

(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2018-186923

(P2018-186923A)

(43) 公開日 平成30年11月29日(2018.11.29)

(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 16 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2017-90122(P2017-90122)
(22) 出願日 平成29年4月28日(2017.4.28)

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 110000888
特許業務法人 山王坂特許事務所
(72) 発明者 浅見 玲衣
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(72) 発明者 田中 智彦
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
Fターム(参考) 4C601 DD03 DE04 EE06 EE09 EE22
JB30 JB34 JB41 JB53

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置及び血流速度算出方法

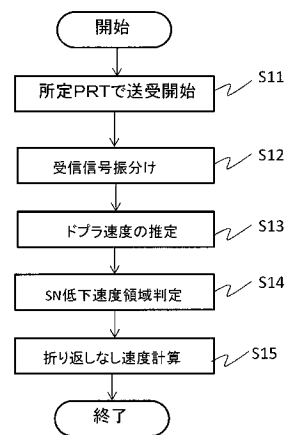
(57) 【要約】

【課題】 折り返しなしドプラ速度を推定する技術において、クラッタフィルタに起因するSNの低下を防止し、ドプラ速度算出の精度を向上する。

【解決手段】 本発明の超音波撮像装置は、血流速度演算部が、複数の異なる超音波送受条件を用いて測定したRF信号から、所定の指標を用いてドプラ速度のSN比低下領域を判定する判定部を備える。判定結果は、例えば、ドプラ速度推定に用いる超音波送受条件を変更するために用いられる。或いは、ユーザーが適切な処理を遂行できるように、ユーザーに提示される。

【選択図】 図2

図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子を有し、所定の超音波送受条件で超音波パルスを送信し、被検体からの反射波であるエコー信号を受信する超音波送受信部と、

前記超音波送受信部が受信したエコー信号を用いて、前記被検体中の血流速度を算出する血流速度演算部と、

前記超音波送受信部が受信した超音波信号に対し、前記被検体の、前記血流以外の組織からの反射信号を遮断するフィルタ部と、

を備えた超音波撮像装置であって、

前記血流速度演算部は、前記超音波送受信部が複数の異なる超音波送受条件で取得したエコー信号を用いて、血流速度の折り返しを解消する演算を行う折り返し回避部を備え、

前記折り返し回避部によって折り返しを解消した血流速度について、S/N比低下領域の有無を判定するS/N比低下領域判定部を更に備えたことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記超音波送受条件は、パルス繰り返し周波数及び超音波の基本周波数の少なくとも一方であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記S/N比低下領域判定部は、サンプル毎にエコー信号の信号強度から算出した指標を比較することにより、S/N比低下領域の有無の判定を行うことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波撮像装置であって、

前記指標が、エコー信号の信号強度であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

請求項 3 に記載の超音波撮像装置であって、

前記指標が、エコー信号の信号強度の分散であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 3 に記載の超音波撮像装置であって、

前記超音波送受信装置が受信したエコー信号を用いて、信号強度を算出するパワー算出部及び前記信号強度の分散を算出する分散推定部の少なくとも一方を備え、

前記S/N比低下領域判定部は、信号強度及び分散の少なくとも一方を用いてS/N比低下領域か否か判定を行うことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記血流速度演算部は、前記S/N比低下領域判定部がS/N比低下領域有と判定したときに、速度算出に用いる超音波送受条件を変更して、血流速度を再計算することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記血流速度演算部は、算出した血流速度を補正する補正部をさらに備え、

前記補正部は、前記S/N比低下領域判定部がS/N比低下領域である判定した領域の血流速度について、S/N比低下領域以外の領域の血流速度を用いて補正することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記S/N比低下領域判定部がS/N比低下領域有と判定したときに、前記超音波送受信部の超音波送受条件を変更する制御部を更に備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

請求項 9 に記載の超音波撮像装置であって、

前記制御部が制御する前記超音波送受条件は、パルス繰り返し周波数またはパルス繰り返し時間、もしくは、送信超音波の基本周波数であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 1 1】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記 S/N 比低下領域判定部が S/N 比低下領域有と判定したときに、判定結果を表示装置に表示させる表示画像生成部をさらに備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記折り返し回避部を動作させるモードと、動作させないモードとを切り替える指令を受け付ける入力部をさらに備えることを特徴とする超音波撮像装置。 10

【請求項 1 3】

超音波探触子を有し、所定の超音波送受条件で超音波パルスを送信し、被検体からの反射波であるエコー信号を受信する超音波送受信部と、

前記超音波送受信部が受信したエコー信号を用いて、前記被検体中の血流速度を算出する血流速度演算部と、

前記超音波撮像部が受信した超音波信号に対し、前記被検体の、前記血流以外の組織からの反射信号を遮断するフィルタ部と、

を備えた超音波撮像装置であって、

前記血流速度演算部は、血流速度を算出する動作モードとして、折り返しを解消する演算を行う折り返し回避モードと、折り返しを解消しないで速度を算出する通常モードとを備え、 20

前記血流速度演算部の動作モードの選択を受け入れる入力部をさらに備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 3 記載の超音波撮像装置であって、

前記血流速度演算部は、前記折り返し回避モードで算出した折り返しを解消した血流速度について、S/N 比低下領域の有無を判定する S/N 比低下領域判定部をさらに備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 1 5】

複数の異なる超音波送受条件で計測した超音波信号を用いて、折り返しを解消した血流速度を算出する血流速度算出方法であって、 30

折り返しを解消した血流速度について、前記超音波信号の信号強度及び信号強度の分散の少なくとも一方を用いて、S/N 比低下領域を判定し、

S/N 比低下領域と判定された領域について、前記超音波送受条件の異なる値を用いて血流速度を算出することを特徴とする血流速度算出方法。

【請求項 1 6】

複数の異なる超音波送受条件で計測した超音波信号を用いて、折り返しを解消した血流速度を算出する血流速度算出方法であって、

折り返しを解消した血流速度について、前記超音波信号の信号強度及び信号強度の分散の少なくとも一方を用いて、S/N 比低下領域を判定し、 40

S/N 比低下領域と判定された領域の血流速度を、S/N 比低下領域以外と判定された領域の血流速度を用いて補正することを特徴とする血流速度算出方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ドプラ計測機能を備えた超音波撮像装置に関し、特に、複数の異なる超音波送信条件、例えば異なるパルス繰り返し周波数 (PRF: Pulse Repetitive 50

on Frequency)で計測したドブラ信号から、折り返しのない速度の推定を行う技術に関する。

【背景技術】

【0002】

ドブラ計測は、超音波撮像の主要な技術の一つであり、血流速度を可視化することで血管が関わる各種疾患の診断に役立っている。ドブラ計測の主な手法であるカラードブラ法においては、所定のパルス繰り返し周波数(PRF)で超音波パルスを照射し、被検体からの反射波である信号波形から次元自己相関によって位相シフト量を求め、超音波の送受信方向に対し移動する組織の速度即ち血流速度(ドブラ速度)を算出する。この際、血流以外の組織、例えば心壁から生じる動き成分を除去するためにクラッタフィルタと呼ばれる低周波遮断フィルタが用いられる。

10

【0003】

こうして算出されるドブラ速度は、クラッタフィルタ或いはウォールフィルタと呼ばれる低域除去フィルタによる制限とエイリアシングによる制限を受ける。前者の制限は、クラッタフィルタで除去されるような低速の血流速度は算出できないというものである。エイリアシングは、位相差を検出する際に、PRFで決まる計測限界速度(ナイキスト速度)を超える速度では位相が折り返す(反転する)現象であり、それより遅い速度であって位相が同じものは判別できなくなる。

