

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-142608
(P2015-142608A)

(43) 公開日 平成27年8月6日(2015.8.6)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F I
A61B 8/06

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2014-16402(P2014-16402)
(22) 出願日 平成26年1月31日(2014.1.31)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(72) 発明者 柴田 千尋
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB06 BB16 DD03 DE04 EE04
GB04 GB06 JB41 JB45 JB47
JB48 JB60 KK12 KK19 KK24
LL38

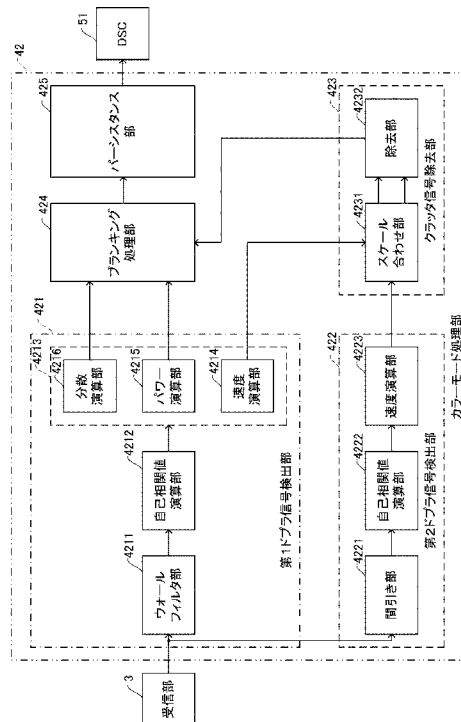
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断プログラム

(57) 【要約】

【課題】 血流信号成分を極力失うことなく簡素な処理でクラッタ信号成分の除去が可能な技術を提供する。

【解決手段】 実施形態の超音波診断装置は、第1ドブラ情報生成手段と、第2ドブラ情報生成手段と、第3ドブラ情報生成手段と、画像生成手段とを含む。第1ドブラ情報生成手段は、被検体に対する複数回の超音波の送受信により得られた第1受信データ群に基づいて第1ドブラ情報を生成する。第2ドブラ情報生成手段は、第1受信データ群を間引くことにより取得された第2受信データ群に基づいて第2ドブラ情報を生成する。第3ドブラ情報生成手段は、第1ドブラ情報と第2ドブラ情報とに基づいて第3ドブラ情報を生成する。画像生成手段は、第3ドブラ情報生成手段によって生成された第3ドブラ情報に基づいて画像を生成する。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対する複数回の超音波の送受信により得られた第 1 受信データ群に基づいて第 1 ドブラ情報を生成する第 1 ドブラ情報生成手段と、

前記第 1 受信データ群を間引くことにより取得された第 2 受信データ群に基づいて第 2 ドブラ情報を生成する第 2 ドブラ情報生成手段と、

前記第 1 ドブラ情報生成手段によって生成された前記第 1 ドブラ情報と前記第 2 ドブラ情報生成手段によって生成された前記第 2 ドブラ情報とに基づいて第 3 ドブラ情報を生成する第 3 ドブラ情報生成手段と、

前記第 3 ドブラ情報生成手段によって生成された前記第 3 ドブラ情報に基づいて画像を生成する画像生成手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記第 2 ドブラ情報生成手段は、前記第 1 受信データ群を等間隔で n (n は 2 以上の整数) 分の 1 に間引くことにより前記第 2 受信データ群を取得する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第 3 ドブラ情報生成手段は、前記第 1 ドブラ情報から第 2 ドブラ情報を除去することにより前記第 3 ドブラ情報を生成する

ことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記第 1 ドブラ情報生成手段は、前記第 1 受信データ群から自己相関値を求め、求められた前記自己相関値に基づいて血流ドブラ信号の第 1 速度を前記第 1 ドブラ情報として生成し、

前記第 2 ドブラ情報生成手段は、前記第 2 受信データ群から自己相関値を求め、求められた前記自己相関値に基づいて血流ドブラ信号の第 2 速度を前記第 2 ドブラ情報として生成し、

前記第 3 ドブラ情報生成手段は、前記第 1 速度の値から前記第 2 速度の値を減算することにより血流信号成分の第 3 速度を前記第 3 ドブラ情報として求める

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記第 1 ドブラ情報生成手段は、血流ドブラ信号の前記第 1 速度、第 1 パワー及び第 1 分散を前記第 1 ドブラ情報として生成し、

前記第 3 ドブラ情報生成手段は、前記第 3 速度を生成し、且つ、前記第 2 速度に基づいて前記第 1 パワー及び前記第 1 分散に対しランキング処理を施すことにより、前記血流信号成分の第 2 パワー及び第 2 分散を前記第 3 ドブラ情報として生成する

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第 1 受信データ群は、インターリーブスキャンにより得られた受信データ群であり、

40

前記第 3 ドブラ情報生成手段は、

インターリーブブロック毎に、前記第 1 速度と前記第 2 速度とのスケール合わせを行うスケール合わせ手段を含み、

前記スケール合わせ手段による前記スケール合わせ後の前記第 1 速度の値から前記第 2 速度の値を減算することにより前記第 3 速度を求める

ことを特徴とする請求項 4 又は請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記スケール合わせ手段は、前記第 2 ドブラ情報生成手段により求められた前記第 2 速度の第 1 平均値に対する前記第 1 ドブラ情報生成手段により求められた前記第 1 速度の第 2 平均値の比である速度比を前記インターリーブブロック毎に求め、求められた前記速度

50

比に基づいて前記スケール合わせを行う

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記第 2 平均値は、血流ドプラ信号の速度のうち、前記第 2 速度と同一方向の速度の平均値である

ことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記インターリーブブロック毎に、前記速度比が第 1 閾値以上であるか否かを判定する第 1 判定手段を含み、

前記スケール合わせ手段は、前記第 1 判定手段により前記速度比が前記第 1 閾値以上であると判定されたインターリーブブロックでは、当該インターリーブブロック内の各サンプル点について前記当該インターリーブブロックの速度比と前記第 2 速度とを乗算することにより補正速度を求め、

前記第 3 ドプラ情報生成手段は、前記当該インターリーブブロック内の各サンプル点について前記第 1 速度の値から前記補正速度の値を減算することにより前記第 3 速度を求める

ことを特徴とする請求項 7 又は請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記スケール合わせ手段は、前記第 1 判定手段により前記速度比が前記第 1 閾値より小さいと判定されたインターリーブブロックでは、前記速度比が前記第 1 閾値以上であると判定されたインターリーブブロックのうち前記当該インターリーブブロックとは別のインターリーブブロックにおける速度比と前記第 2 速度とを乗算することにより前記補正速度を求める

ことを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記第 1 閾値は、1であることを特徴とする請求項 9 又は請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記インターリーブブロック毎に、前記速度比が第 2 閾値より小さいか否かを判定する第 2 判定手段を含み、

前記スケール合わせ手段は、前記第 2 判定手段により前記速度比が前記第 2 閾値より小さいと判定されたインターリーブブロックでは、当該インターリーブブロック内の各サンプル点について前記当該インターリーブブロックにおける速度比と前記第 2 速度とを乗算することにより補正速度を求め、

前記第 3 ドプラ情報生成手段は、前記当該インターリーブブロック内の各サンプル点について前記第 1 速度の値から前記補正速度の値を減算することにより前記第 3 速度を求める

ことを特徴とする請求項 7 ~ 請求項 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記スケール合わせ手段は、前記第 2 判定手段により前記速度比が前記第 2 閾値以上であると判定されたインターリーブブロックでは、当該インターリーブブロックとは別のインターリーブブロックにおける速度比と前記第 2 速度とを乗算することにより前記補正速度を求める

ことを特徴とする請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記第 2 ドプラ情報生成手段は、前記第 2 受信データ群に対してウォールフィルタ処理を施すフィルタ手段を含む

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 13 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

被検体に対する複数回の超音波の送受信により得られた第 1 受信データ群に基づいて第

10

20

30

40

50

1 ドブラ情報を生成する第1ドブラ情報生成手段と、

前記第1受信データ群を間引くことにより取得された第2受信データ群に基づいて第2ドブラ情報を生成する第2ドブラ情報生成手段と、

前記第1ドブラ情報生成手段によって生成された前記第1ドブラ情報と前記第2ドブラ情報生成手段によって生成された前記第2ドブラ情報とに基づいて第3ドブラ情報を生成する第3ドブラ情報生成手段と、

前記第3ドブラ情報生成手段によって生成された前記第3ドブラ情報に基づいて画像を生成する画像生成手段として、

コンピュータを機能させることを特徴とする超音波診断プログラム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び超音波診断プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブを用いて被検体内に超音波を送信してその反射波を受信することにより、被検体の生体情報を取得するものである。

【0003】

超音波プローブは、超音波を送信すると共に、その反射波を受信する複数の超音波振動子を有する。各超音波振動子は、圧電素子と、これを挟む一对の電極とを含んで構成される。これら電極の間に電圧を印加することで、超音波振動子は、超音波を発生する。一方、超音波振動子は、被検体の内部において反射された反射波を受信し、電気信号として出力する。

20

【0004】

超音波診断装置は、送信フォーカス制御により複数の超音波を合波することによって形成される送信ビームを用いて被検体を走査する。また、超音波診断装置は、受信された反射波に対して受信フォーカス制御を行うことにより得られた受信信号（受信データ）の強度に基づいて、被検体内の形態や機能を表す画像（超音波画像）を生成する。

【0005】

たとえば、超音波診断装置は、被検体の内部組織による反射波を受信することにより、被検体の内部組織の構造を表す断層像であるBモード画像を生成することができる。また、超音波診断装置は、超音波のドブラ効果を利用して、被検体の血流が存在する範囲や、血流の速度、分散、パワー等の血流情報を色によって識別が可能にされたカラードブラ画像を生成することができる。

30

【0006】

反射波を受信することにより得られた受信データから検出される血流ドブラ信号には、血流に起因した所望の血流信号成分の他に、被検体の臓器等の固定反射や臓器の呼吸性移動や拍動性移動等に起因したクラッタ信号成分が含まれる。そのため、超音波画像の画質の向上には、検出された血流ドブラ信号からクラッタ信号成分を除去する必要がある。このようなクラッタ信号成分を除去する手法として、ウォールフィルタ（Wall Filter）を用いる手法やブランキング処理を用いる手法がある。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2013-78438号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、ウォールフィルタやブランキング処理を単純に用いる手法では、検出された血流ドブラ信号からクラッタ信号成分のみを除去することができず、所望の血流信号

50

成分も同時に除去してしまうことがあるのが現状である。そのため、これら手法で、検出された血流ドプラ信号からクラッタ信号成分のみを除去しようとする、処理が複雑化して処理負荷が重くなるという問題がある。

【0009】

本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであり、血流信号成分を極力失うことなく簡素な処理でクラッタ信号成分の除去が可能な技術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】

