

(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2009-527336

(P2009-527336A)

(43) 公表日 平成21年7月30日(2009.7.30)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	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 31 頁)

(21) 出願番号 特願2008-556472 (P2008-556472)
 (86) (22) 出願日 平成19年2月23日 (2007. 2. 23)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年10月20日 (2008. 10. 20)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2007/005034
 (87) 国際公開番号 W02007/100804
 (87) 国際公開日 平成19年9月7日 (2007. 9. 7)
 (31) 優先権主張番号 60/775, 921
 (32) 優先日 平成18年2月23日 (2006. 2. 23)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 11/677, 941
 (32) 優先日 平成19年2月22日 (2007. 2. 22)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

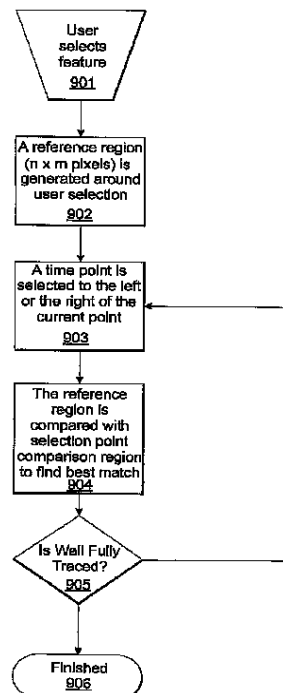
(71) 出願人 506352418
 ビジュアルソニックス インコーポレイテッド
 カナダ国 エム4エヌ 3エヌ1 オンタリオ,
 トロント, ヤング ストリート 3080,
 スイート 6100, ボックス 66
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 100062409
 弁理士 安村 高明
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 Mモード画像用特徴追跡プロセス

(57) 【要約】

操作者によって選択された特徴をMモード超音波画像において追跡するための工程は、選択された特徴の画素をMモード画像内で選択するステップを含む。基準領域が、選択された特徴画素付近で生成され、また、基準領域の画像強度値が抽出される。時間点が、Mモード超音波画像において選択され、この時間点は、選択された特徴画素と異なる時間にあり、比較領域が、選択された時間点付近に生成される。比較領域の画像強度値が抽出され、基準領域の画像強度値を比較領域の画像強度値と比較することによって、比較領域内の位置毎に差異誤差が計算される。最小差異誤差を有する位置は、時間点における特徴画素として識別される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ユーザによって選択された特徴を M モード超音波画像において追跡する方法であって、
該 M モード超音波画像の選択された関心特徴を受信することと、
実質的に該関心特徴付近に基準領域を生成することであって、1 つ以上の基準領域の強度値が該基準領域について決定される、ことと、

M モード超音波画像において選択された時間点を受信することであって、該時間点は該関心特徴と異なる時間にある、ことと、

実質的に該時間点付近に比較領域を生成することであって、1 つ以上の比較領域の強度値が該比較領域について決定される、ことと、

該基準領域の強度値と該比較領域の強度値との比較を実行することによって、差異誤差を決定することと、

該差異誤差の最小値を決定することであって、位置が該最小差異誤差について決定され、かつ、該最小差異誤差の位置は、該時間点における該関心特徴の計算された位置として識別される、ことと

を含む、方法。

【請求項 2】

前記 M モード超音波画像上の前記関心特徴の前記計算された位置を示すことをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記関心特徴の前記計算された位置を前記 M モード超音波画像上に示すことは、異なるコントラストまたは色の点を該 M モード超音波画像上に配置または重合することを含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記関心特徴の前記計算された位置を前記 M モード超音波画像上に示すことは、該計算された関心特徴位置を、計算された 2 つ以上の点を連結する直線または曲線として、該 M モード画像上に表示することを含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 5】

前記 M モード超音波画像の選択された関心特徴を受信することは、該関心特徴上の点における 1 つの画素の選択を受信することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記関心特徴は、関心領域を含み、前記 M モード超音波画像の選択された関心特徴を受信することは、該関心領域の幅を示す選択された第 1 の点と第 2 の点を受信することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記第 2 の点は、既定の終点である、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記関心領域の幅は、2 画素から前記 M モード超音波画像の全幅までの範囲であることが可能である、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 9】

前記関心特徴は、心臓壁端部または心臓内壁を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

実質的に前記関心特徴付近に基準領域を生成することは、 $n \times m$ のウィンドウを選択することを含み、「 m 」は、前記 M モード超音波画像の垂直軸を示し、「 n 」は、該 M モード超音波画像の水平軸を示す、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

「 n 」および「 m 」は距離単位である、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

「 n 」および「 m 」は画素である、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 13】

10

20

30

40

50

前記 $n \times m$ ウィンドウのサイズは、前記 M モード超音波画像の解像度に依存する、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 14】

前記 M モード超音波画像において選択された時間点を受信することは、前記関心特徴の時間点の前にある選択された時間点を受信することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 15】

前記 M モード超音波画像において選択された時間点を受信することは、前記関心特徴の時間点の後にある選択された時間点を受信することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 16】

前記 M モード超音波画像において選択された時間点を受信することは、前記時間点を事前に決定する処理ユニットを含む、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 17】

前記基準領域の強度値と前記比較領域の強度値との間の比較を実行することによって差異誤差を決定することは、 $n \times m$ の寸法を有する前記基準領域と、 $m \times$ (前記 M モード超音波画像の全体の解像度) を含む寸法 m の直線または表面または体積である該比較領域とを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 18】

前記基準領域は、前記比較領域に沿って移動させられ、差異誤差は、比較点毎に計算される、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 19】

前記差異誤差は、

20

【数 1】

$$\text{Error}_k = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m \text{abs}(\text{Ref}_{i,j} - \text{Data}_{i,j+k})$$

として数学的に示される差分の絶対和を使用することによって計算され、ここで、 k は現時点の選択された時間点であり、 $k_{\min} = \min(\text{Error}_k)$ である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 20】

前記差異誤差は、

30

【数 2】

$$\text{Error}_k = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m (\text{Ref}_{i,j} - \text{Data}_{i,j+k})^2$$

として数学的に示される差分の 2 乗の絶対和を使用することによって計算され、ここで、 k は現時点の選択された時間点であり、 $k_{\min} = \min(\text{Error}_k)$ である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 21】

前記差異誤差は、たたみ込み方程式を使用することによって計算される、請求項 1 に記載の方法。

40

【請求項 22】

前記 M モード超音波画像からノイズを除去するためにフィルタを適用することをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 23】

前記フィルタは、ガウスフィルタ、ボックスフィルタ、ローパスフィルタ、およびスペクトルフィルタのうちの一つ以上であることが可能である、請求項 22 に記載の方法。

【請求項 24】

前記フィルタは、前記 M モード超音波画像の周波数領域において実装される、請求項 2

50

2 に記載の方法。

【請求項 2 5】

前記フィルタは、前記 M モード超音波画像の画像領域において実装される、請求項 2 2 に記載の方法。

【請求項 2 6】

前記 M モード超音波画像を検討する際に、呼吸信号および ECG 信号のうちの片方または両方を被検体から受信することをさらに含み、該呼吸信号は、該被検体の呼吸周期を示す波形を提供するように構成され、また、該 ECG 信号は、該被検体の心周期を示す波形を提供するように構成される、請求項 2 2 に記載の方法。

【請求項 2 7】

10

以前の心周期追跡が心臓壁追跡の開始点として使用されるように、前記心周期におけるどの点で特定の M モード線（時間点）が発生するかを推定するために前記 ECG 信号を使用する、請求項 2 6 に記載の方法。

【請求項 2 8】

前記呼吸信号を使用することにより、M モード超音波画像においてユーザによって選択された特徴を追跡するための前記方法から、心臓壁の動きを示さないデータを除外する、請求項 2 6 に記載の方法。

【請求項 2 9】

20

選択された特徴の追跡を M モード超音波画像上で作成する装置であって、M モード超音波画像を格納するデータ記録装置を有する処理ユニットと、少なくとも一部がデータ記録装置に格納される実行可能なコードを有するプログラムモジュールであって、該処理ユニットに命令を提供するプログラムモジュールとを備え、

該プログラムモジュールは、該処理ユニットに、
該選択された特徴の画素を該 M モード画像内で選択することと、
該選択された特徴画素付近に基準領域を生成することと、
該基準領域の画像強度値を抽出することと、
該 M モード超音波画像において時間点を選択することであって、該時間点は、該選択された特徴画素と異なる時間にある、ことと、
該選択された時間点付近に比較領域を生成することと、
該比較領域の画像強度値を抽出することと、
該基準領域の画像強度値を該比較領域の画像強度値と比較することによって、該比較領域内の位置毎に差異誤差を計算することと、
該時間点における特徴画素として、最小差異誤差を有する位置を識別することと
を該処理ユニットにさせるように構成される、装置。

30

【請求項 3 0】

前記差異誤差は、絶対差分の和を使用して前記処理ユニットによって計算される、請求項 2 9 に記載の装置。

【請求項 3 1】

40

前記差異誤差は、たたみ込みにより前記処理ユニットによって計算される、請求項 2 9 に記載の装置。

【請求項 3 2】

前記プログラムモジュールにより作成された前記基準領域は、ウィンドウを含む、請求項 2 9 に記載の装置。

【請求項 3 3】

前記ウィンドウの幅は約 3 画素であり、深度は約 3 2 画素である、請求項 3 2 に記載の装置。

【請求項 3 4】

前記 M モード超音波画像において選択された前記時間点は、前記選択された特徴画素から約 5 画素のところにある、請求項 2 9 に記載の装置。

50

【請求項 35】

超音波振動子をさらに備える、請求項 29 に記載の装置。

【請求項 36】

前記超音波振動子は、高周波数型単一素子振動子、臨床的周波数型単一素子振動子、またはアレイ振動子である、請求項 35 に記載の装置。

【請求項 37】

前記超音波振動子は、少なくとも約 20 メガヘルツ (MHz) の周波数で超音波を伝送する、請求項 35 に記載の装置。

【請求項 38】

処理によって生成される、選択された特徴の追跡を有する M モード超音波画像であって

10

、
該処理は、

該選択された特徴の画素を該 M モード画像内で選択することと、

該選択された特徴画素付近に基準領域を生成することと、

該基準領域の画像強度値を抽出することと、

該 M モード超音波画像において時間点を選択することであって、該時間点は、該選択された特徴画素と異なる時間にある、ことと、

実質的に該選択された時間点付近に比較領域を生成することであって、該比較領域の画像強度値が抽出される、ことと、

該基準領域画像の強度値を該比較領域画像の強度値と比較することによって、該比較領域内の位置毎に差異誤差を計算することと、

20

該 M モード画像に該追跡された特徴を提供するために、該時間点における特徴画素として、最小差異誤差を有する位置を識別することと

を含む、M モード超音波画像。

【請求項 39】

前記差異誤差は、絶対差分の和を使用して計算される、請求項 38 に記載の選択された特徴の追跡を有する前記 M モード超音波画像。

【請求項 40】

前記差異誤差は、たたみ込みによって計算される、請求項 38 に記載の選択された特徴の追跡を有する前記 M モード超音波画像。

30

【請求項 41】

前記選択された特徴画素付近の前記基準領域は、ウィンドウを含む、請求項 38 に記載の選択された特徴の追跡を有する前記 M モード超音波画像。

【請求項 42】

前記ウィンドウの幅は約 3 画素であり、深度は約 3 2 画素である、請求項 41 に記載の選択された特徴の追跡を有する前記 M モード超音波画像。

【請求項 43】

前記 M モード超音波画像において選択された前記時間点は、前記選択された特徴画素から約 5 画素のところにある、請求項 38 に記載の選択された特徴の追跡を有する前記 M モード超音波画像。

40

【請求項 44】

超音波振動子をさらに含む、請求項 38 に記載の選択された特徴の追跡を有する前記 M モード超音波画像。

【請求項 45】

前記超音波振動子は、高周波数型単一素子型振動子、臨床的型周波数型単一素子振動子、またはアレイ振動子である、請求項 44 に記載の選択された特徴の追跡を有する前記 M モード超音波画像。

