

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2007-507271

(P2007-507271A)

(43) 公表日 平成19年3月29日(2007.3.29)

(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 予備審査請求 未請求 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2006-530722 (P2006-530722)
 (86) (22) 出願日 平成16年9月2日(2004.9.2)
 (85) 翻訳文提出日 平成18年3月29日(2006.3.29)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2004/002892
 (87) 国際公開番号 W02005/033737
 (87) 国際公開日 平成17年4月14日(2005.4.14)
 (31) 優先権主張番号 03300139.7
 (32) 優先日 平成15年9月30日(2003.9.30)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁(EP)

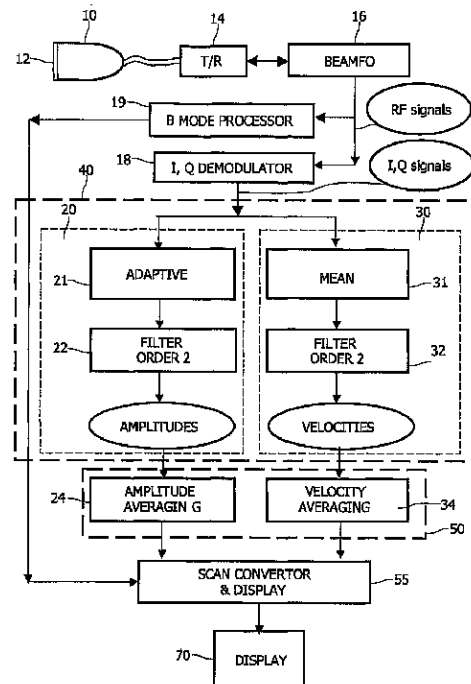
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (72) 発明者 ジェルモンルーエ, ロラランス
 フランス国, 75008 パリ, ブールヴァール・オスマン 156

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波イメージングにおけるスモールアンサンブル長によるクラッタフィルタリング

(57) 【要約】

移動する組織及び流体を有する体の超音波データを取得するトランスデューサ要素アレイを有するプローブと、各送信ビームに対し、2より多く8より少ない時間サンプルのアンサンブル長を利用する前記体内の超音波ビームを送受信するビーム形成システムと、ハイパスフィルタリングに続いて、振幅信号に適用される適応的クラッタ復調とフェーズ信号に適用される平均クラッタ復調とを有する流動ドップラー信号を処理する処理手段と、前記処理された流動ドップラー信号に基づき画像を表示する表示手段とを有することを特徴とする超音波イメージングシステム。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

移動する組織及び流体を有する体の超音波データを取得するトランスデューサ要素アレイを有するプローブと、

各送信ビームに対し、2より多く8より少ない時間サンプルのアンサンプル長を利用する前記体内の超音波ビームを送受信するビーム形成システムと、

ハイパスフィルタリングに続いて、振幅信号に適用される適応的クラッタ復調とフェーズ信号に適用される平均クラッタ復調とを有する流動ドップラー信号を処理する処理手段と、

前記処理された流動ドップラー信号に基づき画像を表示する表示手段と、
を有することを特徴とする超音波イメージングシステム。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波イメージングシステムであって、

前記フィルタリング手段は、2次 IIR フィルタを有することを特徴とするシステム。

【請求項 3】

請求項 1 記載の超音波イメージングシステムであって、

前記フィルタリング手段は、振幅信号をフィルタリングする 3 次 IIR フィルタを有することを特徴とするシステム。

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 何れか一項記載の超音波イメージングシステムであって、

前記フィルタリング手段は、前記振幅信号からパワードップラー信号と、前記フェーズ信号から流動速度信号とをそれぞれ生成する空間平均化手段を有する後処理手段に続くことを特徴とするシステム。

20

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 何れか一項記載の超音波イメージングシステムであって、

前記後処理手段は、前記フィルタにより提供される結果の空間平均化を実行し、8より小さなアンサンプル長の利用を補償することを可能にするため、ハイパスフィルタリング手段の結果となる、振幅データに適用される振幅平均化手段と、前記速度データに適用される速度平均化手段とを有することを特徴とするシステム。

