

(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2019-180629

(P2019-180629A)

(43) 公開日 令和1年10月24日(2019.10.24)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/14 (2006.01)F1  
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2018-72983 (P2018-72983)  
(22) 出願日 平成30年4月5日 (2018.4.5)(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 110002952  
特許業務法人鷲田国際特許事務所  
(74) 代理人 100105050  
弁理士 鷲田 公一  
(74) 代理人 100155620  
弁理士 木曾 孝  
(72) 発明者 西垣 森緒  
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 BB06 EE04 EE22 HH21 HH25  
JB34 JB51 JB53

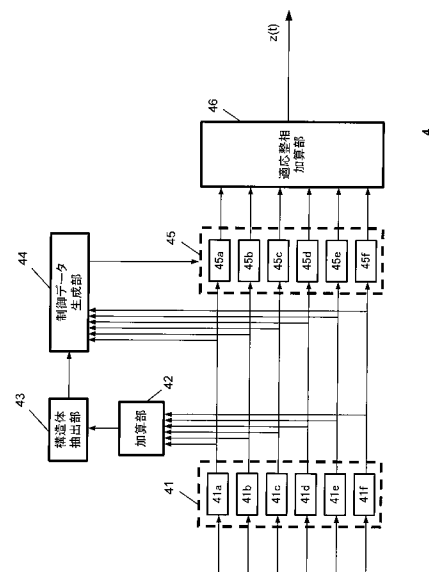
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波画像生成方法

## (57) 【要約】

【課題】適応型ビームフォーマーにおけるビーム形成性能の劣化を防止し、画質のよい超音波診断画像を生成できる超音波診断装置および超音波画像生成方法を提供する。

【解決手段】被検体からの反射超音波を受信する複数の振動子1が生成する複数の受信信号のそれぞれにおいて、組織の形状を反映した反射超音波を返す組織からの反射超音波に基づく特徴組織信号を抽出する構造体抽出部43と、複数の受信信号における特徴組織信号の間で互いに対応する対応部分の受信信号毎の時間的なずれに基づいて、受信信号毎の時間的な第2遅延データを生成する制御データ生成部44と、第2遅延データを用いて補正された複数の受信信号に基づいて整相加算を行って音線データを生成する適応整相加算部46と、音線データに基づき超音波診断画像を生成する信号処理部5と、を有する。

【選択図】図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体からの反射超音波を受信する複数の超音波振動子が生成する複数の受信信号のそれぞれにおいて、組織の形状を反映した反射超音波を返す組織からの反射超音波に基づく特徴組織信号を抽出する抽出部と、

前記複数の受信信号における前記特徴組織信号の間で互に対応する対応部分の前記受信信号毎の時間的なずれに基づいて、前記受信信号毎に時間または位相の補正量を生成する補正量生成部と、

前記補正量を用いて補正された前記複数の受信信号に基づいて整相加算を行って音線データを生成する音線データ生成部と、

前記音線データに基づき超音波診断画像を生成する画像生成部と、  
を有する超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記補正量生成部は、前記複数の受信信号における前記対応部分の前記時間的なずれの分布に基づいて、当該時間的なずれを補正するか否かを選択する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記補正量生成部は、前記対応部分の時間的なずれの分布が超音波のビーム軸に対して非対称であった場合には前記時間的なずれを補正しないことを選択する、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記抽出部は、前記受信信号から前記特徴組織信号を、機械学習を用いて抽出する、  
請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記補正量生成部は、機械学習を用いて前記対応部分を抽出する、  
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 6】**

前記補正量生成部は、前記超音波診断画像を生成する対象となる領域において、前記受信信号の全体に対する前記特徴組織信号の割合が所定値未満である場合には、前記補正量を生成しない、

請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記整相加算部は、前記特徴組織信号の割合が所定値未満である場合には、前記走査対象領域の近傍に存在する前記所定の特徴を有する組織から前記走査対象領域までの距離を加味したdiagonal loading法を用いて、前記複数の受信信号に基づいて整相加算を行うことで音線データを生成する、

請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

被検体からの反射超音波を受信する複数の超音波振動子が生成する複数の受信信号のそれぞれにおいて、組織の形状を反映した反射超音波を返す組織からの反射超音波に基づく特徴組織信号を抽出し、

前記複数の受信信号の前記特徴組織信号の間で互に対応する対応部分の前記受信信号毎の時間的なずれに基づいて、前記受信信号毎に時間または位相の補正量を生成し、

前記補正量を用いて補正された前記複数の受信信号に基づいて整相加算を行って音線データを生成し、

前記音線データに基づき超音波診断画像を生成する、  
超音波画像生成方法。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を利用して被検体内の画像を生成する超音波診断装置および超音波画像生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波を被検体内部に照射し、その反射波を受信して解析することにより被検体内部の検査を行う超音波診断装置が普及している。超音波診断装置は、被検体を非破壊、非侵襲で調べることができるので、医療目的の検査や建築構造物内部の検査、種々の用途に広く用いられている。

【0003】

超音波診断装置では、電圧信号と超音波振動との間で変換を行う振動子（音響素子）が複数個、所定の方向（走査方向）に配列されており、これらの振動子が、駆動電圧の印加により超音波を出射する。そして、超音波診断装置は、超音波の反射波の入射による電圧変化を検出する音響素子を時間的に変化させる（走査する）ことにより、２次元的なデータをほぼリアルタイムで取得することができる。

【0004】

従来、高品質な送受信信号を取得するため、複数の音響素子が、超音波を特定の方向に向けて集中的に送信、または特定の方向から集中的に受信する技術が普及している。このような技術は一般的にはビームフォーミングと呼ばれている。