【請求項 46】

前記超音波振動子は、少なくとも約 20 メガヘルツ (MHz) の周波数で超音波を伝送する、請求項 35 に記載の選択された特徴の追跡を有する前記 M モード超音波画像。

50

【請求項 47】

選択された特徴の追跡をMモード超音波画像上で作成するコンピュータプログラム製品であって、該コンピュータプログラム製品は、内部に格納されるコンピュータ可読プログラムコード部分を有する少なくとも1つのコンピュータ可読記憶媒体を備えており、該コンピュータ可読プログラムコード部分は、

Mモード画像内で選択された特徴の選択された画素を受信するための第1の実行可能部分と、

該選択された特徴画素付近に基準領域を生成し、該基準領域の画像強度値を抽出するための第2の実行可能部分と、

該Mモード超音波画像において時間点を選択することであって、該時間点は該選択された特徴画素と異なる時間にある、ことと、該選択された時間点付近に比較領域を生成することと、該比較領域の画像強度値を抽出することとのための第3の実行可能部分と、

該基準領域の画像強度値を該比較領域の画像強度値と比較することによって、該比較領域内の位置毎に差異誤差を計算することと、該時間点における特徴画素として最小差異誤差を有する位置を識別することとのための第4の実行可能部分と

を含む、コンピュータプログラム製品。

【請求項 48】

前記差異誤差は、絶対差分の和を使用して前記第4の実行可能部分によって計算される、請求項47に記載のコンピュータプログラム製品。

【請求項 49】

前記差異誤差は、たたみ込みを使用して前記第4の実行可能部分によって計算される、請求項47に記載のコンピュータプログラム製品。

【請求項 50】

前記第2の実行可能部分によって作成される前記基準領域は、ウィンドウを含む、請求項49に記載のコンピュータプログラム製品。

【請求項 51】

前記ウィンドウの幅は約3画素であり、深度は約32画素である、請求項50に記載のコンピュータプログラム製品。

【請求項 52】

前記Mモード超音波画像において選択された前記時間点は、前記選択された特徴画素から約5画素のところにある、請求項49に記載のコンピュータプログラム製品。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

(関連出願の引用)

本出願は、米国仮特許出願第60/775,921号(2006年2月23日出願、名称「Feature Tracing Process for M-Mode Images」)の優先権を主張するものであって、その全体を参照することによって本明細書に援用される。

【背景技術】**【0002】**

超音波走査において単一ビームを使用する超音波診断システムを使用して、Mモード画像を生成することが可能であり、このMモード画像上において、心臓壁などの構造の運動を波形で示すことができる。Mモード撮像は、名目上、経時的な反射の深度および強度に関するグラフを生成する。運動(例えば、弁の開閉または心室壁運動)の変化は、表示可能である。高サンプリング周波数によってMモード超音波を使用して、速度および動きを評価することが可能であり、また、Mモード超音波は、ヒトおよび非ヒト動物の被検体の心臓撮像に使用される。Mモード画像における一定の特徴の追跡または輪郭化は、有用であり得る。このような特徴には、心臓壁の拍動が含まれ得、この場合、研究者または臨床医に心臓壁の端部を示すことが有用であり得る。

10

20

30

40

50

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0003】

一例示的な側面において、本発明に従う実施形態は、ユーザにより選択された特徴をMモード超音波画像において追跡するための方法を提供する。前記方法は、前記Mモード超音波画像の選択された関心特徴を受信するステップと、実質的に前記関心特徴付近に基準領域を生成するステップであって、1つ以上の基準領域の強度値は、前記基準領域について決定されるステップと、Mモード超音波画像において選択された時間点を受信するステップであって、前記時間点は、前記関心特徴と異なる時間にあるステップと、実質的に前記時間点付近に比較領域を生成するステップであって、1つ以上の比較領域の強度値は、前記比較領域について決定されるステップと、前記基準領域の強度値と前記比較領域の強度値との比較を実行することによって、差異誤差を決定するステップと、前記差異誤差の最小値を決定するステップであって、位置は、前記最小差異誤差について決定され、また、前記最小差異誤差の前記位置は、前記時間点における前記関心特徴の計算された位置として識別されるステップとを少なくとも含む。一側面において、前記関心特徴の前記計算された位置は、例えば、異なるコントラストまたは色の点を前記Mモード超音波画像上に配置または重合することによって、あるいは、前記計算された関心特徴位置を、計算された2つ以上の点を連結する直線または曲線として前記Mモード画像上に表示することによって、前記Mモード超音波画像上に示される。

10

【0004】

別の例示的な側面において、本発明に従う実施形態は、選択された特徴の追跡をMモード超音波画像上で作成するための装置を提供する。前記装置は、Mモード超音波画像を格納するためのデータ記録装置を有する処理ユニットと、少なくとも一部がデータ記録装置に格納される実行可能なコードを有するプログラムモジュールとを備える。前記プログラムモジュールは、前記処理ユニットに命令を提供する。前記プログラムモジュールは、前記処理ユニットに、前記選択された特徴の画素を前記Mモード画像内で選択させ、前記選択された特徴画素付近に基準領域を生成させ、前記基準領域の画像強度値を抽出させ、前記Mモード超音波画像において時間点を選択させ、前記時間点は、前記選択された特徴画素と異なる時間にあるようにさせ、前記選択された時間点付近に比較領域を生成させ、前記比較領域の画像強度値を抽出させ、前記基準領域画像強度値を前記比較領域画像強度値と比較することによって、前記比較領域内の位置毎に差異誤差を計算させ、前記時間点の特徴画素として、前記最小差異誤差を有する前記位置を識別させる、ように構成される。一側面において、前記差異誤差は、絶対差の和を使用して、前記処理ユニットによって計算される。任意の側面において、前記差異誤差は、たたみ込みにより前記処理ユニットによって計算される。

20

30

【0005】

さらに別の例示的な側面において、本発明に従う実施形態は、工程によって生成される選択された特徴の追跡を有するMモード超音波画像を提供する。前記工程は、前記選択された特徴の画素を前記Mモード画像内で選択するステップと、前記選択された特徴画素付近に基準領域を生成するステップと、前記基準領域の画像強度値を抽出するステップと、前記Mモード超音波画像において時間点を選択するステップであって、前記時間点は、前記選択された特徴画素と異なる時間にあるステップと、実質的に前記選択された時間点付近に比較領域を生成するステップであって、前記比較領域の画像強度値は抽出されるステップと、前記基準領域の画像強度値を前記比較領域の画像強度値と比較することによって、前記比較領域内の位置毎に差異誤差を計算するステップと、前記Mモード画像に前記追跡された特徴を提供するために、前記時間点における特徴画素として、前記最小差異誤差を有する前記位置を識別するステップと、を含む。

40

【0006】

別の例示的な側面において、本発明に従う実施形態は、選択された特徴の追跡をMモード超音波画像上で作成するためのコンピュータプログラム製品を提供する。前記コンピュ

50

ータプログラム製品は、内部に格納されるコンピュータ可読プログラムコード部分を有する少なくとも1つのコンピュータ可読記憶媒体を備える。前記コンピュータ可読プログラムコード部分は、Mモード画像内で選択された特徴の選択された画素を受信するための第1の実行可能部分と、前記選択された特徴画素付近に基準領域を生成し、前記基準領域の画像強度値を抽出するための第2の実行可能部分と、前記Mモード超音波画像において時間点を選択し、前記時間点は、前記選択された特徴画素と異なる時間にあり、前記選択された時間点付近に比較領域を生成し、前記比較領域の画像強度値を抽出するための第3の実行可能部分と、前記基準領域の画像強度値を前記比較領域の画像強度値と比較することによって、前記比較領域内の位置毎に差異誤差を計算し、前記時間点における特徴画素として、前記最小差異誤差を有する前記位置を識別するための第4の実行可能部分と、を含む。

10

【0007】

本発明のさらなる側面および利点は、その一部を以下の説明において記載することによってその一部が本説明により明らかになり、あるいは本発明を實踐することにより習得されてもよい。前述の概要および以下の詳細説明は、単に例示的および説明的なものであって、本発明を制限しないことを理解されたい。

【0008】

添付の図面は、縮尺比により描かれておらず、また、図面で使用される同一の文字は、いくつかの図面において同一部分を示す。また、この添付の図面は、本明細書に組み込まれ、本明細書の一部を構成し、説明と共に本発明の特定の側面を図示し、本発明の原理を限定することなく説明する役割を果たす。

20

【発明を実施するための最良の形態】**【0009】**

以下の詳細な説明、説明に含まれる実施例、図面、ならびに前述および以下の説明を参照することによって、本発明についてより容易に理解することが可能である。

【0010】

本組立、構成、製品、機器、および/または方法について開示および説明する前に、本発明が特定の統合方法、特定の構成要素、または特有のコンピュータアーキテクチャに限定されず、当然ながらそれ自体変更してもよいことを理解されたい。また、本明細書で使用される用語は、特定の実施形態を記載する目的のものであり、限定することを意図していないことも理解されたい。

30

【0011】

本発明に関する以下の説明は、本発明の最良の形態における実現教示、つまり現時点で既知の実施形態として提供される。この目的のために、本明細書に記載の本発明の種々の側面に多くの変更を加えることが可能である一方で、依然として本発明の有益な結果を入手可能であることを、当業者は認識および理解するだろう。また、本発明の所望の利益のいくつかは、その他の特徴を利用せずに、本発明の特徴のいくつかを選択することによって入手可能であることが明白であるだろう。従って、本発明に対する修正および適応が可能であり、さらには、その修正および適応は特定の状況において望ましく、また、本発明の一部であることを、当業者は認識するだろう。従って、以下の説明は、本発明の原理を説明するものとして提供され、本発明を限定するものではない。

40

【0012】

本明細書および添付の請求項で使用する際、その文脈が別段明記しない限り、単数形「a」、「an」および「the」は、複数指示対象を含む。従って、例えば、「処理ユニット」または「受信チャネル」と言及する場合、この処理ユニットまたは受信チャネル、およびその同等物を2つ以上含むことになる。

【0013】

本明細書における範囲は、ある「約」である特定値から、および/または別の「約」である特定値までとして表現可能である。このような範囲を表現する際、別の実施形態では、一方の特定値から、および/または他方の特定値までを含む。同様に、前述の「約」を

50

使用して値を概算として表現する際、特定値が別の実施形態を形成することを理解されたい。さらに、範囲の各々の終点は、他方の終点と関連している場合、および他方の終点とは独立している場合の両方において有意であることが理解されたい。また、本明細書で多くの値が開示されるが、各値は、本明細書において、その値自体の他に、その特定値の「約」として開示されることも理解されたい。例えば、「10」の値が開示される場合、「10以下」および「10以上」も開示される。また、本明細書において多くの異なる形式でデータが提供されているが、このデータが、終点および始点、およびそれらのデータ点の任意の組み合わせの範囲を示すことも理解されたい。例えば、特定のデータ点「10」および特定のデータ点「15」が開示される場合、「10」および「15」を上回る値、それ以上の値、それ未満の値、それ以下の値、およびそれと同等の値が、「10」および「15」の間の値に加えて開示されると考えられることを理解されたい。また、2つの特定単位の間各単位も開示されることを理解されたい。例えば、「10」および「15」が開示される場合、「11」、「12」、「13」、および「14」も開示される。

10

【0014】

「任意」または「任意により」は、後に説明する事象または状況が起こり得るあるいは起こり得ないこと、ならびにその説明が、その事象または状況が起こる事例あるいはそれが起こらない事例を含むことを意味する。

