

(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2006-141994

(P2006-141994A)

(43) 公開日 平成18年6月8日(2006.6.8)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2005-298703 (P2005-298703)
 (22) 出願日 平成17年10月13日 (2005.10.13)
 (31) 優先権主張番号 特願2004-306019 (P2004-306019)
 (32) 優先日 平成16年10月20日 (2004.10.20)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (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 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラム

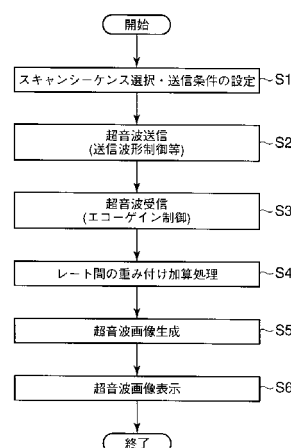
(57) 【要約】

【課題】 差音を利用したTHIにおいて、差音成分から基本波成分及びモーションアーチファクト成分を低減させることができる超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】 複数の周波数と位相とを持つ合成波を、複数の走査線の各々に対して、位相を交互に180度反転させて少なくとも3レート以上で送信し、これによって得られるエコー信号をレート毎に受信して、極性を符号として加算した場合に0となるような、任意の重み付け係数によってエコー信号の加算処理を行う。加算処理されたエコー信号に含まれる差音成分を用いて、超音波画像データを生成する。

【選択図】 図4

図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも第 1 の基本波と当該第 1 の基本波よりも高調波である第 2 の基本波とが合成された送信超音波を、複数の走査線の各々に対して、少なくとも一回の位相反転を含むように、且つ少なくとも 3 レート以上で送信する送信ユニットと、

前記送信超音波に基づくエコー信号をレート毎に受信する受信ユニットと、

所定の重み付け係数により、前記走査線毎の前記レート間において前記エコー信号を加算する加算処理ユニットと、

前記加算処理された前記エコー信号に含まれる差音成分を用いて、超音波画像データを生成する生成ユニットと、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記加算処理ユニットは、前記レート間での総計が 0 となるように、前記重み付け係数をレート毎に割り当て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】

被検体の ECG 波形に基づいて心時相を判定し、その判定結果に基づいてレート毎の前記重み付け係数を決定する重み付け係数決定ユニットをさらに具備し、

前記加算処理ユニットは、決定された前記重み付け係数により、前記走査線毎の前記レート間において前記エコー信号を加算すること、

を特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記送信ユニットは、前記送信超音波を 3 以上の奇数レートで送信することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記送信ユニットは、前記複数の走査線の各々に対して、少なくとも 3 レート以上で前記送信超音波を送信した後、少なくとも 1 回以上の前記送信超音波を送信しないレートを挿入し、

前記加算処理ユニットは、所定の重み付け係数により、前記送信超音波を送信しないレートをも含む前記走査線毎の前記レート間において、前記エコー信号を加算すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記加算処理ユニットは、前記レートに重畳する残留多重成分の総計が 0 となるように、前記少なくとも 1 回以上の前記送信超音波を送信しないレートに対して、重み付け係数を割り当てることを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

被検体の ECG 波形に基づいて心時相を判定し、その判定結果に基づいてレート毎の前記重み付け係数を決定する重み付け係数決定ユニットをさらに具備し、

前記加算処理ユニットは、決定された前記重み付け係数により、前記走査線毎の前記レート間において前記エコー信号を加算すること、

を特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記送信ユニットは、前記送信超音波を 3 以上の奇数レートで送信することを特徴とする請求項 5 乃至 7 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

コンピュータに、

少なくとも第 1 の基本波と当該第 1 の基本波よりも高調波である第 2 の基本波とが合成された送信超音波を、複数の走査線の各々に対して、少なくとも一回の位相反転を含むように、且つ少なくとも 3 レート以上で送信させる送信機能と、

前記送信超音波に基づくエコー信号をレート毎に受信させる受信機能と、

所定の重み付け係数により、前記走査線毎の前記レート間において前記エコー信号を加

50

算させる加算処理機能と、

前記加算処理された前記エコー信号に含まれる差音成分を用いて、超音波画像データを生成させる画像生成機能と、

を実現させることを特徴とする超音波診断装置制御プログラム。

【請求項 10】

前記加算処理においては、前記レート間での総計が 0 となるように、前記重み付け係数をレート毎に割り当てることを特徴とする請求項 9 記載の超音波診断装置制御プログラム。

【請求項 11】

コンピュータに、

被検体の ECG 波形に基づいて心時相を判定し、その判定結果に基づいてレート毎の前記重み付け係数を決定させる決定機能をさらに実現させ、

前記加算処理においては、決定された前記重み付け係数により、前記走査線毎の前記レート間において前記エコー信号を加算させること、

を特徴とする請求項 10 記載の超音波診断装置制御プログラム。

【請求項 12】

前記超音波送信においては、前記送信超音波を 3 以上の奇数レートで送信させることを特徴とする請求項 9 乃至 11 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置制御プログラム。

【請求項 13】

前記超音波送信においては、前記複数の走査線の各々に対して、少なくとも 3 レート以上で前記送信超音波を送信させた後、少なくとも 1 回以上の前記送信超音波を送信しないレートを挿入させ、

