

(11)特許出願公開番号

特開2013-215559

(P2013-215559A)

(43) 公開日 平成25年10月24日(2013.10.24)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00

F 1
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2013-48656 (P2013-48656)
 (22) 出願日 平成25年3月12日 (2013. 3. 12)
 (31) 優先権主張番号 特願2012-58842 (P2012-58842)
 (32) 優先日 平成24年3月15日 (2012. 3. 15)
 (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	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘
(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
(74) 代理人	100103034 弁理士 野河 信久

[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の制御プログラム

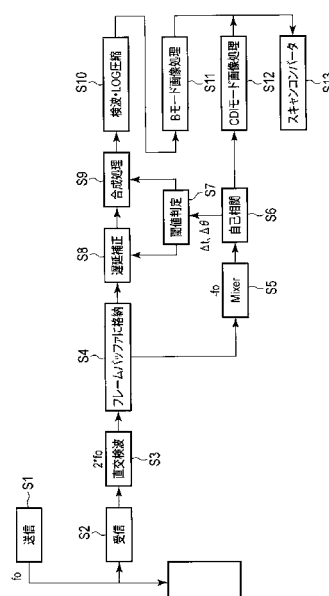
(57) 【要約】

【課題】SNRの改善と空間分解能の向上とを実現した超音波診断装置等を提供すること。

【解決手段】同一走査線上にて複数回の超音波送受信を行うことで、複数の超音波ビームに対応する複数の受信信号を走査線毎に取得し、走査線毎の複数の受信信号のうち時間的に隣接する受信信号間の位相差を、各走査線上の各サンプル点において検出し、各走査線上の各サンプル点における前記位相差に基づいて、走査線毎の複数の受信信号の少なくとも一つに対し、少なくとも時間遅延補正を含む補正処理を実行し、補正処理が行われた受信信号を含む複数の受信信号を走査線毎に加算し、走査線毎に加算された受信信号から第１の画像を生成する超音波診断装置である。

【選択図】図5

5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波ビームの送信とその反射波データの受信とを複数の走査線で行う超音波送受信によって取得した受信信号に基づいて画像を生成する超音波診断装置であって、

同一走査線にて複数回の超音波送受信を行うことで、複数の超音波ビームに対応する複数の受信信号を走査線毎に取得する送受信ユニットと、

前記走査線毎の複数の受信信号のうち時間的に隣接する受信信号間の位相差を、前記各走査線上の各サンプル点において検出する位相差検出ユニットと、

前記各走査線上の各サンプル点における前記位相差に基づいて、前記走査線毎の複数の受信信号の少なくとも一つに対し、少なくとも時間遅延補正を含む補正処理を行う補正ユニットと、

前記補正処理が行われた受信信号を含む前記複数の受信信号を前記走査線毎に加算する加算ユニットと、

前記走査線毎に加算された受信信号から第 1 の画像を生成する画像生成ユニットと、
を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記補正ユニットは、前記各走査線上の各サンプル点において、前記複数の受信信号館の累積位相差と受信中心周波数の周期とに基づいて所定時刻からの遅延量を前記受信信号毎に算出し、当該各遅延量に基づいて前記補正処理を実行する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記補正ユニットは、前記複数の受信信号の平均位相差、代表位相差、中央位相差のいずれかと受信中心周波数の周期とに基づいて前記所定時刻からの遅延量を前記受信信号毎に算出し、当該各遅延量に基づいて前記補正処理を実行する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像生成ユニットは、ドブラモードによって取得された受信信号に基づいて第 2 の画像を生成し、

前記第 1 の画像と前記第 2 の画像とを重畳させて表示する表示ユニットをさらに具備する請求項 1 乃至 3 にうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

第 1 の閾値以上の位相差を有する前記受信信号を前記各走査線上の各サンプル点毎に判定する判定ユニットをさらに具備し、

前記加算ユニットは、前記第 1 の閾値以上の位相差を有する受信信号以外の受信信号を用いて前記加算を実行する請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

第 2 の閾値以上の位相差を有する前記受信信号を前記各走査線上の各サンプル点毎に判定する判定ユニットをさらに具備し、

前記補正ユニットは、前記第 2 の閾値以上の位相差を有する受信信号に対して、前記補正処理を実行する請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記補正ユニットは、前記複数の走査線のうち選択された走査線の複数の受信信号の少なくとも一つに対し、前記補正処理を実行する請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記補正ユニットは、選択された領域内に存在するサンプル点の前記位相差に基づいて、前記補正処理を前記選択された領域にのみ実行する請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記受信信号は R F 信号である請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の超音波診断装

10

20

30

40

50

置。

【請求項 10】

前記受信信号は直交検波によって得られる I Q 信号であり、

前記補正ユニットは、前記時間遅延補正及び位相遅延補正を含む前記補正処理を行う請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

