

(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2017-86292
(P2017-86292A)

(43) 公開日 平成29年5月25日(2017.5.25)

(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 9 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2015-218179(P2015-218179)
(22) 出願日 平成27年11月6日(2015.11.6)

(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 110001254
特許業務法人光陽国際特許事務所
(72) 発明者 西村 有史
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 DE03 EE07 JB24 JB31 JB34
JB45 JB49 KK12 KK16 KK17
KK25

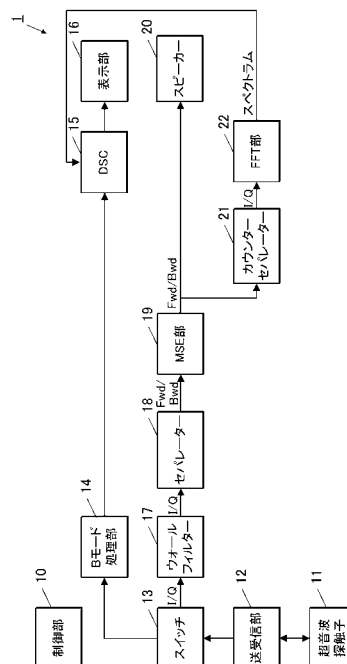
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】欠損信号推定の精度を上げ、欠損信号推定を容易に行い、且つその処理速度を上げることである。

【解決手段】超音波画像診断装置1は、Dモードの複数の送信超音波とBモードの複数の送信超音波とを交互に超音波探触子11に送信させ、反射超音波を受信する超音波探触子11から入力されたDモードの受信信号からDモードの複素ドプラ信号としてのI、Q信号を生成する送受信部12と、生成されたI信号及びQ信号から血流の順流成分及び逆流成分の音声信号を分離するセパレーター18と、分離された順流成分及び逆流成分の音声信号からBモード分の欠損信号を推定して埋めて連続化するMSE部19と、連続化された順流成分及び逆流成分の音声信号から連続化されたI、Q信号を生成するカウンターセパレーター21と、連続化されたI、Q信号を周波数解析し血流速度のスペクトラム信号を生成するFFT部22と、を備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の表示モードの画像を生成する超音波画像診断装置であって、
前記複数の表示モードの一つであるDモードの複数の送信超音波と前記複数の表示モードのDモード以外の表示モードの複数の送信超音波とを交互に超音波探触子に送信させる送信部と、反射超音波を受信して受信信号を生成した前記超音波探触子から入力された前記受信信号からDモードの複素ドブラ信号としての第1の複素信号及び第2の複素信号の2種の複素信号を生成する受信部と、

前記生成された第1の複素信号及び第2の複素信号から血流の第1の方向成分及び第2の方向成分の音声信号を分離する分離部と、

前記分離された第1の方向成分及び第2の方向成分の音声信号から前記Dモード以外の表示モードの欠損信号を推定して埋めて連続化する欠損信号推定部と、

前記連続化された第1の方向成分及び第2の方向成分の音声信号から連続化された第1の複素信号及び連続化された第2の複素信号を生成する逆分離部と、

前記連続化された第1の複素信号及び連続化された第2の複素信号を周波数解析し血流速度のスペクトラム信号を生成する周波数解析部と、を備える超音波画像診断装置。

【請求項 2】

前記連続化された第1の方向成分及び第2の方向成分の音声信号を音声出力する音声出力部と、

前記生成された血流速度のスペクトラム信号を表示する表示部と、を備える請求項1に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

前記欠損信号推定部は、前記分離された第1の方向成分の音声信号及び第2の方向成分の音声信号に対して、異なるアルゴリズムで前記Dモード以外の表示モード分の欠損信号を推定して埋めて連続化する請求項1又は2に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 4】

前記分離部は、

前記受信部により生成された第1の複素信号を濾過する第1のフィルターと、

前記受信部により生成された第2の複素信号を濾過する第2のフィルターと、

前記濾過された第2の複素信号の正負を反転する第1の反転部と、

前記濾過された第1の複素信号と前記濾過された第2の複素信号とを加算して前記第1の方向成分の音声信号を生成する第1の加算部と、

前記濾過された第1の複素信号と前記反転された第2の複素信号とを加算して前記第2の方向成分の音声信号を生成する第2の加算部と、を備え、

前記第1及び第2のフィルターの位相シフト量の差が90度である請求項1から3のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記受信部により生成された第1の複素信号及び第2の複素信号からウォール成分を除去して前記分離部へ出力するウォール成分除去部を備え、

前記第1のフィルターは、前記ウォール成分が除去された第1の複素信号を遅延する第1のディレイフィルターであり、

前記第2のフィルターは、前記ウォール成分が除去された第2の複素信号の位相をシフトする第1の位相シフトフィルターである請求項4に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

前記第1のフィルターは、前記受信部により生成された第1の複素信号の位相をシフトしウォール成分を含む低周波成分を低減し高周波成分を通過する第2の位相シフトフィルターであり、

前記第2のフィルターは、前記受信部により生成された第2の複素信号の位相をシフトしウォール成分を含む低周波成分を低減し高周波成分を通過する第3の位相シフトフィルターである請求項4に記載の超音波画像診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 7】

前記逆分離部は、前記欠損信号推定部により生成された連続化された第 1 の方向成分の音声信号の位相をシフトする第 4 の位相シフトフィルタート、

前記欠損信号推定部により生成された連続化された第 2 の方向成分の音声信号を遅延する第 2 のディレイフィルタート、

前記遅延された第 2 の方向成分の音声信号の正負を反転する第 2 の反転部と、

前記位相シフトされた第 1 の方向成分の音声信号と前記反転された第 2 の方向成分の音声信号とを加算して連続化された第 1 の複素信号を生成する第 3 の加算部と、

前記位相シフトされた第 1 の方向成分の音声信号と前記遅延された第 2 の方向成分の音声信号とを加算して連続化された第 2 の複素信号を生成する第 4 の加算部と、を備え、

