

(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2011-10793

(P2011-10793A)

(43) 公開日 平成23年1月20日(2011.1.20)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 2	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2009-156678 (P2009-156678)	(71) 出願人	303000420
(22) 出願日	平成21年7月1日(2009.7.1)		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

最終頁に続く

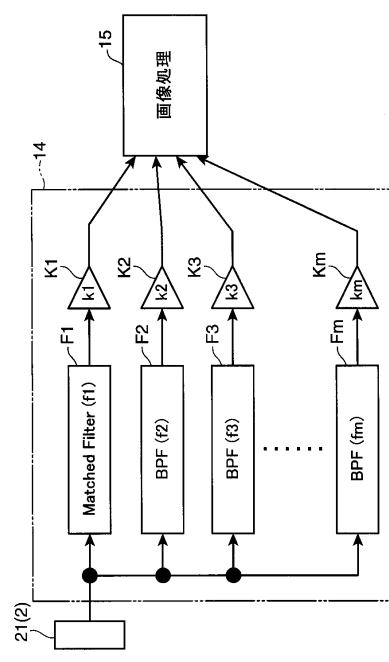
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波画像診断装置の距離分解能および方位分解能を向上する。

【解決手段】受信超音波信号を処理する回路14において、送信パルスと同じ基本周波数 f_1 の成分をマッチトフィルタから成る相関部F1で抽出する一方、被検体の非線形歪みによって発生する高次調波 $f_2, f_3, \dots$ の成分は1または複数のBPF $F_2, F_3, \dots$ で抽出し、係数器 $K_1, K_2, \dots$ で所定の計数 $k_1, k_2, \dots$ を乗算した後加算し、画像処理に使用する。したがって、基本周波数成分に対して相関処理を行うことでS/Nを向上でき、さらにパルス圧縮効果によって信号の検出能力を大きくでき、ペネトレーション(深さ方向の距離分解能)を向上できるとともに、ノイズとのコントラストも向上できる。また、相関処理は、送信信号自体を参照信号として使用可能な基本周波数成分のみとし、高次調波に対しては作成の容易な旧来のBPFを用い、方位分解能も向上できる。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の超音波信号を被検体内へ送信する送信部と、前記第 1 の超音波信号が被検体内で反射された第 2 の超音波信号を受信する受信部と、前記受信部での受信信号に予め定める信号処理を施すことで所望信号成分を抽出する信号処理部と、前記信号処理部での抽出結果から前記被検体内の断層画像を作成する画像処理部と、作成された前記断層画像を表示する表示部とを備えて構成される超音波画像診断装置において、

前記送信部は、第 1 の超音波信号をパルスで送信し、

前記信号処理部は、

前記第 1 の超音波信号の周波数を基本周波数とした場合に、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 の超音波信号に含まれる前記基本周波数の成分を検出する相関部と、

前記受信部の出力から、予め設定された 1 または複数の高次調波の成分を抽出するフィルタと、

前記相関部および 1 または複数のフィルタからの出力にそれぞれ所定の重みを施して加算する加算部とを含むことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 2】

前記加算部における重みを、前記被検体における診断部位と診断深度との少なくとも一方に応じて設定する重み設定部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

前記送信部は、前記パルスとしてチャープ波を用いることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 4】

前記送信部および受信部における超音波振動子は、送信用の無機圧電素子上に、受信用の有機圧電素子を積層して成ることを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、送信部から第 1 の超音波信号を被検体内へ送信し、それによる反射波などの被検体内から来た第 2 の超音波信号を受信部で受信し、その受信信号から、画像処理部が前記被検体内の断層画像を作成し、表示部に表示させる超音波画像診断装置に関し、特に第 2 の超音波信号から高次調波成分を抽出するものに関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波は、通常、16000Hz 以上の音波をいい、非破壊、無害および略リアルタイムでその内部を調べることが可能なことから、欠陥の検査や疾患の診断等の様々な分野に応用されている。その 1 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画像診断装置がある。この超音波画像診断装置は、医療用では、他の医療用画像装置に比べて小型で安価であり、そして X 線等の放射線被曝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、超音波画像診断装置は、循環器系（心臓の冠動脈等）、消化器系（胃腸等）、内科系（肝臓、脾臓および脾臓等）、泌尿器系（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。

【0003】

中でも近年では、超音波探触子から被検体内へ送信された前記第 1 の超音波信号の周波数（基本周波数）の信号成分（基本周波数成分）ではなく、その基本周波数の整数倍の周波数（高次調波周波数）の信号成分（高次調波成分）によって被検体内の内部状態の画像

10

20

30

40

50

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方位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、高次調波自体の周波数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】

しかしながら、発生した高次調波は、超音波探触子へ戻るまでの間の減衰が激しく、探索できる深度が浅いという問題がある。そこで、特許文献1では、高次調波成分と共に、基本周波数成分も診断に用いるようにしている。その従来技術の概略構成を図14で示す。この図14で示すように、超音波探触子101で受信された信号は、相互に並列に接続されたバンドパスフィルタ $B_1, B_2, B_3, \dots, B_m$ からアンプ $A_1, A_2, A_3, \dots, A_m$ を介して画像合成部102で合成され、画像形成に使用される。前記バンドパスフィルタ B_1 の中心周波数 f_1 は、前記基本周波数に設定されており、残余のバンドパスフィルタ $B_2, B_3, \dots, B_m$ の中心周波数 $f_2, f_3, \dots, f_m$ は、2次高調波、3次高調波、4次高調波 $\dots$ に設定されている。こうして抽出された各基本周波数成分および高次調波成分は、アンプ $A_1, A_2, A_3, \dots, A_m$ において、それぞれのゲイン $a_1, a_2, a_3, \dots, a_m$ で増幅された後、加算される。このように構成し、深部は基本周波数成分で、浅部は高次調波成分で診断画像を作成することで、深部から浅部まで高精度な画像形成が可能となっている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2004-208918号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

一方、送信用の第1の超音波信号として、パルスを用いることで、 S/N を高め、距離分解能を高められる可能性がある。しかしながら、前記高次調波を含む広帯域の信号をバンドパスフィルタに入力すると、図15で示すように、抽出信号以外にブリリンギングやポストリンギングが発生し、距離分解能の向上の妨げになる。すなわち、図15(a)は基本波パルスを基本波のバンドパスフィルタ B_1 に通した波形を表し、図15(b)は3次調波を3次調波のバンドパスフィルタ B_3 に通した波形を表す。これらから、本来、周波数が高く、距離分解能の向上が期待される高次調波が、基本波に対して距離分解能があまり向上していないことが理解される。したがって、前記高次調波をバンドパスフィルタ $B_2, B_3, \dots, B_m$ に通すことでは、方位分解能の向上は期待できるが、距離分解能の向上は期待できない。また、バンドパスフィルタは、入力信号を帯域制限して出力するだけであるので、 S/N の向上に対する期待はできない。

【0007】

本発明の目的は、距離分解能、方位分解能および S/N を向上することができる超音波画像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】

【0008】

本発明の超音波画像診断装置は、第1の超音波信号を被検体内へ送信する送信部と、前記第1の超音波信号が被検体内で反射された第2の超音波信号を受信する受信部と、前記受信部での受信信号に予め定める信号処理を施すことで所望信号成分を抽出する信号処理部と、前記信号処理部での抽出結果から前記被検体内の断層画像を作成する画像処理部と、作成された前記断層画像を表示する表示部とを備えて構成される超音波画像診断装置において、前記送信部は、第1の超音波信号をパルスで送信し、前記信号処理部は、前記第

1の超音波信号の周波数を基本周波数とした場合に、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超音波信号に含まれる前記基本周波数の成分を検出する相関部と、前記受信部の出力から、予め設定された1または複数の高次調波の成分を抽出するフィルタと、前記相関部および1または複数のフィルタからの出力にそれぞれ所定の重みを施して加算する加算部とを含むことを特徴とする。

【0009】

上記の構成によれば、送信部から第1の超音波信号を被検体内へ送信し、それによる反射波などの被検体から来た第2の超音波信号を受信部で受信し、信号処理部がその受信信号に予め定める信号処理を施すことで所望信号成分を抽出し、その抽出結果から、画像処理部が前記被検体内の断層画像を作成し、表示部に表示させる超音波画像診断装置において、注目すべきは、前記送信部から送信される第1の超音波信号をパルスとし、それによって受信された第2の超音波信号の内、送信した第1の超音波信号と同じ基本周波数成分を相関部で抽出する一方、前記被検体の非線形歪みによって発生する高次調波の成分は、バンドパスフィルタなどの通過帯域の制限を行う1または複数のフィルタで抽出することである。そして、前記相関部および1または複数のフィルタからの出力は、加算部においてそれぞれ所定の重みを施して加算し、前記画像処理部に与える。

10

【0010】

したがって、基本周波数成分に対して、帯域制限フィルタを使用した場合には、抽出信号以外にプリリングやポストリングが発生し、 S/N が低下してしまうのに対して、相関処理を行うことで、そのような余分な信号は発生せず S/N を向上することができるとともに、戻ってきたタイミングを正確に検出することができる。さらに、パルス圧縮効果によって、信号の検出能力を大きくできるとともに、物理周波数の波長によって決定される距離分解能以上に距離分解能を向上させることも可能であり、前記 S/N の向上およびタイミング精度の向上と合わせて、ペネトレーション（深さ方向の距離分解能）を向上することができるとともに、ノイズとのコントラストが明確になり、コントラストも向上することができる。また、前記相関処理にあたって、送信信号自体を参照信号として使用できる基本周波数成分に対しては、適切な相関演算器（マッチトフィルタ）を実現できるのに対して、どのようなレベルで発生するか予測が困難な高次調波に関しては、そのような適切な相関演算器（マッチトフィルタ）の実現が困難であるため、旧来のバンドパスフィルタを用いて関係のない帯域を確実に制限し、方位分解能の向上のみに利用する。こうして、距離分解能、方位分解能および S/N を向上することができる。

20

30

【0011】

また、本発明の超音波画像診断装置は、前記加算部における重みを、前記被検体における診断部位と診断深度との少なくとも一方に応じて設定する重み設定部をさらに備えることを特徴とする。

