

(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2010-213905

(P2010-213905A)

(43) 公開日 平成22年9月30日(2010.9.30)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2009-64146 (P2009-64146)
(22) 出願日 平成21年3月17日 (2009.3.17)(71) 出願人 303000420
コニカミノルタエムジー株式会社
東京都日野市さくら町1番地
(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 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 BB03 DE08 EE22 GB15 GB45
JB25 JB26 JB39 JB48

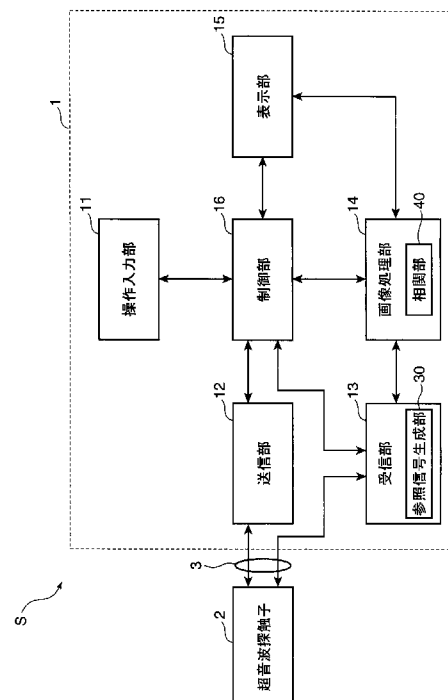
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】本発明は、高調波成分を検出するためのより適切な参照信号を生成し得る超音波診断装置を提供する。

【解決手段】本発明では、被検体内へ第1超音波信号を送信するための送信部12と、超音波を受信するための受信部13と、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超音波信号の高調波成分に基づいて被検体内の画像を形成する画像処理部14とを備える超音波診断装置Sにおいて、第1超音波信号に基づく超音波を受信することによって得られた生成用受信信号に基づいて、第1超音波信号の周波数を基本周波数とした場合における第2超音波信号の高調波成分を検出するべく相関処理に用いる参照信号を生成する参照信号生成部30と、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超音波信号の高調波成分を検出する相関部40とを備える。

【選択図】図2



【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、

前記第 1 超音波信号に基づく超音波を受信することによって得られた生成用受信信号に基づいて、前記第 1 超音波信号の周波数を基本周波数とした場合における前記第 2 超音波信号の高調波成分を検出するべく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 超音波信号の高調波成分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。

【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、

前記生成用受信信号は、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】

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た前記複数の第 1 超音波信号に基づく複数の超音波をそれぞれ受信することによって得られた複数の生成用受信信号を平均し、この平均によって得られた平均信号を前記高調波成分の次数分の 1 に時間方向に圧縮し、この圧縮された圧縮平均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。

【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た前記複数の第 1 超音波信号に基づく複数の超音波をそれぞれ受信することによって得られた複数の生成用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最多信号を前記高調波成分の次数分の 1 に時間方向に圧縮し、この圧縮された圧縮最多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。

【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。

【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】**

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

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 超音波信号の高調波成分を検出する超音波診断装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

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10
応用されている。その一つに、被検体内を超音波で走査し、被検体内から来た超音波の反射波（エコー）から生成した受信信号に基づいて当該被検体内の内部状態を画像化する超音波診断装置がある。この超音波診断装置は、医療用では、他の医療用画像装置に較べて小型で安価であり、そしてX線等の放射線被爆が無く安全性が高いこと、また、ドップラ効果を応用した血流表示が可能であること等の様々な特長を有している。このため、超音波診断装置は、循環器系（例えば心臓の冠動脈等）、消化器系（例えば胃腸等）、内科系（例えば肝臓、脾臓および脾臓等）、泌尿器系（例えば腎臓および膀胱等）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20
、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。

【 0 0 0 3 】

また、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（高調波成分）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（基本波成分）のレベルに比較してサイドロープレベルが小さく、S/N比（signal to noise ratio）が良くなって30
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。

【 0 0 0 4 】

このハーモニックイメージング技術には、従来、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、高調波の例えば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この2次高調波成分が抽出される（例えば、特許文献1参照）。40

【 0 0 0 5 】

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。

【 0 0 0 6 】

10

20

30

40

50

例えば、特許文献 2 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 2 には、「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（[0 0 2 0] 段落）。

