

(19)日本国特許庁（ J P ）

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001 - 321375

(P2001 - 321375A)

(43)公開日 平成13年11月20日(2001.11.20)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マ-ト* (参 考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2000 - 142646(P2000 - 142646)

(22)出願日 平成12年5月16日(2000.5.16)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(72)発明者 馬場 達朗

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株
式会社東芝那須工場内

(74)代理人 100083161

弁理士 外川 英明

F タ-ム (参 考) 4C301 AA02 BB23 DD01 DD04 EE16

EE17 EE18 HH33 HH37 HH38

HH43 HH54 JB03 JB28 JB29

JB32 JB36 JB42 JC07 JC14

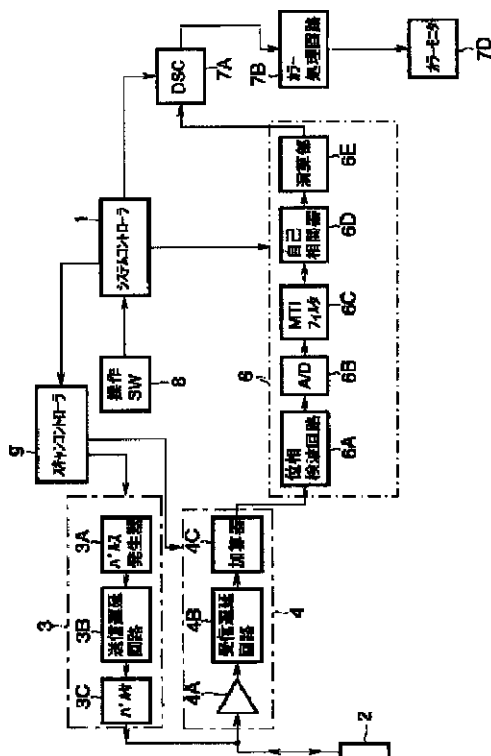
KK22 LL04 LL08

(54)【発明の名称】 超音波受信信号処理用フィルタ、超音波受信信号処理手段および超音波画像診断装置

(57)【要約】

【課題】 ハードウェアの規模を小さくし、低コスト、小型化、省エネルギー性に優れた1次特性および2次特性を切換えることのできる超音波ドプラ信号用フィルタ、超音波受信信号処理手段およびこれを用いた超音波画像診断装置を提供することを目的する。

【解決手段】 フレーム間の加算平均を行うフィルタにおけるフレームバッファ35の出力をフィードバック信号およびフォワード信号として、それぞれフィルタ入力の後段と、フィルタ出力の前段に設けられた加算器33、34で加算を行う。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 デジタル化された超音波受信信号である第 1 の信号と前記第 1 の信号が帰還された信号である第 2 の信号とを加算する第 1 の加算手段と、前記第 1 の加算手段の出力信号を遅延させる信号遅延手段と、前記信号遅延手段の出力信号を乗算し前記第 2 の信号を出力する第 1 の乗算手段と、前記信号遅延手段の出力信号を乗算する第 2 の乗算手段と、前記第 1 の加算手段の出力信号と前記第 2 の乗算手段の出力信号を加算し第 3 の信号を得る第 2 の加算手段と、を具備したことを特徴とする 10 超音波受信信号処理用フィルタ。

【請求項 2】 前記第 2 の乗算手段は、乗算係数が 0 と 1 のみからなる切換手段であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波受信信号処理用フィルタ。

【請求項 3】 入力信号に対して自己相関値を出力する自己相関手段と、前記自己相関手段の出力信号を時間的に平滑化する請求項 1 または 2 記載の超音波受信信号処理用フィルタと、前記超音波受信信号処理用フィルタの出力信号を画像信号に変換する画像処理手段と、を具備することを特徴とする超音波受信信号処理手段。

【請求項 4】 請求項 3 記載の超音波受信信号処理手段を有する超音波装置本体と、前記超音波装置本体に接続された超音波振動子と、前記超音波装置本体に接続され前記画像処理手段の出力信号を画像として表示する画像表示手段と、を具備することを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 5】 被検体に対して超音波を送受波するための超音波プローブと、前記超音波プローブから送信する超音波送信信号を制御するための送信信号制御手段と、前記超音波プローブで受信したアナログ超音波受信信号 30 をデジタル信号に変換する処理を含む信号処理手段と、前記信号処理手段の出力信号が前記第 1 の信号として入力され前記第 3 の信号を出力する請求項 1 または 2 記載の超音波受信信号処理用フィルタを含み超音波の画像信号を生成するための画像信号生成回路と、前記画像信号生成回路で生成された画像信号に基づいて超音波画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波受信信号処理用フィルタ、超音波受信信号処理手段および超音波画像診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、超音波画像診断装置において、血流からの散乱エコーのパワーの 2 次元分布をフレーム間で加算平均して S/N を向上し、微細な血流を表示しようとする試みがなされている。この試みは、様々な名称で呼ばれているが、ここではドプラパワーイメージングと呼ぶことにする。ドプラパワーイメージングの中で 50

