

(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2009-512486

(P2009-512486A)

(43) 公表日 平成21年3月26日(2009.3.26)

(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 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2008-536195 (P2008-536195)  
 (86) (22) 出願日 平成18年10月20日 (2006.10.20)  
 (85) 翻訳文提出日 平成20年3月14日 (2008.3.14)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2006/053865  
 (87) 国際公開番号 W02007/046074  
 (87) 国際公開日 平成19年4月26日 (2007.4.26)  
 (31) 優先権主張番号 05300840.5  
 (32) 優先日 平成17年10月20日 (2005.10.20)  
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

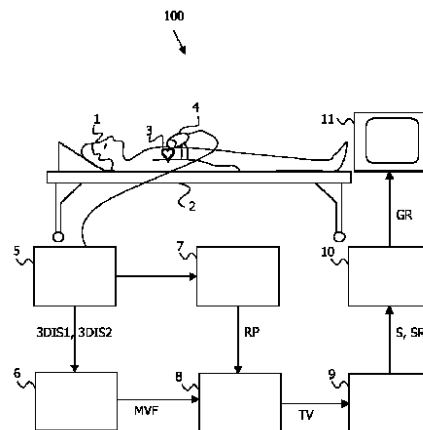
(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (74) 代理人 100114753  
 弁理士 宮崎 昭彦  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙  
 (74) 代理人 100145654  
 弁理士 矢ヶ部 喜行

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像システム及び方法

(57) 【要約】

本発明は、身体器官の変形を評価及び表示するための超音波撮像システムに関する。少なくともエコー画像データの第1画像データセット及び第2画像データセットを有する画像データセットのシーケンスが取得される。運動ベクトル場は、第2画像データセットの画像ポイントと第1画像データセットの画像ポイントとの間で算出される。前記基準点を含む第1スキャンラインが規定される。画像ポイントの運動ベクトルは規定された第1スキャンライン上に投影され、それは第1スキャンラインに沿った投影された組織速度を提供する。投影された組織速度は、画像ポイントにおける第1スキャンラインの方向に沿った身体器官の変形の1次元成分を評価するために用いられる。そのような身体器官の変形の1次元成分(例えば歪み速度又は歪み)は、さらに、画像データセットのシーケンスのグラフィカル表示でレンダリングされる。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

以下の手段を有する身体器官の変形を評価及び表示する超音波撮像システム。

前記身体器官に対して超音波ビームを送信し、当該対象物によって反射される対応するビームを受信することにより、前記身体器官から、少なくともエコー画像データの第 1 画像データセット及びエコー画像データの第 2 画像データセットを有する画像データセットのシーケンスを取得する手段。

第 2 画像データセットと第 1 画像データセットとの間の、画像データセットの前記シーケンスの画像データポイントに対応する運動ベクトルを算出する手段。前記画像データポイントは、画像データセットの前記シーケンスのリファレンシャル内の座標を有する。

前記第 2 画像データセットの前記リファレンシャル内の基準点を選択する手段。

前記画像ポイントを前記基準点につなぐ第 1 スキャンラインに画像データポイントに対応する前記運動ベクトルを投影する手段。当該投影する手段は、前記画像データポイントにおける前記身体器官の投影された組織速度値を生成する。

前記投影された組織速度値から前記画像データポイントにおける前記身体器官の変形の評価を導出する手段。

前記変形のグラフィカル表示を作成及び表示する手段。

**【請求項 2】**

前記組織の変形の評価を導出する手段が、前記投影された組織速度値の空間的な勾配を算出することにより得られる歪み速度、又は当該歪み速度を時間積分することにより得られる歪みを評価する手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

**【請求項 3】**

第 1 スキャンラインに垂直な第 2 スキャンラインに前記運動ベクトルを投影する手段を有する請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

**【請求項 4】**

前記画像データセットのシーケンスが、3次元画像データセットのシーケンスであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

**【請求項 5】**

前記 3次元画像データセット内の観測面を選択する手段を有し、前記観測面が前記基準点を含む請求項 4 に記載の超音波撮像システム。

**【請求項 6】**

観測面を選択する前記手段が、前記 3次元画像データセット内の解剖学的基準点を識別する手段を有すること、及び当該解剖学的基準点が前記観測面を規定するために用いられることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波撮像システム。

**【請求項 7】**

前記表示する手段が、前記観測面に含まれる前記画像データポイントの変形の評価を表示することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波撮像システム。

**【請求項 8】**

前記身体器官が心臓であり、前記解剖学的基準点が心臓の長軸及び心尖に属するポイントを含むことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波撮像システム。

**【請求項 9】**

前記身体器官が心臓であり、前記解剖学的基準点が心臓の短軸及び僧房弁に属するポイントを含むことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波撮像システム。

**【請求項 10】**

前記画像データセットのシーケンス内の第 1 及び第 2 境界を選択する手段を有し、グラフィカル表示を作成及び表示する前記手段が、前記第 1 及び第 2 境界間に位置する画像データポイントの変形の評価を表示することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

**【請求項 11】**

前記第1及び第2境界間の曲線を選択する手段を有し、基準点を選択する前記手段が、前記画像データポイントを前記基準点につなぐ第1スキャンラインが前記基準点における前記曲線の接線に垂直になるように、前記曲線に属する基準点を選択する請求項10に記載の超音波撮像システム。

【請求項12】

以下のステップを有する身体器官の組織の変形を視覚化する超音波撮像方法。

前記身体器官に対して超音波ビームを送信し、当該身体器官によって反射される対応するビームを受信することにより、前記身体器官から、少なくともエコー画像データの第1画像データセット及びエコー画像データの第2画像データセットを有する画像データセットのシーケンスを取得するステップ。

10

第2画像データセットと第1画像データセットとの間の、画像データセットの前記シーケンスの画像データポイントに対応する運動ベクトルを算出するステップ。前記画像データポイントは、画像データセットの前記シーケンスのリファレンシャル内の座標を有する。画像データセットの前記第2シーケンスの前記リファレンシャル内の基準点を選択するステップ。

前記画像データポイントを前記基準点につなぐ第1スキャンラインに画像データポイントの前記運動ベクトルを投影するステップ。当該投影するステップは、前記画像データポイントにおける前記身体器官の投影された組織速度値を生成する。

