

(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2013-542046

(P2013-542046A)

(43) 公表日 平成25年11月21日(2013.11.21)

(51) Int. Cl. F 1 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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2013-538900 (P2013-538900)  
 (86) (22) 出願日 平成23年11月10日 (2011.11.10)  
 (85) 翻訳文提出日 平成25年6月25日 (2013.6.25)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2011/060234  
 (87) 国際公開番号 W02012/064986  
 (87) 国際公開日 平成24年5月18日 (2012.5.18)  
 (31) 優先権主張番号 13/293,499  
 (32) 優先日 平成23年11月10日 (2011.11.10)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 61/412,071  
 (32) 優先日 平成22年11月10日 (2010.11.10)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 513115497  
 エコーメトリックス, エルエルシー  
 アメリカ合衆国 ウィスコンシン州 53  
 703, マディソン, スイート 200,  
 ウェスト メイン ストリート 551  
 (71) 出願人 513115512  
 小林 博仁  
 アメリカ合衆国 ウィスコンシン州 53  
 726, マディソン, リージェント スト  
 リート 2321  
 (71) 出願人 513115523  
 ミラー, ネイサン ディー.  
 アメリカ合衆国 ウィスコンシン州 53  
 562, ミドルトン, クリケットレーン  
 #3 705

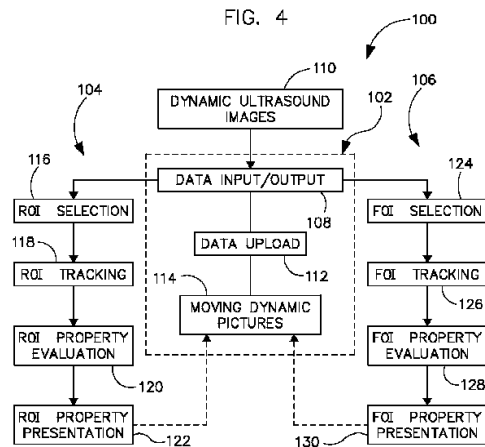
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理のシステムおよび方法

(57) 【要約】

超音波システムは、様々な変形状態にある対象者組織の動的な一連のエコー信号を取得する超音波変換器と、前記組織の超音波画像を生成および表示する画像処理装置とを含む。処理装置は、動的な一連のエコー信号に対応する動的画像を生成し、生成された画像のうちの第一の画像の対象領域 (ROI) 内の複数の画素を特定し、特定された複数の画素のそれぞれに対応する画素群に基づき、第一の画像から以後の画像への特定された複数の画素の変位、変形、およびエコー強度を追跡することによって局所的な組織の機械的挙動を判定し、追跡された画素位置で対象者の組織機能性を決定し、追跡された画素位置に対応する動的画像において組織機能性を表示するように構成される。

【選択図】 図4



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

様々な変形状態における対象者組織の動的な一連のエコー信号を取得する超音波変換器と、

前記組織の超音波画像を生成し、且つ表示する画像処理装置と、  
を備えている超音波システムであって、

前記処理装置が、

前記動的な一連のエコー信号に対応する動的画像を生成し、

前記生成された画像のうちの第一の画像の対象領域 (ROI) 内の複数の画素を特定し、

前記特定された複数の画素のそれぞれに対応する画素群に基づき、第一の画像から以後の画像への前記特定された複数の画素の変位、変形、およびエコー強度を追跡することによって局所的な組織の機械的挙動を評価し、

前記追跡された画素位置で前記対象者の組織機能性を決定し、

前記追跡された画素位置に対応する動的画像において前記組織機能性を表示するように構成されていることを特徴とする超音波システム。

10

## 【請求項 2】

前記組織の機械的挙動が、前記特定された複数の画素の変位および変形の一方からなり、

前記組織機能性が、剛性 - 歪みの関係とこの関係から推定されるその他のパラメータとを備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波システム。

20

## 【請求項 3】

前記処理装置が、

決定された剛性 - 歪みの関係から推定することのできる前記複数の組織機能性パラメータのヒストグラムまたは確率密度関数図を生成し、

前記ヒストグラムまたは確率密度関数図に基づいて形状アスペクト比として順序尺度を算出し、

予め算出された順序尺度アスペクト比を生成するために使用される撮像データの取得以降に発生した組織の治癒量を判定するために、前記算出された順序尺度のアスペクト比と前記予め算出された順序尺度アスペクト比とを比較するように構成されていることを特徴とする請求項 2 記載の超音波システム。

30

## 【請求項 4】

前記処理装置が、判定された剛性 - 歪みの関係から推定することのできる前記組織機能性パラメータに対応する色彩を有する前記対象者のカラーマップを生成するように構成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波システム。

## 【請求項 5】

前記処理装置が、

a) 特定された各画素の最初の変位と、前記第一の画像から前記以後の画像のうちの一つへの画素隣接領域の変形とを仮定し、

b) 前記第一の画像内の画素位置と前記次の画像の推定位置とに基づき、対応する周辺画素を用いて数学関数の値を算出し、

40

c) 前記数学関数の値を終了値と比較し、

前記値が、前記終了値を超過すれば、前記処理装置が、

前記推定された画素の最初の変位と画素隣接領域の変形とを変動させるように構成されることによって反復し、ステップ b) に戻るように構成され、

前記値が前記終了値未満であれば、前記処理装置が、

前記値に基づき前記画素の変位と画素隣接領域の変形とを決定し、

反復を終了させるように構成されることによって、超音波画像の画素の追跡により局所的な組織の機械的挙動を評価するように構成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波システム。

50

## 【請求項 6】

前記処理装置が、  
前記動的画像の一つの中の対象線維（FOI）を選択し、  
前記FOIが以後の動的画像で明瞭な変形を示すか否かを判定し、  
前記FOIが明瞭な変形を示したという判定に基づき前記ROIの選択候補として前記FOIを特定するように構成されていることを特徴とする請求項1記載の超音波システム。

## 【請求項 7】

前記処理装置が複数のコンピュータコアからなり、各々のコアが中央処理装置（CPU）を備えており、

10

前記第一の画像から前記以後の画像までの前記特定された複数の画素のうちの一つを追跡することによって前記局所的な組織の機械的挙動を評価することが、前記複数のコンピュータコアのうちの一つを用いて実行され、

前記第一の画像から前記以後の画像までの前記特定された複数の画素のうち別の画素を追跡することによって前記局所的な組織の機械的挙動を評価することが、前記複数のコンピュータコアのうち別のコンピュータコアを用いて実行されることを特徴とする請求項1記載の超音波システム。

## 【請求項 8】

超音波画像における組織の変形状態を決定する方法であって、

第一の変形状態にある組織の第一の超音波画像の対象領域（ROI）内の画素を選択する工程と、

20

前記第一の超音波画像の前記選択画素を取り巻く画素を特定する工程と、

前記選択画素を取り巻く前記特定された画素を用いて、前記第一の超音波画像から以後の超音波画像の以後の位置まで前記選択画素を追跡することによって局所的な組織の機械的挙動を評価する工程であって、前記以後の超音波画像が異なる組織変形状態に対応することを特徴とする工程と、

前記特定された画素の前記以後の位置で前記組織の機能性を決定する工程と、

前記組織の画像において最初の位置または以後の位置での前記機能性を表示する工程と

30

を備えていることを特徴とする方法。

## 【請求項 9】

前記局所的な組織の機械的挙動が、前記特定された複数の画素の移動および変形の一方を備えており、

前記組織機能性が、剛性 - 歪みの関係と、前記剛性 - 歪みの関係から推定することができる組織機能性パラメータまたは指数とを備えていることを特徴とする請求項8記載の方法。

## 【請求項 10】

組織の機械的挙動と、以後の位置で前記判定された剛性 - 歪みの関係から推定される、機能性パラメータもしくは指数とのヒストグラムまたは確率密度関数図を生成する工程と

40

前記ヒストグラムまたは確率密度関数図に基づき形状アスペクト比として順序尺度を算出する工程と、

予め算出された順序尺度アスペクト比を生成するために使用される撮像データの取得以降に発生した組織の治癒量を判定するために、前記算出された順序尺度アスペクト比と前記予め算出された順序尺度アスペクト比を比較する工程と、

を備えていることを特徴とする請求項9記載の方法。

## 【請求項 11】

前記特定された画素の移動および変形の一方を追跡する工程が、

前記第一の超音波画像の位置から前記以後の超音波画像の推定位置まで前記選択画素の変位位置を仮定する工程と、

50

前記第一の画像の位置での前記選択画素と前記以後の超音波画像での推定位置とに対応する数学的に定義されたノルム値を算出する工程と、

前記選択画素の前記推定変位位置を変動させ、

前記選択画素の前記変動された変位に基づき前記数学的に定義されたノルム値を再算出し、

前記ノルムの再算出値が所定値未満になるまで反復し続けること、

を用いて前記以後の超音波画像で前記選択画素の実際の位置を求めるため反復する工程と、

を備えることを特徴とする請求項 9 記載の方法。

【請求項 12】

コンピュータの第一の中央処理装置 (CPU) を用いて、前記第一の超音波画像から前記以後の超音波画像の以後の位置まで前記選択画素のうちの 1 つの移動および変形の一方を追跡する工程と、

コンピュータの第二の CPU を用いて、前記第一の超音波画像から前記以後の超音波画像の以後の位置まで前記選択画素のうちの別の画素の移動および変形の一方を追跡する工程と、

を備えていることを特徴とする請求項 9 記載の方法。

【請求項 13】

元の位置または次の位置で、前記組織機能性に対応するカラーとして前記組織機能性を表示する工程を備えていることを特徴とする請求項 8 の方法。

【請求項 14】

前記第一の超音波画像内の組織の対象線維 (FOI) を選択する工程と、

前記 FOI が前記以後の超音波画像に明瞭な変形を示したか否かを判定する工程と、

もし前記 FOI が明瞭に変形したと判定された場合、前記判定に基づいて、前記 ROI の候補として前記 FOI を特定する工程と、

を備えていることを特徴とする請求項 8 記載の方法。

【請求項 15】

コンピュータプログラムを記憶している、非一時的な、コンピュータが読み取り可能な記憶媒体であって、コンピュータによって実行される際、前記コンピュータに、

様々な変形状態にある対象者組織を用いて超音波変換器で前記対象者の動的な一連のエコー信号を取得させ、

前記得られた一連のエコー信号を用いて第一の画像および第二の画像を生成させ、

前記第一の画像内の目標画素およびその隣接画素を特定させ、

前記第二の画像内の前記目標画素およびその隣接画素の位置を仮定させ、

前記第一の画像内の前記目標画素およびその隣接画素に基づき、および前記第二の画像内のその仮定位置に基づき数学的ノルム値を算出させ、

前記数学的ノルム値に基づき前記第二の画像内の少なくとも前記目標画素の実際の位置を取得させ、

最初の画像または第二の画像に実際の位置に対応する前記組織の推定された機能性または機械的挙動を重畳させる命令を備えていることを特徴とする、

非一時的な、コンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

【請求項 16】

前記コンピュータが、前記数学的ノルム値に基づき組織変形を導き出すようにプログラムされており、

前記機能性が剛性 - 歪みの関係と、前記剛性 - 歪みの関係から推定することのできるパラメータまたは指数とを備えることを特徴とする請求項 15 記載のコンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

