

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5011304号  
(P5011304)

(45) 発行日 平成24年8月29日(2012.8.29)

(24) 登録日 平成24年6月8日(2012.6.8)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 20 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2008-538482 (P2008-538482)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成18年11月2日(2006.11.2)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2009-514586 (P2009-514586A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成21年4月9日(2009.4.9)		オランダ国 5621 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2006/054067		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02007/054861		1
(87) 国際公開日	平成19年5月18日(2007.5.18)	(74) 代理人	100087789
審査請求日	平成21年10月30日(2009.10.30)		弁理士 津軽 進
(31) 優先権主張番号	60/734,662	(74) 代理人	100114753
(32) 優先日	平成17年11月8日(2005.11.8)		弁理士 宮崎 昭彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心筋同期を行う超音波診断

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心臓サイクルの複数のフェーズの間取得される画像のシーケンスから、心臓の同期的機能を表す方法において、

前記心臓サイクルの連続する複数のフェーズの間、前記心臓の画像のシーケンスを取得するステップと、

前記画像シーケンスにおける各画像において、心腔において対向する基準ポイントの位置を特定するステップと、

前記心臓サイクルの連続する複数のフェーズの間、前記基準ポイントの位置を追跡するステップと、

前記心臓サイクルの連続する複数のフェーズの終わりに、前記基準ポイントのペアを結ぶラインの位置の前記フェーズの間の累積された変化を表示するステップとを有する、方法。

【請求項 2】

前記表示ステップが、前記ラインの位置の累積変化を異なる色で表示するステップを更に有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記取得ステップが、前記心臓の 3 次元画像のシーケンスを取得するステップを有し、前記ラインは、表面を有する、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記追跡ステップが、斑点追跡により前記心臓サイクルの連続する複数のフェーズの間前記基準ポイントを追跡するステップを更に有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

斑点追跡ステップが、前記基準ポイントの近傍に位置する心筋組織の斑点パターンを画像から画像へと追跡するステップを更に有する、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記特定ステップが、前記心臓の腔の特定された境界上の基準ポイントの位置を特定するステップを有する、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記特定ステップが、自動化された境界検出により前記心臓の腔の境界を特定するステップを有する、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記追跡ステップが、連続する心臓画像の自動化された境界検出により、前記心臓サイクルの選択されたフェーズの間前記基準ポイントを追跡するステップを更に有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

心臓の動きの同期性を診断する超音波診断イメージングシステムであって、  
超音波プローブと、  
画像プロセッサと、  
超音波画像における心腔において対向する基準ポイントの位置を特定するよう動作可能な境界検出器と、

心臓サイクルの連続する複数のフェーズの間、前記基準ポイントの位置を追跡するよう動作可能な斑点トラッカと、

心臓サイクルの連続する複数のフェーズの終わりに、前記基準ポイントのペアを結ぶラインの位置の前記フェーズの間の累積された変化を表示するよう動作する表示プロセッサとを有する、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 10】

前記表示プロセッサが、前記ラインの位置の累積変化を異なる色で表示するよう動作する表示プロセッサを更に有する、請求項 9 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 11】

前記境界検出器が、左心室において対向するポイントを特定するよう更に動作可能である、請求項 10 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 12】

前記境界検出器が、右心室において対向するポイントを特定するよう更に動作可能である、請求項 10 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 13】

前記境界検出器が、心腔の横断面表示において対向するポイントを特定するよう更に動作可能である、請求項 10 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 14】

前記境界検出器が、心腔の心内膜境界におけるポイントを特定するよう更に動作可能である、請求項 10 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 15】

前記境界検出器が、心腔の心外膜境界におけるポイントを特定するよう更に動作可能である、請求項 10 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 16】

所望の表示フォーマットへ超音波画像データをスキャンコンバートするスキャンコンバータを更に有し、

前記斑点トラッカが、スキャンコンバージョンの前に、画像データにおける前記ポイントの位置における変化を追跡するよう動作可能である、請求項 9 に記載の超音波診断イメージングシステム。

10

20

30

40

50

## 【請求項 17】

前記追跡ステップが、特徴追跡により、前記心臓サイクルの選択されたフェーズの間前記基準ポイントを追跡するステップを更に有する、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 18】

前記追跡ステップが、テクスチャ追跡により、前記心臓サイクルの連続する複数のフェーズの間前記基準ポイントを追跡するステップを更に有する、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 19】

前記表示ステップが、前記基準ポイントの動きを定量的に表示するステップを有する、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 20】

前記境界検出器が、手動ユーザ入力部を有し、前記ポイントが、前記入力部を介して前記超音波画像における心腔において対向する位置に手動で配置される、請求項 9 に記載の超音波診断イメージングシステム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、超音波診断イメージングシステムに関し、特に、心臓の電気刺激を診断する超音波イメージングの使用に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

