

(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2012-249968

(P2012-249968A)

(43) 公開日 平成24年12月20日(2012.12.20)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-126733 (P2011-126733) (22) 出願日 平成23年6月6日 (2011.6.6)	(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 100159651 弁理士 高倉 成男 (74) 代理人 100091351 弁理士 河野 哲 (74) 代理人 100088683 弁理士 中村 誠
---	--

最終頁に続く

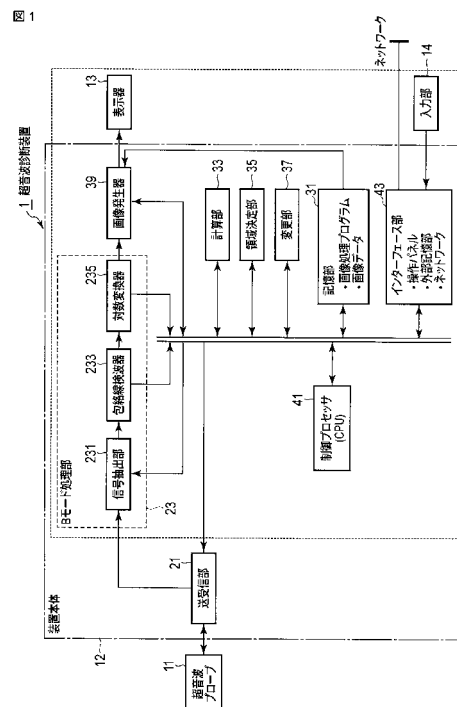
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置および医用画像処理プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】スポンティニウスエコーによる影響を低減した超音波画像を発生する機能を有する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波プローブと、駆動信号を超音波振動子各々に供給しエコー信号に基づいて受信信号を発生する送受信部と、受信信号から高調波信号と基本波信号とを抽出する信号抽出部と、高調波信号の振幅に対応する値と基本波信号の振幅に対応する値とに基づいて、特徴量を、被走査領域に亘って計算する計算部と、特徴量と所定の閾値とに基づいて被走査領域における所定領域を決定する領域決定部と、所定領域における高調波信号の振幅に対応する値を変更する変更部と、変更された高調波信号の振幅に対応する値を有する所定領域を含む被走査領域における高調波信号に基づいて、補正高調波画像を発生する画像発生部と、を具備することを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

駆動信号に応答して超音波を発生しかつ受信した超音波に応答してエコー信号を発生する複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、

前記駆動信号を前記超音波振動子各々に供給し、前記エコー信号に基づいて受信信号を発生する送受信部と、

前記受信信号から、高調波信号と基本波信号とを抽出する信号抽出部と、

前記高調波信号の振幅に対応する値と前記基本波信号の振幅に対応する値とに基づいて、特徴量を、被走査領域に亘って計算する計算部と、

前記特徴量と所定の閾値とに基づいて、被走査領域における所定領域を決定する領域決定部と、

前記所定領域における前記高調波信号の振幅に対応する値を変更する変更部と、

前記変更された高調波信号の振幅に対応する値を有する所定領域を含む前記被走査領域における高調波信号に基づいて、補正高調波画像を発生する画像発生部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記変更部は、前記所定領域における前記高調波信号の振幅に対応する値を、所定の値に変更すること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記高調波信号の振幅に対応する値と前記基本波信号の振幅に対応する値とは、前記画像発生部により発生される超音波画像に関する座標情報に関連付けられていること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記変更部は、前記所定領域における前記高調波信号の振幅に対応する値を、前記所定領域を除いた前記被走査領域の明度に比べて低い明度で表示される所定の値に変更すること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記変更部は、前記所定領域における前記基本波信号の振幅に対応する値を所定の値に変更し、

前記画像発生部は、前記変更された基本波信号と前記所定領域を除いた前記被走査領域における基本波信号とに基づいて、前記被走査領域に対応する補正基本波画像を発生すること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像発生部は、

前記基本波信号に基づいて基本波画像を発生し、

前記高調波信号に基づいて高調波画像を発生し、

前記基本波画像と前記高調波画像とのうち少なくとも一方に、前記補正高調波画像と前記補正基本波画像とのうち少なくとも一方を重ねさせた重畳画像を発生すること、

を特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記高調波信号と前記基本波信号とに対して空間フィルタ処理を実行するフィルタ部をさらに具備し、

前記計算部は、前記空間フィルタ処理を実行された高調波信号の振幅に対応する値と、前記空間フィルタ処理を実行された基本波信号の振幅に対応する値との差分値を、被走査領域に亘って計算すること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

10

20

30

40

50

前記計算部は、

前記被走査領域に亘る前記高調波信号の振幅の平均値に基づいて、前記高調波信号の振幅に対応する値を規格化し、

前記被走査領域に亘る前記基本波信号の振幅の平均値に基づいて、前記基本波信号の振幅に対応する値を規格化し、

前記規格化された高調波信号の振幅値と前記規格された基本波信号の振幅値との差分値を、前記被走査領域に亘って計算すること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記所定の閾値を入力する入力部をさらに具備すること、

10

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波診断装置により発生された受信信号を記憶する記憶部と、

前記受信信号から、高調波信号と基本波信号とを抽出する信号抽出部と、

前記高調波信号の振幅に対応する値と前記基本波信号の振幅に対応する値とに基づいて、特徴量を、被走査領域に亘って計算する計算部と、

前記特徴量と所定の閾値とに基づいて、被走査領域における所定領域を決定する領域決定部と、

前記所定領域における前記高調波信号の振幅に対応する値を変更する変更部と、

前記変更された高調波信号の振幅に対応する値を有する所定領域を含む前記被走査領域における高調波信号に基づいて、補正高調波画像を発生する画像発生部と、

20

を具備することを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 11】

コンピュータに、

超音波診断装置により発生された受信信号を記憶させる記憶機能と、

前記受信信号から、高調波信号と基本波信号とを抽出させる信号抽出機能と、

前記高調波信号の振幅に対応する値と前記基本波信号の振幅に対応する値とに基づいて、特徴量を、被走査領域に亘って計算させる計算機能と、

前記特徴量と所定の閾値とに基づいて、被走査領域における所定領域を決定させる領域決定機能と、

30

前記所定領域における前記高調波信号の振幅に対応する値を変更させる変更機能と、

前記変更された高調波信号の振幅に対応する値を有する所定領域を含む前記被走査領域における高調波信号に基づいて、補正高調波画像を発生させる画像発生機能と、

を実現させることを特徴とする医用画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、エコー信号の非線形特性に基づいて超音波画像を発生する機能を有する超音波診断装置、医用画像処理装置および医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