超音波ビームの送信とその反射波データの受信とを複数の走査線上で行う超音波送受信によって取得した受信信号に基づいて画像を生成する超音波診断装置の制御プログラムであって、

コンピュータに、

同一走査線上にて複数回の超音波送受信を実行させることで、複数の超音波ビームに対応する複数の受信信号を走査線毎に取得させる取得機能と、

前記走査線毎の複数の受信信号のうち時間的に隣接する受信信号間の位相差を、前記各走査線上の各サンプル点において検出させる検出機能と、

前記各走査線上の各サンプル点における前記位相差に基づいて、前記走査線毎の複数の受信信号の少なくとも一つに対し、少なくとも時間遅延補正を含む補正処理を実行させる補正機能と、

前記補正処理が行われた受信信号を含む前記複数の受信信号を前記走査線毎に加算させる加算機能と、

前記走査線毎に加算された受信信号から第 1 の画像を生成させる生成機能と、

を実現させる超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、生体に向けて超音波ビームを送信するとともに、その反射波を受信し、受信した反射波にパルス反射法の原理を適用することで、生体内組織（診断対象部位）の画像を生成する装置である。超音波診断装置は、無侵襲、小型、リアルタイム表示などの特長を有することから、医療現場において広く利用されている。

【0003】

このような超音波診断装置は、例えば、送受信部と合成部と画像生成部と制御部とを備えている。前記送受信部は、極性反転手法を利用する場合には、同一走査線上（すなわち、同一送受信方向）にて位相極性を反転させて 2 回で 1 セットの超音波送受信（超音波ビームの送信及び反射波データの受信）を 1 セット以上行い、且つ、前記合成部は、各セットにおける複数回の超音波送受信の結果受信された反射波データである受信信号を合成する。以降、このように同一走査線上にて複数回の超音波送受信を実行し、収集された受信信号を合成する一連の処理を“合成スキャン”と称する。

【0004】

一般に、超音波診断装置による検査においては、深部の感度が低下する傾向がある。深部の感度を向上させる対応策として、例えば、超音波パルスの周波数を下げる対応策が考えられるが、この場合には空間分解能が下がってしまう。また、例えば、高調波成分を画像化するモード（以下、ハーモニクイメージング（harmonic imaging）モード）の利用を止め、基本波を画像化する通常モードを利用する対応策が考えられるが、この場合にはハーモニクイメージングモードにおいて得られるアーチファクト軽減の効果を得ることができない。

【0005】

また、深部の感度を向上させるために、一走査線当たりを使用するデータ数を増やすことで信号対ノイズ比（Signal to Noise Ratio；以降、SNRと略

10

20

30

40

50

称する)を改善させる技術も提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2008-178470号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、一走査線当たりに使用するデータ数を増やした場合、合成スキヤンの処理において被検体の呼吸や拍動の影響を受けやすくなり、モーションアーチファクトや“にじみ”による空間分解能の劣化が生じ得る。

10

【0008】

なお、診断対象部位(以降、単に“対象部位”と略称する)の動き量を検出し、該検出結果に基づいて、当該対象部位の動きが少ない時間帯においてのみ間歇的に合成スキヤンを行うという技術が提案されている。しかしながら、この技術は、呼吸や拍動の影響の少ない時間帯のみにしか利用できない。

【0009】

以上の事情に鑑みて、SNRの改善と空間分解能の向上とを実現した超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムを提供する。

【課題を解決するための手段】

20

【0010】

一実施形態に係る超音波診断装置は、超音波ビームの送信とその反射波データの受信とを複数の走査線上で行う超音波送受信によって取得した受信信号に基づいて画像を生成する超音波診断装置であって、同一走査線上にて複数回の超音波送受信を行うことで、複数の超音波ビームに対応する複数の受信信号を走査線毎に取得する送受信ユニットと、前記走査線毎の複数の受信信号のうち時間的に隣接する受信信号間の位相差を、前記各走査線上の各サンプル点において検出する位相差検出ユニットと、前記各走査線上の各サンプル点における前記位相差に基づいて、前記走査線毎の複数の受信信号の少なくとも一つに対し、少なくとも時間遅延補正を含む補正処理を行う補正ユニットと、前記補正処理が行われた受信信号を含む前記複数の受信信号を前記走査線毎に加算する加算ユニットと、前記走査線毎に加算された受信信号から第1の画像を生成する画像生成ユニットと、を具備するものである。

