

(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2009-524467

(P2009-524467A)

(43) 公表日 平成21年7月2日(2009.7.2)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F I
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-551925 (P2008-551925)
 (86) (22) 出願日 平成19年1月22日 (2007.1.22)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年6月27日 (2008.6.27)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2007/050216
 (87) 国際公開番号 W02007/085999
 (87) 国際公開日 平成19年8月2日 (2007.8.2)
 (31) 優先権主張番号 60/762, 628
 (32) 優先日 平成18年1月27日 (2006.1.27)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

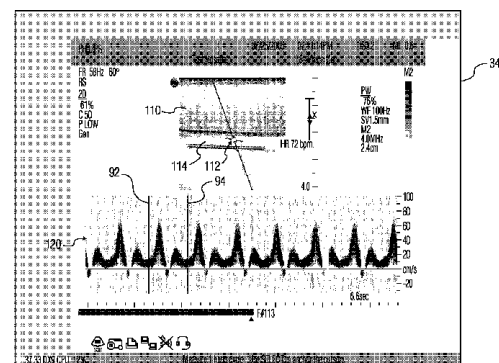
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5621 ペーアー アイン
 ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 自動化された超音波ドップラ測定

(57) 【要約】

超音波診断イメージングシステムは、自動化された測定が行われることができるスペクトルドップラ表示を生成する。波形は、シーケンスの各心臓周期のピーク速度と、最大ピーク速度値を有する心臓周期と、を識別するために、超音波システムによって解析される。測定ツールが起動されると、システムは、最大ピーク速度周期を表示し、心臓周期のデータについて選択された測定を行う。システムは、有利に、このフィーチャを支援してピーク速度トレーシングアルゴリズムを使用することができる。技法は、さまざまな測定ツールと共に使用されることができる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

血流を解析する超音波診断イメージングシステムであって、
心臓周期のシーケンスのスペクトルドップラ情報を取得する手段と、
前記スペクトルドップラ情報に応じて、指定された特性を示す心臓周期を自動的に識別するように機能するスペクトルドップラアナライザと、
前記スペクトルドップラアナライザに応じて、前記識別された心臓周期について予め決められた解析を実施し、結果を生成するように機能する測定ツールと、
前記測定ツールを作動させるために操作可能なユーザ制御部と、
前記測定ツールに応じて、前記測定結果を表示するディスプレイと、
を有する超音波診断イメージングシステム。

10

【請求項 2】

前記指定された特性は、最大ピーク速度を含む、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 3】

前記スペクトルドップラアナライザは、ピーク速度アナライザを含む、請求項 2 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 4】

前記スペクトルドップラアナライザが更に、複数の心臓周期のスペクトル線上のピーク速度値を識別するように機能する、請求項 3 に記載の超音波診断イメージングシステム。

20

【請求項 5】

前記スペクトルドップラアナライザが更に、前記心臓周期のシーケンスの各心臓周期の前記ピーク速度値を識別するように機能する、請求項 4 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 6】

前記スペクトルドップラアナライザが更に、前記心臓周期のシーケンスの前記ピーク速度値の最大速度値を識別するように機能する、請求項 5 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 7】

前記予め決められた解析は、加速／減速時間又はスロープ、ピーク速度、心拍数、平均心拍数、ドップラ波形トレース、又はポイント間波形トレース、の測定のうち少なくとも 1 つを実施する、請求項 5 に記載の超音波診断イメージングシステム。

30

【請求項 8】

前記心臓周期のシーケンスの前記スペクトルドップラ情報は、スクロール表示を含み、前記スクロール表示の一部のみが、所与の時間に前記ディスプレイに表示されることができ、前記スペクトルドップラアナライザは、前記最大速度値を含む前記スクロール表示の一部を自動的に表示させる、請求項 6 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 9】

前記心臓周期のシーケンスの前記スペクトルドップラ情報は更に、スクロール表示を含み、前記スクロール表示の一部のみが、所与の時間に前記ディスプレイに表示されることができ、前記測定ツールを作動させることによって、前記最大速度値を含む前記スクロール表示の一部が自動的に表示される、請求項 6 に記載の超音波診断イメージングシステム。

40

【請求項 10】

前記測定結果は、数値的に表示される、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 11】

前記スペクトルドップラアナライザは、ピーク速度トレーサを含む、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 12】

50

心臓周期のシーケンスの超音波スペクトルドップラ情報について測定を行う方法であって、

前記心臓周期のシーケンスの前記超音波スペクトルドップラ情報を選択するステップと

、

前記スペクトルドップラ情報について測定を行うように機能する測定ツールを選択するステップと、

最大ピーク速度値を有する心臓周期を自動的に識別するステップと、

前記識別された心臓周期について前記測定を行うステップと、

を含む方法。

【請求項 13】

10

前記測定の結果を表示するステップを更に含む、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

前記測定ツールを選択する前記ステップは、ユーザによって行われ、前記最大ピーク速度値を有する前記心臓周期を自動的に識別する前記ステップを直ちに実行させる、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 15】

前記自動的に識別する前記ステップのあと自動的に前記最大ピーク速度値を有する前記心臓周期を表示するステップを更に含む、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 16】