前記投影された運動ベクトルの空間的な勾配の算出によって、前記画像データポイントにおける組織の変形値を評価するステップ。

20

前記変形のグラフィカル表示を作成及び表示するステップ。

【請求項13】

請求項12に記載の超音波撮像方法を実行するための一組の命令を有するコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は組織変形を評価及び表示するための超音波撮像システムに関する。本発明はさらに、そのようなシステムにおいて用いられる撮像方法に関する。最後に、本発明は、そのような撮像方法を実行するためのコンピュータプログラムに関する。

30

【0002】

本発明は、心エコー撮像の領域において特にそのアプリケーションを見いだす。

【背景技術】

【0003】

超音波画像の多くの診断評価において、組織の運動学的な特性（速度及び変形）の量的な評価は、機能不全を識別する能力を改善する。この種類の分析は、心エコー画像撮像の分野において特定の関連性を持つ。この分野において、有効な心室機能の評価は、心室の動態に関する多数の特性の情報を必要とする。速度を評価するための技術は組織ドップラー撮像（TDI）として知られている。TDIは心室壁の全てのポイント上での組織速度の測定を可能にする。組織速度の測定は、Bモード撮像における組織の映像化からは直ちに観測することができない異常を発見することを補助する。測定された組織速度は、正確な身体変位及び収縮/拡張に関する情報を提供する。収縮/拡張は、心筋活動に関する。組織の局所的な歪み又は歪み速度のような更なる特徴が、組織速度から導出されることができる。

40

【0004】

TDIの欠点は、スキャンラインに沿った組織速度の成分だけが測定されることができるということである。したがって、組織がスキャンラインに沿わない方向に移動する場合、ドップラー速度は実際の組織運動学を反映しない。スキャンラインに沿った歪み及び歪み速度の成分だけが評価されることができ、局所的な変形状態の低下した視野を与える。さらに、これは、スキャンラインに沿って撮像されることができるか又はスキャンラインの方向に変位があるかのいずれかである解剖学的部位に、TDIの適用を制限する。心エコー

50

検査において、これらの解剖学的部位は、本質的に心室間隔壁に及び心尖図における側壁に対応する。

【0005】

他の帰結として、TDI取得のために、いくつかのスキャンラインが同じ位置で取得されなければならない、それは、高い取得フレームレートを達成する必要がある場合、空間分解能（すなわちスキャンラインの数）が低下することを意味する。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

米国特許出願公開公報US2005/0070798は、Bモード超音波撮像データの単一収集から、組織速度ベクトル及び指向歪みを評価する方法を開示する。ドップラーモードにおいて更なる画像データを取得することを必要とすることなく、少なくとも2つの連続するBモード画像フレームのシーケンスから密集した運動ベクトル場を提供するために、オプティカルフロー速度場評価技術が適用される。任意の方向（スキャンラインに対して横断方向でも）における歪み及び歪み速度データの評価を、算出された密集した運動ベクトル場から導出することができる。そのような方法の欠点は、ユーザにとって便利である歪み及び歪み速度データの評価テンソルの視覚化に、いかなる解決案も提供しないということである。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の目的は、ユーザにとって便利である態様で、密集した運動ベクトル場の計算から導出される組織速度及び歪みの成分を生成及び視覚化するシステム及び方法を提供することである。

20

【0008】

これは身体器官の変形を評価及び表示するための本発明によるシステムによって達成され、当該システムは以下の手段を有する。

前記身体器官に対して超音波ビームを送信し、前記身体器官によって反射される対応するビームを受信することによって、少なくとも前記身体器官からエコー画像データの第1画像データセット及びエコー画像データの第2画像データセットを有する画像データセットのシーケンスを取得するための手段。

30

前記第2画像データセットと前記第1画像データセットとの間の、画像データセットの前記シーケンスの画像データポイントに対応する運動ベクトルを算出するための手段。前記画像データポイントは、画像データセットの第1及び第2シーケンスのリファレンシャル内の座標によって示される。

前記リファレンシャル内の基準点を選択するための手段。

前記画像データポイントを前記基準点につなぐ第1スキャンラインに、画像データポイントに対応する運動ベクトルを投影するための手段。当該手段は、前記画像データポイントの投影された組織速度値を生成するように構成される。

前記投影された運動値から前記画像データポイントにおける前記身体器官の変形を評価するための手段。

40

及び、前記評価された変形のグラフィカル表示を生成及び表示するための手段。

【0009】

本発明によって、少なくとも2つの2次元又は3次元の画像データセットのシーケンスが取得される。密集した運動ベクトル場は、第1画像データセットに対する第2画像データセットの画像ポイントの組織速度の評価として算出される。基準点は、第2画像データセットのリファレンシャル内で選択される。この基準点は、第1スキャンラインを規定するための起点として用いられる。この第1スキャンラインは、第1スキャンラインの方向に沿った身体器官の変形の1次元成分を評価するためにさらに用いられる。基準点は、画像データセットの外部又は内部のいずれかに配置されることができる。

【0010】

50

投影された組織速度値は、画像データポイントに対して算出される運動ベクトルを、前記基準点を含む第1スキャンライン上に投影することによって得られる。身体器官の変形の1次元成分の評価は、この投影された運動値から導出される。例えば、そのような変形の1次元成分は、投影された組織速度値の空間的な勾配に基づいて評価される歪み速度、又は歪み速度を時間積分することにより得られる歪みである。歪み及び歪み速度は1次元データであり、さらに、例えば、グレーレベルの2次元又は3次元超音波画像に重畳されるカラー符号化情報として、グラフィカル表示にレンダリングされる。

【0011】

本発明によって、一度に組織変形の投影だけが評価及び表示され、変形の全てのテンソルは評価及び表示されず、これにより、読み取って分析することが容易なグラフィカル表示を生成することが可能になる。実際、そのようなグラフィカルパラメータ表示は、ユーザに非常になじみがある。

10

【0012】

好ましくは、3次元画像データセットのシーケンスが取得される。

【0013】

本発明の第1の実施の形態では、単一の基準点が、全ての画像データポイントのために選択される。実在のプロープの取得スキャンラインに例えることができるスキャンラインに沿って、運動ベクトルは投影される。有利には、基準点は、画像データセットの外側に、好ましくは画像データセットのシーケンスを取得するために用いられるプロープが配置され得る位置に、配置される。変形値は、これらのスキャンラインに沿って評価される。本発明による第1の実施の形態の利点は、TDIを用いることによって得ることができ、ユーザが精通している、そのようなグラフィカル表示を再現するという点である。