10

【 0 0 0 7 】

また、例えば、特許文献 3 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 3 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（[0 0 4 7] 段落ないし [0 0 5 3] 段落）、また、「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（[0 0 5 4] 段落ないし [0 0 6 0] 段落）。すなわち、特許文献 3 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。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 8 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 1 - 2 8 6 4 7 2 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 8 - 2 2 0 6 5 2 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 0 5 - 2 2 1 3 2 1 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【 0 0 0 9 】

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。特に、第 2 超音波信号の高調波成分を検出する場合に、高調波成分は、基本波の波形に比べて歪みを生じているため、この参照信号波形の最適化がより重要となる。

【 0 0 1 0 】

前記特許文献 2 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。

40

【 0 0 1 1 】

また、前記特許文献 3 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。

【 0 0 1 2 】

そして、これら特許文献 2 および特許文献 3 には、高調波成分に関する記載も示唆もなく、これら特許文献 2 および特許文献 3 におけるマッチドフィルタは、基本波に対するものである。

50

【 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、第 2 超音波信号の高調波成分を検出するための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。

【 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、本発明にかかる一態様では、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において、前記第 1 超音波信号に基づく超音波を受信することによって得られた生成用受信信号に基づいて、前記第 1 超音波信号の周波数を基本周波数とした場合における前記第 2 超音波信号の高調波成分を検出するべく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 超音波信号の高調波成分を検出する相関部とを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

このような構成の超音波診断装置では、第 1 超音波信号に基づく超音波を受信することによって得られた生成用受信信号に基づいて、第 2 超音波信号の高調波成分を検出するための相関処理に用いる参照信号（高調波用参照信号）が生成される。このため、より適切な参照信号が得られ、この結果、相関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、アーチファクトの発生がより低減される。

【 0 0 1 6 】

ここで、第 1 超音波信号に基づく超音波には、被検体内へ送信される前の第 1 超音波信号、および、第 1 超音波信号が所定の超音波反射体によって反射されることによって生じた反射波が含まれる。

【 0 0 1 7 】

また、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、前記生成用受信信号は、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。

【 0 0 1 8 】

この構成によれば、第 1 圧電部によって送信された第 1 超音波信号に基づく超音波が第 2 圧電部で受信され、第 2 圧電部によって参照信号を生成するための生成用受信信号を得ることが可能となる。

【 0 0 1 9 】

また、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た前記複数の第 1 超音波信号に基づく複数の超音波をそれぞれ受信することによって得られた複数の生成用受信信号を平均し、この平均によって得られた平均信号を前記高調波成分の次数分の 1 に時間方向に圧縮し、この圧縮された圧縮平均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。

【 0 0 2 0 】

この構成によれば、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 超音波信号に基づく複数の超音波をそれぞれ受信することによって複数の生成用受信信号が得られ、その平均によって得られた平均信号が高調波成分の次数分の 1 に時間方向に圧縮され、この圧縮された圧縮平均信号が参照信号とされる。このため、複数の第 1 圧電素子において、例えば製造過程や経年劣

10

20

30

40

50

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。

【0021】

また、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た前記複数の第1超音波信号に基づく複数の超音波をそれぞれ受信することによって得られた複数の生成用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最多信号を前記高調波成分の次数分の1に時間方向に圧縮し、この圧縮された圧縮最多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。

【0022】

この構成によれば、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超音波信号に基づく複数の超音波をそれぞれ受信することによって複数の生成用受信信号が得られ、これら複数の生成用受信信号のうちの最も多い波形形状（中央値の波形形状）の生成用受信信号が高調波成分の次数分の1に時間方向に圧縮され、この圧縮された圧縮最多信号が参照信号とされる。このため、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が得られる。

【0023】

また、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ことを特徴とする。

【0024】

この構成によれば、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、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信号を生成用受信信号とする場合に、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生成用受信信号が得られる。したがって、より適切な参照信号が得られる。

【0025】

また、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ことを特徴とする。

【0026】

この構成によれば、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、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超音波信号を受信することによって得られた信号を生成用受信信号とする場合に、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生成用受信信号が得られる。したがって、さらにより適切な参照信号が得られる。

【0027】

また、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ことを特徴とする。

【0028】

この構成によれば、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、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第2超音波信号の高調波成分を比較的容易に受信することが可能となる。

