

(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2009-538172

(P2009-538172A)

(43) 公表日 平成21年11月5日 (2009.11.5)

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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2009-511633 (P2009-511633)
 (86) (22) 出願日 平成19年5月17日 (2007. 5. 17)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年10月31日 (2008.10.31)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2007/051895
 (87) 国際公開番号 W02007/138522
 (87) 国際公開日 平成19年12月6日 (2007.12.6)
 (31) 優先権主張番号 60/803, 148
 (32) 優先日 平成18年5月25日 (2006. 5. 25)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 60/823, 114
 (32) 優先日 平成18年8月22日 (2006. 8. 22)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

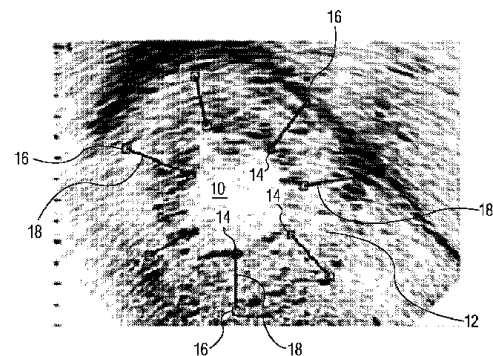
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレク
 トロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心室壁濃厚部の定量化及び表示

(57) 【要約】

心筋壁部濃厚化の定量化及び表示のための超音波画像形成システム及び方法を説明している。画像列における心内膜及び心外膜の境界は、心臓周期にわたり規定され、当該境界間の距離の変化は、心臓周期にわたり心筋の周りの特定位置において追跡される。この距離の変化は、図表の形式で、好ましくは心室容積変化、排出フラクション又は E C G 波形のような心臓周期の他の値と共にユーザに提示される。心筋と交差する索条組織長さの距離の変化は、特定の位置における壁部厚さ変化の直接の指標を示す。好ましくは、心臓周期にわたる特定位置のトラッキングは、スペックルトラッキングにより行われるのが良い。本発明の技術は、心筋の特定個所における歪みも表すことができる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

心臓壁部濃厚化を診断するための超音波診断画像形成システムであって、
心臓内へ超音波を送信するよう動作し応答のエコーを受信するプローブと、
前記エコーに応答し、当該心筋の画像を生成するよう動作する画像プロセッサと、
前記心筋の心内膜と心外膜との間の距離を描く心筋壁部厚さ描写器と、
当該描かれた距離に応じて、少なくとも心臓周期の一部にわたり心筋壁部厚さの変化の指標を生成するよう動作する壁部厚さ分析器と、
を有するシステム。

【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、少なくとも心臓周期の一部を通じてフレーム毎に当該描写される距離を追跡するよう動作する画像トラッカをさらに有するシステム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記画像トラッカは、スペックルトラッカをさらに有する、システム。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記画像トラッカは、解剖学的特徴トラッカをさらに有する、システム。

【請求項 5】

請求項 2 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記画像トラッカは、テクスチャトラッカをさらに有する、システム。

【請求項 6】

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、前記壁部厚さ分析器は、前記心筋を交差して方向づけられた索条組織の長さの変化の指標を生成するようにも動作する、システム。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記壁部厚さ分析器は、前記心内膜と前記心外膜との間の距離の変化の指標を生成するようにも動作する、システム。

【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、
前記心筋の画像に応じ、前記心筋の心内膜及び心外膜の境界を描くように動作する解剖学的特徴検出器をさらに有し、
前記壁部厚さ分析器は、前記心内膜の境界と前記心外膜の境界との間の変化の指標を生成するよう動作する、
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、前記壁部厚さ分析器は、当該心室の周りの選択された位置における前記心内膜の境界と心外膜の境界との間の変化の指標を生成するようにも動作する、システム。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記壁部厚さ分析器は、少なくとも心臓周期の一部にわたり前記心室の周りの選択された位置における前記心内膜の境界と前記心外膜の境界との間の変化の定量化された量を生成するようにも動作する、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、前記定量化された量は、グラフィカル表示を有する、システム。

【請求項 12】

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、前記壁部厚さ分析器は、少な

10

20

30

40

50

くとも心筋の一部を交差する歪みの指標を生成するように動作する、システム。

【請求項 13】

請求項 12 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記壁部厚さ分析器は、少なくとも心筋の一部を交差するラグランジアン歪みの指標を生成するよう動作する、システム。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記壁部厚さ分析器は、少なくとも心臓周期の一部にわたり少なくとも前記心筋の一部を交差するラグランジアン歪みの定量化された量を生成するよう動作する、システム。