20

【0014】

本発明の第2の実施の形態において、第1スキャンラインに対して垂直な第2スキャンラインが規定される。本発明の第2の実施の形態による超音波撮像システムは、運動ベクトルを第2スキャンラインに投影するための手段を有する。したがって、第1スキャンラインへの運動ベクトルの投影によって得られる運動値に対して垂直な、第2の1次元の投影された運動値が得られる。変形の第2成分を導出することができる。例えば、第1スキャンラインは心臓の長軸であり、第2スキャンラインは心臓の短軸である。本発明の第4の実施の形態の利点は、身体器官の局所的な変形の2次元の評価を提供することである。これは、特に、3つの主要な方向に沿った変形を受けることが知られている心臓に対して、より現実的である。第1スキャンラインは、長手方向の変形の評価を提供することができ、第2スキャンラインは半径方向の変形の評価を提供することができる。

30

【0015】

本発明の第3の実施の形態において、選択された基準点を含む観測面が規定される。運動ベクトルの投影は観測面内で実行され、3次元画像データセット全体では実行されない。生成されたグラフィカル表示は、有利には、カラー符号化された変形値を、規定された観測面に対応する2次元のグレーレベル画像フレームに重畳することができる。ユーザにとっての利点は、そのような2次元グラフィカル表示によって、多数のデータ内で舵取りする必要が無いということである。

40

【0016】

有利には、解剖学的基準点が観測面を規定するために用いられる。結果的に、観測面は、例えば長軸胸骨傍ビューのような、超音波プロープによって実際にスキャンされることができるビューに対応することができる。この場合は、解剖学的基準点は、心尖及び心臓の長軸である。

【0017】

本発明の第4の実施の形態において、運動値の投影及び組織変形の評価は観測面全体では実行されないが、観測面内に規定された関心領域において実行される。実際、観測面中には、組織速度情報が重要でない領域が存在する場合がある。これは、例えば、血液で満たされる心臓腔中の場合である。対照的に、心筋壁は重要な関心領域である。したがって

50

、関心領域は身体器官の第1及び第2境界間に区切られる。有利には、心内膜壁及び心外膜壁は自動的に区分される。利点は、重要な情報だけが算出され、計算コストが節約されるということである。

【0018】

本発明の第5の実施の形態において、基準点は3次元画像データセット内部で選択される。これは、超音波プローブによってスキャンされることができなかった観測面を規定することを可能にする。特に、重要な観測面は、心臓の長軸に配置される基準点によって規定されて長軸に垂直に選択される観測面である。この観測面は、好ましくは、僧帽弁より上に選択される。そのような短軸観測面は、超音波プローブによってスキャンされることができない。この短軸観測面において、規定される第1スキャンラインは心臓の長軸に対して半径方向であり、したがって、組織速度運動ベクトルの投影は、組織速度の半径方向の成分を提供する。組織速度のそのような半径方向の成分は、それが超音波プローブによって放たれるスキャンラインに対して垂直であり、超音波プローブは、通常、心臓の左室内に配置されることができないので、TDI技術によって測定されることができない。

10

【0019】

組織変形の半径方向の成分の評価が導出される。組織変形のこの半径方向の成分は生理的対応を持つので、これは非常に重要である。実際、心筋壁の収縮力は、通常、長手方向、円周方向、及び半径方向の成分に分解される。したがって、本発明の第5の実施の形態の利点は、投影された組織速度の計算、及び実在のプローブを配置することができない基準点位置からの1次元の組織変形の評価を可能にするということである。

20

【0020】

本発明の第6の実施の形態において、第2グラフィカル表示が、第2基準点から、及び有利には第2観測面から、生成される。この第2基準点から、変形の1次元成分の第2のセットは、単に新たな投影された運動値及び前記第2基準点からの変形値を再計算することによって、以前に算出された運動ベクトルから得ることができる。必要に応じた回数だけ演算のこのシーケンスが繰り返される点に留意する必要がある。利点は、第5の実施の形態によるシステムが、単一の超音波取得から身体器官の変形の1次元成分の複数のグラフィカル表示の生成を可能にすることである。組織変形のこれらの1次元成分、例えば、心臓変形の半径方向、長手方向及び円周方向成分は、有利には同時に視覚化されることができる。

30

【0021】

本発明の第7の実施の形態において、運動ベクトルが算出された画像データポイントに個別の基準点を選択される。曲線は、複数の画像データポイントに対応する複数の基準点を含むようになっている。画像データポイントを基準点につなぐ第1スキャンラインが前記基準点において前記曲線の接線に対して垂直であるように、画像ポイントに対応する基準点は曲線上に選択される。

【0022】

本発明の第7の実施の形態の利点は、解剖学的構造に追従する曲線が選択されることができるということであり、例えば、第1及び第2境界によって区切られる関心領域の形状に追従する。

40

【0023】

本発明は、そのような超音波撮像システムにおいて用いられる撮像方法にも関する。

【0024】

これらの及び他の本発明の態様は以下に記載する実施の形態から明らかになり、以下に記載する実施の形態を参照して説明される。本発明は、一例として、添付の図面を参照して以下に更に詳細に説明される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

本発明は、2次元又は3次元エコー画像データを取得することにより、身体器官の変形を評価及び表示する超音波撮像システムに関する。以下では、本発明によるシステムが、

50

3次元エコー画像データの単一収集から、患者の心臓の心筋壁の変形を評価及び表すための心エコー検査の特定の領域において更に詳細に説明される。

【0026】

しかしながら、本発明は心エコー検査に限定されず、超音波によって撮像されることができる任意の身体器官の変形の評価に適用されることができる。図1の模式的な図面は、本発明による超音波撮像システム100を示す。患者1は、患者テーブル2に配置される。シンボリックに示された患者の心臓3は、超音波プローブ4によって指し示される。超音波プローブ4は、患者1の心臓3に対して超音波ビームを送信して、前記心臓によって反射される対応するエコー画像ビームを受信するように適応される2次元変換子アレイを有する。本発明によるシステム100は、前記受信されたエコー画像ビームから、心臓3の少なくとも2つの3次元画像データセット3DIS<sub>1</sub>及び3DIS<sub>2</sub>のシーケンスを生成するための手段5を有する。画像データセットが生データ又はスキャン被変換画像のいずれかを有する点に留意する必要がある。前記少なくとも2つの3次元画像データセットは、有利には心臓の周期の連続する時刻に対応する。3次元画像データセットは、当該3次元画像データセットのリファレンシャル(0, X, Y, Z)内の座標のトリプレット(x, y, z)によって識別されることができる多くの画像データポイントである。

