

(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2006-523485

(P2006-523485A)

(43) 公表日 平成18年10月19日(2006.10.19)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
G 0 1 S 7/52 (2006.01)	H 0 4 N 5/31	5 C 0 2 4
G 0 1 S 15/89 (2006.01)		

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2006-506467 (P2006-506467)
 (86) (22) 出願日 平成16年4月1日(2004.4.1)
 (85) 翻訳文提出日 平成17年10月13日(2005.10.13)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2004/001122
 (87) 国際公開番号 W02004/092766
 (87) 国際公開日 平成16年10月28日(2004.10.28)
 (31) 優先権主張番号 03290933.5
 (32) 優先日 平成15年4月15日(2003.4.15)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁(EP)

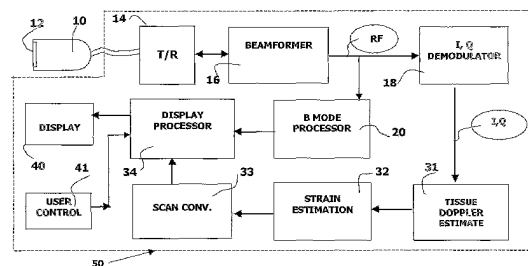
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Groenewoudseweg 1, 5
 621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心臓壁ひずみ画像法

(57) 【要約】

心臓の超音波画像データを取得する手段と、心臓周期の間の心臓の超音波画像のシーケンスを形成する手段と、心臓壁の組織速度データを提供する手段とを有し、さらに心臓壁内部の点についての心臓ひずみに関係した特定の事象の時間生起を推定する手段を有することを特徴とする、超音波画像処理システム。このシステムは、心臓壁内部の選択した点において測定される心臓ひずみの時間変動を推定する手段を有していてもよい。このシステムはさらに、心臓ひずみの最大および最小変化の生起時刻およびその大きさを心臓壁内部の選択された点における心臓ひずみの測定された時間変動から推定する手段および心臓壁を表す線に沿って心臓ひずみの最大もしくは最小変化またはその両方の時間的生起の時刻を推定する手段を有していてもよい。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心臓の超音波画像データを取得する手段と、心臓周期の間の心臓の超音波画像のシーケンスを形成する手段と、心臓壁の組織速度データを提供する手段とを有し、さらに心臓壁内部の点についての最小 / 最大ひずみに対応する心臓の収縮 / 弛緩に関係した特定の事象の時間生起を推定する手段を有することを特徴とする、超音波画像処理システム。

【請求項 2】

心臓壁のセグメンテーション線上で選択される、心臓壁の点の位置を推定するセグメンテーション手段を有することを特徴とする、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

心臓壁内部の選択した点において測定される心臓ひずみの時間変動を推定する手段を有することを特徴とする、請求項 1 または 2 記載のシステム。

【請求項 4】

心臓ひずみの最大変化および最小変化の生起の時点を中心臓壁内部の選択された点における心臓ひずみの測定された時間変動から推定する手段を有することを特徴とする、請求項 3 記載のシステム。

【請求項 5】

心臓ひずみの最大変化および最小変化の大きさを心臓壁内部の選択された点における心臓ひずみの測定された時間変動から推定する手段を有することを特徴とする、請求項 3 または 4 記載のシステム。

【請求項 6】

心臓ひずみの最大変化および最小変化の生起の時点ならびにその大きさを心臓壁内部の選択された点における心臓ひずみの測定された時間変動から推定する手段を有することを特徴とする、請求項 3 記載のシステム。

【請求項 7】

ひずみの最小に対応する収縮開始およびひずみの最大に対応する弛緩の開始の位置を示す動的なシーケンスを構築するための画像生成手段を有することを特徴とする、請求項 6 記載のシステム。

【請求項 8】

心臓壁を表す線に沿って心臓ひずみの最大変化もしくは最小変化またはその両方の時間的生起の画像を構築する画像生成手段を有することを特徴とする、請求項 3 ないし 7 のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項 9】

心臓壁を表す線に沿いの選択された点について心臓ひずみの最大変化もしくは最小変化またはその両方の生起の時点を推定する手段を有することを特徴とする、請求項 3 ないし 8 のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項 10】