【請求項 6】

請求項 5 記載の超音波イメージングシステムであって、

前記処理手段は、流動速度をカラー値に変換するカラー流動速度プロセッサを有することを特徴とするシステム。

30

【請求項 7】

請求項 5 記載の超音波フェーズドアレイイメージングシステムであって、

前記処理手段は、前記推定されたパワー量をカラー値に変換するカラーパワープロセッサを有することを特徴とするシステム。

【請求項 8】

請求項 1 乃至 7 何れか一項記載の超音波イメージングシステムであって、

前記組織の構造画像の形成のため、空間ベースによりエコー信号の振幅情報を処理する B モードプロセッサを有することを特徴とするシステム。

40

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 何れか一項記載の超音波イメージングシステムであって、

前記 B モードデータ、カラー流動速度データ、カラーパワーデータ、表示のため前記画像データを記憶する画像メモリを処理するディスプレイプロセッサと、

前記ユーザが 1 つのモード又は他の組み合わせられたモードにより表示する画像を選択するユーザ制御と、
を有することを特徴とするシステム。

【請求項 10】

請求項 1 乃至 9 何れか一項記載のシステムに結合され、超音波データを取得するプロー

50

ブを有する超音波検査装置。

【請求項 11】

請求項 1 乃至 9 何れか一項記載のシステムの手段の機能を実現する命令セットを有するプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波フェーズドアレイイメージング (phased array imaging) システムに関し、より詳細には、体の可動部の 2 次元又は 3 次元動画像を形成する手段を有するイメージングシステムに関する。これらの可動部は、典型的には動脈や心臓などの血管における血流である。組織はクラッタ (clutter) として規定される。

10

【0002】

本発明は、特に医療用超音波イメージングの分野における用途に見出される。

【背景技術】

【0003】

クラッタフィルタリング (clutter filtering) は、受け取ったドップラー信号から流動情報を抽出する必要がある。現在のシステムでは、流動情報を生成するのに用いられるドップラー時間信号サンプルのサンプル数は、通常は 8 ~ 16 である。時間信号サンプルの個数、すなわち、送信ビームに沿った連続信号の信号数は、「アンサンブル長 (ensemble length)」と定義される。

20

【0004】

超音波画像は、残響、マルチパスエコー、可干渉波干渉 (coherent wave interference) などのいくつかのソースから生ずる画像アーチファクトを受ける。これらのアーチファクトは、画像中に様々な方法により現れ、組織画像として広く説明することができる。動脈壁や心臓壁などの強い自律的構造は、血液により生成される弱い信号をマスクする。このため、クラッタと呼ばれる組織構造が体内領域の画像を大きく劣化させないような形式により超音波画像情報を提供することが望ましい。例えば、組織情報が流動情報からの除去のためフィルタリングされる形式による超音波画像情報を提供することが望ましい。

30

【0005】

ドップラー情報を利用して体をイメージングすることは、すでに知られている。ドップラー情報は、2つの方法により体をイメージングするのに利用されている。1つのドップラーイメージング技術は、通常はドップラー速度イメージングと呼ばれる。よく知られているように、当該技術は、超音波画像の画像平面上のサンプルボリューム (sample volume) と呼ばれる異なる位置におけるドップラーデータの取得に関する。ドップラーデータが経時的に取得され、各サンプルボリュームにおける周波数又はドップラーフェーズシフトを推定するのに利用される。ドップラーフェーズシフト又は周波数は、動きや流動の方向を示すシフトの極性により、体内の流量又は組織移動速度に対応する。この情報は、シフト量又は速度及び極性に従ってカラー符号化され、拳動組織又は流体の構造を規定するため、画像平面の組織の構造画像上に通常は重ねられるかもしれない。画像のカラーは、例えば、心臓や血管における血流の速度及び方向を示すことができる。

40

【0006】

第2のドップラー技術は、パワードップラーとして知られている。このパワードップラー技術は、組織の移動速度や流量を推定するものではない。代わりに、このパワードップラー技術は、ドップラーシフトを示す受信したドップラー信号の測定された信号強度を提供する。このドップラー信号強度は、各サンプルボリュームにおいて測定することができ、カラーバリエーションにより表示可能である。ドップラー速度イメージングと異なり、パワードップラーは、速度イメージングの特徴となる方向決定及び低い感度の問題を与えない。カラーパワードップラーは、単に符号化されたカラーによりサンプルボ