【0005】

ビームフォーミングの方法として、例えば以下のようなものがある。受信ビームフォーミングを行う装置である受信ビームフォーマーが、ビーム形成のため、配列された複数の振動子が受信した反射超音波に対して、反射した組織から各振動子までの距離（時間）を補正するための遅延時間を与える。これにより、各振動子から得られる受信信号の波形を揃えることができる（同相化）。同相化した受信信号を加算することで、特定の方向から受信した受信信号のみを強調することができる。このようなビームフォーマーはDAS（Delay And Sum：遅延加算）ビームフォーマーと呼ばれる。

【0006】

しかしながら、DASビームフォーマーでは、開口の幅が有限であり、得られる指向性に限りがある。これを改善するため、移動体通信の分野で用いられるMVD R（Minimum Variance Distortionless Response）法（Capon法）を用いた適応型ビームフォーミングが検討されている。MVD R法を用いた超音波撮像技術は、例えば特許文献１に開示されている。

【0007】

特許文献１に開示された技術では、遅延回路が複数の振動子の各受信信号に対して各振動子の位置に応じた遅延時間を与え、仮想的な焦点に対して各受信信号のフォーカスを合わせたのち、類似度演算部が相互相関関数等を用いて遅延回路からの各振動子の受信信号間の類似度を算出し、適応整相エンジンが類似度に基づいて決定されたパラメータを用いて受信信号毎に適応型整相加算を行う。これにより生成された音線データに基づいて超音波診断画像を生成している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献１】国際公開第２０１３／０３８８４７号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

ところで、超音波診断画像は、通常、比較的大きい反射体から直接反射されて得られる反射超音波（エコー）のエコー信号成分と、超音波波長より小さな組織によって散乱されて得られるエコー信号成分と、が区別無く表示される。本明細書の以下の説明において、組織の形状を反映した超音波反射信号を返す組織を、構造物と称する。また、本明細書の

10

20

30

40

50

以下の説明において、反射体の大きさが超音波波長よりも小さく、複数の反射体からなる組織であって、超音波を散乱させるため超音波反射信号に組織形状が反映されない組織を、散乱体と称する。散乱体には、大きさが超音波波長よりも小さい組織の他、組織としては超音波波長よりも大きい、内部に反射体を多数含む、例えば肝臓のような組織が含まれる。

#### 【 0 0 1 0 】

構造体によるエコー信号は、その構造体の形態・構造に応じた信号となり、直接的にその形態として得られる。対して、散乱体によるエコー信号は、直接的にはその形態を反映していない。従って、複数の散乱体からのエコー信号同士には相関が少ないことが想定される。このため、類似度を用いて適応型整相加算を行う特許文献 1 の技術では、散乱体に対しては、整相加算のためのパラメータを適切に設定することが困難である。この場合、ビーム形成性能が劣化し、超音波診断画像の画質も劣化してしまう。

10

#### 【 0 0 1 1 】

本発明は、適応型ビームフォーマーにおけるビーム形成性能の劣化を防止し、画質のよい超音波診断画像を生成できる超音波診断装置および超音波画像生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】

#### 【 0 0 1 2 】

本発明の超音波診断装置は、被検体からの反射超音波を受信する複数の超音波振動子が生成する複数の受信信号のそれぞれにおいて、組織の形状を反映した反射超音波を返す組織からの反射超音波に基づく特徴組織信号を抽出する抽出部と、前記複数の受信信号における前記特徴組織信号の間で互に対応する対応部分の前記受信信号毎の時間的なずれに基づいて、前記受信信号毎に時間または位相の補正量を生成する補正量生成部と、前記補正量を用いて補正された前記複数の受信信号に基づいて整相加算を行って音線データを生成する音線データ生成部と、前記音線データに基づき超音波診断画像を生成する画像生成部と、を有する。

20

#### 【 0 0 1 3 】

本発明の超音波画像生成方法は、被検体からの反射超音波を受信する複数の超音波振動子が生成する複数の受信信号のそれぞれにおいて、組織の形状を反映した反射超音波を返す組織からの反射超音波に基づく特徴組織信号を抽出し、前記複数の受信信号の前記特徴組織信号の間で互に対応する対応部分の前記受信信号毎の時間的なずれに基づいて、前記受信信号毎に時間または位相の補正量を生成し、前記補正量を用いて補正された前記複数の受信信号に基づいて整相加算を行って音線データを生成し、前記音線データに基づき超音波診断画像を生成する。

30

#### 【発明の効果】

#### 【 0 0 1 4 】

本発明によれば、適応型ビームフォーマーにおけるビーム形成性能の劣化を防止し、画質のよい超音波診断画像を生成できる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【 0 0 1 5 】

40

【図 1】本発明の実施の形態に係る超音波診断装置の外観構成を例示した図

【図 2】超音波診断装置の機能ブロックを示すブロック図

【図 3】受信部の構成例を示すブロック図

【図 4】制御データ生成部による対応部分抽出処理について説明するための図

【図 5】対応部分のタイミングのずれについて説明するための概念図

【図 6】受信部の動作例を説明するためのフローチャート

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【 0 0 1 6 】

以下、本発明の実施の形態に係る超音波探触子ユニットについて、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

50

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。

【0017】

< 超音波診断装置100の構成例 >

図1は、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置100の外観構成を例示した図である。図1に示すように、超音波診断装置100は、超音波診断装置本体11と、操作部12と、表示部13と、超音波探触子110と、ケーブル120と、を備えている。なお、本実施の形態では、操作部12および表示部13は、図1のように超音波診断装置本体11と独立した構成として示されているが、本発明はこれに限定されず、操作部および表示部が超音波診断装置本体と一体に構成されていてもよい。

【0018】

超音波探触子110は、図示しない生体等の被検体に対して超音波（送信超音波）を送信するとともに、被検体により反射された超音波の反射波（反射超音波：エコー）を受信する。

