

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001 - 70303

(P2001 - 70303A)

(43)公開日 平成13年3月21日(2001.3.21)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 8/08

審査請求 未請求 請求項の数 64 O L (全 21数)

(21)出願番号 特願2000 - 250716(P2000 - 250716)

(22)出願日 平成12年8月22日(2000.8.22)

(31)優先権主張番号 60/150265

(32)優先日 平成11年8月23日(1999.8.23)

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 09/432061

(32)優先日 平成11年11月2日(1999.11.2)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 500161649

ジーイー・ヴィングメド・ウルトラサウン
ド・エイ エス

ノルウェー国・エヌ - 3191・ホルテン・
ピーオーボックス 141

(72)発明者 ハンス・ガルマン・トルブ

ノルウェー国・エヌ - 7024・トロンドハイ
ム・アルネビイバイエン・13

(72)発明者 ビョーン・オルスタッド

ノルウェー国・エヌ - 3960・シュタテレ・
ブラースゲイト・1

(74)代理人 100064621

弁理士 山川 政樹

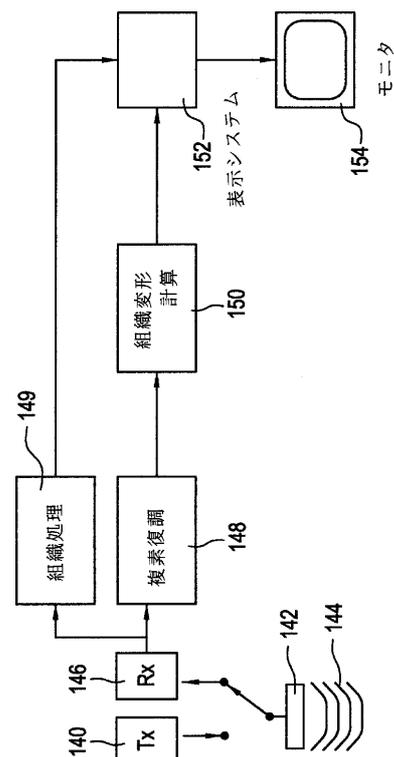
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波撮像において組織変形の実時間計算および表示を実現する方法および装置

(57)【要約】

【課題】 組織変形パラメータを計算し、表示するための超音波システムおよび方法を開示する。組織速度撮像または歪み率撮像で高いフレーム率を可能にする超音波取得技法を利用する。

【解決手段】 この取得技法では、組織画像およびドップラー・ベースの画像について同じ超音波パルスを使用する。処理にはスライディング・ウィンドウ技法を使用する。組織変形パラメータである歪みも、ある間隔にわたる連続したフレームについての歪み率推定値を累積することによって決定する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波システム中で合成組織画像および組織運動画像を生成する方法であって、本方法は、第 1 の期間中に、対象空間領域をカバーする複数の超音波ビームに沿った複数のレンジ位置で、エコー信号を取得するステップと、

第 2 の期間中に、前記対象空間領域をカバーする複数の超音波ビームに沿った複数のレンジ位置で、エコー信号を取得するステップと、

第 3 の期間中に、前記対象空間領域をカバーする複数の超音波ビームに沿った複数のレンジ位置で、エコー信号を取得するステップと、

合成組織画像および組織運動画像の第 1 のフレームを生成するため、少なくとも前記第 1 および第 2 の期間から取得されたエコー信号を処理するステップと、

合成組織画像および組織運動画像の第 2 のフレームを生成するため、少なくとも前記第 2 および第 3 の期間から取得されたエコー信号を処理するステップとを含む方法。

【請求項 2】 第 4 の期間中に、前記対象空間領域をカバーする複数の超音波ビームに沿った複数のレンジ位置で、エコー信号を取得するステップと、

合成組織画像および組織運動画像の第 3 のフレームを生成するため、少なくとも前記第 3 および第 4 の期間から取得されたエコー信号を処理するステップと、をさらに含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】 合成組織画像および組織運動画像の第 1 のフレームを生成するため、少なくとも前記第 1 および第 2 の期間から取得されたエコー信号を処理するステップが、前記第 3 の期間から取得されたエコー信号を処理するステップを含む、

合成組織画像および組織運動歪み率画像の第 2 のフレームを生成するため、少なくとも前記第 2 および第 3 の期間から取得されたエコー信号を処理するステップが、前記第 4 の期間から取得されたエコー信号を処理するステップを含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】 組織運動画像が歪み率画像を含み、取得されたエコー信号を処理するステップが、前記対象空間領域内の前記レンジ位置における歪み率を求めるステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】 歪み率を求めるステップが、エコー信号に基づいて前記超音波ビームに沿った複数のレンジ位置における組織速度を求めるステップと、その組織速度の空間微分として歪み率を計算するステップとを含む請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】 空間微分が、前記超音波ビームに沿った複数のレンジ位置における組織速度の線形回帰で求められる請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】 歪み率を求めるステップが、エコー信号に基づいて前記超音波ビームに沿ったレンジ位置における組織速度を求めるステップと、少なくとも第 1 および第 2 のレンジ位置に関して求めた組織速度の間の速度差を決定し、その速度差を、第 1 のレンジ位置と第 2 のレンジ位置の間の距離で割ることによって、歪み率を計算するステップとを含む請求項 4 に記載の方法。

【請求項 8】 歪み率を求めるステップが、エコー信号に基づいて、超音波ビームに沿ったいくつかのレンジ位置についてのコンプレックス・パルス間相関 $R(r)$ を求めるステップと、

式 $S(r) = \text{conj}(R(r)) \cdot R(r + dr)$ に従って、放射方向距離 dr にわたって歪み相関関数 $S(r)$ を決定するステップと、

式 $SV(r) = c / (4 \cdot dr \cdot T \cdot fo) \cdot \text{phase}(S(r))$ に従って歪み率を計算するステップとを含む請求項 4 に記載の方法。

【請求項 9】 歪み相関関数 $S(r)$ が時間平均される請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】 歪み率を求めるステップが、エコー信号に基づいて、超音波ビームに沿ったいくつかのレンジ位置におけるコンプレックス・パルス間相関を求めるステップと、

所定の放射方向距離によって分離された少なくとも 2 つのレンジ位置から歪み相関関数を計算するステップと、歪み相関関数の位相に基づいて歪み率を計算するステップとを含む請求項 4 に記載の方法。

【請求項 11】 歪み相関関数が、第 1 のレンジ位置におけるコンプレックス・パルス間相関の共役に、第 2 のレンジ位置におけるコンプレックス・パルス間相関をかけることによって与えられ、前記第 2 のレンジ位置が、前記第 1 のレンジ位置から所定の放射方向距離だけ離れて位置する請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】 歪み率が、歪み相関関数の位相角と音波速度の積で定義される分子を、4、放射方向距離、超音波周波数、および前記複数のパルスの連続したパルス間時間の積で定義される分母で割ることによって与えられる請求項 10 に記載の方法。

【請求項 13】 組織運動画像が組織速度画像である請求項 1 に記載の方法。

【請求項 14】 組織運動画像が歪み画像である請求項 1 に記載の方法。

【請求項 15】 組織変形情報を生成する方法であって、本方法は、ある空間領域をカバーする対象領域中の超音波ビームに沿った複数のレンジ位置でエコー信号を取得するステップと、前記空間領域内の前記レンジ位置における組織変形値を求めるステップと、

前記空間領域についての前記変形値の画像を提供するため各レンジ位置における組織変形値をディスプレイ・ユニット上に表示するステップとを含む方法。

【請求項 16】 前記空間領域での前記変形値のありのまま (live) かつ実時間の画像を提供するため、各レンジ位置における組織変形値が、前記空間領域に関連するディスプレイ・ユニット上の空間座標に表示される請求項 15 に記載の方法。

