

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6353608号
(P6353608)

(45) 発行日 平成30年7月4日(2018.7.4)

(24) 登録日 平成30年6月15日(2018.6.15)

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

請求項の数 15 (全 12 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2017-538639 (P2017-538639)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成28年1月22日 (2016.1.22)</p> <p>(65) 公表番号 特表2018-506341 (P2018-506341A)</p> <p>(43) 公表日 平成30年3月8日 (2018.3.8)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/IB2016/050308</p> <p>(87) 国際公開番号 W02016/120763</p> <p>(87) 国際公開日 平成28年8月4日 (2016.8.4)</p> <p>審査請求日 平成29年7月21日 (2017.7.21)</p> <p>(31) 優先権主張番号 62/109,209</p> <p>(32) 優先日 平成27年1月29日 (2015.1.29)</p> <p>(33) 優先権主張国 米国 (US)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフェン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhove n</p> <p>(74) 代理人 100122769 弁理士 笛田 秀仙</p> <p>(74) 代理人 100163809 弁理士 五十嵐 貴裕</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 リアルタイム超音波ストレインイメージングによる心筋梗塞の評価

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

リアルタイムストレインイメージングのための超音波診断イメージングシステムであって、

アレイトランスデューサを有し、超音波エコー信号を収集するように構成される、超音波イメージングプローブと、

前記超音波イメージングプローブに接続され、画像フレームの第一のシーケンスを生成するように構成される画像プロセッサと、

前記画像プロセッサに結合され、前記画像フレームの第一のシーケンスの間、ストレインを推定するために前記画像フレームデータを処理するように構成されるストレイン計算器と、

前記ストレイン計算器によって生成されるストレイン値に少なくとも部分的に基づいてカラーマップを生成するように構成されるカラーマップと、

前記カラーマップ及び前記画像プロセッサによって生成される画像フレームの新たなシーケンスに回答するカラーマップワーパであって、前記カラーマップワーパは前記新たなシーケンスの画像フレームに前記カラーマップをワーパしてワーパカラーマップを生成するように構成される、カラーマップワーパと、

前記ワーパカラーマップと組み合わせて画像フレームを表示するディスプレイとを含む、超音波診断イメージングシステム。

【請求項2】

10

20

前記画像フレームは心臓画像フレームを更に有し、前記画像フレームの前記第一のシーケンスは第一の心周期の間、収集され、前記画像フレームの新たなシーケンスは、後続する心周期の間、収集される、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 3】

画像フレームのシーケンスにตอบสนองして、前記画像フレームシーケンスに渡って組織変位を推定する変位推定器を更に有する、請求項 2 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 4】

前記変位推定器は、
エコーデータを相互相関させることによって変位を推定する変位相互相関器と、
変位値のラグランジュ積分を実行する変位積分器と
を更に有する、請求項 3 に記載の超音波診断イメージングシステム。

10

【請求項 5】

組織変位を特定するスペckルトラッカを更に有する、請求項 4 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 6】

前記超音波診断イメージングシステムに結合され、患者ECG波形を検出するECGセンサを更に有する、請求項 5 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 7】

前記アレイトランスデューサに結合され、前記患者ECG波形に関して画像フレームシーケンスを収集するように動作するビームフォーマを更に有する、請求項 6 に記載の超音波診断イメージングシステム。

20

【請求項 8】

前記画像プロセッサに結合され、画像フレームのシーケンスを記憶するフレームメモリを更に有する、請求項 7 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 9】

リアルタイム超音波ストレイン画像を生成する方法であって、
エコー画像データを有する画像フレームを収集するステップと、
前記エコー画像データからの収集フレームの間の組織変位を推定するステップと、
前記組織変位に少なくとも部分的に基づいてストレイン値を計算するステップと、
前記ストレイン値のカラーマップを形成するステップと、
エコー画像データを有する、更なるフレームを収集するステップと、
前記更なるフレームに前記カラーマップをワーブするステップと、
ワーブカラーマップと組み合わせて前記更なるフレームを表示するステップと
を有する、方法。

30

【請求項 10】

前記エコー画像データのフレームを収集するステップは、心臓の画像フレームを収集するステップを更に有する、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記組織変位を推定するステップは、スペckルトラッキングを実行するステップを更に有する、請求項 10 に記載の方法。

40

【請求項 12】

前記スペckルトラッキングは、
相互相関によって変位を推定するステップ、及び
変位のラグランジュ積分を実行するステップ
を更に有する、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