50

リュームのドップラー信号強度を表示するにすぎない。

【0007】

カラードップラー速度イメージングと同様に、カラーパワードップラー表示は、従来は拳動が発生している機関又は組織構造を規定するため、構造Bモードにより表示される。各サンプルボリュームの値は、経時的に平均化されるか、ピーク値に基づくものとするのが可能であり、ドップラー速度信号の特徴となる速度及び方向の一定の変化を受けるものではないため、カラーパワードップラー表示は、体内の拳動又は流動状態の安定的な表示として提供することができる。

【0008】

クラッタフィルタリングのため超音波画像データを処理することは、S. Bjaerum、H. Torp及びK. Kristoffersenらによる「Clutter Filters Adapted to Tissue Motion in Ultrasound Color Flow Imaging」(IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, Vol. 49, no. 6, pp. 693-704, June 2002)なる刊行物からすでに知られている。超音波画像データは、通常、8~16のアンサンプル長のドップラー信号サンプルにより生成される(第1段落の終わりのコラム1)。クラッタ除去は、ハイパスフィルタリング以前に平均周波数の推定により当該信号をミックスダウンすることにより実行される。最善の結果は、信号から推定される一定でないフェーズインクリメントにより信号をミックスダウンすることにより取得された。これは、カラー流動速度イメージングの適応的クラッタフィルタリングアルゴリズムを構成する。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明の課題は、ドップラー情報を生成するのに利用されるアンサンプル長ELと呼ばれる時間信号サンプルのサンプル数を減少させることによって、ドップラー流動速度イメージング又はドップラーパワーイメージングのフレームレートを増大する処理手段を有する超音波イメージングシステムを提供することである。特に、本発明の課題は、6以下のアンサンプル長を用いてドップラー情報を生成することである。好ましくは、本発明の課題は、送信ビームに沿って「アンサンプル長」を形成するのに従来必要とされた8~16の時間信号サンプルから、3又は4のアンサンプル長に減少されるアンサンプル長を利用する処理手段を有する超音波イメージングシステムを提供することである。

【0010】

さらに、本発明の課題は、クラッタ情報を除去するフィルタリング手段を有する上記超音波イメージングシステムを提供することである。

【0011】

さらに、本発明の課題は、リアルタイムにドップラー流動速度画像又はドップラーパワー画像などの2次元又は3次元ドップラー画像をリアルタイムに形成する上記超音波イメージングシステムを提供することである。

【0012】

このように少数の(3又は4の)アンサンプル長しか利用しないとき、クラッタ復調のため3次フィルタを利用して超音波画像データを処理することがもはや不可能となるという点で、技術的問題が発生する。2次フィルタのみが利用可能である。このような2次フィルタは、既知の3次フィルタより効率的ではない。それらは、3次フィルタに関して劇的に低下する選択性特性を示す。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明によると、最小の時間信号サンプルの使用が、より多くの空間信号サンプルの使用により補償される。空間情報は、流動速度を除外して、流量を推定するため適応的なク

ラッタ復調を実行する第1段階と、流量を除外して流動速度を推定するため平均クラッタ復調を実行する第2段階の複数回において利用される。

【0014】

本発明の超音波観察システムは、クラッタフィルタリングのための手段を有しながら、送信ビームに沿って「アンサンプル長」を形成するのに必要な3又は4の連続する時間信号まで、連続する時間信号サンプルのサンプル数を実質的に減少させるのに適した「スモールアンサンプル長フィルタリング(small ensemble length filtering)」と以降において呼ばれる手段を有する。本システムは、取得時間を低減する効果、おそらく取得時間を1/3以下にする効果を提供する。既知のシステムに関して取得時間を最小化することは、リアルタイムによる2次元ドップラー画像又は3次元ドップラー画像の表示を可能にする。本発明のシステムはさらに、「スモールアンサンプル長フィルタリング」により劣化されないドップラー画像を提供するさらなる効果を提供する。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

本発明は、心臓や血管の血流などの流体のリアルタイム2次元又は3次元ドップラー画像を形成する手段を有する超音波観察システムと呼ばれる超音波イメージングシステムに関する。この超音波観察システムは、従来の超音波システムに関して取得時間を最小にする手段を有する。本発明によると、引用された従来技術に通常利用される8つの信号サンプルのうち、5未満の3又は4のみの連続する信号サンプルが、移動する体内部分における流動特性を測定するのに必要とされる。連続する時間信号サンプルのサンプル数を最小化する上記処理は、取得時間を1/2にするかもしれない。