【請求項 17】 組織変形値が、組織速度の空間微分として定義される歪み率を含む請求項 15 に記載の方法。

【請求項 18】 組織変形値を求めるステップが、所定の時間間隔にわたる歪み率の積分として定義される歪みを求めるステップを含む請求項 15 に記載の方法。

【請求項 19】 歪み率が、組織速度の空間微分として定義される請求項 18 に記載の方法。

【請求項 20】 歪みを求めるステップが、エコー信号に基づいて、超音波ビームに沿ったいくつかのレンジ位置におけるコンプレックス・パルス間相関を求めるステップと、所定の放射方向距離によって分離された少なくとも 2 つのレンジ位置から歪み相関関数を計算するステップと、歪み相関関数の位相に基づいて歪み率を計算するステップと、所定の時間間隔にわたって歪み率を累積することによって歪みを計算するステップとを含む請求項 18 に記載の方法。

【請求項 21】 歪み相関関数が、第 1 のレンジ位置におけるコンプレックス・パルス間相関の共役に、第 2 のレンジ位置におけるコンプレックス・パルス間相関をかけることによって与えられ、前記第 2 のレンジ位置が、前記第 1 のレンジ位置から所定の放射方向距離だけ離れて位置する請求項 20 に記載の方法。

【請求項 22】 歪み率が、歪み相関関数の位相角と音波速度の積で定義される分子を、4、 π 、所定の放射方向距離、および前記複数のパルスの連続したパルス間時間との積で定義される分母で割ることによって与えられる請求項 20 に記載の方法。

【請求項 23】 所定の時間間隔が心周期中の諸事象に関係する請求項 18 に記載の方法。

【請求項 24】 所定の時間間隔が ECG トレース中のアーチファクトによってトリガされる請求項 18 に記載の方法。

【請求項 25】 組織変形値が歪みであり、組織変形値を求めるステップが、フレーム間隔によってそれぞれ分離された複数のフレームにわたって、所定のサンプル・ボリュームに関する歪み率を求めるステップと、複数のフレームのそれぞれについての歪み値を決定するため、前記各フレームに関して求めた歪み率に、フレーム間隔をかけるステップと、

前記複数のフレームそれぞれの歪み値を合計するステップとを含む請求項 15 に記載の方法。

【請求項 26】 組織変形値が歪みであり、組織変形値を求めるステップが、フレーム間隔にわたって第 1 のサンプル・ボリュームの歪み率を求めるステップと、第 1 の歪み値を決定するため、前記第 1 のサンプル・ボリュームに関する歪み率にフレーム間隔をかける、ステップと前記第 1 のサンプル・ボリュームの組織速度を求め、フレーム間の相対変位値を計算するステップと、フレーム間隔にわたって、前記フレーム間の相対変位値だけ前記第 1 のサンプル・ボリュームから変位した第 2 のサンプル・ボリュームの歪み率を求めるステップと、第 2 の歪み値を決定するため、前記第 2 のサンプル・ボリュームに関する歪み率にフレーム間隔をかける、ステップと、少なくとも前記第 1 および第 2 の歪み値を合計するステップとを含む請求項 15 に記載の方法。

【請求項 27】 組織変形値が歪みであり、組織変形値を求めるステップが、フレーム間隔にわたって第 1 のサンプル・ボリュームについて歪み率を求めるステップと、第 1 の歪み値を決定するため、前記第 1 のサンプル・ボリュームについての歪み率にフレーム間隔をかけるステップと前記第 1 のサンプル・ボリュームについての組織速度を求め、フレーム間の相対変位値を計算するステップと、少なくとも 1 つの追加のフレーム間隔にわたって、前記フレーム間の相対変位値だけ前記第 1 のサンプル・ボリュームから変位している少なくとも 1 つの追加のサンプル・ボリュームについて歪み率を求めるステップと、少なくとも 1 つの追加の歪み値を決定するため、前記少なくとも 1 つの追加のサンプル・ボリュームについての歪み率にフレーム間隔をかけるステップと、少なくとも前記第 1 の歪み値と前記少なくとも 1 つの追加の歪み値を合計するステップとを含む請求項 15 に記載の方法。

【請求項 28】 組織のある部分についての組織変形情報を生成する方法であって、本方法は、第 1 の末端のサンプル・ボリュームと第 2 の末端のサンプル・ボリュームとが空間的オフセットを定義するサンプル・ボリュームであって、超音波ビームに沿ったいくつかのサンプル・ボリュームについて組織速度を求めるステップと、前記第 1 の末端のサンプル・ボリュームおよび前記第 2 の末端のサンプル・ボリュームが前記組織部分内に存在するかどうかを判定するステップと、前記第 1 の末端のサンプル・ボリュームおよび前記第 2 の末端のサンプル・ボリュームが前記組織部分内に存在し、かつ前記空間的オフセットが最大となるように、前

記空間的オフセットを自動的に調節するステップと、組織変形値を、前記空間的オフセットにわたる組織速度の空間微分として計算するステップとを含む方法。

【請求項 29】 判定ステップが、前記第 1 の末端のサンプル・ボリウムに関連するグレイスケール値がしきい値より高いかどうかを判定するステップと、前記第 2 の末端のサンプル・ボリウムに関連するグレイスケール値がしきい値より高いかどうかを判定するステップとを含む請求項 28 に記載の方法。

【請求項 30】 判定ステップが、前記第 1 の末端のサンプル・ボリウムに関連する絶対パワー量がしきい値より高いかどうかを判定するステップと、前記第 2 の末端のサンプル・ボリウムに関連する絶対パワー量がしきい値より高いかどうかを判定するステップとを含む請求項 28 に記載の方法。

【請求項 31】 判定ステップが、前記第 1 の末端のサンプル・ボリウムに関連する単位時間遅れをとまなう自己相関関数の大きさがしきい値より高いかどうかを判定するステップと、前記第 2 の末端のサンプル・ボリウムに関連する単位時間遅れをとまなう自己相関関数の大きさがしきい値より高いかどうかを判定するステップとを含む請求項 28 に記載の方法。

【請求項 32】 判定ステップが、前記第 1 の末端のサンプル・ボリウムに関連する歪み相関の大きさがしきい値より高いかどうかを判定するステップと、前記第 2 の末端のサンプル・ボリウムに関連する歪み相関の大きさがしきい値より高いかどうかを判定するステップとを含む請求項 28 に記載の方法。

【請求項 33】 組織変形値が歪み率である請求項 28 に記載の方法。

【請求項 34】 歪み率が歪みを計算するために使用される請求項 29 に記載の方法。

【請求項 35】 組織変形情報を生成する方法であって、本方法は、超音波ビームに沿って複数のサンプル・ボリウムに関する組織速度を決定するステップと、前記サンプル・ボリウムの第 1 のサブセットを含む第 1 の空間的オフセットに基づいて、第 1 の歪み率を組織速度の空間微分として求めるステップと、前記サンプル・ボリウムの第 2 のサブセットを含む第 2 の空間的オフセットに基づいて、第 2 の歪み率を組織速度の空間微分として求めるステップと、前記第 1 の歪み率および前記第 2 の歪み率の重み付けされた和に基づいて、重み付けされた歪み率を求めるステップとを含む方法。

【請求項 36】 前記第 1 の歪み率が、前記第 1 の空間

的オフセットについての歪み相関値に比例して重み付けされ、前記第 2 の歪み率が、前記第 2 の空間的オフセットについての歪み相関値に比例する請求項 35 に記載の方法。

【請求項 37】 前記第 1 の歪み相関値が第 1 の信号相関値の関数であり、前記第 2 の歪み相関値が第 2 の信号相関値の関数である請求項 36 に記載の方法。

【請求項 38】 前記第 1 および第 2 の信号相関値を求める相関値取得ステップをさらに含み、前記相関値取得ステップが、第 1 の時間サンプル中に前記空間的オフセットの末端のサンプル・ボリウムから受信した直角復調ドップラー信号の共役と、その後の時間サンプル中に前記末端のサンプル・ボリウムから受信した直角復調ドップラー信号の積を計算するステップを含む請求項 37 に記載の方法。

