

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4723712号
(P4723712)

(45) 発行日 平成23年7月13日 (2011.7.13)

(24) 登録日 平成23年4月15日 (2011.4.15)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 1 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2000-288867 (P2000-288867)
 (22) 出願日 平成12年9月22日 (2000.9.22)
 (65) 公開番号 特開2002-95662 (P2002-95662A)
 (43) 公開日 平成14年4月2日 (2002.4.2)
 審査請求日 平成19年9月14日 (2007.9.14)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (74) 代理人 100084618
 弁理士 村松 貞男
 (74) 代理人 100092196
 弁理士 橋本 良郎
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100070437
 弁理士 河井 将次

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】

被検体に対して同一方向に複数回の超音波の送受波し、前記同一方向に関する複数の超音波データからなるデータ列を収集するデータ収集手段と、

前記受信における受信順序に従う順方向に関するフィルタ処理と、前記順方向とは逆順序に従う逆方向に関するフィルタ処理とを、前記データ列に対して所定の成分を有する行列を作用させることで実行し、前記データ列から血流情報を取り出すマトリクス型フィルタと、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、カラードプラ診断法に対応の超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置は、超音波を用いて生体組織等の断層像、動き、血流情報等を画像としてリアルタイム表示するものである。他の診断装置（例えば、X線診断装置、X線CT装置、MRIおよび核医学診断装置など）に比べて、無侵襲な検査が可能であること、装置が小型で安価、X線などの被曝がなく安全性が高い等の特徴を有している。このため循環器（心臓）、腹部（肝臓、腎臓など）、乳腺、甲状腺、泌尿器、および産婦人科などで広く

使用されている。

【0003】

この超音波診断装置による血流の二次元的表示法として、カラードブラ法がある。このカラードブラ法による撮影動作は、次のようである。まず、被検体内の同じ方向に複数回の超音波ビームの送受波を行う。受波した超音波ビームは、複数の等しい深度でのデータ列（以下、アンサンプルデータと称する）に対して、ウォールフィルタと呼ばれるハイパスフィルタを掛けることで組織からのエコー信号（クラッタ）を除去し、血流のみの信号を抽出し、所定の処理を施すことでドブラ画像を得ることができる。

【0004】

ところで、上述のウォールフィルタにはIIR（アイ・アイ・アール：Infinite Impulse Response）フィルタが使用されることがある。このIIRは、無限長のデータ列に対するフィルタとしては非常に優れている。しかしながら、有限長のデータ列に適応する場合には、データ入力以前は0のデータが入っているという条件を仮定するため、初期段階に入力したデータにリングングが生じるという過渡応答の問題が発生する。

【0005】

この対策として、Step-Initializationと称される方法がある（以下、SI法と称する）。この方法は、時系列の一番目のデータを全てのデータから引くことで、上記条件を設定する方法である。しかしながら、当該SI法によっても過渡応答は残ってしまう。SI法を行った場合の二次のバターズ型HPFでは、最初の4データ分はリングングが多くなり、使用できないからである。

【0006】

すなわち、IIRフィルタの最大の問題点は、フィルタの過渡応答であり、この問題はSI法によって完全に解決されるものではない。これらの問題点、或いは、ウォールフィルタの種類、SI法を行ったIIRフィルタの問題点等については、種々の文献で詳説されている。現段階でのIIRフィルタの過渡応答問題に対する唯一の解決方法は、過渡応答のある最初の数データを血流速度の推定等に使用しないことである。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、フレームレートを早くする為には、アンサンプル数を少なくする必要がある。例えば、上述の様にリングングの多い最初の4つのデータを使用しないとすると、自己相関演算には有効なデータ（リングングが少なく、診断情報として使用可能なデータ）が2個以上必要であるから、最小でも6個のアンサンプルが必要となる。