前記加算処理においては、所定の重み付け係数により、前記送信超音波を送信しないレートをも含む前記走査線毎の前記レート間において、前記エコー信号を加算させること、を特徴とする請求項 9 乃至 12 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置制御プログラム。

【請求項 14】

前記加算処理においては、前記レートに重畳する残留多重成分の総計が 0 となるように、前記少なくとも 1 回以上の前記送信超音波を送信しないレートに対して、重み付け係数を割り当てさせることを特徴とする請求項 13 記載の超音波診断装置制御プログラム。

【請求項 15】

被検体の ECG 波形に基づいて心時相を判定させ、その判定結果に基づいてレート毎の前記重み付け係数を決定させることをさらに具備し、

前記加算処理においては、決定された前記重み付け係数により、前記走査線毎の前記レート間において前記エコー信号を加算させること、

を特徴とする請求項 14 記載の超音波診断装置制御プログラム。

【請求項 16】

前記超音波送信においては、前記送信超音波を 3 以上の奇数レートで送信させることを特徴とする請求項 13 乃至 15 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、差音を利用した THI (Tissue Harmonic Imaging) を実行する場合において、モーションアーチファクトを低減するためのものに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は生体内情報の画像を表示する診断装置であり、X 線診断装置や X 線コンピュータ断層撮影装置などの他の画像診断装置に比べ、安価で被爆が無く、非侵襲性に実時間で観測するための有用な装置として利用されている。係る特性から、超音波診断装

10

20

30

40

50

置の適用範囲は広く、心臓などの循環器から肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、脳血管などの診断に利用されている。

【 0 0 0 3 】

近年、この超音波診断装置を用いた種々の映像化手法が提案されている。代表的な例として、位相を変えた２レートの超音波を送信し、得られたエコー信号を加算することで基本波成分を除去するパルスインバージョン法（例えば、非特許文献１参照。）、複数の周波数、位相を制御して一つの送信波を送信し、基本波の二倍の周波数帯域に発生するハーモニック成分、基本波の差音成分、基本波の和音成分を映像化する手法（例えば、特許文献１参照）、パルスインバージョン法を用いて位相を反転させた２種類の超音波パルスの後に、一回以上の送信パルスをオフしたレートを挿入し、走査線毎に複数の受信信号を選択的に加算することで、映像化に用いるエコー信号への残留超音波の重畳を低減させる手法（例えば、特許文献２参照）等を挙げることができる。

10

【 0 0 0 4 】

ところで、上述した差音を利用するＴＨＩにおいては、差音の周波数と基本波周波数とが重なるため、そのままでは差音成分を好適に映像化することができない。係る場合には、パルスインバージョン法を利用することで、差音成分から基本波成分を除去することができる。この手法により、動きのない部位等については、良好な診断画像を収集することができる。

【非特許文献１】阿比留巖、鎌倉友男著「超音波パルスの非線形伝搬」，信学技法ＵＳ 8 9 - 2 3 , P 5 3

20

【特許文献１】特願 2 0 0 3 - 0 7 0 9 3 5 号

【特許文献２】特開 2 0 0 2 - 2 9 6 9 0 7 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

しかしながら、差音を利用したＴＨＩによって動きの速い組織（例えば心臓）を映像化する場合には、基本波成分によってモーションアーチファクトが発生することがある。上記パルスインバージョン法の利用により、差音成分から基本波成分を低減することは可能であるが、モーションアーチファクトを好適に低減させることはできない。また、通常のフィルタを用いた場合には、モーションアーチファクトは発生しない一方、差音成分に重畳した基本波成分を好適に除去することは不可能である。

30

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、差音を利用したＴＨＩにおいて、差音成分から基本波成分及びモーションアーチファクト成分を低減させることができる超音波診断装置及び超音波画像撮影プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【 0 0 0 8 】

本発明の第１の視点は、少なくとも第１の基本波と当該第１の基本波よりも高調波である第２の基本波とが合成された送信超音波を、複数の走査線の各々に対して、少なくとも一回の位相反転を含むように、且つ少なくとも３レート以上で送信する送信ユニットと、前記送信超音波に基づくエコー信号をレート毎に受信する受信ユニットと、所定の重み付け係数により、前記走査線毎の前記レート間において前記エコー信号を加算する加算処理ユニットと、前記加算処理された前記エコー信号に含まれる差音成分を用いて、超音波画像データを生成する生成ユニットと、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【 0 0 0 9 】

本発明の第２の視点は、少なくとも第１の基本波と当該第１の基本波よりも高調波である第２の基本波とが合成された送信超音波を、複数の走査線の各々に対して、少なくとも

50

一回の位相反転を含むように、且つ少なくとも３レート以上で送信させる送信機能と、前記送信超音波に基づくエコー信号をレート毎に受信させる受信機能と、所定の重み付け係数により、前記走査線毎の前記レート間において前記エコー信号を加算させる加算処理機能と、前記加算処理された前記エコー信号に含まれる差音成分を用いて、超音波画像データを生成させる画像生成機能と、を実現させることを特徴とする超音波診断装置制御プログラムである。

【発明の効果】

【００１０】

以上本発明によれば、差音を利用したＴＨＩにおいて、差音成分から基本波成分及びモーションアーチファクト成分を低減させることができる超音波診断装置及び超音波画像撮影プログラムを実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１１】

