

(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2005-81151  
(P2005-81151A)

(43) 公開日 平成17年3月31日(2005.3.31)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>  
A 6 1 B 8/06

F I  
A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)  
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 (22) 出願日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国	特願2004-258724 (P2004-258724) 平成16年9月6日 (2004.9.6) 501529 平成15年9月9日 (2003.9.9) 米国 (US)	(71) 出願人 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ Koninklijke Philips Electronics N. V. オランダ国 5621 ペーアー アイン ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1 Groenewoudseweg 1, 5 621 BA Eindhoven, T he Netherlands  (74) 代理人 100070150 弁理士 伊東 忠彦 (74) 代理人 100091214 弁理士 大貫 進介
最終頁に続く		

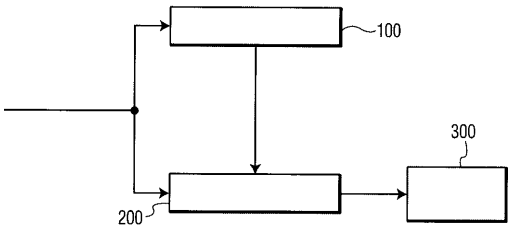
(54) 【発明の名称】 スペクトル及びオーディオドップラー用トラッキングクラッターフィルター

(57) 【要約】

【課題】 本発明は、超音波画像化システムに関し、特に、スペクトルドップラー画像化モードにおいて超音波システムにより受信されたエコー信号からクラッターを消失する技術に関する。

【解決手段】 超音波システムを用いたスペクトルドップラー画像用適合可能クラッターフィルターにおいて、バンドストップ中心周波数及び/又はクラッターフィルターのバンド幅は、低速度の血流信号の通過を可能としつつ移動するクラッターを良好に消去すべく、短時間に効果的に適合される。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

スペクトルドップラーデータが生成される受信エコー信号からクラッター信号を適合的にフィルタリングする方法であって：

超音波をサンプル容量に送信するステップ；

前記サンプル容量からエコー信号を受信するステップ；

前記受信エコー信号においてクラッター信号の短時間において平均化された修正算出値を生成するステップ；

前記の短時間において平均化された修正算出値及びクラッターフィルターを用いることにより、前記受信エコー信号からクラッター信号を適合的にフィルタリングするステップであって、前記クラッターフィルターのフィルター係数は、前記の適合的にフィルタリングステップにより変更されない、ステップ；並びに

スペクトルドップラーデータを生成するように、前記のフィルタリングされた信号を分析するステップ；

を有する方法。

**【請求項 2】**

前記クラッターフィルターは、IIR フィルターであることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 3】**

前記クラッターフィルターの阻止域は、幅及び中心周波数の少なくとも一つに固定されていることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 4】**

前記の受信エコー信号からクラッター信号を適合的にフィルタリングするステップは、前記のフィルタリングを少なくとも 1 / 4 秒の算出されたクラッター信号へと適合するステップを有することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 5】**

前記の平均化された修正算出値を生成するステップは、前記受信エコー信号を低域通過フィルタリングし、且つ、前記の短時間において平均化された修正算出値を生成するように、前記の低域通過フィルタリングされたエコー信号を使用するステップを有することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 6】**

前記の平均化された修正算出値を生成するステップは：

前記受信エコー信号における前記クラッター信号の瞬間的な修正算出値を形成するステップ；及び

前記の短時間において平均化された修正算出値を生成するように前記の瞬間的な修正算出値を短時間において平均化するステップ；

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 7】**

前記の瞬間的な修正算出値を形成するステップは、前記クラッター信号のサンプルを該サンプルの前のサンプルの複素共役にて乗算することにより瞬間的な修正算出値を形成するステップをさらに有することを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

**【請求項 8】**

前記の前のサンプルは、現在のサンプル（瞬間的なラグ 1 の修正）の直前であることを特徴とする請求項 7 に記載の方法。

**【請求項 9】**

前記の前のサンプルは、現在のサンプルの一つ以上前であることを特徴とする請求項 7 に記載の方法。

**【請求項 10】**

前記の短時間において平均化された修正算出値を生成するように前記の瞬間的な修正算出値を短時間において平均化するステップは、移動平均フィルター（FIR）又は自動後

10

20

30

40

50

退 ( I I R ) フィルターのいずれかにより実施されることを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 1 1】

前記の短時間において平均化された修正算出値を生成するように前記の瞬間的な修正算出値を短時間において平均化するステップは、すべてのサンプルよりも低く行われ、且つ、段階的な変化を連続的に算出することを確実にするのに、平均的な十分な重なり合いを有していることを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 1 2】

