

(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2009-273834
(P2009-273834A)

(43) 公開日 平成21年11月26日(2009.11.26)

(51) Int.CI.

A61B 8/00 (2006.01)
H04R 17/00 (2006.01)
H04R 3/00 (2006.01)

F 1

A61B 8/00
H04R 17/00 332A
H04R 3/00 330

テーマコード(参考)

4C601
5D019

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日特願2008-130673 (P2008-130673)
平成20年5月19日 (2008.5.19)(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 悅司
(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 中原 雅文
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
(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

最終頁に続く

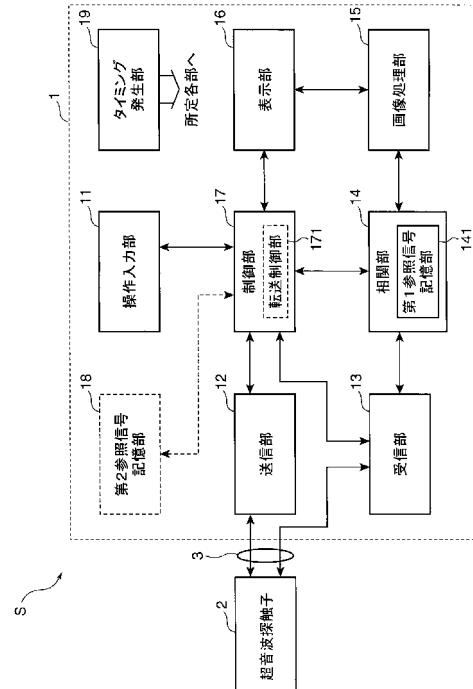
(54) 【発明の名称】超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】本発明は、参照信号との相関処理をより高速に行うことができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】本発明の超音波診断装置Sは、超音波を受信するための受信部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超音波信号を受信に基づいて被検体内の画像を形成する画像処理部15と、受信部13の出力と予め設定された参照信号との相関処理を行うことで受信部13の出力から第2超音波信号を検出する相関部14と、検出すべき高調波の次数、被検体の診断部位および被検体の診断深度に応じて設定された複数の参照信号を記憶する第1参照信号記憶部141とを備え、相関部14は、検出すべき高調波の次数、被検体の診断部位および被検体の診断深度に応じて複数の参照信号から1つの参照信号を選択して相関処理を行い、第1参照信号記憶部141は、相関部14内に組み込まれている。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に第1超音波信号を送信するための送信部と、超音波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超音波信号を受信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、

前記受信部の出力と予め設定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、

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検出すべき高調波の次数、前記被検体の診断部位、および、前記被検体の診断深度に応じて設定された複数の参照信号を記憶する第1参照信号記憶部とをさらに備え、

前記相関部は、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検出すべき高調波の次数、前記被検体の診断部位、および、前記被検体の診断深度に応じて前記複数の参照信号から1つの参照信号を選択して前記相関処理を行い、

前記第1参照信号記憶部は、前記相関部内に組み込まれていること
を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記相関部は、その全部または一部がICチップ化されており、

前記第1参照信号記憶部は、前記相関部のICチップに実装されていること
を特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 3】

前記複数の参照信号を記憶する第2参照信号記憶部と、

予め設定された所定のタイミングで前記第2参照信号記憶部に記憶されている前記複数の参照信号を前記第1参照信号記憶部へ転送する転送制御部とをさらに備えること
を特徴とする請求項1または請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第2参照信号記憶部は、ROM、EEPROM、フラッシュメモリおよび強誘電体記憶素子のうちのいずれかを備えて構成されていること

を特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

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

前記受信部と前記相関部と前記第1参照信号記憶部とは、前記超音波探触子内に組み込まれていること

を特徴とする請求項1ないし請求項4のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記相関部のICチップに実装された前記第1参照信号記憶部は、書き換え可能な不揮発性記憶素子または不揮発性記憶素子によって構成されていること

を特徴とする請求項2ないし請求項5のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第1超音波信号は、周波数を時間経過に伴って変化させるチャーブ波であること

を特徴とする請求項1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前記第1超音波信号に基づく前記被検体内から来た第2超音波信号を受信して前記第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超音波診断装置に関し、特に、第1超音波信号の周波数を基本周波数とした場合に第2超音波信号の高調波成分に基づいて前記被検体内の画像を形成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波は、通常、16000 Hz 以上の音波をいい、非破壊、無害および略リアルタイムでその内部を調べることが可能なことから、欠陥の検査や疾患の診断等の様々な分野に応用されている。その一つに、被検体内を超音波で走査し、被検体内から来た超音波の反射波（エコー）から生成した受信信号に基づいて当該被検体内の内部状態を画像化する超音波診断装置がある。この超音波診断装置は、医療用では、他の医療用画像装置に較べて小型で安価であり、そしてX線等の放射線被爆が無く安全性が高いこと、また、ドップラ効果を応用した血流表示が可能であること等の様々な特長を有している。このため、超音波診断装置は、循環器系（例えば心臓の冠動脈等）、消化器系（例えば胃腸等）、内科系（例えば肝臓、脾臓および腎臓等）、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（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）。

10

【0003】

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）が良くなつ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つ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。

20

【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、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2参照）。

30

【特許文献1】特開2004-088056号公報

【特許文献2】特開2001-286472号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、被検体内からの超音波信号における高調波成分は、その信号レベルが基本周波数成分の信号レベルに較べて微弱であるため、受信することが難しい。このため、被検体内へ送信される第1超音波信号に基づく前記被検体内から来る第2超音波信号を予め参照信号として予測してこの参照信号を用いて相關処理を行うことで、高調波成分を検出する方法が考えられる。超音波診断では、略リアルタイムで画像を表示することが望まれる。このため、前記相關処理も高速化が望まれる。

【0006】

50

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、参照信号との相関処理をより高速に行う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】

【0007】

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診断装置は、被検体内に第1超音波信号を送信するための送信部と、超音波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超音波信号を受信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、前記受信部の出力と予め設定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、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検出すべき高調波の次数、前記被検体の診断部位、および、前記被検体の診断深度に応じて設定された複数の参照信号を記憶する第1参照信号記憶部とをさらに備え、前記相関部は、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検出すべき高調波の次数、前記被検体の診断部位、および、前記被検体の診断深度に応じて前記複数の参照信号から1つの参照信号を選択して前記相関処理を行い、前記第1参照信号記憶部は、前記相関部内に組み込まれていることを特徴とする。

10

【0008】

このような構成の超音波診断装置では、参照信号を記憶する第1参照信号記憶部が相関処理を行う相関部に組み込まれているので、参照信号との相関処理をより高速に行うことが可能となる。

20

【0009】

また、上述の超音波診断装置において、前記相関部は、その全部または一部がICチップ化されており、前記第1参照信号記憶部は、前記相関部のICチップに実装されていることを特徴とする。

【0010】

この構成によれば、第1参照信号記憶部が相関部のICチップに実装されているので、参照信号との相関処理をより高速に行うことができ、また、その小型化が可能となる。

30

【0011】

また、上述の超音波診断装置において、前記複数の参照信号を記憶する第2参照信号記憶部と、予め設定された所定のタイミングで前記第2参照信号記憶部に記憶されている前記複数の参照信号を前記第1参照信号記憶部へ転送する転送制御部とをさらに備えることを特徴とする。そして、好ましくは、前記第2参照信号記憶部は、ROM、EEPROM、フラッシュメモリおよび強誘電体記憶素子のうちのいずれかを備えて構成されている。

