

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-51617

(P2017-51617A)

(43) 公開日 平成29年3月16日(2017.3.16)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F I
A61B 8/06

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 20 O L 外国語出願 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2016-172630 (P2016-172630)
 (22) 出願日 平成28年9月5日(2016.9.5)
 (31) 優先権主張番号 14/850,707
 (32) 優先日 平成27年9月10日(2015.9.10)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 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 Solutions 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 Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.

(74) 代理人 100075166
 弁理士 山口 巖

(74) 代理人 100133167
 弁理士 山本 浩

最終頁に続く

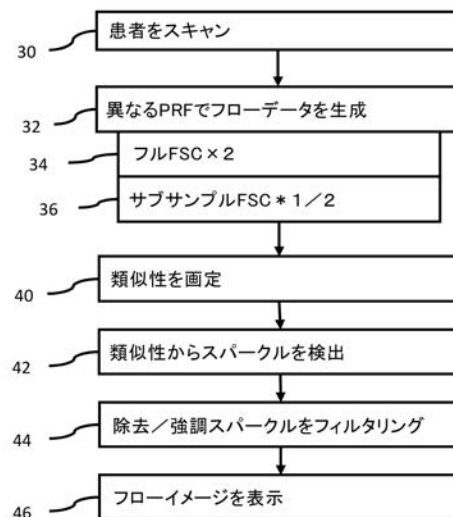
(54) 【発明の名称】 超音波カラーフローにおけるスパークルアーチファクトの検出

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波カラーイメージングにおけるスパークルの検出を改善する。

【解決手段】カラーフローデータが、異なるパルス繰り返し周波数(PRF)を用いて生成される。異なるPRFを用いて生成されたカラーフローデータを相互に関連付けることによって、スパークルが識別される。カラーフローイメージングが、スパークル領域(例えば、腎臓結石イメージング)を維持する間、モーションを減少させるように、または、モーション(例えば、システムノイズのようなスパークルを除去すること)を維持する時にスパークル領域を減少させるように、フィルタリングする。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

カラーフローにおけるスパークルアーチファクトを検出するための方法であって、患者の体内のロケーションを表す第 1 のカラーフローデータを生成するステップであって、前記第 1 のカラーフローデータが、第 1 のパルス繰り返し周波数で生成されるステップと、

患者の体内のロケーションを表す第 2 のカラーフローデータを生成するステップであって、前記第 2 のカラーフローデータが、第 2 のパルス繰り返し周波数で生成されるステップと、

前記ロケーションのそれぞれについて前記第 1 および第 2 のカラーフローデータ間の類似性の程度を画定するステップと、

カラーフローイメージングをフィルタリングするステップであって、前記ロケーションの関数として前記類似性の程度に基づいてフィルタリングするステップと、

前記フィルタリングされたカラーフロー画像を表示するステップと、
を有する方法。

【請求項 2】

前記第 1 のカラーフローデータを生成するステップおよび前記第 2 のカラーフローデータを生成するステップが、それぞれ前記第 1 および第 2 のパルス繰り返し周波数で連続的に送信するステップを含むことを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記第 1 のカラーフローデータを生成するステップが、前記第 1 のパルス繰り返し周波数で送信するステップを含み、

前記第 2 のカラーフローデータを生成するステップが、前記送信するステップからの反射をサブサンプリングするステップを含むことを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

前記第 1 のカラーフローを生成するステップが、前記反射から速度を特定するステップと、特定された速度を 2 で乗算するステップを含み、

前記サブサンプリングするステップが、ファクタ 2 によってサブサンプリングするステップを含むことを特徴とする請求項 3 記載の方法。

【請求項 5】

前記画定するステップが、第 1 および第 2 のカラーフローデータ間の正規化相互相関を実行するステップを含むことを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】

前記フィルタリングするステップが、

ロケーションによる類似性の程度の関数として重みをマッピングするステップと、

重みを有するロケーションの関数としてカラーフロー画像を重み付けするステップとを含むことを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 7】

前記フィルタリングするステップが、高い類似性を有するロケーションよりも、低い類似性を有するロケーションに、より強く重み付けするステップを含み、

前記表示するステップが、腎臓結石または胆石の画像を表示するステップを含むことを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 8】

前記フィルタリングするステップが、低い類似性を有するロケーションよりも高い類似性を有するロケーションに、より強く重み付けするステップを含み、

前記表示するステップが、流体画像の速度を表示するステップを含むことを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 9】

前記フィルタリングするステップが、類似性の程度の関数としてバイナリ重みを適用するステップを含むことを特徴とする請求項 1 記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

ドブライメージングでスパークルを検出するためのプログラムされたプロセッサによって実行可能な命令を表すデータを内部に格納した非一時的なコンピュータ可読記録媒体であって、

超音波により複数のロケーションをスキャンするステップであって、リターンサンプルのフローサンプルカウントを提供するロケーションのそれぞれをスキャンするステップと、

前記フローサンプルカウントの前記リターンサンプルを使用する前記ロケーションの第1のドブライ値を特定するステップと、

前記フローサンプルカウントの前記リターンサンプルのサブサンプリングを使用して前記ロケーションの第2のドブライ値を特定するステップと、

前記サブサンプリングの関数であるファクタによって、前記第1のドブライ値が乗算されるステップと、

前記第2のドブライ値を前記乗算された第1のドブライ値に関係付けるステップと、

前記関連付けるステップの結果から前記スパークルを検出するステップと、
を実行する非一時的なコンピュータ可読記録媒体。

【請求項 11】

前記第1のドブライ値を特定するステップが、前記フローサンプルカウントの全ての前記リターンサンプルで第1の速度を特定するステップを含み、

前記第2のドブライ値を特定するステップが、前記フローサンプルカウントの半分又はそれよりも少ない前記リターンサンプルで第2の速度を特定するステップと、
を含むことを特徴とする請求項10記載の非一時的なコンピュータ可読記録媒体。

【請求項 12】

前記ファクタが2であり、

前記乗算するステップが、前記第1の速度に2を乗算するステップを含み、

前記第2の速度を特定するステップが、全ての残りの前記リターンサンプルで特定するステップを含むことを特徴とする請求項11記載の非一時的なコンピュータ可読記録媒体。

【請求項 13】

前記関係付けるステップが、正規化相関を関係付けるステップを含むことを特徴とする請求項10記載の非一時的なコンピュータ可読記録媒体。

【請求項 14】

前記検出するステップが、他のロケーションよりも相関関係の低いロケーションを識別するステップを含むことを特徴とする請求項10記載の非一時的なコンピュータ可読記録媒体。

【請求項 15】

スパークルの前記ロケーションの前記第1のドブライ値を低減するステップと、

前記低減するステップの後で、前記第1のドブライ値からドブライイメージを生成するステップと、

を含むことを特徴とする請求項10記載の非一時的なコンピュータ可読記録媒体。

【請求項 16】

前記スパークル以外に前記ロケーションのための前記第1のドブライ値を低減するステップと、

前記低減するステップの後で、前記第1のドブライ値からドブライイメージを生成するステップと、

を含むことを特徴とする請求項10記載の非一時的なコンピュータ可読記録媒体。

【請求項 17】

スキャン領域をスキャンするためのトランスデューサ及びビームフォーマと、

前記スキャンにより、前記スキャン領域のロケーションを表す第1のモーション値と、

50

前記スキャン領域のロケーションを表す第2のモーション値とを特定するドップラーエスティメータであって、前記第1のモーション値が、前記第2のモーション値とは異なる前記スキャンのサンプル数により特定されたドップラーエスティメータと、

前記第1および第2のモーション値の比較により、スパークルを有する前記ロケーションを識別するように構成されたプロセッサと、
を有することを特徴とするフロー画像におけるスパークルベースのプロセッシングのためのシステム。

【請求項18】

前記ドップラーエスティメータが、異なるパルス繰り返し周波数である異なる速度値として、前記第1および第2のモーション値を特定するように構成されていることを特徴とする請求項17記載のシステム。

10

【請求項19】

前記プロセッサが、相互相関である前記比較から識別されるように構成されており、前記第1および第2のモーション値を持つ前記ロケーションが、前記スパークルを有する前記ロケーションである他のロケーションよりも相関関係が低いことを特徴とする請求項17記載のシステム。

【請求項20】

スパークルを有する前記ロケーションの関数としてフィルタリングされた前記第1のモーション値からドブライメージを表示するように構成されたディスプレイをさらに含むことを特徴とする請求項17記載のシステム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波カラーフローイメージングにおけるスパークルの検出に関する。後方散乱エコーに相関損失があるときに、カラーフローイメージングは、アーチファクトの影響を受けやすい。相関損失は、表面粗さにより、腎臓結石のような潜在的な生理機能を示すことができる。相関損失は、位相ノイズまたは反響ノイズのようなシステムの不完全性に起因するものとみなされることがある。通常、ゲインまたは送信パワーは、感度の低下によるコスト削減のためではなく、このスパークルアーチファクトを低減するために低下される。カラーフローの空間的な分散を使用してスパークルを識別することができるが、アーチファクトと同様に、誤認された流れまたは乱流を低減することもできる。