前記第 4 の位相シフトフィルタート及び前記第 2 のディレイフィルタートの位相シフト量の差が 90 度である請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

10

【請求項 8】

前記第 1 の複素信号は、D モードの複素ドプラ信号の I 信号であり、

前記第 2 の複素信号は、D モードの複素ドプラ信号の Q 信号であり、

前記第 1 の方向成分は、血流の順流成分であり、

前記第 2 の方向成分は、血流の逆流成分である請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 9】

前記第 1 の複素信号は、D モードの複素ドプラ信号の Q 信号であり、

前記第 2 の複素信号は、D モードの複素ドプラ信号の I 信号であり、

前記第 1 の方向成分は、血流の逆流成分であり、

前記第 2 の方向成分は、血流の順流成分である請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波探触子を体表から当てるといった簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子が超音波画像として得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。超音波診断を行うために用いられ、超音波画像を表示する超音波画像診断装置が知られている。

30

【0003】

また、超音波画像診断装置は、被検体の 2 次元の輝度値による超音波断層画像を表示する B モード (B : Brightness) と、被検体の血流の音声信号を音声出力し血流速度を表示する D モード (D : Doppler、パルスドプラモード) と、被検体の血流などの動きを検出してその動き部分の移動速度に応じて画像に色を付けるカラーフローモードと、被検体の血流などのパワーを検出してそのパワーの大きさに応じて画像に色を付けるパワードプラモードと、組織の弾性に応じて画像に色を付けるエラストモード、などの超音波画像診断装置として表示可能な各種表示モードを複数表示可能である。

40

この中で、D モード用の超音波送信と D モード以外の超音波送信とを 1 つずつ交互に行い、D モードおよび D モード以外の超音波送信の画像を同時に表示する超音波画像診断装置が知られている。

以下、D モード以外の表示モードでは、一例として B モードを取り上げて説明するが、D モードと同時に表示されるモードは、B モードに限定されるものではない。

【0004】

しかし、この超音波画像診断装置では、B モードの超音波送信が D モードの超音波送信の間に送信されるので、D モードの超音波送信の時間間隔が長くなるため、早い血流速度

50

に対応できない。この課題を解決するため、図 5 に示す超音波の送信方法が知られている。図 5 は、セグメントスキャンにおける時間に対する超音波の送信を示す図である。

【 0 0 0 5 】

図 5 に示すように、セグメントスキャンでは、D モード用の複数分の超音波送信と、B モード用の複数ライン分の超音波送信と、が順に交互に行われる。横方向の矢印が超音波送信を示す。このため、D モードの超音波受信に応じた受信信号は、B モード時の期間 T B 分の超音波送信により不連続となる。

【 0 0 0 6 】

この不連続の期間 T B により、D モードの血流の音声信号がとぎれとぎれになる。このため、セグメントスキャンとして、D モード時の超音波の受信により得られた複素ドブラ信号 (I Q 信号) について、不連続部分の欠損信号を推定して埋め、音声信号及び画像信号への変換を行うドブラ信号ギャップ処理システムが知られている (例えば、特許文献 1 参照) 。

不連続部分の欠損信号を推定して埋める処理は、補間、内挿、などの表現が用いられることがあるが、ここでは埋めると記載する。

【 0 0 0 7 】

ここで、図 6 を参照して、上記ドブラ信号ギャップ処理システムとしての従来の超音波画像診断装置 3 を説明する。図 6 は、従来の超音波画像診断装置 3 の機能構成を示すブロック図である。

【 0 0 0 8 】

図 6 に示すように、超音波画像診断装置 3 において、制御部 1 0 による各部の制御により、送受信部 1 2 が B モードの複数ラインの送信信号及び D モードの複数の送信信号を交互に生成して超音波探触子 1 1 へ出力する。超音波探触子 1 1 は、送信信号に応じて送信超音波を被検体に送信し、その反射超音波を受信してその受信信号を送受信部 1 2 へ出力する。送受信部 1 2 は、B モード、D モードの受信信号について、それぞれ、デジタルの音線データ、複素ドブラ信号 (I 信号 / Q 信号) を生成する。スイッチ 1 3 は、送受信部 1 2 で生成された B モードのデジタルの音線データを B モード処理部 1 4 へ出力し、同じく D モードのデジタルの I 信号 / Q 信号をウォールフィルター 1 7 へ出力する。B モード処理部 1 4 は、入力された B モードのデジタルの音線データから B モード画像データを生成する。D S C 1 5 は、生成された B モード画像データを表示用の画像信号に変換する。表示部 1 6 は、変換された画像信号に応じて、B モード画像を表示する。

【 0 0 0 9 】

ウォールフィルター 1 7 は、入力された D モードのデジタルの I 信号 / Q 信号から、被検体の内臓壁の動き及び体動に基づく血流と比較して速度の遅いウォール成分を除去する。M S E (Missing Signal Estimation : 欠損信号推定) 部 1 9 B は、ウォール成分が除去されたデジタルの I 信号 / Q 信号から B モードの不連続部分の欠損信号を推定して埋めて連続化する。セパレーター 1 8 B は、連続化された I 信号 / Q 信号から、血流の順流成分と逆流成分とのデジタルの音声信号 (順流成分 : F w d 、逆流成分 : B w d) に分離する。スピーカー 2 0 は、順流成分の音声信号 F w d を L 側から音声出力し、逆流成分の音声信号 B w d を R 側から音声出力する。

【 0 0 1 0 】

F F T (Fast Fourier Transform : 高速フーリエ変換) 部 2 2 は、連続化された I 信号 / Q 信号を高速フーリエ変換して F F T 波形用の血流速度のスペクトラムデータを生成し、D S C 1 5 へ出力する。D S C 1 5 は、スペクトラムデータを表示用の F F T 波形の画像信号に変換し、B モード画像とともに、F F T 波形の画像を表示部 1 6 に表示する。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 1 】