【0015】

「被検体」は、個体を意味する。例えば、用語の被検体は、小型動物または実験動物、大型動物、ならびにヒトを含む霊長類が含まれる。実験動物には、マウスまたはラットなどの齧歯類を含むがそれだけに限定されない。また、用語の実験動物は、動物、小型動物、小型実験動物、または被検体と交換可能に使用され、マウス、ラット、ネコ、イヌ、魚、ウサギ、モルモット、齧歯類などを含む。実験動物の用語は、特定の年齢および性別を示さない。従って、成熟動物、新生動物、および胎児（胚を含む）が、雄または雌に関わらず含まれる。

20

【0016】

説明される方法により、超音波撮像を使用して、小型動物の縦方向撮像研究における、解剖学的構造および血液動態機能の生体内での可視化、査定、および測定が可能になる。これらの方法は、超高解像度、画像均一性、被写界深度、調整可能な送信焦点深度、および多目的のための多数の送信焦点ゾーンを有する超音波画像上において動作可能である。

30

【0017】

例えば、超音波画像は、被検体あるいは心臓または心臓弁などの被検体の解剖学的部分を含むことが可能である。また、画像は、血液を含むことが可能であり、腫瘍の血管新生の評価または注射針の誘導を含む用途に使用可能である。本発明の実施形態は、単一素子振動子または多素子振動子アレイによって生成されるMモード画像によって使用可能であり、この場合、同一領域が撮像され、その領域内の領域の運動が記録される。本発明の実施形態は、特定の解像度またはサイズの画像で使用することに限定されない。本発明の実施形態は、造影剤の使用/未使用に関わらず取得される画像で使用可能である。例えば、マイクロバブルまたはナノバブルの造影剤あるいはその組み合わせが使用可能であるがそれだけに限定されない。

40

【0018】

Mモード超音波画像は、y軸に沿う特定の深度における強度、ならびにx軸に沿う時間における強度を表示する。Mモード画像は、心臓などの内蔵器官を含む動物の研究に有用であることが可能である。Mモード画像は、密度の差異によって、心臓壁および血液などの器官および関連組織の変動領域を区別することが可能である。

【0019】

研究者、臨床医、またはその他の操作者は、Mモード画像内の特定の特徴の位置を決定する際に補助を有することが有用であることを発見し得る。例えば、心臓壁の位置は、小型動物の研究者に役に立つことが可能である。特徴の追跡は、心臓機能の迅速な定量化に有用であることが可能である。例えば、心臓の心内膜壁および心外膜壁を経時的に追跡す

50

ることによって、心臓の相対的な健康状態に関する情報が提供される。

【0020】

有益であり得る特徴に関する例には、心臓壁を含むがそれだけに限定されない。血管壁も追跡可能である。一側面において、血管前壁および血管後壁の追跡により、範囲と時間との関係が提供されることが可能になり、心臓専門医による血管の健康状態および弾性の査定が可能になる。

【0021】

端部の位置または特徴の境界は、操作者にとって有益であり得る。一側面において、端部は、特徴とみなすことができる。心臓壁は、心外膜壁（心筋の外壁）、心内膜壁（心筋の内壁）、ならびに左心室および右心室を分離する隔壁などのいくつかの層または領域を含むことが可能である。また、心臓壁は、前壁または後壁と呼ばれてもよい。このような心臓壁の異なる特徴または層の研究によって、応力およびひずみ、心臓容積および範囲、血管容積および範囲、および変化率に関する測定などの、有用な情報をもたらすことが可能である。

【0022】

多くの場合、特徴は、Mモード画像において肉眼では容易に確認できない。特徴の領域または境界間のコントラストが低い場合があるため、操作者により特徴の端部を近似することは難しい。Mモード画像に追跡を重合することによって計算された特徴の端部が輪郭化され、操作者がその特徴を視覚的に識別する際の補助となることが可能である。このような追跡は、Mモード画像上に置かれる一連の点であることが可能である。あるいは、スプラインによって連結される一連の点であることが可能であり、この場合、スプラインは、各ポイントを連結する直線または曲線であることが可能である。スプラインによるポイントの連結は、当業者に既知である。

【0023】

開示される方法および/または工程に関する例示的な使用は、Mモード画像で追跡可能な心臓壁の端部の近似位置を計算することである。この計算された部分は、Mモード画像に示されるように、特徴、つまり心臓壁端部の実際位置の近似である。

【0024】

一側面において、超音波データの獲得と、例えばMモード画像などの画像の後続の生成とは、超音波を生成するステップと、超音波を被検体に送信するステップと、被検体によって反射された超音波を受信するステップとを含む。超音波の広域周波数を使用して、超音波データを獲得することが可能である。例えば、臨床的周波数の超音波（20MHz以下）または高周波数の超音波（20MHz以上）を使用することができる。当業者は、例えば、撮像の深度および/または所望の解像度などを含むがそれだけに限定されない要因に基づいて、どの周波数を使用するかを容易に判断することができる。

【0025】

高解像度撮像が所望される場合ならびに被検体内で撮像される構造の深度が深過ぎないようにする場合、高周波超音波が所望されてもよい。従って、超音波データを獲得するステップは、少なくとも20MHzの周波数を有する超音波を被検体に送信することと、被検体によって反射された送信超音波の一部を受信することとを含むことが可能である。例えば、約20MHz、30MHz、40MHz、またはそれを上回る中心周波数を有する振動子を使用することができる。

【0026】

高周波型超音波送信は、多くの場合、深度透過が許容可能な高解像度が達成され得る小型動物の撮像について望ましい。ゆえに、本方法は、小型動物の被検体に関し、臨床的周波数または高周波数で使用可能である。任意により、小型動物は、マウス、ラット、ウサギ、および魚を含む群から選択される。

【0027】

さらに、本発明の方法およびシステムが、特定の種類の振動子を使用して取得される画像に限定されないことが考えられる。例えば、超音波を臨床的周波数または高周波数で送

10

20

30

40

50

信可能であるいかなる振動子も使用可能である。このような振動子の多くは、当業者に既知である。例えば、高周波送信では、Visual Sonics Inc. (カナダ、トロント)のVevvo (登録商標) 660またはVevvo (登録商標) 770高周波型超音波システムと共に使用されるものなどの、振動子が使用可能である。高周波型および臨床的周波型アレイ振動子も使用可能であることが考えられる。

【0028】

従って、本発明の例示的工工程および方法は、Visual SonicsTM (カナダ、トロント)UBMシステムモデルVS40VEVOTM 660などの例示的な機器によって使用可能であり、また、その機器によって生成される画像上で使用可能である。別の機器として、Visual SonicsTM (カナダ、トロント)モデルVEVOTM 770が挙げられる。このような別のシステムは、米国特許出願第10/683,890号に記載の以下の構成要素を有することが可能であり、米国特許出願公開第20040122319号は、参照することによってその全体が本明細書に組み込まれる。

10

【0029】

また、所望の周波数で超音波を送信および受信可能なその他の機器も使用可能である。例えば、アレイ振動子を使用する超音波システムが使用可能である。このような例示的なアレイシステムの1つ(高周波型アレイ超音波システムの教示に関して、参照することによってその全体が本明細書に組み込まれる)は、2005年11月2日出願されたJames Mehi、Ronald E. Daigle、Laurence C. Brasfield、Brian Starkoski、Jerrol Wen、Kai Wen Liu、Lauren S. Pflugrath、F. Stuart Foster、およびDesmond Hirsionによる名称が「HIGH FREQUENCY ARRAY ULTRASOUND SYSTEM」である米国仮出願第60/733,089号に記載され、また、指定代理人整理番号22126.0023U1および2006年11月2日出願されたMehiらによる名称が「High Frequency Arrayed Ultrasonic System」である米国特許出願第11/592,741号(本出願も参照することによってその全体が本明細書に組み込まれる)に記載されている。

20

【0030】

操作し易い探触子ホルダ装置を有する「レールガイド」型プラットフォームを含む、小型動物の撮像に使用されるプラットフォームおよび装置と共に、本工程および方法は使用可能である。例えば、説明される工程は、マルチレール撮像システムと共に、ならびに小型動物装着アセンブリと共に使用可能であり、それらは、名称が「Integrated Multi-Rail Imaging System」である米国特許出願第10/683,168号、名称が「Integrated Multi-Rail Imaging System」米国特許出願第10/053,748号、2005年2月8日に発行された名称が「Small Animal Mount Assembly」である米国特許出願第10/683,870号(現在は米国特許第6,851,392号)、名称が「Small Animal Mount Assembly」である米国特許出願第11/053,653号に記載されており、これらは、参照することによってその全体が本明細書に組み込まれる。

30

40

【0031】

代替側面において、操作者により選択された特徴をMモード超音波画像において追跡するための工程および/または方法ならびに装置および/またはシステムが、本明細書に提供される。このような工程および装置は、臨床診断および小型動物研究に使用可能である。例えば、装置および工程は、被検体における解剖学的特徴を追跡するため、ならびにこれらの解剖学的特徴の機能または機能障害を査定するために使用可能である。

【0032】

本発明の一実施形態において、操作者により選択された特徴をMモード超音波画像において追跡するための工程または方法は、選択された特徴の画素をMモード画像内で選択す

50

るステップを含む。一側面において、選択された特徴画素付近に基準領域が生成され、その基準領域の画像強度値が抽出される。別の側面において、時間点がMモード超音波画像において選択され、ここで、時間点は、選択された特徴画素と異なる時間にあり、また、選択された時間点付近に比較領域が生成される。さらなる側面において、比較領域の画像強度値が抽出され、基準領域の画像強度値を比較領域の画像強度値と比較することによって、差異誤差が比較領域内の位置毎に計算される。この側面において、最小の差異誤差を有する位置は、時間点における特徴画素として識別される。

【0033】

例示的な一側面において、本工程または本方法は、絶対差分の和を使用することによって計算される差異誤差を含むことが可能である。別の側面において、本工程または本方法は、たたみ込みによって計算される差異誤差を含むことが可能である。一側面において、基準領域は、ウィンドウを含むことが可能である。一例において、基準ウィンドウの幅は、約3画素で、深度は32画素である。別の例において、選択された時間点は、特徴画素から約5画素のところにあることが可能である。さらなる側面において、本方法または本工程は、特徴を追跡するための関心領域を操作者が選択するステップと、操作者により選択された特徴が、関心領域の全域で追跡されるまで本方法または本工程を繰り返すステップとをさらに含むことが可能である。

10

【0034】

Mモード画像は、被検体を含むことが可能である。被検体は、ヒト、動物、齧歯類、ラット、マウス、およびその同等物であることが可能であると考えられるが、それだけに限定されない。

20

【0035】

一実施形態において、選択された特徴の追跡をMモード超音波画像上で作成するための装置は、Mモード超音波画像を格納するためのデータ記録装置を有する処理ユニットを備える。本側面において、プログラムモジュールがデータ記録機器に格納され、プログラムモジュールの命令に応答する処理ユニットに命令を提供する。一側面において、プログラムモジュールは、処理ユニットに、選択された特徴の画素をMモード画像内で選択させ、また、選択された特徴画素付近に基準領域を生成させるようにすることが可能である。別の側面において、プログラムモジュールは、処理ユニットに、基準領域の画像強度値を抽出させ、また、Mモード超音波画像において時間点を選択させるようにすることも可能であり、ここで、時間点は、選択された特徴画素と異なる時間にある。さらなる例示的な側面において、プログラムモジュールは、処理ユニットに、a) 選択された時間点付近に比較領域を生成させ、b) 比較領域の画像強度値を抽出させ、c) 基準領域の画像強度値を比較領域の画像強度値と比較することによって、比較領域内の位置毎に差異誤差を計算させ、d) 時間点における特徴画素として最小差異誤差を有する位置を識別させるようにすることがさらに可能である。

30

【0036】

一側面において、装置のプログラムモジュールは、処理ユニットに、差異誤差を計算させるようにすることが可能であり、ここで、差異誤差は、絶対差分の和を使用することによって計算される。別の側面において、差異誤差は、たたみ込みによって計算可能である。さらなる側面において、プログラムモジュールにより生成される基準領域は、例えば、幅が3画素および深度が32画素のウィンドウを含むことが可能である。別の側面において、プログラムモジュールにより選択された時間点は、特徴画素から約5画素のところにあることが可能である。装置の操作者は、プログラムモジュールに選択的に、特徴を追跡するための関心領域を選択させ、また、操作者によって選択された特徴が関心領域の全域で追跡されるまで本方法または本工程を繰り返させることが可能である。

