

(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2010-534501

(P2010-534501A)

(43) 公表日 平成22年11月11日(2010.11.11)

(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 17 頁)

(21) 出願番号	特願2010-517522 (P2010-517522)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成20年7月18日 (2008.7.18)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(85) 翻訳文提出日	平成21年12月24日 (2009.12.24)		トロニクス エヌ ヴィ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2008/052903		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(87) 国際公開番号	W02009/013686		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開日	平成21年1月29日 (2009.1.29)		1
(31) 優先権主張番号	60/952, 101	(74) 代理人	100087789
(32) 優先日	平成19年7月26日 (2007.7.26)		弁理士 津軽 進
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙
		(74) 代理人	100145654
			弁理士 矢ヶ部 喜行

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ドップラー超音波撮像システムにおける自動画像選択のためのシステム及び方法

(57) 【要約】

一連の超音波画像から診断画像を選択するための超音波システムが開示される。画像特性決定パラメータ(例えば標準偏差)が、一連のドップラー超音波画像の各々に対して計算される。画像特性決定パラメータは、それから、患者の心臓サイクル中の予め定められたポイントに対応する画像を選択するために分析される。選択された画像はそれから表示される。いくつかの実施の形態において、ドップラー画像は、個々の血管に対応する関心領域を特定するために処理される。そして画像特性決定パラメータは関心領域に基づいて計算される。関心領域は、ユーザ入力を受け取ること(例えば画像上の特定のポイントにカーソルを配置すること)によって特定されることができる。他の実施の形態において、超音波画像はECG波形上のポイントにマップされ、画像はECG波形の分析に基づいて選択される。



FIG. 6

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波データを表示するための方法であって、
ターゲット領域に一連の超音波を放射して反射波を受け取り、
前記ターゲット領域内の血液の速度に対応する速度データを生成するために、前記反射波を分析し、
前記速度データを表す複数の画像を生成し、
各々の画像の画像特性決定パラメータを計算し、
パラメータ値のうちの一つを選択するために前記画像特性決定パラメータを分析し、
選択されたパラメータ値に対応する画像を表示する、方法。

10

【請求項 2】

オペレータからの入力を受け取り、前記入力に従って前記画像を視覚的にスクロールするためのインタフェースを提供し、選択された画像の表示は、当該選択された画像へ自動的にスクロールすることを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

各々の画像の画像特性決定パラメータの計算は、画像の各々の少なくとも一部の標準偏差を計算することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

各々の画像内の関心領域を特定することをさらに含み、前記画像の分析は、前記関心領域を分析することを含む請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 5】

関心領域の特定は、血管に対応する領域を特定することを含む、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

関心領域の特定は、
血流領域を決定するために複数の前記画像を分析し、
前記血流領域に対応するマスクを生成し、
マスクされた画像を生成するために前記マスクを前記画像に適用することを含む、
請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記マスクされた画像からフラッシュアーチファクトを除去することをさらに含み、請求項 6 に記載の方法。

30

【請求項 8】

個々の血管に対応する血管部分を特定するために、前記マスクされた画像を分析することをさらに含み、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 9】

前記血管部分から選択される血管部分を特定するオペレータ入力を受け取ることをさらに含み、選択される画像を決定するための画像の分析は、当該選択される画像を決定するために各々の画像の選択された血管部分を分析することを含む、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

各々の画像の選択された血管部分の分析は、画像を選択するために、各々の画像の選択された血管部分の標準偏差、速度加重流動領域、平均速度、メジアン速度及び特定の百分位数速度のうちの一つを計算して分析することを含む、請求項 9 に記載の方法。

40

【請求項 11】

複数の画像のうちの一つを選択するための前記画像特性決定パラメータの分析は、患者の心臓サイクル中の予め定められたポイントに対応する画像特性決定パラメータのうちの一つを特定することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

患者の心臓サイクル中の前記予め定められたポイントは、最大心臓収縮期及び心臓拡張

50

期のうちの一つである、請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 3】

患者の心臓サイクル中の前記予め定められたポイントは、逆流性噴流及び弁内外流動のうちの少なくとも一つの発生である、請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 4】

超音波データを表示するための方法であって、
ターゲット領域に超音波を放射して、患者の心電図（ECG）を同時に測定しながら反射波を受け取り、
各々の測定の前記ターゲット領域内の血液の速度に対応する速度データを生成するために、各々の超音波測定の前記反射波を分析し、
患者の心臓サイクル中の予め定められたポイントの発生に対応する ECG データポイントを決するために前記 ECG を分析して、前記 ECG データポイントの測定と実質的に同時に取得された選択画像を特定し、
前記選択画像を表示する、方法。

10

【請求項 1 5】

患者の心臓サイクル中の前記予め定められたポイントは、最大心臓収縮期及び心臓拡張期のうちの少なくとも一つである、請求項 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 6】

超音波データを表示するための方法であって、
受信超音波エコーを用いて患者の複数の画像を生成し、
前記画像を含むビデオループを表示し、
各々の画像の画像特性決定パラメータを計算し、
複数の前記画像のうちの一つを選択するために、複数の前記画像の各々の計算された画像特性決定パラメータを分析し、
ユーザにより生成された割り込みを受け取った際に、前記ビデオループの表示を中断し、
前記ユーザにより生成された割り込みに応じて、選択された診断画像を静的に表示する、方法。

20

【請求項 1 7】

診断画像の選択が、
各々の画像の画像特性決定パラメータを計算すること、
患者の心臓サイクル中の予め定められたポイントに対応する診断画像を特定するために、
前記画像特性決定パラメータを分析することを含む、請求項 1 6 に記載の方法。

