

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6441039号  
(P6441039)

(45) 発行日 平成30年12月19日(2018.12.19)

(24) 登録日 平成30年11月30日(2018.11.30)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 8/06 (2006.01)** A 6 1 B 8/06

請求項の数 16 (全 32 頁)

(21) 出願番号	特願2014-233877 (P2014-233877)	(73) 特許権者	594164542 キヤノン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
(22) 出願日	平成26年11月18日(2014.11.18)	(74) 代理人	110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(65) 公開番号	特開2016-96853 (P2016-96853A)	(72) 発明者	河田 諭志 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝内
(43) 公開日	平成28年5月30日(2016.5.30)	(72) 発明者	坂田 幸辰 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝内
審査請求日	平成29年11月9日(2017.11.9)	(72) 発明者	小野 利幸 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数回の超音波送受信により収集された同一位置の複数のI Q信号である収集信号列を、振幅成分のデータ列と、位相成分のデータ列とに変換する変換部と、

前記振幅成分のデータ列を関数で近似した近似振幅成分のデータ列を算出する第1算出部と、

前記位相成分のデータ列を関数で近似した近似位相成分のデータ列を算出する第2算出部と、

前記近似振幅成分のデータ列と前記近似位相成分のデータ列とを複数のI Q信号に再変換した変換信号列を生成する再変換部と、

前記収集信号列の実数信号のデータ列を関数で近似した近似実数信号のデータ列を算出する第3算出部と、

前記収集信号列の虚数信号のデータ列を関数で近似した近似虚数信号のデータ列を算出する第4算出部と、

前記収集信号列から、前記変換信号列を減算して第1の減算信号列を生成し、前記収集信号列から、前記近似実数信号のデータ列と前記近似虚数信号のデータ列とを減算して第2の減算信号列を生成する減算部と、

前記第1の減算信号列と前記第2の減算信号列それぞれについて統計量を算出し、算出した前記統計量を用いて、前記第1の減算信号列と前記第2の減算信号列とのうちいずれかの減算信号列を選択する選択部と、

10

20

選択された前記減算信号列を用いて、前記同一位置における移動体情報を演算する移動体情報演算部と、

を備える、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第 1 算出部は、関数の最小二乗フィッティングにより、前記近似振幅成分のデータ列を算出し、

前記第 2 算出部は、関数の最小二乗フィッティングにより、前記近似位相成分のデータ列を算出する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第 1 算出部は、関数への射影により、前記近似振幅成分のデータ列を算出し、

前記第 2 算出部は、関数への射影により、前記近似位相成分のデータ列を算出する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 3 算出部は、関数の最小二乗フィッティングにより、前記近似実数信号のデータ列を算出し、

前記第 4 算出部は、関数の最小二乗フィッティングにより、前記近似虚数信号のデータ列を算出する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記第 3 算出部は、関数への射影により、前記近似実数信号のデータ列を算出し、

前記第 4 算出部は、関数への射影により、前記近似虚数信号のデータ列を算出する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第 1 算出部は、複数種類の関数により、複数の近似振幅成分のデータ列を算出し、

前記第 2 算出部は、複数種類の関数により、複数の近似位相成分のデータ列を算出し、

前記再変換部は、前記複数の近似振幅成分のデータ列と前記複数の近似位相成分のデータ列とを任意に組み合わせた再変換により、複数の変換信号列を生成し、

前記減算部は、前記収集信号列から、前記複数の変換信号列それぞれを減算して、複数の減算信号列を生成し、

前記移動体情報演算部は、生成された減算信号列のうち少なくともいずれか一つを用いて、前記移動体情報を演算する、請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第 3 算出部は、複数種類の関数により、複数の近似実数信号のデータ列を算出し、

前記第 4 算出部は、複数種類の関数により、複数の近似虚数信号のデータ列を算出し、

前記減算部は、更に、前記収集信号列から、前記複数の近似実数信号のデータ列と前記複数の近似虚数信号のデータ列とを任意に組み合わせて減算した複数の減算信号列を生成し、

前記移動体情報演算部は、生成された減算信号列のうち少なくともいずれか一つを用いて前記移動体情報を演算する、請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記選択部は、前記統計量としてノルム、分散、及び尖度のうちいずれか一つを算出する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記選択部は、前記統計量としてノルム、分散、及び尖度をそれぞれ算出し、より多くの統計値が小さくなった減算信号列を選択する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記関数のうち少なくとも一つが、多項式関数、指数関数、三角関数、及び双曲線関数のいずれかである、請求項 1 ~ 9 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記振幅成分に対する関数及び前記位相成分に対する関数が同一の関数である、請求項 1 ~ 9 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 1 2】

前記関数が、多項式関数、指数関数、三角関数、及び双曲線関数のいずれかである、請求項 1 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 1 3】

前記振幅成分に対する関数は 0 次多項式以外の関数であり、前記位相成分に対する関数は 1 次多項式以外の関数である、請求項 1 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 1 4】

前記移動体情報に基づいて、超音波画像データを生成する画像生成部を更に備える、請求項 1 ~ 1 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 1 5】

複数回の超音波送受信により収集された同一位置の複数の I Q 信号である収集信号列を、振幅成分のデータ列と、位相成分のデータ列とに変換する変換部と、

前記振幅成分のデータ列を関数で近似した近似振幅成分のデータ列を算出する第 1 算出部と、

前記位相成分のデータ列を関数で近似した近似位相成分のデータ列を算出する第 2 算出部と、

前記近似振幅成分のデータ列と前記近似位相成分のデータ列とを複数の I Q 信号に再変換した変換信号列を生成する再変換部と、

前記収集信号列の実数信号のデータ列を関数で近似した近似実数信号のデータ列を算出する第 3 算出部と、

前記収集信号列の虚数信号のデータ列を関数で近似した近似虚数信号のデータ列を算出する第 4 算出部と、

前記収集信号列から、前記変換信号列を減算して第 1 の減算信号列を生成し、前記収集信号列から、前記近似実数信号のデータ列と前記近似虚数信号のデータ列とを減算して第 2 の減算信号列を生成する減算部と、

前記第 1 の減算信号列と前記第 2 の減算信号列それぞれについて統計量を算出し、算出した前記統計量を用いて、前記第 1 の減算信号列と前記第 2 の減算信号列とのうちいずれかの減算信号列を選択する選択部と、

選択された前記減算信号列を用いて、前記同一位置における移動体情報を演算する移動体情報演算部と、

を備える、画像処理装置。

## 【請求項 1 6】

複数回の超音波送受信により収集された同一位置の複数の I Q 信号である収集信号列を、振幅成分のデータ列と、位相成分のデータ列とに変換し、

前記振幅成分のデータ列を関数で近似した近似振幅成分のデータ列を算出し、

前記位相成分のデータ列を関数で近似した近似位相成分のデータ列を算出し、

前記近似振幅成分のデータ列と前記近似位相成分のデータ列とを複数の I Q 信号に再変換した変換信号列を生成し、

前記収集信号列の実数信号のデータ列を関数で近似した近似実数信号のデータ列を算出し、

前記収集信号列の虚数信号のデータ列を関数で近似した近似虚数信号のデータ列を算出し、

前記収集信号列から、前記変換信号列を減算して第 1 の減算信号列を生成し、

前記収集信号列から、前記近似実数信号のデータ列と前記近似虚数信号のデータ列とを減算して第 2 の減算信号列を生成し、

前記第 1 の減算信号列と前記第 2 の減算信号列それぞれについて統計量を算出し、

算出した前記統計量を用いて、前記第 1 の減算信号列と前記第 2 の減算信号列とのうちいずれかの減算信号列を選択し、

選択した前記減算信号列を用いて、前記同一位置における移動体情報を演算する

各処理をコンピュータに実行させる、画像処理プログラム。

10

20

30

40

50

## 【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、画像処理装置及び画像処理プログラムに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、生体の内部を観察、診断するために、超音波診断装置が用いられている。超音波診断装置は、超音波を送受信することで収集された反射波信号に基づくデータ（反射波データ）を用いて、生体内の組織形状や血流動態を観測して表示する。超音波ドプラモード（単にドプラモードとも言う）では、例えば超音波を同一方向に複数回送受信することで得られた反射波データから、ドプラ効果による周波数偏移（ドプラシフト）により、血流由来の信号成分（血流成分）の速度やパワーといった情報を抽出する。なお、複数回の超音波送受信で得られた、同一の方向及び深度に関する反射波データのデータ列は、パケットと呼ばれる。

10

## 【0003】

また、反射データには、血流成分の他に血管壁や弁などの組織由来の信号成分（クラッタ成分）も含まれることがある。通常、クラッタ成分の信号強度は、血流成分の信号強度より数十～数百dB大きい。例えば、血管中を流れる血流成分を描出するためには、血管壁の信号成分を抑圧することがある。

20

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0004】

【特許文献1】特許第2589894号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

本発明が解決しようとする課題は、クラッタ成分を効果的に抑圧することである。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

実施形態の超音波診断装置は、変換部と、第1算出部と、第2算出部と、再変換部と、第3算出部と、第4算出部と、減算部と、選択部と、移動体情報演算部とを備える。変換部は、複数回の超音波送受信により収集された同一位置の複数のIQ信号である収集信号列を、振幅成分のデータ列と、位相成分のデータ列とに変換する。第1算出部は、前記振幅成分のデータ列を関数で近似した近似振幅成分のデータ列を算出する。第2算出部は、前記位相成分のデータ列を関数で近似した近似位相成分のデータ列を算出する。再変換部は、前記近似振幅成分のデータ列と前記近似位相成分のデータ列とを複数のIQ信号に再変換した変換信号列を生成する。第3算出部は、前記収集信号列の実数信号のデータ列を関数で近似した近似実数信号のデータ列を算出する。第4算出部は、前記収集信号列の虚数信号のデータ列を関数で近似した近似虚数信号のデータ列を算出する。減算部は、前記収集信号列から、前記変換信号列を減算して第1の減算信号列を生成し、前記収集信号列から、前記近似実数信号のデータ列と前記近似虚数信号のデータ列とを減算して第2の減算信号列を生成する。選択部は、前記第1の減算信号列と前記第2の減算信号列それぞれについて統計量を算出し、算出した前記統計量を用いて、前記第1の減算信号列と前記第2の減算信号列とのうちいずれかの減算信号列を選択する。移動体情報演算部は、選択された前記減算信号列を用いて、前記同一位置における移動体情報を演算する。

30

40

## 【図面の簡単な説明】

## 【0007】

【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例を示すブロック図。

【図2】図2は、クラッタの強度及び速度が一定であると仮定した場合におけるクラッタ

50

抑圧部の構成例を示すブロック図。

【図 3】図 3 は、クラッタの強度及び速度が一定であると仮定した場合におけるクラッタ抑圧部による振幅成分のデータ列の近似の一例を示す図。

【図 4】図 4 は、クラッタの強度及び速度が一定であると仮定した場合におけるクラッタ抑圧部による位相成分のデータ列の近似の一例を示す図。

【図 5】図 5 は、クラッタの強度及び速度が一定であると仮定した場合におけるクラッタ抑圧部により再変換された複数の I Q 信号の一例を示す図。

【図 6】図 6 は、クラッタ成分の I Q 信号及び血流成分の I Q 信号の一例を示す図。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係るクラッタ抑圧部の構成例を示すブロック図。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る振幅近似部によって生成された近似振幅成分のデータ列の一例を示す図。

【図 9】図 9 は、第 1 の実施形態に係る位相近似部によって生成された近似位相成分のデータ列の一例を示す図。

【図 10】図 10 は、第 1 の実施形態に係る複素信号変換部により再変換された I Q 信号の一例を示す図。

【図 11 A】図 11 A は、第 1 の実施形態に係るドプラ画像データの一例を示す図。

【図 11 B】図 11 B は、第 1 の実施形態に係るドプラ画像データの一例を示す図。

【図 12】図 12 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による処理手順を示すフローチャート。

【図 13】図 13 は、第 1 の実施形態に係るクラッタ抑圧部によるクラッタ成分抑圧処理の手順を示すフローチャート。

【図 14】図 14 は、第 2 の実施形態に係るクラッタ抑圧部の構成例を示すブロック図。

【図 15】図 15 は、第 2 の実施形態に係るクラッタ抑圧部によるクラッタ成分抑圧処理の手順を示すフローチャート。

【図 16】図 16 は、第 2 の実施形態に係る選択部による減算信号列選択処理の手順を示すフローチャート。

【図 17 A】図 17 A は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置を説明するための図。

【図 17 B】図 17 B は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置を説明するための図。

【図 17 C】図 17 C は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置を説明するための図。

【図 18】図 18 は、第 2 の実施形態の変形例に係る選択部による減算信号列選択処理の手順を示すフローチャート。

【図 19】図 19 は、第 3 の実施形態に係るクラッタ抑圧部の構成例を示すブロック図。

【図 20】図 20 は、その他の実施形態に係る画像処理装置の構成例を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。