以下、本発明の第１乃至第３の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【００１２】

（第１の実施形態）

図１は、本実施形態に係る超音波診断装置１０のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置１０は、超音波プローブ１２、装置本体１１、装置本体１１に接続されオペレータからの各種指示・命令・情報を装置本体１１にとりこむための外部入力装置１３、モニタ１４とから構成される。入力装置１３には、関心領域（ＲＯＩ）の設定などを行うためのトラックボール１３ａ、スイッチ・ボタン１３ｂ、マウス１３ｃ、キーボード１３ｄが設けられる。また、装置本体１１は、加算処理部２１、超音波送受信ユニット２０、Ｂモード処理ユニット２２、ドプラ処理ユニット２３、画像生成回路２４、画像メモリ回路２５、記録制御部２６、制御プロセッサ（ＣＰＵ）２７、画像記憶部２８、内部記憶装置２９、インタフェース部３０を有している。

【００１３】

超音波プローブ１２は、圧電セラミック等の音響／電気可逆的変換素子としての圧電振動子を有する。複数の圧電振動子は並列され、プローブ１２の先端に装備される。

【００１４】

超音波送受信ユニット２０は、制御プロセッサ２７により内部記憶装置２９に記憶されている送受信条件を読み込み、送受信条件に従ってレートパルスを発生する。各レートパルスには、本超音波送受信ユニット２０において、超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が与えられ、プローブ１２にチャンネル毎に電圧パルスを印加される。これにより、プローブ１２から超音波ビームが被検体に送信される。

【００１５】

また、ユーザの入力装置１３またはその他インタフェースを介した選択操作によって装置２９に記憶されたスキャンプログラムや装置制御プログラムが読み出され、これらに従って、制御プロセッサ２７により、送受信ユニット２０が制御される。

【００１６】

一方、画像生成用に被検体内に照射された超音波ビームは、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射し、その反射波がプローブ１２で受信される。プローブ１２からチャンネル毎に出力されるエコー信号は、送受信ユニット２０に取り込まれる。エコー信号は、送受信ユニット２０内でチャンネル毎に増幅され、受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えられ、加算される。この加算により受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。この送信指向性と受信指向性とにより超音波送受信の総合的な指向性が決定される（この指向性は、一般に「走査線」と呼ばれる）。

【００１７】

加算処理部２１は、送受信ユニット２０から受け取ったエコー信号を、各走査線におけ

るレート毎のゲイン調整により、レート間において所定の重み付けで加算する。この加算処理については、後で詳しく説明する。

【 0 0 1 8 】

加算処理部 2 1 から出力される加算後のエコー信号は、B モード処理ユニット 2 2 と、ドブラ処理ユニット 2 3 に送られる。B モード処理ユニット 2 2 は、図示しないが、対数変換器、包絡線検波回路、アナログディジタルコンバータ (A / D) から構成される。対数変換器は、エコー信号を対数変換する。包絡線検波回路は対数変換器からの出力信号の包絡線を検波する。この検波信号はアナログディジタルコンバータを介してディジタル化され、検波データとして出力される。また、ドブラ処理ユニット 2 3 は、周波数解析によりその解析結果や、フィルタを用いて血流成分を抽出し平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。 10

【 0 0 1 9 】

画像生成回路 2 4 は、B モード処理ユニット 2 2 から入力した検波データを用いてフレーム相関処理等を実行し、B モード画像を生成する。また、画像生成回路 2 4 は、ドブラ処理ユニット 2 3 から入力した血流情報を用いて、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像を作成する。

【 0 0 2 0 】

画像メモリ回路 2 5 は、画像生成回路 2 4 から受け取った画像データ (「生データ」とも呼ばれる) に基づいて、モニタ 1 4 に表示するための超音波画像を生成するものであり、スキャンコンバータ、シネメモリ、フレームメモリ、ビデオ変換器等を有する。スキャンコンバータは、画像生成回路 2 4 からから入力した超音波スキャンの走査線信号列を、空間情報に基づいた直交座標系のデータに変換する。シネメモリは、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。このシネメモリに記憶されている画像を連続表示 (シネ表示) することで、超音波動画像を表示することも可能である。フレームメモリは、一フレーム分の超音波画像を記憶するメモリであり、当該フレームメモリ 2 7 に現在記憶されている画像がモニタ 1 4 に表示される。また、例えば、操作入力装置 1 3 のフリーズオンボタンを押すことにより、当該フレームメモリへの上書きが中止される。ビデオ変換部は、フレームメモリから受け取った画像データに対し、さらにビデオフォーマット変換を行う。 20

【 0 0 2 1 】

制御プロセッサ 2 7 は、ユーザの入力装置 1 3 またはその他インタフェースから入力されたモード選択、ROI 設定、送信開始・終了に基づき、内部記憶装置 2 9 に記憶された送受信条件と装置制御プログラムとを読み出し、これらに従って、当該超音波診断装置を静的又は動的に制御する。 30

【 0 0 2 2 】

また、制御プロセッサ 2 7 は、内部記憶装置 2 9 に記憶された専用プログラムを読み出し、これに従って、後述する基本波成分及びモーションアーチファクト成分の低減機能、残留多重低減のための超音波送受信機能を実現するように、送受信ユニット 2 0、加算処理部 2 1 等を制御する。