30

【請求項 1 8】

超音波データを表示するためのシステムであって、
患者内のターゲット領域に超音波を放射し、前記ターゲット領域からの反射波を受け取り、
前記反射波に対応する出力信号を生成する変換器、
前記変換器に結合され、前記出力信号を受け取って、前記出力信号に基づいて一連の画像を生成するプロセッサであって、さらに、画像特性決定パラメータのそれぞれの値を計算するために前記一連の画像を分析し、さらに、前記画像特性決定パラメータの値に基づいて前記画像のうちの一つを選択するプロセッサ、及び
前記プロセッサに結合され、前記選択された画像を表示するディスプレイ装置、
を有するシステム。

40

【請求項 1 9】

前記一連の画像を記憶し、前記一連の画像のうちの一つを特定するポイントを持つバッファをさらに有し、前記ディスプレイ装置は、前記ポイントに関連付けられた画像を表示し、前記プロセッサは、前記ポイントを前記選択された画像に関連付ける、請求項 1 8 に記載のシステム。

【請求項 2 0】

オペレータからの入力を受け取るための入力装置をさらに有し、前記プロセッサは、前記入力を受け取り、前記入力に従って前記画像を通して前記ディスプレイをスクロールさ

50

せる、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 21】

前記画像特性決定パラメータは、前記画像の各々の少なくとも一部の標準偏差を含む、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 22】

オペレータからの入力を受け取るための入力装置をさらに有し、前記プロセッサは、前記画像内の関心領域を示す入力を受け取り、各々の画像の前記関心領域の前記画像特性決定パラメータのそれぞれの値を計算する、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 23】

前記プロセッサが、前記ディスプレイ上にカーソルを表示し、前記ディスプレイ上の前記カーソルの位置を変えるためのオペレータからの入力を解釈し、前記関心領域は、前記カーソルに近接する画像領域に対応する、請求項 22 に記載のシステム。

10

【請求項 24】

前記プロセッサが、前記画像を分析し、個々の血管に対応する血管部分を特定し、前記プロセッサが、関心領域としての前記血管部分のうちの一つの選択として前記入力を解釈する、請求項 22 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ドップラーモード超音波画像を処理して、臨床医に示すためのシステム及び方法に関する。

20

【背景技術】

【0002】

超音波技術の進歩は、反射された超音波の周波数シフトを測定することによって、被検者の体の中の血流の撮像を可能にする。一般的に、速度測定値は、カラースケールにマップされて、グレースケールの組織密度画像の上に重ね合わされるカラー画像として表示される。そのような画像は、疾患を診断するために、主要な動脈又は心臓自体の中の血流を測定するために用いられることができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0003】

従来のシステムにおいて、オペレータは、心臓サイクル内のさまざまな段階における血流の画像を生成するために十分に高い周波数で、一連の超音波測定を実行した。それからオペレータは、画像を通してスクロールして、例えば患者の心臓機能を評価するために、患者の心臓サイクル中の特定のポイントに対応する画像を特定しようとした。このプロセスは時間がかかる傾向があり、異なるオペレータ経験レベル及びヒューマンエラーに起因する変動をプロセスに導入する。

【課題を解決するための手段】

【0004】

上記からみて、患者の心臓サイクル中の予め定められたポイントに対応する超音波画像を便利かつ一貫して特定するシステムを提供することは有利である。

40

【0005】

本発明の一態様において、患者の中の血流の一連のドップラー画像が取得される。画像特性決定パラメータが各々のドップラー画像に対して計算される。それから、画像特性決定パラメータは、患者の心臓サイクル中の予め定められたポイントに対応するドップラー画像のような、ドップラー画像のうちの一つを選択するために分析される。選択された画像は、それからオペレータに対して表示される。いくつかの実施の形態において、画像特性決定パラメータは、画像を構成しているピクセルの色の標準偏差である。

【0006】

本発明の他の態様において、ドップラー画像は、個々の血管に対応する関心領域を特定

50

するために処理される。そして画像特性決定パラメータは、この関心領域に基づいて計算される。関心領域は、ユーザ入力を受け取ることによって(例えば画像上の特定のポイントにカーソルを配置することによって)、特定されることができる。

【0007】

本発明の他の態様において、患者の心電図(ECG)が、超音波スキュンの実行と同時に測定される。そしてECGは、患者の心臓サイクル中の予め定められたポイントの発生を決定するために分析される。そして予め定められたポイントの発生と実質的に同時に行われる超音波測定に基づく画像が特定されて、オペレータに表示される。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の実施の形態による超音波診断撮像システムのブロック図。

【図2】本発明の実施の形態による診断画像を特定するための方法のプロセスフローチャート。

【図3】超音波システムを用いて生成されるカラードップラーフレームのシネループ(cineloop)のモザイク表示。

【図4】フラッシュアーチファクトを除去するための処理に従って超音波システムを用いて生成されるカラードップラーフレームのシネループのモザイク表示。

【図5】区分されたカラードップラー超音波画像。

【図6】本発明の実施の形態によるカーソル及びその上に重畳される関連する関心領域を持つ超音波システムを用いて生成される画像。

【図7】本発明の実施の形態による関心領域を選択するための方法のプロセスフローチャート。

【図8】本発明の実施の形態による心電図(ECG)モニタ及び超音波システムを用いて診断画像を選択するシステムのブロック図。

【図9】本発明の実施の形態によるECG波形に対する超音波スキュンのタイミングを図示するグラフ。

【図10】本発明の実施の形態によるECG波形に基づいて診断画像を特定するための方法のプロセスフローチャート。

【図11】ビデオ超音波ディスプレイシステムにおいて診断画像を特定する方法のプロセスフローチャート。

【図12】ビデオ超音波ディスプレイシステムにおいて診断画像を特定するための他の方法のプロセスフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0009】