【0012】

上記の構成によれば、基本周波数成分および1または複数の高次調波成分を重み付けして用いることで、減衰が激しいけれど高解像な高次調波成分は浅い部位（近距離部位）を見るのに好適であり、解像度に劣るが遠くまで届く基本周波数成分は深い部位（遠距離部位）を見るのに好適であり、こうして浅い部位から深い部位までに亘って、しかも重みによって、診断により適した、より高精度な超音波画像を形成することができる。ここで、前記被検体の診断部位や診断深度は、たとえば第1および第2の超音波信号のフォーカルポイントや第1の超音波信号の送信時刻を時間原点とした経過時間で表すことができ、前記重みは、そのフォーカルポイントや経過時間に応じて設定される。

40

【0013】

さらにまた、本発明の超音波画像診断装置では、前記送信部は、前記パルスとしてチャープ波を用いることを特徴とする。

【0014】

上記の構成によれば、前記第1の超音波信号としてのパルスに、単純なガウシアンエン

50

ベローブ波形ではなく、周波数が時間経過に伴って増加または減少するチャープ波を用いることで、レンジサイドローブ（時間的サイドローブ）を抑制することができる。

【0015】

好ましくは、前記関連部は、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。

【0016】

上記の構成によれば、微弱な信号レベルでもより適切に相関処理を行うことが可能となる。

【0017】

また、本発明の超音波画像診断装置では、前記送信部および受信部における超音波振動子は、送信用の無機圧電素子上に、受信用の有機圧電素子を積層して成ることを特徴とする。

【0018】

上記の構成によれば、前記送信部および受信部における超音波振動子に、送信用として大パワー送信可能な無機圧電素子を用い、受信用として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を用いることで、高次調波成分を高感度に受信可能となる。

【発明の効果】

【0019】

本発明の超音波画像診断装置は、以上のように、送信部から送信される第1の超音波信号をパルスとし、それによって受信された第2の超音波信号の内、送信した第1の超音波信号と同じ基本周波数成分を関連部で抽出する一方、被検体の非線形歪みによって発生する高次調波の成分はバンドパスフィルタなどの通過帯域の制限を行う1または複数のフィルタで抽出し、前記関連部および1または複数のフィルタからの出力を、加算部においてそれぞれ所定の重みを施して加算し、画像処理に使用する。

【0020】

それゆえ、基本周波数成分に対して相関処理を行うことで、S/Nを向上することができるとともに、戻ってきたタイミングを正確に検出することができる。さらに、パルス圧縮効果によって、信号の検出能力を大きくできるとともに、物理周波数の波長によって決定される距離分解能以上に距離分解能を向上させることも可能であり、前記S/Nの向上およびタイミング精度の向上と合わせて、ペネトレーション（深さ方向の距離分解能）を向上することができるとともに、ノイズとのコントラストが明確になり、コントラストも向上することができる。また、前記相関処理にあたって、送信信号自体を参照信号として使用できる基本周波数成分に対しては、適切な相関演算器（マッチトフィルタ）を実現できるのに対して、どのようなレベルで発生するか予測が困難な高次調波に関しては、そのような適切な相関演算器（マッチトフィルタ）の実現が困難であるため、旧来のバンドパスフィルタを用いて関係のない帯域を確実に制限し、方位分解能の向上のみに利用する。こうして、距離分解能、方位分解能およびS/Nを向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【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図である。

【図4】受信超音波信号を処理する実施形態の信号処理回路のブロック図である。

【図5】相関処理および画像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6】電荷を転送する動作を説明するための図である。

【図7】1つの電荷を2等分する動作を説明するための図である。

【図8】2つの電荷を統合する動作を説明するための図である。

【図9】相関演算を説明するための波形図である。

【図10】本願発明による信号処理の様子を模式的に説明するための図である。

【図 1 1】本願発明者による実験結果を示すシミュレーション画像である。

【図 1 2】本願発明によるペネトレーションの向上の様子を模式的に説明するための図である。

【図 1 3】本願発明によるコントラストの向上の様子を模式的に説明するための図である。

【図 1 4】典型的な従来技術の信号処理回路のブロック図である。

【図 1 5】送信信号をパルスとして受信信号を前記信号処理回路でバンドパスフィルタ処理した際に発生するリングングを説明するための波形図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

10

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。

【0023】

図 1 は実施形態における超音波画像診断装置 S の外観構成を示す図であり、図 2 は実施形態における超音波画像診断装置 S の電氣的な構成を示すブロック図である。超音波画像診断装置 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 の超音波信号）を送信するとともに、この被検体や造影剤で反射（エコー）もしくは発生した超音波（第 2 の超音波信号）を受信する超音波探触子 2 と、前記超音波探触子 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 に被検体に対して前記第 1 の超音波信号を送信させるとともに、超音波探触子 2 で受信された被検体内から来た第 2 の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診断装置本体 1 とを備えて構成される。

20

【0024】

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、信号処理部 1 4 と、画像処理部 1 5 と、表示部 1 6 と、制御部 1 7 と、参照信号記憶部 1 8 と、タイミング発生部 1 9 とを備えて構成されている。

【0025】

30

操作入力部 1 1 は、たと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を受け付ける装置であり、たと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。

【0026】

送信部 1 2 は、制御部 1 7 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 の超音波信号を発生させる回路である。第 1 の超音波信号には、通常自然界に存在することなく相関処理によって検出することが容易である観点から、周波数を時間経過に伴って予め設定された割合で増加または減少させるチャープ波のパルスが用いられる。送信部 1 2 は、たとえば制御部 1 7 からの送信信号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 1 2 2（図 4 参照）およびその送信ビームに応じて超音波探触子 2 の各無機圧電素子 2 2 を実際に駆動するための駆動信号を生成する駆動信号生成回路 1 2 1（図 4 参照）等を備えて構成される。各送信信号には、フォーカルポイント（フォーカス点）および / またはステアリング角度（方位）に対応した時間差が付与されている。受信部 1 3 は、制御部 1 7 の制御に従って、超音波探触子 2 の各有機圧電素子 2 1 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、この受信信号を信号処理部 1 4 へ出力する。受信部 1 3 は、たとえば受信信号を予め設定された増幅率で増幅する増幅器等を備えて構成される。

40

【0027】

信号処理部 1 4 は、後述するようにして、受信部 1 3 の出力をフィルタ処理することで、受信部 1 3 で受信された第 2 の超音波信号から、送信用の第 1 超音波信号を基本周波数

50

とした場合に、その基本周波数成分と、複数の高次調波成分とを抽出し、所望の割合で加算した後、画像処理部 15 へ与えるものである。

【0028】

参照信号記憶部 18 は、ROM あるいは EEPROM 等の記憶素子を備えて構成され、送信信号および後述の関連処理の参照信号となる信号を記憶する回路である。前記信号処理部 14 への参照信号は、送信部 12 供給されてもよい。

【0029】

タイミング発生部 19 は、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回路である。

【0030】

画像処理部 15 は、制御部 17 の制御に従って、前述のように信号処理部 14 で抽出された、基本周波数成分および高次調波成分に基づいて被検体の内部状態の画像（超音波画像）を形成する回路である。なお、画像処理部 15 は、受信部 13 での受信信号から、従来の B モード断層画像を生成する機能などを適宜備えていてもよい。

【0031】

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断層画像を表示する装置である。この表示部 16 は、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実現することができる。

【0032】

制御部 17 は、たと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、信号処理部 14、画像処理部 15、表示部 16 および参照信号記憶部 18 を当該機能に応じてそれぞれ制御することによって、該超音波画像診断装置 S の全体制御を行う回路である。

【0033】

図 3 は、実施形態の超音波探触子 2 を構成する超音波振動子 20 の断面図である。超音波探触子（超音波プローブ）2 は、前述のように、被検体内に第 1 の超音波信号を送信し、この第 1 の超音波信号に応じて被検体内から来た第 2 の超音波信号を受信する装置であって、無機および有機の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の変換を行う。すなわち、大略的に、超音波振動子 20 は、前記無機圧電素子 22 上に有機圧電素子 21 が積層されて成る。具体的には、この図 3 に示すように、バッキング層となる平板状の音響制動部材 23 と、この音響制動部材 23 上に積層された複数の前記無機圧電素子 22 と、これら複数の無機圧電素子 22 における隙間に充填される音響吸収材 24 と、これら複数の無機圧電素子 22 上に積層された共通接地電極層 25 と、この共通接地電極層 25 上に積層される中間層 26 と、この中間層 26 上に積層されるシート状の前記有機圧電素子 21 と、この有機圧電素子 21 上に積層される音響整合層 27 とを備えて構成される。

【0034】

前記音響制動部材 23 は、超音波を吸収する材料から構成され、無機圧電素子 22 から背面側へ放射された超音波を吸収するものである。音響吸収材 24 には、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、前記音響制動部材 23 と同様に超音波を吸収し、複数の各無機圧電素子 22 間におけるクロストークを低減する。

【0035】

各無機圧電素子 22 は、無機圧電材料から構成される圧電体（素圧電体）221 の両表面にそれぞれ電極（素電極）222, 223 を備えて構成される。前記無機圧電材料は、たとえば、ジルコン酸チタン酸塩（PZT（登録商標））、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。

【0036】

10

20

30

40

50

これらの無機圧電素子 2 2 は、音響制動部材 2 3 に、それを貫通して信号電極 2 2 4 が形成された上に、シート状の圧電体 2 2 1 の両表面に電極 2 2 2 , 2 2 3 が積層されたものが積層された後、各無機圧電素子 2 2 に切出され、各無機圧電素子 2 2 間に音響吸収材 2 4 が充填されて成り、或いは各無機圧電素子 2 2 が切出され、音響吸収材 2 4 が充填されて成るシート状の部材が音響制動部材 2 3 上に積層されて成る。電極 2 2 3 は共通接地電極層 2 5 を介して接地され、信号電極 2 2 4 から電極 2 2 2 には前記送信部 1 2 の駆動信号生成回路からケーブル 3 を介して個別の駆動信号が入力される。

【 0 0 3 7 】

中間層 2 6 は、無機圧電素子 2 2 上に有機圧電素子 2 1 を積層するための部材であり、それらの音響インピーダンスを整合させるものである。

10

【 0 0 3 8 】

有機圧電素子 2 1 は、所定の厚さを持った平板状の有機圧電材料から成る圧電体 2 1 1 と、この圧電体 2 1 1 の一方の面に形成された個別電極 2 1 2 と、圧電体 2 1 1 の他方の面に略全面に亘って一様に形成された共通電極 2 1 3 とを備えて構成されたシート状の圧電素子である。このように構成することで、一体的なシート状に形成しても、各有機圧電素子 2 1 を個別に動作させることができ、有機圧電素子 2 2 のように素子の切出しや隙間の充填といった作業が不要になり、製造工程を簡略化することができる。個別電極 2 1 2 は、受信部 1 3 の受信ビームフォーマに受信信号を出力する。

