

(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2009-530010

(P2009-530010A)

(43) 公表日 平成21年8月27日(2009.8.27)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/08

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2009-500986 (P2009-500986)
 (86) (22) 出願日 平成19年3月14日 (2007.3.14)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年8月29日 (2008.8.29)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2007/050870
 (87) 國際公開番号 WO2007/107926
 (87) 國際公開日 平成19年9月27日 (2007.9.27)
 (31) 優先権主張番号 60/784,316
 (32) 優先日 平成18年3月21日 (2006.3.21)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

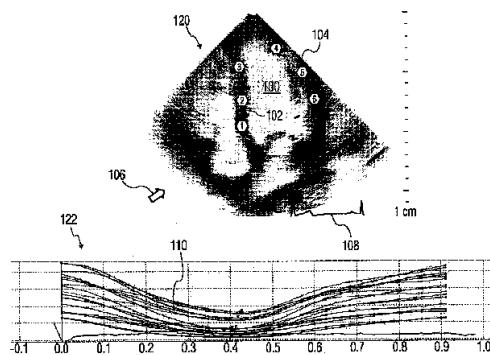
(71) 出願人 590000248
 コーニングレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5621 ペーাーー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】心機能異常の分析のための心臓エコー検査装置及び方法

(57) 【要約】

リアルタイムで左心室タイミングを分析するための超音波診断画像形成システム及び方法が記述されている。生の組織ドップラ画像が生成され、タイミング比較のための関心箇所を示すアイコンが、生の又はフリーズした組織ドップラ画像の上で操作される。速度データは、その示された箇所から取り込まれ、当該示された箇所に対する速度対時間のグラフを生成するために用いられる。説明している例では、箇所アイコンは、心臓周期を通じて同じ解剖学的箇所を連続的に追跡する。速度グラフは、スクロール表示又は静止した表示として呈示することができる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

心臓の動きの同期を分析するための超音波診断画像形成システムであって、動いている組織からドップラエコー信号を取り込むよう動作可能なプローブと、前記プローブに結合され、前記ドップラエコー信号に応答動作し、リアルタイム組織ドップラ画像シーケンスを生成するよう振舞うドップラプロセッサと、前記プローブに結合され、前記組織ドップラ画像シーケンスにおける複数の関心箇所について速度対時間のグラフをリアルタイムで生成するよう振舞うグラフィックプロセッサと、を有するシステム。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記関心箇所を選択するよう動作可能なユーザ制御部をさらに有するシステム。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記ドップラプロセッサ及び前記グラフィックプロセッサに結合され、組織ドップラ画像と当該組織ドップラ画像シーケンスにおける複数の関心箇所についての速度対時間のグラフとの双方のリアルタイム画像シーケンスを表示する表示画面をさらに有するシステム。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断画像形成システムであって、心臓の解剖学的組織構造と前記グラフとの対応を表示するよう前記組織ドップラ画像とともに表示される L O I アイコンをさらに有するシステム。

20

【請求項 5】

請求項 3 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記グラフは、周期的に更新される静止したグラフとして表示される、システム。

【請求項 6】

請求項 3 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記グラフは、連続的に更新される静止したグラフとして表示される、システム。

【請求項 7】

請求項 3 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記グラフは、スクロールするグラフとして表示される、システム。

30

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波診断画像形成システムであって、リアルタイムのグラフに対応する組織ドップラ画像において複数の箇所を示すよう動作可能なユーザ制御部をさらに有し、当該表示箇所と前記グラフとの表示対応がある、システム。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記表示対応は、色対応である、システム。

40

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記ユーザ制御部はさらに、前記複数の箇所のうちの箇所を調整するよう動作可能である、システム。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記ユーザ制御部は、前記組織ドップラ画像にわたる L O I アイコンの位置を調整するよう動作可能である、システム。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記組織ドップラ画像は、階調画像を有する、システム。