前記の短時間において平均化された修正算出値を生成するように前記の瞬間的な修正算出値を短時間において平均化するステップは、該短時間において平均化された修正算出値が、急速な動きを適合可能にフィルタリングするのを阻止するように低周波数 ( 小角度 ) に限定されていることを特徴とする請求項 6 に記載の方法。 10

【請求項 1 3】

前記の受信エコー信号から前記クラッター信号を適合的にフィルタリングするステップは :

前記クラッターフィルターの阻止域の中心周波数を効果的に変更するステップ ; 及び  
前記クラッターフィルターの前記阻止域の幅を効果的に変更するステップ ;  
を有することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記クラッターフィルターは固定された阻止域を有し、 20  
前記のクラッターフィルターの阻止域の中心周波数を効果的に変更するステップは :  
前記の短時間において平均化された修正算出値にて算出された前記クラッター信号が、  
前記クラッターフィルターの固定された阻止域にシフトされるように、前記受信エコー信号を複合回転するステップ ;  
前記の複合回転された信号を前記フィルターにてフィルタリングするステップ ; 及び  
前記出力信号が前記受信エコー信号の元の位置にシフトされるように前記のクラッターにてフィルタリングされた信号を複合回転するステップ ;  
を有することを特徴とする請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記の出力信号が前記受信エコー信号の元の位置にシフトされるように前記のクラッターにてフィルタリングされた信号を複合回転するステップに使用される複合回転ファクターは、ユニットマグニチュードフューザーである可変周波数ローカルオシレーター ( L O ) であって、その位相が、サンプル自体を現在の短時間において平均化された修正算出値のユニットマグニチュードのバージョンにて乗算することにより更新されることを特徴とする請求項 1 4 に記載の方法。 30

【請求項 1 6】

前記の短時間において平均化された修正算出値で算出された前記クラッター信号が、前記クラッターフィルターの固定された阻止域にシフトされるように、前記受信エコー信号を複合回転するステップに使用される複合回転ファクターは、前記出力信号が前記受信エコー信号の元の位置にシフトされるように、前記のクラッターによりフィルタリングされた信号を複合回転するステップに使用される複合回転ファクターの複素共役であることを特徴とする請求項 1 4 に記載の方法。 40

【請求項 1 7】

前記クラッターフィルターは、複数のクラッターフィルターを有しており、  
前記のクラッターフィルターの阻止域の幅を効果的に変更するステップは、前記の複数のクラッターフィルターへと前記受信エコー信号を入力するステップであって、前記の複数のクラッターフィルターのそれぞれは、異なる固定された阻止域を有している、ステップを有している  
ことを特徴とする請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記のクラッターフィルターの阻止域の幅を効果的に変更するステップは、前記の複数のクラッターフィルターの一つから出力を選択するステップであって、該選択は、現在の短時間において平均化された修正算出値に基づいている、ステップを有している

ことを特徴とする請求項 17 に記載の方法。

【請求項 19】

前記のクラッターフィルターの阻止域の幅を効果的に変更するステップは、前記の複数のクラッターフィルターに由来する複数の出力から出力を内挿するステップであって、該内挿は、現在の短時間において平均化された修正算出値に基づいている、ステップを有している

ことを特徴とする請求項 17 に記載の方法。

10

【請求項 20】

スペクトルドップラーデータが生成される受信エコー信号からクラッター信号を適合的にフィルタリングするシステムであって：

超音波が送信されるサンプル容量から受信したエコー信号におけるクラッター信号の短時間において平均化された修正算出値を生成する算出器；並びに

前記の短時間において平均化された修正算出値を用いることにより前記受信信号から前記受信信号を適合的にフィルタリングする手段及び固定フィルター係数を有するクラッターフィルター；

を有するシステム。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像化システムに関し、特に、スペクトルドップラー画像化モードにおいて超音波システムにより受信されたエコー信号からクラッターを消失させる技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波医療用トランスデューサーは、患者の内臓を観察するのに用いられる。この超音波範囲は、ヒトが聴覚可能な最も大きい周波数である 20 kHz を本質的な下限とされている。医療用トランスデューサーは、吸収されない場合、エコー（つまり反射）、屈折などが身体構造により散乱される超音波パルスを放出する。最も多くの受信信号は、散乱に由来し、これは、全方向に分散する波のエネルギーの小さな一部を形成する多くの（波長よりも十分小さい）小型の不均一性により発生される。この信号は、トランスデューサーにより受信され、これらの受信信号は、画像へと変換される。ランダムな位相の多くの散乱波の合計は、受信信号の結果的な画像を生じる。