【 特許文献 1 】 米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 1 0 6 0 2 1 号明細書

【 発明の概要 】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかし、上記従来の超音波画像診断装置3では、I信号及びQ信号の両方に順流成分及び逆流成分の音声信号の成分が含まれるため、順流成分及び逆流成分の音声信号のどちらか一方が非定常成分である場合に、MSE部19BのI信号及びQ信号の欠損信号推定により、非定常でないもう一方の音声信号の成分も影響を受け、連続化した複素ドブラ信号（I信号/Q信号）の精度が低下していた。また、MSE部19Bは、複素ドブラ信号に対する処理を行うため、欠損信号推定の方式が制限され、且つ処理速度が遅かった。

【0013】

本発明の課題は、欠損信号推定の精度を上げ、欠損信号推定を容易に行い、且つその処理速度を上げることである。

10

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記課題を解決するため、請求項1に記載の発明は、
 複数の表示モードの画像を生成する超音波画像診断装置であって、
 前記複数の表示モードの一つであるDモードの複数の送信超音波と前記複数の表示モードのDモード以外の表示モードの複数の送信超音波とを交互に送信する送信部と、反射超音波を受信して受信信号を生成する超音波探触子から入力された前記受信信号からDモードの複素ドブラ信号としての第1の複素信号及び第2の複素信号の2種の複素信号を生成する受信部と、
 前記生成された第1の複素信号及び第2の複素信号から血流の第1の方向成分及び第2の方向成分の音声信号を分離する分離部と、
 前記分離された第1の方向成分及び第2の方向成分の音声信号から前記Dモード以外の表示モードの欠損信号を推定して埋めて連続化する欠損信号推定部と、
 前記連続化された第1の方向成分及び第2の方向成分の音声信号から連続化された第1の複素信号及び連続化された第2の複素信号を生成する逆分離部と、
 前記連続化された第1の複素信号及び連続化された第2の複素信号を周波数解析し血流速度のスペクトラム信号を生成する周波数解析部と、を備える。

20

【0015】

請求項2は、請求項1に記載の超音波画像診断装置において、
 前記連続化された第1の方向成分及び第2の方向成分の音声信号を音声出力する音声出力部と、
 前記生成された血流速度のスペクトラム信号を表示する表示部と、を備える。

30

【0016】

請求項3は、請求項1又は2に記載の超音波画像診断装置において、
 前記欠損信号推定部は、前記分離された第1の方向成分の音声信号及び第2の方向成分の音声信号に対して、異なるアルゴリズムで前記Dモード以外の表示モード分の欠損信号を推定して埋めて連続化する。

【0017】

請求項4は、請求項1から3のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、
 前記分離部は、
 前記受信部により生成された第1の複素信号を濾過する第1のフィルタートと、
 前記受信部により生成された第2の複素信号を濾過する第2のフィルタートと、
 前記濾過された第2の複素信号の正負を反転する第1の反転部と、
 前記濾過された第1の複素信号と前記濾過された第2の複素信号とを加算して前記第1の方向成分の音声信号を生成する第1の加算部と、
 前記濾過された第1の複素信号と前記反転された第2の複素信号とを加算して前記第2の方向成分の音声信号を生成する第2の加算部と、を備え、
 前記第1及び第2のフィルタートの位相シフト量の差が90度である。

40

【0018】

50

請求項 5 は、請求項 4 に記載の超音波画像診断装置において、
前記受信部により生成された第 1 の複素信号及び第 2 の複素信号からウォール成分を除去して前記分離部に出力するウォール成分除去部を備え、

前記第 1 のフィルターは、前記ウォール成分が除去された第 1 の複素信号を遅延する第 1 のディレイフィルターであり、

前記第 2 のフィルターは、前記ウォール成分が除去された第 2 の複素信号の位相をシフトする第 1 の位相シフトフィルターである。

【0019】

請求項 6 は、請求項 4 に記載の超音波画像診断装置において、

前記第 1 のフィルターは、前記受信部により生成された第 1 の複素信号の位相をシフトしウォール成分を含む低周波成分を低減し高周波成分を通過する第 2 の位相シフトフィルターであり、

前記第 2 のフィルターは、前記受信部により生成された第 2 の複素信号の位相をシフトしウォール成分を含む低周波成分を低減し高周波成分を通過する第 3 の位相シフトフィルターである。

【0020】

請求項 7 に記載の発明は、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記逆分離部は、前記欠損信号推定部により生成された連続化された第 1 の方向成分の音声信号の位相をシフトする第 4 の位相シフトフィルターと、

前記欠損信号推定部により生成された連続化された第 2 の方向成分の音声信号を遅延する第 2 のディレイフィルターと、

前記遅延された第 2 の方向成分の音声信号の正負を反転する第 2 の反転部と、

前記位相シフトされた第 1 の方向成分の音声信号と前記反転された第 2 の方向成分の音声信号とを加算して連続化された第 1 の複素信号を生成する第 3 の加算部と、

前記位相シフトされた第 1 の方向成分の音声信号と前記遅延された第 2 の方向成分の音声信号とを加算して連続化された第 2 の複素信号を生成する第 4 の加算部と、を備え、

前記第 4 の位相シフトフィルター及び前記第 2 のディレイフィルターの位相シフト量の差が 90 度である。

【0021】

請求項 8 に記載の発明は、請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記第 1 の複素信号は、Dモードの複素ドブラ信号の I 信号であり、

前記第 2 の複素信号は、Dモードの複素ドブラ信号の Q 信号であり、

前記第 1 の方向成分は、血流の順流成分であり、

前記第 2 の方向成分は、血流の逆流成分である。

【0022】

請求項 9 に記載の発明は、請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記第 1 の複素信号は、Dモードの複素ドブラ信号の Q 信号であり、