患者ECG波形を収集するステップ、及び
前記患者ECG波形の前記タイミングに関してエコー画像データの前記フレームを収集するステップ

50

を更に有する、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記カラーマップをワーブするステップは、前記更なるフレームの各々において心筋の境界にカラーマップをフィッティングするステップを更に有する、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記カラーマップをワーブするステップは、前記更なるフレームの各々においてスペックルパターンに前記カラーマップをフィッティングするステップを更に有する、請求項 1 3 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

この出願は、ここに参照によって取り入れられる 2015年1月29日に米国出願第62/109,209号に優先権を主張する。

【0002】

この発明は、超音波診断イメージングシステム、特に、梗塞を患う心臓の虚血性領域を評価するための超音波ストレインイメージングの使用に関する。

【背景技術】

【0003】

心臓学超音波に使用の1つは、梗塞を患う患者の心臓を評価することである。たとえば、虚血事象を引き起こす閉塞を探すために冠状動脈をイメージングすることができることは所望される。しかしながら、超音波は通常、それらの運動、心臓の外部の位置、肺の近く、他の特徴のために、冠状動脈を直接視覚化することができない。それ故に動脈の機能は、心筋壁運動を評価することによって超音波で間接的に診断される。異常又は非同期壁運動は、おそらく凝血又は動脈の病変による冠状動脈の閉塞による減少した動脈の流れを示唆する。閉塞による心筋の異常な機能は、心筋の収縮性を視覚化することによって診断されることができる。収縮性は心収縮として心筋を通じた心筋壁ストレインを計算して、収縮の間の変形が最小又は不規則である領域を探すことによって評価されることができる。残念なことに、大部分の現在のアプローチはローカルストレインをイメージングする分解能を欠いており、リアルタイムでない。既存のストレインイメージングは、心周期に渡ってグローバルストレインを（縦方向、円周、放射状に）測ることができるのみである。

20

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

有益な一方で、それらは梗塞部を局所化して、確実に視覚化し、又は虚血性領域の境界を定めるために用いられることができない。これらのアプリケーションは、ローカル心臓機能を診断するために必要とされる感度を欠く。さらにまた、ストレインは全心周期又は少なくともその収縮フェーズに渡って心筋運動をトラッキングすることによって決定されるため、1つのみのストレイン画像が心周期のために生成されることができる。これらの画像は、静的に、リアルタイム運動画像としてではなく見られる。したがって、高分解能で心収縮特性を決定することができて、それらをリアルタイム心臓画像で見ることができることは所望される。

40

【課題を解決するための手段】

【0005】

ある態様において、本発明は、リアルタイムストレインイメージングのための超音波診断イメージングシステムのような超音波システムであって、超音波エコー信号を収集するアレイトランスデューサを有する超音波イメージングプローブと、イメージングプローブに接続され、画像フレームの第一のシーケンスをリアルタイムに生成する画像プロセッサと、画像フレームシーケンスの間、ストレインを推定するために画像フレームデータを処

50

理する画像プロセッサに結合されるストレイン計算器と、ストレイン値からカラーマップを生成するカラーマップと、カラーマップ及び画像フレームの新たなシーケンスにตอบสนองし、新たなシーケンスの画像フレームにカラーマップをワーブしてワーブカラーマップを生成するように構成されるカラーマップワーパと、ワーブカラーマップと組み合わせて画像フレームを表示するディスプレイとを含む、超音波システムを含む。

【0006】

特定の態様において、本発明は、命令を有する超音波イメージングシステムであって、前記命令は、実行されるとき、前記システムに、アレイトランスデューサを有する超音波イメージングプローブを使って超音波エコー信号を収集させ、画像フレームの第一のシーケンスをリアルタイムに生成させ、画像フレームシーケンスの間、ストレインを推定するために画像フレームの画像フレームデータを処理させ、ストレイン値に少なくとも部分的に基づいてカラーマップを生成させ、画像の新たなシーケンスの画像フレームにカラーマップをワーブ又はフィッティングさせてワーブカラーマップを生成させ、ワーブカラーマップと組み合わせて画像フレームを表示させる、超音波イメージングシステムを含む。

10

【0007】

他の態様において、本発明は、リアルタイム超音波ストレイン画像を生成する方法のような超音波イメージングの方法であって、エコー画像データのフレームを収集するステップと、エコー画像データからの収集フレームの間の組織変位を推定するステップと、ストレイン値のカラーマップを形成するステップと、エコー画像データの更なるフレームを収集するステップと、更なるフレームにカラーマップをワーブするステップと、ワーブカラーマップと組み合わせて更なるフレームを表示するステップとを含む方法を含む。

