強度に近づくように、基本波成分データのフレーム相関処理に対して、高調波成分データのフレーム相関処理を高度に行うので、複数の無機圧電素子からの受信信号により生成された超音波画像に、複数の有機圧電素子からの受信信号により生成された超音波画像を付加する際に、超音波画像の画質が劣化するのを抑制することが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

50

【 0 0 1 5 】

【図 1】この発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】無機圧電素子と有機圧電素子でそれぞれ得られる受信信号とノイズの強度分布を示すグラフである。

【図 3】基本波成分の画像データと高調波成分の画像データにそれぞれ施されるフレーム相関処理を示す図である。

【図 4】実施の形態 2 に係る超音波診断装置で用いられた積層型アレイトランスデューサの構成を示す斜視図である。

【図 5】実施の形態 2 に係る超音波診断装置で用いられた積層型アレイトランスデューサの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 1 6 】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

実施の形態 1

図 1 に、実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、超音波探触子 1 と、この超音波探触子 1 に接続された診断装置本体 2 とを備えている。

超音波探触子 1 は、積層型アレイトランスデューサ 3 を有している。この積層型アレイトランスデューサ 3 は、アレイ状に配列された複数の無機圧電素子 4 と、これら複数の無機圧電素子 4 に積層形成されると共にアレイ状に配列された複数の有機圧電素子 5 を有しており、各有機圧電素子 5 にそれぞれ対応するプリアンプ 6 が接続されている。

そして、複数の無機圧電素子 4 に送信回路 7 および受信回路 8 がそれぞれ接続されると共に、複数の有機圧電素子 5 に接続された複数のプリアンプ 6 に受信回路 8 が接続されている。さらに、送信回路 7 および受信回路 8 に探触子制御部 9 が接続されている。

【 0 0 1 7 】

診断装置本体 2 は、超音波探触子 1 の受信回路 8 に接続された信号処理部 11 を有し、この信号処理部 11 に D S C (Digital Scan Converter) 12、画像処理部 13、表示制御部 14 および表示部 15 が順次接続されている。画像処理部 13 には、画像メモリ 16 が接続され、信号処理部 11、D S C 12、画像処理部 13 および画像メモリ 16 により画像生成部 17 が形成されている。また、診断装置本体 2 は、超音波探触子 1 の受信回路 8 に接続されたメモリ 18 を有し、このメモリ 18 が信号処理部 11 に接続されると共に、信号処理部 11、D S C 12、表示制御部 14 およびメモリ 18 に本体制御部 19 が接続されている。

さらに、本体制御部 19 に、操作部 20 と格納部 10 がそれぞれ接続されている。

また、超音波探触子 1 の探触子制御部 9 と診断装置本体 2 の本体制御部 19 が互いに接続されている。

【 0 0 1 8 】

積層型アレイトランスデューサ 3 の複数の無機圧電素子 4 は、送受信兼用の素子として使用することができ、それぞれ送信回路 7 から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に、被検体による超音波エコーを受信することで得られた受信信号を受信回路 8 に出力する。一方、積層型アレイトランスデューサ 3 の複数の有機圧電素子 5 は、受信専用の素子として使用され、それぞれ被検体による超音波エコーを受信することで得られた受信信号を、プリアンプ 6 を介して受信回路 8 に出力する。

【 0 0 1 9 】

それぞれの無機圧電素子 4 は、チタン酸ジルコン酸鉛 (P Z T) に代表される圧電セラミックスまたはマグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体 (P M N - P T) に代表される圧電単結晶からなる無機圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

一方、それぞれの有機圧電素子 5 は、ポリフッ化ビニリデン (P V D F) またはポリフッ化ビニリデン三フッ化エチレン共重合体等の高分子圧電素子からなる有機圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

【 0 0 2 0 】

複数の無機圧電素子 4 の電極間に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、それぞれの無機圧電体が伸縮してパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。

また、積層型アレイトランスデューサ 3 に超音波エコーが入射すると、それぞれの無機圧電素子 4 の無機圧電体が超音波の基本波成分に応答して伸縮し、電気信号が発生して受信信号として出力される。さらに、それぞれの有機圧電素子 5 の有機圧電体が超音波の高調波成分に高感度に応答して伸縮し、電気信号が発生して受信信号として出力される。有機圧電素子 5 から出力された受信信号は、対応するプリアンプ 6 で増幅された後、受信回路 8 に入力される。

【 0 0 2 1 】

10

送信回路 7 は、例えば、複数のパルスを含んでおり、探触子制御部 9 からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、積層型アレイトランスデューサ 3 の複数の無機圧電素子 4 から送信される超音波が超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して各無機圧電素子 4 に供給する。