50

【請求項 1 3】

請求項 1 1 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記ユーザ制御部は、前記組織ドップラ画像シーケンスのフリーズした画像にわたる L O I アイコンの位置を調整するよう動作可能である、システム。

【請求項 1 4】

請求項 1 に記載の超音波診断画像形成システムであって、リアルタイム画像のシーケンスに応答動作し、リアルタイムで前記関心箇所を追跡するよう動作するトラッカをさらに有するシステム。

【請求項 1 5】

請求項 1 4 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記トラッカは、スペックルトラッカを有する、システム。 10

【請求項 1 6】

請求項 1 4 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記トラッカは、境界検出器を含む、システム。

【請求項 1 7】

請求項 1 4 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記トラッカは、フレームからフレームへの相関により追跡する、システム。

【請求項 1 8】

請求項 1 1 に記載の超音波診断画像形成システムであって、L O I アイコンの位置の調整は、当該調整される L O I アイコンに対応するグラフの強調表示を生じさせる、システム。 20

【請求項 1 9】

左心室機能を分析するため的心臓エコー検査方法であって、
当該心臓から超音波データを取り込むこと、
当該左心室のリアルタイム画像シーケンスを表示すること、
動きが分析されることになる前記左心室の箇所を示すこと、及び
当該示された箇所の動きのリアルタイムのグラフを表示すること、
を有する方法。

【請求項 2 0】

請求項 1 9 に記載の方法であって、当該箇所を示すことは、前記左心室の少なくとも 1 つの画像を参照してグラフィックインジケータを操作することをさらに有する、方法。 30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

本発明は、医学的診断用超音波システム及び方法、特に、左心室機能を分析するための心臓エコー検査システム及び方法に関する。

【背景技術】**【0 0 0 2】**

左心室機能の評価は、診断用途及び治療用途の双方につき関心の高いものである。正常な心機能の間では、心室は、心臓周期の心収縮（収縮性）位相及び心拡張（弛緩）位相において一貫した時間依存性の関係を呈する。病理学的な状態又は後の心臓に關係する外科的処置に関連した心機能異常の間では、これら時間依存型の機械的関係がしばしば変わる。弱まった心臓の筋肉の作用と組み合わせたときのこの変化は、心室の能力を低下させ血流力学的な不足をもたらす収縮性強度を生じる。 40

【0 0 0 3】

冠動脈バイパスグラフト（C A B G ; coronary artery bypass graft）手術の後の心室同調性異常は、比較的に頻繁に直面する問題であり、手術後の一時的ペーリングを必要とする。房室ペーリングは、このような処置に続く手術後の血流動態を改善することが判明している。Weisse氏らのThorac. Cardiovasc. Surg. 2002; 41:131-135を参照されたい。しかしながら、重大な回復段階において患者に最も高度な血流力学的有益性を提供するペ 50

ーシング箇所を選択するための広く受け入れられた標準的な方法は、利用可能なものとなつていいない。

【0004】

心室同調性異状を評価するために現在用いられている画像形成モダリティは、心臓エコー検査法である。組織ドップラ超音波は、エコー心臓学において心筋の動き及びタイミングを測定するために用いられる。組織ドップラ超音波法は、血流速度を分析するために用いられる超音波技術の適応例であり、カラーフローマッピング、並びにスペクトル及びオーディオパルス波(PW; pulsed-wave)ドップラがある。これら血流技術において、クラッタフィルタ(clutter filter)は、高速に動く血流からの非常に弱いエコーを確認することができるよう強力な低速の組織エコーを排除する。組織ドップラ法は、普通はこの様においてクラッタフィルタを用いず、分析される低速の組織エコーは、血液、ノイズ及び反響音のものよりも遙かに主要な信号となる。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

