

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5858783号
(P5858783)

(45) 発行日 平成28年2月10日(2016.2.10)

(24) 登録日 平成27年12月25日(2015.12.25)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 40 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2011-516580 (P2011-516580)
 (86) (22) 出願日 平成21年6月24日 (2009.6.24)
 (65) 公表番号 特表2011-526181 (P2011-526181A)
 (43) 公表日 平成23年10月6日 (2011.10.6)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2009/048440
 (87) 国際公開番号 W02009/158399
 (87) 国際公開日 平成21年12月30日 (2009.12.30)
 審査請求日 平成24年6月19日 (2012.6.19)
 (31) 優先権主張番号 61/076,057
 (32) 優先日 平成20年6月26日 (2008.6.26)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 非集束送信ビームを用いる高フレームレートの量的ドップラーフローイメージング

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

高フレームレートの量的ドップラー超音波イメージを生成する方法において、
 トランスデューサの視野全体の少なくとも一部に亘って、媒体に1以上のアンサンブル
 の非集束アコースティック信号を出射するステップと、

前記1以上のアンサンブルの各アコースティック信号の出射に応じて、前記トランスデ
 ューサの受信素子のアレイ内の複数の受信素子から、散乱及び反射した超音波信号を受信
 及び保存するステップと、

少なくとも1つの像点に関して、前記受信した超音波信号を処理し、前記少なくとも1
 つの像点に対応する前記媒体内の点から量的な動き情報を抽出するステップと、

表示装置上で、前記量的な動き情報から導出されたパラメトリックイメージを生成する
 ステップと、を有し、

前記アンサンブルのそれぞれは、16個よりも多くのアコースティック信号の出射を有
 する、方法。

【請求項 2】

前記受信及び保存された、散乱及び反射した超音波信号の少なくともサブセットは、画
 素指向処理方法を用いて実時間で処理され、前記画素指向処理方法は、

前記アコースティック信号を受信する前記トランスデューサの視野内の一部の視野エリ
 アを表すように選択された一組の画素を生成する初期のステップであって、前記一組の画
 素内の全ての画素が前記複数の受信素子に対して既知の空間的関係を有するステップと、

10

20

前記保存された超音波信号の領域に前記一組の画素内の全ての画素をマッピングするステップと、

前記保存された超音波信号のマッピングされた領域を前記一組の画素内の全ての画素のためのアレイに組織化するステップと、

前記一部の視野エリア内の各イメージ画素位置において、行列処理を用いて、少なくとも前記保存されたエコー信号のサブセットから、前記受信された散乱された超音波信号の振幅及び位相を再生するステップと、

アコースティック信号の時間調整されたシーケンスの少なくとも1つの出射、並びに散乱及び反射した超音波信号の受信及び保存を含む送信 - 受信イベントの少なくとも1つのアンサンブルを処理し、前記エリア内の各画素位置における媒体の動きの推定されたドップラーパラメータを導出するステップと、

10

前記一部の視野エリア内の各イメージ画素位置において、表示を生成する際に用いられる1つ以上のドップラーパラメータのイメージを生成するステップとを有する請求項1記載の方法。

【請求項3】

前記パラメータは、流体フロー又は組織の動きに関連する請求項2記載の方法。

【請求項4】

複数の非集束アコースティック出射信号は、媒体への多角の伝播を提供するように変更され、前記多角の伝播からのドップラーパラメータ推定を処理して、イメージ画素位置のそれぞれにおける速度ベクトルを計算する請求項2記載の方法。

20

【請求項5】

複数の非集束アコースティック出射信号は、媒体への多角の伝播を提供するように変更され、前記多角の伝播からのドップラーパラメータ推定を処理して、前記媒体内の真の速度と、音響雑音又は電気雑音とを区別する請求項2記載の方法。

【請求項6】

複数の非集束アコースティック出射信号は、媒体への多角の伝播を提供するように変更され、前記多角の伝播からのドップラーパラメータ推定を処理して、前記イメージ画素位置のそれぞれにおけるドップラーパワーを算出する請求項2記載の方法。

【請求項7】

前記ドップラーパラメータ推定の精度は、アコースティック信号の数を変更することによって調整される請求項2記載の方法。

30

【請求項8】

前記処理は、ドップラー周波数シフトスペクトル解析を用いて、前記イメージ画素位置のそれぞれにおける媒体の動きのドップラーパラメータを導出することを含む請求項2記載の方法。

【請求項9】

前記導出される媒体の動きのドップラーパラメータは、最大速度を含む請求項8記載の方法。

【請求項10】

前記導出される媒体の動きのドップラーパラメータは、前記媒体内の乱流の指標としての速度分散を含む請求項8記載の方法。

40

【請求項11】

前記導出される媒体の動きのドップラーパラメータは、スペクトル帯域のモード、平均、分散、最大値、パワーのうちの少なくとも1つのパラメータであり、前記スペクトル解析は、前記導出されたパラメータについての誤差推定を更に含む請求項8記載の方法。

【請求項12】

前記導出されるパラメータの精度は、前記アンサンブル内の送信 - 受信イベントの数を変更することによって調整される請求項8記載の方法。

【請求項13】

前記アンサンブルの処理は、ドップラーフレームの取得のレートを低下させることなく

50

、少なくとも1つのイメージ画素位置において、ドップラーパラメータ推定を実時間で生成及び表示することを含む請求項8記載の方法。

【請求項14】

前記出射は、媒体への多方向の伝播の角度を提供するように変化する複数の非集束アコースティック信号を出射することを含み、前記処理は、前記多方向の角度からのドップラーパラメータ推定を用いて、イメージ画素位置のそれぞれにおける速度ベクトルを算出することを含む請求項8記載の方法。

【請求項15】

前記出射は、媒体への多方向の伝播の角度を提供するように変化する複数の非集束アコースティック信号を出射することを含み、前記処理は、前記多方向の角度からのドップラーパラメータ推定を用いて、前記媒体内の真の動きに由来するデータと、音響雑音又は電気雑音に由来するデータとを区別することを含む請求項8記載の方法。

10

【請求項16】

前記出射は、媒体への多方向の伝播の角度を提供するように変化する複数の非集束アコースティック信号を出射することを含み、前記処理は、前記多方向の角度からのドップラーパラメータ推定を用いて、前記イメージ画素位置のそれぞれにおけるスペクトル帯域のモード、平均、分散及び最大パワーを含むスペクトルパラメータの角度補正された値を算出することを含む請求項8記載の方法。

【請求項17】

前記イメージの生成は、前記トランスデューサアレイの視野全体に亘って、導出されたパラメータの値を表示するイメージ又はイメージの時間的シーケンスを生成することを含む請求項2記載の方法。

20

【請求項18】

前記イメージの生成は、2次元イメージの動画シーケンスとして、前記媒体の動きパラメータを表示する複数のフレームのイメージを生成することを含み、前記イメージ表示のレートは、実際のタイムレートと同じか、これより遅いか、これより速い請求項2記載の方法。

【請求項19】

前記ドップラーパラメータは、
最大パワーを有するドップラーシフト周波数に対応するピーク速度、
特定の最小パワー閾値について、最大のドップラーシフト周波数に対応する最大速度、
媒体の乱流の指標としての速度分散、
及び媒体の乱流の指標としての速度ベクトル方向分散のうちの少なくとも1つを含む請求項2記載の方法。

30

【請求項20】

前記時間調整されたシーケンスは、1つ以上の心周期に対応する時間間隔を含み、イメージの生成は、各画素点における導出されたパラメータの最大値又は最小値、又は各画素における2つの導出されたパラメータの差分、又は前記心周期内の幾らかの時間内に取られた2つの導出されたパラメータの比を用いて、各心周期毎に単一のイメージを生成することを含む請求項2記載の方法。

40

【請求項21】

トランスデューサの視野全体の少なくとも一部に亘って、媒体に1以上のアンサンブルの非集束アコースティック信号を出射し、各アコースティック信号の出射に応じて、前記トランスデューサの受信素子のアレイ内の複数の受信素子から、散乱及び反射した超音波信号を受信及び保存するトランスデューサを有し、前記アンサンブルのそれぞれが16個よりも多くアコースティック信号を出射する、モジュールと、

前記トランスデューサに接続され、少なくとも1つの像点に関して、前記保存された超音波信号を受信し、前記少なくとも1つの像点に対応する前記媒体内の点から量的な動き情報を抽出し、表示装置上で、前記量的な動き情報から導出されたパラメトリックイメージを生成するプロセッサと、を備えるシステム。

50

【請求項 2 2】

前記プロセッサは、前記受信及び保存された、散乱及び反射した超音波信号の少なくともサブセットを画素指向処理方法を用いて実時間で処理するように構成されており、前記画素指向処理方法は、

前記アコースティック信号を受信する前記トランスデューサの視野内の一部の視野エリアを表すように選択された一組の画素を生成する初期のステップであって、前記一組の画素内の全ての画素が前記複数の受信素子に対して既知の空間的関係を有するステップと、

前記保存された超音波信号の領域に前記一組の画素内の全ての画素をマッピングするステップと、

前記保存された超音波信号のマッピングされた領域を前記一組の画素内の全ての画素のためのアレイに組織化するステップと、

前記一部の視野エリア内の各イメージ画素位置において、行列処理を用いて、少なくとも前記保存されたエコー信号のサブセットから、前記受信された散乱された超音波信号の振幅及び位相を再生するステップと、

アコースティック信号の時間調整されたシーケンスの少なくとも 1 つの出射、並びにこれに応じて散乱及び反射した超音波信号の受信及び保存を含む送信 - 受信イベントの少なくとも 1 つのアンサンプルを処理し、前記一部の視野エリア内の各画素位置における媒体の動きの推定されたドップラーパラメータを導出するステップと、

前記エリア内の各イメージ画素位置において、表示を生成する際に用いられる 1 つ以上のドップラーパラメータのイメージを生成するステップとを有する請求項 2 1 記載のシステム。

【請求項 2 3】

複数の非集束アコースティック出射信号は、媒体への多角の伝播を提供するように変更され、前記多角の伝播からのドップラーパラメータ推定を処理して、イメージ画素位置のそれぞれにおける速度ベクトルを計算する請求項 2 2 記載のシステム。

【請求項 2 4】

複数の非集束アコースティック出射信号は、媒体への多角の伝播を提供するように変更され、前記多角の伝播からのドップラーパラメータ推定を処理して、前記媒体内の真の速度と、音響雑音又は電気雑音とを区別する請求項 2 2 記載のシステム。

【請求項 2 5】

複数の非集束アコースティック出射信号は、媒体への多角の伝播を提供するように変更され、前記多角の伝播からのドップラーパラメータ推定を処理して、前記イメージ画素位置のそれぞれにおけるドップラーパワーを算出する請求項 2 2 記載のシステム。

【請求項 2 6】

前記ドップラーパラメータ推定の精度は、アコースティック信号の数を変更することによって調整される請求項 2 2 記載のシステム。

【請求項 2 7】

前記処理は、ドップラー周波数シフトスペクトル解析を用いて、前記イメージ画素位置のそれぞれにおける媒体の動きのドップラーパラメータを導出することを含む請求項 2 2 記載のシステム。

【請求項 2 8】

前記導出される媒体の動きのドップラーパラメータは、最大速度を含む請求項 2 7 記載のシステム。

【請求項 2 9】

前記導出される媒体の動きのドップラーパラメータは、前記媒体内の乱流の指標としての速度分散を含む請求項 2 7 記載のシステム。

【請求項 3 0】

前記導出される媒体の動きのドップラーパラメータは、スペクトル帯域のモード、平均、分散、最大値、パワーのうちの少なくとも 1 つのパラメータであり、前記スペクトル解析は、前記導出されたパラメータについての誤差推定を更に含む請求項 2 7 記載のシステム。

