

(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2018-51040
(P2018-51040A)

(43) 公開日 平成30年4月5日(2018.4.5)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2016-191698 (P2016-191698)
(22) 出願日 平成28年9月29日 (2016.9.29)

(71) 出願人 000001270
コニカミノルタ株式会社
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(74) 代理人 100105050
弁理士 鷺田 公一
(74) 代理人 100155620
弁理士 木曾 孝
(72) 発明者 色摩 譲
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
ニカミノルタ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB27 EE04 JB45 JC20

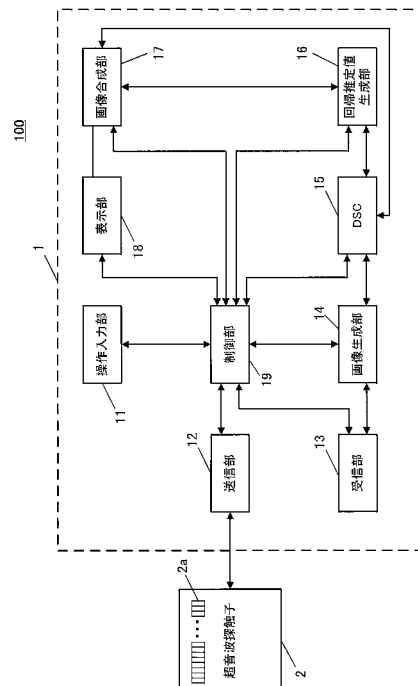
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および画像合成方法

(57) 【要約】

【課題】超音波探触子に正対していない体内組織を含む超音波画像を好適に生成することができる超音波診断装置および画像合成方法を提供する。

【解決手段】複数の異なるステアリング角度で超音波を送信し、被検体の反射面で反射された超音波を受信する超音波探触子2が受信した超音波に基づいて生成した受信信号に基づいて、複数の異なるステアリング角度に対応する受信信号からそれぞれ異なる複数の超音波画像データを生成する画像生成部14と、複数の異なるステアリング角度と、複数の異なるステアリング角度に対応する複数の超音波画像データと、に基づいて回帰分析を行い、回帰分析の結果に基づいて所定の重み付け値である回帰推定値を生成する回帰推定値生成部16と、複数の超音波画像データに対して、回帰推定値に基づく重み付けを行って合成を行い、合成画像データを生成する画像合成部17と、を備える。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の異なるステアリング角度で超音波を送信し、被検体の反射面で反射された反射超音波を受信する超音波探触子が前記受信した反射超音波に基づいて生成した受信信号に基づいて、前記複数の異なるステアリング角度に対応する前記受信信号からそれぞれ異なる複数の超音波画像データを生成する画像生成部と、

前記複数の異なるステアリング角度と、前記複数の異なるステアリング角度に対応する複数の超音波画像データと、に基づいて回帰分析を行い、前記回帰分析の結果に基づいて所定の重み付け値である回帰推定値を生成する回帰推定値生成部と、

前記複数の超音波画像データに対して、前記回帰推定値に基づく重み付けを行って合成を行い、合成画像データを生成する画像合成部と、
を備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記回帰推定値生成部は、前記回帰分析を用いて、前記超音波画像データにおいて、前記超音波の送信方向に対して反射面が傾いている前記被検体内の組織に対応する領域に対しては重みが相対的に大きくなるように、それ以外の領域に対しては重みが相対的に小さくなるように、前記回帰推定値を生成する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記回帰推定値は、前記回帰分析により得られた回帰式の係数、残差平方和、決定係数のうちの少なくともいずれかに基づいて生成される値である、

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記回帰推定値は、単回帰分析により得られた 1 次回帰式の傾きである、

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像合成部は、前記複数のステアリング角度に対応する複数の超音波データの前記所定の領域毎に、画素値を第 1 の関数に入力して取得した第 1 の出力値と、前記画素値を第 2 の関数に入力して取得した第 2 の出力値と、前記回帰推定値と、を用いて ブレンドにより合成画像データを生成する、

請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記画像合成部は、前記複数のステアリング角度に対応する複数の超音波データの前記所定の領域毎に、画素値を第 1 の関数に入力して取得した第 1 の出力値と、前記画素値を第 2 の関数に入力して取得した第 2 の出力値と、前記回帰推定値と、所定の固定値である固定係数と、を用いて合成画像データを生成する、

請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第 1 の関数および第 2 の関数は、入力値に対して、平均値、最大値、最小値、中央値、分散、標準偏差、のうちのいずれかの値を取得する関数である、

請求項 5 または 6 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

超音波診断装置の画像合成方法であって、

複数の異なるステアリング角度で送信された超音波が被検体の反射面で反射された反射超音波を受信する超音波探触子が前記受信した反射超音波に基づいて生成した受信信号に基づいて、前記複数の異なるステアリング角度に対応する前記受信信号からそれぞれ異なる複数の超音波画像データを生成し、

前記複数の異なるステアリング角度と、前記複数の異なるステアリング角度に対応する複数の超音波画像データと、に基づいて回帰分析を行い、

前記回帰分析の結果に基づいて所定の重み付け値である回帰推定値を生成し、

50

前記複数の超音波画像データに対して、前記回帰推定値に基づく重み付けを行って合成を行い、合成画像データを生成する、
画像合成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置および画像合成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

10

従来、多数の振動子を配列して備える超音波探触子を有し、生体等の被検体に対して超音波の送受信を行い、受信した超音波から得られた信号に基づいて超音波画像データを生成し、これに基づく超音波画像を画像表示装置に表示する超音波診断装置が知られている。このような装置による超音波画像診断は、超音波探触子を被検体の体表に当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動き等の様子がリアルタイムで得られ、かつ非侵襲で安全性が高いため、繰り返して実施することができる。