30

【0003】

超音波システムを制御する複数の画像化及び／又は診断モードが存在する。多くの基本的なモードは、A モード、B モード、M モード及び 2 次元モードである。A モードは増幅モードであって、戻ってくる音声エネルギーの増幅に依存して信号がスパイクとして表示される。B モードは、輝度モードであって、信号は種々の一として表示され、その輝度は、戻ってきた音声エネルギーの増幅に依存している。M モードはモーションモードであって、そこでは、B モードが適用され、ストリップチャートレコーダーが深さ及び時間の関数として構造を視覚化し得る。

40

【0004】

2 次元モードは、基本的な 2 次元画像化モードである。2 次元モードにおいて、超音波送信ビームは、内部構造が深さと幅の関数として視覚し得るように、前後に掃引される。ビームを左から右へと急速に操縦（steering）することにより、1 つの 2 次元断面画像が形成されてもよい。2 次元（及び 3 次元）において画像化する他の画像化モードも存在し、且つ、これらは、画像を生成するのに使用される技術／方法論のタイプ（例えば「調波（harmonic）」又は「ドップラー」等）に通常基づいた固有の名前によ

50

りしばしば参照される。

【0005】

種々のモードの画像化は、ドップラー効果に依存しており、この現象により、接近する物体に由来する音声周波数は、より高い周波数を有し、逆に、後退する物体に由来する音声はより低い周波数を有する。超音波システムにおいて、この効果は、物体中の血流の速度及び方向を同定するのに使用される。連続波 (continuous wave; CW) ドップラーモードは、連続的な超音波信号を送信し、移動する標的、例えば血球から受信した散乱エコーの周波数シフトを同定する。これに反して、パルス状ドップラーモードは、超音波エネルギーの定期的なパルスを送信し、単一エコーの周波数シフト上に存在しない、パルス状エコーの受信したシリーズの位相又は時間シフトを同定する。主要なドップラー画像化技術には、カラーフロードップラー、スペクトルドップラー及びパワードップラーが含まれる。

10

【0006】

カラーフロー画像化 (color flow imaging; CFI) において、サンプル容量は、方向及び速度フローデータ用のカラーマッピングを利用して検出され且つ表示される。最も一般的には、これは、血流速度及び方向を示す色彩を重ね合わされたグレースケール画像をもたらす。カラーマッピングフォーマットには、BART (blue away, Red Toward)、RABT (Red Away, Blue Toward) 又はエンハンスド/バリアンスフローマップが含まれ、そこでは、彩度がタービュレンス (turbulence) / 加速 (acceleration) を示し、且つ、色彩強度がより高い速度を示す。いくつかのマップは、加速速度及びタービュレンスを示すように、第三の色、つまり、緑色を使用している。(測定される血流速度がナイキスト限度 (Nyquist limit) (PRFの半分) を超える場合) のエイリアシングは、例えば、積層構造からタービュレントフローへの移行など、流れの妨害を検出するのに使用されてもよい。パワードップラーは、血流方向を示さず、むしろ、いかなる流れが存在するかを示すパワードップラー画像における色彩を示す。ドップラー信号は、パワードップラー画像化とは異なった処理される：自動修正を介したバリアンス平均周波数及び分散を算出することによって、パワースペクトルの積分が算出されカラーコード化される。パワードップラー画像化は、受信したドップラー信号の全パワーに基づいているので、その結果は、血流速度には依存しない。

20

30

【0007】

スペクトルドップラーは、パルス状態又はCWドップラーの超音波方法を参照しており、「スペクトルディスプレイ」としての流速測定の結果を示す。スペクトルディスプレイは、上記の測定に存在する全体のドップラー周波数シフト (又は血流速度) 範囲を示す。スペクトルドップラーは通常、フロー信号のステレオオーディオ出力も含む。「増幅対周波数スペクトルディスプレイ」は、経時的な特定の動きに存在するすべてのドップラー周波数シフトの増幅を示す。より一般的な「時間-速度スペクトルディスプレイ」は、ドップラー周波数シフト (又は血流速度) の全スペクトルが経時的にいかに変化するかを示す。図1は、頸動脈の時間-速度スペクトルディスプレイを示す。図1に示すように、時間-速度スペクトルディスプレイの横軸は時間を示す一方、その高さは、速度 (cm/s) を示す。

40

【0008】

ドップラー画像化モードにおいて、広域フィルタは、到着する信号に由来する高い増幅で低速度の信号を減弱又は消失するのに用いられるべきである。これら所望しない強く緩徐な信号は、ほとんどが組織壁 (例えば、心臓、肝臓、血流を有している動脈又は静脈の血管壁等) に由来するので、これら広域フィルタは、「ウォールフィルタ (wall filter)」として知られる。広域フィルタが存在しないと、高い増幅で低速度のドップラー信号は、例えば、弱く速い血流の信号などの低い増幅で高速の信号を抑制してしまう。特に、所望しない強い且つ弱い信号は、(時間-速度スペクトルにおける高い増幅のスパイクである) クラッター信号及びオーディオスピーカーにおける「ウォール