受信回路 8 は、それぞれの無機圧電素子 4、または、それぞれの有機圧電素子 5 で得られた受信信号を増幅して A / D 変換した後、探触子制御部 9 からの制御信号に応じて選択された受信遅延パターンに基づいて設定される音速または音速の分布に従い、各受信信号にそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、複数の無機圧電素子 4 と複数の有機圧電素子 5 でそれぞれ受信した超音波エコーの焦点が絞り込まれたサンプルデータ（音線信号）がそれぞれ生成される。このサンプルデータは、複数の無機圧電素子 4 および複数の有機圧電素子 5 で順次受信されるそれぞれの超音波エコーに基づいて、フレーム毎に生成されるものである。

20

探触子制御部 9 は、診断装置本体 2 の本体制御部 1 9 から伝送される各種の制御信号に基づいて、超音波探触子 1 の各部の制御を行う。

【 0 0 2 2 】

診断装置本体 2 の信号処理部 1 1 は、超音波探触子 1 の受信回路 8 でフレーム毎に生成されたサンプルデータに対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像データを順次生成する。ここで、B モード画像データは、複数の無機圧電素子 4 からの受信信号に基づいて生成される基本波成分の画像データと、複数の有機圧電素子 5 からの受信信号に基づいて生成される高調波成分の画像データがそれぞれ生成される。

30

D S C 1 2 は、信号処理部 1 1 で生成された基本波成分の B モード画像データと高調波成分の B モード画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データに変換（ラスタ変換）する。

画像処理部 1 3 は、D S C 1 2 から入力される基本波成分の B モード画像データと高調波成分の B モード画像データに階調処理等の各種の必要な画像処理をそれぞれ施した後、フレーム毎に画像メモリ 1 6 に格納する。続いて、画像処理部 1 3 は、画像メモリ 1 6 に格納された基本波成分の B モード画像データと高調波成分の B モード画像データをそれぞれ読み出してフレーム相関処理を施し、フレーム相関処理が施された、基本波成分の B モード画像データに高調波成分の B モード画像データを加算することにより、基本波成分と高調波成分を複合した複合画像データを生成する。

40

【 0 0 2 3 】

表示制御部 1 4 は、画像処理部 1 3 から入力された複合画像データに基づいて、表示部 1 5 に超音波診断画像を表示させる。

表示部 1 5 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 1 4 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

【 0 0 2 4 】

操作部 2 0 は、操作者が入力操作を行うためのもので、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

50

格納部 10 は、動作プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SDカード、CFカード、USBメモリ等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

【0025】

本体制御部 19 は、操作者により操作部 20 から入力された各種の指令信号等に基づいて、診断装置本体 2 内の各部の制御を行うものである。

なお、信号処理部 11、DSC 12、画像処理部 13 および表示制御部 14 は、CPU と、CPU に各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。

【0026】

次に、画像処理部 13 において基本波成分の画像データと高調波成分の画像データに施されるフレーム相関処理について説明する。

複数の無機圧電素子 4 からの受信信号に基づいて生成された基本波成分の超音波画像と、複数の有機圧電素子 5 からの受信信号に基づいて生成された高調波成分の超音波画像は、フレーム相関処理によりそれぞれ S/N 比の向上が図られる。ここで、フレーム相関処理とは、例えば現在の画像フレームと過去の画像フレーム（他のフレーム）との相関に基づいて画像フレームを平均化することにより、フレーム間で不均一に発生するノイズを低減して、S/N 比を向上させた超音波画像（相関処理画像）を生成するものである。例えば、現在の画像フレームと 2 つの過去の画像フレームを用いてフレーム相関処理を行う場合には、 $P = a \times T_n + b \times T_{n-1} + c \times T_{n-2}$ で表すことができる。なお、P は相関処理画像、 T_n は現在の画像フレーム、 T_{n-1} は 1 つ前の画像フレーム、 T_{n-2} は 2 つ前の画像フレームをそれぞれ示している。また、a、b および c はそれぞれ相関係数を示し、 $a + b + c = 1$ で表すことができる。

【0027】

ここで、前述したように、複数の有機圧電素子 5 の電気容量が複数の無機圧電素子 4 の電気容量より小さいため、複数の有機圧電素子 5 から出力される受信信号には、複数の無機圧電素子 4 から出力される受信信号と比べて、強度の強いノイズが多く含まれている。

図 2 に、複数の無機圧電素子 4 から周波数 f_c の超音波ビームを送信して、被検体から得られる超音波エコーを複数の無機圧電素子 4 と複数の有機圧電素子 5 でそれぞれ受信した時の受信信号の一例を示す。図 2 に示すように、複数の無機圧電素子 4 では、基本波成分（周波数： f_c ）を主とした狭帯域の受信信号 S_1 が得られるのに対し、複数の有機圧電素子 5 では、高調波成分（周波数： $2f_c$ 、 $3f_c$ 、 $4f_c$ 、・・・）を含む広帯域の受信信号 S_2 が得られる。そして、複数の無機圧電素子 4 で得られる受信信号 S_1 は、信号強度が強く且つノイズ N_1 の強度が小さいのに対し、複数の有機圧電素子 5 で得られる受信信号 S_2 は、信号強度が弱く且つノイズ N_2 の強度が大きいといった特性を有している。