【請求項 39】 前記第 1 および第 2 の信号相関値を求める相関値取得ステップをさらに含み、前記相関値取得ステップが、第 1 の時間サンプル中に前記空間的オフセットの第 1 の末端のサンプル・ボリウムから受信した直角復調ドップラー信号の共役と、その後の時間サンプル中に、前記第 1 の末端のサンプル・ボリウムからある空間遅れだけ分離された第 2 のサンプル・ボリウムから受信した直角復調ドップラー信号との積を計算するステップを含む、請求項 37 に記載の方法。

【請求項 40】 空間遅れが、第 1 の末端のサンプル・ボリウムについて決定した組織速度に比例する、請求項 39 に記載の方法。

【請求項 41】 組織速度を求める方法であって、本方法は、

基本周波数で超音波信号を送信するステップと、サンプル・ボリウムから前記超音波信号のエコーを受信し、前記エコーの 3 つの同等のコピーを帯域濾波するステップを有し、各コピーを異なる帯域範囲で濾波して、第 1 の濾波済みエコー、第 2 の濾波済みエコー、および第 3 の濾波済みエコーをそれぞれ生成し、前記第 1 の濾波済みエコーは、前記基本周波数と関連する基準周波数より低い第 1 の周波数 f_1 を中心とする範囲に帯域濾波し、前記第 2 の濾波済みエコーは、前記基準周波数より高い第 2 の周波数 f_2 を中心とする範囲に帯域濾波し、前記第 3 の濾波済みエコーは、前記基準周波数と等しい第 3 の周波数 f_3 を中心とする範囲に帯域濾波するステップと、

差分相関値を、前記第 1 の濾波済み信号の信号相関値の共役と、前記第 2 の濾波済み信号の信号相関値の積として求めるステップと、

前記第 2 の周波数と第 1 の周波数の間の差で割った差分相関値の角度に比例する第 1 の組織速度を計算するステップと、

いくつかの候補速度を計算するステップであって、前記候補速度はそれぞれ、前記第 3 の濾波済み信号の信号相

閾値の角度と頻度因子の和を第3の周波数で割ったものに比例し、候補速度は、 $-(f_3 - (f_2 - f_1)) / (2(f_2 - f_1))$ と $(f_3 - (f_2 - f_1)) / (2(f_2 - f_1))$ の間の範囲中の全ての頻度因子の値について計算される計算ステップと、

前記候補速度のうち、前記第1の組織速度に最も近いものを出力組織速度として選択するステップとを含む方法。

【請求項42】 前記基準周波数が前記基本周波数の高調波に等しい、請求項41に記載の方法。

【請求項43】 組織速度を推定する方法であって、超音波ビームに沿って少なくとも2つの超音波パルスを送信するステップと、

前記送信した超音波信号それぞれについてエコー信号を受信するステップと、

前記受信した各エコー信号を、中心周波数 f_1 および f_2 を有する少なくとも2つの異なる帯域フィルタで帯域濾波し、第1の濾波済みエコー信号および第2の濾波済みエコー信号を生成するステップと、

前記濾波済みエコー信号それぞれについてパルス間相関値を計算するステップと、

前記2つの相関値の間の位相角の差を f_2 と f_1 の間の差で割ったものに比例する第1の組織速度を計算するステップとを含む方法。

【請求項44】 前記受信したエコー信号を、中心周波数 f_3 を有する第3の帯域フィルタで帯域濾波して第3の濾波済みエコー信号を生成するステップと、

前記第3の濾波済みエコー信号に関する第3のパルス間相関値を計算するステップと、

いくつかの候補速度を計算するステップであって、前記候補速度はそれぞれ、前記第3の濾波済みエコー信号についての相関値の角度と頻度因子の和を f_3 で割ったものに比例し、候補速度は、 $-(f_3 - (f_2 - f_1)) / (2(f_2 - f_1))$ と $(f_3 - (f_2 - f_1)) / (2(f_2 - f_1))$ の間の範囲中の全ての頻度因子の値について計算される、計算ステップと、

前記候補速度のうち、前記第1の組織速度に最も近いものを出力組織速度として選択するステップとをさらに含む請求項43に記載の方法。

【請求項45】 前記第3のパルス間相関値が、前記第1の組織速度に比例する空間遅れを用いて計算される請求項44に記載の方法。

【請求項46】 前記3つの帯域フィルタの少なくとも1つが、前記送信パルスの非線形伝播によって生成される周波数範囲中に中心を持つ請求項44に記載の方法。

【請求項47】 定量的応力エコー超音波検査を実行する方法であって、本方法は、

患者にかかる応力レベルが異なる少なくとも2つの応力期間それぞれで、心臓間隔にわたって患者の心臓壁のある組織区域についての組織変形値を求め、記憶するステ

ップと、

前記少なくとも2つの応力期間それぞれにおいて求めた歪み率を、心臓間隔にわたって時間の関数として同時に表示するステップとを含む方法。

【請求項48】 心臓間隔が心周期のR-R間隔に一致する請求項47に記載の方法。

【請求項49】 前記少なくとも2つの応力期間の少なくとも1つの歪み率の表示の時間の尺度を変更し、前記少なくとも2つの応力期間それぞれの心臓間隔の長さを等しくする請求項47に記載の方法。

【請求項50】 組織変形値が歪み率である、請求項47に記載の方法。

【請求項51】 組織変形値が前記心臓間隔にわたって累積した歪みである請求項47に記載の方法。

【請求項52】 少なくとも2つの応力期間が3つの応力期間を含む請求項47に記載の方法。

【請求項53】 組織変形情報を生成する方法であって、本方法は、

複数のビームのエコー信号および空間領域をカバーする対象領域中の超音波ビームに沿った複数のレンジ位置におけるエコー信号を取得するステップと、

超音波ビームと局所的な組織変形の主方向の間のビーム角を決定するステップと、

少なくとも1つの空間位置について、前記主方向に沿った、少なくとも1つの角度を補正した組織変形パラメータを計算するステップと、

前記角度を補正した組織変形パラメータの少なくとも1つをディスプレイ・ユニット上に表示するステップとを含む方法。

【請求項54】 前記超音波ビームが、前記対象領域の内側で高い横方向解像度で生成される請求項53に記載の方法。

【請求項55】 前記ビーム角の決定が、ユーザが画定した多角形に沿った方向およびそれと直交する方向に基づいて計算される請求項53に記載の方法。

【請求項56】 少なくとも1つの角度を補正した組織変形パラメータの前記計算が、

超音波ビームに沿って、放射方向速度勾配を計算するステップと、

固定したレンジ位置でのビーム間の、横方向速度勾配を計算するステップと、

前記ビーム角によって決定される前記放射方向速度勾配および横方向速度勾配の一次結合として、角度を補正した組織変形パラメータを導出するステップとを含む請求項53に記載の方法。

【請求項57】 前記放射方向速度勾配および横方向速度勾配を空間平均するステップをさらに含む請求項56に記載の方法。

【請求項58】 前記角度を補正した組織変形パラメータの少なくとも1つの変化を、所定の解剖学的位置にお

ける時間の関数として表示する請求項53に記載の方法。

【請求項59】 前記表示が、前記角度を補正した組織変形パラメータの少なくとも1つを、ユーザが画定した多角形上の位置と時間に関連させて表示するMモード表示である請求項55に記載の方法。

【請求項60】 時間的に累積した組織運動特性を実時間撮像する方法であって、本方法は、複数の超音波ビームのエコー信号および空間領域をカバーする対象領域中の前記超音波ビームに沿った複数のレンジ位置におけるエコー信号を取得するステップと、前記対象領域の内側の少なくとも1つの組織運動特性を求めるステップと、一連のトリガ事象を得るステップと、前記空間領域についての最後のトリガ事象から前記組織運動特性値を累積して累積画像にするステップと、前記累積画像を実時間でディスプレイ上に表示するステップとを含む方法。

【請求項61】 前記組織運動特性が組織速度であり、前記累積画像が、最後のトリガ事象からの速度の時間積分として距離を計算したものである請求項60に記載の方法。

【請求項62】 前記組織運動特性が歪み率であり、それに関連する前記累積画像が、最後のトリガ事象からの歪み率推定値の合計の単調画像として歪みを計算したものである請求項60に記載の方法。