20

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の原理により構成される超音波システムのブロック図である。

【図2a】心臓の収縮の間の、心筋におけるポイントの運動を例示する。

【図2b】心臓の収縮の間の、心筋におけるポイントの他の運動を例示する。

【図2c】心臓の収縮の間の、心筋におけるポイントの他の運動を例示する。

【図2d】心臓の収縮の間の、心筋におけるポイントの他の運動を例示する。

【図3】心臓の短軸ビューで観察されるときに心筋におけるポイントの運動を例示する。

【図4】本発明の原理に従う心臓のストレインイメージングのフローチャートである。

30

【図5】心臓の連続画像のエコーデータの相互相関機能を例示する。

【図6】本発明の実施例における、運動する心臓からのスペckルの典型的な相互相関分布を視覚的に例示する。

【発明を実施するための形態】

【0009】

本発明の原理によれば、高フレームレートで心臓をイメージングして、心筋の局所的領域に渡ってストレインを計算することができる超音波診断イメージングシステムは記述される。画像上の各々のピクセルのために、ローカルストレインを表すストレインパラメータは決定され、それから、これらのピクセル値は解剖学的画像に空間的にマッピングされる。それから、ストレインマップは次の心周期の第一の画像にフィッティングされて、心臓画像の次のサイクルの画像フレームに渡るパラメータカラーオーバーレイとして示される。画像が心筋の収縮及び弛緩で変わると、カラーオーバーレイは各々の心臓画像に渡って継続的にフィッティングするためにワーブされる。このようにユーザーに心臓、その空間ストレイン変化、及び対応する収縮特性のリアルタイム表示がもたらされる。

40

【0010】

いくつかの態様において、本発明は、リアルタイムストレインイメージングのための超音波診断イメージングシステムを提供する。超音波システムは、いろいろな構成要素(例えば超音波イメージングプローブ)を含むことができる。プローブは、超音波エコー信号を収集するアレイトランスデューサを含むことができる。システムは、画像プロセッサを含むことができる。画像プロセッサはイメージングプローブに結合されることが

50

できて、リアルタイムに画像フレームの第一のシーケンスを生成するように構成されることができる。システムは、画像プロセッサに結合されるストレイン計算器を含むことができる。ストレイン計算器は、画像フレームシーケンスの間、ストレインを推定するために画像フレームデータを処理するように構成されることができる。システムは、カラーマップを含むことができる。

【0011】

システムは、プロセッサ、メモリ及びカラーマップとしての役割を果たすようにプログラムされることができる他の構造を含むように構成されることができる。カラーマップは、ストレイン値に基づいてカラーマップを生成するように構成されることができる。システムは、カラーマップワーパを含むことができる。システムは、カラーマップを含むことができる。システムは、プロセッサ、メモリ、カラーマップワーパとしての役割を果たすようにプログラムされる他の構造を含むように構成されることができる。カラーマップワーパはカラーマップ及び画像フレームの新たなシーケンスにตอบสนองし、新たなシーケンスの画像フレームにカラーマップをワーブするように構成され、それによってワーブカラーマップが生成される。システムは、ワーブカラーマップと組み合わせて画像フレームを表示するディスプレイを含むこともできる。

10

【0012】

いくつかの実施例において、画像フレームは心臓画像フレームを含むことができる。画像フレームの第一のシーケンスは第一の心周期の間、得られることができ、画像フレームの新たなシーケンスは後続する心周期の間、得られることができる。システムは、画像プロセッサに結合され、画像フレームのシーケンスを記憶するフレームメモリを含むことができる。

20

【0013】

特定の実施例において、システムは変位推定器を含むことができる。システムは、カラーマップを含むことができる。システムは、プロセッサ、メモリ並びに変位推定器及びカラーマップとしての役割を果たすようにプログラムされることができる他の構造を含むように構成されることができる。変位推定器は、画像フレームシーケンスにตอบสนองでき、画像フレームシーケンスに渡って組織変位を推定するように構成され得る。変位推定器は、エコーデータを相互相関させることによって変位を推定する変位相互相関器と、変位値のラグランジュ積分を実行する変位積分器とを含めることができる。

30

【0014】

いくつかの実施例において、システムは、組織変位を特定するスペックルトラッカを含むことができる。システムは、カラーマップを含むことができる。システムは、プロセッサ、メモリ及びスペックルトラッカ及びカラーマップとして動作するようにプログラムされることができる他の構造を含むように構成されることができる。特定の実施例において、システムは、患者ECG波形を検出するECGセンサに結合され得る。システムは、アレイトランスデューサに結合され、ECG波形に関して画像フレームシーケンスを得るように動くビームフォーマを更に含むことができる。