実施形態の超音波診断装置は、第1ドプラ情報生成手段と、第2ドプラ情報生成手段と、第3ドプラ情報生成手段と、画像生成手段とを含む。第1ドプラ情報生成手段は、被検体に対する複数回の超音波の送受信により得られた第1受信データ群に基づいて第1ドプラ情報を生成する。第2ドプラ情報生成手段は、第1受信データ群を間引くことにより取得された第2受信データ群に基づいて第2ドプラ情報を生成する。第3ドプラ情報生成手段は、第1ドプラ情報生成手段によって生成された第1ドプラ情報と第2ドプラ情報生成手段によって生成された第2ドプラ情報とに基づいて第3ドプラ情報を生成する。画像生成手段は、第3ドプラ情報生成手段によって生成された第3ドプラ情報に基づいて画像を生成する。

実施形態の超音波診断プログラムは、第1ドプラ情報生成手段と、第2ドプラ情報生成手段と、第3ドプラ情報生成手段と、画像生成手段としてコンピュータを機能させる。第1ドプラ情報生成手段は、被検体に対する複数回の超音波の送受信により得られた第1受信データ群に基づいて第1ドプラ情報を生成する。第2ドプラ情報生成手段は、第1受信データ群を間引くことにより取得された第2受信データ群に基づいて第2ドプラ情報を生成する。第3ドプラ情報生成手段は、第1ドプラ情報生成手段によって生成された第1ドプラ情報と第2ドプラ情報生成手段によって生成された第2ドプラ情報とに基づいて第3ドプラ情報を生成する。画像生成手段は、第3ドプラ情報生成手段によって生成された第3ドプラ情報に基づいて画像を生成する。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】第1実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図。

【図2】第1実施形態に係る信号処理部及び画像生成部の構成例のブロック図。

【図3】第1実施形態に係るBモード処理部の構成例のブロック図。

【図4】第1実施形態に係るカラーモード処理部の構成例のブロック図。

【図5】第1実施形態に係る間引き部の動作例を示す図。

【図6】第1実施形態に係る間引き部の動作説明図。

【図7】第1実施形態に係るスケール合わせ部の動作説明図。

【図8】第1実施形態に係るスケール合わせ部の動作説明図。

【図9】第1実施形態に係るスケール合わせ部の構成例のブロック図。

【図10】第1実施形態に係る血流信号成分の検出処理例のフロー図。

【図11】第1実施形態に係るクラッタ信号成分の検出処理例のフロー図。

【図12】第1実施形態に係るスケール合わせ処理例のフロー図。

【図13】第1実施形態に係る効果の説明図。

【図14】第1実施形態の比較例における超音波画像の一例を示す図。

【図15】第1実施形態に係る超音波診断装置により得られる超音波画像の一例を示す図。

【図16】第2実施形態に係るカラーモード処理部の構成例のブロック図。

【図17】第2実施形態に係るクラッタ信号成分の検出処理例のフロー図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面を参照しながら実施形態を説明する。

【 0 0 1 3 】

< 第 1 実施形態 >

〔 構成 〕

〔 超音波診断装置 〕

第 1 実施形態に係る超音波診断装置は、複数回の超音波の送受信によって得られた第 1 受信データ群から血流ドプラ信号を生成する。第 1 受信データ群は、時系列データであり、第 1 受信データ群を構成する各受信データは、所定の周期で繰り返し取得される。クラッタ信号成分は所望の血流信号成分より周波数成分が低い点に着目し、超音波診断装置は、第 1 受信データ群を所定の間隔を置いて間引くことによって血流の速い成分が除去された第 2 受信データ群を生成し、生成された第 2 受信データ群からクラッタ信号成分を抽出する。そして、超音波診断装置は、生成された血流ドプラ信号からクラッタ信号成分を除去する。なお、「画像」と「画像データ」は一対一に対応するので、以下の実施形態においては、これらを同一視する場合がある。同様に、「受信データ」と「受信信号」は一対一に対応するので、以下の実施形態においては、これらを同一視する場合がある。

10

【 0 0 1 4 】

図 1 に、第 1 実施形態に係る超音波診断装置の概略構成のブロック図を示す。

図 2 に、図 1 の信号処理部及び画像生成部の構成例のブロック図を示す。なお、図 2 において、図 1 と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

【 0 0 1 5 】

第 1 実施形態に係る超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 1 と、送信部 2 と、受信部 3 と、信号処理部 4 と、画像生成部 5 と、表示制御部 6 と、表示部 7 と、制御部 8 と、操作部 9 とを含んで構成されている。超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 1 を有しないで、外部の超音波プローブ 1 に接続可能に構成されていてもよい。また、超音波診断装置 10 は、表示部 7 を有しないで、外部の表示部 7 に接続可能に構成されていてもよい。

20

【 0 0 1 6 】

(超音波プローブ)

超音波プローブ 1 には、複数の超音波振動子（振動子）が走査方向に 1 列に配置された 1 次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が 2 次元的に配置された 2 次元アレイプローブが用いられる。超音波プローブ 1 は、ケーブルを介して超音波診断装置 10 に接続される。

30

【 0 0 1 7 】

複数の超音波振動子を構成する各超音波振動子は、送信部 2 から超音波振動子毎に印加されるパルス（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 は、複数の超音波振動子により受信された被検体からの反射波を電気信号に変換し、エコー信号として出力する。

【 0 0 1 8 】

超音波プローブ 1 には、走査方向に 1 列に配置された複数の超音波振動子を、走査方向に直交する揺動方向に揺動させる機械式 1 次元アレイプローブが用いられてもよい。また、超音波プローブ 1 は、超音波診断装置 10 に着脱自在に接続されていてもよい。

【 0 0 1 9 】

(送信部)

送信部 2 は、超音波プローブ 1 に電気信号を供給して所定の焦点にビームフォームした（つまり送信ビームフォームした）超音波を送信させる。送信部 2 は、「送信手段」の一例である。

40

【 0 0 2 0 】

(受信部)

受信部 3 は、DR (Digital Receiver) として機能する。すなわち、受信部 3 は、超音波プローブ 1 が受信したエコー信号を取得し、そのエコー信号に対して遅延処理を行うことにより、アナログのエコー信号を整相された（つまり受信ビームフォームされた）デジタルの受信データ（受信信号）を生成する。

50

【 0 0 2 1 】

受信部 3 は、たとえば図示しないプリアンプ回路と、A / D 変換器と、受信遅延回路と、加算器とを有する。プリアンプ回路は、超音波プローブ 1 の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネル毎に増幅する。A / D 変換器は、増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。その加算によって、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【 0 0 2 2 】

受信部 3 は、直交位相検波処理により得られた受信データを、B モード処理用の B モード信号として信号処理部 4 に出力する。また、受信部 3 は、直交位相検波処理により得られた複素データである受信データを、カラーモード処理用のカラーモード信号として信号処理部 4 に出力する。受信部 3 は、「受信手段」の一例である。

10

【 0 0 2 3 】

この実施形態では、送信部 2 は、インターリーブスキャンによりインターリーブブロック毎に各ラスタに複数回にわたって超音波ビームを送信し、受信部 3 は、各ラスタにおいて複数回にわたって反射波を受信する。

【 0 0 2 4 】

(信号処理部)

信号処理部 4 は、図 2 に示すように、B モード処理部 4 1 と、カラーモード処理部 4 2 とを含んで構成されている。B モード処理部 4 1 は、E P (E c h o P r o c e s s o r) として機能する。すなわち、B モード処理部 4 1 は、受信部 3 から受信データを受けて、受信データの振幅情報を映像化するための B モード処理を行う。カラーモード処理部 4 2 は、F P (F l o w P r o c e s s o r) として機能する。すなわち、カラーモード処理部 4 2 は、受信部 3 から受信データを受けて、カラーモード処理として血流情報を映像化するための C F M (C o l o r F l o w M a p p i n g) 処理を行う。血流情報には、血流の速度、パワー、及び分散等がある。信号処理部 4 は、B モード処理部 4 1 やカラーモード処理部 4 2 において後述の信号処理が施された受信データ (超音波ラスタデータ等) を画像生成部 5 に出力する。

20

【 0 0 2 5 】

信号処理部 4 は、ドブラ処理部を有していてもよい。ドブラ処理部は、受信データを位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、F F T (F a s t F o u r i e r T r a n s f o r m) 処理を施すことにより血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。

30

【 0 0 2 6 】

(画像生成部)

画像生成部 5 は、信号処理部 4 から出力された信号処理後の受信データ (超音波ラスタデータ等) に基づいて超音波画像データを生成する。画像生成部 5 は、図 2 に示すように、D S C (D i g i t a l S c a n C o n v e r t e r : デジタルスキャンコンバータ) 5 1 を含んで構成されている。D S C 5 1 は、距離方向補間部 5 1 1 と、方位方向補間部 5 1 2 とを含んで構成されている。

40

【 0 0 2 7 】

[D S C]

D S C 5 1 は、各ラスタの信号列で表される信号処理後の受信データを、直交座標系で表される画像データに変換する (スキャンコンバージョン処理) 。距離方向補間部 5 1 1 は、受信データに対して距離方向のデータを補間する。方位方向補間部 5 1 2 は、受信データに対して方位方向のデータを補間する。

【 0 0 2 8 】

D S C 5 1 は、B モード処理部 4 1 によって B モード処理が行われた受信データに対し上記のスキャンコンバージョン処理を施すことにより、被検体の組織の形態を表す B モー

50

ド画像データを生成する。D S C 5 1 は、生成された B モード画像データを表示制御部 6 に出力する。また、D S C 5 1 は、C F M 処理が行われた受信データに対し上記のスキャンコンバージョン処理を施すことにより、血流情報を表す C F M 画像データを生成する。D S C 5 1 は、C F M 画像データを表示制御部 6 に出力する。B モード画像データや C F M 画像データは、超音波画像データの一例である。画像生成部 5 は、「画像生成手段」の一例である。

【 0 0 2 9 】

(表示制御部)

表示制御部 6 は、上記の超音波画像データを画像生成部 5 から受けて、超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 7 に表示させる。また、表示制御部 6 は、超音波画像以外の各種画像や、画像以外の各種情報を、表示部 7 に表示させることも可能である。その具体例として、表示制御部 6 は、B モード画像データに基づく B モード画像上に、C F M 画像データに基づく血流情報をカラーで表示部 7 に重畳表示させる。なお、画像生成部 5 が、B モード画像データに基づく B モード画像上に、C F M 画像データに基づく血流情報を重畳させた画像データを生成し、生成された画像データを表示制御部 6 に出力するようにしてもよい。表示制御部 6 は、「表示制御手段」の一例である。

10

【 0 0 3 0 】

(表示部)

表示部 7 は、超音波画像等の各種画像や、その他各種情報を表示する。表示部 7 は、C R T (C a t h o d e R a y T u b e) や液晶ディスプレイ等の表示装置で構成されている。なお、この実施形態では、表示部 7 は超音波診断装置 1 0 の一部を構成しているが、超音波診断装置 1 0 に接続可能な表示装置を表示部 7 として用いることも可能である。表示部 7 は、「表示手段」の一例である。