30

【0011】

一実施形態に係る超音波診断装置の制御プログラムは、超音波ビームの送信とその反射波データの受信とを複数の走査線上で行う超音波送受信によって取得した受信信号に基づいて画像を生成する超音波診断装置の制御プログラムであって、コンピュータに、同一走査線上にて複数回の超音波送受信を実行させることで、複数の超音波ビームに対応する複数の受信信号を走査線毎に取得させる取得機能と、前記走査線毎の複数の受信信号のうち時間的に隣接する受信信号間の位相差を、前記各走査線上の各サンプル点において検出させる検出機能と、前記各走査線上の各サンプル点における前記位相差に基づいて、前記走査線毎の複数の受信信号の少なくとも一つに対し、少なくとも時間遅延補正を含む補正処理を実行させる補正機能と、前記補正処理が行われた受信信号を含む前記複数の受信信号を前記走査線毎に加算させる加算機能と、前記走査線毎に加算された受信信号から第1の画像を生成させる生成機能と、を実現させるものである。

40

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】図1は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。

【図2】図2は、Bモード処理部の一構成例を示すブロック図である。

【図3】図3は、ドブラ処理部の一構成例を示すブロック図である。

50

【図４】図４は、受信信号における基本波成分及びハーモニック成分の受信スペクトラム強度を示す図である。

【図５】図５は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置による超音波画像生成処理の流れ図である。

【図６】図６は、従来の超音波診断装置によって生成された超音波画像を示す図である。

【図７】図７は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置によって生成された超音波画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００１３】

以下、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置について説明する。

10

【００１４】

図１は、本一実施形態に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。同図に示すように、超音波診断装置１００は、超音波プローブ１と、モニタ２と、入力部３と、装置本体１０とを具備する。

【００１５】

前記超音波プローブ１は、複数の圧電振動子を有する。それら複数の圧電振動子は、後述する装置本体１０が有する送受信部１１から供給される駆動信号に基づき超音波パルスが発生し、また、被検体Ｐからの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ１は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材などを有する。

20

【００１６】

超音波プローブ１から被検体Ｐに超音波パルスが送信されると、当該超音波パルスは、被検体Ｐの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ１が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信されるエコー信号の振幅は、超音波パルスが反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合のエコー信号は、ドブラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【００１７】

前記モニタ２は、超音波診断装置１００の操作者が入力部３を用いて各種指示や設定要求を入力するためのＧＵＩ（Ｇｒａｐｈｉｃａｌ　Ｕｓｅｒ　Ｉｎｔｅｒｆａｃｅ）、装置本体１０において生成された超音波画像、及び解析結果等を表示する。

30

【００１８】

前記入力部３は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボールなどであり、装置本体１０に接続される。また、入力部３は、超音波診断装置１００の操作者からの各種指示や設定要求を受け付け、受け付けた各種指示や設定要求を装置本体１０に対して転送する。

【００１９】

前記装置本体１０は、超音波プローブ１によって受信された反射波に基づいて超音波画像を生成する。装置本体１０は、図１に示すように、送受信部１１と、フレームバッファ１２と、Ｂモード処理部１３と、ドブラ処理部１４と、画像処理部１５と、画像メモリ１６と、制御部１７と、内部記憶部１８とを有する。

40

【００２０】

前記送受信部１１は、トリガ発生回路、送信遅延回路及びパルサ回路などを有し、超音波プローブ１に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定の繰り返し周波数（Ｐｕｌｓｅ　Ｒｅｐｅｔｉｔｉｏｎ　Ｆｒｅｑｕｅｎｃｙ；以降、ＰＲＦと略称する）の超音波パルスを形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。なお、ＰＲＦは、レート周波数とも呼ばれる。また、送信遅延回路は、超音波プローブ１から発生される超音波パルスをビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子毎の送信遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対して与える。また、トリガ発生回路は、レートパ

50

ルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。すなわち、送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

【0021】

なお、送受信部 11 は、後述する制御部 17 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧などを瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、または、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0022】

また、送受信部 11 は、アンプ回路、A/D (Analog/Digital) 変換器、受信遅延回路、直交検波回路などを有し、超音波プローブ 1 が受信した受信信号（反射波データ）に対して各種処理を行って受信信号を生成する。

【0023】

前記アンプ回路は、受信信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。

【0024】

前記 A/D 変換器は、ゲイン補正処理された受信信号を A/D 変換する。受信遅延回路は、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与える。

【0025】

前記直交検波回路は、受信信号をベースバンド帯域の同相信号（I 信号、I: In-phase）と直交信号（Q 信号、Q: Quadrature-phase）とに変換する。そして、直交検波回路は、I 信号及び Q 信号（以降、IQ 信号と総称する）を受信信号として後段のフレームバッファ 12 に格納する。