前記測定を行う前記ステップが、前記識別された心臓周期及び少なくとも 1 つの隣接する心臓周期について前記測定を行うことを更に含む、請求項 12 に記載の方法。

20

【請求項 17】

ユーザ入力によって、前記識別された心臓周期に隣接する心臓周期を手動で選択することを更に含む、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 18】

心臓周期のシーケンスの超音波スペクトルドップラ情報について測定を行う方法であって、

前記心臓周期のシーケンスの前記超音波スペクトルドップラ情報を選択するステップと

、

前記スペクトルドップラ情報について測定を行うように機能する測定ツールを選択するステップと、

30

予め決められた特性を示す心臓周期を自動的に識別するステップと、

前記識別された心臓周期について前記測定を行うステップと、

を含む方法。

【請求項 19】

前記自動的に識別するステップが、予め決められた速度特性を示す心臓周期を自動的に識別することを更に含む、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 20】

前記測定ツールを選択する前記ステップが、加速／減速時間又はスロープ、ピーク速度、心拍数、平均心拍数、ドップラ波形トレース、又はポイント間波形トレース、の測定のうちの 1 つを実施する測定ツールを選択することを更に含む、請求項 18 に記載の方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医用超音波診断システムに関し、特に、自動的にドップラ波形の測定を実施する超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

血管研究において、患者の多数の血流特性が、測定され、定量化される。臨床医は、心臓又は頸動脈のような血管からスペクトルドップラデータを取得することによって、検査

50

を始める。患者の血管の解剖学的構造は、超音波システムディスプレイ上に2次元又は3次元の画像で表示され、サンプルボリュームカーソルは、測定がなされるべき心臓又は血管のポイントに移動される。スペクトルドップラデータは、ある時間にわたってサンプルボリューム位置から取得され、スペクトル波形として表示される。安定したスペクトル表示が生成されるようになると、臨床医は、連続するスペクトル波形を記録し始める。数分間のドップラ波形が取得され、記憶されたのち、患者の検査は終わり、臨床医は、取得されたスペクトル波形を調べ、解析し、その波形の測定を行う。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

臨床医は、ユーザインタフェース上のトラックボールによってスペクトルデータをスキャンすることによって、超音波システムのシネループ（Cineloop）メモリによって記憶された波形を解析し、測定が最初に行われるべきデータの心臓周期をさがす。心臓周期の測定を行うために、測定プログラムが起動される。これは、心臓周期が特定される前又は特定された後のいずれに行われてもよい。臨床医は、測定に使用されるべきデータ内の特定のポイントに測定プログラムの照準を合わせるために、選択された心臓周期上の、拡張末期のようなキー診断ポイントに又は波形のピーク速度にカーソルをマークする必要がある。測定プログラムは、選択された測定を計算し、結果を表示する。このプロシージャは、多数の測定及び心臓周期について繰り返される。一般の血管又は心臓検査において行われるこのような測定は100を超えることがあり、測定プログラムを起動し、測定のた

10

20

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の原理により、ユーザがドップラ波形の測定を自動的に計算することを可能にする超音波診断システム及び方法が記述される。波形におけるピーク速度値は、例えばピーク速度トレーシングアルゴリズムによって、自動的に識別される。これは、表示された波形上で又はバックグラウンドで行われることができる。最大ピーク速度を有する心臓周期が、心臓周期波形のキーポイントと共に識別される。自動的に選択された心臓周期は、臨床医によって受け入れられることができ、又は測定のための別の開始点が、手動で又は自動化された別の心臓周期識別によって、選択されることができる。受け入れられた心臓周期及びキーポイントにおける値は、望ましい測定を自動的に行うために使用され、結果が表示される。プロセスは、ピーク速度心臓周期に時間的に先行する又は後行する心臓周期データについて測定を自動的に行い、及び／又は他の高いピーク速度心臓周期の測定を行うことに拡張されることができる。このようにして自動化されることができる測定には、加速／減速時間、ピーク収縮期速度、最小拡張期速度、拡張末期速度、時間平均ピーク速度、抵抗指数、拍動指数、収縮期及び拡張期の比、圧力勾配、速度時間積分、心拍数、心臓周期と関連付けられるスロープ及び時間がある。

30

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0005】

図1をまず参照して、本発明の原理に従って構成される超音波システムが、ブロック図形式で示されている。超音波信号は、超音波プローブのトランスデューサアレイ10によって伝送され、結果として得られるエコーが、トランスデューサアレイの素子によって受け取られる。受け取られたエコー信号は、ビームフォーマ14によって単一の信号又はビームに形成される。エコー信号情報は、直交I及びQ信号成分を生成するドップラ検出器16によって検出される。診断されている身体内の部位からのこのような複数の信号成分が、ドップラプロセッサ18に与えられる。ドップラプロセッサ18の1つの形態は、受

50

け取られた信号のドップラ周波数シフトを計算する高速フーリエ変換（FFT）プロセッサである。この基礎のドップラデータは、ウォールフィルタリング、利得制御及び振幅圧縮のような技法によってデータを更に洗練するドップラポストプロセッサ20によって後処理される。

