

(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2018-50926

(P2018-50926A)

(43) 公開日 平成30年4月5日(2018.4.5)

(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 16 頁)

(21) 出願番号 特願2016-189885 (P2016-189885)
(22) 出願日 平成28年9月28日 (2016.9.28)(71) 出願人 000001270
コニカミノルタ株式会社
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(74) 代理人 100105050
弁理士 鷺田 公一
(74) 代理人 100155620
弁理士 木曾 孝
(72) 発明者 川端 章裕
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
ニカミノルタ株式会社内
(72) 発明者 國田 政志
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
ニカミノルタ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD03 DE05 EE04 JC16 JC20
KK18

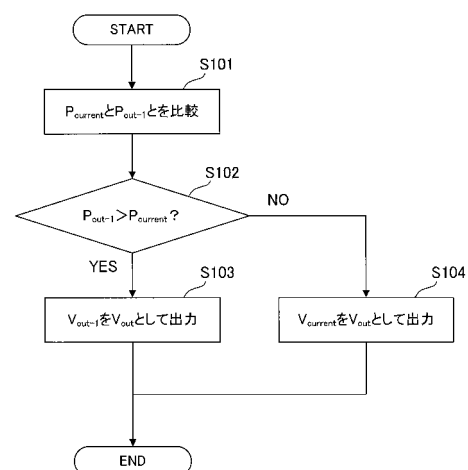
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】方向付きパワーモードにおいて、好適にパーシスタンス処理を行って不具合のない画像を生成することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】残像処理部104は、最新のフレームの血流速度データ $V_{current}$ に対してパーシスタンス処理(残像処理)を行う際に、最新のフレームの血流パワーデータ $P_{current}$ と最新より1フレーム前の血流パワーデータ P_{out-1} との大きさを比較し、 $P_{out-1} > P_{current}$ であった場合には最新より1フレーム前の血流速度データ V_{out-1} をパーシスタンス処理された血流速度データ V_{out} として出力し、 $P_{out-1} \leq P_{current}$ であった場合には $V_{current}$ をパーシスタンス処理された血流速度データ V_{out} として出力する血流速度データ残像処理部112を有する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

探触子を繰り返し駆動し、前記探触子の駆動により送信された超音波が被検体において反射された反射エコーを前記探触子によって受信し、複数の受信信号を逐次生成する送受信部と、

前記複数の受信信号に基づき、各フレームにおける前記被検体中の血流部分の血流速度データおよび血流パワーデータを逐次生成するカラーフローマッピング信号処理部と、

前記各フレームにおける血流速度データおよび血流パワーデータに対して残像処理を行う残像処理部と、

を備え、

前記残像処理部は、最新より以前のフレームの血流パワーデータと、最新のフレームの血流パワーデータとを比較し、最新より以前のフレームの血流パワーデータが最新のフレームの血流パワーデータより大きい場合には、最新より以前のフレームの血流速度データを、残像処理された血流速度データとして出力し、そうでない場合には、最新のフレームの血流速度データを、残像処理された血流速度データとして出力する血流速度データ残像処理部を備える、

超音波診断装置。

【請求項 2】

前記残像処理部は、

最新のフレームの血流パワーデータと、最新より以前のフレームの血流パワーデータとに基づいて、残像効果を調整するためのパーシスタンス係数を決定するパーシスタンス係数決定部と、最新のフレームの血流パワーデータと、最新より以前のフレームの血流パワーデータと、前記パーシスタンス係数と、に基づいてパーシスタンス演算を行い、演算結果を残像処理された血流パワーデータとして出力するパーシスタンス演算部と、を有する血流パワーデータ残像処理部をさらに備える、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記残像処理部は、

前記最新のフレームの血流速度データおよび血流パワーデータを記憶する第 1 メモリ部と、

前記最新より以前のフレームにおいて残像処理された血流速度データおよび血流パワーデータを記憶する第 2 メモリ部と、

をさらに備え、

前記血流速度データ残像処理部は、前記残像処理された血流速度データを前記第 2 メモリ部に出力し、

前記血流パワーデータ残像処理部は、前記残像処理された血流パワーデータを前記第 2 メモリ部に出力する、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記血流パワーデータ残像処理部は、前記血流パワーデータの大きさに対応付けられた、異なる 2 つ以上の値のパーシスタンス係数を含む参照テーブルを記憶した第 3 メモリ部をさらに備える、

請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記血流パワーデータ残像処理部は、

前記最新のフレームの血流パワーデータに基づいて第 1 パーシスタンス係数を決定する第 1 パーシスタンス係数決定部と、

前記最新より以前のフレームの血流パワーデータに基づいて第 2 パーシスタンス係数を決定する第 2 パーシスタンス係数決定部と、

前記第 1 パーシスタンス係数に基づいて、前記最新のフレームの血流パワーデータおよ

10

20

30

40

50

び前記最新より以前のフレームの血流パワーデータに対してパーシスタンス演算を行う第1パーシスタンス演算部と、

前記第2パーシスタンス係数に基づいて、前記最新のフレームの血流パワーデータおよび前記最新より以前のフレームの血流パワーデータに対してパーシスタンス演算を行う第2パーシスタンス演算部と、

前記第1パーシスタンス演算部から出力される演算結果と、前記第2パーシスタンス演算部から出力される演算結果とを比較し、大きい方の演算結果を前記残像処理された血流パワーデータとして出力する最大値選択部と、

をさらに備える、請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記血流パワーデータ残像処理部は、

前記最新のフレームの血流パワーデータに基づいて第1パーシスタンス係数を決定する第1パーシスタンス係数決定部と、

前記最新より以前のフレームの血流パワーデータに基づいて第2パーシスタンス係数を決定する第2パーシスタンス係数決定部と、

前記最新のフレームの血流パワーデータと前記最新より以前のフレームの血流パワーデータとを比較し、前記最新のフレームの血流パワーデータの方が大きい場合は第1パーシスタンス係数を選択し、そうでない場合は第2パーシスタンス係数を選択するパーシスタンス係数選択部と、

をさらに備え、

前記パーシスタンス演算部は、前記選択されたパーシスタンス係数に基づいて、前記最新のフレームの血流パワーデータと、前記最新より以前のフレームの血流パワーデータと、前記パーシスタンス係数と、を用いてパーシスタンス演算を行う、