40

【0002】

従来、被検体の生体組織からのエコー信号に含まれる 2 次高調波成分 (Tissue Harmonic) を画像化する技術 (Tissue Harmonic Imaging: 以下 THI と呼ぶ) がある。2 次高調波成分は、音圧の 2 乗に比例する。そのため、THI は、サイドローブなどのアーティファクトが低減された超音波画像を発生させることができる。

【0003】

超音波の減衰が少ない部位をスキャンした場合に、血流のような微弱な反射エコー (以下、スポンティニウスエコーと呼ぶ) も THI による超音波画像に表示されることがある。このスポンティニウスエコーの表示は、操作者による超音波画像の観察を困難にす

50

る問題がある。例えばスポンティニユアスエコーが血液からの反射エコーであって強度が大きい場合、上記部位が被検体の生体組織と判定され、本来の血流部分にカラー像が表示されなくなる問題がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-18161号公報

【特許文献2】特開2010-17406号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】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、p53、1989。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

目的は、スポンティニユアスエコーによる影響を低減した超音波画像を発生する機能を有する超音波診断装置、医用画像処理装置および医用画像処理プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本実施形態に係る超音波診断装置は、駆動信号に応答して超音波を発生しかつ受信した超音波に応答してエコー信号を発生する複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、前記駆動信号を前記超音波振動子各々に供給し、前記エコー信号に基づいて受信信号を発生する送受信部と、前記受信信号から、高調波信号と基本波信号とを抽出する信号抽出部と、前記高調波信号の振幅に対応する値と前記基本波信号の振幅に対応する値とに基づいて、特徴量を、被走査領域に亘って計算する計算部と、前記特徴量と所定の閾値とに基づいて、被走査領域における所定領域を決定する領域決定部と、前記所定領域における前記高調波信号の振幅に対応する値を変更する変更部と、前記変更された高調波信号の振幅に対応する値を有する所定領域を含む前記被走査領域における高調波信号に基づいて、補正高調波画像を発生する画像発生部と、を具備することを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係り、差分値フレームデータと所定の閾値とに基づいて、補正高調波画像を発生させる処理の流れを示すフローチャートである。

【図3】図3は、第1の実施形態に係り、高調波フレームデータに基づいて発生された高調波画像（2次高調波像）の一例である

【図4】図4は、第1の実施形態に係り、基本波フレームデータに基づいて発生された基本波画像（基本波像）の一例である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係り、差分値フレームデータに基づいて発生された差分値像の一例である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係り、高調波補正フレームデータに基づいて発生された補正高調波画像の一例を示す図である。

【図7】図7は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【図8】図8は、第2の実施形態に係り、構造物エコーおよびスポンティニユアスエコーに対する差分値の正負の対応表の一例を示す図である。

【図9】図9は、第2の実施形態に係り、差分値フレームデータと所定の閾値とに基づいて、補正高調波画像を発生させる処理の流れを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0009】

10

20

30

40

50

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波診断装置を説明する。なお、以下の説明において、略同一の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。

【0010】

(第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。同図に示すように、超音波診断装置1は、超音波プローブ11、装置本体12、表示部13、装置本体12に接続され操作者からの各種指示・命令・情報を装置本体12に取り込むための入力部14を有する。加えて本超音波診断装置1には、心電計、心音計、脈波計、呼吸センサに代表される図示していない生体信号計測部およびネットワークが、インターフェース部31を介して接続されてもよい。

10

【0011】

超音波プローブ11は、圧電セラミックス等の音響/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、超音波プローブ11の先端に装備される。なお、一つの圧電振動子が一チャンネルを構成するものとして説明する。圧電振動子は、後述する送受信部から供給される駆動信号に応答して超音波を発生する。圧電振動子は、被検体の生体組織で反射された超音波(以下、反射波と呼ぶ)の受信に応答して、エコー信号を発生する。

【0012】

装置本体12は、送受信部21、Bモード処理部23、記憶部31、計算部33、領域決定部35、変更部37、画像発生部39、制御プロセッサ(中央演算処理装置: Central Processing Unit: 以下CPUと呼ぶ)41、インターフェース部43を有する。なお、装置本体12は、ドプラ信号を発生するドプラ処理部(図示していない)を有していてもよい。

20

【0013】

送受信部21は、図示していないトリガ発生回路、送信遅延回路、パルサ回路、プリアンプ回路、アナログディジタル(Analog to Digital: 以下A/Dと呼ぶ)変換器、受信遅延回路、加算器等を有する。パルサ回路は、所定のレート周波数で送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。パルス発生器は、例えば5kHzのレート周波数でレートパルスを繰り返し発生する。このレートパルスは、チャンネル数に分配され、送信遅延回路に送られる。送信遅延回路は、チャンネル毎に超音波をビーム状に収束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を、各レートパルスに与える。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ11の振動子ごとに電圧パルスを印加する。これにより、超音波ビームが被検体に送信される。

30

【0014】

プリアンプ回路は、超音波プローブ11を介して取り込まれた被検体からのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をディジタル信号に変換する。受信遅延回路は、ディジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられた複数のエコー信号を加算する。この加算により、送受信部21は、受信指向性に応じた方向からの反射成分を強調した受信信号を発生する。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(この指向性により、いわゆる「超音波走査線」が決まる)。なお、送受信部21は、1回の超音波送信で複数の走査線上に生じたエコー信号を同時に受信する並列受信機能を有していてもよい。