【 0 0 2 3 】

画像記憶部 2 8 は、制御プロセッサ 2 7 の制御のもと、画像メモリ回路 2 5 から受け取った画像データ (静止画像、動画像) を記録する。 40

【 0 0 2 4 】

内部記憶装置 2 9 は、当該装置の制御プログラム、診断プロトコルや送受信条件等の各種データ群、収集された画像データ等を記憶する。また、内部記憶装置 2 9 は、一連の検査手順を構成する各処理を実現する各種小プログラム (アクティビティ)、及び各種アクティビティによって構成された検査手順 (ワークフロー) に従って装置を制御するための制御プログラムを格納する。

【 0 0 2 5 】

モニタ 1 4 は、画像メモリ回路 2 5 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情 50

報や、血流情報を画像として表示する。このモニタ 14 上に表示された画像等は、画像メモリ回路 25 内のフレームメモリに記憶された対応する画像データを用いて、例えば画像記憶部 28 に記録される。

【0026】

(基本波成分及びモーションアーチファクト成分の低減機能)

次に、本超音波診断装置 10 が有する、基本波成分及びモーションアーチファクト成分の低減機能について説明する。この機能は、差音を利用した THI において、位相を 180 度反転させて少なくとも三レート以上で超音波送信を行い、得られるエコー信号を所定の重み付け加算をすることで、差音成分から基本波成分及びモーションアーチファクト成分を低減させるものである。

10

【0027】

図 2 は、本機能による超音波送信を説明するための概念図である。同図に示すように、例えば、1 レートが負の位相（負の極性）、2 レート目が正の位相（正の極性）、3 レート目が負の位相となるように、それぞれ位相を 180 度変えた三レートの超音波送信を行う。なお、各レートにおける送信波形は、差音を発生させるために、複数の周波数と位相とを持った合成波（異なる周波数又は位相をもつ複数の基本波の合成波）を用いる。

【0028】

一方、被検体内からのエコー信号の受信においては、例えばレート毎に +0.5、+1.0、+0.5 といった具合に、エコー信号（又は送信超音波）の極性を符号として加算した場合に 0 となるような、任意の重み付け係数によってエコー信号の加算処理を行う。この重み付けは、受信の際のゲイン調整で実現することができる。

20

【0029】

図 3 は、重み付け加算処理によって得られるエコー信号 I1 の特性を示した図である。また、同図には、通常のパルスインバージョンにより得られる信号 I2（すなわち 1 レートが負の位相、2 レート目が正の位相となるように、それぞれ位相を 180 度変えた二レートの超音波送信を行い、それぞれ +1、+1 の重み付けで加算して得られる信号）の特性も並べて示してある。

【0030】

同図に示すように、本送受信及び重み付けによって得られる信号 I1 は、MTI フィルタ（又はハイパスフィルタ）特性と同様な振る舞いを示す。また、通常のパルスインバージョンにより得られる信号 I2 の特性と比較して、低周波数領域での立ち上がりが急であり、モーションアーチファクト成分が発生する帯域（基本波周波数帯域及びその近傍）をより好適に分離することができる。

30

【0031】

また、本機能においては、位相を 180 度変えた三レートの超音波送信を行い、得られるエコー信号の加算処理においては、極性を含めた総和が 0 となるように、重み付け係数を割り振っている。従って、エコー信号に含まれる基本波成分は三レート間で常に相殺されることになり、差音成分を保存したまま、当該差音成分に重畳する基本波成分を低減させることができる。

【0032】

なお、本基本波成分及びモーションアーチファクト成分の低減機能を実現する超音波送信、及び当該送信によって得られたエコー信号の重み付け加算は、次のように一般化することができる。

40

【0033】

すなわち、まず、重み付け係数の数は送信レート数と同一とし、その係数の総和が 0 となるように決定する。また、送信においては、負の重み付け係数を割り当てたレートについては負極となるように位相制御して送信し、一方、正の重み付け係数を割り当てたレートについては、正極となるように位相制御して送信する。最後に、重み付け係数の極性を送信波形の極性で代用しているので、重み付け加算における重み付け計数は、全て正符号に変換する（又は、絶対値とする）。なお、上記一般化と実質的に同様の結果を得るもの

50

であれば、上述した処理の順番、内容に拘泥されない。

【0034】

(動作)

次に、本超音波診断装置10の差音を利用したTHIにおける撮影動作について説明する。図4は、差音を利用したTHIにおいて実行される各処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、入力装置13を介して、スキャンシーケンスが選択され、送信条件等が設定される(ステップS1)。本実施形態においては、差音を利用したTHIにおいて、上記基本波成分及びモーションアーチファクト成分の低減機能を実行するスキャンシーケンスが選択されるものとする。

【0035】

次に、制御プロセッサ27の制御のもと、それぞれ位相を180度変えた三レート以上の超音波送信が実行され(ステップS2)、受信におけるゲイン調整によって、総和が0となるように各レートに重み付け係数を割り当てながらの超音波受信が実行され(ステップS3)、当該重み付けによるレート間の加算処理が実行される(ステップS4)。こうして得られたエコー信号は、既述の如く、図3に示したような特性を示す。

