

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2020-512136

(P2020-512136A)

(43) 公表日 令和2年4月23日(2020.4.23)

(51) Int. Cl. F I テーマコード(参考)  
**A 6 1 B 8/06 (2006.01)** A 6 1 B 8/06 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2019-553412 (P2019-553412)  
 (86) (22) 出願日 平成30年3月26日 (2018. 3. 26)  
 (85) 翻訳文提出日 令和1年11月15日 (2019. 11. 15)  
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2018/057601  
 (87) 国際公開番号 WO2018/177986  
 (87) 国際公開日 平成30年10月4日 (2018. 10. 4)  
 (31) 優先権主張番号 62/478, 828  
 (32) 優先日 平成29年3月30日 (2017. 3. 30)  
 (33) 優先権主張国・地域又は機関  
 米国 (US)

(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 KONINKLIJKE PHILIPS  
 N. V.  
 オランダ国 5656 アーヘー アイ  
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5  
 2  
 (74) 代理人 110001690  
 特許業務法人M&Sパートナーズ  
 (72) 発明者 ワン シイン  
 オランダ国 5656 アーヘー アイ  
 ドーフェン ハイ テック キャンパス  
 5

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波ベクトルフローイメージングを使用した血流の同時視覚化及び定量化のためのシステム及び方法

(57) 【要約】

超音波イメージングデータを視覚化及び定量化するためのシステムは、ディスプレイユニットと、ディスプレイユニット、並びに、身体構造及び身体構造内を流れる流体を表す超音波データから画像を生成するための超音波イメージング装置に通信可能に結合されているプロセッサとを含む。プロセッサは、流体流に対応するベクトル場データを生成することであって、ベクトル場データは、流体の軸方向速度成分及び横方向速度成分を含む、生成することと、画像内の1つ又は複数のユーザ選択点においてベクトル場データから時空間的情報を抽出することと、ディスプレイユニットに、1つ又は複数のユーザ選択点における時空間的情報を表示させることであって、画像は、画像に重ね合わされたベクトル場データのグラフィック表現を含み、時空間的情報は、流体流の大きさ及び角度のうちの少なくとも一方を含む、表示させることとを行うように構成される。

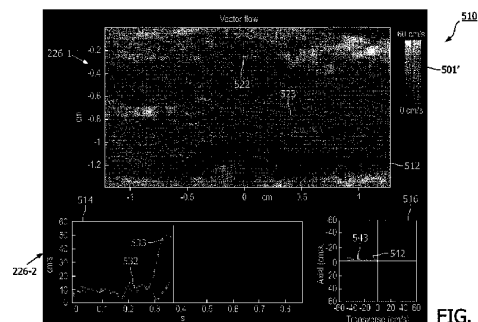


FIG. 6A

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

身体構造及び前記身体項造内を流れる流体を表す超音波データから画像を生成するステップと、

流体流に対応するベクトル場データを生成するステップであって、前記ベクトル場データは、前記流体の軸方向速度成分及び横方向速度成分を含む、ベクトル場データを生成するステップと、

ユーザインターフェース上に、前記画像に重ね合わされた前記ベクトル場データのグラフィック表現を表示するステップと、

前記画像内の 1 つ又は複数のユーザ選択点において前記ベクトル場データから時空間的情報を抽出するステップと、

前記 1 つ又は複数のユーザ選択点における前記時空間的情報と、前記ベクトル場データの前記グラフィック表現を含む前記画像とを同時に表示するステップであって、前記時空間的情報は、前記流体流の大きさ及び角度のうち少なくとも一方を含む、表示するステップと

を有する、超音波イメージングデータを表示するための方法。

**【請求項 2】**

前記時空間的情報の前記表示は、時間の関数として、前記 1 つ又は複数のユーザ選択点における前記流体流の前記大きさ及び前記角度のうちの前記少なくとも一方のグラフを表示することを含む、請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 3】**

前記時空間的情報の前記表示は、前記 1 つ又は複数のユーザ選択点における前記流体流の方向の視覚的表現を表示することを含み、前記視覚的表現は、前記流体流の前記方向の時間的变化を反映するように、動的に更新される、請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 4】**

前記流体流の前記方向の前記視覚的表現は、前記 1 つ又は複数のユーザ選択点における前記速度ベクトルの前記軸方向成分対前記速度ベクトルの前記横方向成分のグラフを含む、請求項 3 に記載の方法。

**【請求項 5】**

前記時空間的情報の前記表示は、前記流体流の前記大きさ及び前記角度の情報を表示することを含み、前記流体流の前記大きさ及び前記角度の表示される前記情報は、対象者内の関心領域 (ROI) から受信される信号に応答してリアルタイムで同期して更新される、請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 6】**

前記ベクトル場データの前記グラフィック表現は、前記ベクトル場のパスレットベースのグラフィック表現である、請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 7】**

前記ベクトル場データの前記グラフィック表現は、前記ベクトル場データに対応する部分領域を規定するフローマスク層を含み、前記部分領域内の速度ベクトルの少なくとも部分軌跡を示すベクトル視覚化層をさらに含むベクトルマップを含む、請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 8】**

ボリューム関心領域 (ROI) の三次元 (3D) ベクトル場データを取得するために、前記流体の高度速度成分を推定するステップをさらに有する、請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 9】**

前記 1 つ又は複数のユーザ選択点における前記時空間的情報と、前記画像とを同時に表示する前記ステップは、前記 3D ベクトル場データと重ね合わされた前記ボリューム ROI の 3D 画像を表示することを含む、請求項 8 に記載の方法。

**【請求項 10】**

ディスプレイユニットと、

10

20

30

40

50

前記ディスプレイユニット、並びに、身体構造及び前記身体構造内を流れる流体を表す超音波データから画像を生成するための超音波イメージング装置に通信可能に結合されているプロセッサと

を備え、前記プロセッサは、

流体流に対応するベクトル場データを生成することであって、前記ベクトル場データは、前記流体の軸方向速度成分及び横方向速度成分を含む、ベクトル場データを生成することと、

前記画像内の1つ又は複数のユーザ選択点において前記ベクトル場データから時空間的情報を抽出することと、

前記ディスプレイユニットに、前記1つ又は複数のユーザ選択点における前記時空間的情報と、前記画像上に重ね合わされた前記ベクトル場データのグラフィック表現を含む前記画像とを同時に表示させることであって、前記時空間的情報は、前記流体流の大きさ及び角度のうちの少なくとも一方を含む、表示させることと

を行う、超音波イメージングデータを視覚化及び定量化するためのシステム。

【請求項11】

前記ディスプレイ及び前記プロセッサを含む超音波診断システムによって、前記超音波イメージング装置が提供され、前記超音波診断システムは、前記身体構造を超音波イメージングしながら、前記画像をリアルタイムで生成及び更新する、請求項10に記載のシステム。

【請求項12】

前記プロセッサは、前記ベクトル場データのパスレットベースのグラフィック表現を生成する、請求項10に記載のシステム。

【請求項13】

前記ベクトル場データの前記グラフィック表現は、前記ベクトル場データに対応する部分領域を規定するフローマスク層と、前記部分領域内の速度ベクトルの少なくとも部分軌跡を示すベクトル視覚化層とを含むベクトルマップを含む、請求項10に記載のシステム。

【請求項14】

前記プロセッサは、画像セグメント、利用可能なベクトル場データ、ユーザ入力、又はこれらの組み合わせに基づいて前記フローマスクを規定する、請求項13に記載のシステム。

【請求項15】

前記プロセッサは、対応するベクトルフローフレームにおける前記利用可能なベクトル場データの時間的変動に基づいて、後続の画像フレーム内で前記フローマスクを動的に更新する、請求項14に記載のシステム。

【請求項16】

前記プロセッサは、前記ディスプレイユニットに、前記時空間的情報として、前記1つ又は複数のユーザ選択点における前記流体流の前記大きさ及び前記角度のうちの前記少なくとも一方の時間の関数としてのグラフを表示させる、請求項10に記載のシステム。

【請求項17】

前記プロセッサは、前記ディスプレイユニットに、前記時空間的情報として、前記1つ又は複数のユーザ選択点における前記流体流の方向の視覚的表現を表示させ、前記視覚的表現は、前記流体流の前記方向の時間的変化を反映するように、動的に更新される、請求項10に記載のシステム。

【請求項18】

前記流体流の前記方向の前記視覚的表現は、前記1つ又は複数のユーザ選択点における前記速度ベクトルの前記軸方向成分対前記速度ベクトルの前記横方向成分のグラフを含む、請求項17に記載のシステム。

【請求項19】

前記ベクトルフローデータは、前記流体の高度速度成分をさらに含み、前記プロセッサ

10

20

30

40

50

は、3D速度ベクトル場のグラフィック表現と重ね合わされた、超音波データの三次元(3D)画像を生成する、請求項10に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、参照によりその全体が組み込まれる、2017年3月30日付で提出された米国仮特許出願第62/478,828号の利益及び優先権を主張する。

【背景技術】

【0002】

[001] ベクトルフローイメージング(VFI)は、狭窄症及び血管系の他の状態をより良好に診断するために、心血管用途における複雑な血流測定を視覚化及び定量化するために使用することができる。従来のドプラ超音波は、軸方向に沿った速度推定しか可能にしないため、多方向速度推定を可能にするための新規のベクトルフローイメージング技法が導入されている。これらの新規の技法は、固定矢印ベース(図7A参照)、自由矢印ベース(図7B参照)、及びパスレットベース(図7C参照)の視覚化を含む。

10

【0003】

[002] 固定矢印ベースの視覚化について、流速の大きさは、色強度として符号化され、矢印の長さに比例する。流速の方向は、矢印及び色の両方によって示される。矢印の尾部は、空間内で固定される。自由矢印ベースの視覚化において、自由矢印が、血流を動的に追跡するために使用される。流速の大きさは、色符号化され、矢印の長さに比例する。流速の方向は、矢印によって指示される。VFIのコンテキストにおいて、流線は、流れの速度ベクトルに瞬間的に正接する曲線の群として定義され、流跡線は、流体粒子が流れの間に忠実に従う軌跡の群として定義することができる。

20

【0004】

[003] パスレットベースの視覚化について、流動軌道の動的な曲線追跡が、湾曲したパスレットによって達成される。パスレットは、パスレット長として定義される、先端からの距離が所与の閾値を超えたときに消え始める、流跡線の短い前端切片又は部分と考えることができる。流速の大きさは、色符号化され、パスレットの長さに比例する。流速の方向は、パスレットの動く方向によって指示される。全体的に、3つの視覚化方法の中で、パスレットベースの視覚化が、一般的に、VFIについて他の視覚化方法に代わる可能性がある、最も直感的な方法である。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

[004] ドプラよりも改善されているが、これらのVFI技法の既存の実施態様には、依然として制限がある。例えば、特に既存の固定矢印ベースの視覚化において、速度の大きさ及び方向の色分けマップは複雑であり、直感的でない。加えて、矢印の長さは、速度の大きさの直接の測度ではない。既存の自由矢印ベースの視覚化技法において、矢印は典型的には直線であり、湾曲した軌道の良好な表現ではなく、各流線に矢じりがあることによって、視覚化が繁雑になり、したがって直感性を減じる。また、既存の自由矢印ベース及びパスレットベースの視覚化においては、色分けマップと矢印(パスレット)の長さのいずれも、速度の大きさの直接の測度ではない。結果として、血流の直接測定及び正確な定量化を得ることができない。既存のVFI技法のさらなる欠点は、特定の関心位置において血流のポイント測定を実施することができないことを含み、結果、VFIが血流の詳細な時空間的情報を抽出する可能性がさらに制限され得る。本開示による例は、既存のVFIシステム及び方法の欠点のうちの1つ又は複数に対処する。