【 0 0 3 9 】

なお、有機圧電素子 2 1 の素子数などによっては、幾つかの素子でグループを構成し、前記共通電極 2 3 1 は、それらのグループ毎に設けられてもよい。また、図 3 に示す例では、有機圧電素子 2 1 は無機圧電素子 2 2 の全体に亘って積層されているけれども、一部に亘って積層されるだけでもよい。また、有機圧電素子 2 1 と無機圧電素子 2 2 との素子数は、同一でもよいが、異なってもよく、それぞれの占有面積はそれぞれの素子に要求される仕様に依拠して設計されればよい。この図 3 のように、有機圧電素子 2 1 の素子数を無機圧電素子 2 2 の素子数より多く形成する場合、無機圧電素子 2 2 の 1 個当りのサイズ（大きさ）を大きくすることが可能となり、該無機圧電素子 2 2 を送信に用いるにあたって、送信パワーを大きくすることができるとともに、有機圧電素子 2 1 の素子数を多くでき、該有機圧電素子 2 1 を受信に用いるにあたって、受信分解能を向上することができる。前記有機圧電素子 2 1 は、たとえば 64×64 の 4096 個が 2 次元マトリクス状に配列される。

20

30

【 0 0 4 0 】

前記有機圧電材料には、たとえばフッ化ビニリデン（VDF）の重合体を用いることができる。または、前記有機圧電材料には、フッ化ビニリデン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、超音波探触子 2 の仕様等に応じて適宜な共重合比が採用される。たとえば、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 $60 \text{ mol} \% \sim 99 \text{ mol} \%$ が好ましく、有機圧電素子 2 を無機圧電素子 2 2 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 $85 \text{ mol} \% \sim 99 \text{ mol} \%$ 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。またたとえば、有機圧電材料は、ポリ尿素を用いることができる。このポリ尿素の場合では、蒸着重合法で圧電体を作成することが好ましい。ポリ尿素用のモノマとして、一般式、 $\text{H}_2\text{N} - \text{R} - \text{NH}_2$ 構造を挙げることができる。ここで、R は、任意の置換基で置換されてもよいアルキレン基、フェニレン基、2 価のヘテロ環基、ヘテロ環基を含んでもよい。ポリ尿素は、尿素誘導体と他の単量体との共重合体であって

40

50

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。

【0041】

音響整合層27は、無機圧電素子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とともに、有機圧電素子21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、音響整合層27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としての機能も備えている。

【0042】

このような構成の超音波画像診断装置Sでは、たとえば操作入力部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では、ROI(注目領域)を基に指定するステアリング角度(方位)とフォーカルポイントの深度とからビームフォーマ122(図5参照)の遅延が付与されるとともにPCMによって形成された上記チャープ波の送信信号が生成される。この送信信号は、ケーブル3を介して超音波探触子2の無機圧電素子22の内、ビームフォーミングすべき素子へ供給され、その素子が厚さ方向に伸縮し、共振することで、大きな振幅の超音波振動を発生することができる。この超音波振動は、第1の超音波信号として、中間層26から有機圧電素子21および音響整合層27を通して、被検体内に入射される。なお、超音波探触子2は、被検体(生体)の体表面上に接触して用いられてもよいし、被検体の内部、たとえば生体の体腔内に挿入して用いら

10

20

【0043】

この被検体に対して送信された超音波は、前記ステアリング角度(方位)のフォーカルポイントで収束され、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の超音波信号)となる。この第2の超音波信号には、送信された第1の超音波信号の周波数成分だけでなく、この第1の超音波信号の周波数を基本周波数とした場合に、その整数倍の高次調波の成分も含まれる。このため、受信用には広帯域の超音波信号を受信可能なように、前記有機圧電素子21が用いられる。本実施の形態は、有機圧電素子21での受信信号から、以下に詳述するように、これらの基本周波数成分および高次調波成分を信号処理部14で抽出し、画像処理部15での断層画像の作成に用いる。なお、無機圧電素子22には送受信切換え回路を接続し、基本周波数成分は送信を行った該無機圧電素子22で受信し、前記有機圧電素子21では高次調波成分のみを受信するようにしてもよい。

30

【0044】

図4は、本発明の実施の一形態の信号処理回路14の概略構成を示すブロック図である。注目すべきは、本実施の形態の信号処理回路14では、前記有機圧電素子21で受信された信号は、受信部13からこの信号処理回路14に入力され、相互に並列に接続された関連部F1およびバンドパスフィルタF2, F3, ..., Fmに入力されることである。これらの関連部F1およびバンドパスフィルタF2, F3, ..., Fmからの出力は、それぞれ係数器K1, K2, ..., Kmにおいて所定の係数k1, k2, ..., kmが乗算されて画像処理部15で合成され、画像形成に使用される。前記関連部F1の中心周波数f1は、前記基本周波数に設定されており、残余のバンドパスフィルタF2, F3, ..., Fmの中心周波数f2, f3, ..., fmは、2次高調波、3次高調波、4次高調波...に設定されている。

40

【0045】

次に、前記関連部F1における関連処理に関し、より具体的に説明する。図5は、前記関連部F1の具体的な一構成例を示す図である。ここで、高次調波成分が受信信号全体に占めるエネルギー量は微弱であるので、受信したアナログ信号(第2の超音波信号)をデジタル変換してから関連処理を行ったのでは、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、注目すべきは、本実施形態における関連部F1は、相

50

関処理自体をアナログ処理で行うものである。

【 0 0 4 6 】

そのため、相関部 F 1 は、i 個の有機圧電素子 2 1 毎に設けられ、対応する有機圧電素子 2 1 の各出力がそれぞれ入力される。すなわち、多数の有機圧電素子 2 1 は、時分割で、i 個をグループとしてこの相関部 F 1 に接続され、この i 個の相関部を、参照符号 F 1 - 1 , F 1 - 2 , F 1 - 3 , . . . , F 1 - i (総称するときは、前記参照符号 F 1 で示す) で示す。残余のバンドパスフィルタ F 2 , F 3 , . . . , F m についても同様に、i 個の有機圧電素子 2 1 毎に設けられるが、この図 5 では、1 個分だけ示している。各相関部 F 1 は、対応する有機圧電素子 2 1 からの受信信号 (第 2 の超音波信号) と、係数設定部 3 3 で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、両者の一致度を検出する回路であり、同様の構成を有している。本実施形態では、上述したように、参照信号は送信信号と同一であり、参照信号記憶部 1 8 に記憶されている係数列が制御部 1 7 によって読出され、前記送信信号として送信部 1 2 の送信ビームフォーマ 1 2 2 に与えられるとともに、テンプレートデータ列として前記係数設定部 3 3 に設定される。

10

【 0 0 4 7 】

前記相関部 F 1 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 1 3 の出力と参照信号との相関を演算する回路であり、サンプルホールド部 3 1 と、電荷転送部 3 2 と、前記係数設定部 3 3 と、デジタルアナログ乗算部 3 4 と、加算部 3 5 とを備えて構成される。

20

【 0 0 4 8 】

サンプルホールド部 3 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 (当該サンプルホールド部 3 1 に接続されている有機圧電素子 2 1 の出力) を保持する回路である。サンプルホールド部 3 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 Q を電荷転送部 3 2 へ出力する。

【 0 0 4 9 】

電荷転送部 3 2 は、前記電荷 Q を保持する複数の電荷保持部 3 2 1 - 1 , 3 2 1 - 2 , 3 2 1 - 3 , . . . , 3 2 1 - n (総称するときは、以下参照符号 3 2 1 で示す) を備えて構成され、これら各電荷保持部 3 2 1 は、直列に接続されている。そして、前記サンプルホールド部 3 1 のサンプリングタイミングで、保持している電荷 Q を後段の電荷保持部 3 2 1 へ出力し、前段の電荷保持部の電荷 Q を取込み、こうしてシフトレジスタのように保持電荷 Q を順次転送してゆく。

30

【 0 0 5 0 】

このような電荷転送部 3 2 は、たとえば図 6 に示すように、半導体 4 1 と、該半導体 4 1 上に形成された絶縁体層 4 2 と、連続的に配置されるように絶縁体層 4 2 上に形成された複数の電極 (ゲート電極) 4 3 とを備えて構成され、これら各電極 4 3 に電荷 Q を転送するような所定パターンの駆動電圧を印加することによって、或る電極下のポテンシャル井戸に蓄積された電荷 Q を順次に後段の電極下のポテンシャル井戸へ転送する電荷転送素子 (電荷結合素子、Charge-Coupled Devices、CCD) T D によって構成することができる。図 6 に示す例では、6 個の電極 4 3 - 1 ~ 4 3 - 6 を備える電荷転送素子 T D が示されている。また、各電極 4 3 (4 3 - 1 ~ 4 3 - 6) には、電極 4 3 に電圧を印加するための信号線 P 4 1 ~ P 4 3 が接続されている。たとえば、時刻 t 1 において、第 1 電極 4 3 - 1 に電圧が印加されることによって形成された第 1 ポテンシャル井戸 P W 1 に電荷 Q が保持されている。次の動作タイミングの時刻 t 2 (t 2 1 , t 2 2) において、まず、第 1 および第 2 電極 4 3 - 1 , 4 3 - 2 のそれぞれに電圧が印加されることによって、第 1 ポテンシャル井戸 P W 1 が第 1 電極 4 3 - 1 下だけでなく第 2 電極 4 3 - 2 下にも拡がり、電荷 Q がこれら各電極 4 3 - 1 , 4 3 - 2 下に形成されたポテンシャル井戸 P W 1 2 に保持され (時刻 t 2 1) 、続いて、第 2 電極 4 3 - 2 の電圧がそのまま、第 1 電極 4 3 - 1 の電圧が時間経過に従って徐々に 0 に変化されることによって、第 1 ポテンシャル井戸 P W 1 の電荷 Q が徐々に第 1 ポテンシャル井戸 P W 2 へ移動する (時刻 t 2 2) 。そ