【請求項 15】

請求項 14 に記載の超音波診断画像形成システムであって、前記定量化された量は、グラフィカル表示を有する、システム。

【請求項 16】

心筋壁部厚さを測定する方法であって、

少なくとも心臓周期の一部にわたり前記心筋の超音波画像の列を取り込むこと、

前記画像のうちの少なくとも 1 つにおける心内膜と心外膜との間の距離を規定すること

、
少なくとも前記心臓周期の一部にわたり当該規定された距離の変化を追跡すること、及び

少なくとも前記心臓周期の一部にわたり当該変化の定量化された量を表示すること、
を有する方法。

【請求項 17】

請求項 16 に記載の方法であって、距離を規定することは、前記心筋を交差する複数の長さを規定することをさらに有し、変化を追跡することは、当該規定された長さの変化を追跡することをさらに有する、方法。

【請求項 18】

請求項 17 に記載の方法であって、表示することは、前記規定された長さの変化のグラフィカル表示を表示することをさらに有する、方法。

【請求項 19】

請求項 16 に記載の方法であって、前記画像のうちの少なくとも 1 つにおいて前記心内膜及び心外膜の境界をトレースすることをさらに有し、トラッキングは、少なくとも前記心臓周期の一部にわたり前記心内膜及び心外膜の境界を追跡することをさらに有する、方法。

【請求項 20】

請求項 19 に記載の方法であって、追跡することはさらに、スペックルトラッキングによって前記心内膜及び心外膜の境界を追跡することを有する、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この出願は、2006 年 5 月 25 日に提出した米国仮特許出願第 60 / 803,148 号及び 2006 年 8 月 22 日に提出した同第 60 / 823,114 号の利益を請求するものである。

【0002】

この発明は、医療診断超音波システム、特に心エコー検査画像の定量化測定を行う超音波システムに関する。

【背景技術】

【0003】

心室機能を定量化する数多くの超音波方法がある。心筋インフラクション及び排出フラクションを示す心室壁の動きは、心エコー検査を行う人にとっての基本的な診断ツールである。これら診断ツールは、描かれる心筋及び心室の測定を行うことができるように心室

10

20

30

40

50

が心臓周期にわたり一連の画像について規定され追跡されることを要求するものである。超音波画像における心臓壁部を描くための技術は、とりわけ収縮の速度を定量化するために、例えば血液組織界面の自動化された境界トラッキング及び心臓壁部の動きの組織ドップライメージングを含む。心筋の動きを描き追跡する能力はまた、電気機械変換 (electromechanical transduction) と称される心臓の電氣的なシミュレーションの同時性を診断するのに重要である。心臓は、心筋の筋細胞におけるナトリウム及びカリウム経路により伝達させられた電気化学的信号により収縮するよう指令される。心臓の筋肉全体に渡るようにして分散させられるこうした信号は、同じ時点で収縮するよう心臓筋細胞に指令するのがよい。これが起きるとき、心臓は、弛緩した最大の体積から収縮した最小体積に収縮し、これにより、各心臓拍動で最大体積の血液を汲み上げる。これは、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当該心臓の異なる領域を異なる時間に収縮させるときには、不規則な収縮が最大体積を下回る血液しか汲み上げられないものとなり、効率を落とし、時間とともに心臓を酷使してしまうことになる。こうした状態を診断可能とし、必要な治療、一般には同期性のある収縮を強制するように配されたリードを伴うペースメーカーの導入を必要に応じて行うことができるようにするのが望ましい。この診断及びその治療は、心臓再同期療法すなわち C R T (cardiac resynchronization therapy) と称される。

10

【 0 0 0 4 】

心臓の電気機械変換に影響を及ぼす可能性のある病状は、左脚ブロックである。左脚ブロックは、心臓電気インパルスの伝達が、遅れたり、或いは主要な左脚の急速伝導する繊維組織に沿い、又は左脚前枝及び後枝双方において伝導し損なったときに起きる。これにより、左心室に、右心室から左心室へと広がる細胞間伝導を経てゆっくりと消極を行わせることができる。この状態は、心室収縮の同時性の損失及びその結果として生じる心室からの血液体積の不十分な排出を招く。したがって、心臓壁部濃厚化といった、こうした状況の兆候及び作用を効果的かつ正確に識別し定量化することを可能にすることが望ましい。従来は、壁部濃厚化は、専門家により主観的測定により判断されていた。

20

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

壁部濃厚化の識別は、心内膜及び心外膜の表示を必要とする。現在、画像勾配を抽出する習慣的な手段により心外膜を抽出する信頼性の高い方法はない。さらに、壁部濃厚化は組織ドップラ法により論理的には評価されることが可能であるものの、ドップラ効果は、音響ビームの方向限界に左右され、検出した速度は、動きの方向とインターロゲートの超音波ビームの方向との関係に比例して変化する。例えば、心筋が音響ライン (ビーム方向) に対して直角に動いていると、動きは検出されないことになる。ドップラ法は、間接的にしか濃厚化を測定することができない。これら方法は、変位及びこれによる濃厚化を判定するため、そこでは積分されなければならない速度を測定し、ノイズや恐らくはエラーを導入してしまう。したがって、直接的に心筋壁厚部を識別し定量化することを可能にすることが望ましい。