30

【背景技術】

【0002】

初めに、好ましい実施形態が、カラーフローイメージングにおけるスパークルの検出のための方法、システム、コンピュータ可読媒体、及び導入手順について、以下に記載されている。カラーフローデータは、異なるパルス繰り返し周波数(PRF)で特定される。異なるPRFで特定されたカラーフローデータを関係付けることによって、スパークルが識別される。カラーフローイメージは、スパークル領域(例えば、腎臓結石イメージング)を維持している時にモーションを低減するように、又はモーション(例えば、システムノイズとしてスパークルを除去すること)を維持している時にスパークル領域を減少させるように、フィルタリングされてもよい。

40

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0003】

第1の要点として、カラーフローにおけるスパークルアーチファクトを検出するための方法が提供される。患者の体内のロケーションを表す第1のカラーフローデータが生成される。第1のカラーフローデータが、第1のパルス繰り返し周波数で生成される。患者の体内のロケーションを表す第2のカラーフローデータが生成される。第2のカラーフローデータが、第2のパルス繰り返し周波数で生成される。第1および第2のカラーフローデ

50

ータ間の類似性の程度が、ロケーションのそれぞれに対して画定される。カラーフロー画像が、ロケーションの関数として類似性の程度に基づいてフィルタリングされる。フィルタリングされたカラーフロー画像が表示される。

【0004】

第2の要点として、非一時的コンピュータ可読媒体には、その内部にドブライメージングにおけるスパークルを防止するためにプログラムされたプロセッサによって実行可能な手順を表すデータが記録されている。記録媒体は、超音波により複数のロケーションをスキャンするステップであって、リターンサンプルのフローサンプルカウントを提供するロケーションのそれぞれをスキャンするステップと、フローサンプルカウントのリターンサンプルを使用するロケーションのための第1のドブライ値を特定するステップと、
10 フローサンプルカウントのリターンサンプルのサブサンプリングを使用してロケーションの第2のドブライ値を特定するステップと、サブサンプリングの関数であるファクタによって第1のドブライ値が乗算されるステップと、乗算された第1のドブライ値を第2のドブライ値に関係付けるステップと、関係付けるステップの結果から、スパークルを検出するステップと、を含んでいる。

【0005】

第3の要点として、システムは、フローイメージのスパークルに基づくプロセスを実行するために提供される。トランスデューサ及びビームフォーマは、スキャン領域をスキャンするために提供される。ドブライエスティメータは、スキャンニングにより、スキャン領域のロケーションを表す第1のモーション値と、スキャン領域のロケーションを表す
20 第2のモーション値を特定するように構成されている。第1のモーション値は、第2のモーション値のものとは異なるスキャンのサンプル数により特定される。プロセッサは、第1および第2のモーション値の比較からスパークルを有するロケーションを識別するように構成されている。

【0006】

本発明は、以下に記載されたように規定され、いかなる場合にも、それらの記載に限定されるものと解釈してはならない。本発明のさらなる要点および利点は、好ましい実施形態として以下に記載されている。

【図面の簡単な説明】

【0007】

構成及び形状は、必ずしも一定の縮尺によるものではなく、その代わりに本発明の原理を強調するように描かれている。しかも、図面において、符号は、異なる方向から見たときの部分に関連付けて明示している。

【図1】図1は、モーションイメージングのスパークル検出のための方法に関する一実施形態のフローチャートを示している。

【図2A-D】図2A-Dは、類似性の関数としてフィルタリングするための重みの例を示すグラフである。

【図3A-D】図3A及び3Bは、異なるPRFで生成された速度イメージの例を示し、図3Cは、移動するスパークルのバイナリフィルタ又はマスクであり、図3Dは、図3Cのフィルタリングを行った後の図3Aのフローイメージである。
40

【図4A-D】図4A及び4Bは、異なるPRFで生成された速度イメージの例を示し、図4Cは、バイナリフィルタ又はマスクであり、図4Dは、スパークリング領域を拡張するためにフィルタリングした後の図4Aのフローイメージである。

【図5】図5は、フローイメージのスパークルに基づくプロセスの実行のためのシステムの一実施形態のブロックダイアグラムである。

【発明を実施するための形態】

【0008】

スパークリングアーチファクトは、超音波イメージングで検出される。スパークルは、トゥインクル(twinkle)ともいい、流体又は組織のモーションよりもよりランダムである。パルス繰り返し周波数(PRF)の変化は、スパークルアーチファクトのための異な
50

る情報を作り出すことがある。一般に、血流から特定された速度は、PRFに依存しない。異なるPRFにおける2つのイメージを生成するとともに、正規化相互相関を採用することによって、重み付けマトリックスは、低減されたスパークル（例えば、フローのみ又はより鮮明なフローイメージ）で、又は低減されたフロー（例えば、アーチファクトのみ又は石の強調）でイメージを作り出すように適用され得る。PRFの変化を使用することによって、スパークルアーチファクトが、感度に影響されることなく検出される。

【0009】

図1は、カラーフローにおけるスパークルアーチファクトを検出するための方法の一実施形態を示している。カラーフローは、流体又は組織のモーションのような、空間的なモーションイメージングを示すために使用される。「カラー」は、スペクトルドップラーイメージングと区別するために使用され、ここではレンジゲートのためのパワースペクトルが特定される。カラー「フロー」データは、流体モーションでなくとも（例えば、組織のモーションであっても）、および/または、カラーを表さなくとも（例えば、スカラであっても）よい。スパークルアーチファクトは、石からのリターンを強調するために、またはカラーフローイメージングのためシステムノイズを低減するために検出される。

10

【0010】

方法は、図5の超音波イメージングシステム10、プロセッサ24、又は異なるシステム、フィルタ、および/またはプロセッサによって実行される。例えば、超音波イメージングシステム10は、複数のアクトを実行する。他の例では、プロセッサ24は、アクト30においてスキャンするためのビームフォーマを制御し、アクト32~36においてドップラーエスティメータによってモーションデータの生成をもたらし、アクト46においてスキャンコンバータ、グラフィックメモリ、及び/又はディスプレイによってイメージの生成をもたらし、アクト40においてそれ自身で類似性を画定し、アクト42においてスパークルを検出し、アクト44においてフィルタリングを行う。さらに他の例では、分割フィルタが、アクト44を実行する。

20

【0011】

図1のアクトは、図示の順序で又は異なる順序で実行される。例えば、アクト34及び36は、図示の順序で、またはその逆の順序で実行される。さらに他の例では、1つのPRFのためのアクト30及び32が、もう1つのPRFのためのアクト30及び32が実行された後で繰り返される。

30

【0012】

図1に示された例に対して、付加的な、異なる又はより少ない構成要素が使用され得る。例えば、アクト42は、分割して実行されることはないが、アクト44のフィルタリングに代えて、類似性が検出としてのスパークルロケーションを示すところで実行される。他の例では、イメージは、アクト46では生成されない。アクト34及び36は、アクト32を実行するための一実施形態であるが、他の実施形態も提供され得る。

【0013】

アクト30において、患者のスキャン領域内の様々なロケーションが、超音波を用いてスキャンされる。超音波システムを使用する一実施形態では、患者すなわち領域が、イメージングを用いてリアルタイムでスキャンされる。スキャンされた領域は、患者のようなオブジェクトの内部である。スキャンは、ボリューム、面、または線の領域で行われる。面のスキャンニングは、異なるロケーション又は面の複数のサンプルを表すデータを提供する。領域を表すデータは、オブジェクトの空間的なサンプリングから形成される。空間的なサンプルは、音響サンプリンググリッドにおいて分配されたロケーションのためのものである。

40

【0014】

カラーフロースキャンのための領域は、1つの視野又は視野全体よりも狭い関心領域である。超音波システムは、Bモードイメージングを使用して視野をスキャンしてもよい。カラーフロー領域は、視野のサブセットである。使用者またはプロセッサは、カラーフロースキャンを行う関心領域を画定する。代替的に、カラーフロー領域は、視野全体であっ

50

てもよい。

【0015】

1又は2以上のスキャンラインに沿った空間的なサンプルが受信される。送信ビームが1つの受信スキャンライン上に当てられるところでは、1つのスキャンラインに沿ったりターンまたはエコーサンプルが受信される。送信ビームが複数の受信スキャンライン上に当てられるところでは、複数のスキャンラインに沿ったサンプルが受信される。同時に異なる受信ビームのサンプルを生成するため、平行な受信ビーム形成が実行される。例えば、システムは、2またはそれ以上、数十、または数百の受信ビームを並列に形成することができる。代替的に、エレメントから受信された信号は、記憶され、連続的に処理される。空間サンプルが、1つおよび/または連続する複数の送信ビームに応答して、関心領域において複数の受信ラインのために取得される。