20

【 0 0 3 1 】

(制御部)

制御部 8 は、超音波診断装置 1 0 の各部の動作を制御することができる。制御部 8 は、送信部 2 及び受信部 3 による超音波の送受信を制御する。制御部 8 は、信号処理部 4 における信号処理を制御する。制御部 8 は、画像生成部 5 における画像生成を制御する。制御部 8 は、表示制御部 6 における表示部 7 への画像表示を制御する。制御部 8 は、「制御手段」の一例である。

30

【 0 0 3 2 】

(操作部)

操作部 9 は、ユーザによる操作を受けて、この操作内容に応じた信号や情報を装置各部に入力する。操作部 9 は、たとえば、ジョイスティックやトラックボール等のポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、又はキーボード等で構成されている。また、操作部 9 は、ネットワークやメディアを介して信号や情報の入力を受ける機能を有していてもよい。操作部 9 は、「指定手段」の一例である。

【 0 0 3 3 】

第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 0 は、C P U (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t) と、超音波診断装置 1 0 の各部を制御するための制御プログラムが記憶される記憶装置とを含んで構成されていてもよい。この場合、C P U は、記憶装置に記憶された制御プログラムを読み込んで、制御プログラムに対応した処理を実行することで、信号処理部 4、画像生成部 5、表示制御部 6、及び制御部 8 の動作を実現することができる。記憶装置は、たとえば、R O M (R e a d O n l y M e m o r y)、R A M (R a n d o m A c c e s s M e m o r y)、H D D (H a r d D i s c D r i v e) 等を含んで構成されている。

40

【 0 0 3 4 】

この実施形態では、信号処理部 4 は、カラーモード処理部 4 2 において、上記のように複数回の超音波の送受信によって得られた第 1 受信データ群から第 1 血流ドプラ信号を生成する。また、カラーモード処理部 4 2 は、第 1 受信データ群を所定の間隔を置いて間引

50

くことにより得られた第2受信データ群から第2血流ドプラ信号を抽出する。カラーモード処理部42は、第2血流ドプラ信号が第1血流ドプラ信号から除去された血流信号成分に基づいて血流情報を生成する。これにより、超音波画像における血流の視認性を向上させ、診断能の向上に寄与する超音波診断装置の提供が可能になる。

【0035】

[信号処理部]

以下、この実施形態に係る信号処理部4について具体的に説明する。

【0036】

[Bモード処理部]

図3に、図2のBモード処理部41の構成例のブロック図を示す。図3において、図2と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

10

【0037】

Bモード処理部41は、対数圧縮部411と、エッジ強調部412と、平滑化フィルタ部413と、パーシスタンス部414とを含んで構成されている。

【0038】

(対数圧縮部)

対数圧縮部411は、受信部3からの受信データを受けて、受信データに対し対数圧縮を行う。

【0039】

(エッジ強調部)

エッジ強調部412は、対数圧縮部411によって対数圧縮された受信データに対し、公知のエッジ強調処理を施す。

20

【0040】

(平滑化フィルタ部)

平滑化フィルタ部413は、エッジ強調部412によってエッジ強調処理が施された受信データに対し、空間方向に平滑化するフィルタ処理を施す。

【0041】

(パーシスタンス部)

パーシスタンス部414は、平滑化フィルタ部413によってフィルタ処理が施された受信データに対し、時間方向に平滑化するフィルタ処理を施し、Bモード画像データとして出力する。パーシスタンス部414によって生成されたBモード画像データは、画像生成部5のDSC51に出力される。

30

【0042】

DSC51は、Bモード画像データとしてパーシスタンス部414によって生成された受信データに対しスキャンコンバージョン処理を施すことにより、Bモード画像データを生成する。

【0043】

[カラーモード処理部]

図4に、図2のカラーモード処理部42の構成例のブロック図を示す。図4において、図2と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

40

【0044】

カラーモード処理部42は、第1ドプラ信号検出部421と、第2ドプラ信号検出部422と、クラッタ信号除去部423と、ブランキング処理部424と、パーシスタンス部425とを含んで構成されている。第1ドプラ信号検出部421は、ウォールフィルタ部4211と、自己相関値演算部4212と、血流情報演算部4213とを含んで構成されている。血流情報演算部4213は、速度演算部4214と、パワー演算部4215と、分散演算部4216とを含んで構成されている。第2ドプラ信号検出部422は、間引き部4221と、自己相関値演算部4222と、速度演算部4223とを含んで構成されている。クラッタ信号除去部423は、スケール合わせ部4231と、除去部4232とを含んで構成されている。

50

【 0 0 4 5 】

この実施形態では、血流情報を得るために自己相関法を用いて各ラスタについて送信部 2 及び受信部 3 によって複数回の超音波の送受信を行うことにより、同一ラスタについて複数個の受信データが取得される。以下では、同一ラスタの複数の受信データをアンサンプルデータと表記し、同一ラスタの複数の受信データのデータ数をアンサンプル数と表記する。アンサンプルデータは、時間方向にアンサンプル数分並んで構成される。

【 0 0 4 6 】

[第 1 ドブラ信号検出部]

第 1 ドブラ信号検出部 4 2 1 には、被検体に対する複数回の超音波の送受信により得られたアンサンプルデータが入力される。たとえば、図示しない CT (Corner Turning) パッファには、時間方向にアンサンプル数分並んだアンサンプルデータが、ラスタ順に蓄積される。CT パッファからラスタ方向にアンサンプルデータを読み出すことで、アンサンプルデータの順番を入れ替えることなく出力されたアンサンプルデータが第 1 ドブラ信号検出部 4 2 1 に入力される。

10

【 0 0 4 7 】

第 1 ドブラ信号検出部 4 2 1 は、アンサンプルデータに基づいて第 1 血流ドブラ信号 (速度成分、第 1 速度) を検出する。第 1 血流ドブラ信号は、血流信号成分とクラッタ信号成分とを含み、血流信号成分がクラッタ信号成分より多い。すなわち、第 1 血流ドブラ信号は、血流信号成分が支配的なドブラ信号である。

20

【 0 0 4 8 】

(ウォールフィルタ部)

ウォールフィルタ部 4 2 1 1 は、アンサンプルデータそれぞれからクラッタ信号成分を除去し、関心のある信号成分を含む血流ドブラ信号の抽出を行う。ここで、関心のある信号成分は、血流信号成分である。実際には、ウォールフィルタ部 4 2 1 1 によって抽出された血流ドブラ信号には、所望の血流信号成分の他に、クラッタ信号成分が含まれてしまう。

【 0 0 4 9 】

(自己相関値演算部)

自己相関値演算部 4 2 1 2 は、ウォールフィルタ部 4 2 1 1 により抽出され時系列で構成される血流ドブラ信号から自己相関値 (自己相関係数) を算出する。走査領域内の各サンプル点 (各走査点) における M (M は 2 以上の整数) 個の血流ドブラ信号 Z_i ($i = 1$ 、 \dots 、 M) は、虚数単位 j を用いて次のような複素データとして表すことができる。

30

【 0 0 5 0 】

【 数 1 】

$$Z_i = x_i + jy_i \quad (1)$$

【 0 0 5 1 】

たとえば、自己相関値演算部 4 2 1 2 は、次の式 (2) に従って、式 (1) で表された血流ドブラ信号 Z_i から自己相関値 C_1 を算出する。なお式 (2) において、 Z_{k+1}^* は、 Z_{k+1} の複素共役を示す。

40

【 0 0 5 2 】

【 数 2 】

$$C_1 = \frac{\left\{ \sum_{k=1}^{M-1} (Z_k \cdot Z_{k+1}^*) \right\}}{(M-1)} \quad (2)$$

【 0 0 5 3 】

また、たとえば、自己相関値演算部 4 2 1 2 は、次の式 (3) に従って、式 (1) で表された血流ドブラ信号 Z_i から自己相関値 C_0 を算出する。なお式 (3) において、 Z_k^* は、 Z_k の複素共役を示す。

50

【 0 0 5 4 】

【 数 3 】

$$C0 = \frac{\left\{ \sum_{k=1}^M (z_k \cdot z_k^*) \right\}}{M} \quad (3)$$

【 0 0 5 5 】

(血流情報演算部)

血流情報演算部 4 2 1 3 は、自己相関値演算部 4 2 1 2 によって算出された自己相関値 C 1、C 0 を用いて血流情報を算出する。血流情報は、血流の速度 V、パワー P、及び分散 σ^2 である。血流情報演算部 4 2 1 3 によって算出された血流情報は、第 1 血流ドブラ信号である。

10

【 0 0 5 6 】

(速度演算部)

速度演算部 4 2 1 4 は、自己相関値演算部 4 2 1 2 によって算出された自己相関値 C 1 を用いて血流の速度 V を算出する。その具体例として、速度演算部 4 2 1 4 は、次の式 (4) に従って血流の速度 V を算出する。なお、式 (4) において、 ω は、ドブラ周波数の折り返し周波数に相当する折り返し速度であり、 $\text{Re}(C 1)$ は自己相関値 C 1 の実数部であり、 $\text{Im}(C 1)$ は自己相関値 C 1 の虚数部である。また、式 (4) では、係数が省略されている。速度演算部 4 2 1 4 によって算出された血流の速度 V は、クラッタ信号除去部 4 2 3 に出力される。

20

【 0 0 5 7 】

【 数 4 】

$$V = \tan^{-1} \left\{ \frac{\text{Im}(C1)}{\text{Re}(C1)} \right\} \quad (-\pi \leq V < \pi) \quad (4)$$

【 0 0 5 8 】

(パワー演算部)

パワー演算部 4 2 1 5 は、自己相関値演算部 4 2 1 2 によって算出された自己相関値 C 0 を用いて血流のパワー P を算出する。たとえば、パワー演算部 4 2 1 5 は、自己相関値 C 0 を血流のパワー P として算出する。パワー演算部 4 2 1 5 によって算出された血流のパワー P は、ブランキング処理部 4 2 4 に出力される。

30

【 0 0 5 9 】

(分散演算部)

分散演算部 4 2 1 6 は、自己相関値 C 1、C 0 を用いて血流の分散を算出する。たとえば、分散演算部 4 2 1 6 は、次の式 (5) に従って血流の分散 σ^2 を算出する。分散演算部 4 2 1 6 によって算出された血流の分散 σ^2 は、ブランキング処理部 4 2 4 に出力される。