【請求項 17】

前記コンピュータにさらに、

前記第二の画像で前記判定された組織の機械的挙動と剛性 - 歪みの関係から推定される

10

20

30

40

50

機能性パラメータまたは指数とのヒストグラム / 確率密度関数図を生成させ、

前記ヒストグラム / 確率密度関数図に基づき形状アスペクト比として順序尺度を算出させ、

予め算出された順序尺度アスペクト比を生成するために使用される撮像データの取得以降に発生した組織の治癒量を判定するため、前記算出された順序尺度アスペクト比と前記予め算出された順序尺度アスペクト比を比較させることを特徴とする請求項 16 記載のコンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

【請求項 18】

前記コンピュータが、前記剛性 - 歪みの関係と、前記第一または第二の画像の剛性 - 歪みの関係または組織機能性および組織の機械的挙動から推定することのできる全パラメータ（指数）とに対応するカラーを有する前記対象者のカラーマップを生成するようにプログラムされていることを特徴とする請求項 16 記載のコンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

10

【請求項 19】

前記コンピュータが、  
前記第二の画像内の前記目標画素およびその隣接画素の前記推定位置を変動し、  
前記第二の画像内の前記目標画素およびその隣接画素の前記変動された位置に基づき前記数学的ノルム値を再算出し、

前記再算出値と閾値とを比較し、

前記再算出値が前記閾値未満になるまで変動と再算出を継続するように構成されること  
によって、前記画素の実際の位置を導き出すようにプログラムされていることを特徴とする  
請求項 15 記載のコンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

20

【請求項 20】

前記コンピュータが、前記コンピュータの第一のコアを用いて前記目標画素の実際のいくつかの位置を導き出し、前記コンピュータの第二のコアを用いて前記目標画素の実際の別のいくつかの位置を導き出すようにプログラムされていることを特徴とする請求項 15 記載のコンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

【請求項 21】

前記コンピュータが、

前記第一および第二の画像内の対象線維（FOI）を選択し、

前記 FOI が前記第二の画像で明瞭な変形を示したか否かを判定し、

前記 FOI が明瞭に変形したという判定に基づき、対象領域（ROI）の選択候補として前記 FOI を特定するようにプログラムされていることを特徴とする請求項 15 記載のコンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

30

【請求項 22】

組織病変の監視方法であって、

第一の変形状態にある第一の超音波画像と第二の変形状態にある第二の超音波画像との間の第一の画素の運動または変形に少なくとも部分的に基づき第一の組織機能性ヒストグラム / 確率密度関数図を生成する工程と、

前記第一の組織機能性ヒストグラムに基づき第一の順序尺度アスペクト比を算出する工程と、

40

第三の変形状態にある第三の超音波画像と第四の変形状態にある第四の超音波画像との間の第二の画素の運動に少なくとも部分的に基づき第二の組織機能性ヒストグラム / 確率密度関数図を生成する工程と、

前記第二の組織機能性ヒストグラム / 確率密度関数図に基づき第二の順序尺度アスペクト比を算出する工程と、

組織病変の指標として前記第一の順序尺度アスペクト比および前記第二の順序尺度アスペクト比に基づき時系列の図を生成する工程と、  
を備えていることを特徴とする方法。

【請求項 23】

50

前記第一の組織機能性ヒストグラム / 確率密度関数図を生成する工程が、  
 前記第一の超音波画像内の前記第一の画素を選択することと、  
 前記選択された第一の画素を取り巻く隣接画素を特定することと、  
 前記選択された第一の画素とその隣接画素を用いて、前記第一の超音波画像から前記第二の超音波画像まで前記選択された第一の画素の運動および変形を追跡することと、  
 前記第一の画素の少なくとも前記追跡された運動 / 変形を用いて前記組織の組織機能性マップを生成することと、  
 超音波画像の任意のフレームに前記組織の組織機能性を重畳することと、  
 前記組織機能性マップを用いて前記第一の組織機能性ヒストグラム / 確率密度関数図を生成することと、  
 を備えていることを特徴とする請求項 2 2 記載の方法。

10

## 【請求項 2 4】

前記選択された第一の画素の運動を追跡する工程が、  
 前記第二の超音波画像内の前記第一の画素の変位および変形を仮定することと、  
 前記第一の画素、それを取り巻く隣接画素、および前記第一の画素の推定された変位および変形に対応する数学関数の値を算出することと、  
 前記算出値と閾値反復値とを比較することと、  
 前記推定された変位を調節して、再算出値が前記閾値反復値未満になるまで前記値を再算出することと、  
 を備えていることを特徴とする請求項 2 3 記載の方法。

20

## 【請求項 2 5】

前記第二の組織機能性ヒストグラム / 確率密度関数図を生成する工程が、  
 前記第二の超音波画像内の前記第二の画素を選択することと、  
 前記選択された第二の画素を取り巻く隣接画素を特定することと、  
 前記選択された第二の画素およびその隣接画素を用いて、前記第三の超音波画像から前記第四の超音波画像まで前記選択された第二の画素の運動を追跡することと、  
 前記組織機能性マップを用いて前記第二の組織機能性ヒストグラム / 確率密度関数図を生成することと、  
 を備えていることを特徴とする請求項 2 3 記載の方法。

30

## 【請求項 2 6】

前記第一および第二の組織機能性ヒストグラム / 確率密度関数図を、組織機能性の各量に対応するカラーを有する第一および第二のカラーマップとして提示する工程を備えていることを特徴とする請求項 2 2 記載の方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0 0 0 1】

関連出願の相互参照

本願は、2010年11月10日に提出された米国仮出願第61/412,071号の優先権を主張しており、その開示を本明細書に組み込む。

## 【0 0 0 2】

発明の背景

本発明の実施形態は、概して、超音波システムを用いる超音波システムおよび方法に関する。特に、本発明の実施形態は、超音波画像処理用のシステムおよび方法に関する。

## 【背景技術】

## 【0 0 0 3】

従来の超音波撮像は、隣接する物質の種類間の物質特性の比較的小さな差異によって主に生じるエコーの強度が画像面上の画素の輝度にマップされる、画像面への超音波エコー信号のマッピングを提供する。このような画像は体内の大まかな構造を区別するのに役立つが、撮像された物質の物理的特性を調べるには制限がある。超音波に基づいた診断医療撮像技術は、筋肉、腱、および多数の臓器を視覚化して、リアルタイムの断層画像でそ

40

50

の寸法、構造、および病変を取得するのに使用される。超音波は、医療提供者らの間で人体の撮像に50年以上にわたり使用されており、現代医学において最も広く使用される診断ツールの1つである。当技術は、特に他の医療撮像装置に比べて安価で、携帯可能である。

#### 【0004】

超音波技術は、軟組織からの各種医療情報を視覚化し、識別するために使用することができる。しかしながら、腱や靭帯などの軟組織の機械的物質特性（すなわち負荷対変形）は非線形であり、変形に依存し、組織の病理的状态を反映し得る。これらの特性を評価する非侵襲的な方法を発見することは困難なタスクであるが、超音波技術およびシステムを利用することができる。

10

#### 【0005】

今日、大半の筋骨格病変は、MRIまたは超音波などの様式を介して取得される画像を観察することによって診断される。組織病変に影響を及ぼす主要な画像のテクスチャの変化が観察される場合が多い。この観察に基づいた診断は非常に主観的であり、観察者に左右される。したがって、経済的だが客観的な超音波判定方法または撮像技術が求められている。この臨床需要を満たすため、別の超音波撮像技術が開発されてきた。

#### 【0006】

組織の機械的機能性（剛性 - 歪みの関係、およびこの関係から推定され得るその他すべての特性）は機械的挙動（変形と変位、および変形と変位から推定され得るその他すべての特性）の関数であることは、よく知られている。組織の機械的機能性は、組織の種類と組織の健康状態に固有のものである。したがって、広範囲の機械的挙動を通じて適切かつ確実に評価された組織の機械的機能性は、組織の健康状態を診断または監視する確実な基準となり得る。

20

#### 【0007】

超音波技術の進歩と共に、超音波技術により、組織の機械的機能性と組織の機械的挙動の両方を、迅速かつ低コストで、非侵襲的に確実に測定することができる。

#### 【0008】

しかしながら、超音波による既知の組織判定方法は、病変の状態の客観的尺度を提供していない。その代わりに、オペレータ（医師など）は一般的に、動的超音波画像内の組織の挙動を観察し、その状態に関する主観的判定を行う。

30

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0009】

したがって、超音波動的画像（CINE画像）分析を介して推定される組織の機械的機能性により病変の状態を客観的に判定することのできるシステムおよび方法を有することが望ましい。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0010】

本発明の実施形態は、対象者の挙動を測定し、診断で使用可能な客観的判定を提供することのできるシステムおよび方法を提供する。

40

#### 【0011】

本発明の一態様によると、超音波システムは、様々な変形状態における対象者組織の動的な一連のエコー信号を取得する超音波変換器と、前記組織の超音波画像を生成および表示する画像処理装置（イメージプロセッサ）とを含む。処理装置は、動的な一連のエコー信号に対応する動的画像を生成し、生成された画像のうちの第一の画像の対象領域（ROI）内の複数の画素を特定し、特定された複数の画素のそれぞれに対応する画素群に基づき、第一の画像から以後の画像への特定された複数の画素の変位、変形、およびエコー強度を追跡することによって局所的な組織の機械的挙動を評価し、追跡された画素位置で対象者の組織機能性（組織の機能性）を決定し、追跡された画素位置に対応する動的画像において組織機能性（組織の機能性）を表示するように構成される。