40

【0037】

さらに、本明細書に記載される工程により生成される選択された特徴の追跡を有する例示的なMモード超音波画像が提供される。例えば、選択された特徴の追跡を有するMモード画像は、選択された特徴の画素をMモード画像内で選択することによって、ならびに選

50

択された特徴画素付近に基準領域を生成することによって作成される。その後、基準領域の画像強度値が抽出され、Mモード超音波画像において時間点が選択され、ここで、時間点は、選択された特徴画素と異なる時間にある。選択された時間点付近に比較領域が生成され、比較領域の画像強度値が抽出される。次に、基準領域の画像強度値を比較領域の画像強度値と比較することによって、比較領域内の位置毎に差異誤差が計算される。最小差異誤差を有する位置は、Mモード画像に追跡された特徴を提供するために、時間点における特徴画素として識別される。

【0038】

説明される工程または方法が、超音波Mモードデータまたは画像を獲得可能である超音波システムを使用して実行可能であることが考えられる。使用可能である例示的な超音波システムの1つが、図13に示される。図13に説明される例示的なシステムは、高周波数型単一素子振動子超音波システムである。使用可能であり得る例示的なその他のシステムには、高周波数型および臨床的周波数型の単一素子振動子ならびにアレイ振動子システムが含まれる。

10

【0039】

図13は、例示的な撮像システム1300を示すブロック図である。本撮像システム1300を使用して、説明される工程で使用するMモード画像を取得することが可能である。任意により、本撮像システム1300を使用して、本明細書に説明される本発明の実施形態を実行することが可能である。

【0040】

撮像システム1300は、被検体1302上で動作する。超音波探触子1312は、超音波画像情報を入手するように被検体1302に近接して配置される。前述のとおり、超音波探触子は、単一要素により機械的に動かされる振動子1350または多要素アレイ振動子を備えることが可能であり、この振動子は、超音波Mモードデータを含む超音波データ1310の収集に使用可能である。本システムおよび本方法を使用して、Mモード画像を生成することが可能である。一例において、振動子は、少なくとも約20メガヘルツ(MHz)の周波数で超音波を送信することが可能である。例えば、振動子は、約20MHz、30MHz、40MHz、50MHz、または60MHzで、あるいはそれらを上回る周波数で超音波を送信することが可能である。さらに、上述の周波数よりも大幅に高い周波数で動作する振動子の使用も考えられる。

20

30

【0041】

例示的な本側面において、超音波システム1331は、制御サブシステム1327と、場合により走査変換器と呼ばれる画像構成サブシステム1329と、送信サブシステム1318と、受信サブシステム1320と、ヒューマンマシンインターフェース1336形式の操作者入力機器とを備える。プロセッサ1334は、制御サブシステム1327に連結され、また、ディスプレイ1316は、プロセッサ1334に連結される。プロセッサ1334は、制御サブシステム1327に連結され、ディスプレイ1316は、プロセッサ1334に連結される。メモリ1321は、プロセッサ1334に連結される。メモリ1321は、任意の種類のコピュータメモリであることが可能であり、典型的には、本発明のソフトウェア1323が実行するランダムアクセスメモリ「RAM」と呼ばれる。ソフトウェア1323は、超音波システム1300が画像を表示可能にさせる超音波データの取得、工程、および表示を制御する。

40

【0042】

プロセッサ1334を使用して、コンピュータにより実行されるプログラムモジュールなどのコンピュータ命令の汎用コンテキストに記述されるように、本方法に関する実施形態を実行することが可能である。一般的に、プログラムモジュールには、特定のタスクを実行するまたは特定の抽象データ型を実装するルーティン、プログラム、オブジェクト、構成要素、データ構造などが含まれる。メモリ1321は、Mモード画像の格納のためのデータ記録装置としての役割を果たすことが可能である。また、このような画像は、本明細書に別段明記されない場合に限り、コンピュータ可読メモリを含むその他のデータ記録

50

装置にも格納可能である。

【 0 0 4 3 】

プロセッサ 1 3 3 4 ならびにメモリ 1 3 2 1 およびコンピュータ可読媒体 1 3 3 8 などの関連の構成要素は、処理ユニットとして考えられることが可能である。

【 0 0 4 4 】

本方法およびシステムは、ハードウェアおよびソフトウェアの組み合わせを使用して実装可能である。システムのハードウェア実装は、当技術分野でよく知られている技術である離散電子構成要素、データ信号上で論理関数を実装するための論理ゲートを有する離散論理回路、適切な論理ゲートを有する特定用途向け集積回路、プログラマブルゲートアレイ (P G A)、フィールドプログラマブルゲートアレイ (F P G A) などのうちのいずれかまたはその組み合わせを含むことが可能である。

10

【 0 0 4 5 】

システムのソフトウェアは、論理関数を実装するための実行可能な命令の順序付きリストを含み、また、コンピュータベースのシステム、プロセッサを含むシステム、または命令実行システム、装置、または機器からの命令を取り出し可能で、かつその命令を実行可能であるその他のシステムなどの、命令実行システム、装置、または機器によって、またはその組み合わせによって使用するための任意のコンピュータ可読媒体において具現化可能である。

【 0 0 4 6 】

本明細書の文脈において、「コンピュータ可読媒体」または「コンピュータ可読記憶媒体」は、命令実行システム、装置、または機器によって、またはその組み合わせによって使用するための、プログラムを含有、格納、通信、伝搬、または輸送することが可能である任意の手段であることが可能である。コンピュータ可読媒体は、例えば、電子、磁気、光学、電磁、赤外線、または半導体のシステム、装置、機器、または伝搬媒体であることが可能であるが、それだけに限定されない。コンピュータ可読媒体に関するさらなる具体的な例 (非限定のおよび限定的なリスト) には、1つ以上の線を有する電気的接続 (電子的)、携帯用コンピュータディスク (磁氣的)、ランダムアクセスメモリ (R A M)、読み出し専用メモリ (R O M)、消去可能なプログラマブル読み出し専用メモリ (E P R O M またはフラッシュメモリ) (磁氣的)、光ファイバー (光学的)、および携帯用コンパクトディスク読み出し専用メモリ (C D R O M) (光学的) が含まれる。プログラムが、例えば、紙またはその他の媒体の光学式走査を介して電子的に獲得されてから、コンパイルされることにより解釈可能であるが、そうでない場合は、必要に応じて適切な方法で処理されてから、コンピュータメモリに格納可能であることから、コンピュータ可読媒体は、紙またはプログラムが印刷される別の適切な媒体であり得ることに留意されたい。

20

30

【 0 0 4 7 】

また、メモリ 1 3 2 1 は、超音波システム 1 3 3 1 によって得られる超音波データ 1 3 1 0 も含む。コンピュータ可読記憶媒体 1 3 3 8 は、プロセッサに連結し、以下にさらに説明されるように、超音波システム 1 3 3 1 の動作に関連するアルゴリズムを実行するようにプロセッサに指示および / または構成するように、命令をプロセッサに提供する。コンピュータ可読媒体は、ハードウェアおよび / またはソフトウェアを含むことが可能であり、ほんの一例として、磁気ディスク、磁気テープ、C D R O M などの光学的に可読な媒体、および P C M C I A カードなどの半導体メモリなどが挙げられる。各事例において、媒体は、小型ディスク、フロッピー (登録商標) ディスク、カセットなどの携帯商品の形式であってもよく、あるいはハードディスクドライブ、固体メモリカード、または支援システムに設けられる R A M などの比較的大型または固定商品の形式であってもよい。上記の例示的な媒体は、単独または組み合わせて使用可能であることに留意されたい。

40

【 0 0 4 8 】

例示的な超音波システム 1 3 3 1 は、超音波システム 1 3 3 1 の種々の構成要素の動作を指示するために、制御サブシステム 1 3 2 7 を備えることが可能である。制御サブシステム 1 3 2 7 および関連の構成要素は、汎用プロセッサに命令するためのソフトウェアと

50

して、あるいはハードウェア実装における専門電子技術として設けられてもよい。一側面において、超音波システム 1331 は、受信した超音波エコーにより生成される電気信号を、プロセッサ 1334 により操作可能で、かつディスプレイ 1316 に画像をレンダリング可能なデータに変換するための画像構成サブシステム 1329 を備える。一側面において、制御サブシステム 1327 は、超音波送信信号を超音波探触子 1312 に提供するように、送信サブシステム 1318 に接続される。次に、超音波探触子 1312 は、超音波受信信号を受信サブシステム 1320 に提供し、受信サブシステム 1320 は、受信信号を表す信号を画像構成サブシステム 1329 に提供する。一側面において、受信サブシステム 1320 は、制御サブシステム 1327 にも接続される。別の側面において、画像構成サブシステムの走査変換器 1329 は、画像データ 1310 を使用してディスプレイに画像をレンダリングするために、受信データ上で動作するように制御サブシステム 1327 により指示される。

10

【0049】

上述のように、受信サブシステム 1320 は、制御サブシステム 1327 および画像構成サブシステム 1329 に接続される。画像構成サブシステム 1329 は、制御サブシステム 1327 により指示される。操作の際、撮像システム 1300 は、超音波探触子 1312 を使用して超音波データを送信および受信し、撮像システム 1300 の動作パラメータを制御するためのインターフェースを操作者に提供し、被検体 1302 の解剖学および/または生理学を表す静止画および動画の作成に適切なデータを処理する。画像は、ディスプレイ 1316 を介して操作者に提示される。

20

【0050】

超音波システム 1300 のヒューマンマシンインターフェース 1336 は、操作者からの入力を取り込み、この入力を変換して、超音波探触子 1312 の動作を制御するようにする。また、ヒューマンマシンインターフェース 1336 は、ディスプレイ 1316 を介して、処理された画像およびデータも操作者に提示する。ヒューマンマシンインターフェース 1336 を使用して、操作者は、被検体 1302 から画像データ 1310 を収集する範囲を規定することができる。一側面において、画像構成サブシステム 1329 と協働するソフトウェア 1323 は、超音波画像を作成するために、受信サブシステム 1320 により生成される電気信号上で動作する。

30

【0051】

任意により、図 14 に示される例示的な超音波撮像システムを使用して、Mモード画像だけでなく、呼吸および ECG 情報を被検体から取得することが可能である。さらに、図 14 の例示的なシステムを使用して、本発明の実施形態を実行することが可能である。図 14 は、同一の識別番号を使用して、図 13 の例示的な超音波撮像システム 1300 の構成要素を示し、また、呼吸および ECG 情報の取得および処理に使用可能である任意の構成要素を示す。

40

【0052】

一側面において、被検体 1302 は、心電図 (ECG) 電極 1404 に連結され、心調律および呼吸波形を被検体 1302 から入手可能である。さらなる側面において、呼吸検出ソフトウェア 1440 を含む呼吸検出要素 1448 を使用して、超音波システム 1431 に提供するための呼吸波形を生成することが可能である。本側面において、呼吸検出ソフトウェア 1440 は、被検体の呼吸時の筋肉抵抗を監視することによって、呼吸波形を生成することが可能である。ECG 電極 1404 および呼吸検出ソフトウェア 1440 の使用による呼吸波形の生成は、呼吸検出要素 1448 およびソフトウェア 1440 を使用して実行可能であり、これらの呼吸検出要素 1448 およびソフトウェア 1440 は、当技術分野において既知であり、また、例えば、テキサス州ヒューストンの Indus Instrumentals 社により市販されている。

40

【0053】

一側面において、呼吸検出ソフトウェア 1440 は、ECG 電極 1404 からの電気的な情報を、超音波システム 1431 に送信可能であるアナログ信号に変換する。さらに、