【0015】

最初に図1を参照して、本発明の原理により構成される超音波システムは、ブロック図形式で示される。プローブ10は、アレイの前で体の領域をスキャンする要素12のトランスデューサアレイを有する。アレイは、2D又は3Dスキャンのための一次元又は二次元アレイである。一般的に心臓学において、アレイトランスデューサは、フェーズドアレイとして動かされる。プローブは送信パルスのタイミングを制御し、受信エコー信号を処理するビームフォーマ20によって動かされる。プローブ10は、プローブケーブル14及び高電圧伝達の間、ビームフォーマの高感度エレクトロニクスを保護する送信/受信スイッチ16によってメインフレーム超音波システムに結合される。ビームフォーマは、画像フィールドにおけるポイントからコヒーレントエコー信号を形成するためにトランスデューサ要素から受信される信号を遅延させ、結合する。エコー信号は、フィルタリングすることによって信号を強調して、検出エコー信号を生成する信号プロセッサ22に結合される

40

50

。それから、処理されたエコー信号は、画像プロセッサ24によって所望されるフォーマットの空間画像に形成される。連続生成画像フレームは、フレームメモリ30に記憶される。

【0016】

直接超音波によって心筋におけるストレスを決定することができないため、心筋に加えられる力、このような力の効果は、ストレイン、収縮ストレスからもたらされる心臓の変形を測ることによって推定される。ストレイン測定プロセスは、それが収縮すると、心筋の運動をトラッキングすることによって開始される。超音波がコヒーレント信号を生成するため、それはスペックルとして知られている現象を示す。プローブが静止する限り、スペックルパターンは1つの画像フレームから次まで持続する。詳細なスペックルパターンはスペックルトラッカ32によってトラッキングされ、それによって、1つの画像フレームから次までのそれらのスペックルパターンの位置の変化をフォローすることにより心筋組織の小さな領域をフォローする。スペックルからもたらされるエコー信号強度変化は非常に低いレベルであり、従ってノイズによってマスクされやすいため、図1のシステムは相互相関によって1つの画像から次までスペックルパターンの変位を推定する。連続画像フレームのエコーは、相互相関機能のピークを位置付けるために、変位相互相関器34によって相互相関される。典型的な相互相関機能は、図6に示される。図5は、第一及び第二の連続画像フレームの相互相関からの1つの相互相関機能52と、第2及び次の連続画像フレームの相互相関からの第2の相互相関機能54とを例示する。見られるように、2つの機能のピークの間ラグdがある。このラグdは、1つのフレームから次への画像シーケンスの組織の変位である。このラグ信号はノイズに影響されやすいため、複数の連続フレームに渡る変位は変位積分器（インテグレータ）36によって積分される。好ましくは、ラグランジュ積分は、複数の連続フレームに渡る変位を表す心筋における各々のポイントのための一つの値を生成するために用いられる。心臓運動は周期的であり、それゆえに、それは各心周期の元の開始ポイントに戻る（フレーム1の心臓は最後のフレームNと同じ位置にある）ため、収縮及び弛緩フェーズに渡って変位のために2つの独立した推定を得ることができる。たとえば、瞬時変位は、フレーム1からMまで（ $I_{1..M}$ によって表される）の時間において先に積分され、フレームMからNまで（ $I_{M..N}$ によって表される）の時間においてにおいてリバースされる。フレームMが最後の心収縮に対応することに注意すべきである。これはストレインが最大になる心臓のサイクルのフェーズである。それから、積分変位はラグランジュ積分複合変位マップを生成するために平均化される： $IG = (I_{1..M} + I_{M..N}) / 2$ 。それから、積分変位は各ピクセル位置のための空間ストレイン値である空間導関数（デリバティブ）を生成するためにストレイン計算器38により用いられる。名目及び剪断ストレイン値の重み付け組合せがパラメータ画像を生成するために使われる。そのような組合せの1つの例は、 $(0.5E_{yy} + 0.25E_{xy} + 0.25E_{xx})$ である。ここで、 E_{xx} はAラインに対して垂直なストレインであり、 E_{yy} はAラインに沿ったストレインであり、 E_{xy} は軸変位から抽出される剪断ストレインである。これは回転の測定である。それから、これらのストレイン値はストレインカラーマッピング40によって二次元又は三次元カラーマップのカラー値としてマッピングされる。カラーマップは、ストレイン値は計算された画像フレームにそれが現れるので、心筋と空間的に対応する。カラーマップは、ストレイン値が計算された心周期に対するストレインの静的カラーマップとして表示されることができる。

