

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/181127

発行日 令和2年1月23日 (2020.1.23)

(43) 国際公開日 平成30年10月4日 (2018.10.4)

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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 31 頁)

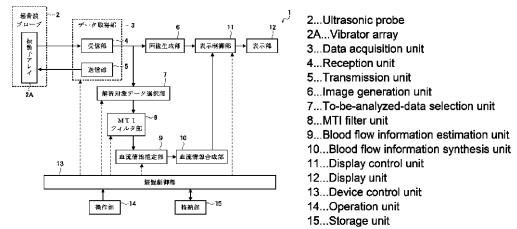
<p>出願番号 特願2019-509770 (P2019-509770)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2018/012035</p> <p>(22) 国際出願日 平成30年3月26日 (2018. 3. 26)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2017-67548 (P2017-67548)</p> <p>(32) 優先日 平成29年3月30日 (2017. 3. 30)</p> <p>(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号</p> <p>(74) 代理人 100152984 弁理士 伊東 秀明</p> <p>(74) 代理人 100148080 弁理士 三橋 史生</p> <p>(72) 発明者 野口 雅史 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DD03 DE03 EE09 JB30 JB34 JB35 JB41 JB48</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法

(57) 【要約】

超音波診断装置 1 は、被検体に対して超音波ビームの送信を複数の走査線に亘る範囲において複数回繰り返して被検体からの反射波の時系列データ列を取得するデータ取得部 3 と、時系列データ列に含まれる、被検体における散乱体の相対的な位置ずれ量を推定し且つ散乱体の位置ずれ量に基づく除外条件を満たす時系列データを時系列データ列から除外して解析対象データを選択する解析対象データ選択部 7 と、解析対象データからクラッタ成分を除去するMTIフィルタ部 8 と、クラッタ成分が除去された解析対象データを解析し、被検体における血流情報を推定する血流情報推定部 9 と、を有することを特徴とする。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波ビームの送信を複数の走査線に亘る範囲において複数回繰り返して、前記被検体からの反射波の時系列データ列を取得するデータ取得部と、

前記時系列データ列に含まれる、前記被検体における散乱体の相対的な位置ずれ量を推定する位置ずれ量推定部と、

前記位置ずれ量推定部により推定された前記散乱体の前記位置ずれ量に基づく除外条件を満たす時系列データを前記時系列データ列から除外することにより解析対象データを選択するデータ除外部と、

前記データ除外部により選択された前記解析対象データからクラッタ成分を除去する M T I フィルタ部と、

前記 M T I フィルタ部において前記クラッタ成分が除去された前記解析対象データを解析することにより、前記被検体における血流情報を推定する血流情報推定部と、を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記位置ずれ推定部は、前記時系列データ列に基づいて前記散乱体の相対的な移動距離を推定し、

前記データ除外部は、前記位置ずれ量推定部により推定された前記散乱体の前記移動距離が定められた閾値を超える複数の時系列データを前記時系列データ列から除外する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記位置ずれ量推定部は、前記時系列データ列のうち定められたデータ数を隔てて抽出された複数の抽出データを設定し、前記複数の抽出データに対して前記散乱体の相対的な移動距離を推定し、

前記データ除外部は、前記位置ずれ量推定部により推定された前記散乱体の前記移動距離が定められた閾値を超える前記複数の抽出データに亘る複数の時系列データを前記時系列データ列から除外する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記 M T I フィルタ部は、前記位置ずれ量推定部により前記散乱体の前記移動距離が推定された前記解析対象データに対して、前記散乱体の前記移動距離が大きいほど低周波成分を大きく減衰させるようにフィルタの特性を変化させる請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記 M T I フィルタ部は、前記複数の走査線に亘る範囲のうち定められた範囲において前記解析対象データの相関行列の平均値を計算し、前記相関行列の平均値を用いてクラッタを主成分とする主成分分析を行うことにより、前記解析対象データから前記クラッタ成分を除去する請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記位置ずれ量推定部は、前記時系列データに含まれる前記散乱体の相対的な移動距離および移動方向をそれぞれ絶対値および方向とする移動ベクトルを推定し、

前記データ除外部は、前記時系列データ列から推定された複数の前記移動ベクトルの始点と終点とを時系列順となるように逐次連結して前記時系列データ列に含まれる複数の時系列データに対応するデータ点をデータ平面上に配置し、複数の前記データ点をそれぞれ中心とする同一半径の複数の円のうちのいずれか 1 つの円に含まれる、時系列に連続した複数の前記データ点の区間を、前記データ点の個数が多い順に、順次、前記解析対象データとして取り出した結果、1 つの円にのみ含まれる前記データ点に対応する時系列データを除外する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記位置ずれ量推定部は、前記時系列データ列のうち定められたデータ数を隔てて抽出された複数の抽出データを設定し、前記複数の抽出データに対して前記散乱体の相対的な

10

20

30

40

50

移動距離および移動方向をそれぞれ絶対値および方向とする移動ベクトルを推定し、

前記データ除外部は、複数の前記抽出データから推定された複数の前記移動ベクトルの始点と終点とを時系列順となるように逐次連結して前記抽出データに対応するデータ点をデータ平面上に配置し、複数の前記データ点をそれぞれ中心とする同一半径の複数の円のうちいずれか1つの円に含まれる、時系列に連続した複数の前記データ点の区間を、前記データ点の個数が多い順に、順次、前記解析対象データとして取り出した結果、1つの円にのみ含まれる前記データ点に対応する時系列データを除外する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記MTIフィルタ部は、それぞれ取り出された複数の前記データ点の区間に対応する複数の前記解析対象データに対して、前記区間内に含まれる前記移動ベクトルの長さの合計が大きいほど低周波数成分を大きく減衰させるようにフィルタの特性を変化させる請求項6または7に記載の超音波診断装置。

10

【請求項9】

前記位置ずれ量推定部は、前記時系列データ列に含まれる、前記複数の走査線に亘る範囲における各点の相対的な移動距離および移動方向をそれぞれ絶対値および方向とする複数の周辺変位ベクトルを推定し、

前記MTIフィルタ部は、前記移動ベクトルとそれぞれの前記周辺変位ベクトルとの相関性が高いほど複数の前記解析対象データに対して大きな重み付けをして、前記複数の走査線に亘る範囲のうち定められた範囲において複数の前記解析対象データに対する相関行列の平均値を計算し、前記相関行列の平均値を用いてクラッタを主成分とする主成分分析を行うことにより、残された前記解析対象データから前記クラッタ成分を除去する請求項6または7に記載の超音波診断装置。

20

【請求項10】

前記時系列データ列において同一の関心領域内の相関係数を算出する相関係数算出部と前記時系列データ列を、前記相関係数算出部により算出された前記相関係数が定められた値を超える時系列データに亘る第1のデータ群と、前記相関係数が定められた値以下の時系列データに亘る第2のデータ群とに分割するデータ分割部とをさらに有する請求項1～9のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記MTIフィルタ部は、前記第1のデータ群の時系列データに対するフィルタの特性と、前記第2のデータ群の時系列データに対するフィルタの特性とを異ならせる請求項10に記載の超音波診断装置。

30

【請求項12】

前記データ分割部は、前記第2のデータ群において互いに隣接する時系列データに含まれる、同一の関心領域内の輝度値の変化量を計算し、且つ、前記第2のデータ群の時系列データを前記輝度値の変化量が定められた値を超える第3のデータ群と前記輝度値の変化量が定められた値以下の第4のデータ群とに分割する請求項10または11に記載の超音波診断装置。

【請求項13】

前記MTIフィルタ部は、前記第3のデータ群の時系列データに対するフィルタの特性と、前記第4のデータ群の時系列データに対するフィルタの特性とを異ならせる請求項12に記載の超音波診断装置。

40

【請求項14】

前記データ除外部は、前記第4のデータ群の時系列データを除外する請求項12に記載の超音波診断装置。

【請求項15】

前記MTIフィルタ部は、前記複数の走査線に亘る範囲において複数の点に対して算出された前記相関係数が高いほど前記解析対象データに対して大きな重み付けをして、前記複数の走査線に亘る範囲のうち定められた範囲において相関行列の平均値を計算し、前記

50

相関行列の平均値を用いてクラッタを主成分とする主成分分析を行うことにより、前記解析対象データから前記クラッタ成分を除去する請求項10に記載の超音波診断装置。

【請求項16】

前記データ除外部は、前記データ分割部により分割された時系列データのうち、定められたデータ数よりも少ないデータ数だけ時系列に連続した時系列データを除外する請求項10～15のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項17】

前記データ除外部は、前記時系列データの除外の結果として残された複数の時系列データのうち、定められたデータ数よりも少ないデータ数だけ時系列に連続した時系列データを除外する請求項1～16のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項18】

前記MTIフィルタ部は、前記時系列データ列から分割された複数の前記解析対象データを含む分割区間のそれぞれに対して前記解析対象データから前記クラッタ成分を除去し、

前記血流情報推定部は、それぞれの前記分割区間において前記MTIフィルタ部により前記クラッタ成分が除去された複数の前記解析対象データから前記血流情報を推定し、

前記血流情報推定部により推定された複数の前記分割区間における前記血流情報を合成する血流情報合成部をさらに有する請求項1～17のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項19】

被検体に対して超音波ビームの送信を複数の走査線に亘る範囲において複数回繰り返して行って、前記被検体からの反射波の時系列データ列を取得し、

前記時系列データ列に含まれる前記被検体における散乱体の相対的な位置ずれ量を推定し、

推定された前記位置ずれ量に基づく除外条件を満たす時系列データを前記時系列データ列から除外して解析対象データを選択し、

選択された前記解析対象データからクラッタ成分を除去し、

前記クラッタ成分が除去された前記解析対象データを解析することにより、前記被検体における血流情報を推定することを特徴とする超音波診断装置の制御方法。

20

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に係り、特に、ドプラ信号から血流情報を推定する超音波診断装置およびこの超音波診断装置の制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、被検体の内部の血流情報を得るために、超音波診断装置が用いられている。一般的に、超音波診断装置は、複数の素子が配列された振動子アレイが備えられた超音波プローブを備えている。この超音波プローブを被検体の体表に接触させた状態において、振動子アレイから被検体内に向けて超音波ビームが送信され、被検体からの超音波エコーを振動子アレイにおいて受信してドプラ信号が取得される。さらに、超音波診断装置は、得られたドプラ信号に含まれている周波数偏移情報に基づいて、血流情報であるドプラ画像を生成する。

40

【0003】

超音波診断装置により得られるドプラ画像としては、血液の流れる方向および血流の速度等に応じて血液の画像に色を付けたカラードプラ画像がある。カラードプラ画像は、カラーフローマッピング法により生成される画像である。カラーフローマッピング法では、同一の走査線上、且つ、同一位置のデータ列に対して、動きの遅い組織から得られる信号であるクラッタを抑制するようにMTI (Moving Target Indicator : 移動目標検出) フィルタと呼ばれるフィルタ処理を施すことにより、血流の信号成分を抽出する。このよう