【0012】

この構成によれば、第2参照信号記憶部をさらに備えることで、より多くの複数の参照信号を記憶することができる一方で、必要に応じて第2参照信号記憶部から参照信号を第1参照信号記憶部へ読み込むことができるから、第1参照信号記憶部の記憶容量を少なくすることができる。したがって、第1参照信号記憶部をより容易に相関部へ組み込むことが可能となる。例えば、第1参照信号記憶部がキャッシュメモリのように構成される。

40

【0013】

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^トによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる圧電素子を備えた超音波探触子をさらに備え、前記受信部と前記相関部と前記第1参照信号記憶部とは、前記超音波探触子内に組み込まれていることを特徴とする。

【0014】

このような構成では、超音波探触子に受信部、相関部および第1参照信号記憶部が組み込まれているので、参照信号との相関処理を行った受信信号を出力することが可能となる。したがって、参照信号との相関処理を行わない超音波診断装置でも第2超音波信号の高周波成分に基づいた高精度な画像形成が可能となる。

50

【 0 0 1 5 】

また、これら上述の超音波診断装置において、前記相関部の I C チップに実装された前記第 1 参照信号記憶部は、書き換え可能な不揮発性記憶素子または不揮発性記憶素子によって構成されていることを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

このような構成では、相関部の I C チップに実装された第 1 参照信号記憶部が書き換え可能な不揮発性記憶素子または不揮発性記憶素子によって構成されている超音波診断装置が提供される。

【 0 0 1 7 】

また、これら上述の超音波診断装置において、前記第 1 超音波信号は、周波数を時間経過に伴って変化させるチャーブ波であることを特徴とする。

10

【 0 0 1 8 】

この構成によれば、第 1 超音波信号が自然界に通常存在しないチャーブ波であるので、その高調波成分を検出する場合に、ノイズ成分と区別し易い。このため、より高い S N 比で高調波成分を取得することが可能となる。ここで、前記チャーブ波の高周波部分の周波数は、高調波成分の周波数と重ならないように設定されることが好ましい。

【 発明の効果 】**【 0 0 1 9 】**

本発明にかかる超音波診断装置は、参照信号との相関処理をより高速に行うことができる。

20

【 発明を実施するための最良の形態 】**【 0 0 2 0 】**

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。

30

【 0 0 2 1 】

図 1 は、実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。図 2 は、実施形態における超音波診断装置の電気的な構成を示すブロック図である。図 3 は、実施形態の超音波診断装置における超音波探触子の構成を示す図である。図 3 (A) は、超音波探触子の全体構成を示す斜視図であり、図 3 (B) は、超音波探触子を構成する複数の第 1 壓電素子のうちの一素子分を示す断面図である。

30

【 0 0 2 2 】

超音波診断装置 S 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 (第 1 超音波信号) を送信すると共に、この被検体で反射した超音波の反射波 (エコー、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 超音波信号を送信すると共に、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。

40

【 0 0 2 3 】

超音波診断装置本体 1 は、例えば、図 2 に示すように、操作入力部 11 と、送信部 12 と、受信部 13 と、相関部 14 と、画像処理部 15 と、表示部 16 と、制御部 17 とを備えて構成されている。

40

【 0 0 2 4 】

操作入力部 11 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の入力や後述の参照信号の各重み付け係数 $g (n)$ を微調整する指示を受け付けるものであり、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 5 】

50

送信部 12 は、制御部 17 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。第 1 超音波信号には、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変化させるチャーブ波が用いられる。チャーブ波の前記所定割合は、周波数が時間経過に従って徐々に高くなるチャーブ波であってもよく、また、周波数が時間経過に従って徐々に低くなるチャーブ波であってもよい。送信部 12 は、例えば、制御部 17 からの送信信号 $s(t)$ に応じて送信ビームを形成する送信ビームフォーマ回路 122、および、送信ビームフォーマ回路 122 から後述の超音波探触子 2 の各第 1 圧電素子 22 を駆動するための駆動信号を生成する駆動信号生成回路 121 等を備えて構成される（図 4 参照）。受信部 13 は、制御部 17 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、この受信信号を相関部 14 へ出力する。受信部 13 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等を備えて構成される。

【0026】

相関部 14 は、受信部 13 の出力と予め設定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ものである。この参照信号は、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検出すべき高調波の次数、被検体の診断部位（診断部位の種類）、および、被検体の診断深度に応じて設定されている。

【0027】

ここで、注目すべきは、相関部 14 には、第 1 参照信号記憶部 141 が組み込まれていることである。第 1 参照信号記憶部 141 は、例えば、不揮発性の記憶素子である ROM (Read Only Memory) あるいは書き換え可能な不揮発性の記憶素子である EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read Only Memory) 等の記憶素子を備えて構成され、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検出すべき高調波の次数、被検体の診断部位（診断部位の種類）、および、被検体の診断深度に応じて設定された複数の参照信号を記憶するものである。そして、上記相関部 14 は、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検出すべき高調波の次数、被検体の診断部位、および、被検体の診断深度に応じて参照信号記憶部 18 に記憶されている複数の参照信号から 1 つの参照信号を選択して相関処理を行う。これら検出すべき高調波の次数、被検体の診断部位および被検体の診断深度は、例えば、操作入力部 11 から入力される。

【0028】

ここで、参照信号は、後述するように、第 1 超音波信号に基づいて生成される関数であってよい。より具体的には、参照信号は、例えば、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検出すべき高調波の次数を 2^n (n は正の整数) とした場合に、第 1 超音波信号が正の値である場合には $+1$ を乗算した第 1 超音波信号の 2^n 乗であって、第 1 超音波信号が負の値である場合には -1 を乗算した第 1 超音波信号の 2^n 乗である。また例えば、参照信号は、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検出すべき高調波の次数を $(2n + 1)$ (n は正の整数) とした場合に、第 1 超音波信号の $(2n + 1)$ 乗である。なお、参照信号は、その振幅がフォーカルポイント深度に応じて増減されていてもよい。

【0029】

タイミング発生部 19 は、超音波診断装置本体 1 の各部の動作タイミングを生成し、動作タイミングの必要な各部へ出力するものである。

【0030】

画像処理部 15 は、制御部 17 の制御に従って、相関部 14 で相関処理された受信信号に基づ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。画像処理部 15 は、例えば、後述の各相関処理部 50-1、50-2、50-3、…、50-n からの各出力 $y-1$ 、 $y-2$ 、 $y-3$ 、…、 $y-n$ に対し遅延時間を補正する遅延補正回路 151、および、遅延補正回路 151 の出力を整相加算する整相加算回路 152 等を備えて構成される（図 4 参照）。表示部 16 は、制御部 17 の制御に従って、画像処理部 15 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 16 は、例えば、

10

20

30

40

50

CRTディスプレイ、LCD、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。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、送信部12、受信部13、相関部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Sの全体制御を行う回路である。

【0031】

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って、例えば、図3（A）に示すように、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第1圧電素子22を備えて構成されている。すなわち、複数の第1圧電素子22は、被検体内へ第1超音波信号を送信する場合では、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圧電現象を利用することによって第1超音波信号に変換して被検体内にこの第1超音波信号を送信し、そして、被検体内から来た第2超音波信号を受信する場合では、圧電現象を利用することによってこの受信した第2超音波信号を電気信号に変換して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が被検体に当たられることによって、第1圧電素子22で生成された第1超音波信号が被検体内へ送信され、被検体内からの第2超音波信号が第1圧電素子22で受信される。