【0003】

しかしながら、このような超音波診断装置によって得られる画像には、被検体内の組織に関する情報以外にも、各種のノイズや、超音波探触子で受信した超音波から得られた受信信号の干渉現象により発生するスペックルが存在し、これらは被検体内の組織の境界の位置や形状を正確に把握する場合においてしばしば妨げとなっている。

20

【0004】

近年では、このようなノイズやスペックルを低減する処理方法として、例えば、空間コンパウンド法を用いた超音波診断装置が普及している。空間コンパウンド法は、被検体の同一部位に対して同時期に複数の異なる方向で超音波の送受信を行い、取得された複数の超音波画像データの平均的重畳を行う方法である。これにより、ノイズやスペックルは、例えば、N枚の超音波画像データが得られた場合には、これらを合成した合成画像データにおいて、Nの平方根で低減される。

【0005】

また、この空間コンパウンド法によれば、異方性部位の抽出性能を向上させることができる。異方性部位とは、超音波が当たった際の散乱、反射等の受信信号強度が角度により異なる部位であり、具体的には、例えば被検体内の骨格筋における腱や靭帯のように、繊維状で反射強度は骨表面ほど強くないが鏡面反射特性を示す軟部組織における部位である。

30

【0006】

このような空間コンパウンド法を用いた超音波診断装置であって、診断検査のタイプに応じて選択された制御信号によって、複数方向からの反射信号によって得られた超音波画像の各画素値の平均値、最大値、最小値、中央値等を合成することで、より品質が高い超音波画像を生成することができる技術が、例えば特許文献1に開示されている。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特許第3935433号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

探触子（超音波探触子）が送信する超音波が被検体内の体内組織に反射されるとき、一般に、超音波探触子に正対した（超音波の送信方向と反射面が垂直な）体内組織からの反射信号強度は、超音波探触子と正対していない（超音波の送信方向と反射面が垂直ではない）体内組織からの反射強度よりも強くなる。このため、超音波の反射信号に基づいて生

50

成された超音波診断画像は、超音波探触子に正対していない体内組織の方が、超音波探触子に正対した体内組織と比較して不明瞭に描写されてしまう場合がある。

【0009】

例えば特許文献1に開示された技術において、画素値の最大値を合成することにより画素値を増幅すれば、超音波探触子と正対していない体内組織からの反射信号を増幅することができるため、超音波探触子に正対していない体内組織を比較的明瞭に描写することができる。しかしながら、超音波探触子が受信した他の受信信号、すなわち、例えば超音波探触子と正対した体内組織からの反射信号や、スペckルノイズを含む信号等も増幅されるため、不自然な画像となってしまう恐れがある。

【0010】

本発明は、超音波探触子に正対していない体内組織を含む超音波画像を好適に生成することができる超音波診断装置および画像合成方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の超音波診断装置は、複数の異なるステアリング角度で超音波を送信し、被検体の反射面で反射された反射超音波を受信する超音波探触子が前記受信した反射超音波に基づいて生成した受信信号に基づいて、前記複数の異なるステアリング角度に対応する前記受信信号からそれぞれ異なる複数の超音波画像データを生成する画像生成部と、前記複数の異なるステアリング角度と、前記複数の異なるステアリング角度に対応する複数の超音波画像データと、に基づいて回帰分析を行い、前記回帰分析の結果に基づいて所定の重み付け値である回帰推定値を生成する回帰推定値生成部と、前記複数の超音波画像データに対して、前記回帰推定値に基づく重み付けを行って合成を行い、合成画像データを生成する画像合成部と、を備える。

【0012】

本発明の画像合成方法は、超音波診断装置の画像合成方法であって、複数の異なるステアリング角度で送信された超音波が被検体の反射面で反射された反射超音波を受信する超音波探触子が前記受信した反射超音波に基づいて生成した受信信号に基づいて、前記複数の異なるステアリング角度に対応する前記受信信号からそれぞれ異なる複数の超音波画像データを生成し、前記複数の異なるステアリング角度と、前記複数の異なるステアリング角度に対応する複数の超音波画像データと、に基づいて回帰分析を行い、前記回帰分析の結果に基づいて所定の重み付け値である回帰推定値を生成し、前記複数の超音波画像データに対して、前記回帰推定値に基づく重み付けを行って合成を行い、合成画像データを生成する。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、超音波探触子に正対していない体内組織を含む超音波画像を好適に生成することができる超音波診断装置および画像合成方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】超音波診断装置の構成の一例を示す図

【図2】超音波診断装置本体の構成の一例を示すブロック図

【図3】超音波探触子から送信される送信ビームの角度と操作領域との関係を示す図

【図4A】超音波探触子に対して正対したターゲットに対してステア角度0°で超音波ビームを送信する様子を例示した図

【図4B】超音波探触子に対して正対したターゲットに対してステア角度（0）で超音波ビームを送信する様子を例示した図

【図5A】超音波探触子2に対して正対したターゲットに対してステア角度0°で超音波ビームを送信する様子を例示した図

【図5B】超音波探触子2に対して正対したターゲットに対してステア角度（0）で超音波ビームを送信する様子を例示した図

10

20

30

40

50

- 【図 6 A】正対ターゲットからの反射信号強度とステア角度との関係を示す図
- 【図 6 B】非正対ターゲットからの反射信号強度とステア角度との関係を示す図
- 【図 6 C】スペckルノイズを含む反射信号強度とステア角度との関係を示す図
- 【図 7 A】正対ターゲットの場合の 1 次回帰式を例示した図
- 【図 7 B】非正対ターゲットの場合の 1 次回帰式を例示した図
- 【図 7 C】スペckルノイズの場合の 1 次回帰式を例示した図
- 【図 8 A】正対ターゲットの場合の 2 次回帰式を例示した図
- 【図 8 B】非正対ターゲットの場合の 2 次回帰式を例示した図
- 【図 8 C】スペckルノイズの場合の 2 次回帰式を例示した図
- 【発明を実施するための形態】

