

(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2020-518362

(P2020-518362A)

(43) 公表日 令和2年6月25日(2020.6.25)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2019-559732 (P2019-559732)  
 (86) (22) 出願日 平成30年5月4日 (2018.5.4)  
 (85) 翻訳文提出日 令和1年12月11日 (2019.12.11)  
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2018/061611  
 (87) 国際公開番号 WO2018/202899  
 (87) 国際公開日 平成30年11月8日 (2018.11.8)  
 (31) 優先権主張番号 62/501,448  
 (32) 優先日 平成29年5月4日 (2017.5.4)  
 (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】 血管内の壁せん断応力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】

本開示によるシステムは、ディスプレイユニットとプロセッサとを含み、プロセッサは、ディスプレイユニットと、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撮像装置とに通信可能に結合されている。プロセッサは、身体構造内を流れる流体の軸方向速度成分及び側方（又は横方向）速度成分を含むベクトル場データを生成すること、軸方向速度成分及び側方速度成分に基づいて、身体構造の壁に沿った複数の位置の速度プロファイルを計算すること、速度プロファイルに少なくとも部分的に基づいて、壁せん断応力（WSS）視覚化データを生成すること、ディスプレイユニットに、WSS視覚化データと重ね合わされた身体構造を含む画像を同時に表示させることを行うように構成される。

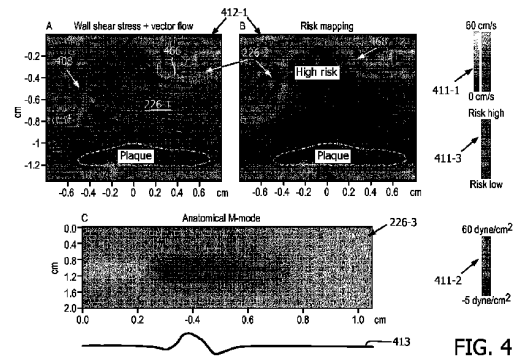


FIG. 4

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波撮像データを視覚化及び定量化するためのシステムであって、前記システムは、ディスプレイユニットとプロセッサとを備え、

前記プロセッサは、

前記ディスプレイユニットと、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撮像装置とに通信可能に結合されていて、

前記身体構造内を流れる前記流体の軸方向速度成分及び側方速度成分を含むベクトル場データを生成することと、

前記軸方向速度成分及び側方速度成分に基づいて、前記身体構造の壁に沿った複数の位置の速度プロファイルを計算することと、

前記速度プロファイルに少なくとも部分的に基づいて、壁せん断応力(WSS)視覚化データを生成することと、

前記ディスプレイユニットに、前記身体構造を含む前記画像を、前記WSS視覚化データと同時に表示させることと

を行う、システム。

**【請求項 2】**

前記プロセッサは、前記WSS視覚化データを生成するために、前記複数の位置の各々においてWSS値を色で符号化する、請求項1に記載のシステム。

**【請求項 3】**

前記WSS視覚化データは、WSS値に少なくとも部分的に基づいて計算されるブランク形成リスク推定値のカラーマップを含む、請求項1に記載のシステム。

**【請求項 4】**

前記プロセッサは、ニューラルネットワークに通信可能に結合されており、前記ブランク形成リスク推定値はさらに、前記ニューラルネットワークによって提供される閾値に少なくとも部分的に基づく、請求項3に記載のシステム。

**【請求項 5】**

前記プロセッサは、前記超音波撮像データから前記壁の長さに関連付けられる前記複数の位置を自動的に決定する、請求項1に記載のシステム。

**【請求項 6】**

前記プロセッサは、ユーザ入力に応答して前記壁に関連付けられる前記複数の位置を選択する、請求項1に記載のシステム。

**【請求項 7】**

前記WSS視覚化データは、Bモード画像データ上のオーバーレイとして表示される、請求項1に記載のシステム。

**【請求項 8】**

前記プロセッサはさらに、時間の関数として、前記壁に沿った前記複数の位置のいくつか又はすべてに関連付けられるWSS値のグラフィック表現を表示する、請求項7に記載のシステム。

**【請求項 9】**

前記プロセッサはさらに、前記ベクトル場データのグラフィック表現を生成し、前記ディスプレイユニットに、前記WSS視覚化データを含む前記画像と同時に、前記ベクトル場データの前記グラフィック表現を表示させる、請求項1に記載のシステム。

**【請求項 10】**

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のパスレットベースの視覚化である、請求項9に記載のシステム。

**【請求項 11】**

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マスク層と、前記ベクトル場データ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

10

20

30

40

50

ステム。

【請求項 1 2】

前記ディスプレイ及び前記プロセッサを含む超音波撮像システムによって、前記超音波撮像装置が提供され、前記超音波撮像システムは、前記身体構造を超音波撮像しながら、Bモード画像データ及び前記WSS視覚化データをリアルタイムで生成及び更新する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 1 3】

超音波撮像データを表示するための方法であって、前記方法は、

身体構造と前記身体構造内を流れる流体とを表す超音波データから画像を生成するステップと、

前記身体構造内を流れる前記流体の軸方向速度成分及び側方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、

前記軸方向速度成分及び側方速度成分に基づいて、前記身体構造の壁に沿った複数の位置の速度プロファイルを計算するステップと、

前記速度プロファイルに少なくとも部分的に基づいて、壁せん断応力(WSS)視覚化データを生成するステップと、

前記身体構造を含む前記画像を、前記WSS視覚化データと同時に表示するステップとを有する、方法。

【請求項 1 4】

前記WSS視覚化データを生成するステップは、前記壁に沿った前記複数の位置の各々におけるWSS値のカラーマップを生成するステップを含み、前記画像を前記WSS視覚化データと同時に表示するステップは、WSS値のカラーマップを前記身体構造のBモード画像に重ね合わせるステップを含む、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記ベクトル場データのグラフィック表現を生成するステップと、

前記ベクトル場データの前記グラフィック表現を、前記身体構造を含む前記画像及び前記WSS視覚化データと同時に表示するステップとをさらに有する、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 6】

前記ベクトル場データのグラフィック表現を生成するステップは、前記ベクトル場データのパスレットベースの視覚化を生成するステップを含む、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記WSS視覚化データを生成するステップは、前記壁に沿った前記複数の位置の各々のWSS値を計算するステップと、前記WSS値に少なくとも部分的に基づいて決定されるリスク推定値のカラーマップを生成するステップとを含み、

前記画像を前記WSS視覚化データと同時に表示するステップは、リスク推定値の前記カラーマップを前記身体構造のBモード画像に重ね合わせるステップを含む、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 8】

時間の関数として、WSS値のグラフィック表現を表示するステップをさらに有する、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 9】

時間の関数としての前記WSS値の前記グラフィック表現は、対応するECG信号トレースと同期して表示される、請求項 1 8 に記載の方法。

【請求項 2 0】

前記身体構造を含む前記画像及びWSS視覚化データは、リアルタイムで更新される、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 2 1】

実行されると、医療撮像システムのプロセッサに、請求項 1 3 から 2 0 に記載の方法のいずれかを実施させる実行可能命令を含む、非一時的コンピュータ可読媒体。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[001] 本出願は、超音波撮像に関し、より詳細には、血管などの身体構造の壁せん断応力の同時視覚化及び定量化のためのシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

[002] 粉瘤は、血管系の血管内の変性物質が蓄積したものであり、アテローム性動脈硬化症（血管壁の硬化である）をもたらすことが多い。アテローム性動脈硬化症は、世界的に主要な死因の1つである。研究により、壁せん断応力（WSS）が、内皮細胞機能の重要な決定因子であることが確認されている。WSSは、血流の結果として血管の内皮細胞に加わる接線方向の摩擦力である。通常の動脈レベルのWSS（15ダイン/cm<sup>2</sup>以上）は、アテローム保護性遺伝子発現プロファイルを誘導し、一方で、低いWSS（4ダイン/cm<sup>2</sup>未満）は、アテローム性表現型を刺激する。したがって、血管内のWSSをスクリーニング及びモニタリングすることによって、プラークが形成されるリスクを推定することを可能にすることができる。MRI及び超音波を使用することを含む、WSSを測定するためのいくつかの非侵襲的技法が開発されている。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