【 0 0 6 0 】

【 数 5 】

$$\sigma^2 = 1 - \frac{|C1|}{C0} \quad (0 \leq \sigma^2 < 1) \quad (5)$$

40

【 0 0 6 1 】

第 1 ドブラ信号検出部 4 2 1 に入力されるアンサンブルデータは、「第 1 受信データ群」の一例である。また、第 1 ドブラ信号検出部 4 2 1 は、「第 1 ドブラ情報生成手段」の一例であり、血流情報演算部 4 2 1 3 によって算出された血流情報 (第 1 血流ドブラ信号の速度 (第 1 速度)、第 1 血流ドブラ信号のパワー (第 1 パワー)、第 2 血流ドブラ信号の分散 (第 1 分散)) は、「第 1 ドブラ情報」の一例である。

【 0 0 6 2 】

50

[第 2 ドブラ信号検出部]

第 2 ドブラ信号検出部 4 2 2 には、第 1 ドブラ信号検出部 4 2 1 に入力されたアンサンプルデータと同一のアンサンプルデータが入力される。第 2 ドブラ信号検出部 4 2 2 は、アンサンプルデータを等間隔で n (n は 2 以上の整数) 分の 1 に間引くことにより得られた間引き後のアンサンプルデータに基づいて第 2 血流ドブラ信号を検出する。第 2 血流ドブラ信号は、血流信号成分とクラッタ信号成分とを含み、血流信号成分に対するクラッタ信号成分の比が第 1 血流ドブラ信号より大きい。すなわち、第 2 血流ドブラ信号は、第 1 ドブラ信号と比較して、クラッタ信号成分がより支配的なドブラ信号である。

【 0 0 6 3 】

(間引き部)

間引き部 4 2 2 1 は、アンサンプルデータを等間隔で n 分の 1 に間引くことにより間引き後のアンサンプルデータを生成する。これにより、速度の速い血流ドブラ信号の位相差の影響を取り除くことができるため、血流信号成分に対するクラッタ信号成分の割合が高くなり、クラッタ信号成分を検出することが容易になる。

【 0 0 6 4 】

図 5 に、間引き部 4 2 2 1 の動作例を示す。図 5 は、アンサンプル数を 16 とし、各アンサンプルデータを E_m ($m = 1 \sim 16$ のいずれか) として表記した例を表す。

図 6 に、間引き部 4 2 2 1 の動作説明図を示す。図 6 は、アンサンプルデータ $E_1 \sim E_{12}$ と 2 分の 1 に間引き後のアンサンプルデータを模式的に表したものである。なお、図 6 において、縦軸は虚軸方向の変位を表し、横軸は実数軸の変位を表す。

【 0 0 6 5 】

図 5 に示すように、元のアンサンプルデータ $E_1 \sim E_{16}$ を等間隔で 2 分の 1 に間引く場合、間引き部 4 2 2 1 は、アンサンプルデータ E_1 、 E_3 、 E_5 、 \dots 、 E_{15} を出力する。同様に、元のアンサンプルデータ $E_1 \sim E_{16}$ を等間隔で 3 分の 1 に間引く場合、間引き部 4 2 2 1 は、アンサンプルデータ E_1 、 E_4 、 E_7 、 \dots 、 E_{16} を出力する。なお、アンサンプルデータに基づいて自己相関値を算出するために、 $2/n$ (アンサンプル数 / 2) である。

【 0 0 6 6 】

たとえば図 6 に示すようにアンサンプルデータを近似曲線により表すと、元のアンサンプルデータ $E_1 \sim E_{12}$ の近似曲線 e_1 は、時間方向に緩やかな流れを表し、クラッタ信号成分の他に、速度の速い血流信号成分も含む曲線である。これに対し、2 分の 1 の間引き後のアンサンプルデータ E_1 、 E_3 、 E_5 、 \dots 、 E_{11} の近似曲線 e_2 は、近似曲線 e_1 よりも変化が少なく、速度の速い血流信号成分がほとんど含まれず、より多くのクラッタ信号成分を含む曲線である。すなわち、間引き部 4 2 2 1 による間引き後のアンサンプルデータは、変化の速い動きがある程度除去され、変化の遅い成分が残る。つまり、クラッタ信号成分が多い状態となる。

【 0 0 6 7 】

間引き部 4 2 2 1 による間引き後のアンサンプルデータは、自己相関値演算部 4 2 2 2 に入力される。すなわち、この実施形態では、第 2 ドブラ信号検出部 4 2 2 は、間引き後のアンサンプルデータに対してウォールフィルタ処理を行わない。ウォールフィルタ処理を省略する理由は、次の通りである。第 1 に、ウォールフィルタ処理は行列演算により処理時間が長くなり、且つ、処理負荷が重くなるため、ウォールフィルタ処理を省略することにより、高価な CPU が不要となり、低コスト化が要求される下位機種にも適用することができるようになる。第 2 に、ウォールフィルタ処理のタップ数はアンサンプル数と同じ数であるためフィルタ処理の精度が低く、ウォールフィルタ処理を省略したとしても、その影響は小さい。このように、アンサンプルデータを間引くことによって血流信号成分自体の影響が小さくなり、且つ、クラッタ信号成分は血流信号成分に比べて非常にパワーが低い。そのため、この実施形態では、ウォールフィルタ処理を行うことなく血流信号成分が残っていても、その影響は非常に小さいものと考えてよい。

【 0 0 6 8 】

10

20

30

40

50

(自己相関値演算部)

自己相関値演算部 4 2 2 2 は、間引き部 4 2 2 1 によって間引かれたアンサンブルデータから自己相関値 (自己相関係数) を算出する。その具体例として、自己相関値演算部 4 2 2 2 は、自己相関値演算部 4 2 1 2 と同様に、式 (2) と同様の式により自己相関値 C 1 を算出する。

【0069】

(速度演算部)

速度演算部 4 2 2 3 は、自己相関値演算部 4 2 2 2 によって算出された自己相関値 C 1 を用いて第 2 血流ドプラ信号の速度を算出する。その具体例として、速度演算部 4 2 2 3 は、速度演算部 4 2 1 4 と同様に、式 (4) と同様の式により第 2 血流ドプラ信号の速度を算出する。速度演算部 4 2 2 3 によって算出された第 2 血流ドプラ信号の速度は、クラッタ信号除去部 4 2 3 に出力される。

【0070】

間引き部 4 2 2 1 による間引き処理後のアンサンブルデータは、「第 2 受信データ群」の一例である。また、第 2 ドプラ信号検出部 4 2 2 は、「第 2 ドプラ情報生成手段」の一例であり、速度演算部 4 2 2 3 によって算出された第 2 血流ドプラ信号の第 2 速度は、「第 2 ドプラ情報」の一例である。

【0071】

[クラッタ信号除去部]

クラッタ信号除去部 4 2 3 は、第 1 ドプラ信号検出部 4 2 1 により検出され血流信号成分が支配的な第 1 血流ドプラ信号 (速度成分) から、第 2 ドプラ信号検出部 4 2 2 により検出されクラッタ信号成分が支配的な第 2 血流ドプラ信号 (速度成分) を除去する。

【0072】

(スケール合わせ部)

スケール合わせ部 4 2 3 1 は、インターリーブブロック毎に、第 1 血流ドプラ信号の速度と第 2 血流ドプラ信号の速度とのスケール合わせを行う。この実施形態では、インターリーブスキャンを行うことによりインターリーブブロック毎に受信データの取得時間の差が大きくなるため、スケール合わせを行うことで、クラッタ信号成分を高精度に除去することが可能になる。

【0073】

図 7 及び図 8 に、スケール合わせ部 4 2 3 1 の動作説明図を示す。図 7 及び図 8 は、一例として撮影範囲を分割することにより得られた 4 個のインターリーブブロックを模式的に表したものである。図 8 において、図 7 と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

【0074】

スケール合わせ部 4 2 3 1 は、速度演算部 4 2 2 3 によって算出された第 2 血流ドプラ信号の速度の平均値 (第 1 平均値) をインターリーブブロック毎に求める。図 7 では、インターリーブブロック B 1 における第 2 血流ドプラ信号の速度の平均値は 1 であり、インターリーブブロック B 2 における第 2 血流ドプラ信号の速度の平均値は 2 である。同様に、インターリーブブロック B 3 における第 2 血流ドプラ信号の速度の平均値は 3 であり、インターリーブブロック B 4 における第 2 血流ドプラ信号の速度の平均値は 4 である。

【0075】

また、スケール合わせ部 4 2 3 1 は、速度演算部 4 2 1 4 によって算出された第 1 血流ドプラ信号の速度の平均値 (第 2 平均値) をインターリーブブロック毎に求める。図 8 では、インターリーブブロック B 1 における第 1 血流ドプラ信号の速度の平均値は 1 であり、インターリーブブロック B 2 における第 1 血流ドプラ信号の速度の平均値は 2 である。同様に、インターリーブブロック B 3 における第 1 血流ドプラ信号の速度の平均値は 3 であり、インターリーブブロック B 4 における第 1 血流ドプラ信号の速度の平均値は 4 である。このとき、スケール合わせ部 4 2 3 1 は、クラッタ信号成分の誤算出を避け

10

20

30

40

50

るため、対応するインターリーブブロックにおける第2血流ドプラ信号の速度と同一方向（同一符号）の信号の速度だけを用いて第1血流ドプラ信号の速度の平均値を求める。すなわち、スケール合わせ部4231は、異なる方向の信号の速度は計算から除外して、第1血流ドプラ信号の速度のうち、第2血流ドプラ信号の速度と同一方向の第1血流ドプラ信号の速度の平均値をインターリーブブロック毎に求める。

【0076】

次に、スケール合わせ部4231は、第2血流ドプラ信号の速度の平均値（第1平均値）に対する血流ドプラ信号の速度の平均値（第2平均値）の比である速度比（ $= \frac{V_1}{V_2}$ ）をインターリーブブロック毎に求める。図7及び図8では、インターリーブブロックB1における速度比は1（ $= \frac{V_1}{V_1}$ ）であり、インターリーブブロックB2における速度比は2（ $= \frac{V_2}{V_1}$ ）である。同様に、インターリーブブロックB3における速度比は3（ $= \frac{V_3}{V_1}$ ）であり、インターリーブブロックB4における速度比は4（ $= \frac{V_4}{V_1}$ ）である。

10

【0077】

続いて、スケール合わせ部4231は、インターリーブブロック毎に求められた速度比に基づいてスケール合わせを行う。その具体例として、スケール合わせ部4231は、当該インターリーブブロック内の各サンプル点について、当該インターリーブブロックにおける速度比を当該インターリーブブロックにおける第2血流ドプラ信号の速度に乗算して、補正速度を取得する。取得された補正速度は、スケール合わせ処理後の第2血流ドプラ信号の速度である。

20

【0078】

ここで、各インターリーブブロックにおける速度比の平均値を求め、求められた速度比の平均値である $\bar{R} = (\frac{R_1}{4} + \frac{R_2}{4} + \frac{R_3}{4} + \frac{R_4}{4})$ を、各インターリーブブロックに共通の速度比として上記のように補正速度を取得するようにしてもよい。