40

50

して、次の動作タイミングの時刻 t_3 において、第 1 電極 43 - 1 に印加されていた電圧が解消されることで、前記の電荷 Q が第 2 電極 43 - 2 下に形成されたポテンシャル井戸 PW_2 に完全に移動する。このような動作を繰返すことで、第 1 電極 43 - 1 下のポテンシャル井戸 PW_1 に蓄積されていた電荷 Q が、隣接する第 2 電極 43 - 2 下のポテンシャル井戸 PW_2 へ転送されて保持される。このような動作をサンプリング周期内で順次下流側の電荷保持部 321 - n から上流側の電荷保持部 321 - 1 に向かって行われることで、上述のように各電荷保持部 321 内の電荷が順次後段側へ転送されてゆく。

【0051】

デジタルアナログ乗算部 34 は、電荷転送部 32 の各電荷保持部 321 (321 - 1 ~ 321 - n) 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) 341 - 1 ~ 341 - n (総称するときは、以下参照符号 341 で示す) を備えて構成されている。DA 乗算器 341 は、係数設定部 33 によって予め設定されている係数 $g(1)$ ($0 < g(1) < 1$) に対応する電荷保持部 321 の電荷 Q を乗算し、その乗算結果を加算部 35 へ出力する回路である。より具体的には、 $g(1) \times Q = g_1(1) \times 2^{-1}Q + g_2(1) \times 2^{-2}Q + g_3(1) \times 2^{-3}Q + \dots + g_n(1) \times 2^{-n}Q$ と表現することができることから、DA 乗算器 341 では、電荷保持部 321 に保持されている電荷 (アナログ信号) Q が 2 等分され、一方がさらに 2 等分され、これが繰り返されることで、 $2^{-1}Q$ 、 $2^{-2}Q$ 、 $2^{-3}Q$ 、 $\dots$ 、 $2^{-n}Q$ の複数の電荷が生成され、これら各電荷が、乗数である係数 $g(1)$ の 2 進表現 $g_1(1)$ 、 $g_2(1)$ 、 $g_3(1)$ 、 $\dots$ 、 $g_n(1)$ に従って取捨され、そのうちの取り上げられた電荷が 1 個に統合されることで、前記 $g(1) \times Q$ の乗算をアナログ処理で行うものである。

【0052】

このような DA 乗算器 341 も、電荷転送素子 (電荷結合素子) を用いて構成することができ、たとえば電荷分割部 CD と、電荷統合部 SD とを備えて構成することができる。たとえば、1 個の電荷 Q を 2 個の電荷に 2 等分する電荷分割部 CD は、図 7 に示すように、半導体 51 と、該半導体 51 上に形成された絶縁体層 52 と、絶縁体層 52 上に連続的に形成された複数の電極 (ゲート電極) 53 (53 - 1 ~ 53 - 6) とを備えて構成され、3 個 1 組の電極 53 を含んで 1 個の分割部 CD_k が構成され、図 7 には、電極 53 - 1 ~ 53 - 3 を含む第 1 分割部 CD_1 と、電極 53 - 4 ~ 53 - 6 を含む第 2 分割部 CD_2 とが図示されている。また、各電極 53 (53 - 1 ~ 53 - 6) には、電極 53 に電圧を印加するための信号線 $P_{51} \sim P_{53}$ が接続されている。

【0053】

このような電荷分割部 CD では、電極 53 に外部から電圧を印加することによって電極 53 下の半導体 31 内にポテンシャル井戸 PW が形成される。ポテンシャル井戸 PW は、その対応する電極 53 に外部から印加される電位によってその深さが制御される。このような電荷分割部 CD では、第 1 および第 2 分割部 CD_1 、 CD_2 における各電極 53 - 1 ~ 53 - 3 ; 53 - 4 ~ 53 - 6 に、電荷 Q を分割するような所定パターンの駆動電圧を印加することによって、第 1 分割部 CD_1 に保持されている電荷 Q が 2 個の電荷 Q_1 、 Q_2 ($Q_1 = Q_2 = Q/2$) に等分され、各電荷 Q_1 、 Q_2 がそれぞれ第 1 および第 2 分割部 CD_1 、 CD_2 に保持される。

【0054】

たとえば、時刻 t_{11} において、初期状態 (2 等分前、分割前) として、第 1 分割部 CD_1 の第 3 電極 53 - 3 に電圧が印加されることによって形成された第 1 分割部 CD_1 の第 1 ポテンシャル井戸 PW_3 に電荷 Q が保持されているとする。そして、次の動作タイミングの時刻 t_{12} において、第 1 分割部 CD_1 の第 2 および第 3 電極 53 - 2、53 - 3 ならびに第 2 分割部 CD_2 の第 1 電極 53 - 4 のそれぞれに電圧が印加されることによって、第 1 分割部 CD_1 の第 1 ポテンシャル井戸 PW_3 が第 3 電極 53 - 3 下だけでなく第 1 分割部 CD_1 の第 2 電極 53 - 2 下および第 2 分割部 CD_2 の第 1 電極 53 - 4 下にも拡がり、電荷 Q がこれら各電極 53 - 2 ~ 53 - 4 下に形成されたポテンシャル井戸 PW_{234} に保持される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

次の動作タイミングの時刻 t_{13} において、第 1 分割部 C D 1 の第 3 電極 5 3 - 3 に印加されていた電圧が解消され、そして、第 1 分割部 C D 1 の第 2 電極 5 3 - 2 および第 2 分割部 C D 2 の第 1 電極 5 3 - 4 に電圧が印加されることによって、電荷 Q が第 1 分割部 C D 1 の第 2 電極 5 3 - 2 下に形成されたポテンシャル井戸 P W 2 および第 2 分割部 C D 2 の第 1 電極 5 3 - 4 下に形成されたポテンシャル井戸 P W 4 にそれぞれ分割されて保持される。このように 1 個のポテンシャル井戸 P W 3 に蓄積されていた電荷 Q が、電極 5 3 に所定パターンの駆動電圧を印加することによって、このポテンシャル井戸 P W 3 に隣接するポテンシャル井戸 P W 2 , P W 4 へ 2 等分されて保持される。

【 0 0 5 6 】

続いて、図 7 では、次の動作タイミングの時刻 t_{14} において、第 1 分割部 C D 1 では、第 1 および第 2 電極 5 3 - 1 , 5 3 - 2 に電圧が印加されることによって、第 1 分割部 C D 1 の第 2 ポテンシャル井戸 P W 2 が第 2 電極 5 3 - 2 下だけでなく第 1 電極 5 3 - 1 下にも拡がり、電荷 $Q_1 (= Q / 2)$ がこの第 1 および第 2 電極 5 3 - 1 , 5 3 - 2 下に形成されたポテンシャル井戸 P W 1 2 に保持される。そして、第 2 分割部 C D 2 では、第 1 および第 2 電極 5 3 - 4 , 5 3 - 5 に電圧が印加されることによって、第 2 分割部 C D 2 の第 1 ポテンシャル井戸 P W 4 が第 1 電極 5 3 - 4 下だけでなく第 2 電極 5 3 - 5 下にも拡がり、電荷 $Q_2 (= Q / 2)$ がこの第 1 および第 2 電極 5 3 - 4 , 5 3 - 5 下に形成されたポテンシャル井戸 P W 4 5 に保持される。

【 0 0 5 7 】

次の動作タイミングの時刻 t_{15} において、第 1 分割部 C D 1 では、第 1 分割部 C D 1 の第 2 電極 5 3 - 2 に印加されていた電圧が解消されるとともに、第 1 分割部 C D 1 の第 1 電極 5 3 - 1 に電圧が印加されることによって、2 等分された電荷 Q_1 が第 1 分割部 C D 1 の第 1 電極 5 3 - 1 下に形成された第 1 分割部 C D 1 の第 1 ポテンシャル井戸 P W 1 に保持される。そして、第 2 分割部 C D 2 では、第 2 分割部 C D 2 の第 1 電極 5 3 - 4 に印加されていた電圧が解消されるとともに、第 2 分割部 C D 2 の第 2 電極 5 3 - 5 に電圧が印加されることによって、2 等分された電荷 Q_2 が第 2 分割部 C D 2 の第 2 電極 5 3 - 5 下に形成された第 2 分割部 C D 2 の第 2 ポテンシャル井戸 P W 5 に保持される。

【 0 0 5 8 】

このように電荷分割部 D は、電荷 Q を 2 等分に分割するような所定パターンの駆動電圧を各電極 5 3 に印加することによって、第 1 分割部 C D 1 の第 3 ポテンシャル井戸 P W 3 に保持されている電荷 Q を 2 等分し、第 1 分割部 C D 1 の第 2 ポテンシャル井戸 P W 2 (第 1 ポテンシャル井戸 P W 1) および第 2 分割部 C D 2 の第 2 ポテンシャル井戸 P W 5 (第 3 ポテンシャル井戸 P W 6) のそれぞれへ導き保持することによって、電荷 Q を 2 個の電荷に 2 等分することができる。

【 0 0 5 9 】

そして、複数の電荷を 1 個の電荷に統合する電荷統合部 S D も、たとえば図 8 に示すように、半導体 6 1 と、半導体 6 1 上に形成された絶縁体層 6 2 と、絶縁体層 6 2 上に連続的に形成された複数の電極 (ゲート電極) 6 3 (6 3 - 1 ~ 6 3 - 6) とを備えて構成され、3 個 1 組の電極 6 3 を含んで 1 個の統合部 S D k が構成され、図 8 には、電極 6 3 - 1 ~ 6 3 - 3 を含む第 1 統合部 S D 1 と、電極 6 3 - 4 ~ 6 3 - 6 を含む第 2 統合部 S D 2 とが図示されている。また、各電極 6 3 (6 3 - 1 ~ 6 3 - 6) には、電極 6 3 に電圧を印加するための信号線 P 6 1 ~ P 6 3 が接続されている。

【 0 0 6 0 】

このような電荷統合部 S D では、電極 6 3 に外部から電圧を印加することによって電極 6 3 下の半導体 6 1 内にポテンシャル井戸 P W が形成される。ポテンシャル井戸 P W は、その対応する電極 6 3 に外部から印加される電位によってその深さが制御される。このような電荷統合部 S D では、第 1 および第 2 統合部 S D 1 , S D 2 における各電極 6 3 - 1 ~ 6 3 - 3 ; 6 3 - 4 ~ 6 3 - 6 に電荷を統合するような所定パターンの駆動電圧を印加することによって、第 1 統合部 S D 1 に保持されている第 1 電荷 Q_1 と第 2 統合部 S D 2