【0008】

しかしながら、通常アンサンプル数の減少は、有効データの減少を伴う。有効データ数が少ないと、速度推定精度が低下し、分散は極端に精度が下がり、パワーのS/N比は低下する。また、カラードブラ法による撮影では、血流の有無はパワーの下限値や速度の下限値によって判別される。そのため、アンサンプル数が少ないと、判別ミスによるカラーノイズが増えてくる。

【0009】

すなわち、従来の超音波診断装置によれば、フレームレートの向上とカラーノイズの低減を両立させることは困難である。フレームレートの向上を図る為にはアンサンプル数を少なくする必要があるが、一方、有効データを信頼のおける数だけ確保するためには、アンサンプル数をある程度確保する必要があるからである。

【0010】

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、少ないアンサンプル数であっても多くの有効なデータ数を確保することができ、その結果フレームレートの向上とカラーノイズの低減を実現できる超音波診断装置を提供することを目的としている。

【0011】

請求項 1 に記載の発明は、被検体に対して同一方向に複数回の超音波の送受波し、前記同一方向に関する複数の超音波データからなるデータ列を収集するデータ収集手段と、前記受信における受信順序に従う順方向に関するフィルタ処理と、前記順方向とは逆順序に従う逆方向に関するフィルタ処理とを、前記データ列に対して所定の成分を有する行列を作用させることで実行し、前記データ列から血流情報を取り出すマトリクス型フィルタと、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 5 】

このような構成によれば、少ないアンサンブル数であっても多くの有効なデータ数を確保することができ、その結果フレームレートの向上とカラーノイズの低減を実現できる。

【 0 0 1 6 】

本発明に係る実施の形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施の形態に示される全構成要素から幾つかの構成要件が省略されることで発明が抽出された場合、その抽出された発明を実施する場合には省略部分が周知慣用技術で適宜補われるものである。

【 0 0 1 7 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の第 1 実施形態及び第 2 実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【 0 0 1 8 】

まず、本発明に係る超音波診断装置のブロック構成を、図 1 を参照しながら説明する。

【 0 0 1 9 】

図 1 は、本発明に係る超音波診断装置 1 0 のブロック構成図を示している。

【 0 0 2 0 】

超音波診断装置 1 0 は、プローブ 1 0 1、送信回路 1 0 3、受信回路 1 0 5、B モード処理系 1 0 7、カラードプラ処理系 1 0 9、座標変換回路 1 1 1、画像合成回路 1 1 3、表示モニタ 1 1 5 を有している。

【 0 0 2 1 】

プローブ 1 0 1 は、被検体（患者）内に撮影用超音波を照射し、当該被検体からの反射波を受波するための探触子（プローブ）であり、圧電素子等で形成されている。

【 0 0 2 2 】

送信回路 1 0 3 は、図示していないトリガ発生器、遅延回路およびパルス回路を有しており、パルス状の超音波を生成しプローブの振動素子に送ることで収束超音波パルスを生成する。該送信回路 1 0 3 によって生成された超音波は、プローブ 1 0 1 を介して被検体内に照射され、当該被検体の組織で散乱したエコー信号として再びプローブ 1 0 1 で受信される。

【 0 0 2 3 】

受信回路 1 0 5 は、図示していないプリアンプ、A / D 変換器、受信遅延回路、加算器を有している。プローブ 1 1 の素子毎に受信回路 1 4 に出力されるエコー信号は、プリアンプによってチャンネル毎に増幅され、A / D 変換器により A / D 変換される。そして、A / D 変換後のエコー信号は、受信遅延回路により整相加算される。この加算後のエコー信号は、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調されたものとなる。