40

【0015】

Bモード処理部23は、信号抽出部231、包絡線検波器233、対数変換器235などを有する。信号抽出部231は、受信信号から基本波信号と高調波信号とを抽出する。基本波信号とは、送信超音波の中心周波数(以下、基本周波数と呼ぶ)と等しい周波数を有する受信信号である。高調波信号とは、基本周波数の任意の整数倍と等しい周波数を有する受信信号である。以下、説明を簡単にするために、抽出される高調波信号は、基本周

50

波数の 2 倍の周波数を有する受信信号（以下、2 次高調波信号と呼ぶ）とする。

【0016】

具体的には、信号抽出部 231 は、例えば帯域制限フィルタにより基本波信号と 3 次以上の高調波信号をカットし、受信信号から 2 次高調波信号を抽出する。信号抽出部 231 は、例えば帯域制限フィルタにより高調波信号をカットし、受信信号から基本波信号を抽出する。信号抽出部 231 は、抽出した基本波信号と 2 次高調波信号とをそれぞれ包絡線検波器 233 に出力する。

【0017】

包絡線検波器 233 は、信号抽出部 231 から出力された基本波信号および 2 次高調波信号に対して包絡線検波を実行する。包絡線検波器 233 は、包絡線検波された信号を、後述する対数変換器 235 に出力する。なお、包絡線検波器 233 は、包絡線検波された信号を、後述する記憶部 31 に出力してもよい。

【0018】

対数変換器 235 は、包絡線検波された信号に対して対数変換して弱い信号を相対的に強調する。対数変換された信号は、後述する記憶部 31 と、画像発生部 39 とに出力される。

【0019】

記憶部 31 は、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターン、本超音波診断装置 1 の制御プログラム、診断プロトコル、送受信条件等の各種データ群、基本波信号に関する対数変換されたデータ（以下、基本波データと呼ぶ）、2 次高調波信号に関する対数変換されたデータ（以下、高調波データと呼ぶ）、後述する画像発生部 39 で発生された超音波画像、後述する計算部 33 で用いられる計算プログラム、後述する領域決定部 35 で用いられる所定の閾値、後述する変更部 37 で用いられる所定の値、計算部 33 と領域決定部 35 と変更部 37 とを制御するための画像処理プログラムなどを記憶する。記憶部 31 は、基本波データをフレームごとに記憶する。以下、1 フレームにおける基本波データの集合を基本波フレームデータと呼ぶ。記憶部 31 は、高調波データをフレームごとに記憶する。以下、1 フレームにおける高調波データの集合を高調波フレームデータと呼ぶ。なお、記憶部 31 は、基本波信号に関して包絡線検波された信号と 2 次高調波信号に関して包絡線検波された信号とを、フレームごとに記憶してもよい。

【0020】

計算部 33 は、高調波データの振幅に対応する値と基本波データの振幅に対応する値とに基づいて、特徴量を被走査領域（フレーム）に亘って計算する。特徴量とは振幅に関する量である。例えば、振幅に関する特徴量とは、高調波データの振幅に対応する値と基本波データの振幅に対応する値との差分値（ $\text{Diff}(x, y)$ ）である。上記文章における x は、例えば、超音波スキャンの走査線信号列における深さ方向の座標を示し、 y は、走査方向の座標を示す。なお、座標 x と座標 y とは、後述する画像発生部 39 で発生される超音波画像上における座標であってもよい。この時、高調波データの振幅に対応する値は、画像発生部 39 により高調波データに基づいて発生された高調波画像における座標と関連付けられている。また、基本波データの振幅に対応する値は、画像発生部 39 により基本波データに基づいて発生された基本波画像における座標と関連付けられている。

【0021】

振幅に対応する値とは、例えば振幅値である。なお、振幅値の代わりに画素値、輝度値であってもよい。加えて、説明を具体的にするために、被走査領域は、被検体の心臓とする。なお、計算部 33 は、後述する画像発生部 39 で発生された基本波画像における画素値と高調波画像における画素値とに基づいて定まる特徴量を、画像全域にわたって計算してもよい。

【0022】

具体的には、計算部 33 は、記憶部 31 に記憶された基本波フレームデータを読み出す。計算部 33 は、記憶部 31 に記憶された高調波フレームデータを読み出す。計算部 33 は、高調波フレームデータにおける振幅値（以下、高調振幅値（ $\text{Harm}(x, y)$ ）と

10

20

30

40

50

呼ぶ)から基本波フレームデータにおける振幅値(以下、基本振幅値($Fund(x, y)$))と呼ぶ)を差分する。すなわち差分値 $Diff(x, y)$ は、 $Diff(x, y) = Harm(x, y) - Fund(x, y)$ で計算される。なお、計算部33は、基本振幅値から高調振幅値を差分してもよい。また、計算部33は、差分値の絶対値を計算してもよい。上記差分により、計算部33は、深さ方向の座標(x)と走査方向の座標(y)とで規定される被走査領域上の各位置における差分値の集合(以下、差分値フレームデータと呼ぶ)を、フレームごとに発生する。なお、複数フレームに亘って受信信号が収集される場合、上記計算は、複数フレーム各々について計算される。

【0023】

領域決定部35は、被走査領域上の各位置における差分値と所定の閾値とに基づいて、被走査領域における所定領域を決定する。具体的には、領域決定部35は、記憶部31に記憶された所定の閾値を読み出す。領域決定部35は、差分値フレームデータにおける差分値各々と所定の閾値とを比較する。領域決定部35は、所定の閾値以上である差分値に関する被走査領域上の位置(x, y)を特定する。所定の閾値は、操作者により後述する入力部14介して、適宜変更可能である。領域決定部35は、特定された位置から構成される領域を決定する。すなわち所定領域とは、特定された位置から構成される領域のことである。

10

【0024】

高調振幅値から基本振幅値を差分した場合に関する所定領域について説明する。一般的に、心筋などの構造物からの反射エコー(以下、構造物エコーと呼ぶ)の振幅値を基準とすると、心腔内の血流からの反射エコー(以下、スポンティニユアスエコーと呼ぶ)の振幅値は相対的に低い。この構造物エコーとスポンティニユアスエコーの振幅差は、基本振幅値の場合には比較的大きいが、高調振幅値の場合には相対的に小さくなる場合がある。従って、高調振幅値から基本振幅値を差分すると、構造物エコーの高調波振幅値から基本波振幅値を差分した値と、スポンティニユアスエコーの高調波振幅値から基本波振幅値を差分した値には差が生じるため、差分値が所定の閾値以上となる被走査領域上の位置から構成される所定領域は、スポンティニユアスエコーが存在する領域に対応する。なお、差分の順序が逆の場合、スポンティニユアスエコーが存在する領域は、差分値が所定の閾値以下となる領域に対応する。