【請求項63】 前記トリガ事象が、心周期中のR事象を識別する請求項60に記載の方法。

【請求項64】 前記対象領域の内側の全てのレンジ位置について、前記超音波ビームに沿って組織速度を測定するステップと、時間的に連続した各フレームについて様々なレンジ位置からの組織速度を累積し、前記組織速度を測定することによって測定される超音波ビームに沿った解剖学的位置の運動を補償するステップとをさらに含む請求項60に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】 関連出願の相互参照（該当する場合）

1999年8月23日に出願の仮出願第60/150264号

【0002】 連邦政府の助成による研究および開発に関する陳述（該当する場合）

【0003】

【発明の属する技術分野】 本発明は、解剖学的構造およびそれらの運動を測定および撮像する診断用超音波システムに関する。さらに詳細には、本発明は、超音波撮像システム中で使用される、組織変形を計算および表示するための信号処理方法および信号処理装置に関する。

【0004】

【従来の技術】 近年、超音波撮像の分野では、医師は、

組織の歪みや歪み速度など、組織変形 (tissue deformation) の諸性質を臨床測定に使用することに関心を持つようになってきている。

【0005】 「歪み (strain)」という用語は、検査する物質のある特性を指す。例えば、筋肉組織に関連した歪みは、規定時間間隔中の筋肉組織の長さの変化と、筋肉組織の最初の長さとの比に対応している。超音波撮像では、歪みの変化率（例えば歪み率 (strain rate) や歪み速度 (strain velocity) など）は、色の変化が様々な歪み速度に対応している着色2次元画像として、医師に対して視覚的に提示することができる。筋肉のある区域の生存度 (viability) は、筋肉の歪みの量と、その区域の筋肉が引き起こす、またはそこに加わる歪みの時間的な挙動とに関係することが明らかになっている。また、悪性腫瘍は、圧迫に対するそれらの抵抗 (resistance) に基づいて検出することができることも確認されている。

【0006】 実時間歪み速度撮像の1つの応用分野は、心臓病学である。歪み速度は、心筋が収縮および弛緩する能力についての直接的かつ量的な尺度を与える。先端撮影 (apical view) で心筋に沿って撮像することにより、心臓の長軸に沿った局所的な歪み速度成分を測定することができる。局所的な歪み速度成分を測定することにより、心臓壁の局所的な収縮および伸びについての情報が与えられる。傍胸骨撮影 (parasternal view) で撮像することにより、心臓壁に対して垂直な歪み速度成分を求めることができる。心臓壁に対して垂直な歪み速度成分を求めることにより、局所的な筋肉の肥厚についての情報が与えられる。Mモードで、または2D画像から測定した壁面の肥厚は、一般に使用される筋肉の生存度についての尺度である。歪み速度撮像を用いると、この肥厚についての直接的な尺度が得られる。歪み速度画像は、潜在的にいくつかの心臓疾患の診断の助けとなる可能性がある。

【0007】 歪み速度撮像の別の応用分野は、心臓移植である。心筋内の速度変化は、心臓移植後の拒絶反応の診断に重要である。歪み速度画像は、これらの速度変化を直接表示する。

【0008】 歪み速度撮像のもう1つの応用分野は、非侵襲性の電気生理学である。好ましい実施態様で、局所的な収縮 / 弛緩の寄与を高い空間的および時間的解像度で撮像する技法について述べる。局所的な収縮 / 弛緩の情報を使用すると、例えば心腔中の機械的運動がどこで活性化されたかという位置決定を、AV平面のすぐ下の断面に基づいて正確に決定することができる。さらに、心房から心室への異常伝導経路 (ウルフ・パーキンソン・ホワイト) を、後に切除するために位置決定することができる。患者をカテーテル法で処置すべきか外科手術で処置すべきかを決定するために、これらの経路の心筋内の深さも、本発明でより良好に位置決定することがで

きる。

【0009】歪み速度撮像のもう1つの応用分野は、心臓壁の肥厚の測定である。心臓の診断で十分に確立されている方法は、Mモード画像を取得し、収縮期に心筋の壁面の肥厚を測定するものである。好ましい実施態様として、この壁面の肥厚の情報を取得し、それを空間領域および時間領域の両方について高い精度で実時間で測定する技法を提供する。現行の壁面の肥厚測定の診断上の高い関連性は、本発明で述べる撮像様式が、心臓の診断についての関連性の高い情報を含むことを示す。

【0010】歪み速度または歪み率をより詳細に理解するために、最初の長さが L_0 である対象を伸ばす、または圧縮する、あるいはその対象がそれ自体で伸びる、または収縮して、異なる長さ L になるものと仮定する。下記の数式1で定義される1次元歪みは、この変化の無次元の記述を表す。長さ L が時間の関数であると考えられる場合には、歪みの時間微分、つまり歪み速度は、下記の数式2を使用して求めることができる。

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0} \quad (1)$$

$$\dot{\varepsilon} = \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} \quad (2)$$

【0011】対象中のあらゆる点の速度が既知である場合には、等価な歪み速度の定義は下記の数式3となる。

$$\dot{\varepsilon} = \frac{\partial v}{\partial r} \quad (3)$$

【0012】これらの数式は、対象の変形についての有効な記述も与える。数式3で、 r は伸長または圧縮の空間的な距離である。数式2と数式3の関係は、 r_1 が対象の一端までの距離、 r_2 がもう一端までの距離であり、 t_0 、 r_1 、 r_2 であるものとして、長さ L を $L(t) = r_2(t) - r_1(t)$ 、 $L_0 = L(t_0)$ と定義すれば分かる。数式3に示すように、歪み速度は、実際には、速度の空間的勾配である。したがって、歪み速度は、対象の変形率を測定するものである。歪み速度がゼロである場合には、対象の形状は変化していない。歪み速度が正である場合には、対象の長さが増大しており、歪み速度が負の場合には、対象の長さが減少している。歪み速度は変形率、伸長、歪み率、または速度歪みとも呼ばれる。

【0013】歪み撮像は、現在では、超音波撮像における確立された研究領域である。撮像した構造中の変形の程度は、圧力増加の前後に取得した2D画像の相関によって推定することができる。画像の相関に基づいて画像の変形を推定することの1つの欠点は、歪みの瞬時値が

実時間で計算も表示もされないことである。実時間能力がないことは、临床上、重大な欠点である。例えば、歪み撮像を実時間で実行することができれば、歪み撮像をより効果的に心臓の超音波検査に適用することも、あるいは組織の圧縮性の異常を、撮像される構造に加わる圧力勾配に従って実時間で視覚化することができる対話式検査様式として歪み撮像を使用することもできる。

【0014】高周波(RF)Mモード取得に基づいて局所的な心筋の歪み速度を推定するための位置トラッキング方法が提案されている。この位置トラッキング方法は、H. Kanai、H. Hasegawa、N. Chubachi、Y. Koiwa、およびM. Tanakaによる「Noninvasive evaluation of local myocardial thickening and its color-coded imaging」、IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control、vol. 44、752~768ページ、1997年に記載されている。しかし、Kanai等の論文に記載の方法は、時間的解像度が低く、また計算コストも高く、それにより実時間撮像が困難かつコスト高になるという欠点を有する。さらに、Kanai等の論文に記載の方法は、実時間の2次元歪み画像の基礎となるのに十分に適合していない、手動のMモード技法である。また、歪み速度は速度の推定値の微分であり、したがって雑音に対して極めて敏感である。組織速度撮像に固有の基本的な速度のエイリアシングの問題により、雑音を克服することが困難になるが、これは、エイリアシングによって、長い観察時間を見込むのに十分に低い率でパルス繰返し周波数をセットすることができなくなるからである。観察時間を長くすることができれば、歪み速度画像の雑音に対する耐性を大幅に改善することができる。

【0015】上記の確認されている難点のいくつかは、参照により本明細書に組み込む「A METHOD AND APPARATUS FOR PROVIDING REAL-TIME CALCULATION AND DISPLAY OF STRAIN IN ULTRASOUND IMAGING」という名称の1998年10月7日に出願された米国特許出願第09/167896号の教示によって対処され、克服されている。しかし、本発明の目的は、この教示を補足および/または改善することである。従来技術のいくつかの追加の難点および欠点を以下に述べる。