【 0 0 2 4 】

B モード処理系 1 0 7 は、エコーフィルタ 1 0 7 a、検波回路 1 0 7 b、L O G 圧縮回路 1 0 7 c を有している。

【 0 0 2 5 】

エコーフィルタ 1 0 7 a は、帯域通過フィルタ（バンドパスフィルタ）であり、エコー信号の周波数成分のうち必要な周波数のみ抽出する回路である。

【 0 0 2 6 】

検波回路 1 0 7 b は、エコーフィルタ 1 0 7 a によって抽出された成分の振幅を検波する

10

20

30

40

50

回路である。

【 0 0 2 7 】

LOG圧縮回路 1 0 7 c は、所定の対数圧縮度により入力されたエコー信号を圧縮する。

【 0 0 2 8 】

カラードブラ処理系 1 0 9 は、バッファ回路 1 0 9 a、ウォールフィルタ 1 0 9 b、自己相関回路 1 0 9 c を有している。

【 0 0 2 9 】

バッファ回路 1 0 9 a は、入力したカラードブラによるデータ列を一時的に記憶する装置である。バッファ回路 1 0 9 a に記憶されたデータ列は、所定の順番にてウォールフィルタ回路 1 0 9 b に出力される。

10

【 0 0 3 0 】

ウォールフィルタ回路 1 0 9 b は、本発明の特徴的な部分であり、後述する構成を有している。このウォールフィルタ 1 0 9 b は、ドブラモード等によって撮影された心筋等からの不要な強い反射（クラッタ）を除去するハイパスフィルタである。

【 0 0 3 1 】

自己相関回路 1 0 9 c は、位相の異なる複数のエコー信号に基づいて各信号間の相関を演算し、平均周波数を算出する回路である。この自己相関回路 1 0 9 c によって、カラードブラにおける血流速度等が算出される。

【 0 0 3 2 】

座標変換回路 1 1 1 は、Bモード処理系 1 0 7 或いはカラードブラ処理系 1 0 9 からの出力信号を受け取り、超音波スキャンの走査線信号列から、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する回路である。

20

【 0 0 3 3 】

画像合成回路 1 1 3 は、種々の設定パラメタの文字情報、目盛、または後述するガイダンス画像等を一フレームに合成し、ビデオ信号として表示モニタ 1 1 5 に出力する。

【 0 0 3 4 】

表示モニタ 1 1 5 は、CRT等からなるモニタであり、入力したビデオ信号に基づいて被検体組織形状を表す断層像を表示する。

【 0 0 3 5 】

次に、本発明に係る超音波診断装置が実行する双方向フィルタ処理について説明する。なお、以下の説明では、送信回路から発信する送信パルスの同一方向へのアンサンブルサイズNをN = 6 とした場合について説明する。

30

【 0 0 3 6 】

図 2 (a)、(b)、(c) は、超音波診断装置 1 0 が実行する双方向フィルタ処理の概念を説明するための図である。矢印は、受信データのベクトル量を模式的に示したものである。

【 0 0 3 7 】

図 2 (a) は、例えば 6 個のアンサンブルデータ列に対する従来の I I R 型ウォールフィルタをかける順序である。最初に受信したデータ 1 a から順番にデータ 6 a までフィルタ処理を実行する（以下、受信した順序に従って実行されるフィルタ処理を「順方向フィルタ処理」と称する）。また、S I としては、最初のデータ 1 a から全てのデータから減算する。そして、減算した値に対して H P F をかける。二次のバターズ型 H P F の場合、過渡応答は最初の 4 データに存在する。従って、最初の 4 データは診断情報として使用せず、最後の 2 データのみ後続の自己相関回路に出力される。なお、図 2 (a) においては、データ 1 a ~ 4 a については診断情報として使用しないことを意味する × を、データ 5 a、6 a については診断情報として使用することを意味する ○ を付してある。

40

【 0 0 3 8 】

また、本発明に係る超音波診断装置 1 0 は、図 2 (a) に示した順方向フィルタ処理を行うとともに、次に述べる逆方向フィルタ処理を行う。

【 0 0 3 9 】

50

図 2 (b) は、超音波診断装置 1 0 が実行する逆方向フィルタ処理を説明するための図である。図 2 (a) と同様、矢印は、受信データのベクトル量を模式的に示したものである。

【 0 0 4 0 】

図 2 (b) に示すように、逆方向フィルタ処理では、最後に入力したデータ 6 a からフィルタ処理を実行する。従って、最後のデータ 6 a から逆順にウォールフィルタをかけた場合、データ 2 a 及びデータ 1 a の 2 データのみ有効データとされ、後続の自己相関回路に出力される。

