

(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2009-273784

(P2009-273784A)

(43) 公開日 平成21年11月26日(2009.11.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 2	5 D 0 1 9
H 0 1 L 41/09 (2006.01)	H 0 1 L 41/08 C	
H 0 1 L 41/193 (2006.01)	H 0 1 L 41/18 1 0 2	
H 0 1 L 41/22 (2006.01)	H 0 1 L 41/22 Z	
審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 20 頁)		

(21) 出願番号 特願2008-130017 (P2008-130017)
 (22) 出願日 平成20年5月16日 (2008.5.16)

(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 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

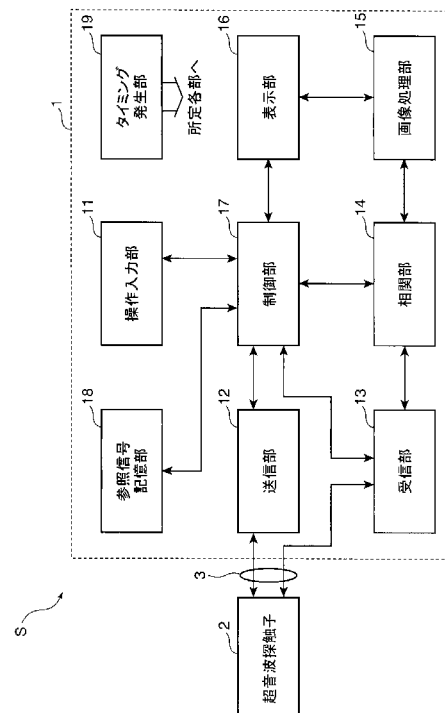
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】本発明は、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を設定することで関連処理を行う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、被検体内に第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とを備える超音波診断装置であって、受信部13の出力と予め設定された参照信号との関連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関連部14をさらに備え、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、および、被検体の診断深度に応じて設定されている。

【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をさらに備え、

前記参照信号は、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設定されていること

10

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

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参照信号記憶部をさらに備え、

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うこと

20

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】

前記参照信号は、前記第 1 超音波信号に基づいて生成される関数であること

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 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プ波であること

を特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記参照信号は、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を $2n$ (n は正の整数) とした場合に、前記第 1 超音波信号が正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 $2n$ 乗であって、前記第 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 $2n$ 乗であること

30

を特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記参照信号は、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を $(2n+1)$ (n は正の整数) とした場合に、前記第 1 超音波信号の $(2n+1)$ 乗であること

を特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記参照信号は、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ること

を特徴とする請求項 3 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。

40

【請求項 8】

前記相関部は、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と

を特徴とする請求項 1 ないし請求項 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

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さらに備え、

前記圧電素子は、送信用と受信用とに分離されていること

を特徴とする請求項 1 ないし請求項 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記圧電素子は、2次元アレイ状に複数配列されていること

50

を特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記受信用の前記圧電素子は、有機圧電材料を備えて成ることを特徴とする請求項 9 または請求項 10 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。

10

【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、ドップラ効果を用い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）。

20

【0003】

30

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レベルが小さく、S/N 比（signal to noise ratio）が良くなってコントラスト分解能が向上すること、周波数が高くなることによってビーム幅が細くなって横方向分解能が向上すること、近距離では音圧が小さくて音圧の変動が少ないために多重反射が抑制されること、および、焦点以遠の減衰が基本波並みであり高周波を基本波とする場合に較べて深速度を大きく取れること等の様々な利点を有している。

【0004】

40

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）。

50

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 0 8 8 0 5 6 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 1 - 2 8 6 4 7 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、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関処理を行うことで、高調波成分を検出する方法が考えられる。しかしながら、高調波成分は、第 1 超音波信号が被検体内を伝播する過程で生じるため、前記参照信号を一意に設定することが難しい。

10

【0006】

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、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を設定することで相関処理を行う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では、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をさらに備え、前記参照信号は、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設定されていることを特徴とする。