10

【0015】

以下、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置について、図面を参照して説明する。ただし、発明の範囲は図示した例に限定されない。なお、以下の説明において、同一の機能および構成を有するものについては、同一の符号を付し、その説明を省略する。

【0016】

図 1 は、超音波診断装置 100 の構成の一例を示す図である。超音波診断装置 100 は、図 1 に示すように、超音波診断装置本体 1 と、超音波探触子 2 と、を有する。超音波探触子 2 は、図示しない生体等の被検体内に対して超音波（送信超音波）を送信するとともに、この被検体内で反射した超音波の反射波（反射超音波：エコー）を受信する。

20

【0017】

超音波診断装置本体 1 は、超音波探触子 2 とケーブル 3 を介して接続され、超音波探触子 2 に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子 2 に被検体に対して送信超音波を送信させる。そして、超音波探触子 2 にて受信した被検体内からの反射超音波に応じて超音波探触子 2 で生成された電気信号である受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する。

【0018】

超音波探触子 2 は、複数の圧電素子からなる振動子 2 a（図 2 参照）を有し、この振動子 2 a は、例えば、方位方向（走査方向）に次元アレイ状に複数配列されている。振動子 2 a の個数は、任意に設定することができる。

30

【0019】

図 2 は、超音波診断装置本体 1 の構成の一例を示すブロック図である。超音波診断装置本体 1 は、図 2 に示すように、例えば、操作入力部 11 と、送信部 12 と、受信部 13 と、画像生成部 14 と、DSC（Digital Scan Converter）15 と、回帰推定値生成部 16 と、画像合成部 17 と、表示部 18 と、制御部 19 と、を有する。

【0020】

操作入力部 11 は、例えば、診断開始を指示するコマンド、被検体の個人情報等のデータ、および、超音波画像を表示部 18 に表示するための各種パラメータの入力などを行うための操作デバイスであり、具体的には、例えば各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等である。操作入力部 11 は、入力された操作に基づく操作信号を制御部 19 へ出力する。

40

【0021】

送信部 12 は、制御部 19 の制御に従って、超音波探触子 2 にケーブル 3 を介して電気信号である駆動信号を供給し、超音波探触子 2 に送信超音波を発生させる回路である。送信部 12 は、例えば、図示しないクロック発生回路、遅延回路、パルス発生回路を有する。クロック発生回路は、駆動信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。遅延回路は、振動子 2 a 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を設定し、設定された遅延時間だけ駆動信号の送信を遅延させて送信超音波によって構成される送信ビームの集束（送信ビームフォーミング）や、送信ビームの角度の設定（ステアリング）を行うための回路である。パルス発生回路は、所定の周期で駆動信号としてのパルス信号を発生させるための回路である。

50

【0022】

上述のように構成された送信部12は、例えば、超音波探触子2に配列された複数（例えば、百数十個～二百数十個）の振動子2aのうちの連続する一部（例えば、数十個）を駆動して送信超音波を発生させる。そして、送信部12は、送信超音波を発生させる毎に駆動する振動子2aを方位方向にずらすことで走査（スキャン）を行う。また、送信部12は、送信ビームの角度を変更しながら走査を行うことで、角度の異なる複数の反射信号を受信することができる。

【0023】

受信部13は、制御部19の制御に従って、超音波探触子2からケーブル3を介して電気信号である受信信号を受信する回路である。受信部13は、例えば、増幅器、A/D変換回路、整相加算回路を有する。増幅器は、受信信号を、振動子2a毎に対応した個別経路毎に、予め設定された増幅率で増幅させるための回路である。A/D変換回路は、増幅された受信信号をアナログ/デジタル変換（A/D変換）するための回路である。整相加算回路は、A/D変換された受信信号に対して、振動子2a毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算（整相加算）して音線データを生成するための回路である。すなわち、整相加算回路は、振動子2a毎の受信信号に対して受信ビームフォーミングを行って音線データを生成する。

10

【0024】

画像生成部14は、制御部19の制御に従って、受信部13から入力された音線データに対して包絡線検波処理や対数圧縮などを実施し、ダイナミックレンジやゲインの調整を行って輝度変換することにより、Bモードの超音波画像データを生成する。Bモードの超音波画像データは、受信信号の強さを輝度によって表したものである。なお、本実施の形態において、画像生成部14は、Bモード画像データの他、Aモード画像（振幅画像）データおよびMモード画像（動き画像）データや、ドップラ法による超音波画像データを生成できるようにしてもよい。

20

【0025】

なお、本実施の形態において、上記したように超音波探触子2が角度をずらして走査を行った場合、画像生成部14は、角度の異なる複数の反射信号に基づいて、複数の超音波画像データを生成する。このように生成された複数の超音波画像データは、走査領域の一部または全部がそれぞれ重複している。

30

【0026】

DSC15は、制御部19の制御に従って、画像生成部14が生成した複数の超音波画像データに対して走査周波数変換を行い、回帰推定値生成部16に対して出力する。

【0027】

回帰推定値生成部16は、制御部19の制御に従って、DSC15が出力した複数の超音波画像データの画素毎、あるいは所定の領域毎に、所定の回帰分析を行って回帰推定値を生成する回帰分析処理を行い、回帰推定値を算出して画像合成部17に出力する。なお、回帰推定値とは、回帰推定値生成部16が行う回帰分析により得られるパラメータにより算出された値である。回帰推定値生成部16が行う回帰分析処理の詳細は後述する。

