

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5721311号
(P5721311)

(45) 発行日 平成27年5月20日 (2015. 5. 20)

(24) 登録日 平成27年4月3日 (2015. 4. 3)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 20 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2009-12590 (P2009-12590)
 (22) 出願日 平成21年1月23日 (2009. 1. 23)
 (65) 公開番号 特開2009-172381 (P2009-172381A)
 (43) 公開日 平成21年8月6日 (2009. 8. 6)
 審査請求日 平成24年1月23日 (2012. 1. 23)
 (31) 優先権主張番号 12/011, 178
 (32) 優先日 平成20年1月23日 (2008. 1. 23)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 593063105
 シーメンス メディカル ソリューション
 ズ ユーエスエー インコーポレイテッド
 Siemens Medical Sol
 utions USA, Inc.
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マル
 ヴァーン ヴァレー ストリーム パーク
 ウェイ 51
 51 Valley Stream Pa
 rkway, Malvern, PA 19
 355-1406, U. S. A.
 (74) 代理人 100061815
 弁理士 矢野 敏雄
 (74) 代理人 100099483
 弁理士 久野 琢也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 造影エンハンス超音波診断イメージング方法、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体および造影
 エンハンス超音波診断イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

プロセッサを備えた造影エンハンス超音波診断イメージング装置の作動方法であって、
 前記プロセッサが、
 少なくとも部分的に造影剤情報を表すデータから複数の心周期にわたる超音波データフ
 レームのシーケンスを形成するステップ (3 0)、
 該シーケンスのうち心周期のほぼ同じ相に相応する複数の超音波データフレームから成
 る第 1 のサブセットを選択するステップ (3 2)、
 前記第 1 のサブセットの複数の超音波データフレームについて動き補償するステップ (3 4)、
 前記第 1 のサブセットの動き補償された超音波データフレームの各々は、同じ相
 の各異なる時点における患者の同じ位置を表している、

および、

動き補償された前記第 1 のサブセットの複数の超音波データフレームに基づいて少なく
 とも部分的に当該の心周期の相での造影剤情報を表す画像を形成するステップ (3 6)
 を有する、

なお、前記画像を形成するステップは、患者の各位置に対して、かつ、前記同じ位置を
 表している第 1 のサブセットの動き補償された超音波データフレームから、当該の画像の
 空間位置ごとに、異なる時間における造影剤情報の最大値情報を選択することを含む、

ことを特徴とする造影エンハンス超音波診断イメージング装置の作動方法。

【請求項 2】

10

20

前記プロセッサが、前記シーケンスを形成するステップ(30)において、超音波信号の立方基本波の情報としてのデータを取得する(30a)、請求項1記載の造影エンハンス超音波診断イメージング装置の作動方法。

【請求項3】

前記プロセッサが、前記データを取得する際に(30a)、少なくとも2つの異なる振幅レベルおよび異なる相を有する複数のパルスの形態の超音波信号を送信し、当該の送信に対応する複数の信号を結合する(36a)、請求項2記載の造影エンハンス超音波診断イメージング装置の作動方法。

【請求項4】

前記プロセッサが、さらに、複数のパルスのうちの所定のパルスに対応するエコー信号に基づいてBモード情報を形成し(30b)、前記動き補償するステップ(34)において、前記超音波データフレームに相応する前記Bモード情報間の類似性に基づいて動き補償を行う、請求項3記載の造影エンハンス超音波診断イメージング装置の作動方法。

【請求項5】

前記プロセッサが、前記動き補償するステップ(34)においてBモードデータに基づく補償を行い、前記画像を形成するステップ(36)において造影剤情報を結合する(36a)、請求項1記載の造影エンハンス超音波診断イメージング装置の作動方法。

【請求項6】

前記プロセッサが、前記動き補償するステップ(34)において、前記第1のサブセットの前記複数の超音波データフレーム間の動きの変位を求め、該動きの変位に基づいて前記第1のサブセットの前記超音波データフレームを空間的にアライメントする、請求項1記載の造影エンハンス超音波診断イメージング装置の作動方法。

【請求項7】

前記プロセッサが、前記第1のサブセットを選択するステップ(32)、前記動き補償するステップ(34)および前記画像を形成するステップ(36)を、当該の心周期の異なる相に相応する超音波データフレームから成る第2のサブセットについて反復する、請求項1記載の造影エンハンス超音波診断イメージング装置の作動方法。

【請求項8】

造影エンハンス超音波診断イメージングのためにプログラミングされたプロセッサによって実行される命令を表すデータを記憶したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体(28)において、

当該の記憶媒体は、

複数の心周期にわたって心周期の第1の相に相応する造影剤データフレームおよびBモードデータフレームを取得する命令(30)、

前記造影剤データフレーム間の動きを前記Bモードデータフレームに基づいて動き補償する命令(34)、ならびに、

前記第1の相に相応する造影剤データを結合する命令(36a)、および、

前記フレームを結合する際に、前記造影剤データフレームのデータからの選択により、最大強度の投影フレームが形成され、ここで、各位置に対する前記選択は、前記第1の相の異なる事象における前記同じ位置を表している異なるデータフレームから成されるものであり、

前記結合された造影剤データに基づく画像を形成する命令(36)

を表すデータを記憶していることを特徴とするコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項9】

前記造影剤データフレームを取得する際に、超音波信号の立方基本波での1次情報が取得され、さらに、超音波信号の基本波、2次高調波またはこれら双方の情報を含むBモードデータフレームが取得される、請求項8記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項10】

前記立方基本波での情報を取得する際に、少なくとも2つの異なる振幅レベルおよび異なる相を有する複数のパルスの形態の超音波信号が送信され、当該の送信に対応する複数

10

20

30

40

50

の信号が結合され、さらに、前記Bモードデータフレームを取得する際に、複数のパルスのうちの所定のパルスに対応するエコー信号に基づいてBモード情報が形成される、請求項9記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項11】

前記動き補償を行う際に、前記Bモードデータフレーム間の動きの変位が求められ、該動きの変位に基づいて前記造影剤データフレームが空間的にアライメントされる、請求項8記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【請求項12】

前記フレームの取得、前記動き補償および前記画像の形成が当該の心周期のうち前記第1の相とは異なる第2の相について反復される、請求項8記載のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

10

【請求項13】

心周期情報を受信するECG入力端子(26)、造影剤検出器(18)、Bモード検出器(18)、および、前記造影剤検出器から出力されたデータフレームを前記Bモード検出器から出力されたデータフレームに基づいて空間的にアライメントするプロセッサ(20)が設けられており、