20

【0008】

このような構成の超音波診断装置では、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 S N 比で高調波成分を取得することが可能となる。

30

【0009】

また、上述の超音波診断装置において、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参照信号記憶部をさらに備え、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うことを特徴とする。

【0010】

この構成によれば、互いに異なる複数の参照信号が参照信号記憶部に記憶され、相関部が、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 S N 比で高調波成分を取得することが可能となる。

40

【0011】

また、これら上述の超音波診断装置において、前記参照信号は、前記第 1 超音波信号に基づいて生成される関数であることを特徴とする。

【0012】

この構成によれば、第 1 超音波信号に基づいて生成される関数である参照信号を用いた超音波診断装置が提供される。

50

【 0 0 1 3 】

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プ波であることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

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プ波であるので、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、前記チャープ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。

【 0 0 1 5 】

また、上述の超音波診断装置において、前記参照信号は、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を $2n$ (n は正の整数) とした場合に、前記第 1 超音波信号が正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 $2n$ 乗であって、前記第 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 $2n$ 乗であることを特徴とする。

10

【 0 0 1 6 】

この構成によれば、 $2n$ 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。

【 0 0 1 7 】

また、上述の超音波診断装置において、前記参照信号は、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を $(2n+1)$ (n は正の整数) とした場合に、前記第 1 超音波信号の $(2n+1)$ 乗であることを特徴とする。

20

【 0 0 1 8 】

この構成によれば、 $(2n+1)$ 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。

【 0 0 1 9 】

また、これら上述の超音波診断装置において、前記参照信号は、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ることを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

この構成によれば、その振幅がフォーカルポイント深度に応じて増減される参照信号を用いた超音波診断装置が提供される。

30

【 0 0 2 1 】

また、これら上述の超音波診断装置において、前記相関部は、C C D 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とを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

この構成によれば、相関部が C C D 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ので、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。

【 0 0 2 3 】

また、これら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圧電素子をさらに備え、前記圧電素子は、送信用と受信用とに分離されていることを特徴とする。

40

【 0 0 2 4 】

この構成によれば、圧電素子が送信用と受信用とに分離されているので、前記圧電素子のうち送信用の部分には、送信に適した圧電素子とすることができ、そして、前記圧電素子のうち受信用の部分には、受信に適した圧電素子とすることができ、このため、より高調波成分を取得することが可能となる。

【 0 0 2 5 】

また、これら上述の超音波診断装置において、前記圧電素子は、2次元アレイ状に複数配列されていることを特徴とする。

50

【 0 0 2 6 】

この構成によれば、２次元アレイ状に圧電素子が複数配列された超音波探触子を備える超音波診断装置の提供が可能となる。

【 0 0 2 7 】

また、これら上述の超音波診断装置において、前記受信用の前記圧電素子は、有機圧電材料を備えて成ることを特徴とする。

【 0 0 2 8 】

この構成によれば、比較的広帯域で超音波を受信することができる有機圧電素子が受信用の圧電素子に用いられているので、より適切に高周波成分を受信することが可能となる。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 2 9 】

本発明にかかる超音波診断装置は、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参照信号を設定することで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。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 3 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。

20

【 0 0 3 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圧電素子のうちの一素子分を示す断面図である。

【 0 0 3 2 】

超音波診断装置１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 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、参照信号記憶部１８とを備えて構成されている。

40

【 0 0 3 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 3 5 】

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プ波が用いられる。チャープ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プ波であってもよく、また、周波数が時間経過に従って徐々に低く

50

なるチャープはであってもよい。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、この受信信号を関連部 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。

【0036】

関連部 14 は、受信部 13 の出力と予め設定された参照信号との関連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。

【0037】

参照信号記憶部 18 は、例えば、ROM あるいは EEPROM 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、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、上記関連部 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関連処理を行う。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。