10

20

30

40

50

に保持されている第 2 電荷 Q_2 とが合わせられて 1 個の電荷 Q ($Q = Q_1 + Q_2$) に統合され、この電荷 Q が第 1 統合部 SD_1 (第 2 統合部 SD_2) に保持される。

【0061】

たとえば、時刻 t_{21} において、初期状態 (加算処理前) として、第 1 統合部 SD_1 の第 1 電極 63-1 に電圧が印加されることによって形成された第 1 統合部 SD_1 の第 1 ポテンシャル井戸 PW_1 に第 1 電荷 Q_1 が保持され、第 2 統合部 SD_2 の第 2 電極 63-5 に電圧が印加されることによって形成された第 2 統合部 SD_2 の第 2 ポテンシャル井戸 PW_5 に第 2 電荷 Q_2 が保持されている。次の動作タイミングの時刻 t_{22} において、第 1 統合部 SD_1 では、第 1 統合部 SD_1 の第 1 および第 2 電極 63-1, 63-2 に電圧が印加されることによって、第 1 統合部 SD_1 の第 1 ポテンシャル井戸 PW_1 が第 1 電極 63-1 下だけでなく第 2 電極 63-2 下にも拡がり、第 1 電荷 Q_1 がこの第 1 および第 2 電極 63-1, 63-2 下に形成されたポテンシャル井戸 PW_{12} に保持される。そして、第 2 統合部 SD_2 では、第 2 統合部 SD_2 の第 1 および第 2 電極 63-4, 63-5 に電圧が印加されることによって、第 2 統合部 SD_2 の第 2 ポテンシャル井戸 PW_5 が第 2 電極 63-5 下だけでなく第 1 電極 63-4 下にも拡がり、第 2 電荷 Q_2 がこの第 1 および第 2 電極 63-4, 63-5 下に形成されたポテンシャル井戸 PW_{45} に保持される。

10

【0062】

次の動作タイミングの時刻 t_{23} において、第 1 統合部 SD_1 では、第 1 統合部 SD_1 の第 1 電極 63-1 に印加されていた電圧が解消され、そして、第 2 電極 63-2 に電圧が印加されることによって、第 1 および第 2 電極 63-1, 63-2 下に形成されたポテンシャル井戸 PW_{12} に保持されていた第 1 電荷 Q_1 が第 2 電極 63-2 下に形成された第 1 統合部 SD_1 の第 2 ポテンシャル井戸 PW_2 に移動して保持される。そして、第 2 統合部 SD_2 では、第 2 統合部 SD_2 の第 2 電極 63-5 に印加されていた電圧が解消され、第 1 電極 63-4 に電圧が印加されることによって、第 1 および第 2 電極 63-4, 63-5 下に形成されたポテンシャル井戸 PW_{45} に保持されていた第 2 電荷 Q_2 が第 1 電極 63-4 下に形成された第 2 統合部の第 1 ポテンシャル井戸 PW_4 に移動して保持される。このような動作によって第 1 統合部 SD_1 の第 1 電荷 Q_1 が第 2 統合部 SD_2 へ寄るとともに、第 2 統合部 SD_2 の第 2 電荷 Q_2 が第 1 統合部 SD_1 へ寄り、第 1 統合部 SD_1 の第 2 電極 63-2 と第 2 統合部 SD_2 の第 1 電極 63-4 とが 1 個の電極 (第 1 統合部の第 3 電極 63-3) 63 を隔てて配置される。

20

30

【0063】

そして、次の動作タイミングの時刻 t_{24} において、第 1 統合部 SD_1 の第 1 電荷 Q_1 と第 2 統合部 SD_2 の第 2 電荷 Q_2 とを隔てているこの第 1 統合部 SD_1 の第 3 電極 63-3 に、第 1 統合部 SD_1 の第 2 電極 63-2 および第 2 統合部 SD_2 の第 1 電極 63-4 にそれぞれ印加されている電圧と同じ電圧が印加されることによって、第 1 統合部 SD_1 の第 2 ポテンシャル井戸 PW_2 が第 2 電極 63-2 下だけでなく第 3 電極 63-3 下にも拡がるとともに、第 2 統合部 SD_2 の第 1 ポテンシャル井戸 PW_4 が第 1 電極 63-4 下だけでなく第 1 統合部 SD_1 の第 3 電極 63-3 下にも拡がる結果、第 1 統合部 SD_1 の第 2 および第 3 電極 63-2, 63-3 下ならびに第 2 統合部 SD_2 の第 1 電極 63-4 下に亘るポテンシャル井戸 PW_{234} が形成され、第 1 統合部 SD_1 の第 1 電荷 Q_1 と第 2 統合部 SD_2 の第 2 電荷 Q_2 とが統合される。

40

【0064】

そして、次の動作タイミングの時刻 t_{25} において、第 1 統合部 SD_1 の第 2 電極 63-2 に印加されていた電圧が解消されるとともに第 2 統合部 SD_2 の第 1 電極 63-4 に印加されていた電圧が解消され、第 1 統合部 SD_1 の第 3 電極 63-3 に電圧が印加されることによって、この統合された第 1 統合部 SD_1 の第 1 電荷 Q_1 と第 2 統合部 SD_2 の第 2 電荷 Q_2 とが第 1 統合部 SD_1 の第 3 電極 63-3 下に形成された第 1 統合部 SD_1 の第 3 ポテンシャル井戸 PW_3 に保持され、加算結果 Q ($= Q_1 + Q_2$) となる。

【0065】

このように電荷統合部 SD は、所定パターンの駆動電圧を各電極に印加することによ

50

て、第 1 統合部 S D 1 のポテンシャル井戸 P W に保持されている第 1 電荷 Q 1 と第 2 統合部 S D 2 のポテンシャル井戸 P W に保持されている第 2 電荷 Q 2 とを 1 個のポテンシャル井戸 P W へ導き統合することによって、第 1 統合部 S D 1 の第 1 電荷 Q 1 と第 2 統合部 S D 2 の第 2 電荷 Q 2 とを電荷のままで加算することができるものである。すなわち、電荷統合部 S D は、第 1 統合部 S D 1 の第 1 電荷 Q 1 と第 2 統合部 S D 2 の第 2 電荷 Q 2 とをアナログで加算することができる。

【0066】

D A 乗算器 3 4 1 は、たとえば係数 $g(1)$ の 2 進表現に従ったビット数個の直列に接続された複数の前記電荷分割部 C D と、前記電荷統合部 S D とを備え、電荷保持部 3 2 1 の出力値に対応する電荷量 Q を、前述のように電荷分割部 C D で 2 等分し、その一方を、この 2 等分した電荷分割部 C D における後段の電荷分割部 C D で 2 等分し、これを繰り返すことで、 $2^{-1}Q$ 、 $2^{-2}Q$ 、 $2^{-3}Q$ 、 $\dots$ 、 $2^{-n}Q$ の複数の電荷を生成し、これら各電荷を、係数 $g(1)$ の 2 進表現 $g_1(1)$ 、 $g_2(1)$ 、 $g_3(1)$ 、 $\dots$ 、 $g_n(1)$ に従って取捨し、そのうち取り上げた電荷を電荷統合部 S D で統合することで、 $G(1) \times Q$ の乗算をアナログで行うことができるものである。そのため、係数 $g(1)$ の 2 進表現 $g_1(1)$ 、 $g_2(1)$ 、 $g_3(1)$ 、 $\dots$ 、 $g_n(1)$ に従った取捨では、ビットが 0 の場合には捨て、ビットが 1 の場合には残す。たとえば、 $Q \times 0.36827$ (10 進数) の乗算を行う場合は、 $Q \times 0.01011110$ (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。各 D A 乗算器 3 4 1 - 1 ~ 3 4 1 - n での乗算結果は、前記電荷統合部 S D と同様に構成される加算部 3 5 によって相互に加算され、各相関部 F 1 - 1、F 0 - 2、F 0 - 3、 $\dots$ 、F 0 - i の出力 Y_1 、 Y_2 、 $\dots$ 、 Y_i となる。なお、D A 乗算器 3 4 1 では、電荷保持部 3 2 1 の電荷量 Q をセンシングフローティングゲートを介して転写し、電荷保持部 3 2 1 の出力値 (電荷量 Q) と等しい電荷量 Q が保持される。

【0067】

このように相関部 F 1 は、アナログ信号である電荷 Q を用い、上述したように、遅延 (転送)、乗算および加算が可能な、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たデバイスであり、これを用いることで、高分解能、高速かつ低消費電力に、相関処理演算が可能となる。

【0068】

なお、このような構成の相関部 F 1 では、扱われる電荷 Q が正の値であることから、受信部 1 3 の正負いずれの出力にも対応すべく、たとえば受信部 1 3 とサンプルホールド部 3 1 との間に、入力信号の絶対値を出力するとともに入力信号における正負の符号 (符号ビット列) を出力する絶対値化回路が介挿されてもよく、この場合では、その符号 (符号ビット列) は、以後、絶対値化された信号の各処理に伴って、サンプルホールド部 3 1、電荷転送部 3 2、デジタルアナログ乗算部 3 4 および加算部 3 5 の各部を伝播するように、これら各部が構成される。

【0069】

このような D A 乗算器 3 4 1 は、たとえば特開平 6 - 237173 号公報 (特許第 2599679 号公報)、特開平 6 - 350453 号公報 (特許第 2955734 号公報)、特開平 7 - 335866 号公報 (特許第 2665726 号公報) および特開平 8 - 050546 号公報も参照することができる。

【0070】

係数設定部 3 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 3 4 の各 D A 乗算器 3 4 1 に対し、前記係数 $g(1)$ を設定する回路である。

【0071】

このような構成の相関部 F 1 は、次のように動作する。相関部 F 1 における相関処理とは、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、たとえば 2 つの数列 x_n と z_n とがあった場合、次の式 1 で示される相関値 Y が大きい程、2 つの数列が似通ってい

