

(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2012-166008

(P2012-166008A)

(43) 公開日 平成24年9月6日(2012.9.6)

(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 6 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2011-280838 (P2011-280838)
 (22) 出願日 平成23年12月22日(2011.12.22)
 (31) 優先権主張番号 特願2011-14917 (P2011-14917)
 (32) 優先日 平成23年1月27日(2011.1.27)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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
 (72) 発明者 佐々木 琢也
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

最終頁に続く

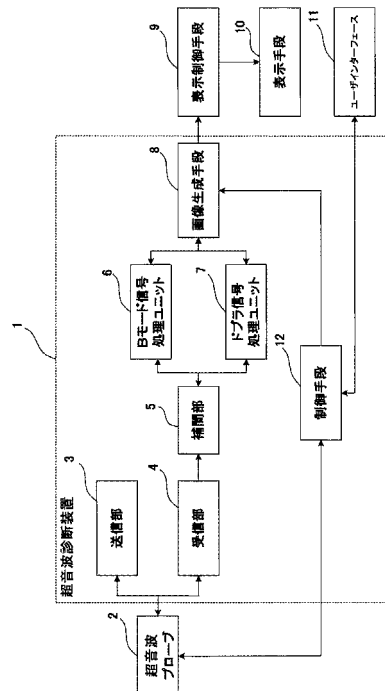
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】 不要なノイズ信号を有効に除去して、高精度の血流信号を得ることが可能な診断超音波診断装置及びその画像処理プログラムを提供する。

【解決手段】 第1算出手段は、複数回の送受信によって得られた複数のデータの絶対値の和である第1パワー値を求める。速度ベクトル算出部は、得られた複数のデータを基に各観測点における運動体の速度ベクトルを求める。第2算出手段は、求められた速度ベクトルの絶対値である第2パワー値を求める。ポストフィルタ処理手段は、各観測点における観測値のうち、判定用数値に用いられるパワー値以外の観測値を判定用数値に基づいて判定する。画像生成手段は、ポストフィルタ処理された各観測点における観測値に基づいて、運動体の画像を作成する。表示制御手段は、作成された運動体の画像を表示手段に表示させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内における複数の観測点に対して複数回ずつ順番に超音波を送受信する送受信部と、

前記複数回の送受信によって得られた複数のデータの絶対値の和である第 1 パワー値を求める第 1 算出手段と、

前記得られた複数のデータを基に各観測点における運動体の速度ベクトルを求める速度ベクトル算出部と、

前記求められた前記速度ベクトルの絶対値である第 2 パワー値を求める第 2 算出手段と、

前記各観測点における前記第 1 パワー値、および、前記第 2 パワー値の少なくとも一つのパワー値に基づく判定用数値を予め記憶しておく記憶手段と、

前記各観測点における観測値のうち、前記判定用数値に用いられるパワー値以外の観測値を前記判定用数値に基づいて判定するポストフィルタ処理手段と、

前記ポストフィルタ処理された各観測点における観測値に基づいて、運動体の画像を作成する画像生成手段と、

前記作成された前記運動体の画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

を有する

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

複数の前記ポストフィルタ処理手段を有し、

前記ポストフィルタ処理手段毎に、前記判定用数値として、前記第 1 パワー値及び前記第 2 パワー値のいずれか一つが用いられる

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】

前記複数のポストフィルタ処理は、ブランク処理及び平滑化処理を含み、

前記判定用数値は、前記第 1 パワー値に基づく第一のしきい値、及び、前記第 2 パワー値に基づく第二のしきい値であり、

前記ブランク処理は、前記第一のしきい値及び前記第二のしきい値のいずれか一つを用い、当該しきい値以下の前記選択した前記パワー値を削除し、

前記平滑化処理は、前記第一のしきい値及び第二のしきい値のいずれか一つを用い、当該しきい値に基づいて前記選択したパワー値を処理する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記ポストフィルタ処理手段は、前記各観測点におけるパワー値及び前記しきい値として、前記被検体の診断対象に応じた前記第 1 パワー値または前記第 2 パワー値を用いることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記表示制御手段は、前記第 1 パワー値と前記第 2 パワー値との比である分散を視認可能に前記表示手段に表示させ、

前記ポストフィルタ処理は、前記各観測点におけるパワー値及び前記しきい値として、指示された前記分散に応じた前記第 1 パワー値または前記第 2 パワー値を用いることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体内における複数の観測点に対して複数回ずつ順番に超音波を送受信するときの、前記複数回の送受信によって得られた複数のデータの絶対値の和である第 1 パワー値を求めるステップと、

前記得られた複数のデータを基に各観測点における運動体の速度ベクトルを求めるステップと、

前記求められた前記速度ベクトルの絶対値である第 2 パワー値を求めるステップと、

10

20

30

40

50

前記前記各観測点における前記第1パワー値、および、前記第2パワー値の少なくとも一つパワー値を用いて求められる判定用数値を予め記憶しておくステップと、

前記各観測点における観測値のうち、前記判定用数値に用いられるパワー値以外の観測値を前記判定用数値に基づいて判定するポストフィルタ処理ステップと、

前記ポストフィルタ処理された各観測点における観測値に基づいて、運動体の画像を作成するステップと、

前記作成された前記運動体の画像を表示手段に表示させるステップと、

を有することを特徴とする超音波診断装置における画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及びその画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置には、断層像（Bモード像）に重ねて血流信号を2次元血流像としてカラー表示するものがある（例えば、特許文献1）。

【0003】

2次元血流像のカラー表示では、血流信号に色情報を対応させ、色情報により2次元血流像を表示する。それにより血流を可視化することができる。

【0004】

20

しかし、部位によっては例えば高周波領域の感度不足が起こり、十分な診断をするための血流信号を得られない。感度不足を補うためには、血流信号のゲイン調整が可能であるが、血流信号とノイズ信号も上昇してしまい、ノイズ信号に埋もれた血流ドップラ信号しか得られない。

【0005】

色情報により血流を可視化するとき、その色情報を求める方法として、自己相関法を用いるのが主流である。被検体内の断層像に対して1ラスタを作るために同一方向に複数回超音波の送受信を行う必要がある。複数回の送受信によって複数のデータが得られる。得られた複数のデータの絶対値の和である第1パワー値をスカラ、得られた複数のデータから求められる速度ベクトルの絶対値である第2パワー値をベクタ、両方のパワー値の比を分散という場合がある。

30

【0006】

従来、ノイズ信号はパワーが小さいことに着目し、スカラとベクタのどちらか一方をパワー値として選び、予め定められたしきい値を超えないパワー値を削除するブランク処理をし、しきい値を超えるパワー値を色情報として用いて血流を表示する表示処理をしていた。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平4-218143号公報

40

【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、スカラを用いる場合、分散の影響を考慮しない信号の絶対値の和を用いているので、ブランク処理をしたとき、多くのノイズ信号が削除されずに残ってしまい、多くのノイズが表示されてしまうという問題点があった。