50

サンプ (wall thump) を生成する。これら広域フィルターは、「クラッターフィルター」としても知られる。

#### 【0009】

この広域フィルターが、例えば、DC (つまり周波数ゼロ) において中心化されたその阻止域 (stop band) にて固定されている場合、移動するクラッター信号は、流れ測定を通過し妨害する可能性がある。いくつかのカラーフロー画像化超音波システムは、同様にこれら移動するクラッター信号を消失すべく、「適合可能な」クラッターフィルターを使用する。適合可能なクラッターフィルターは、到着信号に基づいて適合する (つまり、リアルタイムにそれ自身を変化させる)。

#### 【0010】

CFIにおいて、適合可能フィルターとしてクラッターフィルターを使用することは容易である。一つの事項に関して、この入力信号は、CFIにおいて「フローパケット」へと分割され、且つ、データのパケットにおけるクラッターを消失するための適合可能なフィルターを使用することは容易である。他の事項に関して、CFIは、各フローパケットの平均パラメーターを表示するのみである (つまり、処理する信号の最終結果は、入力として進行する個々のサンプルを必要としない)。

#### 【0011】

逆に、スペクトルドップラーにおいて適合可能クラッターフィルターを使用することは、より挑戦的である。CFIにおいて、データパケットは、異なっており、独立してクラッターフィルタリングされてもよい。スペクトルドップラーにおいて、そのパケットつまり、スペクトル分析に使用される高速フーリエ変換 (FFT) 時間セグメントは、異なっており、且つ、非依存的でもない。さらに、スペクトルドップラーにおけるクラッターフィルターの時間反応は多重的なFFT時間セグメントに対して典型的に延長している。

#### 【0012】

移動するクラッター信号は、スペクトルドップラー画像化を実行する際、やっかいである。例えば、頸動脈を画像化する際、強い心臓収縮パルスは、スペクトルディスプレイのベースライン近傍において明るいプロブ及びオーディオ信号を聴く場合、オーディオにおけるサンプを付する傾向にある。適合可能クラッターフィルターは、スペクトルドップラー画像化モードにおける超音波システムに利用可能ではないので、オペレーターは、典型的に、移動するクラッターが、時間-速度スペクトルディスプレイにおける明るく (高い増幅の場合)、低い (低周波数の) 信号として出現するように開始する際、クラッターフィルターのカットオフ周波数を増加する (つまり、その阻止域を拡大する)。しかしながら、心臓収縮のクラッターサンプを消失すべく、クラッターフィルターの帯域阻止 (band stop) が、オペレーターの手動制御により大雑把にマニピュレートされる場合、緩徐な心臓収縮血流は、視覚し測定することがより困難となる。頸動脈における円周及び/又は横方向の動きが心臓収縮サイクルに対して変更し、経時的に持続して周波数及びバンド幅を変化するクラッター信号をもたらす。手動でかかる変化を捕捉し得ない。

#### 【0013】

Moらによる特許文献1 (以下、「Moシステム」又は「Moフィルター」と略す) は、スペクトルドップラー画像化に使用するための適合可能なクラッターフィルターを開示し、この文献全文を参照文として本願に取り込む。(Mo特許の図3の再現である) 図2に示すように、Moシステムにおける到着信号は、広域フィルタリングされた信号の高速フーリエ変換 (FFT) を取得するスペクトルアナライザーへ向かう前に、ウォールフィルター10によりフィルタリングされる。加えて、他のパスにおいて、(クラッター信号を単離すべく)、到着する信号は、LPF26により低域通過フィルタリングされ、その後、低域通過フィルタリングされた信号の全パワーは、28においてコンピューターを用いて演算される。このフィルタリングされた信号に存在する有意なクラッターが存在する場合、クラッター周波数の平均及び分散は、34において算出される。フィルター選択口ジック36は、算出されたクラッター周波数の平均及び分散に基づいて、フィルター係数ルックアップテーブル (LUT) 22 から最も適したフィルター係数 (filter c

10

20

30

40

50

o e f f i c i e n t ) を選択する。

【 0 0 1 4 】

しかしながら、到着信号もフィルタリングする一方 I I R フィルター係数の M o システムにおける定数の変更は、新規のフィルター係数及び過去の入力データと一貫しないフィルター状態に起因した好ましくないアーティファクトをもたらす可能性がある。M o システムにおいてフィルター係数をいかなる場合にも変更する I I I R フィルター状態の再初期化は、実用的ではない。なぜなら、これ自体の再初期化は、出力において過渡電流 ( t r a n s i e n t ) を発生し、且つ、この過渡電流は、セグメントが重なりあっているもので、F T T 時間セグメント間の境界において置き換えることができないからである。