【発明の効果】

【0029】

本発明にかかる超音波診断装置は、第2超音波信号の高調波成分を検出するための相関処理に用いる、より適切な参照信号が得られる。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

【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氣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】実施形態の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】参照信号を生成する場合における波形の時間方向の圧縮を説明するための図である。

【図 6】送信信号に周期 2.5 MHz の Barker code 13 length PSK を用いた場合の実験結果を示す図である。

10

【図 7】周期 2.5 MHz の Barker code 13 length PSK を説明するための図である。

【図 8】送信信号波形 1 チャンネルの乱れを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 1 】

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。

【 0 0 3 2 】

20

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 は、参照信号を生成する場合における波形の時間方向の圧縮を説明するための図である。図 5 (A) は、圧縮前の元波形を示し、図 5 (B) は、2 次高調波成分を検出するために用いられる 2 次高調波用参照信号の場合を示し、そして、図 5 (C) は、3 次高調波成分を検出するために用いられる 3 次高調波用参照信号の場合を示す。

【 0 0 3 3 】

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。

30

【 0 0 3 4 】

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。

40

【 0 0 3 5 】

超音波診断装置本体 1 は、例えば、図 2 に示すように、操作入力部 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。

50

【 0 0 3 6 】

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 3 7 】

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。

【 0 0 3 8 】

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は、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は、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。

【 0 0 3 9 】

受信部 1 3 は、制御部 1 6 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 1 4 へ出力する。受信部 1 3 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 1 3 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。

【 0 0 4 0 】

画像処理部 1 4 は、制御部 1 6 の制御に従って、受信部 1 3 で受信された、第 1 超音波

10

20

30

40

50

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。本実施形態では、画像処理部14は、例えば2次高調波成分、3次高調波成分あるいは4次高調波成分等の、第2超音波信号の高調波成分に基づいて超音波画像を形成する。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。

10

【0041】

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。

【0042】

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。

20

【0043】

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。

【0044】

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。

30

【0045】

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×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22で受信される。

40

【0046】

50

そして、超音波探触子 2 は、圧電部 2 2 から送信される第 1 超音波信号に基づく超音波を受信し、この超音波を受信することによって得られた生成用受信信号をケーブル 3 を介して受信部 1 3 へ出力する生成用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、生成用受信信号は、第 2 圧電部 2 2 3 によって受信することによって得られている。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 超音波信号に基づく超音波が第 2 圧電部 2 2 3 で受信され、参照信号を生成するための生成用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、第 1 超音波信号に基づく超音波の受信とを第 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。

10

20

30

40

50

【0047】

ここで、前記生成用受信圧電部（図略）や第 2 圧電部 2 2 3 によって受信される第 1 超音波信号に基づく超音波には、被検体内へ送信される前の第 1 超音波信号、および、第 1 超音波信号が所定の超音波反射体によって反射されることによって生じた反射波が含まれる。前記所定の超音波反射体は、超音波探触子 2 に内蔵されていてもよく、また、超音波探触子 2 の外部に設けられたものであってもよい。

【0048】

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生成用受信信号が得られる。

【0049】

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ことができ、例えば外乱ノイズ等をさらにより低減した生成用受信信号が得られる。また、第 1 および第 2 圧電部 2 2 1、2 2 3 が積層されているので、小型化が可能となる。第 2 圧電部 2 2 3 は、本実施形態では、中間層 2 2 2 を介して第 1 圧電部 2 2 1 の上方に間接的に積層されている。この中間層 2 2 2 は、第 1 圧電部 2 2 1 と第 2 圧電部 2 2 3 とを積層するための部材であり、第 1 圧電部 2 2 1 と第 2 圧電部 2 2 3 との音響インピーダンスを整合させるものである。

【0050】

第 1 および第 2 圧電部 2 2 1、2 2 3 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 P Z T、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 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、 $H_2N-R-NH_2$ 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第 2 超音波信号の高調波成分を、第 2 圧電部 223 が無機圧電材料を備えて構成される場合に比べて容易に受信することが可能となる。

10

20

【0051】

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。

【0052】

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、第 1 超音波信号に基づく超音波を受信することによって得られた生成用受信信号に基づいて、この第 1 超音波信号の周波数を基本周波数とした場合における第 2 超音波信号の高調波成分を検出するべく相関処理に用いる参照信号（テンプレート、高調波用参照信号、高調波用テンプレート）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 超音波信号の高調波成分を検出する相関部 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 超音波信号の高調波成分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。