【0009】

また、ベクタを用いる場合、パワー値の分散の影響を考慮しているため、ノイズ信号を効果的に削除することができるが、血流のパワー値も同時に下がるため、スカラ選択時のような力強い血流信号が得られないという問題点があった。

50

【 0 0 1 0 】

この実施形態は、上記の問題を解決するものであり、不要なノイズ信号を有効に除去して、高精度の血流信号を得ることが可能な診断超音波診断装置及びその画像処理プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

上記課題を解決するために、実施形態の超音波診断装置は、送受信部、速度ベクトル算出部、第1算出手段、第2算出手段、記憶手段、ポストフィルタ処理手段、及び、表示制御手段を有する。第1算出手段は、複数回の送受信によって得られた複数のデータの絶対値の和である第1パワー値を求める。速度ベクトル算出部は、得られた複数のデータを基に各観測点における運動体の速度ベクトルを求める。第2算出手段は、求められた速度ベクトルの絶対値である第2パワー値を求める。ポストフィルタ処理手段は、各観測点における観測値のうち、判定用数値に用いられるパワー値以外の観測値を判定用数値に基づいて判定する。画像生成手段は、ポストフィルタ処理された各観測点における観測値に基づいて、運動体の画像を作成する。表示制御手段は、作成された運動体の画像を表示手段に表示させる。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図1】第1の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】同じ場所に超音波を複数回送受信し、時間変化を見たときの図である。

20

【図3】複素数平面上に表された速度ベクトルを示す図である。

【図4】ログ圧縮部からポストフィルタ処理手段に出力されたスカラ及びベクタを示す図である。

【図5】実施形態と比較されるドブラ信号処理ユニットを示すブロック図である。

【図6】ドブラ信号処理ユニットの一例を示すブロック図である。

【図7】算出手段の一例を示すブロック図である。

【図8】ドブラ信号処理ユニットの他の例を示すブロック図である。

【図9】ドブラ信号処理ユニットの他の例を示すブロック図である。

【図10】実験用ファントムを用いたBモード像を示す図である。

【図11】実施形態と比較される血流画像で、スカラのしきい値で、スカラをポストフィルタ処理し、スカラによる表示をシミュレーションしたものである。

30

【図12】実施形態と比較される血流画像で、ベクタのしきい値で、ベクタをポストフィルタ処理し、ベクタによる表示をシミュレーションしたものである。

【図13】実施形態に係る血流画像で、ベクタのしきい値で、ベクタをポストフィルタ処理し、スカラによる表示をシミュレーションしたものである。

【図14】血流画像の効果確認図である。

【図15】スカラ及びベクタを選択する処理の例を示す図である。

【図16】ブランク処理のみで構成されたポストフィルタ処理の例を示す図である。

【図17】平滑化処理のみで構成されたポストフィルタ処理の例を示す図である。

40

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 3 】

[第1の実施形態]

この超音波診断装置の実施形態について各図を参照して説明する。

【 0 0 1 4 】

超音波診断装置1は、被検体に対して超音波を送信し、被検体からの反射波に基づいて被検体内の運動体(血流)の流速を表すドブラスペクトラム画像を生成する。

【 0 0 1 5 】

図1は、超音波診断装置を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送信部3、受信部4、補間部5、Bモード信号処理ユニット6、ドブラ信号処理ユニット7、画像生成手段8、表示制御手段9、表示手段10、ユーザ

50

インターフェース 1 1、及び制御手段 1 2 を備えている。超音波プローブ 2、送信部 3 及び受信部 4 が送受信部の一例である。

【 0 0 1 6 】

超音波プローブ 2 には、複数の超音波振動子が所定方向（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 次的に配置された 2 次元アレイプローブを用いる。2 次元アレイプローブを用いることで、3 次元の領域を超音波で走査することができ、3 次元の領域におけるボリュームデータを取得することが可能となる。また、超音波プローブ 2 には、複数の超音波振動子が走査方向に 1 列に配列された 1 次元アレイプローブであって、走査方向に直交する方向に超音波振動子を機械的に揺動させることで 3 次元領域の走査が可能で 1 次元アレイプローブを用いても良い。

10

【 0 0 1 7 】

送信部 3 は超音波プローブ 2 に電気信号を供給して超音波を発生させ、受信部 4 は、超音波プローブ 2 が受信したエコー信号を受信する。送信部 3 及び受信部 4 は、所定のパルス繰り返し周波数（PRF）に従って、超音波プローブ 2 に超音波を送受信させる。

【 0 0 1 8 】

送信部 3 は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を定めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路（チャンネル）の数に応じたパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ 2 の各超音波振動子に供給するようになっている。

20

【 0 0 1 9 】

受信部 4 は、図示しないプリアンプ回路、A/D変換回路、受信遅延回路、及び加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ 2 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ごとに増幅する。A/D変換回路は、増幅されたエコー信号を A/D変換する。受信遅延回路は、A/D変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算回路は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この受信部 4 によって加算処理された信号を RF 信号（Radio Frequency Signal）という場合がある。

30

【 0 0 2 0 】

受信部 4 から出力された RF 信号は、補間部 5 に出力される。補間部 5 は、受信部 4 から出力された RF 信号を用い、周期的に欠落した信号を推定することにより補間する。

【 0 0 2 1 】

次に、超音波プローブ 2、送信部 3、受信部 4 及び補間部 5 の動作について図 2 及び図 3 を参照して簡単に説明する。

【 0 0 2 2 】

被検体の計測部位の体表に超音波プローブ 2 を当てる。検査者は超音波プローブ 2 を被検体の体表に沿って連続的に走査する。その走査の間、送信部 3 から印加された送信信号が超音波プローブ 2 の各超音波振動子（図示省略）に与えられ、超音波プローブ 2 から被検体に向けて超音波パルスが送信される。送信された超音波パルスは被検体から随時反射され超音波プローブ 2 を介して受信部 4 に入り、受信部 4 内で増幅、A/D変換、遅延演算、加算処理などが行われる。受信部 4 で各処理が行われた信号は補間部 5 に入力される。補間部 5 では、入力された信号を基に欠落した信号を補間する。

40

【 0 0 2 3 】

図 2 は、被検体内における同じ位置（観測点）に対して超音波を 4 回送受信したとき、各回数間の送受信に要する所要時間の変化を示す図である。図 2 では横軸を時間（t）軸とし、超音波を送受信したときの回数である 1 回目から 4 回目を N1 ~ N4 で示す。

【 0 0 2 4 】

図 2 に示すように、超音波の送受信に要する所要時間の変化は、1 回目と 2 回目の間、

50

2回目と3回目の間、及び、3回目と4回目の間でそれぞれ 1、 2、 3となる。この所要時間の変化 1、 2、 3は、観測点における運動体の速度ベクトルに相当する。

【0025】

超音波の方向を実線とすると、観測点は実線上に多数設けられる。補間部5は、隣り同士となる実線間に補間線を想定し、想定した補間線に観測点を配置し、配置した観測点における所要時間の変化を補間する。