請求項2に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、カラーフローマッピング時の残像処理を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を被検体に送信し、その反射エコーに含まれる情報を解析することにより、被検体内の画像を作成する。カラーフローマッピング（Color Flow Mapping、以下CFMと略す場合がある）と呼ばれる手法によって、被検体内の血流を画像化することが可能であり、医療分野全般において、血流状態を表示することのできる超音波診断装置が広く利用されている。

【0003】

カラーフローマッピングはドップラ効果を利用する手法である。超音波が血流を照射すると、ドップラ効果により血流速度や反射強度に応じたドップラ偏移が反射エコーに生じる。このドップラ偏移の情報を直交検波によって検出し、MTI（Moving Target Indicator）フィルタと呼ばれるハイパスフィルタ処理、自己相関処理およびノイズカット処理を施すことによって、血流速度、パワー（反射強度）、分散等に関する情報が得られる。

【0004】

例えば得られた血流速度の情報を色情報に変換し、二次元的にBモード断層画像（エコーの振幅を輝度として表した画像）に重畳すると、被検体内の血流状態を好適に表示することができる。このような表示形態は、一般にカラードップライメージング（Color Doppler Imaging、CDI）や、カラードップラ法、カラーモード等と呼ばれる。

【0005】

一方、ドップラ偏移を受けた成分のパワー（反射強度）の大小を輝度や色味で表した断層画像を生成することも可能である。このように血流のパワーを用いて断層画像を生成する方法は、パワードップライメージング（Power Doppler Imaging、PDI）、あるいは

10

20

30

40

50

パワードップラ法、パワーモード等と呼ばれる。パワーモードの画像を表示する超音波診断装置として、例えば特許文献1に開示された技術がある。

【0006】

また、血流のパワーと方向を用いて、パワーと血流の方向とを同時に表示する表示形態があり、このような表示形態を、以下では方向付きパワーモードと称する。方向付きパワーモードでは、血流速度の符号に基づいて、血流方向を色づけ（カラーマッピング）して表す。一般的には、例えば近づいてくる血流が赤系の色で示され、遠ざかる血流が青系の色で示される。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0007】

【特許文献1】特開2012-254373号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ところで、一定の時間間隔ごとに求められるドップラ偏移により得られる情報には、データごとに変化するノイズが含まれている。この時間変化するノイズを低減するため、最新のドブラ偏移データと、例えば複数フレーム分過去のドップラ偏移データとを重み付け加算して、これらのドブラ偏移データを平均化して1つのフレームの画像データとするパーシスタンス処理（残像処理）が行われることがある。このようなパーシスタンス処理によって、ドップラ偏移データに含まれるノイズを低減し、S/N比が向上された画像データを得ることができる。

20

【0009】

方向付きパワーモードにおいては、パワーデータと速度データを用いて画像を生成しているため、パワーデータのパーシスタンス処理と速度データのパーシスタンス処理とを行う必要がある。しかしながら、パワーデータのパーシスタンス処理と速度データのパーシスタンス処理とを互いに独立して行ってしまうと、画像に不具合が生じることがある。具体的には、例えばパワーデータに対してのみパーシスタンス処理を行い、速度データに対してはパーシスタンス処理を行わず、常に最新フレームの速度データを使用して画像を生成した場合、残像表示されているパワーデータに対応する適切な速度データが存在しないため、血流方向が適切に表示されない場合がある。また、パワーデータと速度データの両方にパーシスタンス処理を行う場合であっても、互いに独立して処理した結果、例えばパワーデータは残像効果が残っているのに速度データは残像効果がなくなってしまう、パワーデータと速度データとに不整合が生じて血流方向が適切に表示されない場合がある。

30

【0010】

本発明は、方向付きパワーモードにおいて、好適にパーシスタンス処理を行って不具合のない画像を生成することができる超音波診断装置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】

【0011】

本発明の超音波診断装置は、探触子を繰り返し駆動し、前記探触子の駆動により送信された超音波が被検体において反射された反射エコーを前記探触子によって受信し、複数の受信信号を逐次生成する送受信部と、前記複数の受信信号に基づき、各フレームにおける前記被検体中の血流部分の血流速度データおよび血流パワーデータを逐次生成するカラーフローマッピング信号処理部と、前記各フレームにおける血流速度データおよび血流パワーデータに対して残像処理を行う残像処理部と、を備え、前記残像処理部は、最新より以前のフレームの血流パワーデータと、最新のフレームの血流パワーデータとを比較し、最新より以前のフレームの血流パワーデータが最新のフレームの血流パワーデータより大きい場合には、最新より以前のフレームの血流速度データを、残像処理された血流速度データとして出力し、そうでない場合には、最新のフレームの血流速度データを、残像処理された血流速度データとして出力する血流速度データ残像処理部を備える。

40

50

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、方向付きパワーモードにおいて、好適にパーシスタンス処理を行って不具合のない画像を生成することができる超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置の構成の一例を示すブロック図

【図2】最新のフレームにおける血流速度データ残像処理部の処理を説明するためのフローチャート

【図3】参照インデックスとパーシスタンス係数との対応関係の一例を示すグラフ

10

【図4】本発明の第2の実施の形態に係る超音波診断装置の構成の一例を示すブロック図

【図5A】第1参照インデックスと第1パーシスタンス係数との対応関係の一例を示すグラフ

【図5B】第2参照インデックスと第2パーシスタンス係数との対応関係の一例を示すグラフ

【図6】本発明の第3実施の形態に係る超音波診断装置の構成の一例を示すブロック図

【発明を実施するための形態】

【0014】

(第1の実施の形態)

<超音波診断装置の構成例>

20

以下、図面を参照しながら本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置について説明する。図1は、本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置の構成の一例を示すブロック図である。

【0015】

図1に示す超音波診断装置100は、探触子101と、超音波送受信部102と、CFM信号処理部103と、残像処理部104と、CFM DSC部105と、断層画像信号処理部106と、断層画像DSC部107と、画像合成部108と、表示部109とを備える。これらの構成のうち、探触子101および表示部109には汎用の探触子および表示装置を用いることが可能であり、超音波診断装置100は、探触子101および表示部109を備えていなくてもよい。

30

【0016】

超音波送受信部102は、探触子101を駆動する駆動信号を生成して探触子101へ出力する。これに応じて、探触子101は被検体に向けて超音波を送信する。また、探触子101は送信された超音波が被検体において反射することによって得られた反射エコーを受信し、受信信号を生成する。超音波送受信部102は、本発明の送受信部に対応する。