【0019】

超音波診断装置本体11は、ケーブル120によって超音波探触子110と接続されている。なお、図1に示す例では、超音波探触子110がケーブル120を介して超音波診断装置本体11と有線通信を行う場合を示したが、本発明はこれに限定されない。例えば、超音波探触子110が、電磁波、赤外線等を介して超音波診断装置本体11と無線通信を行う構成であってもよい。

【0020】

図2は、超音波診断装置100の機能ブロックを示すブロック図である。図2に示すように、超音波診断装置100は、振動子1と、高耐圧スイッチ2と、送信部3と、受信部4と、信号処理部5と、走査変換部6と、制御部7と、操作部12と、表示部13と、を有する。振動子1は、超音波探触子110に配置される。また、高耐圧スイッチ2と、送信部3と、受信部4と、信号処理部5と、走査変換部6と、制御部7とは、超音波診断装置本体11に配置される。

【0021】

これらの機能ブロックのうち、送信部3、受信部4、信号処理部5、走査変換部6、および制御部7は、例えばCPU（Central Processing Unit）、HDD（Hard Disk Drive）、およびRAM（Random Access Memory）等で構成されるハードウェアプロセッサの機能として実現される。CPU、HDD、およびRAMについては図示を省略する。CPUは、HDDに記憶されている各種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以下説明する各機能ブロックの機能を実行する。HDDは、各機能ブロックを動作させる制御プログラムおよび各種処理プログラム、各種設定データ、超音波診断装置1で生成された超音波診断画像データ等を記憶する。これらのプログラムや設定データは、HDDの他、例えば、フラッシュメモリー等の不揮発性メモリーを用いた補助記憶装置に読み書き更新可能に記憶させることとしてもよい。RAMは、SRAMやDRAM等の揮発性メモリーであり、CPUに作業用のメモリー空間を提供し、一時データを記憶する。

【0022】

なお、上記説明において、各機能ブロックがCPU、HDD、およびRAM等で構成される1つのハードウェアプロセッサの機能としてソフトウェア的に実現されるとしたが、本発明はこれに限定されない。本発明では、各機能ブロックがそれぞれ異なるハードウェアプロセッサの機能として実現されてもよいし、各機能ブロックの機能が例えばそれぞれ専用の回路を用いてハードウェア的に実現されてもよい。

【0023】

図2に示すように、振動子1は、複数の振動子1a～1lを含む。複数の振動子1a～1lは、送信部3の出力する送信信号（電気パルス）に基づいて、被検体に対して超音波を送信し、反射超音波を受信して受信信号を生成する。図2に示す例では、振動子1が12個である場合を示したが、本発明はこれに限定されない。振動子1の数はより多くても

10

20

30

40

50

よい。

【 0 0 2 4 】

高耐圧スイッチ 2 は、複数の高耐圧スイッチ 2 a ~ 2 f を含む。複数の高耐圧スイッチ 2 a ~ 2 f は、制御部 7 の制御に応じて動作し、複数の振動子 1 a ~ 1 l のうちの一部を選択する。図 2 に示す例では、6 個の高耐圧スイッチ 2 a ~ 2 f のそれぞれが 1 2 個の振動子 1 a ~ 1 l のいずれかを選択するように配線されている。高耐圧スイッチ 2 に含まれる複数の高耐圧スイッチの数は、複数の振動子の数によって決まる。

【 0 0 2 5 】

送信部 3 は、制御部 7 により制御されたタイミングで高圧の電気パルスが発生させる。送信部 3 が生成した電気パルスが高耐圧スイッチ 2 により選択された振動子 1 のいずれかに入力されると、振動子 1 から被検体（図示せず）に対して超音波が照射される。

10

【 0 0 2 6 】

振動子 1 が被検体で反射された超音波を受信すると、振動子 1 は受信した超音波の強度に対応した受信信号を受信部 4 に対して出力する。受信部 4 は複数の受信信号に対して適応型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。受信部 4 の詳細については後述する。

【 0 0 2 7 】

信号処理部 5 は、制御部 7 の制御に従って、受信部 4 から入力された音線データに対して包絡線検波処理を行い、包絡線データを取り出す。そして、信号処理部 5 は、取り出した包絡線データにログ圧縮処理を行ってゲイン調整し、画像の輝度値を示す画像データを生成して出力する。

20

【 0 0 2 8 】

走査変換部 6 は、信号処理部 5 から出力された画像データを走査変換し、表示部 1 3 に出力する。

【 0 0 2 9 】

制御部 7 は、超音波診断装置 1 0 0 の各構成の制御を行う。

【 0 0 3 0 】

操作部 1 2 は、超音波診断装置 1 0 0 に対するユーザーの操作入力を受け付ける。操作部 1 2 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、タッチパネル等であり、操作信号を超音波診断装置本体 1 1 に出力する。操作部 1 2 は、例えば超音波診断装置 1 0 0 の走査モードや信号処理モードに関するユーザーの操作入力を受け付ける。

30

【 0 0 3 1 】

表示部 1 3 は、超音波診断装置本体 1 1 によって生成された超音波画像や、超音波診断装置 1 0 0 を操作するための操作画面等の表示を行う。表示部 1 3 は、例えば液晶、C R T、有機 E L 等を用いたディスプレイ装置である。

【 0 0 3 2 】

< 受信部 4 の詳細な説明 >

次に、受信部 4 について詳細に説明する。図 3 は、受信部 4 の構成例を示すブロック図である。図 3 に示す例では、受信部 4 は、第 1 遅延部 4 1 と、加算部 4 2 と、構造体抽出部 4 3 と、制御データ生成部 4 4 と、第 2 遅延部 4 5 と、適応整相加算部 4 6 と、を有する。