【0032】

より具体的には、例えば、図3（B）に示すように、これら複数の第1圧電素子22のそれぞれは、導電線の信号線24と接続する導電材料から成る信号電極層222と、信号電極層222上に形成され、圧電材料から成る圧電層221と、圧電層221上に形成され、導電材料から成る接地電極層223とを備えて構成される。すなわち、これら複数の第1圧電素子22のそれぞれは、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、圧電材料から成る圧電部が形成されている。圧電材料は、例えば、無機圧電材料が用いられる。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（LiNbO₃）、ニオブ酸タンタル酸カリウム（KTa_xNb_{1-x}O₃）、チタン酸バリウム（BaTiO₃）、タンタル酸リチウム（LiTaO₃）およびチタン酸ストロンチウム（SrTiO₃）等である。

【0033】

複数の第1圧電素子22は、一方向に配列され、1次元アレイ状に構成されてもよく、また、図3（A）に示すように、平面視にて互いに線形独立な2方向に、例えば、互いに直交する2方向にm行×n列で配列され、2次元アレイ状に構成されてもよい（m、nは、正の整数である）。図3（A）は、24個の第1圧電素子22-11～22-46が、互いに直交する2方向に配列された2次元アレイを構成している例を示している。実際の超音波探触子では、例えば、第1圧電素子22が64×64の4096個であったり、また例えば第1圧電素子22が128×128の16900個であったり、多数の第1圧電素子22を備えていることは言うまでもない。

【0034】

なお、本明細書において、総称する場合には添え字を省略した参照符号で示し、個別の構成を指す場合には添え字を付した参照符号で示す。また、添え字のうちの左側の添え字は、行番号を示し、その右側の添え字は、列番号を示している。例えば、第1圧電素子22-23は、行番号2で列番号3の第1圧電素子22である。

【0035】

これら複数の第1圧電素子22は、平板状の音響制動部材21の一方主面上に配置され、これら複数の第1圧電素子22上に音響整合層23が積層される。複数の第1圧電素子22は、クロストーク等の相互干渉を低減するために、互いに所定の隙間（溝、間隙、ギャップ）を空けて音響制動部材21上に配置される。なお、さらに相互干渉を低減するために、超音波を吸収する超音波吸収材がこの隙間に充填されることが好ましい。この超音

波吸收材には、例えば、ポリイミド樹脂やエポキシ樹脂等の熱硬化性樹脂等が用いられる。

【0036】

音響制動部材21は、超音波を吸収する材料から構成され、複数の第1圧電素子22から音響制動部材21方向へ放射される超音波を吸収するものである。音響制動部材21は、一般に、ダンパあるいはバッキング層とも呼ばれる。そして、各第1圧電素子22のそれぞれに接続する複数の複数の信号線24(図3(A)では信号線24-11~24-46)が音響制動部材21を貫通している。なお、各第1圧電素子22のそれぞれに接続する複数の接地線(アース線)は、図示が省略されているが、各第1圧電素子22の上面からそれぞれ引き出される。

10

【0037】

音響整合層23は、第1圧電素子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。したがって、音響整合層23は、第1圧電素子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差が最も小さくなるように設定される。音響整合層23は、単層で構成されてもよく、あるいは、複数層で構成されてもよい。なお、図3(A)では、この音響整合層23の図示が省略されている。また、音響整合層23は、円弧状に膨出した形状とされ、被検体に向けて送信される超音波を収束する音響レンズの機能を兼用してもよく、また、このような音響レンズが音響整合層23上に積層されてもよい。

20

【0038】

そして、超音波探触子2では、複数の第1圧電素子22のそれぞれが、複数の区域に分割され、これら複数の区域(区画、領域)のそれぞれに、共振周波数が互いに異なる複数の第2圧電素子を備えている。

【0039】

例えば、図3(B)に示す例では、第1圧電素子22は、平面視にて第1圧電素子22の一辺に平行な第1および第2境界(図3(B)では紙面に垂直な方向に沿った境界)で第1ないし第3区域Ar-a~Ar-cに分割されている。これら3個の第1ないし第3区域Ar-a~Ar-cは、図3(B)に示す例では、平面視にて互いに同一形状の矩形となっている。この第1区域Ar-aには、圧電部221として第1厚さt1の圧電材料から成る圧電部221-aが信号電極層222と接地電極層223との間に形成され、第1共振周波数fc1を持つ第2圧電素子220-aが構成されている。第2区域Ar-bには、圧電部221として第2厚さt2の圧電材料から成る圧電部221-bが信号電極層222と接地電極層223との間に形成され、第2共振周波数fc2を持つ第2圧電素子220-bが構成されている。第3区域Ar-cには、圧電部221として第3厚さt3の圧電材料から成る圧電部221-cが信号電極層222と接地電極層223との間に形成され、第3共振周波数fc3を持つ第2圧電素子220-cが構成されている。そして、これら第1ないし第3厚さt1~t3が互いに異なる厚さとされることで、第1ないし第3共振周波数fc1~fc3は、互いに異なる周波数となっている。第2圧電素子220-a~220-cの圧電材料と性能が同一である場合には共振周波数定数が一定であるので、例えば、第1厚さt1>第2厚さt2>第3厚さt3の関係にある場合には、第1共振周波数fc1<第2共振周波数fc2<第3共振周波数fc3となり、第1ないし第3区域Ar-a~Ar-cには、共振周波数が低周波数から高周波数へ順に配列されるように第2圧電素子220-a~220-cが配置されることになる。なお、共振周波数定数は、(共振周波数)×(圧電素子の振動方向の厚さ)で与えられる。例えば、圧電部221-a~221-cの圧電材料として、共振周波数定数が約2000Hz·mのPZTが用いられる場合には、第1厚さt1が200μmに設計されると、第1区域Ar-aにおける第2圧電素子220-aの共振周波数は、10MHzとなり、第2厚さt2が100μmに設計されると、第2区域Ar-bにおける第2圧電素子220-bの共振周波数は、20MHzとなり、そして、第3厚さt3が50μmに設計されると、第3区域Ar-cにおける第2圧電素子220-cの共振周波数は、40MHzとなる。

30

40

50

【0040】

ここで、このように各区域 Ar-a ~ Ar-c における各圧電部 221-a ~ 221-c の厚さが異なるため、各圧電部 221-a ~ 221-c における接地電極層 223 側の各面が面一とされると共に、圧電部 221-a における信号電極層 222 側の面が信号電極層 222 に当接されると、圧電部 221-b および圧電部 221-c における信号電極層 222 側の各面と信号電極層 222との間に、空隙が形成されることになる。このため、この空隙に誘電材料 224 が充填される。このように空隙に誘電材料 224 が充填されることによって、信号電極層 222 と接地電極層 223 との間に印加された電圧が圧電部 221-b、221-c に作用し、圧電部 221-b、221-c が圧電現象によって機械振動する一方で、誘電材料 224 が圧電部 221-b、221-c の共振周波数に略作用しないので、圧電部 221-b、221-c は、その厚さ t_1 、 t_2 に応じた共振周波数で共振することができる。このような作用により空隙に充填される誘電材料 224 の誘電率は、約 2 ないし約 40 であることが好ましい。