50

## 【 0 0 1 2 】

本発明の別の態様によると、超音波画像における組織の変形状態を判定する方法は、第一の変形状態にある組織の第一の超音波画像の対象領域（ROI）内の画素を選択することと、第一の超音波画像内の選択画素（選択された画素）を取り巻く画素を特定することと、選択画素を取り巻く特定された画素を用いて、第一の超音波画像から以後の超音波画像の以後の位置まで選択画素を追跡することによって局部的な組織の機械的挙動を判定することと、以後の超音波画像が異なる組織変形状態に対応することと、特定された画素の以後の位置で組織の機能性を決定することと、組織の画像において最初の位置（元の位置）または以後の位置での機能性を表示することと、を含む。

## 【 0 0 1 3 】

本発明のさらに別の態様によると、コンピュータプログラムを記憶した非一時的（持続性、不揮発性）なコンピュータが読み取り可能な記憶媒体は、コンピュータによって実行される際に、コンピュータに、様々な変形状態にある対象者組織を用いて超音波変換器で対象者の動的な一連のエコー信号を取得させ、得られた一連のエコー信号を用いて第一および第二の画像を生成させ、第一の画像内の目標画素およびその隣接画素を特定させ、第二の画像内の目標画素およびその隣接画素の位置を仮定させ、第一の画像内の目標画素およびその隣接画素に基づき、および第二の画像内のその仮定位置に基づき数学的ノルム値を算出させ、数学的ノルム値に基づき第二の画像内の少なくとも目標画素の実際の位置を取得させ、最初の画像または第二の画像の中の実際の位置に対応する組織の、推定された機能性または機械的挙動を重畳させる命令を備える。

## 【 0 0 1 4 】

本発明のさらに別の態様によると、組織病変の監視方法は、第一の変形状態にある第一の超音波画像と第二の変形状態にある第二の超音波画像との間の第一の画素の運動または変形に少なくとも部分的に基づき第一の組織機能性ヒストグラム/確率密度関数図を生成することと、第一の組織機能性ヒストグラムに基づき第一の順序尺度アスペクト比を算出することと、第三の変形状態にある第三の超音波画像と第四の変形状態にある第四の超音波画像との間の第二の画素の運動に少なくとも部分的に基づき第二の組織機能性ヒストグラム/確率密度関数図を生成することと、第二の組織機能性ヒストグラム/確率密度関数図に基づき第二の順序尺度アスペクト比を算出することと、組織病変の指標として第一の順序尺度アスペクト比および第二の順序尺度アスペクト比に基づき時系列の図を生成することと、を含む。

## 【 0 0 1 5 】

その他様々な特徴および利点は、以下の発明を実施するための形態と図面から明らかとなる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 6 】

図面は、本発明を実行するために現在企図されている実施形態を示す。図面において、

## 【 0 0 1 7 】

【 図 1 】 図 1 は、無傷組織対損傷組織の挙動を示す力 - 変形図である。

【 図 2 】 図 2 は、物質変形の関数である剛性図である。

【 図 3 】 図 3 は、本発明での使用に適する超音波スキャナの概略ブロック図である。

【 図 4 】 図 4 は、本発明の実施形態に係る、対象領域（ROI）および対象線維（FOI）追跡の実行を示すブロック図である。

【 図 5 】 図 5 は、本発明の一実施形態に係る、運動および変形の決定に使用される境界画素とその周囲の画素を示す組織のROIを示す図である。

【 図 6 】 図 6 は、本発明の一実施形態に係る、画素追跡のアルゴリズムを示す図である。

【 図 7 】 図 7 は、元の画素とその周囲の画素、および別の位置で変形状態の同一画素を示す図である。

【 図 8 】 図 8 は、本発明の一実施形態により取得される組織のROIの歪みフィールドカラーマップを示す図である。

10

20

30

40

50

【図 9】図 9 は、本発明の一実施形態に係る、ROI に重畳される剛性 - 勾配フィールド（カラーマップ）を示す図である。

【図 10】図 10 は、本発明の一実施形態に係る、組織状態の判定のためのヒストグラムの高さ と 幅を示すヒストグラムである。

【発明を実施するための形態】

【0018】

本発明の態様を説明するために使用される文言は、本明細書で具体的に定義しない限り、通常の一般的な意味を有する。本願の目的上、応力は、物質の単位面積当たりに分布される力、すなわち、正規化された力である。伸長変形を引き起こす応力は、正の応力と称する。縮小 / 圧縮変形を引き起こす応力は、負の応力と称する。歪みは、物質の正規化された変形である。伸長変形は、正の歪みと称される。縮小 / 圧縮変形は、負の歪みと称される。応力 - 歪みの関係は、応力対歪みの図である。

10

【0019】

物質の剛性は、応力対歪みの関係の傾きである。物質は種類毎に異なる剛性を有するため、応力 - 歪みの関係の傾きは、物質特定にとって重要な指数である。この傾きは最も単純な物質では一定であるが、応力対歪みの関係が線形であるときは、線形物質と呼ばれる。しかしながら、生体軟組織などのいくつかの物質は一般的に、必ずしも線形である必要はなく、後述するように、その線形性は、組織が健全であるか否かの関数として変動する場合がある。このような物質は、歪みの増加に伴って剛性（関係の傾き）が変化する非線形の応力 - 歪みの関係を有する。生体軟組織（およびゴム状物質）は普通、低度の歪みで剛性が低く（傾きが小さく）、高度の歪みで剛性が高く（傾きが大きく）なる。概して、物質の非線形応力 - 歪みの関係は、物質毎に非常に固有であり、各物質の特徴とみなされる。

20

【0020】

「剛性勾配」は、応力 - 歪みの関係の非線形性質が原因であり、応力 - 歪みの関係から推定される一般的な剛性 - 歪みの関係は、変動する歪みと共に変化する関係（非線形）でもある。よって、この剛性 - 歪みの関係の傾きは、剛性勾配と称される。この曲線を示す一連のパラメータは、印加される歪みによって生じる物質剛性の指数とみなすことができる。概して、剛性勾配は、物質毎に固有のパラメータともみなされる。

【0021】

生体組織の例示的な剛性勾配の導関数を、図 1 および 2 に示す。図 1 は、無傷である（すなわち、健全である）、および損傷を負っている（すなわち、傷害を負って治癒していない）腱などの例示的な生体組織に関する一般的な変位対負荷を示す。概して、健全な生体組織は、損傷組織とは異なる剛性を示す。よって、負荷 - 変位曲線 10 は、無傷または健全組織 12 の 2 つの測定値と損傷または傷害組織 14 の 2 つの測定値とに関する例示的な測定データを含む。当該技術分野において既知のように、物質の剛性は通常、力と変形の比として知られる。図示されるように、小変形 16、中変形 18、および大変形 20 で、損傷組織 14 の傾きは傷害組織 14 の傾きよりも小さい。本例では、傷害組織は、同等の変位において対応する負荷が健全組織よりも小さい。すなわち、所与の負荷の場合、健全組織は、損傷組織ほど変位しない。測定値 12 および 14 の一般的な傾きを図 2 に示す（よって、健全組織 12 と損傷組織 14 の曲線は、それぞれ単独の曲線として示される）。負荷曲線の導関数を取ることで、剛性図 22 が得られる。剛性図 22 は、健全組織曲線 24 と傷害組織曲線 26 とを含み、図示されるように、どちらも線形ではない。本例では、健全組織曲線 24 の傾き 28 は、比較的小さな変形では傷害組織曲線 26 の傾き 30 よりも大きく、傾きの差は、変形が大きくなるほど低減する。これが、本発明により利用可能である曲線の傾きである。よって、当該技術分野において既知のように、剛性の大きさの差は、超音波測定のエコーで認知可能である。

30

40

【0022】

音響インピーダンスは、密度と音速の数学的積または密度と剛性の積の平方根として定義される。超音波エコーの反射は、音響インピーダンスの異なる 2 つの物質間のインタフ

50

エースで生じる。生体組織の場合、大半の組織の密度は同様の値であり（水の密度に近い）、組織のインピーダンス差は、剛性の差に直接関係する。しかしながら、非変形状態（非負荷状態）での異なる組織種類間の剛性の差もわずかであるため、エコー反射は小さく、不明瞭な超音波画像となる。

#### 【0023】

弾性媒体での音弾性（AE）効果は、変形した弾性媒体を音波が伝搬する際に生じ、音響特性（音響インピーダンス、波速、反射エコーの大きさ）は、物質特性と印加された変形の大きさに依存する。この現象は音弾性と呼ばれ、音弾性の理論は、分析する一連の式を提供する。よって、腱などの生体組織が屈曲されると、屈曲が張力の量を変化させ、その変化を、本発明による超音波画像を用いて観察することができる。よって、原則的に

10

#### 【0024】

しかしながら、腱を屈曲させると腱の運動を引き起こす。よって、傷害を負った腱を見るためには、逆説的に（たとえば患者がつま先を屈曲させることによって）腱が移動させられて、基準フレームが、動的（*ciné*）超音波撮像セッション中に、ある画像から次の画像に保持されないようにする。このように、本発明によると、動的セッション中に画像から画像へ保持することができる対象領域（ROI）が確立されて、腱の変形および変位を生じさせるために腱が移動させられている場合でも、剛性などの組織機能性と傷害腱の組織歪みなどの組織の機械的挙動の両方を監視することができる。

20

#### 【0025】

本発明によると、分析用ROIは、動的超音波画像の画像フレーム上でユーザによって選択することができる。一実施形態では、分析用対象線維（FOI）は、動的超音波画像の画像フレーム上でユーザによって選択することができる。一実施形態によると、ROIおよびFOIは、動的超音波画像の第一の画像（変形のない組織静止状態の画像）上で選択ことができ、別の実施形態では、ROIまたはFOIは、超音波動的画像の第一の画像フレーム以外から選択される。

30

#### 【0026】

示唆されるように、変形 - 依存剛性は、エコー強度に直接関連する。したがって、変形 - 依存剛性は、任意の領域のエコー強度を、有限数の定数と画素で評価された同じ歪みとの線形組み合わせとしてモデル化された「剛性」と仮定することによって算出される。変形 - 依存応力は、「変形 - 依存剛性」を積分することによって評価される変形 - 依存関数である。