20

【0016】

本発明によると、時間サンプルがほとんど利用可能でないという事実が、多数の空間サンプルが利用されるという事実により補償される。時間信号サンプル数は、ELにより記される「アンサンプル長」として定義される。ターゲットと呼ばれる血管や心臓などの関心対象は、ターゲットのずれによる連続する信号サンプルの時間変位の解析を可能にする3~5の連続する送信パルスを受信する。

【0017】

まず、図1を参照するに、本発明の原理により構成された超音波イメージングシステムのブロック図が示される。超音波プローブ10は、超音波エネルギー波を患者の体内に送出し、体内構造から返される超音波エコーを受信するトランスデューサ要素アレイ12を有する。好ましくは、プローブは2次元フェーズドトランスデューサアレイを有する。体のドップラー診断のための超音波送信の場合、体内の血液及び他の流体から返されるエコーに関心がある。超音波プローブ10は、超音波ビームを整形及びガイドするため、トランスデューサの各要素を交互にパルスし、トランスデューサ要素が各パルス送信に従うことにより受信したエコー信号を受信、増幅及びデジタル化する送信機/受信機14に接続される。送信機/受信機14は、送信機/受信機14によるトランスデューサ12の特定要素の起動時を制御するビームフォーマッタ16に結合される。送信機/受信機の機能とビームフォーマッタの機能を実行する図示されない回路が、プローブ内外に部分的に設けられてもよく、これにより、イメージングシステムにおいてビーム形成システム10、12、14及び16が構成される。起動タイミングは、トランスデューサ12が所望の方向に整形及びフォーカスされた超音波ビームを送信することを可能にする。ビームフォーマッタ16はまた、エコー受信中に送信機/受信機により生成されるデジタル化されたエコー信号を受信し、可干渉エコー信号を形成するため適切に遅延及び合成する。ビームフォーマッタ16により生成されるエコー信号は、図2に示されるように、Bモードプロセッサ19及びI, Q復調器18に結合される。

30

40

【0018】

本発明によると、各送信ビームに対して、このビーム形成システム10、12、14及び16は、RFにより記される複数の受信エコー信号を2次元又は3次元に同時に形成す

50

る。

【0019】

図2を参照するに、Bモードプロセッサ19は、患者のスキャンエリアの組織の構造画像の振幅情報を処理する。I、Q復調器18は、ドップラー処理のため、受信したエコー信号をI、Qにより記される2次コンポーネント、すなわち、コンプレックスデータに復調する。

【0020】

図1を参照するに、本発明によると、I、Q復調器18により発せられるI、Q2次コンプレックスデータは、復調手段40により処理され、イメージングのためそれぞれ流動速度データ又はパワーデータを生成可能な速度データ及び振幅データに個別に適用される。復調手段40は、結果として得られる2次元又は3次元ドップラー流動データがリアルタイムに生成されるように、I、Qコンプレックスデータを処理する。

10

【0021】

図2を参照するに、流動速度画像を生成するため、流動推定プロセッサ40はI、Q復調信号に適用され、最小数の時間信号サンプルの利用を補償することを可能にする空間情報を複数回利用するため、2つの段階20及び30を有する。

【0022】

第1段階20は、適応的クラッタ復調ステップを実行する手段21を有する。適応的クラッタ復調は、速度と呼ばれるフェーズデータではなく、振幅と呼ばれる振幅データを独自に推定するのに利用される。TORPなどによる引用される従来技術に説明されるように適用される場合、適応的クラッタ復調は速度データに歪みを生じさせるためである。代わりに、適応的クラッタ復調手段21は、振幅データに適用されるのに大変適している。適応的クラッタ復調が、信号の空間情報に対して実行される。振幅のみに適用されるとき、適応的クラッタ復調は、フラッシュ効果、すなわち、クラッタの加速化効果による問題を回避する補完的效果を提供する。

20

【0023】

第2段階30は、平均クラッタ復調ステップを実行する手段31を有する。平均クラッタ復調は、振幅データでなく速度と呼ばれるフェーズデータに独自に適用される。平均クラッタ復調は、ローカル速度を時間平均することにより実行される。これは、流動速度を推定するため、復調のためのローカルクラッタ速度の平均推定を提供する。