10

【0027】

本発明によるシステムは、第2の3次元画像データセット3DIS<sub>2</sub>と第1の3次元画像データセット3DIS<sub>1</sub>との間の、3次元画像データセットのシーケンスの画像データポイントに対応する運動ベクトル

20

$$\vec{MV}$$

を算出するための手段6をさらに有する。密集した運動ベクトル場MVが得られ、それは、少なくとも第2の3次元画像データセット3DIS<sub>2</sub>の各々の画像データポイントについて算出された、3次元運動成分のベクトル

$$\vec{MV} = \begin{pmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{pmatrix}$$

30

を有する。オプティカルフロー又はブロックマッチングのような既知の技術が用いられる。

【0028】

本発明によるシステムは、3次元画像データセットの第2シーケンス3DIS<sub>2</sub>の前記リファレンシャル(0, X, Y, Z)内の基準点RPを選択するための手段7をさらに有する。画像データポイントIPに対応する運動ベクトル

$$\vec{MV}$$

40

を考慮して、基準点RPは、当該基準点RPを含む第1スキャンラインSL1を規定するためにさらに用いられる。本発明によるシステムは、図3Bに示すように、第1スキャンラインSL1に運動ベクトル

$$\vec{MV}$$

を投影するための手段8をさらに有する。投影された組織速度値TVが得られ、それは第1スキャンラインSL1に沿った運動ベクトルの1次元成分を表す。

【0029】

以下で更に詳細に説明されるように、基準点RPは、画像データセットの全ての画像データポイントに対して一回選択されるか、又は各々の画像データポイントに対して個別に選

50

扱われることができることに留意すべきである。

【0030】

投影された組織速度値TVは、局所的な組織速度の評価を表し、前記画像データポイントIPにおける身体器官の組織の変形を評価するための手段9によってさらに用いられる。この目的のために、当業者にとって周知の画像処理技術が用いられる。特に、画像データポイントIPにおける変形の歪み速度値SRが、投影された運動値PMVの空間的な勾配の計算によって評価される。有利には、歪み値Sも歪み速度値SRの時間積分として評価される。したがって、画像データポイントIPにおける組織の評価された歪み及び歪み速度値S、SRも、スキャンラインSLに沿った変形の1次元の成分である。

【0031】

この1次元の変形成分は、さらに、表示手段10によって3次元画像データセットのシーケンスのグラフィカル表示GRにレンダリングされる。有利には、前記表示手段は、評価された変形値をさまざまな色によってエンコードし、それらを3次元画像データセットのグレーレベルシーケンスに重畳するように適応される。

【0032】

2つより多い3次元画像データセットを有し、特に、完結した心周期を含むシーケンスの場合、運動ベクトルを算出するための手段6は、連続する3次元画像データセットの組に繰り返し適用されることができ、複数の運動ベクトル場をもたらすことができることに留意すべきである。したがって、1次元の変形成分の複数のセットが、前記複数の運動ベクトル場から評価されることができ、利点は、身体器官(例えば心筋)の変形の展開が、心周期の間、観察されることができることである。

【0033】

図2の模式的な図面は、取得手段5によって取得された3次元画像データセット3DISを示す。そのような画像データセットは、心臓、特に心筋のエコー画像データを有する。上記したように、3次元画像データセット3DISは、3次元画像データセットのリファレンシャル(0, X, Y, Z)中のそれらの座標によって位置を決められる画像データポイントIP(x, y, z)を有する。心臓は、通常、心尖A又は心臓の長軸LAのような解剖学的基準点によって識別される。これらの解剖学的基準点も、リファレンシャル(0, X, Y, Z)中の座標によって位置を決められる。

【0034】

図3Aの模式的な図面は、手段6によって算出される密集した運動ベクトル場MVFを示す。有利には、当業者によく知られたオプティカルフロー方法が使用される。これらのオプティカルフロー方法は、輝度が不変であるとの仮定に基づく。この仮定によれば、対象物は、その輝度の局所的な変化を伴わずに、1つの画像フレームから他の画像フレームに移動する。

【0035】

図3Bを参照すると、基準点RPが、画像データセットの内側又は外側のいずれかに選択される。3次元画像データセット3DISの画像データポイントIP1を考慮して、基準点RPを画像データポイントIP1につなぐ第1スキャンラインSL1(IP1)が引かれる。画像データポイントIP<sub>1</sub>に対応する運動ベクトル

$$\vec{MV}_1$$

を第1スキャンラインSL<sub>1</sub>(IP1)に投影するための手段8は、第1スキャンラインSL<sub>1</sub>(IP<sub>1</sub>)の方向に沿った投影された組織速度値TV<sub>1</sub>を提供するように適応される。

【0036】

本発明の第1の実施の形態において、単一の基準点RPが、画像データセットの全ての画像データポイントIP<sub>i</sub>(iは整数)のために選択される。したがって、身体器官中の基準点RPの位置に配置された仮想プローブによって放たれるとみなすことができるスキャンラインSL<sub>1</sub>(IP<sub>i</sub>)のビームが得られる。

10

20

30

40

50

## 【0037】

図4を参照すると、基準点RPは、有利には、画像データセット3DISの外側で選択される。基準点RPは、あるいは3次元画像データセット3DISの内側に位置するように選択されることができることに留意すべきである。

## 【0038】

本発明の第2の実施の形態において、図3Bに示すように、第1スキャンライン $SL_1$ に対して垂直な第2スキャンライン $SL_2$ が規定される。

図3Bにおいて、運動ベクトル

$$\vec{MV}_1$$

10

が画像データポイント $IP_1$ に対応する第2スキャンライン $SL_2(IP_1)$ に投影され、運動ベクトル

$$\vec{MV}_2$$

が画像データポイント $IP_2$ に対応する第2スキャンライン $SL_2(IP_2)$ に投影される等する。各々の画像データポイントは、それ自身の第2スキャンラインを持つ。画像データポイント $IP_1$ 、 $IP_2$ 、 $IP_3$ に対応する投影された組織速度 $TV_{12}$ 、 $TV_{22}$ 、 $TV_{32}$ が得られ、それらは、第2スキャンライン $SL_2(IP_1)$ 、 $SL_2(IP_2)$ 、 $SL_2(IP_3)$ にそれぞれ沿った1次元の組織速度成分である。第2スキャンライン $SL_2(IP_i)$ に沿った第2の変形成分 $S_{i2}$ 、 $SR_{i2}$ を得ることができる ( $i$ は $\{1, 2, 3\}$ に属する整数)。