50

に、ドプラ信号のクラッタ成分を抑制することは、精度の良いカラードプラ画像を得るために必要である。

【0004】

そこで、ドプラ信号のクラッタ成分を精度良く抑制できる超音波診断装置として、種々の提案がなされている。例えば、特許文献1に開示される超音波診断装置は、同一走査線上における同一位置の反射波データのデータ列から、走査範囲の相関行列を計算し、相関行列に基づいて主成分分析を行った結果からMTIフィルタのフィルタ係数を計算し、MTIフィルタにより移動体に反射された超音波ビームを抽出することにより移動体情報の推定を行い、移動体情報に基づいて超音波画像を生成する。また、特許文献1に開示されている超音波診断装置は、主成分分析に用いられる相関行列として、走査範囲における相関行列の平均値を用いている。

10

【0005】

また、例えば、特許文献2に開示される超音波診断装置は、受信したドプラ信号に対して自己相関演算を行うことにより、クラッタ成分の中心周波数および分散を推定し、クラッタ成分の周波数をゼロ付近にシフトさせている。さらに、特許文献2に開示される超音波診断装置は、周波数をシフトさせたクラッタ成分に対してMTIフィルタを適用させている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

20

【特許文献1】特開2014-158698号公報

【特許文献2】特開2004-73672号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、例えば、心臓および大きな血管の拍動、被検体の呼吸等が原因となる身体の動き、および、超音波プローブの移動に伴う相対的な被検体の身体の動きが発生する場合がある。この場合には、クラッタ成分の発生源となる被検体の組織自体の移動が大きくなるため、クラッタ成分の空間的な相関性が低くなり、特許文献1に開示される技術では、クラッタ成分を精度良く推定することができない。

30

また、特許文献2に開示の技術では、クラッタ成分の発生源となる被検体の組織の移動速度が十分に大きい場合、および、クラッタ成分の発生源となる被検体の組織の移動速度が大きく変化する場合には、クラッタ成分の中心周波数に基づく位相の補正だけでは、クラッタ成分の抑制効果を十分に得ることができない。

【0008】

また、特許文献1および2に開示されている技術では、クラッタ成分の発生源となる被検体の組織自体の移動が大きい場合に、血管内を流れている血液に対する超音波ビームの反射波と大きく移動した組織に対する超音波ビームの反射波とをまとめてドプラ解析してしまうため、いわゆるモーションアーチファクトが発生し、精度の良い血流情報を得ることができなかつた。

40

【0009】

本発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたものであり、被検体の組織が大きく移動した場合であっても、極力モーションアーチファクトを発生させることなく、精度の良い血流情報を得ることができる超音波診断装置および超音波診断装置の制御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】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、被検体に対して超音波ビームの送信を複数の走査線に亘る範囲において複数回繰り返し行って、被検体からの反射波の時系列データ列を取得するデータ取得部と、時系列データ列に含まれる被検体における散

50

乱体の相対的な位置ずれ量を推定する位置ずれ量推定部と、位置ずれ量推定部により推定された散乱体の位置ずれ量に基づく除外条件を満たす時系列データを時系列データ列から除外することにより解析対象データを選択するデータ除外部と、データ除外部により選択された解析対象データからクラッタ成分を除去するMTIフィルタ部と、MTIフィルタ部においてクラッタ成分が除去された解析対象データを解析することにより、被検体における血流情報を推定する血流情報推定部と、を有することを特徴とする。

【0011】

位置ずれ推定部は、時系列データ列に基づいて散乱体の相対的な移動距離を推定し、データ除外部は、位置ずれ量推定部により推定された散乱体の移動距離が定められた閾値を超える複数の時系列データを時系列データ列から除外することができる。

10

【0012】

もしくは、位置ずれ量推定部は、時系列データ列のうち定められたデータ数を隔てて抽出された複数の抽出データを設定し、複数の抽出データに対して散乱体の相対的な移動距離を推定し、

データ除外部は、位置ずれ量推定部により推定された散乱体の移動距離が定められた閾値を超える複数の抽出データに亘る複数の時系列データを時系列データ列から除外することもできる。

【0013】

さらに、MTIフィルタ部は、位置ずれ量推定部により散乱体の移動距離が推定された解析対象データに対して、散乱体の移動距離が大きいほど低周波成分を大きく減衰させるようにフィルタの特性を変化させることができる。

20

【0014】

もしくは、MTIフィルタ部は、複数の走査線に亘る範囲のうち定められた範囲において解析対象データの相関行列の平均値を計算し、相関行列の平均値を用いてクラッタを主成分とする主成分分析を行うことにより、解析対象データからクラッタ成分を除去することもできる。

【0015】

また、位置ずれ量推定部は、時系列データに含まれる散乱体の相対的な移動距離および移動方向をそれぞれ絶対値および方向とする移動ベクトルを推定し、データ除外部は、時系列データ列から推定された複数の移動ベクトルの始点と終点とを時系列順となるように逐次連結して時系列データ列に含まれる複数の時系列データに対応するデータ点をデータ平面上に配置し、複数のデータ点をそれぞれ中心とする同一半径の複数の円のうちいずれか1つの円に含まれる、時系列に連続した複数のデータ点の区間を、データ点の個数が多い順に、順次、解析対象データとして取り出した結果、1つの円にのみ含まれるデータ点に対応する時系列データを除外することもできる。

30

【0016】

もしくは、位置ずれ量推定部は、時系列データ列のうち定められたデータ数を隔てて抽出された複数の抽出データを設定し、複数の抽出データに対して散乱体の相対的な移動距離および移動方向をそれぞれ絶対値および方向とする移動ベクトルを推定し、データ除外部は、複数の抽出データから推定された複数の移動ベクトルの始点と終点とを時系列順となるように逐次連結して抽出データに対応するデータ点をデータ平面上に配置し、複数のデータ点をそれぞれ中心とする同一半径の複数の円のうちいずれか1つの円に含まれる、時系列に連続した複数のデータ点の区間を、データ点の個数が多い順に、順次、解析対象データとして取り出した結果、1つの円にのみ含まれるデータ点に対応する時系列データを除外することもできる。

40

【0017】

さらに、MTIフィルタ部は、それぞれ取り出された複数のデータ点の区間に対応する複数の解析対象データに対して、区間内に含まれる移動ベクトルの長さの合計が大きいほど低周波数成分を大きく減衰させるようにフィルタの特性を変化させることができる。

【0018】

50

もしくは、位置ずれ量推定部は、時系列データ列に含まれる、複数の走査線に亘る範囲における各点の相対的な移動距離および移動方向をそれぞれ絶対値および方向とする複数の周辺変位ベクトルを推定し、MTIフィルタ部は、移動ベクトルとそれぞれの周辺変位ベクトルとの相関性が高いほど複数の解析対象データに対して大きな重み付けをして、複数の走査線に亘る範囲のうち定められた範囲において複数の解析対象データに対する相関行列の平均値を計算し、相関行列の平均値を用いてクラッタを主成分とする主成分分析を行うことにより、残された解析対象データからクラッタ成分を除去することもできる。

【0019】

また、時系列データ列において同一の関心領域内の相関係数を算出する相関係数算出部と時系列データ列を、相関係数算出部により算出された相関係数が定められた値を超える時系列データに亘る第1のデータ群と、相関係数が定められた値以下の時系列データに亘る第2のデータ群とに分割するデータ分割部とをさらに有することが好ましい。

10

【0020】

さらに、MTIフィルタ部は、第1のデータ群の時系列データに対するフィルタの特性と、第2のデータ群の時系列データに対するフィルタの特性とを異ならせることができる。

【0021】

また、データ分割部は、第2のデータ群において互いに隣接する時系列データに含まれる、同一の関心領域内の輝度値の変化量を計算し、且つ、第2のデータ群の時系列データを輝度値の変化量が定められた値を超える第3のデータ群と輝度値の変化量が定められた値以下の第4のデータ群とに分割することができる。

20

【0022】

さらに、MTIフィルタ部は、第3のデータ群の時系列データに対するフィルタの特性と、第4のデータ群の時系列データに対するフィルタの特性とを異ならせることができる。

もしくは、データ除外部は、第4のデータ群の時系列データを除外してもよい。

【0023】

MTIフィルタ部は、複数の走査線に亘る範囲において複数の点に対して算出された相関係数が高いほど解析対象データに対して大きな重み付けをして、複数の走査線に亘る範囲のうち定められた範囲において相関行列の平均値を計算し、相関行列の平均値を用いてクラッタを主成分とする主成分分析を行うことにより、解析対象データからクラッタ成分を除去することもできる。

30

【0024】

また、データ除外部は、データ分割部により分割された時系列データのうち、定められたデータ数よりも少ないデータ数だけ時系列に連続した時系列データを除外することができる。

また、データ除外部は、時系列データの除外の結果として残された複数の時系列データのうち、定められたデータ数よりも少ないデータ数だけ時系列に連続した時系列データを除外してもよい。

【0025】

40

また、MTIフィルタ部は、時系列データ列から分割された複数の解析対象データを含む分割区間のそれぞれに対して解析対象データからクラッタ成分を除去し、血流情報推定部は、それぞれの分割区間においてMTIフィルタ部によりクラッタ成分が除去された複数の解析対象データから血流情報を推定し、血流情報推定部により推定された複数の分割区間における血流情報を合成する血流情報合成部をさらに有することが好ましい。

【0026】

また、本発明の超音波診断装置の制御方法は、被検体に対して超音波ビームの送信を複数の走査線に亘る範囲において複数回繰り返し行って、被検体からの反射波の時系列データ列を取得し、時系列データ列に含まれる、被検体における散乱体の相対的な位置ずれ量を推定し、推定された位置ずれ量に基づく除外条件を満たす時系列データを時系列データ

50

列から除外して解析対象データを選択し、選択された解析対象データからクラッタ成分を除去し、クラッタ成分が除去された解析対象データを解析することにより、被検体における血流情報を推定することを特徴とする。

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、超音波診断装置は、時系列データ列に含まれる散乱体の相対的な位置ずれ量を推定し、その位置ずれ量に基づいて時系列データ列から除外条件を満たす時系列データを除外するため、被検体の組織が大きく移動した場合であっても、精度の良い血流情報を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0028】

【図1】本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態1における受信部の内部構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の実施の形態1における画像生成部の内部構成を示すブロック図である。

【図4】本発明の実施の形態1における解析対象データ選択部の内部構成を示すブロック図である。

【図5】本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の血流情報の取得動作を示すフローチャートである。