[003] 本発明は、WSSの同時視覚化及び定量化のためのシステム及び方法を提供する。角度無依存速度推定技法によって、本開示による実施例は、血管などの身体構造の壁に沿った壁せん断応力分布を直感的に視覚化し、壁に沿ったWSSに関する時空間的情報を得るためのソリューションを提供する。加えて、本明細書における実施例は、診断効率を改善するインテリジェントなリスク予測ツールを提供する。

20

【課題を解決するための手段】

【0004】

[004] 本開示によるシステムは、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撮像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、身体構造内を流れる流体の軸方向及び側方（又は横方向）速度成分を含むベクトル場データを生成することと、軸方向及び側方速度成分に基づいて、身体構造の壁に沿った複数の位置の速度プロファイルを計算することと、速度プロファイルに少なくとも部分的に基づいて、壁せん断応力（WSS）視覚化データを生成することと、ディスプレイユニットに、WSS視覚化データと重ね合わされた身体構造を含む画像を同時に表示させることを行うように構成される。いくつかの実施例において、本明細書において説明されているシステムは、撮像装置と、本明細書において説明されているようにBモード画像及びWSS視覚化データを生成及び表示するための、本明細書において説明されているディスプレイ及びプロセッサとを含む超音波撮像システム内で具現化される。いくつかの実施例において、画像の生成及び表示は、身体構造を超音波撮像している間にリアルタイムで実施される。

30

40

【0005】

[005] いくつかの実施形態において、プロセッサは、WSS視覚化データを生成するために、壁に沿った複数の位置の各々においてWSS値を色で符号化するように構成される。WSS視覚化データは、解剖学的構造のグレースケール画像（すなわち、エコー又はBモード画像）に重ね合わされるカラーマップの形態で提供される。このタイプの表示画像（又は単純に表示）は、2つの撮像モード、すなわち、Bモード撮像及びWSS撮像からの撮像データを提供するため、二重モード画像として参照される。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グラフィック表現（例えば、パスレットベースの又は他のタイプのベクトルマップ）を生成し、ディスプレイユニットに、同じくW

50

SS 視覚化データを含む B モード画像と同時に、例えば、B モード画像上へのオーバーレイとして、ベクトル場データのグラフィック表現を表示させるようにさらに構成される。このタイプの表示画像（又は単純に表示）は、3つの撮像モード、すなわち、B モード、ベクトルフロー撮像（VFI）、及び WSS 撮像からの撮像データを提供するため、三重モード画像として参照される。ベクトル場データのバスレットベースの視覚化の形態のベクトル場データのグラフィック表現の例は、下記にさらに詳細に説明されるが、固定又は自由矢印ベースの技法などの、他のタイプのベクトルフロー撮像技法が使用されてもよい。本明細書における実施例のいずれかにおいて、オーバーレイ画像（例えば、二重又は三重モード画像）内の各モードからの画像データは、リアルタイムで同期して動的に更新される。例えば、二重表示の場合、B モード画像データは、リアルタイムで取得され又はメモリから取り出される複数の B モード画像フレームの時系列（すなわち、シネループ）として表示され、WSS 視覚化データ（例えば、WSS カラーマップ）もまた、リアルタイムで（リアルタイムエコーから）生成され又はメモリから取り出される、複数の対応する WSS 画像データフレームの時系列として表示 / 重ね合わされる。

#### 【0006】

[006] WSS 値が計算される複数の位置は、WSS 関心領域（ROI）としても参照される。いくつかの実施形態において、プロセッサは、WSS 値が超音波撮像データから自動的に計算されることになる身体構造の壁に沿った複数の位置（すなわち、WSS ROI）を決定するように構成される。例えば、これは、身体構造の壁を識別するために画像セグメント化などの画像処理技法を使用して行われ、WSS 値は、任意の所与の画像フレーム内で血管壁の全長について計算される。いくつかの実施例において、プロセッサは、WSS ROI を、臨床的に関連する WSS 値を含むと決定される部分領域に再定義し、色分けされた WSS 情報が、この部分領域についてのみ表示されるようにする。またさらなる実施例において、プロセッサは、壁に沿った、ユーザ入力に応答して WSS 値が計算されることになる複数の位置（すなわち、WSS ROI）を選択するように構成される。例えば、WSS ROI は、血管壁の輪郭をトレースするために、ユーザインターフェースを介して、表示画像上の複数の点をユーザが選択するのに応答して、及び / 又は、ユーザインターフェースを介して、表示上に WSS ROI の境界を描画することによってなどで、ユーザによって定義される。

#### 【0007】

[007] いくつかの実施例において、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（流れ領域としても参照される）を規定するフロースク層と、流れ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、フロースク層の境界は、ユーザが、解剖学的構造の表示（例えば、B モード画像）上に多角形又は他の形状の輪郭を描写することなどによって、ユーザによって定義される。他の実施形態において、フロースク層の境界は、例えば、検出される流れの領域に基づいて（例えば、プロセッサによって）自動的に決定される。いくつかの実施例において、検出される流れの領域は、心周期の異なる時点における流量又は流速の変動などに起因してフレームごとに変化し、したがって、フロースク層の境界も、各時間的に連続するフレームにおける利用可能なベクトル場データに基づいて、対応してフレームごとに変化する。また他の実施例において、フロースク層の境界は、身体構造の壁を識別し、したがって、流れ領域を身体構造の壁の中の領域へと規定するために、画像セグメント化などの画像処理技法を使用して、（例えば、プロセッサによって）自動的に決定される。流れ領域を規定するためのこれらの方法又は他の方法の組み合わせが使用されてもよい。

#### 【0008】

[008] いくつかの実施形態において、WSS 視覚化データは、付加的に又は代替的に、WSS 値に基づいて決定されるリスク値を含む。例えば、プロセッサは、WSS 値に少なくとも部分的に基づいて、プラーク形成リスク推定値を決定するように構成される。このリスク定量測度は、例えば、WSS カラーマップのオーバーレイと同様の様式における

10

20

30

40

50

、撮像された解剖学的構造に対するオーバーレイとして、少なくともBモード画像データと同時に、ディスプレイ上に視覚的に提示される。いくつかの実施形態において、致命的リスク値などの、個別のリスク値又はそのサブセットは、WSSカラーマップと同じ画像上で、例えば、プラーク形成の高いリスクを呈する壁の1つ又は複数の位置に隣接する、それらの対応する位置において、表示される。他の実施形態において、リスク値のカラーマップが、WSSカラーマップの代わりに、解剖学的画像に対するオーバーレイとして表示される。いくつかの実施形態において、1つが対応するBモード画像上に重ね合わされたWSSカラーマップを含み、もう1つが対応するBモードバックグラウンド画像上に重ね合わされた対応するリスク値のカラーマップを含む、2つの二重モード画像が、隣り合って表示される。ディスプレイに含まれる各撮像モードと関連付けられる画像データは、すべての表示画像にわたって動的に且つ同期的に更新される。

10

## 【0009】

[009] プラーク形成リスク推定値は、いくつかの実施例において、場合によって機械学習によって増強される閾値化プロセスを使用して決定される。例えば、プロセッサは、第1の又は低いWSS閾値を下回る（例えば、4ダイン/cm<sup>2</sup>を下回る）WSS値と関連付けられる、壁に沿った1つ又は複数の位置を、リスクが高いものとして指定するように構成され、一方、第2の又は通常のWSS閾値を上回る（例えば、15ダイン/cm<sup>2</sup>を上回る）WSS値と関連付けられる位置は、リスクが低いものとして指定される。中間のWSS値を有する任意の位置は、リスクが中程度であるものとして指定される。リスクが高いものとして指定される位置は、ピンクなどの所与の色によって色分けされ、リスクが低いものとして指定される位置は、灰色などの別の色によって色分けされる。リスクが中程度であるものとして指定される位置は、また別の、第3の色において符号化され、又は、それらの位置は、低リスクの色から高リスクの色までをブレンドした色の勾配に基づいて符号化される。さらに説明されるように、閾値化プロセスは、機械学習によって強化又は増強される。例えば、WSS閾値は、適切な閾値を決定するために、多様な対象セットから得られる訓練サンプル（例えば、患者スクリーニング結果）のセットを使用して訓練されるニューラルネットワークから得られる。そのため、アテローム性動脈硬化症になりやすい部位を識別するための閾値規定において、既存の対象内及び対象間変動性を考慮に入れることによって、リスク評価モードのロバスト性が増強される。