理想的には心臓は、最大効率で血液をくみ上げるポンプの機能を果たすべきである。健康な心臓の 1 つの特徴は、一様な態様で、心筋が収縮するよう刺激を受けることである。これは、電気機械変換(electromechanical transduction)と呼ばれる。心臓は、心筋の筋肉細胞におけるナトリウム及びカリウムチャネルにより渡される電気信号により収縮するよう命令を受ける。こうした信号は、心臓の筋肉全体にわたるよう分散されるものの、心筋細胞は時間において同じ瞬間に収縮するよう命令すべきである。これが起こるとき、心臓は、緩和されたフルボリュームの状態から収縮された最小ボリュームに収縮し、それにより、各心拍で最大量の血液が送り出される。これが、健康な心臓の特性である。しかしながら、この収縮を刺激する信号が、心臓の異なる領域を異なる時間に収縮させることをもたらすとき、その異常な収縮は、最大量の血液より少ない量しか送り出すことにならず、効率さを下げ、ある時間にわたり心臓に負担を掛けることになる。従って、必要な場合に、必要な治療計画、一般には同期的な収縮を強制するペースメーカの埋め込みが実行されることができるよう、この状態を診断することができることが望ましい。この診断及びその治療は、心臓再同期療法、又はCRTと呼ばれる。

## 【0003】

CRTのために複数の超音波技術が提案されてきた。その超音波技術のすべては、心臓の電気刺激を間接的に、即ち、刺激から生じる心臓の動きを観測することにより検出するものである。ある技術では、異なる位置での心臓壁の動きが時間に対してプロットされる。これは、セグメンタル・サブボリュームトリック解析と呼ばれる。心臓が同期的に刺激されるとき、グラフ上のプロットは対称的に現れることになる。しかし、心臓のある領域が、残りの領域より後に刺激を受けるとき、又はまったく刺激を受けないときには、その領域からのそのグラフ上でのプロットは、他の箇所とは異なることになり、視覚的に識別可能となる。別の手法では、心臓の動きを色で表現するため超音波組織ドップライメージングが使用される。色が非均一的に変化するときは、電気機械変換で問題が生じていることが推察されることができ。ある態様で動く領域がある色で描かれ、別の態様で動く領域が別の色で描かれるパラメトリック画像により、この情報が与えられることができる。更に別の手法では、局所的な壁の動きを示す心臓に対するベクトルを表すのに、ドップラが使用される。健康な心臓では、そのベクトルは、同期的に動作し変化することになる。

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 4 】

しかしながら、これらの技術は、心臓の動きを抽象的な態様で与えるので、医師にとっては直観的でないことが多い。部分的な理由としては、時間に対する動き(time-motion)と空間とが両方一緒に図示される必要があるためである。従って、心臓の運動の同期性を診断するための、医師にとって使用が簡単で直観的に理解できる超音波技術を提供することが望ましい。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 0 5 】

本発明の原理によれば、心臓再同期療法に適合可能な、心筋の刺激のタイミングを診断する超音波診断装置及び技術が与えられる。本発明の方法では、心臓の超音波画像が心臓サイクルにわたり取得され、心臓壁が少なくとも1つの画像において特定される。系列状のラインが心腔を横切るように描かれ、心臓の反対側に沿って間隔を空けて配置されるポイントが参照される。その参照ポイントが心臓サイクルを通して追跡され、その追跡されたポイント間で表示されるラインが、心臓の収縮及び拡張と共に動くことになる。ラインが時間と共に動くので、その位置が画像において保持され、描画される連続的な位置の累積が心臓サイクルにおける壁の動きを示す。心筋の非同期的な刺激が原因による異常な壁の動きを検出するため、ラインパターンが、一様さに対して比較される。

## 【 0 0 0 6 】

本発明の更なる側面によれば、追跡されたポイントは、最初は自動心臓壁トレースの結果上に位置し、それから、隣接する心臓組織の斑点パターンに基づき追跡される。そのポイントは、生体構造特徴又はテクスチャの動きを追いかけることで追跡されることもできる。本発明の更に別の側面によれば、斑点パターンの追跡は、プレスキャンコンバートされた超音波データに関して実行される。

## 【 0 0 0 7 】

本発明の更に別の側面によれば、追跡されたポイント及びラインは、心臓の短軸表示を横切る交差パターン又は複数セットのラインの一般的に直交するパターンといった様々なパターン及び方向で描画されることができ。左右の心室を含む異なる心腔にもその技術は適用可能であり、心内膜及び心外膜両方の境界に関して使用されることができ。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【 0 0 0 8 】