【図6】本発明の実施の形態1における位置ずれ量推定部により設定された抽出データに含まれる散乱体を示す概念図である。

20

【図7】本発明の実施の形態1における位置ずれ量推定部により設定された抽出データに含まれる、位置ずれをした散乱体を示す概念図である。

【図8】それぞれの抽出データに含まれる散乱体の移動量を複数の抽出データおよび時系列データ列と共に例示した図である。

【図9】MTIフィルタのフィルタ特性の変化を示した図である。

【図10】MTIフィルタのフィルタ特性の他の変化例を示した図である。

【図11】本発明の実施の形態2に係る超音波診断装置の血流情報の取得動作を示すフローチャートである。

【図12】本発明の実施の形態2における時系列データの除外動作を示すフローチャートである。

30

【図13】データ平面上に配置された複数の移動ベクトルの例を示す概念図である。

【図14】データ平面上から複数のデータ点を取り出された結果、残された移動ベクトルの例を示す概念図である。

【図15】データ平面上に配置された複数の移動ベクトルの他の例を示す概念図である。

【図16】データ平面上に配置された複数の移動ベクトルのさらに他の例を示す概念図である。

【図17】本発明の実施の形態3における解析対象データ選択部の内部構成を示すブロック図である。

【図18】本発明の実施の形態3における血流情報の取得動作を示すフローチャートである。

40

【図19】本発明の実施の形態3における時系列データ列の分割動作を示すフローチャートである。

【図20】複数の抽出データにおける関心領域の相関係数の一例を示す図である。

【図21】複数の抽出データにおける関心領域の相関係数の他の例を示す図である。

【図22】複数の抽出データにおける関心領域の相関係数のさらに他の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

実施の形態1

50

図 1 に、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置 1 は、振動子アレイ 2 A を内蔵する超音波プローブ 2 を備え、超音波プローブ 2 に、データ取得部 3 が接続されている。

【0030】

データ取得部 3 は、超音波プローブ 2 の振動子アレイ 2 A に接続された受信部 4 および送信部 5 を有しており、受信部 4 に画像生成部 6 が接続されている。また、受信部 4 に、解析対象データ選択部 7 が接続され、解析対象データ選択部 7 に、MTI フィルタ部 8 が接続され、MTI フィルタ部 8 に、血流情報推定部 9 が接続され、血流情報推定部 9 に、血流情報合成部 10 が接続されている。また、画像生成部 6 および血流情報合成部 10 に、表示制御部 11 が接続されており、表示制御部 11 に表示部 12 が接続されている。

さらに、データ取得部 3、解析対象データ選択部 7、MTI フィルタ部 8、血流情報推定部 9 および表示制御部 11 に、装置制御部 13 が接続され、装置制御部 13 に、操作部 14 および格納部 15 がそれぞれ接続されている。なお、装置制御部 13 と格納部 15 とは、それぞれ双方向に情報を受け渡し可能に接続される。

【0031】

図 1 に示す超音波プローブ 2 の振動子アレイ 2 A は、1 次元または 2 次元に配列された複数の素子（超音波振動子）を有している。これらの素子は、それぞれ送信部 5 から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に被検体からの反射波を受信して受信信号を出力する。各素子は、例えば、PZT（Lead Zirconate Titanate：チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミック、PVDf（Poly Vinylidene Di Fluoride：ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電素子および PMN - PT（Lead Magnesium Niobate-Lead Titanate：マグネシウムニオブ酸鉛 - チタン酸鉛固溶体）に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子を用いて構成される。

【0032】

そのような振動子の電極に、パルス状または連続波状の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状または連続波状の超音波が発生して、それらの超音波の合成波から、超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として、それぞれの振動子から受信部 4 に出力される。

【0033】

データ取得部 3 の受信部 4 は、図 2 に示すように、増幅部 16、A/D（Analog/Digital：アナログ/デジタル）変換部 17、受信ビームフォーマ 18、および、直交検波回路 19 が直列接続された構成を有している。受信部 4 において、増幅部 16 は、振動子アレイ 2 A の各素子から出力される受信信号を増幅し、A/D 変換部 17 は、増幅された受信信号をデジタル化して素子データを生成し、受信ビームフォーマ 18 に出力する。

受信ビームフォーマ 18 は、装置制御部 13 からの制御信号に応じて選択された受信遅延パターンに基づき、設定された音速に従う各素子データにそれぞれの遅延を与えて加算（整相加算）を施す、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が生成され、生成された音線信号は、直交検波回路 19 に出力される。

直交検波回路 19 は、受信ビームフォーマ 18 により生成された音線信号を複素信号に変換し、この複素信号を、画像生成部 6 および解析対象データ選択部 7 に出力する。

【0034】

データ取得部 3 の送信部 5 は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、装置制御部 13 からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、振動子アレイ 2 A の複数の素子から送信される超音波が超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号を、遅延量を調節して複数の素子に供給する。

【0035】

なお、被検体内部の散乱体からの反射波の強度に基づく、被検体の組織形状に関する画像情報である B モード（Brightness mode：輝度モード）画像が生成される場合に、デー

10

20

30

40

50

タ取得部 3 は、超音波ビームの送信位置を、順次、移動させながら超音波ビームを送信し、複数の位置における反射波の受信を行う。

また、被検体内部の散乱体からの反射波に含まれている周波数偏移情報に基づくカラー Doppler 画像およびパワード Doppler 画像等の Doppler 画像が生成される場合に、データ取得部 3 は、複数の走査線に亘る範囲において同一の走査線に対して複数回の超音波ビームの送信を繰り返し行って、同一の位置からの複数の反射波の受信を行う。

【 0 0 3 6 】

画像生成部 6 は、図 3 に示すように、B モード処理部 2 0 と画像処理部 2 1 とが、順次、直列に接続された構成を有している。

B モード処理部 2 0 は、受信部 4 により生成された信号に対し、超音波の反射した位置の深度に応じて伝搬距離に起因する減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施して、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。B モード処理部 2 0 において生成された B モード画像信号は、画像処理部 2 1 に出力される。

画像処理部 2 1 は、B モード処理部 2 0 において生成された B モード画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）し、B モード画像信号に諧調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、B モード画像信号を表示制御部 1 1 に出力する。

【 0 0 3 7 】

解析対象データ選択部 7 は、図 4 に示すように、位置ずれ量推定部 2 2 とデータ除外部 2 3 とを有している。解析対象データ選択部 7 が受信部 4 から受け取るデータは、Doppler 画像を生成するために取得されたデータ列であり、被検体に対する超音波ビームの送信を、複数の走査線に亘る範囲における同一の走査線に対して複数回行って、同一の位置からの複数の反射波を受信することにより得られた時系列データ列である。

【 0 0 3 8 】

位置ずれ量推定部 2 2 は、受信部 4 から受け取った時系列データ列に含まれる、被検体における散乱体の位置ずれ量を推定する。例えば、位置ずれ量推定部 2 2 は、データ取得部 3 により互いに異なる時刻に取得された 2 つの時系列データに含まれる同一の散乱体を中心とした関心領域について、テンプレートマッチング等の処理を行うことにより、散乱体の相対的な位置ずれ量を推定することができる。位置ずれ量推定部 2 2 により推定された散乱体の位置ずれ量の情報は、データ除外部 2 3 に送信される。

データ除外部 2 3 は、位置ずれ量推定部 2 2 から、時系列データ列に含まれる散乱体の位置ずれ量の情報を受け取ると共に、データ取得部 3 の受信部 4 から時系列データ列を受け取る。データ除外部 2 3 は、散乱体の位置ずれ量に基づいた除外条件を満たす時系列データを、時系列データ列から除外して、Doppler 解析の対象となる解析対象データを選択する。また、データ除外部 2 3 が時系列データの除外を行った結果、時系列に連続している解析対象データが複数の分割区間に分割されることがある。このような場合には、解析対象データは、複数の分割区間毎に M T I フィルタ部 8 に送信される。

【 0 0 3 9 】

M T I フィルタ部 8 は、予め定められたフィルタ特性を有しており、解析対象データ選択部 7 のデータ除外部 2 3 により選択された解析対象データに対して、定められたフィルタ特性を用いて、クラッタ成分を除去するためのフィルタ処理を施す。

このように、M T I フィルタ部 8 により解析対象データのクラッタ成分を除去することにより、Doppler 解析を行う際に、血流以外の余分な周波数成分の影響を小さくすることができるため、Doppler 解析の結果として得られる血流情報の精度を向上することができる。

【 0 0 4 0 】

血流情報推定部 9 は、M T I フィルタ部 8 によりクラッタ成分が除去された解析対象データに対して Doppler 解析を施すことにより、被検体内の血流情報を推定する。解析対象データに対して Doppler 解析を施すことにより、血流情報を推定する方法は、種々の方法を用いることができるが、例えば、血流情報推定部 9 は、いわゆる自己相関法により血流情報を推定することができる。

10

20

30

40

50

血流情報合成部 10 は、解析対象データ選択部 7 のデータ除外部 23 により解析対象データが複数の分割区間に分割されている際に、血流情報推定部 9 によりそれぞれの分割区間の解析対象データに対して推定された複数の血流情報を合成する。

【0041】

図 1 に示すように、超音波診断装置 1 の表示制御部 11 は、画像生成部 6 において生成された B モード画像信号と、血流情報推定部 9 および血流情報合成部 10 において生成された被検体内の血流情報とに基づいて、表示部 12 に超音波画像を表示させる。ここで、超音波画像とは、B モード画像に対してカラードブラ画像およびパワードブラ画像等のドブラ画像が重畳された画像をいう。

表示部 12 は、例えば、LCD (Liquid Crystal Display: 液晶ディスプレイ) 等のディスプレイ装置を含んでおり、装置制御部 13 による制御の下、超音波画像を表示する。

【0042】

装置制御部 13 は、オペレータにより操作部 14 を介して入力された指令に基づいて超音波診断装置 1 の各部の制御を行う。

操作部 14 は、オペレータが入力操作を行うためのものであり、キーボード、マウス、トラックボールおよびタッチパネル等を備えて構成することができる。

格納部 15 は、超音波診断装置 1 の動作プログラム等を格納するもので、HDD (Hard Disc Drive: ハードディスクドライブ)、SSD (Solid State Drive: ソリッドステートドライブ)、FD (Flexible Disc: フレキシブルディスク)、MO ディスク (Magneto-Optical disc: 光磁気ディスク)、MT (Magnetic Tape: 磁気テープ)、RAM (Random Access Memory: ランダムアクセスメモリ)、CD (Compact Disc: コンパクトディスク)、DVD (Digital Versatile Disc: デジタルバーサタイルディスク)、SD カード (Secure Digital card: セキュアデジタルカード)、USB メモリ (Universal Serial Bus memory: ユニバーサルシリアルバスメモリ) 等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

【0043】

なお、画像生成部 6、解析対象データ選択部 7、MTI フィルタ部 8、血流情報推定部 9、血流情報合成部 10、表示制御部 11 および装置制御部 13 は、CPU (Central Processing Unit: 中央処理装置) および、CPU に各種の処理を行わせるための制御プログラムから構成されるが、それらを、デジタル回路およびコンピュータを用いて構成しても良い。また、これらの画像生成部 6、解析対象データ選択部 7、MTI フィルタ部 8、血流情報推定部 9、血流情報合成部 10、表示制御部 11 および装置制御部 13 を、部分的にあるいは全体的に 1 つの CPU に統合させて構成することもできる。