50

アナログ信号は、アナログ/デジタル変換器 1452 によってデジタルデータに変換され、アナログ/デジタル変換器 1452 は、信号プロセッサ 1408 に備えられるか、あるいは ECG/呼吸波形増幅器 1406 により増幅される後のその他の場所に配置可能である。一実施形態において、呼吸検出要素 1448 は、超音波システム 1400 に提供するために、ならびにアナログ/デジタル変換器 1452 によりデジタルデータに変換するために、アナログ信号を増幅するための増幅器を備える。本実施形態において、増幅器 1406 の使用は、完全に回避可能である。デジタル化データを使用して、メモリ 1321 に位置する呼吸分析ソフトウェア 1442 は、呼吸速度および呼吸により被検体の運動が実質的に停止していた時間を含む被検体の呼吸の特徴を決定することが可能である。

【0054】

一側面において、電極 1404 からの心臓信号および呼吸波形信号は、ECG/呼吸波形増幅器 1406 に送信されて、超音波システム 1431 に提供するために信号を調整することができる。ECG/呼吸波形増幅器 1406 の代わりに、信号プロセッサまたはこのようなその他の機器を使用して、信号を調整してもよいことが考えられる。当業者は、電極 1404 からの心臓信号または呼吸波形信号が適切である場合に、増幅器 1406 は完全に回避可能であることを、当業者は理解されたい。

【0055】

任意により、呼吸分析ソフトウェア 1442 は、被検体 1302 からの入力に基づき、ECG 電極 1404 および呼吸検出ソフトウェア 1440 を介して超音波画像データ 1310 を収集する時間を制御することが可能である。本側面において、呼吸分析ソフトウェア 1442 は、呼吸波形中の適切な時間点における超音波データ 1310 の収集を制御することが可能である。従って、説明される例示的なシステムにおいて、ソフトウェア 1323、呼吸分析ソフトウェア 1442、および振動子局所化ソフトウェア 1346 は、超音波データの取得、処理、および表示を制御することが可能であり、また、被検体の呼吸波形中の適切な時間における超音波画像を、超音波システム 1331 が獲得できるようにすることが可能である。

【0056】

一側面において、超音波システム 1400 は、ECG/呼吸波形信号プロセッサ 1408 を備えてもよい。ECG/呼吸波形信号プロセッサ 1408 は、増幅器を利用する場合に、ECG/呼吸波形増幅器 1406 から信号を受信するように構成される。増幅器 1406 を使用しない場合、ECG/呼吸波形信号プロセッサ 1408 は、ECG 電極 1404 または呼吸検出要素 1448 から直接信号を受信するようにも構成されることが可能である。信号プロセッサ 1408 は、呼吸検出要素 1448 およびソフトウェア 1440 からのアナログ信号を、超音波システム 1431 で使用するためにデジタルデータに変換することが可能である。従って、ECG/呼吸波形信号プロセッサは、心周期および呼吸波形を表す信号を処理することが可能である。別の側面において、ECG/呼吸波形信号プロセッサ 1408 は、種々の信号を制御サブシステム 1327 に提供する。さらなる側面において、受信サブシステム 1320 は、ECG/呼吸波形信号プロセッサ 1408 から、ECG 時間スタンプまたは呼吸波形時間スタンプも受信する。

【0057】

図 9 は、操作者により選択された特徴を M モード超音波画像において追跡するための例示的な工程を示すブロック図である。例示的な工程は、図 13 または図 14 に示されて上述される例示的なシステムにより生成される画像上で、またはそのシステムを使用して実行可能である。当業者は、例示的な工程が、M モードデータを獲得可能なその他の例示的な超音波撮像システム、および/または M モード超音波データを処理可能なその他の動作環境と共に使用可能であることを理解するだろう。

【0058】

ブロック 901 において、操作者は、関心特徴を選択する。操作者は、関心特徴におけるある点において、1 つの画素を選択することができる。任意により、操作者は、関心領域の幅を示す追加の点、つまり特徴追跡が計算される終点も選択することができる。操作

10

20

30

40

50

者が終点を選択しない場合、既定の終点の使用可能である。関心領域の幅は、2画素からMモード画像の全幅までの範囲であることが可能である。

【0059】

操作者により選択可能である例示的な特徴は、心臓壁端部、心臓内壁、あるいは本明細書に説明されるまたは当業者に既知であるその他の特徴などの、任意の関心特徴であることが可能である。

【0060】

基準領域は、ブロック902において選択される。この基準領域は、 $n \times m$ のウィンドウであることが可能であり、ここで、単位は、距離単位または画素であることが可能である。「 m 」は、深度である垂直軸を表す。「 n 」は、時間である水平軸を表す。サイズは、画像の解像度に依存することが可能である。256画素解像度画像の例示的な基準領域は、 3×32 画素、 1×32 画素、または 2×32 画素であることが可能である。基準領域のサイズは、壁特徴のサイズおよび機器の取得解像度に基づくことが可能である。例えば、血液の小領域および心臓壁の小領域を包囲するマウスの領域の深度は、約0.5mmである。取得解像度が1ミリメートル当たり約64画素の場合、基準領域の高さは、約32画素であり得る。

10

【0061】

ヒトを含むその他の動物モデルでは、ミリメートルの基準領域は、さらに大きくなることが可能であり、例えば、ヒトでは約5mmであることが可能である。取得解像度が1ミリメートル当たり16画素である場合、ウィンドウ領域は、80画素であることが可能である。

20

【0062】

一例において、時間方向における画素数は、データの約0.25ミリ秒から2ミリ秒に相当するように設定される。これは、取得速度が1秒当たり4000線である場合に、約1画素に相当する。基準領域は、距離および時間単位でそれぞれ表されることが可能であり、当業者は、画素と距離または時間との変換を理解している。

【0063】

ブロック903において、時間点は、操作者により選択された画素時間位置とは異なる時間軸上の位置で選択される。この時間点は、操作者により選択された画素位置よりも左側または右側（時間的に前または後）にあることが可能である。例えば、距離は、選択された画素から約1から約10ミリ秒離れていることが可能である。この時間点は、操作者によって選択される必要はなく、処理ユニットによって事前に決定可能である。

30

【0064】

一側面において、関心特徴の運動速度によって、間隔または刻み幅を決定することができる。例えば、マウスの心拍は、1心周期当たり約100ミリ秒である。距離は、適切な間隔を入手することによって関心特徴の動きを獲得するように選択可能である。例えば、100ミリ秒の心周期では、10ミリ秒の刻み幅が使用可能である。心拍がマウスよりも遅いヒトでは、より大きな刻み幅が使用可能であり、例えば、ヒトでは30ミリ秒が使用可能である。サンプル間隔は、心周期中に約10サンプルに等しくすることが可能であり、各刻み幅の距離の計算に使用可能である。一例において、間隔は、心周期当たり約5以上のサンプルであることが可能である。

40

【0065】

非常に短い刻み幅が選択される場合（つまり、心周期毎のサンプルが多い場合）、工程に関する実施形態により計算される追跡点の平均化を実行し、より円滑に追跡を提供することが可能である。平均化は、業者に既知の方法で実行可能である。

【0066】

時間点選択は、左側、右側、または両方向に拡張可能である。方向は、操作者により選択された関心範囲についてもたらされる追跡が生成されるように選択可能である。操作者により選択された関心範囲は、操作者により選択された領域であって、追跡が必要とされる領域であることが可能である。また、選択された関心範囲は、処理ユニットによって事

50

前に決定可能である。例えば、処理ユニットは、ユーザにより選択された初期点から順方向または逆方向における既定時間を含む領域を包囲することが可能である。

【 0 0 6 7 】

ブロック 9 0 4 において、基準領域の画像強度と、選択された時間点 (変数 k) を囲む比較領域の画像強度との比較が実行される。基準領域は、 $n \times m$ の領域である。比較領域は、 $m \times$ 画像の全体深度 (画像の解像度) を含む次元 m の直線、表面、または体積である。例えば、2 5 6 画素解像度の画像を有する $1 \times 3 2$ の基準領域を使用する場合、比較領域は、 $1 \times 2 5 6$ であり、2 次元空間において示される直線 (または曲線) として視覚的に理解可能である。

【 0 0 6 8 】

より小さい基準領域は、比較領域に沿って移動可能であり、差異誤差は、比較の点毎に計算される。 $m > 1$ の基準領域では、領域は、多次元性の表面または体積と考えられることができる。本ステップは、より大きな平面における小さい平面の「最も適合する位置」を得ることと考えられることが可能であり、ここで平面は多次元であることが可能である。

10

【 0 0 6 9 】

比較または適合ステップにより、比較領域の m 次元表面に沿った比較の各点における差異誤差が生じる。時間点 k では、差異誤差は、

【 0 0 7 0 】

【 数 3 】

$$\text{Error}_k = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m \text{abs}(\text{Ref}_{i,j} - \text{Data}_{i,j+k})$$

20

として数学的に示される差異の絶対和を使用することによって計算可能であり、ここで、 k は、現時点で選択された時間点であって、 $k_{\min} = \min(\text{Error}_k)$ である。 $k_{\min} = \min(\text{Error}_k)$ である。代替実施形態において、差異誤差は、

【 0 0 7 1 】

【 数 4 】

$$\text{Error}_k = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m (\text{Ref}_{i,j} - \text{Data}_{i,j+k})^2$$

30

として数学的に示される差分の 2 乗の和を使用することによって計算可能である。

【 0 0 7 2 】

任意により、差異誤差は、たたみ込み方程式を使用して計算可能である。任意の実施形態は、全体の深度領域未満の深度領域の全域で差異誤差を計算する。この限定された深度領域は、前の深度領域に近い深度領域を選択することによって選ぶことが可能である。例えば、全 2 5 6 の垂直深度画素を検索する代わりに、前に計算された深度点を囲む 6 4 画素のウィンドウにおける検索が実行され得る。

40

【 0 0 7 3 】

最小差異誤差の位置は、選択された時間点における特徴の計算された位置として識別される。この位置は、追跡の上に示される。典型的には、追跡は、異なるコントラストまたは色の点を配置または重合することによって示されることが可能である。

【 0 0 7 4 】

ブロック 9 0 5 において、工程は、特徴追跡が関心領域の端部まで到達したか否かを確認する。到達していない場合、工程は、ブロック 9 0 3 に戻って繰り返す。関心領域の端部まで到達している場合、工程は完了する。計算された特徴位置の表示 (追跡) は、プロ

50

ック904で行なわれることが可能であるか、あるいは関心領域の端部まで到達してから行なわれることが可能であることに留意されたい。

【0075】

計算された特徴位置は、Mモード画像上に点として表示可能であるか、あるいは2つ以上の計算された点を連結する直線または曲線として表示可能である。これらの点を連結するスプラインの使用については本明細書に記載されている。

【0076】

図10は、図9に示される例示的な実施形態に対する任意のステップを示す。ブロック1001において、フィルタを適用して、Mモード画像からノイズを除去する。このような雑音は、ランダム性であり得る。フィルタの種類は、当業者に既知であるノイズ低減フィルタであることが可能である。例えば、ガウスフィルタを使用することができる。3×3画素サイズのガウスフィルタを使用することができる。フィルタのサイズおよび種類は、Mモード画像の画像解像度に基づいて選択可能である。例えば、解像度が高い画像の場合、5×5ガウスフィルタが適切であり得る。その他の種類のフィルタとして、ボックスフィルタ、ローパスフィルタ、またはスペクトルフィルタを挙げることが可能である。フィルタは、周波数領域または画像領域で実装可能である。フィルタリングにより、特徴の位置を計算するための処理能力を強化することが可能である。

10

【0077】

図11は、図10の工程を示し、ブロック1101およびブロック1102において任意の追加ステップを含む。ブロック1101は、選択された時間点の位置付近にn×mの基準領域を作成する。ブロック1102は、元々の基準領域を使用し、それを、選択された時間点付近の基準領域と組み合わせて新しい基準領域を作成する。この組み合わせは、加重平均を使用して実行可能である。例えば、元々の基準領域に3/4の重み、また、選択された時間点の位置付近の基準領域に1/4の重みを使用することができる。当然ながら、その他の重み値も使用可能であることが考えられる。ブロック1001のフィルタリングステップは、図10に示される工程について任意である。