図1を参照すると、本発明の原理により構築される超音波診断イメージングシステムの第1の実施形態がブロック図形式で示される。トランスデューサ要素の1次元(1D)又は2次元(2D)アレイ412を含むプローブ又はスキャンヘッド410が、超音波を送信し、超音波エコー信号を受信する。この送信及び受信は、スキャンされる生体構造からのエコー信号のコヒーレントビームを形成するよう受信エコー信号を処理するビーム形成器420の制御のもとに行われる。ドップラー情報が与えられるべきときは、エコー情報が、ドップラープロセッサ430によりドップラー処理される。その処理されたドップラー情報は、2D又は3Dドップラー画像を形成する画像プロセッサ440に結合される。組織構造のBモードイメージングのため、エコー信号は、振幅検出を用いて画像処理され、及び表示のための所望の画像フォーマットにスキャンコンバートされる。画像は、シネループメモリ460を通過する。画像ディスプレイ480上での表示のため、画像は、シネループメモリからビデオプロセッサ470に直接結合されることができ。画像は、以下に説明されるように、画像における生体構造の縁及び境界を規定するため2D又は3D画像に関して動作する自動境界検出(ABD)プロセッサ490に適用されることができ。規定される境界は、表示のためビデオプロセッサ470に結合される画像に重ね合わされる。そのシステムは、シネループメモリ460に保存される画像のループ(loop)に関して境界を規定し表示するよう動作するか、又は患者の現在実行されている(live)スキャンの間に生成されるリアルタイム画像上で描画される境界を表示するよう動作することができる。

## 【 0 0 0 9 】

図1の超音波システムは、図2に示されるように、僧帽弁輪動作を表す静的又は生画像

10

20

30

40

50

を生成するのに使用されることができる。その画像は、本発明により構築される実施形態から撮像される画像である。当業者であれば、図2の中央における心臓の4つの部屋(心腔)の尖部のグレースケール超音波画像を認識することができるであろう。図2は、心臓の4つの腔すべてを2次元画像における断面で示すものである。超音波画像の右側には、その画像において使用される影付きの範囲を示す、画像用の標準的なグレースケールバー7が存在する。この画像は、患者の肋骨の下部に配置され、心尖に向かって上向きに向けられるプローブ410により取得される。図2における参照番号9は、その超音波画像の上部での心尖6と共にLVの中央をマークする。LVの反対側には、僧帽弁がある。健康な心臓のLVが心臓サイクルの収縮期フェーズにおいて収縮するとき、LVの心筋壁すべてが、僧帽弁が位置する心臓の側を含め、LVの中央に向かって滑らかに均一に動く。こうして、この収縮動作により、僧帽弁は、心尖6に向かって画像において上向きに動く。心臓拡張期の間は、心筋が緩和するにつれ、僧帽弁が開始位置に戻ろうと動く。

【0010】

2004年8月11日出願のタイトル「ULTRASONIC DIAGNOSIS OF ISCHEMIC CARDIODISEASE」である米国特許出願シリアル番号第60/600,486は、収縮期、拡張期の両方において僧帽弁の位置が追跡され、超音波画像において表示されるような超音波診断技術を説明するものであり、その内容は本書でも参照により含まれる。従来慣行では、医師は、僧帽弁輪の動き、左心室(LV)における小葉部アタッチメントの輪の動きを解析するスペクトルドップラーを用いて、心臓の収縮期の収縮と拡張期の緩和との両方を調査する。この解析は、心筋の狭窄型又は拘束的症候の本質を理解するだけでなく、収縮の間のタイミングとLVの全体の動きとを推定するのに使用されることができる。例えば、LV側面壁の遅い収縮が、結果として、その側にある僧帽弁輪の遅延された偏移(excursion)を生じさせる。'486出願の診断技術は、疾患がある心臓におけるこうした異常動作を検出及び定量化する装置及び方法を記載する。本願は、僧帽弁輪の動きのパラメトリックな表示のための僧帽弁輪の動きの追跡と、パラメトリックな表示上にドップラー運動をマッピングするためのこの追跡情報の使用と、僧帽弁輪の動きのタイミング及び偏移の程度の両方を定量化することとを記載する。その技術の実践においては、心臓サイクルの間に取得されるシーケンス状の画像が、以下に述べられるように、又は他の既知の技術を用いて僧帽弁輪を検出するために解析される。好ましくは、より安定した運動基準を与えるため、弁の小葉部ではなく僧帽弁輪の位置が検出される。僧帽弁位置は、はっきりしたライン又はカラーストライプ等を用いて、画像において図式的にマークされる。この処理は、シーケンスにおける次の及びすべての後続画像に対して繰り返される。更に、新しい画像がそれぞれ、シーケンスにおける以前の画像で特定されたライン又はストライプを、それらが検出された静的な基準に関して同じ位置に保持するよう、そのライン又はストライプが累積される。シーケンスが進むにつれ、ライン又はストライプが積み上げられ、それは、収縮又は拡張のシーケンスの間僧帽弁の連続的な位置の経路を表す。斯かるカラーストライプの積み上げ5は、図2に示される。図2が再現される実際のカラー画像においては、ディスプレイの上部のカラーバー8に応じて、ストライプの積み上げが、オレンジから黄色、緑へと色相を変化させる。カラーバーにおける色相又は影付きの変化は、様々な定量メトリクスに基づかれることができる。例えば、各連続画像の僧帽弁位置は、連続する異なる色相又は影に割り当てられることができる。こうして、シーケンスにおける各画像フレームは、連続的に異なる色相又は影を用いる。代替例として、各連続する色相又は影が、0.XX mmといった動きの特定の増分に対応することもできる。この実施形態では、ライン又はストライプの積み上げが広がることで示されるように、色の範囲が広いことが、動きの範囲が広いことを示す。第3の代替例として、各連続する色相又は色が、心臓サイクルの間の時間における増分を表すことができる。斯かるグラデーションは、例えば、フレーム取得時間に対して同期化されることができる。