40

【0006】

[005] 本発明は、自動曲線追跡を用いた同時超音波ベクトルフローイメージング(VFI)のためのシステム及び方法を提供する。本明細書において説明されている例は、例えば、ユーザが、血流のない特定のポイントを選択し、選択されている点における速度の

50

大きさを取得することを可能にするために、VFIのよりユーザフレンドリ且つ/若しくは双方向的な表示を提供することによって、及び/又は、ユーザ選択点における速度ベクトルデータをより直感的に視覚化するために矢印表示を利用することによって、既存のVFI技法の制限を克服する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

[006] 本開示による超音波イメージングデータを視覚化及び定量化するためのシステムは、ディスプレイユニットと、ディスプレイユニット、並びに、身体構造及び身体構造内を流れる流体を表す超音波データから画像を生成するための超音波イメージング装置に通信可能に結合されているプロセッサを含む。プロセッサは、流体流に対応するベクトル場データを生成することであって、ベクトル場データは、流体の軸方向速度成分及び横方向速度成分を含む、生成することと、画像内の1つ又は複数のユーザ選択点においてベクトル場データから時空間的情報を抽出することと、ディスプレイユニットに、1つ又は複数のユーザ選択点における時空間的情報を表示させることであって、画像は、画像に重ね合わされたベクトル場データのグラフィック表現を含み、時空間的情報は、流体流の大きさ及び角度のうち少なくとも一方を含む、表示させることを行うように構成される。いくつかの実施形態において、ディスプレイ及びプロセッサを含む超音波診断システムによって、超音波イメージング装置が提供され、超音波診断システムは、身体構造を超音波イメージングしながら、画像をリアルタイムで生成及び更新するように構成される。

10

【0008】

[007] いくつかの実施形態において、プロセッサは、ベクトル場データのパスレットベースのグラフィック表現を生成するように構成される。いくつかの実施形態において、ベクトル場データのグラフィック表現は、ベクトル場データに対応する部分領域を規定するフローマスク層と、部分領域内の速度ベクトルの少なくとも部分軌跡を示すベクトル視覚化層とを含むベクトルマップを含む。いくつかの実施形態において、プロセッサは、画像セグメント化、利用可能なベクトル場データ(例えば、血流速度データ)、ユーザ入力、又はそれらの組み合わせに基づいてフローマスクを規定するように構成される。

20

【0009】

[008] いくつかの実施形態において、プロセッサは、後続のベクトルフローフレームにおける利用可能な速度推定値の時間的変動に基づいて、後続の画像フレーム内でフローマスクを動的に更新するように構成される。いくつかの実施形態において、プロセッサは、エコー信号を取得しながらリアルタイムで、Bモード画像及びベクトル場のグラフィック表現を生成するように構成される。いくつかの実施形態において、プロセッサは、対応するベクトルフローフレームにおける利用可能なベクトル場データの時間的変動に基づいて、後続の画像フレーム内でフローマスクを動的に更新するように構成される。いくつかの実施形態において、プロセッサは、ディスプレイユニットに、時空間的情報として、時間の関数としての、1つ又は複数のユーザ選択点における流体流の大きさ及び角度のうち少なくとも一方のグラフを表示させるように構成される。さらなる実施形態において、プロセッサは、ディスプレイユニットに、時空間的情報として、1つ又は複数のユーザ選択点における流体流の方向の視覚的表現を表示させるように構成され、視覚的表現は、プロセッサによって、流体流の方向の時間的変化を反映するように、動的に更新される。いくつかの実施形態において、流体流の方向の視覚的表現は、1つ又は複数のユーザ選択点における速度ベクトルの軸方向成分対速度ベクトルの横方向成分のグラフの形態である。さらなる実施形態において、ユーザ選択点は、複数の隣接する点(例えば、表示される画像上のピクセルのクラスタ)を含む選択領域を規定し、選択領域内の点の各々について個々に又は組み合わせて(例えば、選択領域にわたる平均として)時空間データが表示される。

30

40

【0010】

[009] いくつかの実施形態において、ベクトルフローデータはまた、流体の高度速度成分をも含み、プロセッサは、3D速度ベクトル場のグラフィック表現と重ね合わされた

50

、超音波データの三次元(3D)画像を生成するように構成される。いくつかの実施形態において、プロセッサは、流体流の軸方向、横方向、及び/又は高度速度成分を推定するように構成される。例えば、本開示による視覚化及び定量化のためのシステムは、超音波イメージングデータを獲得するように構成されている超音波イメージングシステムと統合される。他の実施形態においては、システムの構成要素のうちの1つ又は複数は、事前に記憶されているか又はリアルタイムで受信される、超音波イメージングデータのソースに通信可能に結合されている独立型視覚化システムの一部である。例えば、ディスプレイ及びプロセッサのうちの少なくとも一方は、超音波イメージング装置とは別個のワークセッションの一部であり、リアルタイムの又は事前に記憶されている超音波イメージングデータから超音波画像を生成するように構成されている。さらなる例において、プロセッサは、入力として推定成分を受信し、画像を生成し、画像と同時に表示するために時空間的情報を抽出する。

10

20

30

40

50

#### 【0011】

[010] 本開示のいくつかの実施形態による方法は、身体構造及び身体項造内を流れる流体を表す超音波データから画像を生成するステップと、流体流に対応するベクトル場データを生成するステップであって、ベクトル場データは、流体の軸方向速度成分及び横方向速度成分を含む、ベクトル場データを生成するステップと、ユーザインターフェース上に、画像に重ね合わされたベクトル場データのグラフィック表現を表示するステップと、画像内の1つ又は複数のユーザ選択点においてベクトル場データから時空間的情報を抽出するステップと、1つ又は複数のユーザ選択点における時空間的情報と、ベクトル場データのグラフィック表現を含む画像とを同時に表示するステップであって、時空間的情報は、流体流の大きさ及び角度のうちの少なくとも一方を含む、表示するステップとを有する。いくつかの実施形態において、方法は、プロセッサにおいて、対象者の関心領域(ROI)の超音波スキャンに応答する信号を受信するステップと、当該信号に応答するROIのBモード画像を生成するステップと、ROIの部分領域内の血流のベクトル場を取得するために、部分領域内の血流速度の軸方向及び横方向成分を推定するステップとを有する。ベクトル場のグラフィック表現は、プロセッサによって生成され、ベクトル場及びベクトル場に関する時空間的情報の同時表示が、本明細書における例のいずれかに従って提供される。いくつかの実施形態において、グラフィック表現は、ベクトル場のパスレットベースのグラフィック表現である。

#### 【0012】

[011] 実施形態において、時空間的情報の表示は、時間の関数として、1つ又は複数のユーザ選択点における流体流の大きさ及び角度のうちの少なくとも一方のグラフを表示することを含む。いくつかの実施形態において、時空間的情報の表示は、1つ又は複数のユーザ選択点における流体流の方向の視覚的表現を表示することを含み、視覚的表現は、流体流の方向の時間的変化を反映するように、動的に更新される。さらなる実施形態において、流体流の方向の視覚的表現は、1つ又は複数のユーザ選択点における速度ベクトルの軸方向成分対速度ベクトルの横方向成分のグラフの形態である。またさらなる実施形態において、時空間的情報の表示は、流体流の大きさ及び角度の情報を表示することを含み、流体流の大きさ及び角度の表示される情報は、対象者内の関心領域(ROI)から受信される信号に応答してリアルタイムで同期して更新される。上述したように、1つ又は複数の点が、ユーザによって選択され、時空間的情報は、その選択点について提供される。いくつかの例において、選択点は、画像内の複数の隣接する点(例えば、点又は選択領域のクラスター)を含み、選択領域内の点の各々について個々に、又は、選択領域内のすべてについて集合的に(例えば、平均として)、時空間情報が表示される。本開示の実施形態において、表示される時空間的情報及びベクトル場のグラフィック表現は、ROIから受信されるリアルタイム信号に応答してリアルタイムで同期して更新される。いくつかの実施形態において、ベクトル場データのグラフィック表現は、そのフレーム内のベクトル場データに対応する領域を画定するフローマスク層と、そのフレーム内のベクトル場データ内の速度ベクトルの少なくとも一部の少なくとも部分軌跡を示すベクトル視覚化層とを含

むベクトルマップを含む。

【0013】

[012] いくつかの実施形態において、方法は、ボリューム関心領域 (ROI) の三次元 (3D) ベクトル場データを取得するために、流体の高度速度成分を推定するステップをさらに有する。そのような実施形態において、1つ又は複数のユーザ選択点における空間的情報と、画像とを同時に表示するステップは、3Dベクトル場データと重ね合わされたボリュームROIの3D画像を表示することを含む。

【0014】

[013] 本開示による方法又はそのステップのいずれかは、実行可能命令を含む非一時的コンピュータ可読記憶媒体内で具現化され、実行されると、実行可能命令は、具現化された方法又はステップを医療イメージングシステムのプロセッサに実行させる。

10

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】 [014] 本開示による視覚化及び定量化システムのブロック図である。

【図2】 [015] 本開示のさらなる例による視覚化及び定量化システムのブロック図である。

【図3】 [016] ヒトの心臓の左心室内の血流パターンを視覚化するベクトルフロー画像と重ね合わされた背景Bモード画像を含む、本開示の例に従って生成される超音波画像の図である。

【図4】 [017] 超音波画像データの2つの連続するフレームの一部分、及び、フレーム内のパスレットベースの情報を更新するための技法を示す図である。

20

【図5】 [018] 血管内の相対的に円滑な血流を表示している、ディスプレイユニットが、本開示に従って生成される例示的な画像セットを表示している画面キャプチャを示す図である。

【図6A - 6B】 [019] ヒトの頸動脈の擾乱した血流を示している、ディスプレイユニットが、本開示に従って生成される他の例示的な画像セットを表示している他の画面キャプチャを示す図である。

【図7A - 7C】 [020] 他のVFI視覚化技法を使用して生成されるベクトルフロー画像のさらなる例を示す図である。

【図8】 [021] 本開示のさらなる例による超音波イメージングシステムのブロック図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0016】

[022] 特定の例示的な実施形態の以下の説明は、本質的に例示に過ぎず、本発明又はその応用若しくは使用を限定するようには決して意図されていない。本発明のシステム及び方法の実施形態の以下の詳細な説明において、本明細書の一部を形成し、例示として、説明されているシステム及び方法を実践することができる特定の実施形態が示されている、添付の図面が参照される。これらの実施形態は、当業者が、本発明において開示されているシステム及び方法を実践するのに十分に詳細に記載されており、他の実施形態を利用することができること、並びに、本発明のシステムの精神及び範囲から逸脱することなく、構造的及び論理的変更を行うことができることは理解されたい。その上、明瞭にするために、特定の特徴の詳細な説明は、それらが当業者にあきらかであるときは、本発明のシステムの記述を曖昧にしないように、論じられない。それゆえ、以下の詳細な説明は限定的な意味に解釈されるべきではなく、本発明の範囲は、添付の特許請求の範囲のみによって画定される。

40

【0017】

[023] 血流を視覚化するための従来技法は、ドブラ推定方法に依拠し、これは、軸方向に沿った速度推定しか可能にし得ない。ドブライメージングにおいて、血流の方向の二進出力 (すなわち、超音波ビームに向かう方向及び離れる方向) 及びこの方向における速度の大きさが推定されるが、これは、特に複雑な血流を理解することが重要である用途