【0026】

例えば、補間部5は、補間線上の各観測点における所要時間の変化を、その補間線から等しい距離にある2つの補間線または実線の各観測点における所要時間の変化の平均値として補間する。

【0027】

次に、RF信号及び補間部5により補間された信号(所要時間の変化を含む)は直交検波の完了したIQデータに変換され、その後、Bモード信号処理ユニット6及びドブラ信号処理ユニット7に出力される。

【0028】

Bモード信号処理ユニット6は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号からBモード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、Bモード信号処理ユニット6は、直交検波されたデータに対してフィルタ処理を行い、さらに、対数変換による圧縮処理を施す。

【0029】

次にドブラ信号処理ユニット7について図5を参照して説明する。

【0030】

図5は、本実施形態と比較されるドブラ信号処理ユニット7のブロック図である。図5に示すように、ドブラ信号処理ユニット7は、ウォールフィルタ(Wall Filter)71、自己相関ブロック(AC: Auto Correlator)72、算出手段73、ポストフィルタ処理手段74、及びログ(Log)圧縮部75を備えている。流れてくるドブラ信号(実部成分及び虚部成分)はウォールフィルタ71にてクラッタ成分を取り除き、自己相関ブロック72を経て、算出手段73にて、速度V、分散、パワー値Pを算出する。パワー値Pはログ圧縮部75により、8ビット(bit)の信号に圧縮される。なお、ログ圧縮部75により圧縮される前、圧縮された後においてもパワー値、スカラ、ベクタにP、P1、P2を付して説明する。

【0031】

ここで、ポストフィルタ処理とは、速度V、分散、パワー値Pが算出された後のフィルタ処理をいう。ポストフィルタ処理手段74には、ブランク処理手段741及び/または平滑化処理手段742が含まれる。また、ポストフィルタ処理というときは、ブランク処理及び/または平滑化処理をいう場合がある。

【0032】

ポストフィルタ処理にブランク処理及び平滑化処理が含まれるとき、これらの手順はいずれの処理を先にしてもよい。

【0033】

なお、この実施形態のポストフィルタ処理手段74について、ブランク処理手段741が含まれ、平滑化処理手段742が含まれないものとして説明する。

【0034】

速度V、分散、圧縮後のパワー値Pはブランク処理手段741を経てデジタルスキャンコンバータ(Digital Scan Converter)81(以下、DSCと称する)へ送られる。DSC81にて、表示手段10に表示するための情報へ変換され、表示手段10に送られ、色情報として表示される。算出手段73、ブランク処理手段741、速度、分散、及びパワー値Pの詳細は後述する。

【0035】

10

20

30

40

50

ただし、上記図 5 に示すドブラ信号処理ユニット 7 は、スカラ P 1 またはベクタ P 2 のいずれか一方のパワー値 P を算出手段 7 3 から後段に流すものである。これに対して、本実施形態に係るドブラ信号処理ユニット 7 は、スカラおよびベクタの両方のパワー値 P を算出手段 7 3 から後段に流すようにし、後段のパワー値を用いる全ての処理において、スカラまたはベクタのどちらかのパワー値を選択的に用いるようにしたものである。

【 0 0 3 6 】

次に、本実施形態に係るドブラ信号処理ユニット 7 について図 3 及び図 6 を参照して説明する。

【 0 0 3 7 】

ドブラ信号処理ユニット 7 の自己相関ブロック 7 2 は、被検体内の各観測点における複数回の送受信により得られるドブラ信号を基に運動体（血流）の速度ベクトルを求める速度ベクトル算出部の一例である。ドブラ信号を複素データ（実部成分及び虚部成分を含む）という場合がある。

10

【 0 0 3 8 】

図 3 は複数回の送受信に要した所要時間の変化を複素数平面上に表した図である。図 3 に示す 1、 2、 3 は、複数回の送受信に要した所要時間の変化を示し、 $| 1 |$ 、 $| 2 |$ 、 $| 3 |$ は、信号レベルの大きさを示し、 1 、 2 、 3 は、速度成分を示す。

【 0 0 3 9 】

図 6 は、算出手段 7 3 から後段にスカラ P 1 およびベクタ P 2 が流れるドブラ信号処理ユニットの一例を示す図、図 7 は算出手段の一例を示すブロック図である。図 6 及び図 7 に示すように、算出手段 7 3 は、複数回の送受信により得られた複数の複素データの絶対値の和であるスカラ P 1 を求める第 1 算出手段 7 3 1、自己相関ブロック 7 2 により求められた速度ベクトルの絶対値であるベクタ P 2 を求める第 2 算出手段 7 3 2、スカラ P 1 とベクタ P 2 との比である分散 を求める分散算出手段 7 3 3 を有している。

20

【 0 0 4 0 】

第 1 算出手段 7 3 1 は、複数回の送受信により得られる複素データの絶対値の和としてスカラ P 1 を求める。

【 0 0 4 1 】

第 1 算出手段 7 3 1 は、求めたスカラ P 1 をログ圧縮部 7 5 に出力する。ログ圧縮部 7 5 は、スカラ P 1 を圧縮して、ブランク処理手段 7 4 1 に出力する。

30

【 0 0 4 2 】

次に、第 2 算出手段 7 3 2 により求められるベクタ P 2 を数式で表すと、次の式 (1) となる。

$$P 2 = | 1 + 2 + 3 | \quad (1)$$

【 0 0 4 3 】

第 2 算出手段 7 3 2 は、求めたベクタ P 2 をログ圧縮部 7 5 に出力する。ログ圧縮部 7 5 は、ベクタ P 2 を圧縮して、ブランク処理手段 7 4 1 に出力する。

【 0 0 4 4 】

図 4 は、ログ圧縮部 7 5 からブランク処理手段 7 4 1 に出力されたスカラ P 1 及びベクタ P 2 を示す図である。図 4 では、深さ方向の観測点を (Q 1 a、Q 1 b、Q 1 c)、(Q 2 a、Q 2 b、Q 2 c)、... で示し、ラスタ方向の観測点を (Q 1 a、Q 2 a、Q 3 a、Q 4 a、Q 5 a)、(Q 1 b、Q 2 b、Q 3 b、Q 4 b、Q 5 b)、... で示している。また、各観測点のスカラ P 1 を P 1 1 a ~ P 1 5 c、各観測点のベクタ P 2 を P 2 1 a ~ P 2 5 c で示している。

40

【 0 0 4 5 】

記憶手段（図示省略）には、スカラ P 1、及び、ベクタ P 2 にそれぞれ基づくしきい値が記憶されている。各しきい値は経験則に基づいて定められている。制御手段 1 2 は、ユーザーインターフェース 1 1 の入力部の操作を受けて、しきい値を記憶手段に記憶させる。なお、制御手段 1 2 がスカラ P 1、ベクタ P 2 の入力を受けて、予め定められた式からし