心臓の画像のシーケンスを取得するトランスデューサ要素の超音波プローブと、請求項 1 ないし 9 のうちいずれか一項記載のシステムと、超音波画像を表示する表示手段とを有することを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 1 ないし 9 のうちいずれか一項記載のシステムの手段の機能を動作させる命令の組を有することを特徴とする、プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は人体の心臓の超音波画像データを取得し、画像データを処理して心臓壁組織の組織速度を推定し、心臓の超音波画像を前記心臓壁組織速度から得られる心臓周期における心臓壁の変位に関係する情報とともに表示するための画像処理システムに関するものである。本発明はさらに、そのような画像処理システムに関連する超音波診断装置に関する

10

20

30

40

50

ものでもある。

【 0 0 0 2 】

本発明は心筋の検査のための医療画像生成の分野において格別の用途がある。

【 背景技術 】

【 0 0 0 3 】

組織ドップラー画像法 (TDI: Tissue Doppler Imaging) と呼ばれる超音波画像処理技術はすでに当業者には既知のものである。このTDI技術は、患者の体内の組織の変位速度を測定してさらなる組織パラメータの非侵襲的方法による推定に役立て、そして前記速度を表す画像を色付けした形で従来式の超音波強度像とともに表示することを可能にする。

10

【 0 0 0 4 】

米国特許US 5, 938, 606によって心臓周期の間の動脈壁の変位の大きさを測定する方法はすでに知られている。この方法は動脈壁の表現を動脈壁の動きを表す情報とともに表示することを可能にする。従来式の超音波強度像に重ねられる曲線として動きの情報が表現されるのである。この方法は、一連の画像において動脈壁のセグメンテーションによって動脈壁の位置を特定し、画像データを処理して動脈壁の変位の大きさを時間の関数として決定し、動脈壁の変位の大きさを表す曲線を描く、ステップを有する。この方法はさらに、時間の関数として動く曲線を重ね合わされた動脈の画像シーケンスを表示することをも含む。

【 発明の開示 】

20

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

動脈に関していえば、前記引用特許によって提供されるような壁の変位の大きさの情報は、動脈が長手軸を有する細長い器官であるために扱いが容易である。壁の変位は単に軸に垂直な方向で、脈拍の影響のもと軸の方向に伝搬するだけだからである。

【 0 0 0 6 】

さて、心臓腔を取り囲む筋肉によって形成されている壁をもつ心臓の場合、壁の運動はきわめて複雑である。脈拍によって誘導される心臓壁の変位は、動脈壁の変位になぞらえることはできないし、同じように表現することもできない。心臓壁の動きが複雑なのは、心臓壁が各心臓周期の間に収縮に続いて弛緩が起こるという事実、そして筋肉と見なされる心臓壁内のこうした収縮と弛緩の伝搬が等方的でないという事実、そしてむしろ、こうした収縮と弛緩の心臓壁内の伝搬は、特定の伝搬法則に従っているように見える。実際、臨床的な見地からは、心拍障害や梗塞心筋によって収縮・弛緩の伝搬が変化したり乱されたりすることがあるのである。これらの特定の伝搬障害を調べるツールが必要とされている。

30

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明の目的の一つは、心臓周期の間の心臓壁の変位の伝搬の時間的情報を与える画像を表示する手段を、より詳細には心臓周期の間の心筋壁内部での変形の時間的情報を与える手段を有する画像処理システムを提供することである。こうした画像はひずみ画像 (strain image) と呼ばれる。

40

【 0 0 0 8 】

そのような手段をもつ画像処理システムが請求項で請求されている。

【 0 0 0 9 】

本発明のさらなる目的の一つは、心筋壁内部の各点において心臓周期の間の最大ひずみが起こる時点 (弛緩が始まる時点に対応する) および最小ひずみが起こる時点 (収縮が始まる時点に対応する) の情報をひずみの前記最大値および最小値とともに与える画像を表示する手段を有する画像処理システムを提供することである。そのような画像処理システムは付属の請求項において請求されている。

【 0 0 1 0 】

50

前記画像処理システムの一つの利点は、前記システムが、分極に起因する心筋の収縮・弛緩現象を、筋反応の伝搬の表現とともに可視化することを可能にすることである。

【 0 0 1 1 】

そのような画像処理システムに関連した超音波診断装置が従属請求項において請求されている。

【 0 0 1 2 】

本発明をよりよく理解するため、付属の概略図面を参照する。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 3 】