【0026】

なお、この直交検波回路は必須の構成要件ではなく、直交検波回路を設けない場合には、直交検波回路による処理前の受信信号である RF (Radio Frequency) 信号が受信信号として後段のフレームバッファ 12 に格納されることになる。後述する遅延補正処理は、RF 信号に対しても適用することができる。なお、以下においては、I 信号及び Q 信号を受信信号とする場合を例として説明するが、適宜、RF 信号への適用についても言及する。

【0027】

前記 B モード処理部 13 は、送受信部 11 から出力された受信信号から、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（B モードデータ）を生成する。図 2 は、B モード処理部 13 の一構成例を示すブロック図である。同図に示すように、B モード処理部 13 は、閾値判定回路 1301 と、遅延回路 1302 と、合成回路 1303 と、検波・LOG 圧縮回路 1304 と、B モード画像処理回路 1305 と、を備える。

【0028】

前記閾値判定回路 1301 は、後述するドブラ処理部 14 から出力された位相差情報 $\Delta\theta$ を、例えば当該閾値判定回路 1301 が備えるメモリ（不図示）に記憶された“所定の閾値”と比較し、該比較結果に基づいて、遅延回路 1302 による遅延補正処理を施すか否かを各超音波ビーム毎に判定する。

【0029】

より具体的には、閾値判定回路 1301 は、例えば各超音波ビームに係る位相差情報 $\Delta\theta$ の示す値が“許容可能な位相差の上限値（第 1 の閾値）”以下の値であるか否かを判定し、この判定結果に基づいて制御信号を生成して合成回路 1303 に出力する。

【0030】

この制御信号は、位相ずれが大きい為に遅延補正処理を施したとしても合成処理に用いるデータとしては不適なデータ（以降、不適データと称する）を合成回路 1303 による合成処理（加算処理）に用いないように、合成回路 1303 を制御する為の信号である。

【0031】

前記遅延回路 1302 は、自己相関回路 1402 から出力された位相差情報 $\Delta\theta$ に基づ

10

20

30

40

50

いて、特定の（例えば１回目の）超音波ビームを基準とした遅延量を各超音波ビーム毎に算出し、該遅延量だけ遅延補正処理（位相遅延補正／時間遅延補正）を各受信信号に施して、それら受信信号の位相を補正する。この補正により、例えば患者の呼吸や拍動等に起因する“受信信号間の位相ずれ”が解消される。なお、直交検波回路を省略し、RF信号を受信信号とする場合には、時間遅延補正のみを対象とする遅延補正処理が実行される。

【００３２】

詳細には、或る走査線上での複数回の超音波送受信のうち第 n レート目に対する遅延量は、第１レート目を基準にして第 $(n-1)$ レート目までの位相差の積分値として算出するか、または、平均位相 $\times (n-1)$ に受信中心周波数の周期を乗じて算出する。なお、自己相関処理については空間的に間引いて計算した後、各走査線上のサンプル点毎（或いは各ピクセル毎）の遅延量は近傍の実測した遅延量から補間してもよい。また、平均位相差に拘泥されず、代表位相差、中央位相差等を用いるようにしてもよい。

10

【００３３】

ところで、合成処理に用いられない不適データについては遅延補正処理を行うことが不要である為、閾値判定回路１３０１は、不適データについては遅延補正処理を施さないように遅延回路１３０２を制御する制御信号を生成して遅延回路１３０２に出力してもよい。

【００３４】

前記合成回路１３０３は、遅延回路１３０２によって位相補正された受信信号及び不適データとして除外されなかった受信信号を、走査線毎に合成（加算）する。すなわち、合成回路１３０３は、閾値判定回路１３０１から出力される制御信号に従った処理を行う為、上述の不適データについては合成処理に用いない。その結果、一走査線上での複数回の超音波送受信に係る受信信号が、それぞれの走査線毎に合成回路１３０３によって加算された加算信号として得られることになる。

20

【００３５】

前記検波・LOG圧縮回路１３０４は、合成回路１３０３から受信信号を受け取り、検波処理及びLOG圧縮処理を行う。なお、直交検波回路を省略し、RF信号を受信信号とする場合には、検波・LOG圧縮回路１３０４において包絡線検波が実行される。

【００３６】

前記Bモード画像処理回路１３０５は、検波・LOG圧縮回路１３０４から受信信号を受け取り、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（Bモードデータ）を生成する。

30

【００３７】

前記ドプラ処理部１４は、図３に示すようにミキサ（mixer）１４０１と、自己相関回路１４０２と、CDI（Color Doppler Imaging）モード画像処理回路１４０３と、を備える。図３は、ドプラ処理部１４の一構成例を示すブロック図である。

【００３８】

前記ミキサ１４０１は、送受信部１１から受け取る受信信号について、受信中心周波数の設定を変更する。このミキサ１４０１による処理は、CDIモード画像処理回路１４０３による“ドプラ効果を利用した生体信号の運動（速度）検出処理”の精度を向上させる為の処理である。