【 0 0 1 5 】

したがって、問題のあるアーティファクトを生じることなくリアルタイムに適合可能なスペクトルドップラー画像化用の適合可能なクラッターフィルターに関する要求が存在する。

【特許文献 1】米国特許第 6 , 2 9 6 , 6 1 2 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 6 】

本発明は、スペクトルドップラー画像化モードにおける超音波システムにて到着信号に由来するクラッターを適合可能にフィルタリングするための方法及びシステムを提供する。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 7 】

本発明のシステム及び方法において、クラッターフィルターの阻止域は、低速度の血液に由来するエコーがスペクトルアナライザーへと通過することを可能にしつつ、消失させるために移動するクラッター信号を良好に標的化するように、短時間 ( 好ましくは少なくとも 1 / 4 秒 ( a t l e a s t 4 t i m e s a s e c o n d ) ) で自動的に適合される。

【 0 0 1 8 】

本発明による適合可能クラッターフィルターにおいて、2つの構成要素、つまり、クラッター周波数の算出と到着信号のフィルタリングとが存在する。算出中、瞬間的な修正算出値が形成され、その後、平均的で短時間の修正算出値が生成されるように、短時間に関して平均化される。フィルタリング中、現在の平均的な修正算出値は、I I R クラッターフィルターの入力及び / 又は出力を改質すべく使用される。

【 0 0 1 9 】

本発明の他の目的及び特徴は、添付した図面との組み合わせを考慮した以下の詳細な記述により明らかにされるであろう。しかしながら、理解されるべきことは、これら図面は、図示の目的にのみデザインされており、本発明の限度の規定としてはデザインされていないことであって、この目的において、参照文は添付した請求項にてなされるものである。さらに理解すべき事柄は、これら図面は、スケールに対応すべく必要的に記載されているものではなく、他に示す以外に、ここに述べた構造及び工程を概念的に示すことのみを意図している。

【発明の効果】

【 0 0 2 0 】

本発明によるクラッターフィルターの阻止域は、低速度の血液に由来するエコーがスペクトルアナライザーへと通過することを可能にしつつ、消失させるために移動するクラッター信号を良好に標的化するように、短時間 ( 好ましくは少なくとも 1 / 4 秒 ( a t l e a s t 4 t i m e s a s e c o n d ) ) で自動的に適合される。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 1 】

上述したように、本発明は、図 3 に示したように、クラッター周波数の算出 1 0 0 と、

10

20

30

40

50

スペクトルアナライザー 300へと進行する前に、到着信号のフィルタリングとを行う2つの基本的な構成要素を伴った適合可能クラッターフィルタに関連する。これら3つのモジュールは、概念的であって、これらモジュールにて実行されるべきここに示された機能がハードウェア、ソフトウェア又はファームウェアを種々組み合わせて実行されてもよい種々の方式において本発明を実行する様式を限定するものではないことを理解すべきである。さらに、1つのモジュールにおける機能は、他のモジュール又は単一のモジュールと共に組み合わせて実行されてもよい。

#### 【0022】

演算100中、平均的な短時間の修正算出値を生成するように、瞬間的な修正算出値が形成され、その後、短時間について平均化される。演算100に関する特定の構成要素は、図4に示す。演算100は、クラッターフィルタのパワーのほとんどが存在する単に低い周波数信号が、クラッター信号算出値を生成すべく使用されるように、時間-ドメインデータ信号をフィルタリングする低域通過フィルタ(LPF)110を含んでもよい。次に、瞬間演算器120は、このフィルタリングされた信号から瞬間修正算出値を形成する。本発明の好適実施例において、瞬間演算器120は、各サンプルを前のサンプルの共役(conjugate)による乗算により、瞬間的なラグ1の修正演算値を形成する。他の好適実施例において、1サンプルよりも多いラグは、良好な周波数解像度を提供するのに使用されてもよく、特に、到着クラッター信号が初期的に低域通過フィルタリングされている場合、使用されてもよい。

#### 【0023】

瞬間演算器120により生成された瞬間修正算出値は、短時間の平均化された修正算出値を生成するように、短時間アベレージャー130により短時間で平均化される。この短時間アベレージャーは、例えば、移動平均フィルタ(FIRフィルタ)又は自動後退(IIRフィルタ)技術のいずれかを用いて実行されてもよい。短時間にて平均化された修正算出値は、すべてのサンプルよりも低く演算されてもよく、段階的な変化を連続的に算出することを確実にするのに、平均的な十分な重なり合いを提供する。この修正算出値は、異常な状態における、所望信号の外部にフィルタリングされた適合可能なクラッターフィルタにおいてもたらず、急速な動きに適合することを阻止する低周波数(小角度)に限定されてもよい。