組織ドップラ法の重要な使用は、診断及びペースメーカード配置のために、左心室の側壁及び隔膜の領域のタイミングを相互にそしてECGと比較することである。現在、これは、市場で入手可能な分析ソフトウェアパッケージを用いてカラー組織ドップラ画像形成の記憶されたループから速度対時間のグラフを得ることによって行われる。これらグラフのタイミング分析は、手作業又は自動で得ることができるが、生の画像形成の間は行われない。記憶されたカラー組織ドップラループから生成されるグラフは、一般的に、幾つかの心臓周期に対して約100Hzのフレームレートを必要とする。何百ものフレームのこうしたループは、最終的に得られる比較的に乏しい量の臨床情報のため、伝送及び記憶すべき非常に大量のデータを提供する。また、タイミング分析のための取得されるループデータの品質は、この処理後の分析の時まで、あるいは患者が亡くなり良好なデータの取得のために容易に利用可能でなくなった後に、普通は分からぬものである。したがって、時間及びデータサイズの双方の面で、組織動きタイミング分析のための処理をより効率的にするシステムデザインの必要性がある。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の原理に従い、組織ドップラ画像の生のリアルタイムの取り込みと臨床診断のタイミンググラフの生成とを可能にする診断用超音波システム及び方法を記述するものである。以下に説明する例において、臨床医は、組織ドップラ画像の心筋層の上にある関心箇所(LOI; location of interest)を指す。これらの箇所に対応する速度対時間のグラフは、生の画像形成が行われながら、スクリーン上にリアルタイムで現れて更新するものである。臨床医が心臓壁部の種々の箇所におけるタイミング関係を迅速に調べができるよう、これらLOIを、各セットの箇所においてリアルタイムで生成されたグラフにより、移動させて再位置づけることができる。臨床医が診断の基礎をなす心臓機能のグラフを観察していると、少量のデータが得られて記憶され、信頼性の高い関連の臨床情報を比較的少量のデータにおいて伝送することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

先ず図1を参照すると、本発明の原理により構成された超音波システムがブロック図にて示される。アレイトランステューサ14を含むプローブ10は、超音波ビームを送信し、器官及び血管16を含む被検体の画像領域14から応答のエコーを受信する。この図において、画像フィールド14は、フェーズドアレイトランステューサによりスキャンされるようなセクタ形状として示される。この特定の例において、超音波システムは、左心室の心筋の動きを分析するために用いられることになる。超音波エネルギーは、伝達中にあり、トランステューサアレイ14の素子により受信される。2次元画像面がスキャンされることになる場合、当該アレイは、1次元アレイのトランステューサ素子を有することにな

40

50

り、仰角フォーカシングが用いられ又は3次元ボリュームがリアルタイムでスキャンされることになる場合、当該アレイは、2次元アレイの素子を有することになる。受信したエコーは、コヒーレントのエコー信号を生成するビームフォーマ20に結合される。これらエコー信号は、直交復調器22により復調される。

【0008】

この例において示されるシステムにおいて、エコー信号は、3つの異なる方法によりさらに処理される。振幅検出器32は、受信したエコー信号の振幅検出を行い、検出された信号は、対数圧縮34により圧縮される。結果として得られるBモードエコー値は、スキャンコンバータ50に結合され、その後階調マップ36により表示値にマップ化される。この処理は、動いている関心組織、この例においては心筋のBモード画像を生成することになる。直交復調された信号は、血流イメージングを行うときに静止した組織からの信号を除去するよう壁部フィルタ42によってフィルタ処理され、このフィルタ処理された信号の集合は、カラードップラ処理器46によりドップラ処理が施される。ドップラ処理器46は、速度、加速度、分散量又はドップラパワーのような、動きに係る種々の選択可能な表現値を生成することができる。結果として得られる位相シフト又は強度推定値は、スキャンコンバータ50に結合されたカラーマップ48により対応する色又は色相にマップ化される。この処理は、構造Bモード画像と位置合わせされて重なることのできる組織動きの2次元又は3次元カラーOーバレイを生成する。上述したように、関心の信号が強力で低速のものである場合の組織ドップラ信号については、壁部フィルタが常に必要ではなく、省略してもよく、全ての信号を通過させたり、或いは低域通過機能が設定されてもよい。Bモード画像信号及びカラー動き画像信号は、スキャンコンバータ50により所望の表示フォーマットに変換され、2次元又は3次元のカラーフロー又はカラー組織ドップラ画像として表示するための所望の空間フォーマットにより合成される。エコー値は、その後に、階調及びカラーマッピングプロセッサ36により色又は階調表示値にマップ化される。これら表示値は、表示のためにビデオプロセッサ80に結合される。