【0009】

(第 1 の実施形態)

まず、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図 1 に例示するように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、モニタ 2 と、入力装置 3 と、装置本体 10 とを有する。

【0010】

超音波プローブ 1 は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体 10 が有する送信部 11 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子は、被検体 P からの反射波を受信して電気信号(反射波信号)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材等を有する。なお、超音波プローブ 1 は、装置本体 10 と着脱自在に接続される。

【0011】

10

20

30

40

50

超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、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、反射波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、反射波信号に変換される。反射波信号の振幅は、超音波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等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、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。

#### 【 0 0 1 2 】

入力装置 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、ジョイスティック等を有する。入力装置 3 は、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 1 0 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

10

#### 【 0 0 1 3 】

モニタ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 3 を用いて各種設定要求を入力するための GUI (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 1 0 において生成された超音波画像データ等を表示したりする。

#### 【 0 0 1 4 】

装置本体 1 0 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置である。装置本体 1 0 は、図 1 に例示するように、送信部 1 1 と、受信部 1 2 と、直交検波部 1 3 と、A/D変換器 1 4 と、Bモード処理部 1 5 と、ドプラ処理部 1 6 と、クラッタ抑圧部 1 7 と、内部記憶部 1 8 と、画像生成部 1 9 と、画像メモリ 2 0 と、制御部 2 1 とを有する。

20

#### 【 0 0 1 5 】

送信部 1 1 は、図 1 に示すように、レートパルス発生器 1 1 a と、送信遅延回路 1 1 b と、送信パルサ 1 1 c とを有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。レートパルス発生器 1 1 a 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。レートパルスは、送信遅延回路 1 1 b を通ることで異なる送信遅延時間を有した状態で送信パルサ 1 1 c へ電圧を印加する。すなわち、送信遅延回路 1 1 b は、超音波プローブ 1 から発生される超音波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ごとの送信遅延時間を、レートパルス発生器 1 1 a が発生する各レートパルスに対し与える。なお、ビーム状に集束された超音波のことを「超音波ビーム」と呼ぶ。

30

#### 【 0 0 1 6 】

送信パルサ 1 1 c は、かかるレートパ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。駆動パルスは、送信パルサ 1 1 c からケーブルを介して超音波プローブ 1 内の圧電振動子まで伝達した後に、圧電振動子において電気信号から機械的振動に変換される。この機械的振動は、生体内部で超音波として送信される。ここで、圧電振動子ごとに異なる送信遅延時間を持った超音波は、収束されて、所定方向に伝搬していく。すなわち、送信遅延回路 1 1 b 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。

40

#### 【 0 0 1 7 】

送信部 1 1 は、後述する制御部 2 1 のスキャン制御機能により、送信開口(超音波ビームの送信時に用いる圧電振動子の数及び位置)を制御することで、送信指向性を与える。送信部 1 1 は、1本の走査線での超音波送信が完了する度に、送信開口を移動する。また、送信部 1 1 は、送信開口の各圧電振動子が駆動するタイミングを、送信遅延回路 1 1 b を用いて制御することで、超音波をビーム状に集束させる。

#### 【 0 0 1 8 】

なお、送信部 1 1 は、後述する制御部 2 1 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、送信駆動電圧等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リニアアンプ型の発信回

50

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。

【0019】

受信部12は、超音波プローブ1から反射波信号を受信する。例えば、超音波プローブ1が送信した超音波の反射波が超音波プローブ1内部の圧電振動子まで到達した後、圧電振動子において、機械的振動から電氣的信号（反射波信号）に変換され、受信部12に入力される。受信部12は、図1に示すように、プリアンプ12aと、受信遅延加算回路12bとを有し、超音波プローブ1が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって、アナログデータである反射波データを生成する。

【0020】

プリアンプ12aは、チャンネルごとに反射波信号を増幅してゲイン調整を行なう。受信遅延加算回路12bは、反射波信号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。また、受信遅延加算回路12bは、受信遅延時間が与えられたことで時相が揃えられた反射波信号の加算処理（整相加算処理）を行なって反射波データを生成する。受信遅延加算回路12bの整相加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

10

【0021】

受信部12は、後述する制御部21のスキャン制御機能により、受信開口（反射波信号の受信時に用いる圧電振動子の数及び位置）を制御することで、受信指向性を与える。受信部12は、送信開口が移動される度に、受信開口を移動する。受信部12は、受信開口の各圧電振動子が受信した反射波信号のデジタルデータを整相加算することで、1本の走査線における反射波データを生成する。

20

【0022】

このように、送信部11及び受信部12は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。

【0023】

直交検波部13は、受信部12が生成した反射波データ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。ここで、ドプラモードが選択された場合、同一走査線上で複数回の超音波を送信することで、複数の反射波データを収集する。このため、直交検波部13は、同一走査線上の各サンプル点で複数のIQ信号を生成することになる。このようにして同一走査線上の各サンプル点において生成された複数のIQ信号のことを「収集信号列」と称する。

30

【0024】

A/D変換器14は、直交検波部13によって検波された複数のIQ信号である収集信号列をデジタル信号へ変換する。例えば、A/D変換器14は、I信号のデータ列とQ信号のデータ列とをそれぞれデジタル信号へ変換する。

【0025】

Bモード処理部15は、A/D変換器14によってデジタルデータに変換された反射波データに対して、対数増幅、包絡線検波処理、対数圧縮などを行なって、信号強度（振幅強度）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。また、Bモード処理部15は、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。

40

【0026】

クラッタ抑圧部17は、デジタル信号へ変換されたI信号のデータ列とQ信号のデータ列とからクラッタ成分を抑圧する。そして、クラッタ抑圧部17は、クラッタ成分を抑圧したI信号のデータ列とQ信号のデータ列とをドプラ処理部16に出力する。このクラッタ成分を抑圧したI信号のデータ列とQ信号のデータ列とを「減算信号列」と称する。なお、クラッタ抑圧部17の詳細については、図7から図10を用いて後述する。

【0027】

ドプラ処理部16は、クラッタ抑圧部17により出力された減算信号列を周波数解析することで、走査範囲内にある移動体のドプラ効果に基づく運動情報を抽出したデータ（ド

50

ブラデータ)を生成する。具体的には、ドブラ処理部16は、移動体の運動情報として、平均速度、平均分散値、平均パワー値等を、複数のサンプル点それぞれでドブラデータを生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。本実施形態に係るドブラ処理部16は、血流の運動情報(血流情報)として、血流の平均速度、血流の平均分散値、血流の平均パワー値等を、複数のサンプル点それぞれで推定したドブラデータを生成する。なお、ドブラ処理部16のことを「移動体情報演算部」とも言う。

#### 【0028】

画像生成部19は、Bモード処理部15及びドブラ処理部16が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成部19は、Bモード処理部15が生成したBモードデータから反射波の強度を輝度にて表したBモード画像データを生成する。また、画像生成部19は、ドブラ処理部16が生成したドブラデータから移動体情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードプラ画像データを生成する。

10

#### 【0029】

ここで、画像生成部19は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、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、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部19は、超音波プローブ1による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部19は、超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等を合成する。なお、画像生成部19は、Bモード処理部15が生成した3次元のBモードデータに対して座標変換を行なうことで、3次元のBモード画像を生成することが可能である。また、画像生成部19は、ドブラ処理部16が生成した3次元のドブラデータに対して座標変換を行なうことで、3次元のカラードプラ画像を生成することが可能である。また、画像生成部19は、3次元の画像データに対して、各種レンダリング処理を行なって、表示用の2次元超音波画像データを生成することが可能である。

20

#### 【0030】

画像メモリ20は、画像生成部19が生成した画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ20は、Bモード処理部15やドブラ処理部16が生成したデータを記憶することも可能である。

30

#### 【0031】

内部記憶部18は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報(例えば、患者ID、医師の所見等)や、診断プロトコルや各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。例えば、内部記憶部18は、必要に応じて、画像メモリ20が記憶する画像データの保管等にも使用される。

#### 【0032】

制御部21は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部21は、入力装置3を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部18から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送信部11、受信部12、Bモード処理部15、クラッタ抑圧部17、ドブラ処理部16、及び画像生成部19の処理を制御する。

40

#### 【0033】

また、制御部21は、画像メモリ20が記憶する表示用の超音波画像データをモニタ2にて表示するように制御する。なお、画像メモリ20及びは、例えば、RAM(Random Access Memory)等の半導体メモリ素子であり、内部記憶部18は、例えば、フラッシュメモリ(Flash Memory)等の半導体メモリ素子、又は、ハードディスク、光ディスク等の記憶装置などである。また、モード処理部14、直交検波部13、クラッタ抑圧部17、ドブラ処理部16、画像生成部19、及び制御部21は、例えば、CPU(Central Processing Unit)やMPU(Micro Processing Unit)などの電子回路やASIC(Application Specific Integrated Circuit)やFPGA(Field Programmable Gate Array)などの集積回路である。

50

## 【 0 0 3 4 】

以上、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第1の実施形態に係る超音波診断装置では、ドプラモードが選択された場合、ドプラ処理部16は、クラッタ抑圧部17によって収集信号列からクラッタ成分が除去された減算信号列を用いて、ドプラデータを生成する。ここで、図2から図5を用いて、クラッタの強度および速度が一定であると仮定した場合におけるクラッタ抑圧部の一例を説明する。図2は、クラッタの強度及び速度が一定であると仮定した場合におけるクラッタ抑圧部の構成例を示すブロック図である。なお、クラッタの強度及び速度が一定であると仮定した場合におけるクラッタ抑圧部のことを、「上記仮定に基づくクラッタ抑圧部917」と適宜記載する。

10

## 【 0 0 3 5 】

図2に示すように、上記仮定に基づくクラッタ抑圧部917は、振幅・位相変換部917aと、振幅平均部917bと、位相直線回帰部917cと、複素信号変換部917dと、クラッタ成分減算部917eとを有する。なお、図2中に示す直行検波部913は図1に示す直交検波部13と同様の機能を有し、図2中に示すA/D変換器914は図1に示すA/D変換器14と同様の機能を有し、図2中に示すドプラ処理部916は図1に示すドプラ処理部16と同様の機能を有する。

## 【 0 0 3 6 】

振幅・位相変換部917aは、複数回の超音波送受信により収集された同一位置（同一サンプル点）の複数のIQ信号である収集信号列を、振幅成分のデータ列と、位相成分のデータ列とに変換する。具体的には、振幅・位相変換部917aは、ある時刻tに収集したI信号I(t)とQ信号Q(t)とから、振幅信号A(t)を以下の式1により演算し、位相信号P(t)を以下の式2により演算する。なお、以下では、同一位置において16回の超音波送信を行い、同一位置において16回IQ信号を収集する場合について説明する。

20

## 【 0 0 3 7 】

## 【数1】

$$A(t) = \sqrt{I^2(t) + Q^2(t)} \quad \dots(\text{式1})$$

30

## 【 0 0 3 8 】

## 【数2】

$$P(t) = \arctan\left(\frac{Q(t)}{I(t)}\right) \quad \dots(\text{式2})$$

## 【 0 0 3 9 】

振幅平均部917bは、例えば、得られた16個の振幅成分のデータ列の平均値を算出する。また、位相直線回帰部917cは、得られた16個の位相成分のデータ列を直線回帰する。すなわち、位相直線回帰部917cは、得られた16個の位相成分のデータ列に対して一次関数を用いた最小二乗フィッティングを行う。複素信号変換部917dは、振幅平均部917bにて算出された振幅成分のデータ列の平均値と、位相直線回帰部917cにて算出された位相成分のデータ列の直線回帰結果とを以下の式3及び式4を用いて16個のIQ信号に再変換する。

40

## 【 0 0 4 0 】

## 【数3】

$$I(t) = A(t)\cos(P(t)) \quad \dots(\text{式3})$$

## 【 0 0 4 1 】

【数4】

$$Q(t) = A(t)\sin(P(t)) \quad \dots(\text{式4})$$

【0042】

ここで、複素信号変換部917dによって再変換された複数のIQ信号は、収集信号列の近似成分を表す。ここで、IQ信号においてクラッタ成分の信号強度は血流成分の信号強度よりもはるかに大きい。このため、クラッタ成分減算部917eは、再変換されたIQ信号をクラッタ成分と見なし、この再変換されたIQ信号を収集信号列から減算する。これにより、収集信号列から支配的なクラッタ成分の信号が抑圧される。

【0043】

このように上記仮定に基づくクラッタ抑圧部917によれば、複数回収集したIQ信号について、振幅成分のデータ列の平均と位相成分のデータ列の直線回帰とによりクラッタ成分を近似して減算する。

【0044】

ところで、ドブラ変位した反射波データの振幅は、ドブラ変位した成分の信号の強度を表し、反射波データの位相の変化量は、血流の移動速度を表す。つまり、上記仮定に基づくクラッタ抑圧部917は、観測時間中、振幅を平均値で近似し、位相に対して直線回帰を行っている。