図1を参照すると、超音波診断撮像システム10は、患者14に接触して配置されるプローブ12を含む。プローブは、好ましくは、患者14へと超音波を発して、患者の組織から反射される波を受け取る変換器を含む。いくつかの実施の形態において、変換器は、圧電素子を含むフェーズドアレイ変換器アレイである。変換器の素子は、従来技術において周知であるように患者の解剖学的構造にわたってビームの向きを変えて焦束するために、変換器のための駆動信号を生成するように動作可能なビームフォーマ16に結合されて、そして受信信号を処理する。

【0010】

ビームフォーマ16の出力は、画像プロセッサ18及びドップラープロセッサ20に結合される。ドップラープロセッサ20は、患者の組織内の動き(例えば血流)の特性を決定するために、従来技術において周知であるようにビームフォーマ16の出力を分析する。画像プロセッサ18は、ビームフォーマ16の出力を、プローブ12のスキュン領域中の組織の密度及び境界を表す画像に変換する。画像プロセッサ18はさらに、ドップラープロセッサ20の出力を受信することができ、スキュン領域中の動きのカラー、グレースケール又は他のグラフィカル表現を生成することができる。画像プロセッサ18からの画像22は、画像バッファ24中に記憶される。画像バッファ24は、画像22のうちの1つを指して、ユーザインタフェース

10

20

30

40

50

34によって変更される、それに関連づけられたポインタ26を持つ。

【0011】

画像22は、画像22に基づく診断を容易にするために、画像解析モジュール28によって分析されることができる。いくつかの実施の形態において、画像解析モジュール28は、画像22の一部をマスクするか、又は画像オーバーレイを生成する。画像22及び解析モジュール28からの画像オーバーレイは、ビデオプロセッサ30へ入力され、ビデオプロセッサ30は、ディスプレイ32に画像22のうちの一つ以上及び画像オーバーレイを表示するための信号を生成する。いくつかの実施の形態において、画像オーバーレイは画像メモリ24中に記憶され、ビデオプロセッサ30は、画像メモリ24から画像及びオーバーレイを読み出す。ビデオプロセッサ30によってディスプレイ32に表示される画像22は、ポインタ26によって指される画像であることができる。ユーザインタフェース34は、画像解析モジュール28に結合されて、実行される分析、表示されるオーバーレイ等に関するオペレータの入力を受け取る。いくつかの実施の形態において、ユーザインタフェース34は、オペレータがディスプレイ32上で画像22をスクロールすることを可能にする。例えば、ユーザインタフェース34は、ユーザが画像22を通してスクロールすることを可能にするため、ポインタ26の値を調整する又はどの画像22が表示されるかを調整するために、画像メモリ24に結合されることができる。ユーザインタフェース34は、マウス、キーボード、タッチスクリーン等を含むことができる。いくつかの実施の形態において、ユーザインタフェース34は、グラフィカルユーザインタフェース要素を表示するために、ビデオプロセッサ30に結合される。

【0012】

画像プロセッサ18、ドップラープロセッサ20、画像バッファ24及び画像解析モジュール28は、超音波システムの個々のコンポーネントを表すことができ、又は一つの計算機によって実行される異なる機能を表すことができる。システム10は、専用の超音波システムであるか、又は、プローブ12からの信号を処理してプローブ12のための制御信号を生成するのに適したソフトウェアを実行する汎用コンピュータであることができる。

【0013】

図2を参照して、超音波システム(例えばシステム10)は、システム10を用いた診断を容易にするための方法36を実行することができる。ステップ38において、好ましくは、連続な期間内で接近して配置されたインターバルで、個々の心臓サイクル内の血流の変動を捕えるのに十分に高いレートで、一連のスキャンが実行される。したがって、例えば患者の心拍数の10倍から30倍の画像取得レートが適切である。スキャンはさらに、少なくとも一つの完全な心臓サイクルを含む期間にわたって好ましくは実行される。

【0014】

ステップ40において、プローブ12のスキャン領域内の組織の密度を表す組織密度(グレースケール)画像が、画像プロセッサ18によってスキャンごとに生成される。ステップ42において、プローブ12のスキャン領域内の血流の速度を表すドップラー画像が、ドップラープロセッサ20によってスキャンごとに生成される。ドップラー画像は一般的に、速度情報をカラーで表す。各々のスキャンのためのドップラー画像44及び組織密度画像46は、図3に示されるように組み合わせられることができる。図3において明らかであるように、近位大動脈の壁48及び内腔50が、一連の組織密度画像中に見られる。血流52は、ドップラー画像オーバーレイ44で示される。

【0015】

ドップラー及び組織密度画像44、46は、画像品質を改善して雑音を除去するために、さらなる処理を受けることができる。例えば、ステップ54において、雑音を除去するために、閾値がドップラー画像44に適用されることができる。フローマスクがステップ56で生成される。フローマスクを生成することは、血管に対応する画像の部分を特定するためにドップラー画像44及び/又は組織密度画像46を分析することを含むことができる。フローマスクを生成することは、拍動性効果を除去するために複数の画像44を平均することを含むことができる。異なる平均算出アルゴリズムがフローマスクを生成するために適用されることができる。絶対速度平均算出及びベクトル速度平均算出を含む。絶対速度平均算出は、