【0004】

この問題を回避し、低速域から高速域の血流速度を正しく計測するために、複数種類のPRFの超音波パルスを送受信して速度レンジを拡大する手法がある。例えば、非特許文献1には、複数のPRFを組み合わせて計測したRF信号から折り返し回数を推定し、折り返しなしのドブラ速度を推定する手法が提案されている。

20

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】“Staggered multiple-PRF ultrafast color Doppler” Daniel Posada et al. IEEE TRANSACTIONS OF MEDICAL IMAGING, VOL, XX, NO. X, 2016

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、非特許文献1等が開示される折り返しなしドブラ速度を推定する手法を採用しても、SNが低下する領域(SN比低下領域)が存在することがある。これは速度がナイキスト速度の偶数倍の時に、その折り返し成分がクラッタフィルタで除去されてしまうために起こる。SN比低下領域では正確な速度が求められないため、例えば2つのPRF毎に推定した速度を平均した場合の速度の精度が低下する。

【0007】

本発明は、折り返しなしドブラ速度を推定する技術において、クラッタフィルタに起因するSNの低下を防止し、ドブラ速度算出の精度を向上することを課題とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するため、本発明は複数の異なる超音波送受信条件を用いて測定したRF信号から、所定の指標を用いてドブラ速度のSN比低下領域を判定する。判定結果は、例えば、ドブラ速度推定に用いる超音波送受信条件を変更するために用いられる。或いは、ユーザーが適切な処理を遂行できるように、ユーザーに提示される。

【0009】

すなわち本発明の超音波撮像装置の一態様は、超音波探触子を有し、所定の超音波送受信条件で超音波パルスを送信し、被検体からの反射波である超音波を受信する超音波送受信

50

部と、前記超音波送受信部が受信した超音波信号を用いて、前記被検体中の血流の速度を算出する血流速度演算部と、前記超音波送受信部撮像部が受信した超音波信号に対し、前記被検体の、前記血流以外の組織からの反射信号を遮断するフィルタ部と、を備え、前記血流速度演算部は、異なる超音波送信条件で取得した超音波信号を用いて、算出した血流速度の折り返しを解消する演算を行う折り返し回避部と、前記血流速度について、SN比低下領域を判定するSN比低下領域判定部とを備える。

【0010】

また本発明の超音波撮像装置の他の態様は、血流速度演算部が、動作モードとして、折り返しを解消する演算を行う折り返し回避モードと、折り返しを解消しないで速度を算出する通常モードとを備え、血流速度演算部の動作モードの選択を受け入れる入力部をさらに備える。血流速度演算部は入力部を介して折り返し回避モードが選択されたときに、前記折り返し回避部により折り返しを解消する演算を行う。

10

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、フレームレートを低下することなく且つ冗長な計測を行うことなく、広い速度レンジに亘って正確なドプラ速度を推定することができる。これにより血流動態等の診断に資する情報を正確かつ速やかに提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】超音波撮像装置の一実施形態の全体概要を示す図

20

【図2】実施形態の超音波撮像装置の動作の概要を示す図

【図3】送受シーケンス例を示す図で、(a)は一つのPRFを用いた送受シーケンス、(b)及び(c)は、それぞれ複数の異なるPRFを用いた送受シーケンスを示す。

【図4】第一実施形態の血流速度演算部の構成例を示す機能ブロック図

【図5】ドプラ処理部の構成例を示す機能ブロック図

【図6】第一実施形態の血流速度演算部の処理の流れを示す図

【図7】SN比低下領域の発生を説明する図

【図8】SN比低下領域判定部の判定手法を説明する図

【図9】SN比低下領域判定のシミュレーション結果を示す図で、(a)は2つのPRF条件で求めた血流速度と折り返しなし速度を示す図、(b)は分散による判定結果を示す図、(c)はパワーによる判定結果を示す図である。

30

【図10】第二実施形態の血流速度演算部の構成例を示す機能ブロック図

【図11】第二実施形態の血流速度演算部の処理の流れを示す図

【図12】第三実施形態の血流速度演算部の処理の流れを示す図

【図13】SN比低下領域の判定結果の表示例を示す図

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の超音波撮像装置の実施形態を説明する。

【0014】

まず超音波撮像装置の全体概要を説明する。超音波撮像装置は、主な構成として、超音波プローブと、超音波プローブを介した超音波送受信を行う送受信回路と、受信したエコー信号を処理する信号処理部と、を備え、信号処理部は、エコー信号を用いて血流速度の演算を行う血流速度演算部を備える。一例として、図1に示す超音波撮像装置100は、被検体30に当接させて超音波信号の照射及びエコー信号の検出を行う超音波プローブ(以下、単にプローブという)20と、プローブ20が接続される本体10とを備え、本体10は送受信回路110、送受信回路110の動作を制御する送受シーケンス制御部130、及び送受信回路110が受信した超音波信号を処理し、Mモード画像やカラードプラ法による画像などを生成する信号処理部150を含む。本体10は、さらに、送受シーケンス制御部130に対し指令や条件などを設定する入力部40及び信号処理部150が生成した画像等を表示する表示部50を備えることができる。

40

50

【 0 0 1 5 】

超音波プローブ 2 0 は、複数のトランスデューサ（振動子）を一次元方向或いは二次元方向に配列した装置で、送受信回路 1 1 0 からの電気信号を超音波信号として被検体 3 0 に照射するとともに、被検体 3 0 からの反射波であるエコー信号を検出する。

【 0 0 1 6 】

送受信回路 1 1 0 は、所定の周波数の信号を発生する発振器を備え、所定の走査方式で超音波探触子に駆動信号を送る送信回路 1 1 1 と、超音波探触子によって受信されたエコー信号に対し整相加算、検波、増幅などの信号処理を行う受信回路 1 1 3 とからなる。送信回路 1 1 1 は、超音波プローブの各振動子に別個の遅延時間を与え、超音波ビームに指向性を与える送信ビームフォーマを、また受信回路 1 1 3 は各振動子に受波された信号に遅延時間を与えて加算する受信ビームフォーマ（整相加算部）を、備えた構成とすることができる。ビームフォーミング後に受信回路 1 1 3 から出力される受信信号は、血流速度に依存する周波数成分を持つ R F（Radio Frequency）信号であり、A / D 変換されたデジタル信号として信号処理部 1 5 0 に入力される。R F 信号をデジタル化する A / D 変換器は受信回路 1 1 3 内に備えていてもよいし、受信回路 1 1 3 の後段に備えていてもよい。

10

【 0 0 1 7 】

送受シーケンス制御部 1 3 0 は、入力部 4 0 が受け付けた撮像条件やスキャン条件に基づき送受信回路 1 1 0 の動作を制御する。撮像法としては、2 次元的な断面を撮像する平面的撮像方法と、3 次元的な領域を撮像する立体的撮像方法があり、本実施形態はいずれも採用できる。またスキャン方式は連続波を用いる方式やパルス波を用いる方式があり、特に、カラードプラ法においては、送信回路 1 1 1 に対し複数の超音波送受条件を採用した超音波の送受信制御（ドプラビーム送受シーケンス制御）を行う。