30

【0053】

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 つの数値列 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 つの数値列が似通っていることになる。

40

$$z = \frac{x_k y_k}{\sqrt{\sum_{k=1}^n x_k^2 \sum_{k=1}^n y_k^2}} \quad \cdots (1)$$

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

【0054】

超音波診断装置 S における相関処理では、高調波の第 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高調波の第 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、第 1 超音波信号に基づく超音波を受信することによって得られた生成用受信信号に基づいて生成される。例えばノイズ等を除去すべく

50

この z の値がある閾値より大きい場合に、第2超音波信号の高調波成分を 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。

【0055】

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。

【0056】

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、複数次数 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、複数次数 n の入力端子 $Tb-0 \sim Tb-n$ のそれぞれに入力された複数次数 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における複数次数の第2圧電素子2231に対応する個数だけ複数次数 n の入力端子 $Tb-0 \sim Tb-n$ を備えている。これら複数次数 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における複数次数の第2圧電素子2231($2231-0 \sim 2231-n$)にそれぞれ接続され、第2圧電部223における複数次数の第2圧電素子2231-0 \sim 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。

【0057】

アナログ-デジタル変換回路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ジタルの受信信号に変換する回路である。

【0058】

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-デジタル変換回路32に接続され、アナログ-デジタル変換回路32から出力されたデ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($33-0 \sim 33-n$)は、少なくとも第2圧電部223における複数次数の第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 \sim 33- n は、超音波探触子2の第1圧電部221における複数次数の第1圧電素子2211からそれぞれ送信された複数次数の第1超音波信号に基づく複数次数の超音波を、第2圧電部223における複数次数の第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次数の生成用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 \sim 33- n は、第2圧電部223における複数次数の第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生成用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超音波信号に基づく超音波を、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の生成用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超音波信号に基づく超音波を、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の生成用受信信号の波形を記憶する。

【0059】

参照信号生成回路34は、これら複数次数のチャンネル n 送波記憶回路33-0 \sim 33- n と接続され、これら複数次数のチャンネル n 送波記憶回路33-0 \sim 33- n にそれぞれ記憶されている複数次数の生成用受信信号に基づいて、第1超音波信号の周波数を基本周波数とした場合における第2超音波信号の高調波成分を検出するべく相関処理に用いる参照信号を生成する回路である。

【0060】

10

20

30

40

50

より具体的には、参照信号生成回路 3 4 は、例えば、複数 n の第 1 圧電素子 2 2 1 1 - 0 ~ 2 2 1 1 - n によってそれぞれ送信された複数 n の第 1 超音波信号に基づく複数の超音波をそれぞれ受信することによって得られた複数 n の生成用受信信号を平均し、この平均によって得られた平均信号を高調波成分の次数分の 1 に時間方向に圧縮し、この圧縮された圧縮平均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。平均値は、各生成用受信信号を時間的に揃えて同期させて加算し、この加算値を生成用受信信号の個数で除算することによって算出される。

【 0 0 6 1 】

平均信号における時間方向の圧縮は、平均信号における任意の 2 点間に対し、各点の信号レベル L をそのままとして 2 点間の経過時間 t を高調波成分の次数 m 分の 1 に変更することによって行われる。すなわち、平均信号の始点の時刻を t_0 とするとともに、圧縮前の平均信号における 2 点を (t_1, L_1) および (t_2, L_2) ($=$ (時刻、信号レベル)) とすると、圧縮後の 2 点は、それぞれ、 $((t_1 - t_0) / m, L_1)$ および $((t_2 - t_0) / m, L_2)$ である。そして、平均信号を時間方向に圧縮することによって得られた圧縮平均信号の時間長が所望の参照信号の時間長に比べて不足する場合には、必要に応じた分だけ圧縮平均信号が繰り返し足される。例えば、図 5 (A) に示すように、圧縮前の波形が周期 T の正弦波である場合において、2 次高調波成分を検出するために相関処理で用いられる参照信号 (2 次高調波用参照信号) は、図 5 (A) に示す周期 T の正弦波が図 5 (B) に示す周期 $T / 2$ の正弦波に変換される。また例えば、3 次高調波成分を検出するために相関処理で用いられる参照信号 (3 次高調波用参照信号) は、図 5 (A) に示す周期 T の正弦波が図 5 (C) に示す周期 $T / 3$ の正弦波に変換される。