30

【0024】

第1段階20と第2段階30は、それぞれ好ましくは2次フィルタにより構成されるハイパスフィルタリング手段22及び32を有する。アンサンプル長の個数が少ないとき、3次フィルタは利用されなくてもよい。代わりに、2次フィルタが大変適切である。しかしながら、これらの2次フィルタ22と32は、多数のアンサンプル長が使用される場合、3次フィルタが利用可能な3次フィルタより効率的でない。

【0025】

より詳細には、血流の振幅及びフェーズは、クラッタ復調後にハイパスフィルタリング技術を利用して、3及び4のアンサンプル長により評価される。これらのハイパスフィルタは、DCにおいて60dB以上の減衰を提供し、クラッタ信号を消去するのに十分なカットオフを有する。

40

【0026】

利用されるフィルタは、好ましくは、IIR(Infinitesimal Impulse Response)フィルタである。FIR(Finite Impulse Response)フィルタは、それらが速度推定についての歪みを生じさせないが、DCにおいて十分な減衰を提供しないという特徴を有する。代わりに、IIRフィルタは、DCにおいてより高い減衰を提供し、FIRフィルタより高いスロープを有するが、それらの最小の可能性のあるカットオフは、アンサンプル長の小さなサイズにより主として限定される。

【0027】

このようなフィルタの定義の主要な制約の1つは、アンサンプル長の小さなサイズに関

50

するオーダ制限である。流体の振幅の決定は、フィルタリング後に少なくとも1つの有効な出力サンプルを必要とし、自己相関法を利用した流動速度の決定は、フィルタリングに少なくとも2つの有効な出力サンプルを必要とする。4のアンサンプル長によって、利用可能なフィルタは、流動速度が必要とされる場合には2次となり、流動振幅のみが必要な場合には、取得可能なカットオフに対する制限により3次とすることができる。

【0028】

本発明によると、例えば、プロジェクション初期化法を利用したオーダ2バターワース (order 2 Butterworth) により記される2次フィルタが、先の要求に対する最も完全な回答を提供する。チェビシェフIIフィルタ、 $R_s = 60 \text{ dB}$ オーダ2フィルタは、同様の特徴を有する。初期化法として、当業者は、例えば、Edward S. Chornoboyによる「Initialization for Improved IIR Filter Performance」(IEEE Transactions on Signal Processing, vol. 40, N. 3, March 1992) なる刊行物に記載される方法、又は適切な初期化パラメータ及びステップをもたらす任意の方法を利用する。

10

【0029】

EL減少の効果を評価するため、このようなフィルタのパフォーマンスが、同じカットオフ特性を有するが、6のアンサンプル長に対して構成されたフィルタと比較される。この比較の主要な結果の1つは、 $EL = 4$ について利用可能なフィルタの選択性が、 $EL = 6$ について利用可能なフィルタよりかなり低いということである。実際、 $EL = 3$ について、ストップバンドにおいて 60 dB/decade のスロープを有する3次フィルタが利用可能であるが、 $EL = 4$ については、最大スロープは 40 dB/decade となる。

20

【0030】

複素正弦波入力データを利用して、フィルタの振幅及びフェーズ応答が評価される。

【0031】

IIRフィルタを特徴付ける等式は再帰的なものであり、このようなフィルタの初期化が不可欠となる。フィルタを初期化する主要な方法は、ゼロ、ステップ及びプロジェクションである。プロジェクション初期化はまた、TorpeらとE. Chornoboyにより提案されている。プロジェクション初期化が、依然として4のアンサンプル長に対する大変適切な方法であるということが検証されている。一例として、IIRフィルタのプロジェクション初期化法は、本発明のスモールアンサンプル長技術に良好に適用された。

30

【0032】

従って、図1及び2を参照するに、第1段階と第2段階は共に、後処理段階50を有する。後処理段階50は、振幅データに適用される振幅平均化手段24と、スモールアンサンプル長処理手段40の速度データ結果に適用される速度平均化手段34を有する。これらの平均化手段24と34は、それぞれ振幅データと速度データの2次フィルタ22と32により提供される結果の空間平均を実行する。空間情報に適用される平均化手段24と34は、2つの段階20と30において利用される2次フィルタの効率低下を補償することができる。