も、特に血流信号のパワーを高い検出感度で表示する方法（以下パワーモードと呼ぶ）は、主に腹部系の臓器、例えば、肝臓や腎臓などの血流の検出や血管走行の観察などに使用されている。パワーモードを用いた表示ではパワーモード以外の通常の流速表示に比べて低速血流や細かい血管内の血流の検出感度が高いため腹部の動きの少ない部位での血流診断に有効である。このパワーモードを含むドプラパワーイメージングの信号処理系において、血流からの散乱エコーのパワーの 2 次元分布をフレーム間で加算平均する際に、2 つの特性を切換えて使用することができるフィルタを用いていた。ここで、従来例におけるフィルタの回路図を図 6（a）に示す。従来例におけるフィルタは、入力と出力をそれぞれ 1 つずつ備え、3 つの乗算器 41、45、46 と、2 つのフレームバッファ 43、44、2 つの加算器 42、47、および 1 つの切換器 48 から構成されている。

【0003】フィルタの入力には、乗算器 41 が設けられ、乗算器 41 の出力は加算器 42 の入力と接続されている。加算器 42 の出力は、フレームバッファ 43 の入力に接続されている。また、加算器 42 の出力は、フィルタの出力とされている。フレームバッファ 43 の出力は、乗算器 45 の入力とフレームバッファ 44 の入力に接続されている。乗算器 45 の出力は加算器 47 の入力に接続されている。一方、フレームバッファ 44 の出力は乗算器 46 の入力に接続され、乗算器 46 の出力は切換器 48 を介して、前記加算器 47 の入力に接続されている。加算器 47 の出力は、前記加算器 42 の入力に接続されている。フィルタへの入力信号は、まず乗算器 41 で適当な大きさに増幅され、次に加算器 42 で、帰還信号と加算され出力する。フレームバッファ 43 では入力信号が一定時間だけ遅延され出力される。フレームバッファ 43 の出力は、乗算器 45 で適当な値に増幅された後、加算器 47 に入力され、また、フレームバッファ 44 では、さらに一定時間だけ遅延され出力される。フレームバッファ 44 の出力は、乗算器 46 で適当な値に増幅された後、切換器 48 に入力される。切換器 48 は高速にオン、オフできるスイッチで、フィルタの特性を切換えるために用いられる。

【0004】切換器 48 の出力は、加算器 47 で前記乗算器 45 の出力信号と加算され、加算された信号は、前記帰還信号として前記加算器 42 に入力される。図 6（b）は、切換器 48 をオフにした状態で、図 6（c）は、切換器 48 をオンにした状態で、フィルタの入力信号としてインパルス信号を加えたフィルタ出力信号の特性が示されている。なお、各特性の横軸は時間、縦軸は入力されたインパルス信号の振幅に対する出力比である。図 6（b）ではインパルス信号が入力されてから、一様に出力が低くなる特性（以下 1 次特性という）を有しており、また、図 6（c）ではインパルス信号が入力されてから、一定時間経過後に出力が最大値となり、そ

の後一様に出力が低くなる特性（以下2次特性という）を有している。図6（b）の1次特性では一様に残像が長く尾を引いて消えていく特性があり、図6（c）の2次特性ではタイムラグはあるものの残像の切れがよい特性があるため、診断を行う際には、診断部位などに応じて、1次あるいは2次特性を選択して使用していた。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、フィルタに備えられたフレームバッファには、大規模なフレームメモリが必要であり、また、ダイナミックレンジの広い信号を処理するには、高速かつ高語長の加算器、乗算器が必要である。従来例におけるフィルタでは、2次特性を使用する際、2つのフレームバッファで用いられる2つのフレームメモリと、3つの乗算器で用いられる3つの大容量のROMが必要であり、これらは高価でハードウェアの規模も大きく、またハードウェアの規模に応じて、消費されるエネルギーも大きいものであった。そこで、本発明は上記課題を解決し、低価格で、小型、省エネルギー性に優れた超音波ドプラ信号用フィルタ、超音波受信信号処理手段およびこれを用いた超音波画像診断装置を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】上述の課題を解決するため、請求項1に記載の発明は、デジタル化された超音波受信信号である第1の信号と前記第1の信号が帰還された信号である第2の信号とを加算する第1の加算手段と、前記第1の加算手段の出力信号を遅延させる信号遅延手段と、前記信号遅延手段の出力信号を乗算し前記第2の信号を出力する第1の乗算手段と、前記信号遅延手段の出力信号を乗算する第2の乗算手段と、前記第1の加算手段の出力信号と前記第2の乗算手段の出力信号を加算し第3の信号を得る第2の加算手段と、を具備したことを特徴とする。本発明は上記構成により、第2の乗算手段の乗算係数を変化させるだけで、信号遅延手段を1つだけ用いたフィルタの特性を切り換えることができる。また、請求項2に記載の発明は、前記第2の乗算手段は、乗算係数が0と1のみからなる切り換え手段であることを特徴とする。本発明は上記構成により、乗算係数が0と1以外に変化させることができる乗算手段に比べ、乗算係数が0と1のみからなる切り換え手段では、構成を簡単にすることができる。

