

(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2014-534852

(P2014-534852A)

(43) 公表日 平成26年12月25日(2014.12.25)

(51) Int.Cl.

A61B 8/06 (2006.01)
G01S 15/89 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/06
G 01 S 15/89

テーマコード(参考)

4 C 60 1
5 J 08 3

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 63 頁)

(21) 出願番号 特願2014-537310 (P2014-537310)
 (86) (22) 出願日 平成24年10月19日 (2012.10.19)
 (85) 翻訳文提出日 平成26年6月10日 (2014.6.10)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2012/061120
 (87) 國際公開番号 WO2013/059659
 (87) 國際公開日 平成25年4月25日 (2013.4.25)
 (31) 優先権主張番号 61/549,016
 (32) 優先日 平成23年10月19日 (2011.10.19)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 507339788
 ヴェラゾニックス、インコーポレーテッド
 アメリカ合衆国 98053 ワシントン
 州、レッドモンド、エヌイー 62エヌデ
 ィー プレイス 22222
 (74) 代理人 100091096
 弁理士 平木 祐輔
 (74) 代理人 100105463
 弁理士 関谷 三男
 (74) 代理人 100102576
 弁理士 渡辺 敏章
 (74) 代理人 100101063
 弁理士 松丸 秀和
 (74) 代理人 100162330
 弁理士 広瀬 幹規

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】平面波送信を使用するベクトルドップラーイメージングのための推定及び表示

(57) 【要約】

ベクトルドップラーイメージング(VDI)は、計算システムにより生成されたディスプレイの各々の画素での血流の速さ及び方向を与えることにより従来のカラードップラーイメージング(CDI)を改善する。超音波トランステューサによる平面波送信(PWT)の複数の角度が、広範な視野にわたる射影されたドップラー測定を好都合に与え、一時的なフロー動態を捕捉しながら短い時間窓内で速度ベクトルを識別するための十分な角度の多様性を提供する。PWTに対する高速の、エイリアシングの耐性を有する速度ベクトル推定量が提示され、5MHz線形アレイを用いた頸動脈のVDIイメージングが、新規の合成粒子流視覚化方法を使用して示される。

【選択図】図5

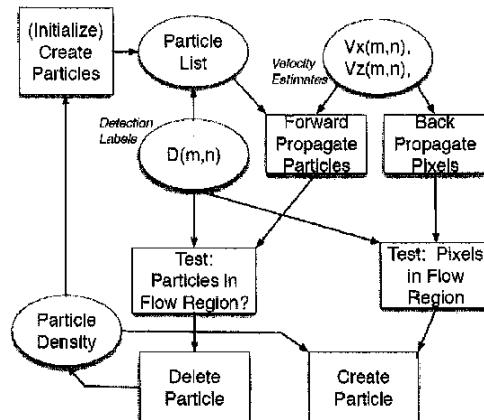


Fig. 5

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

血流ベクトル結像を生出する方法であって、少なくとも二つの集束していない平面波音響信号を、トランステューサアレイに対して少なくとも二つの特定の角度で、実質的に測定のフィールド全体にわたって媒体内に放出するステップと、

前記放出に応答して前記トランステューサアレイ上で、散乱及び反射されたウルトラソニック信号を受信するステップと、

前記受信されたウルトラソニック信号を処理して情報を抽出するステップと、

前記抽出された情報を使用して血流ベクトル速度信号を構築するステップであって、前記抽出された情報をウォールフィルタリングし、

前記ウォールフィルタリングされた情報を使用して自己相関値及びドップラー周波数推定値を形成し、

エイリアシング干渉を伴うバイ斯塔ティックレンジレートモデルを線形部分及び非線形部分へ区分し、

加重最小二乗スキームにより前記モデルを求解すること

によって行われ、前記血流ベクトル速度信号が前記媒体内の中なくとも一つの点に対応する、構築するステップと、

血流ベクトル速度信号を生成するステップと、

血流ベクトル速度推定手順の副産物として生出される品質測定基準の値に関する一連の試験によって血流ベクトル速度信号を認定することにより、ディスプレイデバイス画素に対応する血流の存在を検出するステップと、

前記血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像をディスプレイデバイス上で生成するステップと

を含む方法。

【請求項 2】

放出する前記ステップ及び受信する前記ステップが、

送信される平面波伝搬のトランステューサ座標に関する、前記媒体内へのドップラー測定と一致したタイミングと、前記トランステューサアレイに対する1以上の離散的な角度での滞留とを伴うアンサンブルの形で、複数の平面波音響信号を送信し、及び、前記散乱及び反射されたウルトラソニック信号を受信することを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

ウォールフィルタリング、自己相関、及びドップラー周波数推定のうちの1以上を使用して、各々の送信角度に対して独立的に前記受信されたウルトラソニック信号を前処理するステップを含む、請求項2に記載の方法。

【請求項 4】

特定のバイ斯塔ティックレンジレートモデルにすべての送信角度からのドップラー周波数推定値を集成し、測定の前記フィールド内部での血流ベクトル速度推定値の推論を計算するステップを含む、請求項3に記載の方法。

【請求項 5】

エイリアシングバイアスを伴う前記バイ斯塔ティックレンジレートモデルを線形部分及び非線形部分に区分するステップを含む、請求項4に記載の方法。

【請求項 6】

平面波角度データの各々に対応する周波数推定値に対する品質推定値として分散成分を使用するステップを含む、請求項5に記載の方法。

【請求項 7】

ドップラー信号対ノイズ比から、複素ライスランダム変数に関連する前記角度の前記分散との類似で、ドップラー周波数推定値分散を計算するステップを含む、請求項6に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 8】

平均周波数に対して参照される瞬時の周波数偏移からドップラー周波数推定値分散を計算するステップを含む、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 9】

パルスレート周波数の 2 倍までのエイリアシングの正しい解釈を可能にし、典型的には収縮期の心臓の時期の間に現れるドップラーエイリアシングイベントの間の画像ブラックアウトを防止するために、ドップラー周波数の仮定されたエイリアシングバイアスのモデリングを行うステップと、エイリアシングにより影響を受ける個々の平面波角度チャネルに関する、結果としての補正の調整を提供するステップとを含む、請求項 6 に記載の方法。

10

【請求項 10】

前記モデルにおいての 1 以上のエイリアスが生じた平面波角度チャネルのグループの形で、近接する平面波角度への仮定されたエイリアシングバイアス成分に対する制約を提供するステップを含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

各々の平面波放出角度でのドップラー周波数分散を使用して、血流ベクトル速度推定値及び最適なエイリアシングバイアス仮定を計算する加重最小二乗推定スキームを定式化するステップを含む、請求項 5 に記載の方法。

20

【請求項 12】

前記血流ベクトル速度推定手順の副産物に関する認定試験により血流検出を遂行するステップをさらに含み、前記遂行するステップが、

前記試験により認定される場合に、フロー情報として画素が表示されることの表明をもたらす、

- a . 血流ベクトル速度推定値の精密度の計算された値を試験するステップ、
- b . 遅延 - 1 自己相関値の複合パワーの計算された値を試験するステップ、
- c . 正規化された速度の大きさの計算された値を試験するステップ、
- d . 自己相関残差の計算された値を試験するステップ、及び、
- e . 白色化された周波数残差の計算された値を試験するステップ

を含む、請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 13】

前記バイオスタティックレンジレートモデルの逆数を用いてスペクトルドップラー画像トレース周波数スケールを補正するステップと、

前記スペクトルドップラー画像トレース周波数スケールを補正する前記ステップからの量的な血液速度スペクトルとして、前記血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像をディスプレイデバイス上で生成するステップと
を含む、請求項 1 に記載の方法。

40

【請求項 14】

量的な瞬時の血流量として、前記血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像をディスプレイデバイス上で生成するステップを含み、当該生成するステップが、

血管をスライスするボクセル表面にわたって、法線方向に表面に射影された血流速ベクトルを積分することと、

垂直軸が流量単位で標示された状態で、スペクトルドップラー画像に類似的なフォーマットで瞬時の流量として結果を表示することと
によって行われる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 15】

血流速ベクトル結像を生出する方法であって、

集束していない音響信号を、トランスデューサに対して少なくとも一つの角度で、実質的に測定のフィールド全体にわたって媒体内に放出するステップと、

ドップラー測定と一致した形で、前記放出に応答してトランスデューサアレイ上で、散乱及び反射されたウルトラソニック信号を受信するステップと、

50

前記受信されたウルトラソニック信号を処理して情報を抽出するステップと、
 前記抽出された情報を使用して、前記媒体内の少なくとも一つの点に対応する血流ベクトル速度信号を構築するステップであって、
 前記抽出された情報をウォールフィルタリングするステップ、
 前記ウォールフィルタリングされた情報を使用して、圧縮されたフォーマットの共役遅延の積を形成するステップ、
 前記積に関する時空間勾配演算を使用することによりベクトル速度測定モデルを形成し
 、加重最小二乗スキームにより前記モデルを求解するステップ
 を含む、構築するステップと、

血流ベクトル速度推定手順の副産物として生出される品質測定基準の値に関する一連の試験によって血流ベクトル速度信号を認定することにより、画素での血流の存在を検出するステップと、

前記血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像をディスプレイデバイス上で生成するステップと
 を含む方法。

【請求項 1 6】

ウォールフィルタリングを用いて前処理し、0及びより高い値の遅延で、結果として生じるアンサンブルデータの圧縮されたフォーマットの共役遅延の積を計算するステップを含む、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記受信されたウルトラソニック信号を処理する前記ステップが、ドップラー法で導出された速度推定値を用いて血流 I Q データを強化するステップを含む、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 1 8】

血流遅延積の空間導関数及び瞬時の時間導関数がアンサンブル時間窓にわたって計算されるように、時空間勾配成分を計算するステップを含む、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記流速ベクトルが 1 以上の PW 送信角度の計算された勾配量により制約されるように連鎖法則を用いて、血流ベクトル速度推定値の計算を行うステップを含む、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 2 0】

各々の平面波送信角度のアンサンブルに対して瞬時のドップラー法で導出された速度推定値を用いて、前記計算された勾配量を強化するステップを含む、請求項 1 9 に記載の方法。

【請求項 2 1】

前記強化された勾配量において勾配時間導関数に対してドップラー値を加重するための、勾配ノイズ分散及びドップラー速度分散を使用するステップを含む、請求項 2 0 に記載の方法。

【請求項 2 2】

独立的な粒子処理を用いた合成粒子同伴により、前記血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像をディスプレイデバイス上で生成するステップを含み、前記生成するステップが、

複数の接続されないフロー領域に対して、フレームごとにフロー存続範囲の動態に従うように粒子密度を調整するステップ、

フロー領域を離れる粒子に関して試験し、粒子リストから関連性のある粒子を削除することにより肯定に応答を行うステップ、

フロー領域に進入する粒子に関して試験し、関連する画素で確率的に粒子を発生させることにより肯定に応答を行うステップ、

前記粒子リスト内の各々の粒子を、前記粒子の最も近傍の一致した血流ベクトル速度推定値によって前記粒子の空間位置を前進させることにより、時間的に順方向に伝搬させる

10

20

30

40

50

ステップ、及び、

任意に低減された速さでの粒子流経路の観視を可能にするために、所望の「減速」因子により、表示される粒子伝搬速度の集合体をスケーリングするステップを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項23】

モジュールと、プロセッサと、ディスプレイデバイスとを備え、

前記モジュールは、音響信号を生成し、前記モジュール内の複数の受信要素で前記音響信号の少なくとも一つのエコーを受信し、前記複数の受信要素から複数のエコー信号を得るように適応されており、

前記プロセッサは、前記モジュールに結合されており、

前記プロセッサは、

前記複数のエコー信号から情報を抽出する処理と、

前記抽出された情報を使用して血流ベクトル速度信号を構築する処理であって、

前記抽出された情報をウォールフィルタリングすること、

前記ウォールフィルタリングされた情報を使用して自己相関値及びドップラー周波数推定値を形成すること、

エイリアシング干渉を伴うバイ斯塔ティックレンジレートモデルを線形部分及び非線形部分へ区分すること、及び、

加重最小二乗スキームにより前記モデルを求解すること

により行われ、前記血流ベクトル速度信号が媒体内の少なくとも一つの点に対応する、構築する処理と、

血流ベクトル速度推定手順の副産物として生出される品質測定基準の値に関する一連の試験によって血流ベクトル速度信号を認定することにより、ディスプレイデバイス画素での血流の存在を検出する処理と

を行うように構成され、

前記ディスプレイデバイスは、前記血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像を生成するように構成される、超音波処理システム。

【請求項24】

モジュールと、プロセッサと、ディスプレイデバイスとを備え、

前記モジュールは、音響信号を生成し、前記モジュール内の複数の受信要素で前記音響信号の少なくとも一つのエコーを受信し、前記複数の受信要素から複数のエコー信号を得るように適応されており、

前記プロセッサは、前記モジュールに結合されており、

前記プロセッサは、

前記複数のエコー信号から情報を抽出する処理と、

前記抽出された情報を使用して、媒体内の少なくとも一つの点に対応する血流ベクトル速度信号を構築する処理であって、

前記抽出された情報をウォールフィルタリングすること、

前記ウォールフィルタリングされた情報を使用して、圧縮されたフォーマットの共役遅延の積を形成すること、及び

前記積に関する時空間勾配演算を使用することによりベクトル速度測定モデルを形成し、加重最小二乗スキームにより前記モデルを求解することを含む、構築する処理と、

血流ベクトル速度推定手順の副産物として生出される品質測定基準の値に関する一連の試験によって血流ベクトル速度信号を認定することにより、画素での血流の存在を検出する処理と

を行うように構成され、

前記ディスプレイデバイスは、前記血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像を表示するように構成される、超音波処理システム。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本開示は、超音波イメージングに関し、より詳細には、合成粒子流視覚化方法 (synthetic particle flow visualization method) が用いられるベクトルドップラーカラー画像の生成のために速度ベクトル推定を利用する超音波イメージングシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波イメージングは、多種多様な疾病的状態及び状況を診断するための有効な手立てに発展した。超音波機器に関する市場は、画像品質、及び様々なタイプの組織を区別する能力の改善により後押しされて、長年にわたって着実な成長を経験してきた。残念ながら、有意な採用を行うには機器費用が高すぎる、超音波システムに関する多くの応用物が依然として存在する。例は、乳がん検出、前立腺イメージング、筋骨格イメージング、及びインターベンショナルラジオロジーなどの応用分野である。これらの分野及び他の分野では、超音波イメージングの診断有効度は、様々な組織タイプの区別及び識別のための、優れた空間及びコントラストの分解能によって決まる。これらの性能の能力は、より広範囲な処理能力を有する、より高価な超音波システムのみにおいて得られる。

【0003】

超音波イメージングは、特に、各々が独特な信号処理要件を伴う 128 以上もの多くのトランスデューサ要素を用いるアレイシステムに関しては、広範囲な信号及び画像の処理方法を常に必要としてきた。最近の 10 年では、市場の最下層でのものを除いてほとんどすべてのシステムにおいて、デジタル信号処理の改善された正確度 (accuracy) 及び柔軟性への移行を経験してきた。この移行は、高度に集積されたデジタル回路網を利用するこことにより、長期的にはシステム費用を削減するための潜在力を有する。残念ながら、超音波システムの製造量が低いことが、これらの独特な回路に関する大幅な間接費及び固定費をもたらし、したがってデジタル信号処理への移行は、システム費用を有意には削減していない。

【0004】

医用超音波においてのドップラー法は、血流をイメージング且つ定量化するためのいくつかの関係する技法を含む。静止した標的に関しては、標的から反射されトランスデューサに戻るパルスの往復走行時間は、各々の送信に対して同じである。反対に、運動する目的物からの連続的なエコー検査の戻りは、送信パルスに関して異なる時間で到着することになり、これらのエコーを相互関することにより目的物の速度を推定することが可能である。超音波経路は (ビーム軸に沿って) 指向性であるので、軸方向の動きのみがドップラー信号を生出する (produce)。ビームに対して横断する (transverse) フローは検出可能でなく、したがって従来のドップラー法において得られる速度の大きさは、流速ベクトルの軸方向の成分のみを表す。流速ベクトルの真の大きさを推定するために、ベクトルドップラー法が用いられる。一般にはこれらの方法は、フローベクトル及び流速ベクトルの方向を推定するために複数のビーム角度データに依拠する。

【0005】

いくつかのドップラーベースの方法が、血流の異なる態様を提示するために開発してきた。典型的にはフロー場 (flow field) の「空間イメージング」が、血管の位置特定、血管のサイズの測定、及びフロー構造の観測のために使用される。「フローイメージング」が、グレースケールで提示されるエコー検査振幅 (echographic amplitude)、及び色でレンダリングされる流速を用いて、両方のタイプの画像をオーバーレイの形で組み合わせる「二重 (duplex)」モードでのエコー検査イメージングと連関して使用される。フローイメージングが取得時間及び処理負荷の両方においてより要求の厳しいものであるので、フロー場は、より大きなエコー検査画像の部分集合である関心領域 (ROI) 内で計算される。

【0006】

流速の詳細な定量化が、ROI 内部で選定されるはるかに小さなサンプル体積内部で可

10

20

30

40

50

能である。独立的にサンプリング且つ処理され得る最小の体積は、軸方向の長さ（送信パルスの長さ）及び（イメージング平面への、及びイメージング平面からの）横方向のビーム幅により与えられる。いずれの方法の空間分解能も、サンプル体積のサイズに、さらにはその場所に関するシステム感度設定によって決まる。

【0007】

スペクトルドップラー法は、流速のスペクトル、及びそのスペクトルが心周期にわたってどのように変動するかを報告し、スペクトルドップラー法は、通常、スペクトログラムとしてグラフィカルに、及びラウドスピーカによって可聴にスペクトルを提示する。その上スペクトルドップラー法は、送信のシーケンスにわたって得られた流速のパワースペクトルを計算し、通常は、スペクトログラムとしてグラフィカルに、及びラウドスピーカによって可聴にスペクトルを提示する。血液速度の充分な時変スペクトルを入手することは、サンプル領域内部の平均及びピークの流速の正確な算出を可能にし、すべての超音波ドップラー法のフローの乱れ（disturbance）の最も完全な特徴付けを提供する。

10

【0008】

関心領域内部での速度場のカラーフロードップラーイメージングは、典型的には、より高い速度をより低速のものより明るくレンダリングし、暖色系（赤み）の、及び寒色系（青み）の色調を使用することにより、（一般にはトランスデューサに向かう、又はトランスデューサから離れる）異なるフロー方向の間で弁別するカラーパレットを使用してフローを提示する方法である。非常に低速で運動する、及び静止した領域は色付けされず、「ウォールフィルタ（wall filter）」しきい値が、最小カットオフ速度を設定するために使用される。カラーフロードップラーは、関心領域内のおおよその平均流速を提供することが可能であるが、妥当なフレームレートを維持するために短い取得シーケンスが必要とされることに起因して、正確度は限られている。

20

【0009】

カラーフロードップラーは、本質的には信号の到着時間又は位相の相関差分を求める様々な手段により動きを検出且つ定量化するために、同一の送信・受信イベントの急速なシーケンス、すなわち「アンサンブル（ensemble）」の取得を必要とする。パルス繰り返し周波数（P R F）は、トランスデューサから画像の最大深度に達して再び戻る音の往復走行時間により許されるほどに高速であり得るが、一般には、エイリアシングなしにピーク血液速度を視覚化することが許される最小値に調整される。典型的には、8から16の間のパルスエコーイベントのアンサンブルが、R O I内の各々のドップラースキャンラインに対して使用される。送信ビーム集束パラメータの選定によって、通常は、エコー検査イメージングに対して使用されるものより2から3倍広いドップラースキャンラインが生じる。各々のビーム方向でパルスのアンサンブルを送信する要件によって、エコー検査イメージングに対してよりも低速のフレームレートがカラーフロードップラーに対して一般に生じる。フローの有意な変化が心周期の何分の一かにわたって起こる場合があり、わずかなプローブの動きでさえR O I全体にわたる明らかなフローをもたらす場合があるので、低速のフレームレートからのアーチファクトは、グレースケールのエコー検査においてよりドップラーアイメージングにおいて、より顕著になることが多くなり得る。