#### 【0024】

演算100は、短時間の平均化された修正算出値を出力する。これらの修正算出値は、フィルタリング200に入力され、これは、これらを短時間のスケール(好ましくは少なくとも1/4秒(at least 4 times a second))において一つ以上のクラッターフィルタを適合するのに使用する。特に、フィルタリング200は、クラッターフィルタを(演算100に由来する修正算出値にて示されている)現在のクラッター信号の環境に適合すべく、クラッターフィルタの阻止域中心周波数及び/又は阻止域自体の幅を自動的に調節する。従って、フィルタの適合に関する2つの技術は、(1)スペクトル上の阻止域中心周波数の位置を変更し、且つ(2)阻止域の幅を増加又は減少する、ことである。これら2つの適合技術は、ここに分けて示しているが、両方の適合タイプの組み合わせは、本発明における適合可能クラッターフィルタを実行するのに使用されてもよい。

#### 【0025】

図5は、クラッターフィルタを適合する中心周波数として実行されるフィルタリング200を示す。図5において、到着データ信号は、演算100からの修正算出値に基づいてプレミキサー210により複合回転される(complex rotate)(ミキシングされる)。本質的に、この複合回転は、到着信号のスペクトルが周波数へと移行させる。シフトされた信号は、実際の係数を有し、DC(周波数ゼロ)にて永続的に設定されたその阻止域の中心周波数を有するIIRクラッターフィルタ220へと進行する。言い換えれば、IIRクラッターフィルタ220は、バンド幅及び中心周波数の両方に固定される。本質的に、修正算出値は、到着信号のうちのクラッター信号が固定されたI I

10

20

30

40

50



Rクラッターフィルター２２０において中心化されるように、到着信号をシフトするのにプレミキサー２１０により使用される。事実上、これは、ＩＩＲクラッターフィルター２２０の阻止域中心周波数を、ＩＩＲクラッターフィルター２２０が実際に変更されず且つ適合されていない場合であってもクラッター信号が存在しているところへと移動する。この信号は移動されるが、フィルターではない。

#### 【００２６】

ＩＩＲクラッターフィルター２２０が、算出されたクラッター信号をフィルタリングした後、このフィルタリングされた信号は、演算１００に由来する修正算出値に基づいてその元の周波数へと、ポストミキサー２３０により複合回転（ミキシング）される。この実施例において、ポストミキサー２３０の複合回転ファクターは、可変周波数ローカルオシレーター（ＬＯ）であって、それ自体が、現在の修正算出値のユニットマグニチュードバージョンにて乗算されることによりサンプル毎にアップデートされる位相のユニットマグニチュードフェーザー（*unit-magnitude phasor*）である。その結果、プレミキサー２１０の複合回転ファクターは、同一で反対の周波数を有するように、ちょうど、ポストミキサー２３０の複合回転ファクターの複素共役となっている。

10

#### 【００２７】

図６は、バンド幅適合クラッターフィルターとしてフィルタリング２００を実行する例を示す。図６において、二つ以上のＩＩＲクラッターフィルター２２０のバンクが存在し、各ＩＩＲクラッターフィルター２２０は、固定された周波数及び幅の阻止域を有する。到着データ信号が各ＩＩＲクラッターフィルター２２０に進行するが、ＩＩＲクラッターフィルター２２０のバンクの出力は、フィルタリングされた出力信号を生成するＭＵＸ／インターポレーター２３１に進行する。ＭＵＸ／インターポレーター２３１は、ＩＩＲクラッターフィルター２２０のバンクから最も適切なクラッターフィルターを選択するか、二つ以上の適切なクラッターフィルターの出力を内挿（混合）することにより出力信号を生成する。ＭＵＸ／インターポレーター２３１は、演算１００に由来する修正算出値に基づいてクラッターフィルターが適切であるかを同定する。

20

#### 【００２８】

図５における周波数を適合するためのデータ回転技術及び図６におけるバンド幅を適合するための平行フィルター技術の両方は、固定された阻止域を有するＩＩＲクラッターフィルターを有する。従って、本発明の好適実施例に従ったフィルタリング２００は、進行する到着信号をフィルタリングしつつ、ＩＩＲフィルター係数を連続的に変更することを阻止している。先行技術では、進行する到着信号を処理しつつＩＩＲフィルター係数を動的に変更することは、新規の係数と過去の入力データとが一貫しない古いクラッターフィルター状態に起因して好ましくないアーティファクトを生じた。