【0007】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る第1の実施の形態について、図面を参照して詳細に説明する。図1は第1実施の形態に係る超音波画像診断装置のブロック図である。本実施の形態に係る超音波画像診断装置は、システムコントローラ1をシステム全体の制御中枢とする。システムコントローラ1には操作スイッチ（SW）8が接続されここから各種情報、命令が入力されるようになっている。プローブ2は、電気/機械変換器として

の複数の圧電振動子を有する。プローブ2には送信系3と受信系4とが接続される。送信系3は、パルス発生器3A、送信遅延回路3B、パルサ3Cとを有する。パルス発生器3Aは例えば6KHzのレート周波数でレートパルスを発生する。このレートパルスはチャンネル数分に分配され、送信遅延回路3Bに送られる。送信遅延回路3Bは、超音波をビーム状に集束しかつ送信指向性を与えるための遅延時間を各レートパルスに与える。パルサ3Cは、送信遅延回路3Bからレートパルスを受けたタイミングでプローブ2に電圧パルスを印加する。これによりプローブ2から超音波パルスが被検体内に送信される。被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射した反射波はプローブ2で受信される。プローブ2からの受信信号は、受信系4に取り込まれる。受信系4は、プリアンプ4A、受信遅延回路4B、加算器4Cを有する。受信信号は、チャンネル毎にプリアンプ4Aで増幅され、受信遅延回路4Bにより受信指向性を与えるための遅延時間を与えられ、そして加算器4Cで加算される。これにより受信指向性に応じた方向からの反射波が強調された反射信号が得られる。この送信指向性と受信指向性とにより超音波送受信の総合的な指向性が決定される。

【0008】スキャンコントローラ9は、被検体の断面を超音波で繰り返しスキャンするために送信系3、受信系4を制御する。受信系4から出力される反射信号は、カラーフローマッピング（CFM）処理系6に送られる。CFM処理系6は、位相検波回路6A、アナログデジタルコンバータ（A/D）6B、MTIフィルタ6C、自己相関器6D、演算部6Eの順に構成されている。位相検波回路6Aは、図示しないが、基準信号発生器、90°移相器、2系統のミキサ、2系統のローパスフィルタとを有する。一方のミキサは、受信系4からの反射信号に、基準信号発生器からの基本周波数 f_0 （例えば $f_0 = 3.5\text{MHz}$ ）の基準信号をかけあわせる。他方のミキサは、受信系4からの反射信号に、基準信号発生器から90°移相器を介して90°移相した基準信号をかけあわせる。ミキサの出力信号には高調波成分が含まれている。この高調波成分は、ローパスフィルタで除去される。これにより、ドプラ効果により周波数偏移を受けた偏移周波数でビートするドプラ信号が抽出される。ドプラ信号は、アナログデジタルコンバータ6Bにより、ラスタ上の例えば0.5mm間隔で離散されデジタル信号に変換される。

【0009】MTIフィルタ6Cは、アナログデジタルコンバータ6Bからのドプラ信号から心筋などの運動速度の遅い反射体からの比較的低周波のクラッタ成分を除去し、比較的高周波の血流成分を抽出する。MTIフィルタ6Cで抽出された血流のドプラ信号は、自己相関器6Dに供給される。自己相関器6Dは、現在のフレームの血流のドプラ信号と1フレーム前の血流のドプラ信号

との複素共役をとった信号の実数部 $\text{Re}(C1)$ と虚数部 $\text{Im}(C1)$ 、同じフレームの実数部と虚数部を二乗加算した信号 $C0$ を出力する。ここで、演算部 6 E の詳細ブロック図を図 2 に示す。演算部 6 E は、 $C0$ 、 $\text{Re}(C1)$ 、 $\text{Im}(C1)$ の入力信号をそれぞれ 2 つに分割し、パワーモード以外の流速表示を行うための信号系（以下 VPT 信号系と呼ぶ）と、パワーモード表示を行うための信号系（以下パワーモード信号系と呼ぶ）に分配している。VPT 信号系は、VPT 計算器 21、MUX 回路 22、Persis 回路 23、MUX 回路 24 の順で接続されている。VPT 計算器 21 では、入力された自己相関信号 $C0$ 、 $\text{Re}(C1)$ 、 $\text{Im}(C1)$ に基づいてサンプル点毎に血流のパワー P 、平均速度 V 及び分散 T を演算し、パワー、平均速度、分散の 2 次元分布データ（2 次元画像データ）を作成する。