30

【 課題を解決するための手段 】

40

【 0 0 0 6 】

本発明の原理によれば、心臓の超音波画像における関心領域 (R O I ; region of interest) は、心臓周期のポイントにおいてフレームの間に心内膜及び心外膜上の各ポイントにより規定される。そしてこれらポイントは、心臓周期にわたり追跡されたスペックル / テクスチャである。対応の心内膜の追跡されたポイントと心外膜の追跡されたポイントとの間の距離は、フレーム毎に算出され、初期値からの長さ及びラグランジアン歪み又は他の少量の長さ変化の直接の測定値をもたらす。両測定値は、壁部濃厚の直接の測定値であり、時間の関数としてグラフに表示される。本発明の技術は、勾配検出方法 (血液組織間界面) に限定されず、ドップラ測定の超音波ビーム特性に対する組織の動きの角度偏倚に左右されず、変位及びこれに伴う濃厚化の直接の測定値を提供するものである。

50

【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診断画像形成システムがブロック図の形式で示されている。トランスデューサ素子の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は、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、スキャンしている組織構造体からエコー信号のコヒーレントビームを形成するよう受信したエコー信号を処理するビームフォーマ420の制御の下で行われる。当該エコー情報は、ドップラ情報が提示されるときにドップラプロセッサ430により処理されるドップラであり、処理されるドップラ情報は、2D又は3Dドップラ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、当該エコー信号は、振幅検出により画像処理され、表示のための所望の画像フォーマットにスキャン変換される。これら画像は、シネループ(Cineloop)(R)メモリ460を通じ、このメモリから画像ディスプレイ480における表示のためのビデオプロセッサ470に直接結合されうる。このシネループメモリは、記憶と後の検査及び診断のために最近取り込んだリアルタイム画像の列を取り込むように動作させられることも可能である。この取り込まれた画像の列は、画像の「ループ」と称され、1つ又は複数の心臓周期にわたり拡張することができる。これら画像は、以下に説明するように画像における解剖学上の境界及び境目を規定するために2D又は3D画像につき動作する自動境界検出(ABD; automatic border detection)プロセッサ490に適用することもできる。この規定された境界は、表示用のビデオプロセッサ470に結合される画像に図表で重ねられる。このシステムは、シネループメモリ460にセーブされた画像のループにつき境界を規定し表示するよう、或いは患者の生のスキャンニングの間に生成されるリアルタイム画像上に描かれる境界を表示するよう動作可能である。

【0008】

図2は、図1の画像プロセッサ440とビデオプロセッサ470との間における超音波システムの部分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に記憶される画像のスキャンラインデータを生成する。心臓画像の列の第1の開始ポイント画像は、以下でさらに詳しく説明するように、ABDプロセッサ144により心室の境界検出により分析される。この第1の画像において境界が規定されるとき、その位置は、スペックルトラッカ142により後続の画像を通じて追跡される。初期時に規定された境界及び後続画像の境界は、グラフィクスプロセッサ148により描かれる。このシーケンスの超音波画像は、超音波画像における規定された境界位置にわたり図表で生成された境界を表示するスキャンコンバータ50によって、所望の表示フォーマット(例えば、セクタ、リニア、3Dなど)に変換される。そのグラフィック境界オーバーレイを持つ画像は、シネループメモリ460に記憶される。これら画像は、その後、表示のためにビデオプロセッサ470に結合される。

【0009】

連続した画像の識別される境界上の特定のポイントは、スペックルトラッカ142により追跡され、かかるトラッカは、当該ポイントの画像箇所における局部組織により生成されるスペックルパターンにより当該ポイントの開始の解剖学上の位置を追跡する。スペックルトラッカ142は、隣接の心筋における基準ポイントの周りの画素の領域を識別する。これら画素のスペックルパターンは、米国特許第6,442,289号(Olsson氏ら)に記述されているように、セーブされ、連続した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合致したスペックルパターンと比較される。当該マッチングの困難さと正確さは当該マッチングの最大相関を確立することによって決まる。したがって、画像における基準ポイント位置は、当該ポイントの周りのスペックルパターンを追うことによって画像から画像へと追跡される。スペックルトラッカ142が新しい画像において基準ポイントの位置を特定するとき、基準ポイント位置は、グラフィクスプロセッサ148、新しく識別されたポイント位置を用いて再度引かれた境界、及び新しい画像のために生成されたグラフィックオーバーレイに結合させられる。新しい画像及びそのグ