【0011】

所定の心臓フェーズが完了し、その心臓サイクル間隔に対して表示される僧帽弁の動き5が完全に描画される度に、後続する心臓サイクルの間所定のフェーズが再度開始するま

10

20

30

40

50

で、ライン又はストライプの積み上げが削除される。ユーザが、収縮の間の僧帽弁の動きを表示することを決定する場合、第1のライン又はストライプが、ディスプレイの下部の位置に描かれ、心臓が収縮するとき連続的に上向きに動くことになり、僧帽弁は、心尖に向かって動く。ユーザが、拡張の間の僧帽弁の動きを表示することを決定する場合、ライン又はストライプは、ディスプレイの上部の位置で開始することになり、心筋の緩和につれて画面の下部に向かって漸進的に積み上げられていき、僧帽弁の位置は、心尖から離れるよう動く。両方の心臓フェーズが選択される場合、色又は影の積み上げは、画面上で上昇及び下降を交互に行うことになる。

#### 【0012】

心臓画像における僧帽弁の位置を検出する複数の技術、完全に自動化された技術、及び補助的に自動化された技術が、'486出願には記載される。自動化された技術では、ABDプロセッサ490が最初に画像における2つのキーとなるランドマークの位置を特定する。それは、中央僧帽弁輪(MMA)と側面僧帽弁輪(LMA)とである。これは、僧帽弁平面の近傍における領域のサーチを行い、僧帽弁がLVの中隔及び側面壁に付けられる場所でのLVの形状に似たテンプレートとピクセルの領域又はボリュームとを比較することにより実現される。MMA及びLMAの予想形状を規定するフィルタテンプレートは、MMA及びLMAサーチ領域におけるピクセルにクロス相関される。このテンプレートマッチングが、画像におけるMMA及びLMAを示すとき、図3の画像78におけるライン5により示されるような、2つの特定されたポイントを接続するラインが描かれる。ライン5は、前述されたように、画像に対するカラーバーのグラデーションに基づき、色づけされるか又は影付きされる。

#### 【0013】

この処理は、僧帽弁平面だけでなく、完全な心内膜境界を特定するため継続されることが出来る。LVの中隔及び側面壁は、心腔と心内膜との間のグレースケールにおける遷移を解析することにより特定され、こうした壁の角度が推定される。壁の角度と交差するラインが計算され、LVの尖部が、ピクセル強度の変化が尖部での心内膜壁を示すような交差ライン上で推定される。(実質的には鏡面反射器なしの)LV腔から(多くの反射器が配置される)心臓壁への正の最大輝度傾斜が見つかるようなピクセルのラインに沿ったポイントとして、尖部は識別される。一度、LVに関するこれら3つの主なランドマークの位置が特定されると、MMA、LMA及び尖部、並びにLVに対する多くの所定の標準形状の1つが、3つのランドマーク及び心内膜壁に適合される。その形状が、心臓壁に沿ったポイントに適合されるとき、境界トレースが平滑化され、そのトレースに沿って配置される多数の制御又は基準ポイントと共に画像に対して表示される。こうした基準ポイントは、図3の画像78においてXとして示される。それは、トレースされる心内膜境界のMMA、LMA及び尖部で、小さな方形も示す。コンピュータマウス又はトラックボールといったディスプレイポインティングツールを用いて基準ポイントを「つかみ」、所望の位置までその基準ポイントをドラッグすることにより、所望する場合、ユーザは、その境界を手動で調整することができる。するとABDプロセッサ490は、その新しい位置に配置された基準ポイントに境界トレースを適合させるため局所境界セグメントを再計算することになる。その技術は、同じ心臓サイクルの間撮像される他の画像に対しても繰り返されることのできる。それは、現在の画像の境界を素早く見つけるために、以前の画像の境界トレースを用いることにより更に補助される。その技術は、心臓の心内膜及び心外膜境界の両方に適用可能である。この境界追跡技術に関する追加的な詳細は、(Chenらによる)米国特許第6,491,636号で見られることができる。

#### 【0014】

本発明の原理によれば、図2に示される僧帽弁カラーキネシス技術が、心臓の複数の領域での運動効果を同時に説明するために拡張され、医師が、心腔に関して可能性として生じる心臓同期化問題を効率的に診断することを可能にする。図4は、本発明により生成される画像76を示す。この例において、3つのライン10、12及び14は、画像のLV9を横切って延在するものとして示される。こうしたラインは、LVの反対側に配置される基準ポイントペア11、13、15間で接続される。基準ポイントは、心臓サイクルを通し