【0017】

より具体的には、探触子101は複数の圧電素子を含み、各圧電素子から超音波が送信される。複数の圧電素子から送信された超音波により超音波ビームが構成される。超音波送受信部102は、被検体を複数の超音波ビームによって走査するように、各圧電素子の遅延制御を行いながら探触子101を駆動する。

40

【0018】

被検体による反射エコーは各圧電素子によって受信される。超音波送受信部102は、各圧電素子の遅延制御を行うことにより、送信された超音波ビームに対応する受信信号を探触子101に生成させる。超音波ビームが被検体を1回走査すると、1フレーム分のデータが得られる。探触子101は、1秒間に数回～数十回繰り返して被検体を走査することにより、毎秒数フレームから数十フレームの受信信号を逐次生成することができる。

【0019】

本第1の実施の形態に係る超音波診断装置100は、Bモード断層画像とカラーフローマッピング画像と生成し、これらを合成して表示部109に表示する。このため、超音波

50

送受信部 102 の上述した超音波の送受信は、B モード断層画像の生成およびカラーフローマッピング画像の生成のそれぞれについて行われる。B モード断層画像の 1 秒当たりのフレーム数およびカラーフローマッピング画像の 1 秒当たりのフレーム数は同じであってもよいし、異なってもよい。フレーム数が同じである場合には、B モード断層画像生成のための超音波の送受信およびカラーフローマッピング画像生成のための超音波の送受信を交互に繰り返し行ってもよい。

【0020】

B モード断層画像を生成する場合、超音波送受信部 102 は、B モード断層画像の生成に適した送受信を行い、得られた受信信号を断層画像信号処理部 106 へ出力する。一方、カラーフローマッピング断層画像を生成する場合、超音波送受信部 102 は、カラーフローマッピング断層画像の生成に適した送受信を行い、得られた受信信号を CFM 信号処理部 103 へ出力する。一般的に、カラーフローマッピング断層画像を生成する場合、安定したカラーフローマッピング断層画像を得るために、超音波送受信部 102 は、同じ音響線上において超音波の送受信を複数回行う。

【0021】

CFM 信号処理部 103 は、受信信号に対して直交検波処理、MTI フィルタ処理および自己相関処理を行った後、血流速度および血流パワーを算出したのち、システムあるいは音響ノイズを排除するノイズカット処理を行って CFM フレームデータを生成する。すなわち、CFM フレームデータには、少なくとも血流速度および血流パワーに関するデータが含まれる。CFM 信号処理部 103 はこの処理を、各フレームを構成する受信信号ごとに逐次繰り返して行う。CFM 信号処理部 103 が生成した CFM フレームデータは、フレームごとに残像処理部 104 へ出力される。CFM 信号処理部 103 は、本発明のカラーフローマッピング信号処理部に対応する。

【0022】

残像処理部 104 は、パーシスタンス係数を用いて、フレームごとに CFM フレームデータに対してパーシスタンス処理（残像処理）を行う。図 1 に示すように、残像処理部 104 は、フレームメモリ部 111 と、血流速度データ残像処理部 112 と、血流パワーデータ残像処理部 113 と、パーシスタンスメモリ部 114 と、を有する。残像処理部 104 の各構成が行う動作の詳細については、後述する。

【0023】

CFM DSC 部 105 は、残像処理部 104 から出力される血流速度データおよび血流パワーデータの座標を変換し、画像合成部 108 へ出力する。

【0024】

断層画像信号処理部 106 は、受信信号に対してダイナミックフィルタ処理を施すことにより、不要なノイズをカットしたのち、包絡線検波処理およびダイナミックレンジ圧縮処理を施して断層画像 DSC 部 107 に断層画像フレームデータを出力する。断層画像 DSC 部 107 は、断層画像信号処理部 106 からの断層画像フレームデータの座標を変換し、画像合成部 108 へ出力する。

【0025】

画像合成部 108 は、CFM DSC 部 105 および断層画像 DSC 部 107 から出力される各フレームデータを画素ごとに、あるいは、対応する測定点のデータごとに合成し、合成画像フレームデータを生成する。具体的には、血流速度あるいは血流パワーがゼロである場合は、断層画像フレームデータを表示し、そうでない場合は、CFM フレームデータを表示するように 2 つのデータを画素ごとに、あるいは、対応する測定点のデータごとに合成する。また、血流パワーや血流速度の符号に基づく血流の方向に応じてデータを色情報に変換し、表示部 109 に出力する。表示部 109 は、画像合成部 108 から受け取ったデータを表示する。

【0026】

< 残像処理部の各構成の説明 >

次に、残像処理部 104 の各構成について詳細に説明する。

10

20

30

40

50

【0027】

フレームメモリ部111は、CFM信号処理部103から入力された、最新のフレームのCFMフレームデータ（血流速度データおよび血流パワーデータ）を記憶する。なお、最新のフレームの血流速度データを、以下では $V_{current}$ と記載し、最新のフレームの血流パワーデータを、以下では $P_{current}$ と記載する。

【0028】

一方、パーススタンスメモリ部114は、最新より前のフレームのCFMフレームデータを記憶する。最新より前のフレームのCFMフレームデータとは、例えば最新より1フレーム前のCFMフレームデータである。最新より1フレーム前のCFMフレームデータは、血流速度データ残像処理部112および血流パワーデータ残像処理部113が1つ前のフレームにおいて出力したデータである。以下では、最新より1フレーム前の血流速度データを V_{out-1} 、最新より1フレーム前の血流パワーデータを P_{out-1} と記載する。

10

【0029】

血流速度データ残像処理部112は、最新のフレームの処理において、フレームメモリ部111から $V_{current}$ および $P_{current}$ を、パーススタンスメモリ部114から V_{out-1} および P_{out-1} を、それぞれ読み出し、読み出したデータに基づいて最新フレームの血流速度データ $V_{current}$ に対するパーススタンス処理（残像処理）を行う。血流速度データ残像処理部112が行う、 $V_{current}$ に対するパーススタンス処理の詳細については後述する。

20

【0030】

そして、血流速度データ残像処理部112は、最新のフレームにおいてパーススタンス処理された血流速度データをパーススタンスメモリ部114およびCFM DSC部105に出力する。以下では、血流速度データ残像処理部112が生成した、最新のフレームにおいてパーススタンス処理された血流速度データを V_{out} と記載する。