20

## 【0010】

[010] またさらなる実施例において、本明細書において説明されている視覚化システムは、時間の関数として、計算されているWSS情報を表示することによって、追加の時空間的情報を提供するように構成される。例えば、プロセッサは、時間の関数として、壁に沿った複数の位置のいくつか又はすべてと関連付けられるWSS値のグラフィック表現を表示するようにさらに構成される。いくつかの実施例において、WSS Mモード表示又は画像としても参照される、このグラフィック表現は、時間の関数として、壁の一区画又は全長のWSS値の色分けされた表示を提供する。代替的に、WSS Mモード表示におけるWSS値の時間的変動は、色符号化ではなく、曲線又はトレースを使用して追跡される。WSS Mモード表示は、本明細書において説明されている二重又は三重モード画像のいずれかと同時に（例えば、隣り合った配置において）提供され、この場合、WSS Mモード画像はまた、他の表示画像内の画像データと同期して更新される。場合によっては、心周期指標が、WSS Mモード表示又は画像に付随する。心周期指標は、Mモード画像に隣接して（例えば、時間軸の下に）表示され、Mモード画像と同期されるECG信号トレースの形態で提供される。この追加の画像構成要素によって、WSS方向の切り替え及びピークWSSを含む、特徴的なイベントを容易に視覚化することができ、したがって、臨床医に豊富な時空間的WSS情報が提供され、診断効率が増強される。

30

40

## 【0011】

[011] 超音波撮像データを表示するための方法は、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ステップと、身体構造内を流れる流体の軸方向及び側方速度成分を含むベクトル場データを生成することと、軸方向及び側方速度成分

50

に基づいて、身体構造の壁に沿った複数の位置の速度プロファイルを計算することと、速度プロファイルに少なくとも部分的に基づいて、壁せん断応力（ $WSS$ ）視覚化データを生成することと、身体構造を含む画像を、 $WSS$ 視覚化データと同時に表示することとを有する。方法のいくつかの実施形態において、 $WSS$ 視覚化データを生成するステップは、壁に沿った複数の位置の各々における $WSS$ 値のカラーマップを生成することを含み、画像を $WSS$ 視覚化データと同時に表示するステップは、 $WSS$ 値のカラーマップを身体構造のBモード画像に重ね合わせることを含む。

【0012】

【012】 いくつかの実施形態において、方法は、ベクトル場データのグラフィック表現を生成するステップと、ベクトル場データのグラフィック表現を、身体構造を含む画像及び $WSS$ 視覚化データと同時に表示するステップとをさらに有する。ベクトル場データのグラフィック表現を生成するステップは、ベクトル場データのパスレットベースの視覚化を生成することを含む。方法のいくつかの実施形態において、 $WSS$ 視覚化データを生成するステップは、壁に沿った複数の位置の各々における $WSS$ 値を計算することと、 $WSS$ 値に少なくとも部分的に基づいて決定されるリスク推定値のカラーマップを生成することを含み、画像を $WSS$ 視覚化データと同時に表示するステップは、リスク推定値のカラーマップを身体構造のBモード画像に重ね合わせることを含む。いくつかの実施例において、方法は、時間の関数として、 $WSS$ 値のグラフィック表現を表示するステップをさらに有する。いくつかの実施例において、時間の関数としての $WSS$ 値のグラフィック表現は、対応するECG信号トレースと同期して表示される。本開示による実施形態において、身体構造（例えば、Bモード画像）及び $WSS$ 視覚化データを含む画像は、リアルタイムで更新される。

10

20

【0013】

【013】 本開示による方法のいずれか、又はそのステップは、実行されると、医療撮像システムのプロセッサなどのプロセッサに、中で具現化される方法又はステップを実施させる、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る。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【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。

30

【図3A】 【016】 身体構造及び身体構造の長さに沿って変化する速度プロファイルの概略図である。

【図3B】 【017】 本開示によるシステム又は方法において実施される処理ステップの概略図である。

【図4】 【018】 本開示による、解剖学的構造、流れ、及び壁せん断応力の情報を提供する頸動脈の画像の画面キャプチャを示す図である。

【図5】 【019】 ヒトの心臓の左心室内の血流パターンを視覚化するためのパスレットベースのベクトルフロー撮像技法を示す超音波画像の図である。

【図6】 【020】 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。

40

【図7A】 【021】 本開示によるシステムにおける、ベクトル場データの生成されている視覚的表現のためのベクトルフロー撮像技法の追加の例を示す図である。

【図7B】 本開示によるシステムにおける、ベクトル場データの生成されている視覚的表現のためのベクトルフロー撮像技法の追加の例を示す図である。

【図7C】 本開示によるシステムにおける、ベクトル場データの生成されている視覚的表現のためのベクトルフロー撮像技法の追加の例を示す図である。

【図8】 【022】 本開示のさらなる例による超音波撮像システムのブロック図である。

【図9】 【023】 本発明による超音波撮像データを視覚化するための方法の流れ図である。

50

## 【発明を実施するための形態】

## 【0015】

[024] 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。

10

## 【0016】

[025] 本開示において、三重Bモード及び解剖学的Mモード表示の使用などの、WSSを同時に視覚化及び定量化するための方法が提案される。WSSを測定するための既存のシステム及び方法は、WSSを同時に視覚化し、正確に定量化することを可能にしない。典型的には、色分けWSSが、Bモード画像上に重ね合わされ、これはWSSの空間的分布しか提供しない。しかしながら、WSSは、(例えば、各心周期中に)時間とともに大きく変化し、WSSの時空間的分布が、追加の臨床的に有用な情報を提供する。

20

## 【0017】

[026] WSSの、既存の技法よりも正確な計算が、角度無依存ベクトルフロー撮像によって達成される。軸方向に沿った速度推定しか可能にしない従来のドブラ超音波とは対照的に、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撮像(VFI)技法が導入されている。ベクトルフロー撮像は、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。VFI技法の例は、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。固定矢印ベースの視覚化の場合、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、矢印と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。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。

30

## 【0018】

[027] パスレットベースの視覚化(例えば、図5及び図6に示されており、下記にさらに説明されるような)のために、流跡の動的な曲線トレースが、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。

40

## 【0019】

[028] 本開示による例示的なシステム及び方法は、ユーザが、プラーク形成リスクなどの、推定WSS値と関連付けられる、臨床的に関連する情報を直感的に視覚化することを可能にし、したがって、診断効率を増強し、全体的な患者の治療を改善する早期警告技法を、自動的且つインテリジェントに提供する。

## 【0020】

50

[029] 本明細書におけるいくつかの実施例によれば、超音波画像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に通信可能に結合されているプロセッサとを含む。図1は、本開示のいくつかの例による超音波撮像データの視覚化及び定量化のためのシステムを示す。例えば、図1を参照すると、システム100は、パッシブ又はタッチセンサ式LCD、LED、又はOLED技術などの、任意のタイプの適切なディスプレイ技術を使用して実施される、ディスプレイユニット110を含む。システム100はまた、超音波データから画像112を生成するための、ディスプレイユニット110及び超音波撮像装置130に通信可能に結合されているプロセッサ120をも含む。画像112は、身体構造及び身体構造内を流れる流体を表す。

【0021】

[030] 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、超音波撮像装置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、撮像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1つ又は複数など）は、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超音波撮像システムのいずれかである超音波撮像装置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撮像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）に記憶されている撮像データなど、超音波撮像データを受信するように構成される。

【0022】

[031] プロセッサ120は、ディスプレイユニット110上に表示するための、2つ以上の撮像モード（例えば、Bモード、ドブラ撮像、ベクトルフロー撮像など）と関連付けられる超音波撮像データ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122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（CPA）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124とを含む。いくつかの例において、画像は、複数の撮像モードから取得される撮像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）撮像において、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。

【0023】

[032] いくつかの実施形態において、プロセッサ120は、身体構造内を流れる流体の軸方向及び側方速度成分を含むベクトル場データ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120は、撮像装置130から受信される、ビーム形成されているRF信号から角度無依存速度推定値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126を含む。プロセッサ120は、ベクトル場データに基づいてベクトルフロー撮像（VFI）データを生成するようにさらに構成され、このデータは、Bモード/ドブラ二重撮像と同様に、バックグラウンドBモード画像上に重ね合わされる。

【0024】

[033] プロセッサ120は、ベクトルフロープロセッサ126によって生成される軸方向及び側方速度成分に基づいて身体構造の壁に沿った複数の位置の測度プロファイルを計算するようにさらに構成され、さらに説明されるように、測度プロファイルに少なくとも部分的に基づいて、壁せん断応力（WSS）視覚化データを生成するようにさらに構成される。例えば、ベクトルフロープロセッサ126は、WSS値、リスク推定値、並びに/又は、WSS値及び/若しくはリスク推定値に基づく視覚化データを生成するように構