30

【0010】

小さなR O Iを使用することは、フレームレートを改善することは可能であるが、フローの異常の判定を制限する場合がある。例えば、10個のドップラーライン及び12個のパルスのアンサンブルを使用するカラーフローR O Iは、フルフレームのエコー検査画像と同様の120個のイベントを必要とする。

40

【0011】

一般には高品質のドップラーアイメージングは、エコー検査イメージングより技術的に困難であり、その理由の大部分は、血液からの後方散乱が組織と比較して非常に弱いからというものである。クラッタのない、且つアーチファクトのないカラーフロー画像を生することに対してのよく知られている基本的な課題には以下のことがある。

【0012】

50

- ・取得ハードウェアにおいての高度に繰り返し可能な送信パルス、並びに、非常に低いノイズ及び位相ジッタ (phase jitter) に関する要件
- ・フロー信号は様々な発生源のノイズと同じ桁のものであることが多いが、平均化がフレームレート及び他の動きアーチファクトに悪影響を与える。

【0013】

- ・組織及び血液の散乱振幅間の大きなコントラストによって、速度コントラストが高いときでも、血管壁（強いエコー）と運動する血液（弱いエコー）との間で判別するときに困難が生じる。加えて血流速は、心周期と同期して運動する（脈動する）ことが多い血管壁の近傍では非常に低速であることが多い。

【0014】

- ・ドップラーパルスは、典型的にはエコー検査パルスより長く、異なる分解能を有するフロー及びエコー画像を空間的に位置合わせるために注意しなければならない。このことは、ドップラーパルスに対するサンプル体積が血管の直径より大きい場合があるので、小さい血管に関しては特に難題である。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0015】

ベクトルドップラーアイメージング (V D I) は、各々の画素での血流の速さ及び方向を与えることにより従来のカラードップラーアイメージング (C D I) を改善する。平面波送信 (P W T) の複数の角度が、広範な視野にわたる射影されたドップラー測定を好都合に与え、一時的なフロー動態を捕捉しながら短い時間窓内で速度ベクトルを識別するための十分な角度の多様性を提供する。方法の変形例では、単一の平面波角度のみが必要とされ、より深部の組織をイメージングする局面に対する柔軟性のある適用を提供する。P W Tスキームに対する高速の、エイリアシングの耐性を有する速度ベクトル推定量が開示される。

【0016】

V D I 結像 (imager) が、本明細書で開示する新規の合成粒子流視覚化方法 (synthetic particle flow visualization method) を使用してユーザに動的に提示される。システム及び方法は、5 M H z 線形アレイを用いたヒトボランティアに関する頸動脈のイメージングにより実証されている。

【0017】

本開示では、二つの方法タイプ、すなわち、平面波送信の複数の角度を活用するドップラーベースの方法、及び、送信の単一の平面波角度のみを基に効果的に動作することが可能である（ただし利用可能であるならば二つ以上の角度を組み込むことが可能である）勾配ベースの方法を説明する。両方の方法では P W T 測定モデルが、ベクトル速度計算を単純化する方途で非線形成分及び線形成分に区分される。

【0018】

ベクトルフロー推定の複数角度のドップラーベースの方法 (multi-angle Doppler-based method of vector flow estimation) では、各々の画素の速度ベクトルが、非線形モデルによって P W T アンサンブルの多様な角度での同相 / 直交 (I Q) 測定値を予測し、それらの測定値が、従来の C D I 处理（クラッタフィルタリング及びカサイ (Kasai) 自己相関）を用いてドップラー周波数の集合に変形することにより線形化される。次いで血液速度ベクトル推定が、エイリアシングに起因する仮定された測定バイアスに関して調節された、小さな線形加重最小二乗 (W L S) 問題に対する解法として単純化する。C D I 自己相関遅延 (lag) 分散から導出される重みが、クラッタフィルタリング作用の源となる。したがって元の問題の非線形性は、有限の数の知られているエイリアシングバイアスベクトル (aliasing bias vector) にわたる離散的な検索に軽減される。さらに W L S 推定量共分散が、血流の存在に関して画素を認定するために使用される情報を提供する。

【0019】

勾配ベースのベクトル血流推定方法では、P W 送信及び再構築が、ドップラーパルス繰

10

20

30

40

50

り返し周波数 (P R F) レジームにおいてのフレームレートで、B モードフロー (B フロー) モダリティでの血液の動きの画像シーケンスを生成する。画素点 $p = [x, z]$ 及び $P R I_t$ での画像シーケンス内の I Q データの画素アンサンブルは、アンサンブルをウォールフィルタリングした後に各々の画素 p で I Q データから計算される I Q の大きさの値から構成される。したがって値のシーケンスが、P R F に等しいフレームレートで動きを捕捉し、血液反射率 (blood reflectivity) についての運動するテクスチャとして微細スケールでのフロー動態を明らかにする。連鎖法則を使用すると、画像シーケンスの時空間勾配から結果として生じる空間及び時間の導関数が、各々の画素 p 及び $P R I_t$ でテクスチャ流速ベクトル場 $[v_x(x, z, t), v_z(x, z, t)]$ と結び付く。結果として生じる推定式は、推定窓にわたって一定であるようにモデル内で定式化されるベクトル流速推定値を与えるように、ガウス - マルコフモデルの背景状況において最小二乗により求解される。

10

【0020】

勾配ベースの方法によって、ゼロ遅延 (I Q の大きさの場合) に加えて、より高い数の遅延での、共役遅延積サンプル (自己相関被加数)、及び、瞬時のドップラー法で導出された速度推定値を用いて、推定モデルでの観測値の強化 (augmentation) が可能になる。この強化は、正確度に対する相反関係を伴う改善された精密度 (precision) を提供する。

20

【0021】

内部で開示する複数角度のドップラーベースの処理と比較して、勾配ベースの手法は、異なる平面波送信角度に対する別個のセグメントへの区分を取得フレームが必要としないので、ウォールフィルタリングに対する、より長い時間間隔を考慮に入れたものである。したがってより急峻な遷移帯域を伴う、より長いウォールフィルタインパルス応答が、同等の捕捉窓時間に対して可能である。このことは、フレームレート及び感度のバランスをとる際に柔軟であることを可能にし、平面波角度多様性を実現することが高いフレームレートでは困難になる深部組織のベクトルフローイメージングへの適用を可能にする。

20

【0022】

結果として生じる速度ベクトル画像を視覚化するために、流体内で同伴させられる粒子を表す点の運動する場を合成する新規の技法が開示される。その技法の創出においては、各々の粒子が、フローが検出される画素で確率的に生成され、速度ベクトル推定値に比例する動きで満たされ、観視者が動きを容易に知覚可能であるようにスケールダウンされる。粒子は、粒子密度をユーザの好みに制御する保存規則のもとでフレームごとに画像の全域を遊走する。粒子の動きは、速度の大きさに関して色分けされる検出されたフロー領域にオーバーレイする。

30

【0023】

フィリップス L7 - 4 トランステューサ及びヴェラゾニックス (Verasonics) 取得システムを使用して、頸動脈に関するインビオ V D I が、ドップラーベースの、及び勾配ベースの方法を用いて実証される。七つの角度で収集される P W T アンサンブルが、30 f p s の収集レートを受け入れる G P U 実装形態において、ドップラーベースの V D I 処理を用いて処理される。単一の P W T 角度が、およそ 60 F P S のデータ収集レートで勾配ベースの処理を実証するために使用される。映像表示は、フロー場の動態を明らかにし、拡張期の間のフローの良好な検出を示す。このベクトル速度イメージングフレームワークは、頸動脈内のフロー動態を捕捉するのに十分な取得フレームレートを実証する。勾配ベースの V D I 処理方法もまた、ドップラーストリングファントム (Doppler string phantom) を使用して正確度及び精密度に関して評価される。

40

【0024】

粒子流視覚化技法が、プラグ流、層流、及び乱流の状況において主観的に情報を与えることが実証される。

【0025】

本開示の全体を通して、用語「ベクトルフロー」、「ベクトル速度」、及び「ベクトル

50

ドップラー」が同義的に使用されることに留意されたい。

【0026】

本発明の前述及び他の特徴及び利点は、前に述べたことが、以下の詳細な説明を付随する図面に連関して行う際に、その説明からより良く理解されることになるので、より容易に十分認識されよう。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本開示による複数角度の平面波取得スキーム (multi-angle plane wave acquisition scheme) に関する幾何学的配置定義の例図である。

【図2】自己相関値の大きさに関する一例の自己相関遅延 - 1 分散の例図である。

10

【図3】D S N R の関数としての一例の自己相関遅延 - 1 角度分布の例図である。

【図4】D S N R_m から

【数1】

$$\sigma_{\hat{f}_m}^2$$

【0028】

へのマッピングのグラフィカルな例図である。

【図5】処理機能とデータ成分との間の関係を示すフロー図である。

20

【図6】頸動脈ベクトルフローイメージングに適用される粒子流視覚化の一例のフレームの例図である。

【図7】本開示の粒子流視覚化処理の主要な段階の例図である。

【図8】本開示の処理に対するシステムアーキテクチャの高レベル表現を例示する図である。

【図9】画素指向処理の一つの実施形態のソフトウェアベースのアーキテクチャの概略表現の図である。

【図10】画素指向処理によって形成されるプラグインモジュールの図である。

【図11】画素指向処理によって形成される 128 要素線形アレイに関する取得データの概略表現の図である。

【図12】画素指向処理で使用される画素マッピング処理の例図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0029】

ベクトルフロー推定の複数角度のドップラーベースの方法では、PWT測定モデルが、ベクトル速度計算を単純化する方途で非線形成分及び線形成分に区分される。各々の画素の速度ベクトルが、非線形モデルによってPWTアンサンブルの多様な角度でのIQ測定値を予測し、本願ではそれらの測定値を、従来のCDI処理（クラッタフィルタリング及びカサイ（Kasai）の自己相関）を用いてドップラー周波数の集合に変形することにより線形化する。次いで速度ベクトル推定が、エイリアシング（aliasing）に起因する仮定された測定バイアスに関して調節された、小さな線形加重最小二乗（WLS）問題に対する解法として単純化する。CDI自己相関遅延分散から導出される重みが、クラッタフィルタリング作用の源となる。したがって、元の問題の非線形性は、有限の数の知られているエイリアシングバイアスベクトルにわたる離散的な検索に軽減される。さらに、WLS推定量共分散が、画素を認定（qualify）するために使用される情報を提供する。

40

【0030】

勾配ベースのベクトル血流推定方法では、PW送信及び再構築が、ドップラーPRFレジームにおいてのフレームレートで、Bモードフロー（Bフロー）モダリティでの血液の動きの画像シーケンスを生成する。画素点 $p = [x, z]$ 及び PRF_t での画像シーケンス内のIQデータの画素アンサンブル（pixel ensemble）は、アンサンブルをウォールフィルタリングした後に各々の画素 p でIQデータから計算されるIQの大きさの値から構成される。したがって、値のシーケンスが、PRFに等しいフレームレートで動きを捕

50

捉し、血液反射率 (blood reflectivity) についての運動するテクスチャとして微細スケールでのフロー動態を明らかにする。連鎖法則を使用すると、画像シーケンスの時空間勾配から結果として生じる空間及び時間の導関数が、各々の画素 p 及び $P R I_t$ でテクスチャ流速ベクトル場 $[v_x(x, z, t), v_z(x, z, t)]$ と結び付く。結果として生じる推定式は、推定窓 (estimation window) にわたって一定であるようにモデル内で定式化されるベクトル流速推定値を与えるように、ガウス - マルコフモデルの背景状況において最小二乗により求解される。

【0031】

結果として生じる速度ベクトル画像を視覚化するために、流体内で同伴させられる粒子を表す点の運動する場を合成する新規の技法が使用される。その技法の創出においては、各々の粒子が、フローが検出される画素で確率的に生成され、速度ベクトル推定値に比例する動きで満たされ (imbue)、観視者が「リアルタイムスローモーション」の提示で動きを容易に知覚可能であるようにスケールダウンされる。粒子は、粒子密度をユーザの好みに制御する保存規則のもとでフレームごとに画像の全域を遊走 (migrate) する。粒子の動きは、速度の大きさに関して色分けされる検出されたフロー領域にオーバーレイする。血流ベクトル速度結像を、量的な速度スペクトルとして、及び血管流量として表示するための方法もまた開示される。

10

【0032】

例えばフィリップス L7 - 4 トランスデューサ及びヴェラゾニックス (Verasonics) 取得システムを使用して、本開示は首脈管構造に関するインビボ VDI を実証する。七つの角度で収集される PWT アンサンブルが、30 f p s の収集レートを受け入れる GPU 実装形態において、複数角度のドップラーベースの VDI 处理を用いて処理される。映像表示は、フロー場の動態を明らかにし、拡張期 (diastole) の間のフローの良好な検出を示す。このベクトル速度イメージングフレームワークは、頸動脈内のフロー動態を捕捉するのに十分な取得フレームレートを実証する。処理は概念的に単純であり、計算的に効率的であり、その処理は、その処理のフロントエンドとして標準的な CDI 处理を借用する。単一の PWT 角度が、およそ 60 FPS のデータ収集レートで勾配ベースの VDI 处理を実証するために使用される。勾配ベースの VDI 处理方法もまた、ドップラーストリングファンтомを使用して正確度及び精密度に関して評価される。

20

【0033】

平面波の角度は、平面波の波面とトランスデューサアレイとの間の角度として、図 1 に示すように、トランスデューサの面での法線に関して測定されることを理解されたい。

30

【0034】

粒子流視覚化技法は、プラグ流、層流、及び乱流の状況において主観的に情報を与える。

【0035】

フレームレート分析：ここでは、複数角度のドップラーベースの血流速ベクトル計算方法を使用する、フレームレートに対する有益性が、従来のレイライン (rayline) ベースのイメージングシステムと比較される。アンサンブルの長さは 18 PRI であり、PRF は 4 KHz であると想定する。次いで七つの平面波角度に関して、開示する方法の (B モード取得を含まない) フレームレートは 32 f p s である。これを、フレームあたり 30 個の送信ラインを用いた 2 : 1 マルチライン取得を伴い、32 倍低速の 1 f p s のフレームレートを与える、ステアード (steered) 線形アレイ取得手法と比較する。

40

【表1】

表I
用語集

t	PRIインデックス
θ_m	平面波(PW)送信角度
m	PW角度インデックス
M	フレームあたりのPW送信角度の数
N	各々の θ_m に対するPRIの数
$r_m(t)$	画像点IQサンプル
$s_m(t)$	PRI t 及び角度 θ_m でのフロー信号
H	クラッタフィルタ行列
クラッタ	壁及び静止組織信号
ノイズ	分散 σ_n^2 の受信器ノイズ
\hat{f}_m	角度 θ_m でのドップラー周波数推定値
$\hat{\sigma}_f^2$	ドップラー周波数推定値の分散
\bar{a}_m	フロー推定値の遅延-1自己相関
$a_m(t)$	第 t の共役遅延-1フロー信号積

10

20

【0036】

ベクトル速度血流推定のための複数角度のドップラーベースの方法：処理説明

本開示によるベクトルドップラー推定処理は、各々の再構築された画像点に対する速度ベクトル推定値を生出する。取得スキームは、異なる平面波伝搬角度でアレイから放出される平面波送信によって組織に音波を当てる（ensonify）。各々の平面波角度は、送信のアンサンブルが各々の角度で収集されるように、いくつかのPRIに対して使用される。

【0037】

幅広ビーム送信への血流速ベクトル推定方法の適用：ここで開示する血流速ベクトル推定値を生成するための方法が、平面波送信の背景状況において開発されている一方で、方法は、それに応じて各々の画素での波面方位に対してバイ static range-rate model) を修正することにより、複数の幅広ビーム送信に適している。

30

【0038】

推定処理は、計算を三つの段階に分ける。第1に、ドップラー推定が、送信された平面波角度の各々で収集されるアンサンブルデータに別個に適用される。これは、静止組織の影響を除去し、各々の平面波角度で測定される射影された（相対的な）血流速に起因するドップラー周波数の推定値を生出する、従来のカラーフロー処理である。カサイ（Kasai）の自己相関ベースの血液ドップラー推定の様式での自己相関遅延及び導出される統計値は、各々の画像点での計算される副産物である。結果は、相対的なドップラー推定値の複数角度の集合である。

40

【0039】

第2のステップでは、集合の形での前記第1の段階からの推定値が、各々の画像点での血流のベクトル速度成分を生出する、非線形最小二乗推定手順によって組み合わされる。

【0040】

最後に第3のステップは、フローの存在に関して、試験により各々の画像点でのベクトル速度推定値を認定（qualify）する。

【0041】

A. 取得及び再構築される信号モデル

速度ベクトル推定手順は、 $m \in \{1, \dots, M\}$ に対する角度 θ_m の集合にわたって平面波（PW）信号を送信する取得スキームを基に形設される。PW角度の集合は、（曲面ア

50

レイの場合ではアレイ中心に配置される)アレイの法線ベクトルの周りに対称的であることが想定されている。各々の角度 θ_m は、波面に対して法線方向である走行の方向を規定する。取得は、PRF HzのレートでのN個の連続的なパルス繰り返し間隔(PR1)の間各々の角度で滞留して(dwelt)、角度に対するアンサンブルを形成する。加えて二つのダミーパルスが、定常状態の音響環境を誘起するために各々のアンサンブルの始まりに送信される。取得の幾何学的配置を、下記で図1に例示する。

【0042】

各々の取得イベントがRFデータの収集物を生出し、その収集物から2次元画像が、(ここでは説明しない)従来のビーム形成処理により再構築される。したがって、 $M \times N$ 個の取得に対して、深度及び方位角において同一の空間サンプリング座標を各々が伴う、 $M \times N$ 個の関連する画像が生出される。推定処理は、所与の画像点でのすべてのデータを、他の画像点でのデータと同じように、及び他の画像点でのデータとは無関係に処理する。表記を簡単にするために、セクションIIの全体を通しての表記で空間サンプリングインデックスを省略する。

10

【0043】

信号モデルは、各々のビーム形成される(又は他の方法で再構築される)画像点信号 $r_m(t)$ を、低速で運動する組織の散乱からのクラッタ、血流信号 $s_m(t)$ 、及び、分散

【数2】

20

$$\sigma_n^2$$

を伴う付加的な白色ノイズの和として記述する。したがって、PR1 t 及び PW角度 θ_m での対象となるIQ画像点(IQ image point of interest)の観測値に対するモデルは、 $t = 0, \dots, N - 1$ に対して、

$$r_m(t) = s_m(t) + \text{クラッタ}(\text{clutter}) + \text{ノイズ}(\text{noise}) \quad (1)$$

となる。 r_m のN個のサンプルを収集することが、ベクトル形式

$$r_m = [r_m(0), \dots, r_m(N - 1)]^\top \quad (2)$$

での観測値のアンサンブルを与える。

【0044】

30

B. 各々の平面波角度でのドップラー推定

フロー信号パラメータを推定する前に、各々の画像点IQアンサンブルに適用されるハイパスフィルタリング行列 H (静止組織又は「ウォール」フィルタ)が、低域のドップラークラッタ信号を抑制する。フィルタ H を、多項式若しくは正弦波を基礎とする回帰などの種々の設計技法により設定(specify)すること、又は、適した適応的な方法によりオンラインで計算することが可能である。前記フィルタをIQアンサンブルデータに適用することにより、信号推定値