40

【 0 0 3 3 】

第 1 遅延部 4 1 は、複数の第 1 遅延部 4 1 a ~ 4 1 f を含む。複数の第 1 遅延部 4 1 のそれぞれは、複数の振動子 1 からの受信信号を取得する。図 3 に示す例では、図 2 のように 1 2 個の振動子 1 a ~ 1 l が生成した受信信号のうち 6 個の高耐圧スイッチ 2 a ~ 2 f によって選択された 6 つの受信信号を遅延させるための 6 個の第 1 遅延部 4 1 a ~ 4 1 f が設けられている。第 1 遅延部 4 1 の数は 6 個に限定されず、振動子 1 の数に応じて適宜決定されればよい。第 1 遅延部 4 1 a ~ 4 1 f は、あらかじめ設定された第 1 遅延時間を用いて受信信号に対する第 1 遅延処理を行う。

50

## 【 0 0 3 4 】

第 1 遅延部 4 1 の出力信号は 2 つに分岐し、一方は加算部 4 2 によって加算され構造体抽出部 4 3 に入力される。他方は第 2 遅延部 4 5 に入力される。

## 【 0 0 3 5 】

加算部 4 2 は、複数の第 1 遅延部 4 1 の出力信号を加算した加算信号を構造体抽出部 4 3 に出力する。

## 【 0 0 3 6 】

構造体抽出部 4 3 は、加算信号の中から、構造体からの反射超音波に基づく信号（特徴組織信号）を抽出する。本明細書において、構造体とは、上記したように、組織の形状を反映した超音波反射信号を返す組織である。被検体における構造体以外の組織は、上記したように、反射体の大きさが超音波波長よりも小さく、複数の反射体からなる組織であって、超音波を散乱させるため超音波反射信号に組織形状が反映されない散乱体である。このため、散乱体からの反射超音波は、構造体からの反射超音波と比較して弱くなる傾向がある。構造体抽出部 4 3 は、本発明の抽出部の一例である。

10

## 【 0 0 3 7 】

構造体抽出部 4 3 が、構造体からの反射超音波に基づく特徴組織信号を抽出する方法として、例えば以下のような方法が挙げられる。

## 【 0 0 3 8 】

上記したように、構造体からの反射超音波は散乱体からの反射超音波と比較して強いいため、例えば、受信信号（加算信号）のうち、単純に強度がしきい値や周囲より高い部分を抽出して、当該部分を特徴組織信号とする方法がある。

20

## 【 0 0 3 9 】

あるいは、例えばディープラーニング等の機械学習を用いて構造体からの反射超音波に基づく特徴組織信号を抽出する方法を採用してもよい。すなわち、あらかじめ様々な被検体からの受信信号のサンプルと特徴組織信号のサンプルを大量に用意して構造体抽出部 4 3 に学習させておくことで、構造体抽出部 4 3 が受信信号（加算信号）の中から特徴組織信号を好適に抽出できるようにしてもよい。機械学習を用いる方法は、単純に信号強度がしきい値より高い部分を抽出する方法と比較して、特徴組織信号の抽出精度が向上するため、より好適である。

## 【 0 0 4 0 】

なお、上記説明では受信信号から特徴組織信号を抽出する例について説明したが、受信信号を用いて生成された超音波診断画像の中から構造体に対応する領域を抽出し、その領域に対応する信号を特徴組織信号としてもよい。超音波診断画像から構造体に対応する領域を抽出する際にも機械学習を用いれば、演算負荷が軽く、かつ抽出結果が正確になりやすいため、より好適である。

30

## 【 0 0 4 1 】

構造体抽出部 4 3 が抽出した特徴組織信号は制御データ生成部 4 4 に入力される。制御データ生成部 4 4 は、特徴組織信号と、複数の第 1 遅延部 4 1 の出力信号と、に基づいて、第 1 遅延部 4 1 の出力信号をさらに遅延させて、複数の出力信号のタイミングを揃える（位相を合わせる：同相化）ための第 2 遅延データを生成する。制御データ生成部 4 4 は、本発明の補正量生成部の一例である。第 2 遅延データは、本発明の補正量の一例である。

40

## 【 0 0 4 2 】

より具体的には、まず、制御データ生成部 4 4 は、異なる振動子 1 が出力した受信信号（異なる第 1 遅延部 4 1 が出力した出力信号）から抽出された特徴組織信号同士を比較して、互いに対応する対応部分を抽出する。図 4 は、制御データ生成部 4 4 による対応部分抽出処理について説明するための図である。図 4 A から図 4 C は、それぞれ異なる第 1 遅延部 4 1 の出力信号から抽出された特徴組織信号を概念的に示した図である。図 4 A から図 4 C において、点線で囲んだ部分が対応部分である。

## 【 0 0 4 3 】

50

図 4 に示す例では、他の部分よりも信号の振幅が大きく、かつ波形が同じような形状をとる部分に対応部分としている。しかしながら、本発明はこれに限定されない。振幅の大きさや波形の形状による対応部分抽出は、各振動子 1 の受信信号の波形に差異があった場合に誤差が生じやすいので、この誤差を低減するために、ディープラーニング等の機械学習を用いることが望ましい。すなわち、あらかじめ大量の対応部分の波形を制御データ生成部 44 に学習させておくことで、機械学習により制御データ生成部 44 が好適に対応部分を抽出できるようにしてもよい。機械学習を用いることにより、演算負荷が軽く、かつ抽出結果が正確になりやすいため、より好適である。

#### 【0044】

次に、制御データ生成部 44 は、複数の第 1 遅延部 41 が出力した複数の出力信号（複数の受信信号）間で、このように抽出した対応部分同士を時間方向において比較する。複数の出力信号間において、対応部分に時間的なずれがある場合、制御データ生成部 44 は、この時間的なずれに基づいて、第 2 遅延データを生成する。