【0036】

次に、加算処理によって得られたエコー信号に基づいて超音波画像を生成し(ステップS5)、得られた画像をモニタ14に表示する(ステップS6)。

【0037】

図5(a)、(b)は、差音を利用したTHIにおいて、通常のパルスインバージョンにより得られる信号(例えば、図3の信号I2)を用いて循環器(心臓)を映像化した場合の超音波画像(写真)を示している。同図に示すように、循環器の動きの早い時相図5(a)においては、循環器の動きの遅い時相図5(b)に比して、基本波成分に発生するモーションアーチファクト成分の影響により、循環器にちらつきが発生する。

【0038】

また、図6(a)、(b)は、本撮影動作によって得られた超音波画像(送信条件等は、図5と同様)の写真を示した図である。なお、図6(a)は循環器の動きの早い時相に対応し、図6(b)は循環器の動きの遅い時相に対応している。各図に示すように、本撮影動作によって得られた超音波画像では、図5の画像に比して、モーションアーチファクト成分を原因とするちらつきが解消されている。

【0039】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0040】

本超音波診断装置によれば、差音を利用したTHIにおいて、位相を反転させて少なくとも三レート以上で超音波送信を行い、得られるエコー信号を所定の重み付け加算をする。これにより、基本波成分の相殺及び好適な特性を示すMTIフィルタ機能が達成される。その結果、差音成分から基本波成分及びモーションアーチファクト成分を低減させることができ、動きの速い組織を映像化する場合であっても、良好な超音波画像を提供することができる。

【0041】

また、本超音波診断装置によって実現される手法は、フィルタ回路等新たなハード構成を必要とせず、本基本波成分及びモーションアーチファクト成分の低減機能を実現するソフトウェアを既存のシステムに新たに実装させることで、実施可能である。従って、差音を利用したTHIにおいて、比較的低コスト且つ簡単に、動きの速い組織の良好な映像化を実現することができる。

【0042】

(第2の実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は、複数レートでの送信において発生する残留多重を低減し、好適な診断画像を提供するものである。なお、残留多重とは、ここでは、レンジゲート外の領域からのエコー信号が、

10

20

30

40

50

超音波送信を行ったレート以降のレートに残留超音波として重畳する現象であるとする。以下、説明の便宜上、残留多重により後段のレートに発生する信号を残留多重成分と呼ぶ。

【0043】

図7は、本超音波診断装置によって実行される、残留多重低減のための超音波送受信を説明するための概念図である。同図に示すように、超音波送信においては、第1の実施形態と同様の超音波送受信（すなわち、それぞれ位相を180度変えた三レートの超音波送信、及びゲインを+0.5、+1.0、+0.5とした受信）に加えて、送信を行わない受信のみのレートを最後に挿入する。この受信のみのレートのゲインは、各レートにおける極性を含めた重み付けにより加算したときに、残留超音波成分が0となるように調整される（すなわち、図7の例では、4レート目のゲインは-0.5となる）。こうして得られる各レートにおけるエコー信号を最終的に加算処理することで、各レート間で残留多重成分を相殺させることができ、残留多重を低減させることができる。

10

【0044】

なお、残留多重低減のための本超音波送受信は、次のように一般化することができる。すなわち、第1の実施形態において一般化された超音波送受信に加えて、送信を行わない受信のみのレートを最後に挿入する。挿入するレートの数は、相殺する残留超音波（エコー信号）の深さによって決定できる。また、受信のみのレートのゲインは、各レートにおける重み付けにより加算したときに、残留多重成分が0となるように調整する。

【0045】

以上述べた構成によれば、複数レートでの送信において発生する残留多重を低減し、好適な診断画像を提供することができる。また、本手法を第1の実施形態にて説明した手法と組み合わせることで、差音を利用したTHIにおいて、基本波成分、モーションアーチファクト成分、残留多重が低減された好適な超音波画像を提供することが可能となる。

20

【0046】

（第3の実施形態）

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は、第1又は第2の実施形態で述べた基本波成分等の低減機能において、所定の基準に基づいてエコー信号加算時の重み付け係数をアダプティブに制御するものである。なお、本重み付け係数のアダプティブ制御は、どのようなものを基準としてもよい。以下の実施形態では、説明を具体的にするため、第1の実施形態に係る基本波成分等の低減機能を用いた心臓診断において、ECG波形を基準として超音波走査時の心時相を判定し、各心時相に応じて、エコー信号加算時の重み付け係数をアダプティブに制御する場合を例とする。

30

【0047】

図8は、本実施形態に係る超音波診断装置10のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置10は、心電計40をさらに具備している。

【0048】

心電計（ECG：ElectroCardioGram）40は、被検体の心臓の電気現象の時間的变化を記録したグラフ、すなわち心電図（ECG波形）を計測する。心電計40で検出された心電波形信号は、自動的に画像記憶装置28に記憶されると共に、必要であれば画像メモリ回路25を介してモニタ14に送られ、心電波形として表示される。

40

【0049】

内部記憶装置29は、例えば図9に示すような、心時相とエコー信号の加算処理における重み付け係数とを対応付けた重み付け係数テーブルを記憶している。

【0050】

制御プロセッサ27は、心電計40から取得したECG波形に基づいて心時相を判定する。また、制御プロセッサ27は、判定結果と重み付け係数テーブルとに基づいて心時相に応じた重み付け係数をフレーム毎に決定する。さらに、制御プロセッサ27は、決定された重み付け係数を用いて加算処理が実行されるように、加算処理部21を制御する。