【0028】

このため、受信信号 S_1 に基づいて生成される基本波成分の超音波画像はノイズの強度が小さいのに対し、受信信号 S_2 に基づいて生成される高調波成分の超音波画像には強度の大きいノイズが含まれることになる。このように、ノイズの強度が異なる基本波成分の超音波画像と高調波成分の超音波画像に対して、上記のフレーム相関処理を同等に施した場合に、それぞれの超音波画像の S/N 比は向上するもののノイズの差が大きく縮まることはなく、生成される基本波成分の相関処理画像と高調波成分の相関処理画像には、依然として互いに異なる強度のノイズが含まれることになる。そして、ノイズの強度が互いに異なる基本波成分の相関処理画像と高調波成分の相関処理画像を加算して、基本波成分と高調波成分を複合した複合画像を生成すると、基本波成分の相関処理画像が有する良好な S/N 比が、高調波成分の相関処理画像に含まれる強度の強いノイズによって低減されてしまう。

【0029】

そこで、画像処理部 13 は、基本波成分の超音波画像と高調波成分の超音波画像に同等

10

20

30

40

50

のフレーム相関処理を施さずに、基本波成分のフレーム相関処理における過去のフレームの重みよりも、高調波成分のフレーム相関処理における過去のフレームの重みが大きくなるように、それぞれのフレーム相関処理を行う。これにより、高調波成分の相関処理画像に含まれるノイズの強度を基本波成分の相関処理画像に含まれるノイズの強度に大きく近づけることができ、ノイズの強度の差を減少させた基本波成分の相関処理画像と高調波成分の相関処理画像を加算することにより、S/N比の低下を抑制した複合画像を生成することができる。

【0030】

次に、この実施の形態1の動作について説明する。

まず、超音波探触子1の送信回路7からの駆動信号に従って、複数の無機圧電素子4から被検体内に超音波ビームが発せられる。この超音波ビームは、被検体内を伝搬するうちに波形が歪み、基本波成分だけでなく、高調波成分を含むことになる。そして、基本波成分を主とした挟帯域の超音波エコーが複数の無機圧電素子4により受信されると共に、高調波成分を含む広帯域の超音波エコーが複数の有機圧電素子5により受信され、複数の無機圧電素子4と複数の有機圧電素子5から受信信号がそれぞれ出力される。ここで、高調波成分を受信した複数の有機圧電素子5からの受信信号には、複数の無機圧電素子4からの受信信号には含まれない精細な情報が含まれる一方、複数の有機圧電素子5の電気容量が小さいために複数の無機圧電素子4からの受信信号と比べて強度の強いノイズが多く含まれることになる。

【0031】

複数の無機圧電素子4から出力された受信信号は受信回路8に入力され、複数の有機圧電素子5から出力された受信信号はプリアンプ6で増幅された後に受信回路8に入力される。それぞれの受信信号は、受信回路8でデジタル処理されると共に受信フォーカス処理が行われてサンプルデータが生成され、このサンプルデータに基づいて、診断装置本体2の画像生成部17で基本波成分の画像データと高調波成分の画像データがそれぞれ生成される。具体的には、基本波成分と高調波成分の各サンプルデータが、画像生成部17の信号処理部11により包絡線検波処理を施された後、DSC12を介して画像処理部13に入力されて、画像処理部13により階調処理等の画像処理が施される。このようにして、生成された基本波成分の画像データと高調波成分の画像データは、画像処理部13により画像メモリ16にフレーム毎に格納される。

続いて、画像処理部13は、画像メモリ16に格納された基本波成分の画像データと高調波成分の画像データをそれぞれ読み出し、現在の画像フレームと、過去の画像フレームとの間でフレーム相関処理を行う。この時、基本波成分のフレーム相関処理における過去の画像フレームの重みよりも、高調波成分のフレーム相関処理における過去の画像フレームの重みが大きくなるように、それぞれのフレーム相関処理が行われる。

【0032】

具体的には、画像生成部13は、基本波成分のフレーム相関処理で用いられる過去のフレームのフレーム数に対して、高調波成分のフレーム相関処理で用いられる過去のフレームのフレーム数を多くすることにより、高調波成分のフレーム相関処理における過去の画像フレームの重みを大きくすることができる。