【0016】カラー・ドップラーの応用例で高いフレーム率を達成するために、2つの既知の技法、すなわちマルチ・ライン取得(MLA)技法およびインターリーピング技法が一般に使用されている。これらの技法では、1つのパルスを受信した後、同方向の次のパルスが発出されるまでスキャナが特定のパルス繰返し時間(T)待

機する基本モードより、多くのデータを取得することができる。基本モードでドップラー・データのフレームを取得するのにかかる時間は、下記の数式4となり、ここでNは各方向のパルス数、 N_b は画像中のビーム数である。議論を簡単にするために、送信機およびビームフォーマのセットアップ中の変化に関する比較的小さな余分の遅延は無視する。

【数4】

$$t_{D0} = N_b N T \quad (4)$$

【0017】MLA法では、ブロード・ビームを送信する。エコーを受信すると、全てのトランスデューサ素子からの信号を、2つ以上のビームフォーマ中で並列に処理する。各ビームフォーマは、これらの素子信号を様々な時間遅延させ、様々な受信ビームを生成する。このようにして、1つのパルス・エコー・サイクルの時間中に2つ以上のビームを取得することができ、それに応じてフレーム率を高めることができる。MLAを使用すると、ドップラー・データのフレームを取得するための時間は、下記の数式5となる。ここで、 N_{MLA} は並列処理されるビームの数である。

【数5】

$$t_{DMLA} = \frac{N_b}{N_{MLA}} N T \quad (5)$$

【0018】インターリーブング技法では、図1に示すように、1つのパルスから同方向の次のパルスまでの待機時間Tを利用して、別の方向にパルスを送信する。ただし、どの方向にも別のパルスを発出することができない最低待機時間 T_0 がある。これは、パルスが最大深さまで進行して戻るのにかかる時間によって与えられ、 $T_0 > 2d/c$ である。時間Tの間にパルスが発出される方向の数は、インターリーブ・グループ・サイズ N_{int} と呼ばれる。これは明らかに整数でなければならず、 $T = N_{int} T_0$ である。インターリーブング法を使用すると、ドップラー・データのフレームを取得するためにかかる時間は、下記の数式6となる。

【数6】

$$t_{Dint} = \frac{N_b}{N_{int} N_{MLA}} N T \quad (6)$$

【0019】図1は、インターリーブング法における異なる3つのインターリーブ・グループ・サイズ N_{int} についてのパルスの順序およびビームの方向を示している。図1の例では、ビーム数 N_b は8に等しく、パケット・サイズNは2に等しい。インターリーブ・パターン100では、インターリーブ・グループ・サイズ N_{int} は8に等しく、インターリーブ・パターン110では、 N_{int} は4に等しく、インターリーブ・パターン120では、 N_{int} は1に等しい。

【0020】組織ドップラーの応用例についての代表的

な走査手順を図2に示す。図2の例では、パケット・サイズNは3に等しく、インターリーブ・グループ・サイズ N_{int} は N_b に等しい。Tはパルス繰返し時間であり、 t_T および t_D はそれぞれ組織フレームおよびドップラー・フレームを取得するのに必要な時間であり、 t_F は1つの組織ドップラー・フレームについての総取得時間である。組織フレーム130は、高いビーム密度を使用して最初に捕捉される。組織ドップラーに使用されるPRFは、通常は、インターリーブ・グループが1つしか必要ない程度に低い。したがって、N個のドップラー・サブフレーム132、134、および136は、通常は組織フレーム中より少ないビームを使用して別個に捕捉される。速度は、N個のサブフレーム132、134、および136から計算され、色分けされ、次いで組織フレーム上にマップされる。組織ドップラー・フレームを取得するためにかかる時間は、下記の数式7となる。ここで、 t_T は組織フレームを取得するのに必要な時間である。したがって、最大フレーム率が上述の超音波データ取得方式によって制限されることは明らかである。

【数7】

$$t_F = t_T + \frac{N_b}{N_{MLA}} N T \quad (7)$$

【0021】

【発明が解決しようとする課題】超音波信号の基本波成分または第2高調波成分を使用して組織速度を推定することができることは既知である。グレイ・スケール画像で画質を改善するために第2高調波成分を使用すること（オクターブ撮像）が報告されており、同じ改善が組織ドップラーでも期待できる。しかし、基本波成分の代わりに第2高調波を使用したときにはナイキスト限界が半分になるという欠点がある。低いPRFを使用することも、コンプレックス信号の位相振幅が雑音に比べて増大し、その結果として速度推定値の分散が小さくなるので好ましい。低いPRF使用の欠点は、ナイキスト限界がさらに低いことである。ナイキスト限界の低下によりエイリアシングの危険性が増し、それが高速度の誤った提示を招く。

【0022】

【課題を解決するための手段】組織変形のパラメータを計算および表示するための超音波システムおよび方法を開示する。

【0023】本発明の好ましい実施態様によれば、組織速度撮像または歪み率撮像で高いフレーム率を可能にする超音波取得技法が開示される。この取得技法では、組織の画像およびドップラー・ベースの画像について同じ超音波パルスを使用する。処理にはスライディング・ウィンドウ技法を使用する。

【0024】本発明の好ましい実施態様によれば、歪みは、ある間隔にわたる連続したフレームについての歪み

率の推定値を累積することによって決定される。この間隔は、例えばECGトレース中のR波によって生成されるトリガ間隔にすることもできる。歪みの計算は、元のサンプル・ボリューム内での組織の相対変位に従って、歪み率を累積する対象であるサンプル・ボリュームをフレームごとに移動させることによって改善することができる。組織の相対変位は、サンプル・ボリュームの瞬間的な組織速度によって決定される。

【0025】本発明の好ましい実施態様によれば、歪み率の推定に使用される空間的オフセットである d_r は、10 画像全体を通じて適応可能に変化する。空間的オフセット d_r を最大限にして組織区域全体（例えば心臓壁の幅）をカバーしながら、オフセットの各末端のサンプル・ボリュームを両方ともその組織区域内に保つことができる。これは、その空間的オフセット内のサンプル・ボリュームの様々なパラメータ（例えばグレイスケール値、絶対パワー推定値、単位時間遅れについての自己相関関数の大きさ、および/または歪み相関の大きさ）が所定のしきい値より高いかどうかを判定することによって実施することができる。

【0026】本発明の好ましい実施態様によれば、様々な空間的オフセットを有する2つのサンプルの歪み率推定量の加重和に基づく、一般的な歪み率推定量を利用する。重みは、各空間的オフセットについての歪み率相関推定値の大きさに比例し、したがって雑音となる、すなわち相関の低いサンプルの影響を低減する。

【0027】本発明の好ましい実施態様によれば、通常の時間遅れに加えて空間遅れも使用する、改善された信号相関推定量が開示される。空間遅れは、組織速度から15 求められる。この改善された信号相関推定量は、歪み率の推定にも組織速度の推定にも利用することができる。

【0028】本発明の好ましい実施態様によれば、組織速度は、空間的解像度を維持しながらエイリアシングを減少させる方法で推定される。受信した超音波信号の3つのコピーを、3つの中心周波数で帯域濾波する。3つの中心周波数のうち中間の周波数は、超音波信号の第2高調波を中心とする。基準組織速度は、外側の中心周波数で濾波された2つの信号から推定される。基準組織速度は、第2高調波を中心とする信号から推定したいくつかの組織速度から、ある組織速度を選択するために使用40 される。

【0029】本発明の好ましい実施態様によれば、サンプル・ボリューム付近の小さな対象領域からの組織速度データに基づいて、任意の方向（必ずしも超音波ビームに沿った方向ではない）の歪み率を推定する方法が開示される。

【0030】本発明の好ましい実施態様によれば、応力エコーなどの応用分野で、組織速度、組織速度の積分、歪み率、および/または歪みなど、複数の定量的組織変形パラメータを、時間および/または空間位置の関数と 50