【0006】

ドップラエコーの受信中、断続的に、Bモードエコーが受け取られる。これらのエコーは更に、I及びQ成分に形成され、それからI及びQ成分は、Bモード画像プロセッサ64において、I及びQ値の二乗の和の平方根をとることによって振幅検出されることが出来る。Bモード画像プロセッサは、更に、走査変換によって所望の表示形式にBモードエコーをアレンジする。解剖学的構造の、結果として得られる2次元又は3次元画像は、ドップラ測定プロセッサ30に結合され、プロセッサ30において、後述するように処理されるスペクトルドップラデータ及び測定データと共に表示するために準備される。

10

【0007】

後処理されたドップラデータは、ピーク速度検出器58及びドップラ測定プロセッサ30に供給される。ドップラ測定プロセッサは、更に、スペクトル線情報のリアルタイムシーケンスを表示するために、ドップラデータを処理する。ピーク速度検出器は、米国特許第5,287,753号及び同第5,634,465号明細書においてより十分に記載されるように、ノイズ閾値NOISE_{th}とドップラデータを比較して、スペクトル線のピーク速度ポイントを決定する。ピーク速度検出器22は更に、米国特許第5,287,753号明細書においてより十分に記載されるように、ドップラデータのフィルタリングを実施することができるとともに、平均速度レベルを識別するためにも使用されることが出来る。ドップラ測定プロセッサ30は、こうして、上述した特許明細書に記載されるように、自動的に識別されるピーク及び／又は平均速度値と共に、解剖学的なBモード画像及びスペクトルドップラ表示の双方を提供する。

20

【0008】

超音波ディスプレイ32は、更に、R波信号の受信に応じて描かれるECGトレースを示すことが好ましい。R波は、心臓の収縮を刺激するために生成される電氣的な生理的信号であり、通常は心電計（ECG）によって検出される。図1は、R波信号を検出するために、患者の胸部に貼り付けられることができる一組のECG電極180を示している。信号は、ECG信号プロセッサ182によって検出され処理され、ドップラ測定プロセッサ30に供給される。ドップラ測定プロセッサ30は、スクロールするスペクトルドップラ表示及び解剖学的なBモード画像と同時にECG波形を表示する。Bモード画像は、以下に述べられるようにスペクトル情報が取得される患者の解剖学的構造にポイントを位置付け、表示するために、使用されることが出来る。

30

【0009】

本発明の原理によるドップラ測定プロセッサ30の動作は、図2のブロック図に示されている。スペクトルドップラ画像シーケンスは、シネループ（Cineloop）メモリ40に記憶される。スペクトルドップラ画像データは、Bモード画像プロセッサ64からのBモード画像と同時に表示するために、表示プロセッサ46に結合される。スペクトルドップラデータは、更に、スペクトル表示の各スペクトル線のピーク速度を検出するために、上述した米国特許第5,287,753号及び同第5,634,465号に記載されるように構成されうる波形ピークトレーサ42に結合される。スペクトル線のこれらのピーク速度ポイントを接続することによって、スペクトルドップラ表示のピーク速度がトレースされる。本発明によれば、波形ピークトレーサ42は更に、解析されているスペクトルドップラデータの各心臓サイクルのピーク速度を識別し、記録する。このピークは、通常、心臓周期の各収縮期の最中に生じる。個別の心臓周期は、ピーク速度トレースの変化又はECG信号から、識別されることが出来る。本発明の一例において、心臓周期は、スペクトル表示の連続する拡張末期ポイント間の間隔として識別される。この処理の終わりに、波形ピークトレーサ42は、解析されているスペクトルドップラデータの心臓周期の全てのピーク速度ポイントを識別する。この情報は、測定プロセッサ50に結合される。

40

50

【0010】

測定プロセッサ50は、波形ピークトレーサから速度ピーク情報を受け取ることに加えて、ユーザインタフェース99から制御信号を受け取り、測定ツール記憶装置52から測定ツールを受け取る。「測定ツール」は、超音波データを解析するソフトウェアプログラムであり、データを使用して特定の測定を実施する。測定ツールの例は、心拍数ツール、ピーク速度ツール、後述される複数の他のツールである。超音波システムユーザが、特定の測定を行うことを望む場合、ユーザインタフェース99が、当該測定のための測定ツールを選択するために使用される。本発明の構成された実現例のタッチパネルディスプレイから得られる一般のユーザインタフェース60が、図3に示されている。例えば、ユーザが、心拍数測定を行うことを望む場合、ユーザは、タッチスクリーンディスプレイ60上の心拍数ボタン62に触れる。この選択は、測定ツール記憶装置52から測定プロセッサ50に心拍数ツールをロードする。測定プロセッサ50において、ツールは、波形ピークトレーサ42によって与えられるドップラデータについて心拍数測定を行うように動作される。

10

【0011】

ユーザインタフェース99は更に、測定プロセッサのための制御信号を入力するために使用される。このような制御信号は、より十分に後述されるように、測定を行うための特定の心臓周期又は心臓周期のグループの選択のようなコマンドを含むことができる。

【0012】

測定プロセッサ50は、ユーザによって望まれる測定を行うために、ドップラデータに対して作用する。測定の結果は、グラフィックプロセッサ44に結合される。グラフィックプロセッサ44からのグラフィック測定結果は、スペクトルドップラデータ上に及び／又はそれと共に表示するために、表示プロセッサ46によって処理される。後述されるように、これらの結果は、数値的に、図表で、又はそれらの両方で表示されることができる。