10

20

30

40

50

ム。

【請求項 3 1】

前記導出されるパラメータの精度は、前記アンサンブル内の送信 - 受信イベントの数を変更することによって調整される請求項 2 7 記載のシステム。

【請求項 3 2】

前記アンサンブルの処理は、前記表示装置上で、ドップラーフレームの取得のレートを低下させることなく、少なくとも 1 つのイメージ画素位置において、ドップラーパラメータ推定を実時間で生成及び表示することを含む請求項 2 7 記載のシステム。

【請求項 3 3】

前記出射は、前記トランスデューサから媒体への多方向の伝播の角度を提供するように変化する複数の非集束アコースティック信号を前記トランスデューサから出射することを含み、前記処理は、前記プロセッサにおいて、前記多方向の角度からのドップラーパラメータ推定を用いて、イメージ画素位置のそれぞれにおける速度ベクトルを算出することを含む請求項 2 7 記載のシステム。

10

【請求項 3 4】

前記出射は、前記トランスデューサから媒体への多方向の伝播の角度を提供するように変化する複数の非集束アコースティック信号を出射することを含み、前記処理は、前記プロセッサにおいて、前記多方向の角度からのドップラーパラメータ推定を用いて、前記媒体内の真の動きに由来するデータと、音響雑音又は電気雑音に由来するデータとを区別することを含む請求項 2 7 記載のシステム。

20

【請求項 3 5】

前記出射は、前記トランスデューサから媒体への多方向の伝播の角度を提供するように変化する複数の非集束アコースティック信号を出射することを含み、前記処理は、前記プロセッサにおいて、前記多方向の角度からのドップラーパラメータ推定を用いて、前記イメージ画素位置のそれぞれにおけるスペクトル帯域のモード、平均、分散及び最大パワーを含むスペクトルパラメータの角度補正された値を算出することを含む請求項 2 7 記載のシステム。

【請求項 3 6】

前記イメージの生成は、前記表示装置上で、前記トランスデューサアレイの視野全体に亘って、導出されたパラメータの値を表示するイメージ又はイメージの時間的シーケンスを生成することを含む請求項 2 2 記載のシステム。

30

【請求項 3 7】

前記イメージの生成は、前記表示装置上で、2 次元イメージの動画シーケンスとして、前記媒体の動きパラメータを表示する複数のフレームのイメージを生成することを含み、前記イメージ表示のレートは、実際のタイムレートと同じか、これより遅いか、これより速い請求項 2 2 記載のシステム。

【請求項 3 8】

前記ドップラーパラメータは、
最大パワーを有するドップラーシフト周波数に対応するピーク速度、
特定の最小パワー閾値について、最大のドップラーシフト周波数に対応する最大速度、
媒体の乱流の指標としての速度分散、
及び媒体の乱流の指標としての速度ベクトル方向分散のうちの少なくとも 1 つを含む請求項 2 2 記載のシステム。

40

【請求項 3 9】

前記時間調整されたシーケンスは、1 つ以上の心周期に対応する時間間隔を含み、イメージの生成は、各画素点における導出されたパラメータの最大値又は最小値、又は各画素における 2 つの導出されたパラメータの差分、又は前記心周期内の幾らかの時間内に取られた 2 つの導出されたパラメータの比を用いて、各心周期毎に単一のイメージを生成することを含む請求項 2 2 記載のシステム。

【請求項 4 0】

50

前記導出されたパラメータは、全体の記録に亘って計算され、収縮期及び拡張期、強い乱れの間隔、表示されるイメージによって視覚化される任意の関心がある時間を含む前記心周期内の臨床的に有意な特定のフェーズにおける表示のために選択される請求項 39 記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願への相互参照

10

本出願は、2008年6月26日に出願された米国仮出願番号第61/076,057号について、米国特許法第119条第(e)項の利益を主張し、この仮出願の全体は、引用によって本願に援用される。

【0002】

本発明は、超音波データを捕捉及び処理し、超音波データから流体フローを表すイメージを生成するシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0003】

超音波イメージングは、様々な病状及び疾患を診断するための効果的なツールに進化した。超音波設備の市場は、画質及び様々なタイプの組織を区別する能力の向上に伴って、長年、安定して成長している。しかしながら、採用の有用性に対して、超音波システムの設備コストが高過ぎる用途も未だ多い。具体例は、乳癌検出、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(interventional radiology: IVR)等の応用分野である。これらの及びこの他の分野では、超音波イメージングの診断の効力は、様々な組織タイプの区別及び識別のための空間及びコントラストの分解能の高さに依存する。これらの性能は、より大規模な処理能力を有するより高価な超音波システムのみが有している。

20

【0004】

超音波イメージングは、特に、それぞれが個別の信号処理要求を有する128個又はこれ以上のトランスデューサ素子を使用するアレイシステムの場合、常に、大規模な信号及びイメージ処理を必要とする。過去10年の間に、市場の最下級の層のシステムを除く殆ど全てのシステムにおいて、精度及び柔軟性が改善されたデジタル信号処理への遷移が行われた。この遷移は、高集積度のデジタル回路を利用することによってシステムコストを長期的に低減する可能性を有する。しかしながら、超音波システムは、生産量が少ないため、これらの固有の回路のために、間接費及び固定費が嵩み、この結果、デジタル信号処理への遷移によって、システムコストが大幅に低減されることはなかった。

30

【0005】

医療用の超音波によるドップラー法は、血流をイメージングし、定量化するために複数の関連する技術を包含している。静止している標的については、標的から反射してトランスデューサに戻るパルスの往復移動時間は、各送信毎に同じである。一方、移動する物体からの連続するエコグラフィの反射波は、送信パルスに関して異なる時間で到着し、これらのエコーを相互相関させることによって、物体の速度を推定することができる。超音波経路は、(ビーム軸に沿った)方向性を有するので、軸方向の動きだけがドップラー信号を生成する。ビームを横断するフローは、検出できないので、従来のドップラー法で得られる速度の大きさは、流速ベクトルの軸方向成分だけを表す。流速ベクトルの本当の大きさを推定するためには、ベクトルドップラー法(Vector Doppler method)が採用される。これらの方法は、包括的に言えば、多角ビームデータに基づいて、フローベクトルの方向及び流速ベクトルを推定する。

40

【0006】

血流の異なる側面を表現するために幾つかのドップラー効果に基づく方法が開発されて

50

いる。通常、血流場 (flow field) の「空間的なイメージング」を用いて、血管の位置を特定し、そのサイズを測定し、血流構造を観測する。「フローイメージング」は、グレースケールで表現されたエコグラフィの振幅と、色によってレンダリングされた流速とによって、両方のタイプのイメージを重ねて結合する「二重」モードのエコグラフィイメージングに関連して使用されている。フローイメージングは、取得時間が長く、処理負荷が大きいため、血流場は、より大きいエコグラフィイメージの下位集合である関心領域 (region of interest: ROI) 内で計算される。

【0007】

ROI 内で選択されたより小さいサンプルボリューム内で流速を詳細に定量化することができる。独自にサンプリング及び処理できる最も小さいボリュームは、軸長 (送信パルス長) 及び (イメージング平面に入り及びイメージング平面から出る) 横方向のビーム幅によって定まる。あらゆる方法の空間分解能は、サンプルボリュームのサイズに依存し、及びその位置についてのシステム感度設定にも依存する。

【0008】

スペクトルドップラー法は、流速のスペクトル及びこのスペクトルが心周期に亘ってどう変化するかを報告し、通常、このスペクトルを、スペクトログラムとしてグラフィカルに表現し、及びスピーカによって可聴音として表現する。更に、スペクトルドップラー法は、一連の送信に亘って得られた流速のパワースペクトルを算出し、このスペクトルを、スペクトログラムとしてグラフィカルに表現し、及びスピーカによって可聴音として表現する。血流速度の完全な時変スペクトルへのアクセスによって、サンプル領域内の平均及びピークの流速を正確に計算できるようになり、全ての超音波ドップラー法の血流の乱れ (flow disturbances) の最も完全な特徴付けが提供される。

【0009】

関心領域内の速度フィールドのカラーフロードップラー (Color Flow Doppler) イメージングは、色パレットを用いて血流を表現する方法であり、ここでは、通常、より速い速度がより遅い速度より明るくレンダリングされ、異なる血流の方向 (通常、トランスデューサに向かう方向又はトランスデューサから離れる方向) は、暖色 (赤系) 及び寒色 (青系) の色調によって区別される。動きが非常に遅い領域及び静止している領域は、色付けされず、最小のカットオフ速度を設定するために「ウォールフィルタ」閾値が用いられる。カラーフロードップラーは、関心領域における概算的な平均流速を提供できるが、妥当なフレームレートを維持するために要求される取得シーケンスの短さのために、精度は、限定的である。

【0010】

カラーフロードップラーは、本質的には、信号の到着時刻又は位相の相関差分 (correlated differences) を見出す様々な手段によって動きを検出し、定量化するために、同じ送信 - 受信イベントの速いシーケンス、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 (pulse repetition frequency: PRF) は、トランスデューサからイメージの最大深度に達し、再び戻ってくる音の往復移動時間によって許容される限度まで高めることができるが、通常、エイリアシングなしでピーク血流速度を視覚化できる最小値に調整される。通常、ROI 内の各ドップラー走査線毎に 8 ~ 16 回のパルスエコイベントのアンサンブルが使用される。送信ビーム集束パラメータの選択によって、多くの場合、ドップラー走査線は、エコグラフィイメージングのために用いられるものより 2 ~ 3 倍広くなる。各ビーム方向にパルスのアンサンブルを送信する要求によって、通常、カラーフロードップラーのフレームレートは、エコグラフィイメージングのフレームレートより遅くなる。心周期の一部でフローの著しい変化が生じることがあり、探触子 (probe) の僅かな動きでも、全体の ROI に亘って目立ったフローになることがあるため、遅いフレームレートからのアーチファクトは、グレースケールエコグラフィよりドップラーイメージング内でより顕著になることがある。

【0011】

小さい ROI を用いると、フレームレートを改善できるが、フローの異常の評価が制限

10

20

30

40

50

されるおそれがある。例えば、10個のドップラー走査線及び12個のパルスのアンサンブルを用いるカラーフローROIは、フルフレームのエコグラフィイメージと同様の120回のイベントを必要とする。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

高品質のドップラーイメージングは、一般的に、エコグラフィイメージングより技術的に難しく、この理由の大部分は、血液からの後方散乱が組織に比べて非常に弱いためである。乱れがなく、アーチファクトもないカラーフローイメージを生成するためのよく知られている基本的な課題は、以下の通りである。

10

【0013】

・取得ハードウェアにおける高度に再現可能な送信パルスの実現及びノイズ及びフェーズジッタを非常に小さくする要求。

【0014】

・フロー信号は、多くの場合、様々な雑音源と同じ桁の大きさであるが、平均化は、フレームレート及び他の動きアーチファクトに関して悪影響がある。

【0015】

・組織の散乱振幅と血液の散乱振幅との間の大きいコントラストは、速度のコントラストが高い場合であっても、血管壁（強いエコー）と移動する血液（弱いエコー）との間の区別を困難にする。更に、血液流速は、心周期と同期して動く（脈動する）血管壁の付近で非常に遅いことが多い。

20

【0016】

・ドップラーパルスは、通常、エコグラフィパルスより長く、フローと、異なる解像度を有するエコーイメージとを空間的に位置合わせするために注意を払う必要がある。ドップラーパルスのためのサンプルボリュームは、血管径より大きいことがあるので、これは、微小血管の場合、特に困難である。