【数3】

40

$$\hat{s}_m = H r_m \quad (3)$$

が与えられる。

【0045】

次いで、カサイ(Kasai)の自己相関ベースの血液ドップラー法を適用することにより、各々のPW角度でのフロー信号に対する平均周波数推定値

【数4】

$$\hat{f}_m$$

が与えられる。このステップは、ベクトル推定処理が後で使用する(セクションII-C)

50

) フロー分散もまた推定する。カサイ (Kasai) の方法は、フロー信号推定値
【数5】

$$\hat{\mathbf{s}}_m$$

の第1の自己相関遅延を次式のように計算する。

【数6】

$$\bar{a}_m = \sum_{t=1}^{N-1} a_m(t) \quad (4)$$

10

【0 0 4 6】

ただし、個々の1次の遅延の積 $a_m(t)$ は次式のように定義される。

【数7】

$$a_m(t) = \hat{s}_m(t) \hat{s}_m^*(t-1) \quad (5)$$

【0 0 4 7】

次いで、画像点に対する角度 θ_m で誘起される平均ドップラー周波数 f_m が次式のように推定される。

【数8】

$$\hat{f}_m = \frac{PRF}{2\pi} \tan^{-1}(\bar{a}_m) \quad (6)$$

20

【0 0 4 8】

ただし、 \tan^{-1} は、範囲 $(-\pi/2, \pi/2)$ を伴う4象限複素逆正接であり、 $c = c / F_c$ は、送信されるパルスのキャリア波長である。

【数9】

$$\hat{f}_m$$

30

が m の間で無相関である推定誤差を有することが想定されており、その分散を次式のように示す。

【数10】

$$\sigma_{\hat{f}_m}^2 = \text{var}[f_m] \quad (7)$$

【0 0 4 9】

セクション II - C で説明する速度ベクトル推定量は、

【数11】

$$\sigma_{\hat{f}_m}^2$$

40

を活用する。この計算 (セクション C 2 で示す) は、次式の比を必要とする。

【数12】

$$DSNR_m = |\bar{a}_m|^2 / \sigma_{a_m}^2, \quad (8)$$

【0 0 5 0】

本願では上式を、PW角度 θ_m に対する「ドップラース NR」と示す。この目的で、遅延分散

50

【数13】

$$\sigma_{a_m}^2$$

が次式のように推定される。

【数14】

$$\sigma_{a_m}^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{t=1}^{N-1} |a_m(t) - \bar{a}_m|^2 \quad (9)$$

10

【0051】

C. ドップラー推定値組み合わせによる速度ベクトル推定

ドップラー周波数推定値の各々の画像点の集合、及び、M個のPWアンサンブル角度の各々での計算される統計値を使用して、組み合わせ処理が所望の速度ベクトルを生出する。バイ斯塔ティックレンジレートモデルが、角度ごとのドップラー周波数推定値を速度に関係付ける。この線形マッピングは、付加的な推計学的誤差 (stochastic error)、及び、ドップラー周波数のエイリアシングに起因する離散的な値をもつ決定論的なバイアス項により変造される、速度ベクトル成分の関数として周波数を表現する。

【0052】

このモデル定式化は、流速ベクトル (対象となるパラメータ) においては線形であるが、ドップラー周波数ベクトル b 内のエイリアシング誤差を表すバイナリ妨害パラメータ (binary nuisance parameter) の集合においては非線形である。本開示の手法は、

20

【数15】

$$\sigma_{\hat{f}_m}^2$$

のバランスをとるようにモデルを白色化し、そのモデルをその線形成分及び非線形成分に区分し、次いで線形部分を、離散的な検索によってバイアスペクトルを仮定しながら直接解法により反転することである。次いで、最も低い残差平方和 (RSS) を選定することで、最小二乗速度ベクトル推定値を識別する。セクションC3では、エイリアシングバイアスに対する離散的な検索のサイズを低減し、近接する平面波角度のアンサンブル内にるようにエイリアシングを制約することにより、ノイズのみのデータへの過剰適合 (overfitting) を低減する、幾何学的議論が展開されている。エイリアシングバイアスの識別は、エイリアシングバイアスをなくさないと、高いドップラーアイベントの間に血管結像内に「ブラックアウト」区域を引き起こすことになるので、本方法にとって重要である。この理由としては、エイリアシングバイアスがバイ斯塔ティックレンジレートモデルにおいて低質の適合を引き起こし、その後、モデルに対するWLS解法が、イベントがノイズであるとみなすことになるからである。したがって、例えば収縮期イベントの間にブラックアウトがないことは、エイリアシング補正の使用を示唆する。非フローイベントで過度のノイズ検出がないことは、近接する平面波角度に対するエイリアシング補正の制約を示唆する。

30

【0053】

対照的に、最小二乗目的関数を用いた、直接IQドメイン又は自己相関ドメイン測定モデルは、速度が非線形のやり方で周波数に関係付けられる。このことによって、流速ベクトルの大きさ及び方向の両方に関する検索を必要とする、2次元非線形最小化問題が生じることになる。高いSNRを伴う狭帯域「プラグ」流 (narrowband plug flow) の場合には、そのような目的関数は、複数の極値によってピークを形成しており、綿密な検索、したがって高い計算費用を必要とする場合がある。本願で提案する方法では、直接ソルバ構成要素がこの困難を巧みに回避し、検索は、離散的な、良好に定義された列挙を伴って1次元的である。

40

50

【0054】

1) バイスタティックレンジレートモデル：PW角度 θ_m で取得されるフロー信号 $s_m(t)$ は、音響信号処理理論のバイスタティックレンジレートモデルにより支配される平均ドップラーシフトを受けることが想定されている。ここでは瞬時の音響伝搬経路は、入射PW送信角度 θ_m に対する方向ベクトル上への画像点の動きベクトルの射影、及び、トランステューサアレイの最も近い点への直接の反射される波の戻り経路を含む（図1）。推定されるドップラーフロー周波数を長さMのベクトル

【数16】

$$[\hat{f}_1, \dots, \hat{f}_M]_T$$

10

にまとめると（及び、続きにおいてのそのベクトルの複数角度のLS適合（LS fit）のために f の上に記号「^」を残しておくと）、モデルを次式のように書き記すことが可能である。

【0055】

$$f = A v + b + e \quad (10)$$

ただし、画像点での流速ベクトルは $v = [v_x, v_z]_T$ であり、 b はエイリアシングに起因するバイアスを表し、 e は推計学的誤差であり、モデル行列 A は、 $[M \times 2]$ に寸法が設定され、行 $a_m (m)$ を有し、ただし

【数17】

20

$$a_m = \frac{1}{\lambda} [\sin(\theta_m), 1 + \cos(\theta_m)] \quad (11)$$

である。 A は、PW角度により決定され、これらのPW角度が固定されているならばあらかじめ計算され得ることに留意されたい。

【0056】

2) ドップラーフロー周波数推定値分散：周波数推定値の分散

【数18】

$$\sigma_{\hat{f}_m}^2$$

30

(7)は、(8)内のDSNR $_m$ によって決まり、有理多項式近似である経験的に決定されたマッピングから計算される。このことを支持する動機付けは、複素ライスランダム変数（complex Rice random variable）に関連する角度の分散との類似にある。図2を参照すると、量DSNR $_m$ が消滅する際に角度（周波数）がより不確定になることが明らかである。限界においては、角度は、図3に例示するように[0. .]にわたって均一に分散された状態になる。実際にはこの作用は、フロー方向に対してほとんど側面の角度で到着する平面波により情報収集される低いドップラーフローに関してはより厳しく、したがってウォールフィルタ特性によっても決まる。DSNR $_m$ から

【数19】

40

$$\sigma_{\hat{f}_m}^2$$

へのマッピングを、0.25*PRFの公称ドップラーフロー周波数での12個のパルスアンサンブルの場合に対して図4にグラフィカルに示す。近似は高いSNRでは発散するが、周波数標準偏差を正則化する（regularizing）ための典型的な値は、その周波数標準偏差を0.03未満でないように局限する。このことは、発散近似領域を回避する良好な側面の作用を有する。

【数20】

$$\hat{\theta} = \hat{f} / \text{PRF}$$

を定義して、図4に示す有理多項式近似を、下記にMatLabコードの形で記述する。周波数標準偏差を計算する代替の新規の方法を、勾配ベースのベクトルフロー推定処理を開示する後のセクションにおいて提示する。

【0057】

```
function [varTheta] = dsnr2fvarmap(snr,varargin);
%ricemoments: compute moments of rice R.V. (approximate)
%usage:
% varTheta = var(angle(z)), in rad. squared
% for z = complex gaussian, SNR = |mean(z)|^2/var(z)
%.
```

10

```
%Verasonics
```

```
% jaf 20jul2009
```

```
Kvai = length(varargin);kvai = 1; %use kvai and template below:
```

20

```
sizeSNR=size(snr);
%allowed SNR range
snrdbMax=100;
snrdbMin] = -30 ;
SNRRANGE = snrdbMax - snrdbMin;
```

```
snrdb = 10*log10(snr(:)');
snrBounded = fdim(snrdb, snrdbMin);
snrBounded = min( snrBounded , snrdbMax - snrdbMin );
```

```
Alpha=16;
%pade ratpoly coeffs:
B3= 1.72e+003;
A= [1 56.5685 1600];
snroffsetdb = 6.0;
```

30

```
f = snrBounded - snroffsetdb;
```

```
f2 = f.^2;
denomR = A(3) - A(1)*f2;
denomIminus = A(2)*f ;
denomMag2 = denomR.^2 + denomIminus.^2;
```

```
Hmag2 = (B3.^2) ./denomMag2;
```

```
varTheta = Hmag2.^ (Alpha/2);
```

40

```
varTheta = reshape(varTheta,sizeSNR);
```

```
end %%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
function z=fdim(x,y);
%fdim: C99 fdim() function emulation.
```

```
z=x-y;
z(find(z<0))=0;
end %main
```

【0058】

3)仮定されたエイリアシングバイアス：式10では、ベクトルbの要素 b_m がエイリ

50

アシング誤差の源となり、本願ではそのエイリアシング誤差を決定論的であるとして、したがってバイアスとしてモデリングする。ここで本願では、発見的な幾何学的議論を使用して、 2^M 個の選定にわたる原始的に構築された検索のサイズを $1 + MN_A$ 個の選定にまで低減しており、ただし N_A は、エイリアシングに遭遇する PW 角度の最大数である。バイナリ仮定集合

$$H_0 : |f_m| < PRF / 2 \quad (12)$$

$$H_A : PRF > |f_m| < PRF / 2 \quad (13)$$

のもとで、単一の折り返しエイリアシング条件 (single-wrap aliasing condition) H_A は、推定される周波数を、次式のように、ノイズのない場合でのエイリアスが生じないドップラー周波数に関係付ける。

10

【数21】

$$H_A : \hat{f}_m = f_m - \text{sign}(\hat{f}_m) PRF \quad (14)$$

【0059】

任意の可能なバイナリエイリアシング構成からバイアスペクトル b を構築することは、 2^M 個の可能なバイアスペクトルを与える。実行可能な集合のサイズを低減するために本願では、エイリアシングが、近接する PW 角度においておそらくグループ化されるということに留意する。画像点でのフローの真の方向に対して伝搬角度において最も近い PW 送信角度、例えば f_F を考えてみる。エイリアシングが f_F で存在するならば、そのエイリアシングは、 f_F が PW 方向に関して最も大きなレンジレートを伴う角度であるので、任意の他の PW 角度でのエイリアシングより大きいことになる。したがってエイリアシング誤差は、最小エイリアシング誤差の何らかの角度まで、 f_F に対する PW 角度の発散とともに単調に減少することになる。最大で PRF Hz のエイリアシングによりいくつかの取得角度が影響を受けるとすると、本願では、それらの取得角度が角度的に近接するはずであると論断する。

20

【0060】

アレイに直交するフローは特別な場合を提示する：極値の角度が両方とも、同じエイリアシング誤差の大きさに遭遇する場合がある。二つの極値の角度が近接するとみなされるように、円形のフォーマットで PW 角度近接性を規定することで、この特別な場合にも対処する。

30

【0061】

上記で概説した幾何学的制約のもとで、バイアスペクトルの集合が以下のように列挙される。エイリアシングがない場合 H_0 では、 b はゼロベクトルである。M 個の中の単一の PW 角度上のエイリアシングは、M 個の可能なバイアスペクトル b を暗に意味するものである。これらの場合ではバイアスペクトルは、M 個の中の一つの要素を除いて要素としてゼロを包含し、ただし、エイリアシングバイアスを表す第 m の要素は次式に設定される。

【数22】

$$b_m = -\text{sign}(\hat{f}_m) PRF \quad (15)$$

40

【0062】

このことを二つの近接するエイリアシング角度に一般化することにより、二つの極値の角度をグループ化する場合を含む、追加的な M 個の場合を与える。したがって 2 以下のエイリアシング角度の場合は、 $2M + 1$ 個のバイアスペクトルを与える。追加的な近接するエイリアスが生じた角度により仮定集合を拡張することにより、M 個の選定の別の集合をもたらす。帰納法が、 N_A 以下のエイリアスが生じた角度に対する仮定の数 N_H を次式のように与える。

$$N_H = N_A \times M + 1 \quad (16)$$

例えば、七つの角度の取得スキームにおいて最高で三つの同時にエイリアスを生じる P

50

W角度を想定すると、エイリアシングバイアス誤差ベクトルの実行可能な集合は、22個の相違するベクトルを有する。このことを以下のように例示する。

【0063】

自明な場合は、エイリアシングを伴わないということである。

【0064】

PW送信の単一の角度でのエイリアシングの場合では、表現式17の列が、PW角度により順序付けられた七つの取得から、まさに一つのエイリアスが生じた取得角度に対するすべてのバイアスベクトルを列挙する。

【数23】

b_1	0	0	0	0	0	0
0	b_2	0	0	0	0	0
0	0	b_3	0	0	0	0
0	0	0	b_4	0	0	0
0	0	0	0	b_5	0	0
0	0	0	0	0	b_6	0
0	0	0	0	0	0	b_7

10

【0065】

PW送信の二つの角度でのエイリアシングの場合では、表現式18の列が、PW角度により順序付けられた七つの取得から、まさに二つのエイリアスが生じた取得角度に対するすべてのバイアスベクトルを列挙する。

【数24】

b_1	0	0	0	0	0	b_1
b_2	b_2	0	0	0	0	0
0	b_3	b_3	0	0	0	0
0	0	b_4	b_4	0	0	0
0	0	0	0	b_5	b_5	0
0	0	0	0	b_6	b_6	0
0	0	0	0	0	b_7	b_7

20

30

【0066】

PW送信の三つの角度でのエイリアシングの場合では、表現式19の列が、PW角度により順序付けられた七つの取得から、まさに三つのエイリアスが生じた取得角度に対するすべてのバイアスベクトルを列挙する。

【数25】

b_1	0	0	0	0	b_1	b_1
b_2	b_2	0	0	0	0	b_2
b_3	b_3	b_3	0	0	0	0
0	b_4	b_4	b_4	0	0	0
0	0	b_5	b_5	b_5	0	0
0	0	0	b_6	b_6	b_6	0
0	0	0	0	b_7	b_7	b_7

40

【0067】

三つの角度の例に対する仮定集合を完全なものにするために、(17)、(18)、(19)

50

19) の、及び(エイリアシングのない状況を表す)ゼロベクトルを伴う和集合を形成する。全体は、22個の可能なバイアスペクトルである。

【0068】

4) 速度ベクトルの最小二乗推定: モデルの上記の特徴を組み込むことによって、調節された測定値の単一性の分散を与えるように重みが計算される、画像点での流速ベクトルに対する加重最小二乗推定量が可能になる。

【0069】

非線形モデル(10)が、次式のように線形成分及び非線形成分に区分される。

【数26】

$$\hat{\mathbf{v}} = [\mathbf{A}^T \mathbf{W} \mathbf{A}]^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{W} (\mathbf{f} - \mathbf{b}_*) \quad (20)$$

10

ただし重み行列Wは、次式のような、その重み行列Wの第mの対角要素を有する。

【数27】

$$w_{m,m} = \left(\sigma_{min}^2 + \sigma_{\hat{f}_m}^2 \right)^{-1} \quad (21)$$

【0070】

本願ではノイズが取得間で無関係であることを想定しているので、Wの非対角要素はゼロである。周波数精密度に関する下限 w_{min} は、正則化する値として機能する。典型的な正則化値は、その周波数精密度を、期待されるドップラー分解能に相応して、(0.03 - |PRF|)未満でないように局限する。処理連鎖において静止組織/ウォールフィルタHが存在するので、加重は必要である。フロー方向とPW伝搬方向との間の大きな相対角度では、特に低速で運動するフローに関しては、相対的なドップラー周波数がHの阻止帯域に一致する場合がある。このことによって、対応するドップラー周波数推定値はきわめてノイズの多いものとなる。(7)によって周波数変動の量を定量化することによって、最小二乗定式化のための最適な加重が可能になる。

20

【0071】

20内の最適なエイリアシングバイアスペクトル \mathbf{b}_* が、次式のように最小化問題を求解する。

$$\mathbf{b}_* = \arg \min_j [\mathbf{f} - \mathbf{b}_j]^T \mathbf{W}^{1/2} \mathbf{P} \mathbf{W}^{1/2} [\mathbf{f} - \mathbf{b}_j] \quad (22)$$

30

ただし、射影子は次式のように計算される。

$$\mathbf{P} = \mathbf{I} - \mathbf{W}^{1/2} \mathbf{A} [\mathbf{A}^T \mathbf{W}^T \mathbf{A}]^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{W}^T / 2 \quad (23)$$

【0072】

D. 後処理: 補間及び検出

最小二乗推定手順の副産物が、画像点でのフローを検出するための測定基準を提供する。空間的に補間されたバージョンの速度推定値精密度、正規化された(normalized)速度、ドップラー周波数残差、自己相関残差、及び複合自己相関パワー(combined autocorrelation power)が、独立的な検出試験において適用される。

40

【0073】

空間補間: 空間補間は、入力サンプルの元の値を保ちながら、x及びzの次元でのサンプリング密度を2倍にする。線形最近傍加重が、補間された点を提供する。

【0074】

速度精密度: 加重Wに起因して、式20内の白色化された誤差は、独立同一分布(i.i.d.)及び単位分散である。したがって最小二乗理論により、速度推定値共分散は次式となる。

【数28】

$$\sum_{\hat{v}} = [\mathbf{A}^T \mathbf{W} \mathbf{A}]^{-1} \quad (24)$$

【数29】

$$\sigma_{v_x}^2 = \sum_{\hat{v}} (1,1) \quad (25)$$

【数30】

$$\sigma_{v_z}^2 = \sum_{\hat{v}} (2,2) \quad (26)$$

【0075】

10

平方距離単位での速度精密度は、速度推定値内の全体誤差である。

【数31】

$$\sigma_{\hat{v}}^2 = \sigma_{v_x}^2 + \sigma_{v_z}^2 \quad (28)$$

【0076】

20

速度精密度に関する大きな値は、画像点に対して利用可能である信頼性の高いフロー推定値がないことを示唆する。

【0077】

正規化された速度の大きさ：正規化された速度の大きさ v_{NM} は、座標内での等しい精密度のためにスケーリングされた速度の長さである。

【数32】

$$v_{nm}^2 = \left(v_x / \sigma_{v_x} \right)^2 + \left(v_z / \sigma_{v_z} \right)^2 \quad (29)$$