20

【0078】

本明細書に記載される工程に関する追加の実施形態は、被検体1302から取り込まれる呼吸信号およびECG信号の使用をさらに含むことが可能である。呼吸信号は、被検体の呼吸周期を示す波形を提供可能であり、一方、ECG信号は、被検体の心周期を示す波形を提供可能である。呼吸信号は、動物の電気抵抗を経時的に測定することによって（例えば、テキサス州、ヒューストンのIndus Instruments社のTX Indusシステムを介して）、あるいは胸部の移動を記録する胸部容積を経時的に測定することによって入手可能である。呼吸およびECG信号を使用することにより、追跡特徴の適合が改善される。

30

【0079】

一側面において、ECG信号を使用して、心周期のどの点において特定のMモード線（時間点）が発生するかを推定することが可能である。被検体の心周期は、典型的には類似することがあり得る。追跡に成功した心周期は、後続の心周期が従うパターンを示すことが可能である。従って、工程に関する実施形態では、心臓壁追跡の開始点として、前の心周期追跡を使用することが可能である。

40

【0080】

別の側面において、呼吸信号を使用して、心臓壁の動きを表さないデータを、追跡工程から除外することが可能である。被検体の呼吸時に、心臓以外のさらなる動きによって、Mモードデータは、破損する可能性があり、それによって、心臓壁の検出がより難しくなる。呼吸信号を使用して、呼吸事象の領域を表すデータは、追跡工程から除外可能である。

【0081】

図12は、開示される工程を実行するための追加の例示的な動作環境を示すブロック図である。超音波システムを使用して獲得されたMモードデータは、説明される工程を実行

50

するための例示的な動作環境に提供可能である。例えば、図 1 3 または図 1 4 に示される例示的なシステム、あるいは M モードデータを獲得可能な別の例示的な超音波システムを使用して獲得される M モードデータを使用することができる。

【 0 0 8 2 】

この例示的な動作環境は、動作環境のほんの一例であり、動作環境アーキテクチャの使用または機能性の範囲に関していかなる限定も提案することを意図しない。また、動作環境も、例示的な動作環境に示される構成要素のうちの任意の 1 つまたはその組み合わせに関連するいかなる依存性または必要性を有するものとして解釈されるべきではない。

【 0 0 8 3 】

説明される工程は、その他多くの汎用または特殊目的コンピュータシステム環境または構成で動作可能である。システムおよび方法での使用に適切であり得るような既知のコンピュータシステム、環境および/または構成の例として、パーソナルコンピュータ、サーバコンピュータ、ラップトップ型機器、マイクロコントローラ、およびマルチプロセッサシステムが含まれるがそれだけに限定されない。さらなる例として、セットトップボックス、プログラム可能家庭用電化製品、ネットワーク PC、小型コンピュータ、メインフレームコンピュータ、上記システムまたは機器のいずれかを含む分散コンピューティング環境、およびその同等物が含まれる。

【 0 0 8 4 】

工程に関する実施形態は、コンピュータにより実行されるプログラムモジュールなどの、コンピュータ命令の汎用コンテキストに記述されてもよい。一般的に、プログラムモジュールには、特定のタスクを実行するまたは特定の抽象データ型を実装するルーティン、プログラム、オブジェクト、構成要素、データ構造などが含まれる。また、システムおよび方法は、分散コンピューティング環境において実用化されてもよく、ここで、タスクは、通信ネットワークを介してリンクされる遠隔処理機器によって実行される。分散コンピューティング環境において、プログラムモジュールは、記憶装置を含む局所および遠隔コンピュータ記憶媒体に位置してもよい。

【 0 0 8 5 】

本明細書に開示される方法は、コンピュータ 1 2 0 1 形式の汎用コンピュータ機器を介して実装可能である。コンピュータ 1 2 0 1 の構成要素には、1 つ以上のプロセッサまたは処理ユニット 1 2 0 3、システムメモリ 1 2 1 2、およびプロセッサ 1 2 0 3 を含む種々のシステム構成要素をシステムメモリ 1 2 1 2 に連結するシステムバス 1 2 1 3 が含まれることが可能であるが、それだけに限定されない。

【 0 0 8 6 】

システムバス 1 2 1 3 は、メモリバスまたはメモリコントローラ、周辺機器用バス、アクセラレーテッドグラフィックスポート、ならびに多種多様のバスアーキテクチャのいずれかを使用するプロセッサまたはローカルバスを含むいくつかの可能な種類のバス構造のうち 1 つ以上を表す。一例として、このようなアーキテクチャには、業界標準アーキテクチャ (ISA) バス、マイクロチャネルアーキテクチャ (MCA) バス、強化型 ISA (EISA) バス、映像電子規格協会 (VESA) ローカルバス、およびメザニンバスとしても既知である周辺構成要素相互接続 (PCI) バスが含まれることが可能である。また、本バスおよび本説明に記載される全バスは、有線または無線ネットワーク接続上でも実装可能である。また、バス 1 2 1 3 および本説明に記載される全バスは、有線または無線ネットワーク接続上でも実装可能であり、また、プロセッサ 1 2 0 3、大容量記憶装置 1 2 0 4、オペレーティングシステム 1 2 0 5、アプリケーションソフトウェア 1 2 0 6、データ 1 2 0 7、ネットワークアダプタ 1 2 0 8、システムメモリ 1 2 1 2、入力/出力インターフェース 1 2 1 0、ディスプレイアダプタ 1 2 0 9、ディスプレイ機器 1 2 1 1、およびヒューマンマシンインターフェース 1 2 0 2 を含むサブシステムの各々は、物理的に分離した位置で本形式のバスを介して接続される 1 つ以上の遠隔コンピュータ機器 1 2 1 5 a、b、c 内に含まれることが可能であり、完全に分散されたシステムを実質的に実装する。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 7 】

典型的には、コンピュータ 1 2 0 1 は、多種多様のコンピュータ可読媒体を備える。このような媒体は、コンピュータ 1 2 0 1 によりアクセス可能である任意の利用可能な媒体であることが可能であり、また、揮発性および非揮発性媒体ならびに脱着式および非脱着式媒体を含む。システムメモリ 1 2 1 2 は、ランダムアクセスメモリ (R A M) などの揮発性メモリ形式、および / または読み出し専用メモリ (R O M) などの非揮発性メモリ形式のコンピュータ可読媒体を備える。典型的には、システムメモリ 1 2 1 2 は、データ 1 2 0 7 などのデータ、ならびに / もしくは処理ユニット 1 2 0 3 に即座にアクセス可能であり、および / または処理ユニット 1 2 0 3 上で動作中であるオペレーティングシステム 1 2 0 5 およびアプリケーションソフトウェア 1 2 0 6 などのプログラムモジュールを含む。

10

【 0 0 8 8 】

また、コンピュータ 1 2 0 1 は、その他の脱着式 / 非脱着式、揮発性 / 非揮発性コンピュータ記憶媒体も備えてもよい。一例として、図 1 2 は、コンピュータコード、コンピュータ可読命令、データ構造、プログラムモジュール、およびコンピュータ 1 2 0 1 用のその他のデータの非揮発性記憶装置を提供可能である大容量記憶装置 1 2 0 4 を示す。例えば、大容量記憶装置 1 2 0 4 は、ハードディスク、脱着式磁気ディスク、脱着式光ディスク、磁気カセットまたはその他の磁気記憶装置、フラッシュメモリカード、C D - R O M 、デジタル多用途ディスク (D V D) またはその他の光学式記憶装置、ランダムアクセスメモリ (R A M) 、読み出し専用メモリ (R O M) 、電気的消去可能読み出し専用メモリ (E E P R O M) 、およびその同等物であることが可能である。本明細書において「データ記録装置」を使用する際、システムメモリおよび / または大容量記録装置を意味することが可能である。

20

【 0 0 8 9 】

任意の数のプログラムモジュールは、大容量記憶装置 1 2 0 4 に格納可能であり、プログラムモジュールの一例として、オペレーティングシステム 1 2 0 5 およびアプリケーションソフトウェア 1 2 0 6 が含まれる。オペレーティングシステム 1 2 0 5 およびアプリケーションソフトウェア 1 2 0 6 の各々 (または、それらのいくつかの組み合わせ) は、プログラミングおよびアプリケーションソフトウェア 1 2 0 6 の要素を含んでもよい。また、データ 1 2 0 7 も、大容量記憶装置 1 2 0 4 に格納可能である。データ 1 2 0 4 は、当技術分野で既知である 1 つ以上のデータベースのいずれかに格納可能である。このようなデータベースの例として、D B 2 (登録商標) 、 M i c r o s o f t (登録商標) A c c e s s 、 M i c r o s o f t (登録商標) S Q L サーバ、O r a c l e (登録商標) 、 m y S Q L 、 P o s t g r e S Q L 、 およびその同等物が挙げられる。データベースは、多数のシステムにおいて集中型または分散型であることが可能である。

30

【 0 0 9 0 】

操作者は、入力機器 (図示せず) を介して、コマンドおよび情報をコンピュータ 1 2 0 1 に入力することができる。このような入力機器の例として、キーボード、ポインティングデバイス (例えば、「マウス」) 、マイクロホン、ジョイスティック、シリアルポート、スキャナ、およびその同等物が含まれるがそれだけに限定されない。これらのおよびその他の入力機器は、ヒューマンマシンインターフェース 1 2 0 2 を介して処理ユニット 1 2 0 3 に接続可能であり、ヒューマンマシンインターフェース 1 2 0 2 は、システムバス 1 2 1 3 に連結されるが、パラレルポート、ゲームポート、ユニバーサルシリアルバス (U S B) などのその他のインターフェースおよびバス構造に連結されてもよい。

40

【 0 0 9 1 】

また、ディスプレイ機器 1 2 1 1 は、ディスプレイアダプタ 1 2 0 9 などのインターフェースを介してシステムバス 1 2 1 3 に連結可能である。例えば、ディスプレイ機器は、モニタまたは L C D (液晶ディスプレイ) であることが可能である。ディスプレイ機器 1 2 1 1 に加え、その他の出力周辺機器には、入力 / 出力インターフェース 1 2 1 0 を介してコンピュータ 1 2 0 1 に接続可能であるスピーカ (図示せず) およびプリンタ (図示せ

50

ず)などの構成要素が含まれる。

【0092】

コンピュータ1201は、1つ以上の遠隔コンピュータ機器1214 a、b、cへの論理接続を使用して、ネットワーク環境で動作可能である。一例として、遠隔コンピュータ機器は、パーソナルコンピュータ、携帯用コンピュータ、サーバ、ルーター、ネットワークコンピュータ、ピアデバイス、その他の共有ネットワークノードなどであることが可能である。コンピュータ1201と遠隔コンピュータ機器1214 a、b、cとの論理接続は、ローカルエリアネットワーク(LAN)および汎用広域ネットワーク(WAN)を介して可能になる。このようなネットワーク接続は、ネットワークアダプタ1208を介して可能である。ネットワークアダプタ1208は、有線環境および無線環境において実装可能である。このようなネットワーク環境は、オフィス、企業規模のコンピュータネットワーク、イントラネット、およびインターネット1215において一般的である。