ラフィックオーバーレイは、スキャン変換され、画像ディスプレイ４８０に表示される。

【００１０】

スペckルトラッキングは、画像におけるノイズに対するその感度が低いため、心筋の境界における画像勾配の抽出よりも好ましい。また、心内膜境界とは異なり隣接の血液プールにより規定されない心外膜境界に対する良好に規定された勾配がない。さらに画像ノイズは、描かれた境界においてドロップアウトを生じさせ、当該境界の推定値を、当該組織境界よりも相当に心筋内へと深くに出現させる。かなり明確に規定されたスペckルパターンは、ノイズの存在においてフレームからフレームへと適当な正確さをもって軌跡を描くことが分かっている。但し、スペckルパターンは、時間とともに変化することになることが判明している。この傾向は、心臓周期の記憶された画像における多数の位置におけるスペckルパターン位置の種をまき、その後２つの規定された境界から時間的に後方及び前方にトラッキングしてドリフトするスペckルパターンの収束を生じさせることによって相殺させることができる。この種まきは、例えば、以下に記述する自動式又は準自動式境界検出技術を用いて心臓周期の開始又は終了において２つの境界を描くことによって、或いは手でその境界を手作業で規定することによって行われる。心内膜境界が規定されると、この境界は全て方向において均等に外側に拡張可能であり、そしてその境界を当該画像において確認される心外膜境界へ手動で調整する。収束技術は、８０～３００フレームのフレーム列にわたり良好に機能するものであることが分かり、３０～１００フレームは、１心臓周期内に含まれるものとしている。

10

【００１１】

基準ポイントを取り巻き又はそれらの下に存在し或いはそれらに隣接した心筋組織のスペckルパターンを追跡することに代えて、スペckルトラッキング以外の手段により、すなわちサイズにおいて波長よりも大きい画像特性を追跡することによって、基準ポイント位置が追跡されてもよいことが分かる。例えば、特定の解剖学的特徴の動きを追跡してもよい。他の例として、組織テクスチャを追跡してもよい。また、目標とした特性は、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において追跡されてもよいことも分かる。

20

【００１２】

図３ａ、図３ｂ及び図３ｃは、左心室（ＬＶ）の境界が描かれる当該ＬＶの高コントラストの長軸画像を示している。ユーザは、超音波システム制御パネル１５０に大抵は位置づけられるマウス又はトラックボールのようなポインティング装置により、又は当該画像にわたりカーソルを操作するワークステーションキーボードにより、当該画像において第１の目印を指定する。図３ａの例において、指定された第１の目印は、中間にある（中隔の）僧帽弁輪（ＭＭＡ；medial (septal) mitral annulus）である。ユーザがこの画像においてこのＭＭＡをクリックすると、図において番号「１」により示される白い制御ポイントのようなグラフィックマーカが現れる。そしてユーザは、第２の目印、この例では横の僧帽弁輪（ＬＭＡ；lateral mitral annulus）を指定する。このＬＭＡは、図３ｂにおいて番号「２」により示される第２の白い制御ポイントによりマークされる。そして、ＡＢＤプロセッサにより生成されるラインは、この２つの制御ポイントを自動的に接続し、左心室のこの長軸視野の場合には僧帽弁平面を示している。ユーザはそこで、左心室内腔内の最も上側のポイントである心内膜頂部にポイントを動かす。ユーザがその画像においてこの第３の目印にポイントを動かすと、左心室の心内膜腔のテンプレート形状は、ポイントがＬＶ室部の頂部を探すように変形したり拡張してカーソルに動的に従う。図３ｃにおいて白いラインとして示されるこのテンプレートは、第１及び第２の制御ポイント１及び２により支えられ、ユーザが当該頂部においてポイントをクリックするときに当該頂部において位置づけられる第３の制御ポイント「３」を通過する。位置づけるときには、心内膜腔テンプレートは、図３ｃに示されるように心内膜の適切なトレースを提供する。図３ｃの実施例では、左心室を二分する黒いラインは、当該頂部に近づき当該頂部を指定するように当該ポイントに従う。この黒いラインは、僧帽弁平面を示すラインの中心と左心室頂部との間に支えられ、基本的には、僧帽弁の中心と当該腔の頂部との間の中心ライン

30

40

50

を示している。民生用の実現形態において、A B D プロセッサ 1 4 4 は、超音波システムに搭載されて、又は「Q L A B」(R)として知られる画像解析パッケージにおけるマサチューセッツ州、AndorberのPhilips Medical Systemsからのオフラインワークステーション形態において利用可能である。Q L A B パッケージのこの特徴は、米国特許公開に係る文献の 2 0 0 5 / 0 0 7 5 5 6 7 (Skyba氏ら) においてより詳しく記述されている。この自動化された境界処理は、米国特許第 6 , 4 9 1 , 6 3 6 号 (Chenal氏ら) において説明されているもののような他の手段によって全てを自動化することができる。