【0041】

このような構成の超音波診断装置 S では、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 17 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 圧電素子 22 へ供給され、第 1 圧電素子 22 では、当該第 1 圧電素子 22 における複数の第 2 圧電素子 220 へそれぞれ供給される。第 1 圧電素子 22 では、その複数の第 2 圧電素子 220 のうちの、この電気信号に対応する共振周波数を持つ第 2 圧電素子 220 が、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 22 は、第 1 超音波信号を放射する。第 1 圧電素子 22 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 22 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 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。

【0042】

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。

【0043】

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（第 2 超音波信号）となる。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（= 2×1 次高調波成分）、3 次高調波成分（= $(2 \times 1 + 1)$ 高調波成分）および 4 次高調波成分（= 2×2 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、音響整合層 23 を介して第 1 圧電素子 22 で受信される。すなわち、この第 2 超音波信号は、当該第 1 圧電素子 22 において、その複数の第 2 圧電素子 220 でそれぞれ受信され、複数の第 2 圧電素子 220 のそれぞれ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。

【0044】

ここで、第 2 圧電素子 220 は、第 2 超音波信号に含まれる周波数成分のうちのその共振周波数にほぼ対応する周波数成分で機械的に振動し、その振動に応じた電気信号を出力する。そして、第 1 圧電素子 22 は、互いに共振周波数の異なる複数の第 2 圧電素子 220 を有するので、第 2 超音波信号に含まれる複数の周波数成分、すなわち、広い周波数帯域に亘って第 2 超音波信号を受信することができる。

【0045】

10

20

30

40

50

そして、第1圧電素子22（複数の第2圧電素子220）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17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相関部14へ出力する。そして、相関部14で相関処理を行うことで所定次数の高調波成分が取得され、画像処理部15へ出力される。

【0046】

ここで、上述において、各第1圧電素子22から順次に超音波が被検体に向けて送信され、被検体で反射した第2超音波信号が複数の第1圧電素子22で受信される。

【0047】

そして、画像処理部15は、制御部17の制御によって、受信部13で受信され相関部14で相関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16は、制御部17の制御によって、画像処理部15で生成された被検体の超音波画像を表示する。

10

【0048】

次に、相関処理に関し、より具体的に説明する。

【0049】

図4は、相関処理の説明に当たって、実施形態にかかる超音波診断装置のより具体的な構成を示す図である。図5は、相関演算を説明するための図である。図6は、アナログ積和演算を説明するための図である。

20

【0050】

アナログ信号をデジタル変換してから相関処理を行ったのでは、高調波成分が受信信号全体に占めるエネルギー量が微弱であるため、良質な超音波画像の形成に必要なダイナミックレンジが取れない。そのため、本実施形態における相関部14では、相関処理自体をアナログで行うものである。

20

【0051】

図4において、相関部14は、超音波探触子2の複数（n個）の第1圧電素子22ごとに複数の相関処理部50-1、50-2、50-3、・・・、50-nを備えて構成されており、各相関処理部50-1、50-2、50-3、・・・、50-nは、同様に構成されている。その一つについて説明すると、相関処理部50は、CCD原理に基づくアナログ積和演算を行うことによって受信部13の出力と参照信号との相関を演算する回路であり、例えば、サンプルホールド部51と、電荷転送部52と、重み付け設定部53と、デジタルアナログ乗算部54と、加算部55とを備えて構成される。

30

【0052】

サンプルホールド部51は、タイミング発生部19からの動作タイミングに応じたサンプリング周期で、受信部13の出力を保持する回路である。サンプルホールド部51は、動作タイミングに応じたタイミングで、この保持した受信部13の出力に対応する電荷を電荷転送部52へ出力する。

【0053】

電荷転送部52は、電荷を保持する複数の電荷保持部521-1、521-2、521-3、・・・、521-nを備えて構成されている。これら各電荷保持部521-1、521-2、521-3、・・・、521-nは、直列に接続されており、タイミング発生部19からの動作タイミングに応じたタイミングで自己の電荷保持部521で保持している電荷を順次に後段の電荷保持部521へ転送する。この点がCCD原理に基づいている。

40

【0054】

デジタルアナログ乗算部54は、各電荷保持部521に対応して設けられた複数のデジタルアナログ乗算器（DA乗算器）541-1、541-2、541-3、・・・、541-nを備えて構成されている。DA乗算器541は、重み付け設定部53によって自機に設定されている重み付けで電荷保持部521からの出力値を乗算し、この乗算結果を加算部55へ出力する。

50

【0055】

重み付け設定部53は、参照信号記憶部18に記憶されている参照信号に基づいてデジタルアナログ乗算部54の各DA乗算器541-1、541-2、541-3、・・・、541-nに対し、重み付け値を設定するものである。この重み付け値は、操作入力部11の補正値入力部111から補正値が入力された場合には、この入力された補正値で補正される。そして、本実施形態では、この重み付け設定部53内に上述の第1参照信号記憶部141が組み込まれている。

【0056】

加算部55は、デジタルアナログ乗算部54の各DA乗算器541-1、541-2、541-3、・・・、541-nから入力された乗算結果を加算し、この加算結果を画像処理部15へ出力する回路である。

10

【0057】

このような構成の相関部14(各相関処理部50)は、これらサンプリングホールド部51、電荷転送部53、重み付け設定部53、DA乗算部54および加算部55の全部または一部がICチップ化されている。そして、第1参照信号記憶部141は、この相関部14(各相関処理部50)のICチップに実装されている。

【0058】

このような構成の相関部14(相関処理部50)では、次のように動作する。

【0059】

アナログ相関処理では、CCDに用いられる電荷移送技術を用いて、2つ以上の電荷を1つの容量素子にまとめあげることで加算を行い、1つの電荷を2分し、一方をさらに2分し、それを繰り返すことで、1/2、1/4、1/8、1/16、・・・の電荷を用意し、乗数の2進表現に従い、取捨し、再度ひとつの電荷にまとめることで乗算を行うアナログ電荷積和遅延が行われる。この点が、アナログ積和演算である。ここで言う相関処理とは、2つの波形がどの程度似ているか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 が大きいほど、2つの数列が似通っていることになる(通常、信号を検出すると図5のグラフのような急峻なピークを示す)。

20

$$z = x_k y_k \dots \quad (1)$$

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

30

【0060】

電荷転送部52の電荷保持部521の各ステージに蓄えられている電荷量 Q_k に参照信号(テンプレート)の対応する重み付け値を乗じ、和をとることで、ノイズの中に信号が存在するか否かを高いS/N比で計算することができる。