50

きい値を求め、しきい値を記憶手段に記憶させるようにしてもよい。

【0046】

算出手段73は分散を求めるための分散算出手段733を有している。分散は、スカラP1及びベクタP2を基に求められる比であり、次の式で表される。

$$= \{P2 / (P2を作るときのデータ数)\} / \{P1 / (P1を作るときのデータ数)\} \quad (2)$$

【0047】

ドブラ信号処理ユニット7は、各観測点におけるパワー値をブランク処理するためのブランク処理手段741を有している。ブランク処理手段741には一または複数のブランク処理が含まれる。各ブランク処理において、ブランク処理されるパワー値としてスカラP1またはベクタP2を用い、パワー値を数値判定(しきい値判定)するとき用いるしきい値としてスカラP1またはベクタP2を用いる。この実施形態では、少なくとも一以上のブランク処理において、ブランク処理されるパワー値にスカラP1またはベクタP2のいずれか一方を選択したとき、選択したパワー値に対するしきい値としてスカラP1またはベクタP2の他方を用い、しきい値以下のパワー値を削除する。なお、他のブランク処理においては、ブランク処理されるパワー値としきい値判定に用いるパワー値とが同じスカラP1であっても、同じベクタP2であってもよい。

10

【0048】

次に、ブランク処理されるパワー値としてスカラP1を用い、ブランク処理されるパワー値に対するしきい値判定にベクタP2を用いるポストフィルタ処理の一例を示す。

20

【0049】

観測点Q1a、Q1bのスカラP11a、P11bがしきい値(輝度値:100)以下で、他の観測点のスカラP11c~P15cがしきい値を超えると、ブランク処理手段741は、スカラP11a、P11bを記憶手段から削除し(その値を0とし)、その他のスカラP11c~P15cを記憶手段に残す。

【0050】

なお、上記実施形態では、しきい値としてベクタP2を用い、スカラP1をブランク処理するものを示したが、逆の態様、すなわち、しきい値としてスカラP1を用い、ベクタP2をブランク処理するようにしてもよい。

【0051】

(変形例1)

次に、ドブラ信号処理ユニットの他の例について図8を参照して説明する。なお、変形例のポストフィルタ処理手段74について、ブランク処理手段741が含まれ、平滑化処理手段742が含まれないものとして説明する。

30

【0052】

図8は、ドブラ信号処理ユニットの他の例を示すブロック図である。図8に示すように、ドブラ信号処理ユニット7は、ベクタ算出部76を有している。算出手段73からスカラP1、分散がベクタ算出部76に入力され、ベクタ算出部76は、スカラP1及び分散を基に、ベクタP2を算出する。

ベクタP2は次の式から求める。

$$P2 = P1 \times$$

ここで、は、上記式(2)により求められる。

40

【0053】

スカラP1、及び、求められたベクタP2は、ログ圧縮部75に出力され、その後、ブランク処理手段741で、ブランク処理されることは、上記実施形態と同様であるので、省略その説明を省略する。なお、スカラP1に乗算される分散は、そのものである必要はなく、例えば、S字、上凸、下凸に変換したものを使用してもよい。

【0054】

(変形例2)

上記変形例1では、分散を記憶手段に記憶させたが、記憶手段の容量の制約で、分散

50

を記憶できない場合がある。

【0055】

次に、分散 を演算で求める方法の一例について図9を参照して説明する。

【0056】

図9は、スカラP1、ベクタP2を基に、分散 を求める方法の一例を示すブロック図である。図9に示すように、DSC81に送られてきたスカラP1、ベクタP2を分散算出部82に送る。

【0057】

分散算出部82は、次の式(3)により、スカラP1、ベクタP2をアンチログ(Anti Log)処理をした後に除算を行う。

$$= A \text{ Log}(\text{ベクタ}) / A \text{ Log}(\text{スカラ}) \quad (3)$$

ここで、A Logとは、アンチログ処理をいう。

【0058】

上記演算処理された分散 は、DSC81に送られ、分散 に応じて、スカラP1、ベクタP2を変換する。

【0059】

以上に説明したBモード信号処理ユニット6及びドブラ信号処理ユニット7から出力された信号は、画像生成手段8に送られる。

【0060】

画像生成手段8は、Bモード信号処理ユニット6にて処理された後のデータに基づいて超音波画像データを生成する。例えば、画像生成手段8はDSC81を備え、直交座標系で表される画像を得るために、Bモード信号処理ユニット6にて処理された後のデータを直交座標系で表される画像データに変換する。例えば、画像生成手段8は、Bモード超音波ラスタデータに基づいて2次元情報としての断層像データを生成し、その断層像データを表示制御手段9に出力する。表示制御手段9は、その断層像データに基づく断層像を表示手段10に表示させる。

【0061】

画像生成手段8は、ドブラ信号処理ユニット7にて処理された後のデータに基づいて2次元血流像を生成する。画像生成手段8は、ドブラ信号処理ユニット7から送られるデータをカラー処理する。なお、ドブラ信号処理ユニット7から送られるデータには、ブランク処理により残された各観測点のスカラP1、及び、ブランク処理により削除された観測点のスカラP1(輝度値0に相当する)が含まれている。

【0062】

カラー処理では、例えば、平均速度-分散(V-)表示の場合には、超音波プローブ2に近づく血流の流れは赤色系の色に変換され、超音波プローブ2から遠ざかる血流の流れは青色系の色に変換される。また、平均速度Vの大きさは輝度の違いにより表現され、さらに、分散 は色相により表示される。2次元血流像を表示制御手段9に出力する。表示制御手段9は、2次元血流像を表示手段10に上記断層像に重ねて表示させる。

【0063】

制御手段12は、操作者によって指定された各観測点(レンジゲート)の座標情報をユーザインターフェース11から受けると、各観測点の座標情報をプローブ2及び画像生成手段8に出力する。

【0064】

次に、シミュレーションにより示す血流の画像について、図10から図13を参照して説明する。

【0065】

図10は、実験用ファントムを用いたBモード像を示す図である。図10に示すように、 で囲ってある部分が狭くなっており、血流のスムーズな流れをさえぎることで、乱流を起し、分散値の高い領域を作っている。

【0066】

10

20

30

40

50

図 1 1 は、スカラ P 1 をしきい値に用いて、スカラ P 1 をブランク処理し（スカラブランク）、スカラ P 1 で表示（スカラ表示）することをシミュレーションした血流画像である。図 1 1 に示すように、ROI（Region of Interest）の下端部に多くのノイズが見えているのがわかる。このように、スカラブランク、スカラ表示では、血流を表示する代わりにノイズもまた多く出てしまい消すことが困難である。

【0067】

図 1 2 は、ベクタ P 2 をしきい値に用いて、ベクタ P 2 をブランク処理し（ベクタブランク）、ベクタ P 2 で表示（ベクタ表示）することをシミュレーションした血流画像である。図 1 2 に示すように、ROI の下端部のノイズは少なくなり、血流成分のみが残っていることがわかる。しかし、肝心の血流成分もスカラ表示に比べ弱く（カラーマップ（Color Map）上では暗く）なり、最適な血流情報が得られていないことがわかる。