【0051】

50

(重み付け係数のアダプティブ制御)

図 10 は、本重み付け係数のアダプティブ制御の概念を説明するための図であり、E C G 波形を示した図である。同図の例では、心拍運動を、心臓が略停止状態にある場合 (期間 T 2、T 6)、等速運動にある状態 (期間 T 4、T 8)、正の加速度運動にある状態 (期間 T 3、T 7)、負の加速度運動にある状態 (期間 T 1、T 5) の四つの状態に分類している。

【 0 0 5 2 】

本重み付け係数のアダプティブ制御では、超音波走査時に検出された E C G 波形に基づいて心時相を判定し、その判定結果と重み付け係数テーブルとに基づいて、エコー信号加算時の重み付け係数を決定する。例えば、あるフレームに関する超音波走査時に検出された E C G 波形が期間 T 3 又は T 7 内に属するものであれば、当該フレームに関する加算処理時の重み付けは、第 1 レート 0 . 7、第 2 レート 1、第 3 レート 0 . 3 とする。この様に重み付け係数の割り当てるのは、レート間における心拍運動速度の違いに起因するモーションアーチファクト、残留波成分の影響を低減させるためである。なお、重み付け係数が 0 である場合には、当該レートにおいては、超音波受信、又は超音波送受信を行わないようにする。

10

【 0 0 5 3 】

(動作)

次に、本重み付け係数のアダプティブ制御を利用した T H I における撮影動作について説明する。図 11 は、差音を利用した T H I において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、スキャンシーケンスが選択され、送信条件等が設定された後、それぞれ位相を 1 8 0 度変えた三レート以上の超音波送信が実行される (ステップ S 1 1、ステップ S 1 2)。これらのステップでの動作は、図 4 に示したステップ S 1、S 2 と同様である。

20

【 0 0 5 4 】

次に、制御プロセッサ 27 は、心電計 40 から取得した E C G 波形に基づいて、各フレームの心時相を判定し (ステップ S 1 3)、その判定結果と重み付け係数テーブルとに基づいて、加算処理における重み係数を決定する (ステップ S 1 4)。

【 0 0 5 5 】

次に、制御プロセッサ 27 によって決定された重み付け係数を割り当てながらの超音波受信が実行され (ステップ S 1 5)、当該重み付けによるレート間の加算処理が実行される (ステップ S 1 6)。当該加算処理によって得られたエコー信号に基づいて超音波画像を生成し (ステップ S 1 7)、得られた画像がモニタ 14 に表示される (ステップ S 1 8)。

30

【 0 0 5 6 】

以上述べた構成によれば、E C G 波形等の所定の基準に基づいてエコー信号加算時の重み付け係数をアダプティブに制御する。従って、レート間における心拍運動速度の違いに起因するモーションアーチファクト等の影響を低減させることができ、好適な超音波画像を提供することが可能となる。

【 0 0 5 7 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

40

【 0 0 5 8 】

(1) 本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク (フロッピー (登録商標) ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク (C D - R O M、D V D など)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

50

【 0 0 5 9 】

(2) 上記各実施形態では、少なくとも第 1 の基本波と当該第 1 の基本波よりも高調波である第 2 の基本波とが合成された送信超音波を、複数の走査線の各々に対して、位相を 1 8 0 度交互に反転させて少なくとも三レートで送信する例を示した。しかしながら、これに拘泥されず、第 1 の基本波と第 2 の基本波とが合成された送信超音波を、複数の走査線の各々に対して、少なくとも一回の位相反転を含むように、且つ少なくとも 3 レート以上で送信する構成であれば、同様の効果を取得することができる。

【 0 0 6 0 】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

10

【産業上の利用可能性】

【 0 0 6 1 】

以上本発明によれば、差音を利用した T H I において、差音成分から基本波成分及びモーションアーチファクト成分を低減させることができる超音波診断装置及び超音波画像撮影プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 2 】

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 のブロック構成図を示している。

20

【図 2】図 2 は、基本波成分及びモーションアーチファクト成分の低減機能による超音波送信を説明するための概念図である。

【図 3】図 3 は、重み付け加算処理によって得られるエコー信号 I 1 の特性を示した図である。

【図 4】図 4 は、差音を利用した T H I において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図 5】図 5 (a)、(b) は、差音を利用した T H I において、通常のパルスインバージョンにより得られる信号を用いた超音波画像 (写真) を示している。

【図 6】図 6 (a)、(b) は、第 1 の実施形態に係る撮影動作によって得られた超音波画像の写真を示した図である。

30

【図 7】図 7 は、本超音波診断装置によって実行される、残留多重低減のための超音波送受信を説明するための概念図である。

【図 8】図 8 は、第 3 の本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 のブロック構成図を示している。

【図 9】図 9 は、心時相とエコー信号の加算処理における重み付け係数とを対応付けた重み付け係数テーブルの一例を示した図である。

【図 1 0】図 1 0 は、本重み付け係数のアダプティブ制御の概念を説明するための図であり、E C G 波形を示した図である。

【図 1 1】図 1 1 は、差音を利用した T H I において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