50

において、臨床医に十分な情報を提供しない。従来のドブラの欠点の一部に対処するため、ベクトルフローイメージング技法が現れている。ベクトルフローイメージング(VFI)は、血流速度の、角度に依存しない多方向速度推定を可能にする。

#### 【0018】

[024] 本明細書における例によれば、VFIのために構成されているシステムは、従来のドブラプロセッサに代えて又は加えて、関心領域(ROI)内の任意の所与の位置において速度ベクトルの軸方向及び横方向速度成分を独立して取得するために、ROIにわたってフロー推定を実施するベクトルフロープロセッサを含む。軸方向及び横方向速度推定値から、ROI内の任意の所与の点又はピクセルにおける速度の大きさ及び角度を取得し、視覚化することができる。ベクトルフロー推定は、例えば、例としてEvansらによる「Ultrasonic colour Doppler imaging」Interface Focus, vol. 1, no. 4, pp. 490-502, Aug. 2011及びJensenらによる「Recent advances in blood flow vector velocity imaging」2011 IEEE International Ultrasonics Symposium, 2011, pp. 262-271における刊行物に記載されているような、横振動手法、合成開口イメージング、又は超音波若しくは連続イメージングを使用して、任意の既知の技法に従って実施され、当該発表の内容は、目的に応じて参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。リアルタイムベクトルフローデータの提供において、VFIは、現在、この新規のイメージング技法を通じて入手可能な情報の豊富さに起因して新たな課題を呈している。例えば、乱流の場合、例えば、そのような急速な変化が観察される分岐又は弁の周辺で、流速及び方向が急速に変化し、これによって、単純にベクトルフロー場を視覚化することによってすべての臨床的に関連する詳細を知覚することは困難になり得る。血流内の臨床的に関連する変化を知覚するために、臨床医は、低速に動くシネループを観察するか、又は、ベクトル場の静止フレームを研究する必要がある、これは時間がかかり、煩雑である可能性がある。本明細書に記載されているシステム及び方法を介して、ベクトルフローデータの視覚化及び定量化を向上させるための新規のソリューションが取得され、これによって、VFIイメージングの臨床的有用性を改善することができる。

10

20

30

#### 【0019】

[025] 図1は、本開示のいくつかの例による超音波イメージングデータの視覚化及び定量化のためのシステムを示す。システム100は、ディスプレイユニット110と、プロセッサ120とを含む。プロセッサ120は、例えば、対象者が超音波スキャンされている間にリアルタイムで受信される超音波イメージングデータなど、超音波イメージングデータを受信するために、超音波イメージング装置130に通信可能に結合される。本明細書においては超音波スキャナとしても参照される、超音波イメージング装置130は、外部又は血管内プローブに収容される超音波アレイ132と、イメージングコントローラの制御下で、超音波アレイ132を使用して超音波ビームを方向付け、対象者(例えば、患者)から超音波エコーを受信するように動作するビームフォーマ134とを含み、超音波エコーはその後、ビーム形成されて、さらなる処理及び画像生成のために1つ又は複数のプロセッサに送信される。いくつかの実施形態において、プロセッサ120及び/又はディスプレイユニット110、又はそれらの組み合わせ(プロセッサ122、124、及び126のうちの一つ又は複数など)は、例えば、PHILIPSによって提供される、SPRAQ又はEPIQ超音波システムなどの超音波イメージングシステムのいずれかである超音波イメージング装置130と統合される。いくつかの例において、プロセッサ120は、付加的に又は代替的に、例えば、臨床医によるデータの視覚化及び定量化の前に実施されるイメージングセッションからのものであり、後にプロセッサ120によってアクセスするためにメモリ(例えば、画像保管通信システム(PACS)のメモリ記憶デバイス)に記憶されているイメージングデータなど、超音波イメージングデータを受信するように構成される。

40

50

## 【 0 0 2 0 】

[026] プロセッサ 1 2 0 は、ディスプレイユニット 1 1 0 に表示するための超音波画像 1 1 2 を生成するように構成される。その目的のために、プロセッサは、B モード画像を生成するように構成されている B モードプロセッサ 1 2 2 と、ドブラ画像（例えば、カラーフロードブラ、スペクトルドブラ、及びカラーパワーアンジオ（C P A）画像などのパワードブラ）を生成するように構成されているドブラプロセッサ 1 2 4 とを含む。いくつかの例において、画像は、複数のイメージングモードから取得されるイメージングデータのオーバーレイとして表示される。例えば、二重（例えば、B モード/ドブラ）イメージングにおいて、解剖学的構造のグレースケール画像（すなわち、B モード画像）が、カラーフロードブラデータと重ね合わされて、例えば、カラーフロードブラ画像が提供される。本開示によれば、プロセッサ 1 2 0 は、超音波イメージングデータ（例えば、リアルタイム又は事前に記憶されているイメージングデータ）に基づいてベクトルフローイメージングデータを生成するように構成されているベクトルフロープロセッサ 1 2 6 を含み、このデータは、B モード/ドブラ二重イメージングと同様に、背景 D モード画像に重ね合わされる。いくつかの実施形態において、システムはベクトルフロープロセッサのみを含んでもよい一方で、B モード画像データ及び/又は画像並びにドブラ画像データ及び/又は画像は、超音波スキャナによって生成され、視覚化システムによるアクセス、及び、視覚化システムによって生成されるベクトルフローイメージングデータとの重ね合わせのために、メモリ（例えば、P A C S）に記憶される。他の実施形態において、B モード、ドブラ、及びベクトルフローイメージングデータは、リアルタイムで生成され、視覚化及び定量化は、リアルタイムで（すなわち、超音波イメージングデータの獲得中に）実施される。いくつかの実施形態において、システム 1 0 0 のプロセッサ（例えば、B モードプロセッサ 1 2 2、ドブラプロセッサ 1 2 4、及びベクトルフロープロセッサ 1 2 6）のうちの 1 つ又は複数の機能は、本明細書に記載されているこれらのプロセッサの機能を実施するように動作可能な特別にプログラムされた C P U 又は G P U などの単一の又はより少数のプロセッサに統合される。

10

20

## 【 0 0 2 1 】

[027] ベクトルフローイメージングデータから抽出される情報は、ベクトルフロー視覚化データ（例えば、2 D 又は 3 D ベクトルマップ）及び/又は時空間的視覚化データの形態で、ディスプレイユニット 1 1 0 上でレンダリングされる。ベクトルフロー視覚化データは、2 D 又は 3 D ベクトルマップの形態にある、ベクトル場のグラフィック表現を提供する。時空間的視覚化データは、時間の関数として視覚化される、1 つ又は複数の速度ベクトルに関する定量的情報のグラフィック表現を提供する。例えば、時空間的視覚化データは、時間の関数としての任意の所与の点（例えば、ユーザ選択点）における速度ベクトルの大きさ又は角度のグラフなどの、又は、例えば、ユーザ入力にตอบสนองして、より大きいベクトル場から分離された単一若しくは複数の速度ベクトルの方向を表示する、動的に更新されるグラフなどの、様々なプロット又はグラフを使用してグラフィックで表現される。いくつかの例において、定量化は、複数の点又はピクセルを含む小さい選択領域に対して実施される。そのような例において、時空間的視覚化データは、複数のトレース（すなわち、選択領域内の点又はピクセルのセットの各々のトレース）を含み、複数のトレースは、単一のグラフ又は別個のグラフ内で提示される。またさらなる実施形態において、時空間的情報は、選択領域の複数の点にわたって平均され、平均値の単一のグラフが、ディスプレイ上で提供される。ベクトルフロー視覚化データ及び時空間的視覚化データは、例えば、B モード画像データとのオーバーレイとして又は B モード画像データと隣り合わせの表示として、他のモードからのイメージングデータと同時に（例えば、隣り合わせで又はオーバーレイとして）表示される。したがって、本明細書における例によれば、プロセッサ 1 2 0 は、ディスプレイユニット 1 1 0 に、さらに記載されるように、少なくとも 2 つのタイプのイメージングデータ 1 1 2 - 1 及び 1 1 2 - 2 を同時に表示させるように構成される。

30

40

## 【 0 0 2 2 】

50

【028】 ベクトルフロープロセッサ 1 2 6 によって生成されるベクトルフローイメージングデータは、固定矢印ベース、自由矢印ベース、及びパスレットベースの視覚化などの、任意の適切な視覚化技法を使用して視覚化される。固定矢印ベースの視覚化について、流速の大きさは、典型的には色強度として符号化され、矢印の長さに比例する。流速の方向は、典型的には矢印及び色の両方によって示される。矢印の尾部は、空間内で固定される。自由矢印ベースの視覚化において、自由矢印が、血流を動的に追跡するために使用される。流速の大きさは、典型的には色符号化され、矢印の長さに比例する。流速の方向は、矢印によって指示される。

【0023】

【029】 V F I のコンテキストにおいて、流線は、流れの速度ベクトルに瞬間的に正接する曲線の群として定義され、流跡線は、流体粒子が流れの間に忠実に従う軌跡の群として定義することができる。パスレットベースの視覚化について、流動軌道の動的な曲線追跡が、湾曲したパスレットによって達成される。パスレットは、パスレット長として定義される、先端からの距離が所与の閾値を超えたときに消え始める、流跡線の短い前端セグメント又は部分と考えることができる。流速の大きさは、色符号化され、パスレットの長さに比例する。流速の方向は、パスレットの動く方向によって指示される。全体的に、3つの視覚化方法の中で、パスレットベースの視覚化が、一般的に、V F I について他の視覚化方法に代わる可能性がある、最も直感的な方法であると考えられる。

【0024】

【030】 図 2 は、ベクトルフローデータの視覚化及び定量化のためのシステム 2 0 0 の一例を示す。図 2 のシステム 2 0 0 は、ベクトル場を視覚化するために、パスレットベースの視覚化又は任意の他の適切な技法を利用する。システム 2 0 0 は、超音波イメージングデータのソースに結合される、ベクトルフロープロセッサ 2 0 3 を含む。例えば、超音波イメージングデータ 2 0 2 は、関心領域 2 0 1 の超音波スキャンに応答して、超音波イメージング装置（例えば、超音波スキャナ）から（例えば、リアルタイムで）受信される。いくつかの例において、ベクトルフロープロセッサ 2 0 3 は、Bモードプロセッサ 2 0 5 に通信可能に結合される。Bモードプロセッサはまた、ベクトルフローデータとともに表示するための背景グレースケール画像を生成するために、超音波イメージングデータのソースにも結合される。ベクトルフロープロセッサ 2 0 3 は、付加的に又は代替的に、超音波イメージングデータ及び/又はBモード画像を記憶する、データ記憶デバイス 2 0 7（例えば、超音波イメージング装置のメモリ又は P A C S ）に結合される。

【0025】

【031】 本明細書における例によれば、ベクトルフロープロセッサ 2 0 3 は、関心領域（R O I ）内の血流を表すベクトル場のグラフィック表現を生成するように構成される。例えば、ベクトルフロープロセッサ 2 0 3 は、速度ベクトル推定手段 2 1 0 と、可視化プロセッサ 2 2 0 と、フレームバッファ 2 3 0（V F I メモリ 2 3 0 としても参照される）とを含む。フレームバッファ 2 3 0 は、V F I プロセスの様々な段階において使用されるデータのフレームを記憶する。例えば、フレームバッファ 2 3 0 は、速度ベクトル推定手段 2 1 0 によって生成されるベクトル場データのフレームを記憶する。フレームバッファ 2 3 0 は、背景画像上に重ね合わされ及び/又は表示のための他のグラフィック画像（例えば、注記）と組み合わせられる前に、視覚化データのフレームを記憶する。本明細書に記載されているように、速度ベクトル推定は、R O I の速度ベクトル場を取得するために、いくつかが開発されており本発明において使用することができる、任意の適切な技法に従って、速度ベクトル推定手段 2 1 0 によって実施される。いくつかの例において、速度ベクトル推定を可能にするのに十分に高いフレームレートを得るために、十分に高いパルス繰り返し周波数（P R F ）において、超高速ドブライメージング（例えば、平面波イメージングを使用する）が実施される。既知のベクトル抽出技法を使用して実施されるために本開示の範囲外である、ベクトル推定プロセスの終わりに、各画像フレームのベクトル場 2 1 5 が生成され、フレームバッファ 2 3 0 に渡される。ベクトル場フレームデータ 2 3 2 が、ベクトルフロー画像 2 2 6 を生成するために視覚化プロセッサ 2 2 0 によってアク