例えば、図3に示すように、基本波成分の画像データは、現在の画像フレーム $T_{1,n}$ と、これに連続する2つの過去の画像フレーム $T_{1,n-1}$ および $T_{1,n-2}$ との間でフレーム相関処理が行われるのに対し、高調波成分の画像データは、現在の画像フレーム $T_{2,n}$ と、これに連続する3つの過去の画像フレーム $T_{2,n-1}$ 、 $T_{2,n-2}$ および $T_{2,n-3}$ との間でフレーム相関処理を行うことができる。基本波成分のフレーム相関処理は下記式(2)で表すことができ、高調波成分のフレーム相関処理は下記式(3)で表すことができる。ここで、 P_1 は基本波成分の相関処理画像、 P_2 は高調波成分の相関処理画像をそれぞれ示している。また、 a_1 、 b_1 および c_1 はそれぞれ基本波成分の相関係数を示し、例えば $a_1 = 0.70$ 、 $b_1 = 0.20$ 、 $c_1 = 0.10$ とすることができる。また、 a_2 、 b_2 、 c_2 および d_2 はそれぞれ高調波成分の相関係数を示し、 a

10

20

30

40

50

$a_2 = 0.67$ 、 $b_2 = 0.20$ 、 $c_2 = 0.10$ 、 $d_2 = 0.03$ とすることができる。
 $P_1 = a_1 \times T_{1,n} + b_1 \times T_{1,n-1} + c_1 \times T_{1,n-2} \dots (2)$
 $P_2 = a_2 \times T_{2,n} + b_2 \times T_{2,n-1} + c_2 \times T_{2,n-2} + d_2 \times T_{2,n-3} \dots (3)$

【0033】

このようにして、高調波成分のフレーム相関処理における過去の画像フレームの重みを大きくすることにより、高調波成分の相関処理画像 P_2 に含まれるノイズの強度を、基本波成分の相関処理画像 P_1 に含まれるノイズの強度に近づけることができる。また、基本波成分の相関処理画像 P_1 と高調波成分の相関処理画像 P_2 の S/N 比を、フレーム相関処理前の超音波画像に対してそれぞれ向上させることもできる。

10

【0034】

続いて、画像生成部 13 は、基本波成分の相関処理画像 P_1 に高調波成分の相関処理画像 P_2 を加算することにより、基本波成分と高調波成分を複合した複合画像 Q を生成する。

フレーム相関処理により、基本波成分の相関処理画像 P_1 に含まれるノイズと高調波成分の相関処理画像 P_2 に含まれるノイズの差が大きく低減しているため、高調波成分の相関処理画像 P_2 を加算した際に、基本波成分の相関処理画像 P_1 が有する良好な S/N 比が大きく低下することはなく、基本波成分の S/N 比を保ちつつ高精細な高調波成分を複合した複合画像 Q を生成することができる。

【0035】

20

なお、画像生成部 13 は、高調波成分の相関処理画像 P_2 に含まれるノイズの強度が基本波成分の相関処理画像 P_1 に含まれるノイズの強度とほぼ同程度となるように、フレーム相関処理を行うのが好ましい。具体的には、高調波成分の相関処理画像に含まれるノイズの強度と、基本波成分の相関処理画像に含まれるノイズの強度との比が、 $\pm 6 \text{ dB}$ の範囲内になるようにフレーム相関処理を行うのが好ましく、さらには $\pm 3 \text{ dB}$ の範囲内になるようにフレーム相関処理を行うのが好ましい。このように、ノイズの強度をほぼ同程度とすることにより、基本波成分の相関処理画像 P_1 が有する良好な S/N 比を高度に保ちつつ高調波成分の相関処理画像 P_2 を複合した複合画像 Q を生成することができる。

【0036】

また、上記の実施の形態では、基本波成分のフレーム相関処理で用いられる過去のフレームのフレーム数に対して高調波成分のフレーム相関処理で用いられる過去のフレームのフレーム数が多くなるようにそれぞれのフレーム相関処理が実施されたが、基本波成分のフレーム相関処理における過去のフレームの重みよりも高調波成分のフレーム相関処理における過去のフレームの重みを大きくすることができれば、これに限られるものではない。

30

具体的には、基本波成分のフレーム相関処理で用いられる他のフレームの相関係数に対して、高調波成分のフレーム相関処理で用いられる他のフレームの相関係数の値が高くなるように設定することができる。例えば、基本波成分のフレーム相関処理は、 $P_1 = 0.70 \times T_{1,n} + 0.20 \times T_{1,n-1} + 0.10 \times T_{1,n-2}$ に基づいて行われ、高調波成分のフレーム相関処理は、 $P_2 = 0.50 \times T_{2,n} + 0.30 \times T_{2,n-1} + 0.20 \times T_{2,n-2}$ に基づいて行うことができる。