【 0 0 4 1 】

図 2 (c) は、上述した双方向フィルタ処理によって得られたデータに対する処理手順を示した図である。

10

【 0 0 4 2 】

図 2 (c) に示すように、順方向フィルタ処理によって得られたデータ 5 a、6 a にて自己相関演算が実行されるとともに、逆方向フィルタ処理によって得られたデータ 1 a、2 a にて自己相関演算が実行される。これらの自己相関演算は、図 1 に示した自己相関回路 1 0 9 c にて行われるが、その順番に限定はない。

【 0 0 4 3 】

また、順方向フィルタ処理によって得られたデータ 5 a、6 a 及び逆方向フィルタ処理によって得られたデータ 1 a、2 a からの平均を計算することで、パワーが求められる。

【 0 0 4 4 】

20

従って、本発明に係る超音波診断装置 1 0 が実行する双方向フィルタ処理によれば、自己相関データ数及びパワー演算のためのデータ数を 2 倍にすることができ、速度・分散の推定精度を向上させることができる。その結果、S / N 比を向上させることができる。

【 0 0 4 5 】

次に、上述した双方向のフィルタ処理を実現するウォールフィルタ回路 1 0 9 b の構成について詳説する。

【 0 0 4 6 】

図 3 は、ウォールフィルタ回路 1 0 9 b の構成を示した図であり、遅延素子を用いた 2 次 I I R フィルタの構成図を示している。

【 0 0 4 7 】

30

図 3 において、例えば $f_c = 0.156$ の二次バターワース型ハイパスフィルタを構成するには、 $a_0 = 0.4904$ 、 $a_1 = -0.9808$ 、 $a_2 = 0.4904$ 、 $b_1 = -0.7017$ 、 $b_2 = 0.2600$ という係数を設定すればよい。

【 0 0 4 8 】

超音波診断装置 1 0 が実行する双方向フィルタ処理では、受信したデータ列を順方向に入力させる順方向フィルタ処理と受信したデータ列を逆方向に入力させる逆方向フィルタ処理とが実行される。従って、図 3 に示したウォールフィルタ回路 1 0 9 b は二組設けられており、順方向及び逆方向のフィルタ処理は並列に実行される。また、ウォールフィルタ回路 1 0 9 b を一つだけ有する構成とし、順方向、逆方向の順に高速に処理する構成であってもよい。なお、ウォールフィルタ回路 1 0 9 b へのデータ列の入力順序は、バッファ回路 1 0 9 a にて調節される。

40

【 0 0 4 9 】

このような構成によれば、順方向と逆方向とからウォールフィルタ処理が実行されるから、受信するデータ数を増加させなくとも診断に使用できるデータ数を増やすことができる。従って、速度推定精度や感度を向上させることができ、また、アンサンブル数を減少させることができる。その結果、従来の受信データ数にてフレームレートを向上させることができる。

【 0 0 5 0 】

(第 2 実施形態)

第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態で述べた双方向フィルタ処理を、マトリクス型のウ

50

オールフィルタにて実行する例を説明する。本第 2 の実施形態によれば、装置の構成をより簡略化することが可能である。

【 0 0 5 1 】

マトリクス型のウォールフィルタとは、入力データ列 D に対してマトリクス W を作用させることで、フィルタ後のデータ列 Y を得るものである。従って、該フィルタによるフィルタ処理は、 $Y = WD$ という式で表現できる。このフィルタは、時変型 (time variant) の FIR フィルタと言える。