【0078】

30

正規化された速度の大きさ

【数33】

$$v_{nm}^2$$

がしきい値より下であるならば、画像点はフローではない。

【0079】

複合パワー：複合パワー測定基準は、すべての取得角度であることが認められるパワーの推定値を提供する。この複合パワー測定基準は、適合した周波数

【数34】

$$\hat{\mathbf{f}} = \mathbf{A} \hat{\mathbf{v}} \quad (30)$$

40

の対応する要素により遅延 - 1 自己相関値 a_m を位置調整 (align) し、それらの自己相関値を D S N R により次式のように加重する。

【数35】

$$\bar{a}_m^0 = D S N R_m \exp \left(-2\pi \hat{f}_m / P R F \right) \bar{a}_m \quad (31)$$

【数36】

$$\bar{a} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M \bar{a}_m^0 \quad (32)$$

【0080】

計算された値をしきい値パラメータと比較して、複合パワー

【数37】

$$\bar{a}$$

10

が非常に弱いならば、画像点はフローではない。

【0081】

自己相関残差：最小二乗適合したドップラー周波数ベクトルの要素を使用して、本願では、 $D S N R_m$ により遅延-1自己相関ベクトル成分を加重し、それらの成分を複素平面内で位置調整する。結果のサンプル標準偏差は、「自己相関 RSS」と示される。

【数38】

$$RSS_{AC} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M |\bar{a}_m^0 - \bar{a}|^2 \quad (33)$$

20

【0082】

計算された値を最高限界パラメータと比較して、適合したドップラー周波数により位置調整された遅延-1自己相関のベクトルが非常に大きいならば、画像点はフローではない。

【0083】

白色化された周波数残差：適合した周波数ベクトル残差は、最小二乗速度ベクトル推定値の平方適合誤差の和である。

【数39】

$$RSS = \|\mathbf{f} - \hat{\mathbf{f}}\|^2 \quad (34)$$

30

【0084】

認定試験：下記に示すようなしきい値又は最高限界の試験は、画像点を認定するために、上記で説明した空間的に補間された測定基準を独立的に組み合わせる。真を断定する試験があれば、その試験により、点が「フローではない (non-flow)」と表明することになる。すべての試験が、画像点をフローと認定するように終わらなければならない。試験のためのしきい値及び最高限界の値は、ユーザの好みによって各々のスキャンヘッド応用物に対して調整される。

【0085】

試験₁：

40

【数40】

$$\sigma_{\hat{v}}^2 > T_{prec} \quad (35)$$

試験₂：

【数41】

$$v_{NM}^2 < C_{vel} \quad (36)$$

試験₃：RSS > T_{fixed} (37)

50

試験₄ : $RSS_{AC} > T_{ACresid}$ (38)

試験₅ : $P_{comb} < C_{pow}$ (39)

【0086】

ベクトル速度血流推定のための勾配ベースの方法

概観

以前のセクションで開示した血流ベクトル速度イメージング処理は、ベクトル速度推定値のための健全に逆元が存在するモデルを構築するために、平面波(PW)送信の複数の角度を必要とする。本セクションは、単一の平面波送信角度のみを、したがって単一のアンサンブルのみを必要とする方法の集合を開示する。その方法の集合の最も単純な形式では、提案するベクトル速度イメージング処理は、PW送信及び再構築を使用して、ドップラープルーフレジームにおいてフレームレートで、Bモードフロー(Bフロー)モダリティでの血液の動きの画像シーケンスを生成する。点 $p = [x, z]$ 及びパルス t での画像シーケンス $F(p, t)$ 内の画素アンサンブルは、アンサンブルをウォールフィルタリングした後に各々の画素 p で IQ データから計算される IQ の大きさの値から構成される。したがって、値のシーケンスが、PRF に等しいフレームレートで動きを捕捉し、血液反射率についての運動するテクスチャとして微細スケールでのフロー動態を明らかにする。

【0087】

連鎖法則を使用すると、勾配から結果として生じる空間及び時間の導関数が、各々の画素 p 及び PRF_t でテクスチャ流速ベクトル場 $[v_x(x, z, t), v_z(x, z, t)]$ と結び付く。結果として生じる推定式は、推定窓にわたって一定であるようにモデル内で定式化されるベクトル流速推定値を与えるように、ガウス-マルコフモデルの背景状況において最小二乗により求解される。

【0088】

本願では、観測値内に、遅延 0、1、... での共役遅延積サンプル(自己相関被加数)、及び、瞬時のドップラーフロー法で導出された速度推定値を含み、複数の平面波角度からのデータを組み込む変形例もまた評価する。これらの変形例は、(1) 血液反射率強度を使用する勾配のみのベクトル速度血流推定方法、(2) 勾配ベースの、ドップラーフロー法で強化された(augmented)ベクトル速度血流推定方法、(3) 血液反射率の複数の共役遅延積を使用する勾配ベースのベクトル速度血流推定方法、及び、(4) 複数の平面波送信角度からのデータを組み込む、ドップラーフロー法で強化された、血液反射率の複数の共役遅延積を使用する勾配ベースのベクトル速度血流推定方法を含む。

【0089】

前のセクションで提示した複数角度の平面波処理と比較して、この手法は、異なる平面波角度に対する別個のセグメントにフレームが区分されないので、ウォールフィルタリングに対する、より長い時間間隔を考慮に入れたものである。したがってより急峻な遷移帯域を伴う、より長いウォールフィルタインパルス応答が、同等の捕捉窓時間に対して可能である。このことは、フレームレート及び感度のバランスをとる際に柔軟であることを可能にし、平面波角度多様性を実現することが困難になる深部組織のベクトルフローイメージングへの適用を暗に示すものである。

【0090】

勾配のみのベクトルフローの使用の際の典型的な手法は、本開示においてのように、一時性の集約ではなく、空間的な平均化によりモデルの健全性を実現することである。したがって本開示は、他の方法では空間的な平均化により低下させられることになる空間分解能を維持する。本開示のさらなる新規の態様は、本開示が、ガウス-マルコフモデルの加重最小二乗(WLS)解法において加重のために必要とされる分散成分の二次推定値を得るために、共通に行われるような、勾配が遂行される観測値についてあらかじめ和をとること(presummation)を回避するということである。

【0091】

フィリップス L7-4 トランステューサ及びヴェラゾニックス(Verasonics)(商標)取得システムを使用して、単一の角度の PWV ベクトル速度イメージングが、ドップラーフロー

10

20

30

40

50

ストリングファントムに関して、及び頸動脈に関して実証されている。PWTアンサンブルは、5 KHz PRFでボアサイト(boresite)角度上で収集される。性能が、ベクトル速度成分推定値のバイアス及び精密度、並びにそれらの推定値の方向に関して評価される。本明細書で開示する処理性能は、複数角度のドップラーベースのVDI処理により必要とされるPWT角度の多様性の効果的な生成をイメージング深度が阻害する場合の用途において有用性を供与する。

【0092】

勾配ベースのベクトルフロー推定方法説明

本開示では、各々の再構築された画像点で速度ベクトル値を計算する、勾配ベースのフローべクトル推定の変形例を検討する。本開示の以前のセクションで説明した複数角度のドップラーベースのベクトルフロー推定方法とは対照的に、勾配ベースのベクトルフロー推定方法は、単一の平面波送信角度のみで効果的に動作することが可能である。しかしながら、それらの勾配ベースのベクトルフロー推定方法は、複数の平面波送信角度もまた組み込むことを容易に一般化する。勾配ベースの方法は、トランスデューサ開口部サイズより有意に大きい深度で組織をイメージングするときの場合においてなど、制限された全範囲の平面波送信角度が利用可能であるときに有効である。より少ない角度が必要とされるので、より急速な取得のための機会が利用可能である。このことは、急速な血流動態のイベントの間にベクトルフローモダリティによってイメージングするときに追加的な利点を提供する。

【0093】

勾配ベースのベクトルフロー推定のための取得スキーム及び前処理

勾配ベースのベクトルフロー推定方法のための取得スキームは、平面波送信角度の数が1ほどに小さくなり得ることを除いて、複数角度のドップラーフロー法のものと本質的には同様である。組織は、PWI再構築により各々の画素に対して従来のドップラーアンサンブルを形成するために、1以上の平面波角度でアレイから放出される、典型的なドップラーフローPRFでのPW送信によって音波照射される(insonated)。各々の平面波角度で送信され、さらには処理されない二つの先駆パルスが、音響環境を調節する。アンサンブル時間窓は、フロー一定常性想定が許すより決して長くないように制限される。すべての処理変形例は、第1に、再構築されたデータをウォールフィルタリングによって処理して、各々の画素アンサンブル $r(t)$ から静止組織クラッタを除去するものであり、ただし、

$$r(t) = s(t) + \text{クラッタ} + \text{ノイズ} \quad (40)$$

であり、それぞれ、 s は血流信号を表し、 t はPRI(時間)インデックスを表し、その結果ベクトル形式では、N個のサンプルに関するウォールフィルタリングされたデータは次式となる。

【数42】

$$\hat{s} = H r \quad (41)$$

【0094】

ウォールフィルタリングの後、信号データベクトル

【数43】

$$\hat{s}$$

の、画素画像点 p での、時間サンプル $s(t)$ のベクトルの共役遅延の積 $F(p, t, l)$ が、1以上の遅延 $1-0, 1-1, \dots$ に対して、圧縮された振幅フォーマットで次式のように計算される。

【数44】

$$F(p, t, l) = \hat{s}(t)\hat{s}(t-l)^*|\hat{s}(t)\hat{s}(t-l)^*|^{-1/2} \quad (42)$$

【0095】

項

10

20

30

40

50

【数45】

$$\hat{s}(t)\hat{s}(t-l)^*$$

は、遅延 l でのサンプル自己相関の被加数 (summand) であることに留意されたい。これらの成分は、以下で説明するように、勾配ベースのベクトルフロー推定方法の変形例により使用されることになる。

【0096】

勾配のみのベクトルフロー推定

勾配のみのベクトルフロー推定処理では、ドップラー推定値の使用は必須ではない。ここでは時空間勾配が、各々の画像点 p に対するウォールフィルタリングされたデータ

10

【数46】

$$\hat{s}(t)$$

からの IQ 強度値の導関数を計算する。この勾配のみの処理は、異なる平面波送信角度で収集されるアンサンブルデータの勾配を組み込むことが可能であるが、用いられる平面波送信角度の実際の値を使用しない。単一の平面波送信角度の場合では、勾配計算の入力、例えば $F(p, t)$ を、画像強度の一連の B フロー画像シーケンスと解釈することが可能であり、ただし、

【数47】

$$F(p, t) = F(p, t, 0) = |\hat{s}(t)| \quad (43)$$

20

は、アンサンブルを含むすべての t に対しての画素 p でのものである。これは遅延 - 0 であることに留意されたい。処理は以下のように展開される。導関数連鎖法則を適用すると次式になる。

【数48】

$$\frac{d}{dt} F(p, t) = \frac{\partial F}{\partial x} \frac{dx}{dt} + \frac{\partial F}{\partial z} \frac{dz}{dt} \quad (44)$$

【0097】

30

便宜上、単一の画素 p での画像時間シーケンスをベクトル

【数49】

$$\mathbf{g} = \begin{bmatrix} F(p, t=0) \\ \vdots \\ F(p, t=N-1) \end{bmatrix} \quad (45)$$

により、並びに同様に、経時的な関連する勾配導関数成分のベクトル g_x 、 g_z 、及び、
【数50】

$$\dot{\mathbf{g}}$$

40

により定義する。画像 F の期待される血流成分は、空間独立変数 $x = x_0 - v_x t$ 及び $z = z_0 - v_z t$ に起因する一定速度の直線の並進以外は、取得窓にわたって時間的に変化していないことを想定する。次いで流速ベクトル $[v_x, v_z]^T$ が、次式による計算された勾配量により制約される。

【数5 1】

$$\mathbf{y}_g = -\dot{\mathbf{g}} \quad (46)$$

$$= [\mathbf{g}_x \quad \mathbf{g}_z] \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} + \mathbf{e}_g \quad (47)$$

$$= \mathbf{A} \mathbf{v} + \mathbf{e}_g \quad (48)$$

10

【0 0 9 8】

ただし本願では、誤差ベクトル \mathbf{e}_g の対角共分散を次式のようにモデリングする。

【数5 2】

$$\text{cov}(\mathbf{e}_g) = \mathbf{I} \sigma_g^2 \quad (49)$$

【0 0 9 9】

未知の

【数5 3】

$$\sigma_g^2$$

20

を伴って式4 8 及び4 9 が一体でガウス - マルコフモデルを形成し、このモデルの古典解は、

【数5 4】

$$\hat{\mathbf{v}} = (\mathbf{A} \mathbf{A}^T)^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{y} \quad (50)$$

及び

【数5 5】

$$\sigma_g^2 = \mathbf{y}^T P_A^\perp \mathbf{y} / (N - 2), \quad (51)$$

30

であり、ただし射影子が、

【数5 6】

$$P_A^\perp = \mathbf{I} - \mathbf{A}(\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \mathbf{A}^T, \quad (52)$$

により形成され、この古典解が、血流ベクトル速度推定値 v_x 及び v_z 、並びに、血流反射率勾配ノイズ \mathbf{e}_g の分散を与える。

【0 1 0 0】

ノイズ、ビーム形成クラッタ、及び加速度に起因する勾配においての誤差は、 \mathbf{A} の列にもまた現れることになるので、付加的な誤差項 \mathbf{e}_g の使用は、明らかに単純化したものである。

【0 1 0 1】

検出：本願での評価では、画素は、従来のカラードップラーイメージングでのような、フローパワー推定値のしきい値及び最高限界、並びにBモード優先設定により検出される。速度推定値の予測される精密度

【数5 7】

$$\text{cov}(\hat{\mathbf{v}}) = (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \hat{\sigma}_g^2 \quad (53)$$

40

もまた、ドップラーベースのベクトルフロー推定に関して本開示の以前のセクションで説明した検出方法と同じように、画素認定のための検出情報を提供する。

50

【0 1 0 2】

ドップラー法で強化された勾配ベクトルフロー推定

50内の成分 v_z に対する推定量は、(結果セクションで論考するように)同じデータから計算される、対応する、独立的に導出されるドップラー推定値に匹敵するバイアスを呈するが、 v_x 及び v_z の両方の経験的な精密度は、ドップラー精密度より有意に劣っている。このことは、 v_x 推定値の精密度を改善することを目標として、ドップラー推定値を包含する情報によって式50の推定量を強化することを暗に示すものである。0度の単一の平面波送信角度の場合(ボアサイト)では、この強化は、次式のモデルを構築することにより実現される。

【数58】

10

$$\mathbf{y}_{gd} = \begin{bmatrix} -\dot{\mathbf{g}} \\ \mathbf{v}_d \end{bmatrix} \quad (54)$$

$$= \begin{bmatrix} \mathbf{g}_x & \mathbf{g}_z \\ \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{e}_g \\ \mathbf{e}_d \end{bmatrix} \quad (55)$$

$$= \mathbf{A}_{gd} \mathbf{v} + \mathbf{e}_{gd}, \quad (56)$$

【0 1 0 3】

20

ただしベクトル \mathbf{v}_d は、期待値 v_z とともに $N - 1$ 個の瞬時のドップラー法で導出された速度推定値を包含し、対角観測値誤差共分散は、

【数59】

$$\Sigma_{gd} = \text{cov}(\mathbf{e}_{gd}) = \begin{bmatrix} \mathbf{I} & \sigma_g^2 & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{I} & \sigma_d^2 \end{bmatrix} \quad (57)$$

となる。

【数60】

30

$$\mathbf{v}_d = [v_d(0), \dots, v_d(N-2)]$$

の要素 $v_d(t)$ に関するエイリアシング問題点を打ち消すために、瞬時のドップラー推定値は、それらの推定値の平均値に対して参照される角度の偏移として、次式のように計算される。

【数61】

$$v_d(t) = \delta v_d(t) + \bar{v}_d(t) \quad (58)$$

【0 1 0 4】

40

ただし、

【数62】

$$\bar{v}_d(t)$$

は、カサイ(Kasai)の自己相関ベースの血液ドップラー周波数推定量

【数63】

$$\bar{v}_d(t) = \frac{\lambda}{4\pi} \arctan \bar{a}(1) \quad (59)$$

であり、ここで、

【数64】

$$\bar{a}(1) = \sum_{k=1}^{x-1} s_u s_{x-1}^1, \quad (60)$$

であり、血液差分軸方向速度 (blood differential axial velocity) は次式となる。

【数65】

$$\delta v_d(t) = \frac{\lambda}{4\pi} \arctan[s_t s_{t-1}^* \bar{a}(1)^*] \quad (61)$$

【0105】

10

集合 $v_d(t)$ の平均二乗は、推定値

【数66】

$$\hat{\sigma}_d^2,$$

を提供する。

【0106】

【数67】

$$\delta_d^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{l=1}^{N-1} \delta v_d(C)_2. \quad (62)$$

20

62は、ある決まった状況ではより健全であり得る、前のセクションのドップラーベースの複数角度のベクトルフロー推定方法において開示したようなドップラー分散を計算することに対する代替の方法であることに留意されたい。この(62)が、前に計算された推定値51とともに、次式の対角加重を提供する。

【数68】

$$W = \Sigma_{gd}^{-1/2} \quad (63)$$

【0107】

30

次いでベクトル速度推定値が、 A を $W A_{gd}$ で、及び y を $W y_{gd}$ で置換することにより、50から53との類似で、ガウス・マルコフ理論に従って加重最小二乗により計算され、血流ベクトル速度推定値 v_x 及び v_z を計算する。

【0108】

上記で56から63において説明した新規の方法は、下記で開示するように、複数角度のドップラーベースのベクトルフロー推定方法に対して、以前のセクションで使用するバイスタティックレンジレートドップラーモデルと同様に、 m の非ゼロ平面波送信角度に対処するよう一般化される。

【数69】

$$y_{gd} = \begin{bmatrix} -\dot{g} \\ v_d \end{bmatrix} \quad (64)$$

40

$$= \begin{bmatrix} g_x & g_z \\ a_{xm} \mathbf{1} & a_{zm} \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} e_g \\ e_d \end{bmatrix} \quad (65)$$

$$= A_{gd} v + e_{gd} \quad (66)$$

【0109】

ただし、ドップラーベースのベクトルフロー推定方法を開示する上記のセクションとの類似で、 $a_{xm} = (1/2) \sin(\theta_m)$ 及び $a_{zm} = (1/2) [1 + \cos(\theta_m)]$ である。非ゼロ平面波送信角度定式化に関して、解はやはり、血流ベクトル速度推定値

50

v_x 及び v_z を計算するために、 A を WA_{g_d} で、及び y を Wy_{g_d} で置換することにより、50から53を使用して、56に対するものと同様に結果として生まれる。

【0110】

複数の遅延 (Multiple-lag) の勾配ベースの推定

上記で説明した勾配のみの方法を強化することの代替として、勾配に対する追加的な観測値を、値 $1 \dots L$ の遅延 l での振幅圧縮された複素遅延積

【数70】

$$s_t s_{t-l}^*$$

の勾配を連結することにより生成することができる。この連結は、勾配のみの方法と比較して、血液速度ベクトル推定値精密度を改善する。結果として生じるベクトルフロー推定方法は、ドップラー情報を使用しない。ある決まった局面ではこの方法は、ドップラー法で強化された方法より良好なバイアス性能を示す場合がある。圧縮された複素遅延積

【数71】

$$s_t s_{t-l}^*$$

は、いくつかの $l = 1 \dots L$ に対して、時間 t 及び遅延 l で

【数72】

$$r_{t,l} = s_t s_{t-l}^* |s_t s_{t-l}^*|^{-1/2} \quad (67)$$

であるように、1より高い遅延値で計算され、そのことによって、

【数73】

$$y_{ml} = \begin{bmatrix} -\dot{g}_1 \\ \vdots \\ -\dot{g}_L \end{bmatrix} = A_{ml}v + e_{ml} = \begin{bmatrix} g_{x1} & g_{z1} \\ \vdots & \vdots \\ g_{xL} & g_{zL} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} e_{g1} \\ \vdots \\ e_{gL} \end{bmatrix} \quad (68)$$