【 0 0 1 3 】

本発明の他の態様によれば、A B D プロセッサ 1 4 4 は、図 4 に示されるような心内膜の心外膜の境界をトレースすることもできる。心外膜境界トレースは、図 3 a , 図 3 b 及び図 3 c において示される心内膜識別ステップで開始する連続した処理において行うことができる。このようにして規定される心内膜の境界により、ユーザは、心外膜の頂部、すなわち心筋の外側表面上の最も上のポイントにカーソルを移動する。そしてユーザは、心外膜の頂部をクリックし、「 4 」がマークされた第 4 の制御ポイントが位置づけられる。そして、第 2 のトレースは、図 4 に示されるように心外膜境界を概略的に描く形で自動的に現れる。図 4 において外側の白い境界線により示される第 2 のトレースも、第 1 及び第 2 の制御ポイントにより支えられ、心外膜頂部におけるその位置づけされた第 4 の制御ポイントを通過する。これら 2 つのトレースは、心筋の境界の概略的な輪郭である。

【 0 0 1 4 】

最後のステップとして、ユーザは、図 4 に示されるトレースを調整してこれらが心筋の境界の輪郭を正確に描くようにしよとすることができる。各トレースの近辺に位置づけられるのは、「 + 」のシンボルとして図に示される多数の小さい制御ポイントである。これら小さい制御ポイントの数及び間隔は、システムデザインの選択事項であり、或いはユーザが設定可能な変数とすることができる。ユーザインターフェース又は制御パネル 1 5 0 における制御部を用いて、ユーザは、これら制御ポイント又はその近辺を指し、その輪郭をクリック及びドラッグして当該画像において心筋境界部をより正確に描くようにすることができる。当該境界を伸ばし又はドラッグするこのプロセスは、「ラバーバンディング」として知られており、前述した 6 , 4 9 1 , 6 3 6 号特許において特に当該特許の図 9 を参照してより詳しく説明されている。ラバーバンド調整の代替例として、より複雑な実施例では、概算される境界は、概算される組織境界及びその周りにおける画素の強度情報を用いる画像処理によって画像境界に自動調整することができる。仕上がりの際、当該境界は、当該画像における心筋の画像画素を取り囲むことによって当該心筋の境界を正確に描くことができる。

【 0 0 1 5 】

図 5 は、本発明の原理により構成される超音波システムにより生成される短軸心臓画像を示している。心室 1 0 は、心筋 1 2 により取り囲まれた当該短軸画像の中心に示される。心内膜及び心外膜の境界は、上述した技術又は例えば米国特許第 5 , 7 9 7 , 3 9 6 号 (Geiser氏ら) に記載されたものを用いて規定される。基準ポイントの数は、心内膜及び心外膜双方の境界について規定される。この例における各対の心内膜及び心外膜基準ポイント 1 4 , 1 6 は、短軸視野の個別の半径において位置づけられる 2 つのポイントを有する。各対の基準ポイントは、これらポイントを繋ぐグラフィクスプロセッサ 1 4 8 により生成された図表で描かれた索状組織ライン (chord line) 1 8 により結合され、初期画像における境界に直交している。この例において、境界トレースグラフィクスは表示されず、心内膜及び心外膜の基準ポイント 1 4 , 1 6 及びそれらの接続索状組織 1 8 だけが表示される。この例において、7 つのラインに対する基準ポイントは、心筋の周りに位置づけられ、7 つの索状組織ラインが引かれるが、所与の実現形態においては、より多い数又はより少ない数の索状組織がユーザインターフェース 1 5 0 によって用いられ又はユーザ規定されることが可能である。基準ポイント位置がユーザにより変更されると、基準ポイントデータファイル 1 4 6 におけるそれらの値は、これに対応して更新される。索状組織ラインは、関連の基準ポイントの間で連続したものとなることができ、或いは、ラインセグ

メントのばらつきのより詳しい分析のために当該ポイント間で分割されることができる。

【 0 0 1 6 】

画像の列がフレームからフレームへと心臓周期を通じて動くと、心内膜及び心外膜境界は、心収縮期において心臓筋肉が収縮し心拡張期において弛緩するので画像から画像へと変わることになる。基準ポイント 1 4 , 1 6 は、それらの位置のスペックルトラッキングによりそれぞれの境界における同じ位置を追跡し続ける。心室から血液を排出するよう心臓の筋肉が収縮すると、心内膜は、心室の中心に向かって比較的均等に動くのが良く、索条組織 1 8 の長さは、長くなるのが良く、心内膜から心外膜の厚さは増大する。そして壁部厚さ索条組織の長さの変化は、壁部厚さ曲線算出器 2 0 により生成される図 6 における 7 つの対応する貫壁性壁部濃厚化曲線 3 0 により示されるように比較されることが可能である。この例において、壁部濃厚化曲線 3 0 は、変化する心室体積を示す音響定量化曲線 3 2 ~ 3 8 に対してプロットされる。音響定量化 (A Q ; acoustic quantification) 曲線は、米国特許第 5 , 1 9 5 , 5 2 1 (Melton Jr. 氏ら) において記述されているようにして生成可能である。 A Q 曲線の初期の部分 3 2 の間に、この心室は、最小の心室体積のポイント 3 4 に達するまで血液を排出する状態となる。この時間において、心臓壁部は、最大の厚さ 4 0 のポイントが得られるまで厚くなる状態を続ける筈である。この例においては、壁部濃厚化曲線の全てが、健康な心臓の特徴の、概して同じ時間 4 0 において最大値に達する。梗塞を伴って生じるような心臓の病気を患っている場合、梗塞のある個所における索条組織は、健康な箇所と同じときにその最大の厚さを得ることができず、或いは、梗塞の領域が壁部厚さ曲線 4 2 により示されるように隣接の健康な領域により沿う形でドラッグされるので小さめの最大厚さを得ることになる。