#### 【0027】

パターン認識は、演繹的知識またはパターンから抽出した統計情報のいずれかに基づきデータを分類することを目的とする。分類されるパターンは普通、適切な多次元空間内の点を定義する測定値または観察値の群である。本明細書に記載の方法および装置は、部位処理用に超音波ハードウェアシステムに直接実装する、または画像後処理ソフトウェアとして任意のコンピュータシステムに引き渡すことができる。

40

#### 【0028】

図3を参照すると、本発明で使用するのに適した音弾性撮像システム50は、単独で、または外部コンピュータ54と組み合わせて、超音波撮像器52を採用することができる。一実施形態によると、コンピュータ54は、計算を実行する2つ以上のコアまたはCPU31を含み、後述するように、対象領域の分析を迅速化することができる。通常、超音波撮像器52は、超音波撮像器52または外部コンピュータ54内に保持される処理装置56によって超音波エコー信号を収集および処理するのに必要なハードウェアおよび/ま

50

たはソフトウェアを設ける。

【0029】

超音波撮像器52に関連付けられる超音波変換器58は、テーブル65上の患者64の対象領域62に向かって超音波ビーム60を送信し、超音波変換器58が受信して電気エコー信号66に変換することができるエコー信号66を生成することができる。画像の構成のため、超音波ビーム60内の複数の光線とエコー信号66とが、対象領域62内の複数のボクセル68からエコー信号66の「エコーセット」を取得するように、患者の様々なボクセル68を通じて取得される。

【0030】

電気エコー信号66は、超音波撮像器52のインタフェース回路70によって受信され、インタフェース回路70は、当該技術分野において認識されているように、増幅、デジタル化、およびその他の信号処理を提供する。その後、デジタル化されたエコー信号は、後述するように、保管と処理装置56による処理のためにメモリ72に送信することができる。処理されたエコー信号66を使用して、グラフィカルディスプレイ74に表示される画像を構成することができる。オペレータからの入力コマンドは、当該技術分野においてよく認識されているように、インタフェース80を介して処理装置56に装着されるキーボード76やマウスなどのカーソル制御装置78を通じて受信することができる。位置センサ82は、超音波変換器58に装着されて、インタフェース回路70にも提供される電気位置信号84を通じて、超音波変換器58の配向を示すことができる。

10

【0031】

前記の方法の少なくとも1つの実施形態は、取り込まれた超音波動的画像を分析することによって変形媒体のユーザ選択ROIおよび/またはFOIの物質特性を評価するアルゴリズムを含む。また、後述するように、データ入力/出力は、推定された複合データ画像の画像アップロードおよび記録を管理する機能である。ROI分析は、ROIの選択、追跡、変形判定、ROIエコー強度の監視、物質特性評価を含み、この機能において達成される。その後、推定されたROIデータを視覚化することができる。別の実施形態では、FOIの追跡が提供される。FOIの選択、追跡、および変形判定は、ROI追跡と同様の方法で達成されるが、例外としてFOI追跡は線形である。推定されたFOIデータも、この機能に表示される。

20

【0032】

次に図4を参照すると、図示される方法100は、データI/O102、ROI分析104、およびFOI分析106の3つの主要部分からなる。方法100のデータI/O要素108は、図3を参照して説明したような超音波装置を用いてユーザによって適切に取り込まれるべき、変形目標物質のCINE画像として広く知られる、超音波動的画像110を含む。この方法は、標準医用画像保存フォーマットとして広く認識されるDICOMフォーマットを含む大抵の画像フォーマットでフォーマット化されるCINE画像を分析することができる。適切に取り込まれた画像は、112で、単独の画像分析のため、またはデータ比較用の複数画像の分析のためにデータキーパッドにアップロードすることができる。114で、アップロードされた元の画像と分析された画像の両方を、動的動画の観察および記録のためにムービー再生記録器に転送することができる。分析された画像が114で観察される際、複数の推定データを元画像に重畳して、ROI追跡104またはFOI追跡106のいずれかを用いて複合画像として表示することができる。新たに生成された複合データ画像は、他のソフトウェアで見られる任意の画像フォーマットで保存することができる。保存された複合データ画像は、異なるROI/FOIでの再分析用にデータI/Oブロック108にアップロードすることができる。アップロードされた画像は、分析用にROI分析ブロックに転送することができる。迅速かつ適切なAE分析を達成するため、適切なROIがROI選択機能116でユーザによって選択される。

30

40

【0033】

ROI選択は、(画像内の領域を適切に定義するため4つ以上の画素を含む)複数の画素にマウスをクリックすることによって達成することができる。いったんユーザによって

50

ROIが選択され定義されれば116、分析されるべきROI内側画素が、ソフトウェアによって自動的に画定される。ROI内側画素の数および位置は、内側画素のデフォルトまたはユーザ選択の画素間隔（密度）に基づき自動的に決定される。ユーザは、同時の分析および比較用に複数のROIを選択することができる。本発明によると、後述するように、画定された画素を取り巻く小さな隣接画素が、分析アルゴリズムによって自動的に画定される。隣接領域の形状および寸法は、デフォルトであってもよいし、ユーザが選択してもよい。

#### 【0034】

いったんROIがユーザによって選択されれば、提案された方法およびシステムは、自動的にROI追跡機能118を始動させることができる。ROI追跡を、図5および図6を参照してさらに説明する。開示される工程では、3つの主要パラメータである、画素変位、画素エコー強度、および画定された各画素（ROI境界/内側画素）を取り巻く隣接領域の変形が同時に評価され、監視される。画素変位の監視と隣接領域変形の判定は、後述の追跡アルゴリズムを用いて同時に達成される。

10

#### 【0035】

次に図5を参照すると、ROI200が、本図では4つの角画素202によって画定される。本実施形態のROI200は、腱204の一部である。境界206を形成する4つの画素202を有するROI200が図示されているが、ある領域またはROI200をその間に形成する3つ以上の画素202を有するROI200を形成することができると企図される。

20

#### 【0036】

本発明によると、方法100のROI追跡118は、画素202を取り巻く208動的超音波画像からの画素を用いることによってROIの動きを追跡することを含む。よって、図6を参照すると、ROI追跡300が開始され302、画素が特定されて304、ROIの動きを追跡する。このような画素は、図5の腱204の一部の画素202を含むがそれに限定されない。いったんROIの変位を決定する画素がステップ304で決定されると、特定された画素を取り巻く画素が、ステップ306で特定される。

#### 【0037】

本発明によると、画素変位および画素隣接領域変形は、適切に定義された数学的ノルムを最適化することによって算出することができる。2つの例示の数学的ノルムをここに提示する。これら2つの数学的ノルムのそれぞれにおいて、ある動的画像から次の動的画像への画素の変位は、要素の変位および変形を推定し308、ノルム値を算出し310、それを閾値と比較する312ことによって算出される。ノルム値が所定の閾値内にない場合314、推定された変位および変形が変動し、またはその他の形で変更され316、ノルムがステップ310で再算出される。ノルム値が所定の閾値内に入る318まで工程が繰り返され、その後、工程が終了する320。この画素変位および隣接領域変形の算出工程は、ROI内の多数の画素上で実行することができる。よって、たとえば腱を屈曲させることで得られる動的画像は、ROIを画定する画素とROI内の画素との画像から画像への移動または変位を追跡するために評価することができる。

30

#### 【0038】

上述したように、画素変位は、多数の数学的ノルムのうちの任意のノルムで算出することができる。2つの例示のノルムを以下で説明する。図7を参照すると、X-Y図400は、画素「22」404を中心に有する元の要素F402（最初の要素F402）を含む。画素「22」404は、図5の画素202のうちの1つなど、画像から画像への運動を判定するために選択された画素に相当する。さらに、図5を参照して説明したように、周囲の画素208は、画素「22」404から10、15、またはそれ以上の範囲の画素を含むことのできる画素範囲を含むことができる。しかしながら、説明を簡易にするため、画素「22」404を取り巻く1画素のみを図示する。それらは、図7で周囲の画素406（要素11、12、13、21、23、31、32、および33）として標示されている。X-Y図400は、中心画素「22\*」410および周囲の画素412（要素11\*

40

50

、 $12^*$ 、 $13^*$ 、 $21^*$ 、 $23^*$ 、 $31^*$ 、 $32^*$ 、および $33^*$ )を有する変形および変位した要素G408も示す。

【0039】

一例として、元の画素(画素22404)が新たな位置 $22^*410$ まで $u$ および $v$ だけ変位したと仮定する。画素の移動と共に、要素F402の元の正方形の周囲区域は $G(x^*, y^*)408$ へと変形および変換されている。また、変位と変形の大きさはどちらも比較的小さく、小さなサーチ境界によって囲まれていると推定することができる。この状況下で、一般的な三次元の場合、元の領域と変形した隣接領域内の各画素間の座標関係は、以下の式0(Eqn. 0)によって関連付けることができる。

【0040】

【数1】

$$\vec{x}^* = \vec{x} + \vec{u} + (\nabla_x \vec{u}) \Delta \vec{x}; \quad \text{Eqn.0.}$$

10

【0041】

ここで、式中、

$\vec{x}$

と

$\Delta \vec{x}$

の値は、中心画素の既知の座標ベクトルと、元の隣接する領域における中心画素からの他の画素の既知の相対距離ベクトルとを表す。中心画素の未知の変位ベクトルは、

$\vec{u}$

で表す。しかしながら、説明を簡易化するため、以下、二次元の場合を使用する。二次元の場合、元の隣接領域と変形した隣接領域の各画素間の座標関係は、以下の式1(Eqn. 1)及び式2(Eqn. 2)によって関連付けることができる。

20

30

【0042】

【数2】

$$x^* = x + u + \frac{\partial u}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial u}{\partial y} \Delta y; \quad \text{Eqn. 1; 及び}$$

$$y^* = y + v + \frac{\partial v}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial v}{\partial y} \Delta y; \quad \text{Eqn. 2.}$$

40

【0043】

式中、 $x$ 、 $y$ 、 $x$ 、および $y$ は、中心画素404の既知の $x$ 、 $y$ 座標と、元の隣接領域402における中心画素404からの他の画素の既知の相対距離を表す。中心画素404の未知の変位は、 $u$ と $v$ によって表される。同様に、隣接領域(要素)の未知の変形と回転は、以下の微分

$$\frac{\partial u}{\partial x}, \frac{\partial u}{\partial y}, \frac{\partial v}{\partial x},$$

および

$$\frac{\partial v}{\partial y}$$

10

によって表される。

【0044】

中心画素404の変形を査定する数学的に定義されたノルムは、以下の式3 (Eqn. 3) の相関係数  $r_{ij}$  を含む。

【0045】

【数3】

$$r_{ij}(u, v, \frac{\partial u}{\partial x}, \frac{\partial u}{\partial y}, \frac{\partial v}{\partial x}, \frac{\partial v}{\partial y}) = 1 - \frac{\sum_i \sum_j [F(x_i, y_j) - \bar{F}][G(x_i^*, y_j^*) - \bar{G}]}{\sqrt{\sum_i \sum_j [F(x_i, y_j) - \bar{F}]^2 \sum_i \sum_j [G(x_i^*, y_j^*) - \bar{G}]^2}}$$

20

; Eqn. 3.