【0045】

しかしながら、実際の観測信号は、観測時間中に強度や速度が変化することが起こり得る。このような場合、上記仮定に基づくクラッタ抑圧部917は、クラッタ成分を十分に近似することができない。この結果、減算によりクラッタ成分を抑圧しきれなかったり、クラッタ成分だけでなく血流成分も失われたりする場合がある。図3は、クラッタの強度及び速度が一定であると仮定した場合におけるクラッタ抑圧部による振幅成分のデータ列の近似の一例を示す図であり、図4は、クラッタの強度及び速度が一定であると仮定した場合におけるクラッタ抑圧部による位相成分のデータ列の近似の一例を示す図である。

【0046】

図3では、血流成分が存在しない領域において同一位置で収集された複数のIQ信号の振幅成分のデータ列と、近似した振幅成分のデータ列とを示す。図3の横軸はIQ信号の観測時刻を示し、縦軸は振幅の大きさを示す。図3の破線は、観測期間中に収集された複数のIQ信号から変換した振幅成分のデータ列（観測振幅成分とも言う）を示し、図3の実線は、上記仮定に基づくクラッタ抑圧部917により近似した振幅成分のデータ列（近似振幅成分とも言う）を示す。図3に示す例では観測振幅成分が変動しており、平均値による近似では収集したIQ信号の振幅成分のデータ列と、近似した振幅成分のデータ列との誤差が大きくなる。IQ信号の振幅成分のデータ列は、ドブラ変位した被検体の信号強度を表すため、平均値による近似を行う上記仮定に基づくクラッタ抑圧部917では、観測振幅成分の強度が変化するクラッタを近似しきれないことになる。

【0047】

また図4では、図3と同一位置で収集された複数のIQ信号の位相成分のデータ列と、近似した位相成分のデータ列とを示す。図4の横軸はIQ信号の観測時刻を示し、縦軸は位相の大きさを示す。図4の破線は、観測期間中に収集された複数のIQ信号から変換した位相成分のデータ列（観測位相成分とも言う）を示し、図4の実線は、上記仮定に基づくクラッタ抑圧部917により直線回帰された位相成分のデータ列（近似位相成分とも言う）を示す。図4に示す例では観測位相成分が変動しており、直線回帰による近似では収集したIQ信号の位相成分のデータ列と、近似した位相成分のデータ列とに誤差が生じている。IQ信号の位相成分は、信号の収集タイミングを表すため、位相の変化量はドブラ変位した被検体の速度を表す。図4に示す例ではクラッタ成分の速度が変化しており、直線回帰では誤差が生じている。つまり、直線回帰による近似を行う上記仮定に基づくクラッタ抑圧部917では、観測位相成分の強度が変化するクラッタを近似しきれないことになる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 8 】

図5は、上記仮定に基づくクラッタ抑圧部917により再変換された複数のIQ信号の一例を示す図である。図5では、図3に示す例で近似した近似振幅成分のデータ列と、図4に示す例で近似した近似位相成分のデータ列とをIQ信号に再変換した場合を示す。図5横軸は複素数の実部、つまりI信号の大きさを表し、縦軸は複素数の虚部、つまりQ信号の大きさを表す。図5の実線は、近似した振幅成分のデータ列と近似した位相成分のデータ列とをIQ信号に再変換した結果を示す。また、図5の破線は、収集された複数のIQ信号である収集信号列を示す。図5に示すように、観測時間中にクラッタ成分の信号強度と速度とが変動しているため、上記仮定に基づくクラッタ抑圧部917では、再変換された複数のIQ信号は、収集信号列への近似に誤差が生じている。

10

## 【 0 0 4 9 】

続いて、収集信号列への近似に誤差が生じた場合の影響について説明する。図6は、クラッタ成分のIQ信号及び血流成分のIQ信号の一例を示す図である。図6では、破線でクラッタ成分のIQ信号を示し、実線でクラッタ成分のIQ信号と血流成分のIQ信号とを合成したIQ信号を示す。図6に示すように、クラッタ成分の信号強度は血流成分の信号強度よりもはるかに大きい。このため、上記仮定に基づくクラッタ抑圧部917では、例えば、収集信号列を正確に近似しきれずクラッタ成分を抑圧しきれなかった場合には、血流成分に対してクラッタ成分が大きく残存する。この結果、ドブラ画像を表示する時に視認性を損なうことになる。また、上記仮定に基づくクラッタ抑圧部917では、例えば、収集信号列を正確に近似しきれず血流成分まで抑圧した場合には、ドブラ画像から血流成分が失われることになる。

20

## 【 0 0 5 0 】

上述したように、上記仮定に基づくクラッタ抑圧部917では、観測時間中に強度や速度が変化するクラッタに対して近似性能が十分でなく、クラッタ抑圧性能が十分でない場合がある。

## 【 0 0 5 1 】

このようなことから、第1の実施形態に係る超音波診断装置において、クラッタ抑圧部17は、収集信号列の振幅成分に対する関数による近似と、収集信号列の位相成分に対する関数による近似により、観測時間中に強度や速度が変化するクラッタ成分を良好に近似する。ここで言う関数による近似とは、最小二乗法等の回帰分析を用いた関数のフィッティングや、関数への射影を指す。以下では、最小二乗法を用いた関数のフィッティング(以下、最小二乗フィッティング)を用いた場合を例にとり、第1の実施形態に係るクラッタ抑圧部17について説明する。

30

## 【 0 0 5 2 】

図7は、第1の実施形態に係るクラッタ抑圧部17の構成例を示すブロック図である。図7に示すように、第1の実施形態に係るクラッタ抑圧部17は、振幅・位相変換部17aと、振幅近似部17bと、位相近似部17cと、複素信号変換部17dと、クラッタ成分減算部17eとを有する。

## 【 0 0 5 3 】

振幅・位相変換部17aは、複数回の超音波送受信により収集された同一位置の複数のIQ信号である収集信号列を、振幅成分のデータ列と、位相成分のデータ列とに変換する。例えば、振幅・位相変換部17aは、A/D変換器14にてデジタル信号に変換された複数のIQ信号からなる収集信号列を、上述の式1により振幅成分のデータ列に変換し、上述の式2により位相成分のデータ列に変換する。そして、振幅・位相変換部17aは、変換した振幅成分のデータ列を振幅近似部17bに出力し、位相成分のデータ列を位相近似部17cに出力する。

40

## 【 0 0 5 4 】

振幅近似部17bは、振幅成分のデータ列を関数で近似した近似振幅成分のデータ列を算出する。例えば、振幅近似部17bは、振幅成分のデータ列に対して、多項式等の最小二乗フィッティングによる近似を行い、近似振幅成分を生成する。図8は、第1の実施形

50

態に係る振幅近似部 17b によって生成された近似振幅成分のデータ列の一例を示す図である。

【0055】

図8では、図3と同様に、血流成分が存在しない領域において同一位置で収集された複数のIQ信号の振幅成分のデータ列と、近似した振幅成分のデータ列とを示す。図8の横軸は収集信号列の収集時刻を示し、縦軸は振幅の大きさを示す。図8の破線は、収集したIQ信号の振幅成分のデータ列を示し、図8の実線は振幅近似部17bにおいて、5次多項式のフィッティングにより近似された近似振幅成分のデータ列を示す。図8に示す例では、多項式のフィッティングにより近似した近似振幅成分のデータ列は、強度が変化する収集信号列の振幅成分のデータ列に近似している。なお、振幅近似部17bは、生成した

10

【0056】

位相近似部17cは、位相成分のデータ列を関数で近似した近似位相成分のデータ列を算出する。例えば、位相近似部17cは、位相成分のデータ列に対して、多項式等の最小二乗フィッティングによる近似を行い、近似位相成分データ列を生成する。図9は、第1の実施形態に係る位相近似部17cによって生成された近似位相成分のデータ列の一例を示す図である。

【0057】

図9では、図4と同様に、血流成分が存在しない領域において同一位置で収集された複数のIQ信号の位相成分のデータ列と、近似した位相成分のデータ列とを示す。図9の横軸は収集信号列の収集時刻を示し、縦軸は位相の大きさを示す。図9の破線は、収集したIQ信号の位相成分のデータ列を示し、図9の実線は位相近似部17cにおいて、5次多項式のフィッティングにより近似された近似位相成分のデータ列を示す。図9に示す例では、多項式フィッティングにより近似した近似位相成分のデータ列は、速度が変化する収集信号列の位相成分のデータ列に近似している。なお、位相近似部17cは、生成した近似位相成分のデータ列を複素信号変換部17dへ出力する。また、位相近似部17cのことを第2の算出部とも言う。

20

【0058】

複素信号変換部17dは、近似振幅成分のデータ列と近似位相成分のデータ列とを複数のIQ信号に再変換した変換信号列を生成する。例えば、複素信号変換部17dは、近似振幅成分と近似位相成分とを上述の式3及び式4を用いてIQ信号へ再変換し、近似クラッタ成分としてクラッタ成分減算部17eへ出力する。なお、複素信号変換部17dのことを再変換部とも言う。

30

【0059】

図10は、第1の実施形態に係る複素信号変換部17dにより再変換されたIQ信号の一例を示す図である。図10では、図8に示す例で近似した近似振幅成分のデータ列と、図9に示す例で近似した近似位相成分のデータ列とをIQ信号に再変換した場合を示す。図10横軸は複素数の実部、つまりI信号の大きさを表し、縦軸は複素数の虚部、つまりQ信号の大きさを表す。図10の実線は、近似した振幅成分のデータ列と近似した位相成分のデータ列とをIQ信号に再変換した変換信号列を示す。また、図10の破線は、収集された複数のIQ信号である収集信号列を示す。図10に示すように、収集信号列の信号強度と速度とが変動していても、収集信号列と変換信号列とでは、近似に誤差が生じていない。すなわち、第1の実施形態によれば、クラッタ成分の強度や速度が変化する場合でも、クラッタ成分を良好に近似できる。

40

【0060】

クラッタ成分減算部17eは、収集信号列から、変換信号列を減算した減算信号列を生成する。ここで、第1の実施形態によれば、クラッタ成分の強度や速度が変化する場合でも、クラッタ成分を良好に近似できるので、クラッタ成分減算部17eは、収集信号列から変換信号列を減算することで、収集信号列からクラッタ成分を正確に抑圧することが可

50

能となる。

【0061】

より具体的には、上述した式3で示した収集信号列のI信号は、以下の式5で表される。式5において、 $A_c(t)\cos(P_c(t))$ は、クラッタ成分のI信号であり、 $A_v(t)\cos(P_v(t))$ は、血流成分のI信号である。すなわち、収集信号列のI信号は、クラッタ成分のI信号と血流成分のI信号との加算値として表される。

【0062】

【数5】

$$I(t) = A_c(t)\cos(P_c(t)) + A_v(t)\cos(P_v(t)) \quad \dots(\text{式5})$$

10

【0063】

また、上述した式4で示した収集信号列のQ信号は、以下の式6で表される。式6において、 $A_c(t)\sin(P_c(t))$ は、クラッタ成分のQ信号であり、 $A_v(t)\sin(P_v(t))$ は、血流成分のQ信号である。すなわち、収集信号列のQ信号は、クラッタ成分のQ信号と血流成分のQ信号との加算値として表される。

【0064】

【数6】

$$Q(t) = A_c(t)\sin(P_c(t)) + A_v(t)\sin(P_v(t)) \quad \dots(\text{式6})$$

20

【0065】

ここで、クラッタ成分を良好に近似できているものとする、クラッタ成分減算部17eが、収集信号列のI信号から変換信号列のI信号を減算した場合、式5において血流成分のI信号のみが得られる。また、クラッタ成分減算部17eが、収集信号列のQ信号から変換信号列のQ信号を減算した場合、式6において血流成分のQ信号のみが得られる。すなわち、クラッタ成分減算部17eは、収集信号列から変換信号列を減算することで、収集信号列からクラッタ成分を正確に抑圧することが可能となる。

【0066】

このように、第1の実施形態に係わる超音波診断装置によれば、多項式のように変動する関数を用いてクラッタを近似することで、収集信号列の収集中に強度や速度が変化するクラッタに対する近似性能が高まる。この結果、第1の実施形態に係わる超音波診断装置では、クラッタを良好に抑圧することが可能となる。このようにして、第1の実施形態に係る超音波診断装置では、走査範囲内の各サンプル点で上記の処理が行われ、各サンプル点のクラッタ成分を状況に応じて精度良く近似できる。

30

【0067】

そして、第1の実施形態に係るドブラ処理部16は、変換信号列に基づく信号列を用いて、同一位置における移動体情報を演算する。例えば、ドブラ処理部16は、減算信号列を用いて、同一位置における移動体情報を演算する。続いて、画像生成部19は、ドブラ処理部16が生成したドブラデータからドブラ画像データを生成する。そして、制御部21は、ドブラ画像データをモニタ2に表示させる。図11A及び図11Bは、第1の実施形態に係るドブラ画像データの一例を示す図である。