#### 【0045】

図 5 は、複数の出力信号間における対応部分の時間的なずれについて説明するための概念図である。図 5 では、第 1 遅延部 41 の各出力信号における対応部分が図形 W で表されている。図 5 では、第 1 遅延部 41 の出力線の左右方向が時間方向を示しており、複数の第 1 遅延部 41 の出力信号の時間的なずれが図形 W の左右方向の位置関係のずれに対応して図示されている。すなわち、図 5 では、対応部分を示す図形 W が縦一列に並んでいない場合、複数の出力信号の間で、対応部分に時間的なずれが生じていることを示している。なお、図 5 では、振動子 1 および第 1 遅延部 41 以外の超音波診断装置 100 の構成については図示を省略している。

#### 【0046】

そして、制御データ生成部 44 は、対応部分の時間的なずれの分布に基づいて、当該時間的なずれを補正すべきか否かを選択する。時間的なずれの分布とは、例えば以下に説明するような概念である。

#### 【0047】

複数の振動子 1 の出力する受信信号の間で、対応部分に時間的なずれが生じる理由として、以下の 2 つの理由が挙げられる。1 つめの理由は、被検体内で超音波が通過する媒質の音速が超音波診断装置 100 における設定値と異なっていることである。図 5 A には、媒質の音速が超音波診断装置 100 における設定値と異なっている場合の各出力信号における対応部分の時間的なずれが示されている。

#### 【0048】

被検体内に存在する反射体と振動子 1 との間の組織、すなわち超音波が通過する組織によって音速が異なる場合がある。なお、本明細書において、反射体とは、単に被検体内の組織であって超音波を反射する組織を意味する。超音波診断装置 100 において設定された設定値（仮定音速）と実際の媒質の音速との間に差異が生じると、振動子 1 毎に時間的なずれが生じる。このような場合、図 5 A に示すように、各出力信号における対応部分の時間的なずれは、複数の振動子 1 により形成される超音波のビーム軸に対して対称の円弧を描くような分布となる。

#### 【0049】

次に、2 つめの理由は、ビーム軸から外れたところに、超音波を強く反射する反射体が存在することである。図 5 B には、ビーム軸から少し外れた位置に強い反射体が存在した場合の各出力信号における対応部分の時間的なずれが示されている。

#### 【0050】

反射体がビーム軸から外れた位置に存在した場合、図 5 B に示すように、反射体からの距離が遠い振動子 1 の受信信号における対応部分の方が、反射体からの距離が近い振動子 1 の受信信号における対応部分よりも早くなる。このような場合、図 5 B に示すように、各出力信号における対応部分の時間的なずれは、ビーム軸に対して斜めに傾いたような分布となる。

10

20

30

40

50



## 【 0 0 5 1 】

図 5 B に示すような、各出力信号における対応部分の時間的なずれがビーム軸に対して斜めに傾いたような分布となる場合、このずれを補正することは、本来のビーム軸から外れた、反射体が存在する方向にビーム軸が補正されてしまうことを意味する。従って、図 5 B に示すような、対応部分の時間的なずれがビーム軸に対して斜めに傾いたような分布をとる場合、このずれを補正することは望ましくない。

## 【 0 0 5 2 】

以上のことから、制御データ生成部 4 4 は、各出力信号における対応部分の時間的なずれが、図 5 A に示すようにビーム軸に対して対称で円弧状の分布である場合、当該ずれを補正することを選択する。一方、制御データ生成部 4 4 は、各出力信号における対応部分の時間的なずれが、図 5 B に示すようにビーム軸に対して非対称で斜めに傾いたような分布である場合、当該ずれを補正しないことを選択する。

## 【 0 0 5 3 】

なお、実際には、第 1 遅延部 4 1 の出力信号には、図 5 A に示すようなビーム軸に対して対称で円弧状の分布のずれと、図 5 B に示すようなビーム軸に対して非対称で斜めに傾いたような分布のずれと、の両方が含まれる場合がある。図 5 C には、これら両方のずれが含まれる場合について例示している。

## 【 0 0 5 4 】

すなわち、制御データ生成部 4 4 は、まずビーム軸に対して非対称で斜めに傾いたような分布のずれの影響を排除するため、最小二乗法等を用いて対応部分同士を結ぶ直線のビーム軸に対する傾き成分を算出する。ここでは、ビーム軸に対して斜めに傾いたような分布のずれは、ビーム軸に対して非対称な直線誤差と見なされている。

## 【 0 0 5 5 】

傾き成分が除去されることで、ビーム軸に対して対称で円弧状の分布のずれのみが残るため、制御データ生成部 4 4 はそのずれ量に基づいて各出力信号のずれを補正する（解消する）ための第 2 遅延データを生成する。このような方法により、制御データ生成部 4 4 は、ビーム軸を誤った方向に補正してしまうことなく、適切な第 2 遅延データを生成することができる。

## 【 0 0 5 6 】

以上のように制御データ生成部 4 4 が生成した第 2 遅延データは、第 2 遅延部 4 5 に入力される。第 2 遅延部 4 5 は、第 1 遅延部 4 1 と同じ数だけ設けられており、複数の第 2 遅延部 4 5 a ~ 4 5 f に、第 1 遅延部 4 1 a ~ 4 1 f の出力信号がそれぞれ入力される。第 2 遅延部 4 5 は、入力された第 1 遅延部 4 1 の出力信号に対して、第 2 遅延データに基づいて時間的な補正を行う（遅延させる）第 2 遅延処理を行う。

## 【 0 0 5 7 】

複数の第 2 遅延部 4 5 は、第 2 遅延処理を行った補正信号を適応整相加算部 4 6 に入力する。適応整相加算部 4 6 は、補正信号を入力信号として以下のような適応整相加算処理を行う。