40

【0028】

画像合成部17は、制御部19の制御に従って、回帰推定値生成部16が算出した回帰推定値と、DSC15が出力した複数の超音波画像データと、に基づいて、走査領域の重複した部分で合成して合成画像データを生成する画像合成処理を行って合成画像データを生成する。画像合成部17が行う画像合成処理の詳細は後述する。

【0029】

表示部18は、制御部19の制御に従って、LED（Light-Emitting Diode）、LCD（Liquid Crystal Display）、CRT（Cathode-Ray Tube）ディスプレイ、有機EL（Electronic Luminescence）ディスプレイ、無機ELディスプレイ、およびプラズマディスプレイ等の表示装置である。表示部18は、画像合成部17から出力された合成画像データに基づいて超音波画像の表示を行う。

50

【0030】

制御部19は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory) を有し、ROMに記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出してRAMに展開し、展開したプログラムに従って超音波診断装置100の各部の動作を集中制御する。

【0031】

ROMは、半導体等の不揮発メモリ等により構成され、超音波診断装置100に対応するシステムプログラム、およびシステムプログラム上で実行可能な各種処理プログラムや、ガンマテーブル等の各種データ等を記憶する。これらのプログラムは、コンピュータが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、CPUは、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。RAMは、CPUにより実行される各種プログラムおよびこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。

10

【0032】

次に、回帰推定値生成部16が行う回帰分析処理について詳細に説明する。まず、本実施の形態の超音波診断装置100における超音波探触子2の送信ビームの角度と被検体内の体内組織の反射面の方向との関係について説明する。

【0033】

図3は、超音波探触子2から送信される送信ビームの角度と操作領域との関係を示す図である。例えば、図3に示すように、超音波診断装置100は、超音波探触子2から出力する送信ビームの角度を、方位方向に対して垂直な方向にして走査を行うことで走査領域Q1のコンポーネント画像データを取得する。なお、本実施の形態においては、超音波探触子2から出力される送信ビームの角度をステア角度(ステアリング角度)と称する。より具体的には、ステア角度は、超音波探触子2の中心軸と超音波ビーム送信方向とのなす角である。

20

【0034】

そして、超音波診断装置100は、ステアリング角度を左右にそれぞれ所定角度(例えば、 10°)つけてそれぞれ走査を行う場合、走査領域Q2のコンポーネント画像データおよび走査領域Q3のコンポーネント画像データを取得することができる。走査領域Q1~Q3は、少なくとも一部が重複している。そして、走査領域Q1~Q3の各コンポーネント画像データを合成し、合成画像データを得る。このようにして得られた合成画像データは、上述したように合成した画像の枚数に応じてノイズやスペックルが低減された超音波画像データである。

30

【0035】

なお、図3に示す例では、ステアリング角度が 0° の場合と $\pm 10^\circ$ の場合の3つのコンポーネント画像データを合成して合成画像を作成しているが、実際には超音波診断装置100は、より多くのステアリング角度でより多くのコンポーネント画像データを取得し、これらを合成して超音波画像データを生成することが望ましい。

【0036】

図4Aおよび図4Bは、超音波探触子2に正対した体内組織に対する超音波の送信ビームと反射ビームとを例示した図である。超音波探触子2に正対した体内組織とは、超音波探触子2からの超音波ビーム送信方向と体内組織の反射面とのなす角が 90° である体内組織を意味する。なお、以下では、被検体内の走査対象の体内組織を、ターゲットと記載する。

40

【0037】

図4Aは、超音波探触子2に対して正対したターゲットに対してステア角度 0° で超音波ビームを送信する様子を例示した図であり、図4Bは、超音波探触子2に対して正対したターゲットに対してステア角度()で超音波ビームを送信する様子を例示した図である。

【0038】

図4Aに示すように、超音波探触子2に正対したターゲットから反射される超音波は、

50

ステア角度 0° の場合、その多くが超音波探触子 2 に受信される。一方、ステア角度がである場合、超音波探触子 2 が受信できる反射ビームの量は、図 4 B に示すように、図 4 A に示すステア角度 0° の場合と比較して少なくなる。換言すれば、ターゲットが超音波探触子 2 に正対しているとき、ステア角度がである場合に超音波探触子 2 が受信できる反射信号の強度は、ステア角度 0° の場合と比較して弱くなる。

【 0 0 3 9 】

一方、図 5 A および図 5 B は、超音波探触子 2 に正対していないターゲットに対する超音波の送信ビームと反射ビームとを例示した図である。図 5 A は、超音波探触子 2 に対して正対したターゲットに対してステア角度 0° で超音波ビームを送信する様子を例示した図であり、図 5 B は、超音波探触子 2 に対して正対したターゲットに対してステア角度 (0) で超音波ビームを送信する様子を例示した図である。

10

【 0 0 4 0 】

図 5 B に示すように、送信ビーム方向に対してターゲットの反射面が傾いている角度と、ステア角度 とがほぼ一致する場合、超音波探触子 2 が受信できる反射ビームの量は、図 4 に例示した、正対したターゲットに対するステア角度 0° で超音波ビームを送信した場合と同等となる。すなわち、送信ビーム方向に対してターゲットの反射面が傾いている角度と、ステア角度 とがほぼ一致する場合、超音波探触子 2 が受信できる反射ビームの量は、図 5 A に示す、超音波探触子 2 に正対していないターゲットに対してステア角度 0° で超音波ビームを送信すると比較して多くなる。換言すれば、ターゲットが超音波探触子 2 に正対していないとき、送信ビーム方向に対してターゲットの反射面が傾いている角度とほぼ一致するステア角度で超音波ビームを送信した場合に超音波探触子 2 が受信できる反射信号の強度は、ステア角度 0° の場合と比較して強くなる。