20

## 【0039】

本発明の第2の実施の形態の利点は、身体器官の局所的な変形の2次元の評価を提供することである。これは、特に3つの主要な方向に沿って変形を受けることが知られている心臓にとって、より現実的である。第1スキャンラインは長手方向の変形の評価を提供することができ、第2スキャンラインは半径方向の変形の評価を提供することができる。

## 【0040】

本発明の第3の実施の形態において、観測面VPが3次元画像データセット内で選択される。観測面VPは基準点RPを含む。運動ベクトル場の運動ベクトル

30

$$\vec{MV}$$

の投影TVは、好ましくは観測面VP内に含まれる画像データポイントに対して、手段8によって実行される。対応する組織変形が手段9によって導出され、歪み及び歪み速度値S、SRの面を提供する。本発明の第2の実施の形態の利点は、得られた1次元の変形値の集合が、例えば観測面に対応する2次元画像フレームのグレーレベル値に重畳することによって、表示されることができるということである。そのようなグラフィカル表示は、ユーザが扱わなければならない多くの画像データよりも、容易に分析することができる。

## 【0041】

有利には、観測面は解剖学的基準点(例えば心臓の尖A及び長手軸LA)を用いることにより規定されることができる。このように、規定された観測面は、例えば図4に示される長軸心尖ビューのような、実在のプロープによって取得されることができるビューに対応する。利点は、ユーザが通常分析する身体器官のビューに対応する変形のグラフィカル表示が提供されることである。

40

## 【0042】

図5Aに示される本発明の第4の実施の形態において、本発明によるシステムは、3次元画像データセット内の第1及び第2の境界 $B_1$ 、 $B_2$ を選択するための手段を有する。これらの第1及び第2境界は、関心領域を区切るためにさらに用いられ、その中において変形値S、SRが評価されなければならない。心臓の特定の場において、これらの第1及び第2境界は、有利には心筋内に選択される。実際、評価された変形値は収縮/拡張に関する情

50

報を与え、その情報は心筋の活動に直接関係する。一方、例えば心臓腔のように、血液で満たされており、それについての速度及び変形の情報がそれほど重要でない領域がある。それはさらに、隣接した領域について算出される変形値の分析に対するノイズ及び摂動の源となる場合がある。

【0043】

図5Aを参照すると、表示手段10によって作成されるグラフィカル表示GRは、第1及び第2境界 $B_1$ 、 $B_2$ によって区切られる関心領域内の変形値のみをレンダリングする。したがって、本発明の第4の実施の形態の第1の利点は、変形評価を重要な関心領域だけに提供することである。関心領域を区切ることの第2の利点は、計算コストを低減することである。

10

【0044】

そのような選択は、3次元画像データポイントのグレーレベル表示上で第1及び第2境界の画像データポイントを選択することによって手動で実行されることができる。あるいは、この選択は、よく知られた半自動又は自動での画像処理技術を用いることにより、心外膜及び心内膜壁の画像区分によることができる。

【0045】

図5Aに示されるグラフィカル表示は、観測面VPと交差する関心領域の画像データポイントに対応する変形値のみを表す。しかしながら、関心領域の任意の3次元グラフィカル表示が本発明の範囲に含まれることに留意すべきである。

【0046】

本発明の第5の実施の形態において、基準点RPが3次元画像データセット内部で選択されることもできる。この場合、プローブは一般に心臓内には配置されず、患者の身体の外側で皮膚表面上に配置されるので、描かれるスキャンラインSLは実在のプローブによって放たれる超音波ビームの経路に対応しない。

20

【0047】

図5Bを参照して、心臓の半径方向の短軸ビューが得られるように、基準点及び観測面VPが選択されることができる。この目的のために、基準点は心臓の長軸に属する。さらに、重要な解剖学的基準は、図6Aに示される長軸LA及び僧帽弁MiVである。特に、選択されたビューは、長軸に対して垂直であり、僧帽弁の向こうの基準点位置で長軸と交差する。投影された運動値及び対応する変形値S、SRは、短軸観測面に含まれる画像データポイントに対して算出される。有利には、変形値の計算は、第1及び第2境界 $B_1$ 、 $B_2$ によって規定される関心領域に制限されることができる。

30

【0048】

本発明の第5の実施の形態の利点は、変形の半径方向の成分が算出されるということである。これは、この半径方向の変形成分を、心筋の内部構造、特に心筋の筋線維が収縮すると考えられる方向に一致させることができるので、大変重要である。

【0049】

図6を参照して、心筋の収縮は、3つの主要な収縮力によって支配される。長手方向の力LFは、心臓の長軸に沿った長手方向の運動を引き起こす。半径方向の力RFは組織の半径方向の運動を引き起こし、心周期間に心筋壁の幅の変化を生じさせる。円周力は、長軸に対する心筋の捻りを引き起こす。

40

【0050】

典型的なTDI技術では、心筋収縮の長手方向の成分だけが、心尖取得から特性を明らかにされることができる。結果として、本発明の第5の実施の形態による利点は、1つの単一収集によって、心筋収縮の長手方向及び半径方向の両方の成分を分離及び量的に評価することである。

【0051】

本発明の第6の実施の形態において、第2のグラフィカル表示が、第2基準点から、及び有利には第2観測面から生成される。この第2の基準点から、単に新たな投影された運動値及び変形値を前記第2の基準点から再計算することによって、1次元の変形成分の第

50

2のセットが、予め算出された運動ベクトルから得られる。この演算のシーケンスは、必要に応じた回数分、繰り返されることができるところに留意する必要がある。利点は、第6の実施の形態によるシステムが、単一の超音波取得から身体器官の変形の1次元成分の複数のグラフィカル表示の生成を可能にするということである。組織変形のこれらの1次元成分、例えば、心臓変形の半径方向、長手方向及び円周方向の成分は、有利には、複数の視点からの身体器官の変形の図形表示及び量的な表示をユーザに提供するために、同時に視覚化されることができる。