【0044】

次に、図 5 に示すフローチャートを用いて、実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 の血流情報の取得動作について説明する。

まず、ステップ S1 において、解析対象データ選択部 7 の位置ずれ量推定部 22 は、取得した時系列データ列から、定められたデータ数を隔てるように離散的に抽出されたデータである複数の抽出データを設定する。抽出データ間の間隔は、ドブラ解析の精度が低下しないデータ数に設定されることができ、例えば、4 以上のデータ数に設定されることができ、このように、時系列データ列から複数の抽出データを設定することにより、位置ずれ量の計算に要する演算負荷を軽減することができる。また、時系列データ列に含まれる散乱体の位置ずれ量を離散的な抽出データに対して推定することにより、きわめて短い時間間隔において散乱体の位置ずれ量を推定することを防ぎ、散乱体の位置ずれ量の推定に対して十分な精度を得ることができる。

【0045】

続くステップ S2 において、解析対象データ選択部 7 の位置ずれ量推定部 22 は、複数の抽出データのうち互いに時系列に隣接する抽出データに含まれる散乱体の相対的な位置ずれ量を推定する。ここでは、位置ずれ量推定部 22 により推定される散乱体の相対的な位置ずれ量が、散乱体の相対的な移動量である場合を説明する。

10

20

30

40

50

この際に、まず、位置ずれ量推定部 22 は、互いに時系列に隣接する抽出データのうちの一方をテンプレートマッチングにおける基準データとして設定する。基準となる抽出データにおいて、位置ずれ量推定部 22 は、図 6 に示すように、抽出データに含まれる散乱体 S 内に点 P1 が配置されるように関心領域 O1 を設定する。関心領域 O1 は、点 P1 が中心に位置するように設定される。次に、位置ずれ量推定部 22 は、他方の抽出データにおいて、図 7 に示すように、関心領域 O1 内に配置された点 P1 を中心とし、関心領域 O1 よりも大きい領域である探索領域 D を設定する。位置ずれ量推定部 22 は、探索領域 D 内において関心領域 O1 を移動させながら、基準となる一方の抽出データの関心領域 O1 と他方の抽出データの関心領域 O1 との類似度を算出して、最も類似度が高くなる関心領域 O2 を特定する。さらに、位置ずれ量推定部 22 は、基準となる抽出データの関心領域 O1 の点 P1 から他方の抽出データの関心領域 O2 の点 P2 に至る移動ベクトル V を推定し、この移動ベクトル V の絶対値を計算することにより、散乱体 S の相対的な移動距離を推定する。

10

【0046】

互いに時系列に隣接する複数の抽出データから、それぞれ、散乱体の相対的な移動距離が推定されると、ステップ S3 において、解析対象データ選択部 7 のデータ除外部 23 は、ステップ S2 において推定された散乱体の複数の移動距離の値と定められた閾値とを比較する。そして、データ除外部 23 は、散乱体の移動距離が閾値を超える抽出データに亘る複数の時系列データを時系列データ列から除外して、残された複数の時系列データをドブラ解析の対象となる解析対象データとして選択する。ここで、図 8 に、散乱体の複数の移動距離を時系列データ列および複数の抽出データと共に配置した例を示す。図 8 に示される例において、L は散乱体の相対的な移動距離、t は時間を示し、TH1 は、移動距離 L に対して定められた閾値を示す。また、B0 ~ B18 は、時系列データ列を構成する時系列データを示し、A0 ~ A6 は、抽出データを示す。また、L0 ~ L5 は、それぞれ、抽出データ A0 ~ A6 のうち互いに時系列に隣接する抽出データから推定された散乱体の移動距離を示す。

20

【0047】

図 8 に示す例において、抽出データ A3 および A4 から推定された散乱体の移動距離 L3 と、抽出データ A4 および A5 から推定された散乱体の移動距離 L4 がいずれも閾値 TH1 を超えている。この際に、データ除外部 23 は、隣接した抽出データ A3 と A4、および、A4 と A5 とに亘る時系列データ B9 ~ B15 を時系列データ列から除外し、残った時系列データ B0 ~ B8 および時系列データ B16 ~ B18 をドブラ解析の対象となる解析対象データとして選択する。また、図 8 に示す例においては、解析対象データは、時系列に連続した時系列データ B0 ~ B8 を含む分割区間と時系列に連続した時系列データ B16 ~ B18 を含む分割区間とに分割されている。

30

このように、散乱体の移動距離が閾値を超える時系列データを除外することにより、ドブラ解析の際に、被検体の組織の動きと血流の動きとを共に解析してしまうことを防ぐことができるため、血流情報の推定精度を向上させることができる。

【0048】

続くステップ S4 において、MTI フィルタ部 8 は、ステップ S3 において選択された解析対象データに対して、クラッタ成分を除去するようにフィルタ処理を施す。この際に、MTI フィルタ部 8 は、推定された散乱体の移動距離に応じて予め設定されているフィルタの特性を変化させることができる。例えば、MTI フィルタ部 8 は、図 9 に示すように、推定された散乱体の移動距離が大きいほど解析対象データの低周波数成分を大きく減衰させるように、予め設定されているフィルタ波形 WF1 を変化させてフィルタ波形 WF2 とすることができる。また、MTI フィルタ部 8 は、図 10 に示すように、推定された散乱体の移動距離が大きいほど解析対象データの低周波数成分を大きく減衰させるために、予め設定されているフィルタ波形 WF1 を、曲線形状のフィルタ波形 WF3 に変化させることもできる。ここで、図 9 および図 10 における $F(f)$ は、解析対象データに対して適用されるフィルタの特性であり、 f は解析対象データの周波数を示す。MTI フィル

40

50

タ部 8 は、このようなフィルタ特性を用いて、解析対象データの低周波数成分を減衰することにより、解析対象データからクラッタ成分を除去する。

【 0 0 4 9 】

血流情報推定部 9 は、ステップ S 4 においてクラッタ成分が除去された複数の解析対象データに対してドブラ解析を行うことにより、ステップ S 5 において被検体における血流情報を推定する。血流情報推定部 9 は、複数の解析対象データに対するドブラ解析の方法として、種々の方法を用いることができるが、例えば、複数の解析対象データに対して自己相関演算を行うことにより、血流の中心周波数およびパワー等の血流情報を推定することができる。解析対象データがステップ S 3 において複数の分割区間に分割されている場合には、解析対象データに対して分割区間毎に血流情報の推定を行う。

10

このように、ステップ S 3 において解析対象データが複数の分割区間に分割されている場合に、ステップ S 6 において、血流情報合成部 10 は、複数の分割区間に対して推定された血流情報を合成する。このようにして、血流情報の取得動作は終了する。

【 0 0 5 0 】

以上において説明した実施の形態 1 の超音波診断装置 1 によれば、時系列データ列に含まれる散乱体の移動距離が定められた閾値以下の時系列データをドブラ解析の対象である解析対象データとして選択する。さらに、超音波診断装置 1 は、これらの解析対象データからクラッタ成分を除去し、クラッタ成分が除去された解析対象データから、被検体における血流情報を推定する。そのため、実施の形態 1 の超音波診断装置 1 は、被検体の組織が大きく移動した場合であっても、被検体の組織の大きな動きに起因した成分をドブラ解析の解析対象データから取り除くことができ、精度の良い血流情報を得ることができる。

20

【 0 0 5 1 】

なお、解析対象データ選択部 7 の位置ずれ量推定部 22 は、図 5 のフローチャートのステップ S 2 において、複数の抽出データを用いて時系列データ列に含まれる散乱体の移動ベクトルを推定すると説明したが、散乱体の移動ベクトルを精度良く推定できれば、時系列データ列を構成する複数の互いに隣接する時系列データから散乱体の移動ベクトルを推定することもできる。例えば、位置ずれ量推定部 22 は、時系列データ列を構成する複数の時系列データ同士の時間間隔が十分な大きさを有している場合に、互いに時系列に隣接する時系列データから、散乱体の移動ベクトルを推定することができる。

【 0 0 5 2 】

30

また、位置ずれ量推定部 22 は、互いに時系列に隣接した注目データにおいて移動ベクトルを推定する際に、テンプレートマッチングを用いたが、探索領域 D 内の全てのデータについてテンプレートマッチングを行うことは、超音波診断装置 1 の演算性能に起因して、多くの時間を要する場合がある。この場合に、位置ずれ量推定部 22 は、テンプレートマッチングに要する演算量を低減するため、探索領域 D 内のデータを間引いた抽出データを用いてテンプレートマッチングを行うことができる。また、位置ずれ量推定部 22 は、間引かれたデータに対して、データ補間をすることもできる。

【 0 0 5 3 】

また、解析対象データ選択部 7 のデータ除外部 23 は、時系列データ列が複数の分割区間に分割された際に、定められたデータ数よりも少ないデータ数だけ時系列に連続した時系列データを除外することができる。ドブラ解析の際には、解析対象データが時系列に多く連続しているほど、精度の良い血流情報を推定することができる。そのため、データ除外部 23 は、定められた数よりも少ないデータ数だけ時系列に連続した時系列データを解析対象データから除外することにより、血流情報を推定する精度を向上させることができる。

40

【 0 0 5 4 】

また、データ除外部 23 により散乱体の移動距離の値と比較される閾値は、MTI フィルタ部 8 におけるフィルタの性能に応じて設定されることが望ましい。従来の MTI フィルタでは、散乱体の移動距離が、超音波ビームの中心周波数に対応する波長程度より大きい場合に、クラッタ成分の抑制が十分になされないことが多かった。そのため、例えば、

50

従来のMTIフィルタと同程度の性能を有するMTIフィルタを用いる場合には、散乱体の移動距離の閾値は、超音波ビームの中心周波数に対応する波長の1/2倍～1倍の長さに設定されることが望ましい。

【0055】

また、血流情報合成部10は、ステップS6において血流情報を合成する際に、複数の分割区間のそれぞれに含まれる解析対象データのデータ数に応じて血流情報の重み付け加算を行うことができる。これは、血流情報の推定精度が、時系列に連続する解析対象データのデータ数に依存するためである。そのため、血流情報合成部10は、例えば、複数の分割区間のそれぞれに含まれる解析対象データのデータ数が多いほど大きな重み付けをして複数の血流情報を加算することにより、血流情報の合成を行うことができる。

10

【0056】

また、MTIフィルタ部8は、ステップS4において、散乱体の相対的な移動距離が大きいほど解析対象データの低周波数成分を減衰するように、予め設定されているフィルタの特性を変化させることができると説明したが、散乱体の相対的な移動距離が一定の値よりも小さい場合に、解析対象データに対して低周波数成分の減衰量を小さくするように、予め設定されているフィルタの特性を変化させることもできる。

【0057】

また、MTIフィルタ部8は、解析対象データを基準とした、複数の走査線に亘る範囲のうち定められた範囲において相関行列を算出し、クラッタを主成分とする主成分分析を行うことにより、複数の解析対象データからクラッタ成分を除去することもできる。この場合には、MTIフィルタ部8は、まず、解析対象データを基準とした、複数の走査線に亘る範囲のうち定められた範囲において相関行列の平均値を算出する。例えば、特開2014-158698号公報等に掲載されている技術においては、下記式(1)に示される相関行列の平均値が用いられている。