【0079】

また、速度比の正常値の範囲（ $TH1 < TH2$ ）を設け、正常値の範囲外の速度比が求められたインターリーブブロックについては、正常値の範囲である別のインターリーブブロックにおける速度比の平均値を採用する例外処理を行うようにしてもよい。受信データが生体信号やノイズに基づくものである場合、速度比に基づくスケール合わせ処理において、不測の事態を招く可能性がある。そこで、上記のように正常値の範囲を設けることで、スケール合わせ処理における不測の事態を回避することが可能である。ここで、第1閾値 $TH1$ は、受信データが生体信号に基づく受信データであるか否かを判定するための閾値である。第2閾値 $TH2$ は、受信データがノイズに基づく受信データであるか否かを判定するための閾値である。

30

【0080】

図9に、スケール合わせ部4231の構成例のブロック図を示す。

【0081】

スケール合わせ部4231は、生体信号判定部4233と、ノイズ判定部4234とを含んで構成されている。生体信号判定部4233及びノイズ判定部4234のうち少なくとも1つは、スケール合わせ部4231の外部に設けられていてもよい。

40

【0082】

生体信号判定部4233は、速度比に基づいて、第1受信データ群が生体信号であるか否かをインターリーブブロック毎に判定する。その具体例として、生体信号判定部4233は、インターリーブブロック毎に、速度比が第1閾値 $TH1$ 以上であるか否かを判定する。スケール合わせ部4231は、生体信号判定部4233により速度比が第1閾値 $TH1$ 以上であると判定されたインターリーブブロックでは、当該インターリーブブロック内の各サンプル点について当該インターリーブブロックの速度比と第2血流ドプラ信号の速度とを乗算することにより補正速度を求める。これに対して、スケール合わせ部4231は、生体信号判定部4233により速度比が第1閾値 $TH1$ より小さいと判定されたインターリーブブロックでは、当該インターリーブブロックの速度比を用いない。

50

スケール合わせ部 4 2 3 1 は、各サンプル点について、速度比 が第 1 閾値 T H 1 以上であると判定されたインターリーブブロックのうち当該インターリーブブロックとは別のインターリーブブロックにおける速度比と第 2 血流ドプラ信号の速度とを乗算することにより補正速度を求める。第 1 閾値 T H 1 は、「 1 」である。

【 0 0 8 3 】

すなわち、速度比 が「 1 」より小さいとき、クラッタ信号成分がより支配的な第 2 血流ドプラ信号の速度が血流信号成分が支配的な第 1 血流ドプラ信号の速度より大きいことを意味するため、生体信号判定部 4 2 3 3 は、第 1 閾値 T H 1 に基づいて第 1 受信データ群が生体信号でないとは判定する。

【 0 0 8 4 】

ノイズ判定部 4 2 3 4 は、速度比 に基づいて、第 1 受信データ群がノイズであるか否かをインターリーブブロック毎に判定する。その具体例として、ノイズ判定部 4 2 3 4 は、インターリーブブロック毎に、速度比 が第 2 閾値 T H 2 より小さいか否かを判定する。スケール合わせ部 4 2 3 1 は、ノイズ判定部 4 2 3 4 により速度比 が第 2 閾値 T H 2 より小さいと判定されたインターリーブブロックでは、当該インターリーブブロック内の各サンプル点について当該インターリーブブロックにおける速度比と第 2 血流ドプラ信号の速度とを乗算することにより補正速度を求める。これに対して、スケール合わせ部 4 2 3 1 は、ノイズ判定部 4 2 3 4 により速度比 が第 2 閾値 T H 2 以上であると判定されたインターリーブブロックでは、各サンプル点について、当該インターリーブブロックの速度比を用いない。スケール合わせ部 4 2 3 1 は、当該インターリーブブロックとは別のインターリーブブロックにおける速度比と第 2 血流ドプラ信号の速度とを乗算することにより補正速度を求める。

【 0 0 8 5 】

第 2 閾値 T H 2 は、第 2 血流ドプラ信号の速度に対して第 1 血流ドプラ信号の速度が十分に大きいと判定するための閾値である。第 2 閾値 T H 2 は、第 1 閾値 T H 1 より大きい値として設定することが可能である。

【 0 0 8 6 】

生体信号判定部 4 2 3 3 は、「第 1 判定手段」の一例である。ノイズ判定部 4 2 3 4 は、「第 2 判定手段」の一例である。

【 0 0 8 7 】

(除去部)

除去部 4 2 3 2 は、第 1 血流ドプラ信号の速度 (第 1 速度) の値からスケール合わせ部 4 2 3 1 において求められた補正速度の値を減算することにより血流信号成分の速度 (第 3 速度) を求める。除去部 4 2 3 2 によって求められた第 3 速度は、ブランキング処理部 4 2 4 に出力される。

【 0 0 8 8 】

以上のように、クラッタ信号除去部 4 2 3 は、第 1 血流ドプラ信号と第 2 血流ドプラ信号とに基づいて、血流信号成分の速度を生成することができる。

【 0 0 8 9 】

クラッタ信号除去部 4 2 3 は、「第 3 ドプラ情報生成手段」の一例であり、除去部 4 2 3 2 によって求められた血流信号成分の速度は、「第 3 ドプラ情報」の一例である。

【 0 0 9 0 】

或いは、クラッタ信号除去部 4 2 3 に加えて、ブランキング処理部 4 2 4 及びパーシスタンス部 4 2 5 が「第 3 ドプラ情報生成手段」の一例であってもよい。このとき、パーシスタンス部 4 2 5 によって生成された血流信号成分の速度、パワー、及び分散が「第 3 ドプラ情報」の一例であってもよい。

【 0 0 9 1 】

[ブランキング処理部]

ブランキング処理部 4 2 4 は、除去部 4 2 3 2 によって生成された血流信号成分の速度に基づいて、パワー演算部 4 2 1 5 によって求められた第 1 血流ドプラ信号のパワー、及

10

20

30

40

50

び分散に対し、ブランキング処理を施す。その具体例として、ブランキング処理部 4 2 4 は、除去部 4 2 3 2 によって生成された血流信号成分の速度の変化分に応じて、第 1 血流ドプラ信号のパワー及び分散に対して重み付けを行ったパワー及び分散を生成することができる。或いは、ブランキング処理部 4 2 4 は、除去部 4 2 3 2 によって生成された血流信号成分の速度と所定の閾値とを比較し、速度が所定の閾値以下のときにパワー又は分散を零にすることで、パワー又は分散を非表示にすることができる。

【 0 0 9 2 】

また、ブランキング処理部 4 2 4 は、ブランキング処理が施された速度、パワー、及び分散に対し、空間方向のフィルタ処理である平滑化フィルタ処理を施す。

【 0 0 9 3 】

ブランキング処理部 4 2 4 は、上記の処理を行うことで、クラッタ信号成分が除去された血流信号成分のパワー（第 2 パワー）を出力する。ブランキング処理部 4 2 4 は、上記の処理を行うことで、クラッタ信号成分が除去された血流信号成分の分散（第 2 分散）を出力する。

【 0 0 9 4 】

このように、ブランキング処理を行う前に、除去部 4 2 3 2 により第 1 血流ドプラ信号の速度から第 2 血流ドプラ信号の速度を差し引くことで、所望の血流信号成分に対するブランキング処理の影響を大幅に軽減することができる。また、平滑化フィルタ処理を行う前に、除去部 4 2 3 2 により第 1 血流ドプラ信号の速度から第 2 血流ドプラ信号の速度を差し引くことで、平滑化フィルタ処理によりクラッタ信号成分の影響を受けた血流情報が表示されるという問題を軽減することができる。

【 0 0 9 5 】

[パーシスタンス部]

パーシスタンス部 4 2 5 は、ブランキング処理部 4 2 4 から出力された血流信号成分の速度、パワー、及び分散に対し、時間方向に平滑化するフィルタ処理を施す。パーシスタンス部 4 2 5 によって生成された血流信号成分の速度、パワー、及び分散は、画像生成部 5 の D S C 5 1 に出力される。

【 0 0 9 6 】

D S C 5 1 は、パーシスタンス部 4 2 5 によって生成された血流情報に対しスキャンコンバージョン処理を施すことにより、C F M 画像データを生成する。すなわち、画像生成部 5 は、クラッタ信号除去部 4 2 3 によって生成された血流信号成分の速度、又はパーシスタンス部 4 2 5 によって生成された血流信号成分の速度、パワー、及び分散に基づいて超音波画像を生成する。

【 0 0 9 7 】

[動作]

以上のような構成を有する超音波診断装置 1 0 は、複数回の超音波の送受信によって受信データを取得すると、B モード処理部 4 1 において B モード画像データを生成すると共に、カラーモード処理部 4 2 において C F M 画像データを生成する。以下、B モード処理部 4 1 における B モード処理は公知の処理であるため説明を省略し、カラーモード処理部 4 2 における C F M 処理について説明する。

【 0 0 9 8 】

図 1 0 に、第 1 実施形態に係る血流信号成分の検出処理例のフロー図を示す。

図 1 1 に、第 1 実施形態に係るクラッタ信号成分の検出処理例のフロー図を示す。

図 1 2 に、第 1 実施形態に係るスケール合わせ処理例のフロー図を示す。

なお、図 1 0 ~ 図 1 2 に示す処理は、並列に行われてもよいし、直列に行われてもよい。直列に行われる場合、完了した処理については、他の処理が完了するまで待機させる必要がある。

【 0 0 9 9 】

(S 0 1)

図 1 0 に示すように、第 1 ドプラ信号検出部 4 2 1 には、複数回の超音波の送受信によ

10

20

30

40

50

り得られたアンサンブルデータが入力される。第1ドブラ信号検出部421のウォールフィルタ部4211は、アンサンブルデータに対しウォールフィルタ処理を施す。

【0100】

(S02)

第1ドブラ信号検出部421の自己相関値演算部4212及び血流情報演算部4213は、S01においてウォールフィルタ処理が施されたアンサンブルデータに基づいて第1血流ドブラ信号の血流情報を算出する。この実施形態では、自己相関値演算部4212は、S01においてウォールフィルタ処理が施されたアンサンブルデータに基づいて自己相関値を求める。血流情報演算部4213は、自己相関値演算部4212によって求められた自己相関値に基づいて、アンサンブルデータに対応した第1血流ドブラ信号の速度、パワー、及び分散を求める。

10

【0101】

(S03)

クラッタ信号除去部423のスケール合わせ部4231は、S02において求められた第1血流ドブラ信号の速度と、後述する第2血流ドブラ信号の速度とのスケール合わせを行う。S03の処理の詳細については、後述する。

【0102】

(S04)

クラッタ信号除去部423の除去部4232は、S02において求められた第1血流ドブラ信号の速度の値から、後述する第2血流ドブラ信号の速度の値を減算する。

20

【0103】

(S05)

ブランキング処理部424は、S04において第1血流ドブラ信号の速度から第2血流ドブラ信号の速度を減算することにより得られた血流信号成分の速度に基づいて、S02において求められた第1血流ドブラ信号のパワー、及び分散に対しブランキング処理を施す。その後、超音波診断装置10は、一連の処理を終了する(エンド)。