40

【００３９】

換言すれば、ミキサ１４０１は、CDIモード画像処理回路１４０３によるCDI処理に基本波成分を供給する為に、受信信号のベースバンドをシフトさせる回路である。

【００４０】

図４は、受信信号における基本波成分及びハーモニック成分の受信スペクトラム強度を示す図である。同図に示すように、周波数が高い成分すなわちハーモニック成分（高調波成分）のスペクトラム分布に着目すると、伝播時の減衰の影響を大きく受けていることが分かる。本一実施形態においては、このような事情を鑑み、ミキサ１４０１によって、CDI処理に基本波成分を利用するように受信中心周波数を設定し、検出可能な速度レンジ

50

を広帯域化する。

【 0 0 4 1 】

なお、上述のミキサ 1 4 0 1 の処理は、C D I モード画像処理回路 1 4 0 3 による“動き検出”の性能を向上させるが、必須な処理ではない。従って、ミキサ 1 4 0 1 を設けない構成としてもよく、そのように構成した場合には、C D I モード画像処理回路 1 4 0 3 はハーモニック信号の周波数を用いて処理を行う。

【 0 0 4 2 】

前記自己相関回路 1 4 0 2 は、公知の自己相関処理によって、同一走査線上での複数回の超音波送受信に係る超音波ビームの受信信号について、時間的に隣接する超音波ビームの受信信号間で位相差を検出し、該検出した位相差を示す位相差情報 $\Delta \theta$ を生成する。さらに、自己相関回路 1 4 0 2 は、時間的に隣接する受信信号間の位相差情報 $\Delta \theta$ と受信信号の中心周波数とから、時間的に隣接する受信信号間の時間差情報 Δt を算出する。

10

【 0 0 4 3 】

換言すれば、自己相関回路 1 4 0 2 は、各々の走査線について当該走査線上の各サンプル点或いは各ピクセル（すなわち、各超音波ビームのそれぞれの深さ）の受信信号について、隣接する超音波ビーム間で位相差を検出し、上述の位相差情報 $\Delta \theta$ 及び時間差情報 Δt を算出する。このようにして生成された位相差情報 $\Delta \theta$ 及び時間差情報 Δt は、B モード処理部 1 3 に出力される。

【 0 0 4 4 】

前記 C D I モード画像処理回路 1 4 0 3 は、ドブラ効果を利用した C D I によって、送受信部 1 1 から受け取った受信信号から速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。

20

【 0 0 4 5 】

前記画像処理部 1 5 は、B モード処理部 1 3 によって生成された B モードデータと、ドブラ処理部 1 4 によって生成されたドブラデータとから、超音波画像を生成する。具体的には、画像処理部 1 5 は、B モードデータから B モード画像を生成し、ドブラデータからドブラ画像を生成する。

【 0 0 4 6 】

また、画像処理部 1 5 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示画像としての超音波画像（B モード画像、ドブラ画像、B モード画像とドブラ画像とを重畳させた画像）を生成する。

30

【 0 0 4 7 】

前記画像メモリ 1 6 は、画像処理部 1 5 によって生成された超音波画像や、超音波画像を画像処理することで生成した画像を記憶するメモリである。例えば診断の後に、操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっており、静止画像的に、あるいは複数枚を使って動的に再生することが可能である。また、画像メモリ 1 6 は、送受信部 1 1 通過後の画像輝度信号、その他の生データ、ネットワークを介して取得した画像データ等を必要に応じて記憶する。

40

【 0 0 4 8 】

前記制御部 1 7 は、超音波診断装置 1 0 0 における処理全体を制御する。具体的には、制御部 1 7 は、入力部 3 を介して操作者から入力された各種指示や設定要求、内部記憶部 1 8 から読み込んだ各種プログラム及び各種設定情報に基づき、送受信部 1 1、B モード処理部 1 3、ドブラ処理部 1 4、及び画像処理部 1 5 の処理を制御したり、画像メモリ 1 6 が記憶する超音波画像などをモニタ 2 にて表示するように制御したりする。

【 0 0 4 9 】

前記内部記憶部 1 8 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行うための装置制御プログラムや、診断情報（例えば、患者 I D、医師の所見など）、診断プロトコルや各種設定情報などの各種データなどを記憶する。また、内部記憶部 1 8 は、必要に応じて、画像

50

メモリ 16 が記憶する画像の保管などにも使用される。

【0050】

なお、装置本体 10 に内蔵される送受信部 11 などは、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたプログラムである場合もある。