前記造影剤検出器(18)から出力されたデータフレームは1心周期内のほぼ同じ時点を表す心周期情報により空間的にアライメントされ、

前記プロセッサ(20)により、

空間的にアライメントされた1心周期内のほぼ同じ時点を表す心周期情報を有する複数のデータフレームが結合されて、複数の心周期にわたる超音波データフレームのシーケンスが形成され(30)、

20

該シーケンスのうち心周期のほぼ同じ相に相応する複数の超音波データフレームから成る第1のサブセットが選択され(32)、

前記第1のサブセットの複数の超音波データフレームについて動き補償がされ(34)、前記第1のサブセットの動き補償された超音波データフレームの各々は、同じ相の異なる時点における患者の同じ位置を表している、

動き補償された前記第1のサブセットの複数の超音波データフレームに基づいて少なくとも部分的に当該の心周期の相での造影剤情報を表す画像が形成され(36)、

なお、前記画像を形成する(36)際に、患者の各位置に対して、かつ、前記同じ位置を表している第1のサブセットの動き補償された超音波データフレームから、当該の画像の空間位置ごとに、異なる時間における造影剤情報の最大値情報が選択される、

30

ことを特徴とする造影エンハンス超音波診断イメージング装置。

【請求項14】

前記プロセッサ(20)により、前記シーケンスを形成する際に、超音波信号の立方基本波の情報としてのデータが取得される、

請求項13記載の造影エンハンス超音波診断イメージング装置。

【請求項15】

前記プロセッサ(20)により、前記データフレームを取得する際に、少なくとも2つの異なる振幅レベルおよび異なる相を有する複数のパルスの形態の超音波信号が送信され、

40

当該の送信に対応する複数の信号が結合される、

請求項14記載の造影エンハンス超音波診断イメージング装置。

【請求項16】

前記プロセッサ(20)により、さらに、複数のパルスのうちの所定のパルスに対応するエコー信号に基づいてBモード情報が形成され、

前記超音波データフレームに相応する前記Bモード情報間の類似性に基づいて動き補償が行われる、

請求項15記載の造影エンハンス超音波診断イメージング装置。

【請求項17】

50

前記プロセッサ(20)により、

前記動き補償する際に、Bモードデータに基づく補償が行われ、

前記画像を形成する際に、造影剤情報が結合される、

請求項16記載の造影エンハンス超音波診断イメージング装置。

【請求項18】

前記プロセッサ(20)により、前記動き補償する際に、前記第1のサブセットの前記複数の超音波データフレーム間の動きの変位が求められ、該動きの変位に基づいて前記第1のサブセットの前記超音波データフレームが空間的にアライメントされる、

請求項17記載の造影エンハンス超音波診断イメージング装置。

【請求項19】

前記造影剤検出器(18)は送信された超音波信号から所定の立方基本波での1次情報を取得するためのフィルタを含み、前記Bモード検出器(18)は送信された超音波信号の所定のサブセットに対応する組織情報を検出するように構成されている、請求項13記載の造影エンハンス超音波診断イメージング装置。

【請求項20】

前記ECG入力端子(26)にECG検出器(24)が接続されており、さらに、前記造影剤検出器(18)から出力されたデータフレームを結合して画像を形成および表示するディスプレイが設けられている、請求項13記載の造影エンハンス超音波診断イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医療分野の造影エンハンス超音波診断イメージング装置に関する。特に造影剤イメージング情報が所定の時間にわたって結合される。

【背景技術】

【0002】

造影心エコー法は心臓のイメージングに広く利用されている技術である。この技術の基本的な適用分野の1つに左心室不透明化LVOが挙げられる。ここでは造影剤のミクロ泡によって左心室を不透明化し、心内膜の境界を良好に視覚化することができる。造影エコーを発展させた心筋造影エコー法MCEによれば、造影剤のミクロ泡によって循環流および心筋血流のトレースが行われる。器官または組織の血流をイメージングできると有意義である。取得されたデータフレームを所定の時間にわたって積算すると有利な適用分野も存在する。取得された画像から毛細血管や血流路などの診断に有用な情報が提供される。

【0003】

種々の手法を組み合わせた例として、最大強度処理法MIP、最小強度保持法、および、時間強度曲線構成法TICなどが挙げられる。最大強度処理法によれば、所定の時間にわたって、高い輝度コントラスト部分が結合される。時間強度曲線構成法TICによれば、ピクセルごとまたは関心領域ROIごとの強度(例えば造影剤フレーム強度)が時間の関数として特性マップに表される。当該の特性マップにより、造影剤のインフロー、アウトフローまたはその双方が所定の時間にわたってデータフレームの成分に関連して表される。ただし、オペレータの運動または内的運動のために、種々のフレームの情報を結合すると画像の量けや不正確な情報が生じる。フレーム間での動き補償のみではこうした量けを完全に補正することはできない。なぜならイメージングされた組織が他の組織に対して運動しているからである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】米国特許第6494841号明細書

【特許文献2】米国特許第6602195号明細書

【特許文献3】米国特許第6632177号明細書

10

20

30

40

50

【特許文献4】米国特許第6638228号明細書

【特許文献5】米国特許第6682482号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の基礎とする課題は、画像の量けなしに器官または組織の循環流ないし血流をイメージングできるようにすることである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第1の特徴は造影エンハンス超音波診断イメージング方法に關してあり、ここでは、少なくとも部分的に造影剤情報を含む複数の心周期にわたる超音波データフレームのシーケンスが形成され、該シーケンスのうち心周期のほぼ同じ相に相應する複数の超音波データフレームから成る第1のサブセットが選択され、前記第1のサブセットの複数の超音波データフレームについて動き補償が行われ、動き補償された前記第1のサブセットの前記超音波データフレームに基づいて、少なくとも部分的に当該の心周期の相での造影剤情報を表す画像が形成される。

【0007】

本発明の第2の特徴は造影エンハンス超音波診断イメージングのためにプログラミングされたプロセッサによって実行される命令を表すデータを記憶したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体に關してあり、ここでは、複数の心周期にわたる心周期の第1の相に相應する造影剤データフレームおよびBモードデータフレームを取得する命令、前記造影剤データフレーム間の動きをBモードデータフレームに基づいて動き補償する命令、ならびに、第1の相に相應する造影剤データを結合して造影剤データに基づく画像を形成する命令を表すデータが記憶されている。