本発明は、超音波画像生成装置によって与えられるエコー画像信号を処理する画像処理システムに関するものである。前記画像処理システムは、超音波データを取得する手段、画像データ処理手段、超音波画像生成を実行する手段を有する。本発明によれば、この画像処理システムは心臓壁のひずみの測定を実行するのに使われる。この画像生成システムは、心臓壁の各点における心臓壁のひずみの最大値および最小値の生起時刻を心臓周期との関連で、心臓壁ひずみの大きさとともに推定する処理手段を有する。ひずみの各最大値および各最小値は心筋の弛緩開始および収縮開始に対応している。この画像処理システムは、ひずみ画像と呼ばれる画像を表示し、それによって心臓周期の間に心筋壁の内部での変形の伝搬の時間的な情報を与える手段を有している。この画像生成システムは、心臓周期の間、心筋壁内部の各点において最大変形（弛緩開始時点）および最小変形（収縮開始時点）が起こった正確な時刻の情報を与える画像を表示する。こうした画像は、図 4 に示すような心筋励起の筋反応の伝搬の様子を示すアニメーション画像となる。

【 0 0 1 4 】

図 8 を参照すると、超音波診断システム 50 は、プローブまたは探触子 10 ならびに表示手段 40 を有している。超音波診断システムの動作は、プローブ 10 を検査する患者に接触させ、周期的励起を通じて超音波信号を患者の心臓に向けて送信し、媒体中で遭遇する障害物によって返されるエコーを受信することを含む。プローブ 10 はフェーズドアレイとして、あるいは線形アレイ、曲線アレイもしくはその他のアレイとして集積されている超音波トランスデューサ 12 から構成されていてもよい。プローブは検査する体の外部に置かれても体内に置かれてもよい。トランスデューサ素子のアレイはパルスまたはビーム状のエネルギーを体内に送信し、体の内部構造によって反射されて返ってくるエネルギーのパルスを受信する。エネルギーのパルスまたはビームは電子的に超音波システムに結合されている。

【 0 0 1 5 】

プローブ 10 に接続されている超音波診断システムは、プローブ 10 に加えられる励起信号を生成する送受信段 14 を含む。プローブのトランスデューサはこれらの信号を、所定の繰り返し周波数で供給される超音波パルス信号の周期列に変換する。返ってくる音響信号は受信され、前記送受信段 14 によって合成されて 16 でビーム形成を実行するのに渡される。制御信号が送受信段によってさらに供給され、プローブ 10、パルス信号および速度推定段の制御に使われる。

【 0 0 1 6 】

送受信段 14 の送信モードにおいては、患者の心臓は、励起線の方角に沿って走査される。受信モードにおいては、各励起線の像が、媒体中の伝播時間および考えている励起線に沿って遭遇した障害物によって返されたエコーの大きさを考慮に入れて形成される。送受信段 14 の送信モードにおいては、プローブ 10 の各励起線はたとえば音響高周波信号を与え、これが画像形成段による一連の強度画像の形成を可能にする。強度画像シーケンスは、超音波グレースケール画像シーケンスと称される。それは 2D 画像の形で表示され、個々の画像は図 1 の断層画像のような画像である。

【 0 0 1 7 】

超音波診断装置はさらに、患者の器官の組織内の速度を決定できるようにする、カラー表示式組織ドップラー画像法モード（TDI）での動作も可能としている。組織ドップラ

10

20

30

40

50

一画像法は、組織の速度ベクトルの音響ビーム上に射影された成分を推定する技術である。着目する構造の変位のため、動く組織によって逆散乱された一連の高周波超音波エコーに対して位相偏移が起こされる。こうした位相偏移はI、Q復調段18および組織/流れ分離段30を通じて処理され、組織運動推定段31において検査対象の組織の局所的速度の推定がなされる。

【0018】

ここで、組織速度推定段31は段30から入力されるドップラーエコー信号を処理して、速度に対応する周波数などのドップラー偏移の特徴を得る。ドップラープロセッサ31は心臓の同じ空間位置から受信した一連のエコー信号を処理してドップラー位相すなわち周波数偏移を決定する。ドップラープロセッサ31はドップラー偏移を、高速フーリエ変換(FFT: fast Fourier transform)または自己相関関数によって推定することができる。好ましくは、ドップラー推定器31は、時間と空間の両方で自己相関を実行して精密な高解像度のドップラー偏移の推定値を生成する二次元自己相関を用いる。