【 0 0 6 2 】

このように構成することによって、複数の第 1 圧電素子 2 2 1 1 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。

【 0 0 6 3 】

なお、平均値は、複数 n の生成用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、複数の生成用受信信号のうちの一部の生成用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、時間同期させて各生成用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生成用受信信号および最も小さい偏差値の生成用受信信号を除外して残余の生成用受信信号の平均値が算出されてもよい。

【 0 0 6 4 】

また例えば、参照信号生成回路 3 4 は、複数 n の第 1 圧電素子 2 2 1 1 - 0 ~ 2 2 1 1 - n によってそれぞれ送信された複数 n の第 1 超音波信号に基づく複数の超音波をそれぞれ受信することによって得られた複数 n の生成用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最多信号を高調波成分の次数分の 1 に時間方向に圧縮し、この圧縮された圧縮最多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。最多信号における時間方向の圧縮は、上述した平均信号における時間方向の圧縮と同様に行われる。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 2 2 1 1 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。

【 0 0 6 5 】

このように参照信号生成回路 3 4 は、複数の生成用受信信号から所定の処理によって求められた信号を時間方向に高調波成分の次数に応じて変形することによって参照信号を生成するものである。

【 0 0 6 6 】

参照信号記憶回路 3 5 は、参照信号生成回路 3 4 に接続され、参照信号生成回路 3 4 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 3 5 に記憶された参照信号は、相関部 4 0 によって読み込まれ、相関部 4 0 の相関処理に用いられる。

【 0 0 6 7 】

このような構成の超音波診断装置 5 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 1 圧電部 2 2 1 へ供給され、第 1 圧電部 2 2 1 では、当該第 1 圧電部 2 2 1 における複数の第 1 圧電素子 2 2 1 1 - 0 ~ 2 2 1 1 - 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 2 2 1 1 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、第 1 圧電素子 2 2 1 1 は、第 1 超音波信号を放射する。第 1 圧電素子 2 2 1 1 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、第 1 圧電素子 2 2 1 1 から音響整合層 2 3 方向へ放射された第 1 超音波信号は、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第 1 超音波信号が送信される。

【 0 0 6 8 】

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。

【 0 0 6 9 】

この被検体に対して送信された第 1 超音波信号は、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（第 2 超音波信号）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（第 2 超音波信号）が生成される。この第 2 超音波信号には、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。この第 2 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、この第 2 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 の第 2 圧電素子 2 2 3 1 で受信される。すなわち、この第 2 超音波信号は、第 2 圧電素子 2 2 3 1 で受信され、第 2 圧電素子 2 2 3 1 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。

【 0 0 7 0 】

そして、第 2 圧電部 2 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 の相関部 4 0 へ出力する。そして、相関部 4 0 で受信部 1 3 の出力と参照信号記憶回路 3 5 に記憶されている参照信号（テンプレート）との相関処理を行うことによって第 2 超音波信号の高調波成分が検出される。例えば、第 2 超音波信号の 2 次高調波を検出する場合には、2 次高調波用参照信号が用いられ、また例えば、第 2 超音波信号の 3 次高調波を検出する場合には、3 次高調波用参照信号が用いられる。

【 0 0 7 1 】

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 2 2 1 から順次に第 1 超音波信号が被検体に向けて送信され、被検体から来た第 2 超音波信号が第 2 圧電部 2 2 3 で受信される。

【 0 0 7 2 】

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 で受信され相関部 4 0 で相関処理された受信信号の高調波成分（第 2 超音波信号の高調波成分）に基づいて、送信から受信までの時間や受信強度等から公知の信号処理によって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。

【0073】

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。

【0074】

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 超音波信号に基づく超音波は、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 - 1 - n によって順次に受信され、生成用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 - 1 - n は、この順次に取り出した生成用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 T_a と各入力端子 $T_b - 0 \sim T_b - n$ との接続を順次に切り替え、複数 n の第 2 圧電素子 2231 - 0 ~ 2231 - 1 - n によって順次に生成された複数 n の生成用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 31 から順次に出力される複数 n の生成用受信信号は、アナログ - デジタル変換回路 32 を介して複数 n のチャンネル n 送波記憶回路 33 - 0 ~ 33 - n に順次に記憶される。