20

【0058】

【数1】

$$R_{xx} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M x_m x_m^H \quad \cdot \cdot \cdot \quad (1)$$

【0059】

ここで、式(1)の x_m は、定められた範囲に含まれる点mにおける時系列データ列を示す列ベクトルであり、Mは、定められた範囲に含まれる点mの総数である。また、 x_m^H は、 x_m を転置した行ベクトルの複素共役である。

30

定められた範囲とは、複数の走査線に亘る走査範囲すべてが対象となり得るが、望ましくは、解析対象データの近傍の関心領域として定められる。解析対象データの近傍とは、具体的には、解析対象データと近接する複数の走査線および深さ範囲に亘る2次元の範囲か、もしくは、解析対象データの走査線における近接する深さ範囲の1次元の範囲のことである。また、解析対象データ自身に含まれる血流信号の影響を除くために、定められた範囲を、解析対象データ近傍の領域から解析対象データ自身を除いた範囲として定めても良い。

40

本発明の実施の形態1において、MTIフィルタ部8は、複数の抽出データに含まれる点mの移動距離が定められた閾値以下となる点mの時系列データのみを相関行列の計算に用いることができる。この際に、例えば、MTIフィルタ部8は、下記式(2)を用いて相関行列の計算を行うことができる。

【0060】

【数 2】

$$R_{xx} = \frac{\sum_{m=1}^M W_m x_m x_m^H}{M \sum_{m=1}^M W_m} \quad \cdot \cdot \cdot \quad (2)$$

【0061】

ここで、式(2)の W_m は、点 m における重み値であり、点 m の移動距離が閾値を超える場合には、 $W_m = 0$ であり、点 m の移動距離が閾値以下である場合には、 $W_m = 1$ である。このように、MTIフィルタ部8は、相関行列の平均値を計算する際に、互いに時系列に隣接する抽出データにおいて移動距離の大きい点、すなわち、相関性の低い点を除くことができるため、主成分分析を行う際に、クラッタの推定精度を向上させることができる。

10

【0062】

実施の形態2

実施の形態1における血流情報の取得動作において、超音波診断装置1は、互いに時系列に隣接した抽出データに含まれる散乱体の移動距離を推定し、散乱体の移動距離に基づいて解析対象データの選択を行った。ここで、例えば、散乱体に対して推定された複数の移動距離がそれぞれ小さい値であっても、それぞれの移動距離に対応する散乱体の移動方向が同一方向である等の場合に、最終的に積算される散乱体の移動距離が大きくなるため、時系列データにおける最初のデータと最後のデータとの相関性が低くなることがある。このような問題を解消するために、超音波診断装置1は、散乱体の移動距離に加えて散乱体の移動ベクトルの向きを考慮することにより、解析対象データの算出を行うこともできる。

20

【0063】

図11に、実施の形態2における超音波診断装置の血流情報の取得動作を示す。ここで、実施の形態2の超音波診断装置は、図1に示す実施の形態1の超音波診断装置1と同一の構成を有する。また、図11のフローチャートのステップS1およびS4~S6は、図5のフローチャートのステップS1およびS4~S6と同一であるため、これらのステップの詳細な説明は省略する。

30

ステップS1において時系列データ列から複数の抽出データが設定されると、解析対象データ選択部7の位置ずれ量推定部22は、ステップS7において、互いに時系列に隣接する抽出データに含まれる散乱体の移動ベクトルを推定する。散乱体の移動ベクトルの推定方法は、実施の形態1における方法と同一である。

【0064】

続くステップS8において、解析対象データ選択部7のデータ除外部23は、ステップS7において推定された散乱体の移動ベクトルに基づいて時系列データ列から時系列データを除外し、解析対象データを選択する。ステップS8については、図12に示すフローチャートを用いて詳細に説明する。

40

ステップS8の時系列データの除外動作は、図12に示されるように、ステップS9~ステップS13のステップにより構成される。

【0065】

まず、ステップS9において、データ除外部23は、複数の抽出データに含まれる散乱体に対する複数の移動ベクトルをデータ平面上に時系列に配置する。この際に、データ除外部23は、複数の移動ベクトルの始点と終点とを時系列順となるように逐次連結する。この結果、図13に例示されるように、複数の移動ベクトルの始点および終点に相当する複数のデータ点がデータ平面上に配置される。図13において、データ平面DP上に移動ベクトル $V_0 \sim V_5$ が配置されており、また、移動ベクトル $V_0 \sim V_5$ の始点および終点

50

に相当するデータ点 Q 0 ~ Q 6 が配置されている。データ点 Q 0 ~ Q 6 は、時系列順に並んだ抽出データに対応する点である。

【 0 0 6 6 】

続くステップ S 1 0 において、データ除外部 2 3 は、データ平面上に配置された複数のデータ点をそれぞれ中心とする、同一半径の円を設定する。これらの複数の円の半径は、予め一定の値に設定されることができる。

ステップ S 1 1 において、データ除外部 2 3 は、各データ点を中心とする複数の円のうち、時系列に連続したデータ点を最も多く含む円を特定する。そして、データ除外部 2 3 は、その円に含まれる複数のデータ点の区間、すなわち、複数のデータ点に対応する複数の抽出データに亘る複数の時系列データを解析対象データとして選択する。図 1 3 に示す例においては、データ点 Q 0 ~ Q 6 をそれぞれ中心とする複数の円のうち、データ点 Q 2 を中心とする円 C 2 が時系列に連続するデータ点を最も多く含んでおり、この円 C 2 に含まれる 4 つのデータ点 Q 0 ~ Q 3 の区間が、解析対象データとして取り出される。

10

【 0 0 6 7 】

ステップ S 1 1 において複数のデータ点の区間が解析対象データとして取り出されると、ステップ S 1 2 においてデータ除外部 2 3 は、残された複数のデータ点をそれぞれ中心とする複数の円のうち、いずれか 1 つの円に含まれるデータ点の数が 2 つ以上となる区間があるか否かを判定する。例えば、図 1 3 に示されるデータ点 Q 0 ~ Q 3 の区間が解析対象データとして取り出されると、図 1 4 に示されるように、データ点 Q 3 ~ Q 6 の区間が残される。図 1 4 に示される例においては、データ点 Q 5 および Q 6 を中心とする円 C 5 および C 6 が、それぞれ 2 つのデータ点 Q 5 および Q 6 を含んでいる。このように、円に含まれるデータ点の数が 2 つ以上となる区間がある場合に、ステップ S 1 1 に戻る。

20

【 0 0 6 8 】

ステップ S 1 1 に戻ると、データ除外部 2 3 は、残されたデータ点に対して、各データ点を中心とする複数の円のうち、時系列に連続したデータ点を最も多く含む円を特定し、その円に含まれる複数のデータ点の区間を解析対象データとして選択する。図 1 4 に示す例においては、円 C 5 および C 6 に含まれるデータ点 Q 5 ~ Q 6 の区間が解析対象データとして取り出される。この際に、複数のデータ点解析対象データとして取り出された結果として、時系列データ列は、データ点 Q 0 ~ Q 3 の区間に対応する分割区間と、データ点 Q 5 ~ Q 6 に対応する分割区間とに分割されている。このように、複数のデータ点の区間が解析対象データとして取り出された結果、時系列データ列が複数の分割区間に分割される場合がある。

30

また、以上のように、データ除外部 2 3 は、ステップ S 1 2 およびステップ S 1 3 において、時系列に連続した複数のデータ点の区間を、データ点の個数が多い順に、順次、解析対象データとして取り出した結果、各データ点を中心とする円に含まれるデータ点の数が 2 つ以上となる区間がなくなった場合に、ステップ S 1 3 に進む。

【 0 0 6 9 】

ステップ S 1 1 およびステップ S 1 2 においてデータ点の区間が取り出された結果、データ点が残された場合に、ステップ S 1 3 においてデータ除外部 2 3 は、残されたデータ点の区間、すなわち、1 つの円にのみ含まれるデータ点に対応する抽出データに亘る複数の時系列データをダブル解析の対象から除外する。

40

以上により、ステップ S 8 における時系列データの除外動作が終了すると、続くステップ S 4 において複数の解析対象データからクラッタ成分が除去される。次に、ステップ S 5 およびステップ S 6 において血流情報の推定と合成が行われると、実施の形態 2 における血流情報の取得動作が終了する。

【 0 0 7 0 】

以上において説明した実施の形態 2 における超音波診断装置 1 の血流情報の取得動作によれば、時系列データ列に含まれる散乱体の複数の移動ベクトルを時系列順に連結するようにデータ平面上に配置する。そして、各移動ベクトルの始点および終点に相当するデータ点の区間が、それぞれのデータ点を中心とする円に含まれる時系列に連続したデータの

50

数が多い順に、順次、解析対象データとして選択される。そのため、超音波診断装置 1 は、被検体の組織が同一の方向に大きく移動した場合であっても、精度の良い血流情報を得ることができる。

【0071】

なお、ステップ S 1 0 において設定される複数の円の半径を、予め一定の値に設定することができる。ここで、散乱体に対して送信される超音波ビームの中心周波数に対する波長が大きいほど大きな値に設定することもできる。ここで、散乱体に送信される超音波ビームの周波数が高いほど、時系列データ列に含まれるスペックルパターンの粒度が細くなり、それぞれの時系列データの分解能も高くなる。分解能の高い時系列データ列は、分解能の低い時系列データと比較して、散乱体が相対的に移動した際に、時系列データ間の相関性が低くなり易い。ところで、ドブラ解析を行う際には、血流情報の推定精度を向上させるために、一定値以上の相関性を有した複数の解析対象データに対して、区間別に解析を行うことが望ましい。そのため、分解能が低い時系列データに対応するデータ点を中心とする円の半径は、分解能が高い時系列データに対応するデータ点を中心とする円の半径と比較して、小さくすることが望ましい。以上から、散乱体に対して送信される超音波ビームの中心周波数が低いほど、すなわち、この中心周波数に対する波長が大きいほど、ステップ S 1 0 において設定される複数の円の半径は、大きな値に設定されることができる。また、具体的な円の半径は、MTIフィルタ部 8 におけるフィルタの性能に応じて設定されることが望ましい。従来 of MTI フィルタでは、散乱体の移動距離が、超音波ビームの中心周波数に対応する波長程度より大きい場合に、クラッタ成分の抑制が十分に

