

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4567842号  
(P4567842)

(45) 発行日 平成22年10月20日 (2010.10.20)

(24) 登録日 平成22年8月13日 (2010.8.13)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 21 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2000-108097 (P2000-108097)  
 (22) 出願日 平成12年4月10日 (2000.4.10)  
 (65) 公開番号 特開2001-286472 (P2001-286472A)  
 (43) 公開日 平成13年10月16日 (2001.10.16)  
 審査請求日 平成19年3月22日 (2007.3.22)

(73) 特許権者 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (74) 代理人 100084618  
 弁理士 村松 貞男  
 (74) 代理人 100092196  
 弁理士 橋本 良郎  
 (74) 代理人 100091351  
 弁理士 河野 哲  
 (74) 代理人 100088683  
 弁理士 中村 誠  
 (74) 代理人 100070437  
 弁理士 河井 将次

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の走査線各々に対して超音波を繰り返し送信する送信手段と、  
 前記超音波のエコーを受信し、前記複数の走査線各々に対してそれぞれ複数の受信信号を得る受信手段と、  
 前記複数の走査線各々に関する複数の受信信号間の組織の動きに伴う相対的な変化を検出する検出手段と、  
 前記検出手段により検出された変化に従って前記複数の受信信号を補正する補正手段と

、  
 前記補正手段により補正された前記複数の受信信号を信号処理する信号処理手段と、  
 前記信号処理手段で処理された信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、  
 前記画像生成手段によって生成された画像を表示する表示手段とを具備し、  
前記送信手段により互いに極性を略反転させた関係にある2つの超音波パルスを前記複数の走査線各々に対して送信し、前記受信手段により前記2つの超音波パルスのエコーを受信して前記複数の走査線各々について2つの受信信号を取得し、前記検出手段により受信信号間の各部分について相対的な変位又は位相差の少なくとも一方を検出し、前記補正手段により、前記受信信号の各部分について前記変位又は位相差の少なくとも一方を補正し、前記信号処理手段により、前記補正された信号を加算し、前記画像生成手段により前記加算された信号から画像を生成し、前記画像表示手段により前記画像生成手段により生成された画像を表示することを特徴とする超音波診断装置。

10

20

## 【請求項 2】

前記変化は、前記検出手段により検出される位相から計算されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記送信手段により略同一波形の 2 つの超音波パルスを前記複数の走査線各々に対して送信し、前記受信手段により前記 2 つの超音波パルスのエコーを受信して前記複数の走査線各々について 2 つの受信信号を取得し、前記検出手段により、受信信号間の各部分について相対的な変位又は位相差の少なくとも一方を検出し、前記補正手段により、前記受信信号の各部分について前記変位又は位相差の少なくとも一方を補正し、前記信号処理手段により、前記補正された信号を減算し、前記画像生成手段により、前記減算された信号から画像を生成し、前記画像表示手段により、前記画像生成手段により生成された画像を表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 4】

前記信号処理手段による信号処理と、前記検出手段による相対的な変化の検出と、前記補正手段による補正とは任意の順番で複数回繰り返されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記位相は、自己相関法、相互相関法、クロススペクトル、複素共役の積の少なくとも一つにより検出されることを特徴とする請求項 1 又は 3 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記変位は、相互相関法、最小自乗法の少なくとも一つにより検出されることを特徴とする請求項 1 又は 3 記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 7】

前記変位は、前記位相と、前記送信手段により送信される超音波に含まれる周波数に対応する波長の積により求められることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記検出手段は、前記受信信号を濾過するフィルタ手段と、前記濾過された受信信号から前記位相を求める手段とを有することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

前記補正手段は、前記検出手段により検出された変位に基づいてサンプリング間隔を単位として前記受信信号を補正し、サンプリング間隔以下の補正については位相により行うことを特徴とする請求項 1 又は 3 記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 10】

前記補正後に、各レートに深さに応じた係数をかけて信号処理をすることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 11】

前記補正後に、各レートに深さに応じた係数をかけて基本波成分を除去する信号処理をすることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 12】

前記係数は、レート方向にフィルタを形成するように設定されていることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

40

## 【請求項 13】

前記検出と補正は、複数レートの部分で検出し、平均的な変位を計算し、その変位に基づいて補正することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 14】

前記検出と補正は、複数レート間で検出し、平均的な変位を計算し、その変位に基づいて補正することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 15】

前記補正は、複数レート間で検出した際にばらつきが大きいときには、行われなことを特徴とする請求項 1 4 記載の超音波診断装置。

50

## 【請求項 16】

前記送信手段により互いに極性を略反転させた関係にある2種類の波形で構成される3つの超音波パルスを前記複数の走査線各々に対して送信し、前記受信手段により前記3つの超音波パルスのエコーを受信して前記複数の走査線各々について3つの受信信号を取得し、前記信号処理手段により第1のレートの受信信号と第2のレートの受信信号とを加算して第1の加算信号を生成し、第2のレートの受信信号と第3のレートの受信信号を加算することにより第2の加算信号を生成し、前記検出手段により、前記第1の加算信号と前記第2の加算信号との間の各部分について相対的な変位又は位相差の少なくとも一方を検出し、前記補正手段により、前記信号の各部分について前記変位又は位相差の少なくとも一方を補正し、前記信号処理手段により、前記補正された信号を加算し、前記画像生成手段により、前記加算された信号から画像を生成し、前記画像表示手段により、前記画像生成手段により生成された画像を表示することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 17】

前記送信手段により略同一波形の3つの超音波パルスを前記複数の走査線各々に対して送信し、前記受信手段により前記3つの超音波パルスのエコーを受信して前記複数の走査線各々について3つの受信信号を取得し、前記信号処理手段により第1のレートの受信信号と第2のレートの受信信号とを減算して第1の減算信号を生成し、第2のレートの受信信号と第3のレートの受信信号とを減算することにより第2の減算信号を生成し、前記検出手段により、前記第1の減算信号と前記第2の減算信号との間で各部分について相対的な変位又は位相差の少なくとも一方を検出し、前記補正手段により、前記信号の各部分について前記変位又は位相差の少なくとも一方を補正し、前記信号処理手段により、前記補正された信号を減算し、前記画像生成手段により、前記減算された信号から画像を生成し、前記画像表示手段により、前記画像生成手段により生成された画像を表示することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 18】

前記位相差を検出する前に、前記送信手段により送信される超音波のハーモニック成分を除去するためにフィルタ処理を施すためのフィルタ手段をさらに備えることを特徴とする請求項16又は17記載の超音波診断装置。

## 【請求項 19】

前記信号処理の後に、基本波成分の信号のパワー値又は振幅のいずれかに基づいて、残留基本波成分を検出する検出手段をさらに備えることを特徴とする請求項16又は17記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 20】

前記検出手段により検出された基本波成分が設定された閾値より小さければ、レート信号の各深さに応じて信号処理を終了することを特徴とする請求項19記載の超音波診断装置。

## 【請求項 21】

前記閾値は、深さに応じたノイズレベルであることを特徴とする請求項20記載の超音波診断装置。

40

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は、生体組織の非線形波形伝搬や造影剤（マイクロバブル）の送信超音波に対する非線形応答で生じるハーモニック成分を抽出し、このハーモニック成分からアーティファクトの少ない広帯域な画像を生成する超音波診断装置に関する。

## 【0002】

## 【従来の技術】

組織の非線形伝搬や造影剤（マイクロバブル）の送信超音波に対する非線形応答で生じる超音波のハーモニック成分を抽出して利用すれば、送信超音波（以下、基本波と称する）

50

で生成されるビームに比べて実質的に細く絞ることが可能となり、従って高分解能であり、且つサイドローブ低減によるアーティファクトの少ない画像を生成することができるのは、組織ハーモニック映像法（THI）等で周知である。

#### 【0003】

非線形成分を取り出す方法としては、フィルタ法が代表的であるが、それより広帯域にハーモニック成分を抽出できる方法として、阿比留巖、鎌倉友男共著「超音波パルスの非線形伝搬」（信学技法、US 89 - 23、p 53）に記述されているように、互いに極性を反転させた2種の超音波パルスを2つのレートに分けて送信し、それぞれのレートで受信した信号を加算することで、基本波を相殺し、ハーモニック成分だけを抽出する方法（パルスインバージョン法）がある。

10

これは、ハーモニック成分が基本波の2乗に比例して発生することを利用したものであり、造影剤の映像化にも同様に適用できる。

#### 【0004】

しかしながら、上記のパルスインバージョン法は、あくまで伝搬媒質である組織が静止している場合にのみ性格に作用する方法であり、心臓に代表される臓器の動きが存在する実際の生体で適用すれば、動きの影響により、2レートの受信信号間の各部分に変位が生じ、その結果として基本波が消え残り、画像上にモーションアーティファクトを生じさせる結果となる。