20

【 0 0 4 1 】

なお、以下では、超音波探触子 2 に正対したターゲットを正対ターゲット、超音波探触子 2 に正対していないターゲットを非正対ターゲットと記載する。

【 0 0 4 2 】

図 6 A から図 6 C は、反射信号の強度とステア角度との関係を例示した図である。図 6 A は、正対ターゲットからの反射信号強度とステア角度との関係を、図 6 B は、非正対ターゲットからの反射信号強度とステア角度との関係を、図 6 C は、スペックルノイズを含む反射信号強度とステア角度との関係を、それぞれ示している。

30

【 0 0 4 3 】

正対ターゲットの場合、図 4 A および図 4 B にて説明したように、ステア角度が 0° である場合に反射信号強度は最も大きくなり、ステア角度の絶対値が大きくなるにつれて反射信号強度が小さくなる。図 6 A は、正対ターゲットからの反射信号強度とステア角度とを同一平面にプロットした図である。

【 0 0 4 4 】

一方、非正対ターゲットの場合、図 5 A および図 5 B にて説明したように、送信ビーム方向に対してターゲットの反射面が傾いている角度が $+$ であるとする、ステア角度を $+$ より小さい角度から $+$ まで次第に大きくしていくと、ステア角度が $+$ になるまで反射信号強度は大きくなる。図 6 B は、非正対ターゲットからの反射信号強度とステア角度とを同一平面にプロットした図である。なお、図 6 B の例では、角度 は 15° より大きい。

40

【 0 0 4 5 】

なお、図 6 B は送信ビーム方向に対してターゲットの反射面が傾いている角度が $+$ である場合について例示しているが、例えば送信ビーム方向に対してターゲットの反射面が傾いている角度が $-$ である場合は、上記と反対に、ステア角度を $-$ より大きい角度から $-$ まで次第に小さくしていった場合に、ステア角度が $-$ になるまで反射信号強度は徐々に大きくなる。

【 0 0 4 6 】

スペックルノイズは、超音波ビームが被検体内の境界面等において散乱され、散乱ビー

50

ムが干渉して生じたノイズである。このため、スペックルノイズを含む反射信号の信号強度は、ステア角度に依存せず、図 6 C に示すようになる。図 6 C は、スペックルノイズを含む反射信号の信号強度とステア角度とを同一平面にプロットした図である。

【 0 0 4 7 】

回帰推定値生成部 1 6 は、このようなステア角度と反射信号強度との関係に基づいて、回帰分析を行う。具体的には、回帰推定値生成部 1 6 は、画像生成部 1 4 が生成した、複数のステア角度に対応する複数の超音波データにおいて、画素毎、あるいは所定の領域毎に、反射信号強度に対応する画素値（輝度値）に基づく回帰分析を行う。所定の領域とは、例えば、互いに隣接する所定数の画素数で構成される領域や、画素値（輝度値）の大きさに基づいて分類された互いに隣接する領域である。所定の領域は、例えば 1 つの画素で構成される領域で会ってもよい。

10

【 0 0 4 8 】

以下では、回帰推定値生成部 1 6 が、単回帰分析を使用する場合の回帰推定値算出方法について説明する。

【 0 0 4 9 】

例えば上記図 6 A から図 6 C に示した、正対ターゲット、非正対ターゲット、およびスペックルノイズに対応する反射信号の強度とステア角度との関係に基づいて、単回帰分析により得られる 1 次回帰式を図 7 A から図 7 C に例示する。このような回帰分析により得られるパラメータとして、例えば以下の表 1 に示すようなパラメータがある。表 1 は、単回帰分析により得られる各種パラメータの大きさの関係を示した表である。

20

【 0 0 5 0 】

【表 1】

	$ a_1 $	a_0	RSS	R^2
正対ターゲット	小	中	大	小
非正対ターゲット	大	小	小	大
スペックルノイズ	小	小	小	大

30

【 0 0 5 1 】

表 1 において、 a_1 は回帰分析により算出された 1 次回帰式の傾き、 a_0 は回帰分析により算出された 1 次回帰式の切片、RSS は残差平方和 (residual sum of squares) であり、 R^2 は決定係数である。すなわち、1 次回帰式は $y = a_1 x + a_0$ で表される。RSS は、実測値と推定モデルの各点の差の二乗和であり、実測値と推定モデルとの間の不一致を評価する尺度である。また、 R^2 は回帰分析の精度に関する尺度である。

【 0 0 5 2 】

図 7 A および表 1 に示すように、正対ターゲットでは、1 次回帰式の傾き $|a_1|$ の大きさは非正対ターゲットと比較して小さくなり、切片 a_0 の大きさは大きくなる。図 7 B に示すように、非正対ターゲットでは、1 次回帰式の傾き $|a_1|$ の大きさは他のターゲットあるいはスペックルノイズの場合と比較して大きくなる。図 7 C に示すように、スペックルノイズは信号強度に対してランダムな値をとるので、1 次回帰式の傾き $|a_1|$ の大きさは非正対ターゲットと比較して小さくなる。

40

【 0 0 5 3 】

回帰推定値生成部 1 6 は、このような回帰分析により得られたパラメータ (1 次回帰式の傾き $|a_1|$ 、切片 a_0 、RSS、 R^2 等) に基づいて、以下のような算出方法により回帰推定値 を算出し、画像合成部 1 7 に出力する。