10

【0019】

組織速度プロセッサ段32は組織信号の処理を行う。処理にはさらにスキャン変換33によって必要なら所望の画像フォーマットに変換することが含まれることもある。段32では、信号が一連のカラー値に割り振られてカラー分布図が作成される。ドップラー信号のカラー分布図は次に、Bモードプロセッサ20によって与えられるグレースケール画像に、ビデオプロセッサ34を使って重ねられることができる。こうして速度を示す色がグレースケール画像に重ね合わされることによって、カラー表示した組織速度の画像シーケンスが形成される。このカラー表示した速度シーケンスはメモリに保存されることができ

20

【0020】

TDIにおいて実行される信号処理は、血流を撮像するカラードップラー画像法システムによって使われる信号処理と同様のものであるが、組織速度は血流速度に比べて小さく、組織信号振幅は血流信号振幅に比べて大きいために、超音波システムの設定の修正が必要になる。こうした修正には、パルス群長(ensemble length)を短くしたり、パルス繰り返し周波数(PRR: pulse repetition frequency)を下げたり、ウォールフィルタを使っていればそれを無効にしたりといったことがある。

【0021】

本発明によれば、このTDI技術が患者の心臓壁の速度を測定するのに使われる。心臓壁の速度測定の工程には、心臓壁の動きの推定が含まれる。TDIで観察される組織のような生体構造の動きは、内部の機械的な力(動脈血圧、心筋の収縮・弛緩の強さ)と組織(心筋)との相互作用に起因する。TDIのシーケンスを使うと、特定の生理的パラメータを抽出することが可能になり、それを使って心臓壁の生体力学的な機能を決定することができる。本発明によれば、TDI画像を使うことで、以下に説明するように、空間的な超音波ビームに沿った空間微分から心臓壁のひずみが計算される。

30

【0022】

心筋のBモード断層画像を表している図1を参照すると、心筋のひずみ速度の決定にはまず、心臓壁のセグメンテーションを行う。心臓壁の縁は一連のBモード画像からたとえばエッジ検出技術の一つを使って抽出され、その結果心臓壁の位置を表すセグメンテーション線SL(segmentation line)が得られる。壁のセグメンテーション線SLの位置は図1のBモード画像に重ねて表示されている。

40

【0023】

引き続き図1を参照すると、心臓壁に垂直な組織速度の推定のためには、完全な心臓周期にわたって心臓壁の挙動を観察する必要がある。よって、少なくとも心臓周期に等しい期間をカバーする総数Nの画像のシーケンスを作成する必要がある。各画像は時刻nに作成され、Nは1より大きい数とする。また、組織速度画像シーケンスと心臓周期に共通な時間マーカーを同定しておく必要もある。これにより、心臓組織を心臓周期のさまざまな段階との関係で観察しうようになる。

50

【 0 0 2 4 】

壁のセグメンテーション線 S L の位置が次いで T D I データ平面上にマッピングされる。この動いている組織の位置に対して、T D I 速度値の局所的な時間積分の計算が実行される。この計算は、壁の変位値を心臓周期全体を通じて時間の関数として、また位置の関数として与える。

【 0 0 2 5 】

z を検査対象の心臓壁内部の音響ビームに沿った点の座標とする。この点の変位は次式で与えられる。

【 0 0 2 6 】

【 数 1 】

10

$$M(z, t) = \int_{t_0}^t V(z, u) du \quad (1)$$

ここで、V(z, u) は T D I によって与えられる速度、 t_0 はたとえば心臓周期の開始時点の時刻である。

【 0 0 2 7 】

図 1 のセグメンテーション線 S L に沿っての T D I 速度の測定が図 2 に示したように時間の関数として行われる。図 2 では速度は縦軸に、時間 t は横軸に表されており、図 2 の点 A、B、C は図 1 の点 A、B、C に対応する。図 2 は約 4 心臓周期の期間に関わるもの

20

【 0 0 2 8 】

さて、ひずみは組織が圧縮されている度合いの表現である。音響ビームに沿って検査対象の組織内部に二つの近接した位置 z および $z + dz$ が与えられたとすると、ひずみ $S(z, t)$ は次式で与えられる。

【 0 0 2 9 】

【 数 2 】

$$S(z, t) = \frac{M(z + dz, t) - M(z, t)}{dz} = \frac{\partial M(z, t)}{\partial z} \quad (2)$$