【0010】MUX 回路 22 には、VPT 信号系とパワーモード信号系の両方の信号がそれぞれ入力されており、一方の信号系を選択し出力する切換機能を有している。Persis 回路 23 には、図 5 に示されたフィルタが計 3 つ並列に設けられている。これは、Persis 回路 23 への入力信号として、VPT 信号系を選択した場合には、 V 、 P 、 T の信号である計 3 つのそれぞれの信号に、またパワーモード信号系を選択した場合には、 $|C0|$ 、 SC の信号である計 2 つのそれぞれの信号にフィルタが必要であるため、どちらか一方を選択して使用する本実施の形態では、信号の多い VPT 信号系を考慮し、3 つのフィルタを設けると良い。Persis 回路 23 の出力に接続されている MUX 回路 24 は、MUX 回路 22 と同様、VPT 信号系とパワーモード信号系の一方の信号系を選択し出力する切換機能を有している。MUX 回路 24 の出力信号は、デジタルスキャンコンバータ (DSC) 7 A に供給される。デジタルスキャンコンバータ 7 A は、方位方向の補間を行い、各点のデータを並び変えて、演算部 6 E の出力信号をビデオ信号に変換する。変換された信号は、カラー処理回路 7 B に供給される。

【0011】カラー処理回路 7 B では、カラーのエコー画像と白黒のエコー画像の信号成分が合成され、デジタル信号からアナログ信号に変換された後、モニタ 7 C で超音波ドブラ画像が表示される。ただし本発明は、エコー画像を表示できるものであれば、カラー表示に限定されるわけではない。ここで、Persis 回路 23 で用いられる図 5 に示されたフィルタについて詳しく説明する。図 5 (a) は本実施の形態におけるフィルタの回路図である。図 5 (a) に示されたフィルタは、入力と出力をそれぞれ 1 つずつ備え、2 つの乗算器と 1 つのフレームバッファ、2 つの加算器、1 つの切換器から構成されている。フィルタの入力には、乗算器 32 が設けられ、乗算器 32 の出力には加算器 33 の入力に接続されている。加算器 33 の出力は、加算器 34 の入力と、フ

レームバッファ 35 の入力に接続されている。フレームバッファ 35 の出力は、乗算器 36 の入力と、切換器 37 を介して前記加算器 34 の入力に接続されている。乗算器 36 の出力は前記加算器 33 の入力に接続されている。フィルタへの入力信号は、まず乗算器 32 で適当な大きさに増幅され、次に加算器 33 で、後述するフィードバック信号と加算され出力する。

【0012】加算器 34 は、加算器 33 の出力信号と後述のフォワード信号を加算し、加算された信号がフィルタの出力となる。また、フレームバッファ 35 では、入力された信号がフレームメモリに蓄積され、1 フレーム分だけ、遅延された後、出力される。乗算器 36 では、入力信号が、フィルタが 1 次および 2 次特性をもつように適当な大きさに増幅された後、前記フィードバック信号として、加算器 33 に入力される。また、切換器 37 は、乗算係数が 0 および 1 からなる乗算器の一種で、ソフトウェアにオン、オフできるスイッチであり、前記フォワード信号を出力する。切換器 37 は、フィルタの 1 次特性と 2 次特性を切換えるために用いられる。ここで、フィルタの特性について詳しく説明する。図 3 は切換器 37 をオフにした状態、図 4 は切換器 37 をオンにした状態の各個所の信号のタイミングチャート図である。また、 $s1$ はフィルタの入力信号、 $s2$ は加算器 33 の出力信号、 $s3$ はフレームバッファ 35 の出力信号、 $s4$ は乗算器 36 の出力信号、 $s5$ は切換器 37 の出力信号、 $s6$ はフィルタの出力信号をそれぞれ示している。切換器 37 をオフにした状態で、フィルタの入力信号 $s1$ に仮に振幅 1 であるインパルス信号を入力した場合、加算器 33 の出力信号 $s2$ は乗算係数 $G = 0.375$ である乗算器 32 を介して振幅 0.375 信号を出力する。

【0013】フレームバッファ 35 は、1 フレーム分、信号を遅延させるため、この時は出力信号 $s3$ は 0 であり、従って $s4$ も 0 である。なお、切換器 37 の出力信号 $s5$ は、オフのため常に 0 を維持している。この時、フィルタ出力信号 $s6$ は、加算器 33 の出力信号 $s2$ と等しく振幅は 0.375 である。次のフレームでは、フィルタ入力信号 $s1$ は 0 であり、1 フレーム分信号を遅延させたフレームバッファ 35 の出力信号 $s3$ は 0.375 となり、従って出力信号 $s4$ は、乗算係数 $FB = 0.625$ の乗算器 36 を介して、 0.234375 の振幅となる。これに伴い、加算器 33 の出力信号 $s2$ およびフィルタの出力信号 $s6$ も振幅 0.234375 となる。図 3 では、同様に 4 フレーム分までの各個所の信号が示されている。また、切換器 37 をオンにした状態では、切換器 37 の出力信号 $s5$ を、加算器 33 の出力信号 $s2$ に加え、フィルタの出力信号 $s6$ を得ている。なお、図 4 では、各乗算器の乗算係数 $G = 0.246$ 、 $FB = 0.509$ 、 $FF = 1.0$ としている。その他の動作は、オフの場合と同様であるためここでは省略す