【0031】

血流パワーデータ残像処理部113は、最新のフレームの処理において、フレームメモリ部111から $P_{current}$ を、パーススタンスメモリ部114から P_{out-1} を、それぞれ読み出し、読み出したデータに基づいて最新フレームの血流パワーデータ $P_{current}$ に対するパーススタンス処理（残像処理）を行う。血流パワーデータ残像処理部113が行う、 $P_{current}$ に対するパーススタンス処理の詳細については後述する。

30

【0032】

そして、血流パワーデータ残像処理部113は、最新のフレームにおいてパーススタンス処理された血流パワーデータをパーススタンスメモリ部114およびCFM DSC部105に出力する。以下では、血流パワーデータ残像処理部113が生成した、最新のフレームにおいてパーススタンス処理された血流パワーデータを P_{out} と記載する。

【0033】

パーススタンスメモリ部114は、最新のフレームにおいてパーススタンス処理された血流速度データ V_{out} と、最新のフレームにおいてパーススタンス処理された血流パワーデータ P_{out} と、を記憶する。パーススタンスメモリ部114に記憶された V_{out} および P_{out} は、次のフレームの処理において、 V_{out-1} および P_{out-1} として、血流速度データ残像処理部112および血流パワーデータ残像処理部113に出力される。

40

【0034】

[血流速度データ残像処理部の処理]

まず、血流速度データ残像処理部112の処理について説明する。血流速度データ残像処理部112は、フレームメモリ部111から読み出した $V_{current}$ および $P_{current}$ 、パーススタンスメモリ部114から読み出した V_{out-1} および P_{out-1} に基づいて、以下のような処理を行う。

50

【0035】

図2は、最新のフレームにおける血流速度データ残像処理部112の処理を説明するためのフローチャートである。

【0036】

まず、ステップS101において、血流速度データ残像処理部112は、最新のフレームにおける血流パワーデータ $P_{current}$ の大きさと、最新より1フレーム前の血流パワーデータ P_{out-1} の大きさと、を比較する。

【0037】

ステップS102において、ステップS101の比較の結果、 $P_{out-1} > P_{current}$ であると判定された場合（ステップS102：YES）、血流速度データ残像処理部112は、処理をステップS103に進め、そうでない場合（ステップS102：NO）、ステップS104に進める。

【0038】

なお、 $P_{out-1} > P_{current}$ である場合（ステップS102：YES）とは、例えば、1フレーム前の残像効果が残っている状態が想定される。また、そうでない場合（ステップS102：NO）、すなわち $P_{out-1} \leq P_{current}$ である場合とは、例えば拍動により超音波診断装置100の走査部位に大量の血流が流れ込んだ場合等が想定される。

【0039】

ステップS103において、血流速度データ残像処理部112は、最新より1フレーム前の血流速度データ V_{out-1} を、最新のフレームにおいてパーシスタンス処理された血流速度データ V_{out} として出力する。

【0040】

一方、ステップS104において、血流速度データ残像処理部112は、最新のフレームの血流速度データ $V_{current}$ を、最新のフレームにおける、パーシスタンス処理された血流速度データ V_{out} として出力する。

【0041】

このように、血流速度データ残像処理部112は、最新のフレームにおける血流パワーデータ $P_{current}$ の大きさと、最新より1フレーム前の血流パワーデータ P_{out-1} の大きさと、に基づいて、最新のフレームにおいてパーシスタンス処理された血流速度データ V_{out} の値を決定する。このような処理により、1フレーム前の血流パワーデータ P_{out-1} にパーシスタンス処理の効果が残っている場合に、パーシスタンス処理された血流速度データ V_{out} として最新より1フレーム前の血流速度データ V_{out-1} を出力することで、残像表示されている血流パワーデータに対応する適切な血流速度データが存在せず、血流方向が適切に表示されていない画像が後段の構成（CFM DSC部105や画像合成部108）によって生成される事態を回避することができる。このため、超音波診断装置100は、違和感のない画像を生成することができる。なお、本発明では、 $P_{out-1} > P_{current}$ であるか否かではなく、代わりに $P_{out-1} \geq P_{current}$ であるか否かを判定してもよく、この場合も本発明の範囲に含まれる。

【0042】

[血流パワーデータ残像処理部113の処理]

次に、血流パワーデータ残像処理部113の処理について説明する。図1に示すように、血流パワーデータ残像処理部113は、パーシスタンス係数決定部115と、パーシスタンス係数参照メモリ部116と、パーシスタンス演算部117と、を有する。

【0043】

パーシスタンス係数決定部115は、フレームメモリ部111から読み出した、最新のフレームの血流パワーデータ $P_{current}$ に基づいて、パーシスタンス係数参照メモリ部116への参照インデックスを作成する。ここで、参照インデックスは、0から血流パワーデータの取り得る最大値 P_{max} までのいずれかの値である。また、パーシスタンス係数決定部115は、パーシスタンス係数参照メモリ部116にアクセスし、参照イン

10

20

30

40

50

デックスに対応付けられたパーシスタンス係数を読み出して、読み出したパーシスタンス係数をパーシスタンス演算部 117 に出力する。

【0044】

パーシスタンス係数参照メモリ部 116 には、予め血流パワーデータの大きさに対応付けられたパーシスタンス係数の参照テーブルが記憶されている。この参照テーブルには、血流パワーデータの大きさに応じて対応付けられた、異なる 2 つ以上の値のパーシスタンス係数が含まれる。

【0045】

図 3 は、参照インデックスとパーシスタンス係数との対応関係の一例を示すグラフである。図 3 において、横軸は参照インデックスを示し、縦軸は、パーシスタンス係数を示している。上述したように、参照インデックスは、0 から P_{max} までのいずれかの値である。 $P_{current}$ の増大にともなって単調に減少するパーシスタンス係数 $C_{persistence}$ が対応付けられている。つまり、図 3 に示すように、最新のフレームの血流パワーデータ $P_{current}$ の大きさにより異なるパーシスタンス係数 $C_{persistence}$ が対応付けられている。

【0046】

パーシスタンス演算部 117 は、フレームメモリ部 111 から読み出した $P_{current}$ と、パーシスタンスメモリ部 114 から読み出した P_{out-1} と、パーシスタンス係数決定部 115 から出力されたパーシスタンス係数 $C_{persistence}$ ($0 \leq C_{persistence} \leq 1$) に基づいて、以下の式 (1) を用いてパーシスタンス演算を行う。

$$P_{out} = (1 - C_{persistence}) \times P_{current} + C_{persistence} \times P_{out-1} \quad (1)$$