前記第 2 の複素信号は、Dモードの複素ドブラ信号の I 信号であり、

前記第 1 の方向成分は、血流の逆流成分であり、

前記第 2 の方向成分は、血流の順流成分である。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、欠損信号推定の精度を上げることができ、欠損信号推定を容易に行うことができ、且つその処理速度を上げることができる。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図 1】本発明の実施の形態の超音波画像診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【図2】(a)は、第1のセパレーターの構成を示すブロック図である。(b)は、第1のカウンターセパレーターの構成を示すブロック図である。

【図3】変形例の超音波画像診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【図4】(a)は、第2のセパレーターの構成を示すブロック図である。(b)は、第2のカウンターセパレーターの構成を示すブロック図である。

【図5】セグメントスキャンにおける時間に対する超音波の送信を示す図である。

【図6】従来の超音波画像診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

添付図面を参照して本発明に係る実施の形態及び変形例を順に詳細に説明する。なお、本発明は、図示例に限定されるものではない。

10

【0026】

(実施の形態)

図1及び図2を参照して、本発明に係る実施の形態を説明する。図1は、本実施の形態の超音波画像診断装置1の機能構成を示すブロック図である。図2(a)は、セパレーター18の構成を示すブロック図である。図2(b)は、カウンタセパレーター21の構成を示すブロック図である。

【0027】

本実施の形態の超音波画像診断装置1は、Dモード画像と、Bモード画像を同時に表示する場合において、被検体に対してBモード用の送信超音波を送信するとともに、受信した被検体内からの反射超音波に応じた受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波断層画像(Bモード画像)として画像化するとともに、被検体に対してDモード用の送信超音波を送信するとともに、受信した反射超音波に応じた受信信号に基づいて被検体の血流の音声信号を音声出力し血流速度を示すFFT波形を生成しBモード画像と同時に表示する。超音波画像診断装置1は、図5に示すセグメントスキャンにより、Dモード用の複数の超音波と、Bモード用の複数ラインの超音波と、を交互に繰り返し送信する。

20

すでに説明したように、ここでのBモードは一例であり、Dモードと同時に表示する他のモードは、超音波診断装置として表示可能なDモード表示以外のモードであればいずれでもよい。

【0028】

図1に示すように、超音波画像診断装置1は、制御部10と、超音波探触子11と、送受信部12と、スイッチ13と、Bモード処理部14と、DSC15と、表示部16と、ウォール成分除去部としてのウォールフィルター17と、分離部としてのセパレーター18と、欠損信号推定部としてのMSE部19と、音声出力部としてのスピーカー20と、逆分離部としてのカウンタセパレーター21と、周波数解析部としてのFFT部22と、を備える。

30

【0029】

制御部10は、例えば、CPU(Central Processing Unit)、ROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory)を備えて構成され、ROMに記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出してRAMに展開し、展開したプログラムに従って超音波画像診断装置1の各部の動作を集中制御する。ROMは、半導体等の不揮発メモリ等により構成され、超音波画像診断装置1に対応するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能な各種処理プログラムや、各種データ等を記憶する。これらのプログラムは、コンピューターが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、CPUは、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。RAMは、CPUにより実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。また、制御部10には、Bモード画像上でDモードの血流速度を測定する部分を指定するドブローゲート(サンプルボリューム)の入力等を受け付ける操作部(図示略)が接続されている。

40

【0030】

50

超音波探触子 11 は、送受信部 12 から入力された送信信号に応じて、送信超音波を送信するとともに、被検体からの反射超音波を受信し、反射超音波に応じた受信信号を送受信部 12 に出力する。超音波探触子 11 は、圧電素子からなる振動子を備えており、この振動子が、例えば、方位方向に二次元アレイ状に複数配列されている。なお、振動子は、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子の個数は、任意に設定することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子 11 について、リニア走査方式の電子スキャンプローブを採用したが、電子走査方式あるいは機械走査方式の何れを採用してもよく、また、リニア走査方式、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方式を採用することもできる。

【0031】

送受信部 12 は、制御部 10 の制御に従って、操作入力されたドブラゲートに対応する電気信号である複数の D モードの送信信号（駆動信号）と、電気信号である複数の B モードの送信信号とを交互に生成して超音波探触子 11 に供給し、複数の D モード、B モードの送信超音波を交互に発生させる送信部と、制御部 10 の制御に従って、超音波探触子 11 から電気信号としての複数の D モードの受信信号、複数の B モードの受信信号を交互に受信する受信部と、からなる。受信部は、例えば、増幅器、A/D 変換回路、整相加算回路、位相検波器を備える。

【0032】

受信部は、入力された B モードの受信信号に対して、増幅器により、振動子毎に対応した個別経路毎に、予め設定された所定の増幅率で増幅し、A/D 変換回路により、増幅されたアナログの受信信号をデジタルの受信信号に変換し、整相加算回路により、A/D 変換された受信信号に対して、振動子毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算（整相加算）して音線データを生成する。また、受信部は、入力された D モードの受信信号に対して、増幅器により、振動子毎に対応した個別経路毎に、予め設定された所定の増幅率で増幅させ、A/D 変換回路により、増幅されたアナログの受信信号をデジタルの受信信号に変換し、整相加算回路により、A/D 変換された受信信号を整相加算し、位相検出器により、直交検波として知られている方法により、整相加算された受信信号から位相が互いに 90 度異なる血流信号を位相検波して抽出しデジタルの複素ドブラ信号（I 信号 / Q 信号）を生成する。

【0033】

スイッチ 13 は、1 入力 2 出力のスイッチであり、制御部 10 の制御に従って、送受信部 12 から入力された B モードの音線データの出力を B モード処理部 14 側に切り替え、同じく入力された D モードの I 信号 / Q 信号の出力をウォールフィルター 17 側に切り替える。