【0038】

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 $2n$ （ 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 を乗算した第 1 超音波信号の $2n$ 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

【0039】

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。

【0040】

画像処理部 15 は、制御部 17 の制御に従って、関連部 14 で関連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、後述の各関連処理部 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、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、関連部 14、参照信号記憶部 18、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。

【0041】

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

10

20

30

40

50

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が被検体に当て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。

10

【0042】

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(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。

20

【0043】

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。

30

【0044】

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。

【0045】

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。この超音波吸収材には、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。

40

【0046】

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24-11~24-4

50

6) 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。

【0047】

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。

10

【0048】

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。

【0049】

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 の関係にある場合では、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 2000 Hz · m の PZT が用いられる場合では、第 1 厚さ t1 が 200 μm 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、10 MHz となり、第 2 厚さ t2 が 100 μm 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、20 MHz となり、そして、第 3 厚さ t3 が 50 μm 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、40 MHz となる。

20

30

40

【0050】

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

50

ることによって、信号電極層 2 2 2 と接地電極層 2 2 3 との間に印加された電圧が圧電部 2 2 1 - b、2 2 1 - c に作用し、圧電部 2 2 1 - b、2 2 1 - c が圧電現象によって機械振動する一方で、誘電材料 2 2 4 が圧電部 2 2 1 - b、2 2 1 - c の共振周波数に略作用しないので、圧電部 2 2 1 - b、2 2 1 - 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 2 2 4 の誘電率は、約 2 ないし約 4 0 であることが好ましい。

【0051】

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 1 1 から診断開始の指示が入力されると、制御部 1 7 の制御によって送信部 1 2 で電気信号の送信信号が生成される。この生成された電気信号の送信信号は、ケーブル 3 を介して超音波探触子 2 へ供給される。より具体的には、この電気信号の送信信号は、超音波探触子 2 における第 1 圧電素子 2 2 へ供給され、第 1 圧電素子 2 2 では、当該第 1 圧電素子 2 2 における複数の第 2 圧電素子 2 2 0 へそれぞれ供給される。第 1 圧電素子 2 2 では、その複数の第 2 圧電素子 2 2 0 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 2 2 0 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 2 2 は、第 1 超音波信号を放射する。第 1 圧電素子 2 2 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 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 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。

【0052】

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。

【0053】

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（ $= 2 \times 1$ 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（ $= 2 \times 2$ 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 2 3 を介して第 1 圧電素子 2 2 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 2 2 において、その複数の第 2 圧電素子 2 2 0 でそれぞれ受信され、複数の第 2 圧電素子 2 2 0 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。

【0054】

ここで、第 2 圧電素子 2 2 0 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 2 2 は、互いに共振周波数の異なる複数の第 2 圧電素子 2 2 0 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。

【0055】

そして、第 1 圧電素子 2 2（複数の第 2 圧電素子 2 2 0）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 7 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関連部 1 4 へ出力する。そして、関連部 1 4 で関連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 1 5 へ出力される。

【0056】

ここで、上述において、各第 1 圧電素子 2 2 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 2 2 で受信される。

【 0 0 5 7 】

そして、画像処理部 1 5 は、制御部 1 7 の制御によって、受信部 1 3 で受信され相関部 1 4 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 1 6 は、制御部 1 7 の制御によって、画像処理部 1 5 で生成された被検体の超音波画像を表示する。

【 0 0 5 8 】

次に、相関処理に関し、より具体的に説明する。

【 0 0 5 9 】

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。

10

【 0 0 6 0 】

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 1 4 では、相関処理自体をアナログで行うものである。

【 0 0 6 1 】

図 4 において、相関部 1 4 は、超音波探触子 2 の複数 (n 個) の第 1 圧電素子 2 2 ごとに複数の相関処理部 5 0 - 1、5 0 - 2、5 0 - 3、・・・、5 0 - n を備えて構成されており、各相関処理部 5 0 - 1、5 0 - 2、5 0 - 3、・・・、5 0 - 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 5 0 は、C C D 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 1 3 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 5 1 と、電荷転送部 5 2 と、重み付け設定部 5 3 と、デジタルアナログ乗算部 5 4 と、加算部 5 5 とを備えて構成される。