10

20

30

40

【0009】

本発明の原理に従って、多数のLOIからの直交復調された信号が自己相関器44に結合される。この自己相関器は、調整可能なラグオーダーのものとすることができます。この例において、自己相関器は、ラグ1自己相関器となるよう設定され、LOIからのエコーサンプルを前のサンプルの複素共役と乗算するよう動作し、その演算は、 $S_{n+1} * c_{nj}[S_n]$ と表すことができる。自己相関器は、ウィンドウ化されたグループ毎にエコーサンプルに対する演算をなす。例えば、64サンプルウィンドウを用いることができる。このウィンドウにおけるサンプルは、当該ウィンドウの中心に用いられるより高い加重関数により包括的に重み付けされる。このウィンドウは、所望の時間分解能のために全体的にオーバラップすることになる。例えば、第1のウィンドウは、サンプル1～64を含むことができ、第2のウィンドウは、サンプル16～80を、第3のウィンドウは、サンプル32～96を含むことができる、といった具合である。より高いPRFが使われる場合、ラグ2自己相関器が好ましいものとなり、これが当該シーケンスにおいて1サンプルおきに動作するものとができる。ラグ1乗算は、非常に正確な時間で、2つの連続したサンプルの時間間隔をもって、比較的大まかな位相シフト角推定値をもたらすものとなる。自己相関器44は、当該ウィンドウの積を合計し、実部及び虚部を有する複素数として表現されるその結果の角度を得ることによって、角度推定精度を向上させる。この角度推定値は、アーカタンジェント算出器68に付与され、この算出器は、速度対時間のグラフのために用いるべき位相シフト角度値を調査又は計算する。この際、組織速度は、自己相関結果のアーカタンジェントにより判定される位相シフト角に比例したものとなる。

【0010】

この態様において、一連のウィンドウ化された自己相関速度推定値は、時間的に連続して生成される。これら速度推定値は、表示画面90における表示のためにグラフィクスプロセッサ72により速度対時間のグラフとしてプロットされることになる。これら速度推

50

定値は、速度データポイントの列の滑らかな曲線を形成する補間器 6 6 に供給される。結果として得られる曲線は、表示用の速度対時間の複数の曲線をリアルタイムでプロットするグラフィクスプロセッサ 7 2 に結合される。複数の曲線は、スペクトルドップラが米国特許第 5 , 3 6 5 , 9 2 9 号 (Peterson 氏) において示されるように動的に追跡された複数サンプルボリュームから同時に生成されるのとほぼ同様にして、複数の L O I から同時に生成される。この例において、グラフによる速度対時間曲線は、グラフィクスプロセッサ 7 2 により生成され、個別に又はカラー組織ドップラ画像の横に並べて表示をなすためにビデオプロセッサ 8 0 又はスキャンコンバータ 5 0 に結合される。これら画像は、スキャンコンバータにより表示又は生成され、画像ディスプレイ 9 0 における表示のためにビデオプロセッサ 8 0 に結合される。

10

【 0 0 1 1 】

動きが速度対時間のグラフとして示されることになる組織ドップラ画像における左心室壁部上の箇所は、自動的に、又は制御パネル 7 0 のマウス又はトラックボールにより表示画面上のカーソルのユーザ操作によって選択されることができる。ユーザは、グラフ化すべき L O I の数を選択することができ、この情報は、 L O I セレクタ 6 2 により保持される。ユーザが L O I を心臓壁上の所望位置へと操作すると、 L O I セレクタは、組織ドップラ画像に対する各 L O I の位置を更新する。この L O I 位置情報は、グラフィクスプロセッサ 7 2 に結合され、当該グラフィクスプロセッサが現在箇所における組織ドップラ画像にわたる L O I を表すアイコンを表示することができるようしている。これら L O I アイコンは、それらの下においてリアルタイムで膨らんだり縮んだりする心臓の組織ドップラ画像を伴う画面上の静止箇所に配置することが可能である。