10

【0016】

スキャンニングは、領域をカバーするため複数回実行される。アクトは、関心領域の異なる箇所をスキャンするように繰り返される。代替的に、関心領域全体のデータを得るように、一回のスキャンが実行される。

【0017】

関心領域の全体が、連続して複数回スキャンされる。連続する異なる回数 of スキャンニングにより、モーションに関連した空間サンプルが得られる。公知の又は将来開発されるパルスシーケンスが使用されてもよい。少なくとも2つの(フローサンプルカウント)送信のシーケンスが、それぞれスキャンラインに沿って提供される。例えば、フローサンプルカウントが10~20のとき、その結果それぞれのロケーションに対して10~20のサンプルになる。パルス繰り返し周波数(例えば、ロケーションのためのサンプリングレート)、フローサンプルカウント(例えば、ロケーションのため、又は特定のために使用されるサンプルカウント)、及びパルス繰り返しインターバル(例えば、ロケーションのための各サンプルを取得する間の時間)のいずれが使用されてもよい。

20

【0018】

シーケンス又はリターンサンプルの送信に対するエコー応答は、所定時間内における、速度、エネルギー(電力)、および/又は分散を特定するのに使用される。ラインに沿った送信は、別のラインに沿った送信とインターリーブすることができる。インターリーブとともにまたはインターリーブなしで、与えられた時間のための空間サンプルが異なる時間からの送信を使用して取得される。異なるスキャンラインからの特定は連続的に取得されてもよいが、ユーザの視点からは同時に表示するためには十分な速さである。複数のスキャンが、異なる時間の特定値を取得するために実行される。

30

【0019】

異なるPRF又はフローサンプルカウントに回答するデータを生成するために、サンプルが、1つのPRF又はフローサンプルカウントでスキャンすることにより取得されるようにしてもよい。これらのサンプルのサブセットが、より低いPRFで特定するために使用されてもよい。代替的に、スキャンが繰り返し行われてもよい。1回目の繰り返しのため、リターンサンプルは、1つのPRFで取得される。その後の繰り返しのため、リターンサンプルは、他のPRFで取得される。異なるフローサンプルカウントでリターンサンプルを取得するため異なるPRFでの連続送信によって、異なるPRFでフローを特定するためのサンプルが取得される。

40

【0020】

代替実施形態において、リターンサンプル又はフローの特定は、ネットワーク上での転送またはメモリからのローディングによって取得される。スキャンによってあらかじめ取得されたデータが取得される。

【0021】

アクト32において、エスティメータ又はディテクタが、患者のロケーションを表すカラーフローデータを生成する。カラーフローデータは、速度、エネルギー(例えば、電力)、及び/又は分散の特定を含む。一実施形態において、少なくとも速度が特定される。カ

50

ラーフローデータは、液体又は組織のいずれのためのものであってもよい。速度、エネルギー、及び/又は組織のモーションの分散の特定が、生成されてもよい。液体のモーションであるかまたは組織のモーションであるかに関わらず、いずれのモーションデータが取得されてもよい。カラーフローデータは、液体のモーションとして以下のサンプルで使用されるが、代替的に又は付加的に組織のモーションデータであってもよい。

【0022】

受信された空間的サンプルが、クラッタフィルタリングされてもよい。クラッタフィルタは、液体であって組織のモーションでないものに関連する周波数、又は組織のモーションであって液体でないものに関連する周波数を通過する。クラッタフィルタリングは、所定の時間でのモーションを特定するためのパルスシーケンスの信号のフィルタリングである（例えば、フローサンプルカウントのサンプル）。与えられた信号が、クラッタフィルタリング及び特定のためのムービングウィンドウに関するような、異なる時間の表示を特定のために使用されてもよい。異なるフィルタ出力は、異なる時間におけるロケーションのためのモーションを特定するために使用される。

10

【0023】

カラーフローデータは、空間的なサンプルから生成される。自己相関のようなドップラプロセスが使用されてもよい。他の実施形態において、一時的相関が使用されてもよい。カラーフローデータを特定するために、他のプロセスが使用されてもよい。カラードップラパラメータ値（例えば、速度、エネルギー又は分散の値）が、異なる時間において得られた空間的サンプルから特定される。異なる時間における同じロケーションでの2つのサンプル間の周波数の変化（例えば、ドップラシフト）は、速度を示す。2つまたはそれ以上のサンプルのシーケンス（例えば、フローサンプルカウント）は、カラードップラパラメータ値を特定するために使用されてもよい。特定値は、完全に分離された又は独立のグルーピング、又は重なり合ったグルーピングのような、受信信号の異なるグルーピングのために形成される。それぞれのグルーピングのための特定値は、所定の時間における空間ロケーションを表している。

20

【0024】

特定は、異なるサンプリングされた空間ロケーションのために実行される。例えば、平面上の異なるロケーションの速度は、スキャンに応じたエコーから特定される。カラーフローデータの複数のフレームが、それぞれ異なる時間における関心領域を表すために所得されてもよい。

30

【0025】

特定値が、閾値であってもよい。閾値は、速度及び/又は電力に対して適用される。例えば、低速度の閾値が適用される。閾値を下回る速度は、削除されるか、例えば0のような他の値に設定される。その他の例としては、エネルギーが閾値を下回るとき、同じ空間ロケーションの速度値は、削除されるか、例えば0のような他の値に設定される。代替的に、特定された速度は、閾値に関係なく使用される。

【0026】

取得されたモーション又はカラーフローデータは、フローサンプルカウントを越える受信信号から特定されているにもかかわらず、データのフレーム又は所定の時間における患者を表すイメージである。Bモードデータのような他のデータが生成されてもよい。Bモードイメージは、カラードップラ速度を示す関心領域と重なりあっているか、またはその関心領域と関連性を持っている。関心領域内において、流れのないロケーションは、Bモードデータとして示される。

40

【0027】

スパークルを検出するため、異なるPRFにおける同じロケーションを表すデータの2以上のフレームが生成される。同じデータからフレームを生成することによって、ロケーションも同じになる。フレームが連続的なスキャンで生成されるところで、同じロケーションは、トランスデューサ及び/又は組織のモーションに全く同じにはならないかもしれないが、一般には同じである。

50

【 0 0 2 8 】

アクト 3 4 及び 3 6 は、異なる P R F の 2 つのフレームが 2 つのファクタを使用して生成される一実施形態を示す。アクト 3 4 において、データの 1 つのフレームが、1 つの P R F に対して生成される。例えば、ドップラー値が、1 つのサンプルカウント（例えば、1 6 ）のリターンサンプルを使用して特定される。速度または他のモーション値が、P R F を用いて、フローサンプル値に関連して、かつフローサンプルカウントに対応してそれぞれのロケーションについて特定される。

【 0 0 2 9 】

フローピクセルの実速度 v_t は、次のように表すことができる。

【 数 1 】

$$v_t = \arg \sum_i z(i) \times z^*(i-1) = 2n\pi + v_d$$

ここで、 z はカラーアンサンプルサンプル、 v_d はドップラー速度特定値、 i はサンプルのインデックス、 n は整数、及び $-v_d$ である。速度イメージ、即ち速度値のフレームは、次のように表すことができる。

【 数 2 】

$$vel_{image} = v_t \bmod 2\pi = v_d$$

速度値のフレームの他の数式が使用されてもよい。

【 0 0 3 0 】

値が、同じフローサンプルカウントから特定される場合には、フレームのうちの 1 つに対する P R F は、取得されたサンプルの所与の最大 P R F を提供し、フローサンプルの全てである。代替的に、サブサンプリングが使用される（例えば、フローサンプルカウントとして 2 0 のサンプルが取得されるが、使用するのは 1 6 だけ）。

【 0 0 3 1 】

より大きい P R F を有するデータのフレームのため、特定された速度が、ファクタによって乗算される。ファクタは、他の P R F のサブサンプリングの量に関連しているかまたは同じであるか、または P R F の違いを反映している。例えば、ファクタ 2 によるフローサンプルカウントのサブサンプリングは、得られた速度値を 2 倍することになる。より正確な比較のため、十分な又はより大きいフローサンプルカウント（例えば、P R F の 2 倍）を使用する速度の特定は、2 で乗算される。 $\{2v_d\} \bmod 2\pi$ は、2 によって乗算されたオリジナルイメージを単純化し、2 によってラップされている。

【 0 0 3 2 】

特定された速度をファクタで乗算するように、いずれの乗算を使用してもよい。一実施形態において、ラッピングがオーバーフロー時に固有のものであるように（例えば、もし元の速度が 8 ビット 2^s の補完であるならば、 2^s で 2 によって乗算を行う補完演算が自動的に所望の乗算を実行する。）、有限精度演算を使用して速度は 2 で乗算される。ファクタが 2 以外では、乗算式は次のように表すことができる。