【0104】

以上のように、超音波診断装置10は、血流信号成分を極力失うことなく簡素な処理でクラッタ信号成分が除去された血流信号成分の速度、パワー、及び分散を求める。

【0105】

30

また、第2ドブラ信号検出部422にも、第1ドブラ信号検出部421と同様のアンサンブルデータが入力される。

【0106】

(S11)

図11に示すように、第2ドブラ信号検出部422の間引き部4221は、アンサンブルデータを等間隔で n (たとえば、 $n=2$)分の1に間引きする間引き処理を行う。

【0107】

(S12)

第2ドブラ信号検出部422の自己相関値演算部4222及び速度演算部4223は、S11において間引き処理が施されたアンサンブルデータに基づいて第2血流ドブラ信号の速度を算出する。この実施形態では、自己相関値演算部4222は、S11において間引き処理が施されたアンサンブルデータに基づいて自己相関値を求める。速度演算部4223は、自己相関値演算部4222によって求められた自己相関値に基づいて、間引き処理後のアンサンブルデータに対応した第2血流ドブラ信号の速度を求める。その後、第2ドブラ信号検出部422は、一連の処理を終了する(エンド)。

40

【0108】

S12において求められた第2血流ドブラ信号の速度は、図10に示すS03において用いられる。S03では、クラッタ信号除去部423のスケール合わせ部4231が、図12に示すように、インターリーブブロック毎にスケール合わせを行う。

【0109】

50

(S 2 1)

クラッタ信号除去部 4 2 3 のスケール合わせ部 4 2 3 1 は、速度比をインターリーブブロック毎に算出する。スケール合わせ部 4 2 3 1 は、上記のように、当該インターリーブブロックにおける第 2 血流ドプラ信号の速度の平均値を求める。また、スケール合わせ部 4 2 3 1 は、上記のように、当該インターリーブブロックにおける第 1 血流ドプラ信号の速度の平均値を求める。そして、スケール合わせ部 4 2 3 1 は、求められた平均値、を用いて速度比 (= /) を求める。S 2 1 ~ S 2 5 の処理は、インターリーブブロック毎に行われる。

【 0 1 1 0 】

(S 2 2)

スケール合わせ部 4 2 3 1 は、速度比 が第 1 閾値 T H 1 以上であるか否かを判定する。速度比 が第 1 閾値 T H 1 以上であると判定されたとき (S 2 2 : Y)、スケール合わせ部 4 2 3 1 の処理は、S 2 3 に移行する。速度比 が第 1 閾値 T H 1 より小さいと判定されたとき (S 2 2 : N)、スケール合わせ部 4 2 3 1 の処理は、S 2 5 に移行する。

【 0 1 1 1 】

(S 2 3)

速度比 が第 1 閾値 T H 1 以上であると判定されたとき、スケール合わせ部 4 2 3 1 は、速度比 が第 2 閾値 T H 2 より小さいか否かを判定する。速度比 が第 2 閾値 T H 2 より小さいと判定されたとき (S 2 3 : Y)、スケール合わせ部 4 2 3 1 の処理は、S 2 4 に移行する。速度比 が第 2 閾値 T H 2 以上であると判定されたとき (S 2 3 : N)、スケール合わせ部 4 2 3 1 の処理は、S 2 5 に移行する。

【 0 1 1 2 】

(S 2 4)

速度比 が第 2 閾値 T H 2 より小さいと判定されたとき、スケール合わせ部 4 2 3 1 は、各サンプル点について、S 2 1 において算出された速度比を用いて、上記のように補正速度をスケール合わせ処理後の第 2 血流ドプラ信号の速度として求める。

【 0 1 1 3 】

(S 2 5)

速度比 が第 1 閾値 T H 1 より小さいと判定されたとき、又は速度比 が第 2 閾値 T H 2 以上であると判定されたとき、S 2 5 の処理が実行される。S 2 5 において、スケール合わせ部 4 2 3 1 は、他のインターブロックにおける速度比を用いて、上記のように補正速度をスケール合わせ処理後の第 2 血流ドプラ信号の速度として求める。なお、他のインターブロックにおける速度比は、第 1 閾値 T H 1 以上であり、且つ、第 2 閾値 T H 2 より小さい速度比である。他のインターブロックにおける速度比のいずれについても、第 1 閾値 T H 1 以上であり、且つ、第 2 閾値 T H 2 より小さい速度比ではないとき、予め決められた速度比を採用してもよい。

【 0 1 1 4 】

(S 2 6)

次のインターリーブブロックがあるとき (S 2 6 : Y)、スケール合わせ部 4 2 3 1 の処理は、S 2 1 に移行する。次のインターリーブブロックがないとき (S 2 6 : N)、スケール合わせ部 4 2 3 1 の処理は、一連の処理を終了する (エンド) 。

【 0 1 1 5 】

なお、第 1 実施形態の構成を、超音波診断プログラムとしての制御プログラムを読み込んだ CPU の処理により実現することも可能である。すなわち、第 1 実施形態に係る超音波診断装置の制御プログラムは、第 1 ドプラ情報生成手段と、第 2 ドプラ情報生成手段と、第 3 ドプラ情報生成手段と、画像生成手段としてコンピュータを機能させるようにしてもよい。第 1 ドプラ情報生成手段は、被検体に対する複数回の超音波の送受信により得られた第 1 受信データ群に基づいて第 1 ドプラ情報を生成する。第 2 ドプラ情報生成手段は、第 1 受信データ群を間引くことにより取得された第 2 受信データ群に基づいて第 2 ドプラ情報を生成する。第 3 ドプラ情報生成手段は、第 1 ドプラ情報生成手段によって生成さ

10

20

30

40

50

れた第1ドブラ情報と第2ドブラ情報生成手段によって生成された第2ドブラ情報とに基づいて第3ドブラ情報を生成する。画像生成手段は、第3ドブラ情報生成手段によって生成された第3ドブラ情報に基づいて画像を生成する。

【0116】

〔効果〕

次に、第1実施形態に係る超音波診断装置10の効果について説明する。

【0117】

図13に、第1実施形態の効果の説明図を示す。図13は、横軸に横方向の位置を表し、縦軸に深さ方向の位置を表す超音波画像のシミュレーション結果の一例を表す。図13は、元のアンサンブルデータに基づいて検出されたクラッタ信号成分の速度から、元のアンサンブルデータを等間隔で2分の1に間引くことにより得られたアンサンブルデータに基づいて検出されたクラッタ信号成分の速度を減算したものである。

10

【0118】

図13に示すように、領域P1～P3には、血流の位置に血流信号成分が残る。すなわち、元のアンサンブルデータだけを用いてクラッタ信号成分を除去しようとする、図13の領域P1～P3に示す血流信号成分も除去してしまうことを意味する。これに対して、第1実施形態によれば、図13に示す領域P1～P3に示す血流信号成分を残すことができる。

【0119】

図14及び図15に、第1実施形態に係る超音波診断装置10により得られる超音波画像の一例を示す。図14及び図15は、ブランキング処理をオフにしたときの腹部の超音波画像の一例を表す。図14は、元のアンサンブルデータだけを用いてクラッタ信号成分を除去する第1実施形態の比較例における超音波画像の一例を表す。図15は、第1実施形態における超音波画像の一例を表す。なお、図14の領域P10と図15の領域P11とは、同一領域である。

20

【0120】

図14に示す超音波画像と図15に示す超音波画像とを比較すると、たとえば、図14の領域P10に対して、図15の領域P11では、生体の動きに起因した信号成分が除去され、低速の血流の視認が容易となり、画質が向上している。

【0121】

以上説明したように、第1実施形態に係る超音波診断装置10は、複数回の超音波の受信により得られた時系列の受信データ群を間引いた受信データ群に基づいてクラッタ信号成分がより支配的な第2血流ドブラ信号の速度を検出する。元の受信データ群から検出された第1血流ドブラ信号の速度から、検出された第2血流ドブラ信号の速度を除去することで、血流信号成分を極力失うことなく簡素な処理でクラッタ信号成分の除去が可能な超音波診断装置を提供することが可能になる。この結果、第1実施形態によれば、余分なクラッタ信号成分のみならずモーションアーチファクトを効果的に除去し、血流の視認性を向上させて診断能力の向上に寄与する超音波診断装置を提供することが可能になる。

30

【0122】

<第2実施形態>

第1実施形態では、第2ドブラ信号検出部はウォールフィルタ処理を行わないものとして説明したが、これに限定されるものではない。第2ドブラ信号検出部は、ウォールフィルタ処理を行うウォールフィルタ部を含んで構成されていてもよい。以下、第2実施形態に係る超音波診断装置について、第1実施形態との相違点を中心に説明する。

40

【0123】

図16に、第2実施形態に係るカラーモード処理部の構成例のブロック図を示す。図16において、図4と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

【0124】

第2実施形態に係る超音波診断装置が第1実施形態に係る超音波診断装置10と異なる点は、カラーモード処理部における第2ドブラ信号検出部にウォールフィルタ部が追加さ

50

れた点である。すなわち、カラーモード処理部 4 2 a は、第 1 ドブラ信号検出部 4 2 1 と、第 2 ドブラ信号検出部 4 2 2 a と、クラッタ信号除去部 4 2 3 と、ブランキング処理部 4 2 4 と、パーシスタンス部 4 2 5 とを含んで構成されている。第 2 ドブラ信号検出部 4 2 2 a は、間引き部 4 2 2 1 と、ウォールフィルタ部 4 2 2 4 と、自己相関値演算部 4 2 2 2 と、速度演算部 4 2 2 3 とを含んで構成されている。

【 0 1 2 5 】

ウォールフィルタ部 4 2 2 4 は、間引き部 4 2 2 1 によって間引かれたアンサンプルデータに対しウォールフィルタ処理を行う。ウォールフィルタ処理は、ウォールフィルタ部 4 2 1 1 と同様の処理である。自己相関値演算部 4 2 2 2 は、ウォールフィルタ部 4 2 2 4 によってウォールフィルタ処理が施されたアンサンプルデータから自己相関値を算出する。ウォールフィルタ部 4 2 2 4 は、「フィルタ手段」の一例である。

10

【 0 1 2 6 】

上記のようにウォールフィルタ処理の性能が十分ではない場合は、第 1 実施形態において説明したようにウォールフィルタ処理を省略することも考えられる。しかしながら、ウォールフィルタ処理の性能が向上し、クラッタ信号成分を十分な精度で検出することが可能な場合は、図 1 6 に示すようにウォールフィルタ処理を行うようにしてもよい。

【 0 1 2 7 】

図 1 7 に、第 2 実施形態に係るクラッタ信号成分の検出処理例のフロー図を示す。第 2 実施形態では、血流信号成分の検出処理例は図 1 0 と同様であり、スケール合わせ処理例も図 1 2 と同様である。