10

20

【 0 0 1 7 】

最大収縮のポイント 3 4 から、 L V の心臓筋肉は、肺からの血液で再充填するので A Q 曲線の部分 3 6 において弛緩し始めることになり、壁部厚さは、この時間において減少曲線 3 0 により示されるように減少することになる。弛緩した心臓は、左心房が収縮したときに最後の心房の「キック」 3 8 を経験するまで心拡張期の後半の部分において停滞期に入ることになる。

【 0 0 1 8 】

この索条組織基準ポイントが心外膜及び心内膜の境界上に厳密に位置づけられることは必ずしも必要ではない。 R O I は、心内膜境界 (R O I 心内膜) から心筋内へ或る距離をもって配されるユーザの選択した数の基準ポイント 1 4 により規定することができる。対応するポイントは、心筋 (R O I 心外膜) 内へ他のユーザ選択された距離をもって規定される。 R O I ポイントは、その心内膜及び心外膜のポイントが知覚した組織領域と合致するよう必要に応じてフリーハンドで洗練される。当該境界上に厳密というのではなく当該組織の中へ或る距離をもってポイントを位置づけることは、心臓周期の後続のフレームにわたるトラッキングの影響を受け易いスペックルパターンにおけるそれらの配置をより良く保証することになる。 R O I は、心臓周期の始まりにおいて単一のフレームでの規定に専ら依拠する必要がある、後においてトラッキングからの更新情報により再度規定される。

30

【 0 0 1 9 】

図 6 に示されるような索条組織長変化を追跡することに代え又は加えて、ラグランジアン歪み (初期の長さに対する少量の長さ変化) は、壁部濃厚化曲線算出器 2 0 により計算され、グラフィック表示されることができる。歪みは、組織における変形の単位であり、筋肉組織の機械的作用の指標である。例えば、米国特許第 6 , 5 3 7 , 2 2 1 号 (Criton 氏ら) を参照されたい。本発明の他の態様によれば、心内膜から心外膜への累積される歪みを表示し分析することができる。 R O I における基準ポイント 1 4 , 1 6 の心内膜及び心外膜の対毎の長さ及び歪み計算は、図 6 のグラフに示されるように、心室領域、排出フラクション、又は比較のために表示される E C G の基準のグラフと共に時間に対するグラフにより表示される。他の実現形態において、長さ及び歪み変化は、図 5 の組織画像にわたり色又はグラフィカル表現によりパラメトリック画像において表示可能であり、臨床医

40

50

は、心筋組織におけるそれらの位置に関係づけて容易に異常変化を識別することができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明の原理により構成された自動境界検出プロセッサを備える超音波システムを示すブロック図。

【図2】図1の超音波システムの一部をより詳しく示す図。

【図3a】超音波画像における左心室の心内膜境界を検出するための技術を示す図。

【図3b】超音波画像における左心室の心内膜境界を検出するための技術を示す図。

【図3c】超音波画像における左心室の心内膜境界を検出するための技術を示す図。

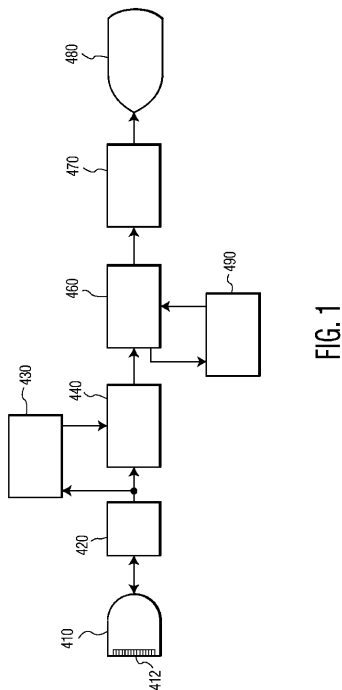
【図4】超音波画像における左心室の心外膜境界を検出するための図3aないし図3cの技術の発展形を示す図。