【0046】

または、画素強度差のノルム式4 (Eqn. 4) を含む。

【0047】

【数4】

$$s(i, j) = \sum_i \sum_j [F(x_i, y_j) - G(x_i^*, y_j^*)]^2 ; \text{Eqn. 4.}$$

30

【0048】

式中、 $F(x_i, y_j)$  は、最初の画像 (元の画像) の点  $(x_i, y_j)$  でのグレースケール値であり、 $G(x_i^*, y_j^*)$  は、変形画像の点  $(x_i^*, y_j^*)$  でのグレースケール値である。副画像  $F$  および  $G$  の平均値は、

$$\bar{F}$$

40

および

$$\bar{G}$$

で表す。

【0049】

これらの数学式では、隣接領域の最適な適合 (ベストマッチ) を求めることにより中心画素を追跡する段階的工程を、以下のように、かつ図6も参照して説明することができる。

【0050】

50

ステップ 1 : 最初の変位  $u$ 、 $v$ 、および変形  $du/dx$ 、 $du/dy$ 、 $dv/dx$ 、および  $dv/dy$  を仮定し、式 1 および 2 によって新たな画素座標  $x^*$ 、 $y^*$  と隣接領域  $G(x^*, y^*)$  を推定する。

【0051】

ステップ 2 : 数学的に定義されたノルムを評価する (式 3 または 4)。

【0052】

ステップ 3 : 評価されたノルムの大きさを確認する。その値が所定の閾値未満である、および/または  $u$ 、 $v$ 、および変形  $du/dx$ 、 $du/dy$ 、 $dv/dx$ 、および  $dv/dy$  の変化が所定の閾値未満である場合、隣接領域の新たな位置が発見されたときみなされ、追跡を終了する。

【0053】

ステップ 4 : 評価されたノルムが相対的に大きい場合、変位  $u$ 、 $v$ 、および変形  $du/dx$ 、 $du/dy$ 、 $dv/dx$ 、および  $dv/dy$  をわずかに変動させて、ノルムの適切に小さい値が得られるまで工程ステップ 1 ~ 3 を繰り返す。

【0054】

開示される工程は、既存の非線形最適化数学理論を用いて実行することができる。

【0055】

画素の変位および追跡を含む局所的な組織の機械的挙動の完了および判定、隣接領域変形の判定、およびエコー強度変動監視後、本アルゴリズムは、推定された組織の機械的挙動情報を用いて組織機能性を評価する。ここで、正規化された物質剛性および変形依存の正規化された剛性 (剛性勾配) は、記録された画素エコー強度および物質変形から推定される。

【0056】

推定された画素変位および画素隣接領域変形が評価されるため、ROI 内の全画素の変位および変形の値を以後の画像に転送することができる。よって、再度図 4 に戻り、(組織移動や変形などの機械的挙動を含む) ROI 追跡に関連する上記記載後、ステップ 120 で組織機能性または特性判定が実行され、ステップ 122 で ROI 特性が提示されて、ROI の位置および変形が、剛性 - 歪みの関係などの組織機能性に重畳される。

【0057】

引き続き図 4 を参照すると、FOI 査定で、ステップ 124 で医師は、一連の動的画像のうちの 1 つで一般的に 2 つの点を選択する。ステップ 126 で、2 つの点の移動が、図 5 ~ 図 7 を参照して説明したのと全く同じように追跡される。ステップ 128 で、組織の特性が評価される。しかしながら、2 つの点のみが選択されているため、査定される特性は、2 つの点の相対移動に限定される。このようにして、医師は判定に基づき、組織が動的画像内の選択された位置で変形しているか否かを決定する。ステップ 130 で、特性が医師に提示される。よって、この方法は、ROI 物質特性判定機能の一部として ROI 内の各画素で画定される任意の画素隣接領域に関して、領域の物質剛性 - 歪みも評価する。エコー強度は、剛性に直接関係する。したがって、変形 - 依存剛性の概念は、任意の領域のエコー強度を、有限数の定数と画素で評価された同数の歪みとの線形な組み合わせとしてモデル化される剛性 - 歪みを表すものと仮定することによって説明される。

【0058】

このアルゴリズムは、任意の画像フレーム数、たとえば  $N$  個のフレームにおける ROI 内の任意の小領域の変形 - 依存剛性を、(ユーザが取得した)  $m$  個の未知の定数  $a_i$  と、現行の画像フレーム ( $m, m-1, m-2, \dots, N-m+1$ ) を含む  $N$  個の画像フレームでの同じ点 / 領域で評価される  $m$  個の歪みとの線形の組み合わせとしてモデル化する。

【0059】

10

20

30

40

【数 5】

$$C_N(\varepsilon_N) = a_1 \varepsilon_N + a_2 \varepsilon_{N-1} + \dots + a_m \varepsilon_{N+m-1}$$

【0060】

未知の定数  $a_i$  は、測定された  $N$  セットの剛性  $C_N(\varepsilon_N)$  と、同じ隣接小領域で評価された歪みとで  $m$  個の線形式を解くことによって推定することができる。未知の定数  $a_i$  の推定は、上記式にフィードバックして、変形依存物質剛性を表すことができる。

【0061】

最後に、本アルゴリズムは、前のステップで推定された変形 - 依存剛性を組み込むことによって、任意の小領域に関する変形 - 依存正規化応力を評価することができる。

【0062】

いったん組織機能性と機械的挙動とが ROI 特性評価機能において評価されれば、全データが質的および量的データ提示のために ROI 提示機能に送られる。

【0063】

まず、ROI 内の全画素の組織機能性および機械的挙動の推定値が、カラースキーム（カラー図表、色彩配置）およびカラー画像に変換されて生成される。また、ROI 内の全画素の同じ推定値を使用して、確率密度関数および / またはヒストグラムを評価し、図として提示することができる。

【0064】

本文書に記載のアルゴリズムは、オンサイト処理用に超音波ハードウェアシステム上に直接実装する、または画像後処理ソフトウェアとしてコンピュータシステムに送ることができる。本アルゴリズムの全体アーキテクチャは、図 1 に示されている。

【0065】

数値データ出力として、推定されたデータはすべて ASCII フォーマットなどの単純な可視フォーマットで保存することができる。ASCII フォーマットデータは、市販されている既存のソフトウェアを用いて簡易にアクセスすることができる。

【0066】

少なくとも 1 つの実施形態によると、完全自動化された追跡および超音波分析は、実際の日常の迅速な臨床用途にとってのソリューションである。この目標を達成するため、現在利用されている手動の ROI 選択は、自動化されたまたはシステムティックな ROI 選択に置き換えることができる。よって、さらに自動化された ROI 選択が、以下の方法のうちの 1 つによって達成される。

【0067】

方法 1：自動腱 / 靭帯識別子の履行：腱 / 靭帯の画像テクスチャは、脂肪、筋肉および皮膚などの他の種類の組織と異なるため、「セグメンテーション」としても知られる自動組織「区別」は、既存のデジタル画像処理 / 機械ビジョンアルゴリズムを実行することによって可能になる。

【0068】

方法 2：視野空間での全画素の追跡：全体画像を ROI として扱い、すべての主要画素を追跡する。全画素の追跡には時間がかかる場合がある。しかしながら、追跡手順を図 3 のコンピュータ 30 のコア 31 などの複数のコアに分割することによって、全画素の追跡を達成することができる。

【0069】

あるいは、ROI 追跡は、オプティカルフロー法を利用することによって実行できる。オプティカルフロー法の直接出力は、目標画素の速度（ $x$  および  $y$  方向の速度）である。判定に必要な変形（伸長 = 2 つの画素間の運動後長 - 2 つの画素間の運動前長）を評価す

るために使用される追加のステップが2つある。第一に、「時間」係数に推定速度を乗算して画素の変位を発見する必要がある。第二に、変形は、画素変位から評価することができる。

【0070】

さらに別の代替例では、ROI追跡は、領域マッチングまたはボックスマッチング方法を利用して実行することができる。この方法は、上述の第一のROI追跡方法とのいくつかの類似点を含む。まず、小さな小領域が、追跡される目標画素の周囲で生成される。次に、テクスチャと最適化とのマッチングを通じて最適な適合の小領域が求められる。

【0071】

別の実施形態では、組織病変を監視する方法が提供される。推定された組織機能性カラーマップでは、各画素は、組織機能性データを含む。組織機能性ヒストグラム/確率密度関数図は、推定された組織機能性から生成される。図は、y軸に周波数(画素の周波数)、x軸に推定された組織機能性を用いて作成される。次に、図が正規化されて、対象領域の差によって生じる可能性のあるバイアスを低減する。ある正規化方法は、特定のデータセットから特定の対象者に関して得られるその他の超音波データから推定される最大周波数値によって正規化される全周波数(画素の周波数)を取る。特定の正規化されたヒストグラムに関するアスペクト比(縦横比)が算出される。ヒストグラム(正規化された周波数)の高さをヒストグラムの幅で除算して(組織機能性および機械的挙動の範囲の分配)、アスペクト比を算出する。アスペクト比を変換して順序尺度として利用して、時間の経過に伴う組織病変の差を区別する。この識別を助けるため、別々の時点で特定の対象者に対して得られた正規化アスペクト比に関する時系列の図を生成する。時系列の図は、組織病変の変化を監視するデータを図表的に提供することができる。時系列の図に基づき、監視された組織に関する情報を推定することができる。