#### 【0005】

##### 【発明が解決しようとする課題】

20

本発明の目的は、レート異なる複数の受信信号を処理してハーモニック成分を抽出し、画像を生成する超音波診断装置において、組織、とりわけ心臓等の動きによるモーションアーティファクトを除去し、診断に有効な情報を提供することにある。

#### 【0006】

##### 【課題を解決するための手段】

本発明による超音波診断装置は、複数の走査線各々に対して超音波を繰り返し送信する送信手段と、前記超音波のエコーを受信し、前記複数の走査線各々に対してそれぞれ複数の受信信号を得る受信手段と、前記複数の走査線各々に関する複数の受信信号間の組織の動きに伴う相対的な変化を検出する検出手段と、前記検出手段により検出された変化に従って前記複数の受信信号を補正する補正手段と、前記補正手段により補正された前記複数の受信信号を信号処理する信号処理手段と、前記信号処理手段で処理された信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、前記画像生成手段によって生成された画像を表示する表示手段とを具備し、前記送信手段により互いに極性を略反転させた関係にある2つの超音波パルスを前記複数の走査線各々に対して送信し、前記受信手段により前記2つの超音波パルスのエコーを受信して前記複数の走査線各々について2つの受信信号を取得し、前記検出手段により受信信号間の各部分について相対的な変位又は位相差の少なくとも一方を検出し、前記補正手段により、前記受信信号の各部分について前記変位又は位相差の少なくとも一方を補正し、前記信号処理手段により、前記補正された信号を加算し、前記画像生成手段により前記加算された信号から画像を生成し、前記画像表示手段により前記画像生成手段により生成された画像を表示することを特徴とする。

30

40

#### 【0007】

##### 【発明の実施形態】

以下、本発明による超音波診断装置を好ましい実施形態により図面を参照して詳細に説明する。

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示している。この超音波診断装置は、装置本体2を中心として超音波プローブ1及びモニタ3から構成される。装置本体2内において、送信パルス発生器13から送受信回路12にパルス電圧が供給される。送受信回路12は、パルス電圧に応じて駆動電圧を、1次元又は2次元的に配列された複数の振動素子を有する超音波プローブ1に供給する。送信パルス発生器13は、超音波プローブ1の複数の振動素子に印加される送信パルス電圧を制御し、超音波ビームの方向及び集束

50

を２次元又は３次元的に制御する。これを以下、送信ビームフォーミングという。

【０００８】

装置本体２に接続された超音波プローブ１から体内に放射され、体内組織の音響インピーダンスの境界で反射された超音波信号、又は微小散乱体により後方散乱された超音波信号は同じ超音波プローブ１で受信される。この受信信号には、生態伝搬の非線形性により生じたハーモニック成分（高調波成分）のエコーと、造影剤からのエコーとが含まれている。受信信号は、プリアンプ４、受信遅延回路５を通り各プロセッサ６，７，９に送られる。受信遅延回路５は、受信の際のビームフォーミングを行って、ビームの方向及び集束を制御するためのものであり、複数のビームを形成し並列同時受信をするために複数の回路セットＢＦ１，ＢＦ２…ＢＦｎから構成されている。

10

【０００９】

エコープロセッサ６では、リファレンス周波数で、包絡線検波後に信号振幅強度に応じた２次元又は３次元空間分布画像を生成する。この画像は、被検体の２次元又は３次元形態情報を含んでいる。コントラスト剤を被検体に用いた場合は、形態情報と造影剤の情報を含んだものになる。ドブラプロセッサ７では、受信信号間の位相の時間変化を計測することにより、速度又はパワー又は分散の２次元又は３次元空間分布画像が生成される。この画像は、心臓とその周辺の血流速度の情報を含んでいる。ハーモニックプロセッサ８では、受信信号から基本波のハーモニック成分が抽出される。それぞれのプロセッサで処理された信号は、表示ユニット１１に送られ、対数圧縮、スキャンコンバート等され、モニタ３に画像として表示される。

20

【００１０】

ハーモニックプロセッサ９以外は、すでに製品化され実用化されている周知の構成、技術であり、本発明とは直接関連しないので詳細な説明は省略する。

【００１１】

図２を用いて、本発明に関連するハーモニックプロセッサ８について説明する。受信遅延回路５でビーム形成され出力された受信信号は、ＡＤ変換器１７によりデジタル信号に変換される。この信号は直交位相検波部１５で基本波の周波数で直交位相検波される。これにより複素数の信号が得られる。この複素数の信号は、バッファメモリ１８に格納される。バッファメモリ１８に格納された複数の走査線各々についての複数の超音波信号から、変位推定部１９、変位補正部２０、ハーモニック処理部２１によりハーモニック成分が抽出される。なお、実際の信号処理では、推定された変位の補正と、ハーモニック抽出のための信号処理は同時に行われる場合もあるので、変位補正部２０とハーモニック処理部２１は同一のユニットで構成しても良い。

30

【００１２】

コード化された超音波やパルス圧縮の手法を用いる場合には、直交位相検波は必ずしも必要ではなく、直交位相検波部１５をバイパスさせるか、信号を素通りさせれば良い。専用の場合には、直交位相検波部を削除した構成でもよい。

【００１３】

（信号処理）

上記の構成により、実際に組織の非線型伝搬によるハーモニック成分がモーションアーティファクト無しに抽出される原理について、２レークの通常の超音波パルス送信をした場合を例にとり、詳細に説明する。２レークのパルスとして、図３（ａ）の超音波パルス３１に対して、図３（ｂ）の超音波パルス３２は、極性が反転している。つまり、互いに極性が反転している２種の超音波パルス３１，３２が用いられる。このように２種の超音波パルス３１，３２は、従来のパルススインプージョン法でも使われている。

40

【００１４】

それぞれの超音波パルス３１，３２が、生体内に対して、それぞれのレートで送信され、非線形伝搬しながら、組織の音響インピーダンスの境界での反射や、微小散乱体で後方散乱により、超音波プローブに戻ってきた受信信号のうち、ある注目した深さでのエコー信号を図４に示している。注目した深さで、レート間隔中の生体の動き（変位）が無いが又

50

は無視できれば、2つのレートを受信信号間で変位は無い。図4(a)に、受信信号に含まれる基本波成分の複素データの実数部のみのエコー信号の例を示した。なお、図4(d)には周波数空間での模式図を示している。この場合には、従来のように両者を加算すれば、基本波成分が完全に除去される。一方、図4(b)にハーモニック成分の同じく実数部だけを示したが、これは加算により抽出され、しかも信号振幅が2倍にエンハンスされる。

【0015】

しかし、直接心臓をみる場合や、心臓の動きの影響のある肝臓などの臓器を走査する場合には、レート間隔(パルス繰り返し周波数PRFの逆数)中に、組織は変位しており、図4(c)に示すような関係になっている。ここに、 $d$ は、注目している深さ近傍でのエコー信号の変位を表し、レート間隔の間に変位した組織の距離の2倍に対応する。

10

【0016】

このまま、従来のように単純に加算しても基本波は、図4(c)のように消え残る。組織に動きのあるフレームや画像部分では、ハーモニック成分に比較して信号強度の強い基本波成分がモーションアーティファクトとしてあらわれ、画像上でフラッシングしているように見える。心尖アプローチでは、収縮期や拡張期のタイミングで特に動きの激しい、心基部や心尖部でモーションアーティファクトは顕著である。

【0017】

(モーションアーティファクトの除去)

次に、本発明の主旨であるところのモーションアーティファクトなく、ハーモニック成分抽出するための信号処理方法を説明する。図5は、信号処理手順の概略を示したフローチャートである。

20

(変位の推定51)

まず、変位推定部19で、2つのレート信号間で、各深さの相対的な変位 $d$ を計測(推定)する。この推定方法としては次に説明するように複数ありその何れを採用してもよい。

【0018】

第1の方法は、図6に示すように、一方のレート信号の各深さ $d$ の複素数値61に、他方のレートの対応する深さの複素数値62の位相を、 $\theta$ だけ進めた(虚数だけの符号を逆転させた)複素共役値を乗算し、乗算結果Cの位相偏角 $\phi$ を求める。位相を $\theta$ だけ進める理由は、互いに極性を反転させたパルスの受信信号だからである。

30

【0019】

複数レート間で同様の処理をして複素ベクトル和をとったものが、自己相関法であり、これは、データ数が2の自己相関法の特別な場合としてとらえることができる。

【0020】

位相偏角を $2\pi$ で規格化し、基本波を代表する重心周波数の波長との積をとれば、変位 $d$ ( $\lambda$ )を求めることができる。生体内の実際の変位は、ここで求まる変位の半分である。これは、反射信号を受信信号としていることに由来する。