【0061】

相関処理部50は、アナログ量である電荷量 Q を用い、遅延、加算および乗算が可能なデバイスであり、これを用いることで、高分解能、高速かつ低消費電力に、相関処理などの演算処理が可能となる。実際のデバイスの構成としては、上述したようにCCD類似のデバイス形態となる。例えば、CCDでは、電荷移送を行う場合、ポテンシャル井戸の深さが転送方向に向かって深くなるように調節することによって行われる。図6(A)のように電荷を図上では左から右へ移動させていくことで信号の流れを制御する。加算を行う場合は、図6(B)に示すように、二つ以上のポテンシャル井戸が一つになるように、駆動電圧を制御する。乗算を行う場合は、例えば、一つのポテンシャル井戸を2分割するような駆動電圧を制御して(例えば上記加算器の逆)、電荷 Q を $Q/2$ 、 $Q/4$ 、 $Q/8$ 、 $Q/16$ 、 $Q/32$ 、 $Q/64$ 、・・・というように分割し、それを乗数(デジタル値)のビットに応じて捨てたり残したりする。すなわち、ビットが0の場合には、捨て、ビットが1の場合には残す。その後に、残した電荷をすべて足すことで、乗数 M が $0 < M < 1$ の乗算を行う。例えば、 $Q \times 0.36827$ (10進数)は、 $Q \times 0.01011110$ (2進数)となって、 $Q \times (0 + 0/2 + 1/4 + 0/8 + 1/16 + 1/32 + 1/64 + 1/128 + 0/256)$ となる。

40

【0062】

50

これら絶対値電荷に加え、絶対値である電荷量の正負を表す符号ビットを用いて積和演算を実現する。

【0063】

また、相関処理とは、2つの波形がどの程度似ているかを判定する処理であり、例えば、上述したように、2つの数列 x_n と y_n とがあった場合、上記式1で示される z が判定基準となる。

【0064】

送信信号を $s(t)$ とし、送信信号 $s(t)$ に雑音を含ませたものを $z(t)$ とし、上記の式1からなる判定基準を z とすると、図5に波線で示すように、参照信号と受信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。ノイズ耐性を高めるためには、できるだけ冗長な、自然界に無い信号を送信信号（参照信号） $s(t)$ に用いることが望ましい。実際には、図4のよう、受信部13が受信する連続信号 $s(t)$ を時間 Δt でサンプリングホールドし、離散量 $f(t)$ 、 $f(t - \Delta t)$ 、 $f(t - 2\Delta t)$ 、 $f(t - 3\Delta t)$ 、 $f(t - 4\Delta t)$ 、 … とする。これらに各々相当する重み付け係数 $g(1) \sim g(n)$ をかけて総和をとることによって得ることができる（式2）。

$$z = f(t - k)g(k) \quad \dots \quad (2)$$

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

【0065】

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15へ出力する。画像処理部15では、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。

【0066】

例えば、3MHz～5MHzのチャーブ波を用いた送信信号を以下のようにする。

$$s(t) = A \cdot \sin\{2[(f_c - B_w/2)t + (B_w/(2T_w))t^2]\} \cdot W(t) \quad \dots \quad (3)$$

$W(t)$ は、窓関数（本実施形態では例えばハミング窓を使用）であり、 f_c は、チャーブ波の中心周波数であり、 B_w は、チャーブ波の掃引周波数であり、 T_w は、チャーブ波の時間幅である。本実施形態においては、 $f_c = 4\text{MHz}$ 、 $B_w = 2\text{MHz}$ とし、 T_w は、診断領域の面積により設定される。

【0067】

相関処理によって検出する高調波の次数を n とすると、 n が偶数の場合の参照波形 $r(t)$ は、式4となる。

$$r(t) = f(d, n) \cdot (s(t)/|s(t)|) \cdot \{s(t)\}^n \quad \dots \quad (4)$$

一方、 n が奇数の場合の参照波形 $r(t)$ は、式5となる。

$$r(t) = f(d, n) \cdot \{s(t)\}^n \quad \dots \quad (5)$$

$f(d, n)$ は、診断深度、診断対象および次数によって決定される項であり、フォーカルポイントごとに用意された補正值入力部111の重み付けスライダ等によって、ユーザが出力画像を見つつ最適な値を選択してもよい。この関数 $r(t)$ を規定のサンプリング周波数でデジタル化したものが参照信号の $g(1) \sim g(n)$ に書き込まれる値として、診断深度、診断対象および検出次数ごとに参照信号のデータとして参照信号記憶部18に記憶される。

【0068】

制御部17がROIを基に指定するステアリング角度とフォーカルポイント深度からビームフォーマの遅延が送信ビームフォーマ回路122で設定され、駆動信号生成回路121でPCMによって形成した上記チャーブ波が、超音波探触子2の第1圧電素子22に印加され、電気音響変換（圧電現象）によって第1超音波信号が発生される。フォーカルポイントにて収束された超音波信号は、被検体内の組織界面で反射されるとともに音圧強度に依存した高調波が発生される。組織界面で反射し、被検体内を伝播した第2超音波信号は、超音波探触子2の第1圧電素子22によって受信され、受信部13で受信処理される。受信部13からの出力は、その受信波形をサンプルホールドすべく、各第1圧電素子2

10

20

30

40

50

2ごとに、サンプルホールド部51によって時間方向に離散化される。それらは、一定の動作タイミングのタイミング(制御クロック)によって、電荷転送部52に入力される。電荷転送部52では、 $x_a(1) \sim x_a(n)$ のn段の電荷保持部521-1、521-2、521-3、・・・、521-nを持ち、動作タイミングごとにそれぞれの値が次の段に移動する。電荷転送部52の各電荷保持部521-1、521-2、521-3、・・・、521-nの各段 $x_a(1) \sim x_a(n)$ は、それぞれ、保持する値を出力するDA乗算器541-1、541-2、541-3、・・・、541-nを有し、それぞれが対応するDA乗算器541へと接続されている。各DA乗算器541-1、541-2、541-3、・・・、541-nには、それぞれ相関処理のための重み付け係数 $g(1) \sim g(n)$ が重み付け設定部53の設定によって保持されており、また、これら重み付け係数は、制御部17に制御による重み付け設定部53によって、書き換え可能とされている。制御部17は、検出する高調波の次数、診断部位およびフォーカルポイント深度(診断深度)等によって、最適な参照信号(テンプレート)のデータを第1参照信号記憶部141から選択し、重み付け設定部53を介して各DA乗算器541-1、541-2、541-3、・・・、541-nが保持する重み付け係数 $g(1) \sim g(n)$ を書き込む。各DA乗算器541-1、541-2、541-3、・・・、541-nは、重み付け係数 $g(k)$ のビット数に比例する遅延を経て、 $x_a(k) \times g(k)$ を出力し、これら出力が加算部55によって加算され、相関係数 z_a が得られる。なお、添え字aは、超音波探触子2の複数の第1圧電素子22のうちのa番目の第1圧電素子22に関連していることを表している。超音波探触子2のアレイ状に配列された第1圧電素子22それぞれに対して相関係数 z_a が得られ、また相関係数 z_a のピーク位置を基に遅延補正回路151で遅延補正を行った後、各第1圧電素子22の相関係数を整相加算回路152で整相加算することで、全体の相関係数 z 、すなわち相関処理された受信信号 $y(t)$ が得られ、これを基に超音波画像が形成される。

10

20

30

40

50

【0069】

このように本実施形態の超音波診断装置Sでは、参照信号が、検出すべき高調波の次数、被検体の診断部位および記被検体の診断深度に応じて設定されてので、この参照信号を用いることによって相関処理を行うことができ、より高いSN比で高調波成分を取得することが可能となる。そして、参照信号を記憶する第1参照信号記憶部141が相関処理を行う相関部14に組み込まれているので、参照信号との相関処理をより高速に行うことが可能となる。

【0070】

また、上述の超音波診断装置Sでは、第1参照信号記憶部141が相関部14のICチップに実装されているので、参照信号との相関処理をより高速に行うことができ、また、その小型化が可能となる。