10

【0068】

図 1 3 は、この実施形態であって、ベクタ P 2 をしきい値に用いて、スカラ P 1 をブランク処理し（スカラブランク）、スカラ P 1 で表示（スカラ表示）することをシミュレーションした血流画像である。図 1 3 に示すように、ROI の下端部のノイズが少なく、また、本来ほしい血流成分のパワー値としても高く（カラーマップ上で明るく）なり、最適な血流情報が得られていることがわかる。

【0069】

次に、図 1 1 に示すスカラブランク、スカラ表示の効果と、図 1 3 に示すスカラブランク、スカラ表示の効果との比較について図 1 4 を参照して説明する。図 1 4 は血流画像の効果確認図である。図 1 4 に示すように、スカラのしきい値 A でスカラ P 1 をブランク処理するスカラブランクでは、ノイズを削除するとき、弱血流を削除してしまう。

20

【0070】

これに対し、ベクタのしきい値 B でスカラ P 1 をブランク処理するスカラブランクでは、ノイズを完全に削除できないが、弱血流を残すことができる。この残った弱血流を含む血流をスカラ表示することで、最適な血流情報を得ることが可能となる。

【0071】

[第 2 の実施形態]

第 2 の実施形態において、第 1 の実施形態の構成と同じものについては同一番号を付してその説明を省略する。

30

【0072】

第 1 の実施形態のポストフィルタ処理手段 7 4 について、ブランク処理手段 7 4 1 が含まれ、平滑化処理手段 7 4 2 が含まれないものとして説明した。これに対し、第 2 の実施形態のポストフィルタ処理手段 7 4 について、ブランク処理手段 7 4 1 及び平滑化処理手段 7 4 2 が含まれるものとして説明する。また、以下の説明で、ポストフィルタ処理というときは、ブランク処理及び平滑化処理の両方を含むものとする。なお、第 1 の実施形態でも述べたように、ポストフィルタ処理にブランク処理及び平滑化処理が含まれるとき、これらの処理はいずれを先にしてもよい。

【0073】

上記ポストフィルタ処理手段 7 4 において、パワー値を用いる演算では、スカラ P 1 及びベクタ P 2 を使い分けることが可能である。

40

【0074】

また、所定条件に応じて、しきい値として用いるパワー値（スカラ、ベクタ）と、ポストフィルタ処理されるパワー値（スカラ、ベクタ）とを切替え可能な切替手段（図示省略）をポストフィルタ処理手段 7 4 に設けてもよい。

【0075】

次に、条件の一例として被検体の診断対象を用いる。切替手段は、被検体の診断対象に応じて、しきい値として用いるパワー値をスカラ P 1 とベクタ P 2 との一方から他方に切り替える。また、切替手段は、ポストフィルタ処理されるパワー値をスカラ P 1 とベクタ P 2 との一方から他方に切り替える。

50

【 0 0 7 6 】

次に、条件の他の例として分散 σ を用い、分散 σ に応じて、パワー値を切り替えるようにしてもよい。例えば、表示制御手段 9 は、分散 σ を表示手段 10 に表示させ、入力された分散 σ を受けて、切替手段は、分散 σ が大きければ、スカラ P 1 からベクタ P 2 に切り替え、分散 σ が小さければ、ベクタ P 2 からスカラ P 1 に切り替える。

【 0 0 7 7 】

次に、ポストフィルタ処理手段 7 4 において、スカラ P 1、ベクタ P 2 を選択する処理の一例について図 1 5 を参照して説明する。

【 0 0 7 8 】

図 1 5 は、スカラ P 1、ベクタ P 2 を選択する処理の一例を示す図である。図 1 5 にステップ S 1 ~ S 3 に示すように、ポストフィルタ処理手段 7 4 には、ブランク処理手段 7 4 1 としてハイパワーブランク (High Power Blank)、ローパワーブランク (Low Power Blank)、平滑化処理手段 7 4 2 として平滑化フィルタ (smoothing Filter) の各処理ブロックがある。

10

【 0 0 7 9 】

本実施形態では、これら 3 つのポストフィルタ処理されるパワー値としてスカラ P 1 またはベクタ P 2 の一方を選択したとき、これら 3 つのポストフィルタ処理されるパワー値の少なくとも 1 つに対するしきい値判定にスカラ P 1 またはベクタ P 2 の他方を用いる。

【 0 0 8 0 】

例えば、3 つのポストフィルタ処理されるパワー値としてスカラ P 1 を選択したとき、3 つのポストフィルタ処理のうちハイパワーブランクに対するしきい値判定にベクタ P 2 を用い、他のポストフィルタ処理であるローパワーブランク及び平滑化フィルタに対するしきい値判定にスカラ P 1 を用いる。

20

【 0 0 8 1 】

また、例えば、3 つのポストフィルタ処理されるパワー値としてベクタ P 2 を選択したとき、3 つのポストフィルタ処理のうちハイパワーブランク及びローパワーブランクに対するしきい値判定にスカラ P 1 を用い、他のポストフィルタ処理である平滑化フィルタに対するしきい値判定にベクタ P 2 を用いる。

【 0 0 8 2 】

なお、パワー値によって、速度 V、分散 σ 情報を修正することもできるため、速度 V や分散 σ に関してもフィルタのしきい値にベクタ P 2 を用いることが可能である。

30

【 0 0 8 3 】

図 1 5 にステップ S 4 ~ S 5 に示すように、D S C 8 1 では、速度 V や分散 σ の座標変換も行っている。速度成分に関しては、D S C 8 1 内でもパワー値でしきい値判定を行い (S 4)、パワー値に応じた重み付けをして補正することができる (S 5)。

【 0 0 8 4 】

重み付けのしきい値はスカラ P 1、ベクタ P 2 のどちらを用いてもよい。変換された速度データ、分散データは、スカラ P 1、ベクタ P 2 と同様に表示手段 10 に送られる。

【 0 0 8 5 】

D S C 8 1 にて、表示データが表示手段 10 に送られる。表示手段 10 で、パワー表示を行う際には、スカラ P 1 を表示する (ステップ S 6)。以上のステップ S 1 ~ S 6 によって、分散値が高く、ノイズの疑いが高い成分を効率的に取り除き、正常流部に関しては、最適な血流表示を得ることが可能となる。

40

【 0 0 8 6 】

なお、実施形態では、図 1 5 に示すように、3 つのポストフィルタ処理において、先にブランク処理 (S 1、S 2) を行い、その後で平滑化処理 (S 3) を行うものを示したが、前述したように、これらの処理はいずれを先にしてもよい。例えば、先に平滑化処理を行い、その後でブランク処理を行うようにしてもよい。