10

20

30

40

50

セスされるまで、バッファ 230 に記憶される。

【0026】

[032] 本明細書における例によれば、ベクトルフロープロセッサ 203 は、システムのディスプレイユニット (252) に、ROI の B モード画像上に重ね合わされたベクトル場のグラフィック表現 (例えば、ベクトルマップ) の超音波画像を表示させるように構成される。ベクトルフロープロセッサ 203 は、例えば、ユーザインターフェース 250 の制御パネル 254 を介して受信されるユーザ入力 253 に応答して、ベクトル場内の選択領域の指示を受信する。ベクトルフロープロセッサ 203 は、その後、選択領域におけるベクトル場に関する時空間的情報を表示するように、超音波画像を更新するように構成される。例えば、視覚化プロセッサ 220 は、ベクトルフロー視覚化データ 226 - 1 (例えば、ベクトルマップ) を生成するように構成されているベクトルマッププロセッサ 222 を含み、時空間的視覚化データ 226 - 2 (例えば、経時的に動的に更新されるベクトル量のグラフ) を生成するように構成されている定量化プロセッサ 224 をさらに含む。従来の二重カラーフロー又はパワードプラ画像と同様に、背景 B モード画像 206 (例えば、リアルタイムの又は記憶されている B モード画像) が、ベクトルフロー視覚化データ 226 - 1 (例えば、ベクトルマップ) と重ね合わされ、二重 B モード/VFI モードにおいて表示される。時空間的視覚化データ 226 - 2 は、二重 B モード/VFI モード画像の表示と同時に提供される。

10

【0027】

[033] さらに記載されるように、時空間的情報は、ベクトル場内の 1 つ又は複数の選択点において提供される。定量化のための点は、ユーザによって選択される。例えば、単一の点を含む選択領域が、表示されるベクトル場内の任意の所望の位置においてシングルクリックすることによって選択される。定量化のための単一の点を含む領域が選択されると、選択された点に対応する単一のトレースが、ディスプレイ上で提供される。その後、追加の点がユーザによって同じように、例えば、表示されているベクトル場内で任意の他の点をクリックすることによって選択され、選択に応答して、追加の選択点に対応する追加のトレースが、時空間的表示に追加される。複数の点を含む選択領域が、ユーザによって、表示されているベクトル場内の任意の所望の位置にカーソルを配置し、選択領域に含まれるべきピクセルの所望のグループ化を規定するようにカーソルをドラッグすることによって、選択される。複数の点から成る領域が選択されると、領域にわたって速度情報を平均する単一のトレース、又は、選択領域内の各点に 1 つずつの複数のトレースのいずれかが、時空間的表示内に提供される。

20

30

【0028】

[034] 代替的に又は付加的に、点は、所与の臨床用途の事前設定デフォルト又はベクトルフローデータの評価などに基づいて、システムによって (例えば、ベクトルフロープロセッサ 203 によって) 自動的に選択される。例えば、後者の場合、ベクトルフロープロセッサ 203 は、擾乱を呈するベクトル場内の 1 つ又は複数の位置を識別するか、又は、擾乱が最大である位置にある点を選択するために、ベクトルフローデータの連続するフレームから成るセットをサンプリングする。血管を通じて相対的に層流になっている流れをイメージングするときなど、他の例において、システムは、画像処理技法 (例えば、セグメント化) を使用して識別される、血管内の中心線に沿った位置にある選択点をデフォルトにする。他の実施形態において、画像処理技法を使用して、イメージングされている ROI の臨床的に関連するランドマークが識別され、臨床的に関連するランドマークのうち 1 つ又は複数にある選択点が位置特定される。ユーザがデフォルト点を動かす/除去し、及び/又は、別の点を選択するまで、デフォルトの選択点を使用して、最初に時空間的情報が提供される。いくつかの実施形態において、時空間的情報は、ユーザがベクトル場内の点を選択した後 (例えば、ベクトル場の視覚化がユーザに提供された後) にのみ表示される。そのような実施形態において、ユーザが点を選択すると、両方ともリアルタイムで更新される、時空間的情報と、ベクトルフロー視覚化データの継続されている表示とを同時に提供するために、ベクトルフロー視覚化データを表示する超音波画像が更新され

40

50

る。時空間的情報が最初に提供されないいくつかの実施形態において、ブレースホルダグラフィック要素（例えば、提供されている情報に関する、軸線又はラベルなどの他の情報を表示するブランクのグラフウィンドウ）がディスプレイ上に提供され、ブレースホルダグラフィック要素は、ユーザが定量化のための所望の点を選択した後に、時空間的情報によって更新するためのものに過ぎない。

【0029】

[035] さらなる実施形態において、時空間的情報は、ベクトルフローデータから推定される、血管を通る血流の量又は擬似（すなわち、2D）若しくはボリューム流量である。例えば、システムは、血管の長さに沿った位置の指示を受信し、流れ境界（例えば、2D視覚化の場合は線、又は、3D視覚化の場合は領域）を規定する。他の実施形態において、システムは、一般的に血管の長さに沿って中心を置かれる位置、又は、イメージングされるROI内の擾乱が最も高い位置において自動的に境界を規定する。境界は、選択位置において管腔に概して垂直になるように、又は、軸方向と概して位置整合されるように、規定される。システムはその後、境界を通過する流れの量を推定し、この推定値を時間の関数としてプロットする。いくつかの実施形態において、システムは、例えば、境界に沿った各点における速度の大きさの値（この情報はy軸上にプロットすることができる）を時間の関数としてプロットすることによって、境界にまたがるベクトルフロー情報の時空間的表示を提供する。加えて、この時空間的表示は、境界にまたがる各空間位置における流れの角度も提供するために、色分けされる。血管疾患（例えば、粥腫重症度及び/又は粥腫崩壊の危険性）の診断を助ける、血管に対して横方向の又は血管に沿った流束を視覚化するための他の時空間的表示も提供される。

【0030】

[036] いくつかの実施形態において、視覚化及び定量化システム（例えば、システム200）のプロセッサ（例えば、ベクトルフロープロセッサ203）は、ベクトル場のパスレットベースの表現を生成するように構成される。図3～図5は、いくつかの例によるベクトル場のパスレットベースのグラフィック表現の例を示す。パスレットベースの視覚化を使用する例示的なVFI技法が図3～図5を参照して記載されているが、本明細書に記載されている視覚化及び定量化システム及び方法は、パスレットベースの視覚化を使用する実施態様に限定されず、他のベクトルフローイメージング視覚化技法によっても同様に利用することができることは理解されよう。限定ではないが、固定矢印ベース又は自由矢印ベースの技法を含む他のVFI技法も使用される。

【0031】

[037] パスレットベースの視覚化の場合のベクトルフロー視覚化データ226-1は、図3に示すように、以下の2つの構成要素：1)背景画像（Bモード画像206）を完全に分かりにくくしないように、例えば50%の所望のベースライン透明性を有する基本色（例えば、暗赤色など）の流れ領域を境界するフローマスク層305、及び、2)この例ではパスレットを使用して示されている、流体粒子の軌跡309を示すベクトル場層307、を含むベクトルマップ301の形態で提供される。

【0032】

[038]いくつかの実施形態において、ベクトルフロー推定値が取得され、したがって、ベクトルフロー視覚化が実施される流れ領域は、イメージングされるROI内の部分領域のユーザ選択に応答するなど、ユーザ定義である。そのような実施形態において、フローマスク層305、及び、対応してベクトル場層307のサイズ及び形状はユーザ定義である。ベクトルフロー視覚化のためにユーザによって選択されるこの領域は、ベクトルフロー視覚化領域内の単一の点又は点のサブセットを含む、定量化のための後に選択される領域と混同されるべきではない。他の実施形態において、ベクトルフロー視覚化が実施される流れ領域は、例えば、血管の壁を識別するための画像セグメント化又は他の適切な画像処理技法を使用する例など、システムによって自動的に規定される。そのような実施形態において、システム（例えば、ベクトルフロープロセッサ203）は、イメージングされる血管の内部の領域を含むように流れ領域を規定し、対応して、フローマスク層3

10

20

30

40

50

05及びベクトル場層307が、システムが規定する流れ領域内のすべての点/ピクセルについて生成される。

【0033】

[039] またさらなる実施形態において、ベクトルフロー視覚化が実施される流れ領域は、利用可能な血流速度データに基づいて（すなわち、任意の所与のフレーム内の検出されている血流と関連付けられる画像内の点/ピクセルに基づいて）、システム（例えば、ベクトルフロープロセッサ203）によって自動的に規定される。そのような実施形態において、システムは、流れ領域内に、任意の所与のフレーム内の速度推定値が得られる画像内のすべての点/ピクセルを含めることによって、システムが規定する流れ領域のフロースク層305及び対応するベクトル場層307を生成する。そのような実施形態において、システム（例えば、ベクトルフロープロセッサ203）は、血流速度データの時間的変動を反映するように、ベクトルフローデータを自動的に更新する。すなわち、血流がフレーム間で（例えば、心周期の異なる局面にตอบสนองして）変化すると、フロースク層305及び対応するベクトル場層307は、この変動を反映するようにフレーム間で動的に更新される。したがって、表示されるベクトル場マップは、異なるフレームにおいては異なる形状又はサイズを有する（例えば、図6A及び図6B参照）。これらの又は他の適切な技法のいずれかの組み合わせを使用して、流れ領域が規定される。

10

【0034】

[040] 記載されているように、ベクトル場を視覚化するためのパスレットがリアルタイムで生成及び更新され（例えば、ベクトルフロー視覚化データのフレームが画像データのフレームごとに生成される）、フロースク上に重ね合わされて、ベクトルフロー画像が生成され、ベクトルフロー画像はその後、（例えば、ディスプレイユニット252上に）表示するために、対応するBモード画像フレームに重ね合わされる。このように、例えば、パスレットをリアルタイムで更新することによって、ベクトルフロー画像は、追跡される粒子（例えば、血流）の動きの視覚的な合図を提供する。各パスレットは、先端からの距離が所与の閾値を超えると、消え始める。すなわち、パスレットのヘッドは常にテールよりも不透明であり、表示を繁雑にする矢印を含むことなく、静止画像においても、パスレットの動く方向（すなわち、流れる方向）をより容易に識別することを可能にする。加えて、パスレットが色分けされ、及び/又は、パスレット長が速度の大きさに比例し、これらの特徴の両方が、ユーザが速度の大きさをより容易に視覚化するのを助ける。

20

30

【0035】

[041] 図4は、パスレット403-1及び403-2を含む、パスレットベースのベクトルマップの2つの連続するフレーム401（すなわち、フレームN及びN+1）の部分拡大図を示す。ベクトルマップ内のパスレット及びベクトルマップ全体は、パスレットの長さ（代替的に、又は付加的且つ人選択的に、持続時間）、幅、及び密度、新たなパスレットの生成速度（又は代替的に古いパスレットの消滅速度）、パスレットのマッピングの色範囲、ディスプレイフレームレート、並びに、フロースクの透明度及び色を含む、いくつかのパラメータを使用して規定され、これらのパラメータのいずれかは、システムの診断性能を損なうことなく所望の視覚化効果を得るために（イメージングの前又は間に）ユーザ構成可能である。