30

ひずみ速度は当該組織の圧縮または伸張の速度を表す。ひずみ速度は次式で定義される。

【 0 0 3 0 】

【 数 3 】

$$SR(z, t) = \frac{\partial S(z, t)}{\partial t} \quad (3)$$

(1) および (2) から、ひずみ速度が T D I 速度情報から直接導出できることがわかる。

40

【 0 0 3 1 】

【 数 4 】

$$SR(z, t) = \frac{\partial V(z, t)}{\partial z} \quad (4)$$

式 (3) および (4) を組み合わせれば、ひずみを T D I 速度情報から直接導出できる。

【 0 0 3 2 】

【数 5】

$$S(z, t) = \int_{t_0}^t \frac{\partial V(z, u)}{\partial z} du \quad (5)$$

以下では心臓壁のひずみを推定するのに式(5)を使う。

【0033】

心筋壁速度は、図2に示したように作成される心筋の組織ドップラー速度画像から測定される。次いで、速度勾配—これは前記ひずみ速度である—が推定されるが、その際、超音波ビームの角度の関数である補正が加味される。この補正の計算は空間勾配手続きと呼ばれる。そうした補正が必要なのは、心筋壁が現在の超音波ビームに対して動いているという事実のためである。次いで、勾配の画像が構築され、壁の各点においてその勾配の値が時間的に積分される。

10

【0034】

図3を参照すると、本発明により、式(5)を使って、点A、B、Cを通るセグメンテーション線SL上の選択した点(すなわち変数zは固定)で測定されるひずみの大きさについて、時間の関数としてその変動を表した曲線が推定される。速度画像の各点について、変形の時間曲線が抽出され、それはひずみ曲線と呼ばれる。図3で示した例では、曲線は4心臓周期にわたって、ひずみの最大値M1、M2、M3、M4およびひずみの最小値m1、m2、m3、m4が起こる時刻tを与えて、これらの時点におけるひずみの大きさの値を与えている。ここで、ひずみの各最大値および各最小値はそれぞれ心筋の弛緩開始、収縮開始に対応する。ひずみ曲線を構築するにあたって推定された最大値および最小値およびそれが起こる時刻は、心臓壁の関心のある各点、特にセグメンテーション線SLの各点について保存される。

20

【0035】

図4を参照すると、ひずみ最小に対応する収縮開始およびひずみ最大に対応する弛緩開始の位置を示す動的なシーケンスが、図3のひずみ曲線によって与えられる情報から構築される。今、図1に示されているような画像の超音波シーケンスを考える。前記画像における心筋壁の各点は、最大収縮値または最小収縮値に対応していたら、それぞれ重ね合わせ色を付与される。最大ひずみ値や最小ひずみ値の位置は時間とともに変わるので、こうした画像は、収縮・弛緩の伝搬の画像シーケンスを形成する。たとえば最大値が赤で、最小値が緑で表されるようにできる。図4に示したような画像のシーケンスは、ひずみの最大や最小といった事象(収縮の最大や最小に対応する)が心筋によって表される空間内を時間の関数として伝搬する様子を可視化することを可能にする。そうした事象は特定の法則に従っているように見える。

30

【0036】

そうした観点を説明するため、今の記述に関係している図4において、白いしるしの部分はひずみの最大(弛緩の開始)がこの時刻tにおいて起こっている部分に対応している。本発明は、収縮最大の伝搬に関係する図4、図5、図6の画像を使ってこうした特定の励起の伝搬法則を調べることを可能にする。同じ方法は収縮最小の伝搬にも適用できる。

40

【0037】

図5を参照すると、ここでさらに構築された画像は、縦軸で表されているABCを通るセグメンテーション線SLに沿って、図1の左心室における最大ひずみの生起(黒)および最小ひずみの生起(白)を、横軸で表す時間(t)の関数として4心臓周期にわたって与えるものである。この画像は、心拍に対する反応を可視化し、ひずみが心臓壁内部を心臓周期の間に伝搬する様子を調べることを可能にする。

【0038】

図6を参照すると、図5の画像を構築するために計算された値から、今度は、弛緩開始に対応する収縮の最大値の生起時刻が縦軸の時間tに沿って表されている。横軸が表すのは、セグメンテーション線SLの点である。ここで、図6の曲線は、SLの各点において