【0034】

B モード処理部 14 は、制御部 10 の制御に従って、スイッチ 13 から入力された音線データに対して包絡線検波処理や対数増幅等を実施し、ゲインの調整等を行って輝度変換することにより、B モード画像データを生成する。すなわち、B モード画像データは、受信信号の強さを輝度によって表したものである。

【0035】

DSC 15 は、制御部 10 の制御に従って、B モード処理部 14 から入力された B モード画像データを、座標変換し、表示用の画像信号に変換し、FFT 部 22 から入力された FFT 波形用のスペクトラム信号を表示用の画像信号に変換し、B モード画像及び FFT 波形画像を合成する。

【0036】

表示部 16 は、LCD（Liquid Crystal Display）、CRT（Cathode-Ray Tube）ディスプレイ、有機 EL（Electronic Luminescence）ディスプレイ、無機 EL ディスプレイ、プラズマディスプレイ等の表示装置である。表示部 16 は、制御部 10 の制御に従って、DSC 15 から入力された画像信号に従って表示画面上に B モード画像及び FFT 波形の合成画像の表示を行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

ウォールフィルタ－１７は、スイッチ１３から入力されたＤモードのデジタルのＩ信号／Ｑ信号から、被検体の内臓壁の動き及び体動に基づくウォール成分を除去するフィルタ－である。

【 0 0 3 8 】

セパレータ－１８は、ウォールフィルタ－１７から入力されたデジタルのＩ信号／Ｑ信号から、血流が超音波探触子１１に近づく順方向の順流成分と遠ざかる逆方向の逆流成分とのデジタルの音声信号（順流成分：Ｆｗｄ、逆流成分：Ｂｗｄ）に分離する。

ここで図２（ａ）を用いてセパレータ－１８について説明する。セパレータ－１８は、ディレイフィルタ－１８１と、位相シフトフィルタ－１８２と、反転部１８３と、加算部１８４，１８５と、を備える。

【 0 0 3 9 】

ディレイフィルタ－１８１は、ウォールフィルタ－１７から入力されたデジタルのＩ信号を所定時間遅らせて出力するフィルタ－である。位相シフトフィルタ－１８２は、ウォールフィルタ－１７から入力されたデジタルのＱ信号に対して位相を９０度ずらす位相シフトを行うとともに、当該Ｑ信号に対して低周波成分を低減し高周波成分を通過する機能をあわせもつフィルタ－である。つまり、ディレイフィルタ－１８１、位相シフトフィルタ－１８２の位相シフト量の差は、９０度である。

ディレイフィルタ－１８１による遅延の目的は、Ｑ信号を位相シフトフィルタ－１８２で位相シフトすることによって生じるＩ信号に対する時間遅延の補償である。したがって、ディレイフィルタ－１８１では位相シフトフィルタ－１８２による遅延時間と同等分の遅延時間でＩ信号を遅延させる。

【 0 0 4 0 】

反転部１８３は、位相シフトフィルタ－１８２から入力されたデジタルのＱ信号の正負を反転する。加算部１８４は、ディレイフィルタ－１８１から入力されたＩ信号と位相シフトフィルタ－１８２から入力されたＱ信号とを加算してデジタルの順流成分の音声信号Ｆｗｄを生成しＭＳＥ部１９に出力する。加算部１８５は、ディレイフィルタ－１８１から入力されたＩ信号と反転部１８３から入力された反転後のＱ信号とを加算してデジタルの逆流成分の音声信号Ｂｗｄを生成しＭＳＥ部１９に出力する。

ディレイフィルタ－１８１にはＩ信号、位相シフトフィルタ－１８２にはＱ信号が入力される構成を説明したが、Ｉ信号とＱ信号は相対的な信号であり、入れ替えてディレイフィルタ－１８１にはＱ信号、位相シフトフィルタ－１８２にはＩ信号を入力することも可能である。

【 0 0 4 1 】

図１に戻り、ＭＳＥ部１９は、制御部１０の制御に従って、セパレータ－１８から入力されたデジタルの音声信号Ｆｗｄ／ＢｗｄからＢモードの不連続部分の欠損信号を推定して埋めて連続化する。デジタルの音声信号Ｆｗｄ／Ｂｗｄは、実数であり、且つお互いに独立した信号である。このため、ＭＳＥ部１９は、お互いに独立した実数の信号に適用可能な欠損信号推定方法として、ＡＲ（AutoRegressive:自己回帰）モデルによる予測、ＭＡ（Moving Average:移動平均）モデルによる予測、ＡＲＭＡ（AutoRegressive and Moving Average:自己回帰移動平均モデル）による予測等を用いてＢモードの不連続部分の欠損信号を推定して埋めて連続化する。

【 0 0 4 2 】

ＡＲモデルは、時系列信号における過去の観測値と正規雑音とを用いて現在の値を表現するモデルである。次数ｍのＡＲモデルは、下記の式（１）の通り定式化される。

【 数 １ 】

$$y_n = \sum_{i=1}^m a_i y_{n-i} + \varepsilon_n \quad \cdots (1)$$

10

20

30

40

50

但し、 ε_n : ホワイトノイズを満たす攪乱項 (誤差項)、 $\varepsilon_n \sim \text{Norm}(0, \sigma^2)$ 、 σ^2 : 分散であり、 y_n : n 番目の予測値 (推定値) である。

つまり、ARモデルでは、予測値 y_n は、 m 個過去の値の加重値に誤差が加わった値である。式 (1) における係数 a_n は Yule-Walker 方程式として知られる以下の関係式 (2) , (3) から導出することができる。

【数 2】

$$C_0 = \sum_{i=1}^m a_i C_i + \sigma^2 \quad \cdots (2)$$

$$C_k = \sum_{i=1}^m a_i C_{k-i} \quad \cdots (3)$$

10

【0043】

MAモデルは、予測値が今期から過去に遡った攪乱項 (観測不可能なホワイトノイズ) の加重和となるモデルである。ARMAモデルは、ARモデルとMAモデルとを合わせたモデルである。