40

【0036】

[042] パスレットを生成するために、最初に、ベクトル場データの複数のフレームが保存され、例えば、複数の初期フレームの上で追跡されている粒子の軌跡を補間することによって、各フレームについてパスレットが生成される。各後続のフレームについて、後続のフレームと関連付けられる速度ベクトルデータに基づいて、パスレットが更新される。例えば、図4A及び図4Bにおいて、パスレット403-1及び403-2は、2つの追跡されている流体粒子の軌跡の前端部分を示し、そのうちの1つの最後のいくつかの位置が、点N+1、N、N-1、N-2、N-3、N-4、及びN-5によって示されており、これらの点は、それらが関連付けられるフレームを示すように、説明のためにそのようにラベル付けされている。各フレーム内の最前点が、そのフレーム内の追跡されている

50

流体粒子の推定位置を示す。各フレーム内のパスレットの最前点（例えば、フレームN内の点N及びフレームN+1内の点N+1）は、パスレットのヘッド405として参照される。パスレットは、新たな位置への粒子の動きを反映するように、フレームごとに更新され、したがって、この動きは、各更新フレームにおいてパスレットのヘッド405の位置を変更することによって、ディスプレイ上で視覚化される。追跡されている粒子、及び、したがって、ヘッド405の新たな位置は、リアルタイムで又は視覚化の前に取得することができる、角度に依存しない速度推定値（すなわち、2Dマップの場合の軸方向及び横方向速度成分、又は、3Dマップの場合の軸方向、横方向及び高度速度成分）を使用して計算される。例えば、追跡されている粒子の軸方向変位は、 $V_z / fFR$ として計算され、追跡されている粒子の横方向変位は $V_x / fFR$ として計算され、ここで、 $V_x$ はヘッドの横方向速度（m/s）であり、 $V_z$ は軸方向速度（m/s）であり、 $fFR$ は追跡フレームレート（Hz）である。これらの離散的な点の補間（線形又は三次）によって、連続的で滑らかなパスレットが生成され、その後、エイリアシングのない線として表示される。

10

#### 【0037】

[043] 経時的に、粒子の軌跡の後端は消えてゆき、例えば、ディスプレイ上が煩雑になるのを低減するために、軌跡の前端部分のみがディスプレイ上に示される。表示されるパスレットの後端はパスレットのテール407として参照される。パスレット（例えば、パスレット403-1及び403-2）は、異なる位置における速度の大きさに基づいて色分けされる（すなわち、先行するフレーム内の粒子の位置と現在のフレーム内の粒子の位置との間の各セグメント409は、現在のフレーム内の粒子の推定される速度の大きさを反映する）。ベクトルマップのカラーマップキー311（図3参照）が、ベクトルフロー画像と同時に表示される。色分けに加えて、各パスレットの透明度が、線形に分布し、ヘッド405において最も不透明であり、低減していった、テール407において最も透明度が高くなる。透明度分布はまた、フレームごとに更新される。すなわち、新たなフレームにおいて新たなセグメント409が加わると、透明度は線形に再分布され、ヘッド405において最も不透明（例えば、50%など）になり、低減していった、テール407において例えば100%の透明度になる。透明度は、パスレットの長さに沿ってピクセルごとに、又は、セグメントごとになど、線形に分布する。このように、パスレットの透明度分布によって、たとえ静止画像であっても、流れの方向がより容易に識別されるようになる。

20

30

#### 【0038】

[044] 前述のように、各パスレットは、事前に設定されるか又はユーザが定義する、最大長を有する。パスレットがフレームごとに更新される時、パスレットは、同じテールを維持しながらヘッドに新たなセグメントが加わることに起因して、フレームごとに長さが増大する。パスレットは、その最大長に達すると（例えば、一定のフレーム数だけ更新された後）、粒子の最も古い位置及び対応して最後端のセグメント（テールセグメントとしても参照される）を削除することによって、最大長よりも短い長さを維持する。パスレットが更新される各フレームによって、パスレットが持続時間によってさらに規定される場合、所与のパスレットの寿命変数が最大寿命に達するまで、パスレットの寿命変数が増分され、最大寿命の点において、パスレットは表示から除去される。例えば、代替的に又は付加的に、各パスレットは、パスレットが生成される時に、最大パスレット長と最大寿命との間でランダムに生成される整数変数を使用して規定することができる、寿命を有する。パスレットの寿命は、フレームごとに（例えば、パスレットが更新される度に）1だけ低減される。寿命がゼロに達すると、パスレットはベクトルマップから削除される。同時に、又は、異なるフレームにおいて新たなパスレットが作成され、別のランダムな寿命が新たなパスレットに割り当てられる。この寿命の特徴によって、パスレットのバランスの取れた空間分布が維持される。

40

#### 【0039】

[045] パスレットは、任意の後続のフレームに対して反復的プロセスを使用して更新

50

される。入力（例えば、横方向位置（ $x$ ）、軸方向位置（ $z$ ）、横方向速度 $V_x$ 、及び軸方向速度（ $V_z$ ）を含む配列変数、並びに、「パスレットのヘッド」及び「パスレットの寿命」を含む2つの整数変数）がベクトルフロープロセッサによって受信されると、パスレットの位置及び寿命が調べられる。パスレットが流れ領域内に位置し、且つ、その寿命がゼロよりも大きい場合、このパスレットはアクティブなパスレットとして規定される。パスレットが流れ領域の外側に動き、又は、その寿命がゼロである場合、このパスレットは非アクティブなパスレットとして規定される。任意のアクティブなパスレットについて、新たなヘッドが速度マップに基づいて計算され、寿命が1だけ低減される。任意の非アクティブなパスレットが、表示から削除される。非アクティブなパスレットは、例えば、置換パスレットの新たな位置及び新たな寿命をランダムに生成することによって、新たなパスレットと置き換えられる。各パスレットのデータ構造が更新された後、ベクトルフロープロセッサは、パスレットを視覚化するために、（例えば、補間によって）滑らかで連続的な、エイリアシングのない線を生成する。各パスレットに対応する線の色は、速度の大きさに基づいて色分けされ、色分けされたパスレットの透明度が、ディスプレイ上にレンダリングするためにその長さに沿って（すなわち、パスレットの新たなヘッドから新たなテールまで）分布させられる。

【0040】

[046] 図2に戻って参照すると、システムは、ユーザ制御ユニット842（例えば、制御パネル）を含む機械-ユーザインターフェース250の一部であるディスプレイユニット252を含む。いくつかの実施形態において、ユーザ制御ユニット及びディスプレイユニット252は、画像251の表示とユーザ入力の受信との両方を行うように動作可能であるタッチセンサ式ディスプレイに統合される。例えば、時空間的画像データ及び/又は表示の他の態様の生成を制御するための、ユーザ入力に応答するコマンド253が、ベクトルフロープロセッサ203に送信される。

【0041】

[047] ここで、図5及び図6をも参照すると、例えば、システム200など、本開示の視覚化及び定量化システムによって表示のために生成される超音波画像の例が示されている。システムは、少なくとも2つの画像構成要素を含む超音波画像を表示するように構成されており、画像構成要素のうち的一方は、ベクトル場視覚化データを含み、他方は、時空間的データを含む。いくつかの例において、複数の異なるパラメータに関する定量的情報を提供し、又は、同じパラメータを異なる様式で視覚化するために、複数の時空間的画像構成要素が、超音波画像に含まれる。

【0042】

[048] 図5は、本明細書における例に従って構築されるシステムのディスプレイユニット（例えば、ディスプレイ252）からの画面キャプチャ501を示す。画面キャプチャは、血管の超音波画像510を含む。画像510は、ベクトル場のグラフィック表現（表示のウィンドウA内）、及び、ベクトル場と関連付けられる時空間的情報（表示のウィンドウB及びC内）を含む。図5の画像内のラベルA、B、及びCは、説明を容易にし、本開示の理解を促進するためにのみ与えられており、本発明の実施形態内には存在しなくてもよい。図5のウィンドウAは、この場合はパスレットベースのベクトルマップ513である、ベクトル場のグラフィック表現を含む第1の画像要素512を示す。ベクトルマップ513は、本明細書における例（例えば、図3及び図4を参照して記載しているような）に従って（例えば、リアルタイムで）生成及び更新される。ベクトルマップ513は、イメージングされるROIの背景Bモード画像515上に重ね合わされる。図5のウィンドウB及びCは、画像の追加の要素514及び516、具体的には、ウィンドウA内に視覚化されているベクトル場の1つ又は複数の点に関する定量的情報を提供する画像要素を示す。具体的には、ウィンドウBは、選択点の各々の、時間の関数としての速度ベクトルの大きさのグラフを示す。この図解例においては、2つの点を選択されており（例えば、選択点522及び523）、2つの曲線（それぞれ点522及び523に対応する時間トレース532及び533）がウィンドウBに示されている。曲線532及び533の各

々は、選択点の各々における速度の大きさ（ $\text{cm/s}$  単位、 $y$  軸に示すもの）を、時間（秒単位、 $x$  軸に示すもの）の関数としてトレースする。この図解例において血管を通る血流は相対的に層流であり（すなわち、管腔に対して横方向の流れ方向において大きな変動がない）、心周期に起因する速度の大きさの予測される変動（例えば、時間系列内の約 4 秒の心収縮後の流速の増大によって示されるような）は別として、表示されている時間系列にわたって相対的に一定の速度の大きさを呈する。さらに示されるように、頸動脈分岐部付近（例えば、図 6 A 及び図 6 B 参照）などの他の血管において、及び / 又は、血管内の粥腫の存在下で、より擾乱した血流が観察される。本明細書に記載されている視覚化ツールは、そのような場合の血流に関する、臨床的に有用な定量的情報を抽出するのに特に有用である。

10

**【0043】**

[049] 使用時、本開示による血流の視覚化及び定量化のためのシステムは、以下のよう動作する。例えば、Bモード画像を生成するためのエコー振幅検出、及び、ベクトルフロー情報を生成するための速度推定が実施されると、システムは、図 5 の画像 510 などの超音波画像をレンダリングする。これは、リアルタイムで（すなわち、対象者をイメージングしている間に）又はイメージングデータの獲得後に行われる。いくつかの実施形態において、最初に（例えば、ベクトル場内の少なくとも 1 つの点を選択するユーザ入力を受信する前）、画像 510 は、画像要素 512 のみを含む。他の実施形態において、時空間的情報を一切提供しないプレースホルダ要素 514 及び 516 が含まれ、定量化されるべき領域（例えば、点）が選択された後にのみ、トレースをデータ投入される。またさらなる例において、ベクトルフローと時空間的情報との両方が、最初に提供される（例えば、システムが定量化のための領域を自動選択する場合）。

20

**【0044】**

[050] 後続のステップにおいて、システムは、選択領域（例えば、例として画像 510 内のベクトルフロー表示内のポイントのシングルクリック又はドラッグに応答して選択される単一の点又は点クラスタ）の指示を受信する。ベクトルフロー表示は、ユーザが選択を行うときにリアルタイムで更新され、又は、ユーザが表示をフリーズさせ、フリーズしたフレーム内で選択を行う。選択が行われると、ベクトルフロー画像（ウィンドウ A 内）は、以前にフリーズさせられている場合は自動的にフリーズ解除され、システムは、画像の時空間的要素（例えば、ウィンドウ B 及び C に示す要素 514 及び 516）を追加するか、又は、更新し始める。ベクトルフロー画像及び時空間的情報は、時間系列の終わりまで同期して更新し続け、リアルタイム視覚化の場合は、更新は、データがシステムによって獲得されているときに、リアルタイムですべてのウィンドウ内で同期して行われる。