10

20

【0072】

また、ステップ S 1 1 において複数のデータ点の区間が解析対象データとして取り出される際に、図 1 5 に示されるように、時系列に連続したデータ点を最も多く含む円が 2 つ以上存在し、かつ、それらの円が同一のデータ点を共有している場合がある。図 1 5 に示す例において、円 C 2 は、4 つのデータ点 Q 0 ~ Q 3 を含み、円 C 3 は、4 つのデータ点 Q 1 ~ Q 4 を含んでいる。また、円 C 2 および C 3 は、3 つのデータ点 Q 1 ~ Q 3 を共有している。この場合に、解析対象データ選択部 7 のデータ除外部 2 3 は、より長く時系列に連続した複数のデータ点の区間が残るように、複数のデータ点の区間を解析対象データとして選択することが望ましい。図 1 5 に示す例において、円 C 2 に含まれるデータ点 Q 0 ~ Q 3 の区間を解析対象データとして選択した場合には、時系列に連続した 3 つのデータ点 Q 4 ~ Q 6 が残されるが、円 C 3 に含まれるデータ点 Q 1 ~ Q 4 の区間を解析対象データとして選択した場合には、残されたデータ点が、データ点 Q 0 のみを含む区間と、2 つのデータ点 Q 5 および Q 6 の区間とに分割される。そのため、この場合には、円 C 2 に含まれるデータ点 Q 0 ~ Q 3 の区間を解析対象データとして選択することが望ましい。

30

【0073】

また、ステップ S 1 0 において複数の円が設定された際に、図 1 6 に示すように、全てのデータ点を含む円 C が設定されることがある。この場合には、例えば、時系列データ列に含まれる散乱体は、往復運動をしているとみなすことができる。そのため、時系列の最初のデータ点と最後のデータ点との間における散乱体の正味の移動距離は、ステップ S 1 0 において設定された円の内部に収まり、時系列データ列の全ての値が解析対象データとして選択される。

40

【0074】

また、実施の形態 2 においても実施の形態 1 と同様に、MTI フィルタ部 8 は、複数の走査線に亘る範囲のうちそれぞれ対応する点を中心とする定められた範囲において相関行列を算出し、クラッタを主成分とする主成分分析を行うことにより、複数の解析対象データからクラッタ成分を除去することもできる。

この際に、例えば、解析対象データ選択部 7 の位置ずれ量推定部は、時系列データ列に

50

含まれる散乱体、すなわち基準となる点の移動ベクトルと、基準となる点以外の各点の相対的な移動距離および移動方向をそれぞれ絶対値および方向とする複数の周辺変位ベクトルとを推定する。そして、MTIフィルタ部8は、定められた範囲において、基準となる点の移動ベクトルと複数の周辺変位ベクトルとの相関性が高いほど、複数の解析対象データに対して大きな重み付けをして、複数の解析対象データに対する相関行列の平均値を計算する。MTIフィルタ部8が計算する相関行列の平均値を表す式として、実施の形態1における式(2)を用いることができるが、実施の形態2において、式(2)の $m = j$ の点の重み値 W_j として、下記式(3)を用いることができる。

【0075】

【数3】

$$W_j = \frac{\frac{V_j \cdot V_i}{|V_j| |V_i|} + 1}{2} \dots (3)$$

【0076】

ここで、式(3)の V_i は、時系列データ列に含まれる点 i の移動ベクトルを示し、 V_j は、点 i を中心とする定められた範囲における各点 j の周辺変位ベクトルを示す。また、 $V_j \cdot V_i$ は移動ベクトル V_i と周辺変位ベクトル V_j との内積を示し、 $|V_i|$ および $|V_j|$ は、それぞれ、移動ベクトル V_i の絶対値および周辺変位ベクトル V_j の絶対値を示す。このように、MTIフィルタ部8は、実施の形態2において、それぞれの周辺変位ベクトルの方向が基準となる点の移動ベクトルの方向に近いほど重み値が大きくなるように、相関行列の平均値を計算するため、相関性の低い点の影響を小さくすることができ、主成分分析を行う際に、クラッタの推定精度を向上させることができる。

【0077】

実施の形態3

実施の形態1および実施の形態2において取得された時系列データ列は、互いに類似度の低い時系列データを含む場合がある。類似度が低くなる要因として、例えば、被検体の組織が、超音波プローブの振動子アレイの配列面に対して垂直な方向に移動した場合、および、超音波ビームの反射した点において赤血球等の微小な散乱体が流れていることにより超音波エコーのパターンが複雑に変化する場合等が挙げられる。このように、時系列データ列において互いに類似度が低い時系列データが含まれる場合には、解析対象データからクラッタ成分を除去するためのフィルタの特性を、時系列データに応じて適切な特性に変化させることが望ましい。

【0078】

実施の形態3の超音波診断装置は、図1に示す実施の形態1の超音波診断装置1の解析対象データ選択部7の代わりに、図17に示す解析対象データ選択部24を有することを除いて、実施の形態1の超音波診断装置1と同一の構成を有している。

解析対象データ選択部24は、相関係数算出部25と、データ分割部26と、位置ずれ量推定部22と、データ除外部23とを有している。また、相関係数算出部25に、データ分割部26が接続され、データ分割部26に、データ除外部23が接続されている。また、データ分割部26に、位置ずれ量推定部22が接続されている。

解析対象データ選択部24の位置ずれ量推定部22およびデータ除外部23は、それぞれ、実施の形態1において図4に示される解析対象データ選択部7の位置ずれ量推定部22およびデータ除外部23と同一である。

【0079】

相関係数算出部25は、時系列データ列を構成する複数の時系列データのうち互いに異なる時刻に取得された時系列データにおいて、同一の関心領域内の相関係数を算出する。ここで、相関係数とは、一方の時系列データに対する他方の時系列データの類似度を表す指標であり、相関係数が高いほど2つの時系列データが類似していることを示す。また、

10

20

30

40

50

相関係数算出部 25 は、従来の方法を用いて時系列データ間の相関係数を算出することができる。

データ分割部 26 は、相関係数算出部 25 により算出された時系列データ間の相関係数に応じて、時系列データ列を複数のデータ群に分割する。また、後に詳しく説明するが、データ分割部 26 は、複数のデータ群に分割した時系列データを、複数の時系列データ間の輝度値の変化量に基づいて、さらに分割することができる。

【0080】

図 18 に、実施の形態 3 における血流情報の取得動作のフローチャートを示す。このフローチャートにおけるステップ S1、ステップ S3、ステップ S5 およびステップ S6 は、図 5 に示す実施の形態 1 におけるステップ S1、ステップ S3、ステップ S5 およびステップ S6 と同一であるため、これらのステップの詳細な説明は省略する。

まず、ステップ S1 において、時系列データ列から複数の抽出データが設定されると、ステップ S14 へ進む。

【0081】

ステップ S14 において、解析対象データ選択部 24 の相関係数算出部 25 は、互いに時系列に隣接した複数の抽出データに対して、互いに対応する点を基準とした同一の関心領域内の相関係数を算出する。

続くステップ S15 において、解析対象データ選択部 24 のデータ分割部 26 は、ステップ S14 において算出された複数の相関係数のうち、定められた閾値以下の相関係数があるか否かを判定する。これは、相関係数の大きさに応じて時系列データ列を分割するためである。ステップ S15 の判定の際に、閾値以下の相関係数が存在すると判断された場合に、ステップ S16 に進む。

【0082】

ステップ S16 において、データ分割部 26 は、ステップ S14 において算出された複数の相関係数の値に基づいて、時系列データ列を複数のデータ群に分割する。このステップ S16 については、図 19 のフローチャートを用いて詳細に説明する。図 19 に示されるように、ステップ S16 に示す時系列データ列の分割動作は、ステップ S19 ~ ステップ S22 のステップにより構成される。

【0083】

まず、ステップ S19 において、データ分割部 26 は、複数の抽出データ間の相関係数が、定められた閾値を超える時系列データの区間があるか否かを判定する。これは、複数の相関係数が、閾値を超える相関係数と閾値以下である相関係数とを含んでいる場合に、時系列データ列を相関係数の大きさに応じて分割するためである。ステップ S19 の判定の際に、図 20 に示すように、相関係数が閾値を超える時系列データの区間があると判断された場合に、ステップ S20 に進む。図 20 に示す例において、R は相関係数、t は時間を示し、TH2 は、相関係数 R に対して定められた閾値を示す。ここで、図 20 における相関係数 R の最大値は、1.0 である。また、B0 ~ B18 は時系列データ列を構成する時系列データを示し、A0 ~ A6 は、抽出データを示す。また、R0 ~ R5 は、それぞれ、抽出データ A0 ~ A6 のうち互いに時系列に隣接する抽出データから算出された相関係数を示す。図 20 において、複数の相関係数 R0 ~ R5 のうち、相関係数 R0 ~ R2 は、閾値 TH2 を超えている。

【0084】

ステップ S19 に続くステップ S20 において、データ分割部 26 は、時系列データ列を、相関係数が閾値を超える抽出データに亘る第 1 のデータ群と、相関係数が閾値以下の抽出データに亘る第 2 のデータ群とに分割する。図 20 に示される例において、相関係数 R0 ~ R2 が閾値 TH2 を超えているため、データ分割部 26 は、相関係数 R0 ~ R2 の算出に用いられた抽出データ A0 ~ A3 に亘る時系列データ B0 ~ B8 を第 1 のデータ群として特定する。また、データ分割部 26 は、閾値 TH2 以下の相関係数 R3 ~ R5 の算出に用いられた抽出データ A3 ~ A6 に亘る時系列データ B9 ~ B18 を、第 2 のデータ群として特定する。ここで、第 1 のデータ群と第 2 のデータ群との境界に位置する時系列

10

20

30

40

50

データB9は、図20においては、第2のデータ群に割り当てられているが、第1のデータ群に割り当てられることもできる。

このように、ステップS20において、時系列データ列が第1のデータ群と第2のデータ群とに分割されると、ステップS21に進む。

【0085】

また、ステップS19において、図21に示すように、相関係数が閾値を超える時系列データの区間がない、すなわち、時系列データ列の全ての区間において相関係数が閾値以下であると判断された場合には、ステップS20を経由せずに、ステップS21に進む。

【0086】

ステップS19およびステップS20に続くステップS21において、データ分割部26は、相関係数が閾値以下となる時系列データの区間において、互いに時系列に隣接した抽出データ間の輝度値の変化量を算出する。これは、輝度値の変化量の大きさにより、相関係数が閾値以下となる時系列データを複数のデータ群に分割するためである。

10

ここで、時系列データ間の相関係数が閾値以下となる要因として、互いに異なる断層面に対して時系列データが取得されること、または、血管内に対して時系列データが取得されること等が挙げられる。例えば、時系列データが取得される際に、超音波プローブの角度が被検体に対して変化した場合に、また、被検体の組織が断層面に対して垂直な方向に移動した場合に、互いに異なる断層面に対する時系列データが取得される。このように、互いに異なる断層面に対して取得された時系列データ間においては、時系列データが全体として大きく変化するため、輝度値の変化量が大きくなり易い。また、血管内に対して取得された時系列データ間においては、赤血球等の微小な散乱体の移動により、相関係数が低くなるが、時系列データの振幅の空間的な平均値は短時間の間では大きく変化しないため、輝度値の変化量が小さくなり易い。そのため、時系列データ間の輝度値の変化量が大きい時系列データは、互いに異なる断層面に対して取得された時系列データであると判断することができ、また、時系列データ間の輝度値の変化量が小さい時系列データは、血管内に対して取得された時系列データであると判断することができる。したがって、時系列データ間の輝度値の変化量が大きい時系列データと、時系列データ間の輝度値の変化量が小さい時系列データとは、互いにフィルタ特性を異ならせることが望ましい。