【0021】

【数1】

$$\text{レート 1} \quad r_1(d) = A_1(d)e^{i\theta_1(d)} \quad A_1: \text{振幅}$$

$$\text{レート 2} \quad r_2(d) = A_2(d)e^{i\theta_2(d)} \quad A_2: \text{振幅}$$

$$C(d) = A_1(d)e^{i\theta_1(d)} \times A_2(d)e^{-i(\theta_2(d)+\pi)}$$

$$= -A_1(d) \cdot A_2(d)e^{i\theta_1(d)-i\theta_2(d)}$$

$$\theta(d) = \arg\{C(d)\}$$

$$\Delta d(d) = \frac{\theta}{2\pi} \cdot \lambda$$

$\lambda$  : 重心同波数成分の波長

10

#### 【 0 0 2 2 】

算出された位相角を、注目している深さ近傍で空間平均してから変位を求めれば、ノイズやスペックルによるばらつきを低減できる。さらに平均を位相偏角を求める前の複素ベクトルで空間のベクトル平均を求めれば、信号の強度による重率平均をかけることができ、より精度の高い位相偏角の算出が可能となる。このベクトル平均は、数式で表せば、以下のようになり、 $\theta = 0$  での相互相関演算を等価であることが分かる。

#### 【 0 0 2 3 】

##### 【 数 2 】

20

$$\overline{C(d)} = \frac{\sum_{n=1}^N r_1(d) \times r_2^*(d)_{\theta \rightarrow \theta + \pi}}{N}$$

#### 【 0 0 2 4 】

ただし、図 7 に示すように、各点で複素ベクトルを求めてから移動平均を取った方が、移動の際にデータの先端と末尾の値を入れ替える高速化が図れるので、便利である。

#### 【 0 0 2 5 】

その他に位相を求める方法としては、クロススペクトルを用いる方法があるが相互相関と等価であるからここでは省略する。

30

#### 【 0 0 2 6 】

また、空間平均は異なる走査線にまたがって、行っても良い。走査線内で、位相を算出後、同一の深さの複数走査線にまたがって平均する等も考えられる。基本波の重心周波数等は、減衰の影響により深さ方向に変化するため、図 8 に示すように、あらかじめ計測しておいた深さごとの重心周波数の波長のテーブル 8 1 , 8 2 , 8 3 を用いて変位を計算すれば、毎回重心周波数を計測することなく精度良く変位を計測できる。

#### 【 0 0 2 7 】

上記の位相を求める方法は、反射体又は散乱体が、レート間に基本波の  $1/4$  波長変位すれば、エイリアシングが発生し、正確に位相を計測できなくなる可能性がある。ほとんどの臓器では、それほど速い動きをする組織がないので問題にならないが、循環器では、弁が問題になる可能性がある。エイリアシングが発生する変位は、基本波成分を構成する周波数成分の波長で決まり、周波数が低ければ低いほど、発生しづらい。

40

#### 【 0 0 2 8 】

図 9 に示すように各レート信号にフィルタをかけて抽出された狭帯域で低周波成分の信号で位相を推定すれば、精度が向上するとともに、エイリアシングの発生を防止することができる。例えば、3 MHz の重心周波数で音速を 1500 m/sec とすれば、エイリアシング速度は、60 cm/sec であるが、フィルタ等で重心周波数を 1.5 MHz にまで低下させれば、エイリアシング速度は、2 倍の 120 cm/sec となる。

#### 【 0 0 2 9 】

第 2 の方法は、注目している深さ近傍で相互相関関係 R により変位を求める方法である。

50

図 10 に示すように、一方の深さ近傍の長さ  $n$  の信号と他方の信号との相互相関係数を相対的にずらしながら計算し、係数がピークを示すずらし幅  $d$  を検出し、変位に換算すればよい。この計算では、レート間の極性の関係から、どちらか一方の符号を逆転させてから計算する必要がある。

【 0 0 3 0 】

【 数 3 】

$$R(d, \Delta d) = \sum_{d - \frac{n}{2}}^{d + \frac{n}{2}} r_1(d) \times -r_2^*(d + \Delta d)$$

10

【 0 0 3 1 】

通常、ずらし幅はサンプリング間隔を単位として行うのが簡便であるが、補間によりサンプリング間隔よりも小さい距離で行うことも可能である。

【 0 0 3 2 】

第 3 の方法は、最小自乗法を利用したものである。注目している深さ近傍の一方の信号と、他方の信号との差の自乗の近傍での総和  $E$  を、上記と同様に、図 10 に示すように、どちらか一つのレート信号をずらしながら計算し、最小になるずらし幅を変位とする方法である。上記と同様に、レート間の極性の関係から、どちらか一方の符号を逆転させてから

20

【 0 0 3 3 】

数式であらわせれば以下のようになり、 $E$  を最小にする  $d$  を注目している深さ  $d$  近傍で探せばよい。

【 0 0 3 4 】

【 数 4 】

$$E(d, \Delta d) = \sum |r_1(d) - \{-r_2(d + \Delta d)\}|^2$$

30

【 0 0 3 5 】

相互相関や最小自乗法は計算時間が多くかかることが予想されるため、高速化の手法として、信号を間引いて処理し、補間する、などが考えられる。間引く方法としては、定間隔で間引く、信号強度の強い部分だけで、計算するなどがある。また、これらの手法では、3 次元的にスキャンする超音波に対して、複数の走査線に対して計算をおこない、3 次元的に変位を求めて補正することが可能である。後述のパルスインバージョン法で加算するペアの相対的位置も 3 次元的にすることが可能である。

【 0 0 3 6 】

以上のような、変位推定を各深さで行う。補正の時の参照用に、図 8 のテーブル 8 3 のように深さに応じて推定した変位のテーブルをメモリ上に作成すれば、便利である。

40

【 0 0 3 7 】

( 変位の補正の仕方 5 2 )

次に、変位の推定 5 1 で求めた変位を、変位補正部 2 0 で補正する方法を説明する。第 1 の補正法として、今、2 つのレート信号が、図 1 1 に示すように、メモリに格納されているとする。一方の信号 1 1 1 のある深さ  $d$  に対応する他方の信号 1 1 2 のメモリ上の信号値を、新規のメモリに書き込み、これを各深さで行い、信号 1 1 1 と新規のメモリ上の信号 1 1 3 で信号処理をすれば良い。

【 0 0 3 8 】

第 2 の補正法として、図 1 2 に示すように、位相や補間を用いた相互相関演算から計算される変位がサンプリング間隔  $t$  よりも小さい時は、補間により変位を実現させることが

50



できる。図 1 3 に補間の例として、レート信号にシンク関数をコンボリューションするシンク補間法で実現して、サンプリング間隔の間のデータを補間し、変位を行った例を示した。もちろんこの補間は  $\text{sinc}$  に限定されることはない。補間された信号を同様に、新規のメモリ 1 1 3 に書き込めば良い。

【 0 0 3 9 】

第 3 の補正法として、図 1 4 に示すように、近似的ではあるが一方の信号に上記でもとめた位相偏角に対応する位相項をかける方法がある。

【 0 0 4 0 】

以下に基本波の受信周波数成分とそのハーモニック成分のそれぞれについて、レート信号間で反射体又は散乱体が  $d$  だけ変位し、その変位がレート信号にとって  $T$  に対応する場合について直交位相検波前の信号のモデルを記した。

【 0 0 4 1 】

【 数 5 】

$$T_{[\text{sec}]} = \frac{2 \cdot \Delta d[\text{m}]}{1500[\text{m} / \text{sec}]} \quad t = \frac{2 \cdot d}{1500}$$

$F$  : 基本波の包絡線

$H$  : 上記のハーモニック 成分の包絡線

$$\text{レート 1 : } r_1(t) = F_1(t)e^{i(\omega t + \theta_1)} + H_2(t)e^{i(2\omega t + \theta_2)}$$

$$\text{レート 2 : } r_2(t) = F_2(t)e^{i\{\omega(t-T) + \theta_1\}} + H_2(t)e^{i\{2\omega(t-T) + \theta_2\}}$$

【 0 0 4 2 】

上述の方法で推定される位相は、基本波成分の変化量  $T$  である。一方、ハーモニック成分の位相変化量は  $2T$  である。したがって、補正するために、 $T$  の位相項を以下の用にかけても、ハーモニック成分にはまだ、 $T$  の位相の差異が残り、誤差要因となる。

【 0 0 4 3 】

【 数 6 】

$$\begin{aligned} \text{補正後 } r_2'(t) &= r_2(t) \cdot e^{i\omega T} \\ &= F_2(t)e^{i(\omega t + \theta_1)} + H_2(t)e^{i(2\omega t - \omega T + \theta_2)} \end{aligned}$$