10

20

30

40

50

成されているWSSプロセッサ127を含むか、又は、これに通信可能に結合される。ディスプレイユニット110と通信するプロセッサ120は、ディスプレイ120に、WSS視覚化データ112-2のフレームの対応するシーケンスと重ね合わされた、身体構造を含むBモード画像データ112-1のフレームのシーケンスを同時に表示させる。いくつかの実施形態において、システム100は、撮像装置に結合され又はその一部であり、したがって、リアルタイムで（例えば、RF信号を取得するために身体構造を撮像しながら）表示するための画像を生成するように構成される。他の実施例において、システム100は、付加的に又は代替的に、永続記憶デバイス（例えば、PACS）に結合され、画像のうちの1つ又は複数は、記憶されている画像データから生成される。いくつかの実施形態において、システム100のプロセッサ（例えば、Bモードプロセッサ122、ドブラプロセッサ124、及びベクトルフロープロセッサ126）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CPU又はGPU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

30

40

50

#### 【0025】

[034] ここで図2及び図3も参照して、本発明のさらなる態様を説明する。図2は、プロセッサ203と、ディスプレイユニット252とを含む、本開示によるシステム200の別の例を示す。プロセッサ203は、本明細書において説明されているように、ベクトルフローデータ及び/又はWSS視覚化データと同時に表示するためのバックグラウンドグレースケール画像を生成するように構成される、Bモードプロセッサ205を含むか又はこれに通信可能に結合されるプロセッサ203は、超音波撮像データのソースに結合される。例えば、超音波撮像データ202は、関心領域201の超音波スキャンに応答して、超音波撮像装置から（例えば、リアルタイムで）受信される。いくつかの実施例において、プロセッサ203は、例えば、以前に取得されている超音波撮像データを取り出し、及び/又は、本明細書における実施例に従って生成される超音波画像を記憶するために、データ記憶デバイス207（例えば、超音波撮像装置のメモリ又はPACS）に結合される。

#### 【0026】

[035] 説明されているように、プロセッサ203は、身体構造内を流れる流体の角度無依存速度推定値（例えば、身体構造内を流れる流体の軸方向、側方及び/又は高度速度成分）を含むベクトル場データ215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203は、いくつかの文献において開発及び記載されている任意の適切な技法に従って、軸方向、側方及び/又は高度速度成分を推定するように構成されている、速度ベクトル推定手段210を含む。例えば、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（PRF）において、超高速ドブラ撮像（例えば、平面波撮像を使用する）が実施される。速度ベクトル推定値は、マルチアングルドブラ及び横振動などの他の既知の技法に従って得られてもよい。ベクトル推定プロセスの終わりに、ベクトル場データのフレーム232が生成され、フレームバッファ230に渡される。ベクトル場フレームデータ232は、視覚化データ226を生成するために視覚化プロセッサ220によってアクセスされるまで、バッファ230に記憶される。様々なタイプの視覚化データが、表示するためのバックグラウンドBモード画像上に重ね合わされる前に、フレームバッファ230は、例えば、ベクトル場データ215のフレーム、ベクトル場視覚化データ（すなわち、VFIデータ）のフレーム、及び、他のタイプの視覚化データ（例えば、WSS視覚化データのフレーム）など、視覚化プロセスの様々な段階において使用される撮像データのフレームを記憶する。

#### 【0027】

[036] 視覚化プロセッサ220は、身体構造（例えば、図3の血管208）及び/又は身体構造を流れる流体に関する時空間的情報を提供する種々のタイプの視覚化及び定量化データを生成するように構成される。例えば、視覚化プロセッサ220は、ベクトル場データ215のフレームを受信する。ベクトル場データ215は、ベクトル場データ（本

明細書においてはベクトルフロー撮像データとしても参照される)のグラフィック表現を生成するために、ベクトルマッププロセッサ222に結合される。ベクトルマッププロセッサ222は、例えば、パレットベースの又は他のタイプのベクトルフロー視覚化技法を使用して、VFIデータ226-1(例えば、速度ベクトルマップ)のフレームを生成し、VFIデータ226-1は、その後、二重又は三重モード画像を生成及び表示するために、Bモード画像データの対応するフレームに重ね合わされる。

【0028】

[037] 本発明の原理によれば、視覚化プロセッサ220は、角度に束縛されない速度推定値から身体構造に関する定量的情報を抽出するようにさらに構成される。例えば、ベクトル場データ215はまた、身体構造(例えば、血管)の壁に沿ったWSS値を計算し、計算された値からWSS視覚化データ226-2、226-3を生成する壁せん断応力(WSS)推定手段224にも結合される。WSS視覚化データ226-2、226-3は、重ね合わされたVFIデータを含む又は含まない、対応するBモード画像と同時に(例えば、オーバーレイとして且つ/又は隣り合った配置において)表示される。速度成分を使用して、WSS推定手段224は、身体構造(例えば、血管208)の壁に沿った、場合によっては、壁の全長に沿った、複数の位置の各々におけるWSS値のフレームを計算する。言及されているように、場合によっては、WSS値は、血管壁の長さに沿った各位置について計算される。血管壁は、流れ及び/又はBモード画像データをセグメント化することなどによって、プロセッサ203によって自動的に識別される。いくつかの実施形態において、WSS値は、血管壁の一部のみについて、又は、選択された血管壁(複数の血管が画像内に存在する場合)若しくはその部分のみについて計算又は表示される。いくつかの実施形態において、プロセッサ203は、例えば、閾値化に基づいてWSS ROIの一部のみについてWSS値を提供するように構成され、これによって、血管壁に沿った臨床的に関連する領域が識別され、臨床的に関連すると考えられない他の領域の表示が除外されて、表示画像内のクラッタが低減される。したがって、本明細書における実施例において、WSS関心領域204が、システムによって自動的に、又は、ユーザ入力に基づいてのいずれかで規定される。後者の場合、ユーザが、例えば、ユーザインターフェース250のタッチセンサ式ディスプレイとして提供される制御パネル254を介して、血管壁の輪郭をトレースするために表示画像上の複数の点を選択することによって、及び/又は、ユーザインターフェース250を介して、WSS ROI204の境界を描写することによって、WSS ROI204を指定する。

【0029】

[038] WSS ROI204を選択した後、プロセッサ203は、WSS ROI204内の血管壁の部分に沿ったWSS分布を得る。これを達成するために、WSS推定手段224は、血管直径にわたる速度勾配又はプロファイル262を計算する。速度プロファイルは、血管直径217にわたる速度の変動を捉える。流体粘度と速度勾配との積として定義される壁せん断応力( $\tau_w$ )を、その後、下記の式に従って計算することができる。

【0030】

【数1】

$$\tau_w = \mu \left. \frac{\partial u}{\partial y} \right|_{y=0}$$

【0031】

[039] 式中、 $\mu$ は流体(例えば、血液)の動的粘度であり、 $u$ は壁に沿った流体の速

10

20

30

40

50

度であり、 $y$  は壁からの距離である。データの各フレームの W S S 値 2 6 4 が計算される。時空間的データは、時空間フィルタを通過して、結果が平滑化される。

【 0 0 3 2 】

[040] いくつかの実施形態において、プロセッサ 2 0 3 は、W S S 視覚化データを生成するために、壁に沿った複数の位置の各々において W S S 値を色で符号化するように構成される。W S S 視覚化データは、解剖学的構造のグレースケール画像（すなわち、エコー又は B モード画像）に重ね合わされるカラーマップの形態で提供される。このタイプの表示画像（又は単純に表示）は、2 つの撮像モード、すなわち、B モード撮像及び W S S 撮像からの撮像データを提供するため、二重モード画像として参照される。例えば、ここで血管 4 0 8、この場合は頸動脈の一部分と関連付けられる画像を示す図 4 を参照すると、視覚化プロセッサ 2 2 0 は、計算されている W S S 値に少なくとも部分的に基づいて、W S S 視覚化データ 2 2 6 - 2、2 2 6 - 3 を生成する。W S S 視覚化データ 2 2 6 - 2、2 2 6 - 3 は、B モード画像データ 4 1 2 - 1 と同時に（例えば、カラーマップの場合はオーバーレイとして、又は、M モード表示の場合は B モード画像データに隣接して）表示される。いくつかの実施例において、視覚化プロセッサ 2 2 0 は、血管壁の長さに沿った W S S 分布を示す W S S カラーマップ 4 4 6 を生成するために、W S S 値を色分けする。W S S カラーマップ 4 4 6 は、図 4 に示すように、バックグラウンド B モード画像 4 1 2 - 1 上に重ね合わされる。理解されるように、B モード画像の複数のフレーム及び W S S 値の対応するフレームは、時系列（例えば、シネループ）として生成され、動的に同期して表示され、これはリアルタイムで（例えば、対象を撮像している間に）又は取得後視覚化セッションにおいて行われる。