20

【 0 0 1 2 】

或いは、 L O I アイコンは、一度配置すると、心臓壁上のそれらの箇所とともに移動するように表示されるようにすることができる。好ましくは、 L O I アイコンは、臨床医が動いている心臓画像上のカーソルを操作するのと同様にして、現下の画像形成を行っている最中に位置づけられるようにするのがよい。但し、現下の画像をフリーズさせフリーズした画像の上で L O I アイコンを操作することもでき、 L O I アイコン位置は、一旦位置づけられると、当該フリーズ画像のものと同じ位相の心臓周期で生の画像に変換させられる。いずれの場合も、 L O I の配置箇所は、 L O I トラッカ 6 4 により追跡される。 L O I トラッカは、境界検出トラッキング、スペックルトラッキング、又はリアルタイム画像シーケンスを通じて解剖学的組織構造における特定のポイントを追うことができる他の何らかの方法を使うことができる。 L O I トラッカがスペックルトラッキングを使う場合、 L O I トラッカは、各 L O I において局部組織により生成されるスペックルパターンを追跡することにより連続的画像にわたる L O I 位置の初期配置を追跡する。 L O I トラッカは、隣接の心筋における L O I ポイントの近辺の画素領域を識別する。これら画素のスペックルパターンは、セーブされ、次に続く画像の同じ領域におけるスペックルパターン及びブロックマッチングにより整合させられたスペックルパターンと比較される。スペックルトラッキングに関するさらに詳細な事柄は、 2 0 0 5 年 1 1 月 8 日に出願された米国特許出願第 6 0 / 7 3 4 , 6 6 2 号において分かるものであり、その内容は、参照によりここに編入されるものである。 L O I トラッカは、サイズにおいて波長よりも大きなトラッキング画像特性などの他の解剖学的組織構造トラッキング技術を使うことができる。例えば、特定の解剖学的特徴の動きがトラッキングされうる。他の例としては、組織テクスチャをトラッキングしてもよい。目標とされた特徴は、プレスキャン変換又はポストスキャン変換された画像データでトラッキングされうることも分かる筈である。 L O I トラッカが使うことのできるまたさらに別の技術は、境界検出である。境界は、心筋の心臓内壁部の近辺において自動的にトレースされ、心臓内境界の各更新されたトレーシングに対する各 L O I の位置の関係は、米国特許第 6 , 4 9 1 , 6 3 6 号 (Chenal 氏ら) に記述されているように各心臓周期を通じて維持される。

30

【 0 0 1 3 】

他の例は、生の動いている組織ドップラ画像にわたり静止位置における L O I アイコン

40

50

を維持することであるが、心筋が動くにつれて L O I の初期位置を動的に追跡するために L O I トラッカを用いることである。このことにより、速度対時間のグラフが生成される対象の位置の正確さを維持しつつ、分散して動いたり静止したりしない L O I アイコンの画像を提供する。