【0051】

以下、本一実施形態に係る超音波診断装置 100 による超音波画像生成処理の流れを説明する。図 5 は、本一実施形態に係る超音波診断装置による超音波画像生成処理の流れ図である。ここでは、高調波成分を画像化するハーモニクイメージングモードで動作する例を説明する。また、ここでは“超音波ビームの位相極性を反転させることによって基本波成分を相殺する手法（以降、極性反転手法と称する）”を利用する例を説明する。

10

【0052】

まず、極性反転手法の原理を説明する。極性反転手法は、同一走査線上にて少なくとも 2 回の超音波送受信を行うことで、受信信号に含まれる基本波成分を相殺し、高調波成分を抽出する手法である。

【0053】

例えば、1 回目の送信においては、超音波ビームの位相極性を正極とし、2 回目の送信においては、1 回目の位相極性とは反転させた負極とする。2 回の送受信によって得られた受信信号同士を加算すると、基本波成分同士は位相が逆であるため相殺されるが、超音波伝播中に発生する高調波成分同士は位相が合い、強調される。

20

【0054】

ここで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 は、同一走査線上にて位相極性を反転させて繰り返し行われる 2 回 1 セットの超音波送受信を、同一走査線上にて複数セット行う。すなわち、正極で行われた超音波送受信と、負極で行われた超音波送受信とが 1 セットの超音波送受信を行う。例えば、前記送受信部 11 は、2 回 1 セットの超音波送受信を 4 セット行う。

【0055】

当該超音波診断装置 100 による検査が開始すると、制御部 17 は、初期設定されているスキャン条件を内部記憶部 18 から読み込み、該読み込んだ初期設定に従ってスキャンを開始させる。送受信部 11 は、まず通常モードによる超音波ビームの送信（ステップ S 1）、及び反射波データである受信信号の受信を開始する（ステップ S 2）。

30

【0056】

ここで、スキャンの対象となる部位など、その時々状況に応じてスキャン条件は変更される。スキャン条件とは、例えば、超音波送受信のモード、繰り返し周波数（PRF）、Depth などである。

【0057】

続いて、送受信部 11 は、超音波プローブ 1 が受信した受信信号に対して上述の各種処理を施した後、直交検波回路によってベースバンド帯域の I 信号と Q 信号と（以降、受信信号と総称する）に変換し（ステップ S 3）、フレームバッファ 12 に格納する（ステップ S 4）。ミキサ 1401 は、I 信号及び Q 信号について、受信中心周波数の設定を、基本波成分の中心周波数に変更する（ステップ S 5）。

40

【0058】

そして、自己相関回路 1402 が、受信信号に基づいて、公知の自己相関処理によって位相差情報 $\Delta\theta$ 及び時間差情報 Δt を生成し（ステップ S 6）、閾値判定回路 1301 に出力する。なお、本例のように極性反転手法を用いる場合には、例えば複数回の超音波送受信のうち奇数レートまたは偶数レートのみに係る受信信号を抽出して、それらレート間で自己相関処理を行う。

【0059】

その後、位相差情報 $\Delta\theta$ 及び時間差情報 Δt を受け取った閾値判定回路 1301 は、それぞれを対応する閾値と比較し、該比較結果に基づいて、遅延回路 1302 による遅延補

50

正（詳細は後述する）を行うか否かを各受信信号について判定し（ステップS7）、この判定結果に基づいて生成した制御信号を合成回路1303に出力する。

【0060】

一方、遅延回路1302は、フレームバッファ12から受信信号を読み出し、各超音波ビーム毎に位相差情報 $\Delta\theta$ から遅延量を算出し、該遅延量に基づいて各受信信号に対して遅延補正処理を施し（ステップS8）、患者の呼吸や拍動等に起因する“受信信号間の位相ずれ”を解消させる。合成回路1303は、このようにして診断対象部位の運動に起因する位相ずれが補正された受信信号を合成処理する（ステップS9）。

【0061】

そして、この合成された受信信号について、検波・LOG圧縮回路1304が検波処理及びLOG圧縮処理を行い（ステップS10）、Bモード画像処理回路1305がBモードデータを生成する（ステップS11）。

【0062】

ところで、Bモード処理部13による上述のステップS7乃至ステップS11の処理と並行して、ドブラ処理部14は、CDIモード画像処理回路1403によってドブラデータを生成する（ステップS12）。

【0063】

そして、画像処理部15が、Bモード処理部13によって生成されたBモードデータと、ドブラ処理部14によって生成されたドブラデータとから超音波画像を生成すると共に、超音波スキャンの走査線信号列を、ビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示画像としての超音波画像（Bモード画像、ドブラ画像、これらの重畳画像）を生成する（ステップS13）。