【 数 3 】

$$vel_{times\delta} = \{\delta v_d\} \bmod 2\pi$$

【 0 0 3 3 】

代替的に、特定された速度はファクタで乗算されない。スパークル検出のための相関関

10

20

30

40

50

係は、ロケーションによる変化に依存しており、それぞれのロケーションに対して類似の大きさを有することが、ラッピングのないいくつかのケースでは必要とされない。

【0034】

1つのPRFとモーションデータとを比較するため、モーションデータが、アクト36において他のPRFで生成される。ドブラーエスティメータが、患者の体内のロケーションを表すカラーフローデータの第2のフレームを生成する。カラーフローデータの第2のフレームが、第2のパルス繰り返し周波数で生成される。異なるフローサンプルカウントが使用される。リターンサンプルの同じセットまたはリターンサンプルの異なるセットが使用される。異なるセットからドブラー値を特定するため、異なるセットは、異なるフローサンプルカウントおよび/またはPRFを有している。同じセットからドブラー値を特定するため、サブサンプリングが使用される。同じリターンサンプルが、PRFを減少させるとともにフローサンプルカウントを低減するように、サブサンプリングされる。

10

【0035】

任意の減少またはサブサンプリングを使用することができる。例えば、フローサンプルカウントは、半分にすなわち2分の1に減少される。他の全部（例えば、サンプル1-16が、1つのフレームのために使用され、偶数又は奇数の番号のサンプルだけが、他のフレームのために使用される。）または他のグルーピングは、リターンサンプルの半分を使用する結果になる。3分の1毎、又は全てよりも少ない、半分よりも少ない、及び/又は速度値の他のフレームのため使用されるよりも少ない他のグルーピングが使用されてもよい。任意の整数または実数値のサブサンプリングファクタを使用することができる。

20

【0036】

1つの代表例として、サブサンプリングされたイメージ $vel_{subsampled}$ が次のように作成されます。

【数4】

$$vel_{subsampled} = \left\{ \arg \sum_i z(2i) \times z^*(2i-2) \right\} \bmod 2\pi$$

30

実際の血流に対して、ファクタ2を使用するサブサンプリングされたイメージは、実際の速度の2倍になり、次のように表される。

【数5】

$$\arg \sum_i z(2i) \times z^*(2i-2) \approx 2v_t$$

この近似式をサブサンプリングされたイメージに適用すると、次式が得られる。

40

【数6】

$$vel_{subsampled} \approx \{2v_t\} \bmod 2\pi = \{4n\pi + 2v_d\} \bmod 2\pi = \{2v_d\} \bmod 2\pi.$$

これは、速度が、サブサンプリングファクタによる実際の速度よりも大きいことを示している。PRFの2倍に特定された速度は、結果としてPRFで特定された速度の2倍の値になる。

【0037】

2以外の他のファクタによるサブサンプリングが使用しているので、サブサンプリングされた速度データの1以上のフレームが生成されてもよい。例えば、モーションデータが

50

、2又は3のファクタでサブサンプリングされて生成されてもよい。得られたフレームは平均化または他の方法で組み合わせられてもよい。 $vel_{subsampled}$ の複数のバージョンは、相関関係付けを実行する前に、実際の速度の精度を高めるために平均化される。例えば、 $vel_{subsampledAVG}$ を生成するように $\arg z(2i) \times z^*(2i-2)$ と $\arg z(2i-1) \times z^*(2i-1)$ の平均をとってもよい。平均は、より一般化すると次のようになる。

【数7】

$$vel_{subsampledAVG} \approx AVG(\{\delta v_d\} \bmod 2\pi, \{\delta v_d'\} \bmod 2\pi)$$

ここに、 δ はサブサンプルファクタである。

10

【0038】

アクト40において、プロセッサが、異なるPRFで特定されたカラーフローデータとフローサンプルカウントの間の類似性の程度を画定する。速度のフレームのようなデータの2つのフレームが、類似性を画定するために比較される。

【0039】

血流を表すエリアである $vel_{times2} = \{2v_d\} \bmod 2$ に対して、 $vel_{subsampled}$ と vel_{times2} が高度の空間的相関を有していなければならない。スパークルのような本質的にランダムに存在するアーチファクトに対して、それらの空間的相関は低い。

【0040】

類似性は、ロケーションの関数として画定される。異なるフレームのデータ間の類似性は、ロケーションのそれぞれに対して画定される。類似性が異なってもよい。代替的に、類似性は、各ロケーションの中心における任意のサイズ（例えば、5軸及び3ラテラル又は2Dカーネルサイズが、 $\{\text{軸方向サンプル} 2A+1\} \times \{\text{横方向サンプル} 2B+1\}$ である。）のカーネルに基づいている。類似性は、ロケーションの関数として画定される。

20

【0041】

類似性の任意の測定が使用されてもよい。一実施形態において、絶対的な相違の最小和が使用される。他の実施形態において、相互相関のような相関が使用される。例えば、サブサンプリングされた特定からのドップラー値が、サブサンプリングファクタによって乗算された全特定からのドップラー値で関係付けられる。相互相関または他の類似性が、正規化されてもよい。類似性の程度は、2つの信号 $vel_{subsampledAVG}$ 及び vel_{times} 間の正規化相互相関(NCC)を使用して定量化されてもよい。ゼロ遅れにおける軸方向および横方向に沿ったデータのセグメントを使用する2D正規化相互相関が、次のように実行される。

30

【数8】

$$\rho(i, j) = \frac{\sum_{l=j-B}^{j+B} \sum_{k=i-A}^{i+A} vel_{subsampledAVG}(k, l) vel_{times\delta}(k, l)}{\sqrt{\sum_{l=j-B}^{j+B} \sum_{k=i-A}^{i+A} vel_{subsampledAVG}(k, l)^2} \sqrt{\sum_{l=j-B}^{j+B} \sum_{k=i-A}^{i+A} vel_{times\delta}(k, l)^2}}$$

40

ゼロ遅れにおける正規化相互相関係数 $\rho(i, j)$ は、全てのサンプルについて計算される。他の相関、又は異なるPRF又はフローサンプルカウントで特定されたデータのフレーム間の類似性の測定が、使用されてもよい。

【0042】

アクト42において、プロセッサは、類似性からスパークルを検出する。異なるPRFを有するデータ間の高い相関を持つロケーションは、スパークルではなく、モーションである。低い相関を持つロケーションは、スパークルである。相関の結果は、低い相関を持つロケーションを識別する。与えられたイメージングアプリケーションのための実験的に開発された閾値のような任意の閾値が、モーションからスパークルを区別するために使用されてもよい。

50

【 0 0 4 3 】

代替的な実施形態において、プロセッサは、スパークル又はスパークルを有するロケーションを特別に検出するものではない。ロケーションの関数としての類似性は、スパークルとして与えられたロケーションを特に識別することなくロケーションを示すことがある。検出が、ロケーションの関数として類似性の創出によって提供される。

【 0 0 4 4 】

アクト 4 4 において、プロセッサ又はフィルタが、カラーフローイメージをフィルタリングする。カラーフローイメージは、速度もしくはイメージ（例えば、スカラー特定値又はドップラー値）を生成するために使用される他のモーションデータであるか、または RGB もしくは他のディスプレイのためのデータである。カラーイメージは、フルサンプルカウントで生成された速度のように、より大きな PRF で生成された特定値から作成される。代替的に、カラーフローイメージは、サブサンプリングから創出される。他の代替案において、カラーフローイメージは、サンプルの異なるスキャンから創出され、類似性の画定のために使用されたデータから創出されるのではない。

10

【 0 0 4 5 】

フィルタリングは、ロケーションの関数として類似性の程度に基づいてなされる。スパークルを抑制するため、フィルタリングは、類似性の低いロケーションにおける値をより強く減少させる。スパークルを高めるため、フィルタリングは、類似性の高いロケーションにおける値をより強く減少させる。フィルタリングは、いくつかのドップラー値の変更を回避するが、他の値は減少させる。代替的に、フィルタリングは、結果的に全ての値の大きさを変更する。

20

【 0 0 4 6 】

速度値について、減少は、速度がゼロに近づくことである。負または正の速度は、その方向を維持しつつ、低い負または正の速度に減少される。エネルギー値については、特定値は符号（正負）に関係しない。減少は、特定値をゼロに近づけることである。

【 0 0 4 7 】

減少させるため、又はフィルタリングするため、モーションデータは重みで乗算される。重みは、0 と 1 の間の小数值である。重みを加算、減算、除算するような、他の重み付けがされてもよい。カラーフローイメージまたは他のモーションデータが、ロケーションの関数としての重みによって重み付けされる。

30

【 0 0 4 8 】

重みは、類似性の程度によってマッピングされる。ピクセルバイピクセルまたはロケーション特定重み付けマトリックス（location specific weighting matrix）が、創出される。それぞれのロケーションに対する類似性の程度は、そのロケーションに対する重みにマッピングされる。結果として、重み付けは、ターゲットに依存する。重みは、類似性のレベルの関数として変化し、モーション信号を通過し、スパークルアーチファクトを削除するかまたは減少させるように、スパークルの関数としての減少のために提供される。