【 0 0 4 4 】

周波数軸上で考えると、ある深さ  $d$  近傍の受信信号を変位させることは、図 1 5 ( a ) に示すように、例えば、各周波数の位相分布が直線 1 5 1 のようになっている場合、直線 1 5 2 のように周波数に比例して位相を変化させることに相当する。また、図 1 5 ( b ) に示すように、位相項をかけるのは直線 1 5 1 を直線 1 5 3 にするように、周波数に依存しない位相を加減算することである。今、両者の処理を重ねて描けば、図 1 5 ( c ) に示すようになり、差異  $e$  が明らかであり、これが誤差要因である。しかしながら、こうした誤差は変位が小さい場合には無視することができ、このような簡易的な近似処理でも十分な補正の効果が期待できる。

【 0 0 4 5 】

第 4 の補正法として、メモリ上でサンプリング間隔の単位で変位させ、元々の変位から、左記変位分を差し引いた変位量は、位相回転により実現する方法が考えられる。つまり、図 1 6 において、 $s$  の部分はメモリで変位させ、 $p$  の部分は位相回転で近似する。この場合に用いる位相回転量に対応する変位は、ハーモニック成分の波長に対しても小さいことが期待でき、従って十分な精度が期待できる。補正は、もちろんどちらのレートについても良い。

## 【0046】

(ハーモニック抽出(加算処理)53)

変位補正された2つの信号を加算すれば、基本波成分はモーションアーティファクト無しに除去することができ、ハーモニック成分は増強される。図17に位相検波前の信号について、基本波が $\sin c$ の1周期の波形で表される場合について、ある深さの一つの反射体の受信信号の基本波成分とハーモニック成分を模式的に示した。

## 【0047】

加算の際に、上記のように新規に補正されたメモリを作成せずに、一方のレート信号の各深さに対して図8の変位テーブルを参照しながら他方のレート信号から対応する深さの値を読み出すようにすることも可能である。また、加算の前に少なくとも一方の信号に係数を乗算してから加算することも可能である。ハーモニック成分が十分に発生していない近距離や、ハーモニックの減衰が激しくなる深部では、一方に1より小さい正数をかけてから加算(レート間で異なる係数をかけて加算)することにより、基本波成分が生き残り画像生成に役立つ。

## 【0048】

(直交位相検波54)

加算結果は、レート信号用のメモリに格納される。この後、ハーモニック成分で画像を生成するため、ハーモニック成分の周波数を用いて、あらためて直交位相検波部15で直交位相検波を行う。以上の処理は、CPU10によって体系的に管理されながらハーモニック画像生成に必要な走査線全てにおいて行われ、この後、対数圧縮、スキャンコンバート等が表示ユニット11で行われ、画像がモニタ3に表示される。

## 【0049】

なお、以上の処理は、図18(a)に示す手順で行われるが、図18(b)に示すように、直交位相検波(D)の後に、加算(C)を行ってもよいし、また、図18(c)に示すように、リファレンス周波数 $f_0$ の2倍で直交位相検波(A)を最初に纏めて行ってもよいし、さらに図19に示すように、 $f_0$ で直交位相検波(A)を行った結果で動き(変位)を推定(E)し、その変位で、 $2 \cdot f_0$ での直交位相検波(A)の結果に対して動き補正(B)を行うようにしてもよい。

## 【0050】

上述では、組織伝搬の非線形成分を2レートで、モーションアーティファクトを除去しながら抽出する方法を説明してきたが、組織伝搬に限らず、造影剤エコーの非線形成分を抽出する場合にも、本発明は効果を発揮する。造影剤適用時にこの方法で映像化すれば、モーションアーティファクト無しに基本波成分を除去して、造影エコーと組織ハーモニック成分の両者が映像化される。

## 【0051】

次に、本実施形態により、モーションアーティファクト無しに、組織ハーモニック成分を除去して、造影エコーを抽出する方法について説明する。

## 【0052】

(レート差分)

2レートの超音波パルスとしては、同一波形を用いる。組織の動きがなければ、各深さで2つのレート間の変位は、0であり、ある深さでの信号の基本波成分と組織ハーモニック成分をあわせたものと造影剤のハーモニック成分を図20(a)、図20(b)に示している。これらで差をとれば、基本波成分と組織ハーモニック成分はキャンセルされ、造影剤であるマイクロバブルの非線形応答のレート間での経時変化のみが抽出される。経時変化は例えば、バブルの消失、分裂、凝集、径の変化による散乱強度の変化など、散乱体分布の変化で引き起こされる。しかしながら、パルスインバージョン法の場合と同様に、組織の動きが存在すれば、図20(c)のように、各深さで受信レート間に変位が生じ、基本波と組織ハーモニック成分は除去されない。

## 【0053】

そこで、パルス反転の時と同様の方法で位相、変位を推定し、同様の方法で補正し、最後

10

20

30

40

50

に減算すれば、造影剤の経時変化の成分のみが抽出される。図 2 1 に 2 レートの信号に基本波成分と組織ハーモニック成分の変位が補正され、除去される様子を示している。

【 0 0 5 4 】

( モーションアーティファクトと固定エコーの問題点 )

以上は、2 レートを用いて信号処理をする場合について、説明してきたが、変位を検出する方法、変位を補正する方法、信号処理については、一般的な話であり、より多くの複数の信号を用いた場合でも同様に適用できる。上記の 2 レート間のパルスの加減算によるモーションアーティファクト除去は、基本波のエコーの成分が 1 種類の場合に効果的であり、腹部領域の例えば心拍によるモーションアーティファクト除去には効果が期待できる。

【 0 0 5 5 】

しかしながら、心臓の超音波エコーでは、基本波の受信信号には、動きのある心臓組織のエコーと、肋骨での多重エコーや肺のエコーなどの固定エコーが混入されていることが多い。こうした受信信号に対して上述の方法で変位を推定しても、どちらも完全には除去できない可能性がある。その原因としては、変位推定の際に固定エコーと組織エコーのどちらか一方の信号強度の強い方に大きく影響されることが予想され、それによって変位補正、ハーモニック抽出の処理をしても、もう一方がハーモニック成分に対して無視できない程度に残る可能性がある。

【 0 0 5 6 】

図 2 2 に直交位相検波前の基本波成分の信号を模式的に示した。受信信号を、信号強度の強い固定エコーにしたがって変位 0 で補正し、モーションエコーが残った様子を示している。

【 0 0 5 7 】

この動きのある組織エコーと固定エコーの基本波成分の両者を除去する方法を、図 2 3 に示すフローチャートを参照して説明する。

( 3 レートハーモニック )

送信は複数の走査線各々に対して、互いに極性を反転した波形で 2 種の超音波パルスを 3 回に送信し、そして受信する。ここでは、正極性、負曲線、正極性の順に送受信した場合を例にとり説明するが、もちろん負、正、負の場合も可能である。

【 0 0 5 8 】

図 2 4 には、それぞれの直交位相検波前のある深さの受信信号について、基本波成分のモーションエコーと固定エコーと組織ハーモニック成分をそれぞれ分離して模式的に示している。

【 0 0 5 9 】

【 数 7 】

$$\text{レート 1 : } r_1(t) = \text{Re} \{ A e^{i\omega t} + B e^{i\omega t} + H e^{i \cdot 2\omega t} \}$$

$$\text{レート 2 : } r_2(t) = \text{Re} \{ -A e^{i\omega t} - B e^{i\omega(t-T)} + H e^{i \cdot 2\omega(t-T)} \}$$

$$\text{レート 3 : } r_3(t) = \text{Re} \{ A e^{i\omega t} + B e^{i\omega(t-2T)} + H e^{i \cdot 2\omega(t-2T)} \}$$

なお  $\text{Re}$  は、実数部を表している。

【 0 0 6 0 】

まず、ステップ 2 3 1 において、レート 1 の受信信号とレート 2 の受信信号とを加算し、新たに信号 R 1 2 を生成する。同様に、レート 2 の受信信号とレート 3 の受信信号とを加算し、新たに信号 R 2 3 を生成する。つまり、単純なパルスインバージョンを 2 回行う。この加算により得られる信号について、図 2 5 に示し、以下に数式で示す。図中の信号は、加算前の成分に分けて描いてあり、実際の振幅はこれらの和である。

【 0 0 6 1 】

【 数 8 】

10

20

30

40

$$\begin{aligned} R12(t) &= r_1(t) + r_2(t) \\ &= \operatorname{Re}\{B e^{i\omega t}(1 + e^{-(\omega T + \pi)})\} + H e^{i \cdot 2\omega t}(1 + e^{i \cdot 2\omega T}) \} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} R23(t) &= r_2(t) + r_3(t) \\ &= \operatorname{Re}\{B e^{i(\omega t - T)}(1 + e^{-i(\omega T + \pi)})\} + H e^{i \cdot 2\omega(t - T)}(1 + e^{i \cdot 2\omega T}) \} \end{aligned}$$