10

20

30

40

50

平均される速度ピクセルの符号(すなわち方向)を無視し、一方、ベクトル速度平均算出は、速度ピクセルを角度位相値として扱う。ベクトル平均算出は、コヒーレントな流れを伴う領域において大きな値を示し、ベクトル相殺に起因してカラードプラー雑音の領域において小さな値を示す。

【0016】

フローマスクは、ステップ58においてドプラー画像44に適用される。ステップ58においてフローマスクを適用することで、雑音に対応するドプラー画像46の部分を除去する。

【0017】

ステップ60において、フラッシュ低減が、ドプラー画像に実行される。フラッシュは、血流ではなく変換器又は組織の動きの結果であるドプラー画像データを指す。図3に示されるようなフラッシュ欠陥62は、欠陥62が除去された図4に見られるように、フラッシュ低減ステップ60の間に除去される。

10

【0018】

ステップ64で、血管区分化が実行される。この開示の目的のために、血管は心室も含む場合がある。この例における血管区分化は、ピクセルのブロックを個々の血管と関連づけるためにドプラー画像44を分析することを含む。ステップ58で適用されるフローマスクは、各々の血管の範囲を特定することによって、区分化ステップを容易にすることができる。いくつかの実施の形態において、典型的な「被接続コンポーネントアルゴリズム("connected component algorithm")」が、画像内の異なる血管を区分化するために、フローマスク画像に適用される。例えば、図5に示されるように、領域66が、近位大動脈内の血流に対応するピクセルの連続ブロックとして特定される。

20

【0019】

ステップ68で、区分化された血管がオペレータに対して表示される。ステップ70で、システム10は、区分化された血管のうちのどれを分析するかを示すオペレータの入力を受け取る。他の実施の形態では、一つ以上の個々の血管が、ステップ68及び70を手動で実行することなく、特定の基準(例えばサイズ、画像品質等)に基づいて自動的に選択される。血管選択のための別の技術が適用されることができ、対象物面積及び偏心度のような測度を用いて、最も大きい長手方向の血管を選択するための形状分析技術を含む。帰納的情報が血管選択プロセスに用いられることができ、超音波システムによって提供される文脈情報(例えば現在の臨床上の初期設定(動脈vs静脈))及び現在のドプラーカーソル(サンプルボリューム)位置が、血管選択アルゴリズムを導くことができる。

30

【0020】

ステップ72において、ステップ70で選択された血管中の血流に対応するピクセル以外のピクセルを排除するために、血管選択マスクがドプラー画像44に適用される。ステップ74で、一つ以上の画像特性決定パラメータが各々の画像44に対して計算される。画像特性決定パラメータは、好ましくはステップ72で選択された一つの血管を含む画像44中のピクセルのカラー及び/又は強度によって表される、選択された血管内の血液の速度から導き出される値である。画像特性決定パラメータは、各々の画像44の流動面積及び速度量の統計的測度を含むことができる(例えば、速度加重流動面積、平均符号付き若しくは符号なし速度、50番目、90番目若しくは他の速度百分位数、及び/又は、符号付き若しくは符号なし速度広がり測度(例えば標準偏差))。いくつかの実施の形態では、上述のパラメータのうちの一つのみが各々の画像44に対して計算される。他の実施の形態では、2つ以上のパラメータが、各々の画像44のために計算される。いくつかの実施の形態において、オペレータは、どのパラメータが計算されて、画像44を分析するために用いられるかを入力することができる。

40

【0021】

ステップ76において、画像44の画像特性決定パラメータは、画像44のうち、心臓の状況を診断するために有用である1つを特定するために分析される。特定される画像は、患者14の心臓サイクル中の予め定められたポイント(例えば最大収縮期流動の発生)に好ましく

50

は対応することができる。例えば、血管内の血流の標準偏差は、一般的に、最大収縮期流動においてその最大となる。したがって、実施例によっては、画像特性決定パラメータは標準偏差であり、ステップ76における画像特性決定パラメータの分析は、最大の標準偏差を持つ画像44を特定することを含むことができる。

【0022】

しかしながら、心臓サイクル中の他のポイント(例えば心房性期外収縮又は心臓弛緩期)と関連した画像44が特定されることができる。画像44は、最大のエイリアシングを持つ又は最大の乱流を表す画像44を特定するために分析されることもできる。画像44は、どれが逆流性噴流(regurgitant jet)又は最大弁内外流動(peak transvalvular flow)を表すかを決定するために分析されることができる。

10

【0023】

ステップ78において、ステップ76で実行された分析に従って診断画像が選択され、ステップ80で、この診断画像が表示される。本発明のいくつかの実施の形態において、診断画像を表示することは、診断画像を指すポイント26を設定することを含むことができる。

【0024】

他の実施の形態において、図6を参照して、ユーザインタフェース34は、例えばマウス、トラックボール、タッチスクリーンなどから、ドップラー画像44、組織密度画像46又はドップラー及び組織密度画像44、46の組み合わせのような表示された画像上でのカーソル82の所望の位置を示す入力を、オペレータから受け取ることができる。画像解析モジュール28はそれから、方法36中のステップ76に関して説明されるように、どの画像44を診断画像として表示するかを決定するために、各々の画像44のカーソルを囲む領域84を分析することができる。領域84は、カーソル82を囲む初期設定サイズであることができ、又は、オペレータによって特定されるサイズであることができる。