40

【0068】

図11Aでは、収集信号を用いて生成されたドブラ画像データをモニタ2に表示した場合を示し、図11Bでは、収集信号から変換信号列が減算された減算信号列を用いて生成されたドブラ画像データをモニタ2に表示した場合を示す。

【0069】

図11Aに示すように、収集信号を用いてドブラ画像データを生成した場合、血流成分に対してクラッタ成分が大きく残存し、ドブラ画像を表示する時に視認性を損なうことになる。一方、クラッタ抑圧部17によって収集信号から変換信号列が減算された減算信号列を用いてドブラ画像データを生成した場合、クラッタ成分を抑圧することが可能となり、血流成分の視認性を向上することが可能となる。

50

## 【 0 0 7 0 】

次に、図 1 2 用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置により処理手順について説明する。図 1 2 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による処理手順を示すフローチャートである。図 1 2 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置において、送信部 1 1 は、同一走査線上において複数回の超音波を送信する（ステップ S 1 1）。

## 【 0 0 7 1 】

そして、受信部 1 2 は、反射波信号を受信し（ステップ S 1 2）、反射波データを生成する（ステップ S 1 3）。続いて、クラッタ抑圧部 1 7 は、クラッタ成分抑圧処理を実行する（ステップ S 1 4）。なお、クラッタ成分抑圧処理の詳細については、図 1 3 を用いて後述する。

10

## 【 0 0 7 2 】

ドブラ処理部 1 6 は、クラッタ成分抑圧処理の終了後、ドブラデータを生成する（ステップ S 1 5）。そして、画像生成部 1 9 は、ドブラ画像を生成し（ステップ S 1 6）、制御部 2 1 は、ドブラ画像をモニタ 2 に表示させる（ステップ S 1 7）。

## 【 0 0 7 3 】

次に、図 1 3 を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置が行なうクラッタ成分抑圧処理の一例について説明する。図 1 3 は、第 1 の実施形態に係るクラッタ抑圧部 1 7 によるクラッタ成分抑圧処理の手順を示すフローチャートである。

## 【 0 0 7 4 】

図 1 3 に示すように、第 1 の実施形態に係るクラッタ抑圧部 1 7 の振幅・位相変換部 1 7 a は、収集信号列を振幅成分のデータ列と位相成分のデータ列とに変換する（ステップ S 1 0 1）。振幅・位相変換部 1 7 a は、変換した振幅成分のデータ列を振幅近似部 1 7 b に、位相成分のデータ列を位相近似部 1 7 c にそれぞれ出力する。

20

## 【 0 0 7 5 】

次に、振幅近似部 1 7 b は、振幅成分のデータ列を近似する（ステップ S 1 0 2）。例えば、振幅近似部 1 7 b は、振幅成分のデータ列に対して、多項式等の最小二乗フィッティングによる近似を行い、近似振幅成分のデータ列を生成する。また、位相近似部 1 7 c は、位相成分のデータ列を近似する（ステップ S 1 0 3）。例えば、位相近似部 1 7 c は、位相成分のデータ列に対して、多項式等の最小二乗フィッティングによる近似を行い、近似位相成分のデータ列を生成する。なお、ステップ S 1 0 2 とステップ S 1 0 3 との処理は、実行順序を入れ替え可能であり、また、並列して同時に実行されてもよい。

30

## 【 0 0 7 6 】

そして、複素信号変換部 1 7 d は、近似振幅成分のデータ列と近似位相成分のデータ列とを I Q 信号に変換して変換信号列を生成する（ステップ S 1 0 4）。続いて、クラッタ成分減算部 1 7 e は、収集信号列から変換信号列を減算し（ステップ S 1 0 5）、処理を終了する。

## 【 0 0 7 7 】

上述したように、第 1 の実施形態では、多項式のように変動する関数を用いてクラッタを近似することで、観測時間中に強度や速度が変化するクラッタに対する近似性能を高める。これにより、第 1 の実施形態では、クラッタを良好に抑圧することが可能となる。この結果、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、ドブラ画像を表示する時に視認性を向上することが可能となる。

40

## 【 0 0 7 8 】

（第 1 の実施形態の変形例）

第 1 の実施形態では、収集信号列の振幅成分のデータ列と位相成分のデータ列とを多項式フィッティングにより近似する場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、近似に用いられる関数の種類は多項式に限るものではなく、例えば、指数関数や対数関数、三角関数、双曲線関数、及び多項式以外のその他の関数を用いられても良い。例えば、振幅近似部 1 7 b は、指数関数や対数関数、三角関数、双曲線関数、多項式以外のその他の関数を用いて収集信号列の振幅成分のデータ列を近似しても良

50

い。また、例えば、位相近似部 17c は、指数関数や対数関数、三角関数、双曲線関数、及び多項式以外のその他の関数を用いて収集信号列の位相成分のデータ列を近似しても良い。なお、関数が、多項式関数である場合、振幅成分に対する関数は 0 次以外の関数であり、位相成分に対する関数は 1 次以外の関数である。

【0079】

また、上述した第 1 の実施形態では、振幅近似部 17b と位相近似部 17c とが同一種類の関数を用いる場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、振幅近似部 17b と位相近似部 17c とが異なる種類の関数を用いてもよい。一例をあげると、振幅近似部 17b が多項式フィッティングにより収集信号列の振幅成分のデータ列を近似し、位相近似部 17c が指数関数により収集信号列の位相成分のデータ列を近似してもよく、或いは、振幅近似部 17b が対数関数により収集信号列の振幅成分のデータ列を近似し、位相近似部 17c が指数関数により収集信号列の位相成分のデータ列を近似してもよい。なお、振幅近似部 17b と位相近似部 17c とがそれぞれ 1 種類の関数を用いていれば、振幅近似部 17b 及び位相近似部 17c が用いる関数の種類の組み合わせは任意である。

10

【0080】

また、上述した第 1 の実施形態では、関数の最小二乗フィッティングにより、振幅成分のデータ列と位相成分のデータ列とを近似したが、予め用意した基底関数への射影により近似を行ってもよい。すなわち、振幅成分や位相成分のデータ列と、予め用意した基底関数との内積を計算し、内積の値を重みとした基底関数の線形結合により振幅成分や位相成分をそれぞれ近似してもよい。基底関数として、例えば離散フーリエ変換の基底や離散コサイン変換の基底、離散ウェーブレット変換の基底を用いることができる。

20

【0081】

(第 2 の実施形態)

第 1 の実施形態では収集信号列の振幅成分に対する関数の最小二乗フィッティングと、収集信号列の位相成分に対する関数の最小二乗フィッティングとにより、クラッタ成分を抑圧する場合について説明した。第 2 の実施形態では、収集信号列の振幅成分に対する関数の最小二乗フィッティングと、収集信号列の位相成分に対する関数の最小二乗フィッティングとに加えて、収集信号列の実数成分である I 信号と、収集信号列の虚数成分である Q 信号とに対して関数の最小二乗フィッティングを更に行う方法について説明する。

30

【0082】

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置は、クラッタ抑圧部 17 とは一部の機能が異なるクラッタ抑圧部 170 を有する点を除いて、図 1 を用いて説明した第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同様の構成となる。このため、クラッタ抑圧部 170 についてのみ詳細に説明する。

【0083】

図 14 は、第 2 の実施形態に係るクラッタ抑圧部 170 の構成例を示すブロック図である。図 14 に示すように、第 2 の実施形態に係るクラッタ抑圧部 170 は、振幅・位相変換部 17a と、振幅近似部 17b と、位相近似部 17c と、複素信号変換部 17d と、クラッタ成分減算部 17e と、実数近似部 170a と、虚数近似部 170b と、I Q 信号減算部 170c と、選択部 170d とを有する。なお、図 7 に示した第 1 の実施形態に係るクラッタ抑圧部 17 と同様の機能を有する各部については同一の符号を付与し、詳細な説明を省略する。

40

【0084】

実数近似部 170a は、収集信号列の実数信号のデータ列を関数で近似した近似実数信号のデータ列を算出する。例えば、実数近似部 170a は、I Q 信号の実部、すなわち I 信号のデータ列に対して、多項式等の最小二乗フィッティングによる近似を行い、近似実数信号のデータ列を生成する。実数近似部 170a は、生成した近似実数信号を I Q 信号減算部 170c へ出力する。なお、実数近似部 170a のことを第 3 の算出部とも言う。

【0085】

50

虚数近似部 170b は、収集信号列の虚数信号のデータ列を関数で近似した近似虚数信号のデータ列を算出する。例えば、虚数近似部 170b は、I Q 信号の虚部、すなわち Q 信号のデータ列に対して、多項式等の最小二乗フィッティングによる近似を行い、近似虚数信号のデータ列を生成する。虚数近似部 170b は、生成した近似虚数信号を I Q 信号減算部 170c へ出力する。なお、虚数近似部 170b のことを第 4 の算出部とも言う。

【0086】

I Q 信号減算部 170c は、収集信号列から、近似実数信号のデータ列と近似虚数信号のデータ列とを減算した減算信号列を生成する。例えば、I Q 信号減算部 170c は、実数近似部 170a から受け取った近似実数信号と、虚数近似部 170b から受け取った近似虚数信号とを、A/D 変換器 14 から受け取った収集信号列から減算し、減算信号列を生成する。I Q 信号減算部 170c は、生成した減算信号列を選択部 170d に出力する。

10

【0087】

選択部 170d は、クラッタ成分減算部 17e により生成された減算信号列と、I Q 信号減算部 170c により生成された減算信号列とを比較し、いずれか一つを選択してドラ処理部 16 に出力する。例えば、選択部 170d は、複数の減算信号列のそれぞれについて統計量を算出し、算出した統計量が最小である減算信号列を選択する。ここで、選択部 170d は、統計量としてノルム、分散、及び尖度のうちいずれか一つを算出する。

【0088】

ここでは、統計量として、減算信号列を並べたベクトルのノルムを算出する場合について説明する。減算信号列の I 信号は、以下の式 7 で表され、減算信号列の Q 信号は、以下の式 8 で表される。

20

【0089】

【数 7】

$$\hat{I}(t) = I(t) - I'(t) \quad \dots(\text{式7})$$

【0090】

【数 8】

$$\hat{Q}(t) = Q(t) - Q'(t) \quad \dots(\text{式8})$$

30

【0091】

また、減算信号列の I 信号を並べたベクトルは、以下の式 9 で表され、減算信号列の Q 信号を並べたベクトルは、以下の式 10 で表される。なお、式 9 及び式 10 では、16 回の超音波を送信して、16 回 I Q 信号を収集した場合を示す。

【0092】

【数 9】

$$\vec{\hat{I}} = (\hat{I}(1), \dots, \hat{I}(16))^T \quad \dots(\text{式9})$$

【0093】

【数 10】

$$\vec{\hat{Q}} = (\hat{Q}(1), \dots, \hat{Q}(16))^T \quad \dots(\text{式10})$$

40

【0094】

そして、選択部 170d は、減算信号列を並べたベクトルのノルムを以下の式 11 により算出する。なお、式 11 は、式 12 に展開される。また、式 11 及び式 12 では 2 次のノルムを算出する場合を示す。

【0095】

【数 1 1】

$$N = \left| \vec{I} \right|^2 + \left| \vec{Q} \right|^2 \quad \dots(\text{式11})$$

【0 0 9 6】

【数 1 2】

$$N = \sum_{L=2}^{16} |I(t) - I'(t)|^2 + \sum_{L=2}^{16} |Q(t) - Q'(t)|^2 \quad \dots(\text{式12})$$

10

【0 0 9 7】

選択部 1 7 0 d は、クラッタ成分減算部 1 7 e により生成された減算信号列を並べたベクトルのノルムと、I Q 信号減算部 1 7 0 c により生成された減算信号列を並べたベクトルのノルムとをそれぞれ算出し、算出したノルムを比較する。そして、選択部 1 7 0 d は、例えば、算出したノルムが小さい方の減算信号列を選択する。

【0 0 9 8】

これによりドブラ処理部 1 6 は、生成された減算信号列のうち少なくともいずれか一つを用いて移動体情報を演算する。例えば、ドブラ処理部 1 6 は、選択部 1 7 0 d によって選択された 1 つの減算信号列を用いて、移動体情報を演算する。

【0 0 9 9】

20

なお、選択部 1 7 0 d は、統計量として、減算信号列を並べたベクトルの分散を算出する場合には、減算信号列を並べたベクトルの分散を以下の式 1 2 により算出する。また、選択部 1 7 0 d は、統計量として、減算信号列を並べたベクトルの尖度を算出する場合には、減算信号列を並べたベクトルの尖度を以下の式 1 4 により算出する。