【 0 0 1 4 】

図 2 には、本発明の超音波システムにより生成される表示の一例が示されている。心臓のリアルタイム組織ドップラ画像 1 2 0 は、複数の速度対時間グラフ 1 2 2 の上に示される。組織ドップラ画像において、左心室 1 0 0 は、左側の隔壁 1 0 2 と右側の側壁 1 0 4 とともに鮮明に視認可能である。心臓の頂部は、肋骨下の頂部 4 心室の視界でこの画像の上部にある。この例において、ユーザは、左心室の壁部の近辺における 8 つの L O I を用いることを選択している。この表示における L O I アイコンは、1 ~ 6 が付番された小さな六角形である。ユーザが先ず L O I の数を選択するとき、L O I アイコンは、先述した米国特許 6 , 4 9 1 , 6 3 6 号に記述されるような境界トレーシングの制御ポイントの様子におけるが如く左心室の心臓内壁部の周りに最終的に分散させられる。ユーザは、その後に、画面のカーソル 1 0 6 を操作して L O I アイコンをクリックし、心筋上のその所望の箇所にそれをドラッグ・アンド・ドロップすることができる。前述したように、これは、心筋の静止画像における配置を可能にするようフリーズされた画像上でなされるのが好ましい。L O I が図に示されるように隔壁及び側壁におけるそれらの所望の箇所に置かれた後、L O I トラッカは、上述したように下部組織の箇所を追跡することになり、これから、リアルタイムで L O I 箇所の速度対時間の曲線を生成するためにデータが取り込まれ、当該画像の下部において E C G タイミング基準 1 0 8 により保持される、当該フリーズ画像と心臓周期の同じ位相から、リアルタイム表示が再開させられる。この 6 つの L O I アイコンは、その後、生の組織ドップラ画像とともに動くか、或いはユーザにより定められるような動いている心臓画像の上で静止した状態を保つものとなる。

【 0 0 1 5 】

各心臓周期において生の画像が収縮し拡張するので、プロセッサ 4 4 , 6 8 , 6 6 は、各 L O I 箇所から、自己相関器 4 4 に対し、これらの個所の追跡をなす L O I トラッカ 6 4 の結合により方向づけられるように直交データを連続的に受信する。L O I トラッカ 6 4 はまた、特定の送信インターリーブ又はビーム密度が L O I 箇所に対して所望される場合に、L O I 箇所をビームフォーマのコントローラに供給するようビームフォーマ 2 0 にも結合される。したがってプロセッサ 4 4 , 6 8 , 6 6 は、各心臓周期の時間にわたり速度曲線を連続的に計算し更新する。1 つのこのようなセットの曲線 1 1 0 が図 2 に示されている。曲線 1 1 0 の 6 本は、超音波画像 1 2 0 における左心室の壁部上にある 6 つの L O I ポイントに対応している。普通は、L O I の複数の空間位置についてのグラフ 1 1 0 は、超音波画像 1 2 0 上の L O I アイコンの種々の色に対応する種々の色を用いて、図に示されるように重なったものとなっている。L O I アイコンが超音波画像上において位置づけ直されると、その対応のグラフは、強度又はライン幅などにより強調表示されるのが好ましい。グラフ 1 1 0 は、消去バー又は所定のレートで動くスクロールトレースとともに、ドップラスペクトル又は M モードトレースとして更新される。例えば、1 つの心拍についての 1 組のグラフがこの例のように描かれた後、更新されたグラフの線が古いもの上に引かれ、それらをリアルタイムで置き換える。この例におけるグラフは、厳密に 1 つの心拍を示すように拡大縮小されているが、複数の心拍を示すために拡大縮小することもできる。E C G グラフ 1 0 8 は、相対的なタイミングを簡単に見分けることができるように同じようにして更新され拡大縮小される。

【 0 0 1 6 】

図 3 は、本発明の超音波システムにより生成される表示の他の例を示している。この例において、速度グラフ 1 2 2 は、表示画面の下部を横切ってスクロールしている。超音波画像の 6 つの L O I を表す 6 つの速度線に加え、7 番目の線 1 3 2 が生成されており、これを 6 つのサンプルされた箇所のラインの平均としている。このグラフによる表示は、代替的に平均値又は中心値計算とすることができます、当該平均と非同期のタイミングを伴う

10

20

30

40

50

グラフを容易に表示する。ECGグラフ108は、速度グラフのスクロールと同期してグラフによる表示の下部に沿って移動し、当該グラフの時間基準を連続的に示している。この例において、3つの心拍が、スクロール表示において一度に視認可能である。