ることになる。

【 0 0 7 2 】

$$Y = \sum x_k z_k \quad \cdots (1)$$

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

【 0 0 7 3 】

ここで、送信信号（参照信号）を $s(t)$ とし、該送信信号 $s(t)$ に雑音を含ませたものを受信信号 $x(t)$ とし、上記の式 1 からなる相関値（判定基準）を Y とすると、図 9 に波線で示すように、参照信号 $s(t)$ と受信信号 $x(t)$ とが重なる瞬間に急峻なピークが検出されることになる。このピークが大きければ大きいほど、参照信号 $s(t)$ とよく類似した信号が受信されたことになる。なお、図 9 では、送信信号 $s(t)$ は、太い実線で示され、受信信号 $x(t)$ は、細い実線で示されている。また、図 9 では、相関のピークがずれているように見えるけれども、参照信号 $s(t)$ と受信信号 $x(t)$ との相関演算後、相関結果を信号の開始タイミングに合わせて出力しており、デジタル演算で相対的な時間遅延が生じ、このような波形となる。

10

【 0 0 7 4 】

実際には、図 5 のように、受信部 13 で受信される連続的な受信信号 $x(t)$ が時間 τ でサンプルホールドされ、離散量 $f(t)$ 、 $f(t - \tau)$ 、 $f(t - 2\tau)$ 、 $f(t - 3\tau)$ 、 $f(t - 4\tau)$ 、 $\cdots$ とされる。図 5 に示す例では、 $f(t) = x_a(1)$ 、 $f(t - \tau) = x_a(2)$ 、 $f(t - 2\tau) = x_a(3)$ 、 $f(t - 3\tau) = x_a(4)$ 、 $f(t - 4\tau) = x_a(5)$ 、 $\cdots$ である。したがって、前記相関値 Y は、式 2 に示すように、これら各々に相当する係数 $g(1) \sim g(1)$ を掛けて総和を取ることで、得られる。

20

【 0 0 7 5 】

$$Y = \sum f(t - k\tau) g(k) \quad \cdots (2)$$

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

【 0 0 7 6 】

このように電荷転送部 32 の電荷保持部 321 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）の対応する係数 $g(1)$ 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。

30

【 0 0 7 7 】

一方、前記相関部 F1 に並列に接続されるバンドパスフィルタ $F_2, F_3, \cdots, F_m$ からの出力 $Y_2, Y_3, \cdots, Y_m$ は、前記係数器 $K_1, K_2, \cdots, K_m$ を経た後、遅延器 $D_1, D_2, \cdots, D_m$ において、前記電荷転送部 32 における転送遅延時間や DA 乗算器 341 における転送および演算処理時間に対応した時間だけ遅延されて、加算器 H1 で係数器 K_1 を介する対応する相関部 F1 からの出力と加算され、出力 Y' として画像処理部 15 に入力される。前記係数器 $K_1, K_2, \cdots, K_m$ と加算器 H1 とは、加算部を構成する。

【 0 0 7 8 】

画像処理部 15 は、位相ばらつき検出部 151 と、遅延補正部 152 と、整相加算部 153 とを備えて構成される。位相ばらつき検出部 151 は、信号処理部 14 の各出力 Y' から位相のばらつきを検出する回路である。フォーカルポイントと超音波探触子 2 の圧電素子 21, 22 との間における平均音速は、圧電素子 21, 22 毎に異なっているため、位相がずれてしまうことが知られている。位相ばらつき検出部 151 は、この位相のずれを検出するものである。

40

【 0 0 7 9 】

遅延補正部 152 は、前記各出力 Y' に対し、前述のような音速補正を行うとともに、フォーカルポイント（フォーカス点）および/またはステアリング角度（方位）に対応した時間差を付与することによって遅延（位相）を調整する。整相加算部 153 は、遅延補正部 152 で音速補正および遅延補正された出力 Y' を整相加算する回路である。そして、画像処理部 15 は、その加算値 $Y(t)$ に基づいて超音波画像を生成する。

50

【0080】

このとき、前記 i 個の有機圧電素子 21 の出力の内、バンドパスフィルタ F_3 から得られる 3 次調波（中心周波数 f_3 ）の成分は、レベル検出部 37 によってその信号レベルがそれぞれ検知されており、前記制御部 17 は、その内、送信超音波の中心音線に対応する素子の 3 次調波の振幅の最大値を 1.0 として、残余の音線における 3 次調波の振幅を正規化するとともに、その正規化した値を各係数器 $K_1, K_2, K_3, \dots, K_m$ の係数 $k_1, k_2, k_3, \dots, k_m$ に設定する。図 10 に、その様子を示す。

【0081】

図 10 では、前記中心音線を参照符号 A で、両側の音線を参照符号 B, C で、基本周波および 3 次調波のみを示し、それぞれ添え数字 1 と 3 とを付している。したがって、この図 10 では、中心音線 A の 3 次調波のレベルを A_3 とするとき、その係数器 K_3 の係数 k_3 には $1/A_3$ が設定されてその出力は 1.0 となり、基本周波の振幅 A_1 には、係数 k_1 として 1.0 が乗算されている。一方、左右の音線 B, C の 3 次調波のレベルを B_3, C_3 とするとき、係数 k_3 にも $1/A_3$ が設定されてその出力は $B_3/A_3, C_3/A_3$ となり、これらの信号振幅 $B_3/A_3, C_3/A_3$ が係数 k_1 に設定され、基本周波の出力は、 $B_1 \cdot B_3/A_3, C_1 \cdot C_3/A_3$ となる。

【0082】

図 11 は、本願発明者による実験結果を示すものであり、水中内の反射物に対して、本願発明手法を適用した場合のシミュレーション画像である。図 11 (a) は相関部 F_1 の出力 Y_1 のにみによる画像を表し、図 11 (b) はバンドパスフィルタ F_3 から得られる 3 次調波 Y_3 のにみによる画像を表している。図の左方から超音波を入射した状態を示し、したがって図の上下 (y) 方向が方位分解能を表し、左右 (x) 方向が距離（深さ）分解能を表している。図 11 (a) で示すように、基本周波数では、周波数が低いことから、ビームが拡がり、方位分解能が劣っている。しかしながら、相関部 F_1 によるマッチトフィルタ処理によって、余分な信号は発生せず、高い S/N が得られるとともに、戻ってきたタイミングを正確に検出することができている。こうして、ペネトレーション（深さ方向の距離分解能）に対しては高い性能が得られている。

【0083】

これに対して、図 11 (b) で示すように、3 次調波では、周波数が高いことから、ビームが狭く、高い方位分解能が得られているものの、前記プリリングやポストリングによって、抽出信号以外の信号が発生し、 S/N が低下して、距離分解能が著しく劣っている。

【0084】

そこで上述のようにこれらの信号を加算した出力 $Y_1', Y_2', \dots, Y_m'$ を得ることで、図 11 (c) で示すように、距離分解能、方位分解能および S/N を共に向上することができる。

【0085】

以上のように、本実施の形態の超音波画像診断装置 S では、送信部 12 から送信される第 1 の超音波信号をパルスとし、それによって受信部 13 で受信された第 2 の超音波信号の内、信号処理部 14 では、送信した第 1 の超音波信号と同じ基本周波数成分を相関部 F_1 で抽出する一方、被検体の非線形歪みによって発生する高次調波の成分は、通過帯域の制限を行うバンドパスフィルタ $F_2, F_2, \dots, F_m$ で抽出する。そして、前記相関部 F_1 およびバンドパスフィルタ $F_2, F_2, \dots, F_m$ からの出力は、係数器 $K_1, K_2, \dots, K_m$ においてそれぞれ所定の重みを施した後、加算部 H_1 で加算し、画像処理部 15 に与える。

【0086】

したがって、基本周波数成分 f_1 に対して、帯域制限フィルタを使用した場合には、抽出信号以外にプリリングやポストリングが発生し、 S/N が低下してしまうのに対して、相関部 F_1 において相関処理を行うことで、そのような余分な信号は発生せず、 S/N を向上することができるとともに、戻ってきたタイミングを正確に検出することが

できる。さらに、送信超音波信号をパルスとすることで、パルス圧縮効果によって信号の検出能力を大きくできるとともに、物理周波数の波長によって決定される距離分解能以上に距離分解能を向上させることも可能であり、前記 S/N の向上およびタイミング精度の向上と合わせて、ペネトレーション（深さ方向の距離分解能）を向上することができる。図 12 には前記ペネトレーションの向上の様子を模式的に示し、図 13 には前記コントラストの向上を模式的に示す。すなわち、図 12 では、(a) で示すように、最小検知レベル V_1 の信号が深さ D_1 までしか検出できなかったところ、前記相関処理で S/N が向上すると、(b) で示すように、前記深さ D_1 の同じ反射物に対する検出レベルが V_2 に上昇し、前記最小検知レベル V_1 では、深さ D_2 まで探索深度を深くすることができる。また、図 13 では、(a) で示すように、レベル V_3 の信号に対して、レベル V_4 のノイズが生じている場合、前記パルス圧縮法にて信号強度が強くなることで、(b) で示すように、信号のレベルは V_5 に上昇し、前記レベル V_4 のノイズフロアとのコントラストを明確にすることができる。

10

20

30

40

50

【0087】

また、前記相関処理にあたって、送信信号自体を参照信号として使用できる基本周波数成分 f_1 に対しては、適切な相関演算器（マッチフィルタ）を実現できるのに対して、どのようなレベルで発生するか予測が困難な高次調波 $f_2, f_3, \dots$ に関しては、そのような適切な相関演算器（マッチフィルタ）の実現がなかなか困難であるため、すなわち参照信号記憶部 18 に記憶されるテンプレートデータ列の作成が困難であるため、旧来のバンドパスフィルタ $F_2 \sim F_m$ を用いて関係のない帯域を確実に制限し、方位分解能の向上のみに利用することで、フィルタの構造を無闇に複雑にすることなく、方位分解能を向上することができる。こうして、距離分解能、方位分解能および S/N を向上することができる。

【0088】

また、減衰が激しいけれど高解像な高次調波成分は浅い部位（近距離部位）を見るのに好適であり、解像度に劣るが遠くまで届く基本周波数成分は深い部位（遠距離部位）を見るのに好適である。そこで、重み設定部として、前記操作入力部 11 から、重みとなる前記係数器 $K_1, K_2, \dots, K_m$ の係数 $k_1, k_2, \dots, k_m$ を、前記被検体における診断部位と診断深度との少なくとも一方に応じて設定することで、浅い部位から深い部位までに亘って、しかも重みによって、診断により適した、より高精度な超音波画像を形成することができる。ここで、前記被検体の診断部位や診断深度は、たとえば第 1 および第 2 の超音波信号のフォーカルポイントや第 1 の超音波信号の送信時刻を時間原点とした経過時間で表すことができ、前記係数 $k_1, k_2, \dots, k_m$ は、そのフォーカルポイントや経過時間に応じて設定される。