20

【 0 0 6 2 】

サンプルホールド部 5 1 は、タイミング発生部 1 9 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 1 3 の出力を保持する回路である。サンプルホールド部 5 1 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 1 3 の出力に対応する電荷を電荷転送部 5 2 へ出力する。

30

【 0 0 6 3 】

電荷転送部 5 2 は、電荷を保持する複数の電荷保持部 5 2 1 - 1、5 2 1 - 2、5 2 1 - 3、・・・、5 2 1 - n を備えて構成されている。これら各電荷保持部 5 2 1 - 1、5 2 1 - 2、5 2 1 - 3、・・・、5 2 1 - n は、直列に接続されており、タイミング発生部 1 9 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 5 2 1 で保持している電荷を順次に後段の電荷保持部 5 2 1 へ転送する。この点が C C D 原理に基づいている。

【 0 0 6 4 】

デジタルアナログ乗算部 5 4 は、各電荷保持部 5 2 1 に対応して設けられた複数のデジタルアナログ乗算器 (D A 乗算器) 5 4 1 - 1、5 4 1 - 2、5 4 1 - 3、・・・、5 4 1 - n を備えて構成されている。D A 乗算器 5 4 1 は、重み付け設定部 5 3 によって自機に設定されている重み付けで電荷保持部 5 2 1 からの出力値を乗算し、この乗算結果を加算部 5 5 へ出力する。

40

【 0 0 6 5 】

重み付け設定部 5 3 は、参照信号記憶部 1 8 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 5 4 の各 D A 乗算器 5 4 1 - 1、5 4 1 - 2、5 4 1 - 3、・・・、5 4 1 - 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 1 1 の補正值入力部 1 1 1 から補正值が入力された場合には、この入力された補正值で補正される。

【 0 0 6 6 】

50

加算部 55 は、デジタルアナログ乗算部 54 の各 D A 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。

【0067】

このような構成の関連部 14 (関連処理部 50) では、次のように動作する。

【0068】

アナログ関連処理では、C C D 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。ここで言う関連処理とは、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) 。

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

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

【0069】

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。

【0070】

関連処理部 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、関連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 C C D 類似のデバイス形態となる。例えば、C C D 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、残した電荷をすべて足すことで、乗数 M が $0 \leq M < 1$ 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。

【0071】

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。

【0072】

また、関連処理とは、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。

【0073】

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 のように、受信部 13 が受信する連続信号 $s(t)$ を時間 τ でサンプリン

10

20

30

40

50

グホールドし、離散量 $f(t)$ 、 $f(t - \tau)$ 、 $f(t - 2\tau)$ 、 $f(t - 3\tau)$ 、 $f(t - 4\tau)$ 、 $\dots$ 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)。

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

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

【0074】

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。

【0075】

10

例えば、3MHz ~ 5MHz のチャープ波を用いた送信信号を以下のようにする。

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

$W(t)$ 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、チャープ波の中心周波数であり、 B_w は、チャープ波の掃引周波数であり、 T_w は、チャープ波の時間幅である。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。

【0076】

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。

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

20

一方、 n が奇数の場合の参照波形 $r(t)$ は、式5となる。

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

$f(d, n)$ 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。

【0077】

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プ波が、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22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。

30

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、 $\dots$ 、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、 $\dots$ 、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、 $\dots$ 、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、 $\dots$ 、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)のデータを参照信号記憶部18か

40

50

ら選択し、重み付け設定部 53 を介して各 D A 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 D A 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

【0078】

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 S N 比で高調波成分を取得することが可能となる。

【0079】

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 S N 比で高調波成分を取得することが可能となる。

20

【0080】

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。

30

【0081】

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プ波であるので、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。