【0047】

図 3 に示すように、最新のフレームの血流パワーデータ $P_{current}$ が小さくなればなるほど、パーシスタンス係数 $C_{persistence}$ は大きくなる。このような場合、上記式 (1) を用いたパーシスタンス演算によれば、最新より 1 フレーム前の血流パワーデータ P_{out-1} の重みが大きくなった P_{out} が算出される。これにより、後段の構成 (CFM DSC 部 105 や画像合成部 108) が P_{out} を用いて画像を生成するとき、時間による変化を滑らかなカラーフローマッピング画像を生成することができる。

【0048】

そして、 $P_{current}$ が大きくなるにつれて、パーシスタンス係数 $C_{persistence}$ は小さくなる。すると、上記式 (1) を用いたパーシスタンス演算により、最新より 1 フレーム前の血流パワーデータ P_{out-1} の重みが小さくなる。その結果、 $P_{current}$ が大きくなるにつれて、 P_{out-1} の影響が小さくなった P_{out} が算出される。これにより、後段の構成 (CFM DSC 部 105 や画像合成部 108) が P_{out} を用いて画像を生成するとき、急激な血流パワーの増大をリアルタイムで反映させたカラーフローマッピング画像を生成することができる。

【0049】

<作用・効果>

以上説明したように、本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波診断装置 100 において、残像処理部 104 は、最新のフレームの血流速度データ $V_{current}$ に対してパーシスタンス処理 (残像処理) を行う際に、最新のフレームの血流パワーデータ $P_{current}$ と最新より 1 フレーム前の血流パワーデータ P_{out-1} との大きさを比較し、 $P_{out-1} > P_{current}$ であった場合には最新より 1 フレーム前の血流速度データ V_{out-1} をパーシスタンス処理された血流速度データ V_{out} として出力し、 $P_{out-1} \leq P_{current}$ であった場合には $V_{current}$ をパーシスタンス処理された血流速度データ V_{out} として出力する血流速度データ残像処理部 112 を有する。

【0050】

10

20

30

40

50

このような構成により、本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置100によれば、1フレーム前の血流パワーデータのパーシスタンス処理の効果が残っている場合に、パーシスタンス処理された血流速度データとして最新より1フレーム前の血流速度データを出力することで、残像表示されているパワーデータに対応する適切な速度データが存在しないために血流方向が適切に表示されていない画像が生成される事態を回避することができる。

【0051】

また、本第1の実施の形態に係る超音波診断装置100では、残像処理部104は、最新のフレームの血流パワーデータの大きさに応じてパーシスタンス係数を決定するパーシスタンス係数決定部115を有する。すなわち、本第1の実施の形態に係る超音波診断装置100では、最新のフレームの血流パワーデータ $P_{current}$ に対するパーシスタンス演算に用いられるパーシスタンス係数は一定ではなく、 $P_{current}$ の大きさに応じた動的な値である。これにより、血流パワーデータの大きさに応じてパーシスタンス係数を変化させ、残像効果を好適に調整することができる。

【0052】

(第2の実施の形態)

以下、本発明の第2の実施の形態に係る超音波診断装置100'について説明する。図4は、本発明の第2の実施の形態に係る超音波診断装置の構成の一例を示すブロック図である。

【0053】

図4に示す超音波診断装置100'は、残像処理部の血流パワーデータ残像処理部が、パーシスタンス係数決定部、パーシスタンス係数参照メモリ部、パーシスタンス演算部を2つずつ有する点において上記第1の実施の形態の超音波診断装置100と異なっている。以下では、第1の実施の形態との相違点についてのみ説明する。

【0054】

図4に示すように、残像処理部104'の血流パワーデータ残像処理部113'は、第1パーシスタンス係数決定部115Aと、第2パーシスタンス係数決定部115Bと、第1パーシスタンス係数参照メモリ部116Aと、第2パーシスタンス係数参照メモリ部116Bと、第1パーシスタンス演算部117Aと、第2パーシスタンス演算部117Bと、最大値選択部118と、を有する。

【0055】

第1パーシスタンス係数決定部115Aは、フレームメモリ部111から読み出した $P_{current}$ に基づいて、第1パーシスタンス係数参照メモリ部116Aへの第1参照インデックスを作成する。第1参照インデックスの作成については後述する。

【0056】

また、第1パーシスタンス係数決定部115Aは、第1パーシスタンス係数参照メモリ部116Aにアクセスし、第1参照インデックスに対応付けられた第1パーシスタンス係数を読み出し、第1パーシスタンス演算部117Aに出力する。第1パーシスタンス係数参照メモリ部116Aには、予め血流データの大きさに対応付けられた第1パーシスタンス係数を含む第1参照テーブルが記憶されている。この第1参照テーブルは、血流パワーデータの大きさに対応付けられた異なる2つ以上の値のパーシスタンス係数を含む。

【0057】

これに対し、第2パーシスタンス係数決定部115Bは、パーシスタンスメモリ部114から読み出した P_{out-1} の大きさに基づいて、第2パーシスタンス係数参照メモリ部116Bへの第2参照インデックスを作成する。第2パーシスタンス係数決定部115Bにおける第2参照インデックスの作成については後述する。

【0058】

また、第2パーシスタンス係数決定部115Bは、第2パーシスタンス係数参照メモリ部116Bにアクセスし、第2参照インデックスに対応付けられた第2パーシスタンス係数を読み出し、第2パーシスタンス演算部117Bに出力する。第2パーシスタンス係数

参照メモリ部 116 Bには、予め血流パワーデータの大きさに対応付けられた第 2 パーシスタンス係数を含む第 2 参照テーブルが記憶されている。第 2 参照テーブルも、第 1 参照テーブルと同様に、血流パワーの値に応じて対応付けられた異なる 2 つ以上の値のパーシスタンス係数を含むが、以下において詳細に説明するように、同じ血流パワー値に対して対応付けられる第 1 パーシスタンス係数と第 2 パーシスタンス係数とは値が異なっている。

【0059】

第 1 パーシスタンス演算部 117 Aは、第 1 パーシスタンス係数決定部 115 Aから出力されたパーシスタンス係数と、 $P_{current}$ および P_{out-1} と、に基づいて、第 1 の実施の形態のパーシスタンス演算部 117 と同様に、式 (1) を用いて $P_{current}$ に対してパーシスタンス演算を行う。

10

【0060】

同様に、第 2 パーシスタンス演算部 117 Bは、第 2 パーシスタンス係数決定部 115 Bから出力されたパーシスタンス係数と、 $P_{current}$ および P_{out-1} と、に基づいて、式 (1) を用いて P_{out-1} に対してパーシスタンス演算を行う。