## 【 0 0 6 2 】

これで、組織エコー成分は消え残るが、固定エコーは除去できる。信号 R 1 2 と R 2 3 に  
は、基本波の組織エコーとハーモニック成分が含まれる。

10

## 【 0 0 6 3 】

次に、ステップ 2 3 2 において、基本波成分とハーモニック成分の両者は同程度の信号レベルである場合が考えられ、以下で基本波で位相を計測する際の精度をあげるため、基本波のみを抽出するフィルタをかける。図 2 6 に単純パルスインバージョンの加算に伴う周波数成分の変化と、フィルタでハーモニックを除去する様子とを模式的に示している。

## 【 0 0 6 4 】

次に、ステップ 2 3 3 において、フィルタ処理後、単純パルスインバージョンにより基本波の組織エコーが十分にキャンセルされたかどうかを各サンプル点ごとに判断する。充分、キャンセルされたと判断したサンプル点ではここで処理を中止する。充分、キャンセルされたとすることは、組織エコーも組織が静止している場合のエコーであり、固定エコーと同時にキャンセルされたことを意味する。したがって、これ以上の処理は必要ない。

20

## 【 0 0 6 5 】

また、仮に基本波成分が十分キャンセルされたにもかかわらず、以下の処理を続けても、信号振幅が弱く S / N が悪いため、結果に対する信頼性が低い。基本波成分がキャンセルされたかどうかを判断する指標としては、信号のパワー値が良い。各サンプル点でパワー値を計算し、あらかじめ設定しておいた値と比較し、その値より小さければ処理を中断すれば良い。値としては、ノイズレベル等が適当である。

## 【 0 0 6 6 】

ステップ 2 3 4 において、信号 R 1 2 と R 2 3 について、2 レートの場合と同様にして、各深さごとに位相又は変位を検出し、補正する。

30

## 【 0 0 6 7 】

ステップ 2 1 5 において、同様に加算すれば、基本波成分のモーションエコーはキャンセルされる。このとき、組織ハーモニック成分は加算され、抽出される。補正して加算した様子を、図 2 7 に示した。抽出された信号 H 1 2 3 は、このモデルでは次式で表せる。

## 【 0 0 6 8 】

## 【 数 9 】

$$\begin{aligned} H_{123} &= R12(t) + R23(t + T) \\ &= \operatorname{Re}\{4H e^{i \cdot 2\omega t}(1 + e^{i \cdot 2\omega T})\} \end{aligned}$$

40

## 【 0 0 6 9 】

以上のように、交互に極性の変わる 3 レートの超音波パルスを用いて、2 つの従来のパルスインバージョン後に変位補正を行いさらに加算することで、基本波成分に含まれる固定エコーとモーションアーティファクトの原因となる組織エコーの両者を除去しながら、ハーモニック成分を抽出することができる。

## 【 0 0 7 0 】

上記は、造影剤がない場合の組織ハーモニックについて説明したが、造影エコーで上記の方法を使用すれば、組織ハーモニック成分と造影剤の非線形応答成分の両者が、抽出され

50

る。また、基本波成分に固定エコーと組織のモーションエコーの両者が含まれる場合にも、2 レートのときと同様に、造影剤の非線形成分を組織ハーモニック成分と分離して抽出することが、以下の処理で可能になる。

【 0 0 7 1 】

( 3 レート造影剤 )

送信は複数の走査線各々に対して、同一波形を3回に送信し、受信する。図28には、それぞれの受信信号の基本波成分を、モーションエコーと固定エコーと組織ハーモニック成分に分けて示した。

【 0 0 7 2 】

【 数 1 0 】

10

$$r_1(t) = \text{Re} \{ A(t) e^{i\omega t} + B(t) e^{i\omega t} + H(t) e^{i \cdot 2\omega t} \} + C_1 e^{i \cdot 2\omega t}$$

$$r_2(t) = \text{Re} \{ +A(t) e^{i\omega t} + B(t) e^{i\omega(t-T)} + H(t) e^{i \cdot 2\omega(t-T)} \} + C_2 e^{i \cdot 2\omega(t-T)}$$

$$r_3(t) = \text{Re} \{ A(t) e^{i\omega t} + B(t) e^{i\omega(t-2T)} + H(t) e^{i \cdot 2\omega(t-2T)} \} + C_3 e^{i \cdot 2\omega(t-2T)}$$

A : 固定エコーの包絡線

B : モーションエコーの包絡線

C : ハーモニックの包絡線

20

【 0 0 7 3 】

まず、レート1の受信信号とレート2の受信信号を差分し、新たに信号CR12を生成し、レート2の受信信号とレート3の受信信号を差分し、信号CR23を生成する。つまり、単純なレート差分を行う。差分してできた2つの信号について、図29に図示している。

【 0 0 7 4 】

【 数 1 1 】

$$CR12(t) = r_1(t) + r_2(t)$$

$$= \text{Re} \{ B(t) e^{i\omega t} (1 - e^{-i(\omega T + \pi)}) \}$$

30

$$+ H(t) e^{i \cdot 2\omega t} (1 - e^{i \cdot 2\omega T}) \} + C_1(t) e^{i \cdot 2\omega t} - C_2(t) e^{i \cdot 2\omega t}$$

$$CR23(t) = r_2(t) + r_3(t)$$

$$= \text{Re} \{ +B(t) e^{i(\omega t - T)} (1 - e^{-i(\omega T + \pi)}) \}$$

$$+ H(t) e^{i \cdot 2\omega(t-T)} (1 - e^{i \cdot 2\omega T}) \} + C_2(t) e^{i \cdot 2\omega t} - C_3(t) e^{i \cdot 2\omega t}$$

【 0 0 7 5 】

40

図中の信号は、差分前の成分に分けて描いてあり、実際の振幅はこれらの差である。これで、モーションアーティファクトの原因である組織エコー成分は消え残るが、固定エコーは除去できる。信号CR12とCR23には基本波の組織エコーとハーモニック成分が含まれる。

【 0 0 7 6 】

次に、図30のように単純レート差分後は、基本波成分とハーモニック成分の両者は同程度の信号レベルである場合が考えられ、以下で基本波で位相を計測する際の精度をあげるため、基本波のみを抽出するフィルタをかける。

【 0 0 7 7 】

さらに、フィルタ処理後、1の単純レート差分により基本波の組織エコーが十分にキャン

50

セルされたかどうかを各サンプル点ごとに判断する。充分キャンセルされたと判断したサンプル点ではここで処理を中止する。十分キャンセルされたということは、組織エコーも組織が静止している場合のエコーであり、固定エコーと同時にキャンセルされたことを意味する。

【0078】

また、このときハーモニック成分のうち組織ハーモニック成分もレート間隔の時間の間で静止したエコーであり、キャンセルされてる。残った信号成分としては、造影剤の非線形応答のレート間の変化のみであり、バブルの非線形成分のみが抽出されたことになる。

【0079】

したがって、これ以上の処理は必要ない。また、仮に基本波成分が十分キャンセルされたにもかかわらず、以下の処理を続けても、信号振幅が弱くS/Nが悪いため、結果に対する信頼性が低い。

【0080】

基本波成分がキャンセルされたかどうかを判断する指標として、信号のパワー値が良い。各サンプル点でパワー値を計算し、あらかじめ設定しておいた値と比較し、その値より小さければ処理を中断すれば良い。値としては、ノイズレベル等が適当である。

【0081】

また、ステップ234, 235において、2レートの場合と同様にして、各深さごとに位相又は変位を検出し、補正する。そして、同様に減算236すれば、基本波成分のモーションエコーはキャンセルされると同時に、組織ハーモニック成分もキャンセルされる。このとき、造影剤の非線形応答のレート間の経時変化の成分のみが抽出される。補正して差分した様子を、図31に示している。抽出された信号CH123は、図31の数式で表せる。

【0082】

以上のように、同一波形の3レートの超音波パルスを用いて、2つの従来のレート差分後に変位補正を行いさらに差分することで、基本波成分に含まれる固定エコーとモーションアーティファクトの原因となる組織エコーとさらに組織ハーモニック成分の三者を除去しながら、造影剤のハーモニック成分を抽出する事ができる。

【0083】

なお、上述の2レートや3レートでの変位検出及び補正処理において、システムノイズ、量子化誤差、本来のエコーと多重エコーの重なり（心臓と肋骨・肺の多重エコー等）で、変位の検出と、その補正に無視できない誤差が発生する可能性がある。図32(a)に交互に反転させた超音波パルスを複数レートで送信し、同一散乱体からのエコーの処理で誤差が生じた場合の基本波成分について模式的に示している。この誤差を含んだまま単純に加算しても、基本波が消え残る。