## 【 0 0 5 8 】

適応整相加算部 4 6 は、入力信号  $y(t)$  に対する統計的共分散行列  $R(t)$  を以下の式 (1) により算出する。

## 【 数 1 】

$$R(t) = [y(t)y(t)^H] \quad (1)$$

## 【 0 0 5 9 】

式 (1) において、 $y(t)$  は信号の遅延時間を位相に変換し複素数で表した複素成分と実部の信号成分とを含む。H はエルミート行列である。

## 【 0 0 6 0 】

次に、適応整相加算部 4 6 は、統計的共分散行列  $R(t)$  を用いて、重み付け配列（ベクトル） $w(t)$  を以下の式（2）により算出する。

【数 2】

$$w(t) = \frac{R^{-1}a}{a^H R^{-1}a} \quad (2)$$

【0061】

ベクトル  $a$  はアレイ・マニフォールド・ベクトルと呼ばれ、音源から各振動子 1 までの伝達関数である。減衰等を考慮せず、第 1 遅延部 4 1 による第 1 遅延処理が行われた状態において、ベクトル  $a$  は以下の数式（3）のようになる。

【数 3】

$$a = [111 \dots 1]^T \quad (3)$$

ここで、 $T$  は転置行列である。

【0062】

適応整相加算部 4 6 は、以下の式（4）により、このように算出した重み付け配列  $w(t)$  を用いて入力信号  $y(t)$  の整相加算を行い、音線データ  $z(t)$  を出力する。

【数 4】

$$z(t) = w(t)^H y(t) \quad (4)$$

【0063】

適応整相加算部 4 6 の出力信号である音線データ  $z(t)$  は、第 1 遅延部 4 1 の出力信号における対応部分の時間的なずれが好適に補正された信号である。このような音線データに基づいて、図 2 に示す信号処理部 5 が画像データを生成することで、画質のよい超音波診断画像が生成される。

【0064】

なお、超音波診断画像を生成する領域によっては、領域内に構造体が含まれず、散乱体しかない場合がある。このような場合、構造体抽出部 4 3 は、構造体に対応する特徴組織信号を抽出することができず、制御データ生成部 4 4 は第 2 遅延データを生成することができない。これに対処するため、受信部 4 では以下のような代替方法を用いる。

【0065】

その代替方法とは、共分散行列が正則でない場合に対角項に同じ値を加えることにより共分散行列を正則化する *Diagonal Loading* を用いる方法である。具体的には、適応整相加算部 4 6 は、第 1 遅延部 4 1 の出力信号を入力信号  $y(t)$  として、上記式（1）を用いて統計的共分散行列  $R(t)$  を算出した後、下記式（5）を用いた共分散行列  $R_{AL}$  を算出する。

【数 5】

$$R_{AL}(t) = dI + R \quad (5)$$

【0066】

$I$  は単位行列である。係数  $d$  は、以下の式（6）のように、超音波診断画像を生成する領域（構造体が含まれない）から、その最も近くに存在する構造体までの距離  $f$  を用いて

10

20

30

40

50

定義される。

【数 6】

$$d = af + b \quad (6)$$

【0067】

a および b は、あらかじめ経験的に決定された、0 以外の値である。適応整相加算部 46 は、上記説明した適応整相加算処理を行う際に、式 (1) により算出された共分散行列 R の代わりに式 (5) により算出された共分散行列  $R_{AL}$  を用いる。このようにすることで、構造体が存在しない領域においても好適に適応整相加算処理を行うことができる。

10

【0068】

[受信部 4 の動作例]

図 6 は、上記説明した受信部 4 の動作例を説明するためのフローチャートである。

【0069】

ステップ S1 において、受信部 4 の第 1 遅延部 41 は、複数の振動子 1 からの複数の受信信号のそれぞれに対して、あらかじめ設定された所定の第 1 遅延時間だけ遅延させる第 1 遅延処理を行う。

【0070】

ステップ S2 において、加算部 42 は、複数の第 1 遅延部 41 の出力信号を加算した加算信号を生成する。

20

【0071】

ステップ S3 において、構造体抽出部 43 は、加算信号から構造体に対応する特徴組織信号を抽出する。

【0072】

ステップ S4 において、制御データ生成部 44 は、特徴組織信号を抽出できたか否かを判定する。抽出できたと判定した場合、処理はステップ S5 に進み、そうでない場合、処理はステップ S8 に進む。

【0073】

ステップ S5 において、制御データ生成部 44 は、複数の出力信号において、互いに対応する対応部分を抽出する。

30

【0074】

ステップ S6 において、制御データ生成部 44 は、複数の出力信号における対応部分の時間的なずれに基づいて、信号毎にずれを補正するための第 2 遅延データを生成する。

【0075】

ステップ S7 において、適応整相加算部 46 は、第 2 遅延データを用いて補正された補正信号を用いて、複数の第 1 遅延部 41 の出力信号に対する適応整相加算処理を行い、音線データを生成する。

【0076】

ステップ S8 において、適応整相加算部 46 は、Diagonal Loading を用いて適応整相加算処理を行い、音線データを生成する。

40

【0077】

<作用・効果>

以上説明したように、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置 100 は、被検体からの反射超音波を受信する複数の振動子 1 が生成する複数の受信信号のそれぞれにおいて、組織の形状を反映した反射超音波を返す組織からの反射超音波に基づく特徴組織信号を抽出する構造体抽出部 43 (抽出部) と、複数の受信信号における特徴組織信号の間で互いに対応する対応部分の受信信号毎の時間的なずれに基づいて、受信信号毎に第 2 遅延データ (補正量) を生成する制御データ生成部 44 (補正量生成部) と、第 2 遅延データ (補正量) を用いて補正された複数の受信信号に基づいて整相加算を行って音線データを生成する適応整相加算部 46 (音線データ生成部) と、音線データに基づき超音波診断画像を

50

生成する信号処理部 5（画像生成部）と、を有する。

【0078】

このような構成により、複数の振動子 1 の受信信号毎の時間的なずれを精度よく補正することができるため、超音波診断画像の画質を向上させることができる。また、時間的なずれを補正するための第 2 遅延データを生成する際に、あらかじめ抽出した、構造体に対応する特徴組織信号を用いて対応部分を抽出しているので、演算負荷が少なく済む。