30

**【0045】**

[051] 時空間的表示を提供するために様々なグラフィック要素が使用される。例えば、システムは、（例えば、ウィンドウ B に示すように）経時的に変化する速度の大きさをトレースするグラフを表示させるように構成されている。他の実施形態において、大きさの代わりに、速度ベクトルの角度が、ウィンドウ B 内で時間の関数として表示され、又は、追加のグラフが、時間の関数として角度を同時に表示するために提供される。いくつかの実施形態において、角度は、ウィンドウ C に示すタイプのグラフを使用して、視覚的に表現される。ウィンドウ C のグラフにおいて、選択点 522 及び 523 の各々における流れの方向は、速度ベクトルの軸方向成分（ $y$  軸）対速度ベクトルの横方向又は側方成分（ $x$  軸）によって規定される、それぞれの矢印 542、543 によって視覚化される。任意の他の時空間的画像要素と同様に、ウィンドウ C のグラフは、選択点を通る単一又は少数の血流速度ベクトルの動的な視覚表現を提供する、画像の他の要素（例えば、ウィンドウ A 及び B）と同期して更新される。

40

**【0046】**

[052] いくつかの例において、システムは、同時に（例えば、小さい部分領域又は点クラスタの選択として）又は順次的に（例えば、1 つの点が相次いで選択される）受信される、複数の点の選択を、入力として受信し、時空間的表示は、任意の新たに行われる選

50

択に応答して更新される。例えば、図5に示すように、ユーザはまた、点522の選択後に、第2の点523をも選択する。追加の点が選択されると、システムは、追加の選択点に関する定量低下を提供するために、追加のトレースを時空間的表示に追加する。代替的に又は付加的に、システムは、点又はピクセルのクラスタを含む選択領域の指示を（例えば、選択領域を規定するためにベクトル場内でカーソルをドラッグすることによって）受信するように構成されており、この場合、システムの特定の事前設定の又はユーザによる構成に応じて、領域内の各点の複数のトレースが同時に表示され、又は、単一の平均トレースが提供される。

#### 【0047】

[053] 図6A及び図6Bは、本明細書における例に従って構築されるシステムのディスプレイユニット（例えば、ディスプレイ252）からの追加の画面キャプチャ501'及び501''を示す。これらの画面キャプチャは、頸動脈の超音波画像、及び、心周期の様々な局面における頸動脈を通る血流の視覚化を示す。図5の画像と同様に、図6A及び図6Bの画面キャプチャの各々の超音波画像510は、ベクトル場のグラフィック表現（例えば、要素512内のベクトルフロー画像）を提供する複数の画像要素（例えば、要素512、514、及び516）、及び、ベクトル場と関連付けられる時空間的情報（例えば、時間の関数としての速度の大きさのトレース532'及び533'、並びに、それぞれの点522'及び523'において矢印542'及び543'によって表される、関連付けられる速度の角度）を含む。図5の相対的に層流の流れとは異なり、頸動脈球における流れは、図6A及び図6Bの画像に見られるように、より擾乱しており、本明細書に記載されている技法を使用して、速度の大きさ及び方向の変動が、特定の選択点においてより容易に知覚及び定量化される。

10

20

#### 【0048】

[054] 図7A～図7Cは、本明細書に記載されているシステムによってベクトルフロー視覚化に利用することができる異なるVFIイメージング技法を示す。本明細書における様々な図解例において二次元（2D）ベクトル場が示されているが、いくつかの実施形態において、視覚化及び定量化システム（例えば、システム200）のプロセッサ（例えば、ベクトルフロープロセッサ203）は、三次元（3D）ベクトル場のグラフィック表現（例えば、3Dベクトルマップ）を生成するために、軸方向及び横方向成分に加えて、ROI内の血流速度の第3の速度成分（例えば、高度成分）をも推定するように構成されることは理解されよう。3Dベクトルマップは、超音波データの3Dレンダリングを提供するために、ボリュームROIの3D画像上に重ね合わされる。既知の技法によれば、イメージングされているボリューム領域を通じてスライスが取られ、ベクトルフロー視覚化及び定量化は、選択された画像又はスライス平面において実施され、場合によっては、スライス平面においてボリューム上に重ね合わされる。

30

#### 【0049】

[055] 本明細書に記載されているように、システムの構成要素のうちの1つ又は複数は、事前に記憶されているか又はリアルタイムで受信される、超音波イメージングデータのソースに通信可能に結合されている独立型視覚化システムの一部である。例えば、ディスプレイ及びプロセッサのうちの少なくとも一方は、超音波イメージング装置とは別個のワークステーションの一部であり、リアルタイムの又は事前に記憶されている超音波イメージングデータから超音波画像を生成するように構成されている。さらなる例において、本開示による視覚化及び定量化のためのシステムは、超音波エコーを獲得するように構成されている超音波イメージングシステムと統合される。例えば、ディスプレイ及びプロセッサを含む超音波診断システムによって、超音波イメージング装置が提供され、超音波診断システムは、対象者を超音波イメージングしながら、超音波画像をリアルタイムで生成及び更新するように構成される。

40

#### 【0050】

[056] 図8は、本開示による超音波システム800のブロック図を示す。システム800の構成要素の一部又は全部は、例えば、図1の超音波イメージング装置など、本明細

50

書に記載されている視覚化及び定量化システムのうちいずれか1つの構成要素を実施するために使用される。超音波システム800は超音波トランスデューサアレイを含む。図解例において、超音波トランスデューサアレイ814はプローブ812内に設けられる。いくつかの例において、アレイ814は、各々がトランスデューサ素子のサブアレイを含む、複数のパッチを使用して実施され、アレイ814は、イメージングされる対象者に対して共形に配置されるように構成されている。アレイ814は、関心領域に向かって超音波を送信し、関心領域（ROI）をイメージングするためのエコーを受信するように動作可能である。例えば、線形アレイ、湾曲アレイ、又はフェーズドアレイなど、様々なトランスデューサアレイが使用される。アレイ814は、例えば、2D及び/又は3Dイメージングのための高度次元と方位次元との両方における走査が可能なトランスデューサ素子の二次元アレイを含む。

10

#### 【0051】

[057] アレイ814は、マイクロビームフォーマに結合され、マイクロビームフォーマは、プローブ又は超音波システム基部（例えば、Philipsによって提供されるSPARQ又はEPIQ超音波システムなどの、カートベースのシステム）内に配置される。マイクロビームフォーマは、アレイによる信号の送信及び受信を制御する。アレイ814は、マイクロビームフォーマ816を介して超音波システム基部に結合され、マイクロビームフォーマ816は、典型的には基部内に位置する送受信（T/R）スイッチ818に（有線又はワイヤレス接続を介して）結合される。T/Rスイッチ818は、例えば、メインビームフォーマ822を高エネルギー送信信号から保護するために、送信と受信との間で切り替えるように構成されている。いくつかの実施形態において、T/Rスイッチ818及びシステム内の他の要素の機能は、PHILIPSによって提供されるLUMIFYシステムなどの可搬式システムに結合するように動作可能なプローブなどのプローブ内に組み込まれる。プローブ812は、無線又はワイヤレス接続を使用して基部に通信可能に結合される。

20

#### 【0052】

[058]アレイ814からの超音波パルスの送信は、ユーザインターフェース824のユーザの操作からの入力を受信する、T/Rスイッチ818に結合されている送信コントローラ820及びビームフォーマ822によって方向付けられる。ユーザインターフェース824は、制御パネル842などの1つ又は複数の入力デバイスを含み、入力デバイスは、1つ又は複数の機械式制御装置（例えば、ボタン、エンコーダなど）、タッチセンサ式制御装置（例えば、トラックパッド、タッチスクリーンなど）、及び他の既知の入力デバイスを含む。送信コントローラ820によって制御される別の機能は、ビームがステアリングされる方向である。ビームは、アレイ814の送信側からまっすぐに（直交して）、又は、より広い視野に対しては異なる角度においてステアリングされる。ビームフォーマ822は、個々のパッチのトランスデューサ素子のグループからの部分的にビーム形成された信号を合成して、完全にビーム形成された信号にする。ビーム形成された信号は、信号プロセッサ826に結合される。システム800は、システム基部に設けられる、アレイ814によって検出されるエコーに回答して超音波画像データを生成するための1つ又は複数のプロセッサ（例えば、集合的に850として参照されるデータ及び画像処理構成要素）を含む。プロセッサ回路は、超音波画像を生成し、超音波画像を表示するためのユーザインターフェースを提供するための、本明細書に記載されている機能を実施するように特別に構成されている1つ又は複数のCPU、GPU、及び/又はASICを含むソフトウェア及びハードウェア構成要素において実施される。

30

40

#### 【0053】

[059] 例えば、システム800は、バンドパスフィルタリング、デシメーション、I及びQ成分分離、及び高調波信号分離などの様々な様式で、受信エコー信号を処理するように構成されている信号プロセッサ826を含む。信号プロセッサ826はまた、スペckル低減、信号合成、及びノイズ排除などの追加の信号増強も実施する。処理済み信号は、Bモード画像データを生成するためにBモードプロセッサ828に結合される。Bモー

50

ドプロセッサは、身体内の構造のイメージングのために振幅検出を利用することができる。Bモードプロセッサ828によって生成される信号は、スキャンコンバータ830及び多面リフォーマッタ832に結合される。スキャンコンバータ830は、エコー信号がそこから所望の画像フォーマットにおいて受信された空間的關係に、エコー信号を構成するように構成されている。例えば、スキャンコンバータ830は、二次元(2D)扇形フォーマット又はピラミッド形若しくは他の形状の三次元(3D)フォーマットにエコー信号を構成する。多面リフォーマッタ832は、例えば、米国特許第6,443,896号(Detmer)に記載されているように、身体の容積領域内の共通の平面内の点から受信されるエコーを、超音波画像(例えば、Bモード画像)に変換することができる。ボリュームレンダラ834が、例えば、米国特許第6,530,885号(Entrekin他)に記載されているように、所与の基準点から見たときの3Dデータセットの画像を生成する。

#### 【0054】

[060] 付加的に又は代替的に、信号プロセッサ826からの信号はまた、ドブラプロセッサ852に結合され、ドブラシフトを推定し、ドブラ画像データを生成するように構成される。ドブラ画像データは、従来の二重Bモード/ドブラ画像を表示するためにBモード(又はグレースケール)画像データと重ね合わされるカラーフローデータを含む。いくつかの例において、ドブラプロセッサ826は、自己相関器などのドブラ推定手段を含み、速度(ドブラ周波数)推定は、ラグが1の自己相関関数の引数に基づき、ドブラパワー推定は、ラグが0の自己相関関数の大きさに基づく。動きはまた、既知の位相ドメイン(例えば、MUSIC、ESPRITなどのパラメトリック周波数推定手段)又は時間ドメイン(例えば、相互相関)信号処理技法によって推定することもできる。加速度又は時間及び/若しくは空間速度微分の推定手段などの速度の時間又は空間分布に関連する他の推定手段を、速度推定手段の代わりに、又はそれに加えて使用することができる。いくつかの例において、速度及びパワー推定値は、ノイズを低減するための閾値検出、並びに、セグメント化、及び、充填及び平滑化などの後処理を受ける。その後、速度及びパワー推定値は、カラーマップに従って、所望の範囲の表示色にマッピングされる。ドブラ画像データとしても参照されるカラーデータは、その後、スキャンコンバータ830に結合され、スキャンコンバータ130において、ドブラ画像データは、所望の画像フォーマットに変換され、血流を含む組織構造のBモード画像上に重ね合わされて、カラードブラ画像が形成される。