が結果として生じ、次いでこの式は、血流ベクトル速度推定値 v_x 及び v_z を計算するために、 A を A_{m-1} で、及び y を y_{m-1} で置換することにより、50から53との類似で、ガウス-マルコフ理論によって最小二乗により求解される。

【0111】

勾配ベースの、多遅延の、複数角度のドップラー法で強化されたベクトルフロー推定

ここで開示するのは、ドップラー推定値による強化を伴う、複数の遅延 $l = \{0, 1, \dots\}$ での圧縮された複素遅延積

【数74】

$$s_t s_{t-l}^*$$

を使用する、複数の角度の平面波送信の一般的な場合での血流速ベクトルを推定する新規の方法である。ここでは、 L 個の遅延に対する複数の遅延の勾配が、 $m = \{1 \dots M\}$ に対する複数の角度 θ_m で収集され、第 m の送信角度に対して式58にしたがって要素が計算されたドップラー推定値 $v_{d,m}$ が付け加えられたアンサンブルデータから計算される。したがってデータ取得は、前のセクションで開示したドップラーベースのベクトル流速方法のものと同一である。次いで集団的なモデルが、相違する平面波送信角度 θ_m に対して式67及び68の定義を拡張することにより形成される。

10

20

30

40

【数75】

$$\begin{aligned}
 \mathbf{y}_{mag} = & \begin{bmatrix} -\dot{\mathbf{g}}_{11} \\ \vdots \\ -\dot{\mathbf{g}}_{L1} \\ \mathbf{v}_{d1} \\ \hline \vdots \\ \hline -\dot{\mathbf{g}}_{1m} \\ \vdots \\ -\dot{\mathbf{g}}_{Lm} \\ \mathbf{v}_{dm} \\ \hline \vdots \\ \hline -\dot{\mathbf{g}}_{1M} \\ \vdots \\ -\dot{\mathbf{g}}_{LM} \\ \mathbf{v}_{dM} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{g}_{x11} & \mathbf{g}_{z11} \\ \vdots & \vdots \\ \mathbf{g}_{xL1} & \mathbf{g}_{zL1} \\ a_{x1} \mathbf{1} & a_{z1} \mathbf{1} \\ \hline \vdots & \vdots \\ \hline \mathbf{g}_{x1m} & \mathbf{g}_{z1m} \\ \vdots & \vdots \\ \mathbf{g}_{xLm} & \mathbf{g}_{zLm} \\ a_{xm} \mathbf{1} & a_{zm} \mathbf{1} \\ \hline \vdots & \vdots \\ \hline \mathbf{g}_{x1M} & \mathbf{g}_{z1M} \\ \vdots & \vdots \\ \mathbf{g}_{xLM} & \mathbf{g}_{zLM} \\ a_{xM} \mathbf{1} & a_{zM} \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{e}_{g11} \\ \vdots \\ \mathbf{e}_{gL1} \\ \mathbf{e}_{d1} \\ \hline \vdots \\ \hline \mathbf{e}_{g1m} \\ \vdots \\ \mathbf{e}_{gLm} \\ \mathbf{e}_{dm} \\ \hline \vdots \\ \hline \mathbf{e}_{g1M} \\ \vdots \\ \mathbf{e}_{gLm} \\ \mathbf{e}_{dM} \end{bmatrix} \\
 & = \mathbf{A}_{mag} \mathbf{v} + \mathbf{e}_{mag}
 \end{aligned} \tag{69}$$

【 0 1 1 2 】

ただし、 $y_{m_a g}$ の対応するサブベクトルと符合するブロックを伴う対角誤差共分散行列は次式となる。

【数76】

$$\Sigma_{mag} = \text{cov}(\mathbf{e}_{mag}) \quad (71)$$

```
= d i a g
[ 1 ^ 2 g 1 1 , . . . , 1 ^ 2 g L 1 , 1 ^ 2 d 1 | . . . , | 1 ^ 2 g 1
. . . , 1 ^ 2 g L m , 1 ^ 2 d m | . . . , | 1 ^ 2 g 1 M , . . . , 1
m , T 2 g L M , 1 ^ 2 d M ] ( 7 2 )
```

ただし、`diag` 演算子はベクトル引数から対角行列を構築し、72の($L + 1$)M個の分散成分

【数 7 7】

$$\sigma_{glm}^2$$

及び

【数 7 8】

$$\sigma_{dm}^2$$

は、それぞれ 5.1 及び 6.2 にしたがって計算される。次いで、対角加重

【数 7 9】

$$\mathbf{W}_{mag} = \boldsymbol{\Sigma}_{mag}^{-1/2}$$

を用いて、血流ベクトル速度推定値 v_x 及び v_z が、それぞれ A を $W_{mag} A_{mag}$ で、

及び y を W_{mag} y_{mag} で置換することにより、50から53を使用して、ガウス-マルコフ理論によって最小二乗により計算される。

【0113】

72及び70の新規のモデル構造を使用すると、72の量

【数80】

$$\sigma_{glm}^2$$

及び

【数81】

10

$$\sigma_{dm}^2$$

を、測地学の分野ではよく知られている、分散成分のヘルマート (Helmert) タイプの二次推定の直接的な適用により血流ベクトル速度推定値 v_x 及び v_z とともに反復的に改善し、そのことにより、計算された v_x 及び v_z の精密度を改善することが可能である。

【0114】

性能試験結果

本出願において説明した新規の勾配ベースの方法の一部の性能が、二つの角度 (-23度及び水平) で、3.5から4 cm の深度で行われた試験において、ドップラーストリングファントムを使用して比較されている。ストリングの速さは 40 cm/s であった。データは、ヴェラゾニックス社 (Verasonics, Inc) により製造された 128 チャネル VD AS 超音波データ取得システム上で収集且つ再構築された。結果を表1に示す。傾斜ストリング (sloped string) シナリオに対して、表は、ベースラインの勾配のみのベクトルフロー推定処理に対しての、ドップラー法で強化された、及び複数の遅延の勾配処理による横方向の速度精密度においての明白な改善を示す。この改善は、バイアスの適度の増大を犠牲にして生まれるものである。参考のために、 v_z のカサイ (Kasai) ドップラー推定値の性能もまた示す。

20

【0115】

表1：3標準偏差でのバイアス (B)、精密度 (P)、及び信頼度 (C) を示す、mm/秒単位のストリングファントム評価結果

30

【表2】

V=40 cm/s	Inc.	B	C	B	C	P	C	P	C
処理	eg.	X	X	Z	Z	X	X	Z	Z
勾配のみ	-23	-28	7	24	3	146	7	70	4
ドップラー	-23	n/a	n/a	32	1	n/a	n/a	10	1
勾配強化	-23	-34	5	31	1	120	6	11	2
M-遅延、L=8	-23	-36	7	26	2	112	5	49	2
勾配のみ	0	-60	7	1	6	117	18	120	18
ドップラー	0	n/a	n/a	31	1	n/a	n/a	9	1
勾配強化	0	-77	12	1	3	117	17	18	3
M-遅延、L=4	0	-66	6	1	5	84	12	94	12

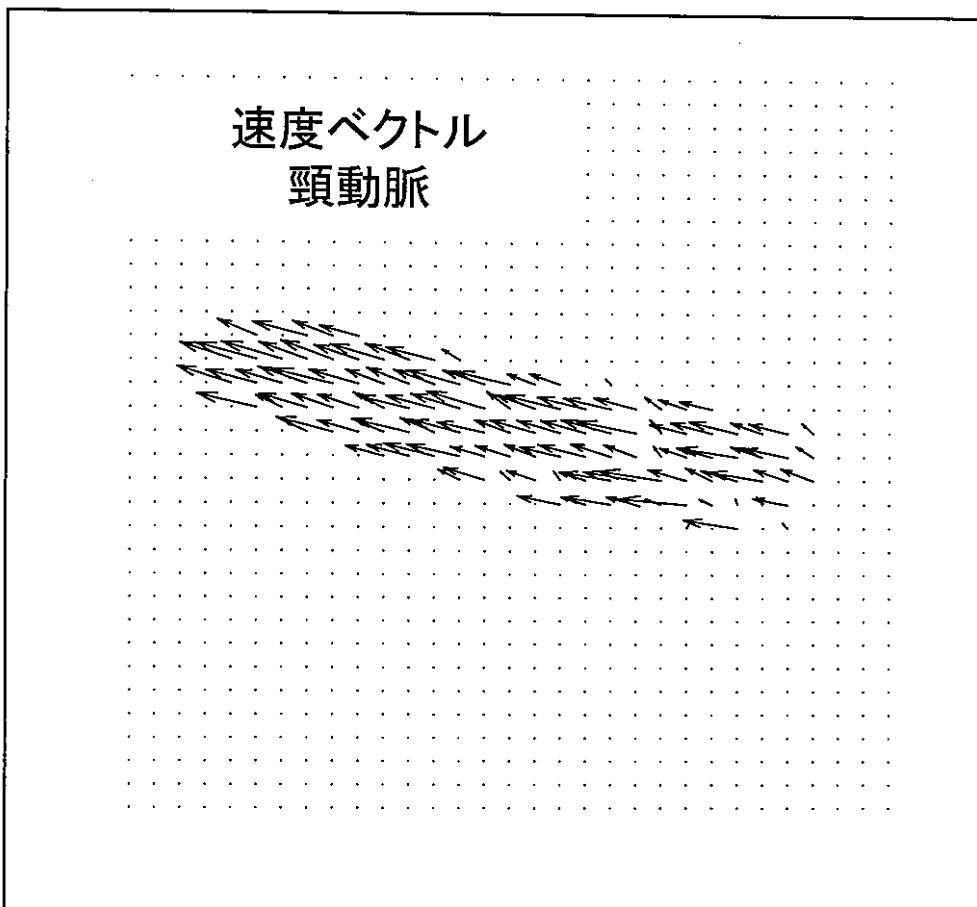
40

50

【0116】

勾配ベースのベクトルドップラーイメージングシステムもまた、フィリップス L7 - 4 線形アレイトランステューサを使用して頸動脈をイメージングして、ボランティアに関して評価された。ドップラー法で強化された勾配手法により計算された血流ベクトル速度推定値のフレームを、矢印のフォーマットで下記に示す。導出されたインビボ画像映像シーケンス (in-vivo image video sequence) の主観評価は、前のセクションで開示した複数角度のドップラーベースのベクトルフローイメージング技法のものに匹敵する品質を示唆する。

【表3】



【0117】

ドップラー法で強化された勾配手法によるフロー角度推定の実証。観視のためにスケーリングされた速度ベクトル。

【0118】

合成された粒子同伴 (「粒子流 (Particle Flow)」) による速度ベクトル表示

上記で説明した方法により推定される速度ベクトルは、各々の画素が二つの速度成分を有するベクトル値画像を生出することになる。二つの別個の画像ウィンドウにベクトル推定値の大きさ及び方向を表示することで、従来のカラーフロー画像提示の見た目の美しい状態で、カラーバー凡例によって量的な情報を明らかにすることが可能である。しかしながら観視者が、表示スクリーン上の二つのウィンドウ内に同時に存在する動態特徴を知覚しようと苦闘することがわかっている。単一の画像ウィンドウ内でベクトル画素情報の動態特性を直観的に伝える視覚化を、下記で説明する。

【0119】

この方法は、血流内で同伴させられる仮定の粒子を模倣する動きを伴う粒子の集合体をシミュレートする。粒子の動きは、推定された速度ベクトル画素が、合成される粒子位置に最も近傍であることを考慮して、各々の画像フレーム期間に対して計算される。粒子は

、検出されたフロー領域の内部でスクリーン上に描画され、従来のカラーフロー速度表示により描かれる速度ベクトルの大きさにオーバーレイする。この方法によりフロー視覚化が、粒子の位置が各々の新しいフレームとともに更新される際に、観視者の目が粒子の動きの同伴を察することで表に現れる。観視者は、スクリーン上に表示される動きを実際の速さの何分の一かに任意にスケーリングすることが可能であり、そのことによって、頸動脈での収縮期などの高い速度のイベントの間の血液動態のリアルタイム「スローモーション」検査が効果的に可能になる。

【0120】

A. 視覚化処理概観

粒子流視覚化では、粒子のランダムに置かれた集合が、画像内のすべての検出されたフロー領域を満たす。粒子空間密度は統計的に均一である。ユーザの好みが、粒子の空間密度を制御する。

10

【0121】

各々のフレームで、粒子の集合は、付近で推定された速度ベクトルによってそれらの粒子の位置を更新することにより動きが与えられる。したがって位置擾動 (position perturbation) は、フレーム時間間隔に速度ベクトルを乗算したものである。新しい粒子位置が、検出されたフローを表す画素に配置されない場合、粒子は退出するとみなされ、粒子集合体から削除される。

【0122】

検出されたフロー領域に進入する新しい入来する粒子に関して調査するために、同様の、ただし逆の位置が、各々のフロー画素に対して計算される。ここでは各々のフロー画素の負の時間の動きが、否定演算が行われた (negated) 速度ベクトル推定値を使用して算出される。画素の逆方向の動きがフロー領域の外側であるならば、新しい粒子はそれらの画素で条件的に生成される。次いで新しい「入来する」粒子が、活動粒子リストに付け加えられる。入来する粒子を導入するための条件は、入来する粒子及び退出する粒子が、変化するフロー領域サイズを考慮してバランスがとられるように、フロー領域内の所望の粒子密度を維持するように適応する。総合的な密度条件は、入来する粒子の N_{def} をランダムに選択することにより施行されるものであり、ただし N_{def} は粒子の不足量である。

20

【0123】

B. 視覚化処理説明

粒子流視覚化方法のステップを、下記の擬似コードで示す。

30

【0124】

ステップ1：粒子リストを初期化する：密度設定 D に等しい確率で、各々の検出されたフロー画素で粒子を条件的に発生させる。発生させられた粒子 j 及びそれらの粒子の関連する位置 $[x, z]_j$ のリストをコンパイルする。

【0125】

ステップ2：伝搬：粒子リスト内の各々の粒子を、所望の「減速」因子によりスケーリングされた、その粒子の最も近傍の一一致した速度ベクトル推定値

40

【数82】

$$[\hat{v}_x, \hat{v}_z]$$

によってその粒子の空間位置を前進させることにより、時間的に順方向に運動させる。

【0126】

ステップ3：フローメンバーシップに関して試験する：最も近傍の画素に粒子位置を量子化し、一致したフロー検出標示 (detection label) を評価することによりフロー領域メンバーシップに関して新しい粒子の量子化された位置を試験し、フロー内にない粒子を粒子リストから削除する。

50

【0127】

ステップ4：逆伝搬：各々のフロー画素を、否定演算が行われた（negated）速度推定値

【数83】

$$[-\hat{v}_x, -\hat{v}_z]$$

により時間的に逆方向に運動させる。最も近傍の画素に位置を量子化する。

【0128】

ステップ5：フロー領域メンバーシップに関して逆伝搬させられた画素を試験し、フロー画素内にない場合は、密度設定Dに等しい確率で新しい粒子を発生させる。

10

【0129】

ステップ6：粒子不足量／過剰量を計算する。

【0130】

ステップ7：不足量の場合、フロー内のランダムな場所で十分な数の新しい粒子を生成して不足量をなくす。

【0131】

ステップ8：過剰量の場合、削除すべき現在の粒子リストのランダムな部分集合を選択する。

【0132】

ステップ9：速度ベクトルの大きさ

20

【数84】

$$v_m^2 = \hat{v}_x^2 + \hat{v}_z^2$$

が所望のカラーマップによりマッピングされる状態で、表示フレーム上にすべての検出されたフロー画素を描画する。

【0133】

ステップ10：現在の粒子リスト内のすべての粒子を、それらの粒子の関連する位置 [x, z]_j で描画する。

30

【0134】

ステップ11：次のフレーム

【0135】

図5は、処理機能性とデータ成分との間の関係を示す。

【0136】

視覚化処理の主要な段階を図7に例示する。パネルAは、フロー画素が青色の矢印で標示された状態の代表的なフロー領域を示す。

【0137】

図7のパネルBでは、初期化時期が粒子分布を規定する。

【0138】

初期化：

40

1) ユーザが画素密度Dを設定する

2) $N_{p_i x}$ 個のフロー画素場所のリストをまとめる

3) $N_{p_{a r t}} = D * N_{p_i x}$

4) フロー画素の $N_{p_{a r t}}$ 個のランダムな部分集合を選定する

図7のパネルCは、順方向伝搬（forward propagation）ステップを例示する。

【0139】

粒子位置をフレームkからk+1 ($t = t + T_f$) に伝搬させる

1) $[x, z]_{k+1} = [x, z]_k + T_f * [v_x, v_z]_k$

2) 粒子位置を画素インデックスに量子化する

3) フロー画素内の粒子であるかどうかを試験し、真であるならば粒子を削除する

50

図 7 のパネル D は、逆伝搬ステップ (back propagation) を例示する。

【 0 1 4 0 】

画素位置をフレーム k から $k - 1$ ($t = t - T_f$) に逆伝搬させる

$$1) [x, z]_{k-1} = [x, z]_k - T_f * [v_x, v_z]_k$$

2) 画素位置を量子化する

3) フロー画素から外れた画素であるかどうかを試験し、真であるならば、確率 D によって $[x, z]_k$ で新しい粒子を発生させる

図 6 は、頸動脈スキャンからの粒子流表示処理の一例のフレームを示す。合成された粒子（橙色）が、速度ベクトルの大きさにより色分けされた検出されたフロー領域（青色）にオーバーレイする。

10

【 0 1 4 1 】

C. 視覚化処理実装形態

MatLab プログラミング言語の形で実装された粒子流視覚化処理発明を以下に示す。

【 0 1 4 2 】

```

function [xMotion,yMotion ,trel,iiOut,iiOutIn2D,stateOut ] = ...
    particleFlow6(vx,vy,displayThreshMap,t,flowParams, ...
    BmodeSize,TwoD2ColorSamplingRatio,state);
%particleFlow6: display particle flow based on vector velocity map
% Accounts for inflowing particles.
%single history image page, with tests and constant # particles
    sustained
%signature:
% [xMotion,yMotion ,trel,iiOut,iiOutIn2D ] = particleFlow5( ...
% vx,vy,displayThreshMap,t, flowParams)
% where:
% vx, vy ~ MxN velocity component map
% displayThreshMap ~ spatial relative probability map of particle
% creation
% the folowing are scalar quantities:
% t = time index;
% flowParams - structure with the following members:
%   density,displaySensitivity,Nhist
% TwoD2ColorSamplingRatio - set to 1.0 if
% .
% where:
% density = avg spatial density of new particles
% displaySensitivity = scale to particle creation probability
% threshold
% Nhist = state history buffer size in frames.
%-
% Outputs:
% xMotion,yMotion : cell arrays of X and Y particle position snapshots
% in
% trajectory history.
% trel - relative times of history snapshots
% iiOut,iiOutIn2D - "lex" position indices of particels in colorbox,
% and
% image (if differently sized than colorbox).

% John Flynn 9/28/2010

debugOn =0;
asserts = 1; %set to check for error conditions
nanFix = 1; %set to fix NaNs in vx,xy
30

persistent debugcounter
persistent Mpart Npart

detIndexCompute = 1;

if nargin<8,
    persistent s
else
    if isempty(state),
        state.s = [];
40