【 0 0 4 9 】

減少の任意の総量を提供することができる。2 - D 相互相関について、正規化相互相関係数は、- 1 ~ 1、または 0 ~ 1 の範囲であってもよい。相互相関係数は 1 であれば、2 つの信号は同一であり、相関関係係数がゼロに近いまたはゼロ以下である場合、それらは相関関係がないとみなされる。正規化された値の範囲内の任意の閾値を使用することができる。一実施形態において、閾値は、バイナリ重みのために使用される。閾値を超えると、重みは 1 又は 0 である。閾値を下回ると、重みは他方の 0 又は 1 である。閾値に等しいときは、0 又は 1 にマッピングすることができる。その結果、フィルタとしてのバイナリマスクである。スパークルに関連する値は、残された値のみ、またはバイナリマスクでフィルタリングされた後に除去された値のみである。スパークルに関連しない値は、除去されるかまたは残されたままである。

40

【 0 0 5 0 】

一実施形態において、正規化相関関係係数が、閾値が > 0 のセットよりも大きいかま

50

たは等しいとき、サンプル値は0で乗算される。もしも相関関係係数が閾値よりも小さければ、サンプル値は1で乗算される。この場合は、スパークルが所望の情報を示す腎臓結石または胆石をエンハンスするために使用することができる。より高い類似性に関連する（例えば、モーションに関連する）ロケーションは、除去されるかまたは減少される。

【0051】

他の実施形態では、係数が設定された閾値 > 0 よりも大きいか等しいときに、サンプル値は1で乗算される。係数が閾値よりも小さいときは、サンプル値は0で乗算される。低い類似性に関連する（例えば、スパークルに関連する）ロケーションのモーションデータは、モーションロケーションのモーションデータが維持されている間に、削除されるか減少される。

10

【0052】

バイナリマスク以外の他の重みマッピングを使用してもよい。重み付けマトリックスは、0又は1のマスクを使用する代わりに、一般化してもよい。重み付けマッピングの類似性のサンプルを図2AからDに示す。正規化相互相関係数は、重みにマッピングされる。図2AからDのマップは、スパークルのロケーションにおける速度または他のモーションデータを低減するためのものである。図2AからDの重みを適用することによって、より大きい類似性のロケーションが、より小さい類似性のロケーションよりも強く重み付けされ、スパークルのロケーションのためのドップラー値が減少する。逆マッピングを使用して、スパークル以外のロケーションのためのドップラー値を低減するため、より大きい類似性を有するロケーションよりも、より小さい類似性を持つロケーションに、より強く重み付けしてもよい。重み付けするための類似性の、他の線形又は非線形マッピングを使用してもよい。

20

【0053】

アクト46において、フィルタリングされたカラーフローイメージが表示される。超音波システムが、イメージを創出するためのデータのフィルタリングされたフレームを加工する。空間的フィルタリング、一時的フィルタリング、スキャンコンバージョン又は他のイメージプロセスが実行される。スカラ値が、速度スケールを使用するカラー値にマッピングするように、ディスプレイ値にマッピングされる。その結果としての画像は表示のためにバッファリングされる。ディスプレイ値は、ディスプレイに対するバッファリングによって提供される。

30

【0054】

カラーフロー（例えば、ドップラーエネルギー又はドップラー速度）、ドップラー組織モーションまたは他のモーションイメージが生成される。イメージは、他の情報が含まれていてもよい。例えば、イメージは、Bモードデータ上にカラーフローデータを重ね合わせる。組織のないロケーション又は十分な流れに関連するロケーションでは、カラーフローデータ（例えば、速度）は、表示のための色を画定するために使用される。組織ロケーション又は流れが少ないか全くないロケーションでは、Bモードデータが使用される。

【0055】

イメージは、スパークルアーチファクト又は粗い面に関連しないモーション情報を削除するかまたは減少されて、変更されたモーション値（例えば、速度またはエネルギー）を含んでいる。速度イメージのようなカラーフローイメージが、類似性に基づいてフィルタリングされた後のドップラー値から生成される。その結果として、カラーフローイメージは、他のモーション情報のない石または他の粗面ターゲット、またはスパークルアーチファクトの少ない流れを色付けする。例えば、腎臓結石または胆石のイメージが表示される。他の例としては、流体イメージの速度が表示される。

40

【0056】

図3AからD及び図4AからCは、2つのサンプルを示している。図3A、B及び図4A、Bは、Bモードと組み合わせた速度イメージを示している。速度情報は、色でマッピングされている。これらのイメージの速度部分は、モーションデータのフレームを表している。図3A及び4Aにおいて、イメージは、フルフローサンプル値又はより高いPRF

50

からの特定値を使用する。図 3 B 及び 4 B において、イメージは、ファクタ 2 による同じリターンサンプルのサブサンプリングからの特定値（例えば、フルフローサンプル値の他の全てのサンプルを使用する速度の特定値）を使用する。図 3 B 及び 4 B は、より低い PRF で特定されたモーションデータからのものである。

【 0 0 5 7 】

図 3 C は、スパークルが検出されなかい 2 つのホワイト領域を示している。閾値を下回る相関を有する流れ領域は、0 で重み付けされ、その結果図 3 C のクリーンフローを通過するためマスク内に存在する。図 3 C のマスクを図 3 A のイメージに適用することにより、図 3 D の速度イメージが得られる。このイメージでは、削除されたかまたは減少されたスパークルを有している。B モード情報は、非モーションロケーションのために提供されてもよい。

10

【 0 0 5 8 】

図 4 A は、カラーフローイメージを示している。スパークルに関連するロケーションが通過する（例えば、1 を重み付けする）またはスパークルに関連しないフロー情報の削除するバイナリマスク（図 4 C 参照）は、図 4 A 及び 4 B のモーション情報の相関によって作成される。得られたバイナリマスクを図 4 A に適用することによって、カラーフロー又はスパークルに関連するロケーションのためのモーション情報が、他のロケーションのためのモーション情報を削除している間、維持される。結果として図 4 D は、血液の流れ又は組織のモーションのない腎臓結石を表すスパークルとしての色情報を示している。B モード情報は、動きのないロケーションのために提供されてもよい。

20

【 0 0 5 9 】

図 5 は、フローイメージにおける（例えば、カラーフロー、組織のモーション又は他のモーションイメージングにおける）、スパークルに基づくプロセスのためのシステム 10 の一実施形態を示している。システム 10 は、図 1 の方法または他の方法を実行する。異なる PRF でモーションデータを特定することによって、モーションデータが、スパークルを表示するために比較されてもよい。比較の結果は、検出されたスパークルロケーションに基づいて、プロセス、フィルタリング又は他のイメージングに使用される。

【 0 0 6 0 】

システム 10 は、送信ビームフォーマ 12、トランスデューサ 14、受信ビームフォーマ 16、メモリ 18、フィルタ 20、フォローエスティメータ 22、他のメモリ 28、プロセッサ 24 及びディスプレイ 27 を含んでいる。付加的な、代替的な又はより少ない構成であってもよい。例えば、システムは、B モード検出器を含んでいる。その他の例としては、フローエスティメータ 22 およびプロセッサ 24 は、送受信ビームフォーマ 12、16 のような、フロントエンド要素がなくともよい。さらに他の例としては、メモリ 18 及び 28 が 1 つの部品として構成されてもよい。

30

【 0 0 6 1 】

一実施形態では、システム 10 は、医用診断超音波システムである。他の実施形態では、システム 10 は、コンピュータまたはワークステーションである。さらに別の実施形態では、フローエスティメータ 22 は、医用診断超音波システムまたは他の医用イメージングシステムの一部であり、プロセッサ 24 は、超音波イメージングシステムを形成する、別体のワークステーションまたはリモートシステムである。

40

【 0 0 6 2 】

トランスデューサ 14 は、複数のエレメントから構成されたアレイである。エレメントは、 piezo 電気式又は静電容量式のエレメントである。アレイは、1 次元アレイ、2 次元アレイ、1.5 次元アレイ、1.25 次元アレイ、1.75 次元アレイ、環状アレイ、多次元アレイ、蛇行 (wobbler) アレイ、それらの組み合わせ、又は、他の現在公知のものしくは今後開発されるアレイで構成されている。トランスデューサエレメントは、音響的および電氣的エネルギーを交互に変換する。トランスデューサ 14 は、送受信スイッチを介して送信ビームフォーマ 12 および受信ビームフォーマ 16 と接続されるが、他の実施形態において、接続されないで使用されてもよい。