【 0 0 8 7 】

図 1 6 はブランク処理のみで構成されたポストフィルタ処理の例を示す図である。図 1

50

6に示すように、ポストフィルタ処理としてブランク処理(S1')を行い、平滑化処理を行わずに、パワー値でしき値判定を行うステップS4に移行するようにしてもよい。

【0088】

図17は平滑化処理のみで構成されたポストフィルタ処理の例を示す図である。図17に示すように、ポストフィルタ処理として平滑化処理(S2')を行い、ブランク処理を行わずに、パワー値でしき値判定を行うステップS4に移行するようにしてもよい。

【0089】

また、実施形態では、ポストフィルタ処理されるパワー値として、スカラP1及び/またはベクタP2を示したが、これに限らず、自己相関係数をポストフィルタ処理するようにしてもよい。また実施形態では、ポストフィルタ処理の対象となる値としてパワー値を用いる態様を示したが、各実施形態ではパワー値と自己相関係数を含むものの総称として観測値と定義する。

10

自己相関係数は次の式のいずれかで表される。

$$\Delta k = ak + ibk$$

(k = 1, 2, ..., n)

$$\Delta k = \frac{ak}{|ak|} + i \frac{bk}{|bk|}$$

ここで、nは複数回の送受信によって得られたデータの数に相当する。自己相関係数(IQデータからkを求めた後の複素データ)は、データ量も少なくデータとして保持するのに適している。

20

複素データをポストフィルタ処理することは、絶対値データをフィルタ処理するより精度が高くなるという利点を有する。

【0090】

前記実施形態に示すスカラP1またはベクタP2に対するしきい値は、表示手段10に表示されたスカラP1、ベクタP2、分散を基に、操作者がユーザインターフェース11を用いて入力するようにしてもよい。また、スカラP1またはベクタP2を基に予め定められた式から求められたしきい値を自動的に入力するようにしてもよい。

【0091】

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。これら新規な実施形態は、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、書き換え、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ともに、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。

30

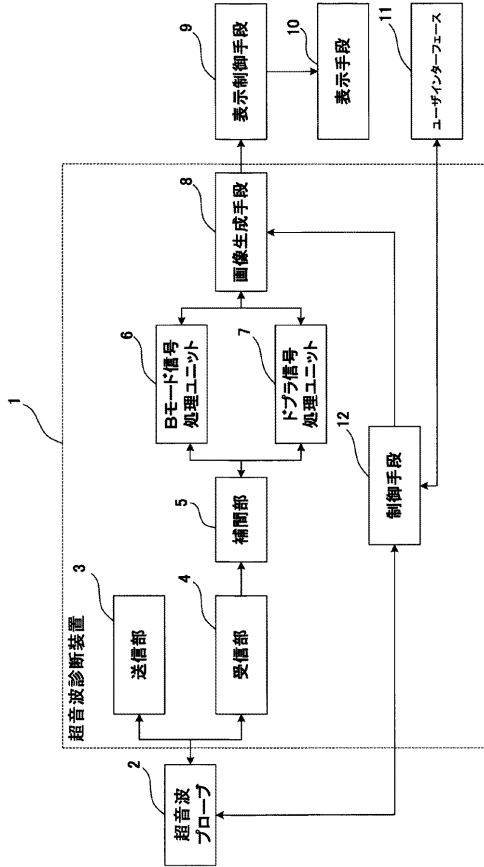
【符号の説明】

【0092】

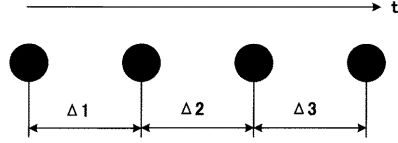
- | | | | | | | | |
|-----|-------------|-----|--------------------|-----|-------------|---|-----|
| 1 | 超音波診断装置 | 2 | 超音波プローブ | 3 | 送信部 | 4 | 受信部 |
| 5 | 補間部 | 6 | Bモード信号処理ユニット | 7 | ドブラ信号処理ユニット | | |
| 71 | ウォールフィルタ | 72 | 自己相関ブロック | 73 | 算出手段 | | |
| 731 | 第1算出手段 | 732 | 第2算出手段 | 733 | 分散算出手段 | | |
| 74 | ポストフィルタ処理手段 | 741 | ブランク処理 | 742 | 平滑化処理 | | |
| 75 | ログ圧縮部 | 76 | ベクタ算出部 | | | | |
| 8 | 画像生成手段 | 81 | デジタルスキャンコンバータ(DSC) | | | | |
| 82 | 分散算出部 | 9 | 表示制御手段 | 10 | 表示手段 | | |
| 11 | ユーザインターフェース | 12 | 制御手段 | | | | |