【0017】

これらの問題に対処するための様々な手法が開発されており、これらの手法は、技術文献及び特許文献に開示されている。ここに説明する実施の形態は、同時係属中の米国特許出願番号第11/911,633号の主題である出願人が先に提案している素子レベルの超音波データの画素ベースの処理、及びフレームレートを高めるための非集束送信ビーム（unfocused transmit beams）の使用に基づいて構築されている。スペクトルドップラー処理を用いる量的イメージングのための、非集束送信ビーム（例えば、平面波）の使用を開示する。ここに開示する実施の形態は、実時間フロー及び動き定量化のため、並びに記録された高PRFデータの後処理を用いる新たなイメージングモードの開発のための新たな手法を説明する。

30

【課題を解決するための手段】

【0018】

一実施の形態では、ドップラー速度イメージを生成する方法を提供し、この方法は、実質的に全体のフィールドに亘って、媒質に非集束アコースティック信号を出射するステップと、出射にตอบสนองして、トランスデューサアレイにおいて、散乱及び反射した超音波信号を受信するステップと、受信した超音波信号を処理して、情報を抽出し、媒質内の少なくとも1つの点に対応するドップラー速度信号を構築するステップと、表示装置上で処理されたドップラー速度信号からドップラー速度イメージを生成するステップとを有する。

40

【0019】

本発明の他の実施の形態は、超音波処理方法を提供し、この方法は、非集束アコースティック信号を生成するステップと、複数の受信素子において、非集束アコースティック信号の散乱及び反射したエコーを受信し、エコーからドップラー速度エコー信号を得るステップと、ドップラー速度エコー信号の領域に所与の画素をマッピングするステップと、保存されたドップラー速度エコー信号のマッピングされた領域を所与の画素のためのアレイ

50

に組織化するステップと、アレイを処理して、所与の画素の信号応答を生成するステップと、信号応答を用いて、所与の画素のドップラー速度アコースティック情報を得るステップとを有する。

【 0 0 2 0 】

上の実施の形態の他の側面では、方法は、ドップラー速度アコースティック信号を生成するトランスデューサの視野内のエリアを表すように選択された所与の画素の組を生成する初期のステップを有し、この組内の全ての所与の画素は、複数の受信素子に対して既知の空間的關係を有する。

【 0 0 2 1 】

また、ここに開示した本発明の実施の形態は、市販されているCPU上で実行されるソフトウェア内で全ての信号処理及びイメージ生成を実行する超音波イメージング方法及びシステムに関する。この手法に必要な唯一の専用ハードウェアは、アコースティックパルスの送信、データ取得、及びトランスデューサからの受信信号の信号調整のためのものである。重要な利点として、新たなアーキテクチャによって、安価な走査ヘッド設計における新たなトランスデューサ材料の利用に対応するようにシステムのダイナミックレンジが改善され、及び有意の新たな診断情報を提供する新たな取得モードが提供される。

【 0 0 2 2 】

ここに開示するソフトウェアベースの超音波システムアーキテクチャは、市販のコンピュータマザーボードの周囲の設計を基礎にすることによって、コンピュータ産業の大量、低コストの処理技術を利用する。現在の幾つかの超音波システムは、それらの設計にコンピュータマザーボードを組み込んでいるが、コンピュータは、ユーザインタフェースのためだけに使用されており、幾つかのシステム制御は、如何なる実時間処理タスクにも参加しない。ここに開示するアーキテクチャでは、コンピュータマザーボードがハードウェアを補完するのではなく、殆ど全ての既存のハードウェアをコンピュータマザーボードに置換する。システムの基礎を汎用プラットフォーム上のソフトウェア内で実現することによって、柔軟で、高性能なイメージングシステムを、可能な最低のシステムコストで提供することができる。この手法では、カスタムICは不要であり、システムの複雑さが軽減され、システムが市場に投入されるまでの時間が短縮される。更に、コンピュータ産業においてCPU処理能力が更に向上すると、システムは、これらを容易に採用でき、イメージング性能を向上させ、又は新たな動作及び情報抽出のモードを提供することができる。

【 0 0 2 3 】

画素指向処理の一実施の形態は、アコースティック信号を生成するステップと、複数の受信素子においてアコースティック信号の少なくとも1つのエコーを受信し、ここからエコー信号を取得するステップと、複数の受信素子のそれぞれからの各エコー信号を保存するステップと、保存されたエコー信号の領域に所与の画素をマッピングするステップと、保存されたエコー信号のマッピングされた領域を所与の画素のためのアレイに組織化するステップと、アレイを処理して、所与の画素の信号応答を生成するステップと、信号応答を用いて、所与の画素のアコースティック情報を得るステップとを有する。

【 0 0 2 4 】

上の実施の形態の他の側面では、アコースティック信号を生成するトランスデューサの視野内のエリアを表すように選択された所与の画素の組を生成する初期のステップを設け、このアレイの組内の全ての所与の画素は、複数の受信素子に対して既知の空間的關係を有する。また、この方法は、好ましくは、アレイ内の所与の画素について、アコースティック情報からイメージを生成するステップを含む。

【 0 0 2 5 】

上の実施の形態の他の側面では、アコースティック情報は、以下に限定されるわけではないが、空間データの測定及び表示、時間データの測定及び表示、血流データの測定及び表示、並びにアコースティック信号又はアコースティック送信波によって引き起こされた、誘発された機械的変位に応答する組織変位の測定及び表示のうちの少なくとも1つのために使用することができる。

【 0 0 2 6 】

上の実施の形態の他の側面では、方法は、複数のアコースティック信号を生成するステップと、複数のアコースティック信号からエコーを受信するステップと、複数の生成及び受信サイクルに亘って受信したエコーを結合し、ここから得られるアコースティック情報を強調するステップとを有する。

【 0 0 2 7 】

上の実施の形態の他の側面では、保存されたエコー信号は、結合及び平均化される。更に、信号応答は、保存された超音波信号の平均を含む。

【 0 0 2 8 】

上の実施の形態の他の側面では、方法は、複数のサイクルの超音波信号の出射の結果を結合するステップと、エコーを受信するステップと、受信したエコーからエコー信号を取得して、強調されたアコースティック情報を導出するステップとを有する。

10

【 0 0 2 9 】

上の実施の形態の他の側面では、強調されたアコースティック情報は、ここから生成される最終的なイメージのコントラスト分解能を向上させる空間的な配合を含む。

【 0 0 3 0 】

上の実施の形態の他の側面では、結合された信号は、動いている組織又は動いている血球に関連するドップラー情報を表している。

【 0 0 3 1 】

上の実施の形態の他の側面では、エコー信号の受信、取得及び保存は、アレイを処理するレートより高いレートで行われる。

20

【 0 0 3 2 】

本発明の他の実施の形態は、超音波処理方法を提供し、この方法は、アコースティック信号を生成するステップと、複数の受信素子においてアコースティック信号の少なくとも1つのエコーを受信し、ここからエコー信号を取得するステップと、複数の受信素子のそれぞれからの各エコー信号を保存するステップと、保存されたエコー信号の領域に所与のボクセルをマッピングするステップと、保存されたエコー信号のマッピングされた領域を所与のボクセルのためのアレイに組織化するステップと、アレイを処理して、所与のボクセルの信号応答を生成するステップと、信号応答を用いて、所与のボクセルのアコースティック情報を得るステップとを有する。

30

【 0 0 3 3 】

上の実施の形態の他の側面として、上述した第1の実施の形態に関する全ての側面が、この第2の実施の形態に適用可能である。

【 0 0 3 4 】

本発明の他の実施の形態は、アコースティックエコーを処理する方法を提供し、この方法は、複数の受信素子から受信したアコースティックエコー信号を保存するステップと、保存されたエコー信号の領域に所与の画素をマッピングするステップと、保存されたエコー信号のマッピングされた領域を所与の画素のためのアレイに組織化するステップと、アレイに演算を実行して、所与の画素の信号応答を生成するステップと、信号応答を用いて、所与の画素のアコースティック情報を得るステップとを有する。

40

【 0 0 3 5 】

本発明の他の実施の形態として提供される超音波処理システムは、アコースティック信号を生成するように構成されたモジュールであって、モジュール内の複数の受信素子において、アコースティック信号の少なくとも1つのエコーを受信し、ここから複数のエコー信号を取得するモジュールと、モジュールと通信する処理手段であって、モジュールから受信した保存されたエコー信号の領域に所与の画素をマッピングし、保存されたエコー信号のマッピングされた領域を所与の画素のためのアレイに組織化し、アレイに演算を実行して、所与の画素の信号応答を生成し、信号応答を用いて、所与の画素のアコースティック情報を得る処理手段とを備える。

【 0 0 3 6 】

50

上の実施の形態の他の側面では、処理手段は、まず、所与の画素の組を生成し、この組内の所与の画素のそれぞれは、モジュールの受信素子に対して既知の空間的關係を有する。処理手段は、理想的には、アレイ内の所与の画素のためのアコースティック情報からイメージを生成するように構成される。これに代えて又はこれに組み合わせて、イメージを表示する手段を設けてもよく、この手段は、処理手段から信号応答を受信し、コンピュータディスプレイ上にイメージを生成し、若しくは印刷形式又は当業者に既知の他の形式でイメージを生成する。

【 0 0 3 7 】

本発明の他の実施の形態として提供される超音波処理システムは、アコースティック信号を生成するように構成されたモジュールであって、モジュール内の複数の受信素子において、アコースティック信号の少なくとも1つのエコーを受信し、ここから複数のエコー信号を取得するモジュールと、モジュールと通信する処理手段であって、モジュールから受信した保存されたエコー信号の領域に所与のボクセルをマッピングし、保存されたエコー信号のマッピングされた領域を所与のボクセルのためのアレイに組織化し、アレイに演算を実行して、所与のボクセルの信号応答を生成し、信号応答を用いて、所与のボクセルのアコースティック情報を得る処理手段とを備える。

10

【 0 0 3 8 】

要約すれば、市販されている演算プラットフォーム上で実装されるソフトウェアベースの超音波システムアーキテクチャに変更する利点は、以下を含む。

【 0 0 3 9 】

20

- ・ハードウェアのコストが著しく低減される。

【 0 0 4 0 】

- ・カスタム I C (A S I C) のための長い設計サイクルを回避することによって、開発コストが低減され、市場に投入されるまでの時間が短縮される。

【 0 0 4 1 】

- ・コンピュータ技術におけるコスト / 性能の進歩の恩恵を直接的に享受できる。

【 0 0 4 2 】

- ・商業的及び学問的な環境において、多くの新たな処理法を柔軟に開発できる。

【 0 0 4 3 】

- ・コストに敏感な応用分野において、画質改善に基づき、診断能力が向上する。

30

【 0 0 4 4 】

- ・コストが採用の障壁となっている専門用途において、超音波の利用率を向上させることができる。

【 0 0 4 5 】

本発明の上述及び他の特徴及び利点は、以下の図面を参照する本発明の以下の詳細な説明から、より深く理解され、明らかとなる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 6 】

【図 1】従来のドップラー取得シーケンス及びイメージ空間を示す図である。

【図 2】単一角非集束送信ドップラー取得シーケンス及びイメージ空間を示す図である。

40

【図 3】軸方向成分及び横断流成分に分解される流速ベクトルを示す図である。

【図 4】従来の超音波システムにおける、エコグラフィ、カラーフロー及びスペクトルドップラーイメージングをインターリーブした取得シーケンスを示す図である。

【図 5】非集束送信平面波を用いる、エコグラフィ、カラーフロー及びスペクトルドップラーイメージングをインターリーブした取得シーケンスを示す図である。

【図 6】ドップラー周波数、すなわちドップラー速度の関数としてのドップラー速度パワースペクトルを示す図である。

【図 7】本発明の処理のためのシステムアーキテクチャのハイレベル表現を示す図である。

【図 8】画素指向処理の一実施の形態のソフトウェアベースのアーキテクチャを図式的に

50

示す図である。

【図 9】画素指向処理に基づいて形成されたプラグインモジュールを示す図である。

【図 10】画素指向処理に基づいて形成された 128 素子線形アレイの取得データを図式的に示す図である。

【図 11】画素指向処理において用いられる画素マッピング処理を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0047】