【0052】

本発明の第7の実施の形態において、運動ベクトルが算出された画像データポイント毎の個別の基準点が選択される。図7A及び7Bを参照して、曲線MLが、身体器官内で選択された第1及び第2境界 $B_1$ 、 $B_2$ 間で規定される。当該曲線MLは、画像データポイント $IP_i$ に対応する基準点 $RP_i$ を含むようになっている（ $i$ は整数）。画像データポイント $IP_i$ を基準点 $RP_i$ につなぐ第1スキャンライン $SL_1(IP_i)$ が前記基準点 $RP_i$ における前記曲線MLの接線に対して垂直であるように、基準点 $RP_i$ は曲線ML上に選択される。

10

【0053】

本発明の第7の実施の形態の利点は、第1及び第2境界 $B_1$ 、 $B_2$ によって区切られた関心領域の形状に追従する曲線が選択されることができることである。例えば、図7Aの曲線MLは、心筋壁の局所的な方向を持つ。したがって、運動ベクトルは、筋線維の方向に対して垂直である第1スキャンライン沿って投影される。

【0054】

画像データポイント $IP_1$ 、 $IP_2$ 、 $IP_3$ に対応する投影された組織速度 $TV_1$ 、 $TV_2$ 、 $TV_3$ が得られる。心筋壁の半径方向の変形の評価がこれらの投影された組織速度から導出され、それはより信頼性が高い。実際、投影は所与の画像ポイントに対して正確に半径方向に沿って実行される。図7Bにおいて、運動ベクトル

20

$$\vec{MV}_1, \vec{MV}_2, \vec{MV}_3$$

は第2スキャンライン $SL_2(IP_i)$ 上に投影され、それは基準点 $RP_i$ における曲線MLの接線に対応する。画像データポイント $IP_1$ 、 $IP_2$ 、 $IP_3$ に対応する投影された組織速度 $TV'_1$ 、 $TV'_2$ 、 $TV'_3$ が得られる。第2スキャンライン $SL_2$ に沿った変形 $S_2$ 、 $SR_2$ の第2の成分が導出されることができ、それは画像データポイント $IP_i$ における組織変形の長手方向の成分に正確に対応する。

30

【0055】

図8の概略図は、本発明による撮像方法を機能的に説明する。そのような方法は、次のステップを有する。

身体器官に対して超音波ビームを送信し、前記身体器官によって反射される対応するビームを受信することによって、前記身体器官からエコー画像データの第1の3次元画像データセット $3DIS_1$ 及びエコー画像データの第2の3次元画像データセット $3DIS_2$ を少なくともも有する3次元（3D）画像データセットのシーケンスを取得するステップ（51）。

前記第2の3次元画像データセットと前記第1の3次元画像データセットとの間の、3次元画像データセットのシーケンスの画像データポイント $IP$ に対応する運動ベクトル

40

$$\vec{MV}$$

を算出するステップ（52）。前記画像データポイントは、3次元画像データセットのシーケンスのリファレンシャル内の座標 $(x, y, z)$ を有する。

3次元画像データセットの第2のシーケンスの前記リファレンシャル内の基準点 $RP$ を選択するステップ（53）。

前記画像データポイントを前記基準点 $RP$ につなぐ第1スキャンライン $SL$ に前記運動ベクトル

→  
MV

を投影するステップ(54)。当該手段は、投影された組織速度値TVを生成するように構成される。

当該投影された組織速度値TVの空間的な勾配の計算を通して当該画像データポイントIPにおける組織の変形値S、SRを評価するステップ(55)。

前記変形値のグラフィカル表示GRを作成(56)及び表示するステップ。

【0056】

本明細書における図面及びそれらの説明は本発明を限定ではなく説明する。多数の変形例が添付の請求の範囲の範囲内であることは明白である。この点で、以下の結びの注釈がなされる。ハードウェア若しくはソフトウェア又は両方のアイテムによって機能を実現する多数の態様がある。この点で、図面は非常に概略的であり、各々は本発明の1つの可能な実施の形態を表しているに過ぎない。したがって、図面が異なるブロックとして異なる機能を示すかもしれないが、これは決して、ハードウェア又はソフトウェアの単一のアイテムが、いくつかの機能を実行することを排除しないし、単一の機能が、ハードウェア若しくはソフトウェア又はその両方のアイテムのアセンブリによって実行されることも除外しない。請求項中の任意の引用符号は請求項を制限するように解釈されてはならない。「有する、含む」なる動詞及びその活用形の使用は、請求項中に挙げられたもの以外の要素又はステップの存在を除外しない。単数で表現された要素又はステップは、そのような要素又はステップが複数存在することを除外しない。