【0 1 0 0】

【数 1 3】

$$V = \sum_x (x - \text{average}(x))^2 \quad \dots(\text{式13})$$

【0 1 0 1】

30

【数 1 4】

$$k = \frac{\sum_x (x - \text{average}(x))^4}{\left\{ \sum_x (x - \text{average}(x))^2 \right\}^2} \quad \dots(\text{式14})$$

【0 1 0 2】

次に、図 1 5 を用いて、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置が行なうクラッタ成分抑圧処理の一例について説明する。図 1 5 は、第 2 の実施形態に係るクラッタ抑圧部 1 7 0 によるクラッタ成分抑圧処理の手順を示すフローチャートである。なお、図 1 5 において、ステップ S 2 0 1 からステップ S 2 0 5 までの処理は、図 1 3 に示したステップ S 1 0 1 からステップ S 1 0 5 までの処理と同様であるので説明を省略する。

40

【0 1 0 3】

図 1 5 に示すように、第 2 の実施形態に係るクラッタ抑圧部 1 7 0 の実数近似部 1 7 0 a は、実数信号のデータ列を近似する（ステップ S 2 0 6）。例えば、実数近似部 1 7 0 a は、収集信号列の実部、すなわち I 信号のデータ列に対して、多項式等の最小二乗フィッティングによる近似を行い、近似実数信号のデータ列を生成する。また、虚数近似部 1 7 0 b は、虚数信号のデータ列を近似する（ステップ S 2 0 7）。例えば、虚数近似部 1 7 0 b は、収集信号列の虚部、すなわち Q 信号のデータ列に対して、多項式等の最小二乗フィッティングによる近似を行い、近似虚数信号のデータ列を生成する。なお、ステップ S 2 0 6 とステップ S 2 0 7 との処理は、実行順序を入れ替え可能であり、また、並列し

50

て同時に実行されてもよい。

【0104】

続いて、I Q信号減算部170cは、収集信号列から近似実数信号のデータ列と近似虚数信号のデータ列とを減算する(ステップS208)。そして、選択部170dは、減算信号列選択処理を実行し(ステップS209)、処理を終了する。なお、減算信号列選択処理の詳細については、図16を用いて説明する。

【0105】

図16は、第2の実施形態に係る選択部170dによる減算信号列選択処理の手順を示すフローチャートである。図16に示すように、選択部170dは、減算信号列を受け取る(ステップS301)。

10

【0106】

そして、選択部170dは、減算信号列について、ノルム、分散、及び尖度のうちいずれか一つを算出する(ステップS302)。例えば、選択部170dは、減算信号列について、ノルムを算出する。

【0107】

続いて、選択部170dは、比較結果に基づいて、減算信号列のうちいずれか一つを選択する(ステップS303)。例えば、選択部170dは、クラッタ成分減算部17eにより生成された減算信号列を並べたベクトルのノルムと、I Q信号減算部170cにより生成された減算信号列を並べたベクトルのノルムとをそれぞれ算出し、算出値が小さい一方を選択する。なお、選択部170dは、ステップS302で分散を算出した場合、クラッタ成分減算部17eにより生成された減算信号列を並べたベクトルの分散及びI Q信号減算部170cにより生成された減算信号列を並べたベクトルの分散について、値が小さい一方を選択する。また、選択部170dは、ステップS302で尖度を算出した場合、クラッタ成分減算部17eにより生成された減算信号列を並べたベクトルの尖度及びI Q信号減算部170cにより生成された減算信号列を並べたベクトルの尖度について、値が小さい一方を選択する。

20

【0108】

上述した第2の実施形態に係る超音波診断装置の効果について、図17Aから図17Cを用いて説明する。図17Aから図17Cは、第2の実施形態に係る超音波診断装置を説明するための図である。

30

【0109】

図17Aでは、収集信号列が原点付近を通過する場合を示す。また、図17Bは、図17Aに示す収集信号列の振幅成分のデータ列を示し、図17Cは、図17Aに示す収集信号列の位相成分のデータ列を示す。ここで、振幅成分は、原点から収集信号列までの距離に相当する。このため、振幅成分のデータ列は、図17Bに示すように、収集信号列が原点に近づく前後で急峻に変換する。また、位相成分は、原点からの収集信号列の角度に相当する。このため、位相成分のデータ列は、図17Cに示すように、収集信号列が原点に近づく前後で急峻に変換する。

【0110】

このように振幅成分のデータ列や位相成分のデータ列が急峻な変化をする場合、例えば、多項式で最小二乗フィッティングした際の誤差が大きくなる場合がある。かかる場合には、クラッタ抑圧部170は、クラッタを良好に近似できなくなる。

40

【0111】

この一方で、収集信号列が図17Aに示すように原点付近を通過する場合には、収集信号列の実数成分であるI信号と、虚数成分であるQ信号に対して関数の最小二乗フィッティングした際の誤差が小さくなる場合がある。このような場合、クラッタ抑圧部170は、クラッタを良好に近似できる。このようなことから、クラッタ抑圧部170は、図17Aに示すように原点付近を通過するような収集信号列について、振幅成分のデータ列と位相成分のデータ列とを関数の最小二乗フィッティングするのではなく、実数成分であるI信号と、虚数成分であるQ信号に対して関数の最小二乗フィッティングした方が誤差を小

50

さくできる場合がある。

【0112】

第2の実施形態では、収集信号列の振幅成分に対する関数の最小二乗フィッティングと、収集信号列の位相成分に対する関数の最小二乗フィッティングとに加えて、収集信号列の実数成分であるI信号と、虚数成分であるQ信号に対して関数の最小二乗フィッティングを更に行う。そして、第2の実施形態では、例えば、クラッタ成分減算部17eにより生成された減算信号列を並べたベクトルのノルムと、IQ信号減算部170cにより生成された減算信号列を並べたベクトルのノルムとをそれぞれ算出し、算出値が小さい一方を選択する。このようなことから、第2の実施形態に係るドブラ処理部16は、クラッタの近似をより良好にできた減算信号列を用いてドブラデータを生成することが可能となる。

10

【0113】

なお、上述した第2の実施形態では、振幅近似部17b、位相近似部17c、実数近似部170a、及び虚数近似部170bの4つの近似部は、多項式を最小二乗フィッティングに用いるものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。4つの近似部は、例えば指数関数、対数関数、三角関数、双曲線関数、及び多項式以外のその他の関数などを最小二乗フィッティングに用いてもよい。また、4つの近似部は、同一種類の関数を用いることに限定されるものではなく、4つの近似部ごとに用いる関数を任意に組み合わせても良い。例えば、振幅近似部17bは、多項式を用いて近似し、位相近似部17cは、指数関数を用いて近似し、実数近似部170aは、対数関数を用いて近似し、虚数近似部170bは三角関数を用いて近似する。

20

【0114】

また、上述した第2の実施形態では、関数の最小二乗フィッティングにより、収集信号列の実数成分であるI信号と虚数成分であるQ信号とを近似したが、予め用意した基底関数への射影により近似を行ってもよい。すなわち、I信号やQ信号と、予め用意した基底関数との内積を計算し、内積の値を重みとした基底関数の線形結合によりI信号やQ信号をそれぞれ近似してもよい。なお、かかる場合も同様に、振幅成分のデータ列と位相成分のデータ列とを予め用意した基底関数への射影により近似を行ってもよい。基底関数として、例えば離散フーリエ変換の基底や離散コサイン変換の基底、離散ウェーブレット変換の基底を用いることができる。

【0115】

(第2の実施形態の変形例1)

上述した第2の実施形態では、選択部170dは、複数の減算信号列のそれぞれについて統計量としてノルム、分散、及び尖度のうちいずれか一つを算出して、減算信号列を選択する場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、選択部170dは、複数の減算信号列のそれぞれについて統計量としてノルム、分散、及び尖度をそれぞれ算出し、より多くの統計値が小さくなった減算信号列を選択するようにしてもよい。またノルムとして式12ではL2ノルムを用いる例を示したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、選択部170dは、L1ノルム、最大値ノルム、その他ベクトルの大きさを表す尺度を、複数の減算信号列のそれぞれについて算出し、尺度がより小さくなった減算信号列を選択するようにしてもよい。

30

40

【0116】

図18は、第2の実施形態の変形例に係る選択部170dによる減算信号列選択処理の手順を示すフローチャートである。図18に示すように、選択部170dは、複数の減算信号列を受付ける(ステップS401)。例えば、選択部170dは、クラッタ成分減算部17eにより生成された減算信号列と、IQ信号減算部170cにより生成された減算信号列とを受付ける。

【0117】

続いて、選択部170dは、各減算信号列のそれぞれについてノルム、分散、及び尖度を算出する(ステップS402)。例えば、選択部170dは、クラッタ成分減算部17eにより生成された減算信号列のノルム、分散、及び尖度を算出し、IQ信号減算部17

50

0 c により生成された減算信号列のノルム、分散、及び尖度を算出する。

【0118】

そして、選択部 170 d は、各減算信号列のノルムを比較する（ステップ S 403）。また、選択部 170 d は、各減算信号列の分散を比較する（ステップ S 404）。また、選択部 170 d は、各減算信号列の尖度を比較する（ステップ S 405）。なお、ステップ S 403 からステップ S 405 までの処理は、実行順序を入れ替え可能であり、また、並列して同時に実行されてもよい。

【0119】

続いて、選択部 170 d は、比較結果に基づいて、減算信号列のいずれか一つを選択する（ステップ S 406）。例えば、選択部 170 d は、クラッタ成分減算部 17 e により生成された減算信号列と、I Q 信号減算部 170 c により生成された減算信号列とについて、より多くの統計値が小さくなった減算信号列を選択する。ここでは、具体例として、クラッタ成分減算部 17 e により生成された減算信号列のノルム及び分散が、I Q 信号減算部 170 c により生成された減算信号列のノルム及び分散より小さく、クラッタ成分減算部 17 e により生成された減算信号列の尖度が、I Q 信号減算部 170 c により生成された減算信号列の尖度より大きい場合を示す。かかる場合、選択部 170 d は、減算信号列のノルム及び分散の 2 つの統計量が小さいクラッタ成分減算部 17 e により生成された減算信号列を選択する。このようなことから、第 2 の実施形態の変形例 1 に係るドブラ処理部 16 は、クラッタの近似をより良好にできた減算信号列を用いてドブラデータを生成することが可能となる。

【0120】

（第 2 の実施形態の変形例 2）

また、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置は、実数近似部 170 a と虚数近似部 170 b において、実数成分である I 信号と、虚数成分である Q 信号とを合わせた複素信号列に対して、複素多項式等の複素関数の最小二乗フィッティングを行うように構成されてもよい。

【0121】

（第 2 の実施形態の変形例 3）

また、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置は、選択部 170 d を有さずに構成されてもよい。かかる場合、クラッタ成分減算部 17 e 及び I Q 信号減算部 170 c は、生成した減算信号列をドブラ処理部 16 に出力する。そして、ドブラ処理部 16 は、クラッタ成分減算部 17 e により生成された減算信号列と、I Q 信号減算部 170 c により生成された減算信号列とをそれぞれ用いて、ドブラデータを生成する。また、画像生成部 19 は、ドブラ処理部 16 が生成したドブラデータそれぞれからドブラ画像データをそれぞれ生成する。そして、制御部 21 は、ドブラ画像データそれぞれをモニタ 2 に表示させる。例えば、制御部 21 は、モニタ 2 の表示領域を 2 分割して、一方の領域にクラッタ成分減算部 17 e により生成された減算信号列を用いて生成されたドブラ画像データを表示する。そして、制御部 21 は、他方の領域に I Q 信号減算部 170 c により生成された減算信号列を用いて生成されたドブラ画像データを表示する。

【0122】

（第 3 の実施形態）

上述した第 1 の実施形態では、振幅近似部 17 b と位相近似部 17 c とがそれぞれ 1 種類の関数を用いて収集信号列を近似する場合について説明した。ところで、振幅近似部 17 b 及び位相近似部 17 c は、それぞれ複数種類の関数を用いて収集信号列を近似してもよいものである。そこで、第 3 の実施形態では、振幅近似部 17 b と位相近似部 17 c とがそれぞれ複数種類の関数を用いて収集信号列を近似する場合について説明する。

【0123】

第 3 の実施形態に係る超音波診断装置は、クラッタ抑圧部 17 とは一部の機能が異なるクラッタ抑圧部 270 を有する点を除いて、図 1 を用いて説明した第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同様の構成となる。このため、クラッタ抑圧部 270 についてのみ詳細

に説明する。

【 0 1 2 4 】

図 19 は、第 3 の実施形態に係るクラッタ抑圧部 270 の構成例を示すブロック図である。図 19 に示すように、第 3 の実施形態に係るクラッタ抑圧部 270 は、振幅・位相変換部 17a と、振幅近似部 17b と、位相近似部 17c と、複素信号変換部 17d と、クラッタ成分減算部 17e と、選択部 270a とを有する。なお、図 7 に示した第 1 の実施形態に係るクラッタ抑圧部 17 と同様の機能を有する各部については同一の符号を付与し、詳細な説明を省略する。