この誤差の影響を取り除き、基本波の消え残りを防ぐためには、補正後に、各レートで独立な係数をかけてから信号処理すればよい。つまり、レート方向（同じ位置のデータの時間方向）にフィルタ処理を施せばよい。この場合、レート周期がサンプリング周期に等しくなり、レート周期の逆数がサンプリング周波数 $f$ になる。交互に極性を反転した基本波では、誤差がなければ、レート毎に位相がまわるので、レート方向に周波数解析すれば、 $f/2$ にスペクトルがたち、セカンドハーモニック成分は、位相がまわらないので、図32(b)に示すように、ゼロに分布する。誤差が生じれば、図32(c)に示すように、それぞれ $f/2$ とゼロの周りに分布する。基本波を除去しながら、セカンドハーモニック成分を抽出するには、 $f/2$ の付近のスペクトルを除去し、ゼロ付近のスペクトルを残すために、ローパスフィルタを形成すればよい。このフィルタのカットオフ等の特性は、誤差の発生状況に応じて設計するのがよい。また、フィルタ係数は深さ毎に変化させてもよい。フィルタ処理により、切り捨てレートが発生するが、画像生成には、残りのレートを使用すればよい。また、フィルタ法を使用する場合には、従来のパルスインバージョン法と異なり、レート数が奇数でも、基本波を除去可能である。セカンドハーモニックと基本波で説明したが、他のハーモニック成分の中には、 $f/2$ に分布するものもあるし、ゼ

10

20

30

40

50

口に分布するものもある。

2 次波の成分はゼロに分布する。

#### 【 0 0 8 4 】

本発明は上述した実施形態に限定されず、種々変形して実施可能である。例えば、上述では、本発明によるハーモニク成分を抽出する信号処理を 2 レートと 3 レートの超音波パルスを用いた場合を例にとり説明してきたが、これらに限らず種々変形して実施可能である。4 以上の複数レートの各深さで変位を検出し、補正する場合、全ての隣接レート間で変位を検出し、補正してもよいし、全レートで平均的な変位を検出して、各レートで補正してもよい。造影剤を適用する場合、最初のレートは、基本波帯域に存在し、ランダムに変化する造影剤の影響により正確な変位を検出できない可能性があり、このような場合には、その後のレート間で変位を検出し、近似的にその値を使って、最初のレートを補正すればよい。また、単純に、複数レート間で求めた変位で平均し、ばらつきの影響を軽減するようにしてもよい。

10

#### 【 0 0 8 5 】

また、送信超音波として、従来使われてきたような超音波パルスを必ずしも使う必要はない。また、より多くの複数レートを使った他のあらゆる信号処理でも、上述のパルス間の変位補正の手法は一般的であるからもちろん適用可能である。また、必ずしも変位補正は隣接レート間で行う必要はない。また、パルスインバージョンとレート差分も組み合わせ可能である。

20

#### 【 0 0 8 6 】

##### 【発明の効果】

本発明によれば、特に心臓などの動きのある臓器に対しても、ハーモニク成分を広帯域で抽出することが可能で、ハーモニク画像特有の高画質な画像を、臨床の場に提供することができる。

##### 【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の好ましい実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 2】図 1 のハーモニクプロセッサの構成を示すブロック図。

【図 3】本実施形態において、パルスインバージョン法に従って送信される互いに極性を反転させた関係にある 2 種の超音波パルスの波形例を示す図。

【図 4】本実施形態において、( a ) はパルスインバージョン法で加算により基本波がキャンセルされる様子を示す模式図、( b ) はパルスインバージョン法で加算によりハーモニク成分が増強される様子を示す模式図、( c ) は組織変化があった場合に基本波がキャンセルされない様子を示す模式図。

30

【図 5】本実施形態において、モーションアーティファクト無しにハーモニク成分を抽出する手順を示すフローチャート。

【図 6】本実施形態において、2 レート間で同一の深さの複素信号を示す模式図。

【図 7】本実施形態において、移動平均とデータ交換処理の補足説明図。

【図 8】本実施形態において、波長テーブルを使用して各深さごとに変位を計算する処理の補足説明図。

【図 9】本実施形態において、位相を推定する前に行われる狭帯域の低周波成分を抽出するフィルタリング処理の補足説明図。

40

【図 10】本実施形態において、2 レート間の相互相関を示す図。

【図 11】本実施形態において、新規レートメモリに変位補正により対応する複素数値を記録する処理の補足説明図。

【図 12】本実施形態において、推定された変位がサンプリング間隔よりも小さい場合の複素数値の記録処理の補足説明図。

【図 13】本実施形態において、補間法を用いてサンプリング間隔よりも小さい変位の補正を実現する処理の補足説明図。

【図 14】本実施形態において、各深さごとに位相項を表す複素数値をかけることにより変位を補正する処理の補足説明図。

50

【図 1 5】本実施形態において、周波数軸上でみた変位と位相項の積との違いを示す図。

【図 1 6】本実施形態において、サンプリング間隔単位の変位とそれより小さい変位を示す図。

【図 1 7】本実施形態において、変位補正を施したパルスインバージョン法を示す図。

【図 1 8】本実施形態において、直交位相検波処理、動き補正処理及び加算処理のパリエーションを示す図。

【図 1 9】本実施形態において、直交位相検波処理、動き補正処理及び加算処理のパリエーションを示す図。

【図 2 0】本実施形態において、レート差分における信号成分を示す図。

【図 2 1】本実施形態において、変位補正を施したレート差分を示す図。

【図 2 2】本実施形態において、固定エコーと組織のモーションエコーがある場合の変位補正を施したパルスインバージョン法を示す図。

【図 2 3】本実施形態において、3 レートをつかって固定エコーとモーションエコーを除去しながらハーモニック成分を抽出する処理の手順を示すフローチャート。

【図 2 4】本実施形態において、3 レートパルスインバージョン法による受信信号成分を示す図。

【図 2 5】本実施形態において、加算信号の信号成分を示す図。

【図 2 6】本実施形態において、ハーモニック成分を除去するフィルタリング処理の補足説明図。

【図 2 7】本実施形態において、加算信号を変位補正して、さらに加算する処理の補足説明図。

【図 2 8】本実施形態において、3 レート差分法によるレート差分の信号成分を示す図。

【図 2 9】本実施形態において、差分信号の成分を示す図。

【図 3 0】本実施形態において、ハーモニック成分を除去するフィルタリング処理の補足説明図。

【図 3 1】本実施形態において、差分信号を変位補正して、さらに差分する処理の補足説明図。

【図 3 2】本実施形態において、複数レートを示す図。

【符号の説明】

- 1 ... 超音波プローブ、
- 2 ... 装置本体、
- 3 ... モニタ、
- 4 ... パルサ／プリアンプユニット、
- 5 ... 受信遅延回路、
- 6 ... エコープロセッサ、
- 7 ... ドブラプロセッサ、
- 9 ... ハーモニックプロセッサ、
- 1 0 ... ホスト C P U、
- 1 1 ... 表示ユニット、
- 1 2 ... 送受信回路 ( T / R )、
- 1 3 ... 送信パルス発生器、
- 1 4 ... プリアンプ。