【0075】

すなわち、送信部 12 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 2211 - 0 に供給される。これに同期してスイッチ回路 31 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 2211 - 0 によってチャンネル 0 の第 1 超音波信号が生じ、これに基づく超音波がチャンネル 0 の第 2 圧電素子 2231 - 0 によって受信され、チャンネル 0 の生成用受信信号が得られる。このチャンネル 0 の生成用受信信号がケーブル 3、スイッチ回路 31 およびアナログ - デジタル変換回路 32 を介してチャンネル 0 送波記憶回路 33 - 0 へ出力され、チャンネル 0 送波記憶回路 33 - 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 12 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 2211 - 0 に供給される。これに同期してスイッチ回路 31 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 2211 - 1 によってチャンネル 1 の第 1 超音波信号が生じ、これに基づく超音波がチャンネル 1 の第 2 圧電素子 2231 - 1 によって受信され、チャンネル 1 の生成用受信信号が得られる。このチャンネル 1 の生成用受信信号がケーブル 3、スイッチ回路 31 およびアナログ - デジタル変換回路 32 を介してチャンネル 1 送波記憶回路 33 - 1 へ出力され、チャンネル 1 送波記憶回路 33 - 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。

【0076】

このような動作によって、複数 n の第 1 圧電素子 2211 - 0 ~ 2211 - n によって順次に生成された複数 n の第 1 超音波信号に基づく複数の超音波が複数 n の第 2 圧電素子 2231 - 0 ~ 2231 - n によって順次に受信され、この受信によって順次に得られた複数 n の生成用受信信号が参照信号生成部 30 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 31 における出力端子 T_a と各入力

10

20

30

40

50

端子 $Tb - 0 \sim Tb - n$ との接続を順次に切り替えることで、前記複数 n の生成用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 33 - 0 \sim 33 - n に順次に記憶される。

【0077】

各チャンネルの生成用受信信号が得られると、参照信号生成回路 34 は、これら複数 n のチャンネル n 送波記憶回路 33 - 0 \sim 33 - n にそれぞれ記憶されている複数 n の生成用受信信号に基づいて、第 1 超音波信号の周波数を基本周波数とした場合における第 2 超音波信号の高調波成分を検出するべく相関処理に用いる参照信号を生成する。上述したように、例えば、複数 n の生成用受信信号が平均され、高調波成分の次数分の 1 に時間方向に圧縮され、参照信号が生成される。また例えば、複数 n の生成用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生成用受信信号が高調波成分の次数分の 1 に時間方向に圧縮され、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 34 から参照信号記憶回路 35 へ出力され、参照信号記憶回路 35 に記憶される。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、受信部 13 の出力を相関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。

10

【0078】

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、第 1 超音波信号に基づく超音波を受信することによって得られた生成用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、相関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。

20

【0079】

図 6 は、送信信号に周期 2.5 MHz 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 (A) は、マッチドフィルタに生成用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 6 (B) は、マッチドフィルタに周期 2.5 MHz の Barker code 13 length PSK を用いた場合における実験結果を示す。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、周期 2.5 MHz の Barker code 13 length PSK を説明するための図である。図 7 (A) は、周期 2.5 MHz の Barker code 13 length PSK の波形を示し、図 7 (B) は、図 7 (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 7 の横軸は、時間であり、その縦軸は、信号レベルである。図 8 は、送信信号波形 1 チャンネルの乱れを示す図である。図 8 (A) は、2 波目の場合を示し、図 8 (B) は、3 波目の場合を示し、図 8 (C) は、8 波目の場合を示し、そして、図 8 (D) は、9 波目の場合を示す。図 8 の横軸は、時間であり、その縦軸は、信号レベルである。

30

【0080】

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 2.5 MHz の Barker code 13 length PSK を用いた場合について説明する。

【0081】

周期 2.5 MHz の Barker code 13 length PSK を用いた送信信号は、図 7 (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 7 (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 チャンネルでも乱れてしまう。例えば、図 8 (A) \sim (D) に示すように、3 波目および 8 波目では、周期が 2.5 MHz であるが、2 波目では周期が 2.44 MHz で 2.5 MHz からずれてしまっており、また、9 波目では周期が 2.22 MHz で 2.5 MHz からずれてしまう。