40

【0037】

このように、基本波成分の過去の画像フレーム $T_{1,n-1}$ と $T_{1,n-2}$ に係る相関係数の値に対して、高調波成分の過去の画像フレーム $T_{2,n-1}$ と $T_{2,n-2}$ に係る相関係数の値を高く設定することにより、高調波成分フレーム相関処理における過去の画像フレームの重みを大きくすることができる。このフレーム相関処理は、相関係数の値を変化させて実施されるため、高調波成分のフレーム数を増加させる必要がなく、フレーム相関処理の負荷が増加するのを抑制することができる。

また、上記のフレーム相関処理を組み合わせ、高調波成分のフレーム数を増加させると共に高調波成分の過去の画像フレームにおいて相関係数を増加させることにより、高調

50

波成分のフレーム相関処理における過去の画像フレームの重みを大きくすることもできる。

【 0 0 3 8 】

また、上記の実施の形態では、画像生成部 1 3 において生成された基本波成分の画像データおよび高調波成分の画像データに対してフレーム相関処理が施されたが、受信回路 8 でサンプルデータがフレーム毎に生成された後、すなわち基本波成分データと高調波成分データがフレーム毎に生成された後であれば、どの段階でフレーム相関処理を施してもよい。例えば、画像処理部 1 3 の信号処理部 1 1 や D S C 1 2 など生成された画像データに対してフレーム相関処理を施すことができる。

また、上記の実施の形態では、フレーム相関処理が、連続するフレームの間で実施されたが、超音波画像の S / N 比を向上させることができれば、これに限るものではなく、例えば、1 フレームずつ間隔をおいたフレームの間でフレーム相関処理を行うこともできる。

【 0 0 3 9 】

実施の形態 2

図 1 および図 2 に、実施の形態 2 に係る超音波診断装置で用いられる積層型アレイトランスデューサの構成を示す。

バッキング材 2 1 の表面上に複数の無機圧電素子 2 2 がピッチ P で配列形成されている。複数の無機圧電素子 2 2 は、互いに分離された複数の無機圧電体 2 2 a を有し、それぞれの無機圧電体 2 2 a の一方の面に信号電極層 2 2 b が接合され、他方の面に接地電極層 2 2 c が接合されている。すなわち、それぞれの無機圧電素子 2 2 は、専用の無機圧電体 2 2 a と信号電極層 2 2 b と接地電極層 2 2 c から形成されている。

このような複数の無機圧電素子 2 2 の上に第 1 の音響整合層 2 3 が接合されている。第 1 の音響整合層 2 3 は、複数の断片に分断され、複数の無機圧電素子 2 2 と同じピッチ P で配列されている。

【 0 0 4 0 】

なお、複数の無機圧電素子 2 を構成する各断片は、複数の分離して形成するのが好ましい。例えば、複数の無機圧電体 2 2 a、信号電極層 2 2 b および接地電極層 2 2 c (複数の無機圧電素子 2 2) の各層を構成する各断片、または、複数の無機圧電体 2 2 a、信号電極層 2 2 b、接地電極層 2 2 c および第 1 の音響整合層 2 3 を構成する各断片をさらに複数の断片に分離するように、積層方向に向かって延びるサブダイス形成溝を形成することができる。また、複数の無機圧電体 2 2 a、信号電極層 2 2 b、接地電極層 2 2 c、第 1 の音響整合層 2 3 および下側有機層 2 4 b を構成する各断片をさらに複数の断片に分離するように、積層方向に向かって延びるサブダイス形成溝を形成することもできる。

この時、各無機圧電素子 2 2 に対し 1 本または 2 本のサブダイス形成溝を形成して、2 つまたは 3 つに分割することが好ましい。このように、サブダイス形成溝を形成することにより、複数の無機圧電素子 2 2 の圧電乗数を向上させ、超音波探触子の送受信感度を向上させることができる。

【 0 0 4 1 】

この第 1 の音響整合層 2 3 の上に第 2 の音響整合層 2 4 が接合されている。第 2 の音響整合層 2 4 は、上側有機層 2 4 a と下側有機層 2 4 b の 2 層を有する。

下側有機層 2 4 b は、複数の断片に分断され、複数の無機圧電素子 2 2 と同じピッチ P で第 1 の音響整合層 2 3 の上に配列されている。一方、上側有機層 2 4 a は、シート状の形状を有し、複数の断片に分断されることがなく、下側有機層 2 4 b の全体にわたって延在している。上側有機層 2 4 a の厚さと下側有機層 2 4 b の厚さの和は、複数の無機圧電素子から送信される超音波に対して所望の音響整合が行われるような値に形成される。例えば、上側有機層 2 4 a の厚さと下側有機層 2 4 b の厚さの和が複数の無機圧電素子 2 2 から送信される超音波の基本波 (無機圧電体 2 2 a の最大感度の - 6 d B 帯域の中心周波数) の波長 λ に対して $\lambda / 4$ 共振条件を満たす厚さの近傍となるように形成することにより、上側有機層 2 4 a と下側有機層 2 4 b を併せた第 2 の音響整合層 2 4 が複数の無機圧電