50

【 0 0 6 3 】

送信ビームフォーマ 1 2 および受信ビームフォーマ 1 6 は、トランスデューサ 1 4 で患者の領域をスキャンするためのビームフォーマである。送信ビームフォーマ 1 2 は、トランスデューサ 1 4 を使用して、領域をスキャンするために 1 つまたは 2 以上のビームを送信する。ベクタ (Vector : 登録商標)、セクタ、リニア又は他のスキャンフォーマットが使用されてもよい。受信ラインおよび / または送信ビームは、スキャン領域に割り当てられる。受信ビームフォーマ 1 6 は、異なる深さにおいて受信ビームをサンプリングする。異なる時間における同じロケーションのサンプリングは、フローを特定するためのシーケンスが得られる。

【 0 0 6 4 】

送信ビームフォーマ 1 2 は、プロセッサ、遅延器、フィルタ、波形発生器、メモリ、位相回転器、デジタル・アナログ・コンバータ、増幅器、それらの組み合わせ、または、他の現在公知の又は今後開発される送信ビームフォーマコンポーネントである。一実施形態において、送信ビームフォーマ 1 2 は、エンベロープサンプルをデジタル的に生成する。フィルタリング、遅延、位相回転、デジタルアナログ変換、及び増幅を使用することによって、所望の送信波形が形成される。スイッチングパルスまたは波形発生メモリのような、他の波形発生器が使用されてもよい。

【 0 0 6 5 】

送信ビームフォーマ 1 2 は、トランスデューサ 1 4 上に送信アパーチャのそれぞれのエレメントに対して送信波形の電気信号を生成するための複数のチャンネルとして形成されている。波形は、所望の中心周波数、又は 1 サイクル、複数のサイクルおよび / または分数倍サイクルのユニポーラ、バイポーラ、ステップ、正弦波又は他の波形である。波形は、音響エネルギーのフォーカシングのための、遅延及び / 又は位相整合及び増幅の関連性を有する。送信ビームフォーマ 1 2 は、アパーチャ (例えば、動作中のエレメントの数)、複数のチャンネルを横断するアポダイゼーションプロファイル (例えば、形状または重心)、複数のチャンネルを横断する遅延プロファイル、複数のチャンネルを横断する位相プロファイル、中心周波数、周波数帯域、波形形状、サイクル数及び / 又はそれらの組み合わせを変更するためのコントローラを有する。送信ビームフォーカスは、これらのビーム形成パラメータに基づいて生成される。

【 0 0 6 6 】

受信ビームフォーマ 1 6 は、プリアンプ、フィルタ、位相回転器、遅延器、サマー (summer)、ベースバンドフィルタ、プロセッサ、バッファ、メモリ、それらの組み合わせまたは他の現在公知の又は今後開発される受信ビームフォーマコンポーネントである。受信ビームフォーマ 1 6 は、トランスデューサ 1 4 上に衝突するエコー又は音響エネルギーを表す電気信号を受信するための複数のチャンネル内に形成されている。トランスデューサ 1 4 内の受信アパーチャのそれぞれのエレメントからのチャンネルは、アンプ及び / 又は遅延器に接続されている。アナログ・デジタル・コンバータは、増幅されたエコー信号をデジタル化する。データを受信したデジタルラジオ周波数は、ベースバンド周波数に復調される。動的受信遅延のような受信遅延及び / 又は位相回転は、増幅器及び / 又は遅延器によってそこに適用される。デジタル又はアナログサマーは、1 つまたは複数の受信ビームのためのリターンサンプルを形成するように受信アパーチャの異なるチャンネルからのデータを結合する。サマーは、シングルサマー又はカスケード接続されたサマーである。一実施形態において、ビームフォーマサマーは、位相情報が形成されたビームのために維持されるように、複雑な方法でインフェーズと直交チャンネルデータを加算するように構成されている。代替的に、ビームフォーマサマーは、位相情報を維持することなく、データ増幅又は強度を加算する。

【 0 0 6 7 】

受信ビームフォーマ 1 6 は、送信ビームに応答して受信ビームを形成するように構成されている。例えば、受信ビームフォーマ 1 6 は、それぞれの送信ビームに応じて 1、2 または 3 以上の受信ビームを受信する。受信ビームは、送信ビームに対して、同一直線上、

10

20

30

40

50

平行及びオフセットまたは非平行である。受信ビームフォーマ16は、スキャンした領域の異なる空間ロケーションを表す空間サンプルを出力する。一度、チャンネルデータが、スキャンライン11に沿って空間ロケーションを表すようにビーム形成され、又は組み合わせられると、データは、チャンネルドメインからイメージデータドメインへ変換される。位相回転器、遅延器、及び/又はサマーは、平行受信ビーム形成のために繰り返されてもよい。1又は2以上の平行受信ビームフォーマが、初期増幅を分割するように、チャンネルの部分を分割してもよい。

【0068】

組織モーションまたは流体速度のようなイメージングモーションに対して、複数の送信および対応する受信が、複数の実質的に同じ空間ロケーションのそれぞれに対して実行される。それぞれ与えられたロケーションに対する異なる受信イベント間の位相変化が、組織または流体の速度を示す。速度サンプルグループは、複数のスキャンライン11のそれぞれについて、複数の送信に対応する。スキャンライン11のような、実質的に同じ空間ロケーションが、速度サンプルグループ内でスキャンされた回数は、速度またはフローサンプルカウントである。異なるスキャンラインのための送信、異なる速度サンプルグループ又はイメージングの異なるタイプが、インターリーブされてもよい。速度サンプルカウント内の実質的に同じスキャンライン11への送信する間の合計時間は、パルス繰り返しインターバルである。パルス繰り返しインターバルは、パルス繰り返し周波数又はその逆を特定する。

【0069】

メモリ18は、ビデオランダムアクセスメモリ、ランダムアクセスメモリ、リムーバブル記録媒体（例えば、ディスク又はコンパクトディスク）、ハードドライブ、データベース、コーナータニングメモリ（corner turning memory）、またはデータまたはビデオ情報を記録する他の記憶装置である。一実施形態において、メモリ18は、モーションパラメータ特定軌道のコーナータニングメモリである。メモリ18は、実質的に同一のスキャンラインに沿って複数の送信に回答する信号を記憶するように構成されている。メモリ22は、音響グリッド、デカルトグリッド、デカルト座標グリッドと音響グリッドの両方、または3Dグリッド内のボリュームを表す超音波データでフォーマットされた超音波データを記憶するように構成されている。複数のロケーションのそれぞれに対するフローサンプルカウントのリターンサンプルが記憶される。

【0070】

フィルタ20は、クラッタフィルタ、有限インパルス応答フィルタ、無限インパルス応答フィルタ、アナログフィルタ、デジタルフィルタ、それらの組み合わせまたは他の現在公知の又は今後開発されるフィルタである。一実施形態において、フィルタ20には、ベースバンドに信号をシフトするミキサと、ベースバンドから離れた周波数において、情報の削除または最小化のためのプログラマブルローパスフィルタが含まれている。他の実施形態では、フィルタ20は、ローパスフィルタ、ハイパスフィルタ、又はバンドパスフィルタである。フィルタ20は、流体から速度を低下させるか、その代わりに流体からの速度情報を維持しながら、組織のデータの影響を減少させる。フィルタ20は、セットレスポンスを持っているか、または信号のフィードバックや他の適用過程の機能としてのモーションを変更するように、プログラムされていてもよい。さらに他の実施形態では、メモリ18及び/又はフィルタ20は、フローエスティメータ22の一部であってもよい。

【0071】

ドップラー又はフローエスティメータ22は、カラーフローデータを特定するドップラープロセッサ又は相関関係プロセッサである。代替的な実施形態では、速度、パワー（例えば、エネルギー）、及び/又はいずれの又は様々なインプットデータからのバリエーションを特定するための現在公知の又は今後開発される他のデバイスが提供されてもよい。エスティメータ22は、異なる時間における実質的に同じロケーションに関連する複数の信号を受信し、同じロケーションからの連続した信号間の位相における変化又は変化の平均に基

10

20

30

40

50

づいてドップラーシフト周波数を特定する。速度が、ドップラーシフト周波数から計算される。代替的に、ドップラーシフト周波数は、速度として使用される。電力又はバリエーション (variance) が、計算されてもよい。

【 0 0 7 2 】

カラーフローデータ (例えば、速度、電力、及び / 又はバリエーション) が、ビーム形成されたスキャンサンプルからスキャン領域における空間ロケーションに対して特定される。例えば、フローデータは、平面における異なる複数のロケーションを表している。カラーフローデータは、組織及び / 又は流体のモーションデータである。

【 0 0 7 3 】

フローエスティメータ 2 2 は、十分なモーション情報を識別するための 1 つまたは 2 以上の閾値を適用してもよい。例えば、速度を識別するための速度及び / 又は電力の閾値化が使用されてもよい。代替的な実施形態では、分離型プロセッサ又はフィルタに閾値が適用される。他の実施形態では、閾値化は、例えばプロセッサ 2 4 によって、いずれかのモーション抑制後に適用される。