20

【0025】

図7を参照すると、超音波システム10を用いた診断を容易にするための方法86は、画像取得を実行すること及び方法36のような処理ステップ38-54を含むことができ、そしてさらに、ステップ88において画像44及び/又はその対応する組織密度画像46を表示するステップを含む。一つの又は複数の画像44、46は、オペレータによって若しくはランダムに選択されることができ、又は、ステップ38で実行される一連のスキャン内の最初の、最後の若しくは他のスキャンに対応する画像44、46であることができる。表示される一つの又は複数の画像44、46は、例えばオペレータが画像44、46を通してスクロールして、どの画像44、46を用いるのかを示す入力を提供することを可能にすることによって、オペレータによって選択されることができる。あるいは、ユーザインタフェース34は、ディスプレイ32にわたって画像をスクロールさせるオペレータからの入力を受け取ることができ、そして、カーソル82を使用した関心ポイントの選択ができるようにするために、最後に表示された画像は表示されたままとなる。

30

【0026】

ステップ90において、ユーザインタフェース34は、一つの又は複数の画像44、46上のカーソル位置を示すオペレータの入力を受け取る。ステップ92において、ステップ90で決定された位置を含む又はその位置に隣接する領域84が、各々の画像44の一つ以上の特性決定パラメータを計算するために、各々のドップラー画像44に対して分析される。領域84のサイズは、固定であるか、画像44に基づいて自動的に決定されるか、又はオペレータによって特定される。

40

【0027】

画像特性決定パラメータは、各々の画像44の領域84内の画像データの流動面積及び速度量の統計的測度を含むことができる(例えば、速度加重流動面積、平均符号付き若しくは符号なし速度、50番目、90番目若しくは他の速度百分位数、及び/又は、符号付き若しくは符号なし速度広がり測度(例えば標準偏差)。いくつかの実施の形態において、上述のパラメータのうちの一つのみが、各々の画像44のために計算される。他の実施の形態では、2つ以上のパラメータが、各々の画像44のために計算される。いくつかの実施の形態にお

50

いて、オペレータは、どのパラメータが計算されて、画像44を分析するために用いられるかを入力することができる。そして上述の方法36にあるように、診断画像は、ステップ78で選択されてステップ80で表示されることができる。

【 0 0 2 8 】

方法86において、フローマスクを生成するステップ(ステップ56)、フローマスクを適用するステップ(ステップ58)、血管区分化を実行するステップ(ステップ64)、区分化された血管を表示するステップ(ステップ68)、及び区分化された血管のオペレータ選択を受け取るステップ(ステップ70)は省略されることができる。あるいは、これらのステップの一部又は全部が、この方法に含まれることができる。例えば、血管の区分化(ステップ64)及び血管のオペレータ選択の受け取り(ステップ70)は、カーソル82の位置を特定するステップに先行することができ、ステップ70で選択された血管の副領域84内にカーソル82が配置されることができる。

10

【 0 0 2 9 】

図8を参照して、他の実施の形態において、超音波システム10は、患者の心臓の電気的な活動を測定するために患者14に結合される電極96から信号を受け取る心電図(ECG)モニタリングシステム94から信号を受け取るように結合される。

【 0 0 3 0 】

図9を参照して、図8のシステムは、測定されたECG波形98に基づいて超音波画像44を選択するために用いられることができる。一実施例において、ECG波形は、マーク100によって示される一連の超音波スキンの遂行と同時に測定される。波形98は、患者の心臓サイクル中の出来事102(例えば最大収縮期、心房性期外収縮、心臓弛緩期又は心臓サイクル中の他の正常な若しくは異常なポイント)のタイミングを決定するために分析されることができる。出来事102と同時に又は略同時に実行されるスキン104に対応する画像44が、オペレータに対して表示される診断画像として選択される。

20

【 0 0 3 1 】

図10を参照して、図8のシステムを用いる方法108は、ステップ112で患者のECGを同時に測定しつつ、ステップ110で一連の超音波スキンを実行することを含む。超音波スキンのタイミングがECG出力に沿ったポイントにマップされることができるように、ステップ100及び112は互いに対して見当を合わせられる即ち同期することができる。例えば、ECG測定の開始及び終了時刻は第1のクロックによって決定され、各々の超音波スキンは、第1のクロックか、又は第1のクロックと同期した第2のクロックによってタイムスタンプされる。あるいは、一連の超音波スキンの開始及び終了時刻が記録され、ECG測定の開始及び終了時刻と同一とされる。そして超音波スキンのレートが、各々のECGスキンをECG波形上のポイントにマップするために用いられることができる。

30

【 0 0 3 2 】

ステップ114において、超音波信号は、ドップラー画像44を生成するために処理されることができる。そして、ステップ116において、この信号は、組織密度(グレースケール)画像46を生成するために処理されることができる。ステップ118で、画像が処理される。ステップ118で画像を処理することは、閾値を適用するステップ(ステップ54)、フローマスクを生成するステップ(ステップ56)、フローマスクを適用するステップ(ステップ58)、血管区分化を実行するステップ(ステップ64)、区分化された血管を表示するステップ(ステップ68)、及び区分化された血管のオペレータ選択を受け取るステップ(ステップ70)を含む、方法36のステップの一部又は全部を実行することを含むことができる。

40

【 0 0 3 3 】

ステップ120において、ECG波形は、患者の心臓サイクル中のイベントの発生の場所を見つけるために分析される。ステップ122において、ステップ120で見つけられたイベントのタイミングを決定し、その時刻に最も近い時刻に行われたスキンに対応する画像44を特定することによって、前記イベントに時間的に対応している画像44が特定される。ステップ123において、ステップ122で特定された画像44が表示される。