【0044】

MSE部19は、欠損信号推定方法 (アルゴリズム) として、他にも、入力された順流成分及び逆流成分の音声信号 Fwd , Bwd を時間的に反転することで欠損信号を推定して埋める方法や、入力された順流成分及び逆流成分の音声信号 Fwd , Bwd の信号レベルが小さい場合に、音声信号 Fwd , Bwd の欠損信号の値を0に置き換えて埋める方法がある。また、MSE部19は、入力された順流成分及び逆流成分の音声信号 Fwd , Bwd に対してそれぞれ異なるアルゴリズムでBモード分の欠損信号を推定して埋めて連続化する構成としてもよい。例えば、入力された順流成分及び逆流成分の音声信号 Fwd , Bwd のいずれか一方の信号レベルが小さい場合に、信号レベルが小さい音声信号の欠損信号を0に置き換えて埋め、信号レベルが大きい音声信号に対して、ARモデルによる予測等の精度が高い欠損信号推定方法で欠損信号を埋めることとしてもよい。

20

【0045】

スピーカー20は、L (左), R (右) のステレオのスピーカーであり、MSE部19から入力されたデジタルの順流成分の音声信号 Fwd をL側から音声出力し、同じく入力されたデジタルの逆流成分の音声信号 Bwd をR側から音声出力する。

30

【0046】

カウンターセパレーター21は、MSE部19から入力されたデジタルの順流成分及び逆流成分の音声信号を、デジタルの複素ドブラ信号 (I信号/Q信号) に変換する。

ここで図2 (b) を用いて、カウンターセパレーター21について説明する。

図2 (b) に示すように、カウンターセパレーター21は、位相シフトフィルター211と、ディレイフィルター212と、反転部213と、加算部214, 215と、を備える。

【0047】

位相シフトフィルター211は、MSE部19から入力されたデジタルの順流成分の音声信号 Fwd に対して、位相を90度ずらす位相シフトを行い出力するとともに、音声信号 Fwd の低周波成分を低減するフィルターである。ディレイフィルター212は、MSE部19から入力されたデジタルの逆流成分の音声信号 Bwd を所定時間遅らせて出力するフィルターである。つまり、位相シフトフィルター211、ディレイフィルター212の位相シフト量の差は、90度である。

40

ディレイフィルター212による遅延の目的は、音声信号 Fwd を位相シフトフィルター211で位相シフトすることによって生じる音声信号 Bwd に対する遅延時間の補償である。したがって、ディレイフィルター212では位相シフトフィルター211による遅延時間と同等分の遅延時間で音声信号 Bwd を遅延させる。

50

【0048】

反転部213は、ディレイフィルター212から入力されたデジタルの逆流成分の音声信号Bwdの正負を反転する。加算部214は、位相シフトフィルター211から入力されたデジタルの順流成分の音声信号Fwdと反転部213から入力されたデジタルの反転後の逆流成分の音声信号Bwdとを加算してデジタルのI信号を生成しFFT部22に出力する。加算部215は、位相シフトフィルター211から入力されたデジタルの順流成分の音声信号Fwdとディレイフィルター212から入力されたデジタルの逆流成分の音声信号Bwdとを加算してデジタルのQ信号を生成しFFT部22に出力する。

なお、ディレイフィルター181にはQ信号、位相シフトフィルター182にはI信号を入力すれば、順流成分の音声信号Fwdと、逆流成分の音声信号Bwdとがそれぞれ入れ替わって出力される。

10

【0049】

図1に戻り、FFT部22は、制御部10の制御に従い、カウンターセパレーター21から入力されたI信号/Q信号を周波数解析として高速フーリエ変換してFFT波形用の血流速度のスペクトラムデータを生成し、DSC15に出力する。

【0050】

超音波画像診断装置1が備える各部について、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能は、集積回路などのハードウェア回路として実現することができる。集積回路とは、例えばLSI(Large Scale Integration)であり、LSIは集積度の違いにより、IC、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。また、集積回路化の手法はLSIに限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよいし、FPGA(Field Programmable Gate Array)やLSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサを利用してよい。また、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能をソフトウェアにより実行するようにしてもよい。この場合、このソフトウェアは一つ又はそれ以上のROMなどの記憶媒体、光ディスク、又はハードディスクなどに記憶されており、このソフトウェアが演算処理器により実行される。

20

【0051】

以上、本実施の形態によれば、超音波画像診断装置1は、Dモード及びBモードの画像を生成する。超音波画像診断装置1は、Dモードの複数の送信超音波とBモードの複数の送信超音波とを交互に超音波探触子11に送信させ、反射超音波を受信して受信信号を生成した超音波探触子11から入力されたDモードの受信信号からDモードの複素ドブラ信号としてのI信号及びQ信号を生成する送受信部12と、生成されたI信号及びQ信号から血流の順流成分及び逆流成分の音声信号Fwd, Bwdを分離するセパレーター18と、分離された順流成分及び逆流成分の音声信号Fwd, BwdからBモード分の欠損信号を推定して埋めて連続化するMSE部19と、連続化された順流成分及び逆流成分の音声信号Fwd, Bwdから連続化されたI信号及びQ信号を生成するカウンターセパレーター21と、連続化されたI信号及びQ信号を周波数解析し血流速度のスペクトラム信号を生成するFFT部22と、を備える。

30

【0052】

このため、実数であり互いに独立した順流成分及び逆流成分の音声信号Fwd, Bwdから欠損信号を推定して埋めて連続化するので、Bモード分の欠損信号推定の精度を上げることができ、欠損信号推定を容易に行うことができ、且つその処理速度を上げることができる。