図 1 は、N 個 (8 N 16) の送信 - 受信イベントのアンサンブルから構成される単一のビーム方向についての従来のドップラー取得シーケンス及びイメージシーンを示している。従来の超音波システムは、遅延和ビーム成形 (delay-and-sum beam forming) 及びイメージを形成するために必要な他の幾つかの処理ステップを用いて、集束送信ビーム (focused transmit beams) を形成し、受信データを動的に集束させる。本出願人による米国特許出願番号第 11/911,633 号、発明の名称「Ultrasound Imaging System with Pixel Oriented Processing」では、図 7 ~ 図 10 に関連して後述するイメージ再生の方法が開示されており、これは、従来のビーム成形と比べて処理負荷を大幅に低減し、様々な種類の非従来型の送信フィールドを使用可能にする。

【0048】

例えば、非従来型の送信フィールドの 1 つは、全てのトランスデューサ素子が同相で励起され、(線形アレイのための) 平面波のセグメントを生成するフラットフォーカス送信モード (flat-focus transmit mode) であり、これを用いて、単一のパルスで視野の全体に音波を当て (envelop)、これによって、非常に速いフレームレートを達成することができる。一様な位相の送信は、線形アレイのためのフラットフォーカス又は平面波送信パルスを生成する。

【0049】

これは、図 1 に示されており、ここで、トランスデューサ素子又はヘッド 20 は、線形アレイとして配列された複数の個別の送受信器 22 を含む。トランスデューサヘッド 20 の側から延びる実線の平行線は、トランスデューサヘッド 20 から、組織 30 によって支持されている管 28 に向かって出射されるエネルギーの二次元公称境界 (two-dimensional nominal boundary) 24 を示している。公称境界は、線形アレイのイメージング空間を表す。破線 32 は、側部 26 から管 28 に向かう方向に延びるに従って広がる他の二次元境界を示しており、イメージング及びドップラー使用のための有用なエネルギーの外側の境界を表している。図 1 に示すように、管 28 は、図 1 の略々右方向を指す流速ベクトル矢印 34 によって示すように流体を搬送する。

【0050】

図 1 の特定の関心領域 (ROI) は、イメージの中心の長方形のボックス 36 によって定義され、これは、管 28 が二股分岐 31 を有する管 28 の中心部分と重なる。ROI ボックス 36 は、各トランスデューサ素子 20 の端部に整列された平行な垂直線 38 を有する。ROI 内で管 28 のイメージを生成するために、ROI ボックス 36 に垂直に整列されたトランスデューサ素子 20 が、ビームを送信するように選択される。選択されたトランスデューサ素子は、送信サブアパーチャ (transmit sub-aperture) 40 を画定し、選択された送信器 22 がアクティブ化されると、ここから、集束送信ビーム 42 が形成される。

【0051】

送信ビーム 42 の形状は、長軸又は公称走査線 44 を中心線とする送信サブアパーチャ 40 内の各送信器 22 からの波形の組合せによって画定される。送信ビーム 42 の後方散乱によって、反射波がトランスデューサヘッド 20 内の全ての送受信器 22 に戻り、これらは、図 1 に示すように、組み合わせられて受信アパーチャ 46 を画定する。

【0052】

B モードのシーケンスの動作は、図 1 の下側のパルスプロットによって示しており、ここでは、カラーフローイメージのための N 個のパルスのアンサンブルのプロットも示して

10

20

30

40

50

いる。従来のBモード及びカラーフローイメージアンサンブルは、当業者にとって周知であるので、この詳細については記述しない。簡潔に言えば、パルスプロットに示す各パルスは、パルス繰返し間隔 (pulse repetition interval: PRI) によって分離された各走査線38上のパルス繰返しを表す。カラーフローイメージでは、各走査線38毎にN個のパルスのアンサンブルがある。

【0053】

図1に示す集束送信ビーム42とは異なり、一様な位相で励起される曲線アレイは、曲波面を有するパルスを生成し、アレイの曲率中心から出射されたかのような球面波のセグメントを生成する。また、これは、最初に線形アレイの中心のトランスデューサをアクティブ化し、これに続いて、アレイの端部に向かう外方向に、隣接するトランスデューサの対を順次アクティブ化することによっても達成できる。

10

【0054】

また、N個のパルスのアンサンブルを必要とするドップラーフレームは、 PRF/N (通常、 $1\text{ kHz} \leq PRF_{max} \leq 12\text{ kHz}$) によって与えられる、往復移動時間によって許容される最大値を上限とするフレームレートで取得することができる。アンサンブルの間に受信したN個のデータ集合は、後述する画素ベースの手法を用いて再生され、更に、フラットフォーカス送信フィールドによって音波が当てられた視野全体の(軸方向の)流速及びパワーの推定のために、従来の相互相関ドップラー法 (cross-correlation Doppler methods) を用いて処理される。これにより得られるドップラーフレームレートは、非常に速く、従来のドップラー走査線の一本を生成するために掛かる時間内に、フルフレームドップラーカラーフローイメージの取得(及び処理)が可能になる。これは、急速に変化する高速度フローのイメージングにおいて特に有用である。更に、アコースティック平面波の使用によって、血流場が単一方向に探触され、この結果、従来の集束送信ビームからの広角度音波処理 (broad angle ensonification) に起因する速度の拡散が低減される。

20

【0055】

測定精度の向上

非集束ドップラーイメージング法では、フレーム全体のために取得する必要があるドップラーアンサンブルは、1つのみである。このため、高いフレームレートのサポートを維持しながら、従来の複数の送信ビームを用いる手法より遙かに長いドップラーアンサンブルを使用することができる。従来のドップラーフローイメージング法は、フルフレームのフローイメージのために最大128個のアンサンブルを使用し、したがって、フレームレートに大きな影響を与えないために、最大アンサンブル長を $N=16$ パルス以下に制限しなければならない。単一のアンサンブルのみを用いる非集束送信ドップラー法では、Nの値を16の何倍も大きくできると共に、取得フレームレートを従来の手法よりかなり高くすることができる。ドップラーの周波数推定(これに基づいて血流速度が導出される。)における不確実性は、アンサンブルの合計時間の逆数の桁になるので、非集束送信アンサンブルが長い程、血流速度推定の精度が向上する。

30

【0056】

例えば、 5 kHz のPRFを有する10のアンサンブル長では、総取得時間が2ミリ秒になり、周波数不確実性が 500 Hz になる。典型的な 3 MHz のトランスデューサ周波数では、これは、約 13 cm/秒 の血流速度不確実性に変換され、血流定量化の如何なる試みにおいても、重大な誤差となる。更に、従来の典型的な64アンサンブルのフローイメージと10ミリ秒のエコー取得期間との組合せでは、この具体例のフレームレートは、8フレーム/秒より低くなる。非集束送信ドップラー法では、100パルスのアンサンブル長を用いて、20ミリ秒の取得期間及び僅か 1.3 cm/秒 の血流速度不確実性を実現することができる。再びフレームのエコーイメージング部分について10ミリ秒の取得期間を仮定すると、フレームレートは、約33フレーム/秒である。

40

【0057】

多角非集束送信ドップラー (Multiple-angle Unfocused-Transmit Doppler)

50

エコグラフィイメージングの場合と同様に、送信フィールドを集束させないことによって、集束送信ビームよりもサイドローブ干渉が明らかに大きくなる（この結果、横方向分解能が低下する）。送信・受信イベントの結合されたビームパターンは、送信ビームパターンと受信ビームパターンの積として与えられることが知られており、フラットフォーカス送信は、一定のパターンを有するため、如何なる集束利得（focal gain）も生じない（したがって、横方向分解能に貢献しない）。平面波送信フィールドを用いることにより生じるサイドローブレベルは、複数の異なる平面波の進行方向について、すなわちトランスデューサ面に対して異なる角度で放出される平面波についてフラットフォーカスアンサンプルを結合することによって大幅に削減できる。（線形アレイの位相を合わせることによって平面波の角度を傾けることは、曲線アレイの見かけ上の曲率中心を移動させ、点音源の合成アレイを生成することに等しい。）

10

フラットフォーカス波面は、深さ全体に亘って略々平坦なままであるので、サイドローブ低減は、視野の全体に亘って略々一定である。最小で5つの異なる平面波の角度を組み合わせるだけでも、イメージ全体に亘って良好なサイドローブ低減及び横方向分解能が提供され、5つのアンサンプルは、より小さいROI内の血流をイメージングする従来のドップラーカラーフローイメージフレームが通常必要とする時間より短い時間で取得することができる。

【0058】

本発明の方法は、グレースケールエコグラフィイメージングのために開発された多角法（multiple angle approach）を採用したアルゴリズムを用いて、多角ドップラーデータ（multiple-angle Doppler data）を収集する。各アンサンプル内にN個のパルスがあり、及びM個の角度があるので、以下の2つの手法でデータを収集することができる。（a）1つの角度におけるN個のパルスの全てを収集し、次に、角度を変更し、全ての角度が完了するまでこれを繰り返す。（b）M個の角度のそれぞれについて1つのパルスを収集し、これをN個のパルスについて繰り返す。この選択は、予想される最大の流速に基づいて行われ、続いて、エイリアシング及び他のアーチファクトを回避するために要求される最小のPRFが判定される。

20

【0059】

図2は本発明の、単一角非集束線形ドップラーシーケンス（single angle unfocused linear Doppler sequence）を示している。ここで、トランスデューサヘッド20は、同時にアクティブ化される全ての個別のトランスデューサ素子22を有し、組織30に非集束又は「フラットフォーカス」波面48を生成する。図2の下側にプロットしたパルスは、Bモードにおける単一角又は多角、及びカラーモードにおけるアンサンプルを示しており、ここで、フラットフォーカスの場合のMは、集束ビームの場合のMよりかなり大きい。トランスデューサヘッド20は、非集束波面48から散乱信号を受信し、ストレージ及び処理のために、プロセッサにアナログ信号を送信する。

30

【0060】

詳しくは、一旦、データが収集されると、方法は、少なくとも2つの可能な手法の1つ以上を用いて、ROIからイメージを再生する処理に進む。第1の手法では、各パルスについて多角データを再生し、次に、ドップラー相互相関（Doppler cross correlation）を用いて、再生のアンサンプルを処理する。この手法では、ドップラーイメージにおける横方向の分解能が最良になるが、ベクトルフロー情報が保存されず、従来のシステムにおける集束送信ビームと同じくらいのスペクトル拡散が生じる。これに代えて、第2の手法では、各角度毎にドップラー速度及びパワーを推定し、続いて、後述するように、各角度に亘って、これらをベクトル的に結合する。これらの2つの処理方法を組み合わせることもできる。

40

【0061】

ベクトルドップラー及びフロー検出

従来のドップラー法に基づく具体例が軸流情報（axial flow information）だけしか提供しない基本的な理由は、実用性であり、すなわち、一方向の送信ビーム（走査線）によ

50

ってROIをカバーするために必要な時間が既に、臨床的有用性の限界にあるためである。異なる送信角のビームを追加することは、フレームレートを低減しなければ不可能であり、この際、フロー状態の変化及び意図しない探触子の動きに起因するアーチファクト及び誤差が導入される。