【 0 0 5 2 】

次に示す式 1 は、第 1 の実施形態と同様、アンサンブル数 $N = 6$ とした場合のマトリクスフィルタの例である。

【 0 0 5 3 】

【数 1】

$$\begin{bmatrix} w_{11} & w_{12} & w_{13} & w_{14} & w_{15} & w_{16} \\ w_{21} & w_{22} & w_{23} & w_{24} & w_{25} & w_{26} \\ w_{31} & w_{32} & w_{33} & w_{34} & w_{35} & w_{36} \\ w_{41} & w_{42} & w_{43} & w_{44} & w_{45} & w_{46} \\ w_{51} & w_{52} & w_{53} & w_{54} & w_{55} & w_{56} \\ w_{61} & w_{62} & w_{63} & w_{64} & w_{65} & w_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ d_3 \\ d_4 \\ d_5 \\ d_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ y_4 \\ y_5 \\ y_6 \end{bmatrix} \quad \dots (式1)$$

【 0 0 5 4 】

有限長データに対する IIR フィルタは、このマトリックスフィルタによっても実現することができる。すなわち、 $t = 0$ の入力を 0 とすれば、 $t = n$ における IIR フィルタは、IIR フィルタのインパルスレスポンスの最初から n 個の値を係数に持つ FIR フィルタと等価である。なお、 $t > n$ の係数は 0 である。更に、SI を行うには、アンサンブル数が 6 の場合には、次に述べる式 2 の行列 S を W に掛ければよい。

【 0 0 5 5 】

【数 2】

$$S = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \dots (式2)$$

【 0 0 5 6 】

すなわち、 $Y = (SW)D$ という式で表現されることになる。ここで、式 2 の右辺の行列 S と行列 W との積 (SW) は、 6×6 のマトリクスで表現される。従って、当該積算を予め実行することで、式 2 は式 1 と同じ形にて表現することができる。

【 0 0 5 7 】

二次パワーズ型ハイパスフィルタ ($fc = 0.156$) で SI を行ったアンサンブル数が 6 の場合のマトリクスは、例えば次のようである。

【 0 0 5 8 】

10

20

30

40

50

【数 3】

$$W = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -0.4904 & 0.4904 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0.1463 & -0.6367 & 0.4904 & 0 & 0 & 0 \\ 0.2302 & -0.0839 & -0.6367 & 0.4904 & 0 & 0 \\ 0.1235 & 0.1067 & -0.0839 & -0.6367 & 0.4904 & 0 \\ 0.0268 & 0.0967 & 0.1067 & -0.0839 & -0.6367 & 0.4904 \end{bmatrix} \quad \dots (式3)$$

10

【0059】

ここで、過渡応答対策のために、順方向に IIR フィルタをかけた場合の 5 番目の結果と 6 番目の結果、および逆方向に IIR フィルタをかけた場合の 5 番目の結果と 6 番目の結果だけを出力するようにするためには、次のようなマトリックスフィルタとすればよい。

【0060】

【数 4】

$$\begin{bmatrix} w_{66} & w_{65} & w_{64} & w_{63} & w_{62} & w_{61} \\ w_{56} & w_{55} & w_{54} & w_{53} & w_{52} & w_{51} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ w_{51} & w_{52} & w_{53} & w_{54} & w_{55} & w_{56} \\ w_{61} & w_{62} & w_{63} & w_{64} & w_{65} & w_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ d_3 \\ d_4 \\ d_5 \\ d_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ y_4 \\ y_5 \\ y_6 \end{bmatrix} \quad \dots (式4)$$

20

30

【0061】

y 1 には逆からかけた IIR フィルタ出力の 6 番目の結果、y 2 には 5 番目の結果が入る。y 3 と y 4 は出力が 0 である。y 5 には、順方向からかけた IIR フィルタ出力の 5 番目の結果、y 6 には 6 番目の結果が入る。

【0062】

この後に、自己相関演算を行う。本実施形態で実行される自己相関演算は、複素数 y n を y n = R n + j I n と表現した場合に、次の式にて表現される。

【0063】

$$c_n = y_{n-1} y_n^* = R_{n-1} R_n + I_{n-1} I_n + j (R_n I_{n-1} - R_{n-1} I_n) \quad (式5) \quad 40$$