素子 2 2 から送信される超音波に対して優れた音響透過率を有することができる。

【 0 0 4 2 】

さらに、上側有機層 2 4 a は、複数の有機圧電素子 2 5 を構成する。すなわち、上側有機層 2 4 a には、表面上にわたって延在する接地電極層 2 4 c が接合されると共に、下側有機層 2 4 b に対向する裏面上に複数の無機圧電素子 2 2 と同じピッチ P で互いに分離された複数の信号電極層 2 4 d が接合され、これにより上側有機層 2 4 a が複数の有機圧電素子 2 5 の有機圧電体として機能する。このように配列形成されたそれぞれの有機圧電素子 2 5 は、専用の信号電極層 2 4 d と、複数の有機圧電素子 2 5 に共通の上側有機層 2 4 a および接地電極層 2 4 c から構成される。このため、複数の有機圧電素子 2 5 の配列ピッチは、上側有機層 2 4 a の裏面上に接合された複数の信号電極層 2 4 d の配列ピッチのみにより決定され、複数の有機圧電素子 2 5 は複数の無機圧電素子 2 2 と同じピッチ P で配列されることとなる。

10

【 0 0 4 3 】

また、複数の無機圧電素子 2 2、第 1 の音響整合層 2 3、第 2 の音響整合層 2 4 の下側有機層 2 4 b および信号電極層 2 4 d の各層において同じピッチ P で分離された複数の断片は、それぞれの層の間で位置を合わせて積層方向に整列し、それぞれの列の間には充填剤が充填されることにより、複数の無機圧電素子 2 2 から信号電極層 2 4 d までの各層を構成する複数の断片を互いに分離する分離部 2 6 が形成されている。すなわち、分離部 2 6 は、それぞれ信号電極層 2 4 d の表面上からバッキング材 2 1 の表面上まで各層を貫通するように、積層方向に向かってそれぞれ同じピッチ P で平行に延びている。

20

さらに、複数の有機圧電素子 2 5 の上に保護層 2 7 を介して音響レンズ 2 8 が接合されている。

【 0 0 4 4 】

無機圧電素子 2 2 の無機圧電体 2 2 a は、P b 系のペロブスカイト構造酸化物から形成されている。例えば、チタン酸ジルコン酸鉛 ($Pb(Zr, Ti)O_3$) に代表される P b 系の圧電セラミック、または、マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体 ($PMN-PT$) および亜鉛ニオブ酸・チタン酸鉛固溶体 ($PZN-PT$) に代表されるリラクサ系の圧電単結晶から形成することができる。一方、有機圧電素子 2 5 の上側有機層 2 4 a は、フッ化ビニリデン (VDF) 系材料から形成されている。例えば、ポリフッ化ビニリデン (PVDF) またはポリフッ化ビニリデン三フッ化エチレン共重合体 ($P(VDF-TrFE)$) 等の高分子圧電素子から形成することができる。

30

【 0 0 4 5 】

バッキング材 2 1 は、複数の無機圧電素子 2 2 を支持すると共に後方へ放出された超音波を吸収するもので、フェライトゴム等のゴム材から形成することができる。

第 1 の音響整合層 2 3 は、複数の無機圧電素子 2 2 からの超音波ビームを効率よく被検体内に入射させるためのもので、無機圧電素子 2 2 の音響インピーダンスと生体の音響インピーダンスの中間的な値の音響インピーダンスを有する材料から形成される。

第 2 の音響整合層 2 4 は、複数の無機圧電素子 2 2 からの超音波ビームを効率よく被検体内に入射させるためのもので、下側有機層 2 4 b は、上側有機層 2 4 a と同様に、ポリフッ化ビニリデン (PVDF) またはポリフッ化ビニリデン三フッ化エチレン共重合体 ($P(VDF-TrFE)$) 等のフッ化ビニリデン (VDF) 系材料から形成することができる。なお、上側有機層 2 4 a と下側有機層 2 4 b は、互いに同じまたは近い音響インピーダンスを有する材料で形成されるのが好ましく、例えば下側有機層 2 4 b の音響インピーダンスに対して、上側有機層 2 4 a の音響インピーダンスが $\pm 10\%$ の範囲内のものであれば超音波の音響整合に影響を与えずに第 2 の音響整合層 2 4 を構成することができる。

40

【 0 0 4 6 】

分離部 2 6 を形成する充填剤は、隣り合う断片の位置および姿勢を固定するためのもので、例えばエポキシ樹脂などから形成される。

保護層 2 7 は、有機圧電素子 2 5 の接地電極層 2 4 c を保護するもので、例えばポリフ

50

ッ化ビニリデン（P V D F）により形成される。なお、接地電極層 2 4 c の保護に支障がなければ、保護層 2 7 を除いて形成し、複数の有機圧電素子 2 5 の上に音響レンズ 2 8 を直接接合することもできる。