【0008】

本発明の第3の特徴は造影エンハンス超音波診断イメージング装置に關してあり、ここでは、心周期情報を受信するECG入力端子、造影剤検出器、Bモード検出器、および、前記造影剤検出器から出力されたデータフレームを前記Bモード検出器から出力されたデータフレームに基づいて空間的にアライメントするプロセッサが設けられており、前記造影剤検出器から出力されたデータフレームは1心周期内のほぼ同じ時点を表す心周期情報により空間的にアライメントされ、前記プロセッサにより、1心周期内のほぼ同じ時点を表す心周期情報を有する空間的にアライメントされたデータフレームが結合される。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】造影エンハンス超音波イメージング装置の実施例のブロック図である。

【図2】造影エンハンス超音波イメージング方法の実施例のフローチャートである。

【図3】フレームシーケンスから1心周期の同一の相に相應するデータフレームを選択する手法の概略図である。

【図4】共通の心周期の相によるデータフレームの動き補償を行う手法の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

最初に説明する以下の有利な実施例は、造影エンハンス超音波診断イメージング方法、造影エンハンス超音波診断イメージング装置、および、コンピュータで読み取り可能な記憶媒体を含んでいる。共通の相の期間で得られた複数のデータフレームがグループ化される。動き補償は共通の相のグループの内部で行われる。造影剤を表す画像は共通の相のグループ内部の動き補償された各フレームを結合することによって形成される。

【0011】

本発明は特許請求の範囲によって規定される。ここでの説明は特許請求の範囲を限定するものでないことに注意されたい。以下では、有利な実施例に則して、本発明のさらなる特徴や利点について説明する。

10

20

30

40

50

【実施例】

【0012】

図の各構成要素は必ずしも縮尺通りに描かれてはならず、本発明の原理を示すために拡大されていることがあることに注意されたい。なお、全図を通して、対応する部分には同じ参照番号を付してある。

【0013】

プロセッサは種々の心周期にわたって同じ相での造影剤データフレームを抽出する。所定の相での複数の造影剤フレームがアライメントされる。造影剤データはBモードデータを用いてアライメントすることができる。種々の心周期にわたる同じ相でアライメントされた造影剤データフレームが結合される。動き平均、最小強度保持法MIPまたはピーク時点などのパラメータ計算が動き補償された造影剤データフレームに適用される。

10

【0014】

左心室不透明化LVOおよび心筋造影エコー法MCEは造影エコー法の2つの基本的な適用分野である。これらの適用分野は心周期の共通相を有する複数のフレームを動き補償してイメージングすることにより実現される。この方法によればスペckルノイズが低減され、信号雑音比が上昇する。コントラスト分解能および毛細血管の視認性も向上する。

【0015】

図1には造影エンハンス超音波診断イメージング装置10が示されている。イメージング装置10は、送信ビーム形成装置12、トランスデューサ14、受信ビーム形成装置16、イメージプロセッサ18、相選択プロセッサ20、ディスプレイ22、ECG検出器24、ECG入力端子26およびメモリ28を含む。コンポーネントを加えたり、別のものと置換したり、減らしたりすることができる。例えば、データフレームのバッファリングのための別のメモリを設けることができる。別の例として、相選択プロセッサ20がイメージプロセッサ18に結合されるかまたはその一部として構成されていてもよい。さらに別の例として、ECG検出器24が設けられず、ECG入力端子26がイメージプロセッサ18または他のプロセッサの出力端子であってもよい。

20

【0016】

イメージング装置10は医療用の超音波診断イメージング装置であるが、他のモダリティを用いたイメージング装置であってもよい。イメージング装置10はリアルタイム動作またはオフライン動作を行う。他の実施例として、装置10の一部または全てがコンピュータまたはワークステーションとして実現されてもよい。例えば、以前に取得されたデータフレームはビーム形成装置12、16またはトランスデューサ14なしで処理される。コンピュータまたはワークステーションのオフラインソフトウェアによって造影イメージングに対する共通相の動き補償を行うこともできる。

30

【0017】

ECG検出器24は1つのプロセッサおよび1つまたは複数の電極リードを含む。患者の心周期が検出される。心周期、トリガイメントその他の心周期の特性がECG入力端子26へ出力される。受信された心周期情報は当該の心周期内の特定の時点に関連するデータフレームを識別するために用いられる。他の実施例では、ECG入力端子26は超音波データを分析するプロセッサ18、20の一部として構成される。

40

【0018】

送信ビーム形成装置12は超音波送信器、メモリ、パルス発生器、アナログ回路、デジタル回路またはこれらの組み合わせである。送信ビーム形成装置12は種々の振幅、遅延量および/またはフェーシングを有する複数のチャネルに対する波形を形成する。形成された波に応じてトランスデューサ14から音波が送信されると、1つまたは複数のビームが形成される。送信ビーム形成装置12は特定の相および/または振幅を有するビームを形成する。例えば、送信ビーム形成装置12は所定の走査線または隣接する走査線に関するパルスシーケンスを送信する。各パルスの振幅および/または相は各ビームのそれに相応する。他の実施例として、単一のビームを所定の走査線に対しておよび/または同じ振幅ないし相対的な相を有するビームに対して用いてもよい。

50

【 0 0 1 9 】

トランスデューサ 1 4 は圧電素子または容量性メムブレイン素子の 1 次元、1 . 2 5 次元、1 . 5 次元、1 . 7 5 次元または 2 次元のアレイである。トランスデューサ 1 4 は音響エネルギーと電気エネルギーとのあいだの変換のための複数の変換素子を有している。これらの変換素子は送信ビーム形成装置 1 2 および受信ビーム形成装置 1 6 のチャンネルに接続される。

【 0 0 2 0 】

受信ビーム形成装置 1 6 は増幅器、遅延素子、位相回転器、1 つまたは複数の累算器などを有する複数のチャンネルを含む。各チャンネルはトランスデューサの 1 つまたは複数の変換素子に接続されている。受信ビーム形成装置 1 6 は、相対遅延量、位相および / またはアポダイゼーション量に基づき、各送信に応じて 1 つまたは複数の受信ビームを形成する。他の実施例として、受信ビーム形成装置 1 6 はフーリエ変換または他の変換を用いてサンプルを形成するプロセッサであってもよい。

10

【 0 0 2 1 】

受信ビーム形成装置 1 6 は 2 次高調波または送信周波数帯域とは異なる周波数帯域での情報を分離するためのフィルタを含むことができる。こうした情報は所望の組織、造影剤および / またはフロー情報を含む。他の実施例として、受信ビーム形成装置 1 6 がメモリ、バッファおよびフィルタあるいは加算器を含んでいてもよい。2 つまたはそれ以上の受信ビームが結合され、これにより、2 次高調波、立方基本波または他の帯域などの所望の周波数帯域での情報が分離される。