40

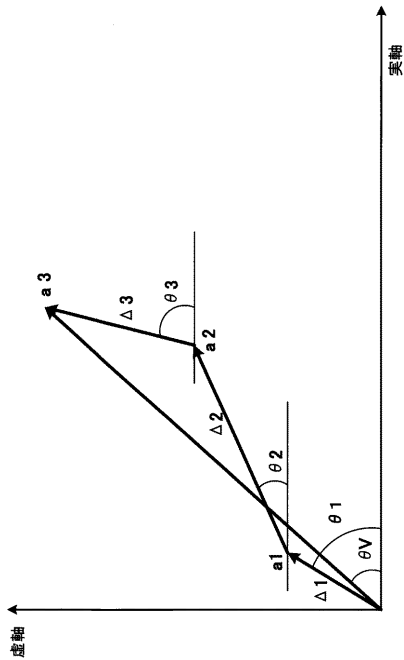
【 図 1 】



【 図 2 】



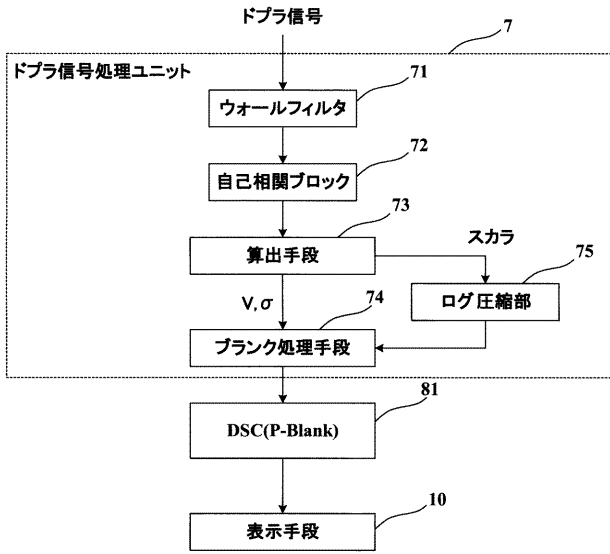
【 図 3 】



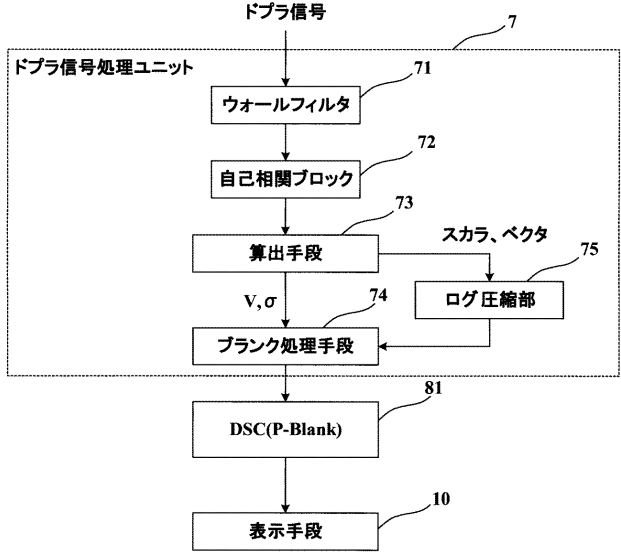
【 図 4 】

Q1a	Q2a	Q3a	Q4a	Q5a
P11a	P12a	P13a	P14a	P15a
P21a	P22a	P23a	P24a	P25a
Q1b	Q2b	Q3b	Q4b	Q5b
P11b	P12b	P13b	P14b	P15b
P21b	P22b	P23b	P24b	P25b
Q1c	Q2c	Q3c	Q4c	Q5c
P11c	P12c	P13c	P14c	P15c
P21c	P22c	P23c	P24c	P25c