【 0 0 3 4 】

50

いくつかの実施の形態において、一連の超音波画像、例えばドップラー画像及び組織密度画像44、46の一方又は両方が、時間にわたる血流を視覚的に表示するビデオとして表示される。そのような実施の形態において、ユーザは入力を提供することができ、その入力を受信されると、表示されている画像のビデオ表示及び静止画表示が中断される。したがって、実施例によっては、システム10のような超音波システムは、図11に示されるような方法124をオプションとして実行することができる。

【0035】

方法124のステップ126において超音波スキャンが実行され、好ましくは、一つの心臓サイクル内で複数回、血流を記録するのに適したレートで一連の連続するスキャンが実行される。ステップ128で、ドップラー画像44及び/又は組織密度(グレースケール)画像46のような画像がスキャンごとに生成される。ステップ130において、画像はビデオとして表示される。ビデオは連続的にループされることができ、又は、ビデオ表示を開始させるオペレータからの入力を受け取った際に一度表示されることができ、ステップ132において、ユーザ割り込みを受け取られる。ユーザ割り込みは、ユーザがボタンを押した際又は"フリーズ","停止"などとラベル付けされたグラフィックユーザインタフェース要素と相互作用した際に、発生することができる。ステップ134において、ビデオ表示は中断される。ステップ136において、診断画像が、上で説明された方法(例えば図2~6に図示された方法)のうちの1つに従って選択される。ステップ138において、ステップ136で選択された診断画像が静止画表示される。

【0036】

さらに図1を参照して、他の実施の形態において、システム10のような超音波システムは、図12に示されるような方法140を実行することができる。方法140のステップ142において、超音波スキャンが実行され、好ましくは、一つの心臓サイクル内で複数回、血流を記録するのに適したレートで一連の連続するスキャンが実行される。ステップ144で、ドップラー画像44及び/又は組織密度(グレースケール)画像46のような画像がスキャンごとに生成される。ステップ146で、画像は、画像バッファ(例えばシステム10の画像バッファ24)中に記憶される。ステップ148で、画像バッファ24の中の画像のビデオループが表示される。例えば、ビデオプロセッサ30は、画像バッファ24内の画像を自動的に順次表示することができる。

【0037】

ステップ150において、ユーザがボタンを押したこと又は"フリーズ","停止"などとラベル付けされたグラフィックユーザインタフェース要素と相互作用したことに応じて、ユーザ割り込みを受け取られる。本発明の他の実施の形態において、ユーザ割り込みは、オペレータが異なる観察モード間の切り替えを行ったときに発生する。例えば、超音波システム10は、ディスプレイ32の一部分がドップラー画像44及び/又は組織密度画像46を表示し、ディスプレイ32の他の部分がスペクトルドップラーデータ又は各々のドップラー画像44の選択された部分を表示する二重ディスプレイモードを持つことができる。そのようなシステムでは、ディスプレイの一部のみが"ライブ"である(すなわち、画像バッファ24中の画像を通して連続的にスクロールするか又は獲得したドップラーデータからスペクトルデータを連続的に取得して表示する)。ユーザは、入力を与える(例えば"アップデート"キーを押す)ことによって、どの部分がライブであるかを選択することができる。入力を与えると、ライブの部分がフリーズし、他の部分がライブになる。したがって、ドップラー画像44及び/又は組織密度画像46がライブであった場合、そのようなシステム中のアップデートキーを押すことで、これらの画像のビデオ表示を停止して、以下に記載するように、診断画像の自動選択及び表示を起動させるユーザ割り込みを提供する。あるいは、いくつかの実施の形態において、アップデートキーを押しても診断画像の選択及び表示は起動せず、画像のビデオ表示又はスペクトルデータの取得を停止するために"フリーズ"ボタンが押されたときにのみ起動する。

【0038】

ステップ152において、ビデオ表示は中断される。ステップ154において、画像は画像バ

10

20

30

40

50

ッファ24から読み出される。いくつかの実施の形態において、画像解析モジュール28が、画像バッファ24から画像を読み出す。ステップ156において、診断画像は、上で説明された方法（例えば図2~6に図示される方法）のいずれかに従って選択される。画像バッファ中の画像はステップ158でアップデートされることができ、そしてステップ156で選択された静止診断画像はステップ160で表示される。