10

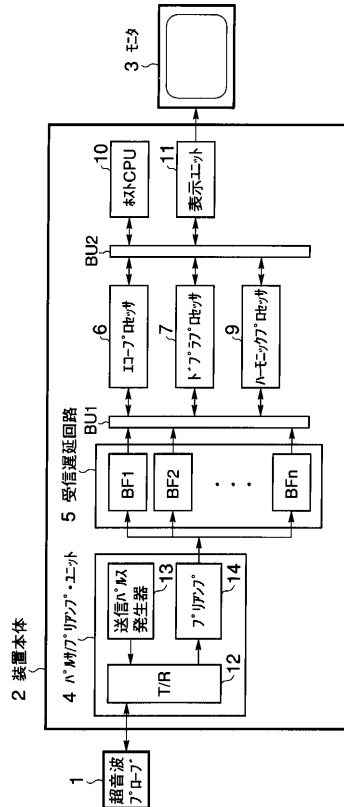
20

30

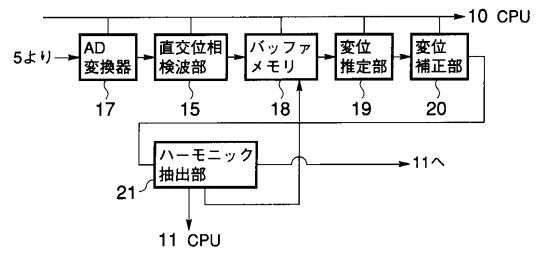
40



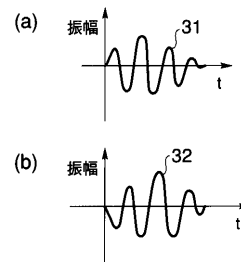
【図 1】



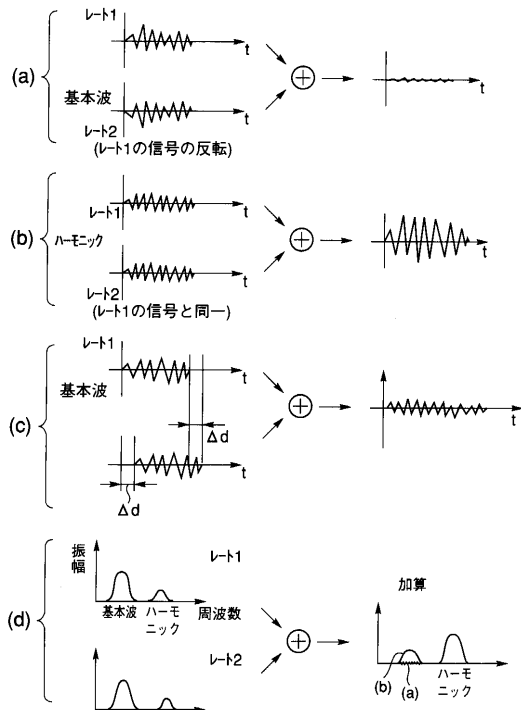
【図 2】



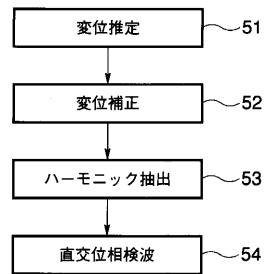
【図 3】



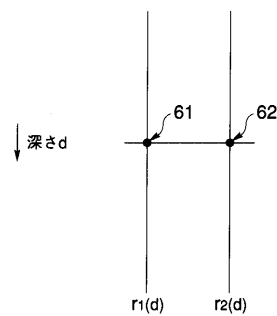
【図 4】



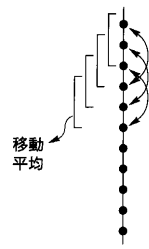
【図 5】



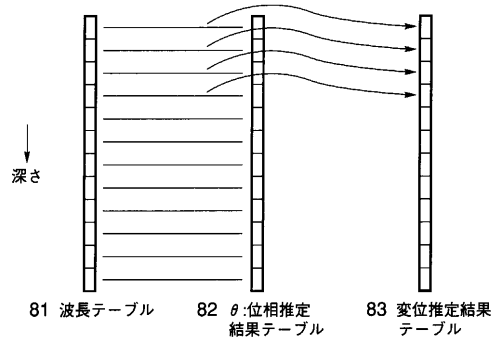
【図 6】



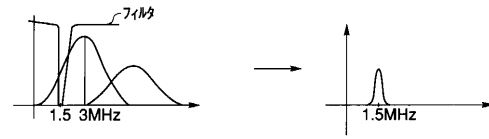
【図 7】



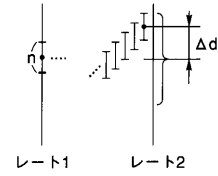
【図 8】



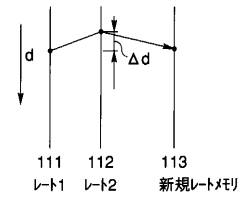
【図 9】



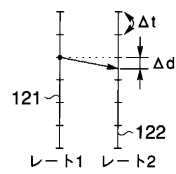
【図 10】



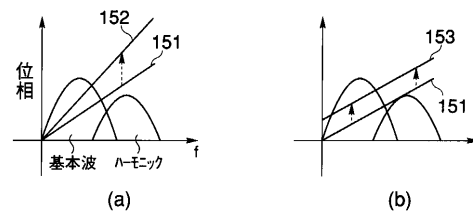
【図 11】



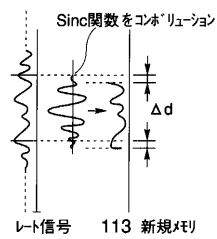
【図 12】



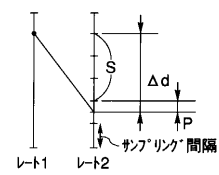
【図 15】



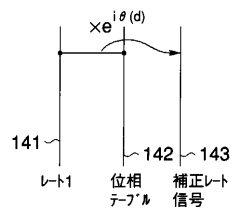
【図 13】



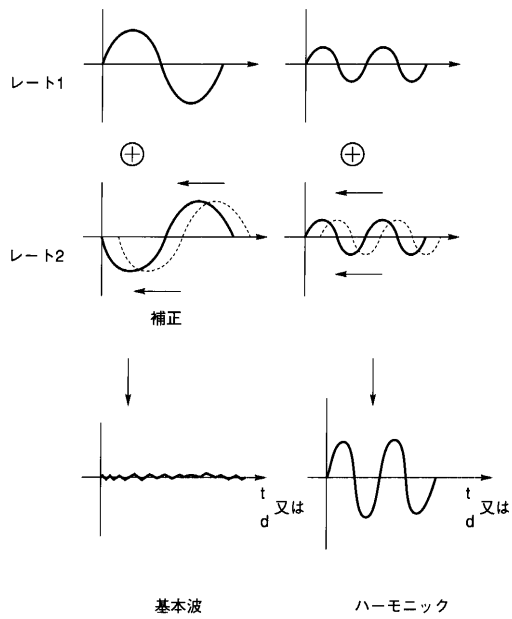
【図 16】



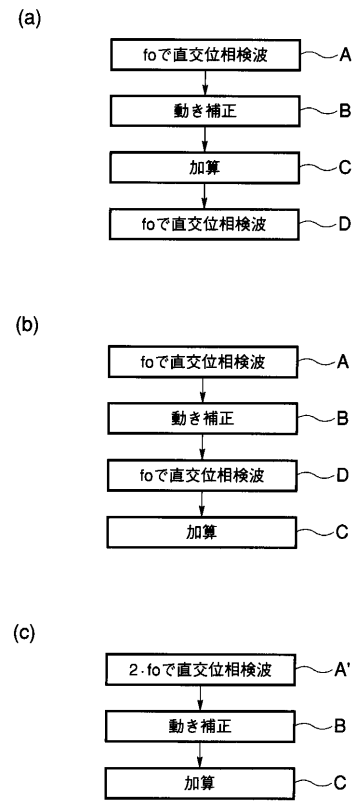
【図 14】



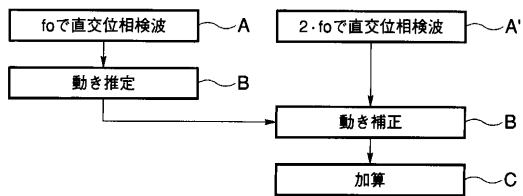
【図 17】



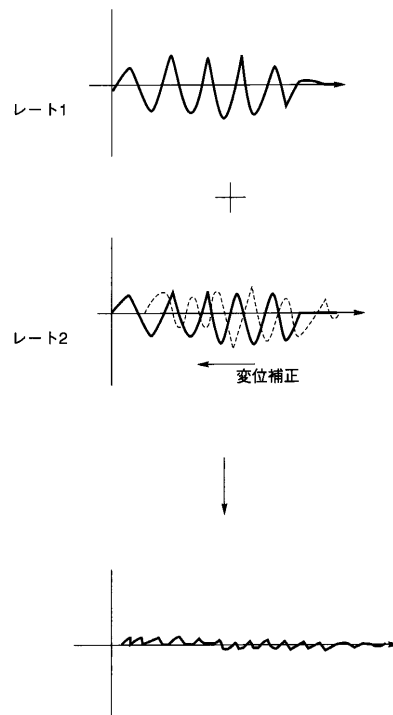
【図 18】



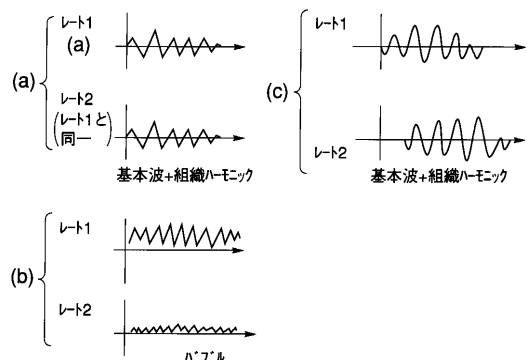
【図 19】



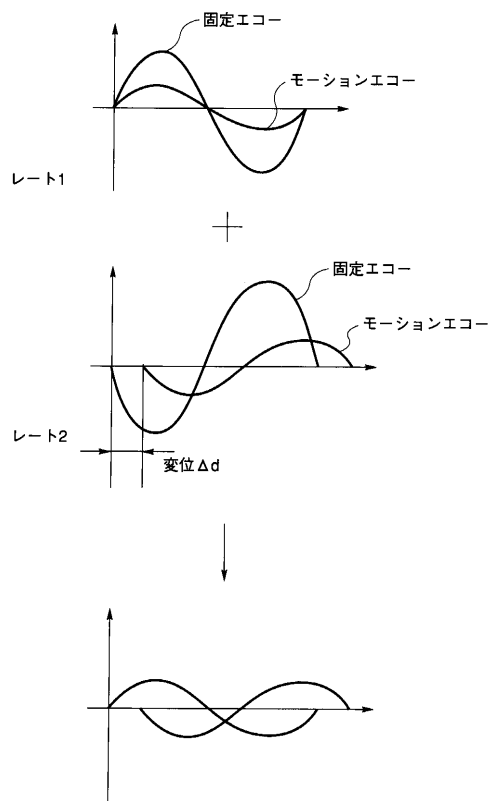
【図 21】



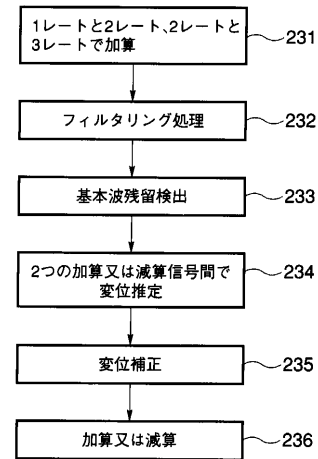
【図 20】



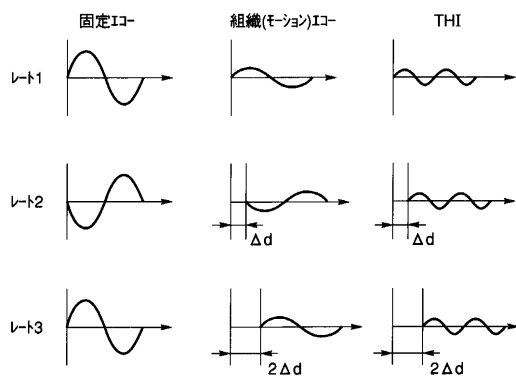
【図 2 2】



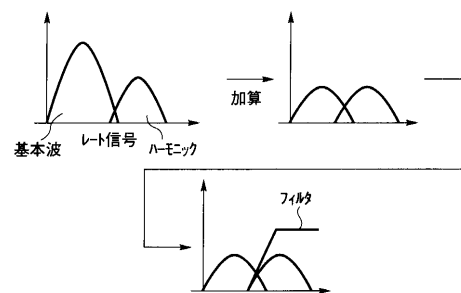
【図 2 3】



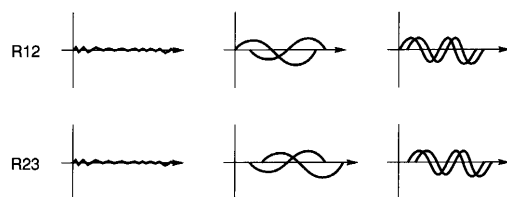
【図 2 4】



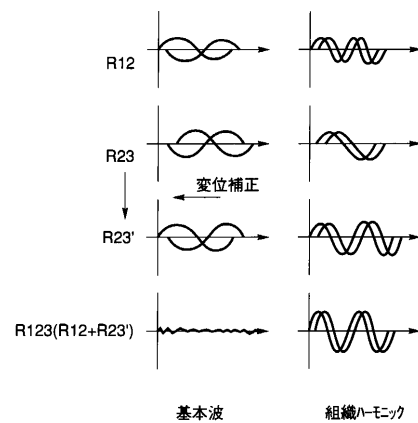
【図 2 6】



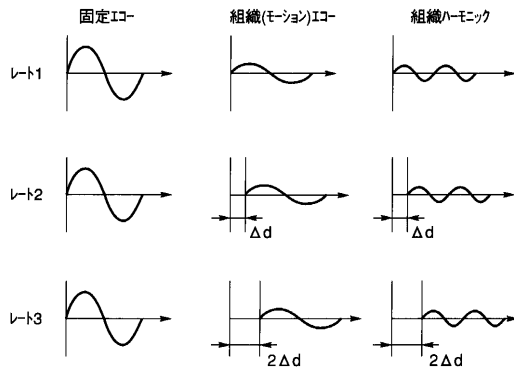
【図 2 5】



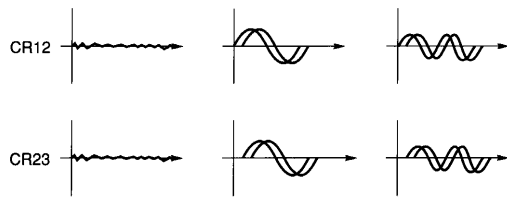
【図 2 7】



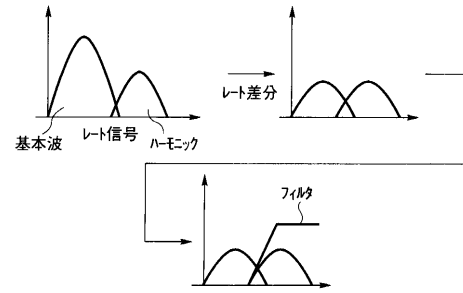
【図 28】



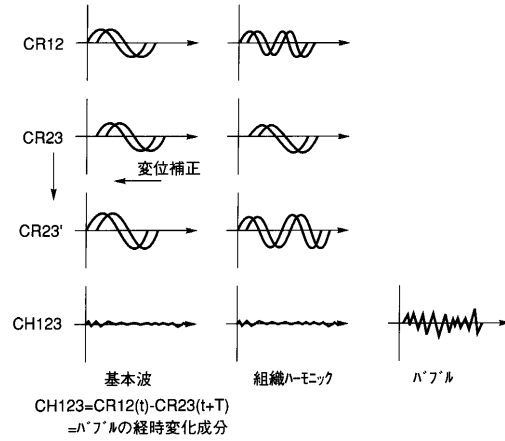
【図 29】



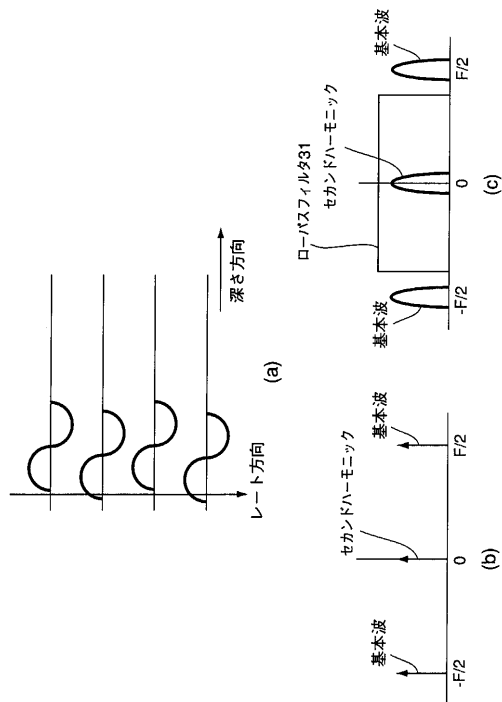
【図 30】



【図 31】



【図 32】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 川岸 哲也  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 神田 良一  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 嶺 喜隆  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