なお、アスタリスクは複素共役を表す。式 4 の y に対して、式 5 に示した自己相関演算を実行すると、y 3、y 4 がともに 0 であるから、演算後のデータ列は、(c 1, 0, 0, 0, c 5) となる。すなわち、逆方向のフィルタと順方向のフィルタとの間に、すべての係数を持つ行を 1 行以上挿入すれば、自己相関演算において、両者間で演算を行うことを防ぐことができる。

【0064】

次に、この平均値を計算する。予め 3 つのデータは 0 であることがわかっているので、全体の和を 2 で割る平均化を行う。その結果を c と定義すれば、パワーに関しては、p n = y n y n * なる計算によって (p 1, p 2, 0, 0, p 5, p 6) という結果を得る。パ

50

ワー平均は、当該結果の各成分の平均演算にて求めることができる。

【 0 0 6 5 】

次に、アンサンプル平均の C と P のデータに対して、空間的なフィルタをかける。具体的には、現在の超音波ビームの隣接する距離方向と隣接する超音波ビームのデータ間で、C、Pそれぞれ空間フィルタをかける。

【 0 0 6 6 】

最後に速度・分散推定を行う速度推定置は式 6、分散推定値は式 7 によって求められる。

【 0 0 6 7 】

$$V = \text{atan}(\text{imag}(C') / \text{real}(C')) \quad (\text{式 6})$$

$$\sigma = 1 - |C'| / P$$

(式 7)

10

なお、パワー表示では、P は LOG 圧縮して使用される。

【 0 0 6 8 】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【 0 0 6 9 】

第 1 に、P に関しては、従来の 2 倍のデータ量を得ることができる。従って、S / N 比も $2^{1/2}$ 倍となり、3 dB 改善することができる。

【 0 0 7 0 】

第 2 に、分散の演算において、データが 1 組から二組に増えるから、分散の精度を向上させることができる。なお、従来では、分散に関しては、時間的な変動パラメータであるから、本来 1 組でのパルスペアで正しく求められるものではなかった。

20

【 0 0 7 1 】

第 3 に、自己相関関数の平均値を距離方向および隣接する超音波ビーム間で二次元的に平滑化することで、空間的な変動を観測できる。例えば、うずのような血流の場合、流速の時間変動と空間変動は同時に生じるので、少ないデータで分散を精度良く求めるのに、空間フィルタは有効である。

【 0 0 7 2 】

以上、本発明を実施形態に基づき説明したが、本発明の思想の範疇において、当業者であれば、各種の変更例及び修正例に想到し得るものであり、それら変形例及び修正例についても本発明の範囲に属するものと了解される。例えば以下に示すように、その要旨を変更しない範囲で種々変形可能である。

30

【 0 0 7 3 】

第 2 の実施形態においては、マトリックス型フィルタを使用してアンサンプル数 $N = 6$ のフィルタ処理を行う場合について説明した。しかしながら、本発明は、アンサンプル数 N が 6 以上の場合であっても有効である。以下、アンサンプル数 $N = 10$ の場合を例として説明する。

【 0 0 7 4 】

アンサンプル数 $N = 10$ の場合には、マトリクス演算は次に示す式 8 の様になる。

【 0 0 7 5 】

【数 5】

…(式8)

$$\begin{bmatrix} Y1 \\ Y2 \\ Y3 \\ Y4 \\ Y5 \\ Y6 \\ Y7 \\ Y8 \\ Y9 \\ Y10 \\ Y11 \\ Y12 \\ Y13 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d1 & d2 & d3 & d4 & d5 & d6 & d7 & d8 & d9 & d10 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w1010 & w109 & w108 & w107 & w106 & w105 & w104 & w103 & w102 & w101 \\ w910 & w99 & w98 & w97 & w96 & w95 & w94 & w93 & w92 & w91 \\ w810 & w89 & w88 & w87 & w86 & w85 & w84 & w83 & w82 & w81 \\ w710 & w79 & w78 & w77 & w76 & w75 & w74 & w73 & w72 & w71 \\ w610 & w69 & w68 & w67 & w66 & w65 & w64 & w63 & w62 & w61 \\ w510 & w59 & w58 & w57 & w56 & w55 & w54 & w53 & w52 & w51 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ w51 & w52 & w53 & w54 & w55 & w56 & w57 & w58 & w59 & w510 \\ w61 & w62 & w63 & w64 & w65 & w66 & w67 & w68 & w69 & w610 \\ w71 & w72 & w73 & w74 & w75 & w76 & w77 & w78 & w79 & w710 \\ w81 & w82 & w83 & w84 & w85 & w86 & w87 & w88 & w89 & w810 \\ w91 & w92 & w93 & w94 & w95 & w96 & w97 & w98 & w99 & w910 \\ w101 & w102 & w103 & w104 & w105 & w106 & w107 & w108 & w109 & w1010 \end{bmatrix}$$