【0064】

以上説明したように、本一実施形態によれば、SNRの改善と空間分解能の向上とを実現した超音波診断装置を提供することができる。

【0065】

図6は、従来の超音波診断装置によって生成された超音波画像を示す図である。図7は、本一実施形態に係る超音波診断装置によって生成された超音波画像を示す図である。図6及び図7は同一の生体内組織（診断対象部位）についての超音波画像である。

【0066】

ここで、図6及び図7において黒色で示されている部分は、診断対象部位の運動に起因して画像化できていない部分であり、白色で示されている部分は画像化できている部分である。図6及び図7に示すように、従来の超音波診断装置によっては画像化できない部位が、本一実施形態に係る超音波診断装置によっては画像化されており、SNRの改善及び空間分解能の向上が実現していることが分かる。

【0067】

なお、本一実施形態に係る超音波診断装置100は、極性判定手法のハーモニックイメージングで動作する場合に限られず、フィルタ法のハーモニックイメージングなどで動作する場合にも、同様に適用することができる。

【0068】

また、上記実施形態においては、各走査線に関する複数の受信信号のそれぞれを、閾値判定回路1301の判定処理、遅延回路1302の遅延補正処理の対象とした。これに対し、例えば、所定の閾値（第2の閾値）以下の位相差を有する受信信号は、体動等に起因する位相への影響を無視することができ、補正の必要性がない。従って、所定の閾値（第2の閾値）以下の位相差を有する受信信号については、閾値判定回路1301の判定処理、遅延回路1302の遅延補正処理の対象外としてもよい。これにより、遅延補正の必要性がない受信信号を除外し、遅延補正が必要な受信信号のみを対象とすることができ、演算処理の効率化を図ることができる。

【0069】

さらに、上記実施形態においては、一フレーム（或いは一ボリューム）内の各走査線に

10

20

30

40

50

関する複数の受信信号を、閾値判定回路 1301 の判定処理、遅延回路 1302 の遅延補正処理の対象とした。しかしながら、当該例に拘泥されず、一フレーム（或いは一ボリューム）内の所望の局所領域（例えば任意に選択された少なくとも一つの走査線或いは関心領域（ROI））に関する複数の受信信号のみを、閾値判定回路 1301 の判定処理、遅延回路 1302 の遅延補正処理の対象としてもよい。この場合、処理の対象とする局所領域は、ユーザがマニュアル操作により選択してもよいし、所定の輝度以上の領域、動き多くの動きが検出される領域、と言った具合に、超音波走査によって得られる情報に基づいて自動的に選択するようにしてもよい。

【0070】

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。例えば、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（CD-ROM、DVD 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。

10

【0071】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

20

【符号の説明】

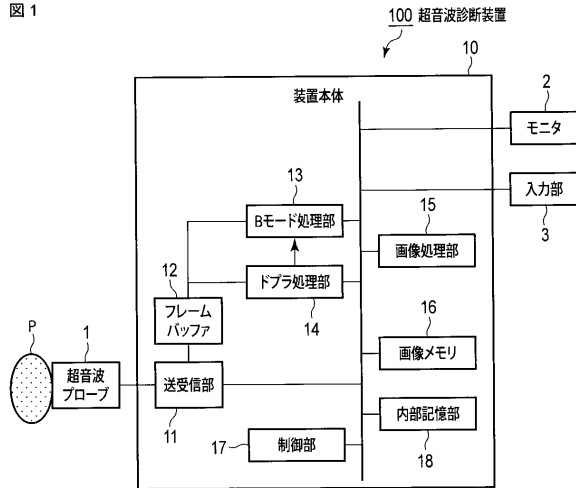
【0072】

1 ... 超音波プローブ、 2 ... モニタ、 3 ... 入力部、 10 ... 装置本体、 11 ... 送受信部、 12 ... フレームバッファ、 13 ... Bモード処理部、 14 ... ドブラ処理部、 15 ... 画像処理部、 16 ... 画像メモリ、 17 ... 制御部、 18 ... 内部記憶部、 100 ... 超音波診断装置、 1301 ... 閾値判定回路、 1302 ... 遅延回路、 1303 ... 合成回路、 1304 ... LOG圧縮回路、 1305 ... Bモード画像処理回路、 1401 ... ミキサ、 1402 ... 自己相関回路、 1403 ... CDIモード画像処理回路。