20

【0087】

また、データ分割部26は、種々の算出方法を用いて抽出データ間の輝度値の変化量を算出することができるが、例えば、データ分割部26は、輝度値の変化量として、互いに時系列に隣接した抽出データに対して、互いに対応した点を中心とする同一の関心領域内の輝度値の差の二乗和を計算することができる。

30

【0088】

続くステップS22において、データ分割部26は、ステップS21において算出された輝度値の変化量に基づいて、相関係数が閾値以下となる時系列データの区間を分割する。この際に、データ分割部26は、図22に示されるように、輝度値の変化量が閾値以下となる時系列データの区間を第3のデータ群として特定し、輝度値の変化量が閾値を超える時系列データの区間を第4のデータ群として特定する。図22に示す例において、抽出データA0～A3を用いて算出された輝度値の変化量が閾値以下であり、抽出データA3～A6を用いて算出された輝度値の変化量が閾値を超えている。この場合には、時系列データ列は、第3のデータ群の時系列データB0～B9と、第4のデータ群の時系列データB10～B18とに分割される。ここで、第3のデータ群と第4のデータ群との境界に位置する時系列データB9は、図22に示される例においては、第3のデータ群に割り当てられているが、第4のデータ群に割り当てられることもできる。

40

このように、相関係数が閾値以下となる時系列データの区間は、第3のデータ群と第4のデータ群とに分割される。さらに、データ分割部26は、各データ群に分割された、相関係数が閾値以下の時系列データを、分割されたデータ群毎に、ドブラ解析の対象となる解析対象データとして選択する。

【0089】

50

以上により、ステップ S 1 6 における時系列データ列の分割動作は終了する。

ステップ S 1 6 に続くステップ S 1 7 において、解析対象データ選択部 2 4 の位置ずれ量推定部 2 2 は、相関係数が閾値を超える抽出データに対して、複数の抽出データに含まれる散乱体の相対的な移動距離を推定する。ステップ S 1 7 における散乱体の移動距離の推定方法は、図 5 のフローチャートのステップ S 2 に示す実施の形態 1 における散乱体の移動距離の推定方法と同一である。

【 0 0 9 0 】

続くステップ S 3 において、解析対象データ選択部 2 4 のデータ除外部 2 3 は、推定された散乱体の移動距離が閾値を超える抽出データを特定し、それらの抽出データに亘る複数の時系列データを除外し、残された複数の時系列データを解析対象データとして選択する。

10

ステップ S 3 に続くステップ S 1 8 において、データ除外部 2 3 は、相関係数が閾値を超える複数の時系列データから散乱体の移動距離に基づいて時系列データが除外された結果、残された解析対象データからクラッタ成分を除去すると共に、ステップ S 1 6 において分割された、相関係数が閾値以下の複数の解析対象データからクラッタ成分を除去する。相関係数が閾値を超える解析対象データに対するフィルタ処理の方法は、図 5 のフローチャートのステップ S 4 において説明したフィルタ処理の方法と同一である。

【 0 0 9 1 】

ステップ S 1 8 における、相関係数が閾値以下の解析対象データに対するフィルタ処理は、第 3 のデータ群として分割された解析対象データと、第 4 のデータ群として分割された解析対象データとにおいてフィルタ処理の方法を異ならせることが望ましい。そこで、MTI フィルタ部 8 は、相関係数が閾値以下の解析対象データのうち、第 3 のデータ群として分割された解析対象データに対しては、血管内に対して取得された解析対象データであると判断して、予め設定されているフィルタ特性を、低周波数成分の減衰量が小さくなるように変化させる。また、MTI フィルタ部 8 は、相関係数が閾値以下の解析対象データのうち、第 4 のデータ群として分割された解析対象データに対しては、互いに異なる断面に対して取得された解析対象データであると判断して、予め設定されているフィルタ特性を、低周波数成分の減衰量が大きくなるように変化させる。

20

【 0 0 9 2 】

ステップ S 1 8 において複数の解析対象データにフィルタ処理が施されることにより、複数の解析対象データからクラッタ成分が除去されると、続くステップ S 5 において、複数の分割区間およびデータ群毎に血流情報が推定され、ステップ S 6 において複数の血流情報が合成される。

30

このようにして、実施の形態 3 における血流情報の取得動作は終了する。

【 0 0 9 3 】

以上において説明した実施の形態 3 における血流情報の取得動作によれば、時系列データ列に含まれる散乱体の相対的な位置ずれ量に基づいて、時系列データ列から複数の時系列データを除外する前に、抽出データ間の相関係数に基づいて時系列データ列を複数のデータ群に分割する。そのため、ドブラ解析の際に、被検体の組織の大きな移動の影響を除外することができ、また、解析対象データに応じて適切なフィルタ処理を施すことができるため、さらに精度の高い血流情報を得ることができる。

40

【 0 0 9 4 】

なお、解析対象データ選択部 2 4 の相関係数算出部 2 5 は、ステップ S 2 1 において、互いに時系列に隣接する抽出データに対して、同一の関心領域の輝度値の変化量を算出する際に、それぞれの抽出データに対して平滑化処理を施すことが望ましい。これは、抽出データに含まれるスペckルパターンの影響を取り除くためであり、このような平滑化処理を抽出パターンに対して施すことにより、算出された輝度値の変化量の精度を向上させることができる。

【 0 0 9 5 】

また、データ分割部 2 6 は、互いに時系列に隣接する抽出データに対して、同一の関心

50

領域の輝度値の差の二乗和を、輝度値の変化量として算出すると説明したが、その他の算出方法により、輝度値の変化量を算出することもできる。例えば、データ分割部 26 は、互いに時系列に隣接する抽出データにおいて、同一の関心領域の輝度値の平均値を比較することにより、輝度値の変化量を算出することもできる。ここで、データ分割部 26 は、輝度値の平均値を比較する際に、例えば、互いの抽出データにおける同一の関心領域の輝度値の平均値の差を算出すること、および、それらの輝度値の平均値の比を算出すること等を行うことができる。

【0096】

また、図 21 に示すように、ステップ S14 において算出された全ての相関係数が閾値以下である場合に、データ分割部 26 は、時系列データ列を構成する全ての時系列データが、血管内に対して取得された時系列データであると判断して、これらの全ての時系列データを第 3 のデータ群として特定することもできる。

10

【0097】

また、解析対象データ選択部 24 のデータ除外部 23 は、ステップ S22 において第 4 のデータ群として分割された複数の時系列データを解析対象データから除外してもよい。第 4 のデータ群として分割された複数の時系列データは、相関係数が閾値を超える複数の時系列データに含まれる断層面とは異なる断層面に対して取得された時系列データを含むと判断される。そのため、第 4 のデータ群として分割された複数の時系列データは、同一の断層面において時系列に連続して取得された、血流情報の推定のために十分なデータ数の時系列データを含まない区間を有する場合がある。この場合に、合成された血流情報に対して、第 4 のデータ群から推定された血流情報が与える寄与は、きわめて少なくなることがある。したがって、第 4 のデータ群の時系列データを解析対象データから除外することにより、血流情報を得るための超音波診断装置の計算負荷を軽減することができる。

20

【0098】

また、データ除外部 23 は、データ分割部 26 により複数のデータ群に分割された複数の時系列データのうち、定められたデータ数よりも少ないデータ数だけ時系列に連続した時系列データを解析対象データから除外することができる。ここで、一定のデータ数よりも少ないデータ数の時系列データに対してドプラ解析を行った場合に、MTI フィルタ部 8 におけるフィルタの性能が十分に発揮できず、また、血流情報の推定精度が低下してしまうことがある。このような血流情報の推定精度の低下を防ぐために、例えば、4 以上のデータ数の時系列データに対してドプラ解析を行うことが望ましい。すなわち、データ除外部 23 は、3 以下のデータ数だけ時系列に連続した時系列データを解析対象データから除外することが望ましい。これにより、血流情報を推定する際の精度を向上させることができる。

30

【0099】

また、実施の形態 3 における血流情報の取得動作は、実施の形態 1 における血流情報の取得動作に対して、関心領域の相関係数を用いて時系列データ列を分割する処理を適用させた血流情報の取得動作に相当するが、実施の形態 3 の特徴である関心領域の相関係数を用いて時系列データ列を分割する処理は、実施の形態 2 における血流情報の取得動作に適用させることもできる。すなわち、本発明の超音波診断装置は、時系列データ列に含まれる散乱体の移動ベクトルに基づいて解析対象データを選択する前に、関心領域の相関係数を用いて時系列データ列を分割する処理を行うこともできる。

40

【0100】

また、実施の形態 3 においても実施の形態 1 および実施の形態 2 と同様に、MTI フィルタ部 8 は、複数の走査線に亘る範囲のうちそれぞれ対応する点を中心とする定められた範囲において相関行列を算出し、クラッタを主成分とする主成分分析を行うことにより、複数の解析対象データからクラッタ成分を除去することもできる。

この際に、MTI フィルタ部 8 は、例えば、関心領域の相関係数が閾値を超える解析対象データに対しては、実施の形態 1 において説明した方法を用いて相関行列の平均値を算出することができるが、関心領域の相関係数が閾値以下の解析対象データに対しては、相

50

関係数の低い点の重みを小さくするように重み付けをして相関行列の平均値を算出することができる。すなわち、関心領域の相関係数が閾値以下の解析対象データに対して、相関係数の平均値は、実施の形態1における式(1)を用いて算出することができるが、 $m = i$ の点の相関係数を重み値 W_i とすることができる。このように重み値を設定することにより、主成分分析を行う際に、相関性の低い点の影響を小さくして、クラッタの推定精度を向上させることができる。