10

20

30

【 0 0 7 6 】

40

式 8 に示すように、マトリクスサイズは、 13×10 である。10 データ中、最初の 4 データを過渡応答のために使用せずに後半の 6 データを使用する。順方向フィルタ出力、逆方向フィルタ出力のそれぞれ 6 データを使用して、間には 0 のデータを挿入する。その結果、13 個のデータが出力される。この 13 個のデータに対して、前述のように、自己相関演算、平均化、空間フィルタ、速度・分散推定を行う。

【 0 0 7 7 】

このアンサンプル数 $N = 10$ とする構成によれば、パワーにおいて、6 データ平均から 12 データ平均となるから、3 dB の S/N 改善が期待できる。分散においては、5 データから 10 データのばらつきを観測することになり、精度の向上を実現することができる。

【 0 0 7 8 】

50

なお、アンサンプル数が大きくなる場合には、以下の点に留意すべきである。

【 0 0 7 9 】

すなわち、アンサンプル数が大きくなるほど、順方向と逆方向との相関は強くなる。例えば、式 8 において、 y_1 と y_{13} との相関が高いため、平均化してもノイズ低減等の効果は低い。そのため、例えば式 8 において、1 乃至 3 行目の演算を行わない構成とすることで、マトリクスサイズをアンサンプルと同じ 10×10 サイズとすることも可能である。

【 0 0 8 0 】

【発明の効果】

以上本発明によれば、少ないアンサンプル数であっても多くの有効なデータ数を確保することができ、その結果フレームレートの向上とカラーノイズの低減を実現できる超音波診断装置を実現できる。