10

20

30

40

50

て心内膜又は心筋の同じ位置に配置され、それらの間のライン10、12、及び14は、上述の僧帽弁に関して説明された影又は色を変化させながら連続的に図示され累積される。図4におけるラインは、画像76の瞬間に表示されるように、基準ポイントペア11、13、15を結ぶ。それは、画像の下部でECGトレース18上の時間マーカー16により示されるように、末期拡張開始ポイントへと続く。こうして、カラーキネシス20の累積されたバンドが、末期拡張から画像76の後の時間への心臓サイクルにわたるライン10、12、14の位置の進行を示す。心臓の壁が同期して動いている場合、カラーキネシスバンド20は、比較対称的な台形となるべきである。この画像においては、2つの下部のバンドがおよそ対称的であるが、基準ポイント15間の上部バンドは、画像の右側の側面壁での動きがより少ないことから非対称となっていることがわかる。従って、医師は心臓のこの領域のより詳細な診断を行いたいと希望することができる。

10

#### 【0015】

図4のような画像を生成するよう構築される超音波システムが、図5に示される。図5は、図1の画像プロセッサ440とビデオプロセッサ470との間の超音波システムの一部の詳細なブロック図である。画像プロセッサ440は、画像データメモリ140に格納される画像のスキャンラインデータを生成する。第1の開始ポイント画像が、上述されるようにABDプロセッサ144による心腔の境界検出を用いて解析され、ライン10、12、及び14が、上述されるように僧帽弁平面にわたり、制御又は基準ポイントのペア間に描かれる。図示される基準ポイント11、13、15及びライン10、12、14は、平面又はポリュメトリック画像に対して重ねて表示するためグラフィックプロセッサ148により生成される。グラフィックオーバーレイを備える画像は、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、シネループメモリ460に格納される。それから、図4に示されるような画像が、表示のためビデオプロセッサ470に結合される。

20

#### 【0016】

連続画像に対するライン10、12、14は、連続的な画像の境界上の制御又は基準ポイントの間に描かれることができる。しかしながら、構築された実施形態においては、局所組織により生み出される斑点パターンを用いて開始の生体構造位置を追跡することにより、連続画像のラインが、連続画像に位置するポイント11、13、15間に描かれる。最初の画像(例えば末期拡張画像)における基準ポイント11、13、15の位置は、ABDプロセッサ144から斑点トラッカ142に結合される。斑点トラッカは、隣接心筋における基準ポイントの周りのピクセルの領域を特定する。これらのピクセルの斑点パターンは、保存され、連続する画像の同じ領域における斑点パターンと比較される。その斑点パターンは、ブロックマッチングによりマッチされる。マッチングの困難性及びその精度は、マッチングのための相関係数を設定することにより決定される。従って、画像における基準ポイント位置は、画像から画像へとそのポイントの周りの斑点パターンを追うことにより追跡される。斑点トラッカ142が、新しい画像における基準ポイント11、13、15の位置を特定するとき、その基準ポイント位置は、グラフィックプロセッサ148に結合される。カラーラインが、生成され、以前に決定されたラインと共に累積され、及びグラフィックオーバーレイがその新しい画像に対して生成される。新しい画像とそのグラフィックオーバーレイは、スキャンコンバートされ、図4の画像76のような画像を生み出すことになる画像ディスプレイ上で表示される。医師は、心臓の動き及び同期性の問題を特定するため、その表示された運動情報を使用することができる。

30

40

#### 【0017】

基準ポイントの周囲の、下にある、又は隣接する心筋組織の斑点パターンを追跡する代わりに、基準ポイント位置が、斑点追跡以外の手段を用いて、即ち、大きさにおいて波長より長い画像特性を追跡することにより追跡されることが好ましい。例えば、特性の生体構造特徴の動きが追跡されることが可能である。別の例としては、組織のテクスチャが追跡されることが可能である。そのターゲットとなる特徴が、プレスキャンコンバートされた画像データ、又はポストスキャンコンバートされた画像データのいずれかにおいて

50

追跡されることができることが望ましいであろう。

【0018】

図6は、本発明の原理に基づき生成される別の画像74を示す。この例において、医師は、10の基準ポイントペアを使用することを選択した。それは、図5における超音波システムの制御パネル150から10のペアを選択することによりなされた。この基準ポイントデータは、参照符号146の位置に格納され、ABDプロセッサ144及び斑点トラッカ142に適用される。それは、初期画像における基準ポイントのペア数を設定し、後続画像を通してそのポイントを追跡する。基準ポイントはデフォルトで、心臓境界に沿って一様に間隔を空けるための距離で分散されるが、その位置は、医師が上述されたようなポイントティングとドラッグとを行うことにより手動で調整されることもできる。図6の例は、異常な壁の動きと可能性としての同期化問題とを示す。心尖の近くのカラーキネシスバンド22は、右側で高さがほとんどないことがわかる。これは、その位置での心臓の側面壁の動きの少なさから生じるものである。僧帽弁の近くのカラーキネシスバンド24は、心臓の左側の中隔壁で非常にわずかな偏移のみを持つことが分かる。従って、この心臓は、より高度な診断と解析との候補となるべきものである。