10

20

【 0 0 3 3 】

[041] いくつかの実施形態において、プロセッサ 2 0 3 はまた、ベクトル場データ 2 2 6 - 1 のグラフィック表現（例えば、パスレットベースの又は他のタイプのベクトルマップ）を生成し、ディスプレイユニット（例えば、ディスプレイユニット 2 5 2 ）に、同じく W S S 視覚化データ 2 6 2 - 2 を含む B モード画像 4 1 2 - 1 と同時に、例えば、B モード画像 4 1 2 - 1 上へのオーバーレイとして、ベクトル場データ 2 2 6 - 1 のグラフィック表現を表示させるようにも構成される。このタイプの表示画像（又は単純に表示）は、3 つの撮像モード、すなわち、B モード、ベクトルフロー撮像（V F I）、及び W S S 撮像からの撮像データを提供するため、三重モード画像として参照される。三重モード画像の一例が、図 4 のウィンドウ A に示されている。

30

【 0 0 3 4 】

[042] 視覚化プロセッサ 2 2 0 によって生成される別のタイプのカラーマップ 2 6 2 - 2 は、リスクマップ（図 4 のカラーマップ 4 6 8 参照）である。すなわち、いくつかの実施形態において、W S S 視覚化データ 2 6 2 - 2 は、付加的に又は代替的に、計算されている W S S 値に少なくとも部分的に基づいて決定されるリスク値を含む。例えば、プロセッサ 2 0 3 は、計算されている W S S 値に少なくとも部分的に基づいて、プラーク形成リスクを推定するように構成される。プラーク形成リスク推定値は、いくつかの実施例では、閾値化プロセスを使用して生成される。例えば、プロセッサ 2 0 3 は、第 1 の又は低い W S S 閾値を下回る（例えば、4 ダイン /  $\text{cm}^2$  を下回る）W S S 値と関連付けられる、血管壁に沿った位置を、リスクが高いものとして指定し、第 2 の又は通常の W S S 閾値を上回る（例えば、15 ダイン /  $\text{cm}^2$  を上回る）W S S 値と関連付けられる位置を、リスクが低いものとして指定するように構成され、一方、高いリスク値と低いリスク値との間の W S S 値と関連付けられる位置は、リスクが中程度であるものとして指定される。プロセッサ 2 0 3（すなわち、図 2 の例では視覚化プロセッサ 2 2 0）は、リスクカラーマップ 4 6 8 を生成するためにリスクレベルを色分けする。図 4 のウィンドウ B に示すように、低いリスクレベルと関連付けられる血管壁に沿った任意の位置は灰色で色分けされ、高いリスクレベルと関連付けられる任意の位置は、ピンク色で色分けされ、中間リスクレベルは、閾値レベル色の間の色ブレンド（例えば、線形ブレンド）に従って色分けされる。図 4 のウィンドウ B は、カラーマップ、この場合はリスクマップがバックグラウンド B

40

50

モード画像上に重ね合わさされている二重タイプ表示を示す。具体的に示されていないが、本開示による二重モード表示は、例えば、カラーマップ（例えば、WSSカラーマップ又はリスクマップ）又はウィンドウAに示すベクトルフローマップ226-1のいずれかなど、任意の2つのタイプの撮像モードからの画像データを含むことが理解されよう。表示に含まれる各撮像モードと関連付けられる画像データは、すべての表示画像にわたって動的に且つ同期的に更新される。いくつかの実施例において、計算リソースを節約するために、リスク値は、一定数のフレームにわたって、例えば、心周期の収縮期に対応するフレームにわたって又は心周期全体にわたって時間的に平均されているWSS値に基づいて割り当てられる。

#### 【0035】

[043] いくつかの実施例において、リスクマッピングは、機械学習によって増強される。例えば、プロセッサ203は、走査されている特定の対象について適切な低い及び通常のWSS閾値を識別するように訓練されているニューラルネットワーク270に通信可能に結合される。ニューラルネットワーク270は、例えば、人種、年齢、性別などの患者内及び患者間変動、並びに、WSS閾値定義に影響を与える他の要因を捉える多種多様な対象セットからの訓練サンプル（例えば、以前の患者スクリーニング）を使用して訓練される。訓練されているニューラルネットワーク270はその後、走査されている対象（例えば、患者）に関する情報を受信し、その後、リスクマップ468の生成に使用するためにプロセッサ203に通信される適切なWSS閾値を識別する。訓練サンプルは、データ記憶デバイス（例えば、データ記憶装置207又はクラウド）から取り出される。

#### 【0036】

[044] またさらなる実施例において、システム200は、計算されているWSS値に基づいて、追加の時空間的情報を提供するように構成される。例えば、プロセッサ203は、例えば、図4のウィンドウCに示すように、時間の関数として、血管壁の一部又は全長に沿ったWSS値を表示する時空間的プロットを生成するようにさらに構成される。このタイプの表示又は画像は、解剖学的又はWSS Mモード表示226-3又は画像として参照される。この図解されている例示的なMモード表示226-3において、時間次元がx軸上に示されており、空間次元（例えば、血管壁に沿った位置）がy軸上に示されている。Mモードにおいて視覚化されている各位置におけるWSS値は、例えば、WSSカラーマップに使用されているものと同じ色分け関係を使用して色分けされ、色分け値は、図4のウィンドウCに示すような、Mモード表示を形成するために、連続するフレームのシーケンスにわたってまとめられる。WSS Mモード表示226-3は、本明細書において説明されている二重又は三重モード画像のいずれかと同時に（例えば、隣り合った配置において）提供され、この場合、WSS Mモード画像はまた、他の表示画像内の画像データと同期して更新される。

#### 【0037】

[045] 場合によっては、心周期指標413が、WSS Mモード表示又は画像226-3に付随する。心周期指標413は、ECG信号トレースの形態で提供される。その目的のために、プロセッサ203は、従来の心電計を使用して測定される同時のECG信号を受信する。ECG信号は、プロセッサ203に供給され、プロセッサ203は、Mモード画像と同時の/同期した表示のためにECG信号トレースを生成する。ECG信号トレースは、Mモード画像226-3に隣接して（例えば、時間軸の下に）表示される。この追加の画像構成要素によって、WSS方向の切り替え及びピークWSSを含む、特徴的なイベントを容易に視覚化することができ、したがって、臨床医に豊富な時空間的WSS情報が提供され、診断効率が増強される。

#### 【0038】

[046] Mモード表示226-3は、例えば、ユーザインターフェース250上のソフトウェア又はハードウェアユーザ制御部を介して、ユーザ入力に応答して起動される。Mモードがアクティブであるとき、Mモード画像を表示する追加のウィンドウが起動され、心周期中のWSSの時間的変動性を追跡するために、WSS ROIの色分けされたWSS

10

20

30

40

50

S値がリアルタイムでプロットに追加される。いくつかの実施例において、システムは、ユーザが、例えば、表示のための空間範囲を示すために壁に沿った2つの点をクリックすることによって、又は、単一の点を選択することによって、Mモード表示のための部分領域を選択することを可能にし、システムは、選択された点を中心とする部分領域を自動的に決定する。いくつかの実施例において、Mモード表示のための時間範囲は、システムによって1心周期に設定され、又は、ユーザに、時間範囲を選択するための制御部が提供され、及び/若しくは、ユーザが、選択されている部分領域におけるWSS値の時空間的分布のリアルタイム追跡のための範囲を開く。