【0072】

一例として、軟組織傷害を示す患者を、時間をかけて監視することができる。選択された点で、傷害組織は、超音波と、生成された組織機能性および機械的挙動ヒストグラムを通じて視覚化することができる。正規化されたアスペクト比は、図表化して、傷害組織を監視する継続的な機能を提供することができる。さらに、単独の患者を、同様の傷害に関する既存の患者データと比較して、傷害が予想速度、遅い速度、または速い速度で治癒しているか否かを判定することができる。図8~図10を参照すると、アスペクト比分析工程の少なくとも1つの実施形態の以降のステップが示されている。図8を参照すると、図5の画像に続く画像の1つにおけるROI分析の結果である機械的挙動フィールドが示されている(一般的にはカラーで示され、ここでは白黒である)。図8を参照すると、図5のROI200は、画像内の位置(図5で存在した位置)から移動しており、形状も明瞭に変形している。図9を参照すると、組織機能性フィールドが、当該技術分野において既知の方法を用いて取得される。すなわち、要素間の関係が、既知の技術を用い、以後の画像で測定されたエコーを用いて確定することができる。

【0073】

【数6】

$$NC_N(\varepsilon_N) = A_1\varepsilon_1 + A_2\varepsilon_2 + \dots + A_N\varepsilon_N$$

【0074】

上記式では、組織機能性NC( )、選択された歪み、およびその関係が、変数Aを介してフレーム毎に確立される。組織機能性NC( )および歪みは、時間の関数として測定される。上記の関係で、時間係数を算出することができ、単純な組織機能性関係を評価することができる。いったん組織機能性が確定されれば、以下の関係を利用して組織機能性勾配を評価することができる。

【0075】

10

20

30

40

50

【数 7】

$$SG_{\varepsilon_2 - \varepsilon_1} = \frac{NC(\varepsilon_2) - NC(\varepsilon_1)}{\varepsilon_2 - \varepsilon_1}$$

【0076】

10

このようにして、組織機能性勾配は、算出が可能であり、組織の種類または組織の健康状態にとって固有である（したがって、たとえば組織の治癒につれ時間と共に変動する）。よって、組織機能性フィールドが算出され、図9に示される。次に図10を参照すると、図9から算出された組織機能性フィールドは、x軸に組織機能性レベル、y軸に回数として発生数を示すヒストグラム形式400で提示することができる。図10に図示される曲線は、図9から得られる画素応力に相当する傷害組織402を含む。しかしながら、時間と共に組織が治癒するにつれ、組織はより均一な色を有し、応力レベルを下げるように図示される。よって、ヒストグラム404は、ヒストグラム402で示されるよりもかなり健全である組織を示す。すなわち、ヒストグラム402は、ヒストグラム404の健全な組織と比べて浅く幅が広い（より高い応力の画素を有する）。よって、図示されるヒストグラムは、ヒストグラム404の高さ406と幅408の比を得ることによって単純に評価（判定）可能な客観的尺度を提供する。さらに、幅408を判定するためのカットオフは、いくつかのカウント（図8では約4）に基づき取得することができるが、画素寸法などの撮像状況に基づき任意の数であってもよい。また、高さ406 / 幅408の比は組織が治癒するにつれ時間と共に増大すると認識すべきである。すなわち、画素が少ないほど高い応力レベルを有する傾向にあり、画素が多いほど平均値が高まる傾向にある。その比は、本発明によると、数週間または数か月にわたり組織を屈曲させつつ得られる動的画像から組織の健康状態を客観的に判断する手段として、時間をかけて確定することができる。

20

【0077】

30

別の実施形態では、自動腱 / 靭帯識別子が実施される。腱 / 靭帯の画像テクスチャは、脂肪、筋肉、および皮膚などの他の種類の組織と異なるため、「セグメンテーション」としても知られる自動組織「区別」は、既存のデジタル画像処理 / 機械ビジョンアルゴリズムを実行することによって可能になる。

【0078】

別の実施形態では、視野空間での全画素の追跡：全体画像をROIとして扱い、すべての主要画素を追跡する。全画素の追跡には時間がかかる場合がある。しかしながら、追跡手順を複数のコアに分割することによって、算出速度を劇的に低減することができる。

【0079】

さらに、アルゴリズムに含まれる隣接点を含むROIデータ点、これらの点（x、y）間の距離は修正することができ、現コードでは、デフォルト画素の距離は、10画素に設定される。しかしながら、ユーザは任意の画素間隙をキー入力することができる。通常、画素間隙が小さいほど、分析解像度が高くなる。他方、画素間隙が大きいほど、分析解像度が低くなる。

40

【0080】

以下のシナリオで一例を提供する。患者を任意の超音波システムで適切に走査する。次第に変形する組織の動的（映像）超音波画像（CINEモード）が取り込まれる。取り込まれた動的（映像）超音波画像は、DICOM（デジタル医用画像通信）フォーマット患者の情報の一部としてPAC（映像アーカイブセンター）に送信される。画像診断では、放射線技師が患者のDICOMデータを受信し、ROIを選択し（または最初に1つま

50

たはそれ以上の F O I を決定し)、本発明の一実施形態を適用する。次に、放射線技師は、補足情報から推定されるデータで病変をさらに正確に診断する。

【 0 0 8 1 】

別の例では以下を含む。A は、任意の超音波システムで適切に走査される患者である。次第に変形する組織の動的(映像)超音波画像(C I N E モード)が取り込まれる。B 1) 取り込まれた動的(映像)超音波画像は、超音波システムに接続されたコンピュータに送信される。B 2) R O I が選択され、R O I 追跡のために本発明の一実施形態がオンサイトで超音波システムに接続されるコンピュータに適用される。推定結果は、D I C O M フォーマット患者ファイルに入れられて、P A C に送られる。D) 診断する。

【 0 0 8 2 】

さらに別の例では、以下の R O I 追跡方法が採用される。A) 患者を任意の超音波システムで適切に走査する。次第に変形する組織の動的(映像)超音波画像(C I N E モード)が取り込まれる。取り込まれた動的(映像)超音波画像において、R O I は、超音波システム内にプログラムされた R O I 追跡方法を用いて選択および分析される。推定結果は、D I C O M フォーマット患者ファイルに入力されて、P A C に送られる。D) 診断する。

【 0 0 8 3 】

現時点で、R O I は、R O I を画定する画素上でのクリック動作によって選択される。あるいは、ユーザは、マウス移動で R O I を囲むことによって R O I を選択することができる。たとえば、M i c r o s o f t のペイントプログラムのペンシル機能である。同様に、タッチスクリーン上でタブレットペンを用いて R O I を囲むことで R O I を画定することも、選択肢の 1 つである。

【 0 0 8 4 】

画素追跡は、各目標画素を取り巻く小領域(現在は円)のテクスチャを実際に追跡することによって達成することができる。ディスク状の小領域の寸法は、追跡結果に影響を及ぼす。小領域が大きいほど、追跡が良好になる。現在、小領域ディスクの範囲は 20 画素に設定されているが、これは、システムユーザの選択に応じて大きく変動させることができる。小領域の寸法は、最適化することができる。あるいは、形状の異なる小領域(正方形または長方形)を選択することができる。

【 0 0 8 5 】

R O I 追跡方法の背後にある主要な概念要素の一部は、R O I 内のエコー強度の変更を測定することによる「剛性勾配」と呼ばれる変形-依存組織機能性の判定である。事実、R O I および小領域(目標画素の周囲)内のエコー強度は、フレーム毎に変動する。しかしながら、エコー強度またはテクスチャ(画素群の強度)の変化の大きさは、2つの連続画像が比較される場合に小さいと仮定される。したがって、単独の画素の追跡は、目標画素を取り巻く小領域を追跡することによって適切に達成することができる。テクスチャの追跡工程は、目標画素の周囲の小領域ディスクをわずかに移動させ、各ステップでテクスチャを比較することによって実行される。現時点で、数学的に定義されたノルム(小領域内の全画素のエコー強度の差の合計)は、新たに求められた小領域が元の小領域とどの程度適合するかを確認するパラメータとして使用される。両方の小領域が良好に一致すれば、各画素間のエコー強度の差はゼロであり、したがって、ノルムはゼロである。最小ノルムを出力する新たに求められた小領域は、完全一致(完全適合)とみなされ、中心の画素は、目標画素の新たな位置とみなされる。

【 0 0 8 6 】

2つの小領域が良好に適合する場合、評価されるノルムはゼロとなる。実際には、一般的に、ゼロのノルムに達することはできない。したがって、最小ノルムを出力する新たに求められた小領域は良好な適合と仮定され、中央の画素は、目標画素の新しい位置とみなされる。したがって、ノルムの厳密だが達成可能な基準を設定することが重要である。他方、大きなノルムが適合基準として選択される場合、マッチングテクスチャは、迅速だが十分に厳密ではなく求めることができる。したがって、小領域の範囲の終点となる適切な

10

20

30

40

50

ノルム基準を設定することは、現実的である。

【0087】

別の実施形態は、寸法が固定されたディスク状の副ROIを追加した剛性勾配ヒストグラムを提示する特徴を含む。ROI分析を完了させることができ、剛性勾配カラーマップが提示されると、ユーザは、ROIカラーマップ内の任意のカラーの画素にカーソルを移動させて、クリック動作で目標画素を選択することができる。いったん目標画素が選択されれば、寸法が固定された（この寸法はユーザが選択可能である）ディスク状の副ROIが、副ROI剛性勾配査定のための目標画素の周囲に形成される。複数のROIおよび副ROIを使用して、より標準化された比較のために同一の分析画像（ケース）または異なる分析画像（ケース）から選択することのできる剛性勾配ヒストグラムを生成することができる。

10

【0088】

ユーザ選択ROI（柔軟な寸法および形状）から評価されるROI剛性勾配ヒストグラムの欠点は、寸法に依存することである。大きく寸法の異なるROIが比較される場合、推定された剛性勾配ヒストグラムは、比較不能である。この欠点を解決するため、寸法が固定されたディスク状の副ROIを選択する特徴と、副ROIヒストグラムの判定とが、本発明の一実施形態として含まれる。

【0089】

また、以下の統計指数も剛性勾配ヒストグラムから評価され、ビューウィンドウに提示される。すなわち、平均：ヒストグラム分散の平均値：ヒストグラムの「広範さ」を表す平均値周囲の二次モーメントが提示される。

20

【0090】

歪度：ヒストグラム尖度の「非対称性尺度」を表す平均値周囲の三次モーメント：ヒストグラムアスペクト比の「尖度」を表す平均値周囲の四次モーメント：また、パラメータは、ヒストグラムの「尖度」を示す。