音響レンズ 2 8 は、屈折を利用して超音波ビームを絞り、エレベーション方向の分解能を向上させるもので、シリコンゴム等から形成されている。

【 0 0 4 7 】

次に、この実施の形態 2 の動作について説明する。

動作時には、複数の無機圧電素子 2 2 が超音波の送受信兼用の振動子として、複数の有機圧電素子 2 5 が超音波の受信専用の振動子として使用される。

複数の無機圧電素子 2 2 の信号電極層 2 2 b と接地電極層 2 2 c の間にそれぞれパルス状または連続波の電圧を印加すると、それぞれの無機圧電素子 2 2 の無機圧電体 2 2 a が伸縮してパルス状または連続波の超音波が発生する。これらの超音波は、第 1 の音響整合層 2 3、第 2 の音響整合層 2 4、保護層 2 7 および音響レンズ 2 8 を介して被検体内に入射し、互いに合成され、超音波ビームを形成して被検体内を伝搬する。

【 0 0 4 8 】

続いて、被検体内を伝搬して反射された超音波エコーが、音響レンズ 2 8 および保護層 2 7 を介してそれぞれの有機圧電素子 2 5 に入射されると、上側有機層 2 4 a が超音波の高調波成分に高感度に応答して伸縮し、信号電極層 2 4 d と接地電極層 2 4 c の間に電気信号が発生して、受信信号として出力される。

さらに、有機圧電素子 2 5 を透過した超音波エコーが、第 2 の音響整合層 2 4 および第 1 の音響整合層 2 3 を介してそれぞれの無機圧電素子 2 2 に入射する。これにより、無機圧電体 2 2 a が超音波の基本波成分に応答して伸縮し、信号電極層 2 2 b と接地電極層 2 2 c の間に電気信号を発生する。

【 0 0 4 9 】

このようにして、複数の有機圧電素子 2 5 から出力された受信信号に基づいて、高調波成分の画像データを生成すると共に、複数の無機圧電素子 2 2 から出力された受信信号に基づいて、基本波成分の画像データを生成することができる。そして、基本波成分の画像データと高調波成分の画像データにそれぞれフレーム相関処理を施した後、生成された基本波成分の相関処理画像と高調波成分の相関処理画像を加算することにより、基本波成分と高調波成分を複合した複合画像を生成することができる。

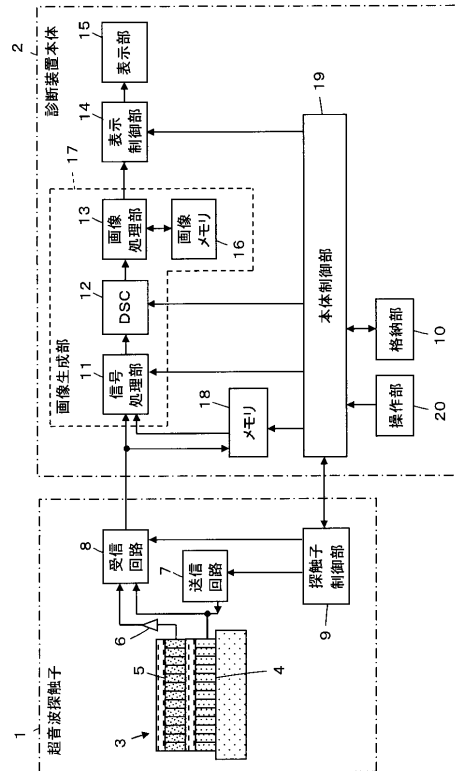
ここで、複数の無機圧電素子 2 2 と複数の有機圧電素子 2 5 は、積層方向に互いに位置合わせして同じピッチ P で配列形成されているため、基本波成分と高調波成分をそれぞれ同じ配列位置で受信することができ、基本波成分と高調波成分を高精度に複合させた複合画像を生成することができる。