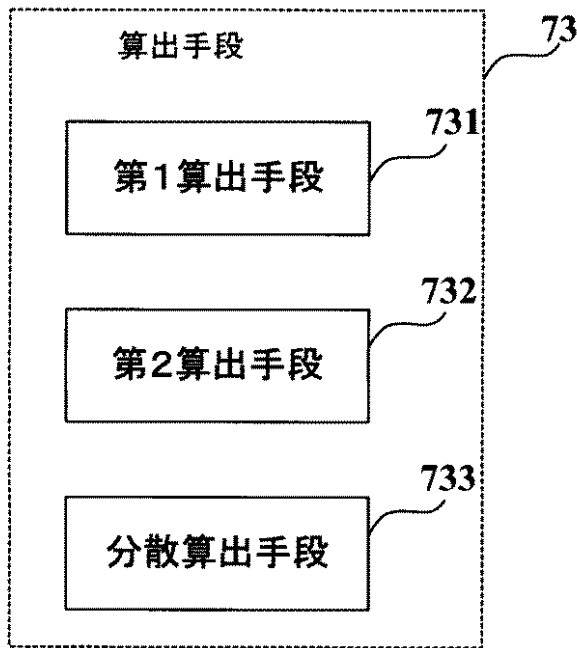
【 図 5 】



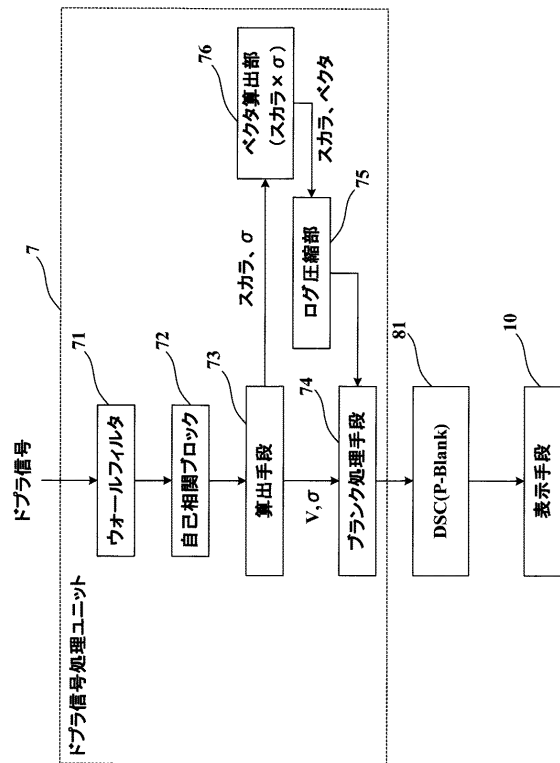
【 図 6 】



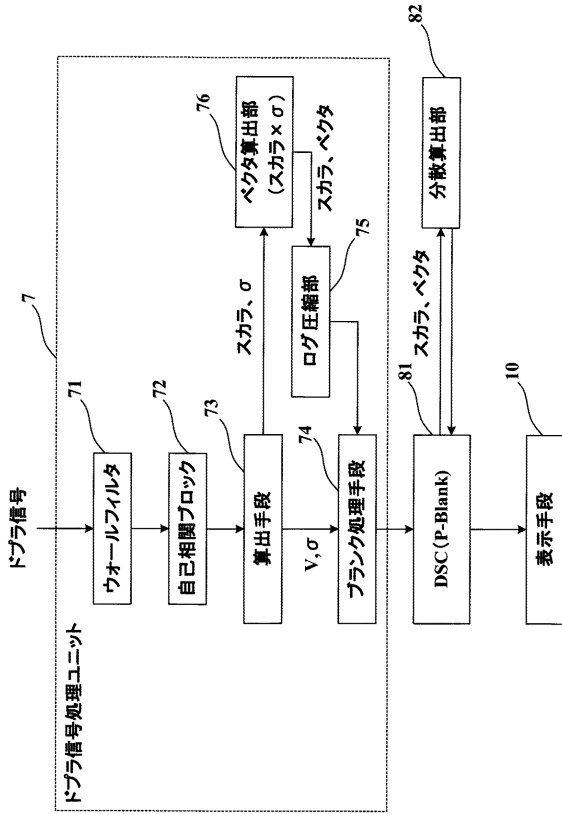
【 図 7 】



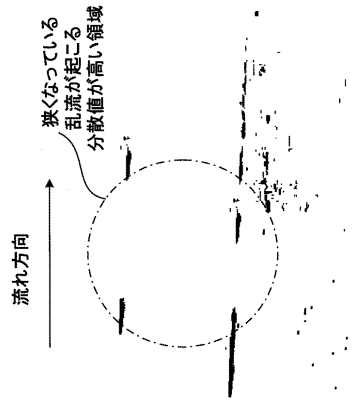
【 図 8 】



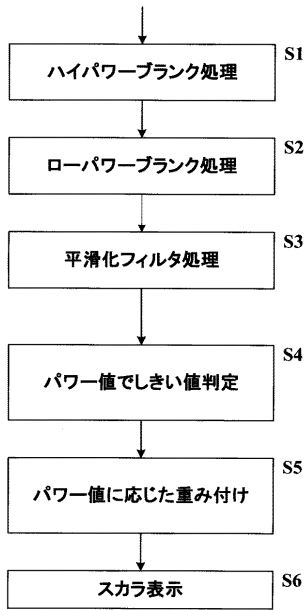
【図 9】



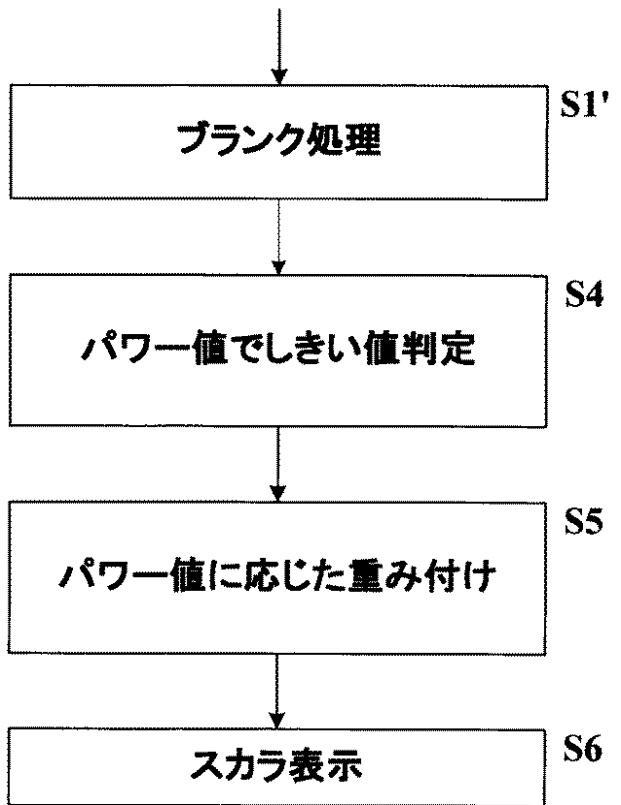
【図 10】



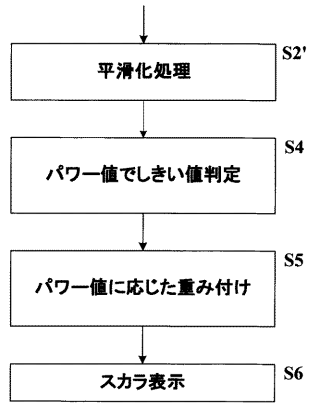
【図 15】



【図 16】



【 図 1 7 】



【 図 1 1 】



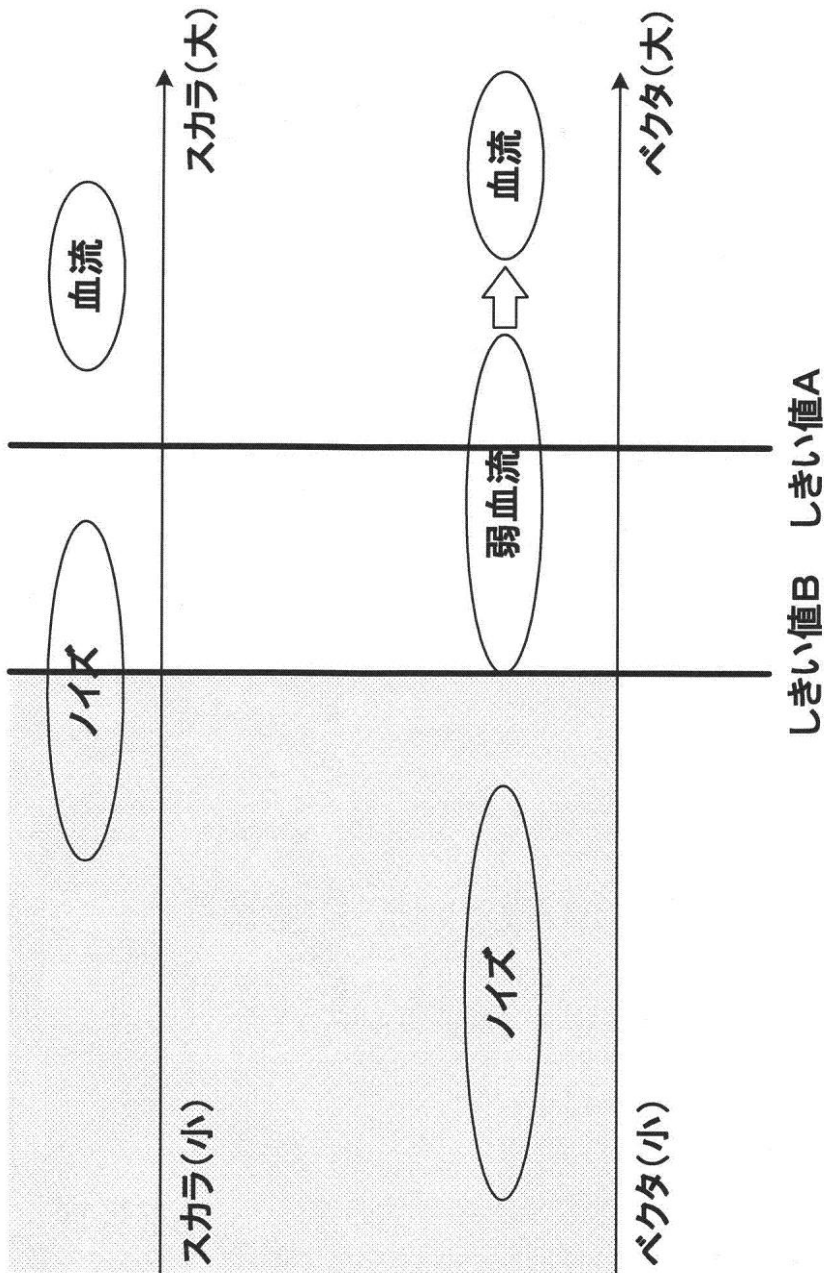
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 西原 財光

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 掛江 明弘

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 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 DE05 EE04 EE09 GB04 GB06 JB41

JB45 JB51 JB60 KK19 KK24 LL38

专利名称(译)	超声诊断设备及其图像处理程序		
公开(公告)号	JP2012166008A	公开(公告)日	2012-09-06
申请号	JP2011280838	申请日	2011-12-22
[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 佐々木琢也 西原財光 掛江明弘		
发明人	柴田 千尋 佐々木 琢也 西原 財光 掛江 明弘		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/14 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5269 G01S7/52077 G01S15/8979 G01S15/8984		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB51 4C601/JB60 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/LL38		
优先权	2011014917 2011-01-27 JP		
其他公开文献	JP5936857B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够有效去除不必要的噪声信号并获得高精度的血流信号的诊断超声波诊断设备及其图像处理程序。 解决方案：第一计算装置获得第一功率值，该第一功率值是通过多次发送和接收而获得的多个数据的绝对值之和。 速度矢量计算单元基于所获得的多个数据来获得每个观察点处的移动体的速度矢量。 第二计算装置获得第二功率值，该第二功率值是所获得的速度矢量的绝对值。 后滤波器处理装置在每个观察点的观察值之中，基于确定数值来确定除了用于确定数值的功率值以外的观察值。 图像生成装置基于在每个观察点处已经被后滤波的观察值来创建移动体的图像。 显示控制装置使显示装置显示移动体的创建图像。 [选型图]图1