#### 【0039】

[047] 各タイプの視覚化データに、色分けキーが関連付けられ、付随する。例えば、図4に示すように、マルチモード表示は、ベクトルマップ226-1と関連付けられる第1の色キー411-1、WSS値の色符号化(例えば、WSSカラーマップ466において、及び、色分けMモード表示においても使用されているものとしての)と関連付けられる第2の色キー411-2、及び/又は、リスクマップの色符号化と関連付けられる第3の色キー411-3を含む。本明細書における実施例のいずれかにおいて、オーバーレイ画像(例えば、二重又は三重モード画像)内の各モードからの画像データは、リアルタイムで同期して動的に更新される。例えば、二重表示の場合、Bモード画像データは、リアルタイムで取得され又はメモリから取り出される複数のBモード画像フレームの時系列(すなわち、シネループ)として表示され、WSS視覚化データ(例えば、WSSカラーマップ)もまた、リアルタイムで(リアルタイムエコーから)生成され又はメモリから取り出される、複数の対応するWSS画像データフレームの時系列として表示/重ね合わされる。また、特定の例が2D撮像の文脈において図解及び説明されているが、超音波撮像データを定量化及び視覚化するための原理は3D撮像データにも等しく適用されることが理解されよう。例えば、システム200は、(例えば、Bモード画像データに基づいて)解剖学的構造の3Dレンダリングを生成するように動作可能であるボリュームレンダラ209をさらに含み、3Dレンダリングは、血管壁に対応する、レンダリングされる解剖学的構造内の3D領域に重ね合わされるWSS値又はリスク値の3Dマップと合成される。いくつかの実施例においては付加的に且つ任意選択的に3Dベクトルフロマップのオーバーレイを含む合成3D画像251は、例えば、ディスプレイユニット252上に表示するためにユーザインターフェース250に提供される。

#### 【0040】

[048] 図示されているように、いくつかの実施形態において、システムは、ベクトル場データのグラフィック表現に、パスレットベースの視覚化を利用する。図5及び図6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が本発明の原理を示すために使用されているが、本明細書において説明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に限定されず、現提ではないが固定矢印ベース又は自由矢印ベースの視覚化技法を含む、他のベクトルフロー撮像技法によって同様に利用することができることが理解されよう。

#### 【0041】

[049] VFIデータ226-1は、ベクトルマップ501の形態で提供され、ベクトルマップ501は、バックグラウンドBモード画像506を完全に見えなくしないように、例えば50%などの所望のベースライン透明度を有する所与の色(例えば、暗赤色又は別の基本色)の流れ領域を描写するフロマスク層505を含む。ベクトルマップ501はまた、この例ではパスレットを使用して示されている、流動粒子の軌跡509を示すベクトル場層507をも含む。

#### 【0042】

[050]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、撮像される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、フロマスク層505、及び、対応してベクトル場層507のサイズ及び形状はユーザ定義である。ベク

10

20

30

40

50

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、一般的に血管壁に沿って位置する W S S R O I 又はその部分領域と混同されるべきではなく、流れ領域は一般的に、血管壁内の領域を含むように規定される。いくつか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、プロセッサ 2 0 3 によって）は、撮像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、フロースク層 5 0 5 及びベクトル場層 5 0 7 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。

#### 【 0 0 4 3 】

[051] またさらなる実施形態において、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、プロセッサ 2 0 3 によって）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 5 0 5 及び対応するベクトル場層 5 0 7 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、プロセッサ 2 0 3 ）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 5 0 5 及び対応するベクトル場層 5 0 7 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。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。

#### 【 0 0 4 4 】

[052] 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 2 5 2 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、表示を煩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。

#### 【 0 0 4 5 】

[053] 図 6 は、パスレット 6 0 3 - 1 及び 6 0 3 - 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 6 0 1 （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、又は付加的且つ任意選択的に、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（撮像の前又は間に）ユーザ構成可能である。

#### 【 0 0 4 6 】

[054] 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

10

20

30

40

50

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 6 A 及び図 6 B において、パスレット 6 0 3 - 1 及び 6 0 3 - 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 6 0 5 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 6 0 5 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 6 0 5 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、2 D マップの場合の軸方向及び横方向速度成分、又は、3 D 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、 $V_z / f_{FR}$  として計算され、追跡されている粒子の横方向変位は  $V_x / f_{FR}$  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、 $f_{FR}$  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

20

#### 【0047】

[055] 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 6 0 7 として参照される。パスレット（例えば、パスレット 6 0 3 - 1 及び 6 0 3 - 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 6 0 9 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 4 1 1（図 4 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 6 0 5 において最も不透明であり、低減していった、テール 6 0 7 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 6 0 9 が加わると、透明度は線形に再分布され、ヘッド 6 0 5 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 6 0 7 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。

30

#### 【0048】

[056] 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とき、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ときに、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）

40

50

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。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。

10

20

【0049】

[057] 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の超音波撮像装置など、本明細書に記載されている視覚化及び定量化システムのうちのいずれか1つの構成要素を実施するために使用される。いくつかの実施形態において、システム800は、例えば、図2を参照して説明されているような、本明細書において説明されている実施例のいずれかによるプロセッサ（例えば、プロセッサ850）及びディスプレイユニット（例えば、ディスプレイ838）を含む。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、撮像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）を撮像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撮像のための高度次元と方位次元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。

30

【0050】

[058] 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EPIC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。

40

50

## 【0051】

[059]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応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、集合的にプロセッサ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850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。

10

## 【0052】

[060] 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モードプロセッサは、身体内の構造の撮像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。

20

30

## 【0053】

[061] 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

40

50

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。

#### 【0054】

[062] 本開示の原理によれば、システム 800 は、本明細書において説明されているような画像データを定量化及び視覚化するための信号及び画像処理ステップを実施するように構成されるベクトルフロー処理構成要素を含む。例えば、ベクトルフロー処理構成要素は、速度ベクトル推定手段 854 及び視覚化プロセッサ 856 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、視覚化プロセッサ 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、ポリウムレンダラ 834、及び/又は視覚化プロセッサ 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サブプロセッサ 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、撮像パラメータ、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、グラフィックサブプロセッサは、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/又は視覚化プロセッサ 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 又はポリウムレンダラ 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。

10

20

30

#### 【0055】

[063] 図 9 は、本開示による超音波画像データを定量化及び視覚化するための例示的な方法の流れ図である。方法 900 は、図 9 のブロック 910 に示すような、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ステップを有する。方法 900 は、例えば、ブロック 912 に示すような、身体構造内を流れる流体の軸方向及び側方速度成分を含むベクトル場データを生成するステップをさらに有する。方法 900 は、ブロック 914 に示すような、軸方向及び側方速度成分に基づいて、身体構造の壁に沿った複数の位置の速度プロファイルを計算するステップによって継続する。次に、ブロック 916 に示すように、速度プロファイルを使用して、壁に沿った位置について WSS 値が計算され、壁せん断応力 (WSS) 視覚化データが生成される。本方法のいくつかの実施形態において、WSS 視覚化データを生成するステップは、壁に沿った複数の位置の各々における WSS 値のカラーマップを生成することを含む。いくつかの実施形態において、WSS 視覚化データを生成することは、計算されている WSS 値に少なくとも部分的に基づくりスク推定値のカラーマップを生成することを含む。方法 900 は、身体構造を含む画像（例えば、B モード画像）を、WSS 視覚化データと同時に表示するステップによって継続する。いくつかの実施形態において、例えば、ブロック 918 に示すように、B モード画像データ及び WSS 視覚化データの時系列（例えば、シネループ）は、時空間的情報の豊富な動的表示を提供する。

40

#### 【0056】

[064] いくつかの実施形態において、WSS 視覚化データ（例えば、WSS 値又はリ

50

スク推定値のカラーマップ)がBモード画像に重ね合わされる。他の実施形態において、WSS視覚化データは、Bモード画像に隣接して表示され、なおBモード画像と同期される。いくつかの実施形態において、WSS視覚化データは、本明細書において説明されているような、Mモード画像の形態で提供される。例えば、方法は、時間の関数としてプロットされるWSS値のカラーシーケンスのような、時間の関数としてのWSS値のグラフィック表現を表示するステップを有する。いくつかの実施例において、時間の関数としてのWSS値のグラフィック表現は、対応するECG信号トレースと同期して表示される。本開示による実施形態において、身体構造(例えば、Bモード画像)及びWSS視覚化データを含む画像は、リアルタイムで更新される。またさらなる実施形態において、方法は、ベクトルフローのパスレット又は矢印ベースの視覚化などのベクトル場データのグラフィック表現を生成するステップを有し、ベクトル場データのグラフィック表現は、三重モード表示を提供するために、WSS視覚化データを含む画像と同時に表示される。