【0061】

第 1 パーシスタンス演算部 117 Aおよび第 2 パーシスタンス演算部 117 Bにおける演算は、設定されたパーシスタンス係数が異なる点を除いて同じである。

【0062】

第 1 パーシスタンス演算部 117 Aおよび第 2 パーシスタンス演算部 117 Bは、パーシスタンス演算の結果をそれぞれ最大値選択部 118 に出力する。

20

【0063】

最大値選択部 118 は、第 1 パーシスタンス演算部 117 Aおよび第 2 パーシスタンス演算部 117 Bからそれぞれ入力されたパーシスタンス演算の結果に基づいて、画素ごとに、あるいは、対応する測定点のデータごとにパーシスタンス演算の結果である血流パワーデータの絶対値を比較し、大きい方を選択して、最新のフレームにおいて残像処理された血流パワーデータ P_{out} を生成する。

【0064】

そして、最大値選択部 118 は、補正を行った補正した P_{out} を CFMDSC 部 105 およびパーシスタンスメモリ部 114 に出力する。

30

【0065】

次に、第 1 および第 2 パーシスタンス係数の決定方法について詳細に説明する。上述したように、第 1 パーシスタンス係数決定部 115 Aは、フレームメモリ部 111 から読み出した $P_{current}$ の大きさに基づいて、第 1 パーシスタンス係数参照メモリ部 116 Aへの第 1 参照インデックスを作成する。

【0066】

図 5 Aは、第 1 参照インデックスと第 1 パーシスタンス係数との対応関係の一例を示すグラフである。図 5 Aにおいて、横軸は第 1 参照インデックスを示し、縦軸は、第 1 パーシスタンス係数を示している。第 1 の実施の形態において図 3 に例示した参照インデックスと同様に、第 1 参照インデックスは、0 から P_{max} までのいずれかの値である。 $P_{current}$ の増大にともなって単調に減少する第 1 パーシスタンス係数 $C_{persistence}$ が対応付けられている。つまり、最新のフレームの血流パワーデータ $P_{current}$ の大きさに応じて異なるパーシスタンス係数 $C_{persistence}$ が対応付けられる。

40

【0067】

一方、第 2 パーシスタンス係数決定部 115 Bは、パーシスタンスメモリ部 114 から読み出した P_{out-1} の大きさに基づいて、第 2 パーシスタンス係数参照メモリ部 116 Bへの第 2 参照インデックスを作成する。第 2 参照インデックスも、0 から P_{max} までのいずれかの値である。

【0068】

50

図5Bは、第2参照インデックスと第2パーシスタンス係数との対応関係の一例を示すグラフである。図5Bにおいて、横軸は第2参照インデックスを示し、縦軸は、第2パーシスタンス係数を示している。上述したように、第2参照インデックスは、0から P_{max} までのいずれかの値である。 P_{out-1} の増大にともなって単調に増加する第2パーシスタンス係数 $C_{persistence}$ が対応付けられている。つまり、最新より1つ前のフレームの血流パワーデータ P_{out-1} に応じて異なるパーシスタンス係数 $C_{persistence}$ が対応付けられる。

【0069】

図5Aおよび図5Bに示すように、第1パーシスタンス係数は、最新のフレームの血流パワー $P_{current}$ に対応付けられ、かつ、 $P_{current}$ が大きいほど小さな値である。第1パーシスタンス係数が小さくなれば、最新のフレームの血流パワーをより考慮した演算となるため、第1パーシスタンス演算部117Aは、残像効果を抑制し、すみやかに血流パワーを変化させる演算を行うことになる。これに対し、第2パーシスタンス係数は、1つ前のフレームの血流パワー P_{out-1} に対応付けられ、かつ、 P_{out-1} が大きいほど大きな値である。第2パーシスタンス係数が大きくなれば、1つ前のフレームの血流パワーをより考慮した演算となるため、第2パーシスタンス演算部117Bは、残像効果を高め、血流パワーの変化を抑制する演算を行うことになる。

【0070】

なお、本第2の実施の形態において、血流速度データ残像処理部112は上記した第1の実施の形態と同様の動作を行うため、説明を省略する。第2の実施の形態における血流データ残像処理部112の作用は、第1の実施の形態と同じであり、第1の実施の形態と同等の効果を有する。

【0071】

従って、上述した第2の実施の形態に係る超音波診断装置100'によれば、血流方向が適切に表示されていない画像が生成される事態を回避するとともに、血流パワーデータに対して好適なパーシスタンス処理を行うことができる。

【0072】

(第3の実施の形態)

以下、本発明の第3の実施の形態に係る超音波診断装置100''について説明する。図6は、本発明の第3実施の形態に係る超音波診断装置の構成の一例を示すブロック図である。

【0073】

図6に示す超音波診断装置100''は、残像処理部が2つのパーシスタンス係数決定部、2つのパーシスタンス係数参照メモリ部を2つずつ有し、2つのパーシスタンス係数決定部が決定したパーシスタンス係数のうちいずれかを選択するパーシスタンス係数選択部を有する点において上記第1の実施の形態の超音波診断装置100と異なっている。以下では、第1および第2の実施の形態との相違点についてのみ説明する。

【0074】

図6に示すように、残像処理部104''、血流パワーデータ残像処理部113''は、第1パーシスタンス係数決定部115Aと、第2パーシスタンス係数決定部115Bと、パーシスタンス係数選択部119と、第1パーシスタンス係数参照メモリ部116Aと、第2パーシスタンス係数参照メモリ部116Bと、パーシスタンス演算部117と、を有する。

【0075】

パーシスタンス係数選択部119は、フレームメモリ部111から最新のフレームの血流パワーデータ $P_{current}$ を、パーシスタンスメモリ部114から最新より1つ前のフレームの血流パワーデータ P_{out-1} を、それぞれ読み出し、 $P_{current}$ の大きさと P_{out-1} の大きさを比較し、比較結果に基づいて、第1パーシスタンス係数決定部115Aが決定した第1パーシスタンス係数と、第2パーシスタンス係数決定部115Bが決定した第2パーシスタンス係数のいずれをパーシスタンス演算部117に出

10

20

30

40

50

力するかを選択する。

【0076】

具体的には、パーシスタンス係数選択部119は、 $P_{current}$ の方が P_{out-1} より大きい場合は、第1パーシスタンス係数を選択し、そうでない場合は第2パーシスタンス係数を選択する。