```

```

    end
    s = state.s;
end

cboxSize = size(displayThreshMap);
if nargin<6,
    BmodeSize=[];
end
if isempty(BmodeSize),
    BmodeSize= cboxSize;
end

if nargin<7,
    TwoD2ColorSamplingRatio=[];
end
if isempty(TwoD2ColorSamplingRatio),
    TwoD2ColorSamplingRatio= 1;
end

%assumes cbox cannot be bigger/outside BW
colorboxIsSmaller = ~isequal(cboxSize,BmodeSize);

if colorboxIsSmaller,
    cboxXOffset = round( ...
        BmodeSize(2)/2 - cboxSize(2)/2*TwoD2ColorSamplingRatio ) ;
else
    cboxXOffset = 0;
end

[M,N]=size(vx);

if ~isequal([M,N],size(vy)) | ~isequal([M N],cboxSize),
    [M,N],size(vy)
    [M N],cboxSize
    error('sizes incorrect')
end

if nanFix,
    nind1=find(isnan(vx));
    vx(nind1)=0.0;
    nind2=find(isnan(vy));
    vy(nind2)=0.0;

    if asserts,
        if ~isempty(nind1)|~isempty(nind2)
            disp(['filename,': condition number excess. ''])
        end
    end
end
if asserts,
    foundnans = 0;
    if any(isnan(vx(:)))
        foundnans=foundnans+1;
    end
    if any(isnan(vy(:)))
        foundnans=foundnans+1;
    end
    if any(isnan(Mpart(:)))
        foundnans=foundnans+1;
    end
end

```



```

NumInflow = min(NumOutflow,round(density*length(outindFlowInflux)));
subsetInd=subsetInd(1:NumInflow);
outindFlowInflux = outindFlowInflux(subsetInd);
outindFlowInfluxSub = stillinIndInflux(outindFlowInflux);
MpartFlowInfluxDisp = Mflow(outindFlowInfluxSub)...
- velocityScale*vy(flowind(outindFlowInfluxSub));
NpartFlowInfluxDisp = Nflow(outindFlowInfluxSub) ...
+ velocityScale*vx(flowind(outindFlowInfluxSub));
partind3B = flowind(outindFlowInflux);
NnewFromInflow = length(partind3A) + length(partind3B);
%%%%%%%%%%%%%

```

10

```

%replace emigrated particles with newly
%created particles randomly inside flow region:
numToCreate = NumParticlesInFrame - ...
(NumPartRemaining + NnewFromInflow); %account for immigrants
%generate new particles somewhere inside flow region:
[~,partind2]=sort(rand(1,NumFlow));%randomize selection of flow
indices
%a random selection from flow indices to use as particles.
partind2=partind2(1:numToCreate);
Mcreate=Mflow(partind2);
Ncreate=Nflow(partind2);

```

20

```

%unquantized positions:
MpartNew(outind)=[];NpartNew(outind)=[];
MpartNew(missind)=[];NpartNew(missind)=[];

```

```

%update particle lists
Mpart = clip( ...
[MpartNew;Mcreate;MpartFlowInfluxDisp;MpartInfluxDisp ],[1 M]);
Npart = clip(... ...
[NpartNew;Ncreate;NpartFlowInfluxDisp;NpartInfluxDisp ],[1 N]);

```

```

%cull extra particles in mem. (note this is not tracked by iiOut)
maxParticles = round(prod(cboxSize)/2);

```

30

```

NumParticles = length(Mpart);
if NumParticles>maxParticles,
[~,thinInd]=sort(rand(1,NumParticles));
NumThin = NumParticles-maxParticles;
thinInd=thinInd(1:NumThin);
Mpart(thinInd)=[];
Npart(thinInd)=[];
End

```

```

iiOut = [...;
partind(:); ...
flowind(partind2(:)); ...
partind3A; ...
partind3B(:)];

```

40

```

%outputs:
xMotion = Npart;
yMotion = Mpart;

```

```

%
if colorboxIsSmaller,
[M2,N2] = ind2sub( [M N], iiOut);

```

```

iiOutIn2D ={sub2ind(BmodeSize,M2, N2+ cboxXOffset)} ;
end

trel=[];

end %particle flow synthesis

%%%%%
function y = clip(x,bnds);
low =bnds(1);
hi = bnds(2);

y = min(max(x,low),hi);
end %

```

10

【 0 1 4 3 】

D. 視覚化処理使用法及び試験

このセクションでは、粒子流視覚化器の発明の使用及び試験のMatLabコード例を与える。

【 0 1 4 4 】

```

function varargout=particleflow_demo;
% particleflow_demo: Demonstrate use and operation of
% the particle flow display algorithm
% "particleflow6.m" for vector doppler data.
%
% Generates simulated vector flow data images and invokes the
% vector flow display invention "particleflow6.m".

```

20

%john flynn 10/13/2011

persistent hspat spnoiseind spnoise

```

Nframes = 4000;
cmapCFI = grayscaleVDImap;

```

```

Mbw= 256;Nbw= 256;
bwsize = [Mbw Nbw];
M=Mbw;N = floor(Nbw/2);
cboxsize = [M N];
BW = conv2(rand(Mbw,Nbw),ones(10)/100,'same');
interpFactBW = 1;

```

30

```

%simulate the flow data:
Vxy = .2*kron(exp(2*pi*i*[.13,.8;-.48, .05]), ones(M/2,N/2));
Vx=real(Vxy);
Vy=imag(Vxy);
Vx = filter(ones(33,1)/33,1,filter(ones(33,1)/33,1,Vx));
Vy = filter(ones(33,1)/33,1,filter(ones(33,1)/33,1,Vy));

```

```

Pac=kron([0 1;1,0],ones(M/2,N/2));
minVelBin = 5;
maxVelColorBin=255;
%
```

40

```

partFlowParam.density = 1/10;
partFlowParam.displaySensitivity = .3;
partFlowParam.Nhist = 1 ;
partFlowParam.velocityScale = 1 , 10

for k=1:Nframes,
Mo2 = round(M/2); No2= round(N/2);
Pac=zeros(M,N);
dbox = round(min(M,N)/6*(cos(k/100)*.5+2));
Pac(Mo2-dbox:Mo2+dbox, No2-dbox:No2+dbox)=1;

[Xh,Yh, trel,indPart,indPartIN2D ]= ...
    particleFlow6(Vx,Vy,Pac,k,partFlowParam,bwsize,interpFactBW );
BWk = BW;

```

cboxXOffset = round(bwsize(2)/2 - cboxsize(2)/2*interpFactBW) ;
detInd = find(Pac~=0);
[ii2, jj2] = ind2sub(cboxsize, detInd);
[iihIn2D2] = sub2ind(bwsize, ii2, jj2+cboxXOffset);
if ~isempty(iihIn2D2),
 BWk(iihIn2D2) = 128 + 128/2 + minVelBin ;
end
BWk(indPartIN2D{1}) = maxVelColorBin;
image(BWk),colormap(cmapCFI)
drawnow 20

end

end %main %%%%%%%%%%%%%%

```

function [cmap] = grayscaleVDImap
% Function to create colormap for vector display.

%parse input for alternate map loading

x = [linspace(0,.2,64), ...
    linspace(.2,0,64),linspace(.25,1,128)];
z = [sqrt(linspace(1,.001,128)),...
    linspace(.03,.2,128) ];z(end) = 1;
y = .9*linspace(-1,1,256).^2; 30

cfimap01 = [x(:,y(:,z(:));
dopplerSubMap=cfimap01;
```

cmap = zeros(256,3);
% load linear greyscale in 1:128
cmap(1:128,1) = (0:(1/127):1)';
cmap(1:128,2) = (0:(1/127):1)';
cmap(1:128,3) = (0:(1/127):1)';

% load color map in 129:256
cmap(129:256,:) = dopplerSubMap(1:2:256,:);
end 40

【 0 1 4 5 】

血流速ベクトルから導出された測定された血流特質 (blood flow property) の表示

1. 量的な速度スペクトルとしての血流ベクトル速度結像の表示のための方法

スペクトルドップラー法は、流速のスペクトル、及びそのスペクトルが心周期にわたってどのように変動するかを報告し、スペクトルドップラー法は、通常、スペクトログラムとしてグラフィカルに、及びラウドスピーカによって可聴にスペクトルを提示する。その上、スペクトルドップラー法は、送信のシーケンスにわたって得られた流速のパワースペ

クトルを計算し、通常は、スペクトログラムとしてグラフィカルに、及びラウドスピーカによって可聴にスペクトルを提示する。血液速度の充分な時変スペクトルを入手することは、サンプル領域内部の平均及びピークの流速の正確な算出を可能にし、すべての超音波ドップラー法のフローの乱れの最も完全な特徴付けを提供する。

【0146】

スペクトルドップラーに関連する一つの共通の表示機能は、計算されたスペクトルから量的な測定値を提供し、そのことにより、血液速度スペクトル及びスペクトルトレースを生出するための周波数スケール補正である。典型的にはスペクトル周波数軸は、フロー方向の推定値と、ドップラースペクトルの生出において使用される送信されるアンサンブルの方向との間の角度の余弦により補正される。

10

【0147】

ここでは、量的な血流特質、速度スペクトルを提供する方法であって、スペクトルトレース周波数軸補正スケール因子、具体的には、スペクトルアンサンブル角度に対するバイスタティックレンジレートモデルの逆数、すなわち、 $1 / [\sin(\alpha) \cos(\beta) + (1 + \cos(\alpha)) \sin(\beta)]$ として、スペクトルドップラーサンプル体積に一致した画素からの血流速ベクトル角度推定値を使用するステップを含む方法が開示されており、ここで、 α がスペクトル平面波送信角度であり、 β が、前のセクションで開示した方法により推定される血流速ベクトルである。従前は、そのような補正は、総体の脈管幾何形状からのオペレータ推定により提供され、真の血流の微細スケールでの空間時間的特徴部 (spatio-temporal feature) を無視する。本開示では血液速度スペクトルの量的な測定値は、スペクトルフレームレートに等しい時間分解能で、及び画素空間分解能で提供される。次いで、このようにスケーリングされた血液速度スペクトル画像は、垂直軸が単位時間あたりの距離の速度単位で標示された状態で、従来のスペクトルドップラー画像トレースフォーマットと類似的に表示される。

20

【0148】

2. 血管を通る量的な瞬時の血流量としての血流ベクトル速度結像の表示のための方法

血管を通る血流量が、単位時間あたりの体積の単位、例えば ml/秒 で測定される。組織内の血管を二分する 3D の再構築されたボクセルのスライスである表面にわたって計算される血流速ベクトル推定値を使用して、血流速ベクトル推定値の関連するスライスボクセルの法線ベクトルに射影された血流速ベクトル推定値の面積積分であって、二分する表面スライスにわたって積分領域がとられる面積積分が、血管を通る瞬時の血流量の量的な測定分量を提供する。次いで、瞬時の血流量画像が、垂直軸が単位時間あたりの体積の流量単位で標示された状態で、従来のスペクトルドップラー画像トレースフォーマットと類似的に表示される。

30

【0149】

結論

ベクトルドップラーアイメージングシステムが、フィリップス L7-4 線形アレイトランスデューサを使用して、頸動脈及び付近の首脈管構造をイメージングして、ボランティアに関して試験された。

30

【0150】

図 8 は、本開示の処理を実装するための高レベルシステムアーキテクチャ 70 を表すシステムレベルブロック図である。これは単なる一つの代表的な実施形態であり、例示するアーキテクチャ 70 は本開示のすべての実施形態に対する要件ではないことを理解されたい。

40

【0151】

アーキテクチャ 70 は、マルチチャネルトランシーバ及びデータ取得システム 76 に PCI-express 74 を介して結合されるホストコンピュータ 72 を含む。ホストコンピュータ 72 は、ユーザインターフェース及び制御装置 78、並びにディスプレイ 80 を有し、ユーザインターフェース及び制御装置 78、並びにディスプレイ 80 は、画素ベースのアプリケーション処理ソフトウェア 84 を利用するプロセッサ 82 に結合される。

50

マルチチャネルトランシーバ及びデータ取得システムハードウェア 7 6 は、音響媒体 9 0 内の領域 8 8 をイメージングするために使用される超音波トランステューサ 8 6 に結合される。これらの構成要素は容易に市販で入手可能であるので、それらの構成要素を本明細書では詳細に説明しない。

【 0 1 5 2 】

画素指向処理 (Pixel Oriented Processing)

本開示の一つの実施形態によるソフトウェアベースの方法及びシステムアーキテクチャは、ソフトウェアの形ですべてのリアルタイム処理機能を実装する。提案するアーキテクチャを図 9 に概略的に示す。

【 0 1 5 3 】

ソフトウェアベースのシステム内の唯一のカスタムハードウェア構成要素は、コンピュータの拡張バスに対するプラグインモジュールであり、そのプラグインモジュールは、パルス生成及び信号取得回路網、並びに、信号データを記憶するために使用される拡張メモリの大型のブロックを包含する。信号取得処理は、送信パルスの後に続く、トランステューサ要素の各々から戻される信号を増幅且つデジタル化することからなる。典型的には、トランステューサ自体により提供される固有のバンドパスフィルタリング以外の、デジタル化の前の信号の唯一のフィルタリングは、A / D 変換のためのローパスのアンチエイリアシングフィルタリングである。信号は、関与した周波数と一致した一定のレートでサンプリングされ、デジタル化されたデータは最小限の処理によってメモリに記憶される。信号取得の直接的な設計によって、回路網を、比較的小さな量のボード面積内で既製の構成要素とともに実装することが可能になる。

【 0 1 5 4 】

プラグインモジュールのより詳細な考察を図 1 0 に示す。各々が送信器、受信器前置増幅器、A / D 変換器、及びメモリブロックから構成される複数の取得チャネルを示す。受信の間、トランステューサ信号はデジタル化され、個々のメモリブロックに直接書き込まれる。メモリブロックはデュアルポート型であり、このことはそれらのメモリブロックを、取得データが A / D 変換器側から書き込まれているのと同時に、コンピュータ側から読み出すことが可能であることを意味する。メモリブロックは、システム C P U (複数可) には通常の拡張メモリのように見えている。プラグインモジュールのサイズは、システムは好ましくはカスタムの格納装置内に収納されるので、標準的なコンピュータ拡張カードの通常のサイズに制限されないことに留意されたい。さらに、複数のプラグインモジュールを使用して、各々のモジュールがトランステューサ開口部の部分集合を処理する状態で、大きな数のトランステューサ要素を収容することが可能である。

【 0 1 5 5 】

増幅器、A / D 変換器、及び関連するインターフェース回路網を含むプラグインモジュール用の構成要素、並びに、送信パルス生成及び信号取得のための必要とされる構成要素は、容易に市販で入手可能な構成要素であり、本明細書では詳細に説明しない。受信されるエコーから得られるエコー信号の R F データ記憶域のために必要とされるメモリブロックは、本質的には、デジタル化された信号データを書き込むための第 2 の直接メモリアクセスポートの追加を伴う、市販で入手可能なプラグイン拡張メモリカードに見出されるのと同じ回路網である。(受信されるエコー信号データは、その信号データがトランステューサにより生成される高周波電気的振動からなるので、一般には R F データと呼ばれる。) メモリは、中央プロセッサのアドレス空間にマッピングされ、コンピュータマザーボード上に配置される他の C P U メモリと同様の様式でアクセスされ得る。メモリのサイズは、そのメモリが、最高 2 5 6 以上の別個の送信 / 受信サイクルの間、個々のチャネル受信データを収容することが可能であるようである。体内の超音波パルスの往復走行に関する入り込みの最大の実用的な深度は約 5 0 0 波長であるので、中心周波数の 4 倍の典型的なサンプリングレートでは、個々のトランステューサ要素からの 4 0 0 0 もの多くのサンプルの記憶域を必要とすることになる。1 6 ビットのサンプリング正確度及び 1 2 8 個のトランステューサチャネルに関して、最大深度の受信データ取得では、各々の送信 /

10

20

30

40

50

受信イベントに対しておおよそ 1 メガバイトの記憶域を必要とすることになる。したがって、256 個のイベントを記憶することは 256 MB の記憶域を必要とすることになり、すべてを総計して、128 チャネルシステムを数個のプラグインカード上に形設することが可能である。

【 0156 】

ソフトウェアベースの超音波システムの別の態様は、コンピュータマザーボード、及びそのマザーボードの関連する構成要素である。提案する設計に関するマザーボードは、好みしくは、必要とされる処理パワーを得るためにマルチプロセッサ CPU 構成をサポートすべきである。電源、メモリ、ハードディスク記憶装置、DVD / CD - RW ドライブ、及びモニタを完備した完全なマルチプロセッサコンピュータシステムは、当業者によく知られており、容易に市販され購入され得るものであり、より詳細には説明しない。

10

【 0157 】

ソフトウェアベースの超音波システムは、医療業界に有意な利益をもたらすために、既存の最高位のシステムに匹敵する画像品質を意味する「高性能」を真に実現しなければならない。このレベルの性能を、現在のシステムのフロースルーエラーを実装形態に単に変換することにより実現することは可能ではなく、その理由は、フロースルーエラーにおいてのリアルタイムイメージングの 1 秒間に必要とされるすべての処理演算の単純な加算により与えられる数値が、いくつかの汎用プロセッサを用いて現在実現可能である 1 秒あたりの演算の典型的な数値を上回るからというものである。したがって、フロースルーエラー方法よりはるかに高い効率を実現する新しい処理方法が必要とされる。

20

【 0158 】

本発明のソフトウェアベースの超音波システムアーキテクチャの一つの実施形態では、信号及び画像の処理に対する入力データは、1 以上の送信イベントの後に続く、個々のトランステューサチャネルから取得される RF サンプルの集合からなる。一例のために、図 11 に示すような、128 要素線形トランステューサアレイを用いた典型的な 2D イメージングスキーリングモードを考えてみる。

30

【 0159 】

この場合では「送信イベント」は、複数の音波を生成するための複数のトランステューサ要素からのタイミングが図られたパルスからなり、それらの複数の音波は、媒体内で組み合わさって、特定の要素の場所でのトランステューサ上の原点から外方向に発出する集束させられた超音波ビームを形成する。複数の送信イベント（全体で 128 ）は、トランステューサ面の幅を一定量横切りながら順次放出される超音波ビームを生出し、そのことによって、画像フレーム全体について情報収集する。これらの送信ビームの各々に対して、受信されたエコードデータが、トランステューサ内の 128 個の受信器要素の各々から収集され、対応するトランステューサ要素により受信されたサンプリングされたエコー信号を各々の列が表す状態でデータアレイに組織化される。したがって各々のアレイは、128 個のトランステューサ要素に対応する 128 個の列、及び、取り出された深度に関してのサンプルの数に対応するいくつかの行を有する（この場合では本願では、4096 個のサンプルをもたらす 4096 個の行を想定することにする）。次いでこれらの 128 個のデータアレイは、一つの完全な画像フレームを生出するのに十分である RF データ集合を構成する。

40

【 0160 】

フロースルーアーキテクチャでは、ビーム及び画像の形成はトランステューサから手に入るデータストリームとして行われるので、上記で説明した RF データ集合は存在されない（少なくともすべてが同時には存在しない）ということは留意する価値がある。換言すれば、データが送信イベントの後に各々の要素に戻る際、それらのデータは、単一のビーム（スキャンライン）に沿った集束させられた戻りを表す単一の RF 信号を生成するように処理され組み合わされる（ビーム形成と呼ばれる）。この RF 信号は（やはりリアルタイムで）エコー振幅サンプルに処理され、それらのサンプルがメモリアレイに記憶され

50

る。すべてのビーム方向が処理されたとき、エコー振幅データは補間され、表示のために画素画像にフォーマットされる。すべての処理がリアルタイムで行われるので、処理回路網は、トランスデューサ要素から手に入るデータストリーミングに「遅れずについていく(keep up)」ことが可能でなければならない。