10

20

【図面の簡単な説明】

【0057】

【図1】本発明のシステムの模式的な図。

【図2】本発明による取得手段によって取得される3次元画像データセットの模式的な図

。

【図3】本発明の第1の実施の形態による運動ベクトル場及び対応する投影された組織速度値の模式的な図。

【図4】本発明の第2の実施の形態による観測面の模式的な図。

【図5】本発明の第3及び第4の実施の形態による運動ベクトル場及び対応する投影された組織速度値の模式的な図。

30

【図6】本発明の第5及び第6の実施の形態による評価された組織変形のグラフィカル表示の例。

【図7】心筋収縮成分の模式的な図。

【図8】本発明による撮像方法の模式的な表示。

【 図 1 】

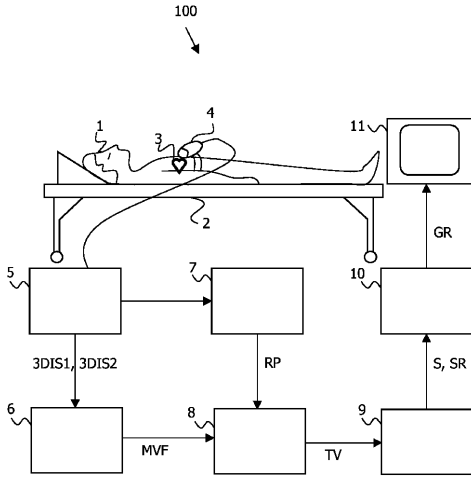


FIG. 1

【 図 2 】

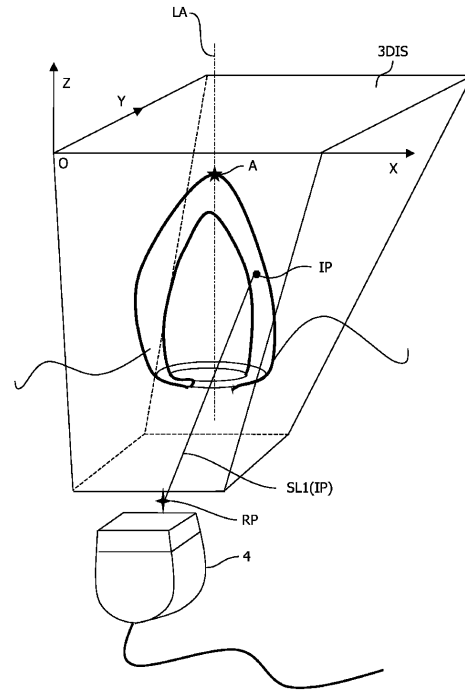


FIG. 2

【 図 3 A 】

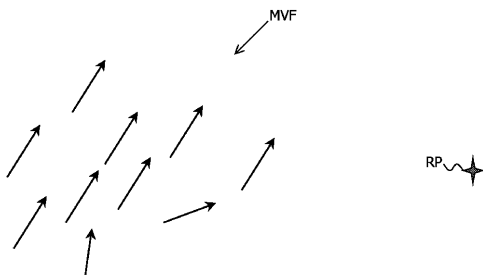


FIG. 3A

【 図 3 B 】

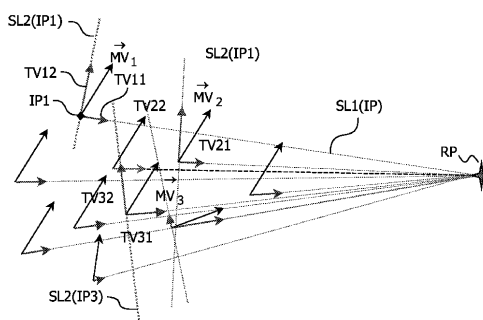


FIG. 3B

【 図 4 】

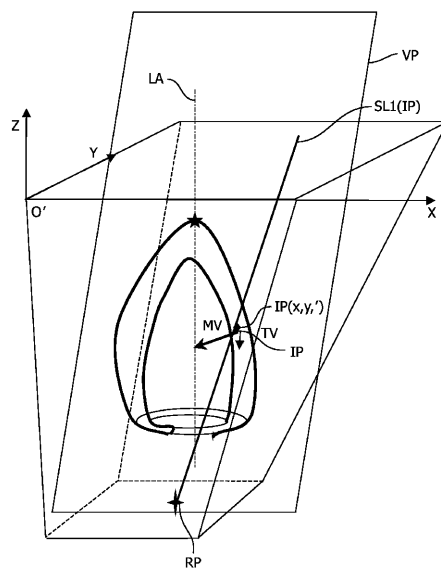


FIG. 4

【 図 5 A 】

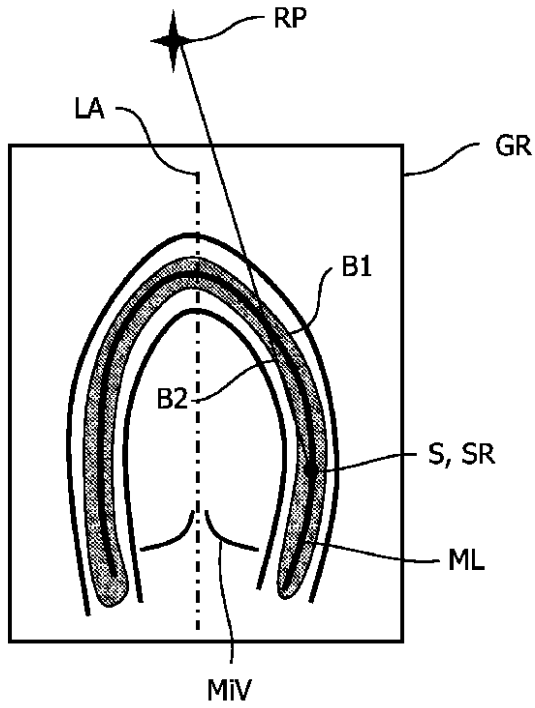


FIG. 5A

【 図 5 B 】

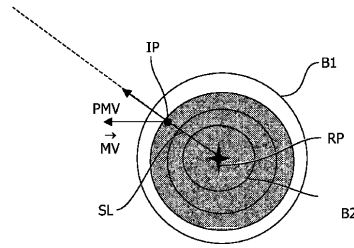


FIG. 5B

【 図 6 】

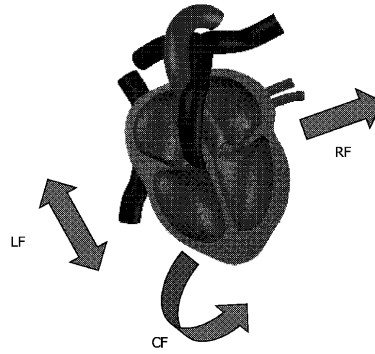


FIG. 6

【 図 7 A 】

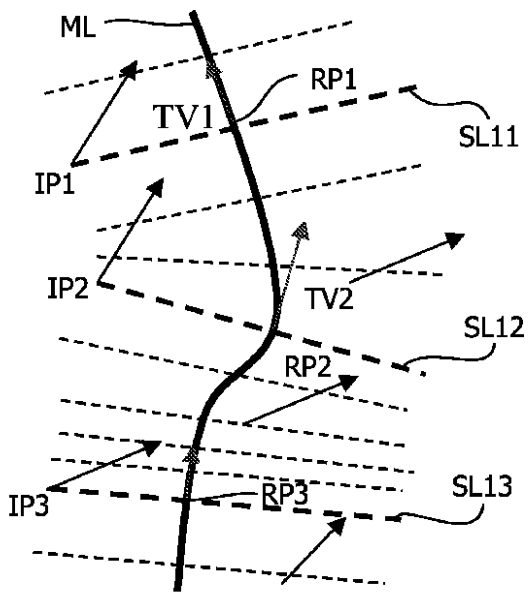


FIG. 7A

【 図 7 B 】

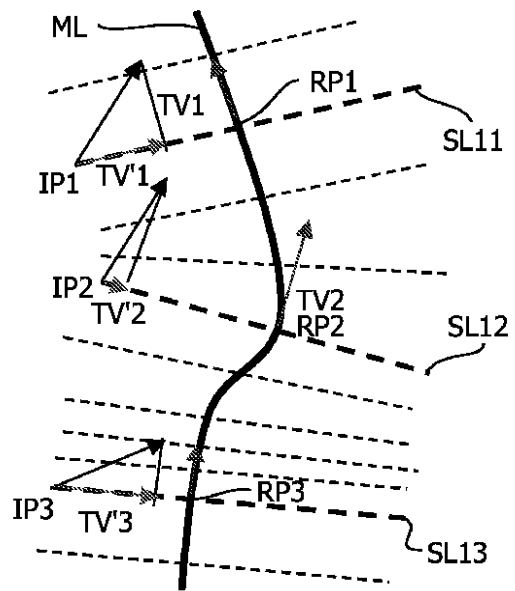


FIG. 7B

【 図 8 】

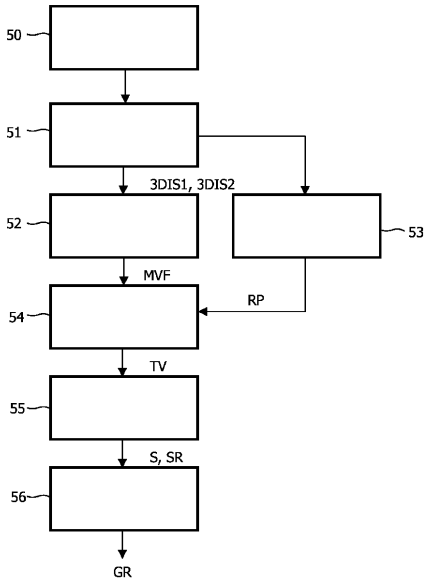


FIG. 8

【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2006/053865

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. G06T7/20 G06T7/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) 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, INSPEC, COMPENDEX, WPI Data		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	SUHLING M ET AL: "Bimodal myocardial motion analysis from B-mode and tissue doppler ultrasound" BIOMEDICAL IMAGING: MACRO TO NANO, 2004. IEEE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON ARLINGTON, VA, USA APRIL 15-18, 2004, PISCATAWAY, NJ, USA, IEEE, 15 April 2004 (2004-04-15), pages 308-311, XP010773859 ISBN: 0-7803-8389-3 page 309, left-hand column - page 310, left-hand column; figures 1-3 ----- -/--	1-13
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 can not 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 14 February 2007		Date of mailing of the international search report 05/03/2007
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 Werling, Alexander

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/IB2006/053865