20

【 0 0 2 2 】

送信動作および受信動作の所望のシーケンスは超音波情報の取得に用いられる。例えば、B モードのデータは 1 つの領域を一度走査することにより取得される。B モードデータは組織のイメージングに用いられる。相関または運動の追跡は B モードデータから流体情報を導出するために用いられる。B モード動作から造影剤情報が形成される。ドップラー情報は各走査線に沿ってビームシーケンスを送信することにより取得される。コーナーターニングメモリは組織、造影剤および / またはフロー情報をドップラー信号から分離するために用いられる。公知の他のモードまたは将来開発される他のモードを利用することもできる。

【 0 0 2 3 】

1 つの実施例では、造影剤イメージングモードが行われる。造影剤イメージングは典型的には B モード技術またはドップラー技術によって行われる。2 次調波、偶数調波、奇数調波、下調波その他での情報を分離することにより、造影剤情報が識別される。例えば 2 つのパルス技術が用いられる。各パルスは同じ振幅で異なる相を有する。応答を加算することにより、偶数調波に関連する情報が識別される。フィルタリングは交互に利用される。これに代えてまたはこれに加えて、相対的なフェージングが受信処理において形成される。

30

【 0 0 2 4 】

1 つの実施例では、送信シーケンスは立方基本波に応じたエコー信号が形成されるように制御される。送信ビーム形成装置 1 2 は少なくとも 2 つのそれぞれ異なる振幅レベルおよび少なくとも 2 つの逆相または異なる相を有する複数のパルスを送信する。送信出力は適切な方式にしたがって変更可能である。この変更は、例えば、トランスデューサの個々の変換素子に印加される電圧を調整することにより、または、特定のパルスを形成するトランスデューサの変換素子数または送信アパーチャを調整することにより行われる。

40

【 0 0 2 5 】

立方基本波での超音波データを取得するために、受信ビーム形成装置 1 6 はラインメモリおよび加算器またはフィルタを含んでおり、当該の送信に相応する複数の信号が結合される。ラインメモリまたはバッファは物理的に分離されたメモリとして構成される。また、これらを共通の物理的デバイスの選択位置として構成してもよい。ビーム形成信号はラインメモリまたはバッファに記憶され、重みづけ加算器において重みづけ加算される。振

50

幅および位相の双方に対する重みが重みづけ加算器において用いられる。メモリおよび加算器はアナログ技術またはデジタル技術のいずれによって実現されていてもよい。重みづけ加算器は個別の受信信号を重みづけすることによりコンポジット信号を形成して出力する。所定の空間的位置に対するコンポジット信号は立方基本波の応答に関連するサンプルである。

【 0 0 2 6 】

立方基本波情報の取得手段については米国特許第 6 4 9 4 8 4 1 号明細書に記載されており、その開示内容は本発明に関連するのでこれを参考文献とする。ここでは送信および受信を組み合わせたシーケンスが立方基本波情報の取得に用いられることが記載されている。また、そのほかの送信および受信を組み合わせたシーケンスについて米国特許第 6 6 0 2 1 9 5 号明細書、米国特許第 6 6 3 2 1 7 7 号明細書、米国特許第 6 6 3 8 2 2 8 号明細書および米国特許第 6 6 8 2 4 8 2 号明細書に記載されており、それらの開示内容も本発明に関連するのでこれを参考文献とする。一般に、種々の振幅および種々の位相を有する複数のパルスから成るパルスシーケンスが送信される。変更された振幅または同相での異なる振幅を用いて立方基本波情報を取得することもできる。受信信号をシーケンスに応じて結合することにより、立方基本波情報を含むサンプルが得られる。立方基本波情報は超音波造影剤に対して高度に特異的である。なぜなら造影剤は立方応答を形成するがトランスデューサおよび組織はきわめて小さな立方応答しか形成しないからである。立方基本波情報から組織のクラッタが除外され、造影剤に対する特異的なイメージングが可能となる。例えば、立方基本波情報を用いると、組織内の毛細血管のイメージングないし識別が容易となる。

【 0 0 2 7 】

イメージプロセッサ 1 8 は B モード検出器、ドップラー検出器、パルス波ドップラー検出器、造影剤検出器、相関プロセッサ、フーリエ変換プロセッサ、A S I C、汎用プロセッサ、制御プロセッサ、F P G A、デジタルシグナルプロセッサ、アナログ回路、デジタル回路またはこれらの組み合わせ、あるいは、これまで既知のあるいは将来開発される超音波サンプルから表示情報を検出する手段である。

【 0 0 2 8 】

造影剤検出器の 1 つの実施例として、イメージプロセッサ 1 8 により、同じ領域または心門の位置を表す複数のサンプルから高速フーリエ変換を行うことが挙げられる。各サンプルは立方基本波に対応しており、パルス波ドップラーの表示は立方基本波情報から形成される。これについては前掲した各文献の造影剤検出器のいずれも利用可能である。造影剤検出器として他のコンポーネントを用いることもできる。例えば B モード検出が行われる。他の例として、フィルタにより種々の送信情報を結合し、造影剤の応答（例えば 2 次高調波または立方基本波）を良好に分離することもできる。フィルタにより、送信された超音波信号の立方基本波または他の周波数帯域での 1 次情報が得られる。この場合、複数の信号の検出が行われる。

【 0 0 2 9 】

イメージプロセッサ 1 8 は並列に接続された B モード検出器を含む。B モード検出器はビームの同じサンプルまたは異なるサンプルに対して動作し、組織、造影剤またはこれらの応答を検出する。例えば、受信ビームのシーケンスから空間的位置ごとに 1 つずつの受信ビームが立方基本波情報の分離のために 1 次組織情報をイメージングする B モード検出器へ供給される。

【 0 0 3 0 】

イメージプロセッサ 1 8 は超音波データフレームを出力する。データフレームは取得フォーマット（例えば極座標系）、表示フォーマットまたはその他のフォーマットでフォーマット化されている。例えばデカルト座標系フォーマットまたは画像フォーマットへの走査変換が行われる。各データフレームは 1 次元、2 次元または 3 次元の走査領域、例えば患者の運動またはトランスデューサの運動を考慮に入れたイメージング領域全体を表している。データフレームは単一のタイプのデータまたは複数のタイプのデータを含む。例え