10

【 0 0 7 4 】

フローエスティメータ 2 2 は、異なる時間でのスキャン領域を表すデータのフレームを出力する。与えられたフローサンプルカウントのためのビーム形成されたサンプルが、時間を特定するために使用される。データのオーバーラップを有するムービングウィンドウが、他の時間の特定に使用される。異なる時間でのそれぞれのロケーションの速度が出力される。

20

【 0 0 7 5 】

2 又は 3 以上のフレームが、同じロケーションのスキャンニングにより特定される。フレームは、同じ又は異なる時間のためのものである。連続的なスキャンニングに対して、フレームは、異なる時間でのロケーションを表している。同じフローサンプルカウントのためのサンプルがフレームを特定するために使用される場所で、フレームは同じ時間を表している。

【 0 0 7 6 】

2 又は 3 以上のフレームが、異なるように特定される。それぞれのフレームの特定に使用されたサンプル数は異なっている。PRF 又は特定におけるフローサンプルカウントは、フレーム毎に異なっている。例えば、16 個のサンプルが得られ、1 つのフレームにおける速度を特定するために使用される。すべての他のサンプル (例えば、8 個のサンプル) が、他のフレームにおける速度を特定するために使用される。他フレームのサブサンプリングファクタは 2 である。異なる数のサンプルが、2 つのフレームの速度を特定するために使用される。

30

【 0 0 7 7 】

フローエスティメータ 2 2 またはプロセッサ 2 4 は、2 又は 3 以上のフレームのモーションデータを正規化するように構成されている。サブサンプリングによって、フルフローサンプルカウントから特定されたフレームに関して 2 倍にされた自動相関の結果を導くファクタ 2 によるサブサンプリングのように、速度の特定が異なってもよい。フルフローサンプルカウントからのモーションデータが正規化のために乗算される。代替的に乗算又は正規化が実行されず、フレームは異なる大きさの範囲を有するにもかかわらず使用される。

40

【 0 0 7 8 】

プロセッサ 2 4 は、デジタルシグナルプロセッサ、汎用プロセッサ、特定用途向け集積回路、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ、制御プロセッサ、デジタル回路、アナログ回路、グラフィックス・プロセッサ・ユニット、フィルタ、それらの組み合わせ、又は現在公知の又は今後開発される計算、アルゴリズム、プログラミングまたは他の機能のためのデバイスである。プロセッサ 2 4 は、メモリ 2 8、又はスパークルに基づくイメージプロセッシングのための他のメモリに設けられた命令に基づいて作動する。付加的な又は複数のプロセッサが使用されてもよい。プロセッサ 2 4 は、ソフトウェア、ファ

50

ームウェア、及び/又はハードウェアによって構成される。

【0079】

プロセッサ24は、フローエスティメータ22、メモリ28、及び/又は他のソースからカラーフローデータを受信する。受信したモーションデータを使用して、プロセッサ24は、特定値でスパークルに対応するスキャン領域のロケーションであるかを識別するように構成されている。プロセッサ24は、異なるフレームのモーション値を比較するように構成されている。例えば、フレームのデータ間の空間的な相関関係が実行される。相関関係は、異なるPRFフレーム間の類似性のレベルを示している。類似性が、フレームにおいて表される複数のロケーションのそれぞれに対して画定される。異なるPRFから特定されたモーション値間の小さい相関を有するロケーションは、スパークルのロケーションである。大きい相関を有するロケーションは、スパークルよりもむしろ実際のモーションである。

10

【0080】

プロセッサ24は、特にスパークルのロケーションを特定する。代替的に又は付加的に、プロセッサ24は、フィルタリング又は他の画像処理のための類似性のレベルによって提供されるスパークルの表示を使用している。類似性のレベルは、重みをフィルタリングするためにマッピングされてもよい。重みは、より多くのサンプルを使用して特定されたフレームに対するように、モーション値のフレームに対して適用される。マッピング及び関連する重み付けは、スパークルに関連しないロケーション又はスパークルに関連するロケーションを減少させる。他のロケーションは、同じに維持され、増加され、またはできるだけ減少されない。重みマトリックス及び/又はスパークルのロケーションが、ローパスフィルタを用いるように、外れ値のロケーションを削除するまたは外れ値の重みを低減するように、フィルタリングされてもよい。

20

【0081】

プロセッサ24または他のコンポーネントが、イメージを生成するためにフィルタリングされたモーション値を使用する。フレームは、スキャン変換又はカラーマッピングされる。得られたカラー値は、重ね合わせるようにまたは単独で使用するように、Bモードイメージに加えらる。カラー値は、ディスプレイ27上にイメージを表示するため、ディスプレイバッファに置かれる。

【0082】

ディスプレイ27は、CRT、LCD、プラズマ、プロジェクタ、モニタ、プリンタ、タッチスクリーン、または他の現在公知の又は今後開発されるディスプレイデバイスである。ディスプレイ27は、RGB、他のカラー値、または他のモーション値を受信するとともに、イメージを出力する。イメージは、グレースケール又はカラーイメージであってもよい。イメージは、ビームフォーマ及びトランスデューサ14によってスキャンされた患者の領域を表しているが、除去された、低減された、または他のロケーションに対するリターンを減少させる間に維持されたスパークルロケーションからのリターンを有している。ディスプレイ27は、フィルタリングされるようにモーション値のドブブラー又は他のカラーイメージを表示する。結果としてのイメージが、流体流れ又は組織モーションからの少ない情報を有しないかまたは有する、石のような粗い表面を表してもよい。代替的に、結果としてのイメージが、スパークルアーチファクトから少ない情報を有しないかまたは有する、流体流れ又は組織モーションを表してもよい。

30

40

【0083】

メモリ28は、ビデオランダムアクセスメモリ、ランダムアクセスメモリ、リムーバブル記録媒体(例えば、ディスク又はコンパクトディスク)、ハードドライブ、データベース、又はカラーフロー又はモーションデータを記憶するための他のメモリデバイスである。記憶されたデータは、保存されたデータは、極性フォーマット又はデカルト座標フォーマットである。メモリ28は、様々なフィルタリング、検出、識別、相関、計算または他の動作のためプロセッサ24によって使用される。

【0084】

50

上記のプロセス、方法及び/又は技術を実施するための命令が、キャッシュ、バッファ、RAM、リムーバブルメディア、ハードドライブまたは他のコンピュータ可読型記録媒体等のコンピュータ可読型記録媒体またはメモリ上に提供される。メモリ28または他のメモリが、ドブライメージングでスパークルの検出のための命令が格納されている。非一時的コンピュータ可読記録媒体が、様々な揮発性又は不揮発性の記録媒体を含んでいる。図面又は本書に記載された機能、アクト又はタスクは、コンピュータ可読型記録媒体に記憶された1又は2以上の命令に応じて実行される。機能、アクト又はタスクは、特別な形式の命令セット、記録媒体、プロセッサ又はプロセッシング・ストラテジから独立しており、ソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコードまたはそれらの組み合わせによって実行されてもよい。同様に、プロセッシング・ストラテジが、マルチプロセッシング、マルチタスキング、並列プロセッシング、またはそれらと同様のものを含んでいてもよい。一実施形態において、命令が、ローカル又はリモートシステムによって読み出すためリムーバブル・メディア・デバイス上に記憶されている。他の実施形態では、命令が、コンピュータネットワークまたは他の電話回線を介して送信するためリモートロケーション上に記憶されている。さらに他の実施形態では、命令が、所望のコンピュータ、CPU、GPUまたはシステム内に記憶されている。

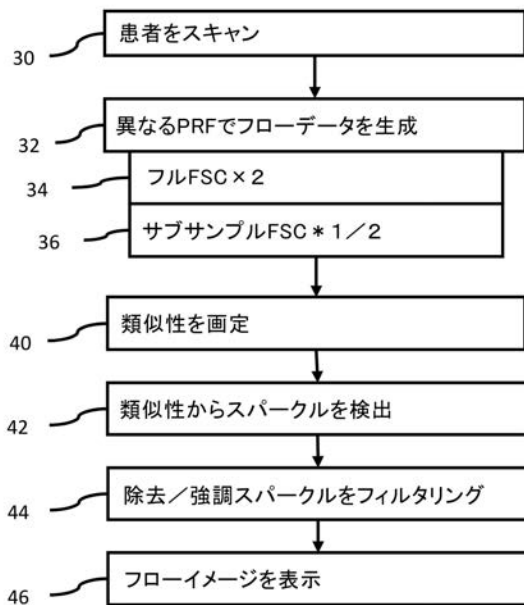
10

【0085】

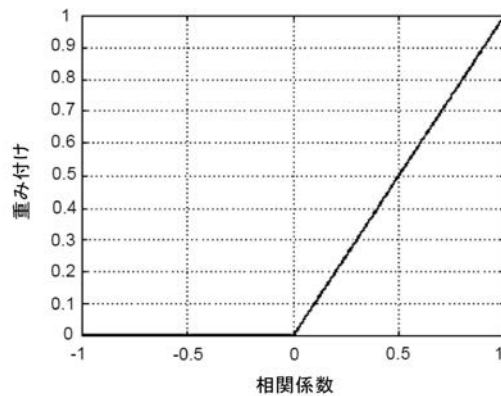
本発明について、上記の様々な実施形態を参照して説明したが、多くの変更および修正が本発明の範囲から逸脱することなくなされ得ることが理解されるべきである。したがって、上記の詳細な説明は、これに限定されるものではなく例示と見なされることが意図されてものであり、そして本発明の思想と範囲を規定することを意図する全ての均等物を含む以下の請求の範囲であることが理解されるべきである。