50

心臓周期中で弛緩の開始が起こる時点を与えている。こうした曲線の瞬間的な傾きは、傾きの符号によって伝搬の方向を、傾きの大きさによって伝搬の速度を与える。たとえば、伝搬速度は mm/s 単位で測ることができる。実験によると、いくつかの心臓周期にわたって得た曲線はきわめて似通ったものになる。同様の調査により、収縮開始に対応する収縮の最小値が起こる時刻を縦軸の時間 t に沿って与え、セグメンテーション線 SL の各点は横軸とすることができる(図示せず)。

【0039】

図7は、図8のシステム50に関連する本発明に基づく超音波診断装置を示す図である。当該装置は、画像シーケンスのデジタル画像データを取得するためのプローブ10および本発明に基づいてこれらのデータを処理するための超音波手段53を有している。特に、データ処理装置53は、上述したように計算を実行して画像を構築する計算手段およびメモリ手段を有している。前記計算を実行して前記画像を構築するあらかじめプログラムされた命令を有するコンピュータプログラムプロダクトも実装されていてもよい。超音波計算手段を保存されている医療用画像に適用して、たとえば医療パラメータを推定することができる。システムは処理された画像データを表示手段もしくは保存手段またはその両方に与える。表示手段40は画面であってもよい。保存手段はシステム53のメモリであってもよい。前記保存手段はあるいはまた外部保存手段であってもよい。この画像表示システム53は好適にプログラムされたコンピュータであってもよいし、あるいはLUT、メモリ、フィルタ、論理素子のような本発明に基づく計算を実行するよう構成された回路手段を有する専用目的プロセッサであってもよい。システム53はまた、キーボード55およびマウス56を有していてもよい。ユーザーが前記計算の選ばれた段においてシステムの処理手段を作動させるための制御手段41をなすものとしては、マウスクリックによって作動させられるアイコンが画面上に設けられてもよいし、システム上に特別のボタンが設けられてもよい。この医療表示システム50は超音波診断装置に組み込まれてもよい。この医療診断装置は患者が横たわる台または当該装置に対して患者の位置を固定するためのその他の要素を含んでいてもよい。超音波診断装置によって作成される画像データは医療表示システム50に入力される。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】心臓左心室の超音波画像で、左心室壁のセグメンテーション線(ABC)も示されている図である。

【図2】組織ドップラー画像法(TDI)技術によって時間(t)の関数として測定された図1の左心室壁の速度(V)の分布をセグメンテーション線(ABC)に沿って記録したもので、横軸が心臓周期数周期ぶんにあたる時間を表し、縦軸がセグメンテーション線(ABC)を表す図である。

【図3】セグメンテーション線(ABC)上の選択した点において測定された局所的なひずみのグラフであり、ここから4心臓周期についてのひずみの最大値($M1 \sim M4$)およびひずみの最小値($m1 \sim m4$)が起こる時刻(t)(各最大値および各最小値はそれぞれ心筋の弛緩開始、収縮開始に対応する)がひずみの大きさとともに引き出される図である。

【図4】左心室の瞬間像であって、この特定の時点において心臓周期の最大収縮値を示している領域が色でしるしを付けられており、心電図との対応がこの事象の時間的な位置づけを与えている図である。

【図5】縦軸で表されているセグメンテーション線(ABC)に沿って、図1の左心室壁の最大収縮の生起(黒)および最小収縮の生起(白)を、横軸で表されている時間(t)の関数として4心臓周期にわたって示す図である。

【図6】1心臓周期の間にセグメンテーション線(ABC)の各点で最大収縮が起こる時刻(t)を与えるグラフである。

【図7】本発明の画像生成システムに関連する超音波装置を概略的に表現するブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 8】超音波データを取得し、心臓のひずみ情報および心臓のひずみ画像を与える超音波画像生成システムを概略的に表現するブロック図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 1 】

- 1 4 送受信
- 1 6 ビーム形成器
- 1 8 I, Q 復調器
- 2 0 B モードプロセッサ
- 3 1 組織速度ドップラー推定
- 3 2 ひずみ推定
- 3 3 スキャン変換
- 3 4 表示プロセッサ
- 4 0 表示装置
- 4 1 ユーザー制御