【0089】

さらにまた、前記送信部 12 は、前記第 1 の超音波信号としてのパルスに、単純なガウシアンエンベロープ波形ではなく、また、ノイズ耐性を高める観点から、可能な限り冗長な、自然界に無い信号周波数が時間経過に伴って増加または減少するチャープ波を用いることで、レンジサイドローブ（時間的サイドローブ）を抑制することができる。

【0090】

また、前記相関部 F_1 を、CCD 原理に基づくアナログ積和演算装置で構成することで、微弱な信号レベルでもより適切に相関処理を行うことが可能となる。

【0091】

さらにまた、前記超音波振動子 20 を、送信用として大パワー送信可能な無機圧電素子 22 上に、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 21 を積層して構成することで、高次調波成分を高感度で受信することができる。

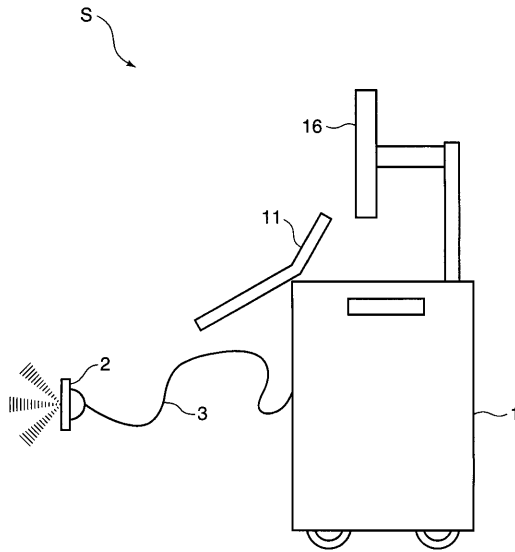
【符号の説明】

【0092】

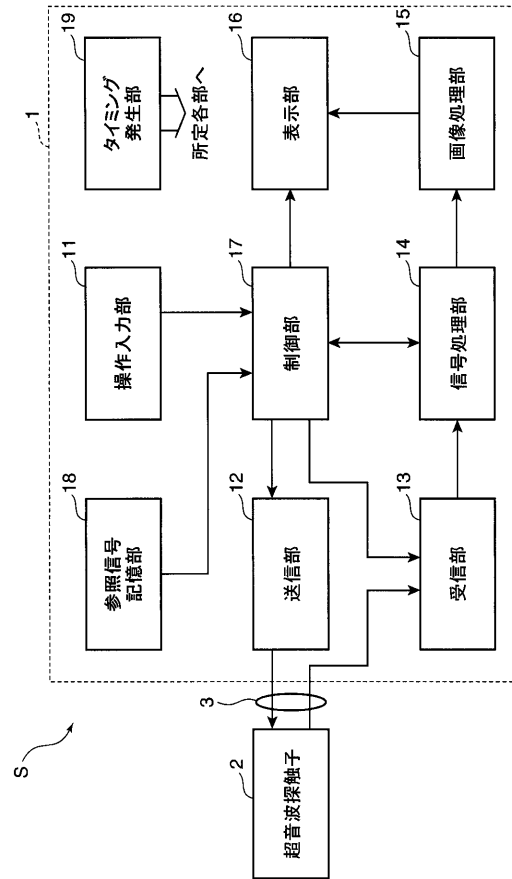
S 超音波画像診断装置

1	診断装置本体	
2	超音波探触子	
1 1	操作入力部	
1 2	送信部	
1 2 1	駆動信号生成回路	
1 2 2	送信ビームフォーマ	
1 3	受信部	
1 4	信号処理部	
1 5	画像処理部	
1 5 1	位相ばらつき検出部	10
1 5 2	遅延補正部	
1 5 3	整相加算部	
1 6	記憶部	
1 7	制御部	
1 8	参照信号記憶部	
2 0	超音波振動子	
2 1	有機圧電素子	
2 2	無機圧電素子	
3 1	サンプルホールド部	
3 2	電荷転送部	20
3 3	係数設定部	
3 4	デジタルアナログ乗算部	
3 5	加算部	
F 1	相関部	
F 2 , F 3 , . . . , F m	バンドパスフィルタ	
K 1 , K 2 , . . . , K m	係数器	

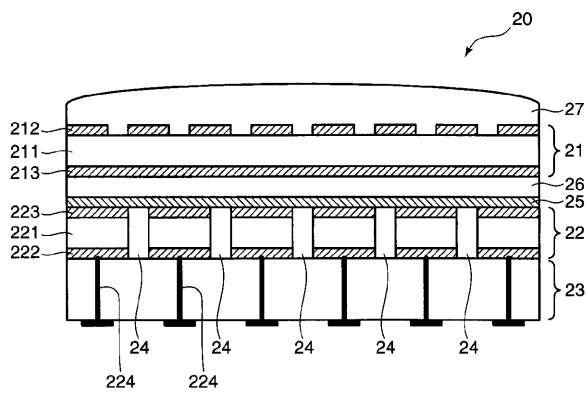
【図 1】



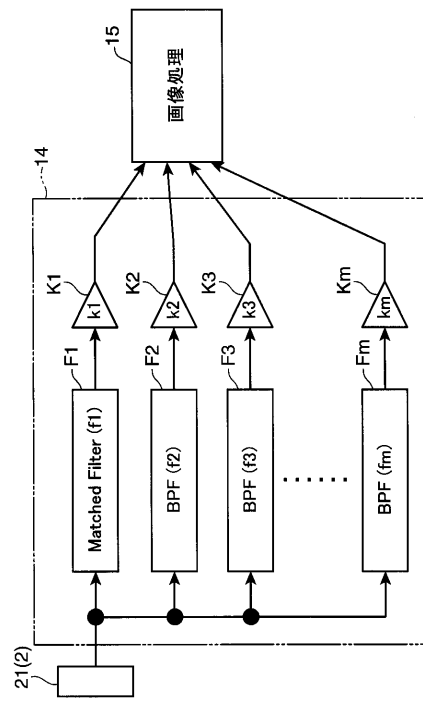
【図 2】



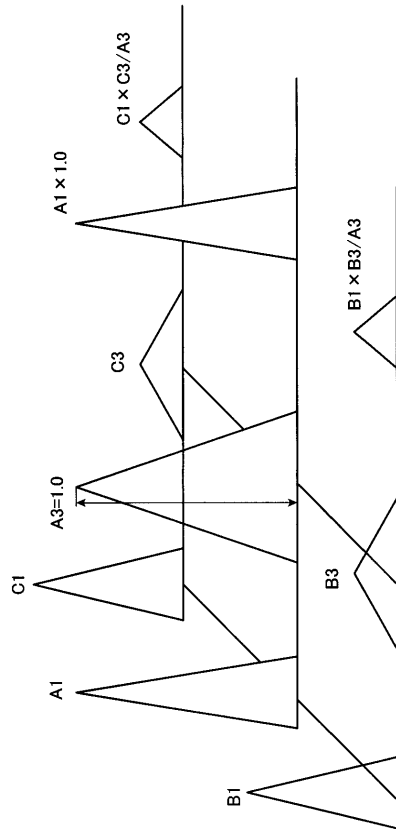
【図 3】



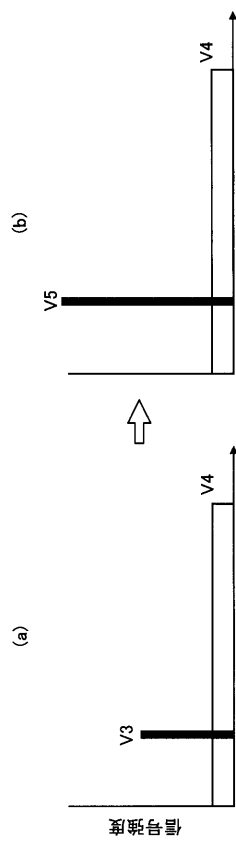
【図 4】



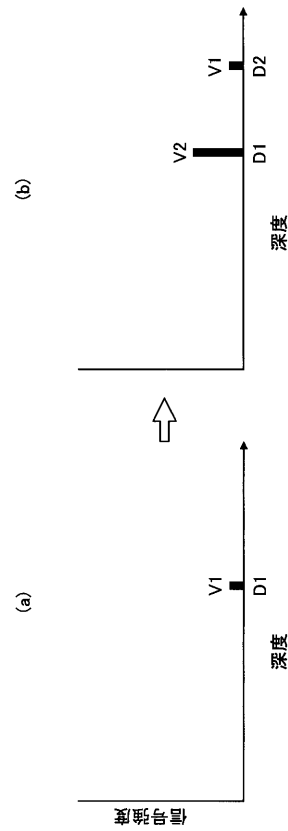
【図 1 0】



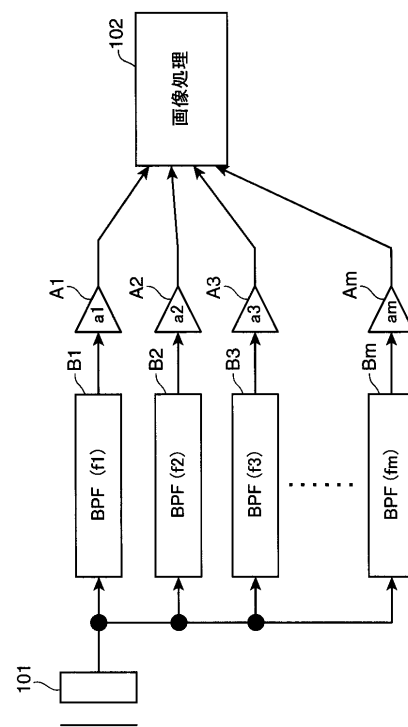
【図 1 3】



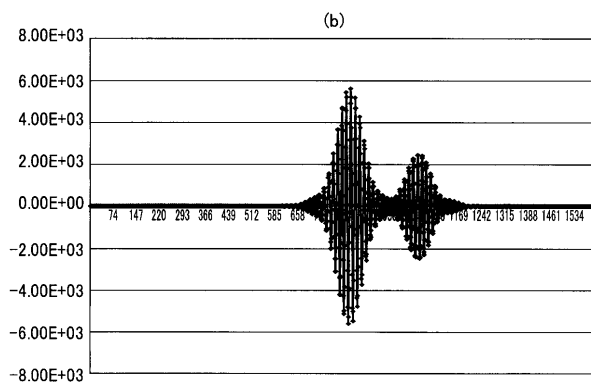
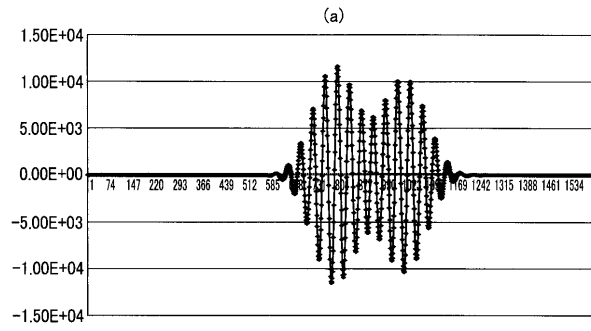
【図 1 2】