40

【0053】

また、超音波画像診断装置1は、連続化された順流成分及び逆流成分の音声信号Fwd, Bwdを音声出力するスピーカ20と、生成された血流速度のスペクトラム信号を表示する表示部16と、を備える。このため、Dモードの受信信号に基づき、順流成分及び逆流成分の音声信号Fwd, Bwdを音声出力できるとともに、血流速度のスペクトラム信号をFFT波形として表示できる。

50

【 0 0 5 4 】

また、MSE部19は、分離された順流成分の音声信号及び逆流成分の音声信号Fwd, Bwdに対して、異なるアルゴリズムでBモード分の欠損信号を推定して埋めて連続化する。このため、順流成分の音声信号及び逆流成分の音声信号に応じて、異なるアルゴリズムでBモード分の欠損信号を推定して埋めて連続化できる。例えば、入力された順流成分及び逆流成分の音声信号Fwd, Bwdのいずれか一方の信号レベルが小さい場合に、信号レベルが小さい音声信号の欠損信号を0に置き換えて埋めて計算量を低減させ、信号レベルが大きい音声信号に対して、ARモデルによる予測等の精度が高い欠損信号推定方法で欠損信号を埋めて欠損信号推定の精度を高めることができる。

【 0 0 5 5 】

また、超音波画像診断装置1は、送受信部12により生成されたI信号及びQ信号からウォール成分を除去してセパレーター18に出力するウォールフィルタ17を備える。セパレーター18は、ウォール成分が除去されたI信号を遅延するディレイフィルタ181と、ウォール成分が除去されたQ信号の位相をシフトし低周波成分を低減し高周波成分を通過する位相シフトフィルタ182と、位相シフトされたQ信号の正負を反転する反転部183と、遅延されたI信号と位相シフトされたQ信号とを加算して順流成分の音声信号Fwdを生成する加算部184と、遅延されたI信号と反転されたQ信号とを加算して逆流成分の音声信号Bwdを生成する加算部185と、を備える。ディレイフィルタ181、位相シフトフィルタ182の位相シフト量の差は、90度である。このため、フィルタリングの機能がないディレイフィルタ181を用いて、セパレーター18の構成を簡単にできる。

【 0 0 5 6 】

また、カウンターセパレーター21は、MSE部19により生成された連続化された順流成分の音声信号Fwdの位相をシフトする位相シフトフィルタ211と、MSE部19により生成された連続化された逆流成分の音声信号Bwdを遅延するディレイフィルタ212と、遅延された逆流成分の音声信号Bwdの正負を反転する反転部213と、位相シフトされた順流成分の音声信号Fwdと反転された逆流成分の音声信号Bwdとを加算して連続化されたI信号を生成する加算部214と、位相シフトされた順流成分の音声信号Fwdと遅延された逆流成分の音声信号Bwdとを加算して連続化されたQ信号を生成する加算部215と、を備える。位相シフトフィルタ211及びディレイフィルタ212の位相シフト量の差は、90度である。このため、連続化された順流成分及び逆流成分の音声信号Fwd, Bwdから連続化されたI信号及びQ信号を容易に生成できる。

【 0 0 5 7 】

(変形例)

図3及び図4を参照して、上記実施の形態の変形例を説明する。図3は、本変形例の超音波画像診断装置1の機能構成を示すブロック図である。図4(a)は、セパレーター18Aの構成を示すブロック図である。図4(b)は、カウンターセパレーター21Aの構成を示すブロック図である。

【 0 0 5 8 】

本変形例において、上記実施の形態と同じ部材には、同じ符号を付し、その説明を省略する。図3に示すように、本変形例の超音波画像診断装置2は、上記実施の形態の超音波画像診断装置1と同様に、超音波探触子11と、送受信部12と、スイッチ13と、Bモード処理部14と、DSC15と、表示部16と、MSE部19と、スピーカー20と、カウンターセパレーター21と、FFT部22と、を備え、さらに、セパレーター18Aを備える。

【 0 0 5 9 】

セパレーター18Aは、スイッチ13から入力されたデジタルのI信号/Q信号をデジタルの順流成分及び逆流成分の音声信号Fwd, Bwdに変換する。図4(a)に示すように、セパレーター18Aは、位相シフトフィルタ181A, 182Aと、反転部183と、加算部184, 185と、を備える。

10

20

30

40

50

【0060】

セパレーター18Aは、スイッチ13から入力されたデジタルのI信号/Q信号のウォール成分を除去するとともに、デジタルの順流成分及び逆流成分の音声信号Fwd, Bwdに変換する。位相シフトフィルタ181Aは、スイッチ13から入力されたデジタルのI信号の位相を-45度ずらす位相シフトを行い出力するフィルタであるとともに、ウォール成分を含む低周波成分を低減し高周波成分を通過するフィルタである。位相シフトフィルタ182Aは、スイッチ13から入力されたデジタルのQ信号のウォール成分を含む低周波成分を低減し高周波成分を通過するとともに、当該Q信号に対して、位相を+45度ずらす位相シフトを行い出力するフィルタである。つまり、位相シフトフィルタ181A, 182Aは、ウォールフィルタとしてのウォール成分除去機能を有する。

10

【0061】

また、位相シフトフィルタ181A、位相シフトフィルタ182Aの位相シフト量の差は、90度である。なお、位相シフトフィルタ181A, 182Aの位相シフト量は、上記の例に限定されるものではない。位相シフトフィルタ181A, 182Aの位相シフト量は、それらの差が90度であるような他の値としてもよい。

【0062】

また、超音波画像診断装置2において、カウンタセパレーター21に代えて、図4(b)に示すカウンタセパレーター21Aを設ける構成としてもよい。図4(b)に示すように、カウンタセパレーター21Aは、位相シフトフィルタ211A, 212Aと、反転部213と、加算部214, 215と、を備える。