10

【0093】

図示する目的で、アプリケーションプログラムおよびオペレーティングシステム1205などのその他の実行可能なプログラム構成要素は、本明細書において離散ブロックとして図示されているが、このようなプログラムおよび構成要素は、種々の時間に、コンピュータ機器1201の異なる記憶構成要素に存在し、また、コンピュータのデータプロセッサにより実行されることを認識されたい。アプリケーションソフトウェア1206の実装は、いくつかの形式のコンピュータ可読媒体に格納またはそれらの媒体において送信されてもよい。コンピュータ可読媒体は、コンピュータによりアクセス可能である任意の利用可能な媒体であることが可能である。一例として、コンピュータ可読媒体には、「コンピュータ記憶媒体」および「通信媒体」が含まれてもよいがそれだけに限定されない。「コンピュータ記憶媒体」には、コンピュータ可読命令、データ構造、プログラムモジュール、またはその他のデータなどの情報を格納するための任意の方法または技術により実装される揮発性および非揮発性、脱着式および非脱着式の媒体が含まれる。コンピュータ記憶媒体には、RAM、ROM、EEPROM、フラッシュメモリまたはその他のメモリ技術、CD-ROM、デジタル多用途ディスク(DVD)またはその他の光学式記憶装置、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスク記憶装置またはその他の磁気記憶装置、あるいは所望の情報を格納可能であり、かつコンピュータによりアクセス可能であるその他の任意の媒体、が含まれるがそれだけに限定されない。開示される方法の実装は、いくつかの形式のコンピュータ可読媒体に格納またはそれらの媒体において送信されてもよい。

20

30

【0094】

開示される工程の処理は、ソフトウェア構成要素により実行可能である。開示される工程は、1つ以上のコンピュータまたはその他の機器により実行されるプログラムモジュールなどのコンピュータにより実行可能な命令の汎用コンテキストに記述されてもよい。一般的に、プログラムモジュールには、特定のタスクを実行するまたは特定の抽象データ型を実装するコンピュータコード、ルーティン、プログラム、オブジェクト、構成要素、データ構造などが含まれる。また、開示される工程は、グリッドベースおよび分散コンピューティング環境において実用化されてもよく、ここで、タスクは、通信ネットワークを介してリンクされる遠隔処理機器によって実行される。分散コンピューティング環境において、プログラムモジュールは、記憶装置を含む局所および遠隔コンピュータ記憶媒体に位置してもよい。

40

【実施例】

【0095】

以下の実施例は、本明細書で請求および説明される工程、方法、装置、および/またはシステムがいかに実行および評価されるかに関し、当業者に十分に開示および説明するように提示され、本発明に関して単に例示的であると意図され、また、本発明者が発明として考えるものの範囲を限定するようには意図されない。数字(例えば、時間、距離など)に関して正確を期するように努力はしているが、誤差および偏差がいくつかあることを考慮されたい。

50

【0096】

本明細書に説明される例示的な方法は、低、中、または高コントラストの画像で有用可能である類似の特徴分析に基づいている。本発明の例示的な実施形態において、Mモードデータ画像セット（その例は、視覚的に図1に示される）は、分析のために識別される。図1は、マウスの左心室の高解像度Mモード画像を示す。時間は、水平軸上にあり、深度は、垂直軸上にある。画像の各画素の強度は、グレースケールを使用して表示される。

【0097】

画像は、任意により、ノイズを低減するためにフィルタリングされることが可能である。フィルタリングは、 3×3 ガウスフィルタを使用して実行可能である。例えば、図2は、 3×3 ガウスフィルタ適用後のMモードデータ画像セットを示す。フィルタリングは、ガウスフィルタに限定されない。当業者に既知であるその他のノイズ低減技術は、使用可能であり、そのノイズ低減技術として、ボックスフィルタ、ローパスフィルタ、またはスペクトルフィルタなどが挙げられるがそれだけに限定されない。

10

【0098】

画像における特徴を識別する際に補助を所望する研究者であり得る操作者は、左心室壁の本実施例において、取得したMモード画像の関心特徴を選択することによって、その壁の追跡を開始することができる。図3は、心臓壁の底部において、操作者により選択された画素上に配置される十字を示す。本実施例において、操作者は、画像の配置および時間の両方を選択している。この配置は、操作者が追跡したい特徴、つまり、本実施例においては心臓壁の端部を表す。本実施例において、操作者により選択されたこの特徴は、画像の画素に相当する。この画素は、元々の時間点を規定し、また、今後の特徴（壁）検出のために使用可能である。

20

【0099】

選択点の上側または下側における m 個の画素（垂直軸または深度軸）と、選択点の右側または左側における n 個の画素（水平軸または時間軸）は、基準領域を画定する。本基準領域の例は図4に示される。典型的には、基準領域のサイズは、約 3×3 画素であり、 1×3 または 2×3 などのその他のサイズも使用可能である。図4の基準領域は 1×3 である。

【0100】

図5に示される2次元チャートは、図3に示された、操作者によって選択された画素における、垂直線（深度軸）上の画素強度の抽出である。図4に示される基準領域は、画素値160付近の陰影部分として図5において識別される。

30

【0101】

壁検出工程により、操作者によって選択された時間画素の時間点を右側（時間値増加）に選択する。刻み幅は小さく、取得パルス繰り返し周波数（画像線が取得される速度）は、約1ミリ秒から10ミリ秒である。画像画素に関し、時間点は、約1画素から100画素の間どの画素にでも移動可能であるが、典型的には、約1画素から5画素の間の小さい刻み幅が使用される（約1ミリ秒の経過時間に相当する）。本明細書で説明される例において、時間点は、右側に移動されている。左側への移動も実行可能である。

【0102】

本例において、時間点は、右側に10画素移動される。図6は、基準領域に沿った画素強度の抽出を示し、垂直線は時間点を通る。図6において、下側壁の配置が、深度点約160から深度約180に移動していることがわかる。

40

【0103】

壁の追跡は、図5の操作者により選択された基準領域と、図6の比較領域との比較に基づいている。これは、絶対差の和の最小値を使用して実行可能であり、ここで、基準データセットの画素値（画像強度）は、比較データセットの画素値（画像強度）から減算され、以下の計算を使用して差異誤差が求められる。

【0104】

【数 5】

$$\text{Error}_k = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m \text{abs}(\text{Ref}_{i,j} - \text{Data}_{i,j+k})$$

$$k_{\min} = \min(\text{Error}_k)$$

2つのセットが最も近似して一致する場合、差異誤差が最小になる。本動作の結果は、図7に示される。本図面は、深度値181付近の極小を示す。これは、基準領域が比較領域と最も接近して一致する時間点における特徴画素を示す。これは、その時間点における、計算された壁配置である。次に、本工程は、図8に示されるように壁追跡が完了するまで、その他の時間点について繰り返される。追跡が拡張される距離は、心拍（例えば、3心周期）に基づく固定値であることが可能あるような操作者により選択可能な選択肢であり、あるいは設定段階の一部として操作者により選択される。

10

【0105】

本発明に関する前述の説明は、本発明の最良の形態における実現教示、つまり現時点で既知の実施形態として提供される。この目的のために、本明細書に記載の本発明の種々の側面に多くの変更を加えることが可能である一方で、依然として本発明の有益な結果を入手可能であることを、当業者は認識および理解するだろう。また、本発明の所望の利益のいくつかは、その他の特徴を利用せずに、本発明の特徴のいくつかを選択することによって入手可能であることが明白であるだろう。

20

【0106】

本出願書において、種々の公開が参照される場合、本発明が関連する当技術分野の状態を十分に説明するために、本公開の全体における開示は、参照することによって本出願に組み込まれる。

【0107】

別途明示的に記載される場合を除き、本明細書に記載のいかなる方法または工程も、そのステップの特定の順序による実行を必要とすることを解釈するには決して意図されない。従って、方法または工程の請求項は、そのステップが従うべき順序を実際に記載していない場合、そのステップが特定の順序に限定されることが請求項または説明に別途明示的に記載される場合を除き、いかなる場合もその順序を推測するには決して意図されない。これは、ステップまたは動作フローの配列に関する論理事項、文法構成または句読点に由来する通常の意味、および本明細書に記載の実施形態の数または種類を含む、解釈に関する任意の潜在的な非明示的基礎も有する。

30

【0108】

従って、本発明に対する修正および適応が可能であり、さらには、その修正および適応は特定の状況において望ましく、また、本発明の一部であることを、当業者は認識するであろう。本発明のその他の実施形態は、本明細書に開示される本発明の明細および実践を考慮することによって、当業者に明白になるであろう。従って、前述の説明は、本発明の原理を説明するものとして提供され、本発明を限定するものではない。明細および例は、単に例示的であると見なされ、本発明の真の範囲および精神は、以下の請求項によって示される。