【 0 0 5 4 】

なお、本発明において、回帰推定値 は、非正対ターゲットに対応する領域の画素値に

50

対しては重みが相対的に重く、それ以外の領域の画素値に対しては重みが軽くなるように、重み付けを行う重み付け値である。従って、回帰推定値生成部16は、非正対ターゲットに対応する領域の画素値に対しては α が大きくなるように、それ以外の領域の画素値に対しては α が小さくなるように、 α を決定する。

【0055】

回帰推定値生成部16が行う回帰推定値 α の導出は、例えば以下例示する数式のうちのいずれかを用いて行われればよい。

【0056】

(回帰推定値 α の導出方法1)

$$\alpha = |a_1| \quad (1)$$

10

【0057】

(回帰推定値 α の導出方法2)

$$\alpha = |a_1| \cdot \alpha_0 \quad (2)$$

但し、 α_0 は所定の係数である。

【0058】

(回帰推定値 α の導出方法3)

【数1】

$$\alpha = \frac{|a_1|}{RSS} \quad (3)$$

20

【0059】

(回帰推定値 α の導出方法4)

$$\alpha = |a_1| \cdot (RSS_{max} - RSS) \quad (4)$$

【0060】

(回帰推定値 α の導出方法5)

$$\alpha = |a_1| \cdot R^2 \quad (5)$$

【0061】

なお、本実施の形態では回帰推定値生成部16による回帰推定値 α の導出方法として、式(1)から式(5)の5通りの導出方法を例示したが、本発明はこれに限定されず、他の導出方法を用いてもよい。上述したように、回帰推定値生成部16は、非正対ターゲットに対応する領域に対しては α が大きくなるように、それ以外の領域に対しては α が小さくなるように、回帰推定値 α を決定すればよい。また、回帰推定値生成部16は、回帰推定値 α が0以上1以下の範囲となるように、正規化処理やクリップ処理等を行ってもよい。

30

【0062】

次に、回帰推定値生成部16が算出した回帰推定値 α を用いて、画像合成部17が行う画像合成処理について説明する。

【0063】

画像合成部17は、互いにステア角度が異なる超音波ビームの反射信号に基づいて画像生成部14が生成した複数の超音波画像データの画素毎、あるいは所定の領域毎の画素値(輝度値)を以下のように合成することで、複数の超音波画像データを合成する。

40

【0064】

(画像合成方法1)

1つ目の画像合成方法1において、画像合成部17は、回帰推定値 α の絶対値 $|\alpha|$ を用いて、複数の超音波画像データの所定の領域毎の画素値に対してブレンドを行う。例えば5枚の超音波画像データA~Eを用いる場合の合成式は以下の式(6)のようになる。

。

【数 2】

$$Data = |\alpha| * f_1(A, B, C, D, E) + (1 - |\alpha|) * f_2(A, B, C, D, E) \quad (6)$$

【0065】

ここで、式(6)において、 f_1 および f_2 は所定の関数である。関数 f_1 および f_2 としては、例えばパラメータの単純平均を取るMEAN関数、最大値を抽出するMAX関数、最小値を抽出するMIN関数、中央値を抽出するMEDIAN関数、分散値を取るVARIANCE関数、標準偏差を取るSD関数、加重平均を取るWeighted-MEAN関数等のうちのいずれかが使用されればよい。

10

【0066】

画像合成部17がどの関数を使用するかは、例えば回帰推定値生成部16が生成した回帰推定値の導出方法や、最終的に超音波診断装置100が生成する超音波画像の使用目的等に合わせて適宜選択されればよい。なお、この選択は、例えば操作入力部11を用いた超音波診断装置100の使用者(医師等)により行われてもよいし、例えば超音波診断装置100の制御部19によって自動的に行われるようにしてもよい。関数 f_1 と f_2 とは同じでもよいし、異なる関数であってもよい。

【0067】

(画像合成方法2)

2つ目の画像合成方法2において、画像合成部17は、回帰推定値生成部16が生成した回帰推定値と、所定の係数と、を用いて、以下の式(7)に基づいて複数の超音波画像データの所定の領域毎に画素値の合成を行う。

20

【数 3】

$$Data = |\alpha| * f_1(A, B, C, D, E) + \beta * f_2(A, B, C, D, E) \quad (7)$$

【0068】

式(7)において、所定の係数は、例えば操作入力部11を用いた超音波診断装置100の使用者(医師等)により任意に設定されてもよいし、制御部19が自動的に決定してもよいし、予め設定された固定値であってもよい。関数 f_1 、 f_2 、および所定の係数を制御部19が自動的に決定する場合、超音波診断装置100の使用者は、関数および係数を決定する手間と操作の手間なしで好適な合成画像データを得ることができる。関数 f_1 、 f_2 、および所定の係数を使用者が任意で決定する場合、目的に合わせて使用者が画像の表示具合を好適に調整することができる。

30

【0069】

以上説明したような画像合成方法によって、画像合成部17は、非正対ターゲットに対応する領域に対しては重みが相対的に重くなるように、それ以外の領域に対しては重みが軽くなるように、重み付けをして複数の超音波画像データの合成を行うことができる。

【0070】

以上説明したように、本発明の超音波診断装置100は、複数の異なるステアリング角度で超音波を送信し、被検体の反射面で反射された反射超音波を受信する超音波探触子2が受信した反射超音波に基づいて生成した受信信号に基づいて、複数の異なるステアリング角度に対応する受信信号からそれぞれ異なる複数の超音波画像データを生成する画像生成部14と、複数の異なるステアリング角度と、複数の異なるステアリング角度に対応する複数の超音波画像データと、に基づいて回帰分析を行い、回帰分析の結果に基づいて所定の重み付け値である回帰推定値を生成する回帰推定値生成部16と、複数の超音波画像データに対して、回帰推定値に基づく重み付けを行って合成を行い、合成画像データを生成する画像合成部17と、を備える。