【0161】

本発明のソフトウェアベースのアーキテクチャでは、すべての入力データが処理の前に記憶される。このことによって、取得レートが処理レートから切り離され、処理時間が、必要であれば取得時間より長くすることが可能になる。このことは、取得の深度が短くサンプルレートが高い高周波スキャンにおいての明確な利点である。例えば10MHzのスキャンヘッドは、およそ4センチメートルのイメージングの使用可能な深度を有し得る。この場合では、組織内の音の速さによって、128個の送信/受信イベントの各々が、それらのデータを52マイクロ秒という非常に高い取得データレートで取得且つ記憶することが要求される。フロースルーアーキテクチャではこれらの取得データは、高い処理レートで、リアルタイムでスキャンラインに形成されることになる。本発明のソフトウェアベースのアーキテクチャでは、RFデータを記憶することによって、処理は、表示のフレーム期間と同じほど長くかかることが許され、このフレーム期間は、組織運動のリアルタイム視覚化に関しては典型的には33ミリ秒(30フレーム/秒)である。128個の画素列に関しては(スキャンラインとの粗い類似)、このことによって、フロースルーアーキテクチャの52マイクロ秒ではなく、258マイクロ秒の列あたりの処理時間が許されることになる。この記憶方策は、典型的なスキャン深度に関してフロースルーアーキテクチャと比較して処理の最大レートを大幅に低下させる効果を有する。

10

20

30

40

【0162】

入力データを記憶することは、最大処理レートを低減するが、処理ステップの数を必ずしも低減するわけではない。このことを達成するために、超音波データ処理に対する新しい手法を取り上げる。第1のステップは、イメージングモードであるときのシステムの最終的な目標が、出力ディスプレイ上の画像を生出することであるということを認識することである。超音波画像は、周波数及びアレイ寸法などの取得システムの物理パラメータによって決まる基本分解能を有し、エコー振幅又は何らかの他の組織(音響)特質を符号化する画素値の矩形アレイとして表され得るものである。この矩形画素アレイの密度は、画像分解能の適切な空間サンプリングを提供しなければならない。表示画像は、画素の矩形アレイのみからなる必要はなく、異なる幾何学的形状を表す画素の何らかの任意の集合からなる場合があることが認識される。次のステップは、この画像アレイ内の画素の一つとともに開始して、この画素の強度の算出にRFデータ集合内のどのサンプル点が寄与するかを検討し、それらのサンプル点についてアクセスし処理する最も効率的な方途を決定することである。この手法は、ディスプレイ上の画素に寄与する情報のみが処理される必要があるので、現在のフロースルーアーキテクチャにより利用されるものとは完全に異なる手法である。本発明の手法では、表示画像上の小さな領域は、小さな領域がより少ない画素を包含するので、大きな画像領域より少ない総合的な処理時間がかかることになる。対照的にフロースルーエンジニアリング方法は、画像領域サイズとは無関係に、最大データストリーム帯域幅を扱うように設計されなければならない。

【0163】

超音波画像を適切に表すために必要とされる画素アレイを処理した後、アレイを、観視のためにふさわしいサイズでコンピュータディスプレイに対してレンダリングすることが可能である。コンピュータのグラフィックスプロセッサは、追加的なCPU処理を必要とせずに、単純なスケーリング及び補間からなるこの演算を典型的に実行することが可能である。

【0164】

次に本願では、本願での超音波画像の単一の画素に対する処理方策を検討する。この論考において本願では、本願での目的が、トランスデューサアレイに関して画素の対応する空間的な場所でのエコー強度を得ることであるということを想定することにする。他の音

50

響パラメータを同様に得ることが可能である。本願での第1のステップは、エコー強度算出に寄与するサンプルを包含する取得RFデータの領域を見出すことである。このことを図11のスキャニング方法に対して達成するために、本願では最初に、画素の場所を最も近く横切ることになる取得スキャンラインを見出し、次いで、対応する個々の要素データアレイを使用する。図12は、超音波画像内の一例の画素に対するこのマッピング処理を示す。図12では、指し示されている画素が、この場合ではスキャンライン4である、スキャンの最も近い取得ラインにマッピングし、そのスキャンライン4のRFデータは、第4の個々の要素RFデータアレイ内に存する（そのRFデータは、第4の送信／受信イベントから収集されたデータを表す）。二つ以上のRFデータアレイを、画素信号に寄与するとして選定することが可能であるが、この例に関して本願では、単一のデータアレイのみを検討することにする。

10

【0165】

外部の次のステップは、画素の強度算出に寄与するサンプルを包含する個々の要素アレイ内の領域をマップに記すことである。このマッピング処理は相当に複雑であり、いくつかの因子によって決まるものである。トランスデューサ要素は各々、それらのトランスデューサ要素が画像フィールド内の個別の点から戻る信号にどのように応答することになるかを決定する感度の領域を有する。所与の画像点に関しては、感度が低すぎる場合、要素は画素の量に対する有用な情報を与えないことになるので、所定のしきい値より上の感度を有する要素のみが考慮される必要がある。したがってこの感度しきい値が、マッピングされた領域内に含むべき要素データ列の数を決定する。

20

【0166】

マッピングされたデータ領域又は部分集合の開始深度は、各々の個々のトランスデューサ要素での戻るエコーの到着時間により決定される。図12に示すように、画像点からより遠く離れた画素に対する画像点信号は時間的により遅れて捕捉され、その結果、データ集合の開始点がメモリ内でより深くなる。最終的に、マッピングされたデータ領域内のデータに対して必要とされる深度範囲は、生成された送信パルスの継続時間によって決まる。より長い送信パルスが、より長い時間の期間の間画像点を励起し、RFメモリのより長い深度の全範囲にわたって延在するエコー信号を生成することになる。

20

【0167】

幸運にも、所与の画素に対するマッピングされたデータの領域又は部分集合を決定するために使用される因子の多くを、所与の画素グリッドに対してあらかじめ計算することが可能であり、その理由は、このグリッドがリアルタイム画像シーケンスの複数のフレームにわたって変化しないからというものである。あらかじめ計算された因子を使用すると、所与の画素に対するマッピングされたデータ領域を急速且つ効率的に決定し、リアルタイムイメージングの間の少なからぬ計算を省くことが可能である。

30

【0168】

画素のマッピングされたRFデータの部分集合を選び出した後、本願では、その部分集合を下記に示すような行列 $RF\mathbf{P}_{n\text{--}m}$ に組織化することが可能である。

【数85】

40

$$RF\mathbf{P}_{n\text{--}m} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \dots & a_{1k} \\ a_{21} \\ \dots \\ a_{j1} & \dots & \dots & a_{jk} \end{bmatrix}$$

【0169】

記号「 $\mathbf{P}_{n\text{--}m}$ 」は、行n列m内の画像画素を指す。行列の列は図12の垂直方向の棒であり、各々の垂直方向の棒内のサンプルの数jは同じであることが想定されている。サンプ

50

ルの数 j は、送信パルスにより生成される信号を捕捉するために必要とされる時間内の RF データの範囲によって決まる。インデックス k は、強度算出に関与する画像点に対してからの適切な信号強度を有する、RF データアレイ内のチャネルの数である。

【 0 1 7 0 】

したがって前述を使用するシステムを、本開示の方法、処理、及びアルゴリズムを実行するように実装することが可能である。一つの代表的な実施形態では、音響信号を生成し、モジュール内の複数の受信要素で音響信号の少なくとも一つのエコーを受信し、それらの複数の受信要素から複数のエコー信号を得るように適応されたモジュール、及び、モジュールに結合されるプロセッサを含む超音波イメージングシステムが提供される。プロセッサは、

10

複数のエコー信号から情報を抽出するステップと、

抽出された情報を使用して血流ベクトル速度信号を構築するステップであって、抽出された情報をウォールフィルタリングすること、ウォールフィルタリングされた情報を使用して自己相関値及びドップラー周波数推定値を形成すること、エイリアシング干渉を伴うバイ斯塔ティックレンジレートモデルを線形部分及び非線形部分へ区分すること、及び、加重最小二乗スキームにより前記モデルを求解することにより行われ、血流ベクトル速度信号が媒体内の少なくとも一つの点に対応する、構築するステップと、

血流ベクトル速度推定手順の副産物として生出される品質測定基準 (quality metric) の値に関する一連の試験によって血流ベクトル速度信号を認定することにより、ディスプレイデバイス画素での血流の存在を検出するステップとを行うように構成される。ディスプレイデバイスは、血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像を生成するように構成される。

20

【 0 1 7 1 】

本開示の別の態様によれば、音響信号を生成し、モジュール内の複数の受信要素で音響信号の少なくとも一つのエコーを受信し、それらの複数の受信要素から複数のエコー信号を得るように適応されたモジュールと、前記モジュールに結合されるプロセッサとを含むシステムが提供され得る。プロセッサは、

複数のエコー信号から情報を抽出するステップと、

抽出された情報を使用して、媒体内の少なくとも一つの点に対応する血流ベクトル速度信号を構築するステップであって、(a) 抽出された情報をウォールフィルタリングするステップ、(b) ウォールフィルタリングされた情報を使用して、圧縮されたフォーマットの共役遅延の積を形成するステップ、及び、(c) 積に関する時空間勾配演算を使用することによりベクトル速度測定モデルを形成し、加重最小二乗スキームにより前記モデルを求解するステップを含む、構築するステップと、

30

血流ベクトル速度推定手順の副産物として生出される品質測定基準の値に関する一連の試験によって血流ベクトル速度信号を認定することにより、画素での血流の存在を検出するステップと

を行うように構成される。

【 0 1 7 2 】

血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像を表示するように構成されるディスプレイデバイスが含まれる。

40

【 0 1 7 3 】

上記で説明した様々な実施形態を組み合わせて、さらなる実施形態を提供することが可能である。実施形態の態様を、必要であれば、様々な特許、出願、及び公報の概念を用いるように修正して、さらに他の実施形態を提供することが可能である。

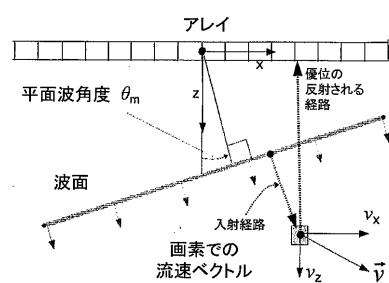
【 0 1 7 4 】

これら及び他の変更を、上記の詳細な説明に照らして実施形態に対して行うことが可能である。一般には以下の特許請求の範囲において、使用される用語を、明細書及び特許請求の範囲において開示する特定の実施形態に特許請求の範囲を限定すると解釈すべきではなく、そのような特許請求の範囲に権利が付与される、等価物の最大限度の範囲とともに

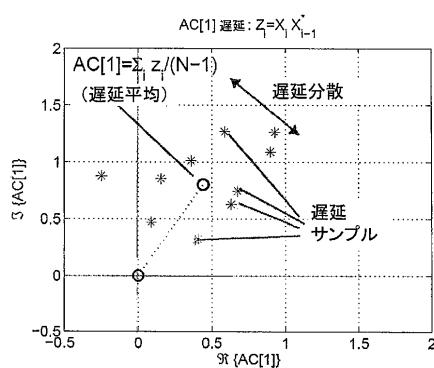
50

すべての可能な実施形態を含むと解釈すべきである。したがって特許請求の範囲は、本開示により限定されない。

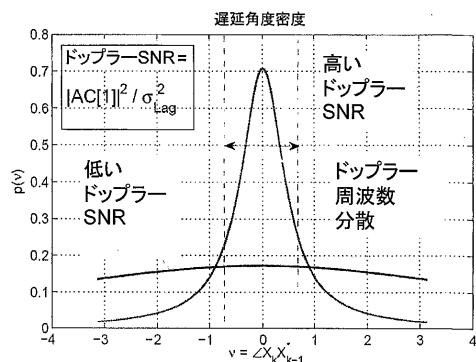
【図 1】



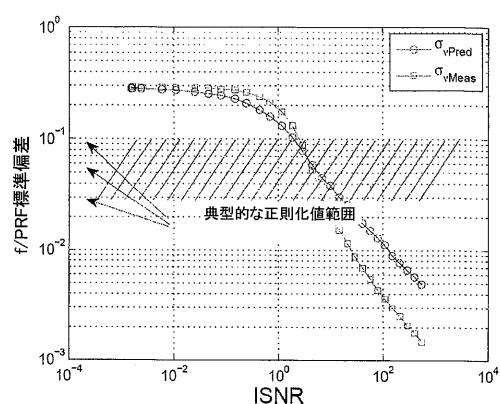
【図 2】



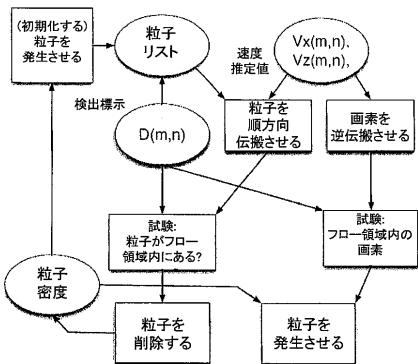
【図 3】



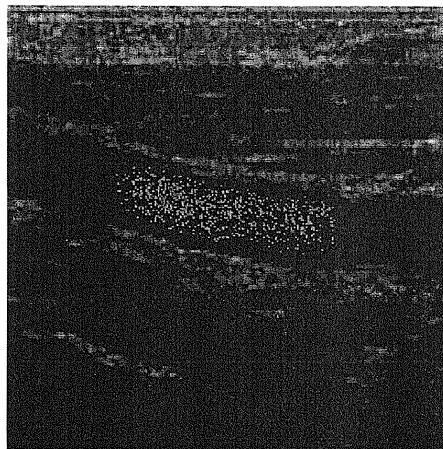
【図 4】



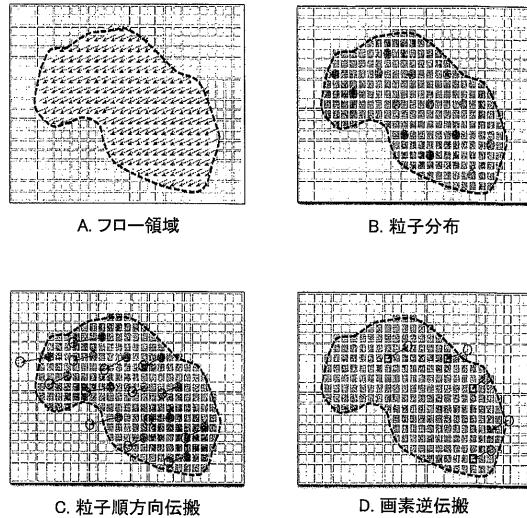
【図5】



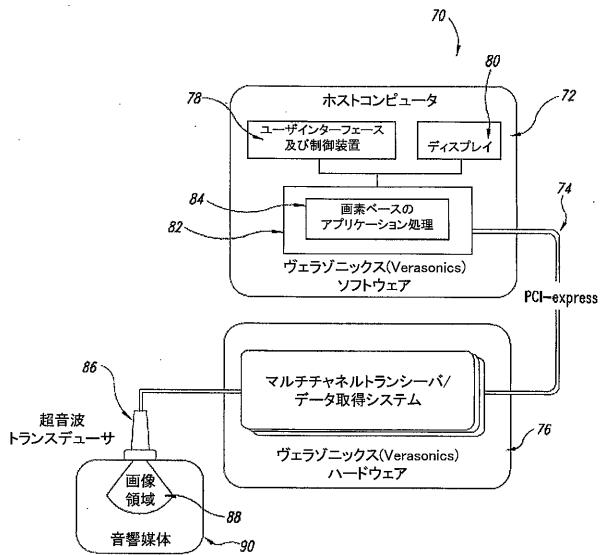
【図6】



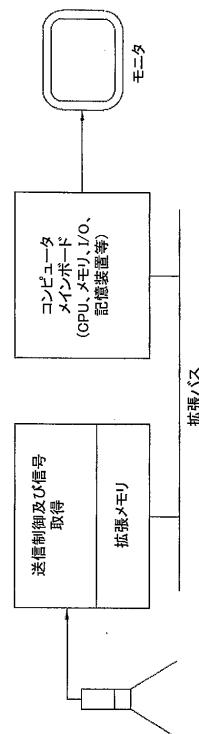
【図7】



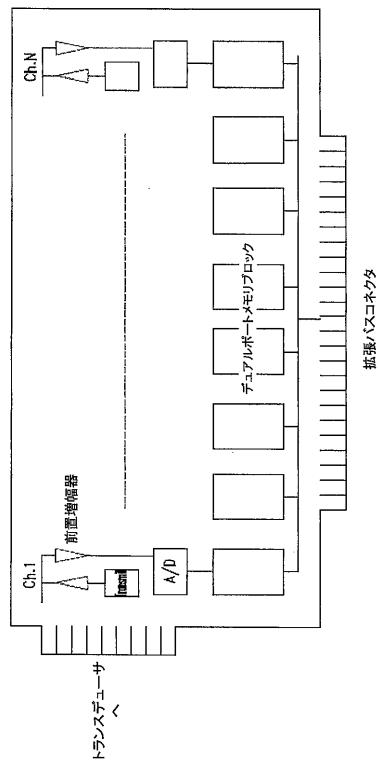
【図8】



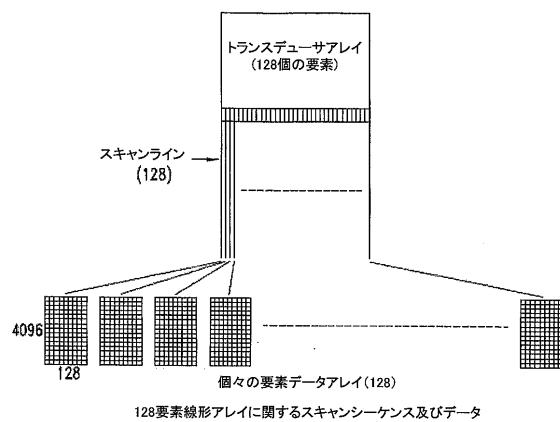
【図9】



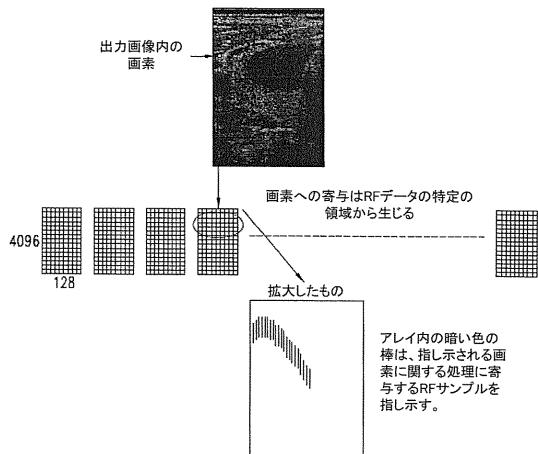
【図 1 0】



【図 1 1】



【図 1 2】



【手続補正書】

【提出日】平成25年8月19日(2013.8.19)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

血流ベクトル結像を生出する方法であって、

少なくとも二つの集束していない平面波音響信号を、トランスデューサアレイに対して少なくとも二つの特定の角度で、実質的に測定のフィールド全体にわたって媒体内に放出するステップと、

前記放出に応答して前記トランスデューサアレイ上で、散乱及び反射されたウルトラソニック信号を受信するステップと、

前記受信されたウルトラソニック信号を処理して情報を抽出し、血流ベクトル速度信号を構築するステップであって、前記構築するステップは、

前記抽出された情報をウォールフィルタリングすることと、

前記ウォールフィルタリングされた情報を使用して自己相関値及びドップラー周波数推定値を形成することと、

バイオティックレンジレートモデル $f = A v + b + e$ を線形部分及び非線形部分へ区分することであって、画像点での流速ベクトルは $v = [v_x, v_z]^T$ であり、 b はエイリアシングに起因するバイアスを表し、 e は推計学的誤差であり、モデル行列 A は、 $[M \times 2]$ に寸法が設定され、行 $a_m (m)$ を有し、ここで、ドップラー周波数のエイリアシングに起因するバイアスに関する明示的な項を伴う