【0091】

本発明は本願において、以下の説明に記載される、または以下の図面に示されるコンポーネントの構成および配置の詳細に限定されないと理解すべきである。本発明は、他の実施形態も可能であり、様々な形で実現または実行することができる。

【0092】

開示される方法は、選択ROIと、追跡アルゴリズムおよび超音波エコー単独/画像分析アルゴリズムとの独自の組織（物質）特性を利用して、組織の種類/状態の具体的な機械的機能性を判定する。

30

【0093】

開示される方法および装置の技術的寄与は、超音波画像処理用に実装されるコンピュータに供することである。

【0094】

本発明のさらに別の態様によると、組織病変を監視する単純な画像出力または数値尺度を推定する方法は、選択および処理されたROI（対象領域）を用いて局地的または全体的な組織剛性 - 歪みの関係を評価し提示する特徴を含む。次に、剛性勾配が、推定された組織剛性 - 歪みの関係の総合的な傾きとしてさらに評価される。各画像画素で推定された組織機能性（剛性、剛性 - 勾配）または組織の機械的挙動（組織変形、変位、変形速度、および変位速度）を、理解し易いカラーマップとして提示することができる。同じ情報を、ヒストグラム図または確率分布関数図の形式でも提示することができる。最後に、これらの図の形状アスペクト比を、組織の健康状態を表す単独の数値的順序尺度として算出することができる。これらすべての情報は、別々の通院時に同一患者の同一病理組織位置で取り込まれた超音波画像から評価することができる。最後に、推定された情報を比較し、使用して、組織病変の治癒または進展を監視することができる。

40

【0095】

当業者であれば、本発明の実施形態が、コンピュータプログラムを記憶したコンピュー

50

タが読み取り可能な記憶媒体とインタフェースを取り、制御され得ることを認識するであろう。コンピュータが読み取り可能な記憶媒体は、複数のコンポーネント、たとえば電子部品、ハードウェア部品、および/またはコンピュータ・ソフトウェア・コンポーネントのうちの一つまたはそれ以上を含む。これらのコンポーネントは、シーケンスの一つまたはそれ以上の実装形態または実施形態の一つまたはそれ以上の部分を実行するソフトウェア、ファームウェア、および/またはアセンブリ言語などの命令を通常記憶する一つまたはそれ以上のコンピュータが読み取り可能な記憶媒体を含むことができる。これらのコンピュータが読み取り可能な記憶媒体は概して、非一時的および/または有形である。上記コンピュータが読み取り可能な記憶媒体の例としては、コンピュータおよび/または記憶装置の記録可能データ記憶媒体が挙げられる。コンピュータが読み取り可能な記憶媒体は、たとえば磁気、電気、光、生体、および/または原子データ記憶媒体のうち一つまたはそれ以上を採用することができる。さらに、上記媒体は、たとえばフロッピー（登録商標）ディスク、磁気テープ、CD-ROM、DVD-ROM、ハードディスクドライブ、および/または電子メモリの形状を取ることができる。挙げられていないその他の形状の非一時的および/または有形コンピュータが読み取り可能な記憶媒体も。本発明の実施形態で採用することができる。

10

**【0096】**

多数の上記コンポーネントは、システムの実装において組み合わせる、または分割することができる。さらに、上記コンポーネントは、当業者によって認識されるように、多数のプログラミング言語のいずれかにより記載される、あるいは実行される1セットのおよび/または一連のコンピュータ命令を含むことができる。また、搬送波のようなその他の形状のコンピュータが読み取り可能な媒体を採用して、命令シーケンスを表すコンピュータデータ信号を具体化することができ、命令シーケンスは、一つまたはそれ以上のコンピュータによって実行させる際、一つまたはそれ以上のコンピュータに、シーケンスの一つまたはそれ以上の実装形態または実施形態の一つまたはそれ以上の部分を遂行させる。

20

**【0097】**

本発明の一実施形態によると、超音波システムは、様々な変形状態で対象者組織の動的な一連のエコー信号を取得する超音波変換器と、組織の超音波画像を生成および表示する画像処理装置とを含む。処理装置は、動的な一連のエコー信号に対応する動的画像を生成し、生成された画像のうちの一の画像の対象領域（ROI）内の複数の画素を特定し、特定された複数の画素のそれぞれに対応する画素群に基づき、一の画像から以後の画像への特定された複数の画素の変位、変形、およびエコー強度を追跡することによって局所的な組織の機械的挙動を評価し、追跡された画素位置で対象者の組織機能性を決定し、追跡された画素位置に対応する動的画像において組織機能性を表示するように構成される。

30

**【0098】**

本発明の別の実施形態によると、超音波画像における組織の変形状態を決定する方法は、第一の変形状態にある組織の第一の超音波画像の対象領域（ROI）内の画素を選択することと、第一の超音波画像内の選択画素を取り巻く画素を特定することと、選択画素を取り巻く特定された画素を用いて最初の超音波画像から以後の超音波画像の以後の位置まで選択画素を追跡することによって局所的な組織の機械的挙動を評価することと、以後の超音波画像が異なる組織変形状態に対応することと、特定された画素の以後の位置で組織機能性を決定することと、組織画像において最初の位置または以後の位置での機能性を表示することと、を含む。

40

**【0099】**

本発明のさらに別の実施形態によると、コンピュータプログラムを記憶した非一時的コンピュータが読み取り可能な記憶媒体は、コンピュータによって実行される際に、コンピュータに、様々な変形状態の対象者の組織を用いて超音波変換器で対象者の動的な一連のエコー信号を取得させ、得られた一連のエコー信号を用いて第一の画像および第二の画像を生成させ、第一の画像内の目標画素およびその隣接画素を特定させ、第二の画像内の目標画素と隣接画素の位置を仮定させ、第一の画像内の目標画素およびその隣接画素に基づ

50

き、および第二の画像の仮定位置に基づき数学的ノルム値を算出させ、数学的ノルム値に基づき第二の画像の少なくとも目標画素の実際の位置を取得させ、最初の画像または第二の画像に実際の位置に対応する組織の推定された機能性または機械的挙動を重畳させる命令を備える。

【0100】

本発明のさらに別の実施形態によると、組織病変を監視する方法は、第一の変形状態にある第一の超音波画像と第二の変形状態にある第二の超音波画像との間の第一の画素の運動または変形に少なくとも部分的に基づき第一の組織機能性ヒストグラム/確率密度関数図を生成することと、第一の組織機能性ヒストグラムに基づき第一の順序尺度アスペクト比を算出することと、第三の変形状態にある第三の超音波画像と第四の変形状態にある第四の超音波画像との間の第二の画素の運動に少なくとも部分的に基づき第二の組織機能性ヒストグラム/確率密度関数図を生成することと、第二の組織機能性ヒストグラム/確率密度関数図に基づき第二の順序尺度アスペクト比を算出することと、組織病変の指標として第一の順序尺度アスペクト比および第二の順序尺度アスペクト比に基づき時系列の図を生成することと、を含む。

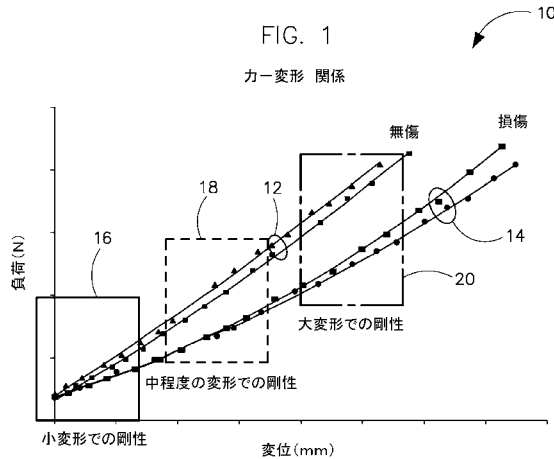
10

【0101】

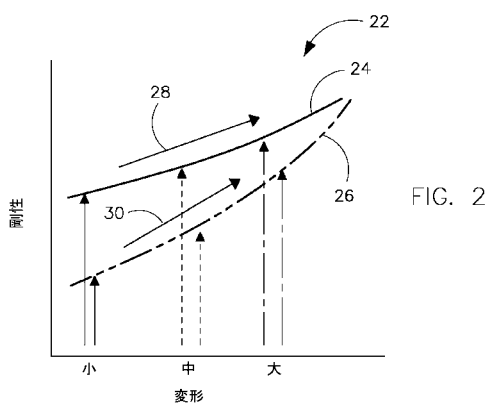
本明細書は、最適の形態を含む本発明を開示し、かつ任意の装置またはシステムを作製および使用して任意の組み込まれた方法を実行することを含め、当業者が本発明を実行するための例を使用している。本発明の特許可能な範囲は、特許請求の範囲によって定義され、当業者が思いつくその他の例を含むことができる。このようなその他の例は、特許請求の範囲の文字通りの文言とは異なる構造素子を有する場合、または、特許請求の範囲の文字通りの文言とわずかにしか異なる等価の構造素子を含む場合には、特許請求の範囲に入るものと意図される。