20

【0025】

変更部37は、領域決定部35により決定された所定領域における高調波フレームデータの振幅に対応する値を、所定の値に変更する。振幅に対応する値とは、例えば振幅値、画素値、輝度値などである。以下、振幅に対応する値として、高調振幅値を用いて説明する。画素値、輝度値を用いた計算については、後の変形例で詳述する。所定の値とは、例えばゼロである。なお、変更部37は、所定領域における高調振幅値を、差分値の大きさに応じた値に変更することも可能である。具体的には、変更部37は、高調波フレームデータのうち所定領域に含まれる高調振幅値を、ゼロに変更する。以下、所定領域内の高調振幅値をゼロに変更した高調波フレームデータを高調波補正フレームデータと呼ぶ。

30

【0026】

なお、変更部37は、所定領域における基本波信号の振幅に対応する値を、所定の値に変更してもよい。以下、所定領域内の高調振幅値をゼロに変更した基本波フレームデータを基本波補正フレームデータと呼ぶ。また、変更部37は、後述する画像発生部39で発生された超音波画像に対して、所定領域の階調、明度、輝度値、または画素値などを所定の値に変更してもよい。

40

【0027】

画像発生部39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一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を発生する。画像発生部39は、高調波補正フレームデータに基づいて、補正高調波画像を発生する。なお、画像発生部39は、高調波データに基づいて、高調波画像を発生してもよい。また、画像発生部39は、高調波補正フレームデータに基づいて、補正高調波画像を発生

50

生してもよい。加えて、画像発生部 39 は、基本波データに基づいて基本波画像を発生してもよい。画像発生部 39 は、補正高調波画像に高調波画像を重畳させた重畳高調波画像を発生させてもよい。また、画像発生部 39 は、補正基本波画像に基本波画像を重畳させた重畳基本波画像を発生させてもよい。画像発生部 39 は、例えば、所定領域外の画素値に赤 (Red) と緑 (Green) とを割り当てた補正高調波画像に、画素値に青 (Blue) を割り当てた高調波画像を重畳させた重畳高調波画像を、発生させてもよい。この時、重畳高調波画像の所定領域外は白で表示され、所定領域は青で表示される。

【0028】

なお、画像発生部 39 は、図示していないドブラ処理部から出力されたカラードブラ信号に基づいて、カラードブラ画像を発生してもよい。また、画像発生部 39 は、高調波画像または補正高調波画像の所定領域にカラードブラ画像を重畳したドブラ重畳画像を発生することも可能である。

【0029】

CPU 41 は、操作者により入力部 14 から入力されたモード選択、受信遅延パターンリストの選択、送信開始・終了に基づいて、記憶部 31 に記憶された送受信条件と装置制御プログラムを読み出し、これらに従って装置本体 12 を制御する。なお、CPU 41 は、記憶部 31 から読み出した画像処理プログラムに従って、計算部 33 と領域決定部 35 と変更部 37 とを制御してもよい。

【0030】

インターフェース部 43 は、入力部 14、ネットワーク、図示していない外部記憶装置および生体信号計測部に関するインターフェースである。装置本体 12 によって得られた超音波画像等のデータおよび解析結果等は、インターフェース部 43 とネットワークとを介して他の装置に転送可能である。

【0031】

表示部 13 は、画像発生部 39 からの出力に基づいて、補正高調波画像、高調波画像、補正基本波画像、基本波画像、重畳高調波画像、重畳基本波画像などの超音波画像を表示する。

【0032】

入力部 14 は、インターフェース部 43 に接続され操作者からの各種指示・命令・情報・選択・設定を装置本体 12 に取り込む。入力部 14 は、図示していないトラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード等の入力デバイスを有する。入力デバイスは、表示画面上に表示されるカーソルの座標を検出し、検出した座標を CPU 41 に出力する。なお、入力デバイスは、表示画面を覆うように設けられたタッチパネルでもよい。この場合、入力部 14 は、電磁誘導式、電磁歪式、感圧式等の座標読み取り原理でタッチ指示された座標を検出し、検出した座標を CPU 41 に出力する。また、操作者が入力部 14 の終了ボタンまたは FREEZE ボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、装置本体 12 は一時停止状態となる。なお、入力部 14 は、操作者の指示に従って、装置本体 12 に所定の閾値を入力してもよい。また、入力部 14 は、所定領域の階調を操作者の指示に従って調整するためのダイヤルを有していてもよい。

【0033】

(所定領域決定機能)

所定領域決定機能とは、受信信号から抽出された高調波信号と基本波信号とに基づいて、被走査領域におけるスポンティニユアスエコーに関する領域を決定する機能である。以下、所定領域決定機能に関する処理 (以下、所定領域決定処理と呼ぶ) を説明する。

【0034】

図 2 は、所定領域決定処理の流れを示すフローチャートである。

被検体に対する超音波送受信に先立って、入力部 14 を介した操作者の指示により、患者情報の入力、送受信条件、種々の超音波データ収集条件の設定および更新などが実行される。これらの設定および更新は、記憶部 31 に記憶される。これらの入力 / 選択 / 設定が終了したならば、操作者は超音波プローブ 11 を被検体体表面の所定の位置に当接する

10

20

30

40

50

。次いで送受信部 2 1 により、超音波を発生させるための駆動信号が超音波振動子に供給される。この駆動信号により、被検体に超音波が送信される。

【 0 0 3 5 】

被検体に送信された超音波に対応する反射波の受信（すなわち超音波スキャン）に基づいて、エコー信号が発生される。発生されたエコー信号に基づいて、受信信号が発生される（ステップ S a 1 ）。