【 0 1 2 5 】

振幅・位相変換部 17a は、複数回の超音波送受信により収集された同一位置の複数の I Q 信号である収集信号列を、振幅成分のデータ列と、位相成分のデータ列とに変換する。そして、振幅近似部 17b は、複数種類の関数により、複数の近似振幅成分のデータ列を算出する。例えば、振幅近似部 17b は、複数種類の関数の最小二乗フィッティングにより、複数の近似振幅成分のデータ列を算出する。また、位相近似部 17c は、複数種類の関数により、複数の近似位相成分のデータ列を算出する。例えば、位相近似部 17c は、複数種類の関数の最小二乗フィッティングにより、複数の近似位相成分のデータ列を算出する。ここで、振幅近似部 17b 及び位相近似部 17c が用いる複数種類の関数には、多項式、指数関数、対数関数、三角関数、双曲線関数などの関数が含まれる。

【 0 1 2 6 】

続いて、複素信号変換部 17d は、複数の近似振幅成分のデータ列と複数の振幅成分のデータ列とを任意に組み合わせた再変換により、複数の変換信号列を生成する。一例として、振幅近似部 17b が、多項式、指数関数、対数関数を用いて収集信号列の振幅成分のデータ列を近似し、位相近似部 17c が、多項式、三角関数を用いて収集信号列の位相成分のデータ列を近似する場合を説明する。かかる場合、複素信号変換部 17d は、多項式を用いて近似された近似振幅成分のデータ列と、多項式を用いて近似された近似位相成分のデータ列とを組み合わせた再変換により変換信号列 A を生成し、多項式を用いて近似された近似振幅成分のデータ列と、三角関数を用いて近似された近似位相成分のデータ列とを組み合わせた再変換により変換信号列 B を生成する。また、例えば、複素信号変換部 17d は、指数関数を用いて近似された近似振幅成分のデータ列と、多項式を用いて近似された近似位相成分のデータ列とを組み合わせた再変換により変換信号列 C を生成し、指数関数を用いて近似された近似振幅成分のデータ列と、三角関数を用いて近似された近似位相成分のデータ列とを組み合わせた再変換により変換信号列 D を生成する。更に、例えば、複素信号変換部 17d は、対数関数を用いて近似された近似振幅成分のデータ列と、多項式を用いて近似された近似位相成分のデータ列とを組み合わせた再変換により変換信号列 E を生成し、対数関数を用いて近似された近似振幅成分のデータ列と、三角関数を用いて近似された近似位相成分のデータ列とを組み合わせた再変換により変換信号列 F を生成する。

【 0 1 2 7 】

そして、クラッタ成分減算部 17e は、収集信号列から、複数の変換信号列それぞれを減算して、複数の減算信号列を生成する。例えば、クラッタ成分減算部 17e は、収集信号列から変換信号列 A を減算して、減算信号列 A を生成し、収集信号列から変換信号列 B を減算して、減算信号列 B を生成する。また、例えば、クラッタ成分減算部 17e は、収集信号列から変換信号列 C を減算して、減算信号列 C を生成し、収集信号列から変換信号列 D を減算して、減算信号列 D を生成する。更に、例えば、クラッタ成分減算部 17e は、収集信号列から変換信号列 E を減算して、減算信号列 E を生成し、収集信号列から変換信号列 F を減算して、減算信号列 F を生成する。

【 0 1 2 8 】

選択部 270a は、複数の減算信号列から減算信号列を選択する。例えば、選択部 270a は、複数の減算信号列のそれぞれについて統計量を算出し、算出した統計量が最小である減算信号列を選択する。例えば、選択部 270a は、統計量としてノルム、分散、及

10

20

30

40

50

び尖度のうちいずれか一つを算出する。ここでは、選択部 270 a は、統計量としてノルムを算出した場合を説明する。選択部 270 a は、減算信号列 A から減算信号列 F についてノルムをそれぞれ算出し、算出したノルムが最小である減算信号列を選択する。

【0129】

そして、ドブラ処理部 16 は、生成された減算信号列のうち少なくともいずれか一つを用いて、移動体情報を演算する。例えば、ドブラ処理部 16 は、選択部 270 a によって選択された 1 つの減算信号列であってクラッタの近似をより良好にできた減算信号列を用いて、移動体情報を演算する。

【0130】

上述したように、第 3 の実施形態では、振幅近似部 17 b と位相近似部 17 c とがそれぞれ複数種類の関数を用いて収集信号列を近似することで、より最適な減算信号列を選択することが可能となる。この結果、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置によれば、ドブラ画像を表示する時に視認性をより向上することが可能となる。

【0131】

なお、第 3 の実施形態に係る選択部 270 a は、複数の減算信号列のそれぞれについて統計量としてノルム、分散、及び尖度をそれぞれ算出し、より多くの統計値が小さくなった減算信号列を選択するようにしてもよい。

【0132】

また、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置は、選択部 270 a を有さずに構成されてもよい。かかる場合、クラッタ成分減算部 17 e は、生成した減算信号列それぞれをドブラ処理部 16 に出力する。そして、ドブラ処理部 16 は、クラッタ成分減算部 17 e により生成された減算信号列それぞれを用いて、ドブラデータを生成する。

【0133】

また、上述した第 3 の実施形態では、関数の最小二乗フィッティングにより、振幅成分のデータ列と位相成分のデータ列とを近似したが、予め用意した基底関数への射影により近似を行ってもよい。すなわち、振幅成分や位相成分のデータ列と、予め用意した基底関数との内積を計算し、内積の値を重みとした基底関数の線形結合により振幅成分や位相成分をそれぞれ近似してもよい。基底関数として、例えば離散フーリエ変換の基底や離散コサイン変換の基底、離散ウェーブレット変換の基底を用いることができる。

【0134】

更に、関数の最小二乗フィッティングと関数への射影とを併用してもよい。かかる場合、例えば、関数の最小二乗フィッティングにより近似振幅成分のデータ列 A と近似位相成分のデータ列 A とが算出される。そして、この近似振幅成分のデータ列 A と近似位相成分のデータ列 A とから減算信号列 A が生成される。また、関数への射影により近似振幅成分のデータ列 B と近似位相成分のデータ列 B とが算出される。そして、この近似振幅成分のデータ列 B と近似位相成分のデータ列 B とから減算信号列 B が生成される。そして、選択部 270 a は、例えば、関数の最小二乗フィッティングにより算出された減算信号列 A と、関数への射影により算出された減算信号列 B とから減算信号列を選択する。

【0135】

(第 4 の実施形態)

上述した第 3 の実施形態では収集信号列の振幅成分に対する複数種類の関数の最小二乗フィッティングと、収集信号列の位相成分に対する複数種類の関数の最小二乗フィッティングとにより、クラッタ成分を抑圧する場合について説明した。ところで、上述した第 2 の実施形態においても、振幅近似部 17 b、位相近似部 17 c、実数近似部 170 a、及び虚数近似部 170 b の 4 つの近似部は、複数種類の関数を最小二乗フィッティングに用いてもよい。

【0136】

そこで、第 4 の実施形態では、収集信号列の振幅成分に対する複数種類の関数の最小二乗フィッティングと、収集信号列の位相成分に対する複数種類の関数の最小二乗フィッティングとに加えて、収集信号列の実数成分である I 信号と、収集信号列の虚数成分である

10

20

30

40

50

Q信号とに対して複数種類の関数の最小二乗フィッティングを更に行う場合について説明する。

【0137】

なお、第4の実施形態に係る超音波診断装置は、クラッタ抑圧部170において一部の機能が異なる点を除いて、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成と同様である。このため、第4の実施形態に係るクラッタ抑圧部170について、図14を用いて説明した第2の実施形態に係るクラッタ抑圧部170との相違点についてのみ詳細に説明する。

【0138】

振幅・位相変換部17aは、複数回の超音波送受信により収集された同一位置の複数のIQ信号である収集信号列を、振幅成分のデータ列と、位相成分のデータ列とに変換する。そして、振幅近似部17bは、複数種類の関数により、複数の近似振幅成分のデータ列を算出する。例えば、振幅近似部17bは、複数種類の関数の最小二乗フィッティングにより、複数の近似振幅成分のデータ列を算出する。また、位相近似部17cは、複数種類の関数により、複数の近似位相成分のデータ列を算出する。例えば、位相近似部17cは、複数種類の関数の最小二乗フィッティングにより、複数の近似位相成分のデータ列を算出する。

10

【0139】

続いて、複素信号変換部17dは、複数の近似振幅成分のデータ列と複数の振幅成分のデータ列とを任意に組み合わせた再変換により、複数の変換信号列を生成する。そして、クラッタ成分減算部17eは、収集信号列から、複数の変換信号列それぞれを減算して、複数の減算信号列を生成する。

20

【0140】

また、実数近似部170aは、複数種類の関数により、収集信号列の実数信号のデータ列を近似した近似実数信号のデータ列を算出する。例えば、実数近似部170aは、複数種類の関数の最小二乗フィッティングにより、収集信号列の実数信号のデータ列を近似した近似実数信号のデータ列を算出する。虚数近似部170bは、複数種類の関数により、収集信号列の虚数信号のデータ列を近似した近似虚数信号のデータ列を算出する。例えば、虚数近似部170bは、複数種類の関数の最小二乗フィッティングにより、収集信号列の虚数信号のデータ列を近似した近似虚数信号のデータ列を算出する。続いて、IQ信号減算部170cは、収集信号列から、複数の近似実数信号のデータ列と複数の近似虚数信号のデータ列とを任意に組み合わせて減算した複数の減算信号列を生成する。

30

【0141】

そして、第4の実施形態に係る選択部170dは、複数の減算信号列から減算信号列を選択する。例えば、選択部170dは、複数の減算信号列のそれぞれについて統計量を算出し、算出した統計量が最小である減算信号列を選択する。例えば、第4の実施形態に係る選択部170dは、統計量としてノルム、分散、及び尖度のうちいずれか一つを算出する。或いは、第4の実施形態に係る選択部170dは、複数の減算信号列のそれぞれについて統計量としてノルム、分散、及び尖度をそれぞれ算出し、より多くの統計値が小さくなった減算信号列を選択するようにしてもよい。

【0142】

また、ドブラ処理部16は、生成された減算信号列のうち少なくともいずれか一つを用いて、移動体情報を演算する。例えば、ドブラ処理部16は、選択部170dによって選択された1つの減算信号列であってクラッタの近似をより良好にできた減算信号列を用いて、移動体情報を演算する。

40

【0143】

上述したように、第4の実施形態では、振幅近似部17b、位相近似部17c、実数近似部170a、及び虚数近似部170bの4つの近似部それぞれが複数種類の関数を用いて収集信号列を近似することで、より最適な減算信号列を選択することが可能となる。この結果、第4の実施形態に係る超音波診断装置によれば、ドブラ画像を表示する時に視認性をより向上することが可能となる。

50

## 【 0 1 4 4 】

なお、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置は、選択部 1 7 0 d を有さずに構成されてもよい。かかる場合、クラッタ成分減算部 1 7 e は、生成した減算信号列それぞれをドブラ処理部 1 6 に出力し、I Q 信号減算部 1 7 0 c は、生成した減算信号列それぞれをドブラ処理部 1 6 に出力する。そして、ドブラ処理部 1 6 は、クラッタ成分減算部 1 7 e 及び I Q 信号減算部 1 7 0 c により生成された減算信号列それぞれを用いて、ドブラデータを生成する。

## 【 0 1 4 5 】

また、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置は、実数近似部 1 7 0 a と虚数近似部 1 7 0 b において、実数成分である I 信号と、虚数成分である Q 信号とを合わせた複素信号列に対して、複素多項式等の複素関数の最小二乗フィッティングを行うように構成されてもよい。

10

## 【 0 1 4 6 】

また、上述した第 4 の実施形態では、関数の最小二乗フィッティングにより、収集信号列の実数成分である I 信号と虚数成分である Q 信号とを近似したが、予め用意した基底関数への射影により近似を行ってもよい。すなわち、I 信号や Q 信号と、予め用意した基底関数との内積を計算し、内積の値を重みとした基底関数の線形結合により I 信号や Q 信号をそれぞれ近似してもよい。なお、かかる場合も同様に、振幅成分のデータ列と位相成分のデータ列とを予め用意した基底関数への射影により近似を行ってもよい。基底関数として、例えば離散フーリエ変換の基底や離散コサイン変換の基底、離散ウェーブレット変換の基底を用いることができる。