40

【図面の簡単な説明】

【0109】

【図1】図1は、マウスの左心室の例示的な高解像度Mモード画像であり、ここで、時間は、水平軸に上で示され、深度は、垂直軸上で示される（2秒×6mm）。

【図2】図2は、例示的なガウスぼかし（3×3）Mモードデータセットである。

【図3】図3は、心臓壁の底部における、例示的な操作者により選択された画素を示す。

50

【図4】図4は、選択された画素付近の、コンピュータにより生成された例示的な基準領域を示す。

【図5】図5は、サイズが1×32画素の例示的な基準領域の操作者により選択された画素における、垂直線上の抽出された例示的な画素強度を示す。

【図6】図6は、元々選択された画素の時間点から右側に10画素のところにある、選択された時間点における、垂直線上の抽出された例示的な画素強度を示す。

【図7】図7は、差異誤差である例示的な絶対差分の和の結果を示す。

【図8】図8は、計算された多数の壁位置の例示的な追跡を示す。

【図9】図9は、例示的な工程に関するフローチャートである。

【図10】図10は、任意のフィルタリング副工程を含む例示的な工程に関するフローチャートである。

【図11】図11は、任意により基準領域を更新することをさらに含む、例示的な工程に関するフローチャートである。

【図12】図12は、本発明の実施形態の実装のための例示的なコンピュータシステムを示す。

【図13】図13は、超音波画像を取得するための、また、任意により、本発明の実施形態の実装のための例示的な超音波撮像システムを示す。

【図14】図14は、図13の例示的な超音波撮像システムを示し、ECGおよび呼吸データの取得のための任意のさらなる構成要素を示す。

【図1】



FIG. 1

【図2】



FIG. 2

【図3】



FIG. 3

【 図 4 】

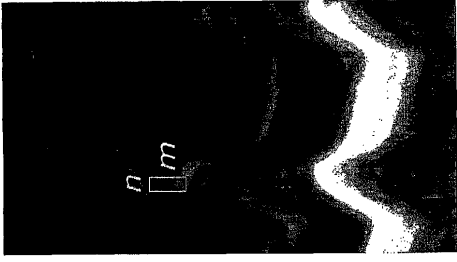


FIG. 4

【 図 5 】

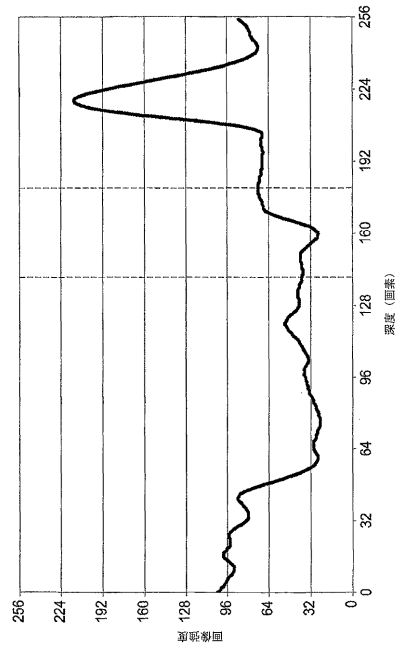


FIG. 5

【 図 6 】

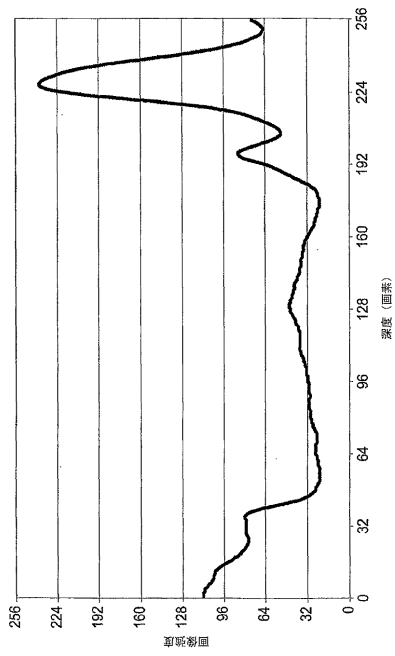


FIG. 6

【 図 7 】

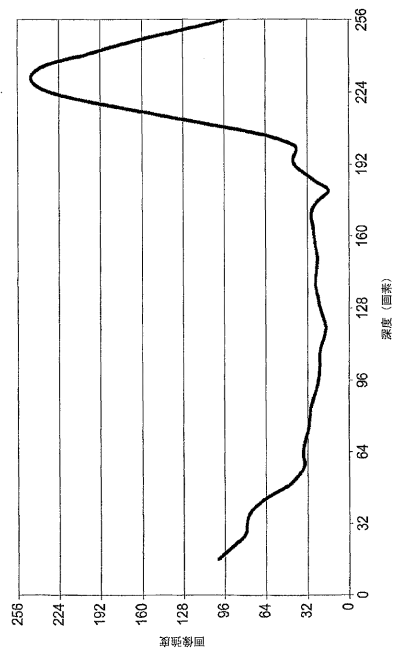


FIG. 7

【 図 8 】

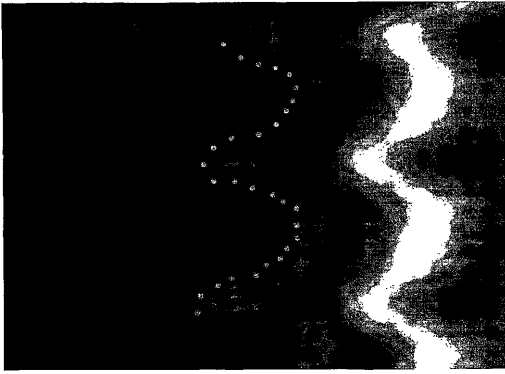


FIG. 8

【 図 9 】

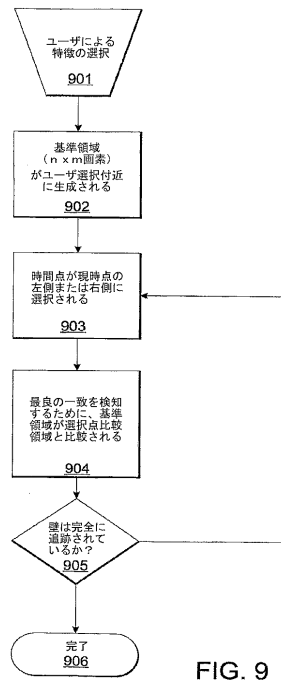


FIG. 9

【 図 10 】

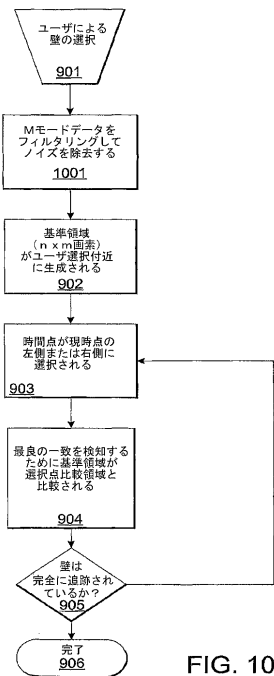


FIG. 10

【 図 11 】

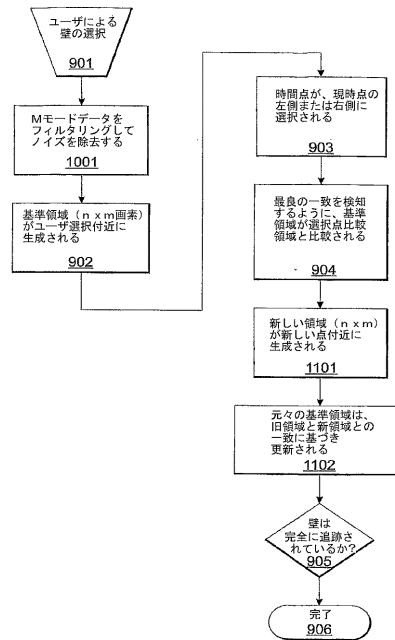


FIG. 11

【図 1 2】

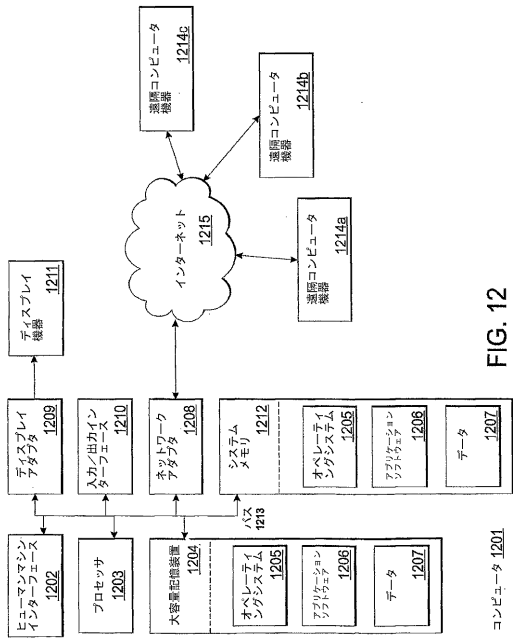


FIG. 12

【図 1 3】

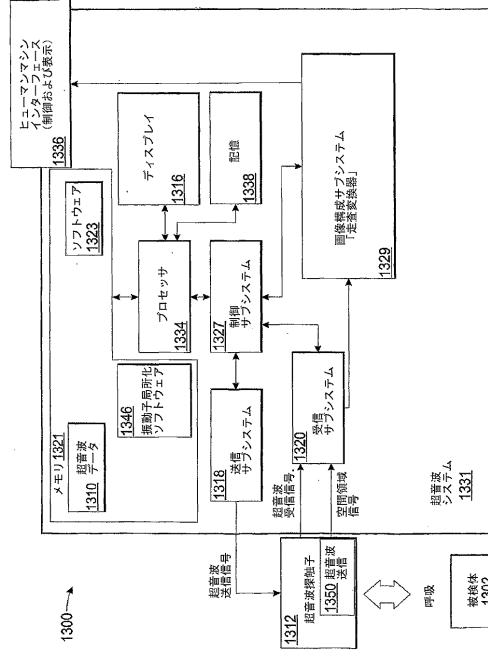


FIG. 13

【図 1 4】

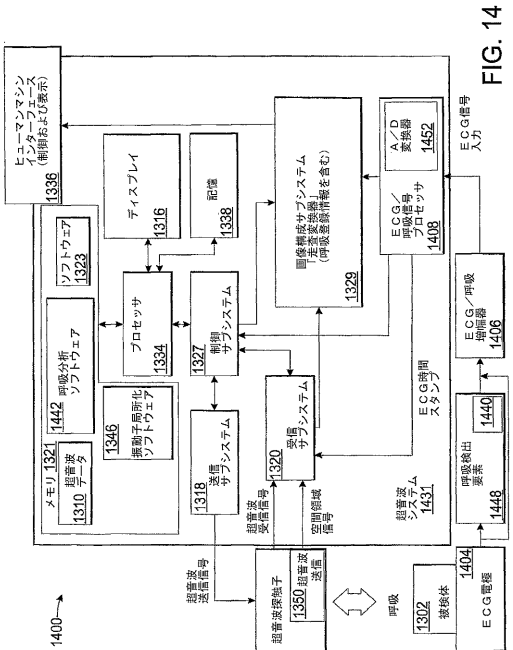


FIG. 14

【 国際調査報告 】

60900010004



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US07/05034

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC: G06K 9/00(2006.01)		
USPC: 382/103,106,107,128		
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) U.S. : 382/103,106,107,128		
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 practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	CHAN et al., Experiments on Block-Matching Techniques for Video Coding, Multimedia Systems, Springer-Verlag 1994, 2:228-241, fig. 2-3, equations (1), (2), p. 230	1-52
Y	US 5,916,168 A (FEDERSEN et al.) 29 June 1999 (29.06.1999), fig. 2	1-23,26-27,29-36,38-45,47-52
Y	US 6,608,585 (BENITZ) 19 August 2003 (19.08.2003), column 13, lines 60-64	24-25
Y	US 5,178,151 (SACKNER) 12 January 1993 (12.01.1993), fig. 2, column 12, lines 43-51, column 13, lines 39-51	26,28
Y	US 2004/0138569 (GRUNWALD et al.) 15 July 2004 (15.07.2004), para. 0008	37, 46
A	US 5,247,938 A (SILVERSTEIN et al.) 28 September 1993 (28.09.1993), entire document	1-52
A	US 5,800,356 A (CRITON et al.) 01 November 1998 (01.11.1998), entire document	1-52
<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	"I" 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
"E"	earlier application or patent published on or after the international filing date	"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
"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)	"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
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"Z" document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Date of the actual completion of the international search 09 July 2008 (09.07.2008)		Date of mailing of the international search report 12 SEP 2008
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (571) 273-3201		Authorized officer Kikram Bali Karen S. Wood Telephone No. (571) 270-1578

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2007)

08.1.2009

21

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US07/05034

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6,075,557 A (HOLLIMAN et al.) 13 June 2000 (13.06.2000), entire document	1-52
A	US 2002/0181741 (MASUKURA et al) 05 December 2002 (05.12.2002), entire document	1-52
A	US 2003/0038944 A (HAMALAINEN et al) 27 February 2003 (27.02.2003), entire document	1-52
A	US 6,673,020 A (OKADA et al) 06 January 2004 (06.01.2004), entire document	1-52
A	US 2004/0076583 (FAELDT et al) 22 April 2004 (22.04.2004), entire document	1-52
A	US 2004/0102706 (CHRISTOPHER et al) 27 May 2004 (27.05.2004), entire document	1-52
A	US 2004/0125115 (TAKESHIMA et al) 01 July 2004 (01.07.2004), entire document	1-52
A	US 2005/0074153 (PEDRIZZETTI et al) 07 April 2005 (07.04.2005), entire document	1-52
A	US 2005/0228276 (HE et al) 13 October 2005 (13.10.2005), entire document	1-52

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 ホワイト, クリストファー エー.

カナダ国 エム5イー 1ダブリュー5 オンタリオ, トロント, ザ エスプラネード 25
スイト 2515

(72)発明者 プーン, スタンリー シュン チョイ

カナダ国 エル3ティー 5ケー2 オンタリオ, ソーンヒル, ライラック アベニュー 6
8

Fターム(参考) 4C601 JB36 JC06 JC21 JC37 KK13

5B057 AA07 BA05 CE02 CE06 DA20

专利名称(译)	M模式图像的特征跟踪过程		
公开(公告)号	JP2009527336A	公开(公告)日	2009-07-30
申请号	JP2008556472	申请日	2007-02-23
[标]申请(专利权)人(译)	视声公司		
申请(专利权)人(译)	视觉苏nix苹果公司		
[标]发明人	ホワイトクリストファーエー プーンスタンリーシュンチョイ		
发明人	ホワイト, クリストファー エー. プーン, スタンリー シュン チョイ		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	G06K9/3233 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/469 A61B8/486 A61B8/543 G06T7/248 G06T2207/10132 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D		
F-TERM分类号	4C601/JB36 4C601/JC06 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK13 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057 /CE02 5B057/CE06 5B057/DA20		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	60/775921 2006-02-23 US 11/677941 2007-02-22 US		
其他公开文献	JP2009527336A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

跟踪由M模式超声图像中的操作者选择的特征的步骤包括选择M模式图像中的所选特征的像素。在选择的特征像素附近生成参考区域，并提取参考区域的图像强度值。在M模式超声图像中选择时间点，该时间点与所选择的特征像素处于不同的时间，并且在所选择的时间点附近生成比较区域。提取比较区域的图像强度值，并通过比较参考区域的图像强度值和比较区域的图像强度值，计算比较区域中每个位置的差异误差。具有最小差异误差的位置被识别为该时间点处的特征像素。