10

【0019】

本発明の診断ツールは、図7の例に示されるような右心室(RV)3のような他の心腔にも使用されることができる。この例では、カラーキネシスバンド20が、隔膜4の動きと比べて、RVの側面の動きがより大きいことを明らかにしている。

【0020】

本発明の診断ツールは、以前に説明された長手方向表示に加えて、心臓の横断方向の表示にも適用可能である。図8は、心腔の縁の周りに分散される基準ポイント11を備える左心室9を横切る横断表示である。ポイントの位置が、心臓サイクルにわたり斑点追跡により追跡されるので、ライン10は、ポイント11のペアの間に描かれる。ライン10の位置は、カラーキネシスバンド20として累積される。ラインに対するバンドの位置、例えばポイント25間のライン27に対するバンド26の位置は、心臓のねじれる動きを示す。心臓はおよそ筋肉繊維の螺旋状に巻かれた束であるので、鼓動に伴う動きとしてはっきりしたねじれが存在する。それは、図8の例においても明らかにされる。

20

【0021】

図9は、基準ポイント11が、心内膜にそって配置され、基準ポイント19が心臓の同じ横断画像における心外膜に沿って配置されるような、本発明の画像の例である。ライン30が描かれ、その変化する位置が、画像における心内膜及び心外膜境界に沿うカラーキネシスバンド30において表される。更に、ライン32が、心筋を横切るように描かれ、画像におけるバンド42として追跡される。こうして、心臓構造の複数の部分の動きが、異なる方向に同時に追跡される。

30

【0022】

図10は、同じ画像における異なる方向での動きを追跡する際の別の例である。この例において、ライン60は、基準ポイント61のセットの間でおよそ平行な方向に描かれ、ライン64の別のグループが、基準ポイント65間に描かれる。およそ直角方向の心筋の動きが、こうして同じ画像に表示される。

40

【0023】

基準ポイント間のラインの偏移の定量化された数値尺度又は表現が、カラーコーディング又は後続するライン位置の間隔から得られることができることは、当業者であれば明らかであろう。心臓の壁の位置及び位置における変化率(位置変化又は速度の微分)の両方が、診断における補助として表示されることができる。心腔を横切る異なる位置でのカラーキネシスバンドの表示は、医師が、その心腔における異なる位置での動きの比較診断を実行することを可能にする。本発明の技術は、3次元画像にも適用可能であることが望ましい。そこでは、ラインが、表面として現れることができ、カラーキネシスバンドは、カラーで表現された位置的な変化の3D領域として現れることができる。基準ポイントの動きと生体構造との両方を医師が見ることを可能にするために、心臓サイクルの間の表面の累積

50

により形成されるボリュームが、半透明的に表示されることができる。その結果、医師は、色付きボリュームの後ろに生体構造を見ることができる。

【0024】

心臓壁の動きを色付き又は影付き表現で表示する代わりに、又はそれに加えて、動きが定量化された形式で示されることが望ましい。動きは、距離又は速度単位で数値的に示されることができ、動きの方向(ベクトル)は、表示されることができ。

【0025】

上述された実施例の変形例もまた本発明の範囲に含まれる。例えば、自動化又は半自動化された境界検出を通して基準ポイントの開始位置を特定する代わりに、例えばコンピュータマウス又はトラックボールといったポインティングデバイスを用いて医師によって、そのポイントが開始画像において手動で配置されることができ。その後、画像のシーケンスを通じてその手動で配置された基準ポイントの位置を追跡するのに、選択された追跡方法(斑点追跡、特徴追跡、テクスチャ追跡又はその他)が使用されることができ。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本発明の原理に基づき構築される超音波診断イメージングシステムをブロック図形式で示す図である。