ば1つのデータフレームは造影剤情報のみを含む。他の例として、1つのデータフレームが或る空間的位置での造影剤情報と他の空間的位置での他のタイプの情報、例えばBモード情報またはドップラー情報とを含んでもよい。同じ空間的位置の同じフレームに異なるタイプのデータが含まれてもよい。さらに別の例として、異なるタイプのデータを異なるデータフレームに形成することもできる。

【0031】

選択的な実施例として、イメージプロセッサ18にはデータがネットワークまたはメモリからロードされる。例えば超音波データを取得するために、DICOMまたは他の画像がロードされる。各画像が1つのデータフレームとなる。1つのフレームが異なるタイプのデータを含み、それぞれが重畳されていてもよい。これに代えて、異なるタイプの種々のデータフレームが唯一のタイプのデータのみを含んでいてもよい。また、他の例として、各フレームが分割されており、そのうちの或る一部が1つのタイプのデータを含み、別の一部が別のタイプのデータを含むこともできる。

10

【0032】

相選択プロセッサ20は、ASIC、相関プロセッサ、フーリエ変換プロセッサ、汎用プロセッサ、制御プロセッサ、FPGA、デジタルシグナルプロセッサ、アナログ回路、デジタル回路またはこれらの組み合わせ、あるいは、これまで既知のまたは将来開発されるデータフレームの類似性判別手段および/または変位判別手段である。相選択プロセッサ20はデータフレームを受信し、フレームがMIP画像、TIC画像または各フレームの情報を結合して形成された他の画像のいずれに含まれるかを判別する。相選択プロセッサ20は各データフレームに関連する相に基づいて選択を行う。各データフレームが取得されると、心周期に対する位相が当該のデータフレームに対して求められる。造影剤検出器から出力されたデータフレームは1心周期内のほぼ同じ相を表す心周期情報をもっており、グループごとに選択される。例えばそれぞれ異なる位相に対応する複数のグループが形成される。

20

【0033】

相選択プロセッサ20は造影剤検出器から出力されたデータフレームを空間的にアライメントさせる。各グループのデータフレームまたは位相ごとのデータフレームが相互に位置合わせされる。各データフレームはトランスデューサ位置センサなどの外部のセンサの情報に基づいて空間的にアライメントされる。各データフレームを造影剤データに基づいて空間的にアライメントさせることもできる。別の実施例では、造影剤データフレームはBモード検出器または他の非造影剤検出器から出力されたデータフレームに基づいて空間的にアライメントされる。Bモードフレームは例えば走査線インタリーブ方式またはフレームインタリーブ方式により造影剤フレームと同じ時点または類似の時点で取得される。Bモードフレームの空間的アライメントにより、同じ時点または類似の時点で取得された造影剤フレームの空間的アライメントも表される。

30

【0034】

相選択プロセッサ20は残光フィルタ、他のフィルタ、累算器、アルファブレンディングバッファ、他のバッファ、メモリ、プロセッサ、加算器または種々のデータフレームの情報から画像を形成する手段を含む。相選択プロセッサ20は造影剤検出器から出力された空間的にアライメントされた複数のデータフレームを結合する。心周期情報は心周期内のほぼ同じ時点の有する複数のフレームが結合されることを表している。例えば相選択プロセッサ20はフレームごとの特定の空間的位置または連続して結合されたフレームの特定の空間的位置のデータを比較する。比較の結果、例えば最大値、平均値、最小値などに基づいて、いずれかの値が選択されるかまたは連続する結合フレームが所望の値を含むように更新される。他の実施例では、相選択プロセッサ20により、平均値、全体値または時間の関数としての位置または領域を表す他の値が求められる。種々のタイプのイメージングが組み合わせられて用いられる。

40

【0035】

ディスプレイ22はCRT、モニタ、LCD、フラットパネルディスプレイ、プロジェ

50

クタまたはその他のディスプレイ装置である。ディスプレイ 22 は画像を表示するための表示値を受け取る。表示値は 1 次元画像、2 次元画像または 3 次元画像としてフォーマット化される。或る実施例では、表示値は種々の時点で取得されたデータフレームに基づいて形成された T I C 画像または M I P 画像などの画像を表している。造影剤検出器から出力されたデータフレームが結合されて画像が形成される。付加的なデータフレームが取得されて選択されると、画像が更新される。単一データフレームまたはデータフレームの一部から形成された他の画像を表示してもよい。

【0036】

イメージプロセッサ 18 および / または相選択プロセッサ 20 は命令にしたがって動作する。メモリ 28 はコンピュータで読み取り可能なメモリである。コンピュータで読み取り可能な記憶媒体は、造影エンハンス超音波診断イメージングのためにプログラミングされた 1 つまたは複数のプロセッサによって実行される複数の命令を表すデータを記憶している。処理、方法および / または技術のステップを実行するための命令は、ここでは、コンピュータで読み取り可能な記憶媒体またはメモリに記憶されている。これは例えばキャッシュ、バッファ、R A M、リムーバブルメディア、ハードディスクあるいは他の種々のタイプの揮発性または不揮発性の記憶媒体である。図示の機能、ステップまたはタスクはコンピュータで読み取り可能な媒体に記憶された 1 つまたは複数の命令のセットに応じて実行される。機能、ステップまたはタスクは命令セット、記憶媒体、プロセッサまたは処理ストラテジなどのタイプに依存せずに実行可能であり、単独または任意に組み合わせられたソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコードその他などによって実行される。同様に、処理ストラテジはマルチプロセッシング、マルチタスキング、並列処理その他を含む。或る実施例では、命令はローカル装置またはリモート装置によって読み出されるリムーバブルメディアに記憶される。他の実施例として、命令がリモート位置に記憶されており、コンピュータネットワークまたは電話回線網を介して伝送されてもよい。さらに別の実施例では、命令は所定のコンピュータ、C P U、G P U またはその他のシステム内に記憶される。

【0037】

図 2 には造影エンハンス超音波診断イメージング方法が示されている。本発明の方法は図 1 の装置 10 または他の装置によって実行される。本発明の方法は図 2 に示されている順序にしたがって行うと有利であるが、もちろん別の順序によって行うこともできる。付加的な別のステップを加えることもできるし、ステップ 30 b および / またはステップ 36 など幾つかのステップを省略することもできる。

【0038】

ステップ 30 で、超音波データフレームのシーケンスが取得される。データフレームのシーケンスは、複数の超音波データフレームを取得することにより、または、以前に形成されたデータフレーム（例えば D I C O M 画像）を取得することにより、形成される。データフレームはリアルタイムでのライブ走査によって取得したり記憶されたクリップから取得したりすることもできる。シーケンスは、例えば心周期ごとに 1 回または数回取得され、連続的または周期的である。