#### 【0055】

[061] 本開示の原理によれば、システム800は、速度ベクトル推定手段854及びVFIレンダラ856を含むベクトルフロー処理構成要素を含む。速度ベクトル推定手段は、信号プロセッサ826から信号を受信し、速度推定を実施して、本明細書に記載されているように、角度に依存しない速度ベクトルデータを取得する。速度ベクトルデータ(例えば、ベクトルフロー場)は、ベクトル場視覚化データ及び時空間データを含む、速度ベクトルデータのグラフィック表現を生成するために、VFIレンダラ856に渡される。スキャンコンバータ830、多平面リフォーマッタ832、ボリュームレンダラ834、及び/又はVFIレンダラ856からの出力(例えば、画像)は、画像ディスプレイ854に表示される前に、さらなる増強、バッファリング及び一時的保存のために画像プロセッサ836に結合される。システムは、画像とともに表示するためのグラフィックオーバーレイを生成するグラフィックプロセッサ840を含む。これらのグラフィックオーバーレイは、例えば、患者名、画像の日時、イメージングパラメータ、及び他の注記などの標準的な識別情報を含む。これらの目的のために、グラフィックプロセッサは、タイプされた患者名などのユーザインターフェース824からの入力を受信するように構成される。別個の構成要素として示されているが、本明細書におけるプロセッサ(例えば、速度ベクトル推定手段854及び/又はVFIレンダラ856)のいずれかの機能は、他のプロセッサ(例えば、画像プロセッサ836又はボリュームレンダラ834)に組み込まれ、結果として、単一の又はより少数の個別の処理ユニットがもたらされる。さらに、例

10

20

30

40

50

えば、Bモード画像及びドブラ画像を生成することを目的とした、エコー信号の処理が、Bモードプロセッサ及びドブラプロセッサを参照しながら論じられているが、これらのプロセッサの機能は、ベクトルフロー処理構成要素の機能と組み合わせられる、単一のプロセッサに統合されることは理解されよう。

【0056】

[062] 構成要素、システム及び/又は方法が、コンピュータベースのシステム又はプログラム可能論理などのプログラム可能デバイスを使用して実施される様々な実施形態において、上述したシステム及び方法は、「C」、「C++」、「FORTRAN」、「Pascal」、「VHDL」などの様々な既知の又は後に開発されるプログラミング言語のいずれかを使用して実施することができることが留意されるべきである。したがって、コンピュータなどのデバイスに、上述したシステム及び/又は方法を実施するように指示することができる情報を含むことができる、磁気コンピュータディスク、光ディスク、電子メモリなどの様々な記憶媒体を準備することができる。適切なデバイスが記憶媒体に含まれる情報及びプログラムにアクセスできるようになると、記憶媒体は、情報及びプログラムをデバイスに提供することができ、したがって、デバイスは、本明細書において記載されているシステム及び/又は方法の機能を実施することが可能になる。例えば、ソースファイル、オブジェクトファイル、実行可能ファイルなどの適切な資料を含むコンピュータディスクが、コンピュータに提供されるとすると、コンピュータは、情報を受信し、コンピュータ自体を適切に構成し、様々な機能を実施するために上記の図及び流れ図に概説されている様々なシステム及び方法の機能を実施することができる。すなわち、コンピュータは、ディスクから、上述したシステム及び/又は方法の種々の要素に関する情報の様々な部分を受信し、個々のシステム及び/又は方法を実施し、上述した個々のシステム及び/又は方法の機能を協調させることができる。

10

20

【0057】

[063] 本開示に照らして、本明細書において記載されている様々な方法及びデバイスは、ハードウェア、ソフトウェア及びファームウェアにおいて実施することができることに留意されたい。さらに、様々な方法及びパラメータは、例としてのみ含まれており、いかなる限定的な意味においても含まれていない。本開示に照らして、当業者は、本発明の範囲内に留まりながら、自身の技法及びこれらの技法を行うための必要な設備の決定において本教示を実施することができる。本明細書において記載されているプロセッサのうちの1つ又は複数の機能は、より少数の又は単一の処理ユニット(例えば、1つ又は複数のCPU又はGPU)に組み込まれ、本明細書において記載されている機能を実施するために実行可能命令に応答してプログラムされる特定用途向け集積回路(AASIC)又は汎用処理回路を使用して実施される。

30

【0058】

[064] 本発明のシステムは、超音波撮像システムを特に参照して説明されているが、本発明のシステムを、1つ又は複数の画像が系統立てて得られる他の医療撮像システムに拡張することができることも想定される。したがって、限定ではないが、腎臓、精巣、胸部、卵巣、子宮、甲状腺、肝臓、肺、筋骨格、脾臓、心臓、動脈及び静脈の系に関する画像情報を取得及び/又は記録するために、並びに、超音波誘導介入に関する他のイメージング用途として、本発明のシステムが使用される。さらに、本発明のシステムはまた、本発明のシステムの特徴及び利点を提供するように、従来のイメージングシステムとともに使用することができる1つ又は複数のプログラムをも含む。本開示の特定の追加の利点及び特徴は、本開示を研究することを受けて当業者に了解され、又は、本開示の新規のシステム及び方法を利用する人間によって経験される。本発明のシステム及び方法の別の利点は、本発明のシステム、デバイス、及び方法の特徴及び利点を組み込むために、従来の医療画像システムを容易にアップグレードすることができることである。

40

【0059】

[065] 無論、本明細書において記載されている例、実施形態又はプロセスのうちのいずれか1つは、1つ又は複数の他の例、実施形態及び/又はプロセスのうちの1つ又は複

50

数と組み合わせられ、又は、本発明のシステム、デバイス及び方法に従って別個のデバイス又はデバイス部分の間で分離及び/又は実施される。

【0060】

[066] 最後に、上記の論述は本発明のシステムを例示するようにのみ意図されており、添付の特許請求の範囲をいかなる特定の実施形態又は実施形態群に限定するものとしても解釈されるべきではない。したがって、本発明のシステムが例示的な実施形態を参照しながら特に詳細に記述されているが、添付の特許請求項に記載されているような本発明のシステムのより広い対象とする精神及び範囲から逸脱することなく多数の修正及び代替の実施形態が当業者によって考案されることも理解されたい。したがって、本明細書及び図面は、例示的な様式において考えられるべきであり、添付の特許請求項の範囲を限定するようには意図されていない。