【 符号の説明 】

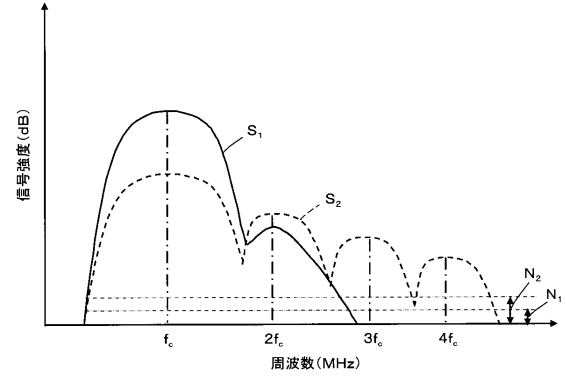
【 0 0 5 0 】

1 超音波探触子、2 診断装置本体、3 積層型アレイトランスデューサ、4 無機圧電素子、5 有機圧電素子、6 プリアンプ、7 送信回路、8 受信回路、9 探触子制御部、10 格納部、11 信号処理部、12 D S C、13 画像処理部、14 表示制御部、15 表示部、16 画像メモリ、17 画像生成部、18 メモリ、19 本体制御部、20 操作部、21 バッキング材、22 無機圧電素子、23 第 1 の音響整合層、24 第 2 の音響整合層、25 有機圧電素子、26 分離部、27 保護層、28 音響レンズ、22 a 無機圧電体、22 b、24 d 信号電極層、22 c、24 c 接地電極層、24 a 上側有機層、24 b 下側有機層、P 配列ピッチ。

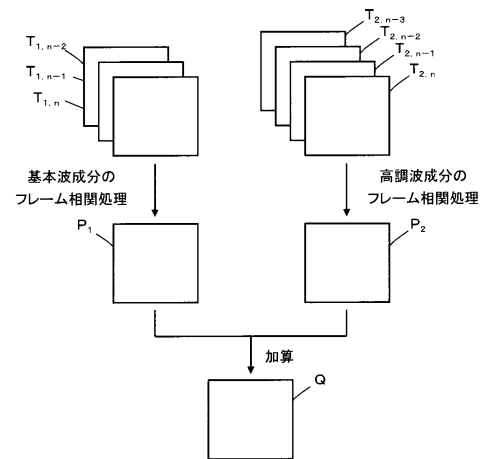
【図 1】



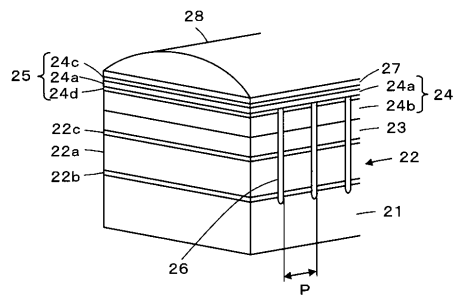
【図 2】



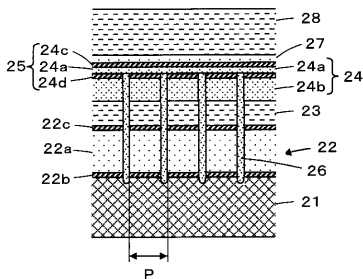
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特開 2 0 0 7 - 2 3 6 7 4 0 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 2 0 5 8 2 8 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 1 9 6 3 0 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 1 4

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5917718B2	公开(公告)日	2016-05-18
申请号	JP2014557478	申请日	2014-01-15
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山本勝也		
发明人	山本 勝也		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B8/145 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/5269 B06B1/0611 G01S7/52038		
FI分类号	A61B8/14		
代理人(译)	伊藤英明		
审查员(译)	宮澤浩		
优先权	2013005410 2013-01-16 JP		
其他公开文献	JPWO2014112517A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 通过使用从多个无机压电元件4获得的基波分量数据和通过使用基波分量数据和其他帧的谐波分量数据从多个有机压电元件5获得的谐波分量数据来执行帧相关处理。然后，通过生成基波分量的相关处理图像P 1 和谐波分量的相关处理图像P 2 ，将基波分量和谐波相加在一起当生成其中波分量被复合的超声图像Q时，基波分量数据的帧相关处理中的另一帧的基波分量数据的权重高于另一帧的基波分量数据的权重。并且执行帧相关处理，使得谐波分量数据的权重变大。	(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第5917718号 (P5917718)
	(45) 発行日 平成28年5月18日 (2016. 5. 18)	(24) 登録日 平成28年4月15日 (2016. 4. 15)	
	(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 1 4	
	(21) 出願番号 特願2014-557478 (P2014-557478)	(73) 特許権者 306037311	
	(86) (22) 出願日 平成26年1月15日 (2014. 1. 15)	(74) 代理人 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目2番30号	
	(86) 国際出願番号 PCT / JP2014 / 050555	(74) 代理人 100080159	
	(87) 国際公開番号 W02014 / 112517	(74) 代理人 弁理士 渡辺 望祐	
	(87) 国際公開日 平成26年7月24日 (2014. 7. 24)	(74) 代理人 100090217	
	審査請求日 平成27年4月17日 (2015. 4. 17)	(74) 代理人 弁理士 三和 晴子	
(31) 優先権主張番号 特願2013-5410 (P2013-5410)	(74) 代理人 100152984	(74) 代理人 弁理士 伊東 秀明	
(32) 優先日 平成25年1月16日 (2013. 1. 16)	(74) 代理人 100148080	(72) 発明者 山本 勝也	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 弁理士 三橋 史生	神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内	
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置