30

#### 【００２９】

係数を変更してもよいが他の方法におけるアーティファクトを阻止するその他の適合可能ＩＩＲフィルター技術が存在する。例えば、新規のフィルター状態は、入力された入力データのセットをフィルタリングすることにより算出されてもよく、このデータのセットは、循環バッファ中に保持されている過去の入力データか、利用可能であれば、現在のサンプルに由来する先行する入力データのいずれかである。或いは、新規のフィルター状態は、古い係数及び新規の係数及び古い状態から分析的に算出されてもよい。

40

#### 【００３０】

本願に述べた種々の技術は、例えば、中心周波数及びバンド幅の両方に適合するか、及び／又は、動的にフィルター係数を変更するクラッターフィルターを形成するように組み合わせられてもよい。

#### 【００３１】

従って、本発明の好適実施例に適合される本発明の基本的で新規な特徴を示し、述べ且つ指摘しているが、本発明の形態、既述した装置の詳細及び制御における種々の削除、置換及び変更は、本発明の精神から解離することなく当業者によりなされてもよいことを理解すべきである。例えば、明確に意図しているのは、同様の結果を達成する実質的に同様

50

の方法における実質的に同様の機能を実行するこれらの要素及び／又は方法の全ての組み合わせは、本発明の範囲内におさまる、ということである。さらに、本発明の開示した種々の形態及び実施例にて組み合わせて示し且つ述べた構造、要素及び／又は方法は、デザインの選択に関する一般的な事項として開示し、述べ或いは提案した形態又は実施例と組み合わせて導入されてもよい。従って、添付した請求項の範囲により示された事項のみで限定することを意図する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 2 】

【図 1】常套的なスペクトルドップラー画像化に従った、頸動脈においてドップラー周波数シフトの全スペクトルが経時的にどのように変化するかを示す時間 - 速度スペクトルディスプレイである。 10

【図 2】スペクトルドップラー画像化システムにおける先行技術の適合可能な IIR クラッターフィルタに関する構成要素 / ステップを示すフローチャート / ブロック図である。

【図 3】本発明に従った、スペクトルドップラー画像化システムにおける適合可能なクラッターフィルタに関する構成要素 / ステップを示すフローチャート / ブロック図である。

【図 4】本発明の好適実施例に従った図 3 に由来の算出モジュール 100 の構成要素 / ステップを示すフローチャート / ブロック図である。

【図 5】本発明の好適実施例に従った、中心周波数適合クラッターフィルタとして実行される図 3 に由来のフィルタリングモジュール 200 に関する構成要素 / ステップを示すフローチャート / ブロック図である。 20

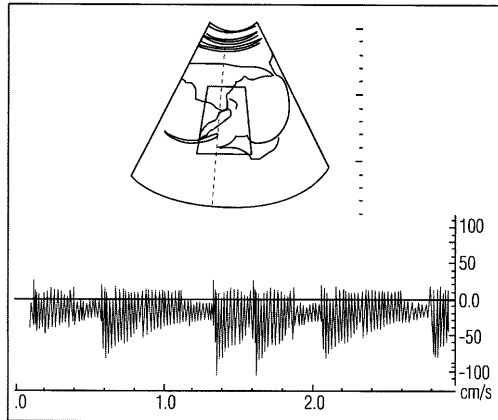
【図 6】本発明の好適実施例に従った、バンド幅適合クラッターフィルタとして実行される図 3 に由来のフィルタリングモジュール 200 に関する構成要素 / ステップを示すフローチャート / ブロック図である。

【符号の説明】

【 0 0 3 3 】

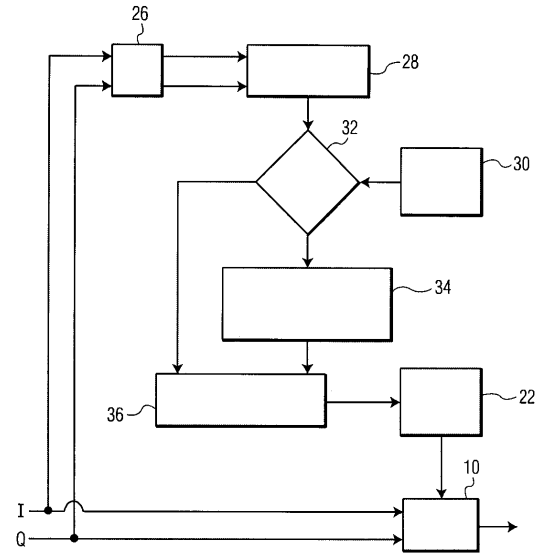
10	ウォールフィルタ	
26	L P F	
36	フィルタ選択ロジック	30
100	演算	
110	低域通過フィルタ	
120	瞬間演算器	
130	短時間アベレージャ	
200	フィルタリング	
210	プレミキサー	
220	IIR クラッターフィルタ	
230	ポストミキサー	
231	MUX / インターポーレーター	
300	スペクトルアナライザ	40