20

【0013】

本発明の原理に従って行われる自動化された測定は、図4に示されている。この第1の例において、スペクトル表示のスペクトル線70のピーク速度は、ライン80によってトレースされ、これは、各々の心臓周期の波形のピーク速度を識別する。ドップラ波形は、何十又は何百もの鼓動のシーケンスを含むことができる。このトレーシングは、スペクトルデータが取得されシネループメモリに記憶されるときに行われることができ、又はトレーシングは、スペクトルデータが解析されるべきときに、行われることができる。この例において、トレーシング80は、スペクトル波形表示上に視覚的に表示されているが、代替として、必要に応じてディスプレイから隠されることもできる。臨床医は、通常、ピーク速度心臓周期から測定を始めるので、識別された速度ピークの全てから、最大速度が、測定が行われるべき初期心臓周期として選ばれる。この最大速度値を含む心臓周期は、「ゴールポスト」92及び94によって心臓周期の始め及び終わりを線引きすることによって、強調表示される。この例において、ゴールポストは、心臓シーケンスにおける連続する拡張末期ポイントに置かれる。この例において使用されるツールは、心拍数ツールであるので、ツールは、ゴールポスト間の間隔を測定し、この時間間隔から心拍数を計算する。この結果は、84回／分の心拍数として、図4の例に数値的に示されている。こうして、スペクトルデータシーケンス及びこの例では心拍数測定である特定の測定のための選択に応じて、超音波システムは、最大ピーク速度を有する心臓周期を自動的に識別し、この心臓周期について（心拍数の）測定を行う。こうして、臨床的に意味のある測定は、いずれも時間がかかり負担を課す作業であるスペクトルデータのシーケンスのスキャン又はデータ上へのマーカの位置付けの必要なく、迅速に得られる。

30

40

【0014】

図5aは、一般の超音波システムディスプレイ34において行われる心拍数測定を示している。血管114を含む解剖学的構造のBモード画像110が、ディスプレイの最上部にある。カーソルライン上のサンプルボリュームカーソル112が、スペクトルドップラ

50

データが取得されるべきポイントに、この例では血管 1 1 4 の中央に位置付けられるまで、カーソルラインは、Bモード画像上を操作される。ドップラデータが、この位置から取得され、それが取得されるにつれてスクロールするスペクトル表示 1 2 0 として表示される。この例において、この情報のすべては、シネループメモリに記憶され、解析される。行われる第 1 の測定は、心拍数であり、上述したように識別される最大ピーク速度を含む心臓周期について行われる。この心臓周期を含むスペクトル表示 1 2 0 の一部が、ボタン 6 2 による心拍数ツールのアクティブ化に応じて、スクリーン 3 4 上に表示される。ゴールポスト 9 2 及び 9 4 が、識別されたピーク速度心臓周期の始めと終わりとに置かれ、7 2 b p m の計算された心拍数値が、スクリーン 3 4 上に、この例では B モード画像 1 1 0 のちょうど右側に表示される。

10

【0015】

図 3 の例示的なユーザインタフェースは、「Prev/Next Cycle (前の／次の周期)」とマークされているボタン 6 6 を含んで示されている。このボタンは、ディスプレイ上でスペクトル表示の選択された心臓周期を時間的に先行する又は後行するほうに移動させるために使用され、それによって、スペクトル表示 1 2 0 上に現在強調表示されている心臓周期に隣接する心臓周期について測定が行われるようにする。例えば、ボタン 6 6 の右側が、図 5 a の選択された心臓周期を次の心臓周期に移動させるために触れられる場合、表示は、図 5 b に示すようにあらわれる。この図は、次の心臓周期が、ゴールポストライン 9 2 及び 9 4 によって強調表示され、この心臓周期についての心拍数は、この例では 7 0 b p m と現在表示されていることを示している。

20

【0016】

同様に、ボタン 6 6 の左側が、図 5 a の選択された心臓周期を直前の心臓周期に移動させるために、触れられる場合、表示は、ゴールポストライン 9 2 及び 9 4 によって強調表示され測定される直前の心臓周期に関して、図 5 c に示すようにあらわれる。Prev/Next Cycle ボタンは、本発明のいかなる測定とも協働して使用されることができる。

【0017】

本発明の別の例は、図 6 a - 図 6 c に、ピーク速度ツールについて示されている。図 6 a において、ユーザは、心臓周期のピーク速度を識別するように設計されているピーク速度ツールを選択した。測定プロセッサは、最大ピーク速度値を有する心臓周期を識別し、当該周期を含むドップラシーケンス 1 2 0 の一部を表示し、スペクトル表示内の当該ピークにマーカ 9 6 を置く。この例において、ユーザは、ゴールポストラインを表示しないことを選んだ。前述の例のように、Prev/Next Cycle ボタン 6 6 は、選択された心臓周期を、図 6 b に示すように 1 周期だけ次に (又は反復的な作動によってより多くの周期分先に) 移動させ、又は図 6 c に示すように一度に 1 周期だけ戻すほうに移動させる。