30

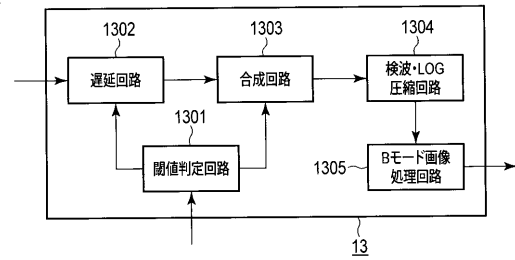
【図 1】

図 1



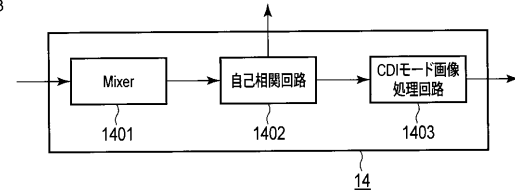
【図 2】

図 2



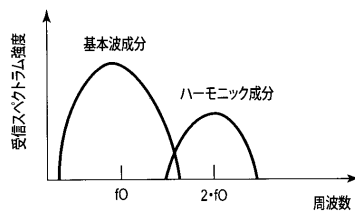
【図 3】

図 3



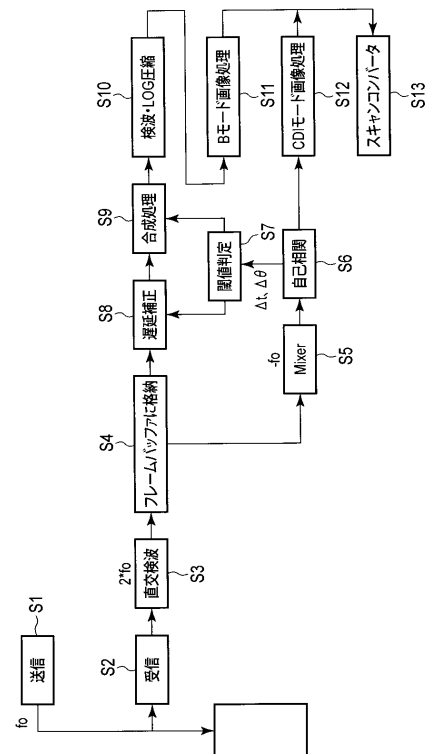
【図 4】

図 4



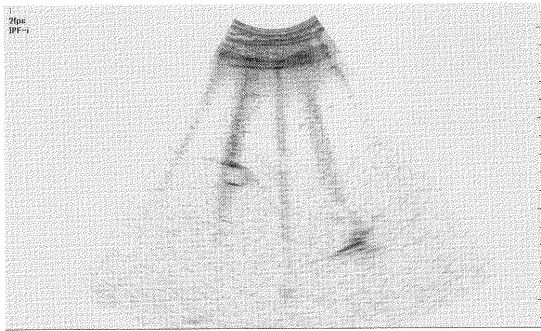
【図 5】

図 5



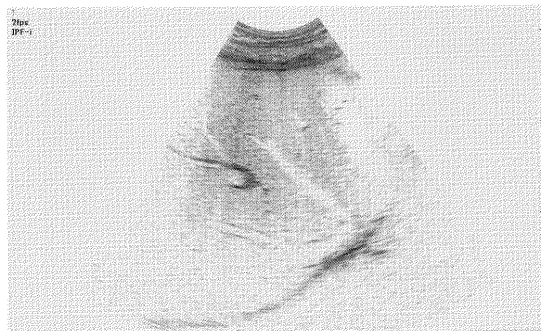
【図 6】

図 6



【図 7】

図 7



動きの早い部分での感度低下が改善!

フロントページの続き

(74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎

(74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎

(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹

(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克

(74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三

(74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄

(74)代理人 100179062
弁理士 井上 正

(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志

(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志

(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子

(74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓

(72)発明者 掛江 明弘
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 西原 財光
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 DE04 DE08 EE01 EE04 HH16 JB24 JB37 JB40 JB42 JB45
JB46 JB48 JB51 KK12 KK18 KK24 LL38

专利名称(译)	用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2013215559A	公开(公告)日	2013-10-24
申请号	JP2013048656	申请日	2013-03-12
[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	掛江明弘 西原財光		
发明人	掛江 明弘 西原 財光		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5276 G01S7/52038 G01S7/52046 G01S15/8963		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE04 4C601/DE08 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/HH16 4C601/JB24 4C601/JB37 4C601/JB40 4C601/JB42 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JB48 4C601/JB51 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK24 4C601/LL38		
代理人(译)	中村誠 河野直樹 井上 正 岡田隆		
优先权	2012058842 2012-03-15 JP		
其他公开文献	JP6218400B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据一个实施例，超声诊断设备包括相差检测单元，校正单元和加法单元。相位差检测单元检测每条扫描线上的每个采样点处的每条扫描线上的多个接收信号的时间上相邻的接收信号之间的相位差。校正单元基于每条扫描线上的每个采样点处的相位差执行校正处理，该校正处理至少包括针对每条扫描线的多个接收信号中的至少一个的时间延迟校正。加法单元对于每条扫描线添加包括经过校正处理的接收信号的多个接收信号。