【図2】僧帽弁平面の変化する位置が段階的に変化する色付き影で表される、左心室の超音波画像を示す図である。

【図3】自動的に描画される心内膜境界を持つ収縮末期画像を示す図である。

【図4】本発明の原理に基づく、左心室の反対側にある参照ポイントのペア間での複数の色付きキネシスバンドを示す図である。

【図5】本発明の原理に基づき構築される図1の超音波システムの一部をブロック図形式で示す図である。

【図6】本発明の原理に基づき生成され、かつ異常な壁の動きを表す超音波画像の例を示す図である。

【図7】左右両方の心室を横切る色付きキネシスバンドを示す、本発明の原理に基づき生成される超音波画像の例を示す図である。

【図8】心腔の横軸(短軸)画像を横切り延在する色付きキネシスバンドを示す、本発明の原理に基づき生成される超音波画像の例を示す図である。

【図9】心内膜壁と心外膜壁とに沿って、及びそれらの間の色付きキネシスバンドを示す、本発明の原理に基づき生成される超音波画像の例を示す図である。

【図10】心腔壁の参照ポイントのペア間で直交する方向に引かれたラインを示す、本発明の原理に基づき生成される超音波画像の例を示す図である。

10

20

30

【 図 1 】

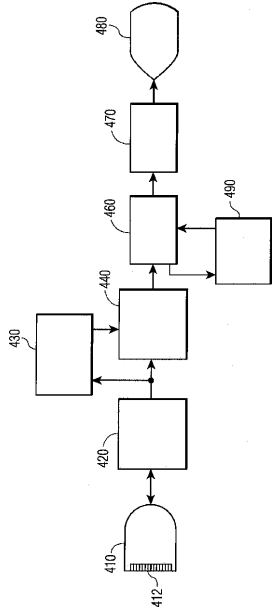


FIG. 1

【 図 2 】

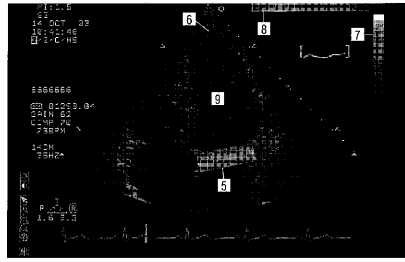


FIG. 2

【 図 3 】

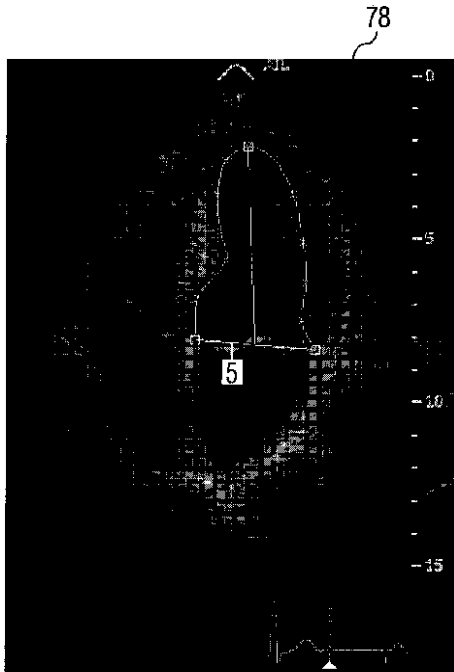


FIG. 3

【 図 4 】

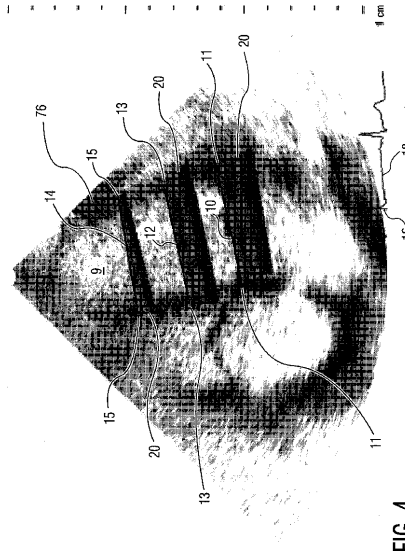


FIG. 4

【 図 5 】

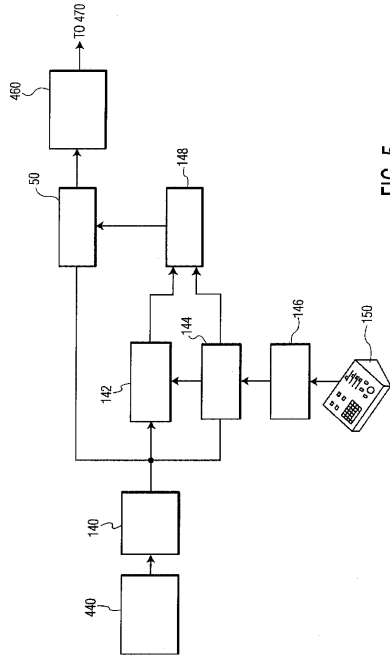


FIG. 5

【 図 6 】

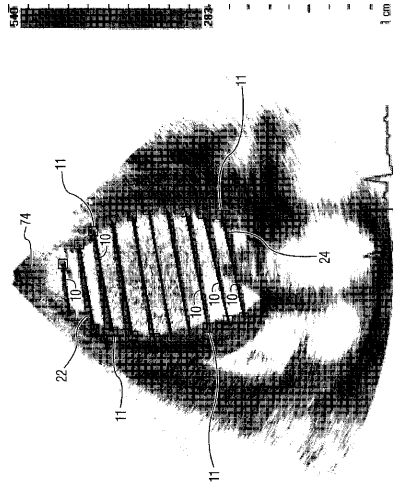


FIG. 6

【 図 7 】

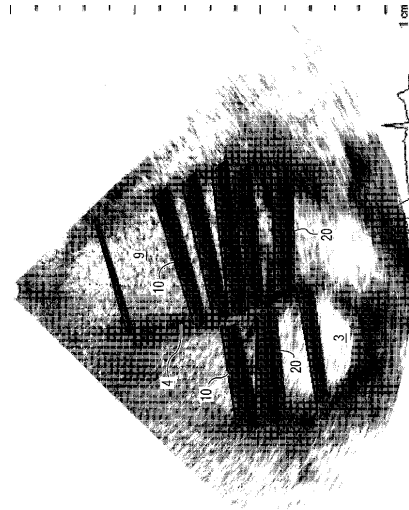


FIG. 7

【 図 8 】

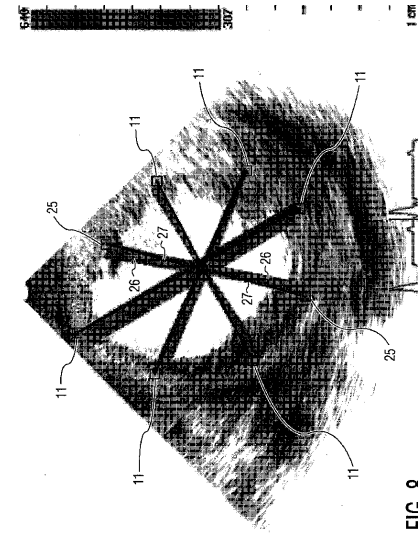
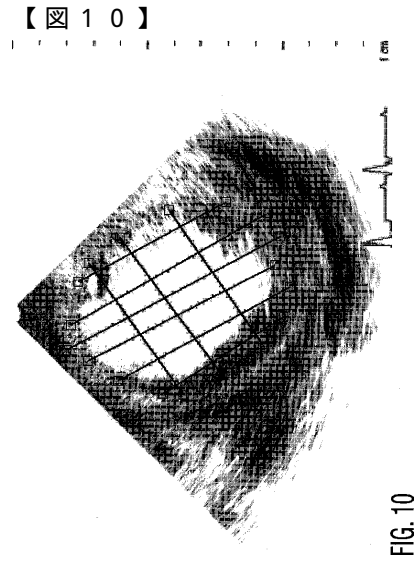
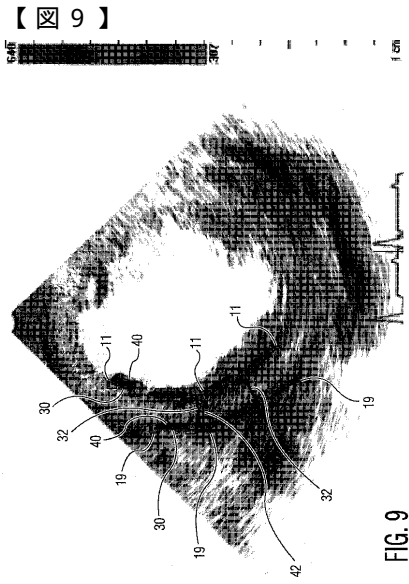


FIG. 8



## フロントページの続き

- (72)発明者 サルゴー イヴァン  
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 セトルマイヤー スコット  