る。また、図5(b)は、切換器37をオフにした状態である図3におけるフィルタの出力s6を太線のように結んだものを、図5(c)は切換器37をオンにした状態である図4におけるフィルタの出力s6を同様に、それぞれ15フレーム分示したものである。

【0014】これからも明らかなように、図5(b)は、図6(b)と同様、1次特性を有しており、また、図5(c)は図6(c)と同様な2次特性を有している。ただし、本発明におけるフィルタは、1次特性および2次特性を備えるものであれば、各乗算器の乗算係数を上記数値に限定するものではない。また、乗算器32は、フィルタの出力信号が他の処理回路で必要となる大きさの信号になるよう調整されているが、フィルタの出力信号がすでに他の処理回路に対して適当な値である場合には、特にフィルタ内に備える必要はない。次に、パワーモード信号系について説明する。パワーモード信号系は、2つの並列した信号系からなり、一方を符号なしパワー処理系と、他方を符号付パワー処理系とする。自己相関器6Dから出力された信号は、C0-Sign回路25に入力され符号なしパワー処理系と、符号付パワー処理系に分割される。C0-Sign回路25は、自己相関器6Dの出力信号C0から、パワーの絶対値信号|C0|を算出し、符号なしパワー処理系へ出力する。また、自己相関器6Dの出力信号Re(C1)とIm(C1)からSign値を求め、その正負の符号信号を符号付パワー処理系へ出力する。なお、パワーの絶対値信号|C0|は、血流成分の感度の高いパワーを検出するため、VPT計算器21の出力であるパワー信号Pよりも、C0-Sign回路25においてダイナミックレンジが大きく設定されている。

【0015】符号なしパワー処理系は、前記C0-Sign回路25、前記MUX回路22、前記Persis回路23、Log回路29、前記MUX回路24の順で接続され信号の処理を行う。前記MUX回路22、24およびPersis回路23はVPT信号系と同様であるため、ここでは省略する。Log回路29は、Persis回路23で出力されたダイナミックレンジの大きい信号を圧縮して出力する。また、符号付パワー処理系には、前記C0-Sign回路25、SignCogen回路26、前記MUX回路22、前記Persis回路23、Sign回路27、SignCogen回路28、前記MUX回路24の順で接続されて信号の処理を行っている。C0-Sign回路25、MUX回路22、24、Persis回路23の機能については上述のため省略する。SignCogen回路26は、パワーの符号信号と符号なしパワー処理系におけるパワーの絶対値信号|C0|の信号を組み合わせ、符号付のパワー信号SCを出力する。また、Sign回路27では、前記符号付のパワー信号SCにPersis回路23でフレーム間加算平均を行った信号PersisSCの符

号を判断し、符号信号のみを出力する。

【0016】SignCogen回路28では、前記PersisSCの符号信号と符号なしパワー処理系におけるLog回路29の出力Persis|C0|を組み合わせ、符号付パワー信号SC0として出力する。演算部6Eでは、流速PersisV、パワーPersisP、分散PersisTなどのVPT信号系の出力と、パワーの絶対値Persis|C0|および符号付パワー信号SC0などのパワー処理系の出力を、切換えて出力できる構成になっている。VPT処理系とパワー処理系の使い分けとしては、血流のパワーを詳細に観察するには、パワー処理系の信号を用い、流速や分散などを観察するには、VPT処理系の信号を用いる。本実施の形態で用いたPersis回路23におけるフィルタは、図5(b)、(c)に示すように、従来例のフィルタの特性である図6(b)、(c)と同様に、信号が入力されてから一様に出力が低くなる1次特性と、信号が入力されてから一定時間経過後に出力が最大値となりその後一様に出力が低くなる2次特性を有している。従来例のフィルタでは、図6(a)に示すように、フレームバッファを2つ、乗算器を3つ必要としていたが、本実施の形態におけるフィルタでは、図5(a)に示すように、フレームバッファを1つ、乗算器を2つ、あるいは乗算器36を取り外した場合には、乗算器を1つにすることができ、ハードウェアの規模を約半分にすることができ、価格、スペース、消費電力などを大幅に削減した状態で、超音波画像が一樣に残像が長く尾を引いて消えていく特性と残像の切れがよい特性を切換えて使用することができる超音波画像診断装置を提供することができる。