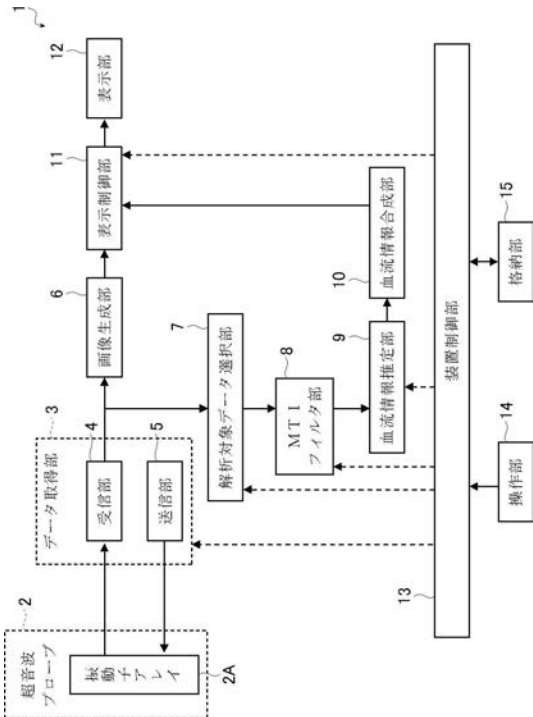
【符号の説明】

【0101】

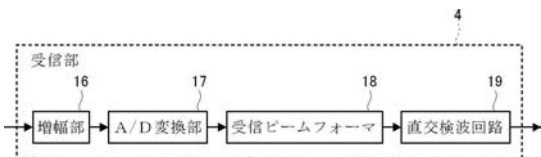
1 超音波診断装置、2 超音波プローブ、2A 振動子アレイ、3 データ取得部、4 受信部、5 送信部、6 画像生成部、7, 24 解析対象データ選択部、8 MTIフィルタ部、9 血流情報推定部、10 血流情報合成部、11 表示制御部、12 表示部、13 装置制御部、14 操作部、15 格納部、16 増幅部、17 A/D変換部、18 受信ビームフォーマ、19 直交検波回路、20 Bモード処理部、21 画像処理部、22 位置ずれ量推定部、23 データ除外部、25 相関係数算出部、26 データ分割部、A0~A6 抽出データ、B0~B18 時系列データ、C, C2, C3, C5, C6 円、D 探索領域、DP データ平面、L, L0~L5 移動距離、O1, O2 関心領域、P1, P2 注目点、Q0~Q6 データ点、R, R0~R5 相関係数、S 散乱体、TH1, TH2 閾値、V, V0~V5 移動ベクトル、WF1, WF2, WF3 フィルタ波形、f 周波数、F(f) 減衰量、t 時間。

10

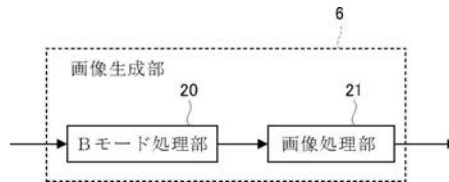
【図1】



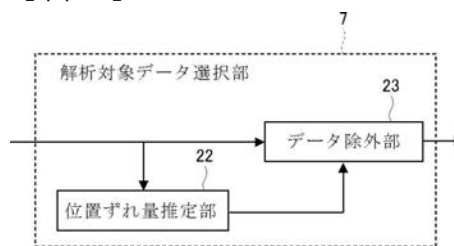
【図2】



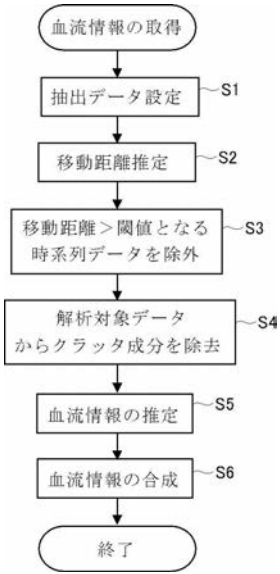
【図3】



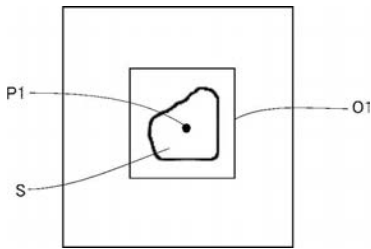
【図4】



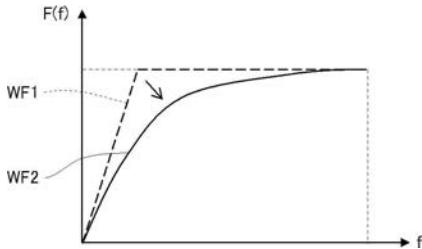
【図 5】



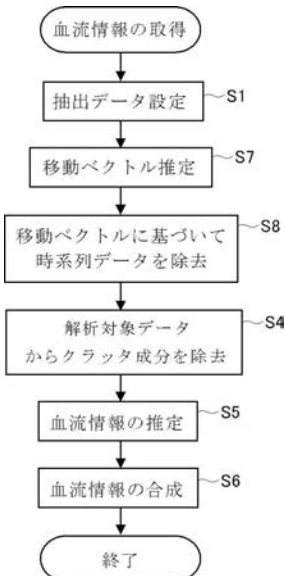
【図 6】



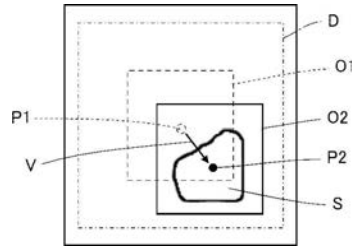
【図 10】



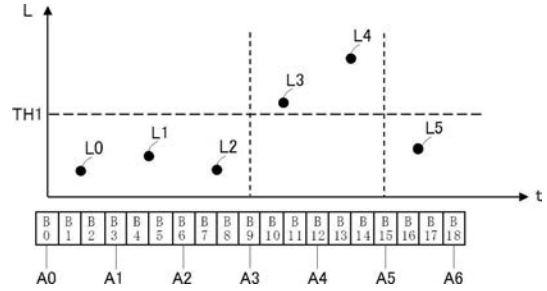
【図 11】



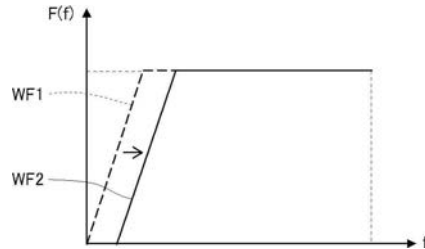
【図 7】



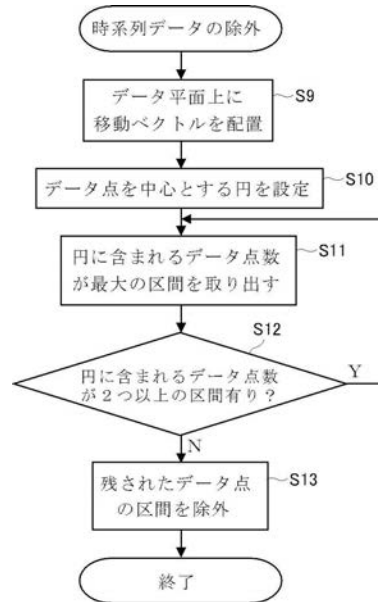
【図 8】



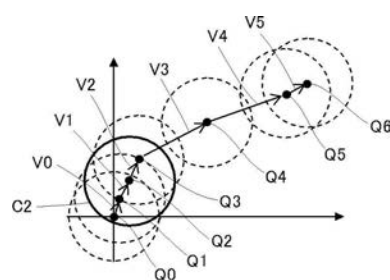
【図 9】

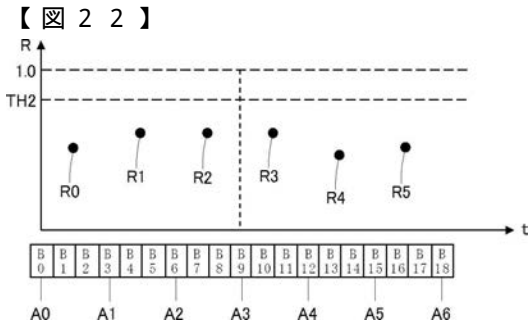
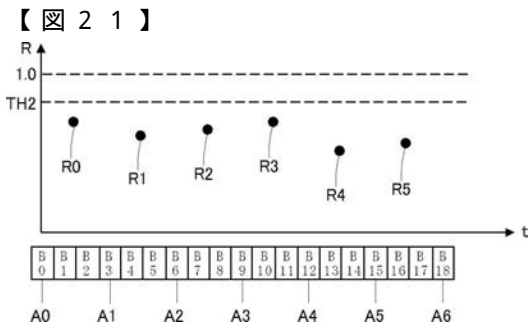


【図 12】



【図 13】





【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2018/012035
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. A61B8/06 (2006.01) i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl. A61B8/00-8/15, G01S15/58 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018 Registered utility model specifications of Japan 1996-2018 Published registered utility model applications of Japan 1994-2018 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, A	JP 2018-33670 A (GENERAL ELECTRIC COMPANY) 08 March 2018, entire text, all drawings (Family: none)	1-19
A	JP 5-192336 A (TOSHIBA CORPORATION) 03 August 1993, entire text, all drawings (Family: none)	1-19
A	JP 9-220228 A (GE YOKOGAWA MED SYST LTD.) 26 August 1997, entire text, all drawings (Family: none)	1-19
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 10.05.2018		Date of mailing of the international search report 22.05.2018
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/012035

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 63-59938 A (YOKOGAWA MEDICAL SYST LTD.) 15 March 1988, entire text, all drawings (Family: none)	1-19
A	JP 7-328001 A (GE YOKOGAWA MED SYST LTD.) 19 December 1995, entire text, all drawings (Family: none)	1-19
A	EP 0524774 A2 (MATSUSHITA ELECTRIC INDUSTRIAL CO., LTD.) 27 January 1993, entire text, all drawings & JP 5-23334 A & JP 5-31111 A & US 5269308 A	1-19

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 1 2 0 3 5									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/06(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00-8/15, G01S15/58											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2018年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2018年	日本国実用新案登録公報	1996-2018年	日本国登録実用新案公報	1994-2018年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2018年										
日本国実用新案登録公報	1996-2018年										
日本国登録実用新案公報	1994-2018年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
P, A	JP 2018-33670 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー) 2018.03.08, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-19									
A	JP 5-192336 A (株式会社東芝) 1993.08.03, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-19									
A	JP 9-220228 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 1997.08.26, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-19									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 10.05.2018		国際調査報告の発送日 22.05.2018									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也	2U 3101								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 1 2 0 3 5
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 63-59938 A (横河メディカルシステム株式会社) 1988. 03. 15, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-19
A	JP 7-328001 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 1995. 12. 19, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-19
A	EP 0524774 A2 (MATSUSHITA ELECTRIC INDUSTRIAL CO., LTD) 1993. 01. 27, 全文、全図 & JP 5-23334 A & JP 5-31111 A & US 5269308 A	1-19

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	JPWO2018181127A1	公开(公告)日	2020-01-23
申请号	JP2019509770	申请日	2018-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	野口雅史		
发明人	野口 雅史		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/5276 A61B8/54 G01S15/8981 G01S15/8984		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/JB30 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB41 4C601/JB48		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2017067548 2017-03-30 JP		
其他公开文献	JP6716020B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置1是数据获取单元3，其通过在多条扫描线上的范围内多次向对象重复发射超声波束来从对象获取反射波的时序数据序列。估计时间序列数据序列中包含的对象中散射体的相对位移量，并根据时间序列数据序列中散射体的位移量，排除满足排除条件的时序数据，以进行分析。选择目标数据的分析目标数据选择单元7，从分析目标数据中去除杂波成分的MTI过滤器单元8，已去除杂波成分的分析目标数据以及被检体内的血流信息被估计。和血流信息估计单元9。