【数1】

$$\mathbf{a}_m = \frac{1}{\lambda} \left[\sin(\theta_m), 1 + \cos(\theta_m) \right]$$

である、区分することと、

前記媒体内の少なくとも一つの点に対応する前記血流ベクトル速度信号 v に関して、加重最小二乗スキームにより前記区分されたモデルを求解することとによって行われる、構築するステップと、

血流ベクトル速度信号を生成するステップと、

血流ベクトル速度推定手順の副産物として生出される品質測定基準の値に関する一連の試験によって血流ベクトル速度信号を認定することにより、ディスプレイデバイス画素に対応する血流の存在を検出するステップと、

前記血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像をディスプレイデバイス上で生成するステップと

を含む方法。

【請求項2】

放出する前記ステップ及び受信する前記ステップが、

送信される平面波伝搬のトランスデューサ座標に関する、前記媒体内へのドップラー測定と一致したタイミングと、前記トランスデューサアレイに対する 1 以上の離散的な角度での滞留とを伴うアンサンブルの形で、複数の平面波音響信号を送信し、及び、前記散乱及び反射されたウルトラソニック信号を受信することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項3】

ウォールフィルタリング、自己相関、及びドップラー周波数推定のうちの 1 以上を使用

して、各々の送信角度に対して独立的に前記受信されたウルトラソニック信号を前処理するステップを含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

特定のバイスタティックレンジレートモデルにすべての送信角度からのドップラー周波数推定値を集成し、測定の前記フィールド内部での血流ベクトル速度推定値の推論を計算するステップを含む、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

エイリアシングバイアスペクトルを伴う前記バイスタティックレンジレートモデルを線形部分及び非線形部分に区分するステップを含む、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

平面波角度データの各々に対応する周波数推定値に対する品質推定値として分散成分を使用するステップを含む、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

ドップラー信号対ノイズ比から、複素ライスランダム変数に関連する前記角度の前記分散との類似で、ドップラー周波数推定値分散を計算するステップを含む、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

平均周波数に対して参照される瞬時の周波数偏移からドップラー周波数推定値分散を計算するステップを含む、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 9】

パルスレート周波数の 2 倍までのエイリアシングの正しい解釈を可能にし、典型的には収縮期の心臓の時期の間に現れるドップラーエイリアシングイベントの間の画像ブラックアウトを防止するために、ドップラー周波数の仮定されたエイリアシングバイアスのモデリングを行うステップと、エイリアシングにより影響を受ける個々の平面波角度チャネルに関する、結果としての補正の調整を提供するステップとを含む、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 10】

前記モデルにおいての 1 以上のエイリアスが生じた平面波角度チャネルのグループの形で、近接する平面波角度への仮定されたエイリアシングバイアスペクトルに対する制約を提供するステップを含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

各々の平面波放出角度でのドップラー周波数分散を使用して、血流ベクトル速度推定値及び最適な仮定されたエイリアシングバイアスペクトルを計算する加重最小二乗推定スキームを定式化するステップを含む、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 12】

前記血流ベクトル速度推定手順の副産物に関する認定試験により血流検出を遂行するステップをさらに含み、前記遂行するステップが、

前記試験により認定される場合に、フロー情報として画素が表示されることの表明をもたらす、

- a . 血流ベクトル速度推定値の精密度の計算された値を試験するステップ、
- b . 遅延 - 1 自己相関値の複合パワーの計算された値を試験するステップ、
- c . 正規化された速度の大きさの計算された値を試験するステップ、
- d . 自己相関残差の計算された値を試験するステップ、及び、
- e . 白色化された周波数残差の計算された値を試験するステップ

を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

前記バイスタティックレンジレートモデルの逆数を用いてスペクトルドップラー画像トレース周波数スケールを補正するステップと、

前記スペクトルドップラー画像トレース周波数スケールを補正する前記ステップからの量的な血液速度スペクトルとして、前記血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像

をディスプレイデバイス上で生成するステップと
を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 4】

量的な瞬時の血流量として、前記血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像をディスプレイデバイス上で生成するステップを含み、当該生成するステップが、

血管をスライスするボクセル表面にわたって、法線方向に表面に射影された血流速ベクトルを積分することと、

垂直軸が流量単位で標示された状態で、スペクトルドップラー画像に類似的なフォーマットで瞬時の流量として結果を表示することと
によって行われる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 5】

血流速ベクトル結像を生出する方法であって、
集束していない音響信号を、トランスデューサに対して少なくとも一つの角度で、実質的に測定のフィールド全体にわたって媒体内に放出するステップと、

前記放出に応答してトランスデューサアレイ上で、散乱及び反射されたウルトラソニック信号を受信するステップと、

前記受信されたウルトラソニック信号を処理して情報を抽出し、前記媒体内の少なくとも一つの点に対応する血流ベクトル速度信号を構築するステップであって、

前記抽出された情報をウォールフィルタリングするステップ、
前記ウォールフィルタリングされた情報を使用して、圧縮されたフォーマットの共役遅延の積を形成するステップであって、ここで、信号データベクトル

【数 2】

$\hat{\mathbf{S}}$

の、画素画像点 p での、時間サンプル $s(t)$ のベクトルの前記共役遅延の積、 $F(p, t, l)$ が、1 以上の遅延 $1 - 0, 1 - 1, \dots$ に対して、圧縮された振幅フォーマットで次式のように計算され、

【数 3】

$$F(p, t, l) = \hat{s}(t)\hat{s}(t-l)^*|\hat{s}(t)\hat{s}(t-l)^*|^{-1/2}$$

項

【数 4】

$$\hat{s}(t)\hat{s}(t-l)^*$$

は、遅延 1 でのサンプル自己相関の被加数である、ステップ、

前記積に関する時空間勾配演算を使用することによりベクトル速度測定モデルを形成し、加重最小二乗スキームにより前記モデルを求解するステップ
を含む、構築するステップと、

血流ベクトル速度推定手順の副産物として生出される品質測定基準の値に関する一連の試験によって血流ベクトル速度信号を認定することにより、画素での血流の存在を検出するステップと、

前記血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像をディスプレイデバイス上で生成するステップと

を含む方法。

【請求項 1 6】

ウォールフィルタリングを用いて前処理し、0 及びより高い値の遅延で、結果として生じるアンサンブルデータの圧縮されたフォーマットの共役遅延の積を計算するステップを

含む、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記受信されたウルトラソニック信号を処理する前記ステップが、ドップラー法で導出された速度推定値を用いて血流 I Q データを強化するステップを含む、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 1 8】

血流遅延積の空間導関数及び瞬時の時間導関数がアンサンブル時間窓にわたって計算されるように、時空間勾配成分を計算するステップを含む、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記流速ベクトルが 1 以上の P W 送信角度の計算された勾配量により制約されるように導関数連鎖法則

【数 5】

$$\frac{d}{dt} F(p, t) = \frac{\partial F}{\partial x} \frac{dx}{dt} + \frac{\partial F}{\partial z} \frac{dz}{dt}$$

を用いて、血流ベクトル速度推定値の計算を行うステップを含む、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 2 0】

各々の平面波送信角度のアンサンブルに対して瞬時のドップラー法で導出された速度推定値を用いて、前記計算された勾配量を強化するステップを含む、請求項 1 9 に記載の方法。

【請求項 2 1】

前記強化された勾配量において勾配時間導関数に対してドップラー値を加重するための、勾配ノイズ分散及びドップラー速度分散を使用するステップを含む、請求項 2 0 に記載の方法。

【請求項 2 2】

独立的な粒子処理を用いた合成粒子同伴により、前記血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像をディスプレイデバイス上で生成するステップを含み、前記生成するステップが、

複数の接続されないフロー領域に対して、フレームごとにフロー存続範囲の動態に従うように粒子密度を調整するステップ、

フロー領域を離れる粒子に関して試験し、粒子リストから関連性のある粒子を削除することにより肯定に応答を行うステップ、

フロー領域に進入する粒子に関して試験し、関連する画素で確率的に粒子を発生させることにより肯定に応答を行うステップ、

前記粒子リスト内の各々の粒子を、前記粒子の最も近傍の一一致した血流ベクトル速度推定値によって前記粒子の空間位置を前進させることにより、時間的に順方向に伝搬させるステップ、及び、

任意に低減された速さでの粒子流経路の観視を可能にするために、所望の「減速」因子により、表示される粒子伝搬速度の集合体をスケーリングするステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 2 3】

モジュールと、プロセッサと、ディスプレイデバイスとを備え、

前記モジュールは、音響信号を生成し、前記モジュール内の複数の受信要素で前記音響信号の少なくとも一つのエコーを受信し、前記複数の受信要素から複数のエコー信号を得るように適応されており、

前記プロセッサは、前記モジュールに結合されており、

前記プロセッサは、

前記複数のエコー信号から情報を抽出し、血流ベクトル速度信号を構築する処理であつ

て、

前記抽出された情報をウォールフィルタリングすること、

前記ウォールフィルタリングされた情報を使用して自己相関値及びドップラー周波数推定値を形成すること、

バイスタティックレンジレートモデル $f = A v + b + e$ を線形部分及び非線形部分へ区分することであって、画像点での流速ベクトルは $v = [v_x, v_z]^T$ であり、 b はエイリアシングに起因するバイアスを表し、 e は推計学的誤差であり、モデル行列 A は、 $[M \times 2]$ に寸法が設定され、行 $a_m (m)$ を有し、ここで、ドップラー周波数のエイリアシングに起因するバイアスに関する明示的な項を伴う

【数6】

$$\mathbf{a}_m = \frac{1}{\lambda} [\sin(\theta_m), 1 + \cos(\theta_m)]$$

である、区分することと、及び、

前記媒体内の少なくとも一つの点に対応する加重最小二乗スキームにより前記区分されたモデルを求解すること

により行われる、構築する処理と、

血流ベクトル速度推定手順の副産物として生出される品質測定基準の値に関する一連の試験によって血流ベクトル速度信号を認定することにより、ディスプレイデバイス画素での血流の存在を検出する処理と

を行うように構成され、

前記ディスプレイデバイスは、前記血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像を生成するように構成される、超音波処理システム。

【請求項24】

モジュールと、プロセッサと、ディスプレイデバイスとを備え、

前記モジュールは、音響信号を生成し、前記モジュール内の複数の受信要素で前記音響信号の少なくとも一つのエコーを受信し、前記複数の受信要素から複数のエコー信号を得るように適応されており、

前記プロセッサは、前記モジュールに結合されており、

前記プロセッサは、

前記複数のエコー信号から情報を抽出し、媒体内の少なくとも一つの点に対応する血流ベクトル速度信号を構築する処理であって、

前記抽出された情報をウォールフィルタリングすること、

前記ウォールフィルタリングされた情報を使用して、圧縮されたフォーマットの共役遅延の積を形成することであって、ここで、信号データベクトル

【数7】

$\hat{\mathbf{S}}$

の、画素画像点 p での、時間サンプル $s(t)$ のベクトルの前記共役遅延の積、 $F(p, t, l)$ が、1以上の遅延 $1 - 0, 1 - 1, \dots$ に対して、圧縮された振幅フォーマットで次式のように計算され、

【数8】

$$F(p, t, l) = \hat{s}(t)\hat{s}(t-l)^*|\hat{s}(t)\hat{s}(t-l)^*|^{-1/2}$$

項

【数9】

$$\hat{s}(t)\hat{s}(t-l)^*$$

は、遅延1でのサンプル自己相関の被加数である、積を形成すること、及び

前記積に関する時空間勾配演算を使用することによりベクトル速度測定モデルを形成し、加重最小二乗スキームにより前記モデルを求解することを含む、構築する処理と、

血流ベクトル速度推定手順の副産物として生出される品質測定基準の値に関する一連の試験によって血流ベクトル速度信号を認定することにより、画素での血流の存在を検出する処理と

を行うように構成され、

前記ディスプレイデバイスは、前記血流ベクトル速度信号から血流ベクトル速度結像を表示するように構成される、超音波処理システム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No PCT/US2012/061120									
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01S15/89 A61B8/06 G01F1/66 ADD.											
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) A61B 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 practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data											
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Category*</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="padding: 2px;">A</td> <td style="padding: 2px;">WO 2009/158399 A1 (VERASONICS INC [US]; DAIGLE RONALD ELVIN [US]; KACZKOWSKI PETER JOHN [) 30 December 2009 (2009-12-30) the whole document -----</td> <td style="padding: 2px;">1-24</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">X</td> <td style="padding: 2px;">JOHN FLYNN ET AL: "Estimation and display for Vector Doppler Imaging using planewave transmissions", ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS), 2011 IEEE INTERNATIONAL, IEEE, 18 October 2011 (2011-10-18), pages 413-418, XP032230848, DOI: 10.1109/ULTSYM.2011.0099 ISBN: 978-1-4577-1253-1 the whole document ----- -/-</td> <td style="padding: 2px;">1-14,23</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	WO 2009/158399 A1 (VERASONICS INC [US]; DAIGLE RONALD ELVIN [US]; KACZKOWSKI PETER JOHN [) 30 December 2009 (2009-12-30) the whole document -----	1-24	X	JOHN FLYNN ET AL: "Estimation and display for Vector Doppler Imaging using planewave transmissions", ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS), 2011 IEEE INTERNATIONAL, IEEE, 18 October 2011 (2011-10-18), pages 413-418, XP032230848, DOI: 10.1109/ULTSYM.2011.0099 ISBN: 978-1-4577-1253-1 the whole document ----- -/-	1-14,23
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.									
A	WO 2009/158399 A1 (VERASONICS INC [US]; DAIGLE RONALD ELVIN [US]; KACZKOWSKI PETER JOHN [) 30 December 2009 (2009-12-30) the whole document -----	1-24									
X	JOHN FLYNN ET AL: "Estimation and display for Vector Doppler Imaging using planewave transmissions", ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS), 2011 IEEE INTERNATIONAL, IEEE, 18 October 2011 (2011-10-18), pages 413-418, XP032230848, DOI: 10.1109/ULTSYM.2011.0099 ISBN: 978-1-4577-1253-1 the whole document ----- -/-	1-14,23									
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family 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 application or patent 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 *&* document member of the same patent family											
Date of the actual completion of the international search 28 February 2013	Date of mailing of the international search report 11/03/2013										
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.O. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Willig, Hendrik										

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2012/061120

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>JEREMY BERCOFF ET AL: "Ultrafast compound doppler imaging: providing full blood flow characterization", IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, IEEE, US, vol. 58, no. 1, 1 January 2011 (2011-01-01), pages 134-147, XP011343738, ISSN: 0885-3010, DOI: 10.1109/TUFFC.2011.1780 the whole document</p> <p>-----</p>	1-24
A	<p>UDESEN J ET AL: "High Frame-Rate Blood Vector Velocity Imaging Using Plane Waves: Simulations and Preliminary Experiments", IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, IEEE, US, vol. 55, no. 8, 1 August 2008 (2008-08-01), pages 1729-1743, XP011232531, ISSN: 0885-3010, DOI: 10.1109/TUFFC.2008.858 the whole document</p> <p>-----</p>	1-24
A	<p>UDESEN J ET AL: "11C-4 Fast Blood Vector Velocity Imaging: Simulations and Preliminary In Vivo Results", ULTRASONICS SYMPOSIUM, 2007. IEEE, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 1 October 2007 (2007-10-01), pages 1005-1008, XP031195147, DOI: 10.1109/ULTSYM.2007.256 ISBN: 978-1-4244-1383-6 the whole document</p> <p>-----</p>	1-24
A	<p>CHE-CHOU SHEN ET AL: "High frame-rate vector flow estimation using speckle tracking with recursive plane-wave compounding", ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS), 2010 IEEE, IEEE, 11 October 2010 (2010-10-11), pages 1307-1310, XP031952739, DOI: 10.1109/ULTSYM.2010.5935603 ISBN: 978-1-4577-0382-9 the whole document</p> <p>-----</p>	1-24

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2012/061120

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.: because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ US2012/ 061120

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-14, 23

Doppler-based determination of vector blood flow images.

2. claims: 15-22, 24

Gradient-based determination of vector blood flow images.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2012/061120

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2009158399	A1	30-12-2009	CA 2728998 A1 30-12-2009
		CN 102123668 A	13-07-2011
		EP 2303131 A1	06-04-2011
		JP 2011526181 A	06-10-2011
		KR 20110027806 A	16-03-2011
		US 2009326379 A1	31-12-2009
		WO 2009158399 A1	30-12-2009

フロントページの続き

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

(72)発明者 フリン , ジョン

アメリカ合衆国 9 8 1 0 3 ワシントン州 , シアトル , オーロラ アベニュー ノース 6 8 1
1

(72)発明者 デイグル , ロナルド , エルヴィン

アメリカ合衆国 9 8 0 5 3 ワシントン州 , レッドモンド , ノースイースト 6 2 エヌディー
プレイス 2 2 1 2 6

F ターム(参考) 4C601 BB08 DD03 DE04 EE08 GB04 JB30 JB43 KK02 KK20

5J083 AB17 AC28 AD12 AE08 BA01 BE09 BE39 CA12 DA01 EA01

专利名称(译)	平面波传输矢量多普勒成像的估计与显示		
公开(公告)号	JP2014534852A	公开(公告)日	2014-12-25
申请号	JP2014537310	申请日	2012-10-19
[标]申请(专利权)人(译)	维拉声学公司		
申请(专利权)人(译)	维拉区尼克斯公司		
[标]发明人	フリンジョン デイグルロナルドエルヴィン		
发明人	フリン,ジョン デイグル,ロナルド,エルヴィン		
IPC分类号	A61B8/06 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488 G01F1/663 G01S15/8977 G01S15/8979 G01S15/8984 G01S15/8995 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/5269		
FI分类号	A61B8/06 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE08 4C601/GB04 4C601/JB30 4C601/JB43 4C601/KK02 4C601/KK20 5J083/AB17 5J083/AC28 5J083/AD12 5J083/AE08 5J083/BA01 5J083/BE09 5J083/BE39 5J083/CA12 5J083/DA01 5J083/EA01		
代理人(译)	渡辺 敏章		
优先权	61/549016 2011-10-19 US		
其他公开文献	JP6017576B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

矢量多普勒成像 (VDI) 通过在由计算系统生成的显示器的每个像素处提供血流的速度和方向 , 对常规的彩色多普勒成像 (CDI) 进行了改进。带有超声换能器的平面波传输 (PWT) 的多个角度可方便地在广阔的视场上提供投影多普勒测量值 , 以识别短时间窗口内的速度矢量 , 同时捕获瞬态流动力学。提供足够的角度多功能性。提出了一种针对 PWT 的快速 , 抗混叠速度矢量估计器 , 并使用新颖的合成粒子流可视化方法显示了具有 5MHz 线性阵列的颈动脉的 VDI 成像。 [选择图] 图 5

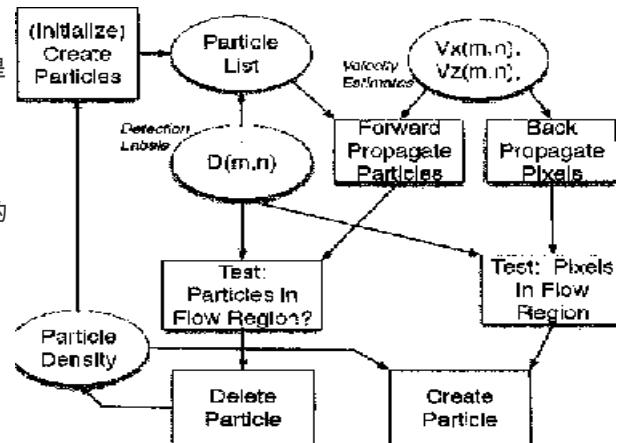


Fig. 5