【0017】

本発明の原理によれば、ストレインカラーマップはストレインカラーマッピングプロセッサ40に記憶され、フレームは後続する心周期に渡って得られる。好ましくは、各心周期のフレームは、心臓のECG信号のR-波に関して、心周期の既知のフェーズで得られる。周知のように、生理的電極26は、ECG波形の生成のためのスキャンの間、患者の体に付けられ、それによって画像フレーム収集タイミングはECG信号のR-波のタイミングに基づくことができる。後続する心臓信号のR-波が生成されるとき、それはカラーマップをカラーマップワーパ42に結合させるためにストレインカラーマッピングプロセッサ40をトリガす

10

20

30

40

50

る。カラーマップワーパは新たな心周期の間に生成される画像フレームを受信し、スペックルトラック32からの新たな画像でトラッキングスペックルに関する空間情報も随意に受信する。それから、カラーマップワーパは、前の心周期からのカラーマップを新たな心周期の心臓画像にワーブ又はフィッティングする。このようにカラーマップが新たな画像フレームにおける心筋に空間的にアラインされる場合、ワーブカラーマップ及び新たな画像フレームは表示プロセッサに結合され、カラーマップは画像フレームに渡るカラーオーバーレイとして適用される。それから、新たな画像フレーム及びワーブカラーマップのそのカラーオーバーレイはディスプレイ50に表示される。

【0018】

新たな心周期の連続画像フレームが受信されると、それらはカラーマップワーパ42に結合され、前の心周期の間に生成されるカラーマップは各々の画像における心筋にワーブ又はフィッティングされる。心筋ストレインのカラーマップは、それによって、新たな心周期の各々の画像における心筋の境界内にフィッティングされる。それから、各々のワーブカラーマップは、新たな心周期の各々の連続心臓画像フレームに渡って重ね合わされるカラーオーバーレイとして表示される。従って新たな心周期の画像フレームのリアルタイム表示は、それによって心筋のストレイン特性のダイナミックリアルタイム画像シーケンスを表示するフィッティングストレインカラーオーバーレイを含む。

【0019】

随意に、新たな心周期の各々の新たな画像フレームのトラッキングスペックル値は、カラーマップのストレイン値を各々の新たな画像フレームにおける対応するスペックル位置にフィッティングするように、カラーマップワーパ42により用いられることができる。全体としてカラーマップをワーブすることより、カラーマップのストレイン値は各々の新たな画像フレームのそれらの変化する、対応するスペックル位置にマッチングさせるように継続的に再位置決めされる。

【0020】

この表示方法論が進行すると同時に、超音波システムの要素32-40は、新たなカラーマップが新たな心周期のために生成されるように、新たな心周期に渡ってストレイン値を計算している。それから、新たなカラーマップは、後続する心周期のための新たなワーブカラーオーバーレイとして使われる。

【0021】

図2は、心筋の個々のポイントが心臓の収縮の間、どのように動くことができるか、及びこの運動が超音波画像にどのように現れるかを説明する。図2a)は、それぞれの経路A、B及びCに沿う心収縮の間に動く心筋の3ポイント My_A 、 My_B 及び My_C を示す。最初の期間、この例における連続画像フレームの間の時間の後、心筋のポイントは、図2b)で示されるように経路A、B及びCに沿う位置に収縮している。次のフレーム間期間の後、心筋ポイントは、図2c)に示される位置へ更に移動している。この運動の継続的な運動は、この場合、超音波イメージングによって捕らえられるが、心筋ポイント位置は画像フレームが収集される時にのみ捕らえられる。このように、超音波イメージングによって捕らえられる運動は、図2d)で示されるような一続きの直線状変位60である。この変位は、心筋収縮のより大きなコンテキストで表されるとき、図3で示されるように現れる。この図面は、心臓を通じる心筋スライスがドーナツのように見える心筋の短軸ビューを表す。図2a)の心筋ポイントの開始ポイントで、これらのポイントは、図3の左側に示されるようにアレイ配置される。心臓が収縮した後、図3の右側に示されるように、ポイントは内部へ動いて、ともにより近くなる。通常の健全な心臓において、心筋のポイントは、心臓の収縮フェーズに渡って共に20%近くに動くことが予測され得る。各々の心筋ポイントのこの変位は、超音波システムにおけるラグランジュ積分及びストレイン計算の後、一つの値によって表される。それから、結果として生成されるストレイン値は、ストレイン値の空間的に配置されたカラーマップで使われる。