20

## 【 0 1 4 7 】

更に、関数の最小二乗フィッティングと関数への射影とを併用してもよい。かかる場合、例えば、関数の最小二乗フィッティングにより近似振幅成分のデータ列 A と近似位相成分のデータ列 A とが算出される。そして、この近似振幅成分のデータ列 A と近似位相成分のデータ列 A とから減算信号列 A 1 が生成される。また、関数への射影により近似振幅成分のデータ列 B と近似位相成分のデータ列 B とが算出される。そして、この近似振幅成分のデータ列 B と近似位相成分のデータ列 B とから減算信号列 B 1 が生成される。同様に、関数の最小二乗フィッティングにより近似実数信号のデータ列 A と近似虚数信号のデータ列 A とが算出される。そして、この近似実数信号のデータ列 A と近似虚数信号のデータ列 A とから減算信号列 A 2 が生成される。また、関数への射影により近似実数信号のデータ列 B と近似虚数信号のデータ列 B とが算出される。そして、この近似実数信号のデータ列 B と近似虚数信号のデータ列 B とから減算信号列 B 2 が生成される。そして、選択部 1 7 0 d は、例えば、関数の最小二乗フィッティングにより算出された減算信号列 A 1 及び A 2 と、関数への射影により算出された減算信号列 B 1 及び B 2 とから減算信号列を選択する。

30

## 【 0 1 4 8 】

( その他の実施形態 )

実施形態は、上述した実施形態に限られるものではない。

## 【 0 1 4 9 】

上述した実施形態では、受信部 1 2 は、アナログデータである反射波データを生成するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、受信部 1 2 は、デジタルデータである反射波データを生成するようにしてもよい。かかる場合、受信部 1 2 は、プリアンプ 1 2 a と受信遅延加算回路 1 2 b との間に A / D 変換器 1 4 を有するように構成される。

40

## 【 0 1 5 0 】

そして、A / D 変換器 1 4 は、プリアンプ 1 2 a によってゲイン調整された反射波信号をデジタルデータに変換し、受信遅延加算回路 1 2 b は、デジタルデータである反射波信号からデジタルデータである反射波データを生成する。なお、受信部 1 2 が A / D 変換器 1 4 を有するように構成される場合、直交検波部 1 3 は、I Q 信号を B モード処理部 1 5

50

又はドブラ処理部 1 6 に出力する。

【 0 1 5 1 】

また、例えば、クラッタ成分の振幅成分及び位相成分の少なくともいずれか一つを事前に予測可能な組織を走査する場合には、予測可能な成分の近似には、関数に代えて定数を用いてもよい。

【 0 1 5 2 】

なお、上記では、上述の実施形態で説明した画像処理方法が、超音波診断装置で実行される場合について説明した。しかし、上述の実施形態で説明した画像処理方法は、受信部 1 2 が出力した反射波データ ( I Q 信号 ) を取得可能な画像処理装置において実行される場合であっても良い。図 2 0 は、その他の実施形態に係る画像処理装置 4 0 0 の構成例を示すブロック図である。図 2 0 に示すように、その他の実施形態に係る画像処理装置 4 0 0 は、ネットワーク 5 0 0 を介して、超音波診断装置 1 0 0 と互いに通信可能に接続される。なお、超音波診断装置 1 0 0 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同様の構成を有するものとする。ここで、超音波診断装置 1 0 0 は、 A / D 変換器 1 4 が、直交検波部 1 3 によって検波された複数の I Q 信号である収集信号列をデジタル信号へ変換した後、この収集信号列を画像処理装置 4 0 0 に送信する。

10

【 0 1 5 3 】

その他の実施形態に係る画像処理装置 4 0 0 は、モニタ 4 0 1 と、操作部 4 0 2 と、記憶部 4 0 3 と、制御部 4 0 4 と、クラッタ抑圧部 4 0 5 とを備える。モニタ 4 0 1 は、各種設定要求を入力するための G U I を表示したり、閲覧を要求された超音波画像などを表示したりする。操作部 4 0 2 は、マウス、キーボード、トラックボールなどを有し、画像処理装置 4 0 0 の操作者からの各種設定要求を受け付ける。制御部 4 0 4 は、画像処理装置 4 0 0 の処理全体を制御する。記憶部 4 0 3 は、超音波診断装置 1 0 0 から受信した収集信号列を記憶する。記憶部 4 0 3 は、例えば、 R A M ( Random Access Memory )、フラッシュメモリ ( Flash Memory ) 等の半導体メモリ素子、又は、ハードディスク、光ディスク等の記憶装置などである。

20

【 0 1 5 4 】

クラッタ抑圧部 4 0 5 は、収集信号列からクラッタ成分を抑圧した減算信号列を生成する。なお、クラッタ抑圧部 4 0 5 の構成は、第 1 の実施形態に係るクラッタ抑圧部 1 7、第 2 の実施形態に係るクラッタ抑圧部 1 7 0、第 3 の実施形態に係るクラッタ抑圧部 2 7 0、及び第 4 の実施形態に係るクラッタ抑圧部 1 7 0 のうちいずれかと同様に構成される。クラッタ抑圧部 4 0 5 は、生成した減算信号列を制御部 4 0 4 に出力する。

30

【 0 1 5 5 】

これにより、制御部 4 0 4 は、クラッタ抑圧部 4 0 5 によって生成された減算信号列を用いて、同一位置における移動体情報を演算する。続いて、制御部 4 0 4 は、生成したドブラデータからドブラ画像データを生成する。そして、制御部 4 0 4 は、ドブラ画像データをモニタ 4 0 1 に表示させる。制御部 4 0 4 及びクラッタ抑圧部 4 0 5 は、例えば、 C P U ( Central Processing Unit ) や M P U ( Micro Processing Unit ) などの電子回路や A S I C ( Application Specific Integrated Circuit ) や F P G A ( Field Programmable Gate Array ) などの集積回路である。

40

【 0 1 5 6 】

なお、超音波診断装置 1 0 0 は、受信部 1 2 が生成した反射波データを画像処理装置 4 0 0 に送信するようにしてもよい。かかる場合、画像処理装置 4 0 0 は、直交検波部及び A / D 変換器を更に備えるように構成される。また、画像処理装置 4 0 0 の記憶部 4 0 3 は、受信部 1 2 によって生成された反射波データを記憶する。そして、画像処理装置 4 0 0 の直交検波部は、超音波診断装置 1 0 0 から受信した反射波データを I Q 信号に変換する。続いて、画像処理装置 4 0 0 の A / D 変換器は、直交検波部によって変換された複数の I Q 信号である収集信号列をデジタル信号へ変換する。そして、クラッタ抑圧部 4 0 5 は、デジタル信号へ変換された収集信号列からクラッタ成分を抑圧する。

【 0 1 5 7 】

50

また、上記の実施形態において、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況などに応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。例えば、クラッタ成分減算部 17e と I Q 信号減算部 170c とを統合して減算部としてもよい。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPU および当該 CPU にて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0158】

また、上述の実施形態で説明した、超音波診断装置による処理は、内部記憶部 18 に予め記憶された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーションなどのコンピュータで実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク (FD)、CD-ROM、MO、DVD、USB メモリ及び SD カードメモリ等の Flash メモリ等、コンピュータで読み取り可能な非一時的な記録媒体に記録され、コンピュータによって非一時的な記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

10

【0159】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、観測時間中に強度や速度が変化する場合でもクラッタ成分を効果的に抑圧することができる。

20

【0160】

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同様に、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。

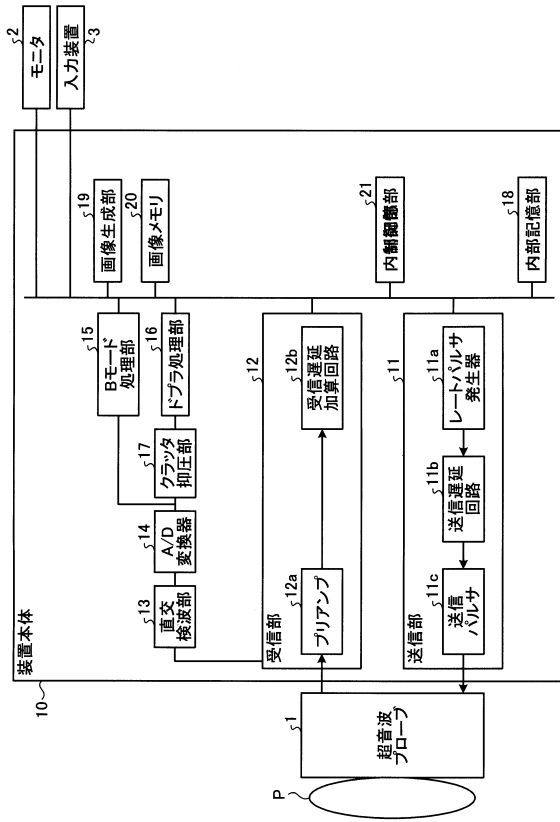
【符号の説明】

【0161】

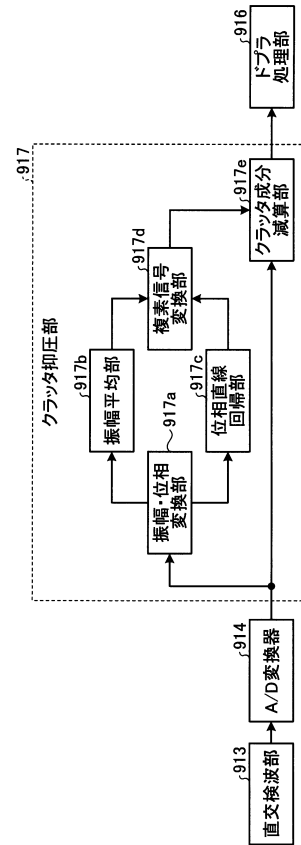
- 10 装置本体
- 16 ドブラ処理部
- 17 クラッタ抑圧部
- 17a 振幅・位相変換部
- 17b 振幅近似部
- 17c 位相近似部
- 17d 複素信号変換部