【0017】また、変形例として、図6(a)における切換器37の乗算係数を0あるいは1以外にも変化させることのできる乗算器にした場合には、乗算係数を0あるいは1以外に調整することが可能であるため、より適正なフィルタ特性を導き出すことができる。またなお、本実施の形態では、図5におけるフィルタを演算部6Eに設けたが、アナログデジタルコンバータ(A/D)6Bから、カラー処理回路7Bにおいてデジタル信号からアナログ信号に変換されるまでの間のデジタル信号を処理する過程であれば、いずれの場所に設けても良い。例えば、DSC7Aの後に前記フィルタを設けても良い。また、本実施の形態では、Persis回路23におけるフレーム間フィルタをVPT処理系の信号およびパワー処理系の信号の両方に使用しているが、血流成分の感度の高いパワーを検出するためには、パワー処理系の信号に図5に示すフィルタを用いることが、特に有効である。また、本実施の形態では、図5のフィルタを超音波装置に適應しているが、前記1次特性および2次特性をもつフィルタを必要とする他の装置にも適應することは可能である。

【 0 0 1 8 】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、フレーム間の加算平均を行うフィルタにおける信号遅延手段の出力をフィードバック信号およびフォワード信号として、それぞれフィルタ入力の後段と、フィルタ出力の前段に設けられた加算手段で加算することにより、フィルタで用いられる信号遅延手段および乗算手段の数を減らすことができ、価格、スペース、消費電力などを大幅に削減した超音波受信信号用フィルタ、超音波受信信号処理手段および超音波画像診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る第 1 実施の形態における超音波画像診断装置のブロック図である。