40

【0071】

回帰推定値生成部16は、超音波画像データの画素毎あるいは所定領域毎に、画素値(

50

輝度値)に基づく回帰分析により、送信ビームに対して反射面が傾いたターゲット(非正対ターゲット)に対して比重が重くなるような回帰推定値を算出する。このため、画像合成部17は、非正対ターゲットに対応する領域に対しては比重が重くなるように、それ以外の領域に対しては比重が相対的に軽くなるように、重み付けを行って合成画像データを生成することができる。このため、本発明の超音波診断装置100は、このような重み付けを行わない場合と比較して、非正対ターゲットが比較的明瞭に描写された合成画像データを生成することができる。

【0072】

以上、図面を参照しながら本発明の実施の形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。特許請求の範囲の記載範囲内において、当業者が想到できる各種の変更例または修正例についても、本発明の技術的範囲に含まれる。また、開示の趣旨を逸脱しない範囲において、上記実施の形態における各構成要素を任意に組み合わせてもよい。

【0073】

上記実施の形態では、超音波探触子2の振動子2aは、方位方向(走査方向)に一次元アレイ状に複数配列されているとしたが、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、上記実施の形態では、超音波探触子2としてリニア電子スキャンプローブを用いて、リニア走査方式による超音波の走査を行うものとしたが、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式等、他の方式を採用してもよい。

【0074】

上記実施の形態では、回帰推定値生成部16は、単回帰分析により回帰推定値を生成していたが、本発明はこれに限定されない。回帰推定値生成部16は、例えば、2次回帰式やそれ以外の回帰分析を行ってもよい。

【0075】

以下、回帰推定値生成部16が2次回帰式を生成する場合について説明する。図8Aから図8Cは、上記図6Aから図6Cに示した、正対ターゲット、非正対ターゲット、およびスペckルノイズに対応する反射信号の強度とステア角度との関係に基づいて、回帰分析により得られる2次回帰式 $y = a_2 x^2 + a_1 x + a_0$ を例示した図である。

【0076】

図8Aおよび図8Cに示すように、正対ターゲットおよびスペckルノイズに対応する反射信号の強度とステア角度との関係式は、2次曲線に近い関係を示す。しかし、図8Bに示すように、非正対ターゲットに対応する反射信号の強度とステア角度との関係式は、1次回帰式の場合と同様に、ほぼ直線状の1次直線として表れる。このため、2次線形回帰分析により得られるパラメータは、以下の表2のような大小関係となる。

【0077】

【表2】

	$ a_2 $	$ a_1 $	a_0	RSS	R^2
正対ターゲット	小	小	中	小	大
非正対ターゲット	大	大	小	小	大
スペckルノイズ	中	小	小	小	中

【0078】

このように、2次線形回帰分析により得られるパラメータの場合でも、非正対ターゲットに対応する独立変数の係数(パラメータ $|a_2|$ および $|a_1|$)は、正対ターゲットおよびスペckルノイズに対応する係数と比較して大きくなる。このため、回帰推定値生成部16は、パラメータ $|a_2|$ および $|a_1|$ に基づいて、非正対ターゲットに対応する領域に対しては $|a_2|$ が大きくなるように、それ以外の領域に対しては $|a_2|$ が小さくなるよう

10

20

30

40

50

に、回帰推定値 を決定することができる。

【産業上の利用可能性】

【0079】

本発明は、複数のステア角度の超音波送信ビームに対する反射信号に基づいて画像を合成する超音波診断装置に好適である。

【符号の説明】

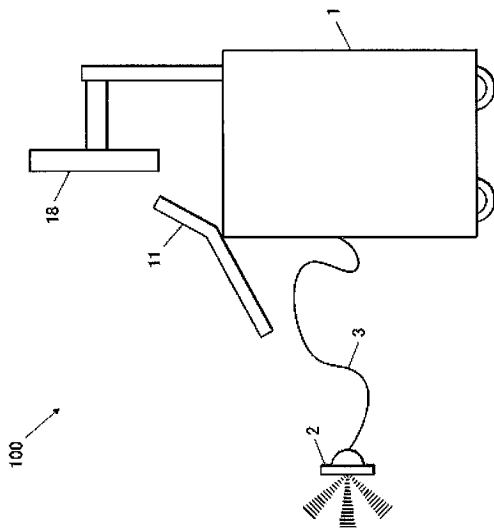
【0080】

- 100 超音波診断装置
- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 2a 振動子
- 11 操作入力部
- 12 送信部
- 13 受信部
- 14 画像生成部
- 15 DSC
- 16 回帰推定値生成部
- 17 画像合成部
- 18 表示部
- 19 制御部