【0039】

データフレームのシーケンスは種々の時点での走査領域を表す複数のデータフレームを含む。各データフレームは同一の領域またはオーバーラップした領域を表している。また、患者に対してトランスデューサが動いて領域を外れてしまうアウトオブプレーンなどに起因して、異なる領域を表すフレームも存在する。

【0040】

当該の領域は造影剤を含む領域または造影剤の投入後にこれを含む可能性のある領域である。造影剤は超音波エネルギーに応答する。造影剤データフレームはステップ 30 a で取得される。ここでは複数のデータフレームまたは全てのデータフレームが造影剤情報を含む。造影剤情報は組織または流体からの応答を含む。1 つの実施例では、造影剤情報は超音波信号の立方基本波で取得される。例えば、超音波信号は少なくとも 2 つの異なる振幅

レベルおよび異なる位相を有する複数のパルスとして送信される。造影剤の分解を回避するかまたは最小限にするために、小さい振幅の送信、例えば $MI < 0.7$ の送信が用いられ、送信に対応する複数の信号が例えば加算または重みづけ加算により結合される。結合により造影剤に対応した 1 次データが得られる。データは各データフレームの関心領域 ROI のそれぞれの空間的位置で取得される。

【0041】

データフレーム、例えば造影剤のみを表すデータフレームまたは造影剤および組織の応答を表すデータフレームには唯一のタイプのデータが存在する。これに代えて、当該のデータフレームが種々のタイプのデータ、例えば同一のフレームのデータまたは異なるセットのデータを表していてもよい。例えば造影剤データフレームと B モードデータフレームとは別個に取得される。B モードデータフレームはステップ 30b で取得される。B モード情報は造影剤情報とは別個に形成される。これに代えて、いずれかのパルス、例えば造影剤情報のための振幅最大値のパルスに応答したエコー信号を B モード検出のために用いることもできる。B モード情報または組織情報は他の情報を含むこともある。例えばパルスシーケンスの形成および / またはフィルタリングが行われ、基本波、2 次高調波またはこれら双方での超音波信号から組織情報が得られる。

【0042】

造影剤フレームおよび B モードデータフレームは 1 心周期の各相に相応する。各フレームは所定の時点で取得される。取得されたフレームには心周期に対する取得のタイミングを表す時点、位相その他のタグが付される。各フレームは心周期の種々の部分に関連している。各フレームは心周期に基づくトリガにより所望の相で取得される。心エコーイメージング法では、ECG 信号または R 波信号が一般的に利用可能である。超音波イメージング法ではトリガシーケンスによるフレームの取得が R 波に同期される。これに代えて、フレームの取得をトリガなしに行ってもよい。

【0043】

シーケンスは複数の心周期にわたって続く。各フレームは複数のサイクルにわたって取得されるが、同一の位相に関連している。図 3 には各フレームが短い黒色のバーで表されており、これらのフレームが 6 つの心周期のそれぞれで取得されることがわかる。各心周期は R 波で開始しているが、他の時点で開始していてもよい。データフレームは各サイクルにおけるいずれかの位相ごとに取得される。別の例では、タイミングが正確に一致していないケースも存在する。1 つまたは複数の心周期が所定の位相に関連するデータフレームを有さないこともある。超音波データフレームのシーケンスは少なくとも部分的に造影剤情報を表している。

【0044】

図 2 のステップ 32 では、当該のシーケンスから 1 つまたは複数のサブセットが選択される。各サブセットには心周期のほぼ同じ位相に相応する複数のデータフレームが存在する。他の心周期や他のグループの隣接相よりも当該の相に近いフレームにおける変化は考慮される。トリガシーケンスにおいても非トリガシーケンスにおいても、種々の心周期にわたる類似した相に関連する複数のフレームはフレームタイムスタンプおよび / または R 波タイムスタンプを用いてグループ化される。図 3 の実施例では、点線の楕円形の囲みによって 6 つの心周期のシーケンスのフレーム 2 がグループ化されており、当該のシーケンスのサブセットが表されている。R 波のグループまたは拡張期のグループなど、他の異なるサブセットを形成することもできる。

【0045】

所定のサブセット内のフレームは他の特性に基づいて放棄されたり使用されなかったりすることもある。例えば、フレーム間の動きにあまり影響されていないデータフレームが選択され、フレーム間の動きに影響されたフレームは選択されない。望ましくない動きをとるデータフレームは放棄される。このために所望の閾値または他の基準を用いることができる。

【0046】

図2のステップ34では各サブセット内のフレームが空間的にアライメントされ、動き補償が行われる。動き補償は心周期のほぼ同じ相に関連する複数のフレームにわたって行われる。所定の相に対して複数のフレームがアライメントされる。つまり各サブセットのフレームが相応のサブセット内で他のフレームに対して位置合わせされるのである。

【0047】

ステップ34ではデータフレームに対して動き補償が行われ、フレーム間での平面内の動きであるインプレーンモーションが補償される。インプレーンモーションはトランスデューサの運動、患者の運動および/または関心領域ROI内の組織の運動によって生じる。動き補償のために、1次元または数次元での相対的な平行運動および/または回転運動が判別される。1つのフレームからのデータは他のフレームの種々の領域と相関され、最良の一致部分または十分な一致部分が識別される。ここでは相関、相互相関、差の絶対値の最小和および/または他の同一性の尺度が用いられる。大域的な動きも局所的な動きも補償することができる。例えば、複数の異なる領域にわたるフレーム間の動きが求められる。大域的な動きが複数の動き補償から求められるか、または、フレームを歪ませている領域ごとに個別に動き補償が適用される。剛性モデルまたは非剛性モデルが形成される。例えば平行運動および回転運動に加えて歪みなどの非剛性モデルが形成される。データフレーム全体またはデータの一部のウィンドウが最良の一致および相応の動きを判別するために用いられる。

【0048】

新たなデータフレームが取得されるたびに、以前のフレーム、時間的に隣接するフレームまたは選択されたデータフレームが基準フレームとして用いられる。これに代えて、順次あるいは時間的に間隔を置いたデータフレームの比較に対して同じ基準フレームを用いてもよい。

【0049】

この場合、フレーム間の変位を用いてフレーム間の空間的位置がアライメントされる。動き補償により、トランスデューサの運動、患者の運動または器官の運動に関連する動きが排除されるかまたは最小化される。これに代えて、フレーム間の動き補償を行わないケースもありうる。