【0071】

また、上述の超音波診断装置Sでは、互いに異なる複数の参照信号が参照信号記憶部18に記憶され、相関部14が、検出すべき高調波の次数、被検体の診断部位および被検体の診断深度に応じてこれら複数の参照信号から1つの参照信号を選択して相関処理を行うので、診断領域全体に亘ってより適切な参照信号が選択され、相関処理が行われる。このため、診断領域全体に亘って、より高いSN比で高調波成分を取得することが可能となる。

【0072】

また、上述の超音波診断装置Sでは、参照信号は、第1超音波信号に基づいて生成される関数である。より具体的には、参照信号は、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検出すべき高調波の次数を $2n$ (nは正の整数)とした場合に、第1超音波信号が正の値である場合には+1を乗算した第1超音波信号の $2n$ 乗であって、第1超音波信号が負の値である場合には-1を乗算した前記第1超音波信号の $2n$ 乗である。このため、 $2n$ 次高調波成分を取得するための参照信号を生成することが可能となる。あるいは、参照信号は、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検出すべき

高調波の次数を(2n+1)(nは正の整数)とした場合に、第1超音波信号の(2n+1)乗である。このため、(2n+1)次高調波成分を取得するための参照信号を生成することが可能となる。

【0073】

また、上述の超音波診断装置Sでは、第1超音波信号が自然界に通常存在しないチャーブ波であるので、その高調波成分を検出する場合に、ノイズ成分と区別し易い。このため、より高いSN比で高調波成分を取得することが可能となる。

【0074】

また、上述の超音波診断装置Sでは、相関部14は、CCD原理に基づくアナログ積和演算装置を備えて構成される。このため、微弱な信号レベルである高調波成分でもより適切に相関処理を行うことが可能となる。

【0075】

次に、超音波探触子の製造方法について説明する。

【0076】

(超音波探触子の製造方法)

図7は、実施形態における超音波探触子の製造に用いる治具の構成を示す図である。図7(A)は、治具の上面図を示し、図7(B)は、治具の断面図を示す。図8は、実施形態における超音波探触子の製造工程を示す図である。

【0077】

本実施形態における上記構成の超音波探触子2は、例えば、図7に示す構成の治具Tを用いることによって製造することができる。

【0078】

この治具Tは、図7に示すように、少なくとも周面部分に第2圧電素子220の圧電材料(第1圧電素子22の圧電材料)よりも硬い粒子32を含む互いに直径の異なる複数の円板31を中心軸を一致させて重ねた形状のものである。周面部分は、周面および/または周面内側近傍である。治具Tの厚さ、すなわち、治具Tにおける複数の円板31を積層した積層方向の厚さは、第1圧電素子22間のピッチ(第1圧電素子の大きさ(一边の長さ))に対応した値である。治具Tにおける厚さは、第2圧電素子220の幅に対応した値である。また、治具Tにおける各円板31の段差は、各第2圧電素子の厚さtの差に対応した値である。このような治具Tは、例えばダイヤモンドやジルコニア等の硬い微粒子32を樹脂に分散し、治具Tに対応する形状の金型を用いてこの微粒子32を分散させた樹脂を成形することによって、形成することができる。微粒子32は、例えば、平均粒径約10nm~約10μmである。図4には、図3に示す3個の第2圧電素子220-a~220-cにおける圧電部221-a~221-cを形成すべく、3個の円板31-a~31-cを重ねた形状の治具Tが示されている。治具Tの厚さは、第1圧電素子22間のピッチに対応した値とされ、円板31-a~31-cの各厚さは、圧電部221-a~221-cの各幅と等しくされ、円板31-aとこれに隣接する円板31-bとの段差は、圧電部221-aの第1厚さt1とこれに隣接する圧電部221-bの第2厚さt2との差と等しくされ、円板31-bとこれに隣接する円板31-cとの段差は、圧電部221-bの第2厚さt2とこれに隣接する圧電部221-cの第3厚さt3との差と等しくされる。

【0079】

そして、本実施形態における上記構成の超音波探触子2は、例えば、図7に示す構成の治具Tを用いることによって、次の各工程で製造することができる。

【0080】

図8において、まず、所定の大きさの圧電材料体Dが用意され(図8(A))、この圧電材料体Dに複数の第1圧電素子22を想定し、この想定した各第1圧電素子22における各区域Arに各圧電部221を形成するように、図4に示す治具Tを用いることによって圧電材料体Dが切削される(図8(B))。この圧電材料体Dの切削は、治具Tの周面を圧電材料体Dに当接しながら治具Tを回転させ、さらに第1圧電素子22の素子列方向

10

20

30

40

50

に沿って治具 T を移動することによって行われる。次に、切削面に誘電材料 224 が塗布され、平坦面となるように誘電材料 224 が研磨される(図 8 (C))。次に、切削加工および研磨加工の施された誘電材料体 D の両面にそれぞれ信号電極層 222 および接地電極層 223 が例えば蒸着やスパッタ等の薄膜形成技術によって形成される(図 8 (D))。次に、信号電極層 222 上に音響制動部材 21 が形成される(図 8 (E))。次に、例えばダイシングソーを用いて溝切りすることによって複数の第 1 圧電素子 22 が形成される(図 8 (F))。そして、接地電極層 223 上に音響整合層 23 が形成され、これら各工程によって、例えば、図 3 に示す構成の超音波探触子 2 が製造される。

【0081】

また、上述の超音波探触子 2 において、複数の第 2 圧電素子 220 における隣接する第 2 圧電素子 220 間には、それらの境界に沿って厚さ方向の溝(隙間、間隙、ギャップ)が形成されてもよい。このように互いに隣接する第 2 圧電素子 220 間に溝を形成することによって、複数の第 2 圧電素子 220 間におけるクロストーク等の相互干渉が低減される。

10

【0082】

また、上述の超音波診断装置 S において、図 2 および図 4 に波線で示すように、好ましくは、複数の参照信号を記憶する第 2 参照信号記憶部 18 と、予め設定された所定のタイミングで第 2 参照信号記憶部 18 に記憶されている複数の参照信号を第 1 参照信号記憶部 141 へ転送する転送制御部 171 とをさらに備える。転送制御部 171 は、この例では、制御部 17 に機能的に構成されている。そして、好ましくは、第 2 参照信号記憶部 18 は、ROM、EEPROM、フラッシュメモリおよび強誘電体記憶素子のうちのいずれかを備えて構成されている。このような構成では、第 2 参照信号記憶部 18 をさらに備えることで、より多くの複数の参照信号を記憶することができる一方で、必要に応じて第 2 参照信号記憶部 18 から参照信号を第 1 参照信号記憶部 141 へ読み込むことができるから、第 1 参照信号記憶部 141 の記憶容量を少なくすることができる。したがって、第 1 参照信号記憶部 141 をより容易に相關部 14 へ組み込むことが可能となる。例えば、第 1 参照信号記憶部 141 がいわゆるキャッシュメモリのように構成される。転送処理部 171 によって第 2 参照信号記憶部 18 から第 1 参照信号記憶部 141 へ参照信号を転送するタイミングは、例えば、超音波診断装置 S の起動時、検出すべき高調波の次数が変更された時、被検体の診断部位が変更された時、および、被検体の診断深度が変更された時等である。