10

20

30

40

50

#### 【0057】

[065] 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。

#### 【0058】

[066] 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、CPU)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ตอบสนองしてプログラムされる特定用途向け集積回路(ASIC)又は汎用処理回路を使用して実施される。

#### 【0059】

[067] 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撮像用途として、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、従来の撮像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諒解され、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。

【0060】

[068] 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。

【0061】

[069] 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】

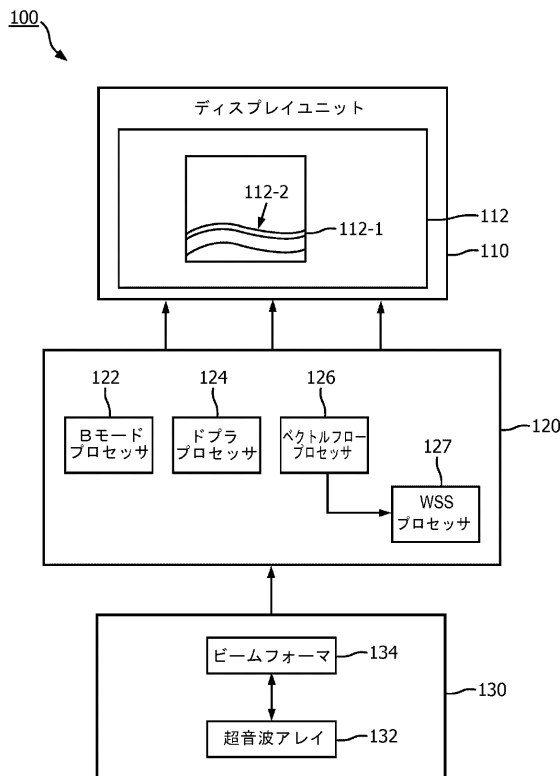


図1

【図2】

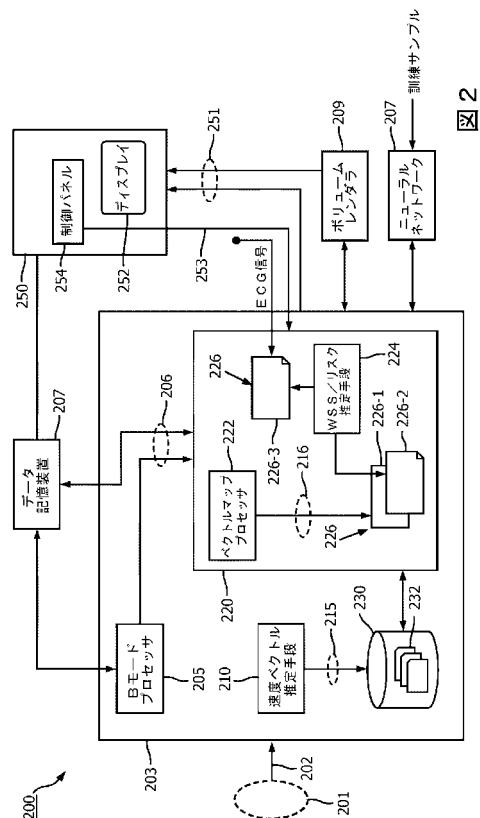


図2

【 図 3 A 】

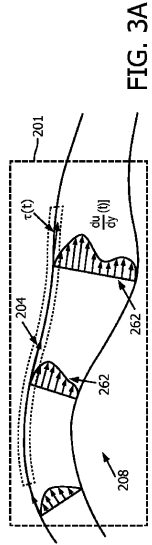


FIG. 3A

【 図 3 B 】

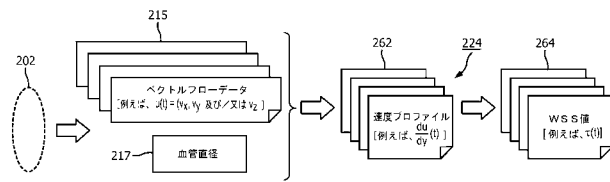


図 3 B

【 図 4 】

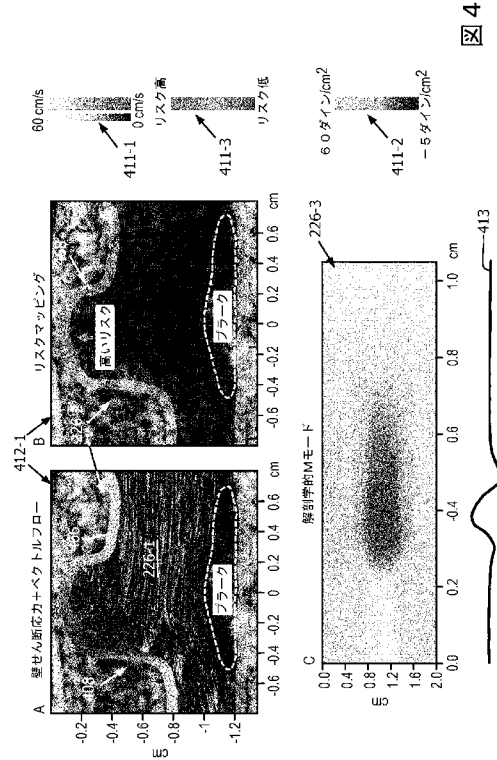


図 4

【 図 5 】

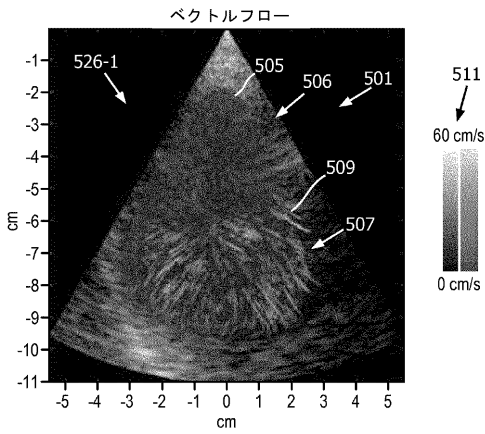


図 5

【 図 6 】

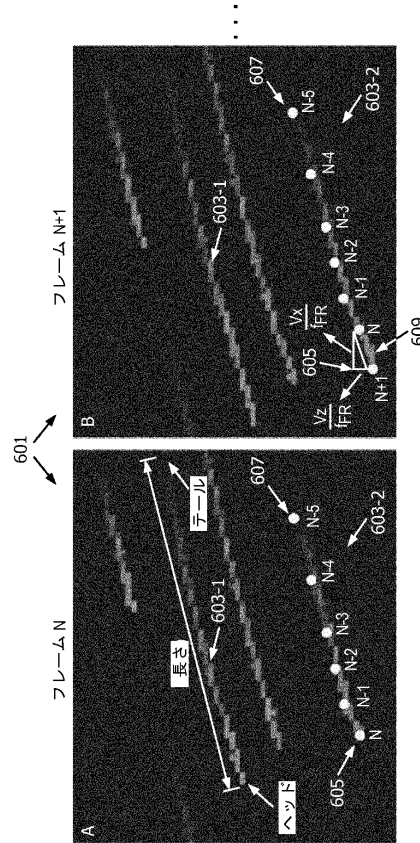
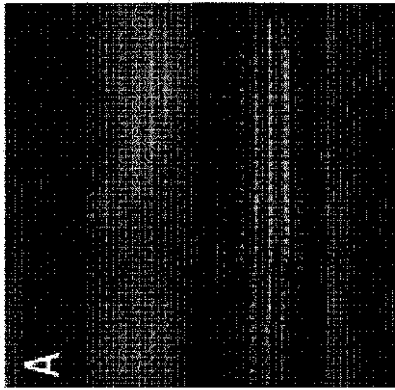