10

【図面の簡単な説明】

【図 1】図 1 は、本発明に係る超音波診断装置 10 のブロック構成図を示している。

【図 2】図 2 (a)、(b)、(c) は、超音波診断装置 10 が実行する双方向フィルタ処理の概念を説明するための図である。

【図 3】図 3 は、ウォールフィルタ回路 109 b のハード構成を示した図であり、遅延素子を用いた 2 次 IIR フィルタの構成図を示している。

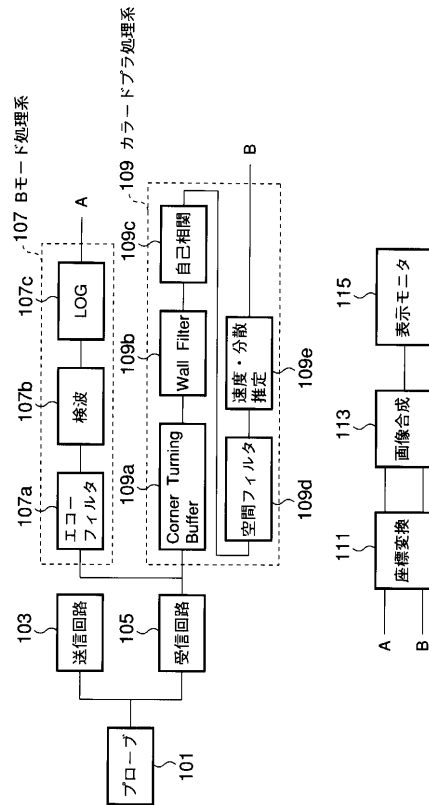
【符号の説明】

- 10 ... 超音波診断装置
- 101 ... プローブ
- 103 ... 送信回路
- 105 ... 受信回路
- 107 ... B モード処理系
- 107 a ... エコーフィルタ
- 107 b ... 検波回路
- 107 c ... LOG 圧縮回路
- 109 ... カラードプラ処理系
- 109 a ... バッファ回路
- 109 b ... ウォールフィルタ
- 109 c ... 自己相関回路
- 111 ... 座標変換回路
- 113 ... 画像合成回路
- 115 ... 表示モニタ

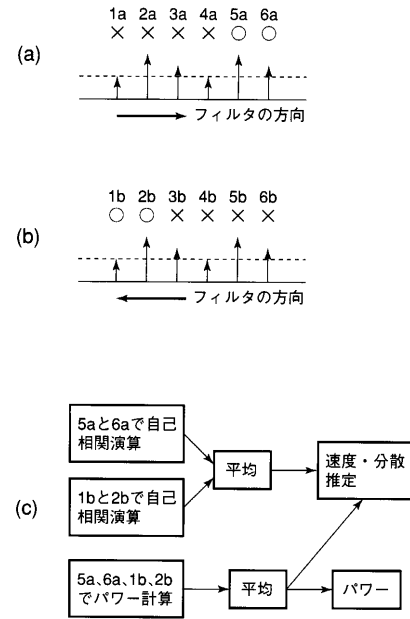
20

30

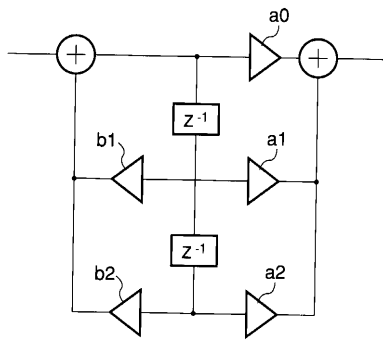
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 武史

栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開平 1 1 - 1 5 5 8 6 0 (J P , A)

特開 2 0 0 0 - 1 2 6 1 7 9 (J P , A)

特開平 1 1 - 1 7 8 8 2 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/06

A61B 8/14

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4723712B2	公开(公告)日	2011-07-13
申请号	JP2000288867	申请日	2000-09-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	佐藤武史		
发明人	佐藤 武史		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/EE04 4C301/EE10 4C301/JB03 4C301/JB28 4C301/JB29 4C301/JB36 4C301/KK22 4C301/LL08 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE02 4C601/EE07 4C601/EE08 4C601/JB19 4C601/JB28 4C601/JB30 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JB45 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/LL01 4C601/LL05 4C601/LL07 4C601/LL28		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP2002095662A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种即使在少量集合的情况下也能够确保大量有效数据的超声波诊断装置，从而实现帧速率的提高和色噪声的降低。 解决方案：通过彩色多普勒方法收集的集合数据的数据串从正向进行IIR滤波处理，以仅提取有效数据并执行自相关计算。此外，通过在相同的系综数据的数据串上反向执行IIR滤波处理，可以仅提取有效数据，并且可以执行自相关操作以收集更多有效数据而不增加系综数据。超声波诊断设备。

$$\begin{bmatrix} w_{11} & w_{12} & w_{13} & w_{14} & w_{15} & w_{16} \\ w_{21} & w_{22} & w_{23} & w_{24} & w_{25} & w_{26} \\ w_{31} & w_{32} & w_{33} & w_{34} & w_{35} & w_{36} \\ w_{41} & w_{42} & w_{43} & w_{44} & w_{45} & w_{46} \\ w_{51} & w_{52} & w_{53} & w_{54} & w_{55} & w_{56} \\ w_{61} & w_{62} & w_{63} & w_{64} & w_{65} & w_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ d_3 \\ d_4 \\ d_5 \\ d_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ y_4 \\ y_5 \\ y_6 \end{bmatrix}$$