40

【0082】

このため、送信信号に用いた周期 2.5 MHz の Barker code 13 len

50

g t h P S Kを相関処理のマッチドフィルタに用いた場合には、図6 (B) に示すように、信号レベルが最大であるピーク P b 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 P b の幅 W D b が広がってしまっている。さらに、そのピーク P b から若干離れたピーク P b 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 P s b が生じている。

【 0 0 8 3 】

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生成用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には、図6 (A) に示すように、信号レベルが最大であるピーク P a の近傍にはこれと略同じ信号レベルのピークの数図6 (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 P a は、比較的急峻であって、ピーク P a の幅 W D a は、図6 (B) に比べて狭くなっている。そして、そのピーク P a から若干離れたピーク P b の両サイドに生じている複数のサブピーク P s a の信号レベルも小さくなっている。なお、図6 (A) と図6 (B) との縦軸のスケールは、相違している。

10

【 0 0 8 4 】

したがって、生成用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、アーチフェクトの発生がより低減される。

【 0 0 8 5 】

上記、テンプレートの誤差による説明は、基本波を例に説明したが、高次高調波でもまったく同じ傾向にある。すなわち、基本波 2 . 5 M H z に対して、 n 次高調波 2 . 5 × n (M H z) の周波数となるが、実際の送波装置は、 2 . 5 × n (M H z) の周波数に誤差を持った送波波形となるため、本発明により実際に送波している波形を反映させた高次高調波を用いた方が S / N が向上し、サイドローブを低減できることとなる。

20

【 0 0 8 6 】

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。

30

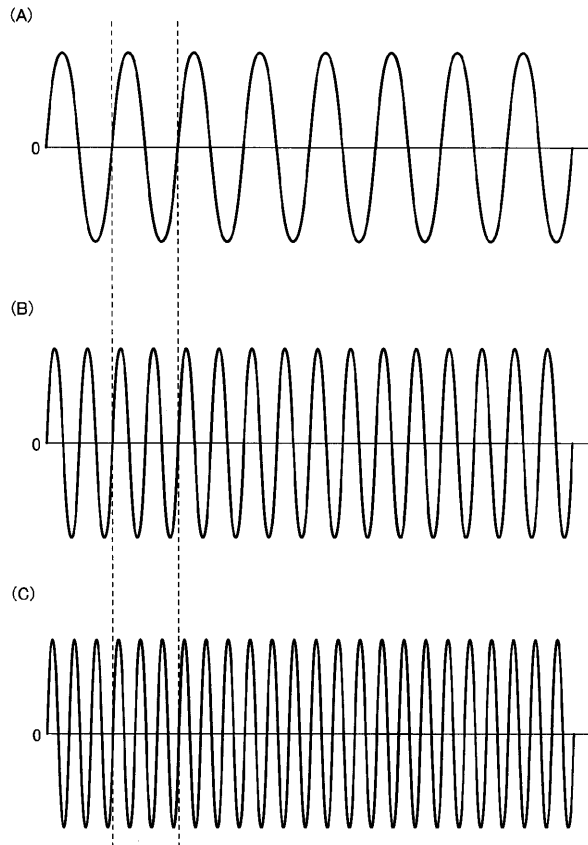
【 符号の説明 】

【 0 0 8 7 】

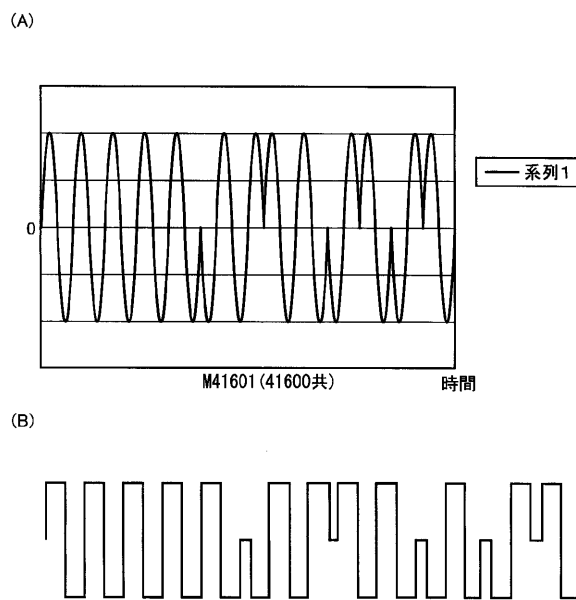
- S 超音波診断装置
- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 1 2 送信部
- 1 3 受信部
- 1 4 画像処理部
- 3 0 参照信号生成部
- 3 1 スイッチ回路
- 3 3 チャンネル n 送波記憶回路
- 3 4 参照信号生成回路
- 3 5 参照信号記憶回路
- 4 0 相関部
- 2 2 1 第1圧電素子
- 2 2 3 第2圧電素子