【0077】

従って、第2の実施の形態と同様に、第1パーシスタンス係数は、最新のフレームの血流パワー $P_{current}$ に対応付けられ、かつ、 $P_{current}$ が大きいほど小さな値となる。第1パーシスタンス係数が小さくなれば、最新のフレームの血流パワーをより考慮した演算となるため、第1パーシスタンス係数を用いた場合のパーシスタンス演算部117は、残像効果を抑制し、すみやかに血流パワーを変化させる演算を行うことができる。これに対し、第2パーシスタンス係数は、1つ前のフレームの血流パワー P_{out-1} に対応付けられ、かつ、 P_{out-1} が大きいほど大きな値である。第2パーシスタンス係数が大きくなれば、1つ前のフレームの血流パワーをより考慮した演算となるため、第2パーシスタンス係数を用いた場合のパーシスタンス演算部117は、残像効果を高め、血流パワーの変化を抑制する演算を行うことができる。

10

【0078】

なお、本第3の実施の形態において、血流速度データ残像処理部112は上記した第1の実施の形態と同様の動作を行うため、説明を省略する。第3の実施の形態における血流速度データ残像処理部112の作用は、第1の実施の形態と同じであり、第1の実施の形態と同等の効果を有する。

20

【0079】

以上、図面を参照しながら各種実施の形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。特許請求の範囲の記載範囲内において、当業者が想到できる各種の変更例または修正例についても、本発明の技術的範囲に含まれる。また、開示の趣旨を逸脱しない範囲において、上記実施の形態における各構成要素を任意に組み合わせてもよい。

【0080】

また、上記実施の形態では、最新のフレームおよび1つ前のフレームの血流速度データあるいは血流パワーデータを用いてパーシスタンス処理を行っているが、2つ前、あるいは3つ以上前のフレームの血流速度データや血流パワーデータを用いてパーシスタンス処理を行ってもよい。また、式(1)に限られず、他の演算式を用いてパーシスタンス処理を行ってもよい。

30

【0081】

上記実施の形態の説明に用いた各機能ブロックは、典型的には、入力端子および出力端子を有する集積回路であるLSIとして実現される。これらは個別に1チップ化されてもよいし、一部または全てを含むように1チップ化されてもよい。ここでは、LSIとしたが、集積度の違いにより、IC(Integrated Circuit)、システムLSI、スーパーLSI、ウルトラLSIと呼称されることもある。

【0082】

また、集積回路化の手法はLSIに限るものではなく、専用回路または汎用プロセッサを用いて実現してもよい。LSI製造後に、プログラムすることが可能なFPGA(Field Programmable Gate Array)、LSI内部の回路セルの接続または設定を再構成可能なリコンフィギュラブルプロセッサ(Reconfigurable Processor)を利用してもよい。

40

【0083】

さらには、半導体技術の進歩または派生する別技術により、LSIに置き換わる集積回路化の技術が登場すれば、当然、その技術を用いて機能ブロックを集積化してもよい。

【産業上の利用可能性】

【0084】

本発明は、方向付きパワーモードの断層画像を表示することができる超音波診断装置に好適である。

50

【符号の説明】

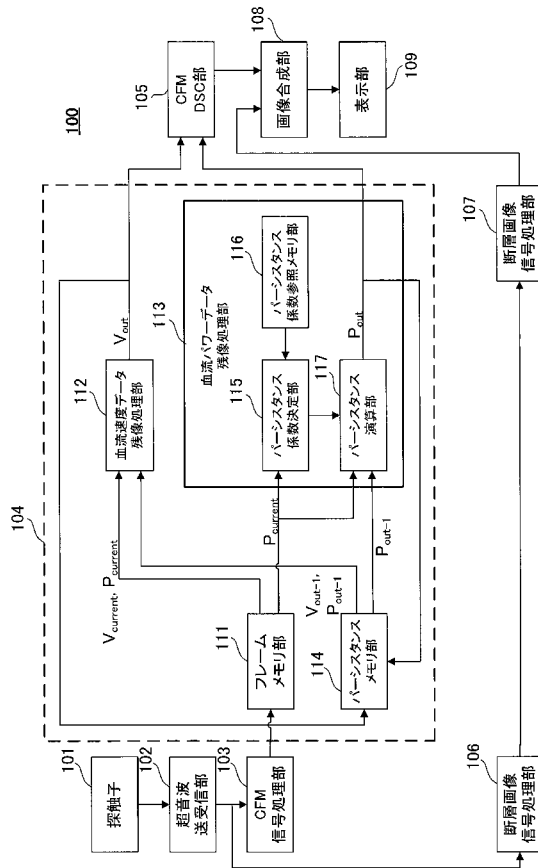
【0085】

100, 100', 100'' 超音波診断装置
101 探触子
102 超音波送受信部
103 CFM信号処理部
104, 104', 104'' 残像処理部
105 CFM DSC部
106 断層画像信号処理部
107 断層画像DSC部
108 画像合成部
109 表示部
111 フレームメモリ部
112 血流速度データ残像処理部
113 血流パワーデータ残像処理部
114 パーシスタンスメモリ部
115 パーシスタンス係数決定部
115A 第1パーシスタンス係数決定部
115B 第2パーシスタンス係数決定部
116 パーシスタンス係数参照メモリ部
116A 第1パーシスタンス係数参照メモリ部
116B 第2パーシスタンス係数参照メモリ部
117 パーシスタンス演算部
117A 第1パーシスタンス演算部
117B 第2パーシスタンス演算部
118 最大値選択部
119 パーシスタンス係数選択部