【 0 0 3 6 】

受信信号から高調波信号と基本波信号とが抽出される（ステップ S a 2 ）。高調波信号に基づいて、高調波フレームデータが発生される（ステップ S a 3 ）。図 3 は、高調波フレームデータに基づいて発生された高調波画像（2 次高調波像）の一例である。基本波信号に基づいて、基本波フレームデータが発生される（ステップ S a 4 ）。図 4 は、基本波フレームデータに基づいて発生された基本波画像（基本波像）の一例である。なお、図 3 と図 4 とにおける超音波画像は、心筋が同じ輝度となるようにゲイン補正されている。図 3 と図 4 とにおいて、異なる輝度の領域は、主にスポンティニユアスエコーによる像を示している。

【 0 0 3 7 】

高調波フレームデータから基本波フレームデータを減算した差分値フレームデータが発生される（ステップ S a 5 ）。図 5 は、差分値フレームデータに基づいて発生された差分値像の一例である。図 5 における差分値像は、スポンティニユアスエコーによる像を容易に視認できるようにゲイン補正されている。差分値フレームデータと所定の閾値とに基づいて、被走査領域における所定領域が決定される（ステップ S a 6 ）。所定の閾値とは、例えばゼロである。この所定領域は、スポンティニユアスエコーが存在する領域を示している。所定領域における高調波フレームデータの振幅値を所定の値に変更した高調波補正フレームデータが発生される（ステップ S a 7 ）。高調波補正フレームデータに基づいて、補正高調波画像が発生される（ステップ S a 8 ）。図 6 は、高調波補正フレームデータに基づいて発生された補正高調波画像の一例を示す図である。図 3 と図 6 とを比較すると、スポンティニユアスエコーによる像が低減されていることが明確となる。

【 0 0 3 8 】

（変形例）

第 1 の実施形態との相違は、決定された所定領域に基づいて、高調波画像における所定領域内の画素値の明度を所定の明度に変更することである。明度とは、例えば階調である。なお、画素値の明度の替わりに、輝度値、画素値などであってもよい。以下、第 1 の実施形態と異なる動作を行う構成要素について説明する。

【 0 0 3 9 】

変更部 3 7 は、高調波画像における所定領域内の画素値の明度を、所定の値に変更する。所定の値とは、例えばゼロである。なお、変更部 3 7 は、基本波画像における所定領域内の画素値の明度を、所定の値に変更してもよい。なお、変更部 3 7 は、高調波画像における所定領域内の輝度値を、所定の輝度値に変更してもよい。所定の輝度値とは、例えば輝度の最小値または最大値である。また、変更部 3 7 は、基本波画像における所定領域内の輝度値を、所定の輝度値に変更してもよい。なお、変更部 3 7 は、表示された高調波画像における所定領域内の画素値を、所定の画素値に変更してもよい。また、変更部 3 7 は、所定領域における高調波信号の振幅に対応する値を、所定領域を除いた被走査領域の明度に比べて低い明度で表示される所定の値に変更してもよい。

【 0 0 4 0 】

表示部 1 3 は、所定領域内の画素値の明度を変更した高調波画像を表示する。表示部 1 3 は、所定領域内の画素値の明度を変更した基本波画像を表示する。

【 0 0 4 1 】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置 1 によれば、高調波信号と基本波信号とを用いることにより、スポンティニユアスエコーが存在する領域を決定することができる。決定された領域における振

10

20

30

40

50

幅値または明度を変更することにより、スポンティニユアスエコーによる影響を低減した超音波画像を発生させることができる。これにより、本超音波診断装置 1 によれば、高調波画像などの B モード画像において、例えば心臓の弁の動きの視認性および心臓の内膜などの構造物の視認性が向上する。加えて、高調波画像または補正高調波画像の所定領域にカラードブラ画像を重畳したドブラ重畳画像を発生することも可能である。これにより、本来の血流部分にカラードブラ画像を重畳させることが可能となる。これにより、本来の血流部分にカラードブラ画像を表示させることが可能となる。

【 0 0 4 2 】

また、上記実施形態の変形例として、本超音波診断装置 1 の技術的思想を医用画像処理装置で実現する場合には、例えば図 1 の構成図における点線内の構成要素を有するものとなる。この時、所定領域決定における各処理は、ステップ S a 1 における処理が記憶部 3 1 から受信信号を読み出すことに変更されることを除いて、第 1 の実施形態および変形例と同様である。加えて、各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憶媒体に格納して頒布することも可能である。

【 0 0 4 3 】

（第 2 の実施形態）

以下、図面を参照して、第 2 の実施形態を説明する。

図 7 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成の一例を示す図である。

第 2 の実施形態と第 1 の実施形態との構成要素の相違は、フィルタ部 2 5 を有することである。以下、第 2 の実施形態と第 1 の実施形態との構成要素において、異なる動作を行う構成要素について説明する。

【 0 0 4 4 】

フィルタ部 2 5 は、記憶部 3 1 に記憶された高調波フレームデータを空間フィルタにかけた第 1 フレームデータを発生する。フィルタ部 2 5 は、記憶部 3 1 に記憶された基本波フレームデータを空間フィルタにかけた第 2 フレームデータを発生する。空間フィルタとは、例えばローパスフィルタ（Low Pass Filter：以下 LPF と呼ぶ）である。LPF は、基本波フレームデータおよび高調波フレームデータを、空間的に円滑化する。例えば、LPF は心筋のスペckルノイズを抑制する。

【 0 0 4 5 】

計算部 3 3 は、第 1 フレームデータに含まれる複数の振幅値（ $HarmA(x, y)$ ）を用いて、平均値（以下第 1 平均値と呼ぶ）を計算する。第 1 平均値は、第 1 フレームデータにおける複数の振幅値についての和（ $\sum_{x, y} (HarmA(x, y))$ ）を、第 1 フレームデータの標本数で除すことで計算される。計算部 3 3 は、第 2 フレームデータに含まれる複数の振幅値（ $FundA(x, y)$ ）を用いて、平均値（以下第 2 平均値と呼ぶ）を計算する。第 2 平均値は、第 2 フレームデータにおける複数の振幅値についての和（ $\sum_{x, y} (FundA(x, y))$ ）を、第 2 フレームデータの標本数で除すことで計算される。