【0050】

動き補償のためにモーションセンサを用いることもできる。超音波データに基づく動き補償のために、超音波データフレームが用いられる。1つの実施例では、Bモードデータフレームが造影剤データフレームのアライメントの判別に用いられる。この場合、動き補償はBモードデータに基づいて行われる。各フレームが同じ位相に関連している場合、相応のBモードフレームまたは組織の応答データは、動きの剛性モデルまたは非剛性モデルを用いて動きパラメータを予測することによりアライメントされる。図4には、フレーム間動き予測におけるn番目のフレームのポイント P_i^n 、n-1番目のフレームのポイント P_i^{n-1} およびn-2番目のフレームのポイント P_i^{n-2} が示されている。Bモードフレーム間または組織フレーム間の類似性によりBモードフレームまたは組織フレームのアライメントの度合が表される。同じ心周期の同じ位相でアライメントされたフレームが造影剤フレームとして取得されるとき、Bモードフレームのアライメントまたは組織フレームのアライメントは造影剤フレームの空間的アライメントを表している。Bモードでの動き補償により、造影剤の動きに起因するアライメント時の誤差が回避される。造影剤も運動しているので、造影剤の応答に基づく動き補償は不正確になることがあるからである。

【0051】

図2のステップ36で、画像が形成される。画像は1つのサブセットまたは共通の相の動き補償された超音波データフレームに基づいて形成される。画像は少なくとも部分的に心周期の所定の位相での造影剤情報を表している。動き補償により画像の乱れや量けが制限されるかまたは回避される。画像は同じ位相に関連する複数のフレームが取得されるときに形成されるかまたは更新される。またこのときに他のサブセットの画像または他の位

10

20

30

40

50

相の画像を形成することもできる。他の画像、例えばBモード画像を形成することもできる。画像はグレースケール画像、カラー画像またはこれらの組み合わせであってよい。

【0052】

ステップ36aでは、選択されたサブセットの超音波データフレームからの情報が結合される。選択されなかったサブセットの超音波データフレームからの情報は結合されない。新たなデータフレームまたは新たな画像が選択されたフレームのデータに基づいて形成される。選択された超音波データフレームは時間の関数として積算される。積算は数学的積分も含むし、また、複数のソースから画像を形成することを含む。造影剤情報、例えば超音波信号の立方基本波での1次情報を結合することにより、造影剤の循環流および/または毛細血管系の血流をより良く観察することができる。

10

【0053】

関心領域ROIの空間的位置ごとに、または、所定のサブセットのフレームによって表された全ての空間的位置に対して、データが比較されるかまたは値が求められる。各画像のピクセルごとに、共通の相によって選択された残りのフレームのデータに基づいて値が選択される。結合ステップは公知のまたは将来開発されるフレーム間プロセス、例えば、最大強度保持法、最小強度保持法、平均値形成法、時間強度曲線形成法などによって行われる。

【0054】

例えば、データの平均値、メディアン値または他の統計値が空間的位置ごとのフレームから時間の関数として求められる。1つの実施例では、造影剤データは第1の位相に相応する造影剤データのフレームを平均することにより結合される。選択されたサブセットの超音波データフレームが例えば重みづけ移動平均により平均される。n番目のフレームのポイント P_i^n の強度を $I(P_i^n)$ とする。ポイント P_i^n に対する重みづけ移動平均の長さ k (k 個のポイントの重みづけ移動平均) は次のように計算される。

20

【0055】

【数1】

$$\text{移動平均 } (I(P_i^n)) = \frac{(w_n I(P_i^n) + w_{n-1} I(P_i^{n-1}) + \dots + w_{n-k+1} I(P_i^{n-k+1}))}{(w_n + w_{n-1} + \dots + w_{n-k+1})}$$

【0056】

ここで、 W_n 、 W_{n-i} 、 W_{n-k+i} は重み係数である。移動窓は移動平均にかけられる最も近時に取得されたサブセットのフレームの数を定義しており、例えばこの場合には3個のデータフレームが移動平均にかけられる。3個のフレームの移動平均は、心周期の拡張期の終了時に相応するフレームのサブセットである。無限または有限のパルス応答の平均が用いられる。他の実施例として、共通の相を有する全てのサブセットのフレームを重みづけ平均してもよい。

30

【0057】

時間平均により一般に画像シーケンスのノイズリダクションが達成される。造影エンス超音波診断イメージングでは、所定の位置でのスペックルパターンは造影剤の動きに起因して変化しうる。その結果、時間平均によりスペックルノイズが低減される。

40

【0058】

結合ステップの他の実施例として、選択されたフレームのデータに関連する最大値、最小値その他のデータを比較に基づいて選択することができる。選択されたサブセットのフレームは持続的なフレームまたは単一のフレームへと結合される。例えば、最大強度の投影フレームが造影剤データのフレームから形成される。造影剤情報の最大値は画像の空間的位置ごとまたは関心領域ROIごとに選択される。n番目のフレームのポイント P_i^n の強度を $I(P_i^n)$ とする。ポイント i の時間軸に沿った最大強度の投影は次のように計算される。

【0059】

【数 2】

$$MIP(I(P_i^n)) = \max(I(P_i^n), I(P_i^{n-1}), I(P_i^{n-2}), \dots, I(P_i^1))$$

【 0 0 6 0 】

最大強度の投影は心周期の同じ相または類似の相を表すサブセットの動き補償されたフレームまたは移動窓にわたって実行される。

【 0 0 6 1 】

心筋造影エコー法では、造影剤は心筋の循環流の時間軌跡を表している。造影剤は所定の時間にわたって移動するので、当該の時間の全体にわたって変化情報を積算し、心筋の循環流を良好に視覚化することが望ましい。

10

【 0 0 6 2 】

結合ステップの別の例として、強度曲線または他の造影剤応答を表す時間曲線を複数のフレームから求めることもできる。曲線は 1 つの領域または 1 つの空間的位置に対して形成される。各フレームはそれぞれ異なる時点に対応しているので、強度曲線は時間の関数となる。

【 0 0 6 3 】

図 2 のステップ 3 6 b では、結合に基づいて画像が形成される。他のフレームとの結合により形成されたデータフレームに対して、走査変換、色符号化、マッピングおよび/または表示フォーマットへの変換が行われる。例えば、造影剤データはカラーマッピングされる。当該の結合画像を他の超音波情報とさらに結合することもできる。例えば結合画像を組織画像の上に重ねることができる。赤・青・緑 (R G B) の値または他の表示値は造影剤データから形成される。得られた画像は空間的アライメントを行った後の所定の心周期での造影剤情報を表している。