20

【 0 1 2 8 】

第 2 ドブラ信号検出部 4 2 2 a には、第 1 ドブラ信号検出部 4 2 1 と同様のアンサンプルデータが入力される。

【 0 1 2 9 】

(S 3 1)

第 2 ドブラ信号検出部 4 2 2 a の間引き部 4 2 2 1 は、アンサンプルデータを等間隔で n (たとえば、 $n = 2$) 分の 1 に間引きする間引き処理を行う。

【 0 1 3 0 】

(S 3 2)

第 2 ドブラ信号検出部 4 2 2 a のウォールフィルタ部 4 2 2 4 は、S 3 1 において間引き処理が行われたアンサンプルデータに対しウォールフィルタ処理を施す。

30

【 0 1 3 1 】

(S 3 3)

第 2 ドブラ信号検出部 4 2 2 a の自己相関値演算部 4 2 2 2 及び速度演算部 4 2 2 3 は、S 3 2 においてウォールフィルタ処理が施されたアンサンプルデータに基づいて第 2 血流ドブラ信号の速度を算出する。この実施形態では、自己相関値演算部 4 2 2 2 は、S 3 2 においてウォールフィルタ処理が施されたアンサンプルデータに基づいて自己相関値を求める。速度演算部 4 2 2 3 は、自己相関値演算部 4 2 2 2 によって求められた自己相関値に基づいて、間引き処理後のアンサンプルデータに対応した第 2 血流ドブラ信号の速度を求める。その後、第 2 ドブラ信号検出部 4 2 2 a は、一連の処理を終了する (エンド)

40

【 0 1 3 2 】

S 3 3 において求められた第 2 血流ドブラ信号の速度は、図 1 0 に示す S 0 3 において用いられる。

【 0 1 3 3 】

以上説明したように、第 2 実施形態によれば、第 1 実施形態と同様に、所望の血流信号成分に加えてクラッタ信号成分が含まれる血流ドブラ信号から、血流信号成分を極力失うことなく簡素な処理でクラッタ信号成分の除去が可能になる。

【 0 1 3 4 】

なお、上記の実施形態では、超音波診断装置がインターリーブスキャンを行うものとし

50

て説明したが、上記の実施形態に係る超音波診断装置は、インターリーブスキャンを行うものに限定されるものではない。

【0135】

なお、上記の実施形態では、スケール合わせ処理を行った後に第1血流ドプラ信号の速度の値から第2血流ドプラ信号の速度の値を減算するものとして説明したが、これに限定されるものではない。スケール合わせ処理を行うことなく、第1血流ドプラ信号の速度の値から第2血流ドプラ信号の速度の値を減算するようにしてもよい。

【0136】

また、上記の実施形態に係る超音波診断装置は、第1実施形態又は第2実施形態において説明した構成に限定されるものではない。

10

【0137】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これら実施形態は、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共に、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。

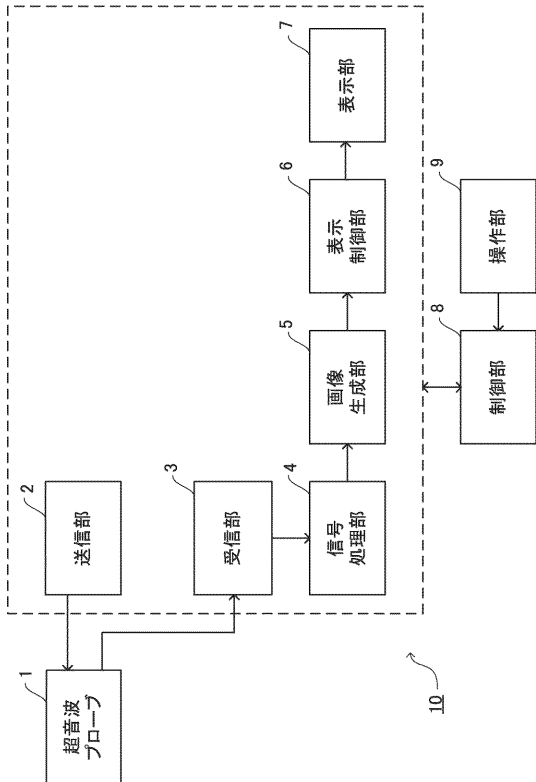
【符号の説明】

【0138】

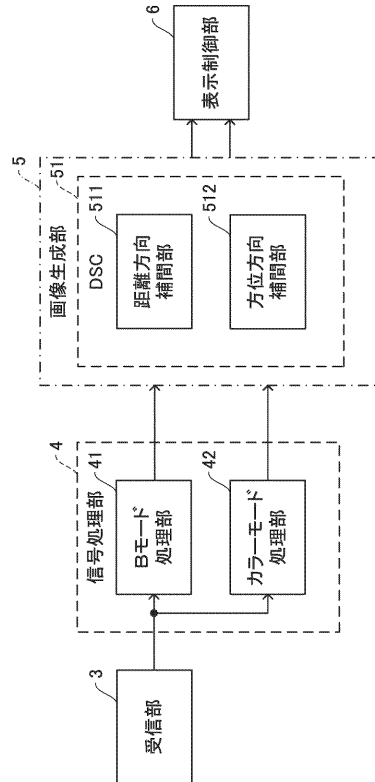
- | | | |
|-----------|------------|----|
| 1 | 超音波プローブ | 20 |
| 2 | 送信部 | |
| 3 | 受信部 | |
| 4 | 信号処理部 | |
| 5 | 画像生成部 | |
| 6 | 表示制御部 | |
| 7 | 表示部 | |
| 8 | 制御部 | |
| 9 | 操作部 | |
| 10 | 超音波診断装置 | |
| 41 | Bモード処理部 | 30 |
| 411 | 対数圧縮部 | |
| 412 | エッジ強調部 | |
| 413 | 平滑化フィルタ部 | |
| 414、425 | パーシスタンス部 | |
| 42、42a | カラーモード処理部 | |
| 421 | 第1ドプラ信号検出部 | |
| 422、422a | 第2ドプラ信号検出部 | |
| 423 | クラッタ信号除去部 | |
| 424 | ブランキング処理部 | |
| 4211、4224 | ウォールフィルタ部 | 40 |
| 4212、4222 | 自己相関演算部 | |
| 4213 | 血流情報演算部 | |
| 4214、4223 | 速度演算部 | |
| 4215 | パワー演算部 | |
| 4216 | 分散演算部 | |
| 4221 | 間引き部 | |
| 4231 | スケール合わせ部 | |
| 4232 | 除去部 | |
| 4233 | 生体信号判定部 | |
| 4234 | ノイズ判定部 | 50 |

- 5 1 D S C
- 5 1 1 距離方向補間部
- 5 1 2 方位方向補間部

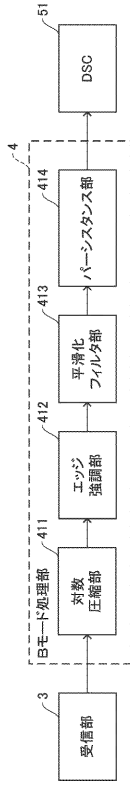
【図 1】



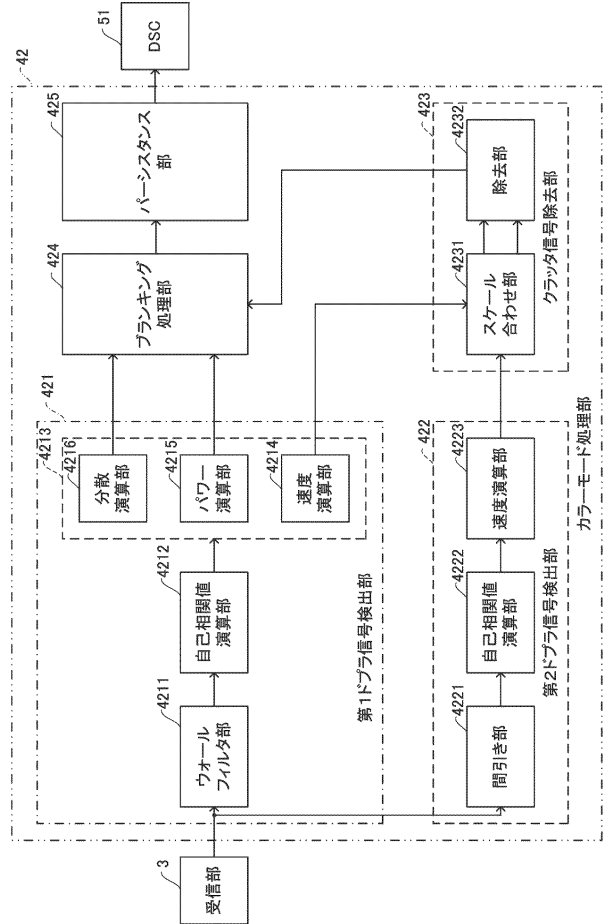
【図 2】



【図 3】



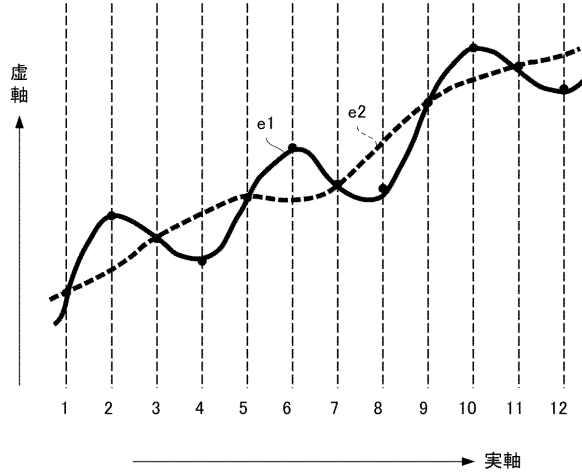
【図 4】



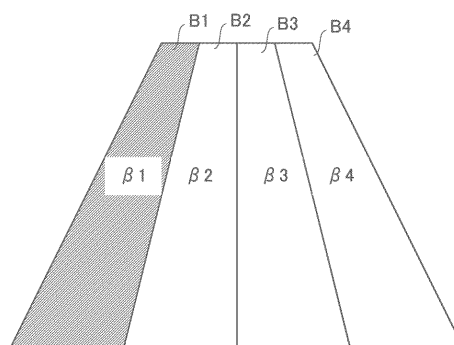
【図 5】

元のアンサンブルデータ	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10	E11	E12	E13	E14	E15	E16
間引き(2分の1)	E1	E3	E5	E7	E9	E11	E13	E15								
間引き(3分の1)	E1	E4	E7	E10	E13	E16										
間引き(4分の1)	E1	E5	E9	E13												
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