40

【0033】

このような空間平均化により、画像解像度が低下するかもしれない。しかしながら、実際には、この空間平均化処理は関心構造をエンハンスし、関心対象の視覚化を向上させ、最終的には画像の視覚化を向上させる。

【0034】

図2を参照するに、結果としてのドップラーデータ及びBモードデータが、Bモード画像と共に、又はそうでなく、速度カラーフロー画像及び/又はパワードップラー画像を形成するため、スキャンコンバータとディスプレイプロセッサ55に供給される。結果として得られる画像は、表示手段70上に表示される。

【0035】

50

通常、ドップラー流動値は、表示用のカラー値に変換される。カラー値は、所望の画像形式によりカラー値を空間は位置するディスプレイプロセッサ55とスキャンコンバータに適用される。カラー値は、ディスプレイ70上に画素として表示され、各カラーは当該画素位置における特定方向の流体の速度を表す。カラー流動速度情報は、2次元又は3次元Bモードプロセッサ19により提供される構造情報を利用して、体内の構造画像と重ねることができる。この2次元又は3次元複合カラー画像は、血流の方向と速度と共に、血流を有する機関又は血管の構造を示すことが可能である。

【0036】

図2のドップラーシステムはまた、パワードップラー画像を表示可能である。ドップラーパワー推定は、カラー流動速度データについて、カラーパワープロセッサにより表示強度又はカラー値に変換される。その後、2次元又は3次元ドップラーパワー画像は、ディスプレイ70上に表示され、メモリ(図示せず)に格納され、さらに、最大ドップラーパワー強度方向のピーク検出器(図示せず)を利用して、2次元又は3次元処理のため画像シーケンスメモリから呼び出されるかもしれない。

10

【0037】

図2のシステムのユーザ操作は、ユーザが実行対象となるイメージングのタイプ、すなわち、Bモード、ドップラーカラーフロー速度イメージング又はドップラーカラーパワーイメージングを選択し、3次元表示などのために画像シーケンスメモリ64から画像を格納及び抽出することを可能にする各種ユーザ制御65を介し実現される。

【0038】

図3は、図2に詳細される図1のシステムに結合される本発明による超音波検査装置の図を示す。当該装置は、画像シーケンスのデジタル画像データを取得するプローブ10と、本発明に従って当該データを処理する超音波手段60とを有する。特に、データ処理装置60は、上述のように画像を構成し、計算を実行するため、計算手段63と記憶手段とを有する。計算を実行し、画像を構成するための予めプログラムされた命令を有するコンピュータプログラムプロダクトがまた、実現されてもよい。超音波計算手段は、医療パラメータを推定するためなど、格納されている医療画像に対して適用可能である。本システムは、処理された画像データを表示手段及び/又は記憶手段に提供する。表示手段70は、画面であってもよい。記憶手段は、システム63のメモリであってもよい。あるいは、記憶手段は、外部の記憶手段であってもよい。当該画像観察システム60は、本発明による計算を実行するよう構成される、LUT、メモリ、フィルタ、ロジック、オペレータなどの回路手段を有する特定用途向けプロセッサ又は適切にプログラムされたコンピュータを有するものであってもよい。システム60はまた、キーボード65とマウス67を有するようにしてもよい。マウスクリックにより起動されるアイコンが画面上に設けられ、あるいは、ユーザが計算の選択された段階においてシステムの処理手段を起動するための制御手段66を構成するように、特別なプッシュボタンがシステム上に設けられてもよい。当該医療用観察システム60は、超音波検査装置に搭載されてもよい。当該医療用検査装置は、患者が横たわるベッド、又は装置に対して患者を位置決めするための他の要素を有するものであってもよい。超音波検査装置により生成される画像データは、医療用観察システム60に供給される。超音波システムは、トロリー上で移動される可動式であつてもよい。