【 図 1 】

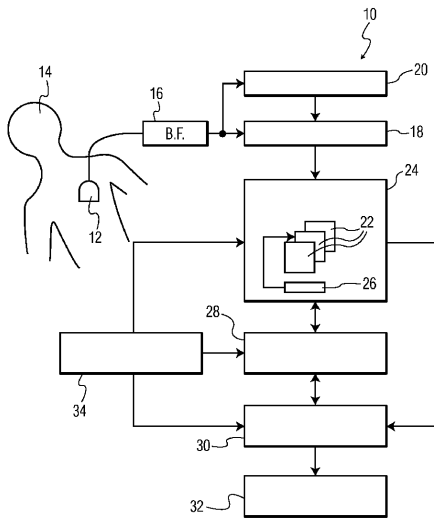


FIG. 1

【 図 2 】

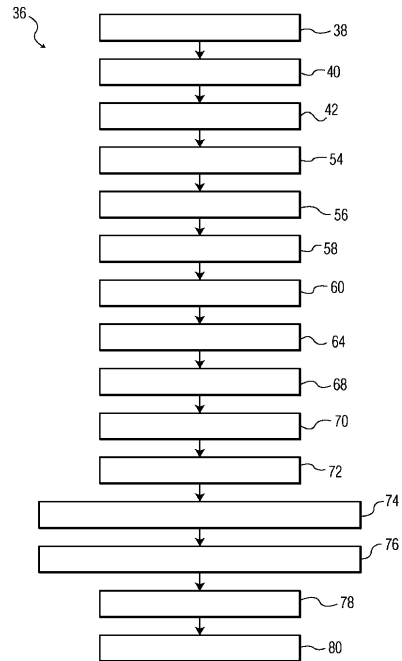


FIG. 2

【 図 3 】

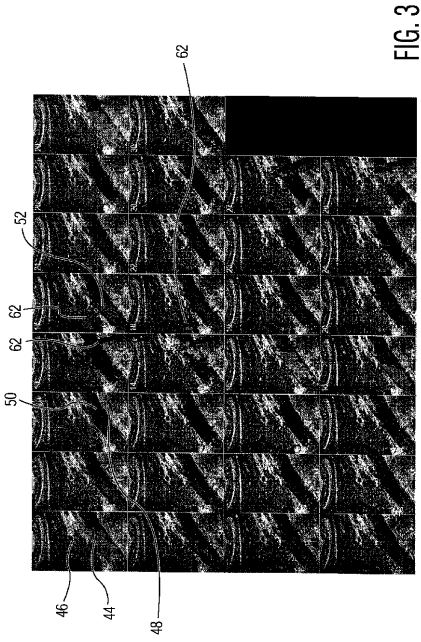


FIG. 3

【 図 4 】

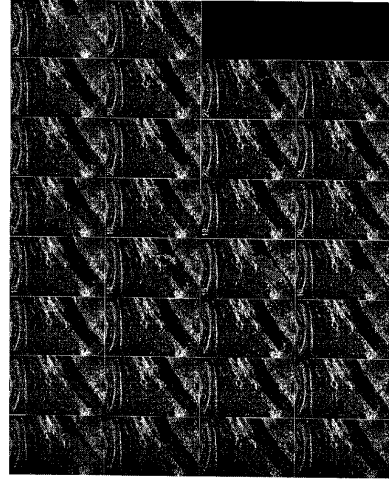


FIG. 4

【 図 5 】

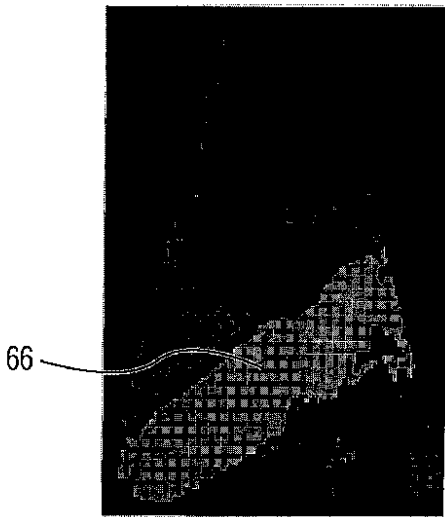


FIG. 5

【 図 6 】

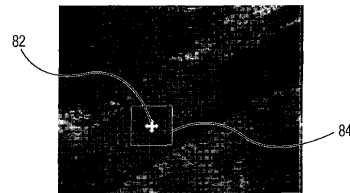


FIG. 6

【 図 7 】

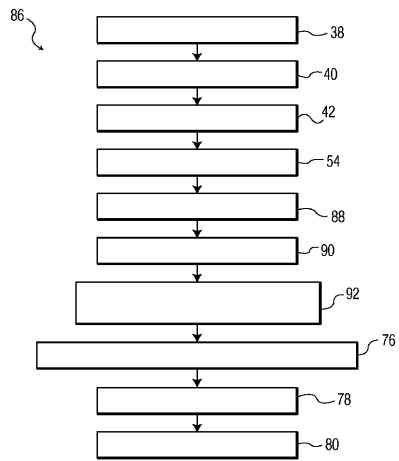


FIG. 7

【 図 8 】

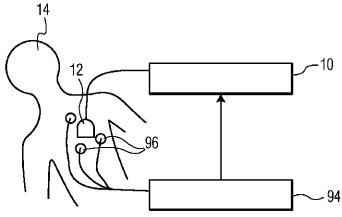


FIG. 8

【 図 9 】

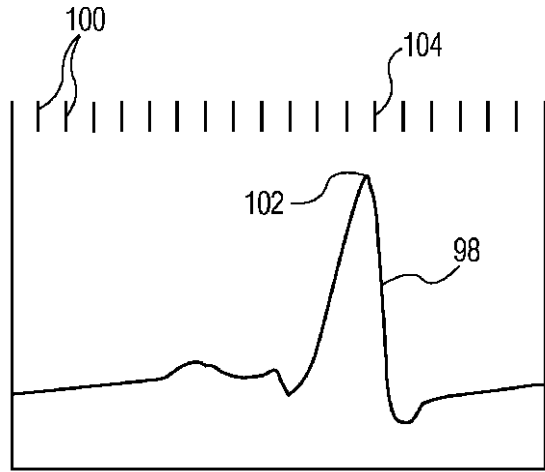


FIG. 9

【 図 10 】

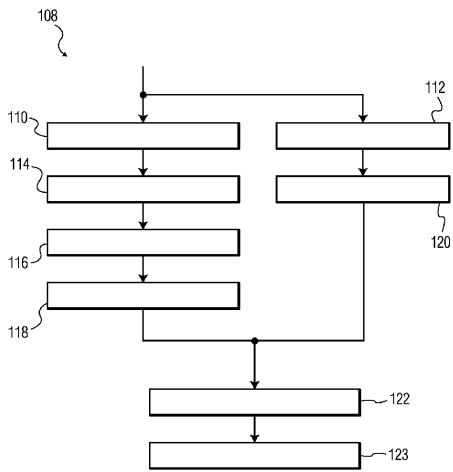


FIG. 10

【 図 11 】

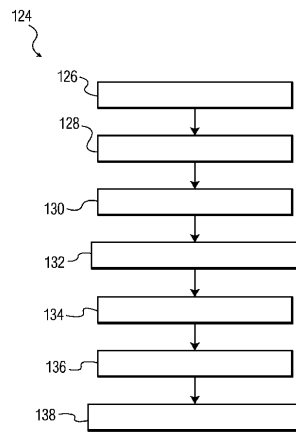


FIG. 11

【 図 1 2 】

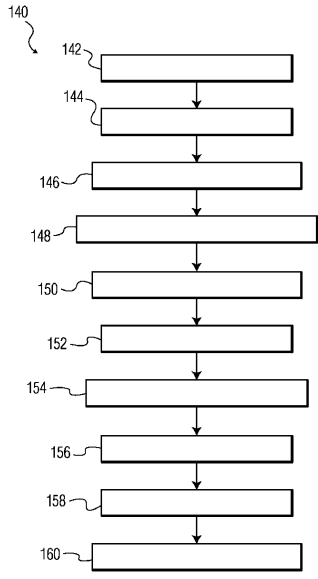


FIG. 12

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2008/052903

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B/06 G01S15/89		
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) A61B G01S		
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 practical, search terms used) EPO-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 Y	WO 02/45586 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]) 13 June 2002 (2002-06-13) page 3, line 10 - page 4, line 15 page 15, lines 18-30 figure 2	1,2, 11-20 3-10, 21-24
Y	EP 1 652 477 A (TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO [JP]; TOSHIBA MEDICAL SYS CORP [JP] TOSHIBA) 3 May 2006 (2006-05-03) claims 1,2 figure 9 abstract	3-10, 21-24
A	US 2002/062078 A1 (CRUTCHFIELD KEVIN [US] ET AL) 23 May 2002 (2002-05-23) abstract	1-24
<input 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 document 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 12 January 2009		Date of mailing of the international search report 05/02/2009
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5816 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Willig, Hendrik