【0017】

本発明の例の他の変形は、当業者には容易になしいうるものとなる。グラフの速度データは、伝統的なカラー組織ドップラデータから、又はPW組織ドップラデータから得ることができる。複数のLOIのサンプリングは、時間的にインターリープすることができる。何故なら、組織に必要なPRFが比較的に低いからである。位置基準のために表示される生の画像形成は、上述したように、通常の階調画像又はカラー組織ドップラ画像とすることができます。この画像は、非常に高いフレームレートを示すのに必ずしも必要ではない。これらグラフはまた、歪み測定のための各関心領域の近辺における小領域を用いて、歪みレート又は歪み対時間を示すこともできる。

10

【0018】

本発明のシステムは、必要に応じて、診断及び治療に直接関連した簡潔な数値結果を得るために幾つかの箇所から速度対時間のグラフを分析することもできる。例えば、ECGのR波からピーク速度までの時間遅延、又は2つのLOIに対する時間遅延の差を比較することができる。得られる数値結果は、必要に応じて、色又は輝度とともに或いは単純に数値にてなすなどの様々な形態にて生の超音波画像に重ねて表示されることができる。音声出力は、速度対時間のグラフデータから生成可能であり、その際のピッチは、スペクトル／オーディオドップラと同様に速度に対応する。適切なドップラの特徴は、2006年12月8日に出願された同時係属の米国特許出願第60/749,214号において記述されており、参照によりここに編入されるものである。音声は、選択した1つの関心の個所に対応するものとすることができる、或いは、幾つかの個所から同時に生成可能である。

20

【図面の簡単な説明】

【0019】

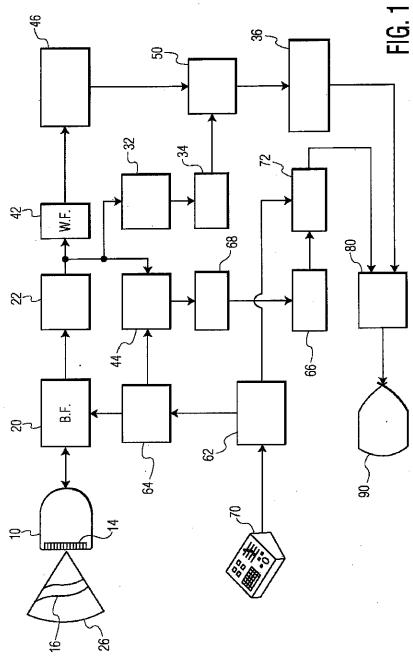
【図1】本発明の原理により構成された超音波診断画像形成システムを示すブロック図。

【図2】本発明の原理により動作するよう構成された超音波システムの表示スクリーンの例を示す図。

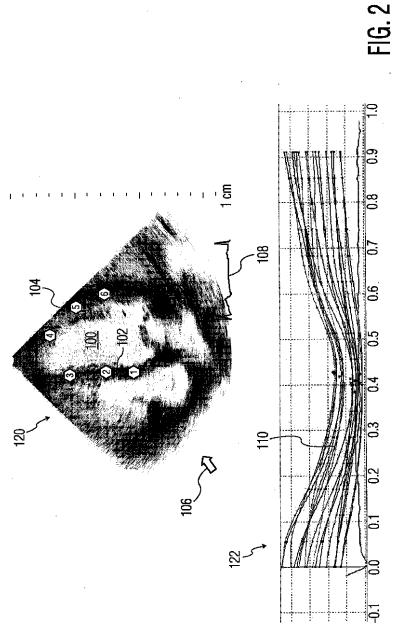
【図3】本発明の原理により動作するよう構成された超音波システムの表示スクリーンの第2の例を示す図。