20

30

40

【図面の簡単な説明】

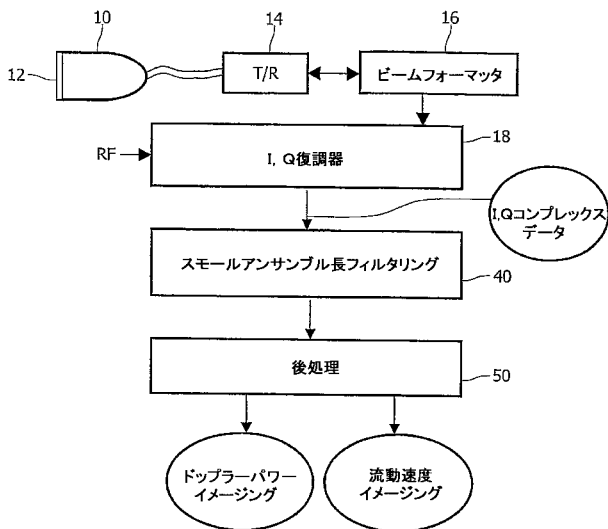
【0039】

【図1】図1は、本発明の原理により構成されたスモールアンサンブル長クラッタフィルタリング段階の全体的なブロック図である。

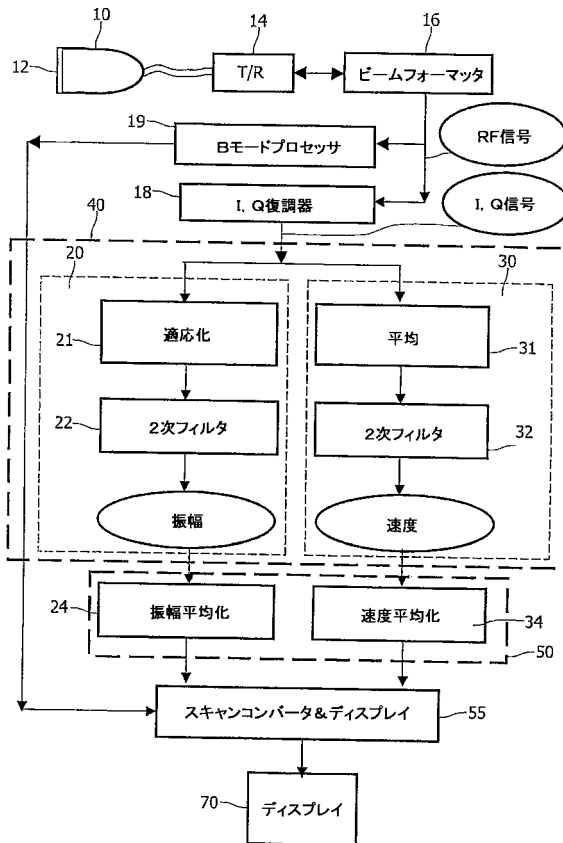
【図2】図2は、本発明の原理により構成された超音波イメージングシステムの詳細なブロック図を示す。

【図3】図3は、図1及び2のシステムを有する超音波装置のブロック図を示す。

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】

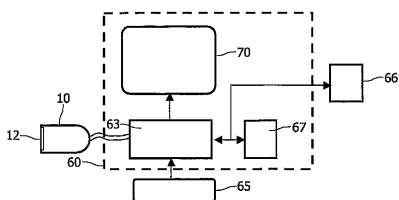


FIG. 3

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		IB2004/002892
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01S15/89 G01S7/52		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 G01S		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, PAJ, WPI Data, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5 474 073 A (QUISTGAARD JENS U ET AL) 12 December 1995 (1995-12-12) abstract; figure 1 column 1, line 4 - column 4, line 14 ----- -/--	1-11
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.
* Special categories of cited documents :		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *Z* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 10 December 2004		Date of mailing of the international search report 05/01/2005
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Reuss, T

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

IB2004/002892

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	<p>KADI A P; LOUPAS T: "On the performance of regression and step-initialized IIR clutter filters for color Doppler systems in diagnostic medical ultrasound" IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, vol. 42, no. 5, September 1995 (1995-09), pages 927-937, XP001204502 abstract; figures 1,9 page 927, right-hand column, line 1 - page 929, right-hand column, paragraph 2 Section V. Discussion Reference '14! : Thomas and Hall "Improved wall filter for flow imaging"</p>	1-11
A	<p>HAERTEN/M MÜCK-WEYMANN R: "Doppler- und Farbdoppler-Sonographie passage" DOPPLER- UND FARBDOPPLER-SONOGRAPHIE, XX, XX, 1994, pages 24-28, XP002309847 page 26, paragraph 2</p>	1
A	<p>BJAERUM S; TORP H; KRISTOFFERSEN K: "Clutter filters adapted to tissue motion in ultrasound color flow imaging" IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, vol. 49, no. 6, June 2002 (2002-06), pages 693-704, XP001204504 cited in the application abstract; figures 4,5 page 696, right-hand column, paragraph 2 - page 701, left-hand column, last line</p>	1-11
A	<p>LEWIS THOMAS ET AL INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS: "AN IMPROVED WALL FILTER FOR FLOW IMAGING OF LOW VELOCITY FLOW" PROCEEDINGS OF THE ULTRASONICS SYMPOSIUM. CANNES, NOV. 1 - 4, 1994, NEW YORK, IEEE, US, vol. VOL. 3, 1 November 1994 (1994-11-01), pages 1701-1704, XP000525116 ISBN: 0-7803-2013-1 the whole document</p>	1-11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