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/IB2008/052903

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 0245586	A	13-06-2002	AT 387144 T	15-03-2008
			EP 1349499 A1	08-10-2003
			JP 4152746 B2	17-09-2008
			JP 2004514526 T	20-05-2004
			US 2002072670 A1	13-06-2002
EP 1652477	A	03-05-2006	CN 1819798 A	16-08-2006
			JP 2005342006 A	15-12-2005
			WO 2005115249 A1	08-12-2005
			US 2006122512 A1	08-06-2006
US 2002062078	A1	23-05-2002	US 2005038342 A1	17-02-2005
			US 2004152984 A1	05-08-2004

フロントページの続き

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

(72) 発明者 ヒル スティーヴン
 アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボゼル ピーオー ボックス 3003

(72) 発明者 サード アシュラフ
 アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボゼル ピーオー ボックス 3003

(72) 発明者 ルーパス タナシス
 アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボゼル ピーオー ボックス 3003

(72) 発明者 シ シュエゴン
 アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボゼル ピーオー ボックス 3003

Fターム(参考) 4C601 DE04 EE11 FF08 JC04 JC07 JC37 KK31 LL33

专利名称(译)	多普勒超声成像系统中自动图像选择的系统和方法		
公开(公告)号	JP2010534501A	公开(公告)日	2010-11-11
申请号	JP2010517522	申请日	2008-07-18
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ヒルステイーヴン サードアシュラフ ルーパスタナシス シシュエゴン		
发明人	ヒル スTEEヴン サード アシュラフ ルーパス タナシス シ シュエゴン		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/0891 G01S7/5206 G01S7/52063 G01S7/52087 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE04 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JC04 4C601/JC07 4C601/JC37 4C601/KK31 4C601/LL33		
代理人(译)	矢ヶ部 喜行		
优先权	60/952101 2007-07-26 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于从一系列超声图像中选择诊断图像的超声系统。针对一系列多普勒超声图像中的每一个计算图像表征参数(例如,标准偏差)。然后分析图像表征参数以选择对应于患者心动周期期间的预定点的图像。然后显示所选图像。在一些实施例中,处理多普勒图像以识别对应于单个血管的感兴趣区域。然后基于感兴趣区域计算图像表征参数。可以通过接收用户输入(例如,将光标放置在图像上的特定点)来识别感兴趣的区域。在另一实施例中,超声图像被映射到ECG波形上的点,并且基于ECG波形的分析来选择图像。

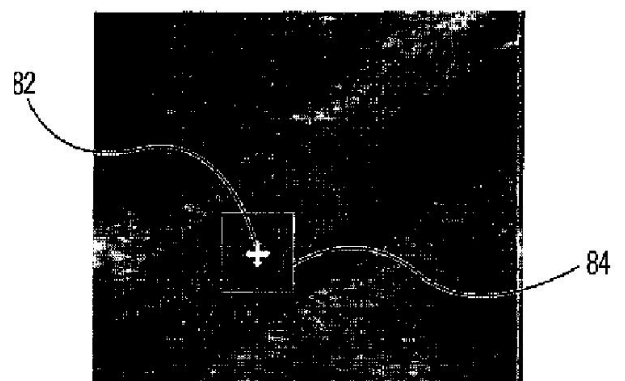


FIG. 6