【0079】

また、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置 100 によれば、制御データ生成部 44 は、複数の受信信号における対応部分の時間的なずれの分布に基づいて、当該時間的なずれを補正するか否かを選択する。より詳細には、制御データ生成部 44 は、対応部分の時間的なずれの分布が超音波のビーム軸に対して非対称であった場合には時間的なずれを補正しないことを選択する。

10

【0080】

このような構成により、各出力信号における対応部分の時間的なずれがビーム軸に対して斜めに傾いたような分布となる場合には、このずれを補正しないことを選択するので、本来のビーム軸から外れた、反射体が存在する方向にビーム軸が補正されてしまう事態を回避することができる。これにより、適切でない時間補正によって超音波診断画像の画質が劣化してしまう事態を回避することができる。一方、各出力信号における対応部分の時間的なずれがビーム軸に対して対称な分布となる場合には、そのずれを補正するような第 2 遅延データを生成するので、時間ずれを好適に補正することができる。これにより、超音波診断画像の画質が向上する。

20

【0081】

<変形例>

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。

【0082】

上記実施の形態において、制御データ生成部 44 が生成した第 2 遅延データを用いて第 2 遅延部 45 が時間補正を行い、適応整相加算部 46 に対して補正信号を出力していたが、本発明はこれに限定されない。本発明は、例えば第 2 遅延部 45 を有しない構成としてもよく、その場合、制御データ生成部 44 は第 2 遅延データを生成する代わりに、信号毎の時間的なずれを補正するためのアレイ・マニフォールド・ベクトル  $a$  を直接生成する。この場合、適応整相加算部 46 は、制御データ生成部 44 が生成したアレイ・マニフォールド・ベクトル  $a$  を用いて上記説明した適応整相加算処理を行うことにより、好適に信号毎の時間ずれを補正した音線データを生成することができる。この場合、アレイ・マニフォールド・ベクトル  $a$  は本発明の補正量の一例であり、位相の補正量に該当する。

30

【0083】

上記実施の形態では、振動子 1 から得られた受信信号に対して、第 1 遅延部 41 が所定の第 1 遅延時間の遅延を行い、加算部 42 が第 1 遅延部 41 の出力信号を加算してから構造体抽出部 43 が構造体に対応する特徴組織信号を抽出していたが、本発明はこれに限定されない。第 1 遅延部 41 による第 1 遅延処理は省略してもよい。また、加算部 42 による加算を省略し、構造体抽出部 43 は、複数の受信信号のそれぞれから特徴組織信号を抽出してもよい。

40

【0084】

上記実施の形態では、制御データ生成部 44 が構造体に対応する特徴組織信号を抽出できたか否かに基づいてその後の処理が変化していたが、本発明はこれに限定されない。例えば、制御データ生成部 44 は、構造体抽出部 43 が出力した特徴組織信号に基づいて、超音波画像を生成する領域における構造体の割合を算出し、割合が設定値以上である場合に第 2 遅延データを生成することを選択してもよい。すなわち、特徴組織信号を抽出でき

50

たとしてもその割合が低い場合には、その特徴組織信号を用いた処理の信頼性が低いとして、D i a g o n a l L o a d i n gを用いた適応整相加算処理に移行してもよい。

【産業上の利用可能性】

【0085】

本発明は、超音波を利用した超音波診断装置に好適である。

【符号の説明】

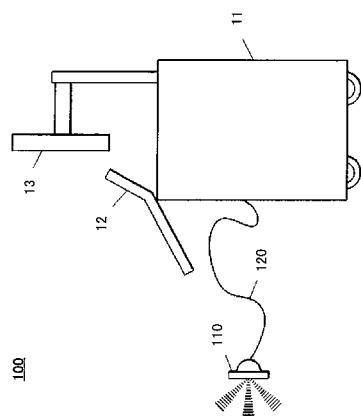
【0086】

- 100 超音波診断装置
- 1, 1a - 1l 振動子
- 2, 2a - 2f 高耐圧スイッチ
- 3 送信部
- 4 受信部
- 41, 41a - 41f 第1遅延部
- 42 加算部
- 43 構造体抽出部
- 44 制御データ生成部
- 45, 45a - 45f 第2遅延部
- 46 適応整相加算部
- 5 信号処理部
- 6 走査変換部
- 7 制御部
- 11 超音波診断装置本体
- 12 操作部
- 13 表示部
- 110 超音波探触子
- 120 ケーブル