40

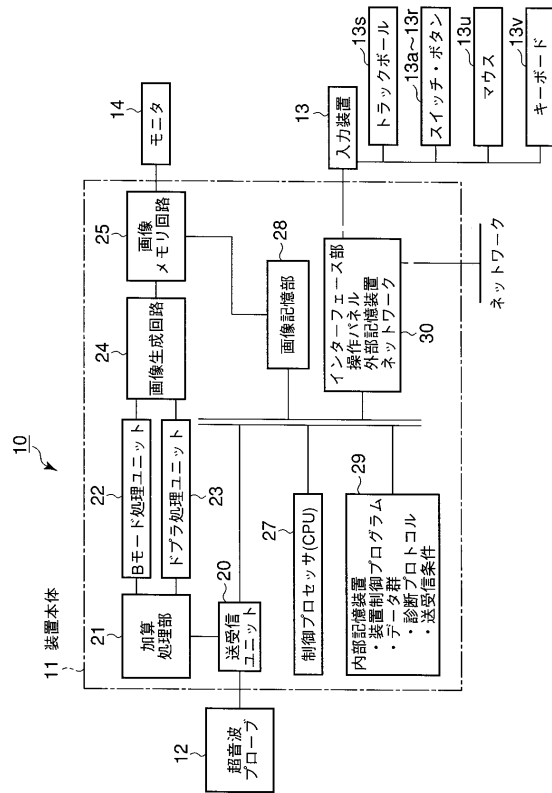
【符号の説明】

【 0 0 6 3 】

1 0 ... 超音波診断装置、1 2 ... 超音波プローブ、1 1 ... 装置本体、1 3 ... 入力装置 1 3、1 4 ... モニタ、2 0 ... 超音波受信ユニット、2 1 ... 加算処理部、2 2 ... B モード処理ユニット、2 3 ... ドブラ処理ユニット、2 4 ... 画像生成回路、2 5 ... 画像メモリ回路、2 7 ... 制御プロセッサ (C P U)、2 8 ... 画像記憶部、2 9 ... 内部記憶装置、3 0 ... インタフェース部

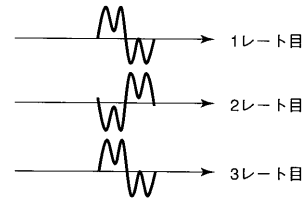
【図 1】

図 1



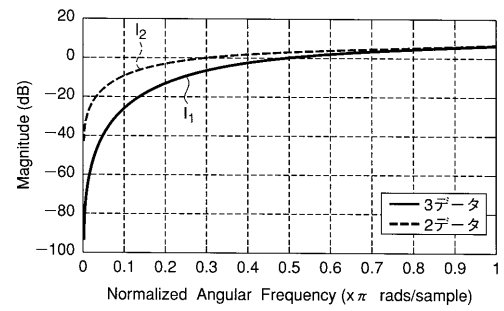
【図 2】

図 2



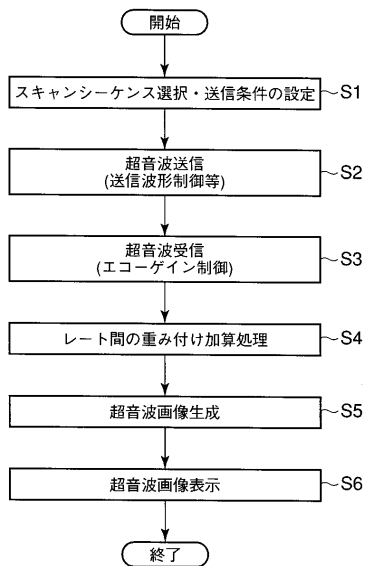
【図 3】

図 3



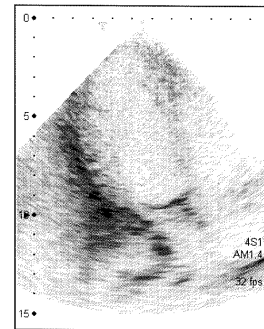
【図 4】

図 4

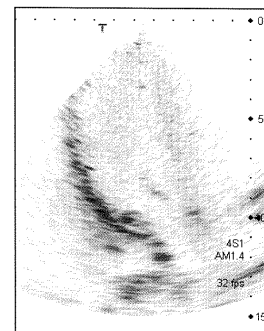


【図 5】

図 5



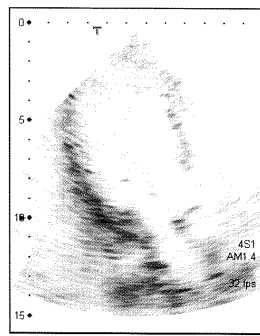
(a)



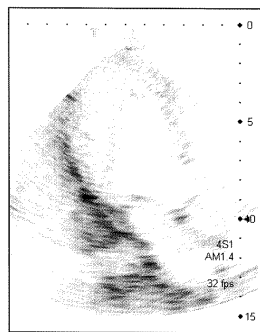
(b)