【図1】

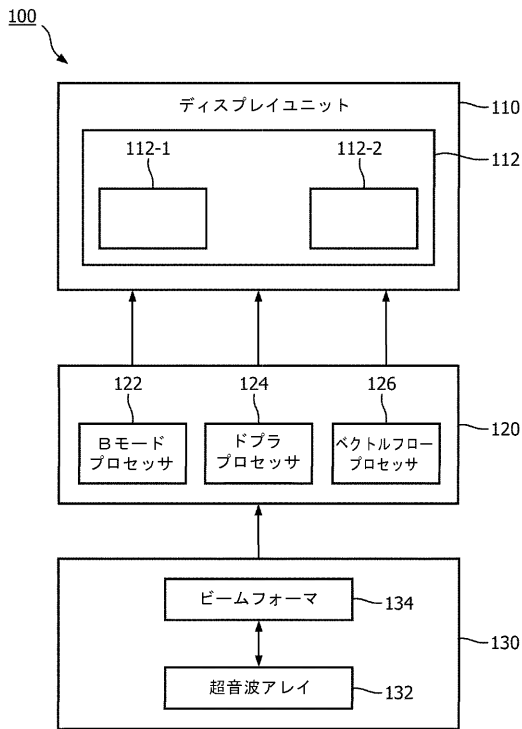


図1

【図2】

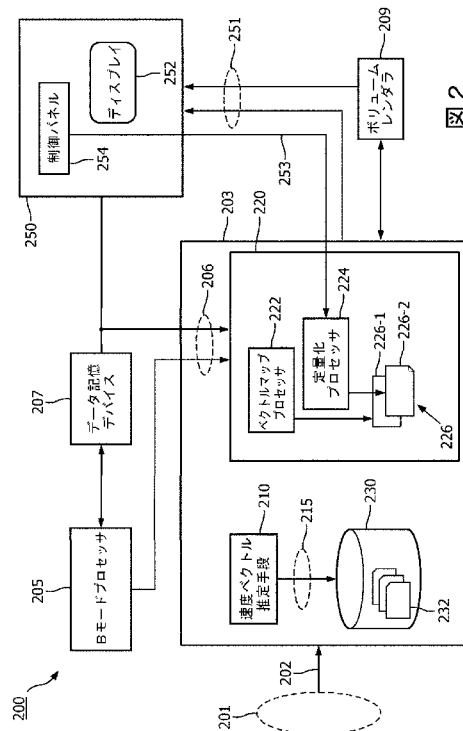


図2

【 図 3 】

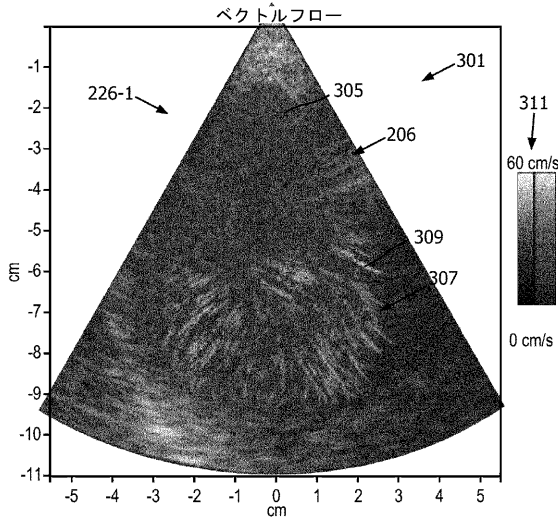


図 3

【 図 4 】

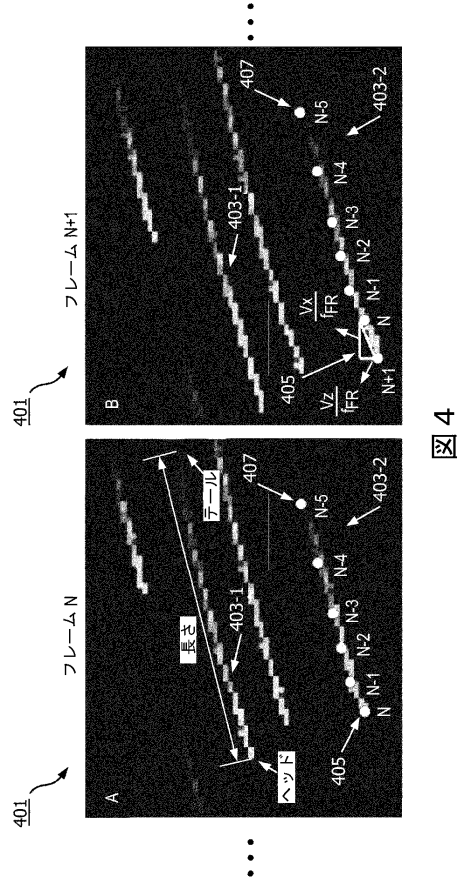


図 4

【 図 5 】

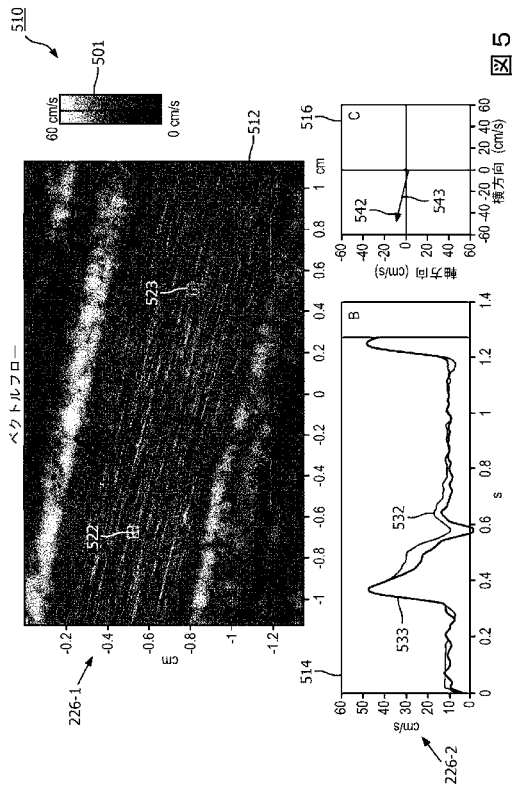


図 5

【 図 6 A 】

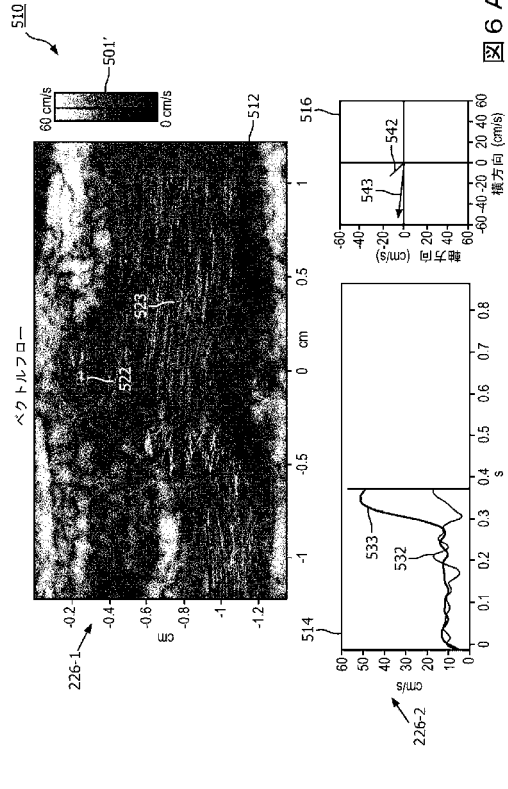


図 6 A

【 図 6 B 】

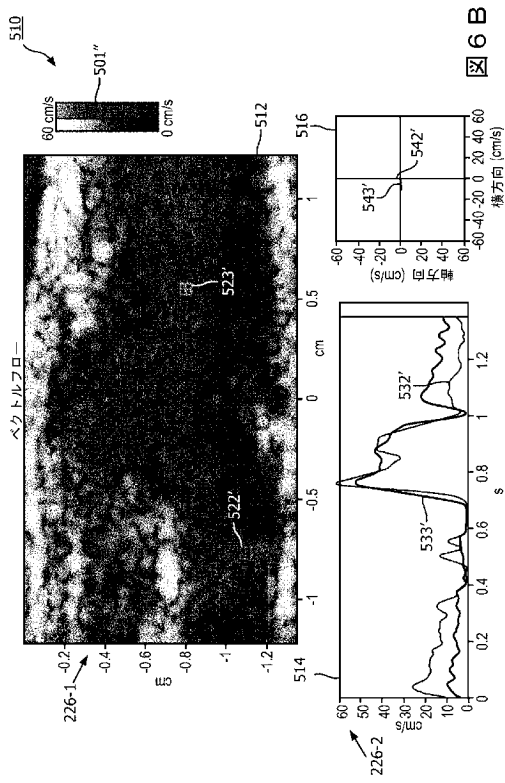


図 6 B

【 図 7 】



FIG. 7

【 図 8 】

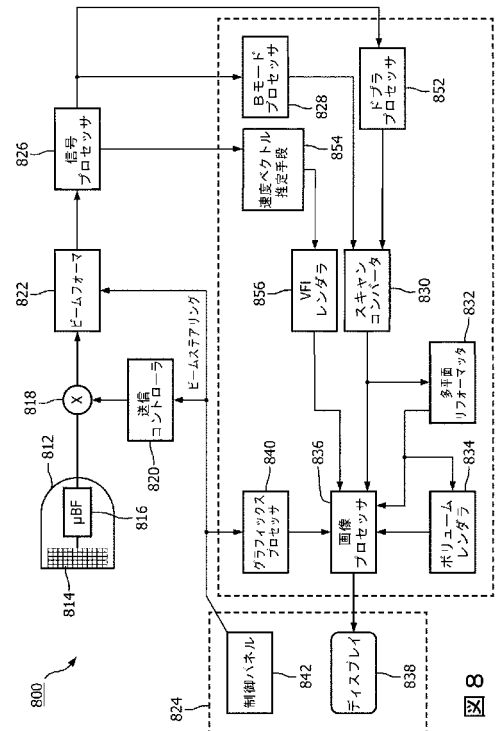


図 8

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2018/057601

|   |  |   |
|---|--|---|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER<br>INV. A61B8/00<br>ADD.  |  |   |
| According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC   |  |   |
| B. FIELDS SEARCHED  |  |   |
| Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)<br>A61B   |  |   |
| Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched   |  |   |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)<br>EP0-Internal, WPI Data  |  |   |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT  |  |   |
| Category*   | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages   | Relevant to claim No.   |
| X<br>A  | US 2011/196237 A1 (PELLISSIER LAURENT [CA]<br>ET AL) 11 August 2011 (2011-08-11)<br>abstract; figures 2, 3A, 8<br>paragraph [0002]<br>paragraph [0022]<br>paragraph [0026]<br>paragraph [0035]<br>paragraph [0042] - paragraph [0051]<br>paragraph [0057] - paragraph [0066]<br>paragraph [0115] - paragraph [0121]<br>figure 13<br>paragraph [0166] - paragraph [0207]<br>-----<br>-/-- | 1-13,<br>15-18<br>14  |
| <input checked="" type="checkbox"/>   | Further documents are listed in the continuation of Box C.   | <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.  |
| * Special categories of cited documents :   |  |   |
| <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> |  | <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&amp;" document member of the same patent family</p> |
| Date of the actual completion of the international search<br>26 June 2018   |  | Date of mailing of the international search report<br>04/07/2018  |
| Name and mailing address of the ISA/<br>European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2<br>NL - 2280 HV Rijswijk<br>Tel. (+31-70) 340-2040,<br>Fax: (+31-70) 340-3016  |  | Authorized officer<br>Molina Silvestre, A   |

1

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

|   |
|---|
| International application No<br>PCT/EP2018/057601 |
|---|

| C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT |  |                       |
|--|--|-----------------------|
| Category*  | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages   | Relevant to claim No. |
| A  | <p>PAOLO ANGELELLI ET AL: "Live ultrasound-based particle visualization of blood flow in the heart", COMPUTER GRAPHICS, ACM, 2 PENN PLAZA, SUITE 701 NEW YORK NY 10121-0701 USA, 28 May 2014 (2014-05-28), pages 13-20, XP058056099, DOI: 10.1145/2643188.2643200 ISBN: 978-1-4503-3070-1<br/>the whole document<br/>-----</p> | 1-18                  |
| A  | <p>JORGEN ARENDT JENSEN ET AL: "Recent advances in blood flow vector velocity imaging", ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS), 2011 IEEE INTERNATIONAL, IEEE, 18 October 2011 (2011-10-18), pages 262-271, XP032230549, DOI: 10.1109/ULTSYM.2011.0064 ISBN: 978-1-4577-1253-1<br/>the whole document<br/>-----</p>                       | 1-18                  |
| A  | <p>WO 2014/140657 A1 (BK MEDICAL APS)<br/>18 September 2014 (2014-09-18)<br/>the whole document<br/>-----</p>  | 1-18                  |

1

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (April 2005)

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No  
PCT/EP2018/057601

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|--|------------------|-------------------------|------------------|
| US 2011196237 A1                       | 11-08-2011       | US 2011196237 A1        | 11-08-2011       |
|  |                  | US 2016174931 A1        | 23-06-2016       |
| -----                                  |                  |                         |                  |
| WO 2014140657 A1                       | 18-09-2014       | CN 105120761 A          | 02-12-2015       |
|  |                  | EP 2967490 A1           | 20-01-2016       |
|  |                  | US 2016015366 A1        | 21-01-2016       |
|  |                  | WO 2014140657 A1        | 18-09-2014       |
| -----                                  |                  |                         |                  |

## フロントページの続き

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

(72)発明者 ファン シェン ウェン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 シエ ファ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ヴィニョン フランソワ ガイ ジェラルド マリエ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 チャン リアン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ジョンソン ケイス ウィリアム

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 DD03 DE04 EE09 JB34 JB41 JC20 KK02 KK18 KK19 KK20

KK24

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 使用超声矢量流成像同时可视化和量化血流的系统和方法  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2020512136A</a>  | 公开(公告)日 | 2020-04-23 |
| 申请号            | JP2019553412   | 申请日     | 2018-03-26 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦电子股份有限公司  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 皇家飞利浦NV哥德堡   |         |            |
| [标]发明人         | フアンシェンウエン<br>シエファ<br>ヴィニヨンフランソワガイジェラルドマリエ  |         |            |
| 发明人            | ワン シイン<br>フアン シェン-ウエン<br>シエ ファ<br>ヴィニヨン フランソワ ガイ ジェラルド マリエ<br>チャン リアン<br>ジョンソン ケイス ウィリアム                                 |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/06   |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/06 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5223 G16H50/30  |         |            |
| FI分类号          | A61B8/06   |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JC20 4C601/KK02 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK20 4C601/KK24 |         |            |
| 优先权            | 62/478828 2017-03-30 US  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>  |         |            |

摘要(译)

用于可视化和量化超声成像数据的系统可以包括显示单元，以及处理器，该处理器通信地耦合到显示单元和超声成像设备，用于从超声数据生成代表身体结构和身体结构内流动的流体的图像。。处理器可以被配置为生成与流体流相对应的矢量场数据，其中矢量场数据包括流体的轴向和横向速度分量，在图像内的一个或多个用户选择的点处从矢量场数据中提取时空信息。以及使显示单元在一个或多个用户选择的点上同时显示时空信息，该图像包括覆盖在图像上的矢量场数据的图形表示，其中，时空信息包括幅度和 流体流动的角度。

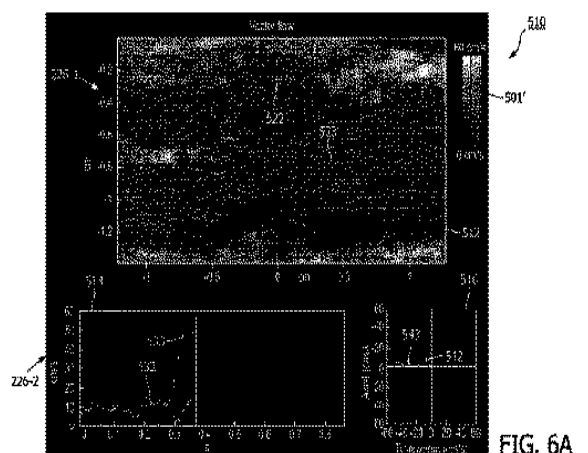


FIG. 6A