【図 2】本発明に係る第 1 実施の形態における演算部の詳細ブロック図である。

【図 3】本発明に係る第 1 実施の形態における切換器をオフにした状態でのフィルタの各個所の信号タイミングチャート図である。

【図４】本発明に係る第１実施の形態における切換器を 20
オンにした状態でのフィルタの各個所の信号タイミング
チャート図である。

【図 5】本発明に係る第 1 実施の形態におけるフレーム間フィルタの回路図およびインパルス特性である。

【図 6】従来例におけるフィルタの回路図およびインパルス特性である。

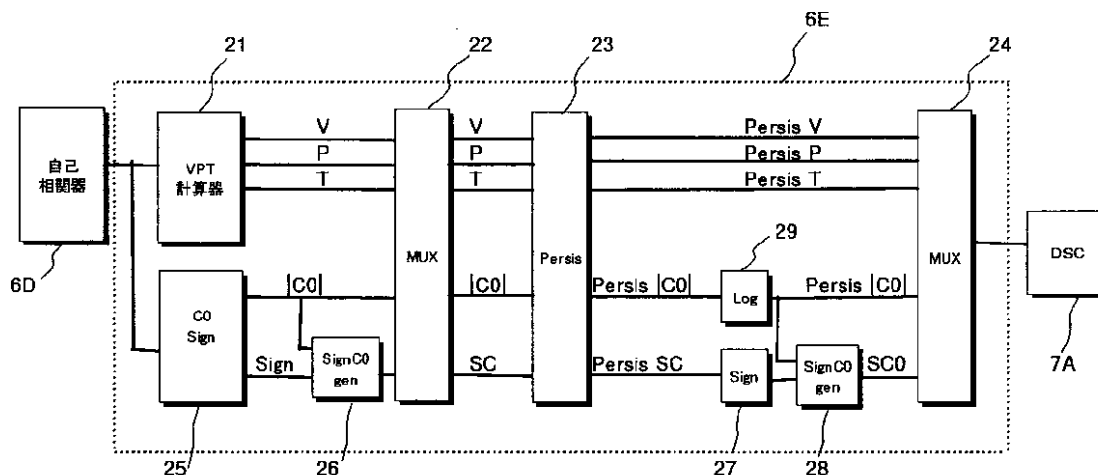
【符号の説明】

- 1 システムコントローラ
- 2 プローブ
- 3 送信系
- 3 A パルス発生器
- 3 B 送信遅延回路

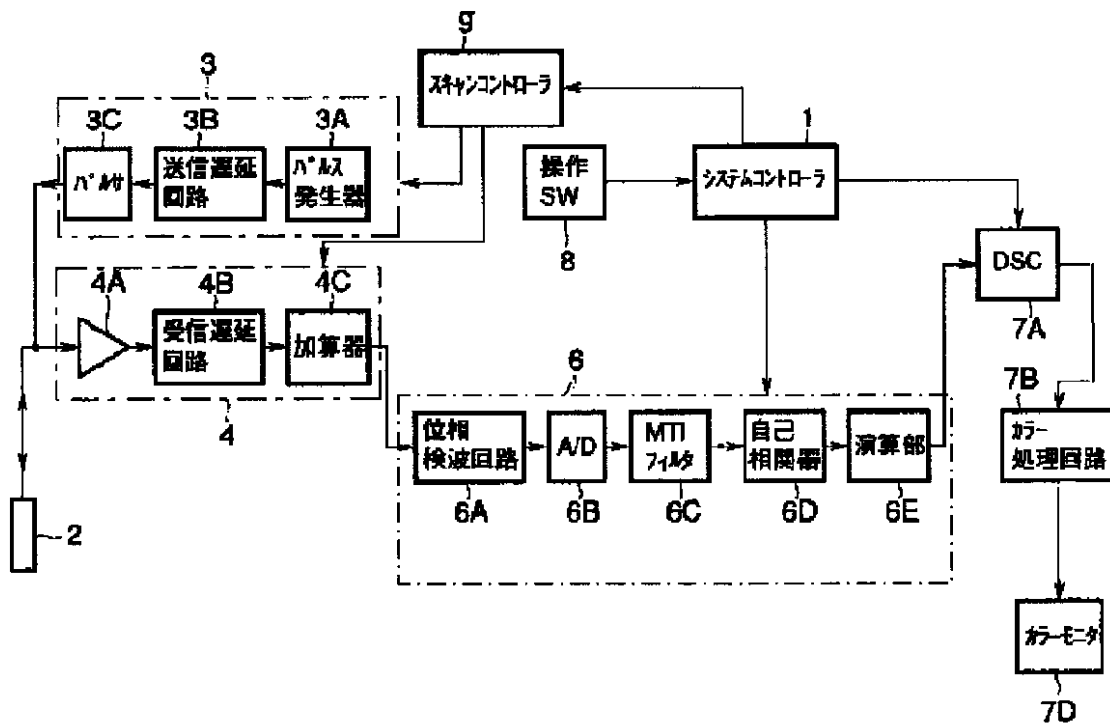
- * 3 C パルサ
- 4 受信系
- 4 A プリアンプ
- 4 B 受信遅延回路
- 4 C 加算器
- 6 カラーフローマッピング処理系
- 6 A 位相検波回路
- 6 B アナログデジタルコンバータ
- 6 C M T I フィルタ
- 6 D 自己相関器
- 6 E 演算部
- 7 A デジタルスキャンコンバータ
- 7 B カラー処理回路
- 7 C モニタ
- 8 操作スイッチ
- 9 スキャンコントローラ
- 2 1 V P T 計算器
- 2 2 M U X 回路
- 2 3 P e r s i s 回路
- 2 4 M U X 回路
- 2 5 C 0 - S i g n 回路
- 2 6 S i g n C 0 g e n 回路
- 2 7 S i g n 回路
- 2 8 S i g n C 0 g e n 回路
- 2 9 L o g 回路
- 3 2 乗算器
- 3 3 加算器
- 3 4 加算器
- 3 5 フレームバッファ
- 3 6 乗算器
- 3 7 切換器

*

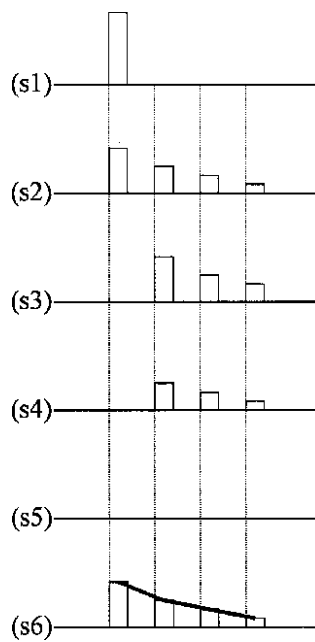
【圖 2】



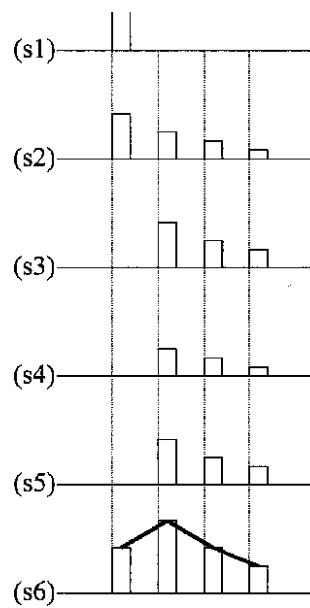
【図1】



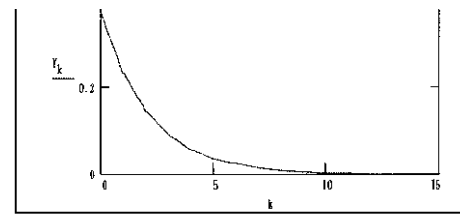
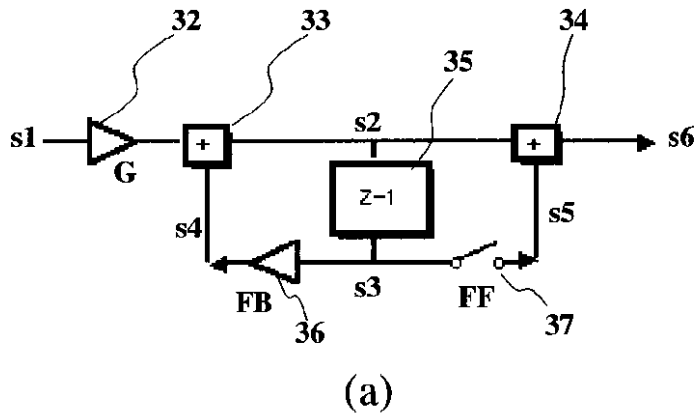
【図3】