20

【0083】

また、上述の超音波診断装置 S において、好ましくは、受信部 13 と相關部 14 と第 1 参照信号記憶部 141 とは、超音波探触子 2 内に組み込まれていてもよい。このような構成では、超音波探触子 2 に受信部 13、相關部 14 および第 1 参照信号記憶部 141 が組み込まれているので、参照信号との相關処理を行った受信信号を出力することが可能となる。したがって、参照信号との相關処理を行わない超音波診断装置本体 1 でも第 2 超音波信号の高周波成分に基づいた高精度な画像形成が可能となる。

30

【0084】

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。

40

【図面の簡単な説明】

【0085】

【図 1】実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

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

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

50

【図4】相関処理の説明に当たって、実施形態にかかる超音波診断装置のより具体的な構成を示す図である。

【図5】相関演算を説明するための図である。

【図6】アナログ積和演算を説明するための図である。

【図7】実施形態における超音波探触子の製造に用いる治具の構成を示す図である。

【図8】実施形態における超音波探触子の製造工程を示す図である。

【符号の説明】

【0 0 8 6】

S 超音波診断装置

T 治具

1 超音波診断装置本体

2 超音波探触子

1 4 相関部

1 8 第2参照信号記憶部

2 2 第1圧電素子

5 0 相関処理部

5 1 サンプルホールド部

5 2 電荷転送部

5 3 重み付け設定部

5 4 デジタルアナログ乗算器

5 5 加算部

1 4 1 第1参照信号記憶部

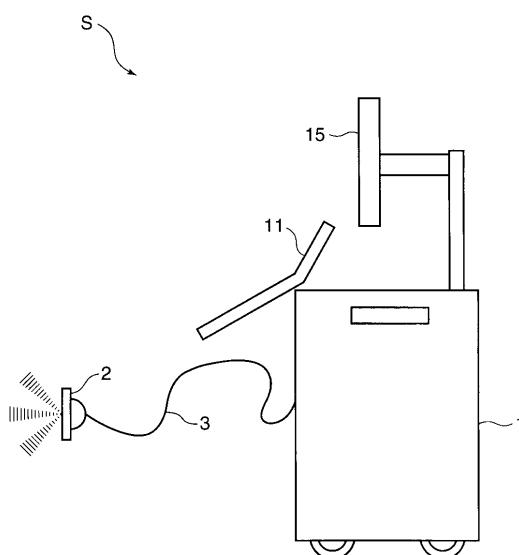
1 7 1 転送処理部

2 2 0 第2圧電素子

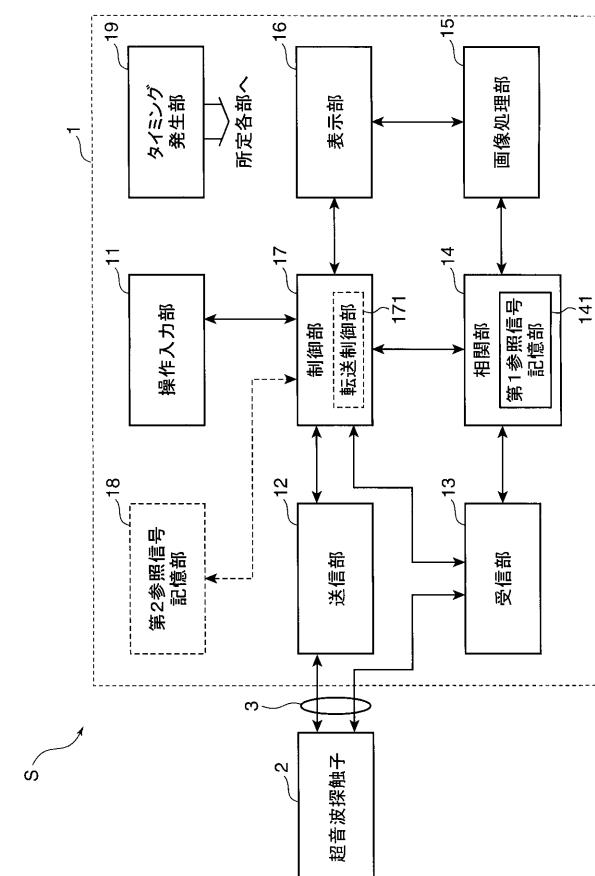
10

20

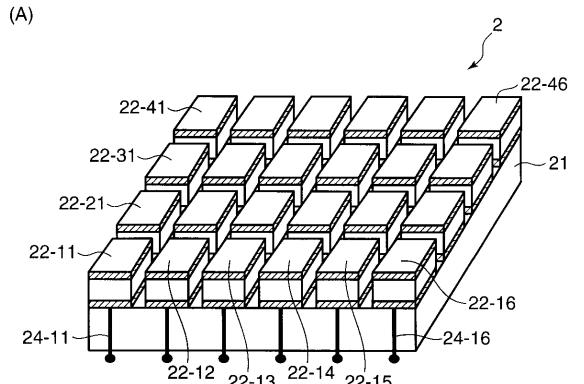
【図1】



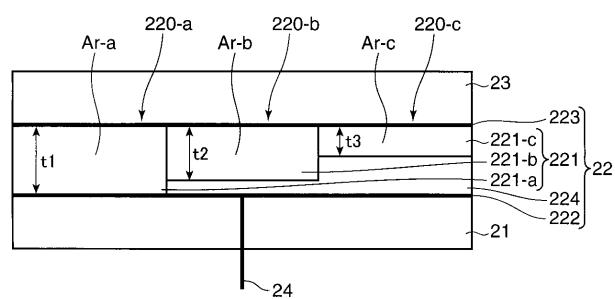
【図2】



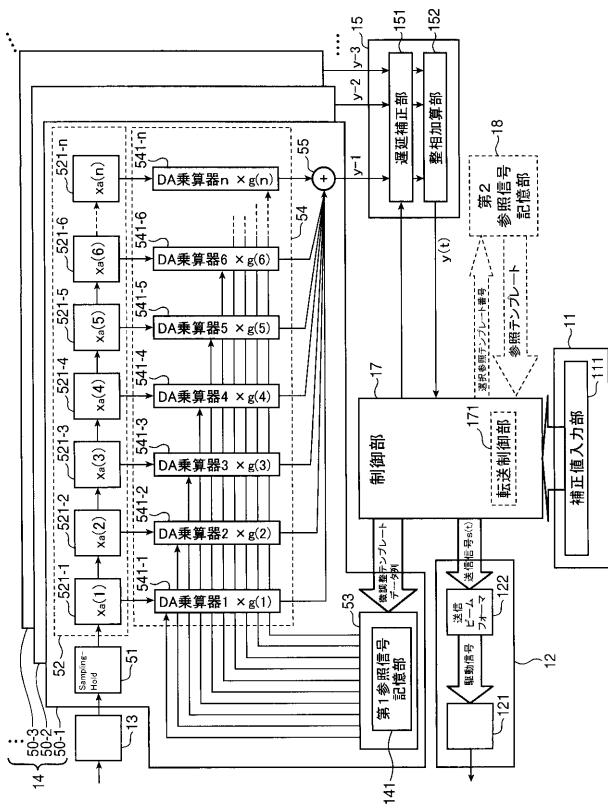
【 四 3 】



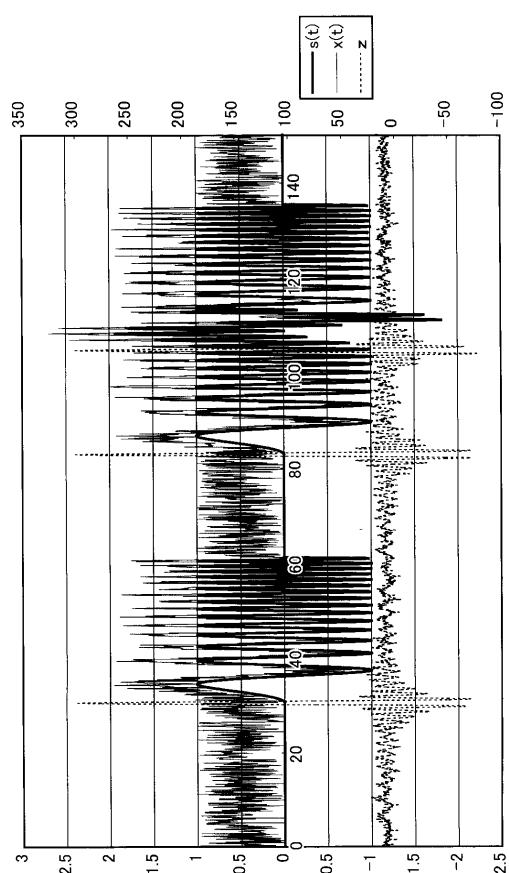
(B)



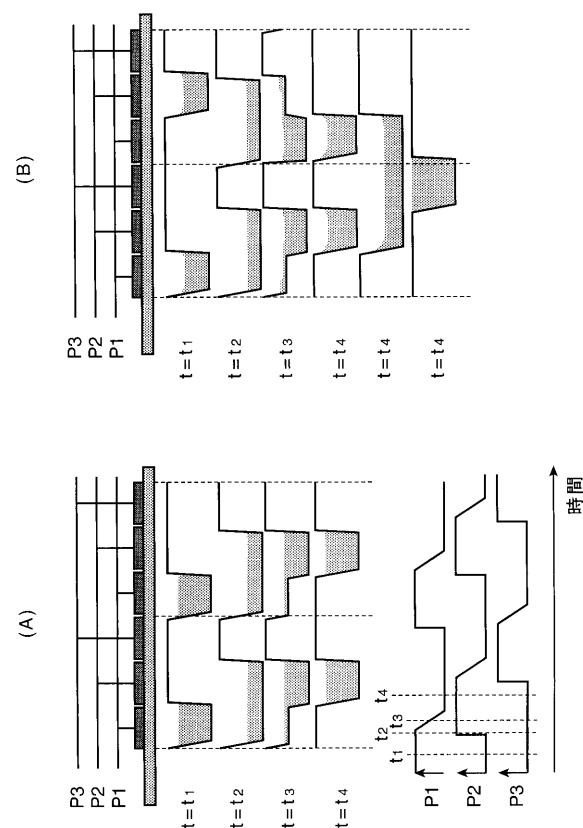