20

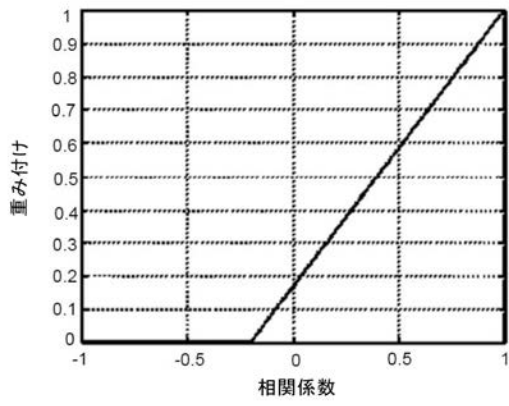
【図1】



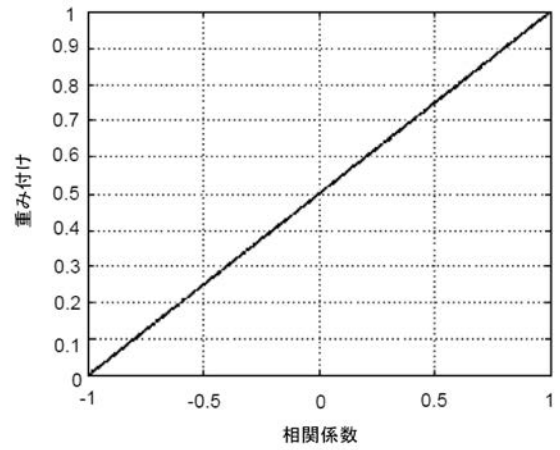
【図2A】



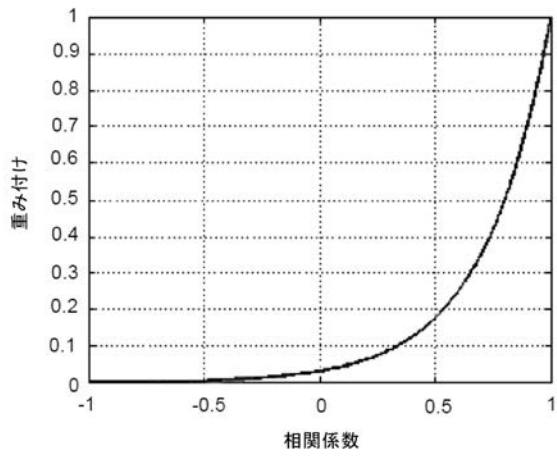
【 図 2 B 】



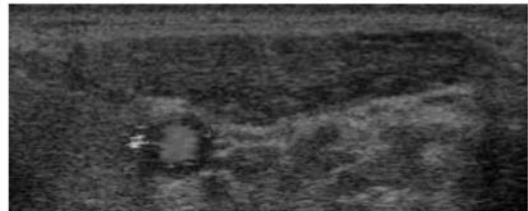
【 図 2 C 】



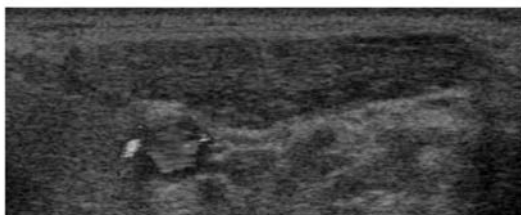
【 図 2 D 】



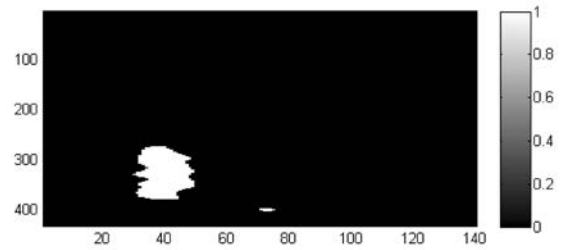
【 図 3 B 】



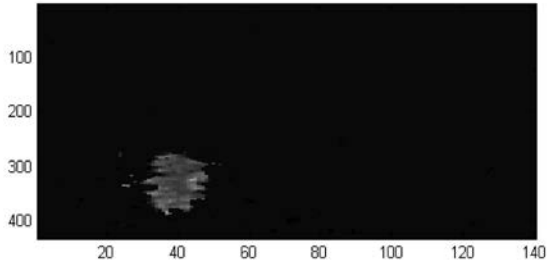
【 図 3 A 】



【 図 3 C 】



【図 3 D】



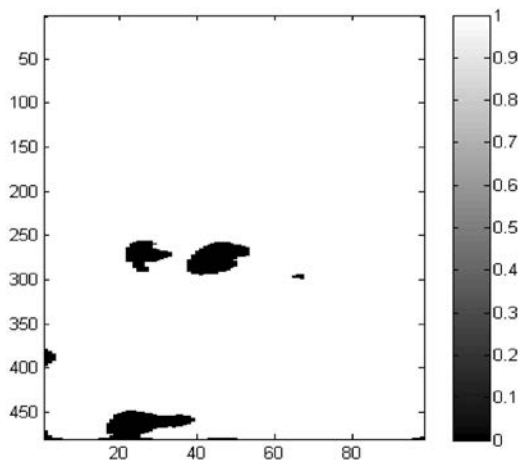
【図 4 B】



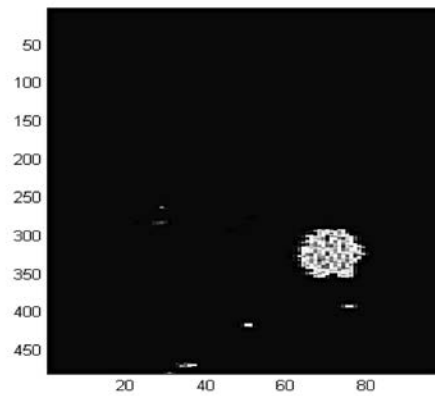
【図 4 A】



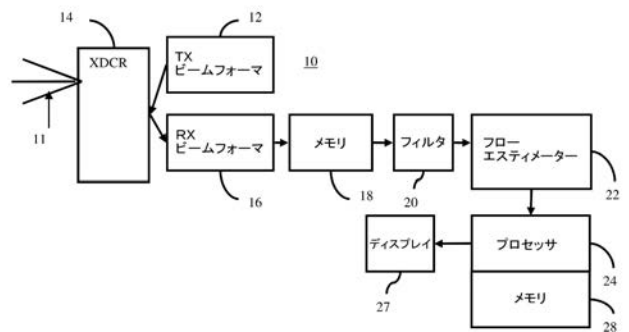
【図 4 C】



【図 4 D】



【図 5】



フロントページの続き

(72)発明者 チー ヒュン セオ

アメリカ合衆国 98074 ワシントン、サマミッシュ、トゥーハンドレッドテンス アヴェニ
ュー ノースイースト 230

(72)発明者 キン ユエン ウォング

アメリカ合衆国 98029 ワシントン、イサクア、トゥーハンドレッドフォーティナインス
コート サウスイースト 4248

Fターム(参考) 4C601 DE04 EE04 HH13 JB04 JB28 JB34

【外国語明細書】

2017051617000001.pdf

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2017051617A5	公开(公告)日	2018-04-05
申请号	JP2016172630	申请日	2016-09-05
[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		
[标]发明人	チーヒュンセオ キンユエンウォング		
发明人	チー ヒュン セオ キン ユエン ウォング		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G06K9/40 G06K9/6201 G06K2209/051 A61B8/06 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5269 G01S7/5202 G01S7/52026 G01S7/5205 G01S7/52071 G01S15/8988		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/HH13 4C601/JB04 4C601/JB28 4C601/JB34		
代理人(译)	山口岩 山本浩		
优先权	14/850707 2015-09-10 US		
其他公开文献	JP2017051617A JP6385992B2		

摘要(译)

要解决的问题：改进超声波彩色成像中的闪光检测。种类代码：A1使用不同的脉冲重复频率（PRF）生成颜色流数据。通过关联用不同PRF生成的颜色流数据来识别火花。虽然彩色血流成像保持闪光区域（例如，肾结石成像），但在保持运动时减少运动或保持闪光区域（例如，去除诸如系统噪声之类的闪光）如图1所示。点域1