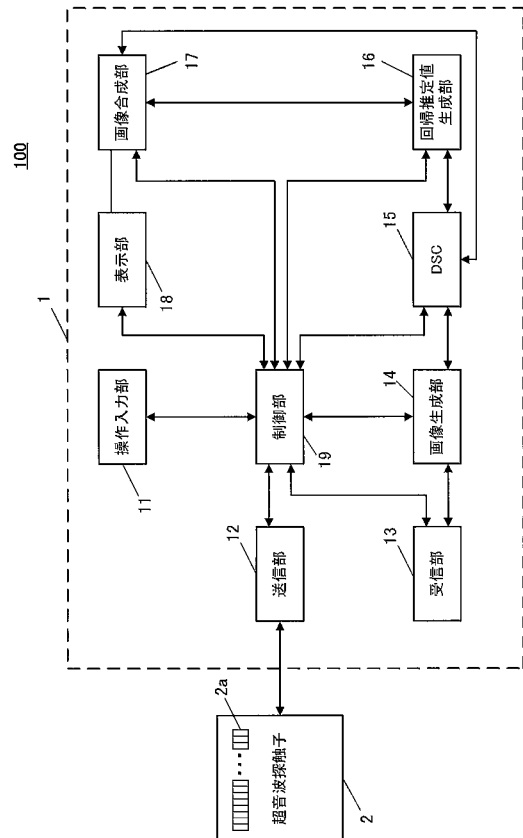
10

20

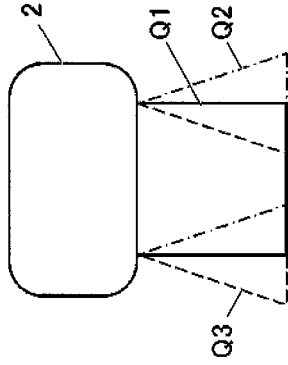
【図1】



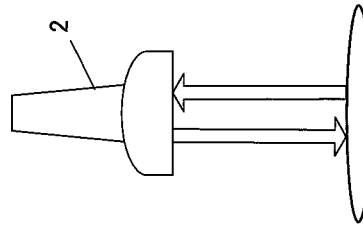
【図2】



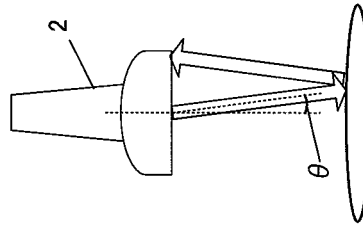
【 図 3 】



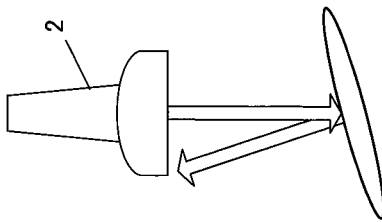
【 図 4 A 】



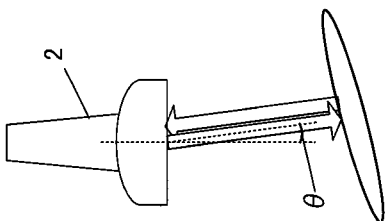
【 図 4 B 】



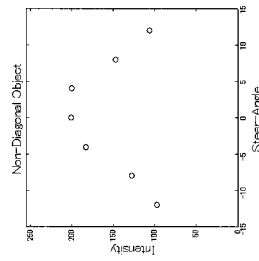
【 図 5 A 】



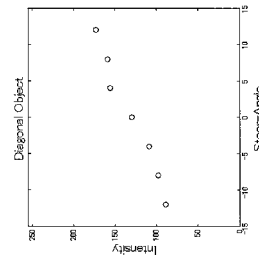
【 図 5 B 】



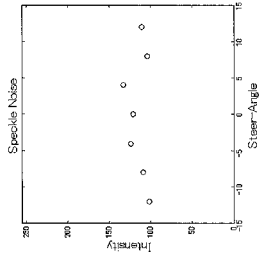
【 図 6 A 】



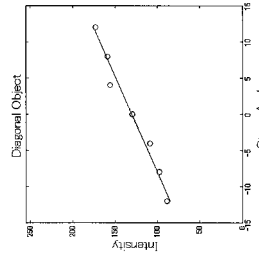
【 図 6 B 】



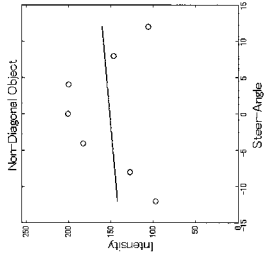
【 6 C 】



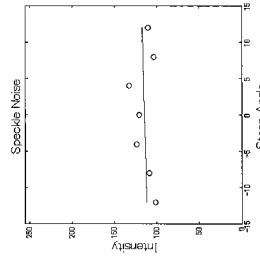
【 7 B 】



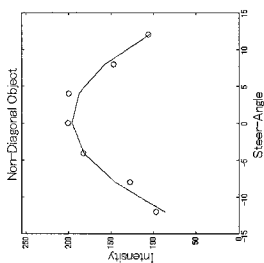
【 7 A 】



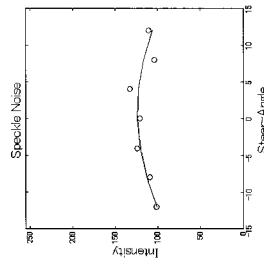
【 7 C 】



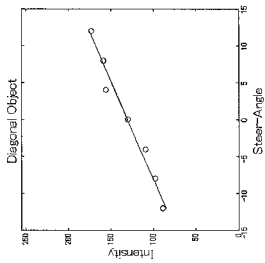
【 8 A 】



【 8 C 】



【 8 B 】



专利名称(译)	超声诊断设备和图像合成方法		
公开(公告)号	JP2018051040A	公开(公告)日	2018-04-05
申请号	JP2016191698	申请日	2016-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	色摩 讓		
发明人	色摩 讓		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/14 A61B8/4405 A61B8/54 G01S15/8977 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB27 4C601/EE04 4C601/JB45 4C601/JC20		
代理人(译)	木曾隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够适当地生成包括不直接面对超声波探头的生物体组织的超声波图像的超声波诊断装置和图像合成方法。以多个不同的转向角度发送超声波并且接收由对象的反射表面反射的超声波的超声波探头基于由超声波探头2接收的超声波而生成的接收信号从对应于多个不同转向角的接收信号中选择多个不同的超声图像数据基于多个不同的转向角度和与多个不同的转向角度对应的多个超声波图像数据来执行回归分析，并且基于回归分析的结果，预定的加权值回归估计值生成部16，生成作为多个超声波图像数据的回归估计值图像组合单元17用于基于图像数据上的回归估计值执行加权并合成加权图像数据以生成组合图像数据。