30

【0018】

本発明により行われることができる別の測定は、時間／スロープ測定である。時間／スロープ測定は、図 3 のユーザインタフェース上のボタン 6 8 を操作して、時間／スロープツールを起動することによって行われる。加速時間／スロープ測定の結果は、図 7 に示されている。測定プロセッサは、スペクトルドップラシーケンスのピーク速度心臓周期を識別し、直前の心臓周期の拡張末期ポイントにマーカ 9 7 を置く。マーカ 9 8 は、識別された心臓周期のピーク収縮期速度ポイントに置かれる。この例において、点線が、これらの 2 つのポイント間に表示される。測定プロセッサは、マーカ 9 7 及び 9 8 の間の間隔について時間及びスロープ値を計算し、表示する。時間及びスロープ値は、この例では、7 9 ミリ秒の時間間隔及び 6 9 9 c m / 秒のスロープ (変化レート) である。行われることができる別の時間／スロープ測定は、図 8 に示すような減速測定である。ピーク速度マーカ 9 8 を置いたのち、測定プロセッサは、この例では垂直ライン 1 9 9 上にある心臓波形の収縮末期ポイントに、第 2 のマーカ 9 9 を置く。点線が、2 つのマーカ間に表示され、時間及びスロープ値が、マークされた収縮期間隔について計算され、表示される。

40

【0019】

ツールは、図 9 及び図 1 0 に示すような識別されたピーク速度波形のトレーシングを行

50

うために使用されることができる。連続するトレース130は、図9に示す例において一連のドットとして表示される。このトレースは、本質的に、上述したような波形ピークトレーサ42によって各々のスペクトル線上に識別される一連のポイントである。この例におけるトレース130は、直前の心臓周期の拡張末期ポイント97と、現在心臓周期の拡張末期ポイント91との間に表示される。自動的に行われることができる別のタイプのトレーシングは、図10に示すようなポイントトレース140によるトレースである。このトレーシングは、例えば拡張末期、ピーク収縮期、収縮末期、平均拡張期等の心臓周期におけるキーポイントを、直線によって接続することによって行われる。

【0020】

本発明により行われることができる別の測定は、図11及び図12に示すような複数の心臓周期にわたる平均心拍数である。例示の図11において、心拍数は、測定プロセッサによって、ゴールポストライン92及び94の間の心臓周期の間隔から計算され、直前の心臓周期は、ゴールポストライン194及び92によって境界付けられている。この2周期計算の数値的な結果が、表示スクリーン34上に示されている。図12の例において、4つの心臓周期が、心拍数計算において使用される。図が示すように、計算に使用される4つの心臓周期は、ゴールポストライン194、92、94、192及び196によって境界付けられている。更に、順次又は非順次の他の数の心臓周期が、これらの測定について使用されることもできる。

【0021】

上述した例の変形例は本発明の範囲内にある。例えば、ユーザは、本願出願人の先の国際出願第IB2005/052572号明細書に記述されるように、測定が行われるべきピーク速度トレーシング又は値を手動で調整するオプションを与えられることができる。波形ピークトレーサの別の変形例が、最大ピーク速度から最小ピーク速度までの範囲にある解析された心臓シーケンスのピーク速度を識別するためにある。ピーク速度のシーケンスにおいて、ある心臓周期から別の心臓周期にスキップするための制御機構が、ユーザに与えられることができる。これは、ユーザが、まず最大ピーク速度を有する心臓周期を観察し測定し、次に2番目に大きいピーク速度を有する心臓周期を、次に3番目に大きいピーク速度を有する心臓周期を、観察し測定することを可能にする等である。別の変形例は、最小ピーク速度を有する心臓周期に直接ジャンプすることである。他の変形例が、当業者に容易に思いつくであろう。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明の原理に従って構成される超音波診断イメージングシステムを示すブロック図。