審査官 後藤 順也

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

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4567842B2</a>	公开(公告)日	2010-10-20
申请号	JP2000108097	申请日	2000-04-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	川岸 哲也 神田 良一 嶺 喜隆		
发明人	川岸 哲也 神田 良一 嶺 喜隆		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/00 G01S7/52 G06T1/00		
CPC分类号	G01S15/8963 A61B8/08 A61B8/481 G01S7/52026 G01S7/52038 G01S7/52066		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/DD07 4C301/DD13 4C301/DD21 4C301/EE07 4C301/GB09 4C301/HH01 4C301/HH52 4C301/HH54 4C301/JB17 4C301/JB23 4C301/JB24 4C301/JB27 4C301/JB28 4C301/JB29 4C301/JB32 4C301/JB35 4C301/JB50 4C301/JC01 4C301/KK24 4C301/LL04 4C301/LL08 4C301/LL20 4C601/BB03 4C601/DD01 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DD18 4C601/DD26 4C601/DD27 4C601/DE01 4C601/DE08 4C601/DE09 4C601/EE04 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/HH04 4C601/JB21 4C601/JB22 4C601/JB23 4C601/JB24 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JB37 4C601/JB40 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JB51 4C601/JB55 4C601/JB57 4C601/JB60 4C601/JC01 4C601/KK28 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL05 4C601/LL07 4C601/LL40 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CC01 5B057/CE02 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DB09		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP2001286472A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：为了提供用于处理具有不同速率的多个接收信号以提取谐波分量并产生图像的超声诊断设备，可以消除由于组织，尤其是心脏等的运动引起的运动伪影，提供。 解决方案：该超声波诊断装置将超声波重复发送到多条扫描线中的每条扫描线，接收回波，并获得为多条扫描线中的每条扫描线获得的多个接收信号之间的相对相对位置关系用于检测变化的位移估计部分19和用于根据由位移估计部分19检测的变化校正接收信号的位移校正部分20。通过处理校正的接收信号生成超声波图像，并显示该图像。