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>M. SÜHLING: "Myocardial Motion and Deformation Analysis from Echocardiograms" [Online] 16 July 2004 (2004-07-16), SWISS FEDERAL INSTITUTE OF TECHNOLOGY LAUSANNE, EPFL, LAUSANNE, CH, XPO02420085 Retrieved from the Internet: URL: <a href="http://bigwww.epfl.ch/publications/suehling0404.html">http://bigwww.epfl.ch/publications/suehling0404.html</a>&gt; page 77 - page 98</p>	1-13

## 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 ジェラルド オリヴィエール  
フランス国 エフ - 7 5 0 0 8 パリ 1 5 6 ブルヴァール オースマン ソシエテ シビレ  
エス ピー アイ ディー

(72)発明者 ボヌフォス オディール  
フランス国 エフ - 7 5 0 0 8 パリ 1 5 6 ブルヴァール オースマン ソシエテ シビレ  
エス ピー アイ ディー

(72)発明者 アライン パスカル  
フランス国 エフ - 7 5 0 0 8 パリ 1 5 6 ブルヴァール オースマン ソシエテ シビレ  
エス ピー アイ ディー

(72)発明者 デニス エリック  
フランス国 エフ - 7 5 0 0 8 パリ 1 5 6 ブルヴァール オースマン ソシエテ シビレ  
エス ピー アイ ディー

(72)発明者 サロウ エリック エム ジー ジェイピー  
フランス国 エフ - 7 5 0 0 8 パリ 1 5 6 ブルヴァール オースマン ソシエテ シビレ  
エス ピー アイ ディー

(72)発明者 マルボフ セシル エイ エム  
フランス国 エフ - 7 5 0 0 8 パリ 1 5 6 ブルヴァール オースマン ソシエテ シビレ  
エス ピー アイ ディー

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 JB46 JC09 JC21 JC26 JC37 KK02 KK24 KK31  
LL38  
5B057 AA07 BA05 BA24 CA08 CA13 CB08 CB13 DA07 DB03 DB09

专利名称(译)	超声成像系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009512486A</a>	公开(公告)日	2009-03-26
申请号	JP2008536195	申请日	2006-10-20
[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	ジェラルドオリヴィエール ボンヌフォスオディール アラインパスカル デニスエリック サロウエリックエムジージェイピー マルボフセシルエイエム		
发明人	ジェラルド オリヴィエール ボンヌフォス オディール アライン パスカル デニス エリック サロウ エリック エム ジー ジェイピー マルボフ セシル エイ エム		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00		
CPC分类号	G06T7/20 A61B8/483 G06T7/0012		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/JB46 4C601/JC09 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL38 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/DA07 5B057/DB03 5B057/DB09		
代理人(译)	宫崎明彦 矢ヶ部 喜行		
优先权	2005300840 2005-10-20 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声波成像系统技术领域本发明涉及一种用于评估和显示身体器官变形的超声波成像系统。获取包括至少第一图像数据集和第二图像数据集的回波描记数据的图像数据集序列。在第二图像数据组的图像点和第一图像数据组的图像点之间计算运动矢量场。在第一和第二图像数据集之内或之外选择参考点。定义第一扫描线，其包括所述参考点。将图像点的运动矢量投影到限定的第一扫描线上，该第一扫描线提供沿第一扫描线的投影组织速度。投影的组织速度用于评估沿着第一扫描线的方向的图像点处的身体器官的变形的ID分量。身体器官变形的这种ID分量，例如应变率或应变，进一步以图像数据集序列的图形表示来呈现。