20

【0063】

位相シフトフィルタ211Aは、MSE部19から入力されたデジタルの順流成分の音声信号Fwdの位相を-45度ずらす位相シフトを行い出力するとともに、音声信号Fwdの低周波成分を低減し高周波成分を通過するフィルタである。位相シフトフィルタ212Aは、MSE部19から入力されたデジタルの逆流成分の音声信号Bwdの低周波成分を低減し高周波成分を通過するとともに、当該音声信号Bwdに対して、位相を+45度ずらす位相シフトを行い出力するフィルタである。つまり、位相シフトフィルタ211A、位相シフトフィルタ212Aの位相シフト量の差が90度である。なお、位相シフトフィルタ211A, 212Aの位相シフト量は、上記の例に限定されるものではない。位相シフトフィルタ211A, 212Aの位相シフト量は、それらの差が90度であるような他の値としてもよい。

30

【0064】

また、超音波画像診断装置1と同様に、超音波画像診断装置2が備える各部について、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能は、集積回路などのハードウェア回路又はソフトウェアにより実行するようにしてもよい。

【0065】

以上、本変形例によれば、セパレーター18Aは、送受信部12により生成されたI信号の位相をシフトしウォール成分を含む低周波成分を除去し高周波成分を通過する位相シフトフィルタ181Aと、送受信部12により生成されたQ信号の位相をシフトしウォール成分を含む低周波成分を除去し高周波成分を通過する位相シフトフィルタ182Aと、位相シフトされたQ信号の正負を反転する反転部183と、位相シフトされたI信号とQ信号とを加算して順流成分の音声信号Fwdを生成する加算部184と、位相シフトされたI信号と反転されたQ信号とを加算して逆流成分の音声信号を生成する加算部185と、を備え、位相シフトフィルタ181A, 182Aの位相シフト量の差が90度である。このため、ウォールフィルタ17を備えないので、超音波画像診断装置2の構成を簡単にできる。

40

【0066】

なお、上記実施の形態及び変形例における記述は、本発明に係る好適な超音波画像診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。

50

【 0 0 6 7 】

例えば、上記実施の形態の超音波画像診断装置 1 において、カウンターセパレーター 2 1 をカウンターセパレーター 2 1 A に代える構成としてもよい。

【 0 0 6 8 】

また、超音波画像診断装置 1 において、セパレーター 1 8 を、ウォール成分除去機能のないセパレーター 1 8 A に代える構成としてもよい。この構成では、位相シフトフィルター 1 8 1 A , 1 8 2 A は、ウォールフィルターとしてのウォール成分除去機能を有しない。

【 0 0 6 9 】

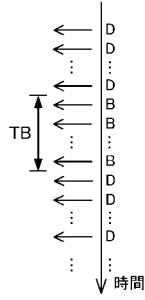
また、以上の実施の形態及び変形例における超音波画像診断装置 1 , 2 を構成する各部の細部構成及び細部動作に関して本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

【 符号の説明 】

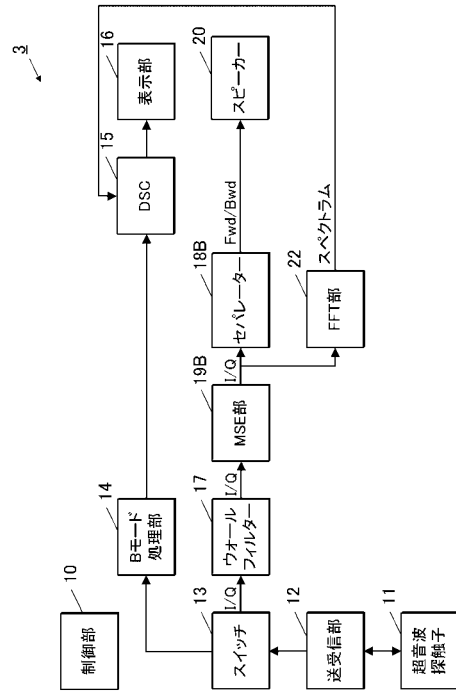
【 0 0 7 0 】

1 , 2 , 3	超音波画像診断装置	
1 0	制御部	
1 1	超音波探触子	
1 2	送受信部	
1 3	スイッチ	
1 4	Bモード処理部	20
1 5	D S C	
1 6	表示部	
1 7	ウォールフィルター	
1 8 , 1 8 A , 1 8 B	セパレーター	
1 8 1	ディレイフィルター	
1 8 2 , 1 8 1 A , 1 8 2 A	位相シフトフィルター	
1 8 3	反転部	
1 8 4 , 1 8 5	加算部	
1 9 , 1 9 B	M S E 部	
2 0	スピーカー	30
2 1 , 2 1 A	カウンターセパレーター	
2 1 1 , 2 1 1 A , 2 1 2 A	位相シフトフィルター	
2 1 2	ディレイフィルター	
2 1 3	反転部	
2 1 4 , 2 1 5	加算部	
2 2	F F T 部	

【 図 5 】



【 図 6 】



专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP2017086292A	公开(公告)日	2017-05-25
申请号	JP2015218179	申请日	2015-11-06
[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	西村有史		
发明人	西村 有史		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/EE07 4C601/JB24 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB49 4C601/KK12 4C601/KK16 4C601/KK17 4C601/KK25		
其他公开文献	JP6536357B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高丢失信号估计的准确性，轻松执行丢失信号估计，并提高其处理速度。超声诊断成像装置1中，是交替的B方式d模式超被发送到多个发送超声波和多个发送超声波的和超声波探头11，其接收的反射的超声波根据从声学探头11输入的D模式的接收信号，I，I作为D模式的复数多普勒信号，分离器18，用于从产生的I信号和Q信号中分离前向分量的语音信号和血流的回流分量的分量，分离器18用于将分离的前向分量和反向分量的语音信号与B分离。MSE部分19，用于估计和填充模式的丢失信号，并连续地，连续的正向分量和反向流动计数器分离器21，用于从组件的音频信号产生连续的I和Q信号，以及FFT部分22，用于分析连续的I和Q信号的频率并产生血流速度的频谱信号。