【0062】

新たな多角フラットフォーカスドップラー法を使用することにより、それぞれが固有の方向に伝播する異なる送信ビームを用いて全体の血流場が探触されるので、高いフレームレートでベクトルフロー情報を得ることができる。データを結合して、軸流の大きさと、ビーム軸とフローベクトルとの間の角度（ドップラー角度）との間の既知の関係を利用して、フロー方向及び流速を個別に推定することができる。更に、雑音は、全てのアンサンブルにおいてフローとして現れるが、角度とは完全に非相関的である傾向がある。したがって、多角非集束線形ドップラーは、高い横方向分解能と、方向情報を用いた良好なノイズ除去とを提供する。もちろん、ベクトルドップラー情報は、フローのベクトルの表示（例えば、流線形プロット）を提供するためにも使用でき、最も重要な点として、フローがイメージ平面内にある限り、絶対的な速度は、客観的に、すなわち、一時的な角度補正を行うことなく、測定できる。この具体例では、イメージ平面は、走査線38に直交する平面を基準にしている。線形アレイの場合、イメージ平面は、各送信器-受信器22の中心を通過して延び、その面に垂直な線に直交する。この平面は、超音波システムによってイメージングされている空間内の二次元領域を表す。

【0063】

図3は、軸流成分及び横断流成分に分解されるフローベクトルを示している。垂直な破線44は、超音波伝搬の軸方向を表し、水平な破線50は、横断流方向を表す。管28内の流体フローは、長い矢印52として示している。

【0064】

多角送信を用いて雑音とフローとを区別する能力を利用するために、ベクトルフロー情報は、最初から保存する必要がある。データ収集は、多角取得（multiple angle acquisition）について概説した何れの方式で行ってもよい。上に概説した処理ステップは、行列式として組み合わせてもよく、これにより、新たな処理アルゴリズムは、ドップラーデータレコードの $N \times M$ 行列を一括して処理し、横方向分解能を改善し、組織及びフローの領域を区別し、雑音を低減し、高速なフレームレートでベクトルフロー情報を提供する。

【0065】

流速ベクトルの大きさと方向の両方に関する知識は、真のフローと雑音との間、及び遅い流体フローと動いている可能性がある組織（「壁運動」）との間の区別を明確にすることにも役立つ。例えば、遅いフローの信号の大きさは、システムのノイズフロアに近いことが多く、フロー表示の汚染を防止するために、ドップラー速度閾値は、ノイズフロアより十分大きい値に選択する必要がある。また、フロー方向の推定の際も雑音が多いが、真のフロー方向は、（反復測定を行うために用いられる短い時間間隔に亘って）一定であり、雑音方向は、平均をゼロとしてランダムであり、幾つかの測定値を平均すると、雑音は、低減され、フロー信号は、コヒーレントに結合される。また、ベクトル情報によって、隣接するサンプルボリュームを含む、イメージ全体のSN比を改良するための他のフローコヒーレンスフィルタ（flow coherence filters）が使用できるようになる。

【0066】

動脈は、心周期に一致する拍動を示すことが知られている。壁運動は、主に血管軸を横切り、血流は、縦方向であるので、壁運動と壁の近傍の血流との間の区別は、ベクトル方向推定によって改善される。すなわち、動き方向の鋭い不連続性を用いて、血管壁と管腔とを区別する他の手段を補強することができる。

【0067】

カラーパワードップラー（Color Power Doppler）

従来の相関処理は、ドップラー速度及びドップラーパワーの推定値を生成する。ドップラーパワーは、通常、血流により敏感であり、小血管を検出し、マッピングするために用

10

20

30

40

50

いることができる。多角フラットフォーカス取得及びベクトル処理による雑音低減及び横方向分解能向上の利点は、カラーパワードップラーモードでも享受される。

【 0 0 6 8 】

ここに説明する実施の形態には、以下に制限されるわけではないが、次のような多くの利点がある。

【 0 0 6 9 】

(a) 非集束送信ドップラーフローイメージングは、高いフレームレートでフルフレームフローイメージを提供する。イメージ空間全体に亘る血流を測定するのに単一のアンサンブルで十分であり、この結果、ROI選択の処理、及びドップラー領域サイズとフレームレートとの間のトレードオフが回避される。

10

【 0 0 7 0 】

(b) 非集束送信ドップラー法によって実現可能なより長いアンサンブル長によって、フレームレートを著しく低減することなく、血流速度測定精度を改善することができる。

【 0 0 7 1 】

(c) 単一角送信 (線形トランスデューサを用いる平面波フラットフォーカス) は、狭角励起 (narrow angle excitation) を実現し、システム固有のスペクトル拡散を低減する。

【 0 0 7 2 】

(d) 多角非集束送信、例えば、線形送信によって、イメージ全体に亘る高フレームレートベクトルドップラー測定が可能になる。

20

【 0 0 7 3 】

(e) 多角ドップラー測定によって、様々な尺度 (例えば、速度推定の分散、ベクトル方向及び振幅の角度あてはめ (angular fit) の平均二乗誤差、又はドップラーパワーの多角推定) を用いて血流がある領域と、血流がない領域との間の区別が明確になる。

【 0 0 7 4 】

この方法は、異なる方向に伝播するように操作される非集束送信平面波の組合せの使用に拡張され、視野全体に亘るカラーフローイメージの横方向分解能を向上させる。この方法は、異なる方向に伝播するように操作される非集束送信平面波の組合せを使用するように適応化して、視野全体に亘ってベクトルフロー方向及び大きさを得ることができ、及び標準のトランスデューサを用いてこれを実現することができる。絶対的なフローの大きさを提供するために、フローは、イメージの平面にある必要がある。

30

【 0 0 7 5 】

また、この方法は、異なる方向に伝播するように操作される非集束送信平面波の組合せを使用するように適応化して、上述したベクトルのフロー情報及びドップラー角度とドップラー速度との間の関係を用いて真のフローと雑音との間の区別を向上させることができる。更に、これらの方法は、曲線アレイ (見かけ上の曲率中心が点音源の合成アレイを生成するように変位された円形の波面) に適応化することができる。

【 0 0 7 6 】

「フェイズドアレイ」、「セクタアレイ」、「球体アレイ」、「二次元 (2 D) アレイ」を含む如何なる包括的な幾何学的配列のトランスデューサアレイも、本発明の実施の形態に基づく「角度ダイバーシティ」を生じる直線、円形、平面、球形又は他の波面を生成するように適応化できる。

40

【 0 0 7 7 】

また、本発明の実施の形態は、ドップラー及びベクトルドップラー処理を含む画素ベースの処理のソフトウェア実現例に拡張することができる。本発明は、画素ベースのドップラー及びベクトルドップラー処理のハードウェア実現例 (例えば、FPGA、ASIC) 、並びに従来の受信ビーム成形処理のハードウェア実現例の使用を含み、平面波及び他の非集束ビーム及び取得シーケンス及びここに説明した処理方法の使用を包含及び内包する。また、以上の説明は、カラーパワードップラー処理にも適用される。

【 0 0 7 8 】

50

高フレームレート全視野スペクトルドップラー (High frame rate full-field Spectral Doppler)

単一の像点におけるフローの定量化のための従来のスペクトルドップラー取得シーケンスでは、図 4 に示す (a) エコグラフィ送信 - 受信シーケンス 60、(b) 像点を含むエコグラフィフレーム内の関心領域 (ROI) に亘るカラーラインのためのカラーフローアンサンブル 62、(c) 単一の集束送信ビームを用いるより長い高 PRF シーケンス 64 の 3 つのモードをインターリーブしてもよい。「トリプルモード」とも呼ばれるこの 3 つの取得モード 60、62、64 のインターリーブでは、標的の点がフロー定量化のために意図した位置に残る確実性が担保されるが、情報を取得するために必要な時間がかなり長いために、総合的なフレームレートが制限される。

10

【0079】

現在使用されている超音波システムは、全て、トリプルモード走査のために、図 1 に示すような集束送信ビームを使用している。この手法は、感度及び空間分解能が良好であるが、トランスデューサのイメージングフィールド内の関心領域を走査するために時間が掛かる。平面波送信フィールドをトリプルモード走査に適用することによって、エコグラフィ及びカラーフローモードの両方について、非常に高いフレームレートのイメージングが可能になり、この結果、スペクトルドップラーを目標設定 (targeting) するために割り当てられる取得時間のオーバーヘッドが最小化される。更に、目標設定は、診断走査に必要な画質程の高品質な画質を要求しないので、イメージ解像度及びコントラストを向上させるために多角平面波シーケンスを用いる必要がないこともある。図 5 では、図 4 のトリプルモードイメージングの具体例に非集束平面波送信を用いている。なお、スペクトルドップラー送信ビームは、最高のサイドローブ除去のためにサンプリング点に厳密に集束させてもよく、非集束平面波を用いてもよい。非集束平面波は、単一のドップラー角度を有する利点があるが (集束ビームは、ある範囲に亘る複数のドップラー角度を有する)、サンプルボリュームが僅かに大きくなる。

20

【0080】

図 4 に示す具体例では、エコグラフィイメージング処理 60 において 1 フレームあたり 128 組の送信 - 受信イベントを使用し、カラーフローフレーム (アンサンブル長 $N = 12$) 62 において 144 組の送信 - 受信イベントを使用し、ドップラー Spectral 64 を得るために $M = 128$ のアンサンブルを使用する。この Spectral は、画素の列 (図示せず) として表示され、ここで画素の明るさは、その周波数 (速度) インターバルにおけるドップラーパワーを表す。この具体例では、スペクトルドップラーに割り当てられる時間の比率は、総フレーム取得時間の 3 分の 1 より少ない (32%)。各フレーム毎に新たな Spectral が算出され、スクロールされる表示内に他の垂直な画素バンドとして表示される。

30

【0081】

図 5 は、非集束平面波送信を用いた、エコグラフィ法 60、カラーフロー法 62 及び Spectral Doppler 法 64 をインターリーブした取得シーケンスを示している。図 4 の具体例における集束送信を置換することによって、エコグラフィイメージング 60 の 1 フレームあたりに必要なのは、1 組の送信 - 受信イベントのみになり、カラーフローフレームイメージング 62 については、12 組の送信 - 受信イベントの 1 つのアンサンブルが使用され、ドップラー Spectral イメージ 64 を得るために 128 組の送信 - 受信イベントが使用される。Spectral Doppler に割り当てられる時間の比率は、全体の 90% である。

40

【0082】

多点 Spectral Doppler (Multiple-point Spectral Doppler)

非集束送信波を用いる生来的な利点は、エコグラフィエリアの全体に一度に音波を当てることができ、この結果、イメージ空間内の何れの点にも Spectral Doppler 処理が適用できるようになるという点である。マルチゲートサンプリングを用いる従来のシステムは、複数の点において Spectral を提供できるが、これらは、適切な PRF 及びフレーム

50

レートの実用的な問題のために、単一のビームラインの軸に沿った点に制限される。非集束送信により、イメージ内のどこでも、複数の点におけるフロー間の量的な比較が可能になる。このような比較は、取得PRFに影響を与えることなく、任意の数の像点において、心周期に亘って追跡される完全なスペクトルを用いて行ってもよく、単一のスペクトルパラメータ（例えば、ピーク速度）について行ってもよい。非集束平面波送信は、広範囲に届くので、複数の像点において、スペクトルパラメータの実時間表示と共に速いPRFを維持することは、データ処理及び表示の速度のみによって制限される。

【0083】

PRF又はイメージフレームレートを劣化させることなく、超音波イメージ内の複数の点において、スペクトルドップラー処理を介して同時の量的なフロー情報を提供する能力は、検査時間を短くし、複雑なフロー異常の診断を向上させる。