IB2004/002892

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	MAGNIN P A ED - MCAVOY B R INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS: "A REVIEW OF DOPPLER FLOW MAPPING TECHNIQUES" PROCEEDINGS OF THE ULTRASONICS SYMPOSIUM. DENVER, OCT. 14 - 16, 1987, NEW YORK, IEEE, US, vol. VOL. 2, 14 October 1987 (1987-10-14), pages 969-977, XP000124103 abstract; figures 1-3,8a-10 page 969, right-hand column, paragraph 3 page 972, left-hand column, last paragraph - page 973, left-hand column, paragraph 1 page 976, right-hand column, paragraph 2	1-10
A	US 6 210 334 B1 (PHILLIPS PATRICK J) 3 April 2001 (2001-04-03) abstract; figures 3,6,7,10 column 8, line 27 - column 10, line 9	4,5,8-11
A	CHORNOBOY E S: "INITIALIZATION FOR IMPROVED IIR FILTER PERFORMANCE" IEEE TRANSACTIONS ON SIGNAL PROCESSING, IEEE, INC. NEW YORK, US, vol. 40, no. 3, 1 March 1992 (1992-03-01), pages 543-550, XP000294872 ISSN: 1053-587X cited in the application the whole document	1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

IB2004/002892

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5474073	A	12-12-1995	AT 220801 T 15-08-2002
			CA 2157313 A1 23-05-1996
			DE 69527409 D1 22-08-2002
			DE 69527409 T2 20-02-2003
			EP 1255124 A2 06-11-2002
			EP 0714036 A2 29-05-1996
			ES 2179861 T3 01-02-2003
			JP 10309279 A 24-11-1998
			JP 2812670 B2 22-10-1998
			JP 8229038 A 10-09-1996
			US RE36564 E 08-02-2000
US 6210334	B1	03-04-2001	NONE

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ルーパス, タナシス

フランス国, 75008 パリ, ブールヴァール・オスマン 156

(72)発明者 ボヌフォー, オディール

フランス国, 75008 パリ, ブールヴァール・オスマン 156

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DD03 DD15 DE04 DE05 EE04 EE07 EE08 GB03
HH02 HH08 HH14 JB04 JB30 JB32 JB48 KK02 KK12 KK19
KK21

专利名称(译)	超声成像中小集合长度的杂波滤波		
公开(公告)号	JP2007507271A	公开(公告)日	2007-03-29
申请号	JP2006530722	申请日	2004-09-02
[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	ジェルモンルーエロラランス ルーパスタナシス ボヌフォーオディール		
发明人	ジェルモンルーエ,ロラランス ルーパス,タナシス ボヌフォー,オディール		
IPC分类号	A61B8/06 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8981 G01S7/52046 G01S15/8925		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/EE08 4C601/GB03 4C601/HH02 4C601/HH08 4C601/HH14 4C601/JB04 4C601/JB30 4C601/JB32 4C601/JB48 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK21		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2003300139 2003-09-30 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声成像系统，包括：探针（10），具有换能器元件阵列（12），用于采集身体的超声数据，包括移动组织和流体流；用于在所述主体中发射和接收超声波束的波束形成系统（10,12,14,16），其对于每个发射波束使用多于两个时间样本且小于八的总体长度；处理流程多普勒信号的处理装置（40,50）包括应用于幅度信号的自适应杂波解调（21）和应用于相位信号的均值杂波解调，然后进行高通滤波（22,32）；显示装置（55,70），用于根据所述处理后的流量多普勒信号显示图像。