【0022】

特定の態様において、本発明は、リアルタイム超音波ストレイン画像を生成する方法を

10

20

30

40

50

含む。本方法は、エコー画像データのフレームを収集するステップと、エコー画像データからの収集フレームの間の組織変位を推定するステップと、前記変位からストレイン値を計算するステップと、ストレイン値のカラーマップを形成するステップと、エコー画像データの更なるフレームを収集するステップと、更なるフレームにカラーマップをワーブするステップと、更なるフレームにカラーマップをワーブすることによって生成されるワーブカラーマップと組み合わせて更なるフレームを表示するステップとを含む。

【0023】

いくつかの態様において、エコー画像データのフレームを収集するステップは、心臓の画像フレームを収集するステップを含むことができる。組織変位を推定するステップは、スペckルトラッキングを実行するステップを含むことができる。スペckルトラッキングは、相互相関によって変位を推定するステップ、及び変位のラグランジュ積分を実行するステップを含むことができる。特定の実施例において、本方法は、患者ECG波形を収集するステップ、及びECG波形のタイミングに関してエコー画像データのフレームを収集するステップを含むことができる。

10

【0024】

カラーマップをワーブするステップは、更なるフレームの各々において心筋の境界にカラーマップをフィッティングするステップを含むことができる。カラーマップをワーブするステップは、更なるフレームの各々においてスペckルパターンにカラーマップをフィッティングするステップを含むことができる。

【0025】

本発明の方法は、図4のフローチャートで表される。第一のステップ102は、高フレームレートエコーデータを収集することである。画像フレームのフレームレートがより高いほど、心筋のポイントの変位増加はより少ない(図2d)参照)。好ましくは、画像フレームは100Hz又はそれより高いレートで得られる。画像平面からの心筋ポイントの動きを受ける2D画像が使われるとき、より高いフレームレートは、改善されるパフォーマンスを提供する。より高いフレームレートは、それが画像平面を離れる前に、心筋ポイントが少なくとも2回サンプリングされることを保証することを助け、ストレイン評価がポイントのためになされることを可能にする。次に、スペckルトラッキングは、104における相互相関によって、スペckルのような、画像フレームにおける特徴の変位を推定することによって開始される。ステップ106において、変位のラグランジュ積分が実行される。ステップ106において、ストレインは、変位の空間導関数として計算される。それから、ストレイン値は、ステップ108でカラーマップを作るために用いられる。

20

30

【0026】

ステップ110において、次の心拍の画像フレームは得られる。それから、カラーマップは、次の心拍の画像フレームに心筋をフィッティングするためにワーブされ、新たな画像の心筋に渡ってカラーオーバーレイとして表示される。ワーピング及びオーバーレイプロセスは次の心拍を通じて続けられるが、同時に、次の心拍の画像フレームが、後続する心周期の画像フレームを備えるワーブオーバーレイとして使われるようにカラーマップを形成するために処理される。

【0027】

ここに開示されるシステム及び方法の何れかの部分とともに、ブロック図の各々のブロック及びブロック図におけるブロックの組合せが、コンピュータプログラム命令によって実現されることが理解される。これらのプログラム命令は、プロセッサ上で実行される命令がブロック図又はブロックにおいて特定されるアクション又はここに開示されるシステム及び方法のために記述されるアクションを実行するための手段を生成するように、機械を生成するためにプロセッサに提供される。コンピュータプログラム命令は、一連の操作ステップが、コンピュータ実行されるプロセスを生成するためにプロセッサによって実行されるようにプロセッサによって実行される。コンピュータプログラム命令は、操作ステップの少なくともいくつかが並列に実行されるようにしてもよい。さらに、ステップのいくつかは、マルチプロセッサコンピュータシステムにもたらされるような