30

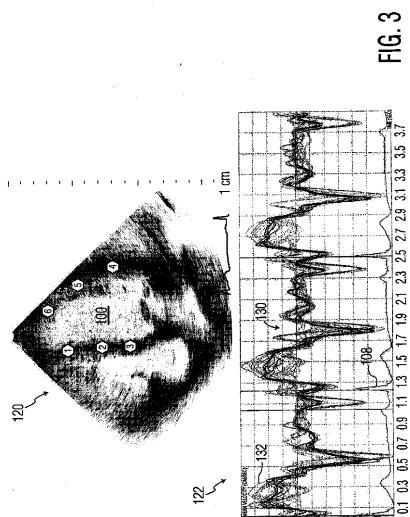
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No PCT/IB2007/050870
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/08		
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		
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	US 2005/228276 A1 (HE XINGBAI [US] ET AL) 13 October 2005 (2005-10-13)	1-14,16, 19,20 15,17
Y	paragraphs [0032], [0035] paragraphs [0066], [0067] paragraphs [0075], [0076] figures 1C,11A,11B	
Y	US 6 527 717 B1 (JACKSON JOHN I [US] ET AL) 4 March 2003 (2003-03-04) column 7, lines 4-39	15
Y	WO 2006/003866 A (OLYMPUS CORP [JP]; MIYAKI HIRONAKA [JP]) 12 January 2006 (2006-01-12) paragraph [0025]	17 -/-
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>*E* earlier document but published on or after the International filing date</p> <p>*L* document which may throw doubts on priority, claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>*P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>*T* later document published after the International filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>*X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>*Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>*&* document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the International search report	
8 August 2007	17/08/2007	
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 Völlinger, Martin	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2007/050870

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
L	-& EP 1 769 746 A (OLYMPUS CORP [JP]) 4 April 2007 (2007-04-04) English translation of WO 2006/003866 paragraph [0025] -----	
X	US 2005/283078 A1 (STEEN ERIC N [NO]) 22 December 2005 (2005-12-22) paragraph [0015] paragraphs [0027], [0028] paragraphs [0030] - [0032] figures 1,4,5 -----	1-14, 18-20
A	BRODIN L-A ET AL: "New functional imaging options with echocardiography based on myocardial velocity curves" COMPUTERS IN CARDIOLOGY 1998 CLEVELAND, OH, USA 13-16 SEPT. 1998, NEW YORK, NY, USA, IEEE, US, 13 September 1998 (1998-09-13), pages 253-256, XP010314393 ISBN: 0-7803-5200-9 page 254, left-hand column, paragraph 4 - right-hand column, paragraph 2 figures 1,2 -----	1,19

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/IB2007/050870

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 2005228276	A1	13-10-2005	NONE		
US 6527717	B1	04-03-2003	US 2003158483	A1	21-08-2003
WO 2006003866	A	12-01-2006	CN 1976637	A	06-06-2007
			EP 1769746	A1	04-04-2007
			JP 2006014891	A	19-01-2006
			WO 2006003866	A1	12-01-2006
			US 2007167770	A1	19-07-2007
EP 1769746	A	04-04-2007	CN 1976637	A	06-06-2007
			JP 2006014891	A	19-01-2006
			WO 2006003866	A1	12-01-2006
			US 2007167770	A1	19-07-2007
US 2005283078	A1	22-12-2005	NONE		

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,MT,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,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MW,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 クラーク デイヴィッド ダブリュ

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 BB02 DD15 DE01 JC09 JC23 JC37 KK02 KK25

专利名称(译)	心脏回声检查装置和心脏功能障碍分析方法		
公开(公告)号	JP2009530010A	公开(公告)日	2009-08-27
申请号	JP2009500986	申请日	2007-03-14
[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	クラークデイヴィッドダブリュ		
发明人	クラーク デイヴィッド ダブリュ		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52074 A61B8/0883 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/467 A61B8/488 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/JC09 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK25		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	60/784316 2006-03-21 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了用于实时分析左心室定时的超声诊断成像系统和方法。生成原始组织多普勒图像，并且在原始或冷冻组织多普勒图像上操作指示用于定时比较的关注点的图标。速度数据从指示点获取，用于生成指定点的速度与时间的关系图。在所描述的示例中，位置图标在整个心动周期中连续追踪相同的解剖位置。速度图可以显示为滚动显示或固定显示。