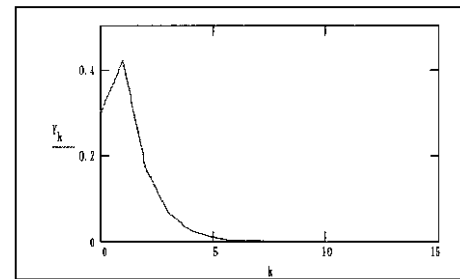
【図4】



【図 5】

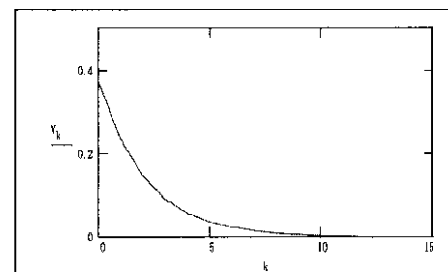
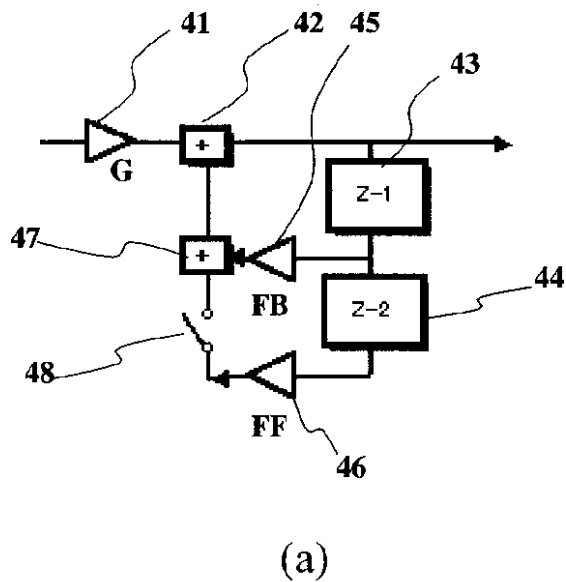


(b) $G = 0.375$
 $FB = 0.625$
 $FF = 0.0$

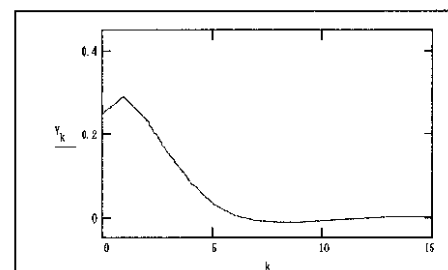


(c) $G = 0.246$
 $FB = 0.509$
 $FF = 1.0$

【図 6】



(b) $G = 0.375$
 $FB = 0.625$
 $FF = 0.0$



(c) $G = 0.247$
 $FB = 1.168$
 $FF = -0.415$

专利名称(译)	超声波接收信号处理滤波器，超声波接收信号处理装置和超声波图像诊断装置		
公开(公告)号	JP2001321375A	公开(公告)日	2001-11-20
申请号	JP2000142646	申请日	2000-05-16
[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		
[标]发明人	馬場達朗		
发明人	馬場 達朗		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB23 4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/EE16 4C301/EE17 4C301/EE18 4C301/HH33 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/HH43 4C301/HH54 4C301/JB03 4C301/JB28 4C301/JB29 4C301/JB32 4C301/JB36 4C301/JB42 4C301/JC07 4C301/JC14 4C301/KK22 4C301/LL04 4C301/LL08 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/EE15 4C601/HH31 4C601/JB01 4C601/JB03 4C601/JB19 4C601/JB21 4C601/JB23 4C601/JB24 4C601/JB28 4C601/JB30 4C601/JB33 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JB55 4C601/JC04 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL05 4C601/LL07		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了减小硬件规模并切换低成本，小型化和节能优异的主要特性和次要特性，超声多普勒信号滤波器，超声接收信号处理装置及其类似物。本发明的目的是提供一种所使用的超声诊断成像设备。解决方案：滤波器中执行帧间加法和平均的滤波器中帧缓冲器35的输出用作反馈信号和前向信号，加法器分别通过在滤波器输入的后级和滤波器输出的前级提供的加法器33和34进行加法运算。。