【 0 0 4 6 】

計算部 3 3 は、第 1 フレームデータに含まれる複数の振幅値（ $HarmA(x, y)$ ）各々を、第 1 平均値で規格化する。以下第 1 平均値で規格化された第 1 フレームデータを第 1 規格化フレームデータと呼ぶ。計算部 3 3 は、第 2 フレームデータに含まれる複数の振幅値各々を、第 2 平均値で規格化する。以下第 2 平均値で規格化された第 2 フレームデータを第 2 規格化フレームデータと呼ぶ。

【 0 0 4 7 】

この規格化により、第 1 規格化フレームデータにおける振幅（ $HarmN(x, y)$ ）の平均値は、第 2 規格化フレームデータにおける振幅（ $FundN(x, y)$ ）の平均値

10

20

30

40

50

とほぼ同一になる。このとき、例えば心筋のような構造物について第1規格化フレームデータにおける振幅値 ($HarmN(x, y)$) は、被走査領域の同じ位置に対して、第2規格化フレームデータにおける振幅値 ($FundN(x, y)$) と同じになる。例えば、第1規格化フレームデータに基づいて発生された画像と第2規格化フレームデータに基づいて発生された画像とを比較した場合、構造物は同じ輝度で表示される。すなわち、図3の2次高調波画像における構造物の輝度と図4の基本波画像における構造物の輝度とは、被走査領域の同じ位置に対してほぼ同一となる。

【0048】

計算部33は、第1規格化フレームデータにおける振幅値 ($HarmN(x, y)$) と第2規格化フレームデータにおける振幅値 ($FundN(x, y)$) とに基づいて定まる特徴量を計算する。特徴量とは、例えば、第1規格化フレームデータにおける振幅値 ($HarmN(x, y)$) から第2規格化フレームデータにおける振幅値 ($FundN(x, y)$) を差分した第1差分値 ($Diff(x, y)$) である。計算部33は、深さ方向の座標 (x) と走査方向の座標 (y) とで規定される被走査領域上の各位置における第1差分値の集合 (以下、第3フレームデータと呼ぶ) を、フレームごとに発生する。計算部33は、規格化された第1、第2フレームデータにおける振幅値の差分を計算しているため、心筋のような構造物に関する振幅値は、ほぼゼロとなる。第3フレームデータにおいてゼロでない振幅値は、スポンティニユアスエコーに起因する振幅値である。

【0049】

領域決定部35は、第3フレームデータにおける第1差分値 ($Diff(x, y)$) と所定の閾値とに基づいて、被走査領域における所定領域を決定する。具体的には、領域決定部35は、記憶部31に記憶された所定の閾値を読み出す。領域決定部35は、第3フレームデータにおける第1差分値各々と所定の閾値とを比較する。領域決定部35は、所定の閾値以上である第1差分値に関する被走査領域上の位置 (x, y) を特定する。領域決定部35は、特定された位置から構成される領域を決定する。すなわち所定領域とは、特定された位置から構成される領域のことである。

【0050】

第2の実施形態では、所定の閾値をゼロにすることが可能である。規格化のため、構造物エコーに起因する振幅値は、第1規格化フレームデータと第2規格化フレームデータとでほぼ等しくなる。一方、スポンティニユアスエコーに起因する第1規格化フレームデータにおける振幅値は、第2規格化フレームデータにおける振幅値より大きい。従って、第1差分値が正となる被走査領域上の位置から構成される所定領域は、スポンティニユアスエコーが存在する領域に対応する。なお、差分の順序が逆の場合、スポンティニユアスエコーが存在する領域は、第1差分値が負となる領域に対応する。図8は、差分の順序の差異により、構造物エコーおよびスポンティニユアスエコーに対する第1差分値の正負の対応表の一例を示す図である。

【0051】

変更部37は、所定領域に対応する高調波フレームデータの振幅に対応する値を、所定の値に変更する。振幅に対応する値とは、例えば振幅値である。なお、振幅に対応する値は、画素値、輝度値などでもよい。以下、振幅に対応する値として、高調波フレームデータにおける振幅値 (以下、高調振幅値 ($Harm(x, y)$) と呼ぶ) を用いて説明する。所定の値とは、例えば、所定領域内における高調振幅値から第3フレームデータにおける第1差分値を差分した第2差分値である。なお、第2差分値は、上記計算部33で計算されてもよい。以下、所定領域内の高調振幅値を第2差分値に変更した高調波フレームデータを高調波補正フレームデータと呼ぶ。

【0052】

画像発生部39は、高調波補正フレームデータに基づいて、補正高調波画像を発生する。なお、画像発生部39は、高調波フレームデータと所定領域に基づいて、所定領域の階調を所定の値に変更した高調波画像を発生することも可能である。なお、画像発生部39は、図示していないドブラ処理部から出力されたカラードブラ信号に基づいて、カラード

10

20

30

40

50

ブラ画像を発生してもよい。また、画像発生部 39 は、高調波画像または補正高調波画像の所定領域にカラードブラ画像を重畳したドブラ重畳画像を発生することも可能である。

【0053】

(所定領域決定機能)

所定領域決定機能とは、受信信号から抽出された高調波信号と基本波信号とに基づいて、被走査領域におけるスポンティニユアスエコーに関する領域を決定する機能である。以下、所定領域決定機能に関する処理（以下、所定領域決定処理と呼ぶ）を説明する。

【0054】

図 9 は、所定領域決定処理の流れを示すフローチャートである。

送受信部 21 により発生された受信信号から、高調波信号と基本波信号とが抽出される。高調波信号に基づいて、高調波フレームデータが発生される。基本波信号に基づいて、基本波フレームデータが発生される。高調波フレームデータと基本波フレームデータとに対してそれぞれフィルタ処理が実行され、第 1、第 2 フレームデータがそれぞれ発生される（ステップ S b 1）。