20

【 0 0 6 4 】

ステップ 3 6 からステップ 3 2 への戻り線によって示されているように、本発明の方法は反復可能である。図示の実施例では、選択ステップ、動き補償ステップ、結合ステップならびに画像形成ステップが反復される。取得ステップは反復されてもされなくてもよい。例えば、図 3 に示されているデータフレームが図 2 のステップ 3 0 で取得される。取得ステップ 3 0 を反復し、選択ステップ 3 2 を別の時点で反復することもできる。動き補償ステップ 3 4 の後、画像は種々の時点に対応する相ごとまたはサブセットごとに形成される。他の実施例として、所定の位相に関連する画像がより多くのデータフレームが取得されたときに更新されるように構成してもよい。

30

【 0 0 6 5 】

或る実施例では、B モードイメージングは左心室の不透明化をともなっている。米国 Siemens Medical Solutions 社の Sequoia c512 なる名称の超音波装置および 4V1c なる名称のトランスデューサは造影パルスシーケンス技術により C P S 立方基本波を用いてイメージングを行う。10 回の拍動にわたり先端方向の 4 室のシネクリップが取得される。当該の D I C O M 動画像はソフトウェアによりオフラインで処理される。ソフトウェアにより拍動が時間的に同期され、10 回の拍動のシーケンスに対して 3 回の拍動ごとに重みづけ移動平均が行われる。最大強度の投影が取得された画像に適用される。左心室の心内膜の血流面が良好に視覚化される。こうして信号雑音比が改善され、また、造影の分解能も向上する。

40

【 0 0 6 6 】

これまで本発明について様々な実施形態に基づき説明してきたが、本発明の範囲から逸脱することなく種々の変更ないし修正を行えることは自明である。したがって上記の詳細な説明は制限ではなく説明を意図していることに注意されたい。本発明の内容および範囲を規定するのは特許請求の範囲の特徴およびこれと等価の特徴であることは明らかである。

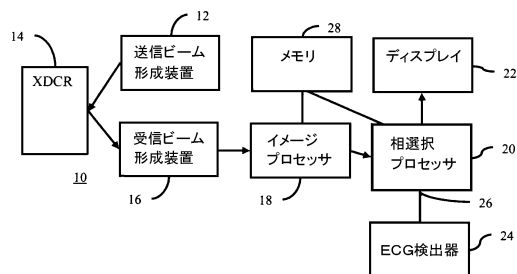
【 符号の説明 】

【 0 0 6 7 】

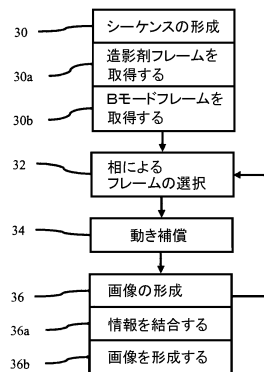
50

10 イメージング装置、 12 送信ビーム形成装置、 14 トランスデューサ、
 16 受信ビーム形成装置、 18 イメージプロセッサ、 20 相選択プロセッサ
 、 22 ディスプレイ、 24 ECG検出器、 26 ECG入力端子、 28 メ
 モリ

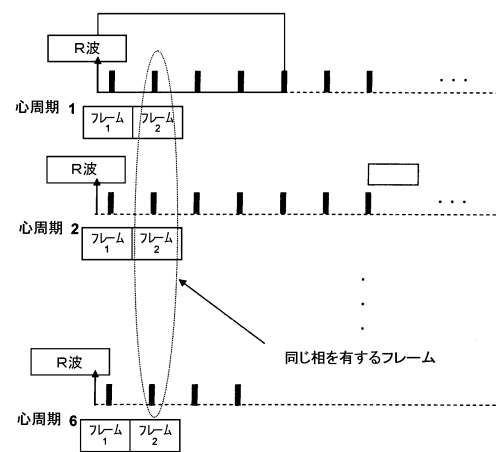
【図 1】



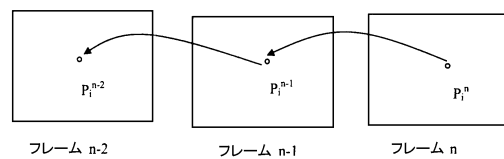
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

- (74)代理人 100112793
弁理士 高橋 佳大
- (74)代理人 100128679
弁理士 星 公弘
- (74)代理人 100135633
弁理士 二宮 浩康
- (74)代理人 100114890
弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト
- (72)発明者 イスマイル エム グラカー
アメリカ合衆国 カリフォルニア レッドウッド シティー クウォーツ ストリート 475
- (72)発明者 ヘレン シー ハウル
アメリカ合衆国 カリフォルニア サニーヴェイル ブルージェイ ドライブ 1684
- (72)発明者 チー・イン リー
アメリカ合衆国 ワシントン ベルビュー ノースウエスト シックスティーンズ プレイス 1
5209 ナンバー 30

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2005/0033179(US, A1)
特開2007-090075(JP, A)
特開2004-321688(JP, A)
特開2007-330764(JP, A)
特表2005-512650(JP, A)
特開2009-005888(JP, A)
特開2004-000620(JP, A)
米国特許第06659953(US, B1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	对比度增强超声诊断成像方法，计算机可读存储介质和对比增强超声诊断成像设备		
公开(公告)号	JP5721311B2	公开(公告)日	2015-05-20
申请号	JP2009012590	申请日	2009-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	イスマイルエムグラカー ヘレンシーハウル チャーインリー		
发明人	イスマイル エム グラカー ヘレン シー ハウル チャー-イン リー		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5276 A61B8/0883 A61B8/481 G01S7/52088 G01S15/108 G01S15/8963 G06T5/50 G06T2207/20221		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE06 4C601/JC06 4C601/JC17 4C601/JC20		
代理人(译)	矢野俊夫 星 公弘 二宮和也HiroshiYasushi		
优先权	12/011178 2008-01-23 US		
其他公开文献	JP2009172381A JP2009172381A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题要对器官或组织的循环血流或血流进行成像，而不会使图像模糊。形成包括至少部分造影剂信息的多个心动周期上的一系列超声数据帧，并且多个超声数据帧的一系列超声数据帧对应于心动周期的基本相同的相位。选择1个子集，至少部分地基于运动补偿的第一子集的超声数据帧，对第一子集的多个超声数据帧执行运动补偿形成表示心动周期阶段中的造影剂信息的图像。The

【 図 3 】