40

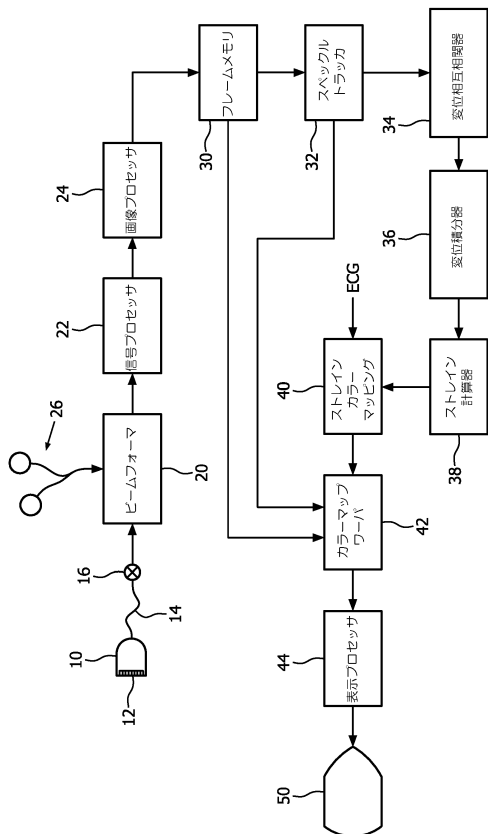
50

一つより多くのプロセッサの間で実行されてもよい。更に、一つ又はそれより多くのプロセッサが他のプロセスと並列に、又は本発明の範囲から逸脱することなく、例示と異なるシーケンスで実行されてもよい。

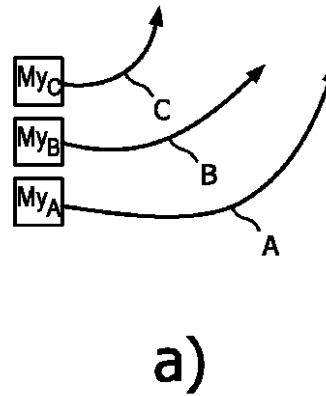
【0028】

コンピュータプログラム命令は、限定されないが、RAM、ROM、EEPROM、フラッシュメモリ又は他のメモリ技術、CD-ROM、デジタル多用途ディスク(DVD)又は他の光記憶、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスク記憶又は他の磁気記憶装置、又は所望の情報を記憶するために用いられることができ、計算装置によってアクセスされることができる何れかの他の媒体を含む何れかの好適なコンピュータ読取り可能なハードウェア媒体に記憶されることができる。プロセッサは、マイクロプロセッサ、フィールドプログラマブルゲート

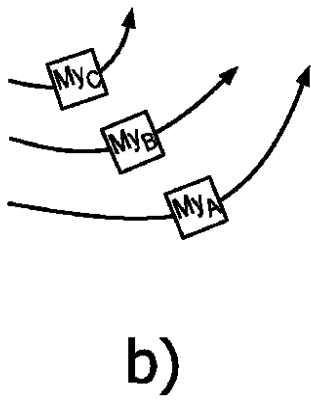
【図1】



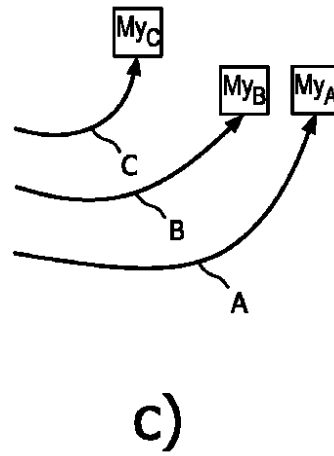
【図2 a)】



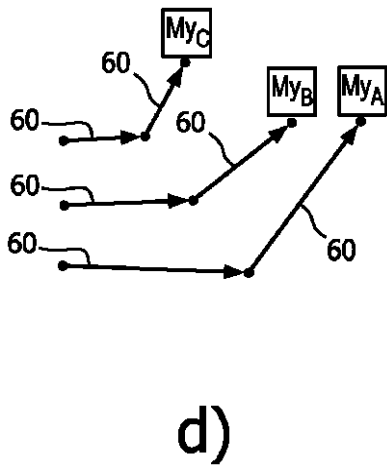
【 図 2 b) 】



【 図 2 c) 】



【 図 2 d) 】



【 図 3 】

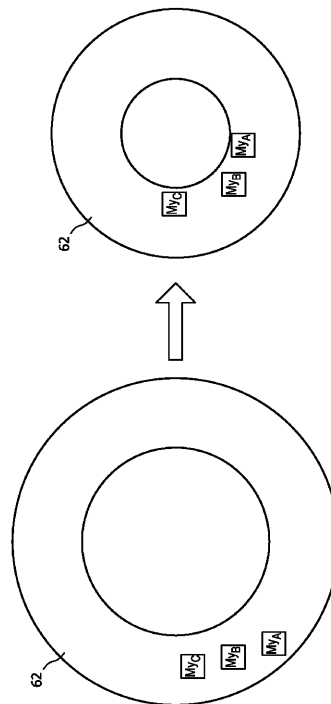
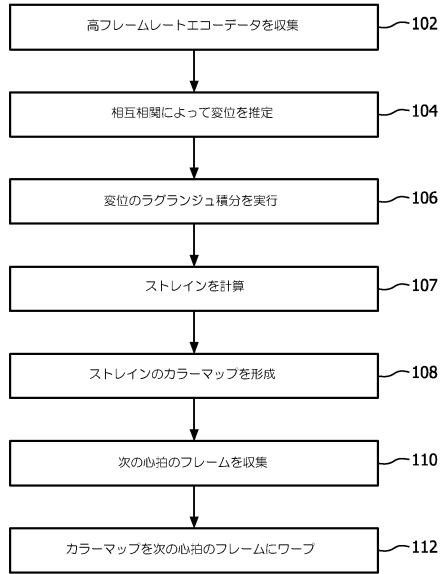