40

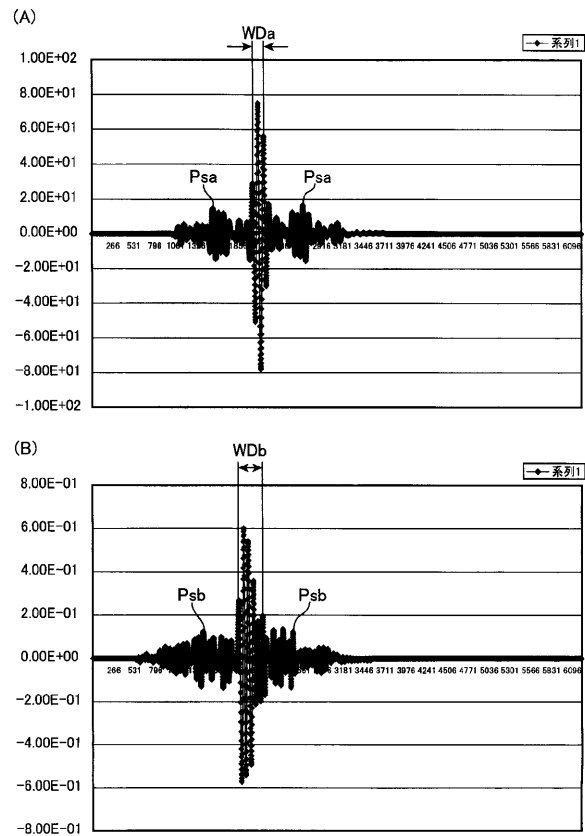
【図 5】



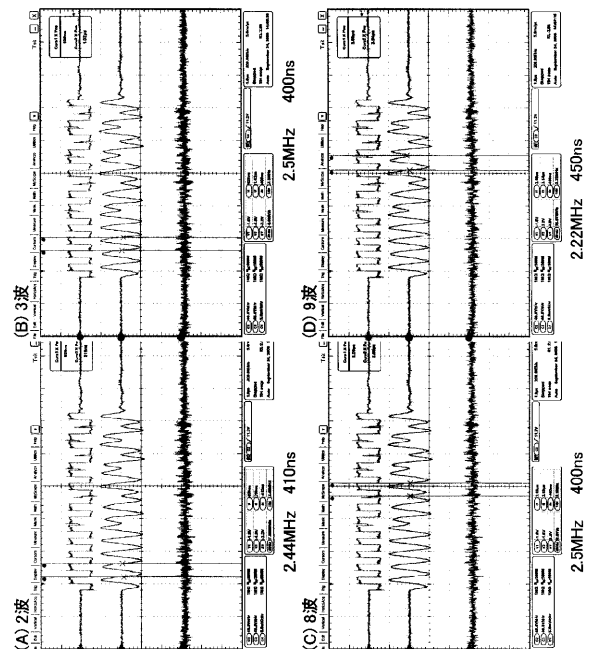
【図 7】



【図 6】



【図 8】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010213905A	公开(公告)日	2010-09-30
申请号	JP2009064146	申请日	2009-03-17
[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		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE08 4C601/EE22 4C601/GB15 4C601/GB45 4C601/JB25 4C601/JB26 4C601/ JB39 4C601/JB48		
代理人(译)	樱井 智		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够产生更合适的参考信号以检测谐波分量的超声诊断设备。在本发明中，用于将第一超声波信号发送到对象的发送器单元12，用于接收超声波的接收单元13，第一超声波换能器并且，在超声诊断设备S中，基于来自对象内的第二超声信号的谐波分量在对象内形成图像的图像处理单元14，基于通过基于第一超声波信号接收超声波而获得的接收接收信号，在基频是第一超声波信号的频率的情况下，第二超声波信号的谐波分量参考信号生成单元30，用于产生一个参考信号，从接收部13的输出通过由参考信号发生器30执行预先生成的参考信号之间的相关处理的第二超声信号和接收器13的输出以及用于检测谐波分量的相关单元40。The