20

【 0 0 1 8 】

またカラードプラ法において、複数の動作モードがある場合には、設定された動作モードで送受信回路 1 1 0 や信号処理部 1 5 0 が動作するよう制御する。動作モードとしては、例えば、折り返し回避演算を行う動作モードと、このような演算を行わない動作モードがある。動作モードの選択は、例えば、入力部 4 0（G U I を含む）に折り返し回避モードを選択するスイッチ或いはボタン等の操作具 4 1 を設け、ユーザーが操作具を操作することで発生する電気信号を送受シーケンス制御部 1 3 0 が受け付けることにより行われる。

30

【 0 0 1 9 】

信号処理部 1 5 0 は、受信回路 1 1 3 で受信した信号（デジタル R F 信号）を処理し、超音波断層画像の作成と、血流速度の演算とを行う。このため、信号処理部 1 5 0 は、R F 信号を断層画像作成用の信号と血流速度演算用の信号とに振り分けるデータ振り分け部 1 5 1、B モード像などの断層像を生成する断層画像演算部 1 5 3、ドプラ速度を算出する血流速度演算部 1 5 5、及び、断層画像演算部 1 5 3 及び血流速度演算部 1 5 5 の演算結果を用いて表示画像を作成する表示画像生成部 1 5 7 を備える。血流速度演算部 1 5 5 の前段には、R F 信号を実部と虚部とからなる I Q 信号に変換する直交検波部 1 5 4 が設けられる。従って血流速度演算部 1 5 5 は超音波複素信号（I Q 信号）を処理対象とする。

40

【 0 0 2 0 】

上述した信号処理部 1 5 0 の機能の一部又は全部は、計算機の C P U（Central Processing Unit）が機能部毎の演算アルゴリズムを含むプログラムを読み込んで実行することで実現してもよいし、A S I C（Application Specific Integrated Circuit）、F P G A（Field-Programmable Gate Array）、G P U（Graphics Processing Unit）等のハードウェアで実現してもよい。

【 0 0 2 1 】

表示部 5 0 は、表示画像生成部 1 5 7 が生成した画像の表示のほか、入力部として機能

50

する GUI 等を表示することも可能である。表示部 50 には、設定された撮像条件やデフォルトで設定されている撮像条件や撮像のガイドとなる情報や画像等も表示される。例えば、カラードプラでは、設定された PRF やその PRF において計測可能な速度レンジなどを表示する構成としてもよい。

【0022】

本実施形態の超音波撮像装置は、血流速度演算部 155 が複数の超音波送受条件で計測した超音波信号を用いて、折り返しを展開したドプラ速度を算出する機能を持つ。超音波送受条件には、PRF (Pulse Repetition Time) や超音波の基本周波数が含まれる。さらに血流速度演算部 155 は、超音波撮像部が異なる超音波送受条件で取得した超音波信号を用いて、折り返しを解消する演算を行う折り返し回避部 (折り返しなし速度計算部) を備え、折り返し回避部によって折り返しを解消した血流速度 (折り返しなし速度) について、SN 比低下領域の有無を判定する SN 比低下領域判定部を備える。判定結果の利用については種々の態様があり、後述する実施形態において詳述する。

10

【0023】

本実施形態の超音波撮像装置の動作の概要を図 2 に示す。ここでは超音波送受条件として PRF を制御する場合を例に説明する。図示するように、折り返し回避モードにおいてドプラ撮像が開始されると、送受シーケンス制御部 130 は、入力部 40 を介して設定された複数の PRF に基づき、送受信回路 110 を制御し、所定の領域 (計測領域) に対し超音波パルスの送信及びエコー信号の受信を行う (S11)。

20

【0024】

送受シーケンスの例を図 3 に示す。図 3 (a) は、基本的な送受シーケンスであり、初期条件として或いは入力部 40 を介して設定された PRF (単一の PRF) でパルスを送信し受信する。図 3 (b) は、2 種の PRF を用いたシーケンスであり、2 つの異なる PRF を交互に繰り返す。図 3 (c) は、3 種の PRF をサイクリックに繰り返す。PRF の種類の数は図示するものに限定されないが、複数種の PRF を用いる送受シーケンスでは、各 PRF は次の関係を保つものとする。

[数 1]

$$prf_1 = p / q (prf_i) \quad (1)$$

上式 (1) において、 prf_1 は、例えば 1 番目と 2 番目のパルスの PRF、 prf_i は、 prf_1 以外の PRF である。また p と q は割り切れない関係の整数である。

30

【0025】

送受シーケンス制御部 130 は、ドプラ計測か B モード計測かによって、送受信回路 150 から送られるエコー信号を、断層画像演算部 153 と血流速度演算部 155 とに振り分ける (S12)。ここではドプラ計測で計測されたエコー信号が血流速度演算部 155 に送られる。B モード計測であれば、2 次元のエコー信号からなるデータをフレーム毎のデータとして断層画像演算部 153 に送る。

【0026】

血流速度演算部 155 は、直交検波後のエコー信号 (IQ 信号) から、サンプルゲートが設定された所定の領域のデータを取り出し、さらに PRF 毎に振り分けて、PRF 毎にドプラ速度の推定を行う (S13)。PRF 毎のデータの振り分けは、図 3 (b) に示した 2 種の PRF を用いたシーケンスの場合、1 番目パルスと 2 番目パルスの組、3 番目パルスと 4 番目パルスの組のように、奇数番目パルスとそれに続く偶数番目パルスの組からなるデータと、2 番目パルスと 3 番目パルスの組のように、偶数番目パルスとそれに続く奇数番目パルスの組からなるデータと、に振り分けられる。

40

【0027】

一方、血流速度演算部 155 は、エコー信号を用いて、折り返しなし速度の算出において SN 比低下領域が発生するか否かの判定を行い (S14)、SN 比低下領域についての判定結果を参照して、例えば、血流速度の推定や折り返しなし速度の演算を行う (S15)。或いは、判定結果はユーザーに提示され、ユーザーが再計測の必要性等を判断するた

50

めの材料となる。

【0028】

SN比低下領域の判定は、例えば、計測領域のサンプル毎（画素毎）に行われる。計測領域全体としてSN比低下領域がない場合は計測領域全体について、或いはSN比低下領域ではないと判定された場合はその領域について、PRF毎に推定した速度、PRFの比（ p/q ）、及びナイキスト速度などを用いて、折り返しなし速度の算出を行う。

【0029】

以下、血流速度演算部の構成と動作の具体的な実施形態を説明する。

【0030】

<第一実施形態>

本実施形態は、SN比低下領域判定部の判定結果に基づき血流速度演算部がPRFを変えて再計算することが特徴である。

【0031】

本実施形態の血流速度演算部155の構成を、図4を参照して説明する。血流速度演算部155は、図4に示すように、ウォールフィルタ（WF部）210、PFR振り分け部220、用いるPFRの種類数と同じ数（図示する例では2つ）のドブラ処理部230-1及び230-2、及び、折り返し速度計算部240を備え、さらに各ドブラ処理部230-1及び230-2の結果を用いてSNが低下する領域を判定するSN比低下領域判定部250を備える。なお以下の説明において、特に区別する必要がないときには、複数のドブラ処理部をまとめてドブラ処理部230として説明する。

【0032】

ウォールフィルタ210は、クラッタフィルタ或いはMTI（Moving Target Indicator）フィルタとも呼ばれ、血管壁などから反射されるエコー信号を除去するための低域除去フィルタである。

【0033】

PFR振り分け部220は、エコー信号をPFR毎に振り分けて各ドブラ処理部230で渡す。本実施形態では、図3（b）に示したように二つのPRF（ prf_1 及び prf_2 ）が用いられ、 prf_1 となるデータの組がドブラ処理部230-1に、 prf_2 となるデータの組がドブラ処理部230-2に信号が振り分けられる。

【0034】

ドブラ処理部230は、図5に示すように自己相関法等の公知の手法でドブラ速度を推定する速度推定器231、信号強度を算出するパワー演算器233、及び所定のサンプル数の信号強度の分散を算出する分散演算器235を備える。カラードブラ法では、血流の有無や血流の乱れを確認する指標としてパワーや分散を算出する場合があるが、本実施形態において、パワー演算器233及び分散演算器235は、SN比低下領域判定部250が折り返し速度計算部240で算出される折り返しなし速度にSN比低下領域が生じうるか否かを判定する際の指標となる数値を算出する指標算出部232として機能する。指標算出部232は、パワー演算器233及び分散演算器235のいずれか一方のみでもよいし、パワー演算器233及び分散演算器235以外の指標を与えるものであってもよい。指標算出部の出力は、SN比低下領域判定部250に与えられる。

【0035】

次に以上の構成を踏まえ、本実施形態の超音波撮像装置によりドブラ撮像を行う場合の動作を、血流速度演算部155における処理を中心に説明する。図6に処理のフローを示す。ここでは一例として2種類のPFRを用いてドブラ撮像する場合を説明する。

【0036】

まず折り返し回避モード選択ボタン41（図1）が操作されると、表示部50に表示される測定可能な速度レンジが拡大する（S21）。また送受シーケンス制御部130は、送受シーケンスを例えば基準の送受シーケンス（図3（a））から、パルス間隔（ $PRT = 1/PRF$ ）が順次切り替わる送受シーケンスに変更し、その送受シーケンスに基き送受信回路110を制御し、所定の領域（計測領域）に対し超音波パルスの送信及びエコー

10

20

30

40

50

信号の受信を行う (S 2 2)。このような制御では、例えば図 3 (b) に示したように、パルス毎にパルス間隔が交互に変化する。

【0037】

信号処理部 150 は、受信したエコー信号を直交検波し、ウォールフィルタ 210 で低域信号を除去した後、PFR 振り分け部 220 により、 prf_1 であるデータの組と、 prf_2 であるデータの組とを振り分けて、それぞれ、ドブラ処理部 230 - 1、230 - 2 に送る。上記処理は、計測領域のサンプル毎に行われる。

【0038】

ドブラ処理部 230 では、サンプル毎に、速度推定器 231 が所定の PRF のデータの組を用いて、速度の推定を行う (S 2 3)。速度は、 n 番目のパルスと ($n + 1$) 番目のパルスとの位相差をもとにドブラ偏移 f を算出することで推定することができ、位相差の算出は自己相関法やその改良法など公知の手法を行うことができる。位相差からドブラ偏移を算出する過程で、折り返しが発生する。従って速度推定器 231 で推定される速度は、次の式 (2) で表される。

10

【0039】

【数 2】

$$v_D = v_A - 2nv_N \quad (2)$$

式中、 V_A は折り返しを展開した後のドブラ速度 (以下、折り返しなしドブラ速度という)、 V_D は推定されたドブラ速度、 V_N はナイキスト速度であり、次式 (3) で表される。

20

【0040】

【数 3】

$$v_N = \frac{prf \times c}{4 \times f_0} \quad (3)$$

式中、 prf はパルス繰り返し周波数、 V_N はナイキスト速度、 c 、 f_0 は超音波の速度及び周波数である (以下、同じ)。

【0041】

上述したドブラ速度の推定を、計測領域のサンプル毎に行うことで、その領域内の血流の速度分布 (各画素の速度) が得られる。

30

【0042】

一方、ドブラ処理部 230 のパワー演算器 233 及び分散演算器 234 は、サンプル毎に信号強度 (パワー) と分散を算出する (S 2 4)。ある点 x における信号のパワー Pow 及び分散 Var は、次式 (4)、(5) で算出することができる。

【数 4】

$$Pow^x = \sum_N E_N^x * \overline{E_N^x} \quad (4)$$

式中、 E は直交検波後の超音波複素信号 (IQ 信号)、 N はデータ組数である (以下、同じ)。

40

【数 5】

$$Var^x = 1 - \frac{\left| \sum_N E_N^x * \overline{E_{N-1}^x} \right|}{Pow^x} \quad (5)$$

【0043】

SN 比低下領域判定部 250 は、各ドブラ処理部 230 のパワー演算器 233 及び分散演算器 234 が算出したパワー及び分散を用いて、サンプル点毎に、折り返しなし速度計

50

算部 240 で算出する折り返しなし速度において SN 比低下領域か否かの判定を行う (S25)。

【0044】

SN 比低下領域は、図 7 に示すように、速度がナイキスト速度の偶数倍のときに生じる。これはナイキスト速度 V_N の偶数倍の速度に相当する位相差は、折り返した状態で位相差ゼロ付近 (図中、斜線で示す部分) になり、ウォールフィルタ 210 によって除去されるためである。この SN 比低下領域では、信号値のパワーは低下し、分散は高くなる。これを PRF で振り分けられた信号毎に見てみると、図 8 の左側 2 欄に示すように、いずれについても速度がナイキスト速度の偶数倍とならない場合には、 prf_1 、 prf_2 の場合それぞれで分散が「低」、パワーが「高」であるのに対し、一方 (図 8 では prf_1) で速度がナイキスト速度の倍数となった場合には、SN が低下し、分散が「高」、パワーが「低」となる。その場合、もう一方 (prf_2) では、ナイキスト速度が異なるため、それを原因として SN 比低下領域にはなりえないので、分散は「低」、パワーは「高」となる。

10

【0045】

SN 比低下領域判定部 250 は、PRF 振り分け後の 2 つのドブラ処理部 230 におけるパワー及び分散の違いを指標として SN 比低下領域を判定する。すなわち、あるサンプル点 x において、一方のドブラ処理部 230 の出力である分散が「高」、パワーが「低」、他方のドブラ処理部 230 の分散が「低」、パワーが「高」の場合に、その位置 x を SN 比低下領域と判定する。「低」と「高」の判定については、例えば、それぞれについて所定の閾値を設定し、分散であれば所定の閾値 (例えば 0.4) を超えた位置を「高」(SN 比低下領域) と判定し、パワーが閾値 (例えば平均値の $1/10$) を下回った位置を「低」(SN 比低下領域) と判定する。

20

【0046】

なお SN 比低下領域の判定を、分散とパワーの両方を用いるのではなく、分散又はパワーの一方だけを用いて行ってもよい。その場合、図 5 に示したパワー演算器 233 及び分散演算器 234 の一方を省略することができる。但し両方を用いることで判定の精度を高めることができる。

【0047】

SN 比低下領域判定部 250 が判定した結果は、折り返しなし速度計算部 240 及び PRF 振り分け部 220 に送られる。折り返し速度計算部 240 は、各ドブラ処理部 230 - 1、230 - 2 の速度推定器 231 で推定された速度 V_{D1} 、 V_{D2} と、PRF を用いて、折り返し数と折り返しなし速度の計算を行う (S26)。その際、SN 比低下領域判定部 250 の判定結果が参照される。

30

【0048】

折り返しなし速度計算部 240 は、SN 比低下領域判定部 250 において SN 比低下領域ではないと判定された位置 (図 8 の左 2 欄の場合) について、以下の手順で折り返しなし速度を算出する。

【0049】

ドブラ処理部 230 の速度推定器 231 で推定された速度 V_D は、計測限界速度 (ナイキスト速度) と折り返し数 n を用いて前掲の式 (2) で表される。式 (2) を異なる PRF 条件で推定された 2 つの速度 V_{D1} 、 V_{D2} 毎に示すと、次式 (6-1)、(6-2) のようになる。

40

【数 6】

$$v_{D1} = v_A - 2n_1 v_{N1} \quad (6-1)$$

$$v_{D2} = v_A - 2n_2 v_{N2} \quad (6-2)$$

【0050】

50

上式に示すように折り返し数 (n_1 、 n_2) 及びナイキスト速度 (V_{N1} 、 V_{N2}) は P R F 条件によって異なる。下付の数字 (1 又は 2) を i で表すとナイキスト速度は次式 (7) で表される。

【数 7】

$$v_{Ni} = \frac{prf_i \times c}{4 \times f_0} \quad (7)$$

【0051】

一方、 prf_2 は、前掲の式 (1) で示したように prf_1 に p/q を乗じた値に設定されているので、 V_{N1} と V_{N2} は同じ関係性を持ち、次式 (8) で表される。

10

【数 8】

$$v_{N2} = \frac{p}{q} v_{N1} \quad (8)$$

【0052】

上述した式 (6) ~ (8) から次式 (9) が導かれる。

【数 9】

$$q \frac{V_{D2} - V_{D1}}{2V_{D1}} = n_1q - n_2p \quad (9)$$

20

【0053】

以下の拘束条件を使い、式 (9) を解くことで式 (6) の折り返し数 n_1 、 n_2 が求まる。

【数 10】

$$\begin{aligned} |n_1q - n_2p| &\leq \frac{1}{2}(p+q) \\ |n_2| &\leq \text{ceiling}\left(\frac{(q-1)}{2}\right) \end{aligned}$$

30

【0054】

求まった n_1 、 n_2 を式 (6) に代入することで、それぞれの P R F 条件において折り返しなし速度 V_{A1} 、 V_{A2} が求まる。本来、 $V_A = V_{A1} = V_{A2}$ となるはずであり、これらの平均値をとって、計測対象の速度 V_A とする。

$$V_A = (V_{A1} + V_{A2}) / 2$$

【0055】

図 8 の左 2 欄に示すように、計測対象の速度がナイキスト速度の偶数倍にならない場合即ち S N 比低下領域以外の領域は、上述した計算により、速度を算出することができる。一方、S N 比低下領域と判定された位置では、速度がナイキスト速度の偶数倍になっているため、上述した計算の精度が大幅に低下する。

40

【0056】

このため、P R F 振り分け部 220 は、S N 比低下領域判定部 250 において S N 比低下領域と判定された位置については、ドブラ計算に使うデータの組を変更するように、データの振り分けを異ならせる (S 27)。例えば、 prf_1 において分散が「高」でパワーが「低」であった場合、次のように変更する。図 3 (b) において、データを奇数番目のパルスとそれに続く偶数番目のパルスの組 (prf_1 のデータ) と、偶数番目のパルスとそれに続く奇数番目のパルスの組 (prf_2 のデータ) とに振り分けて、ドブラ処理部 230 - 1、230 - 2 に渡したのに対し、奇数番目のパルスとその次の奇数番目のパルスの組 (prf_3 のデータ) と、偶数番目のパルスとその次の偶数番目のパルスの組 (p

50

r f 2 のデータ) とに振り分ける。

【 0 0 5 7 】

その後、各ドブラ処理部 2 3 0 の速度推定器 2 3 1 において速度の推定を行うこと (S 2 3)、推定した速度 (V_{D3} 、 V_{D2}) を用いて、折り返しなし速度を求めること (S 2 6) は上記計算と同様である。但し、式 (8) における p と q の値は、次のように変更される。

$$p / q \quad q / (p + q)$$

【 0 0 5 8 】

このように P R F を変更することで、速度推定部で推定される速度がナイキスト速度の偶数倍になることを回避することができ、S N 比低下領域と判定された領域についても正確な折り返しなし速度を求めることができる。

10

【 0 0 5 9 】

なお P R F を変更後の速度推定及び折り返しなし速度計算の繰り返しにおいても、それ以前のドブラ処理と同様に、分散及びパワーを算出し、変更後の P R F において S N 比低下領域の判定を行ってもよい。

【 0 0 6 0 】

S N 比低下領域と判定された位置について S 2 3 ~ S 2 7 の処理を行うことで、最終的に計測対象領域全体の血流速度 (2 次元ドブラ速度) が算出される (S 2 8)。こうして算出され折り返しなし速度は、例えば、公知のカラーマッピングの手法で、断層画像演算部 1 5 3 が生成した B モード画像に重畳して表示される (S 2 9)。またそれと共に或いはそれに代えて、折り返しなし速度自体を数値やグラフ等で表示してもよい。

20

【 0 0 6 1 】

本実施形態によれば、速度とは別に信号値から算出した指標を用いて、その後の折り返しなし速度が不成功となる S N 比低下領域を判定する。そして判定結果を参照して、p r f を変更して折り返しなし速度の計算を繰り返す。これにより S N 比低下領域を発生することなく、広い速度レンジにおいて精度よく折り返しなし速度を算出することができる。

また本実施形態によれば、超音波スキャン時のエコー信号それぞれから独立の速度を算出することができ、情報が劣化することなく保たれるので、高い空間分解能が維持される。

【 0 0 6 2 】

さらに本実施形態によれば、S N 比低下領域の判定を、パワー及び分散を指標として行うことにより高い精度の判定結果が得られる。判定結果の精度が高いことを示すシミュレーション結果を図 9 に示す。図 9 (a) は、理想的なポワズイユ流れを持つ速度分布を異なる P R F を持つ条件 1、条件 2 でドブラ計測したときの速度分布と、この速度分布を用いて折り返しなし速度を算出した結果を示している。図示するように条件 2 の矢印で示すライン上に S N 比低下領域 (信号値が黒い部分) があり、その結果、折り返しなし計算後に正しい速度分布が得られていないことがわかる。

30

【 0 0 6 3 】

この S N 比低下領域があるラインと、それ以外のライン (通常速度領域という) とについて、それぞれ、条件 1、条件 2 における分散とパワーを算出した結果が図 9 (b)、図 9 (c) である。分散についてみると、通常速度領域では、条件 1 と条件 2 とで、いずれも低い値 (0 . 2 以下) であるが、S N 比低下領域では、条件 1 では分散は低いが、条件 2 では分散が高く、0 . 4 を超えている。またパワーについてみると、通常速度領域では、条件 1 と条件 2 とで、ほぼ同様の値を示しているが、S N 比低下領域では、条件 1 と条件 2 とでは大きく異なり、条件 2 では通常のパワーの 1 / 1 0 以下となっていることがわかる。これらの結果は、図 8 に示す表の値とも一致し、この判定手法の精度が高いことがわかる。

40

【 0 0 6 4 】

また本実施形態の超音波撮像装置は、折り返しなし演算モードと通常モードの 2 つの動作モードを切り替える入力手段が提供される。血流の定量的計測においては、広い速度レ

50

ンジで正確な速度を求めるために折り返しなし速度の演算が重要であるが、一方、高速血流を可視化したい場合など、定性的な血流の観測においては、速度の折り返し（反転）があると一目で高速血流であることを確認することができる。本実施形態では、動作モード切替のための手段を提供することにより、診断の目的や対象に応じて必要な情報を提示することができる。

【0065】

< 第二実施形態 >

第一実施形態では、SN比低下領域判定部の判定結果を用いて速度推定と折り返しなし速度計算を繰り返したが、本実施形態では判定結果を用いて速度計算結果の補正を行うことが特徴である。

【0066】

本実施形態の血流速度演算部155の構成例を図10に示す。図10において、図4と同じ機能を持つ要素は、同じ符号で示し重複する説明は省略する。図10に示すように、本実施形態では血流速度演算部155は、SN比低下領域判定部250の判定結果を格納するメモリ260、及び、SN比低下領域について速度を空間的或いは時間的に補完するデータ補完部270を備える。データ補完部270は、折り返し速度計算部240の後段に配置され、SN比低下領域以外の領域の速度データを用いて（空間的補間）或いはSN比低下領域について時間的に前後するフレームのデータから求められた速度データを用いて（時間的補間）、SN比低下領域の速度を算出する。

【0067】

以下、本実施形態の血流速度演算部155における処理の流れを、図11を参照して説明する。図11において、図6と同じ符号で示す処理は同じ内容の処理である。

【0068】

まず折り返し回避モードボタンが操作され（S21）、折り返し回避モードの送受信開始されると、第一実施形態と同様に、血流速度演算部155の複数のドプラ処理部230-1、230-2にPRFデータ毎にデータが振り分けられ、速度推定処理（S23）と、分散やパワーなどの指標演算が行われる（S24）。指標に基づいて、SN比低下領域ではないと判定された領域については（S25）、折り返し数の計算（S26）が行われ、最終速度が算出される（S28）。一方、ステップS25においてSN比低下領域であると判断された領域（位置）をメモリに格納する（S31）。このとき判定結果を表示部50に表示させてもよい（S30）。

【0069】

データ補完部270は、SN比低下領域の位置情報をメモリ260から取得するとともに、その周辺（SN比低下領域の周辺であってSN比低下領域ではない領域）について折り返しなし速度計算部240が算出した速度を読み込み、SN比低下領域の速度を内挿或いは外挿等により補完する（S32）。補完の手法は、特に限定されず、線形補間、スプライン補間等の公知の手法を採用することができる。また補間は一次元（X方向又はY方向のみ）で行ってもよいし、二次元（X方向及びY方向）で行ってもよい。また血流方向と関連性のある方向に沿って補間を行ってもよい。

【0070】

また血流速度が時間的に変動する部位などでは、ある時点でSN比低下領域と判定された領域が別の時点ではSN比低下領域以外の領域となる場合がある。このような部位については、各フレームデータについて第一実施形態と同様に分散、パワー或いはその両者について比較を行い、SN比低下領域以外と判定されたフレームデータから算出される速度を用いて、SN比低下領域の速度を補完する。この場合の補間の手法も上述した空間的補間と同様である。

【0071】

空間的補間と時間的補間とを組み合わせることも可能である。補完によって最終的に得られた計測対象領域の折り返しなし速度を所定の表示態様で表示することは第一実施形態と同様である（S29）。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 2 】

本実施形態によれば、速度推定処理を繰り返すことなく、簡易な手法で計測対象領域全体の折り返しなし速度を得ることができる。またSN比低下領域と判定された領域についてのみ補間処理を行うので、第一実施形態と同様に高い空間分解能を維持することができる。

【 0 0 7 3 】

< 第三実施形態 >

本実施形態は、SN比低下領域判定部の判定結果に基づき、超音波送受条件の種類を異ならせて再計測を行うことが特徴である。本実施形態の実現のために、一例として、SN比低下領域判定部の結果をユーザーに提示する機能、及び、超音波送受条件の種類を異ならせた再計測をユーザーに促す機能が追加される。再計測の際の超音波送受条件の種類はユーザーが前の計測に用いた超音波送受条件を参照して、新たに設定しなおしてもよいし、装置側で推奨超音波送受条件の組み合わせを提示或いは設定してもよい。以下、超音波送受条件がPRFである場合を例に説明する。

10

【 0 0 7 4 】

本実施形態の血流速度演算部155の構成は、第一実施形態或いは第二実施形態と同様であるので、以下、適宜図4或いは図10を援用して、本実施形態の動作の流れを説明する。図12に動作の流れを示す。図12において、図6と同じ符号で示す処理は同じ内容の処理であり、重複する説明は省略する。

20

【 0 0 7 5 】

まず所定の複数種類のPRFを用いた送受シーケンスにおいて得られたエコー信号を用いてドプラ処理を行うとともに(S21~S23)、信号のパワーや分散の演算を行いSN比低下領域判定の指標を得て、判定を行う(S24、S25)。SN比低下領域判定部250の判定手法は第一実施形態と同じである。

【 0 0 7 6 】

判定の結果、計測対象領域内にSN比低下領域がない場合には、受信したエコー信号とその時のPRFの値を用いて第一実施形態と同様に、速度推定と折り返しなし速度演算を行う。一方、計測対象領域内にSN比低下領域がある場合には、その旨をユーザーに知らせる(S33)。知らせる手法は特に限定されないが、例えば、表示部50に「SN比低下領域がある」というエラーメッセージを表示させてもよいし、超音波断層像上にSN比低下領域を識別可能な表示方法、例えば輝度や色を他の部分と異ならせる等、で表示してもよい。図13に判定結果の表示例を示す。ここでは計測対象である血管300について超音波断層像に重畳して血流速度がカラーマッピングの手法で表示されている。斜線で示す領域310は、SN比低下領域と判定された領域である。このようにSN比低下領域310を提示することで、ユーザーに対し、血流速度演算結果のエラーを提示できる。ユーザーはこの情報をもとに、対応を決めることができる。例えば、PRFの組み合わせを変更して再計測を行う。或いはSN比低下領域と判定された領域を含む狭い領域に限定して再計測を行ってもよい。またSN比低下領域が診断上重要ではない場合には、特に何もしないという選択肢もあり得る。

30

【 0 0 7 7 】

このようなエラー表示とともに、再計測の際に使用するPRFの組み合わせ(推奨PRF)を提示してもよいし、ユーザーによるPRFの入力を促すGUIを表示してもよい。推奨PRFは、例えば、速度レンジの拡大幅の変更が所定範囲(%)以内となるようにPRFの組み合わせとする、或いは一方のPRF(例えば所定のSN比低下領域が発生する prf_1)のみを、それ以外のPRF(例えば prf_2)と所定の関係を満たすPRFに変更する、などである。

40

【 0 0 7 8 】

新たなPRFの組み合わせが設定されると、その組み合わせを反映した送受シーケンスに基き送受信を行い、S23~S25を繰り返す。PRFの組み合わせが変わることで、SN比低下領域が発生する確率が下がり、計測対象領域全体についてSN低下なく折り返

50

しなし速度を求められる可能性が高まる。

【0079】

なお図12に示すフローでは、計測対象領域全体について再計測する場合と、SN比低下領域に限定して再計測を行う場合とを区別していないが、前者の場合には、ステップS25ではSN比低下領域の有無のみを判定してもよいし、SN比低下領域の大きさを判定してもよい。その場合、SN比低下領域が所定の大きさ(閾値)以上であるときに送受シーケンスを異ならせて計測対象領域全体の計測を行うようにしてもよい。

【0080】

また以上の説明では、超音波送受条件としてPRFを変更する場合を説明したが、式(3)からわかるように、ナイキスト速度は超音波の基本周波数 f_0 によっても変化する。従ってPRFではなく、超音波送受条件として超音波の基本周波数を変更して再計測することも可能であり、そのような変更例も本実施形態に含まれる。

10

【0081】

本実施形態によれば、SN比低下領域が発生する超音波送受条件、例えばPRFを回避しながら、計測を行うことで、実測値に基づく折り返しなし血流速度を算出することができる。また本実施形態によれば、ユーザーにSN比低下領域の判定結果を提示することにより、ユーザー選択の自由度を高めることができる。例えばユーザーは、提示された結果に基づき、再計測を行うのではなく、第一実施形態のように再計算のみを行うことを選択したり、第二実施形態のようにデータ補完により対処したりすることが可能になる。つまり本実施形態で説明した判定結果の表示は、判定結果に基づく再計測のみならず他の実施形態を組み合わせた超音波撮像装置に適用することも可能である。

20

【0082】

また各実施形態が備える技術的特徴は、技術的に矛盾しない限り、他の実施形態に組み込んだものや、複数の技術的特徴の一部を除いたものも本発明に包含される。例えば上述した実施形態では、折り返しなし速度演算を行う場合に、入力部40を介して「折り返しなし速度回避モード」を選択するボタンの操作がなされるものとしたが、このような入力部40を介した操作を経ない折り返しなし速度演算機能を持つ超音波撮像装置も本発明に包含される。

【0083】

以上、本発明の超音波撮像装置の各実施形態について説明したが、本発明の超音波撮像装置は上述した実施形態やその説明に用いた図面に示される構成に限定されないことは言うまでもない。また本発明に特徴的な血流速度演算部の機能は、ソフトウェアでもハードウェアでも実現することが可能であり、特に比較的単純な数値計算やフィルタ等については、公知の電子回路で実現できる。

30

【符号の説明】

【0084】

10：本体、20：超音波プローブ、30：被検体、40：入力部、50：表示部、110：送受信回路、111：送信ビームフォーマ、113：受信ビームフォーマ、130：送受シーケンス制御部、150：信号処理部、151：データ振り分け部、153：断層画像演算部、154：直交検波部、155：血流速度演算部、157：表示画像生成部、210：ウォールフィルタ、220：PRF振り分け部、230、230-1、230-2：ドプラ処理部、231：速度推定器、232：指標算出部、233：パワー演算器、234：分散演算器、240：折り返しなし速度計算部、250：SN比低下領域判定部、260：データ補完部、310：SN比低下領域

40

【図1】

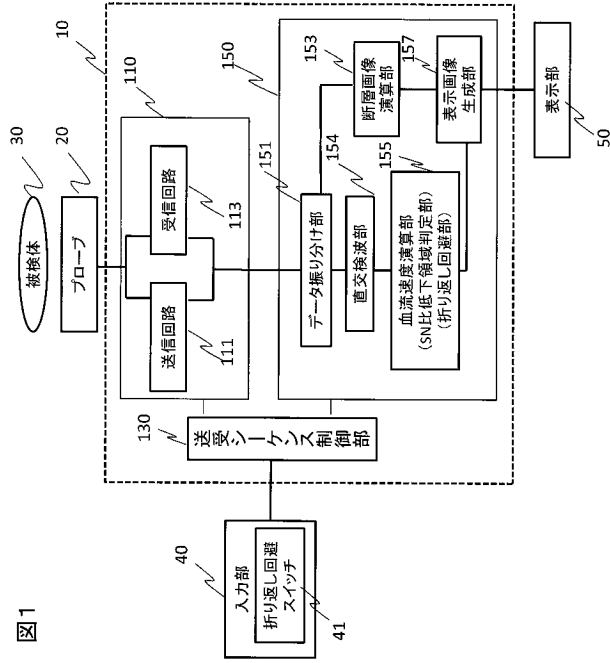
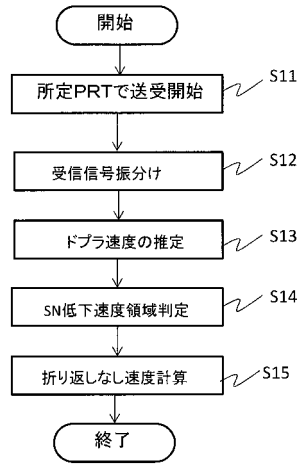


図1

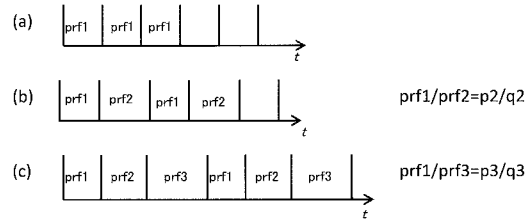
【図2】

図2



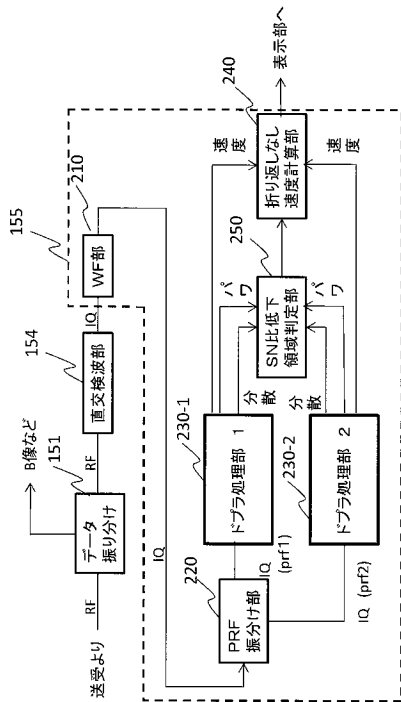
【図3】

図3



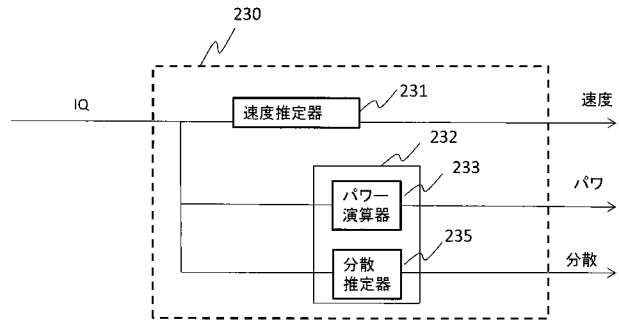
【図4】

図4



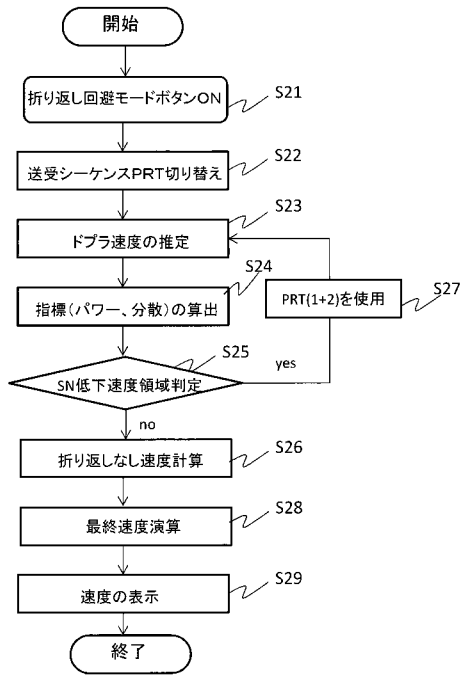
【図5】

図5



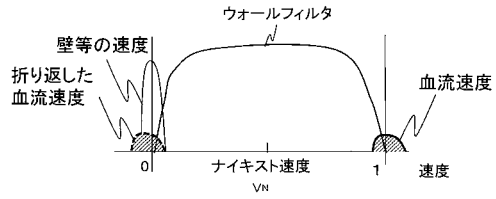
【 図 6 】

図6



【 図 7 】

図7



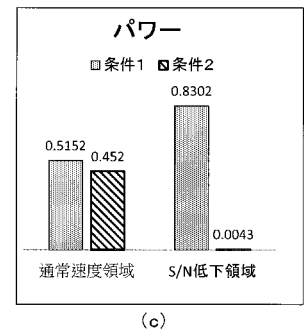
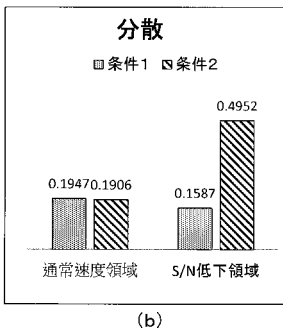
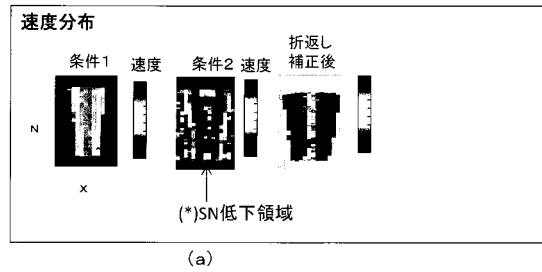
【 図 8 】

図8

| | 通常 (prt1) | 通常 (prt2) | SN低下領域 (prt1) | 左図の時のprt2 |
|----------------|---------------------------------|--|----------------------|---|
| ドブラシフト (折り返し数) | $-\pi \sim \pi (0.1, 2, \dots)$ | $-\pi \sim \pi (0.1, 2, \dots)$ PRT1のシフト量とは異なる。 | $2\pi (1, 2, \dots)$ | $\neq 2\pi (0.1, 2, \dots)$ prt1のシフト量とは異なるため、S/N低下低下速度領域ではありえない。 |
| 分散 | 低 | 低 | 高 | 低 |
| パワー | 高 | 高 | 低 | 高 |

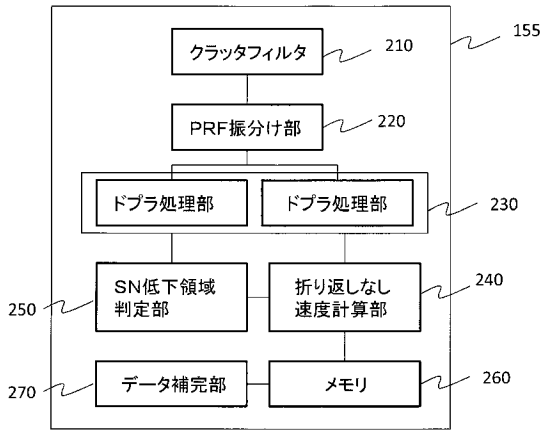
【 図 9 】

図9



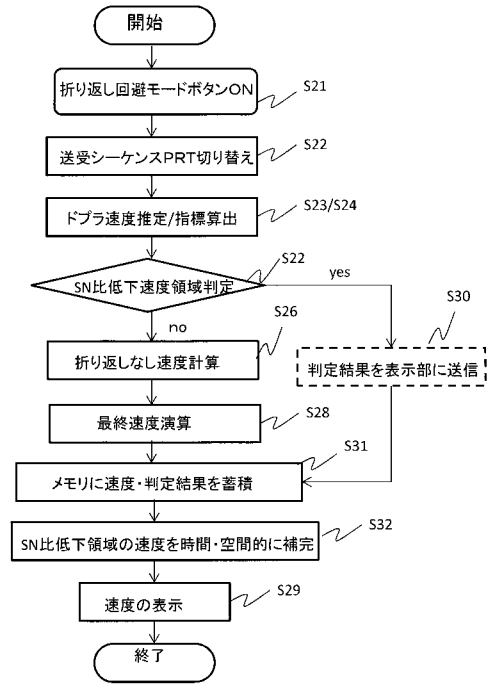
【図10】

図10



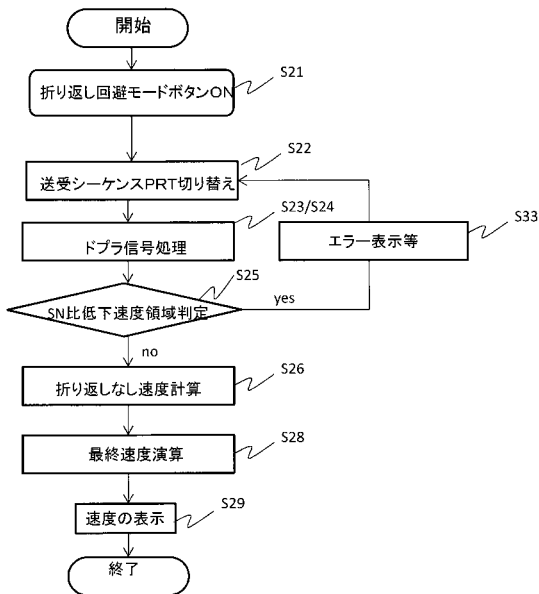
【図11】

図11



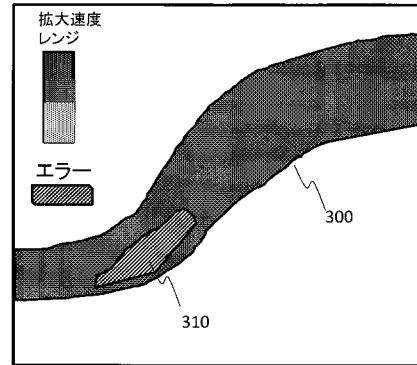
【図12】

図12



【図13】

図13



| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超音波撮像装置及び血流速度算出方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP2018186923A | 公开(公告)日 | 2018-11-29 |
| 申请号 | JP2017090122 | 申请日 | 2017-04-28 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社日立制作所 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 株式会社日立制作所 | | |
| [标]发明人 | 浅見玲衣 田中智彦 | | |
| 发明人 | 浅見 玲衣 田中 智彦 | | |
| IPC分类号 | A61B8/06 | | |
| FI分类号 | A61B8/06 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE06 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/JB30 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB53 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：为了防止由杂波滤波器引起的SN的恶化，并且在用于估计无多普勒多普勒速度的技术中提高多普勒速度计算的准确性。在根据本发明的超声成像设备中，血流速度计算部分使用预定指数从使用多个不同超声波发送/接收条件测量的RF信号计算多普勒速度的SN比降低区域。还有判断的判断单位。例如，确定结果用于改变用于多普勒速度估计的超声波发送/接收条件。或者，将其呈现给用户，以便用户可以执行适当的处理。

图2