10

【0084】

集束送信ビームを用いて、サイドローブを減少させることもできる。関心標的点が単一のビーム方向の近傍にある場合、適応型アルゴリズムは、標的点到音波を当てるのに必要とされる広さを超えない広さの集束送信ビームを自動的に生成することができる。このように、送信ビームは、所望の領域に音波を当てながら、サイドローブ散乱を低減するように整形することができる。ユーザインタフェース操作子を設けて、送信ビーム幅を調整して、幅が画質に与える影響を実時間で評価してもよい。ブロードビーム（緩く集束されたビーム）による音波処理を用いている場合、以下に詳細に説明するように、データの後処理を行って、これまでにない新たな血流可視化情報を生成してもよい。

20

【0085】

保存された高PRFデータの後処理

高PRFスペクトルデータの長いシーケンスを保存することによって、音波が当てられた領域における任意の点又は全ての点においてフローを定量化する後処理が可能になる。非集束平面波送信については、このような後処理は、これまでになかった量的なフロー及び組織の動きイメージを提供する。複数の心周期に亘る高PRFデータ記録を後処理して、スペクトルドップラー情報から得られる量的なフローパラメータのカラーオーバーレイを生成することもできる。スペクトルドップラー処理は、フローパラメータがアンサンブルデータに基づくカラードップラーイメージに比べて高精度なフロー情報を提供する。

【0086】

30

図6は、ドップラーズペクトルから得られる臨床的に興味深い幾つかのパラメータを示しており、これらのそれぞれは、各イメージフレーム毎に算出でき、異なるフロー特性を表現する動画を生成することができる。例えば、ピーク速度、ピークドップラーパワーに対応する速度及び統合スペクトルパワーは、それぞれ、このような新たなスペクトルドップラー動画のために選択できるパラメータである。ドップラー速度パワースペクトルは、ドップラー周波数、すなわちドップラー速度の関数である。ピークパワー速度は、パワースペクトルのモードを特定することによって得られ、平均速度は、同様に、スペクトルの第1の瞬間によって与える。ピーク速度は、それ以下では速度推定の信頼性が低いと考えられるパワー閾値レベルを用いて定義される。同様に、スペクトル幅は、パワーがピークパワーレベルからあるレベル（例えば、6 dB）にまで落ちた速度間の距離によって定義される。壁フィルタカットオフは、血流の表示から組織の動きを排除するために使用される。

40

【0087】

これに代えて、完全な心周期に亘るフローマップを表す新たな種類のイメージを表示してもよい。例えば、最大のスペクトル幅（乱れを表す可能な指標）と同様に、1つ以上の心周期の間に検出される最大流速を算出及びマッピングしてもよい。このような新しいモードの臨床的有用性は、未知であるが、これまで、単一の点のみでしか入手できなかった情報が、フロー全体の領域に亘って生成できるようになったため、有望である。更に、検査を行う超音波診断技師が予期しなかった手法でデータを解析する能力は、遠隔から、又は試験が行われた相当な時間が経過した後に、データをレビューする臨床医にとって有用

50

である可能性がある。本発明によって、新たな検査及びデータ記録プロトコル、並びに新たな試験後処理手順の確立が予期される。

【 0 0 8 8 】

上述した処理を実装するハードウェアは、複数の心周期に亘って、PRFが非常に高い大量の受信データを保存できる点で特有である。最大データレートは、主に、PCIeバスを介する転送レートの容量によって制限される。現在のシステムデータレートは、64チャンネルの受信データについて、1.5GB/秒までの転送を実現しており、この結果、高PRFドップラー超音波データの連続したストリーミングが可能である。新たなデータによって上書きされる前に、連続したストリーミングデータを保存できる最大の時間は、主にホストコンピュータのメモリのサイズによって制限される。

10

【 0 0 8 9 】

多点スペクトルドップラー処理 (multiple point spectral Doppler processing) を実時間で実行して、視野内の様々な空間的な点において、量的なフロー情報を提供することができるが、現時点での信号処理帯域幅の制約のために、点の数及び/又は抽出される情報のタイプが制限されることがある。受信データを保存し、後処理を用いて、スペクトルドップラー情報を生成することによって、この処理制約が克服され、ユーザの選択によって、他のスペクトルパラメータの完全に新しいイメージタイプを生成できる。

【 0 0 9 0 】

この手法の主な利点

非集束送信パルスを用いることによって、複数のビームを送信する必要性からPRFを犠牲にすることなく、イメージ空間のあらゆる点についてスペクトルドップラーデータが入手できるようになる。この結果、臨床的な基準を用いて、幾つかの像点を選択し、処理し、同じ送信イベントについて比較し、これによって、急速に変化するフローからの取得アーチファクトを最小化することができる。

20

【 0 0 9 1 】

非集束送信トリプルモードイメージング (エコグラフィ、カラーフロー、スペクトルドップラー) は、非常に高いPRFでフルフレームのイメージ及びドップラーデータを提供する。エコグラフィイメージ空間の全体に亘ってフローをイメージングするには、単一のカラーフローアンサンブルで十分であり、この結果、スペクトルドップラー取得のためにより多くの時間が確保される。

30

【 0 0 9 2 】

単一角送信 (例えば、線形トランスデューサを用いる平面波フラットフォーカス) は、狭角励起 (narrow angle excitation) を実現し、システム固有のスペクトル拡散を低減する。

【 0 0 9 3 】

ハードウェアは、多数の心周期に亘る、PRFが非常に高い大容量のデータを保存できる。非集束送信によって、スペクトルドップラー法を用いてデータを処理して、イメージ空間のあらゆる点において完全なスペクトルを得ることができるようになる。そして、各点において、スペクトルを特徴付ける複数のパラメータの何れか1つ又はその時間的变化を用いて、フロー (及び場合によって組織の動き) を定量化できる。これらのパラメータの何れかを用いて、これまでにないフロー定量化及び表現のためのイメージを生成することができる。

40

【 0 0 9 4 】

非集束励起及び高PRFデータの長い記録の利点は、実時間表示を使用するデータ品質を保証しながら、検査の間、超音波技師が予期しなかった手法で、データの後方視的分析 (retrospective analysis) ができる点である。柔軟な後方視的分析を行う能力は、従来の患者スキャンの臨床診断及び遠隔医療に潜在的用途を有する。

【 0 0 9 5 】

フローを検出して、定量化するここで説明した方法の全ては、心臓又は呼吸の刺激に応答し又は外部的に加えられた力に応答する組織の動きの特徴付けにも適用できる。

50

【 0 0 9 6 】

図 7 は、本発明の処理を実装するハイレベルのシステムアーキテクチャ 7 0 を表すシステムレベルのブロック図である。なお、これは、1 つの代表的な実施の形態に過ぎず、例示したアーキテクチャ 7 0 は、本発明の全ての実施の形態に必要なわけではない。

【 0 0 9 7 】

アーキテクチャ 7 0 は、P C I - E x p r e s s 7 4 を介してマルチチャネル送受信器及びデータ取得システム 7 6 に接続されたホストコンピュータ 7 2 を含む。ホストコンピュータ 7 2 は、ユーザインタフェース及び操作子 7 8 及びディスプレイ 8 0 を備え、これらは何れも、画素ベースのアプリケーション処理ソフトウェア 8 4 を実行するプロセッサ 8 2 に接続されている。マルチチャネル送受信器及びデータ取得システム 7 6 ハードウェアは、音響媒体 (acoustic medium) 9 0 内で領域 8 8 をイメージングするために用いられる超音波トランスデューサ 8 6 に接続されている。これらの部品は、市場で容易に入手することができるため、ここでは詳細には説明しない。

10

【 0 0 9 8 】

画素指向処理

本発明の一実施の形態に基づく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、全てのリアルタイム処理機能をソフトウェアで実現する。提案するアーキテクチャを図 8 に図式的に示す。

【 0 0 9 9 】

ソフトウェアに基づくシステム内の唯一の専用ハードウェア部品は、コンピュータの拡張バスに挿入されるプラグインモジュールであり、これは、パルス生成及び信号取得回路と、信号データを保存するために用いられる拡張メモリの大きなブロックとを含む。信号取得処理は、送信パルスに続いて各トランスデューサ素子から戻った信号を増幅し、デジタル化することを含む。トランスデューサ自体で生じる自然な帯域通過フィルタリングを除いて、通常、デジタル化の前の唯一の信号のフィルタリングは、A / D 変換のための低域通過アンチエイリアシングフィルタリングである。信号は、関連する周波数に一致する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、最小量の処理でメモリに保存される。信号取得の簡単な設計により、基板上の比較的小さい面積内で、すぐ入手できる部品によって回路を実装することができる。

20

【 0 1 0 0 】

プラグインモジュールのより詳細な外観を図 9 に示す。ここでは、それぞれが送信器、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た複数の取得チャンネルを示している。受信の間、トランスデューサ信号は、デジタル化され、個別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、デュアルポートメモリであり、これは、コンピュータ側から読み出すことと同時に A / D 変換器側から取得データを書き込むことができることを意味する。メモリブロックは、システム C P U にとっては、通常の拡張メモリとして認識される。なお、このシステムは、好ましくは、専用の筐体内に収容されるので、プラグインモジュールのサイズは、標準のコンピュータ拡張カードの標準サイズに限定されない。また、複数のプラグインモジュールを用いて多数のトランスデューサ素子を収容することができ、各モジュールによって、トランスデューサアパーチャのサブセット

30

40

【 0 1 0 1 】

増幅器、A / D 変換器及び関連するインタフェース回路を含むプラグインモジュールのための部品、並びに送信パルス生成及び信号取得のために必要な部品は、市場で容易に入手することができるため、ここでは詳細には説明しない。受信したエコーから得られるエコー信号の R F データストレージに必要なメモリブロックは、市販されているプラグイン拡張メモリカード内にある回路と基本的に同じ回路であるが、デジタル化された信号データを書き込むための第 2 のダイレクトメモリアクセスポートが追加されている。(受信したエコー信号データは、トランスデューサが生成した高周波の電氣的振動から構成されるので包括的に 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

50

ピングされ、コンピュータのマザーボード上に配設されている他のCPUメモリと同様の手法でアクセスできる。メモリは、256個以上の個別の送信/受信サイクル毎に個々のチャンネル受信データを格納できるサイズを有する。体内における超音波パルスの往復移動についての最大の実用的な透過深度は、約500波長であり、中心周波数の4倍の典型的なサンプリングレートでは、個別のトランスデューサ素子から最大4000個のサンプルのストレージが必要になる。16ビットのサンプリング精度及び128個のトランスデューサチャンネルでは、最大深度の受信データ取得には、各送信/受信イベント毎に約1メガバイトのストレージが必要になる。したがって、256個のイベントを保存するには、256MBのストレージが必要であり、全てを合計して、数枚のプラグインカード上に128チャンネルシステムを構築することができる。

10

【0102】

ソフトウェアベースの超音波システムの他の側面は、コンピュータマザーボード及びその関連部品である。ここに提案する設計のためのマザーボードは、必要な処理能力を得るために、好ましくは、マルチプロセッサCPU構成をサポートする。電源、メモリ、ハードディスクストレージ、DVD/CD-RWドライブ及びモニタを完備する完全なマルチプロセッサコンピュータシステムは、当業者にとって周知であり、市場で容易に購入することができるため、ここでは詳細には説明しない。

【0103】

ソフトウェアベースの超音波システムは、真の「高性能」を実現する必要がある、これは、医療業界に大きな利益を提供するために、既存のハイエンドシステムに匹敵する画質を有することを意味する。このレベルの能力は、現在のシステムのフロースルー処理法でソフトウェアを実現するだけでは達成できず、これは、1秒間の実時間イメージングに必要な全ての処理演算をフロースルーアーキテクチャに単純に追加すると、現在入手可能な幾つかの汎用プロセッサが1秒間に実行可能な典型的な演算の数を超えるためである。したがって、フロースルー法より遙かに高い効率を達成できる新たな処理法が必要である。