【0082】

また、上述の超音波診断装置 S では、相関部 14 は、C C D 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。

40

【0083】

次に、超音波探触子の製造方法について説明する。

【0084】

(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。

【0085】

50

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。

【0086】

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（一辺の長さ））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ウム等の硬い微粒子 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 10 nm ~ 約 10 μ m 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 t_1 とこれに隣接する圧電部 221 - b の第 2 厚さ t_2 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 t_2 とこれに隣接する圧電部 221 - c の第 3 厚さ t_3 との差と等しくされる。

【0087】

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。

【0088】

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 A_r 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。

【0089】

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。

【0090】

また、上述の超音波診断装置 S において、その超音波探触子 2 は、好ましくは、圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる圧電素子を備え、この圧電素子は、送信用と受信用とに分離されている。送信用の圧電素子と受信用の圧電素子とは、超音波信号の送受信方向に積層

10

20

30

40

50

されていてもよく、また、超音波信号の送受信方向に略垂直な平面において、並置され、2次元アレイ状に配列された複数の圧電素子が領域ごとに分割されたものであってもよい。

【0091】

このような構成では、圧電素子が送信用と受信用とに分離されているので、圧電素子のうち送信用の部分には、送信に適した圧電素子とすることができ、そして、圧電素子のうち受信用の部分には、受信に適した圧電素子とすることができる。このため、よりに高調波成分を取得することが可能となる。

【0092】

また、上述の超音波診断装置Sにおいて、超音波探触子2の受信用の前記圧電素子は、好ましくは、有機圧電材料を備えて成っていてもよい。このような構成では、比較的広帯域で超音波を受信することができる有機圧電素子が受信用の圧電素子に用いられているので、より適切に高周波成分を受信することが可能となる。

【0093】

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、有機圧電素子は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、 $H_2N-R-NH_2$ 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。

【0094】

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。

【図面の簡単な説明】

【0095】

【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】関連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】関連演算を説明するための図である。

10

20

30

40

50

【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 9 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 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