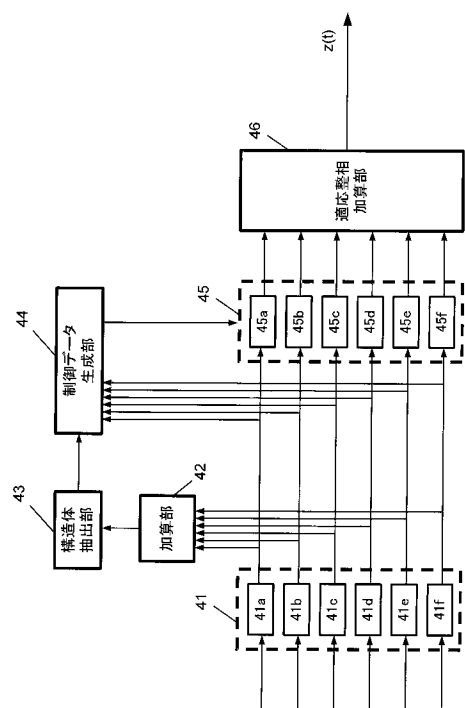
10

20

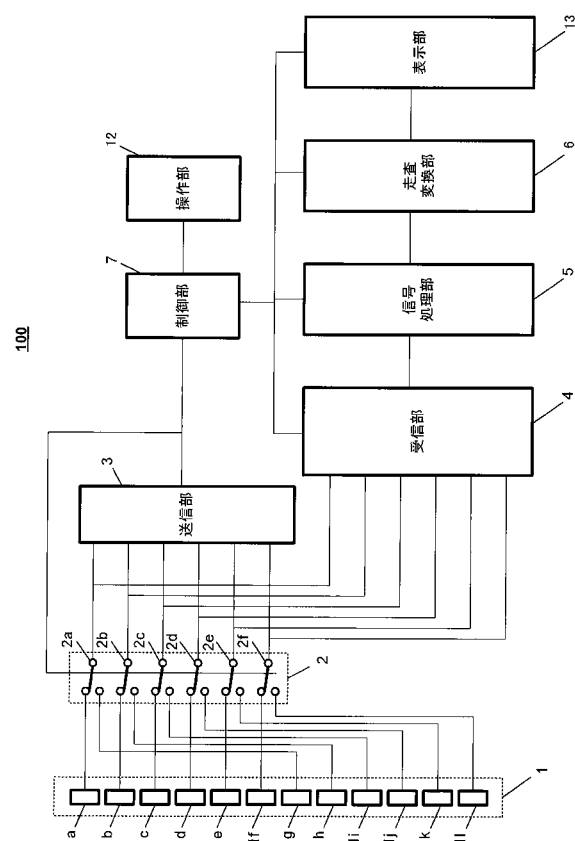
【 図 1 】



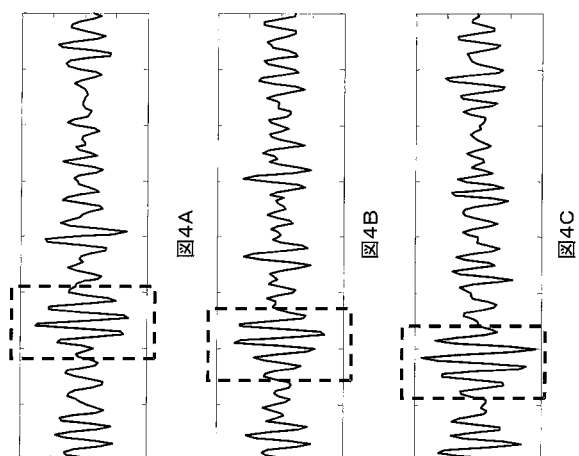
【 図 3 】



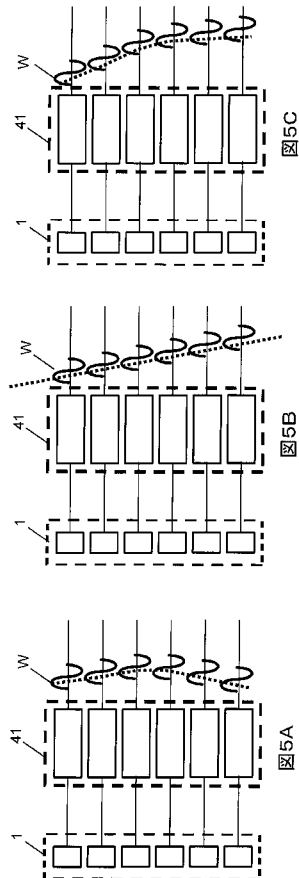
【圖 2】



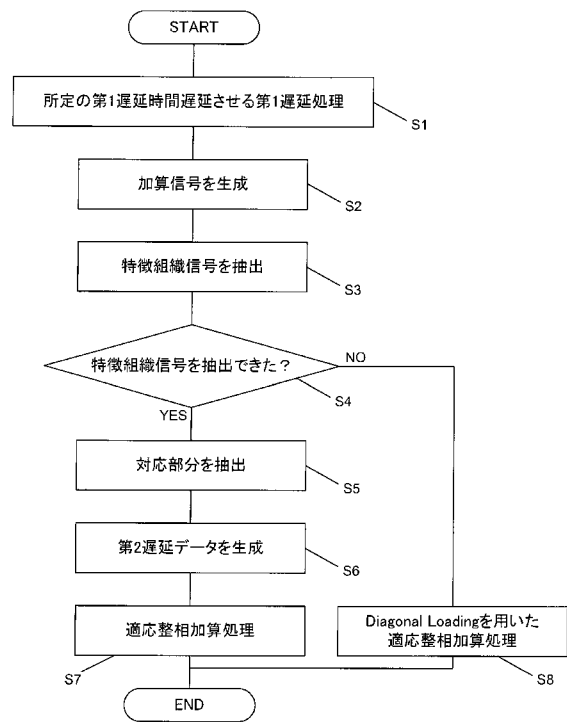
【 图 4 】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像生成方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2019180629A</a>	公开(公告)日	2019-10-24
申请号	JP2018072983	申请日	2018-04-05
[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	西垣森緒		
发明人	西垣 森緒		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE04 4C601/EE22 4C601/HH21 4C601/HH25 4C601/JB34 4C601/JB51 4C601/JB53		
代理人(译)	木曾隆		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

提供一种能够在防止自适应波束形成器中的波束形成性能下降的同时生成良好图像质量的超声诊断图像的超声诊断设备和超声图像生成方法。

解决方案：超声诊断设备包括：用于提取的结构提取单元43 基于来自组织的反射超声波的特征组织信号，该特征组织信号在多个振动器1产生的多个接收信号中的每个接收信号中返回反映组织形状的反射超声波，所述多个振动器1从被检体接收反射超声波；控制数据生成单元44，用于基于多个接收信号中的特征组织信号中彼此对应的对应部分中的每个接收信号的时间偏差，为每个接收信号生成时间第二延迟数据；自适应定相加法单元46，用于基于使用第二延迟数据校正后的多个接收信号，通过进行定相加来生成声线数据。图3是根据声线数据产生超声诊断图像的信号处理单元。图3