【0055】

第 1 フレームデータにおける複数の振幅値を用いて第 1 平均値が計算される（ステップ S b 2）。第 2 フレームデータにおける複数の振幅値を用いて第 2 平均値が計算される（ステップ S b 3）。第 1 フレームデータを第 1 平均値で規格化した第 1 規格化フレームデータと、第 2 フレームデータを第 2 平均値で規格化した第 2 規格化フレームデータとが、発生される（ステップ S b 4）。第 1 規格化フレームデータにおける振幅値から第 2 規格化フレームデータにおける振幅値を差分した第 1 差分値からなる第 3 フレームデータが発生される（ステップ S b 5）。第 3 フレームデータにおける第 1 差分値各々と所定の閾値とに基づいて、被走査領域における所定領域が決定される（ステップ S b 6）。

【0056】

所定領域において、高調波フレームデータにおける振幅値から第 3 フレームデータの第 1 差分値を差分した第 2 差分値が計算される（ステップ S b 7）。所定領域内の高調波フレームデータにおける振幅値を、第 2 差分値に変更した補正高調波フレームデータが発生される（ステップ S b 8）。補正高調波フレームデータに基づいて、補正高調波画像が派生される（ステップ S b 9）。

【0057】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置 1 によれば、高調波信号と基本波信号に対して、スペckルノイズなどのノイズを除去するためにフィルタがかけられる。次いで、フィルタリングが実行された高調波信号と基本波信号とに対して、高調波信号と基本波信号とにおける構造物に関する振幅差を低減させるために、それぞれの振幅の平均値で規格化される。規格化された高調波信号と規格化された基本波信号とを用いることにより、スポンティニユアスエコーによる振幅値の増分を導出することができる。これにより、スポンティニユアスエコーが存在する領域を決定することができる。加えて、決定された領域における高調波信号からスポンティニユアスエコーによる振幅値の増分を減じることにより、スポンティニユアスエコーによる影響を低減した超音波画像を発生させることができる。これにより、本超音波診断装置 1 によれば、高調波画像などの B モード画像において、例えば心臓の弁の動きの視認性および心臓の内膜などの構造物の視認性が向上する。加えて、高調波画像または補正高調波画像の所定領域にカラードブラ画像を重畳したドブラ重畳画像を発生することも可能である。これにより、本来の血流部分にカラードブラ画像を重畳させることが可能となる。これにより、本来の血流部分にカラードブラ画像を表示させることが可能となる。

【0058】

また、上記実施形態の変形例として、本超音波診断装置 1 の技術的思想を医用画像処理装置で実現する場合には、例えば図 7 の構成図における点線内の構成要素を有するものとなる。この時、所定領域決定における各処理は、ステップ S b 1 における処理が記憶部 31 から第 1、第 2 フレームデータを読み出すことに変更されることを除いて、第 2 の実施

10

20

30

40

50

形態と同様である。加えて、各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憶媒体に格納して頒布することも可能である。

【0059】

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。

10

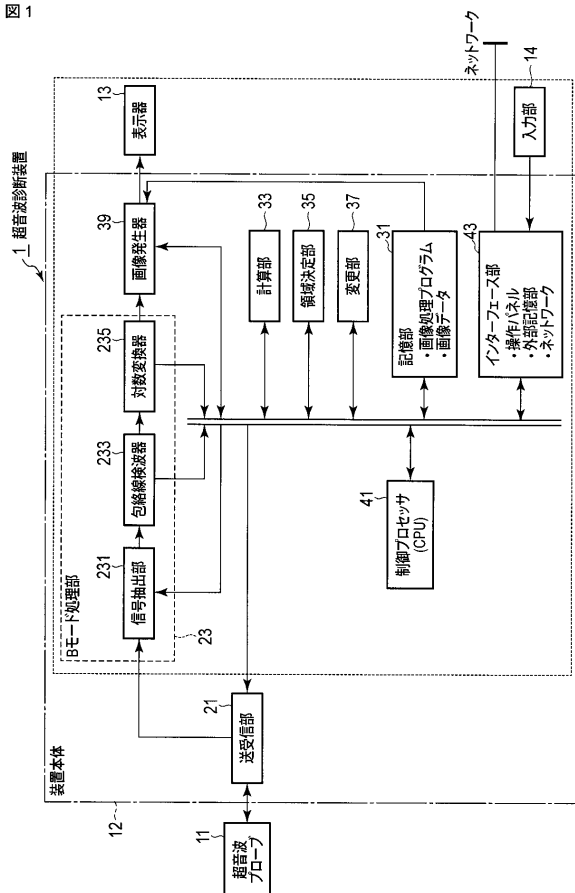
【符号の説明】

【0060】

1 ... 超音波診断装置、11 ... 超音波プローブ、12 ... 装置本体、13 ... 表示部、14 ... 入力部、21 ... 送受信部、23 ... Bモード処理部、25 ... フィルタ部、31 ... 記憶部、33 ... 計算部、35 ... 領域決定部、37 ... 変更部、39 ... 画像発生部、41 ... 制御プロセッサ（CPU）、43 ... インターフェース部