図 6

【図7A】



【図7B】



【図7C】



【図8】

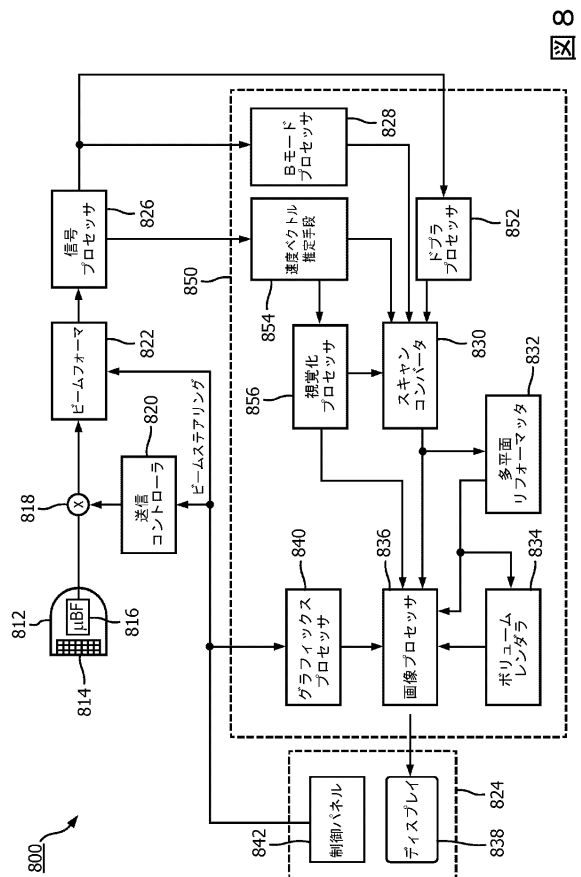


図8

【 図 9 】

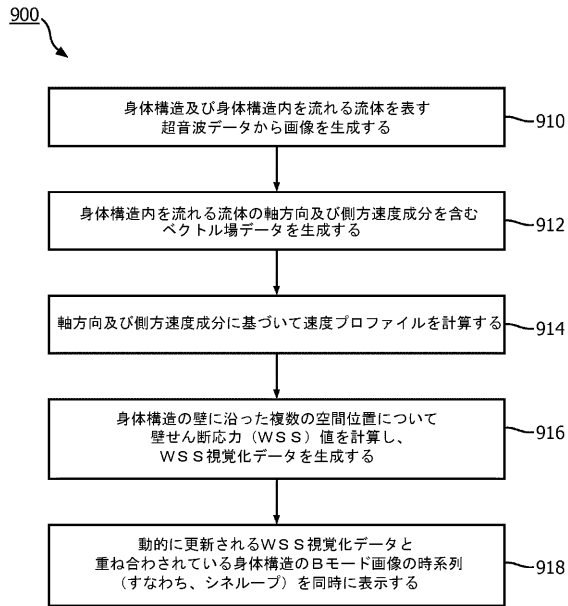


図 9

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2018/061611
---

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
INV.	G16H30/20	A61B8/06
		A61B8/08
		G16H50/20
ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
G16H 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)		
EPO-Internal, WPI Data		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	AKAGAWA OSAMU ET AL: "Two-dimensional blood flow vector and wall shear stress of carotid artery obtained with dual-angle Doppler method", 2016 IEEE INTERNATIONAL ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS), IEEE, 18 September 2016 (2016-09-18), pages 1-4, XP032988405, DOI: 10.1109/ULTSYM.2016.7728523 [retrieved on 2016-11-01] The whole document, in particular: Sections I., II.A, II.B, III.D; Figure 7.  ----- -/--	1-13, 15-22
<input checked="" type="checkbox"/>	Further documents are listed in the continuation of Box C.	<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents :		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
7 August 2018		17/08/2018
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Nagele, Stefan

2

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2018/061611
---

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>KEIICHI ITATANI ET AL: "Intraventricular Flow Velocity Vector Visualization Based on the Continuity Equation and Measurements of Vorticity and Wall Shear Stress", JAPANESE JOURNAL OF APPLIED PHYSICS, vol. 52, no. 7S, 22 July 2013 (2013-07-22), page 07HF16, XP055497650, JP ISSN: 0021-4922, DOI: 10.7567/JJAP.52.07HF16 The whole document, in particular: Pages 1, 2, and 5; Figures 1 and 7. -----</p>	1-13, 15-22
X	<p>US 2013/289408 A1 (TANAKA TOMOHIKO [JP] ET AL) 31 October 2013 (2013-10-31) The whole document, in particular: Claims 1, 8, and 9; Figures 1 and 8 - 12; Paragraphs [0028] and [0118]. -----</p>	1-13, 15-22
X	<p>Motochika Shimizu ET AL: "Wall Shear Stress Measurement Method Based on Novel Flow Model Near Vascular Wall in Echography" In: "Proceedings of the 37th Symposium on Ultrasonic Electronics (USE2016)", 16 November 2016 (2016-11-16), Organizing Committee of USE 2016, Institute for Ultrasonic Electronics, Kyotanabe, Kyoto, Japan, XP055497668, ISSN: 2189-9606 vol. 37, pages 3P5-5, The whole document, in particular: Sections 1 and 2; Figure 1. -----</p>	1-13, 15-22
X	<p>M. MARKL ET AL: "In Vivo Wall Shear Stress Distribution in the Carotid Artery: Effect of Bifurcation Geometry, Internal Carotid Artery Stenosis, and Recanalization Therapy", CIRCULATION. CARDIOVASCULAR IMAGING, vol. 3, no. 6, 1 November 2010 (2010-11-01), pages 647-655, XP055497350, US ISSN: 1941-9651, DOI: 10.1161/CIRCIMAGING.110.958504 The whole document, in particular: Pages 648 - 652; Figures 1 - 4. -----</p>	1-13, 15-22
	-/--	

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No  
PCT/EP2018/061611

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>PARTHO P. SENGUPTA ET AL: "Emerging Trends in CV Flow Visualization", JACC: CARDIOVASCULAR IMAGING, vol. 5, no. 3, 12 March 2012 (2012-03-12), pages 305-316, XP055498041, AMSTERDAM, NL ISSN: 1936-878X, DOI: 10.1016/j.jcmg.2012.01.003 The whole document, in particular: Figures 1 - 5. -----</p>	<p>1-13, 15-22</p>

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2018/061611

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
US 2013289408	A1	31-10-2013	CN 103327904 A	25-09-2013
			JP 5627706 B2	19-11-2014
			JP W02012073863 A1	19-05-2014
			US 2013289408 A1	31-10-2013
			WO 2012073863 A1	07-06-2012
-----				

## 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 アインドーフエン 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 アインドーフエン 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 アインドーフエン 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 アインドーフエン 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 アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DD15 DD19 DE04 EE09 EE11 FF08 GB03 HH29

HH31 JC04 JC06 JC11 JC16 JC26 JC37 KK02 KK13 KK20

KK24 KK31 KK35 KK36

专利名称(译)	同时可视化和量化血管壁切应力的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2020518362A</a>	公开(公告)日	2020-06-25
申请号	JP2019559732	申请日	2018-05-04
[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 シエファ 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 フアン シェン-ウエン シエ ファ ヴィニヨン フランソワ ガイ ジェラルド マリエ ジョンソン ケイス ウィリアム チャン リアン		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/5223 G16H30/20 G16H50/20 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/20084 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/GB03 4C601/HH29 4C601/HH31 4C601/JC04 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC16 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK13 4C601/KK20 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/KK35 4C601/KK36		
优先权	62/501448 2017-05-04 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

根据本公开的系统包括显示单元和处理器,处理器与显示单元通信,该超声成像设备用于从代表身体结构的超声数据和在身体结构内流动的流体产生图像。尽可能合并。处理器生成矢量场数据,该矢量场数据包括在主体结构中流动的流体的轴向速度分量和横向(或纵向)速度分量,并且基于轴向速度分量和横向速度分量,生成主体结构。计算沿着墙的壁的多个位置的速度分布图,至少部分基于速度分布图生成壁切应力(WSS)可视化数据,并在显示单元上显示WSS可视化数据。并同时显示包括重叠身体结构的图像。

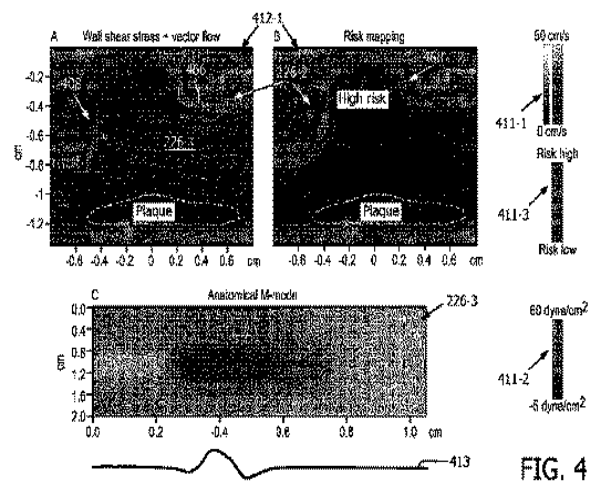


FIG. 4