して提示することができる。例えば、異なる3つの応力レベルについての歪み率または歪みの値を、心周期にわたって時間に関して一緒にプロットすることができる。ピーク収縮期の壁面の肥厚の百分率など、歪み率または歪み速度から導出したパラメータも、様々な応力レベルに関してプロットすることができる。

【0031】本発明のその他の目的、特徴、および利点は、添付の図面および以下の詳細な説明から明らかになるであろう。

【0032】

【発明の実施の形態】歪み率、歪み、および組織速度などの組織変形のパラメータの診断用画像を、実時間で、かつ/または後処理モードで生成するための方法および装置について述べる。以下の記述には、本発明の好ましい実施態様が完全に理解されるように、多数の特定の実施形態を記載する。しかし、これらの特定の実施形態を用いず本発明を実施することができることは、当業者には明らかであろう。

【0033】本発明の好ましい実施形態による超音波撮像システムのブロック図を図3に示す。送信機140が、超音波振動子142を駆動し、パルス化された超音波ビーム144を人体中に放出させる。超音波パルスは、筋肉組織など人体中の諸構造で後方散乱されてエコーを生成し、これが振動子142に戻り、それによって検出される。受信機146は、このエコーを検出する。エコーは、受信機146からコンプレックス復調ステージ148および組織処理ステージ149に渡される。コンプレックス復調ステージ148は、エコー信号を復調して、エコー信号を表すI、Qのデータ対を形成する。復調されたI、Qのデータ対はコンプレックス・ドップラー信号であり、以下で説明するように組織速度、歪み率、および/または歪みの計算を実行する組織変形計算ステージ150に渡される。コンプレックス・ドップラー信号は、対象領域中のレンジ位置（range position）およびビームによって決まるサンプル・ボリュームと関連する。コンプレックス・ドップラー信号は、通常は、ドップラー・シフトを推定するために使用されるデータ・サンプルのセグメントを含む。エコー信号は、組織処理ステージ149にも渡され、これが、Bモード処理などの処理を実行して、走査した解剖学的構造の2Dまたは3Dの画像を形成する。

【0034】組織変形計算ステージ150から出力される組織変形の値、例えば組織速度、歪み率、および/または歪み、ならびに組織処理ステージ149から出力される組織画像値が表示システム152に渡され、表示される。表示システム152は、モニタ154を含む。

【0035】参照により本明細書に組み込む「A METHOD AND APPARATUS FOR PROVIDING REAL-TIME CALCULATION AND DISPLAY OF STRAI

N IN ULTRASOUND IMAGING」という名称の1998年10月7日に出願された米国特許出願第09/167896号には、図3のシステムを使用して歪み率を推定することができる方法が記載されている。

【0036】歪み率撮像(SRI)、およびその他の低いパルス繰返し周波数(PRF)を許容できるドップラー・ベースの応用例では、より高いフレーム率を可能にする走査手順を使用することができる。図2に示したような別個の組織フレームを収集する方法の代わりに、ドップラー・サブフレーム中のビームの数を増加させ、これらのフレームのみに基づいて組織を視覚化できるようにすることができる。このため、別個の組織フレームを取得する必要はなくなる。図4は、高いフレーム率を可能にする走査手順を示している。この走査手順は、組織ドップラーまたはSRIの応用例のどちらでも使用することができる。図4の例では、パケット・サイズは $N = 3$ であり、インターリーブ・グループ・サイズは $N_{int} = N_0$ である。Tはパルス繰返し時間であり、 t_T および t_0 はそれぞれ組織フレームおよびドップラー・フレームを取得するのに必要な時間であり、 t_F は1つの組織/ドップラーまたはSRIのフレームについての総取得時間である。図4に示すように、ドップラー・フレームは、やはりN個のサブフレーム(サブフレームには160、161、162、163、および164の番号が付いている)から生成されるが、スライディング・ウィンドウ技法を使用することができ、それにより、1つのド

$$L(t + \Delta t) - L(t) = \Delta t s(t) L(t) \tag{10}$$

【0039】 $t = 0$ とすると、下記の数式11のように長さの時間微分が得られる。

$$\frac{dL(t)}{dt} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{L(t + \Delta t) - L(t)}{\Delta t} = s(t) L(t) \tag{11}$$

【0040】この微分方程式の解は下記の数式12となり、歪みは最終的に、下記の数式13で求められる。

$$L(t) = L_0 \exp\left(\int_{t_0}^t s(\tau) d\tau\right) \tag{12}$$

【数13】

$$e(t) = \frac{L(t) - L_0}{L_0} \cdot 100\% \\ = \left[\exp\left(\int_{t_0}^t s(\tau) d\tau\right) - 1 \right] \cdot 100\% \tag{13}$$

【0041】画像中のサンプル・ボリューム中の歪み $e(i)$ は、下記の数式14のように、数式(13)中の積分を累積和で置換することによって実時間で推定する

*ドップラー・サブフレームを取得するのにかかる時間が、従来の方法で1つの組織フレームを取得するのにかかる時間と等しいものと仮定すると、1つのドップラーまたはSRIフレームを生成するのにかかる時間は、わずかに下記の数式8に過ぎない。数式(7)と(8)を比較すると、1つのフレームについての取得時間が大幅に短縮され、それにより、より高いフレーム率が可能になることが分かる。

$$t_{FSRI} = t_T \tag{8}$$

【0037】組織変形計算ステージ150で計算することができる1つのパラメータは、歪みである。例として、歪みと歪み率の間の関係について詳しく説明することができる。空間的に一定の歪み率の場合 $s(t)$ を有する長さ $L(t)$ の1次元の様な対象について考慮する。「歪み率」という用語は、ここでは、速度勾配について使用している。したがって、速度場は下記の数式9で与えられる。ここで、 r は対象中の位置である。分かりやすくするために $r = 0$ での速度をゼロに設定するが、 $(t, 0)$ がゼロでないときにも、同じ関係が適用される。

$$v(t, r) = s(t) r \tag{9}$$

【0038】この場合、わずかな時間ステップ t にわたる長さの変化は、下記の数式10で推定することができる。

$$L(t + \Delta t) - L(t) = \Delta t s(t) L(t) \tag{10}$$

*【数11】

【数12】

ことができる。

【数14】

$$e(i) = [\exp(C(i)) - 1] \cdot 100\%$$

$$C(i) = C(i-1) + s(i) \Delta t \tag{14}$$

【0042】ここで、 i はフレーム番号、 t は各フレーム間の時間である。 $C(i)$ は累積和であり、 $s(i)$ はその所与のサンプル・ボリウムについての歪み率推定値である。対応するフレーム番号 i に対して $C(i-1)$ をゼロにセットすることにより、この累積はいつでも(例えばECG信号によってトリガされる特定の時間に)リセットすることができる。上記の計算は、画像中のあらゆるサンプル・ボリウムに対して実行することができ、その視覚化は、組織速度撮像(TVI)およびSRIの場合と同様に、ただし組織速度または歪み率ではなく歪みを表すカラー・マップのみを使用して、実行することができる。

【0043】各サンプル・ボリウムについて組織速度も利用することができれば、さらなる改善が可能である。

$$d = v \Delta t k_s$$

【数16】

$$m = m_0 + d \tag{16}$$

【0044】特許出願第09/167896号の歪み率推定量は、最も簡単な形態では、下記の数式17のように記述される。ここで、 r は超音波ビームに沿った放射方向位置、 v は組織速度、 d_r は空間的オフセットである。この空間的オフセットは、画像全体を通じて適応可能に変化することができる。 d_r のサイズに上限および下限を与えると、 d_r を可能な限り大きくしながら、オフセットの各末端のサンプル・ボリウムを両方ともその組織内に保つことができる。オフセットがその組織内に収まることを保証するために使用できるいくつかの異なる基準がある。可能な1つの基準は、対応する組織サンプル・ボリウムが所与の限界より高いグレイスケール値を有さなければならないことである。もう1つの可能な基準は、サンプル・ボリウムのパワー推定値が所与の

$$s(r) = (v(r+d_r) - v(r)) / d_r \tag{17}$$

【0045】組織変形計算ステージ14は、いくつかのサンプルに基づく、歪み相関推定量の大きさで重み付けされた歪み率推定量を使用して、歪み率を計算することができる。直角復調ドップラー信号 $x(m, n)$ について考慮する。ここで、 m は空間的なサンプル・ボリウムの指標であり、 n は時間的指標である。この信号は、中心周波数 f_0 、パルス繰返し時間 T 、および点広がり

$$s = - \frac{c}{4 \pi f_0 T r_s} \frac{\sum_{m=1}^{M-1} a_m |\hat{S}(m)| \hat{\omega}_s(m)}{\sum_{m=1}^{M-1} a_m |\hat{S}(m)|} \tag{18}$$