FIG. 3

【 図 4 】



【 図 5 】

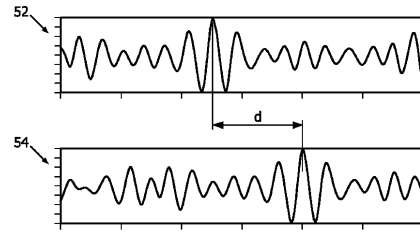


FIG. 5

【 図 6 】

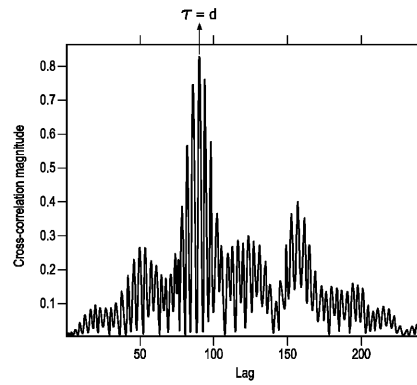


FIG. 6

フロントページの続き

- (72)発明者 パティル アビー ヴィジャイ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 イングル アトゥル
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 ティーレ カール エルハルト
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開2012-187383(JP,A)
特開2010-240409(JP,A)
特開2010-162125(JP,A)
特許第4734395(JP,B2)
特許第5259267(JP,B2)
特許第4795672(JP,B2)
国際公開第2010/004479(WO,A1)
特開2009-28515(JP,A)
特開2014-36778(JP,A)
特開2009-165815(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	实时超声应变成像评价心肌梗死		
公开(公告)号	JP6353608B2	公开(公告)日	2018-07-04
申请号	JP2017538639	申请日	2016-01-22
[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NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	パティルアビーヴィジャイ イングルアトウル ティーレカールエルハルト		
发明人	パティル アビー ヴィジャイ イングル アトウル ティーレ カール エルハルト		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/461 A61B8/485 A61B8/5246 A61B8/543		
FI分类号	A61B8/08.ZDM		
审查员(译)	门田弘		
优先权	62/109209 2015-01-29 US		
其他公开文献	JP2018506341A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

实时超声应变成像评价心肌梗死。通过收集一系列心脏图像帧并估计心动周期中心肌中的组织位移来提供实时应变成像。位移用于计算心肌的应变，颜色图由应变值决定。在下一个心动周期期间，颜色图被扭曲以使心肌适合每个图像帧，并且扭曲颜色图被显示为跨越新心动周期的每个图像的心肌的颜色覆盖图，它实时显示。在新的心动周期上也产生新的色图，以用于随后的心动周期。还描述了用于执行实时应变成像的超声系统。

(19) 日本国特許庁(JP) (12) 特許公報(B2) (11) 特許番号

特許第6353608号
(P6353608)

(45) 発行日 平成30年7月4日(2018.7.4) (24) 登録日 平成30年6月15日(2018.6.15)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8 / 0 8 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 8 / 0 8 Z D M

請求項の数 15 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2017-538639 (P2017-538639)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成28年1月22日(2016.1.22)		
(65) 公表番号	特表2018-506341 (P2018-506341A)		
(43) 公表日	平成30年3月8日(2018.3.8)		
(86) 国際出願番号	PCT/IB2016/050308		
(87) 国際公開番号	W02016/120763		
(87) 国際公開日	平成28年8月4日(2016.8.4)		
	審査請求日 平成29年7月21日(2017.7.21)		
(31) 優先権主張番号	62/109,209		
(32) 優先日	平成27年1月29日(2015.1.29)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
早期審査対象出願		(74) 代理人	100122769 弁理士 菅田 秀仙
		(74) 代理人	100163809 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 リアルタイム超音波ストレーンイメージングによる心筋梗塞の評価