【 図 1 】



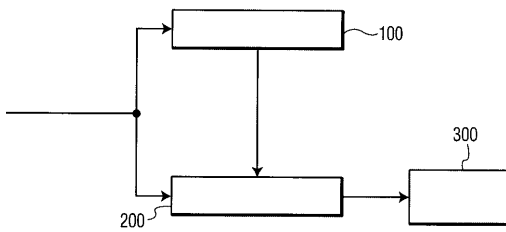
先行技術

【 図 2 】

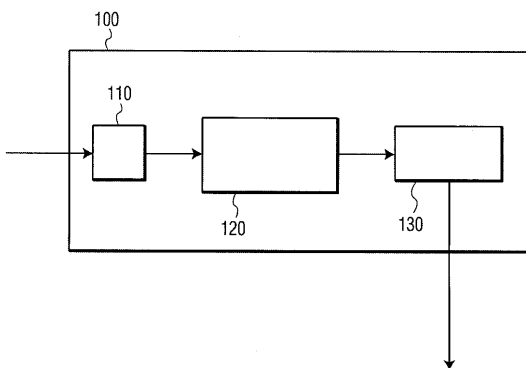


先行技術

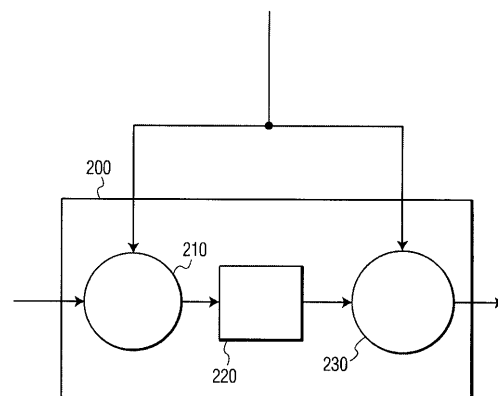
【 図 3 】



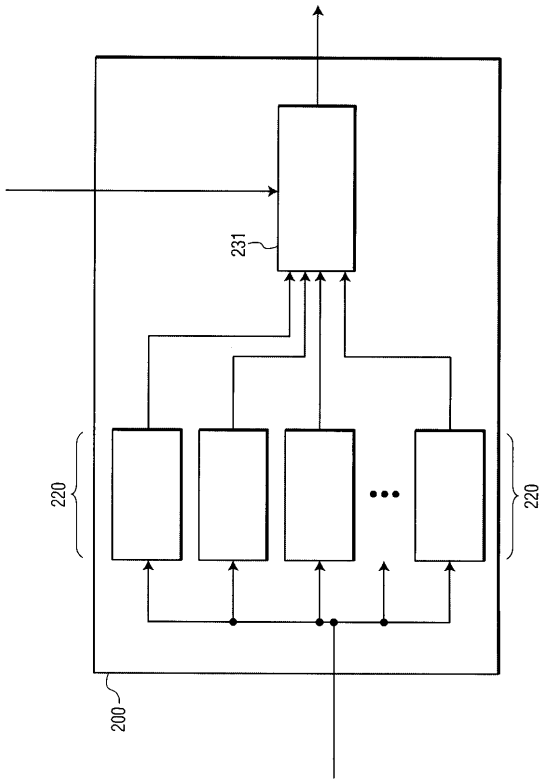
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 デイヴィッド ダブリュ クラーク

アメリカ合衆国, ニューハンプシャー州 03087, ウィンダム, シャロン・ロード 38

Fターム(参考) 4C601 DE03 EE04 EE07 JB31 JB32 JB33 JB48 JB49 JB51 KK17

专利名称(译)	跟踪杂波滤波器的频谱和音频多普勒		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005081151A</a>	公开(公告)日	2005-03-31
申请号	JP2004258724	申请日	2004-09-06
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	デイヴィッドダブリュクラーク		
发明人	デイヴィッド ダブリュ クラーク		
IPC分类号	A61B8/06 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/06 G01S15/8981		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/JB31 4C601/JB32 4C601/JB33 4C601/JB48 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/KK17		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/501529 2003-09-09 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

超声成像系统技术领域本发明涉及超声成像系统，更具体地，涉及用于在频谱多普勒成像模式下从超声系统接收的回波信号中消除杂波的技术。在用于使用超声系统的频谱多普勒成像的自适应杂波滤波器中，带阻中心频率和/或杂波滤波器的带宽使得能够在允许低速血流信号通过的同时移动杂波。可以在短时间内有效地进行调整，以实现良好的擦除效果。[选择图]图3