【図2】図1のドップラ測定プロセッサの詳細な説明を示すブロック図。

【図3】本発明の構成された実現例のタッチスクリーン制御パネルを示す図。

【図4】本発明の原理に従って心臓周期が識別されるドップラ表示を示す図。

【図5a】ドップラ表示において心拍数を測定するための表示スクリーンを示す図。

【図5b】ドップラ表示において心拍数を測定するための表示スクリーンを示す図。

【図5c】ドップラ表示において心拍数を測定するための表示スクリーンを示す図。

【図6a】本発明の原理に従ってドップラ表示においてピーク速度値が識別された表示スクリーンを示す図。

【図6b】本発明の原理に従ってドップラ表示においてピーク速度値が識別された表示スクリーンを示す図。

【図6c】本発明の原理に従ってドップラ表示においてピーク速度値が識別された表示スクリーンを示す図。

【図7】本発明による時間スロープツールを使用した加速時間の測定を示す図。

【図8】本発明による時間スロープツールを使用した減速時間の測定を示す図。

【図9】本発明による心臓周期のドップラ波形のトレーシングを示す図。

【図10】本発明による心臓周期のドップラ波形のポイント間トレーシングを示す図。

10

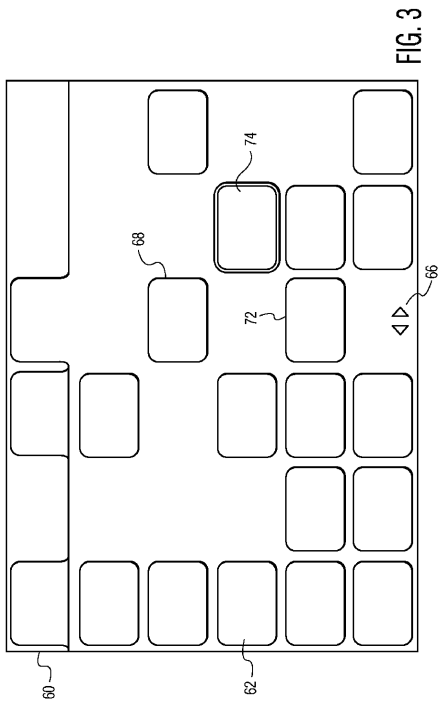
20

30

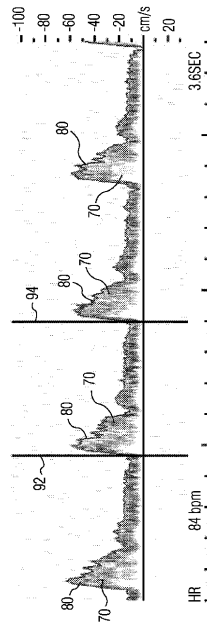
40

50

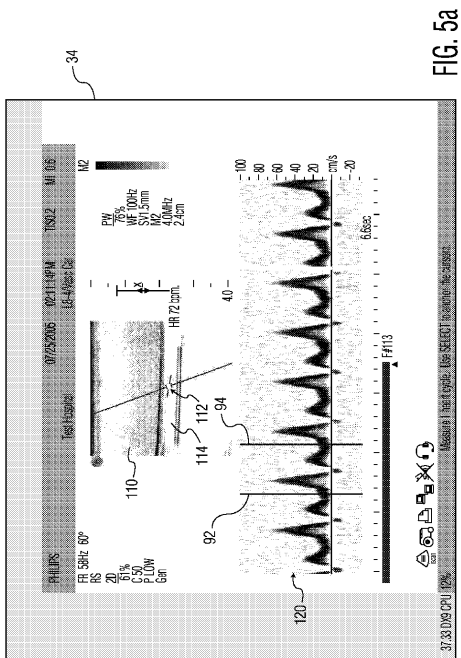
【 図 3 】



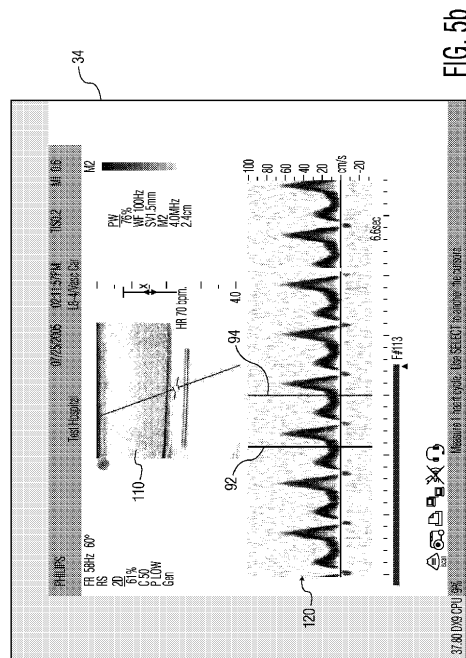
【 図 4 】



【図 5 a】



【 図 5 b 】



【図 5 c】

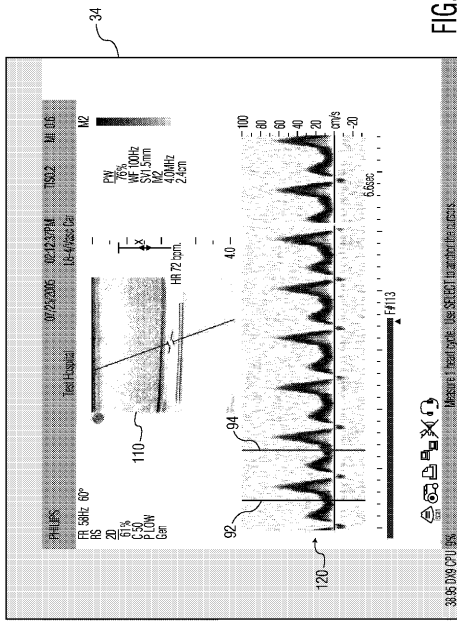


FIG. 5c

【図 6 a】

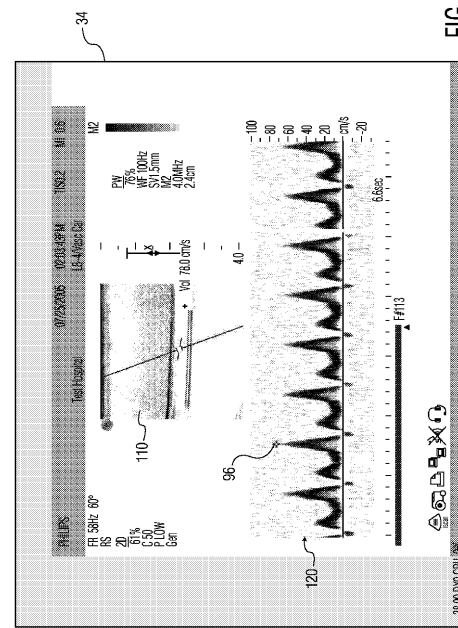


FIG. 6a

【図 6 b】

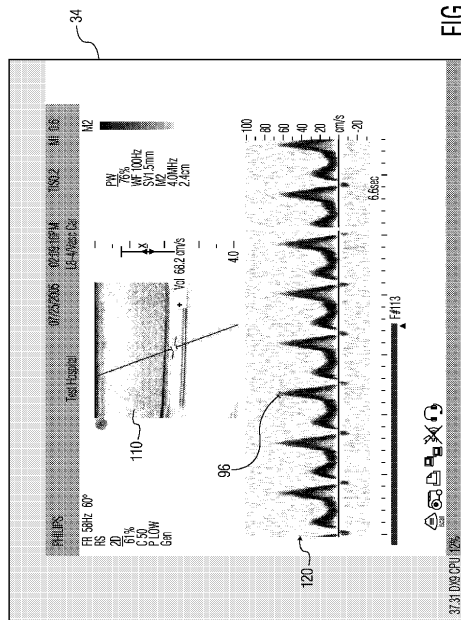


FIG. 6b

【図 6 c】

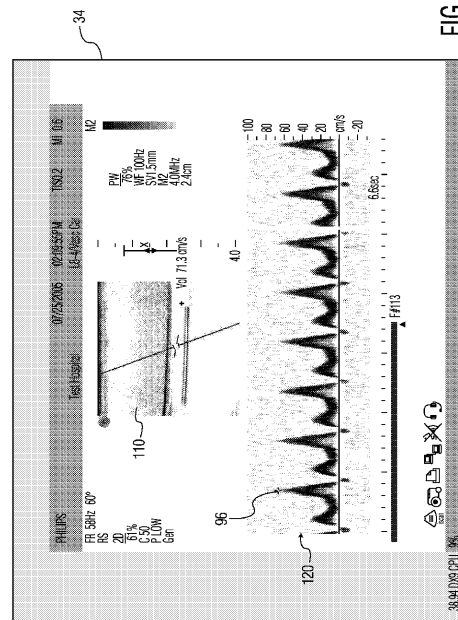


FIG. 6c

【図 7】

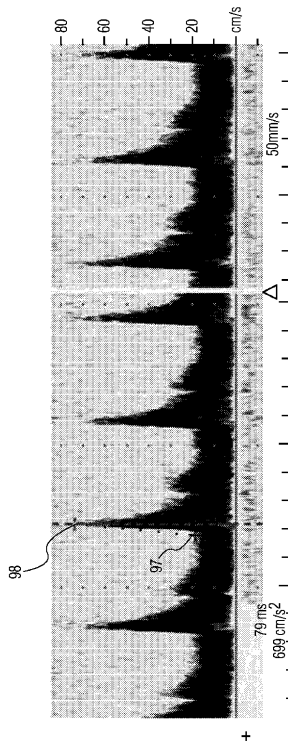


FIG. 7

【図 8】

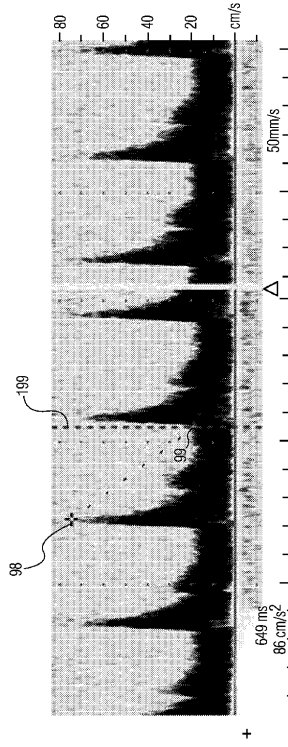


FIG. 8

【図 9】

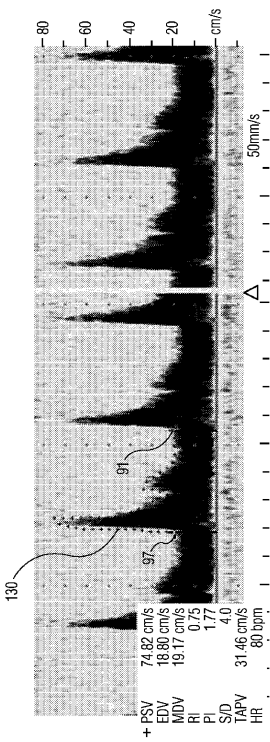


FIG. 9

【図 10】

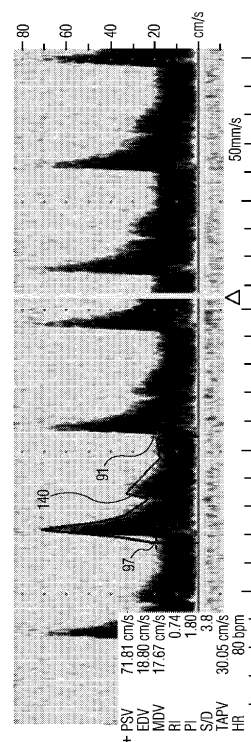


FIG. 10

【図 1 1】

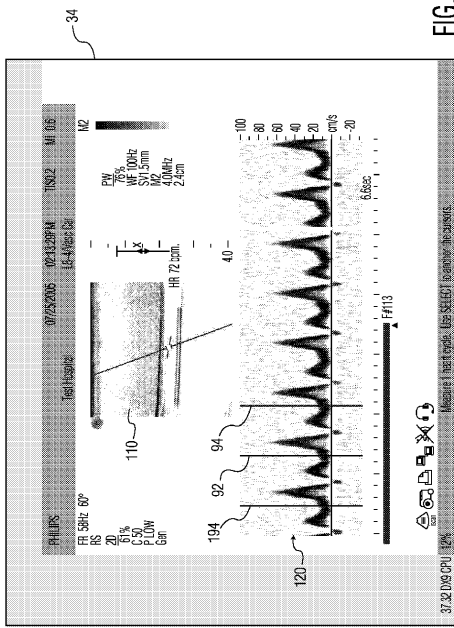


FIG. 11

【図 1 2】

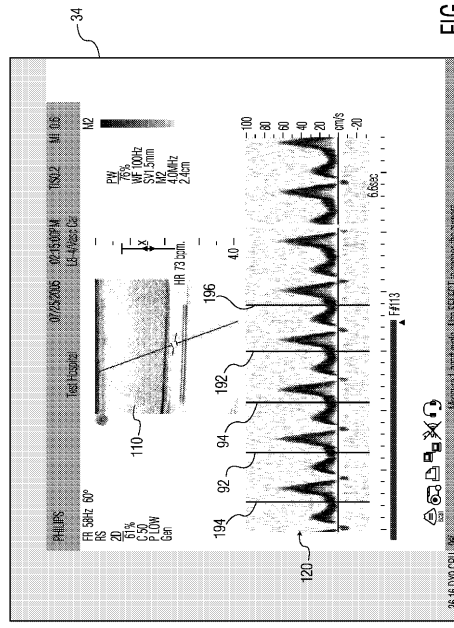


FIG. 12

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2007/050216

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01S7/52 G01S15/58 G01S15/89 A61B8/06		