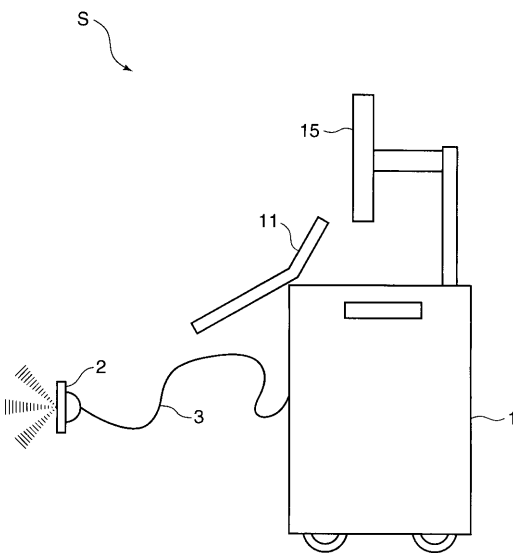
5 4 デジタルアナログ乗算器

5 5 加算部

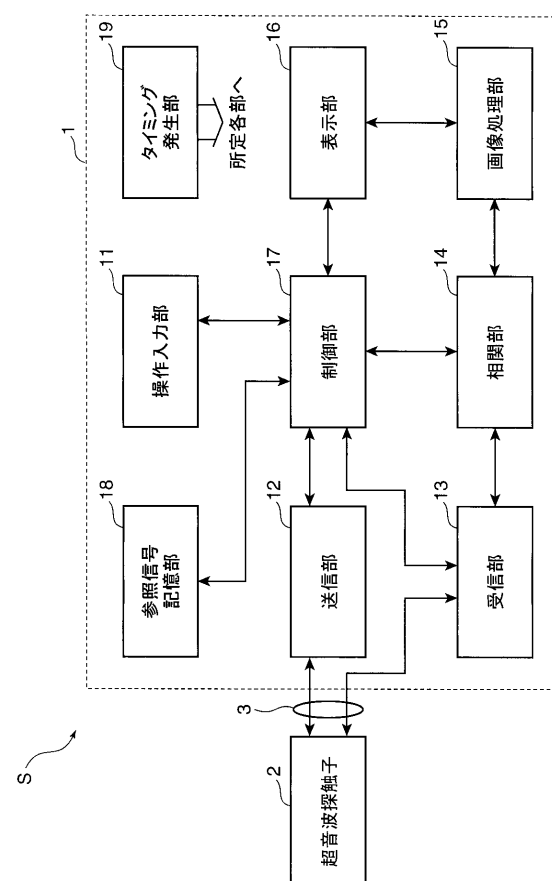
2 2 0 第 2 圧電素子

10

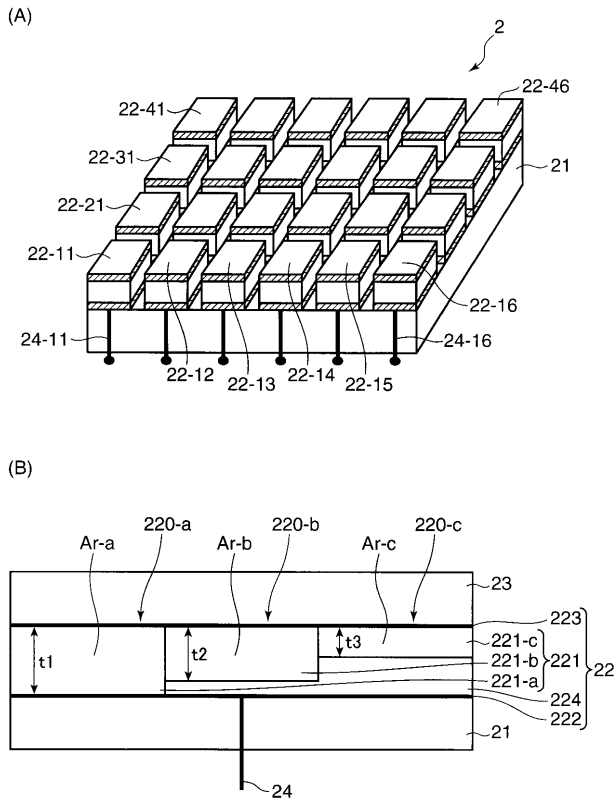
【図 1】



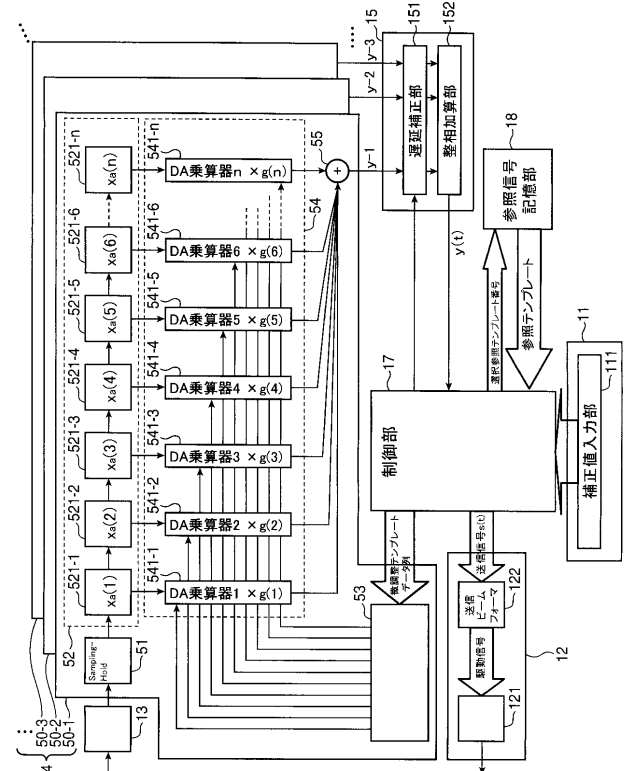
【図 2】



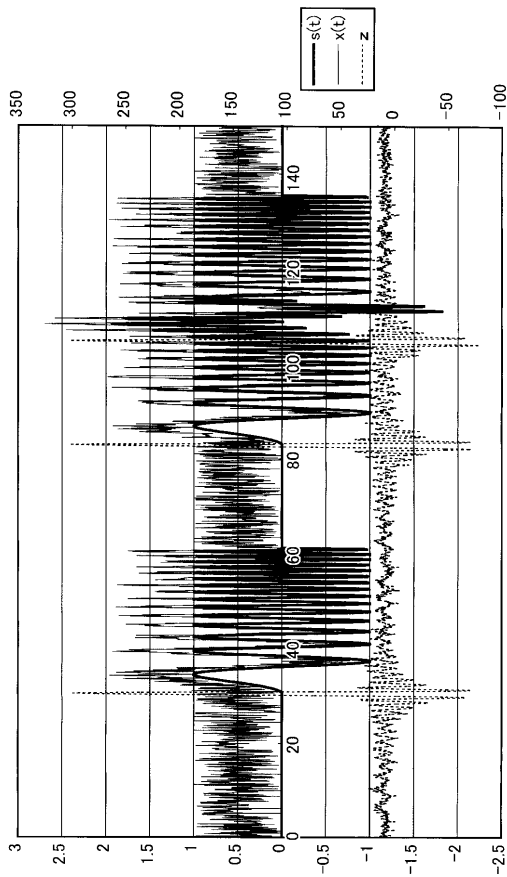
【図 3】



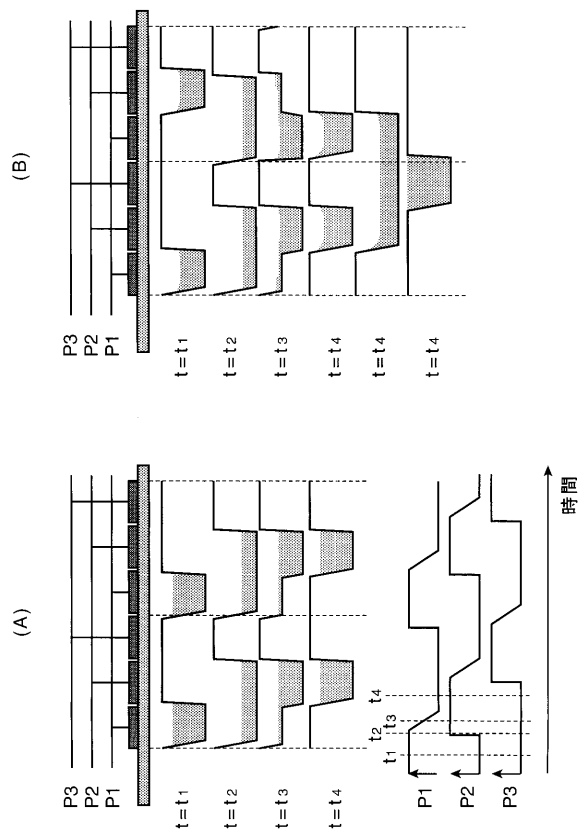
【図 4】



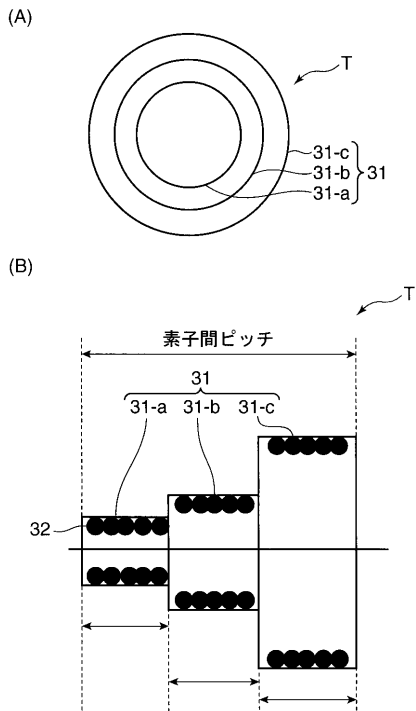
【図 5】



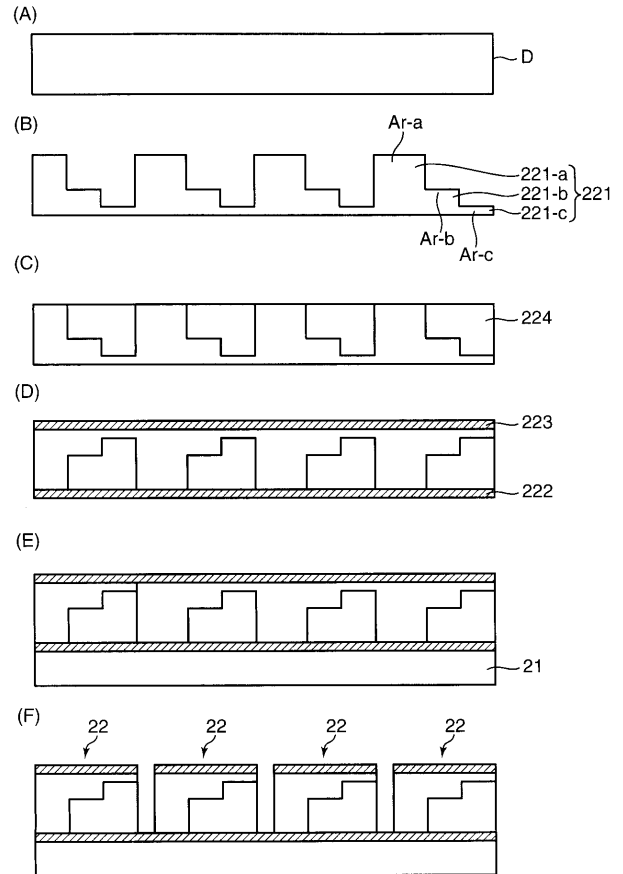
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB06 DE09 DE12 EE03 GB06 GB12 GB41 HH10 HH35 JB41