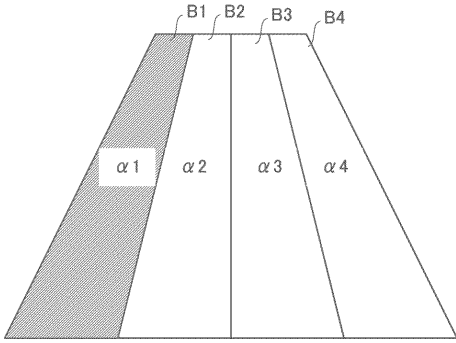
【図 6】



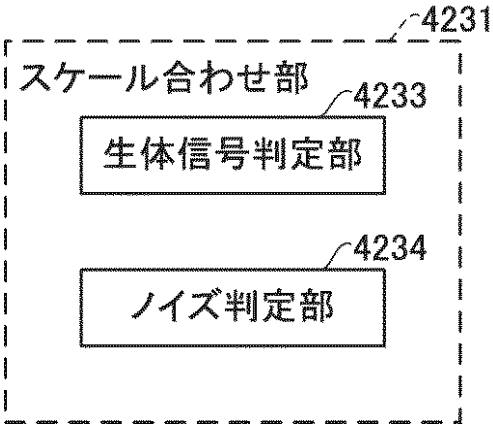
【図 7】



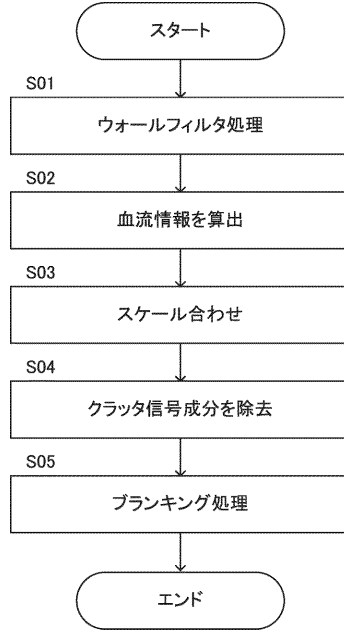
【 図 8 】



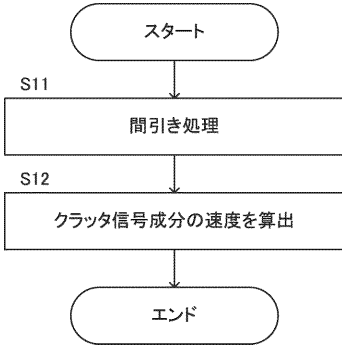
【 図 9 】



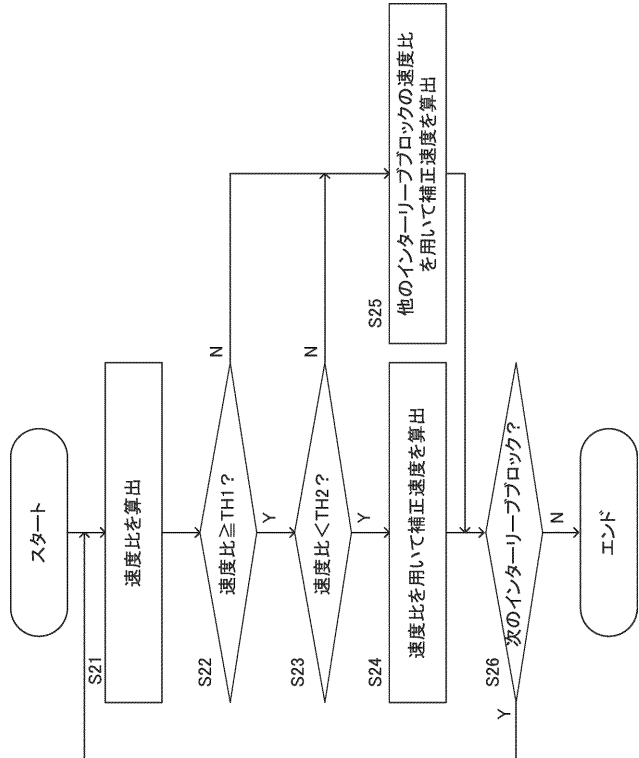
【 図 1 0 】



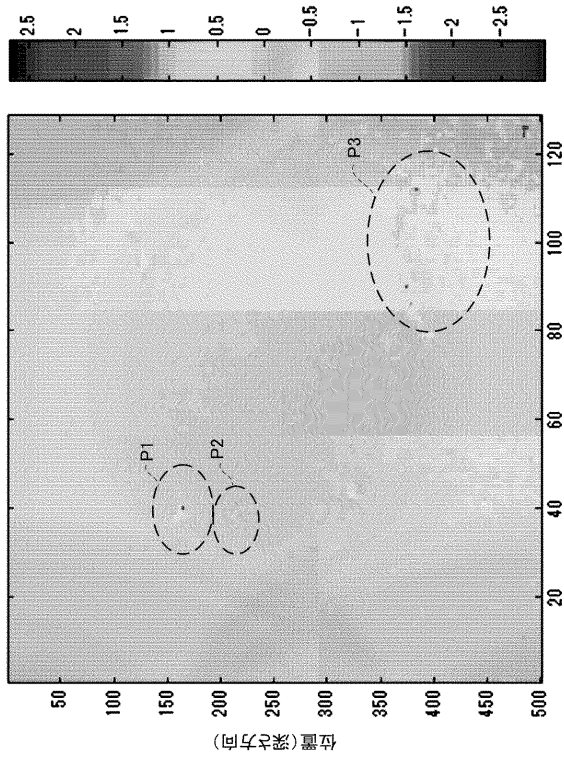
【 図 1 1 】



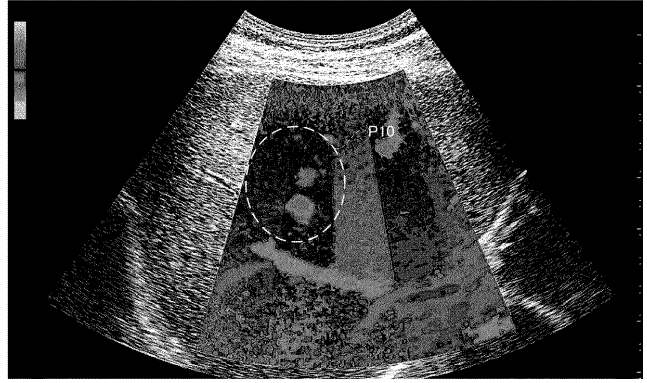
【 図 1 2 】



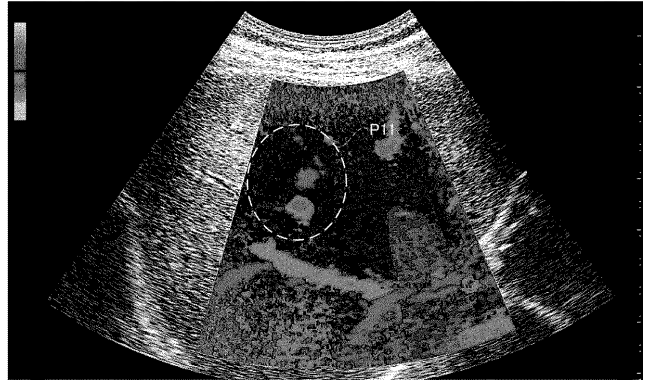
【図 13】



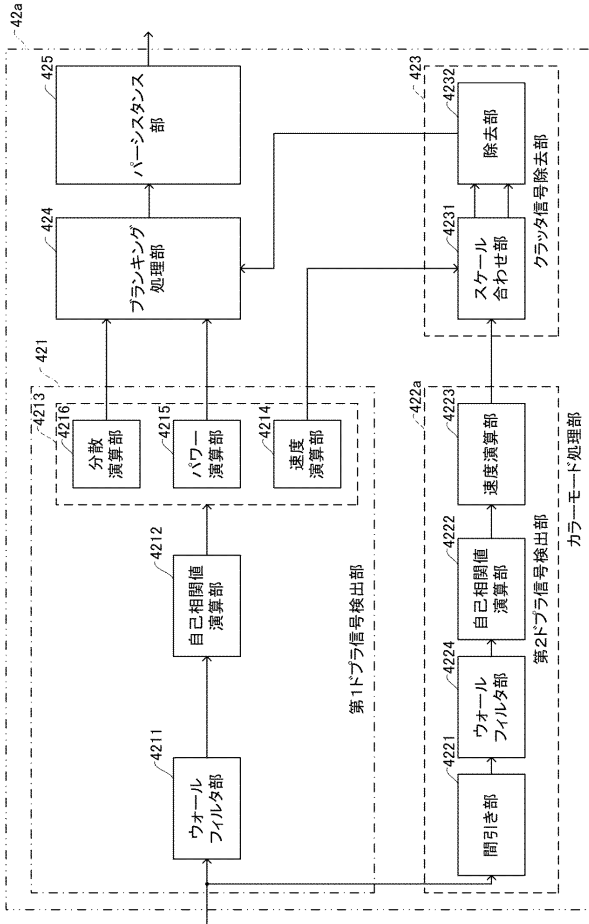
【図 14】



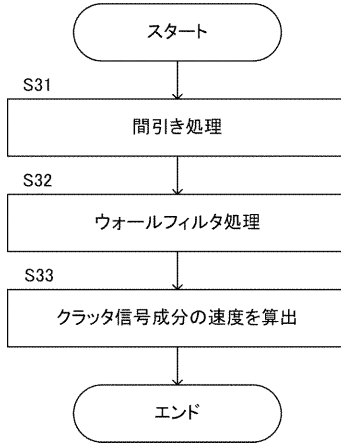
【図 15】



【図 16】



【図 17】



专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断程序		
公开(公告)号	JP2015142608A	公开(公告)日	2015-08-06
申请号	JP2014016402	申请日	2014-01-31
[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	柴田千尋		
发明人	柴田 千尋		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JB48 4C601/JB60 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/LL38		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 要解决的问题：提供一种能够通过简单的处理来消除杂波信号分量而又不会损失尽可能多的血流信号分量的技术。根据实施例的超声诊断设备包括第一多普勒信息生成单元，第二多普勒信息生成单元，第三多普勒信息生成单元和图像生成单元。第一多普勒信息生成装置基于通过多次向对象发送超声波和从对象接收超声波而获得的第一接收数据组来生成第一多普勒信息。第二多普勒信息生成装置基于通过稀疏第一接收数据组而获得的第二接收数据组来生成第二多普勒信息。第三多普勒信息产生装置基于第一多普勒信息和第二多普勒信息产生第三多普勒信息。图像生成装置基于由第三多普勒信息生成装置生成的第三多普勒信息来生成图像。 [选择图]图4	(21) 出願番号	特願2014-16402 (P2014-16402)	(71) 出願人	00003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
	(22) 出願日	平成26年1月31日 (2014.1.31)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
			(74) 代理人	110000886 特許業務法人三澤特許事務所
			(72) 発明者	柴田 千尋 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
			Fターム(参考)	4C601 BB06 BB16 DD03 DE04 EE04 GB04 GB06 JB41 JB45 JB47 JB48 JB60 KK12 KK19 KK24 LL38