ここで、

*る。放射方向サンプル・ボリウム番号 m_0 についての累積和では、歪み率推定値は、組織速度によって与えられる異なるサンプル・ボリウムからとることができる。最初に、フレーム間の相対変位指数を下記の数式15で推定する。ここで、 v はサンプル番号 m_0 中の組織速度推定値であり、 k_s は空間的サンプリング周波数である。次に、 m_0 ではなく、下記の数式16のサンプル・ボリウム番号からの歪み率推定値を累積和に使用する。組織がビームの方向にしか運動しない場合には、この方法により、累積和によって、同一の解剖学的サンプルの運動を、それが運動している間追跡することができる。組織がその他の方向に移動している場合にも、改善が期待できる。

【数15】
$$\tag{15}$$

*与の限界より大きな絶対値を有さなければならないことである。もう1つの可能な基準は、2つのサンプル・ボリウムのいずれでも、単位時間遅れについての自己相関関数の大きさが所与の限界より大きくななければならないことである。もう1つの可能な基準は、歪み相関(特許出願第09/167896号の数式(8)に記載)の大きさが所与の限界より大きくななければならないことである。これらの基準は、いずれか1つを別個に使用することも、あるいはそれらを組み合わせて、オフセット d_r の末端のサンプル・ボリウムがその組織内にあることを肯定するためには2つ以上の基準を満たさなければならないようにすることもできる。

【数17】

関数の放射方向サイズと等しい放射方向サンプリング周波数 r_s を使用して取得されているものと仮定する。撮像する対象中の音の速度は c であると仮定する。ドップラー信号の M 個の空間的サンプルおよび N 個の時間的サンプルに基づく歪み率の推定量は、下記の数式18となる。

【数18】

【数19】

$$\hat{S}(m) = \frac{1}{M-m} \sum_{k=1}^{M-m} \hat{R}^*(k) \hat{R}(k+m) \tag{19}$$

は歪み率相関推定量であり、

* *【数20】

$$\hat{\omega}_s(m) = \frac{1}{m} \angle \hat{S}(m) \tag{20}$$

は歪み率相関推定量の角度であり、

* *【数21】

$$a_m = m^2 \left(1 - \frac{m}{M} \right) \tag{21}$$

は重み係数である。信号相関推定量 $\hat{R}^\wedge(m)$ について以下で述べる(本明細書において \wedge はその左側の文字の上に来るべきであるが、そのような処理ができないので 10 ずらして表示する)。

【0046】数式(18)の歪み率推定量には、D. Fleming等の「Myocardial velocity gradients detected by Doppler imaging」Br. J. Radiol., 67(799):679-688, 1994に最初に述べられ、Uematsu等の「Myocardial velocity gradients as a new indicator of regional left ventricular contraction: Detection by a two-dimensional tissue Doppler imaging technique」J. Am. Col. Cardiol., 26(1):217-23, 1995によってさらに発展した、従来技術の心筋速度勾配(Myocardial Velocity Gradient)(MVG)技法に優る利点がい 20 つかある。例えば、FlemingおよびUematsuは、速度勾配(歪み率)を得るために、速度データの最小二乗線形回帰を使用することを開示している。線形 30 回帰では、全ての速度サンプルに対して等しい重みを加*

*える。しかし、数式(18)の加重歪み推定量では、数式(19)の歪み率相関の大きさとともに変化する重みを使用して、歪み率推定量の改善をもたらす。

【0047】図5および図6は、最小二乗線形回帰推定量と数式(18)の歪み率推定量の、コンピュータ・シミュレーションによる比較を示している。図5は、様々な深さにおけるシミュレートした速度推定量(円)についての、線形回帰フィット(fit)(破線)および加重歪み率の直線フィット(実線)を示している。雑音を含む信号が、 1.0 s^{-1} の速度勾配(歪み率)で発生した。代表的な結果を図5に与えてある。線形回帰直線(破線)では最も外側の2点が大きな誤差を与えるが、加重歪み率推定量に対する影響はそれよりはるかに小さいことに留意されたい。図6では、線形回帰法で推定した歪み率(星)と加重歪み率推定量(円)とを、独立した50回のシミュレーションについて比較している。この場合も、雑音を含む信号が、 1.0 s^{-1} の速度勾配(歪み率)で発生した。加重歪み率推定量は、線形回帰法より小さな分散を示す。

【0048】信号相関 $\hat{R}^\wedge(m)$ (上記の数式(19)で使用した)は、様々な方法で推定することができる。例えば、1つの推定値としては、下記の数式22がある。

【数22】

$$\hat{R}(m) = \sum_{n=1}^{N-1} x^*(m, n) x(m, n+1) \tag{22}$$

【0049】数式(22)中の $\hat{R}^\wedge(m)$ の分散および本明細書に記載の $\hat{R}^\wedge(m)$ のその他の推定量を減少させるために、空間平均を使用することもできる。

【0050】信号相関 $\hat{R}^\wedge(m)$ を推定するためのより

$$\hat{R}(m) = \sum_{n=1}^{N-1} x^*(m, n) x(m + \Delta m, n + 1) \tag{23}$$

強力な方法は、下記の数式23のように、空間遅れ m を導入し、同じ深さ m からの信号サンプルだけでなく、 $m + m$ からの信号サンプルの相関もとるものである。

【数23】

【0051】空間遅れ m は、 $\hat{R}^\wedge(m)$ の大きさを最大にするように選択されることが好ましい。 m を選択する1つの方法は、1998年に出版されたA. PearsventoおよびH. Ermertによる「Time-efficient and exact algorithms for adaptive tempo

ral stretching and 2D-correlation for elastographic imaging using phase information」Proc. of the 1998 Ultrasonic Symposiumに記載の技法など、位相ルート探索(phaseroot see

king) 技法による方法である。別法として、発明者等は、下記の数式24のように空間遅れ m をパルス間の組織の遷移と等しくなるように選択したときに、 $R^{\wedge}(m)$ のピーク値が現れることを発見した。ここで、 v は組織速度、PRFはパルス繰返し周波数、 k_s は信号の空間的サンプリング周波数である。この方法では、エイリアシングのない(un-aliased)速度推定値を利用することができる必要がある。

【数24】
$$\Delta m = \frac{v}{PRF} k_s \quad (24)$$

【0052】組織変形計算ステージ150は、下記のように速度推定値を計算することができる。受信信号の3つの同等のコピーを、異なる3つのフィルタで帯域濾波*

$$\hat{v}_3 = \frac{c PRF}{4\pi f_3} \angle \hat{R}_3(m) \quad (25)$$

【数26】

$$\hat{R}_d(m) = \hat{R}_1^*(m) \hat{R}_2(m) \quad (26)$$

【0053】組織の速度は、この差分相関の角度から、下記の数式27のように求められる。ここで、 c は音の速度である。 $(f_2 - f_1) < f_3$ であるので、この速度推定値は、それほどエイリアシングが生じやすくはない。しかし、 $R^{\wedge}_1(m)$ および $R^{\wedge}_2(m)$ の推定で狭帯域信号を使用しているため、数式(27)を用いると、空間的解像度が不十分となる。ここまでは、この2周波数の速度推定方法は、Dousse等による「Tw*

$$\hat{v}_d = \frac{c PRF}{4\pi(f_2 - f_1)} \angle \hat{R}_d(m) \quad (27)$$

【0054】数式(25)の推定値の空間的解像度を回復するために、下記のアルゴリズムを使用する。各速度推定値(おそらくはエイリアシングが生じている) $\hat{v}_{3,k}$

$$\hat{v}_{3,k} = \frac{c PRF}{4\pi f_3} (\angle \hat{R}_3(m) + 2k\pi),$$

$$-\left[\frac{f_3 - (f_2 - f_1)}{2(f_2 - f_1)} \right] < k < \left[\frac{f_3 - (f_2 - f_1)}{2(f_2 - f_1)} \right] \quad (28)$$