JB45 JB47
5D019 BB02 BB04 BB19

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009273784A	公开(公告)日	2009-11-26
申请号	JP2008130017	申请日	2008-05-16
[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 H01L41/09 H01L41/193 H01L41/22 H01L41/45		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.332 H01L41/08.C H01L41/18.102 H01L41/22.Z H01L41/45		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE09 4C601/DE12 4C601/EE03 4C601/GB06 4C601/GB12 4C601/GB41 4C601/HH10 4C601/HH35 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB47 5D019/BB02 5D019/BB04 5D019/BB19		
代理人(译)	樱井 智		
其他公开文献	JP2009273784A5 JP5146101B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开的是谐波为了进行检测，其通过响应于诊断区域和所述对象的检体的诊断深度设置参考信号进行相关处理的超声波诊断装置。本发明的超声波诊断装置S涉及一种发送单元12，用于发送第一超声波信号到被检体内，用于接收超声波的接收部13，由接收器13接收并且，图像处理单元15用于基于基于第一超声信号接收来自对象内部的第二超声信号在对象内部形成图像，该超声诊断设备包括：还包括一相关器14用于通过执行预先设定的基准信号和所述输出部件13，基准信号，第一超声波信号的相关处理来检测从接收部分13的输出端的第二超声信号当频率是基频，受试者的诊断部分和受试者的诊断深度时，根据要检测的谐波的次序设置。The