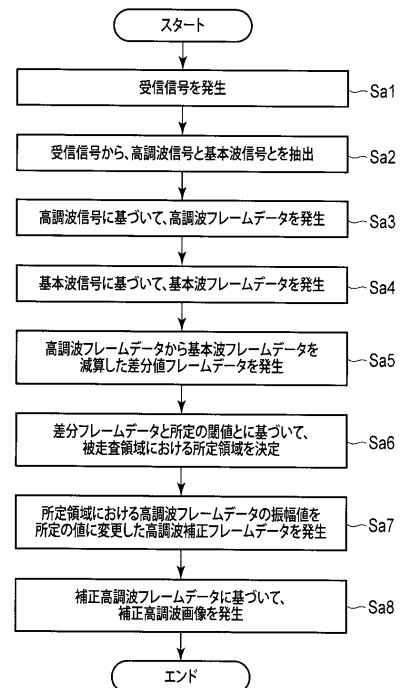
【図1】

図1



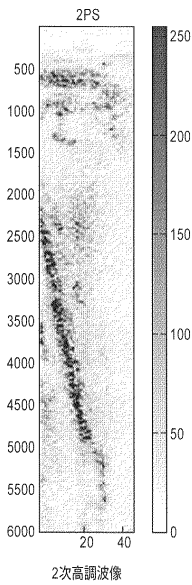
【図2】

図2



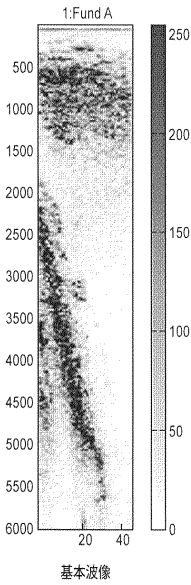
【 図 3 】

図 3



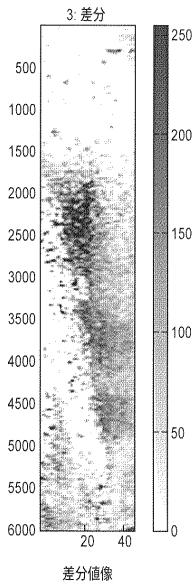
【 図 4 】

図 4



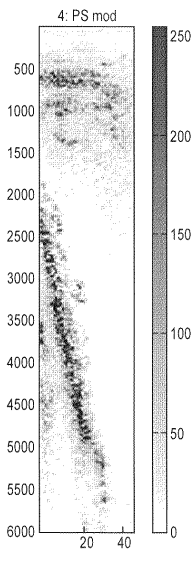
【 図 5 】

図 5



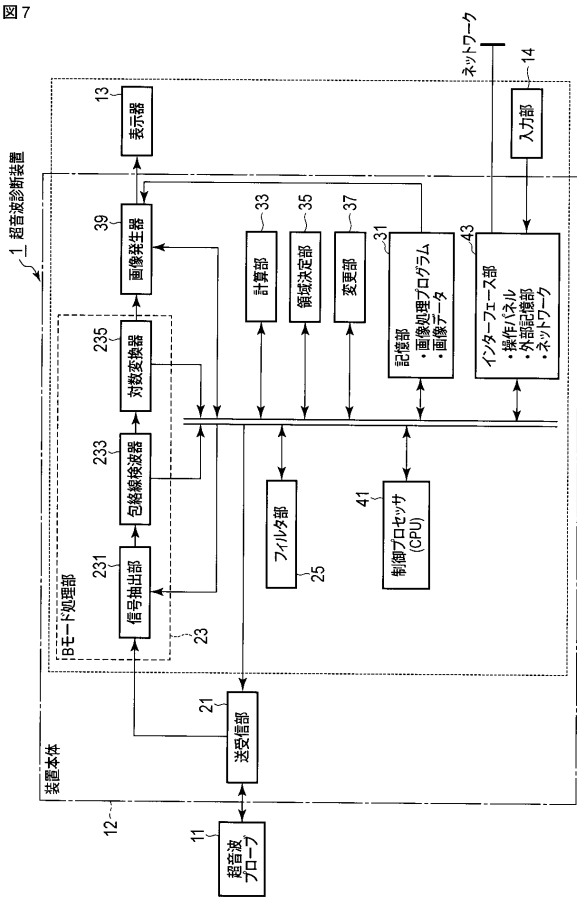
【 図 6 】

図 6



【 図 7 】

図 7



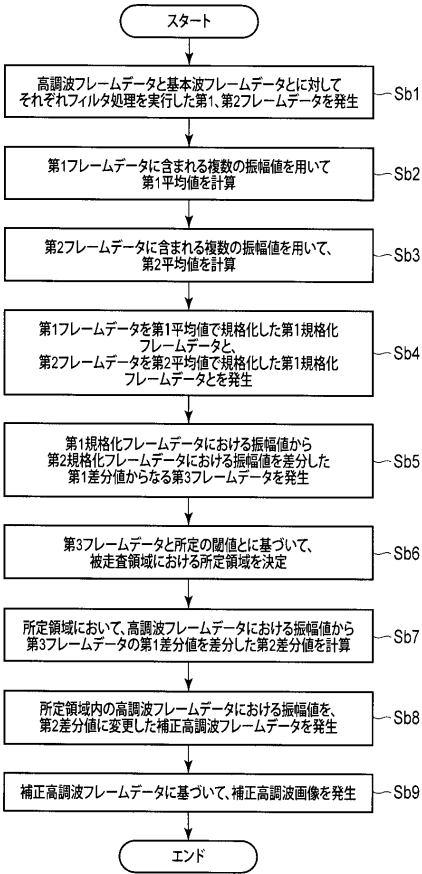
【 図 8 】

図 8

	規格化された 基本波信号の振幅・f	規格化された 高調波信号の振幅・h	差分の順序	
			h-f	f-h
スポンディニアスエコー	小	大	正	負
構造物エコー	大	小	負	正

【 図 9 】

図 9



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (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 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 鷲見 篤司
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 柴田 千尋
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 DD03 DD15 DE04 DE09 EE04 JB45 JB48 JC06 JC37

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2012249968A5	公开(公告)日	2014-06-19
申请号	JP2011126733	申请日	2011-06-06
[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	鷲見篤司 柴田千尋		
发明人	鷲見 篤司 柴田 千尋		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/145 A61B8/4488 G01S7/52038 G01S7/52077 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/DE09 4C601/EE04 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JC06 4C601/JC37		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆		
其他公开文献	JP2012249968A JP5823175B2		

摘要(译)

解决的问题：提供一种具有产生超声图像的功能的超声诊断设备，其中减少了自发回声的影响。 解决方案：超声波探头，向每个超声波换能器提供驱动信号以基于回波信号生成接收信号的发送/接收单元，以及从接收信号中提取谐波信号和基波信号的信号提取。 计算单元，基于与谐波信号的振幅相对应的值和与基波信号的振幅相对应的值，计算单元，用于计算扫描区域上的特征量，特征量和预定阈值。 区域确定单元确定扫描区域中的预定区域，改变单元改变与预定区域中的谐波信号的幅度相对应的值，以及与改变后的谐波信号的幅度相对应的值。 图像生成单元基于包括预定区域的扫描区域中的谐波信号生成校正后的谐波图像。 [选型图]图1