30

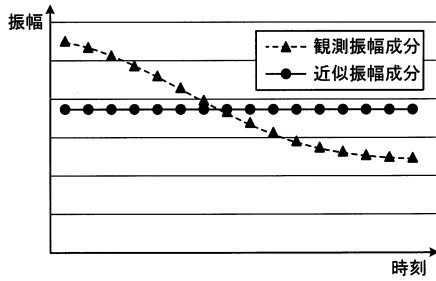
【 図 1 】



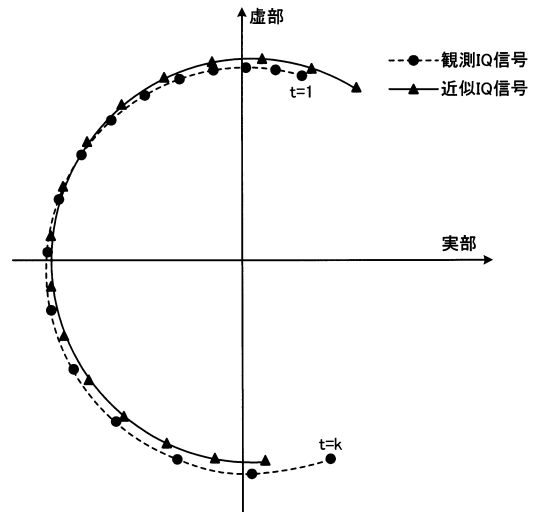
【 図 2 】



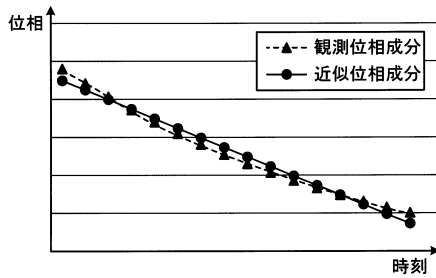
【 図 3 】



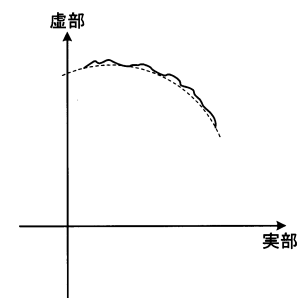
【 図 5 】



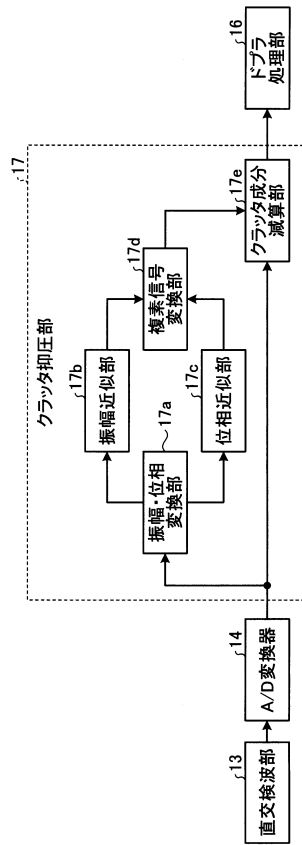
【 図 4 】



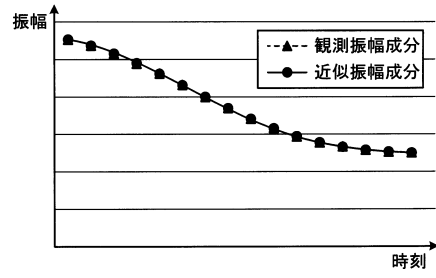
【 図 6 】



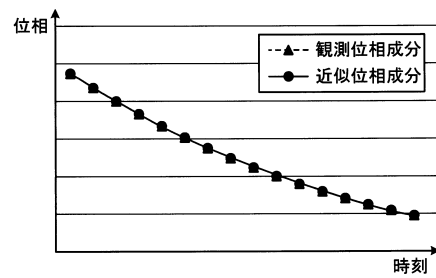
【 図 7 】



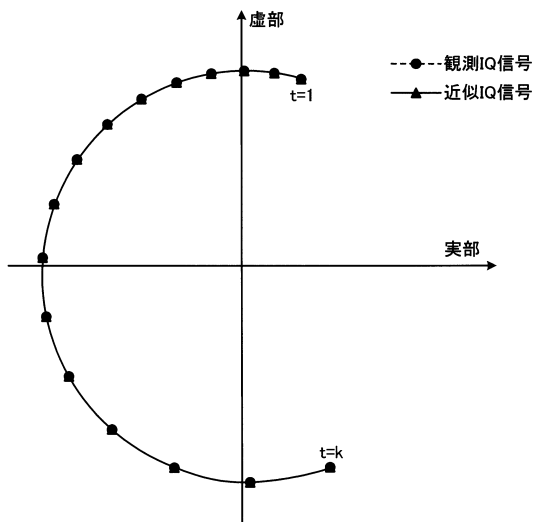
【 図 8 】



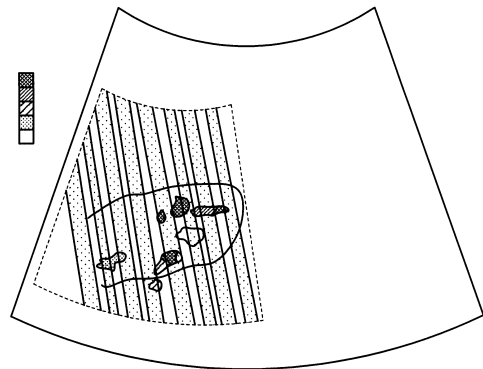
【 図 9 】



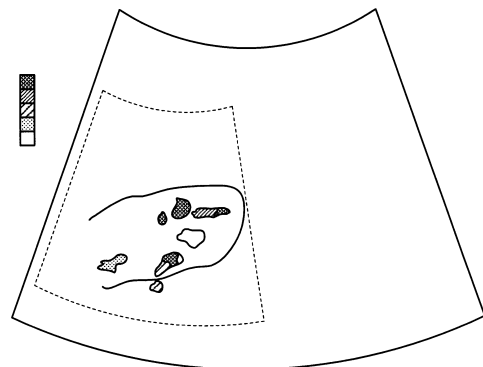
【 図 10 】



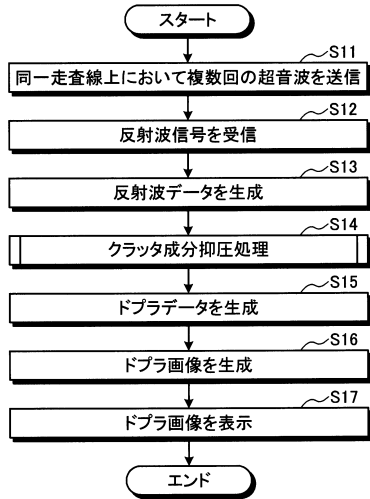
【 図 11 A 】



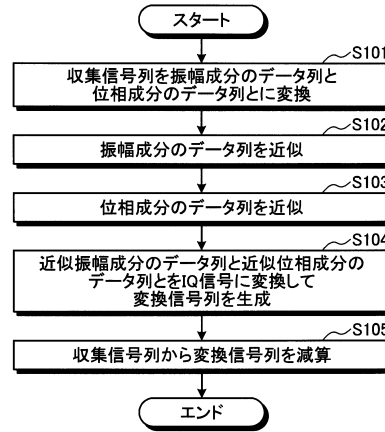
【 図 11 B 】



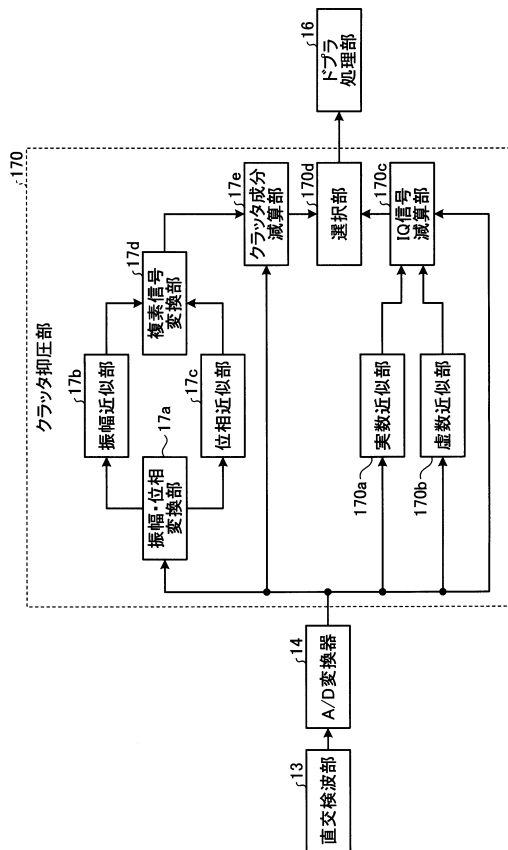
【図12】



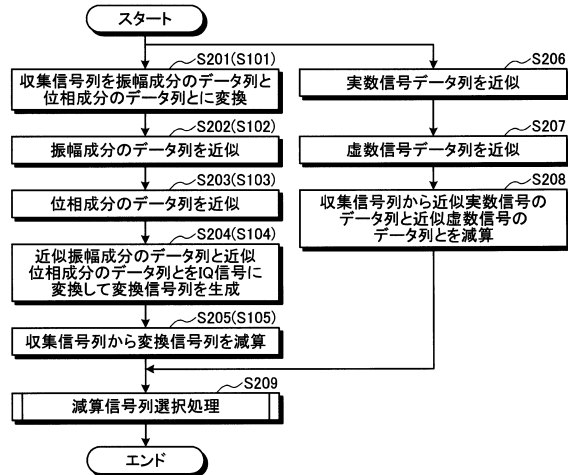
【図13】



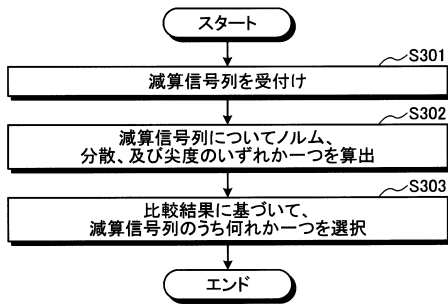
【図14】



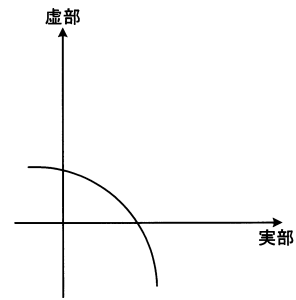
【図15】



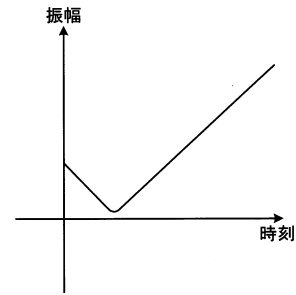
【図16】



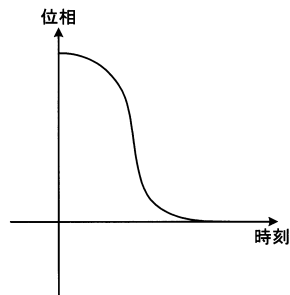
【図17A】



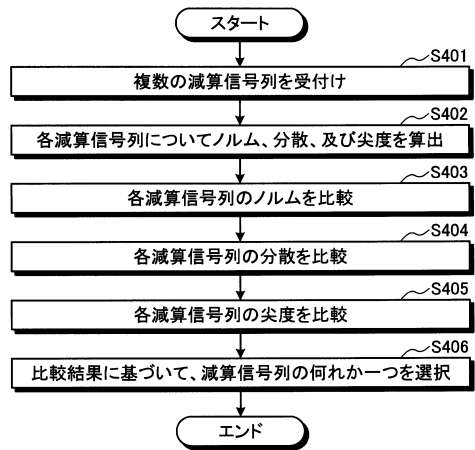
【図17B】



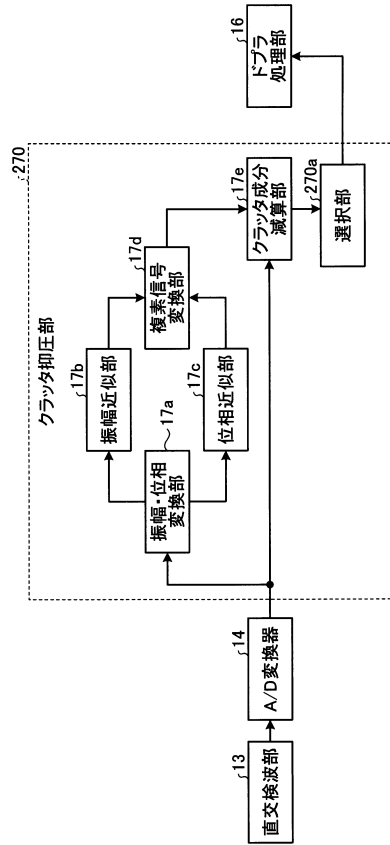
【図17C】



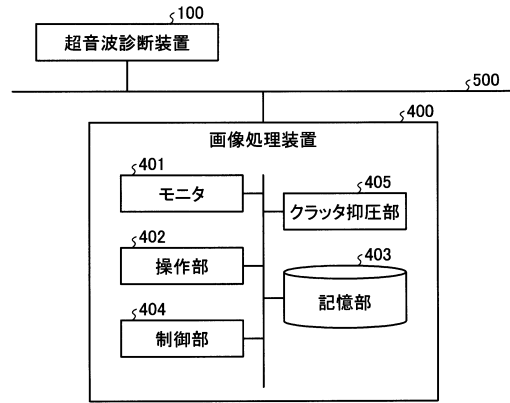
【図18】



【図19】



【図20】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 武口 智行  
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
- (72)発明者 松本 信幸  
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

審査官 森口 正治

- (56)参考文献 特開2006-149596(JP,A)  
米国特許第05228009(US,A)  
特開平05-015535(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和图像处理程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP6441039B2</a>	公开(公告)日	2018-12-19
申请号	JP2014233877	申请日	2014-11-18
[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	河田諭志 坂田幸辰 小野利幸 武口智行 松本信幸		
发明人	河田 諭志 坂田 幸辰 小野 利幸 武口 智行 松本 信幸		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE04 4C601/JB24 4C601/JB45		
其他公开文献	JP2016096853A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题是有效地抑制杂波成分。根据实施例的超声诊断设备包括转换单元，第一计算单元，第二计算单元，再转换单元和运动对象信息计算单元。转换单元将获取的信号序列转换为幅度分量的数据串和相位分量的数据串，该信号序列是多次通过超声波发送/接收获取的相同位置处的多个IQ信号。第一计算单元计算通过用函数近似振幅分量的数据序列而获得的近似振幅分量的数据串。第二计算单元计算通过函数近似相位分量的数据序列而获得的近似相位分量的数据序列。重发器通过将近似振幅分量的数据序列和近似相位分量的数据序列重新转换为多个IQ信号来产生变换后的信号序列。移动信息计算单元通过使用基于变换后的信号序列的信号序列来计算相同位置处的移动体信息。点域7

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6441039号 (P6441039)
(45) 発行日 平成30年12月19日(2018.12.19)	(24) 登録日 平成30年11月30日(2018.11.30)	
(51) Int. Cl. A61B 8/06 (2006.01)	F 1 A61B 8/06	
請求項の数 16 (全 32 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-233877(P2014-233877)	(73) 特許権者 594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社	
(22) 出願日 平成26年11月18日(2014.11.18)	栃木県大田原市下石上1385番地	
(65) 公開番号 特開2016-96853(P2016-96853A)	(74) 代理人 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所	
(43) 公開日 平成28年5月30日(2016.5.30)	(72) 発明者 河田 諭志 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝内	
審査請求日 平成29年11月9日(2017.11.9)	(72) 発明者 坂田 幸辰 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝内	
	(72) 発明者 小野 利幸 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝内	
	最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラム		