

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4359093号
(P4359093)

(45) 発行日 平成21年11月4日(2009.11.4)

(24) 登録日 平成21年8月14日(2009.8.14)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2003-271966 (P2003-271966)
 (22) 出願日 平成15年7月8日(2003.7.8)
 (65) 公開番号 特開2005-27942 (P2005-27942A)
 (43) 公開日 平成17年2月3日(2005.2.3)
 審査請求日 平成18年6月16日(2006.6.16)

(73) 特許権者 000005821
 パナソニック株式会社
 大阪府門真市大字門真1006番地
 (74) 代理人 110000040
 特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
 (72) 発明者 西村 有史
 大阪府門真市大字門真1006番地 松下
 電器産業株式会社内
 審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血流により被検体組織から反射された超音波ドップラ信号を受信する受信手段と、
 前記受信手段により受信されたドップラ信号をデジタル信号に変換するA / D変換手段と、

前記A / D変換手段によりA / D変換されたドップラ信号を位相検波する位相検波手段と、

前記位相検波手段により位相検波された、位相が90度異なる二つのドップラ血流信号から内臓壁の動きおよび被検体の体動を含むウォール成分を検出するウォール成分検出手段と、

前記位相検波手段により位相検波されたドップラ血流信号から、前記ウォール成分検出手段により検出されたウォール成分を除去するウォール成分除去手段と、

前記ウォール成分除去手段によってウォール成分が除去されたドップラ血流信号を血流の方向によって順方向と逆方向に分離する順逆分離手段と、

前記順逆分離手段によって順方向と逆方向に分離されたドップラ血流信号を音声信号として出力する音声出力手段と、

前記ウォール成分除去手段によってウォール成分が除去されたドップラ血流信号の周波数成分を推定する周波数解析手段と、

前記周波数解析手段によって得られたドップラ血流信号の周波数成分を表示する表示手段とを備え、

10

20

さらに、前記ウォール成分検出手段は、
前記位相検波手段により位相検波され、前記位相が90°異なる2つのドップラ血流信号をそれぞれ絶対値に変換する絶対値変換手段と、
前記絶対値変換手段によって変換された信号から高周波成分を除去するローパスフィルタと、
前記ローパスフィルタによって処理された信号を閾値と比較することで前記受信手段によって受信したドップラ信号がウォール成分であるか否かを判定するウォール成分判定手段と、
前記ウォール成分判定手段に用いる閾値を任意の値に設定する閾値設定手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項2】

前記ウォール成分除去手段は、
前記位相検波手段により位相検波されたドップラ血流信号を前記ローパスフィルタの次数に応じて遅延させる信号遅延手段と、
前記信号遅延手段によって遅延された信号から低周波成分を除去する第1のハイパスフィルタと、
前記信号遅延手段によって遅延された信号から低周波成分を除去する、前記第1のハイパスフィルタとは次数が同じで遮断周波数が異なる第2のハイパスフィルタと、
前記ウォール成分判定手段によって判定された結果に応じて、前記第1のハイパスフィルタの出力信号と前記第2のハイパスフィルタの出力信号のいずれか一方を選択するフィルタ選択手段とから構成される請求項1記載の超音波診断装置。

20

【請求項3】

前記ウォール成分除去手段はさらに、前記フィルタ選択手段によって選択された信号から低周波成分を除去する、前記第1のハイパスフィルタと次数も遮断周波数も同じ第3のハイパスフィルタから構成される請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記ウォール成分除去手段は、
前記位相検波手段により位相検波されたドップラ血流信号を前記ローパスフィルタの次数に応じて遅延させる信号遅延手段と、
前記信号遅延手段によって遅延された信号から低周波成分を除去するハイパスフィルタと、
前記ウォール成分判定手段によりドップラ信号がウォール成分であると判定され、前記ハイパスフィルタにより遅延信号から低周波成分が除去された信号の絶対値が前記閾値よりも大きい場合に、該信号をその正負に対応した閾値に置き換えるピーク制限手段とから構成される請求項1記載の超音波診断装置。

30

【請求項5】

血流により被検体組織から反射された超音波ドップラ信号を受信する受信手段と、
前記受信手段により受信された超音波ドップラ信号をデジタル信号に変換するA/D変換手段と、
前記A/D変換手段によりA/D変換されたドップラ信号を位相検波する位相検波手段と、
前記位相検波手段により位相検波された、位相が90度異なる2つのドップラ血流信号から低周波成分を除去するハイパスフィルタと、
前記ハイパスフィルタの出力信号から内臓壁の動きおよび被検体の体動を含むウォール成分を検出するウォール成分検出手段と、
前記ハイパスフィルタの出力信号から、前記ウォール成分検出手段により検出されたウォール成分を除去するウォール成分除去手段と、
前記ウォール成分除去手段によってウォール成分が除去されたドップラ血流信号を血流の方向によって順方向と逆方向に分離する順逆分離手段と、
前記順逆分離手段によって順方向と逆方向に分離されたドップラ血流信号を音声信号と

40

50

して出力する音声出力手段と、

前記ハイパスフィルタの出力信号からドップラ血流信号の周波数成分を推定する周波数解析手段と、

前記周波数解析手段によって得られたドップラ血流信号の周波数成分を表示する表示手段とを備え、

さらに、前記ウォール成分検出手段は、

前記ハイパスフィルタの前記位相が90度異なる2つの出力信号をそれぞれ絶対値に変換する絶対値変換手段と、

前記絶対値変換手段によって変換された信号から高周波成分を除去するローパスフィルタと、

前記ローパスフィルタによって処理された信号を閾値と比較することで前記受信手段によって受信したドップラ信号がウォール成分であるか否かを判定するウォール成分判定手段と、

前記ウォール成分判定手段に用いる閾値を任意の値に設定する閾値設定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6】

前記ウォール成分除去手段は、

前記ハイパスフィルタの出力信号を前記ローパスフィルタの次数に応じて遅延させる信号遅延手段と、

前記信号遅延手段によって遅延された信号から低周波成分を除去する第1のハイパスフィルタと、

前記信号遅延手段によって遅延された信号から低周波成分を除去する、前記第1のハイパスフィルタとは次数が同じで遮断周波数が異なる第2のハイパスフィルタと、

前記ウォール成分判定手段によって判定された結果に応じて、前記第1のハイパスフィルタの出力信号と前記第2のハイパスフィルタの出力信号のいずれか一方を選択するフィルタ選択手段とから構成される請求項5記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記ウォール成分除去手段はさらに、前記フィルタ選択手段によって選択された信号から低周波成分を除去する、前記第1のハイパスフィルタ1と次数も遮断周波数も同じ第3の

ハイパスフィルタから構成される請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記ウォール成分除去手段は、

前記ハイパスフィルタの出力信号を前記ローパスフィルタの次数に応じて遅延させる信号遅延手段と、

前記信号遅延手段によって遅延された信号から低周波成分を除去するハイパスフィルタと、

前記ウォール成分判定手段によりドップラ信号がウォール成分であると判定され、前記ハイパスフィルタにより遅延信号から低周波成分が除去された信号の絶対値が前記閾値よりも大きい場合に、該信号をその正負に対応した閾値に置き換えるピーク制限手段とから構成される請求項5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、超音波診断装置に関し、特に超音波診断装置に適用されるドップラ血流速度測定装置のウォール成分除去技術に関する。

【背景技術】

【0002】

ドップラ信号データ中のウォール成分を除去する従来例として、最小 - 最大値フィルタを用いて、ドップラ信号データ中からウォール成分や変換器の動きによる突然変位値を除

10

20

30

40

50

去する装置が提案されている（例えば、特許文献１参照）。この装置では、まず、時系列のドップラ信号データ $D[0]$ 、 $D[1]$ 、... に対して、 $D[i-1]$ と $D[i]$ の最小値が $Min[i]$ として算出され、さらに $Min[i]$ と $Min[i+1]$ の最大値が $Max[i]$ として算出される。次に、 $Max[i]$ と $D[i]$ の差を閾値 T と比較し、 $Max[i]$ と $D[i]$ の差が閾値 T よりも小さい場合には、フィルタの出力信号として $D[i]$ が選択され、一方、 $Max[i]$ と $D[i]$ の差が閾値 T よりも大きい場合は、フィルタの出力信号として $Max[i]$ が選択される。

【特許文献１】特開平 11 - 47131 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0003】

上記従来例は、一般的なディジタルフィルタに比べてより少ない計算量でノイズ成分を除去することができるという利点を有するが、その一方で、ある特定の周波数成分のみを検出し、これを除去することができないため、血流信号の成分をも除去してしまう可能性を否定できない。特に、上記従来例では、除去されるのが高周波成分に相当する突然変位値であり、内臓壁の動きのような低周波成分の除去には適していない。

【0004】

本発明は、上記の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、内臓壁の動きや被検体の体動などのウォール成分を含まないドップラ血流信号へ影響を与えることなくウォール成分を検出し、除去することができ、ドップラ信号の音声（スピーカ）出力の音質およびスペクトラム成分表示画像の画質を向上させることができる優れた超音波診断装置を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0005】

前記の目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は、血流により被検体組織から反射された超音波ドップラ信号を受信する受信手段と、受信手段により受信されたドップラ信号をデジタル信号に変換する A/D 変換手段と、A/D 変換手段により A/D 変換されたドップラ信号を位相検波する位相検波手段と、位相検波手段により位相検波された、位相が 90 度異なる二つのドップラ血流信号から内臓壁の動きおよび被検体の体動を含むウォール成分を検出するウォール成分検出手段と、位相検波手段により位相検波されたドップラ血流信号から、ウォール成分検出手段により検出されたウォール成分を除去するウォール成分除去手段と、ウォール成分除去手段によってウォール成分が除去されたドップラ血流信号を血流の方向によって順方向と逆方向に分離する順逆分離手段と、順逆分離手段によって順方向と逆方向に分離されたドップラ血流信号を音声信号として出力する音声出力手段と、ウォール成分除去手段によってウォール成分が除去されたドップラ血流信号の周波数成分を推定する周波数解析手段と、周波数解析手段によって得られたドップラ血流信号の周波数成分を表示する表示手段とを備え、さらに、ウォール成分検出手段は、位相検波手段により位相検波され、位相が 90° 異なる 2 つのドップラ血流信号をそれぞれ絶対値に変換する絶対値変換手段と、絶対値変換手段によって変換された信号から高周波成分を除去するローパスフィルタと、ローパスフィルタによって処理された信号を閾値と比較することで受信手段によって受信したドップラ信号がウォール成分であるか否かを判定するウォール成分判定手段と、ウォール成分判定手段に用いる閾値を任意の値に設定する閾値設定手段とを有するものである。

30

40

【0006】

以上の構成によれば、ドップラ血流信号からウォール成分を検出し、これを除去することが可能な超音波診断装置が得られる。

【0009】

また、本発明に係る超音波診断装置は、さらに、ウォール成分除去手段が、位相検波手段により位相検波されたドップラ血流信号をローパスフィルタの次数に応じて遅延させる信号遅延手段と、信号遅延手段によって遅延された信号から低周波成分を除去する第 1 の

50

ハイパスフィルタと、信号遅延手段によって遅延された信号から低周波成分を除去する、第1のハイパスフィルタとは次数が同じで遮断周波数が異なる第2のハイパスフィルタと、ウォール成分判定手段によって判定された結果に応じて、第1のハイパスフィルタの出力信号と第2のハイパスフィルタの出力信号のいずれか一方を選択するフィルタ選択手段とから構成される。

【0010】

以上の構成によれば、ドップラ血流信号中のウォール成分が検出された時とそうでない時とで遮断周波数が異なるフィルタを適用することが可能な超音波診断装置が得られる。

【0011】

また、本発明に係る超音波診断装置は、さらに、ウォール成分除去手段がさらに、フィルタ選択手段によって選択された信号から低周波成分を除去する、第1のハイパスフィルタと次数も遮断周波数も同じ第3のハイパスフィルタから構成されるものである。

【0012】

以上の構成によれば、ドップラ血流信号中のウォール成分が検出された時とそうでない時とで遮断周波数が異なるフィルタを適用することが可能で、なおかつフィルタの切り換えによって発生するDCオフセット成分を除去することが可能な超音波診断装置が得られる。

【0013】

また、本発明に係る超音波診断装置は、ウォール成分除去手段が、位相検波手段により位相検波されたドップラ血流信号をローパスフィルタの次数に応じて遅延させる信号遅延手段と、信号遅延手段によって遅延された信号から低周波成分を除去するハイパスフィルタと、ウォール成分判定手段によりドップラ信号がウォール成分であると判定され、ハイパスフィルタにより遅延信号から低周波成分が除去された信号の絶対値が閾値よりも大きい場合に、該信号をその正負に対応した閾値に置き換えるピーク制限手段とから構成されるものである。

【0014】

以上の構成によれば、ドップラ血流信号中のウォール成分によるクラッタノイズを低減させることが可能な超音波診断装置が得られる。

【0015】

また、本発明に係る超音波診断装置は、血流により被検体組織から反射された超音波ドップラ信号を受信する受信手段と、受信手段により受信された超音波ドップラ信号をデジタル信号に変換するA/D変換手段と、A/D変換手段によりA/D変換されたドップラ信号を位相検波する位相検波手段と、位相検波手段により位相検波された、位相が90度異なる二つのドップラ血流信号から低周波成分を除去するハイパスフィルタと、ハイパスフィルタの出力信号から内臓壁の動きおよび被検体の体動を含むウォール成分を検出するウォール成分検出手段と、ハイパスフィルタの出力信号から、ウォール成分検出手段により検出されたウォール成分を除去するウォール成分除去手段と、ウォール成分除去手段によってウォール成分が除去されたドップラ血流信号を血流の方向によって順方向と逆方向に分離する順逆分離手段と、順逆分離手段によって順方向と逆方向に分離されたドップラ血流信号を音声信号として出力する音声出力手段と、ハイパスフィルタの出力信号からドップラ血流信号の周波数成分を推定する周波数解析手段と、周波数解析手段によって得られたドップラ血流信号の周波数成分を表示する表示手段とを備え、さらに、ウォール成分検出手段は、ハイパスフィルタの位相が90度異なる2つの出力信号をそれぞれ絶対値に変換する絶対値変換手段と、絶対値変換手段によって変換された信号から高周波成分を除去するローパスフィルタと、ローパスフィルタによって処理された信号を閾値と比較することで受信手段によって受信したドップラ信号がウォール成分であるか否かを判定するウォール成分判定手段と、ウォール成分判定手段に用いる閾値を任意の値に設定する閾値設定手段とを有するものである。

【0016】

以上の構成によれば、ドップラ血流信号からウォール成分を検出し、これを第1の態様

10

20

30

40

50

に比べてさらに除去することが可能な超音波診断装置が得られる。

【 0 0 1 9 】

また、本発明に係る超音波診断装置は、さらに、ウォール成分除去手段は、ハイパスフィルタの出力信号をローパスフィルタの次数に応じて遅延させる信号遅延手段と、信号遅延手段によって遅延された信号から低周波成分を除去する第1のハイパスフィルタと、信号遅延手段によって遅延された信号から低周波成分を除去する、第1のハイパスフィルタとは次数が同じで遮断周波数が異なる第2のハイパスフィルタと、ウォール成分判定手段によって判定された結果に応じて、第1のハイパスフィルタの出力信号と第2のハイパスフィルタの出力信号のいずれか一方を選択するフィルタ選択手段とから構成されるものである。

10

【 0 0 2 0 】

以上の構成によれば、ドップラ血流信号中のウォール成分が検出された時とそうでない時とで遮断周波数が異なるフィルタを適用することが可能な超音波診断装置が得られる。

【 0 0 2 1 】

また、本発明に係る超音波診断装置は、さらに、ウォール成分除去手段はさらに、フィルタ選択手段によって選択された信号から低周波成分を除去する、第1のハイパスフィルタ1と次数も遮断周波数も同じ第3のハイパスフィルタから構成されるものである。

【 0 0 2 2 】

以上の構成によれば、ドップラ血流信号中のウォール成分が検出された時とそうでない時とで遮断周波数が異なるフィルタを適用することが可能で、なおかつフィルタの切り換えによって発生するDCオフセット成分を除去することが可能な超音波診断装置が得られる。

20

【 0 0 2 3 】

また、本発明に係る超音波診断装置は、ウォール成分除去手段は、ハイパスフィルタの出力信号をローパスフィルタの次数に応じて遅延させる信号遅延手段と、信号遅延手段によって遅延された信号から低周波成分を除去するハイパスフィルタと、ウォール成分判定手段によりドップラ信号がウォール成分であると判定され、ハイパスフィルタにより遅延信号から低周波成分が除去された信号の絶対値が閾値よりも大きい場合に、該信号をその正負に対応した閾値に置き換えるピーク制限手段とから構成されるものである。

【 0 0 2 4 】

以上の構成によれば、ドップラ血流信号中のウォール成分によるクラッタノイズを低減させることが可能な超音波診断装置が得られる。

30

【発明の効果】

【 0 0 2 5 】

本発明によれば、ドップラ血流信号中のウォール成分を検出することによって過大なウォール成分を含んだドップラ血流信号に対してのみウォールフィルタの切り換え、もしくはピーク制限処理を行うため、ウォール成分を含まないドップラ血流信号へ影響を与えることなくウォール成分を除去することができ、ドップラ血流信号のスピーカ出力の音質およびスペクトラム成分表示画像の画質を向上させることができる優れた超音波診断装置を提供することが可能になる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 6 】

以下、本発明の好適な実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

【 0 0 2 7 】

(第1の実施の形態)

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一構成例を示すブロック図である。図1において、101は超音波信号を発振および受信する超音波探触子、102は受信手段としての受信器、103はA/D変換手段としてのA/D変換器、104は位相検波手段としての位相検波器、105はウォール成分検出手段としてのウォール成分検出器、106はウォール成分除去手段としてのウォール成分除去器、106は順逆分離手

50

段としての順逆分離器、１０７は順逆分離された信号を音声として出力する音声出力手段としてのスピーカ、１０８は周波数解析手段としての周波数解析器、１０９は周波数成分を表示する表示手段としてのモニタである。

【００２８】

次に、以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。

【００２９】

血流により体内組織からの反射された超音波は、超音波探触子１０１で電気信号に変換され、受信器１０２によって受信され、Ａ／Ｄ変換器１０３でデジタル信号に変換されて位相検波器１０４へ入力される。位相検波器１０４は、直交検波として知られている方法で、入力された信号から血流が流れていることにより発生する位相が９０度異なる２系統のドップラ血流信号を位相検波して抽出する。

10

【００３０】

ウォール成分検出器１０５は、位相検波器１０４により抽出されたドップラ血流信号から内臓壁の動きや被検体の体動などのウォール成分を検出する。ウォール除去器１０６は、位相検波器１０４により抽出されたドップラ血流信号から、ウォール成分検出器１０５により検出されたウォール成分を除去する。ウォール成分が除去されたドップラ血流信号は、順逆分離器１０７でヒルベルト変換として一般的に知られている方法により、血流の方向によって順方向と逆方向に分離され、スピーカ１０８によって音声信号として出力される。

【００３１】

20

また、ウォール成分除去器１０６によってウォール成分が除去されたドップラ血流信号は、周波数解析器１０９で高速フーリエ変換として一般的に知られている方法により周波数成分に変換され、モニタ１１０によって縦軸に周波数、横軸に時間、各周波数成分のパワーを輝度としてリアルタイムに表示される。

【００３２】

図２は、図１のウォール成分検出器１０５およびウォール成分除去器１０６の一構成例を示すブロック図である。

【００３３】

図２において、ウォール成分検出器１０５は、絶対値検出器２０１と、ローパスフィルタ２０２と、ウォール成分判定器２０３と、閾値設定器２０４とから構成される。また、ウォール成分除去器１０６は、信号遅延器２０５と、第１のハイパスフィルタ２０６と、第２のハイパスフィルタ２０７と、フィルタ選択器２０８と、第３のハイパスフィルタ２０９とから構成される。

30

【００３４】

図１に示す位相検波器１０４によって位相検波されたデジタルドップラ信号データは、ウォール成分検出器１０５内の絶対値変換器２０１により絶対値に変換され、ローパスフィルタ２０２によって高周波成分が除去される。図３Ａ、図３Ｂおよび図３Ｃは、それぞれ、デジタルドップラ信号データ、絶対値信号、および絶対値信号から高周波成分が除去された信号を示す波形図である。なお、図３Ａ - 図３Ｃにおいて、横軸はサンプリング点（時間：Ｔ）を、縦軸は電圧を１６ビットで量子化した信号の大きさ（信号レベル）を表している。

40

【００３５】

ローパスフィルタ２０２は、ドップラ信号データから内臓壁の動きや被検体の体動などのウォール成分を抽出するための低域通過フィルタである。通常、内臓壁の動きや被検体の体動などのウォール成分によるドップラ信号の周波数帯域は５０Ｈｚ以下であり、本実施の形態においては、ローパスフィルタ２０２の遮断周波数が５０Ｈｚとなるように、ドップラ信号のサンプリング周波数に応じて係数が設定される。

【００３６】

図２に戻って、ウォール成分判定器２０３は、閾値設定器２０４によって任意に設定された閾値Ｔ_hをローパスフィルタ２０２からの出力ドップラデータと比較し、閾値よりも

50

出力ドップラデータの方が値が大きい場合には、出力ドップラデータがウォール成分であると判定する。

【 0 0 3 7 】

一方、位相検波器 1 0 4 によって位相検波されたデジタルドップラ信号データは、ウォール成分除去器 1 0 6 内の信号遅延器 2 0 5 によってローパスフィルタ 2 0 2 のタップ数の 1 / 2 だけ遅延されて出力される。信号遅延器 2 0 5 で遅延された信号は、第 1 のハイパスフィルタ 2 0 6 と第 2 のハイパスフィルタ 2 0 7 によって低周波成分が除去される。

【 0 0 3 8 】

第 1 のハイパスフィルタ 2 0 6 は、一般的な超音波診断装置に搭載されているウォール成分除去フィルタに相当する高域通過フィルタであり、遮断周波数としては 5 0、1 0 0、2 0 0、4 0 0、6 0 0、8 0 0 H z のいずれかを操作者が選択することができる。操作者によって遮断周波数が選択されると、ドップラ信号のサンプリング周波数に応じて選択された周波数特性を実現するフィルタ係数が設定される。

【 0 0 3 9 】

また、第 2 のハイパスフィルタ 2 0 7 は、第 1 のハイパスフィルタ 2 0 6 と次数が同じで遮断周波数が 8 0 0 H z となるように、ドップラ信号のサンプリング周波数に応じてフィルタ係数が設定された高域通過フィルタである。

【 0 0 4 0 】

フィルタ選択器 2 0 8 は、ウォール成分判定器 2 0 3 からの判定結果に応じて、第 1 のハイパスフィルタ 2 0 6 と第 2 のハイパスフィルタ 2 0 7 のいずれかを選択する。すなわち、フィルタ選択器 2 0 8 は、ウォール成分判定器 2 0 3 によってローパスフィルタ 2 0 2 からの出力ドップラデータがウォール成分であると判定された場合には、第 2 のハイパスフィルタ 2 0 7 の出力信号を選択し、そうでない場合には、第 1 のハイパスフィルタ 2 0 6 の出力信号を選択する。

【 0 0 4 1 】

フィルタ選択器 2 0 8 によって選択されたドップラ信号データは、第 3 のハイパスフィルタ 2 0 9 に入力される。第 3 のハイパスフィルタ 2 0 9 は、第 1 のハイパスフィルタ 2 0 6 と同一の次数および係数を有する高域通過フィルタであり、第 1 のハイパスフィルタ 2 0 6 もしくは第 2 のハイパスフィルタ 2 0 7 によって除去された低周波成分をさらに低減させる以外に、フィルタ選択器 2 0 8 によるフィルタ切り換え時に発生する D C オフセット成分を除去する機能を有する。

【 0 0 4 2 】

なお、本実施の形態では、第 3 のハイパスフィルタ 2 0 9 を設けたが、仕様によっては第 3 のハイパスフィルタ 2 0 9 を省いてもよい。

【 0 0 4 3 】

以上のように、本実施の形態によれば、ドップラ血流信号からウォール成分を検出し、これを除去することが可能な超音波診断装置が得られる。

【 0 0 4 4 】

また、ドップラ血流信号中のウォール成分が検出された時とそうでない時とで遮断周波数が異なるフィルタを適用することが可能で、なおかつ第 3 のハイパスフィルタ 2 0 9 を設けることで、フィルタの切り換えによって発生する D C オフセット成分を除去することが可能な超音波診断装置が得られる。

【 0 0 4 5 】

(第 2 の実施の形態)

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におけるウォール成分検出器 1 0 5 およびウォール成分除去器 1 0 6 の一構成例を示すブロック図である。なお、図 4 において、第 1 の実施の形態の説明で参照した図 2 と同様の構成および機能を有する部分については、同一の符号を付して説明を省略する。本実施の形態は、第 1 の実施の形態とは、ウォール成分除去器 1 0 6 の内部構成が異なる。以下では、主にこの相違点について説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

図 4 において、ウォール成分除去器 1 0 6 は、第 1 の実施の形態と同様の信号遅延器 2 0 5 と、実施の形態 1 における第 1 のハイパスフィルタと同様のハイパスフィルタ 2 0 6 と、ピーク制限器 4 0 1 とから構成される。

【 0 0 4 7 】

図 5 は、ピーク制限器 4 0 1 で行われる処理手順を示すフローチャートである。図 5 中の T_h は閾値設定器 2 0 4 で設定された閾値であり、 $data$ はピーク制限器 4 0 1 への入力データである。

【 0 0 4 8 】

ステップ 5 0 1 では、ウォール成分判定器 2 0 3 によりドップラ信号データがウォール成分であるか否かを判定する。ウォール成分判定器 2 0 3 によりドップラ信号データがウォール成分であると判定された場合にはステップ 5 0 2 に進み、入力データ $data$ の絶対値が閾値 T_h よりも大きい場合にはステップ 5 0 3 に進む。

10

【 0 0 4 9 】

ステップ 5 0 3 では、入力データ $data$ の符号を判定し、入力データ $data$ が負数である場合には、ステップ 5 0 4 で入力データ $data$ が $-T_h$ に置き換えられる。一方、ステップ 5 0 3 における判定の結果、入力データ $data$ が正数である場合には、ステップ 5 0 5 に分岐して入力データ $data$ が T_h に置き換えられる。

【 0 0 5 0 】

以上のように、本実施の形態によれば、第 1 の実施の形態の利点に加えて、ドップラ血流信号中のウォール成分によるクラッタノイズを低減させることが可能な超音波診断装置が得られる。

20

【 0 0 5 1 】

(第 3 の実施の形態)

図 6 は、本発明の第 3 の実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。なお、図 6 において、第 1 の実施の形態の説明で参照した図 1 と同様の構成および機能を有する部分については、同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 5 2 】

ハイパスフィルタ 6 0 1 は、ドップラ血流信号中の低周波成分を除去する高域通過フィルタで、6 0 2 はウォール成分検出器、6 0 3 はウォール成分除去器、6 0 4 はドップラ血流信号中から順方向の成分と逆方向の成分を分離する順逆分離器である。

30

【 0 0 5 3 】

位相検波器 1 0 4 によって検波された位相が 9 0 度異なる 2 系統のドップラ血流信号は、ハイパスフィルタ 6 0 1 によって低周波成分が除去される。ハイパスフィルタ 6 0 1 は、一般的な超音波診断装置に搭載されているウォール除去フィルタに相当する高域通過フィルタであり、遮断周波数として 5 0、1 0 0、2 0 0、4 0 0、6 0 0、8 0 0 Hz のいずれかを操作者が選択することができる。操作者によって遮断周波数が選択されると、ドップラ信号のサンプリング周波数に応じて選択された周波数特性を実現するフィルタ係数が設定される。ウォール成分除去器 6 0 3 は、ハイパスフィルタ 6 0 1 の出力信号からウォール成分を除去する。

40

【 0 0 5 4 】

図 7 および図 8 は、それぞれ、図 6 に示すウォール成分検出器 6 0 2 およびウォール成分除去器 6 0 3 として、ウォール成分検出器 6 0 2 - 1 およびウォール成分除去器 6 0 3 - 1、ウォール成分検出器 6 0 2 - 2 およびウォール成分除去器 6 0 3 - 2 の一構成例を示すブロック図である。なお、図 7 および図 8 において、第 1 の実施の形態の説明で参照した図 2 と同様の構成および機能を有する部分については、同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 5 5 】

図 7 に示すウォール成分除去器 6 0 3 - 1 おいて、信号遅延器 2 0 5 で遅延された 2 系統のドップラ血流信号のうち的一方 (位相 9 0 °) は、第 1 のハイパスフィルタ 7 0 1 と

50

第2のハイパスフィルタ702によって低周波成分が除去される。第1のハイパスフィルタ701は遮断周波数が50Hzの高域通過フィルタであり、第2のハイパスフィルタ702は遮断周波数が800Hzの高域通過フィルタである。

【0056】

フィルタ選択器208は、ウォール成分判定器203からの判定結果に応じて、第1のハイパスフィルタ701と第2のハイパスフィルタ702のいずれかを選択し、フィルタ選択器208によって選択されたドップラ血流信号は第3のハイパスフィルタ703へ入力される。第3のハイパスフィルタ703は、第1のハイパスフィルタ701と同一の次数および係数を有する高域通過フィルタで、第1のハイパスフィルタ701もしくは第2のハイパスフィルタ702によって除去された低周波成分をさらに低減させる以外に、フィルタ選択器208によるフィルタ切り換え時に発生するDCオフセット成分を除去する機能を有する。

10

【0057】

図8に示すウォール成分除去器603-2において、信号遅延器205で遅延された2系統のドップラ血流信号のうちの他方(位相0°)は、第1のヒルベルトフィルタ801と第2のヒルベルトフィルタ802によって低周波成分が除去され、さらに位相が90度移相される。第1のヒルベルトフィルタ801は、遮断周波数が50Hzで次数が第1のハイパスフィルタ701と同一のヒルベルト型高域通過フィルタであり、第2のヒルベルトフィルタ802は、遮断周波数が800Hzで次数が第2のハイパスフィルタ702と同一のヒルベルト型高域通過フィルタである。

20

【0058】

フィルタ選択器208は、ウォール成分判定器203からの判定結果に応じて、第1のヒルベルトフィルタ801と第2のヒルベルトフィルタ802のいずれかを選択し、フィルタ選択器208によって選択されたドップラ血流信号は第4のハイパスフィルタ803へ入力される。第4のハイパスフィルタ803は、第3のハイパスフィルタ703と次数およびフィルタ係数が同一であり、第3のハイパスフィルタ703と同一の周波数特性を有する高域通過フィルタで、第1のヒルベルトフィルタ801もしくは第2のヒルベルトフィルタ802によって除去された低周波成分をさらに低減させる以外に、フィルタ選択器208によるフィルタ切り換え時に発生するDCオフセット成分を除去する機能を有する。

30

【0059】

なお、本実施の形態では、第3のハイパスフィルタ703および第4のハイパスフィルタ803を設けたが、仕様によっては第3のハイパスフィルタ703および第4のハイパスフィルタ803を省いてもよい。

【0060】

図6に戻って、ウォール成分除去器603でウォール成分が除去されたドップラ血流信号は順逆分離器604に入力される。順逆分離器603は、第3のハイパスフィルタ703から出力されたドップラ血流信号と、第4のハイパスフィルタ803から出力されたドップラ血流信号を加算し、ドップラ血流信号の順方向成分としてスピーカ107へ出力する。また、順逆分離器603は、第3のハイパスフィルタ703から出力されたドップラ血流信号と第4のハイパスフィルタ803から出力されたドップラ血流信号を減算し、ドップラ血流信号の逆方向成分としてスピーカ107へ出力する。

40

【0061】

以上のように、本実施の形態によれば、ドップラ血流信号からウォール成分を検出し、これを第1の実施の形態に比べてさらに除去することが可能な超音波診断装置が得られる。

【0062】

また、ドップラ血流信号中のウォール成分が検出された時とそうでない時とで遮断周波数が異なるフィルタを適用することが可能で、なおかつ第3のハイパスフィルタ703および第4のハイパスフィルタ803を設けることで、フィルタの切り換えによって発生す

50

るDCオフセット成分を除去することが可能な超音波診断装置が得られる。

【0063】

(第4の実施の形態)

図9および図10は、それぞれ、本発明の第4の実施の形態に係る超音波診断装置におけるウォール成分検出器602およびウォール成分除去器603として、ウォール成分検出器602-1およびウォール成分除去器603-1、ウォール成分検出器602-2およびウォール成分除去器603-2の一構成例を示すブロック図である。なお、図9および図10において、第2の実施の形態の説明で参照した図4、第3の実施の形態の説明で参照した図7、図8と同様の構成および機能を有する部分については、同一の符号を付して説明を省略する。本実施の形態は、第3の実施の形態とは、ウォール成分除去器603-1、603-2の内部構成が異なる。以下では、主にこの相違点について説明する。

10

【0064】

図9に示すウォール成分除去器603-1において、信号遅延器205で遅延された2系統のドップラ血流信号のうち的一方(位相90°)は、ハイパスフィルタ901によって低周波成分が除去される。ハイパスフィルタ901は、遮断周波数が50Hzの高域通過フィルタである。ハイパスフィルタ901の出力信号はピーク制限器401に入力される。このピーク制限器401の動作については、第2の実施の形態と同様であるので、以降についても説明を省略する。

【0065】

図10に示すウォール成分除去器603-2において、信号遅延器205で遅延された2系統のドップラ血流信号のうちの他方(位相0°)は、ヒルベルトフィルタ1001によって低周波成分が除去され、さらに位相が90度移相される。ヒルベルトフィルタ1001は、遮断周波数が50Hzで次数がハイパスフィルタ901と同一のヒルベルト型高域通過フィルタである。ヒルベルトフィルタ1001の出力信号は、ハイパスフィルタ901の出力信号はピーク制限器401に入力される。

20

【0066】

以降の動作については、第3の実施の形態と同様であるので説明を省略する。

【0067】

以上のように、本実施の形態によれば、第3の実施の形態の利点に加えて、ドップラ血流信号中のウォール成分によるクラッタノイズを低減させることが可能な超音波診断装置が得られる。

30

【図面の簡単な説明】

【0068】

【図1】本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図

【図2】本発明の実施の形態1におけるウォール成分検出器およびウォール成分除去器の一構成例を示すブロック図

【図3A】本発明の実施の形態1におけるデジタルドップラ信号データを示す波形図

【図3B】図3Aのデジタルドップラ信号データを絶対値変換した絶対値信号を示す波形図

【図3C】図3Bの絶対値信号から高周波成分が除去された信号を示す波形図

40

【図4】本発明の実施の形態2に係る超音波診断装置におけるウォール成分検出器およびウォール成分除去器の一構成例を示すブロック図

【図5】本発明の実施の形態2および4におけるピーク制限器の処理手順を示すフローチャート

【図6】本発明の実施の形態3に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図

【図7】本発明の実施の形態3における一方のウォール成分検出器およびウォール成分除去器の一構成例を示すブロック図

【図8】本発明の実施の形態3における他方のウォール成分検出器およびウォール成分除去器の一構成例を示すブロック図

【図9】本発明の実施の形態4に係る超音波診断装置における一方のウォール成分検出器

50

およびウォール成分除去器の一構成例を示すブロック図

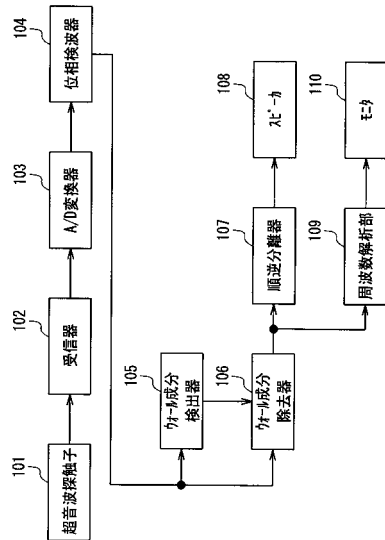
【図 10】本発明の実施の形態 4 に係る超音波診断装置における他方のウォール成分検出器およびウォール成分除去器の一構成例を示すブロック図

【符号の説明】

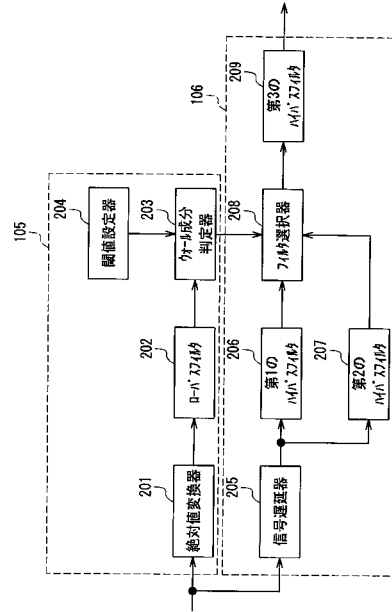
【0069】

101	超音波探触子	
102	送受信器	
103	A / D 変換器	
104	位相検波器	
105、602	ウォール成分検出器	10
106、603	ウォール成分除去器	
107、604	順逆分離器	
108	スピーカ	
109	周波数解析器	
110	モニタ	
201	絶対値変換器	
202	ローパスフィルタ	
203	ウォール成分判定器	
204	閾値設定器	
205	信号遅延器	20
206、701	第 1 のハイパスフィルタ	
207、702	第 2 のハイパスフィルタ	
208	フィルタ選択器	
209、703	第 3 のハイパスフィルタ	
401	ピーク制限器	
601	ハイパスフィルタ	
801	第 1 のヒルベルトフィルタ	
802	第 2 のヒルベルトフィルタ	
803	第 4 のハイパスフィルタ	
901	ハイパスフィルタ	30
1001	ヒルベルトフィルタ	

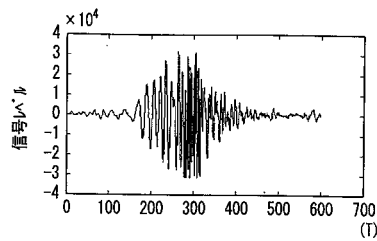
【図 1】



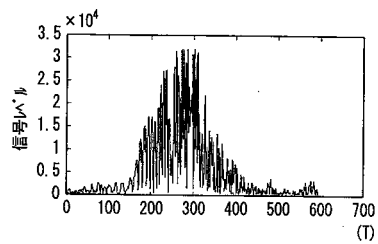
【図 2】



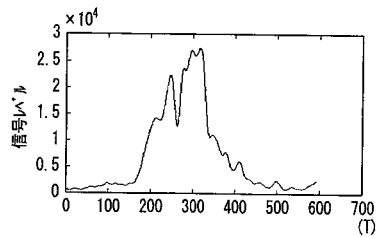
【図 3 A】



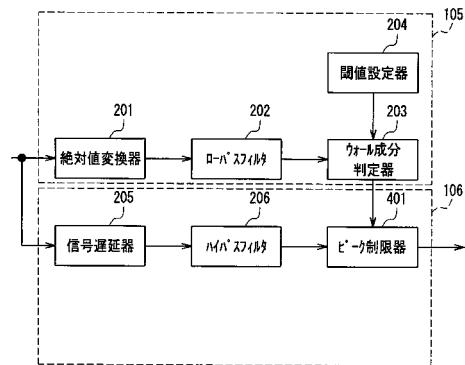
【図 3 B】



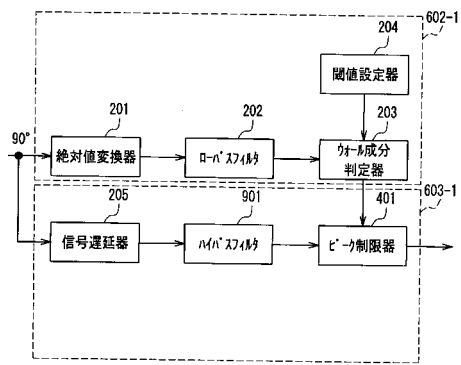
【図 3 C】



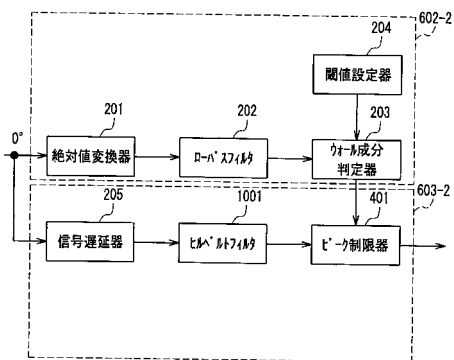
【図 4】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平05-007588(JP,A)
特開平08-010259(JP,A)
特開平07-016227(JP,A)
特開2001-095803(JP,A)
特開平08-010258(JP,A)
特開平11-142425(JP,A)
特開平08-173426(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/06

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4359093B2	公开(公告)日	2009-11-04
申请号	JP2003271966	申请日	2003-07-08
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	西村有史		
发明人	西村 有史		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/EE30 4C601/JB30 4C601/JB33 4C601/JB40 4C601/KK16		
其他公开文献	JP2005027942A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供优秀的超声波诊断设备，其中通过检测和移除诸如移动的墙壁组件来改善多普勒血流信号的扬声器输出的声音质量和频谱分量显示图像的图像质量。内脏壁，一个项目的身体运动。解决方案：超声波探头101将从血流反射的超声波多普勒信号转换为电信号。壁组件检测器105检测由相位检测器104相位检测的多普勒血流信号的壁分量。根据壁组件的存在/不存在来切换高通滤波器，并且移除壁组件去除器106壁组件通过常规和反向分离器107输出到扬声器108，并通过频率分析器109输出到监视器110。Ž

2