10

【図 1】

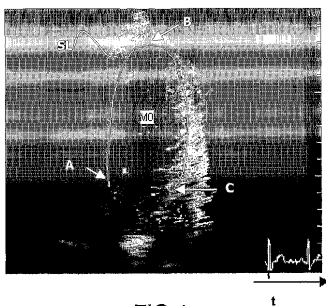


FIG.1

【図 2】

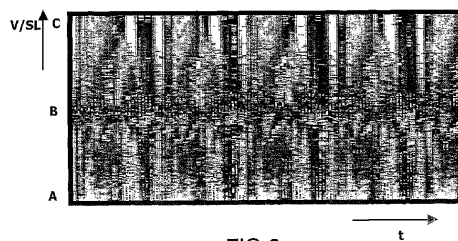


FIG.2

【図 3】

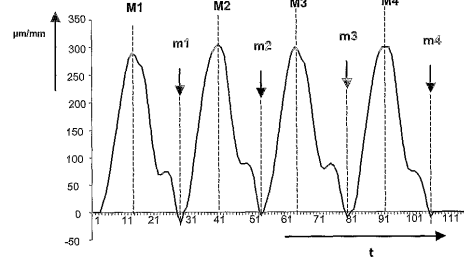


FIG.3

【図 4】

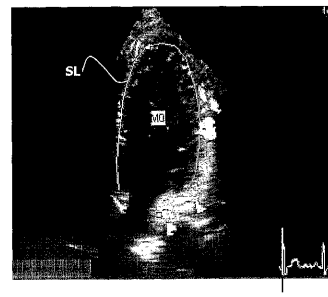


FIG.4

【図 5】

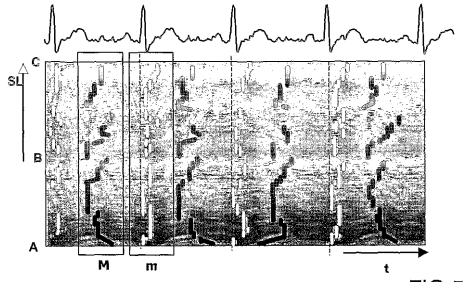


FIG.5

【図 6】

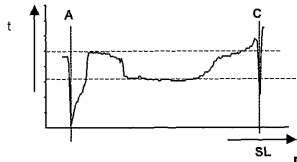


FIG.6

【図 7】

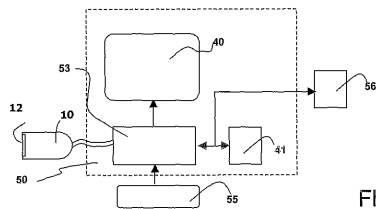
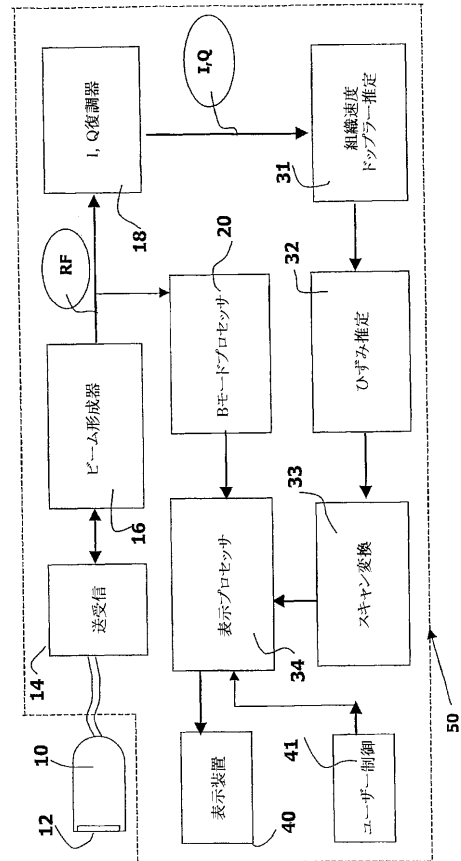


FIG.7

【図 8】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/IB2004/001122

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01S15/89 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) IPC 7 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, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	HEIMDAL, ANDREAS: "Doppler based ultrasound imaging methods for noninvasive assessment of tissue viability" September 1999 (1999-09), , NORWEGIAN UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY (NTNU) , XP002288652	1,3-11
Y	abstract; figures 3.1,4.10,5.5,6.2,7.1-7.12 pages 16-31 pages 83-84 ----- -/-	2
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ Patent family members are listed in 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 16 July 2004		Date of mailing of the international search report 02/08/2004
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 Reuss, T