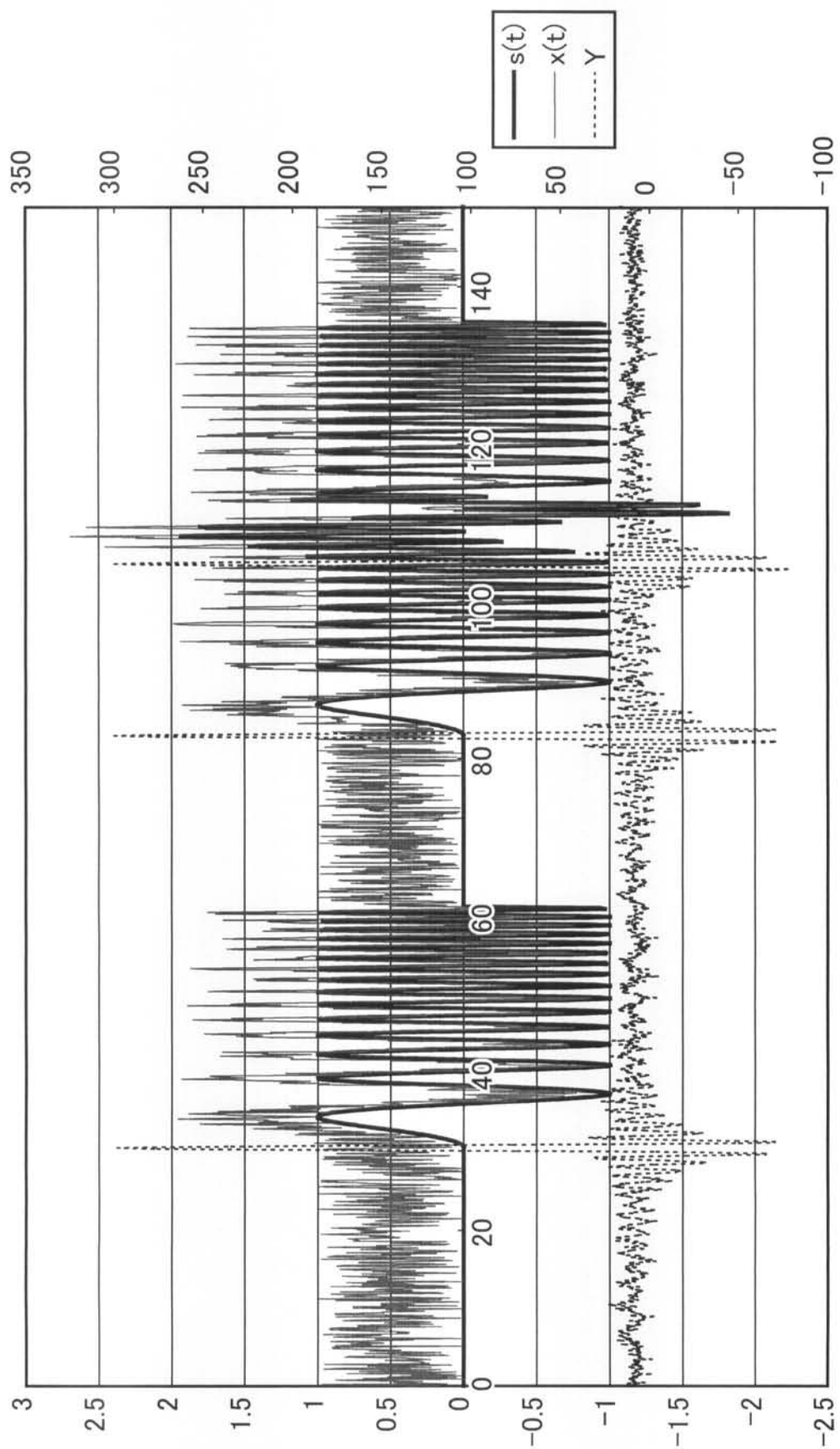
【図 1 4】



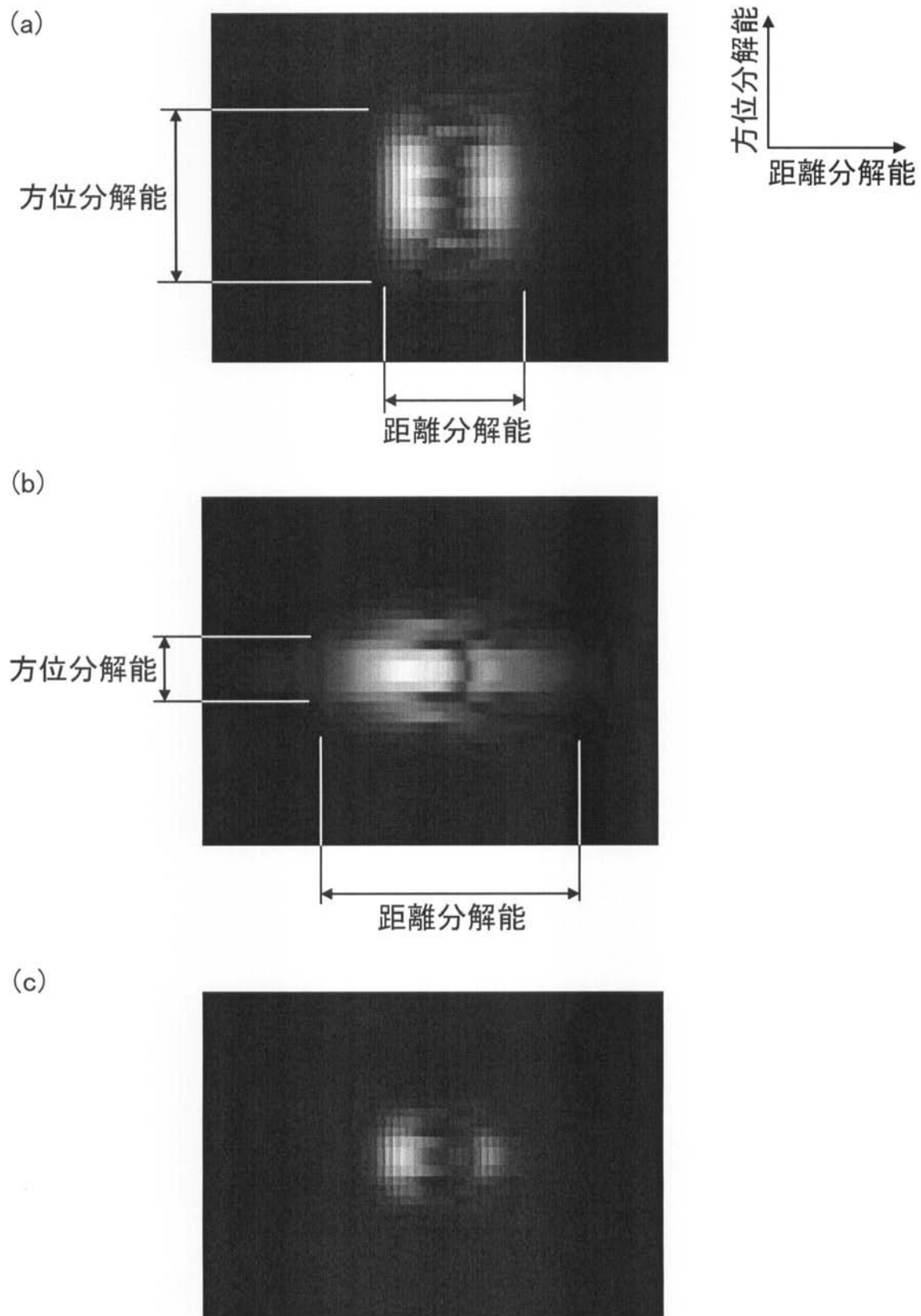
【図 15】



【図 9】



【図 1 1】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB06 DE09 DE13 EE01 EE04 GB06 GB15 GB44 GB45 HH09
HH10 HH35 JB31 JB32 JB41 JB45 JB47
5D019 AA02 AA21 BB02 BB04 EE06 FF04

专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP2011010793A	公开(公告)日	2011-01-20
申请号	JP2009156678	申请日	2009-07-01
[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 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.332		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE09 4C601/DE13 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/GB06 4C601/GB15 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/HH09 4C601/HH10 4C601/HH35 4C601/JB31 4C601/JB32 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB47 5D019/AA02 5D019/AA21 5D019/BB02 5D019/BB04 5D019/EE06 5D019/FF04		
代理人(译)	樱井 智		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高超声波检查的距离分辨率和方位角分辨率。解决方案：在用于处理接收的超声信号的电路14中，利用由匹配滤波器组成的相关部分F1和产生的谐波 f_2 ， f_3 ，.....的分量提取与发送脉冲相同的基本频率 f_1 的分量。通过一个或多个带通滤波器F2，F3，...提取来自对象的非线性失真。在通过系数乘法器K1，K2乘以规定系数 k_1 ， k_2 ，...之后，将所提取的分量相加。...用于图像处理。因此，通过对基本频率分量进行相关处理，可以提高信噪比，并且通过脉冲压缩效应可以提高检测信号的能力。同时，可以改善穿透（深度中的距离分辨率）并且还可以改善与噪声的对比度。只有允许使用传输信号本身作为参考信号的基本频率分量进行相关处理，而可以容易地制备的传统带通滤波器用于谐波，从而也可以改善方位分辨率。