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 ブラッター デイヴィッド  
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

審査官 樋口 宗彦

- (56)参考文献 特表2004-514526(JP,A)  
国際公開第2005/046788(WO,A1)  
特開2005-218173(JP,A)  
米国特許出願公開第2002/0072671(US,A1)  
特開2003-79627(JP,A)  
米国特許第5701897(US,A)  
JACOB G, IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, 米国, IEEE INC., 2002年 3月, V21  
N3, P226-238

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B8/00-8/15  
WPI

专利名称(译)	超声诊断进行心肌同步		
公开(公告)号	<a href="#">JP5011304B2</a>	公开(公告)日	2012-08-29
申请号	JP2008538482	申请日	2006-11-02
[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		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	サルゴーイヴァン セトルマイヤースコット プラッターデイヴィッド		
发明人	サルゴー イヴァン セトルマイヤー スコット プラッター デイヴィッド		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0883 G06T7/251 G06T2207/10132 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/08		
代理人(译)	宫崎明彦		
审查员(译)	樋口宗彦		
优先权	60/734662 2005-11-08 US		
其他公开文献	JP2009514586A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

描述了用于检测心壁刺激的同步性中的异常的超声诊断成像方法和系统。在起始超声图像中识别与心室相对的点，然后通过心动周期的至少一部分跟踪该点。在成对点之间延伸的线的变化位置是累积的并且以彩色动力显示器显示。在彩色动力显示器中，每种颜色代表心脏周期中特定点处线的位置。在所描述的示例中，通过对相邻心肌组织的散斑图案进行点跟踪，通过跟踪特定解剖结构或通过跟踪组织纹理来跟踪通过心动周期的点。