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/IB2004/001122

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	KOWALSKI M ET AL: "Can natural strain and strain rate quantify regional myocardial deformation? A study in healthy subjects" ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 27, no. 8, August 2001 (2001-08), pages 1087-1097, XP004302810 ISSN: 0301-5629 abstract; figures 1-4 page 1087, left-hand column - page 1090, right-hand column	1,3-6, 9-11
X	WEIDEMANN ET.AL.: "Defining the transmural strain of a chronic Myocardial Infarction by ultrasonic Strain-Rate Imaging" CIRCULATION, vol. 107, no. 6, 3 February 2003 (2003-02-03), pages 883-888, XP002288650 abstract; figures 1,3,5 page 884, left-hand column	1,3-6, 10,11
X	GREENBERG ET.AL.: "Doppler-derived myocardial systolic strain rate is a strong index of left ventricular contractility" CIRCULATION, vol. 105, no. 1, 1 January 2002 (2002-01-01), pages 99-105, XP002288651 abstract; figures 3,4 page 100, right-hand column, paragraph 3 - page 101, right-hand column, paragraph 1 page 104, left-hand column	1,3-6, 10,11
X	US 2002/177775 A1 (TORP HANS ET AL) 28 November 2002 (2002-11-28) abstract; figures 3,9-13 paragraphs '0002! - '0005! paragraphs '0009! - '0015! paragraphs '0024! - '0033! paragraphs '0126! - '0131!	1,3-6, 10,11
Y	WO 02/45587 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV) 13 June 2002 (2002-06-13) abstract; figures 12-14b,16 page 9, lines 20-34 page 13, line 4 - page 20, line 19	2
Y	EP 0 880 937 A (ADVANCED TECH LAB) 2 December 1998 (1998-12-02) abstract; figures 1,9,10 page 1, line 3 - page 3, line 44	2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/IB2004/001122

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2002177775	A1	28-11-2002	US 6352507 B1	05-03-2002
			EP 1079240 A2	28-02-2001
			JP 2001070303 A	21-03-2001
			US 2003149365 A1	07-08-2003
			US 2004111027 A1	10-06-2004
			GB 2353824 A	07-03-2001
WO 0245587	A	13-06-2002	US 2002072674 A1	13-06-2002
			WO 0245587 A1	13-06-2002
			EP 1255489 A1	13-11-2002
			JP 2004514527 T	20-05-2004
EP 0880937	A	02-12-1998	US 5800356 A	01-09-1998
			AT 223177 T	15-09-2002
			AU 6979198 A	03-12-1998
			CA 2239330 A1	29-11-1998
			DE 69807575 D1	10-10-2002
			DE 69807575 T2	07-08-2003
			EP 0880937 A2	02-12-1998
			JP 11042227 A	16-02-1999
			NO 982447 A	30-11-1998

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, 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, IT, LU, 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, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 ボヌフォー , オディル

フランス国 , 7 5 0 0 8 パリ , ブールヴァール・オスマン 1 5 6 , ソシエテ・シヴィル・エス
ペーイーデー内

F ターム(参考) 4C601 DD15 DD18 DE03

5C024 AX09 BX03 CY15 HX22 HX28 HX29 HX30 HX31

专利名称(译)	心脏壁畸变成像方法		
公开(公告)号	JP2006523485A	公开(公告)日	2006-10-19
申请号	JP2006506467	申请日	2004-04-01
[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	ボヌーフ・オデイル		
发明人	ボヌーフ,オデイル		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/0883 A61B8/488 G01S7/52042 G01S7/52073 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/08 H04N5/31		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DD18 4C601/DE03 5C024/AX09 5C024/BX03 5C024/CY15 5C024/HX22 5C024/HX28 5C024/HX29 5C024/HX30 5C024/HX31		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2003290933 2003-04-15 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于获取心脏的超声图像数据的装置，用于在心动周期期间形成心脏的超声图像序列的装置，以及用于提供心脏壁的组织速度数据的装置，估计与点的心脏畸变相关的特定事件的发生时间用于将超声图像转换成超声图像的装置；该系统可以包括用于估计在心脏壁内的选定点处测量的心脏应变的时间变化的装置。沿着线的系统，还表示所述装置和心脏壁以估计来自应变的测量时间变化的发生时间和在心脏应变的最大值和最小值的变化幅度在心脏心脏壁内的选定点心脏畸变的最大或最小变化并且可以具有用于估计这两个时间发生的时间的手段。