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) G01S G06F 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 practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 868 676 A (MCCABE LAURENCE S [US] ET AL) 9 February 1999 (1999-02-09) abstract; figures 1-6 column 1, line 15 - column 2, line 27 column 3, line 24 - column 5, line 43 column 6, lines 8-60 column 7, lines 1-50 column 8, lines 30-52 column 10, line 60 - column 12, line 12 column 13, lines 8-50	1-20
A	US 5 287 753 A (ROUTH HELEN F [US] ET AL) 22 February 1994 (1994-02-22) cited in the application column 1, lines 45-61 column 2, line 48 - column 3, line 39 column 7, lines 5-22 ----- -/--	1-20
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ 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 *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 30 April 2007		Date of mailing of the international search report 08/05/2007
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Zaneboni, Thomas

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2007/050216

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 4 608 993 A (ALBERT DAVID E [US]) 2 September 1986 (1986-09-02) the whole document -----	1-20
A	US 6 213 945 B1 (TYNAN ANTHONY J [GB]) 10 April 2001 (2001-04-10) the whole document -----	1-20
A	US 6 050 948 A (SASAKI TAKUYA [JP] ET AL) 18 April 2000 (2000-04-18) the whole document -----	1-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2007/050216

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5868676	A	09-02-1999	NONE	
US 5287753	A	22-02-1994	AT 164685 T	15-04-1998
			DE 69317697 D1	07-05-1998
			DE 69317697 T2	23-07-1998
			EP 0573249 A1	08-12-1993
			JP 3423356 B2	07-07-2003
			JP 6133972 A	17-05-1994
US 4608993	A	02-09-1986	CA 1236912 A1	17-05-1988