20

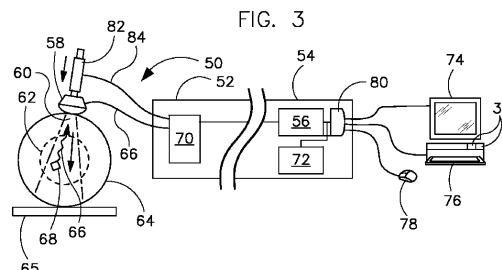
【図1】



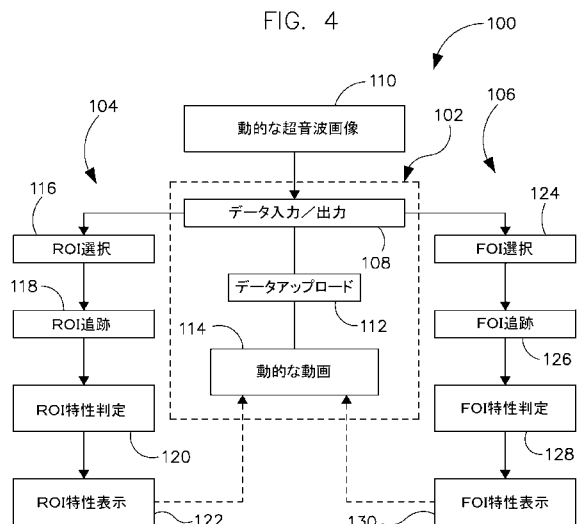
【図2】



【図3】

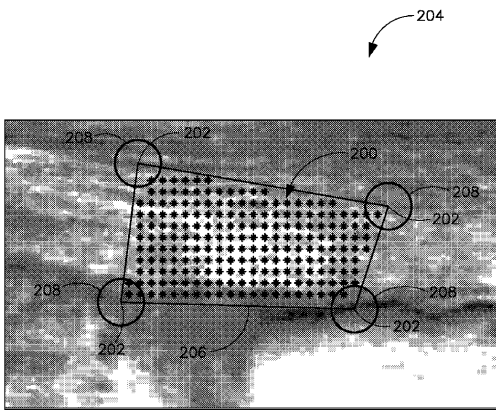


【図4】



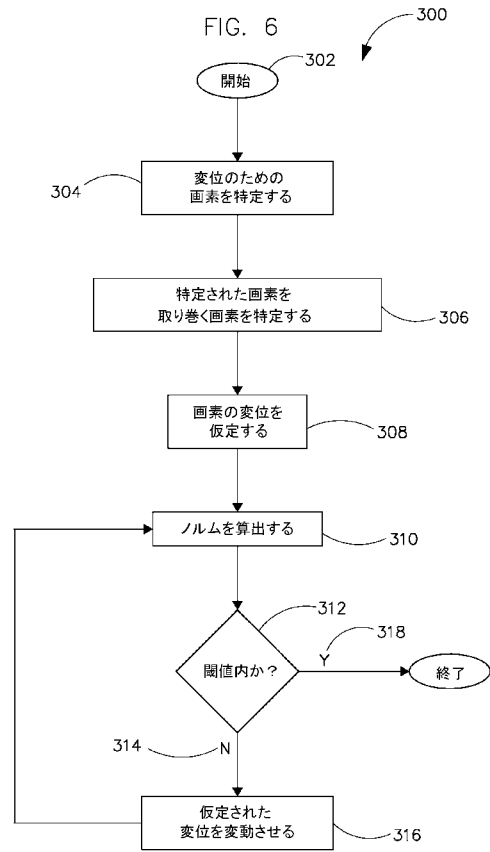
【 図 5 】

FIG. 5



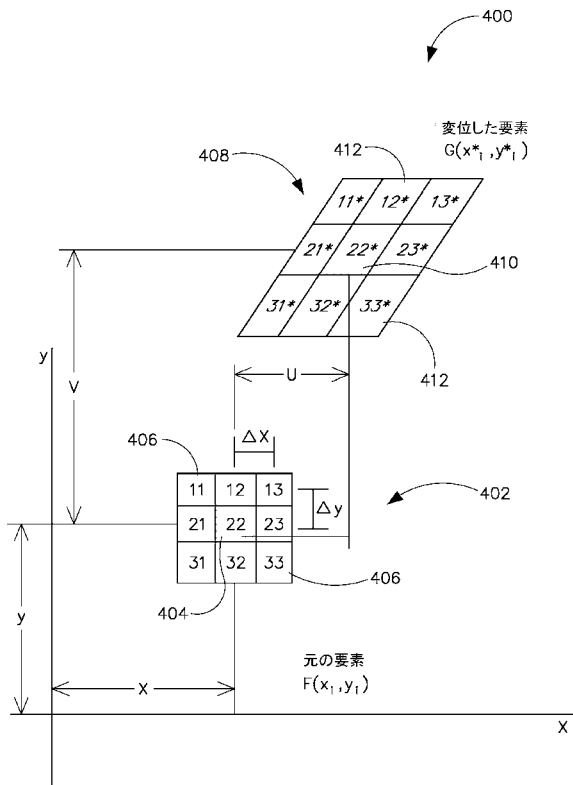
【 図 6 】

FIG. 6



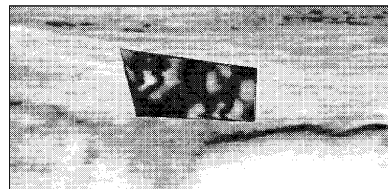
【 図 7 】

FIG. 7



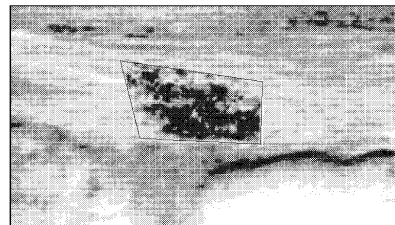
【 図 8 】

FIG. 8



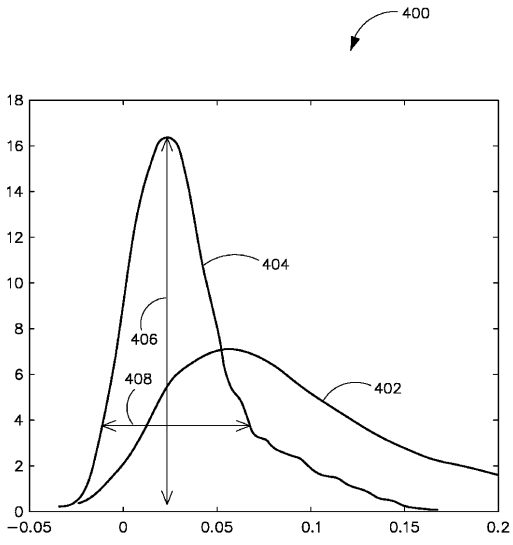
【 図 9 】

FIG. 9





【 図 10 】

FIG. 10



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. <b>PCT/US2011/060234</b>
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
<i>A61B 8/14(2006.01)i, G06F 19/00(2011.01)i</i>		
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) A61B 8/14; A61B 5/05; A61B 5/055; A61B 8/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: strain, stiffness, deformation, ultrasound imaging		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2003-0171668 A1 (HIROYUKI TSUJINO et al.) 11 September 2003 See abstract, paragraphs [0086]-[0099],[0180]-[0181], claims 1-26, and figures 1-14.	1-26
A	US 2007-0073145 A1 (LIXIANG FAN et al.) 29 March 2007 See abstract, paragraph [0014], claims 1-3, and figures 1-4.	1-26
A	US 2010-0179413 A1 (KADOUR MICHAEL JOSEPH et al.) 15 July 2010 See abstract, paragraphs [0048]-[0060], and figures 1-2.	1-26
A	US 2010-0228125 A1 (VANDERBY RAY et al.) 09 September 2010 See paragraphs [0044],[0081]-[0083],[0188]-[0189], and figures 6-8.	1-26
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" 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 application or patent 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 citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 25 MAY 2012 (25.05.2012)		Date of mailing of the international search report <b>30 MAY 2012 (30.05.2012)</b>
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer Park Seung Bae Telephone No. 82-42-481-5393 

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No.

**PCT/US2011/060234**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2003-0171668 A1	11.09.2003	CN 100525714 C	12.08.2009
		CN 1442118 A	17.09.2003
		CN 1442118 A0	17.09.2003
		JP 04-060615 B2	12.03.2008
		JP 2003-250804 A	09.09.2003
US 2007-0073145 A1	29.03.2007	US 2008-0188744 A1	07.08.2008
		US 7678051 B2	16.03.2010
US 2010-0179413 A1	15.07.2010	EP 2160136 A2	10.03.2010
		GB 0712432 D0	08.08.2007
		JP 2010-531185 A	24.09.2010
		JP 2010-531185 T	24.09.2010
		WO 2009-001077 A2	31.12.2008
		WO 2009-001077 A3	07.05.2009
		WO 2009-001077 A3	31.12.2008
US 2010-0228125 A1	09.09.2010	CN 101523674 A	02.09.2009
		CN 101523674 B	11.05.2011
		EP 1786332 A2	23.05.2007
		EP 2073713 A2	01.07.2009
		EP 2084795 A2	05.08.2009
		JP 2008-508056 A	21.03.2008
		JP 2010-506686 A	04.03.2010
		JP 2010-507251 A	04.03.2010
		JP 2010-507251 T	04.03.2010
		KR 10-2009-0081399 A	28.07.2009
		KR20090081399A	28.07.2009
		TW 200838070 A	16.09.2008
		US 2006-0025682 A1	02.02.2006
		US 2007-0089530 A1	26.04.2007
		US 2008-0089373 A1	17.04.2008
		US 7483458 B2	27.01.2009
		US 7736315 B2	15.06.2010
		US 7744535 B2	29.06.2010
		WO 2006-026008 A2	09.03.2006
		WO 2006-026008 A3	09.03.2006
		WO 2008-048475 A2	24.04.2008
		WO 2008-048475 A3	19.06.2008
		WO 2008-048475 A3	24.04.2008
WO 2008-057727 A2	15.05.2008		
WO 2008-057727 A3	15.05.2008		

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(74)代理人 110000659

特許業務法人広江アソシエイツ特許事務所

(72)発明者 ミラー, ネイサン ディー.

アメリカ合衆国 ウィスコンシン州 53562, ミドルトン, クリケットレーン #3705  
Fターム(参考) 4C601 DD19 JC13 JC37 KK02

专利名称(译)	用于超声图像处理的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2013542046A</a>	公开(公告)日	2013-11-21
申请号	JP2013538900	申请日	2011-11-10
[标]申请(专利权)人(译)	回声指标有限责任公司 小林裕仁 镜子弥敦道迪		
申请(专利权)人(译)	回声指标, LLC 小林裕仁 镜子, 弥敦道迪.		
[标]发明人	ミラーネイサンディー		
发明人	ミラー,ネイサン ディー.		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/5223 G01S7/52042 G06T7/0016 G06T7/248 G06T2207/10132 G06T2207/30004 G16H50/30		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/JC13 4C601/JC37 4C601/KK02		
优先权	13/293499 2011-11-10 US 61/412071 2010-11-10 US		
其他公开文献	JP2013542046A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声系统包括：超声换能器，其获取处于各种变形状态的对象组织的动态系列回波信号；以及图像处理装置，其产生并显示组织的超声图像。处理设备生成与回声信号的动态系列相对应的动态图像，识别所生成的图像的第一图像的感兴趣区域 ( ROI ) 内的多个像素，并且识别像素。通过基于与每个像素相对应的像素组跟踪从第一图像到后续图像的已识别像素的位移，变形和回波强度来跟踪局部组织机械行为 确定，在跟踪的像素位置确定对象的组织功能，并且在与跟踪的像素位置相对应的动态图像中显示组织功能。 [选择图]图4