【図 6】

図 6



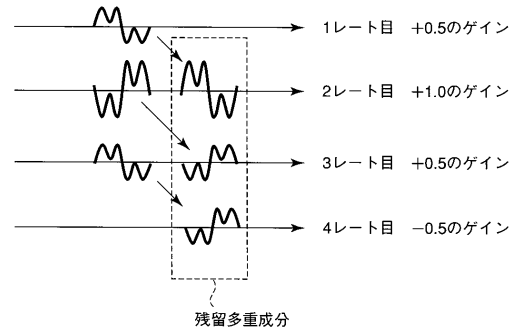
(a)



(b)

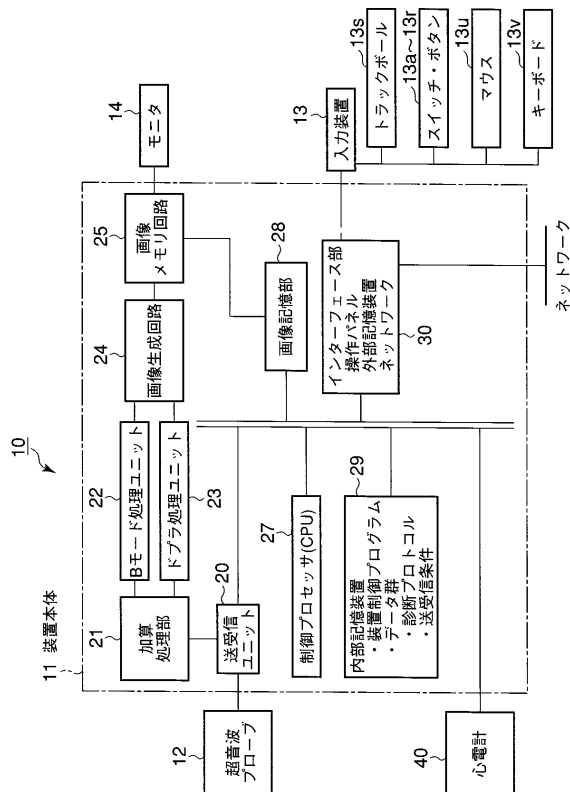
【図 7】

図 7



【図 8】

図 8



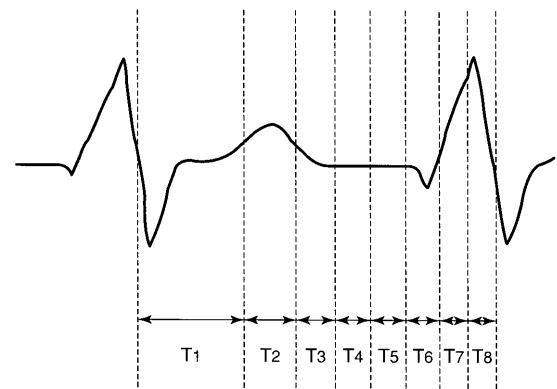
【図 9】

図 9

心時相	第1レート	第2レート	第3レート
T ₂ , T ₆	1	1	0
T ₁ , T ₅	0.3	1	0.7
T ₄ , T ₈	0.5	1	0.5
T ₃ , T ₇	0.7	1	0.3

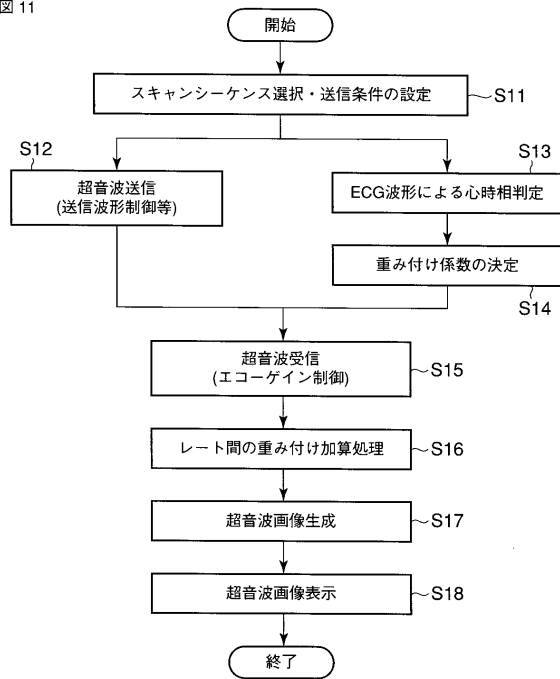
【図 10】

図 10



【図 11】

図 11



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 今村 智久

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 川岸 哲也

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

F ターム(参考) 4C601 DD15 DE13 DE14 EE04 JB31 JB45

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断设备控制程序		
公开(公告)号	JP2006141994A	公开(公告)日	2006-06-08
申请号	JP2005298703	申请日	2005-10-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	今村智久 川岸哲也		
发明人	今村 智久 川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52038 G01S7/52077 G01S15/8952 G01S15/8981		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DE13 4C601/DE14 4C601/EE04 4C601/JB31 4C601/JB45		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
优先权	2004306019 2004-10-20 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够使用差异声音从THI中的差异声音分量中减少基波分量和运动伪影分量。解决方案：通过将相位反转180度，以至少3的速率将具有多个频率和相位的复合波传输到多条扫描线中的每条扫描线，并生成由此获得的回波信号。回声信号相加处理是通过以每个速率接收并以极性作为代码相加时为0的任意加权系数执行的。使用包含在经过加法处理的回声信号中的差分声音分量来生成超声图像数据。[选择图]图4

図4