			CA 1258080 A1	01-08-1989
			EP 0172687 A2	26-02-1986
			JP 61092657 A	10-05-1986
US 6213945	B1	10-04-2001	AU 7139800 A	13-03-2001
			WO 0112055 A2	22-02-2001
US 6050948	A	18-04-2000	JP 3892538 B2	14-03-2007
			JP 11033024 A	09-02-1999

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, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, 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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, 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, LV, LY, MA, MD, 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, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ル ハイヤン

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 スカイバ ダン

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 DD05 DD15 DD27 DE02 DE03 EE11 KK17 KK31 LL03

专利名称(译)	自动超声多普勒测量		
公开(公告)号	JP2009524467A	公开(公告)日	2009-07-02
申请号	JP2008551925	申请日	2007-01-22
[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	ルハイヤン スカイバダン		
发明人	ル ハイヤン スカイバ ダン		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8979 A61B5/0456 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/13 A61B8/463 A61B8/488 G01S7/52066 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/582		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD05 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/KK17 4C601/ /KK31 4C601/LL03		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	60/762628 2006-01-27 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断成像系统产生频谱多普勒显示，在其上可以进行自动测量。通过超声系统分析波形以识别序列的每个心动周期的峰值速度，以及具有最高峰值速度值的心动周期。启动测量工具时，系统显示最高峰值速度周期，并对该心动周期的数据进行选定的测量。系统可以有利地使用峰值速度跟踪算法来支持该特征。该技术可与各种测量工具一起使用。