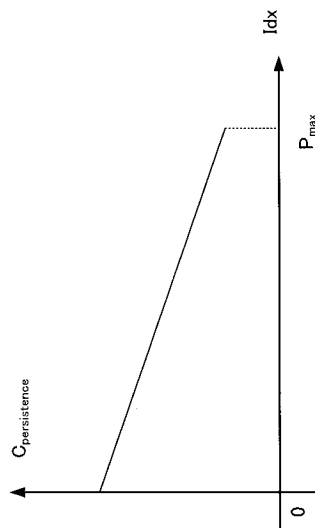
10

20

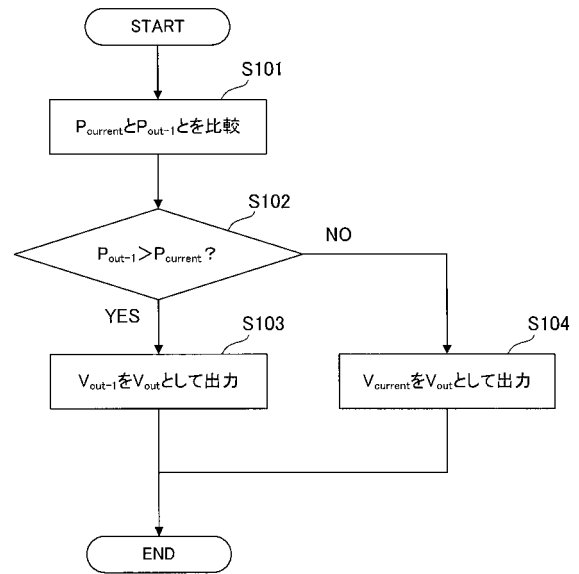
【 図 1 】



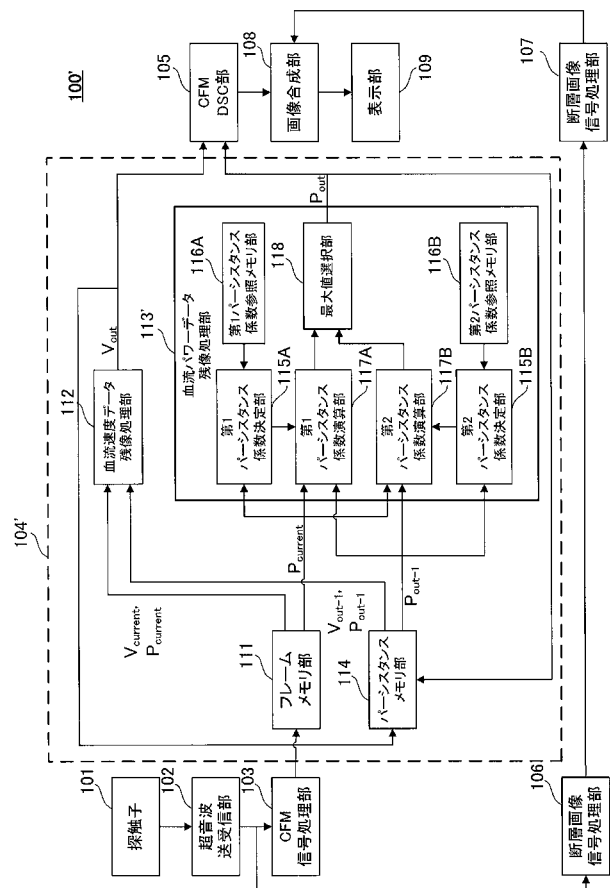
【図 3】



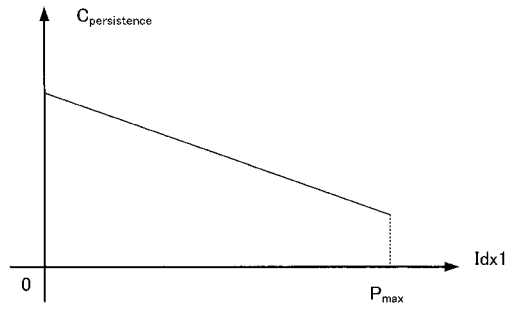
【図 2】



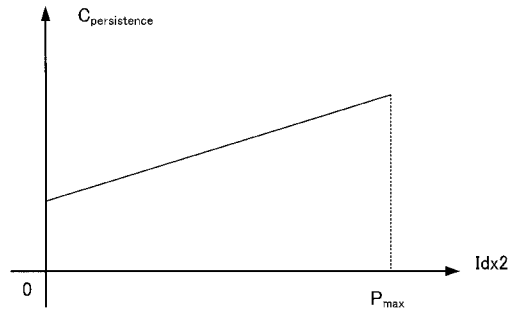
【図 4】



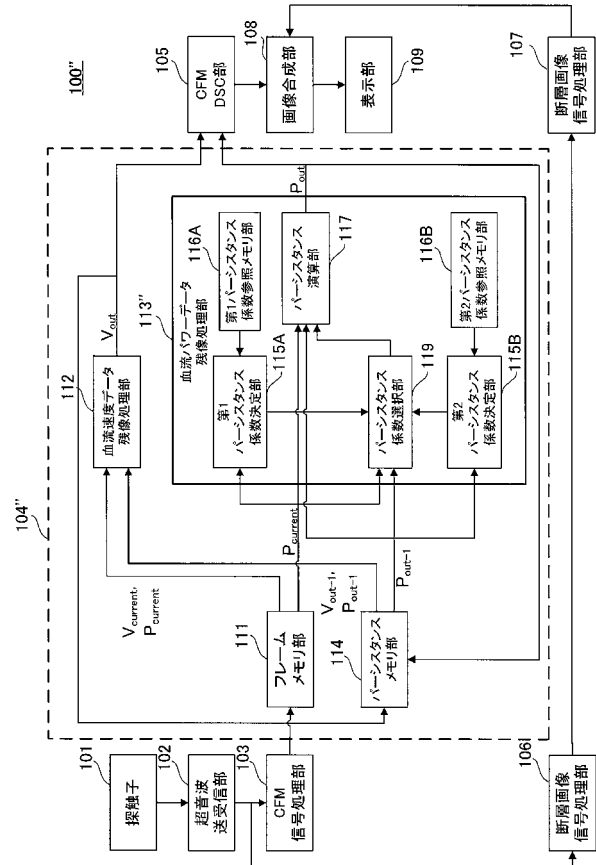
【図 5 A】



【図 5 B】



【図 6】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2018050926A	公开(公告)日	2018-04-05
申请号	JP2016189885	申请日	2016-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	川端章裕 國田政志		
发明人	川端 章裕 國田 政志		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/JC16 4C601/JC20 4C601/KK18		
代理人(译)	木曾隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断设备，其能够在定向功率模式下适当地执行余辉处理以产生没有缺陷的图像。残差图像处理单元104在对最新的帧的血流速度数据 $V_{current}$ 进行残存处理（残像处理）时，将血流功率数据 P_{out-1} 与 $P_{current} +$ 和血流功率数据 P_{out-1} 的尺寸进行比较， $P_{out-1} > P_{current}$ ，显示最近之前一帧的血流速度数据 V_{out-1} 如果它是 $P_{out-1} < P_{current}$ ，则它作为血流速度数据 V_{out} 输出， $V_{current}$ 作为持续处理的血流速度数据 V_{out} 。