20

【0104】

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実施の形態においては、信号及びイメージ処理のための入力データは、1回以上の送信イベントに続いて個別のトランスデューサチャンネルから取得された一組のRFサンプルから構成される。具体例として、図10に示すように、128素子線形トランスデューサアレイによる典型的な2Dイメージング走査モードについて検討する。

30

【0105】

この場合、「送信イベント」は、複数の音波を生成する複数のトランスデューサ素子からの時間調整されたパルスから構成され、複数の音波は、媒体内で結合して集束超音波ビームを形成し、集束超音波ビームは、特定の素子位置におけるトランスデューサ上の原点から外側に向かって出射される。複数(合計128)の送信イベントは、トランスデューサ面の幅方向にインクリメントしながら順次的に出射され、この結果、イメージフレーム全体に問い合わせを行う(interrogating)超音波ビームを生成する。これらの送信ビームのそれぞれについて、受信されたエコーデータが、トランスデューサ内の128個の受信器素子のそれぞれから収集され、対応するトランスデューサ素子が受信したサンプリングされたエコー信号を各列が表すデータアレイに組織化される。このように、各アレイは、128個のトランスデューサ素子に対応する128個の列を有し、及び深さ方向に、得られたサンプル数に対応する数の行を有する(このケースでは、4096行が4096サンプルに対応すると仮定する)。そして、これらの128列のデータアレイは、1つの完全なイメージフレームを生成するために十分なRFデータセットを構成する。

40

【0106】

なお、ここで、フロースルーアーキテクチャにおいては、ビーム及びイメージ形成は、トランスデューサからデータストリームを取り込みながら行われるので、上述したRFデータセットは、(少なくとも全てが同時には)存在さえしない。換言すれば、送信イベントの後にデータが各素子に戻ると、データは、処理及び結合(ビーム形成と呼ばれる。)

50

され、単一のビーム（走査線）に沿った集束された戻り（focused return）を表す単一の R F 信号が生成される。この R F 信号は、（再び実時間で）エコー振幅サンプルに処理され、メモリアレイに保存される。全てのビーム方向が処理されると、エコー振幅データは、補間され、表示のための画素イメージにフォーマットされる。全ての処理は、実時間で行われるので、処理回路は、トランスデューサ素子からのデータストリーミングに「遅れず付いていく」必要がある。

【 0 1 0 7 】

本発明のソフトウェアベースのアーキテクチャでは、全ての入力データは、処理の前に保存される。これにより、取得レートは、処理レートから切り離され、必要であれば、処理時間を取得時間より長くすることができる。これは、取得深度が浅く、サンプリングレートが高い高周波スキャンにおいて際立つ利点である。例えば、10 MHz の走査ヘッドでは、使用できるイメージングの深度が、約4センチメートルであることがある。この場合、組織内の音の速度のために、128組の送信/受信イベントのそれぞれは、52マイクロ秒で、すなわち非常に高い取得データレートでそれぞれのデータを取得及び保存する必要がある。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、実時間で走査線に形成される。本発明のソフトウェアベースのアーキテクチャでは、R F データのストレージによって、ディスプレイのフレーム期間と同じくらい長い時間の処理が可能になり、この時間は、組織運動の実時間の可視可の場合、通常、33ミリ秒（30フレーム/秒）である。128個の画素列（走査線への粗い近似）については、フロースルーアーキテクチャの場合の52マイクロ秒ではなく、一列あたり258マイクロ秒の処理時間が確保される。このストレージストラテジは、典型的な走査深度について、フロースルーアーキテクチャと比べて、実質的に処理の最大レートを低下させる効果がある。

【 0 1 0 8 】

入力データの保存は、最大処理レートを低下させるが、必ずしも、処理ステップの数を減少させるわけではない。これを達成するために、超音波データ処理の新たな手法が選択される。第1のステップは、イメージングモードにおけるシステムの最終的な目的が、出力ディスプレイ上にイメージを生成することであることを認識することである。超音波イメージは、周波数及びアレイ寸法等、取得システムの物理的パラメータに依存する基本分解能（fundamental resolution）を有し、エコー振幅又は他の何らかの組織（音響）特性を符号化する画素値の矩形アレイとして表すことができる。この矩形画素アレイの密度は、イメージ分解能の適切な空間的サンプリングを提供しなければならない。表示イメージは、画素の矩形アレイだけではなく、異なる幾何学的形状を表す画素の如何なる任意の組から構成してもよいことは明らかである。次のステップでは、このイメージアレイ内の画素の1つから開始して、R F データセット内のどのサンプリング点（sample points）がこの画素の強度の計算に貢献しているかを検討し、これらにアクセスし、これらを処理する最も効率的な手法を決定する。この手法は、ディスプレイ上の画素に貢献する情報のみを処理するという点で、現在のフロースルーアーキテクチャによって使用される手法とは完全に異なる手法である。小さい領域に含まれる画素は少ないので、本発明の手法におけるディスプレイイメージ上の小さい領域では、総合的な処理時間が短くなる。これに対し、フロースルー処理法は、イメージ領域サイズの如何にかかわらず、最大データストリーム帯域幅を扱うように設計しなければならない。

【 0 1 0 9 】

超音波イメージを適切に表現するために必要な画素アレイを処理した後に、アレイは、コンピュータディスプレイに適切なサイズで表示されるようにレンダリングできる。この処理は、単純なスケーリング及び補間から構成され、通常、更なる C P U 処理も必要とすることなく、コンピュータのグラフィックプロセッサが実行できる。

【 0 1 1 0 】

次に、この超音波イメージの単一の画素の処理ストラテジについて検討する。この説明では、トランスデューサアレイに対する画素の対応する空間的な位置におけるエコー強度

を得ることが目的であると仮定する。他のアコースティックパラメータを同様に取得してもよい。第1のステップは、エコー強度計算に貢献するサンプルを含む取得RFデータの領域を発見することである。図10の走査法についてこれを達成するために、まず、画素位置に最も近くで交差する取得走査線を発見し、対応する個別の素子データアレイを使用する。図11は、超音波イメージ内の例示的な画素のこのマッピング処理を示している。図11では、示された画素は、走査の最も近い取得線、この具体例では、4番目の走査線にマッピングされ、このRFデータは、第4の個別の素子RFデータアレイ（これは、第4の送信/受信イベントから収集されたデータを表している）に格納されている。画素信号に貢献するRFデータアレイとして、2つ以上のRFデータアレイを選択することもできるが、この具体例では、単一のデータアレイのみについて検討する。

10

【0111】

次のステップは、画素の強度計算に貢献するサンプルを含む個別の素子アレイ内の領域をマップに書き出す（map out）ことである。このマッピング処理は、かなり複雑であり、複数の係数に依存する。トランスデューサ素子は、それぞれ、イメージフィールド内の特定の点から戻る信号にどのように応答するかを決定する感知領域（region of sensitivity）を有する。感度が低過ぎる場合、素子は、画素の量に有用な情報を提供しないので、所与の像点については、所定の閾値を超える感度を有する素子だけを考慮すればよい。そして、この感度閾値は、マッピングされた領域に含まれる素子データ列の数を決定する。図11に示すように、トランスデューサの右端近傍の素子は、マッピングされたデータ領域内に含まれていない。

20

【0112】

マッピングされたデータ領域の開始深度は、個別のトランスデューサ素子のそれぞれに戻ってくるエコーの到着時刻によって判定される。図11に示すように、像点からより遠い素子の像点信号は、時間的に後で捕捉され、したがって、データセットの開始点は、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に必要な深度範囲は、生成された送信パルスの継続時間に依存する。より長い送信パルスは、より長い期間に亘って像点を励起し、RFメモリのより深い深度範囲に亘って広がるエコー信号を生成する。

【0113】

このグリッドは、実時間イメージシーケンスの複数のフレームに亘って変化しないので、マッピングされたデータの領域を決定するために考慮される係数の多くは、所与の画素グリッドについて予め算出できる。予め算出された係数を用いることによって、所与の画素についてマッピングされたデータ領域を速やかに効率的に判定でき、実時間のイメージングの間の演算時間を大幅に短縮することができる。

30

【0114】

RFデータをマッピングした画素を選択した後、これを、以下に示すような行列RFP_{nm}に組織化できる。

【数1】

$$RFP_{nm} = \begin{bmatrix} a_{11}a_{12}\dots\dots a_{1k} \\ a_{21} \\ \dots\dots \\ \dots\dots \\ a_{j1}\dots\dots\dots a_{jk} \end{bmatrix}$$

40

【0115】

記号「P_{n m}」は、第n行、第m列のイメージ画素を指す。行列の列は、図11の縦棒（vertical bars）であり、各縦棒内のサンプル数jは、同じであると仮定される。サンプル数jは、送信パルスによって生成される信号を捕捉するために必要な時間内のRFデータの範囲に依存する。添字kは、強度計算に参加するための像点からの適切な信号強度

50

を有するRFデータアレイ内のチャンネルの数を表す。

【0116】

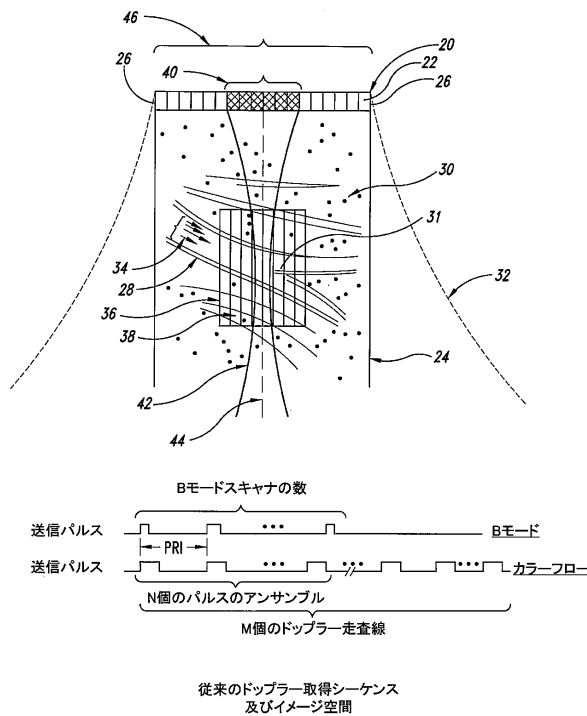
本明細書で言及し及び／又は出願データシートに列挙した全ての米国特許、米国特許出願公開公報、米国特許出願、外国特許、外国特許出願及び非特許文献は、その全体が引用によって本願に援用される。

【0117】

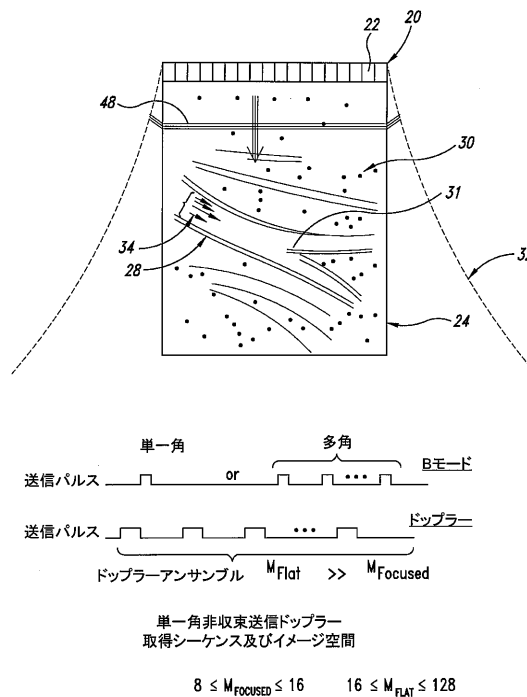
以上、例示的な目的で本発明の特定の実施の形態について説明したが、本発明の精神及び範囲から逸脱することなく、これに様々な変更を加えることができることは明らかである。例えば、画素又はボクセルのアコースティック情報を生成するための上述した処理演算は、行列演算を用いて実現されているが、標準の数学的演算、又はハードウェアベースの処理方法を用いて、幾つか又は全ての処理ステップを行ってもよいことは明らかである。したがって、本発明は、特許請求の範囲以外によっては制限されない。