〔 図 4 〕



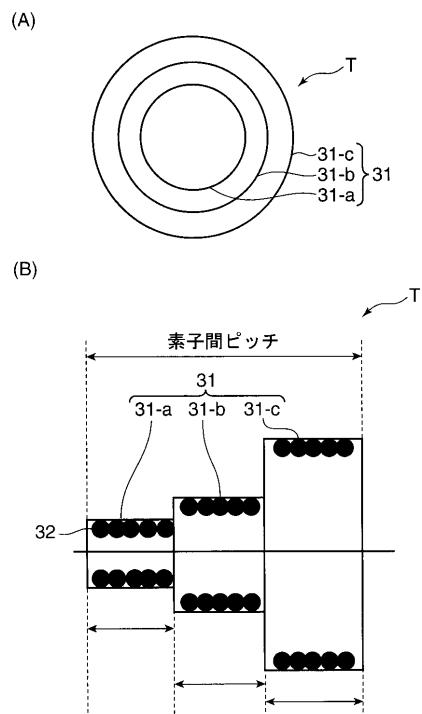
(5)



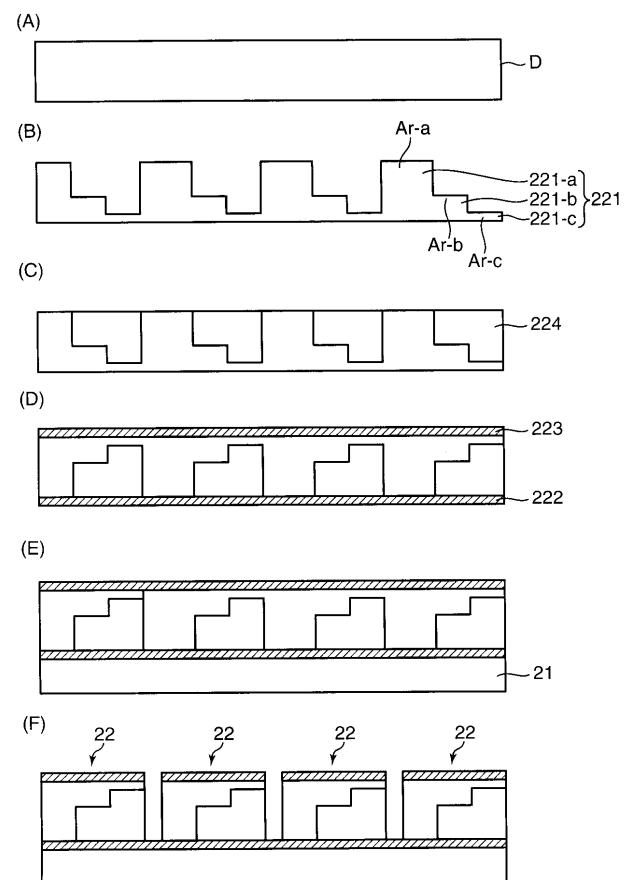
〔 四 6 〕



【図7】



【図8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB06 DE08 EE07 GB04 GB06 GB14 GB19 GB41 HH10 HH35
JB25 JB41 JB45 JB47
5D019 FF04

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009273834A	公开(公告)日	2009-11-26
申请号	JP2008130673	申请日	2008-05-19
[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	中原雅文 加藤美樹		
发明人	中原 雅文 加藤 美樹		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00 H04R3/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.332.A H04R3/00.330		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE08 4C601/EE07 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB14 4C601/GB19 4C601/GB41 4C601/HH10 4C601/HH35 4C601/JB25 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB47 5D019/FF04		
代理人(译)	櫻井 智		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够以更高的速度与参考信号进行相关处理的超声诊断设备。本发明的超声波诊断装置S基于第一超声波信号接收从被检体接收到的第二超声波信号，该第二超声波信号由用于接收超声波的接收部13接收。通过执行接收单元13的输出与预设参考信号之间的相关处理，从接收单元13的输出中检测出基于第二超声信号形成对象内部的图像的图像处理单元15。相关单元14，要检测的谐波的顺序，第一参考信号存储单元141，其存储根据对象的诊断区域和对象的诊断深度设置的多个参考信号，相关单元 图14是第一参考信号存储单元141，其通过根据要检测的谐波的顺序，对象的诊断部位以及对象的诊断深度从多个参考信号中选择一个参考信号来执行相关处理。被包含在相关单元14中。

[选择图]图2