【図5】本発明の原理による壁部濃厚化を測定するために用いられるグラフを伴う超音波画像を示す図。

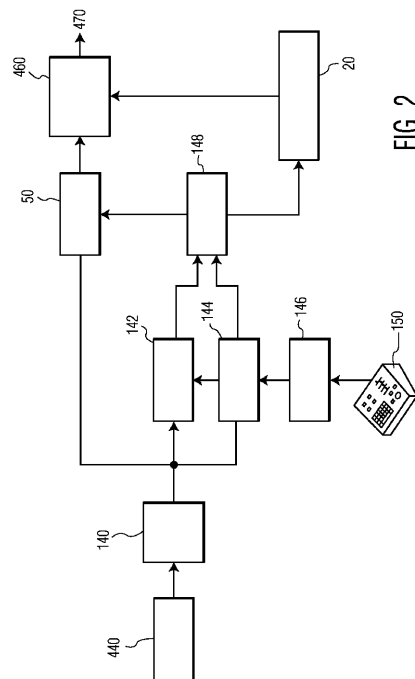
【図6】本発明の他の実施例による心臓周期にわたる壁部厚さの測定値のグラフィカルなプロットを示す図。

10

【図1】



【図2】



【図 3 A】

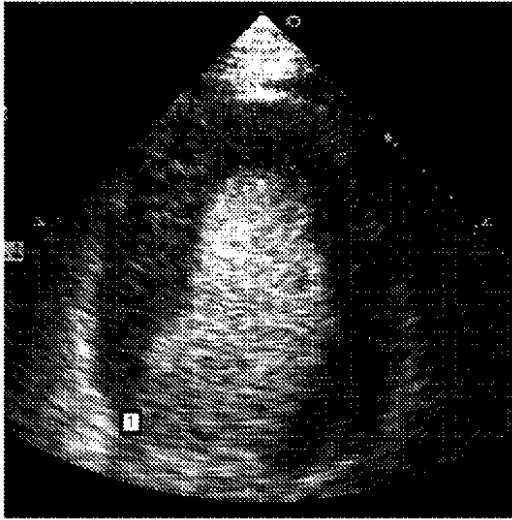


FIG. 3A

【図 3 B】

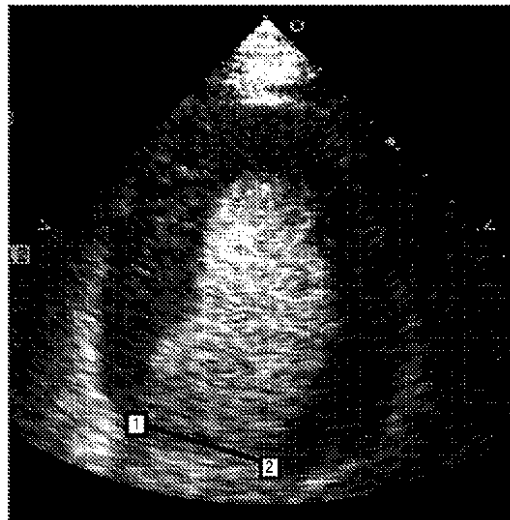


FIG. 3B

【図 3 C】

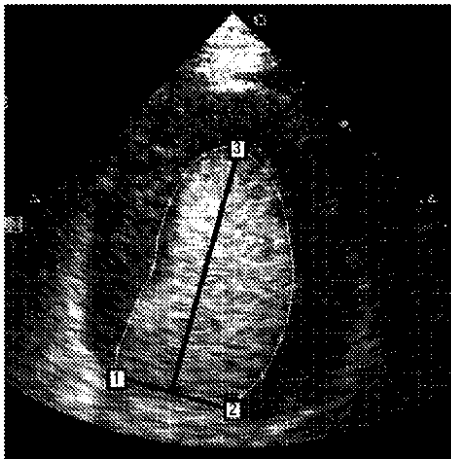


FIG. 3C

【図 4】

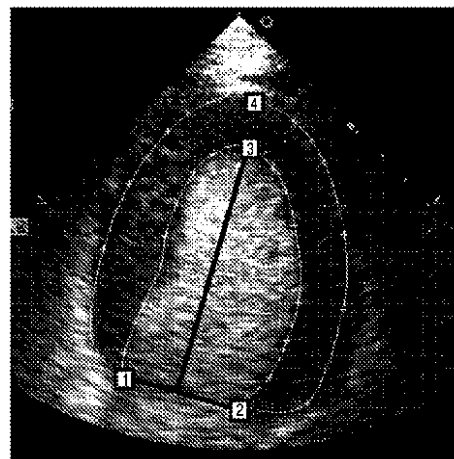


FIG. 4

【 図 5 】

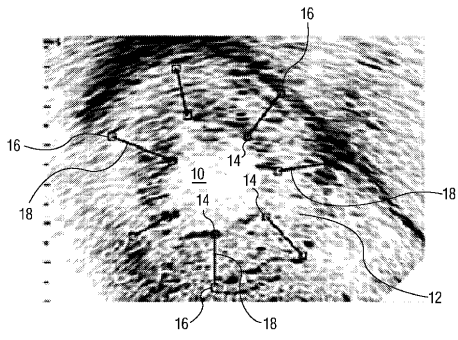


FIG. 5

【 図 6 】

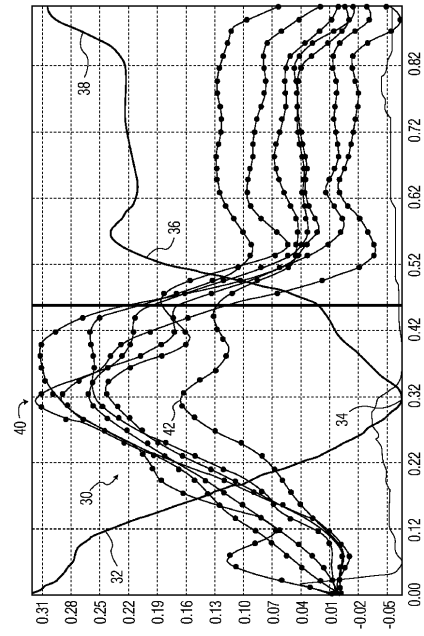


FIG. 6

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2007/051895

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. G01S7/52

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 A61B G06T

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	STANLEY T E ET AL INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS: "QUANTITATIVE ANALYSIS OF TRANSESOPHAGEAL ECHOCARDIOGRAMS FOR THE INTRAOPERATIVE SETTING: CLINICAL NEED AND INITIAL EXPERIENCE" IMAGES OF THE TWENTY FIRST CENTURY. SEATTLE, NOV. 9 - 12, 1989, PROCEEDINGS OF THE ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, NEW YORK, IEEE, US, vol. PART 5 CONF. 11, 9 November 1989 (1989-11-09), pages 1569-1570, XP000129522	1,2, 6-11, 15-19
Y	abstract; figures 1-4 Sections "Introduction", "Methods"	3-5, 12-14,20
	-/--	

☒ 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.

G document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

12 October 2007

Date of mailing of the international search report

18/10/2007

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/IB2007/051895

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2002/072671 A1 (CHENAL CEDRIC [US] ET AL) 13 June 2002 (2002-06-13) cited in the application abstract; figures 4-16 paragraphs [0001] - [0004], [0027] - [0039] paragraphs [0051], [0058] -----	3-5, 12-14, 20
A	US 2005/075567 A1 (SKYBA DANNY [US] ET AL) 7 April 2005 (2005-04-07) cited in the application abstract; figures 7A-12 paragraphs [0037] - [0042] -----	1-20