10

【図1】

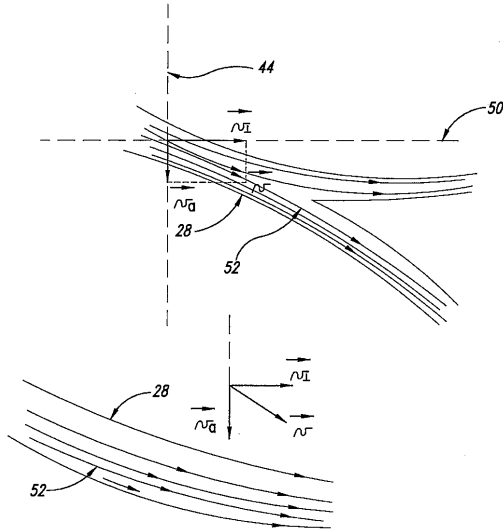


【図2】



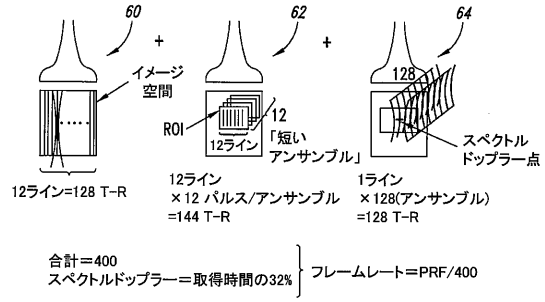
$$8 \leq M_{\text{FOCUSED}} \leq 16 \quad 16 \leq M_{\text{FLAT}} \leq 128$$

【図 3】

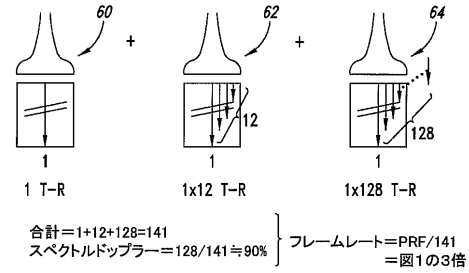


軸方向成分と横断流成分とに分解される
流速ベクトル

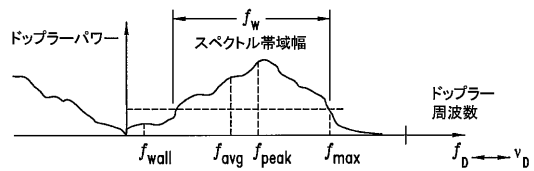
【図 4】



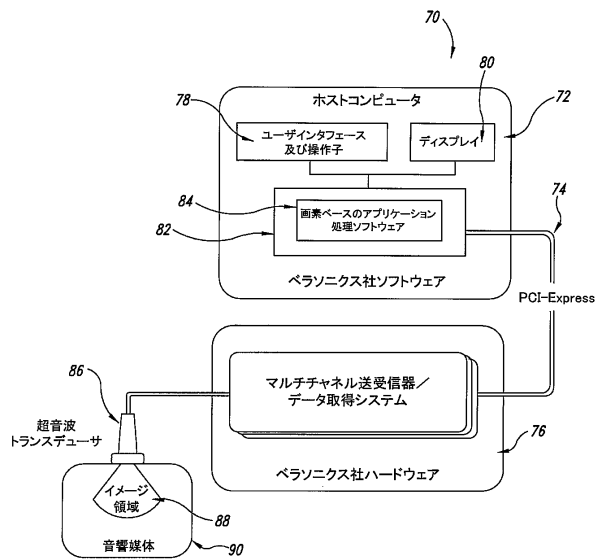
【図 5】



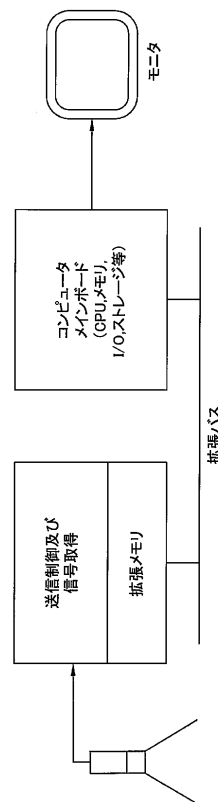
【図 6】



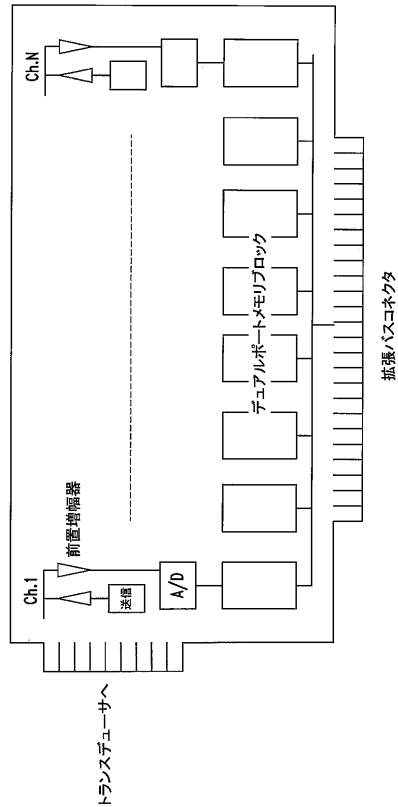
【図 7】



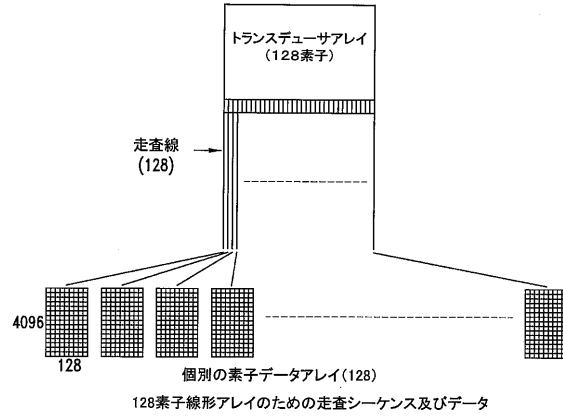
【図 8】



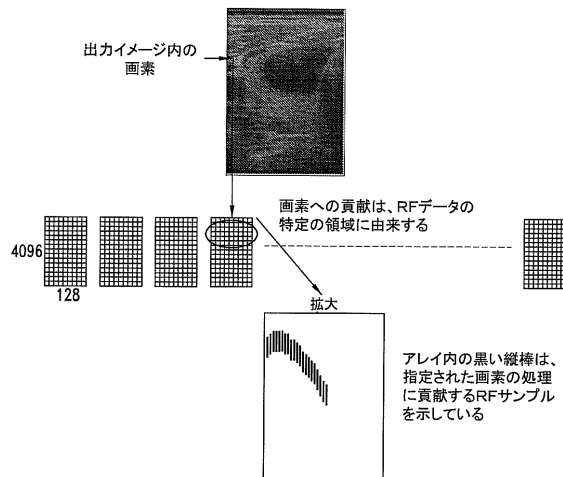
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 デイグル, ロナルド, エルビン

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
ブレイス 2 2 1 2 6

(72)発明者 カッツコウスキー, ピーター, 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, ウォーリングフォード アベニュー ノ
ース 5 3 1 8

審査官 田邊 英治

(56)参考文献 米国特許第0 6 5 5 1 2 4 6 (U S , B 1)

特開2 0 0 5 - 1 7 7 4 9 4 (J P , A)

国際公開第2 0 0 6 / 1 1 3 4 4 5 (W O , A 1)

特開2 0 0 6 - 0 0 0 4 2 1 (J P , A)

特開平1 0 - 0 3 3 5 3 5 (J P , A)

特開2 0 0 6 - 1 8 1 0 5 8 (J P , A)

特開昭6 3 - 1 1 7 7 3 9 (J P , A)

特開2 0 0 8 - 1 1 0 0 7 2 (J P , A)

特開2 0 0 5 - 0 2 8 1 6 5 (J P , A)

特開平1 0 - 2 6 2 9 7 5 (J P , A)

国際公開第2 0 0 8 / 0 6 8 7 0 9 (W O , A 1)

特表2 0 0 8 - 5 3 6 5 7 8 (J P , A)

米国特許出願公開第2 0 0 7 / 1 6 0 3 7 (U S , A 1)

米国特許第6 2 2 1 0 2 0 (U S , B 1)

米国特許第6 3 9 0 9 8 1 (U S , B 1)

Christian Kargel et al., Doppler Ultrasound Systems Designed for Tumor Blood Flow Imag
ing, IEEE TRANSACTIONS ON INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT, 米国, IEEE, 2 0 0 4 年 4
月, VOL. 53, NO.2, pp.524-536Chris Basoglu et al., Computing requirements of modern medical diagnostic ultrasound m
achines, Parallel Computing, Elsevier Science, 1 9 9 8 年, Vol. 24, pp. 1407-1431

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	使用未聚焦传输光束的高帧率定量多普勒血流成像		
公开(公告)号	JP5858783B2	公开(公告)日	2016-02-10
申请号	JP2011516580	申请日	2009-06-24
[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		
当前申请(专利权)人(译)	维拉区尼克斯公司		
[标]发明人	デイグルロナルドエルビン カツコウスキーピータージョン		
发明人	デイグル,ロナルド,エルビン カツコウスキー,ピーター,ジョン		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/13 G01S7/52028 G01S7/52034 G01S7/52047 G01S7/52085 G01S15/8977 G01S15/8979 G01S15/8984 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/06		
代理人(译)	渡辺 敏章		
优先权	61/076057 2008-06-26 US		
其他公开文献	JP2011526181A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

定向处理，其中产生多普勒速度图像的方法包括基本上在整个场上向介质发射非聚焦声信号的步骤，响应于在换能器阵列处接收散射和反射的超声信号，处理接收的超声信号以提取信息并获得对应于介质中的至少一个点的多普勒速度信号并且根据在显示设备上处理的多普勒速度信号生成多普勒速度图像。公开了采集序列和信号处理算法，其改善了流体流动参数的量化并改善了血流和组织区域之间的区别。公开了一种频谱多普勒和矢量多普勒采集模式，其具有用于实时的非常高的帧速率和在宽视场上的采集后可视化。The

(21) 出願番号	特願2011-516580 (P2011-516580)	(73) 特許権者	507339788
(86) (22) 出願日	平成21年6月24日 (2009. 6. 24)	ヴェラゾニックス, インコーポレーテッド	
(65) 公表番号	特表2011-526181 (P2011-526181A)	アメリカ合衆国 98053 ワシントン	
(43) 公表日	平成23年10月6日 (2011. 10. 6)	州, レッドモンド, エヌイー 62エヌデ	
(86) 国際出願番号	PCT/US2009/048440	イー ブレイス 22222	
(87) 国際公開番号	WO2009/158399	(74) 代理人	100091096
(87) 国際公開日	平成21年12月30日 (2009. 12. 30)	弁理士 平木 祐輔	
審査請求日	平成24年6月19日 (2012. 6. 19)	(74) 代理人	100105463
(31) 優先権主張番号	61/076, 057	弁理士 関谷 三男	
(32) 優先日	平成20年6月26日 (2008. 6. 26)	(74) 代理人	100102576
(33) 優先権主張国	米国 (US)	弁理士 渡辺 敏章	
		(74) 代理人	100101063
		弁理士 松丸 秀和	

最終頁に続く