A	US 5 797 396 A (GEISER EDWARD A [US] ET AL) 25 August 1998 (1998-08-25) cited in the application the whole document -----	1-20
A	MARWICK ET AL: "Measurement of Strain and Strain Rate by Echocardiography" JOURNAL OF THE AMERICAN COLLEGE OF CARDIOLOGY, ELSEVIER, NEW YORK, NY, US, vol. 47, no. 7, 4 April 2006 (2006-04-04), pages 1313-1327, XP005388723 ISSN: 0735-1097 the whole document -----	1-20
A	US 5 195 521 A (MELTON JR HEWLETT E [US] ET AL) 23 March 1993 (1993-03-23) cited in the application the whole document -----	1-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2007/051895

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2002072671	A1	13-06-2002	NONE
US 2005075567	A1	07-04-2005	NONE
US 5797396	A	25-08-1998	AU 6111596 A 30-12-1996 EP 0774145 A1 21-05-1997 JP 10504225 T 28-04-1998 WO 9641312 A1 19-12-1996
US 5195521	A	23-03-1993	DE 69118109 D1 25-04-1996 DE 69118109 T2 19-09-1996 EP 0484619 A1 13-05-1992 JP 3248740 B2 21-01-2002 JP 4282144 A 07-10-1992 US 5103824 A 14-04-1992

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,BH,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,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 サルゴ 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 セトルミア 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

Fターム(参考) 4C601 DD15 DD27 EE09 JC07

专利名称(译)	量化和显示富含心室壁的部分		
公开(公告)号	JP2009538172A	公开(公告)日	2009-11-05
申请号	JP2009511633	申请日	2007-05-17
[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	サルゴイヴァン セトルミアスコット		
发明人	サルゴ イヴァン セトルミア スコット		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52073 A61B8/0858 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52087 G06T7/0012 G06T7/20 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/JC07		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	60/803148 2006-05-25 US 60/823114 2006-08-22 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了用于量化和显示心肌壁增厚的超声成像系统和方法。在心脏周期中定义图像序列中的心内膜和心外膜边界，并且在心脏周期内在心肌周围的指定位置处跟踪边界之间的距离的变化。距离的变化以图形格式呈现给用户，优选地，与心动周期的另一测量值一起，例如腔室容积变化，射血分数或ECG波形。跨越心肌的弦长距离的变化提供了指定位置处壁厚变化的直接指示。优选地，通过斑点追踪来完成心脏周期上的指定位置的跟踪。本发明的技术还可以表示心肌的指定位置处的应变。