【0055】次に、(エイリアシングのない)差分速度推定値 \hat{v}_d に最も近い候補速度 $\hat{v}_{3,k}$ を、出力速度推定値として選択する。このようにして、エイリアシングの問題を回避しながら、 \hat{v}_d の推定値の空間的解像度を保つ。

【0056】図7に関連して歪み率推定の角度補正方法について述べる。左心室の各筋肉区域ごとに局所的に、以下のように座標を定義する。

r - 超音波ビームに沿い、トランスデューサから離れる向きが正。

1 - 横方向(ビーム間)であり、超音波画像中で左から

*する。 f_1 および f_2 を中心とする2つの狭帯域フィルタと、 f_3 を中心とするより広帯域の第3のフィルタとを使用する。ここで、 $f_1 < f_3 < f_2$ であり、 f_3 は受信信号の第2高調波成分付近を中心とする。これら3つの信号それぞれの信号相関を数式(22)を使用して推定し、相関推定値 $R^{\wedge}_1(m)$ 、 $R^{\wedge}_2(m)$ 、および $R^{\wedge}_3(m)$ をそれぞれもたらす。組織速度は、下記の数式25のように、 $R^{\wedge}_3(m)$ の角度から求めることができる。ここで、 c は音の速度である。残念ながら、数式(25)の速度推定値は、エイリアシングが生じやすい。次に、差分相関を、下記の数式26のように求める。

【数25】

20 *o years experience in measuring velocities beyond the Nyquist limit with Color Flow Mapper, Proceeding s of EURODOP '92, 219ページ、Brighton, United Kingdom, 1992に記載の方法と同様である。

【数27】

3について、いくつかの候補速度を下記の数式28で求める。

【数28】

右が正。

u - 心尖から見て時計回りに周方向。

v - 心尖から基部の向きの経線方向(縦方向)。

w - 心内膜から心外膜の向きの経壁方向。

ここで、 u 、 v 、および w は図7に示すようにほぼ直交する。これらの方向についての歪み率をそれぞれ、

s_r 、 s_u 、 s_v 、 s_w 、および s_{θ} とする。原点 $(u, v, w) = (0, 0, 0)$ は、巨視的な心室の幾何形状に関して定義する必要はなく、撮像する筋肉区域中の任意の箇所を選択することができる。

【0057】さらに、 \hat{v}_d を、ゼロ度が筋肉に沿った経線

方向の測定に対応するように、 v 軸と r 軸の間の角度として定義する。角度は $v-w$ 平面（長軸像または先端像）内にあるものと仮定し、したがって問題は2次元となる。図7では角度が負であることに留意されたい。

【0058】普遍性を失うことなく、点 $(v, w) =$ *

$$v_v = v s_v$$

【数30】

$$v_w = w s_w$$

【0059】これらの速度成分を図8に示す。図8は、小さな筋肉区域中の速度成分 v_v 、 v_w 、および v_r と、距離 r と、角度 α とを示す図である。全てのパラメータは正で図示してあるが、心尖から撮像したときには角度が通常は負であること、および収縮期の間は、

$$v_r = v s_v \cos \alpha + w s_w \sin \alpha$$

【0060】分かりやすくするために、速度 v_r は、トランスデューサから離れる向き、すなわち正の r 方向が正となると定義してあることに注意されたい。これは、ドップラー撮像における速度の符号についての通常定義とは逆である。

【0061】複数のビームからの速度情報を一度に使用* 20

$$v = r \cos \alpha + l \sin \alpha$$

$$w = r \sin \alpha - l \cos \alpha$$

【0062】これらの式を式(31)に代入すると、下記の数式33が得られる。

$$v_r = s_v (r \cos \alpha + l \sin \alpha) \cos \alpha$$

$$+ s_w (r \sin \alpha - l \cos \alpha) \sin \alpha$$

【0063】2つの方向 r および l について微分をとると、下記の数式34が得られる。

$$\frac{\partial v_r}{\partial r} = s_v \cos^2 \alpha + s_w \sin^2 \alpha$$

$$\frac{\partial v_r}{\partial l} = s_v \sin \alpha \cos \alpha - s_w \sin \alpha \cos \alpha$$

【0064】 s_v および s_w について解くと、下記の数式35が得られる。

$$s_v = \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{\partial v_r}{\partial l} \tan \alpha$$

$$s_w = \frac{\partial v_r}{\partial r} - \frac{\partial v_r}{\partial l} \cot \alpha$$

【0065】これはつまり、角度 α が既知である限り、測定した放射方向速度の放射方向勾配および横方向勾配から、解剖学的方向 v （経線方向）および w （経壁方向）の歪み率を求めることができるということである。画像平面 $l-r$ は $v-w$ 平面と一致しなければならず、これは全ての先端像および傍胸骨長軸像（PLAX）の場合

* $(0, 0)$ が移動しないと仮定することができる。歪み率が筋肉区域中の小さな距離 r にわたって空間的に同様である場合には、筋肉の点 (v, w) は下記の数式29および30の速度成分で移動することになる。

【数29】

$$(29)$$

$$(30)$$

* v_v 、したがって v_r が通常は負であることに注意されたい。横方向（ビーム間）の l 軸も参考として含めてある。位置 (v, w) における超音波ビームに沿った速度成分は、下記の数式31となる。

【数31】

$$(31)$$

*することにより、ビームに沿った方向以外の方向にも歪み率を計算することができる。これらのビームは、対象領域中で平行であると仮定している。この場合、 $v-w$ 軸系は、 $l-r$ 軸系を角度 $(\alpha - \beta/2)$ だけ回転させたものであり、下記の数式32のように書くことができる。

【数32】

$$(32)$$

*【数33】

【数34】

【数35】

である。心尖から撮像するときには、心室の大部分について角度 α がゼロに近くなることに注意されたい。

【0066】 v の代わりに u を使用する場合にも同じ式が当てはまり、したがって u 方向（周方向）の歪み率も求めることができる。この場合、画像平面 $l-r$ は $u-v$ 平面と一致しなければならず、これは短軸像（SAX）の

場合である。

【0067】しかし、歪み率を得ることができない角度がいくつかある。uまたはv方向では、これらは、tanが無限値に近づくような角度である。w方向では、これらは、cotが無限値に近づくような角度である。

【0068】SAX像で扇状走査を使用すると、ユーザが心室の中心を規定すれば、の概算値を自動的に求め*

$$\alpha = \frac{3\pi}{2} - \theta_b + \theta_c$$

【0069】予備試験は、この2次元角度補正方法を使用して実行された。健康なボランティア(healthy volunteer)からの速度データ・セットは、高いビーム密度の組織ドップラー撮像を使用して得た。短軸像を使用し、心周期の3つのフェーズ(収縮中期、拡張初期弛緩、および拡張中期)における周方向および経壁方向の歪み率成分を推定した。心筋は手作業で区分化した。予想通り、その結果生じた画像は、放射方向の歪み率が、12時および6時では経壁方向の歪み率と等しく、また2時および10時では周方向の歪み率と等しいことを示した。cot またはtan が無限大に近づく場合を除いて、画像中の明白な雑音はこの手順によって増加しないものと考えられる。

【0070】3次元角度補正を実行することも可能である。左心室の各筋肉区域ごとに局所的に、以下のように座標を定義する。

x - 方位角方向(画像平面に対して垂直)、
 $v_u = u s_u, v_v = v s_v, v_w = w s_w$ *

【0072】複数のビームからの速度情報をその時に使用することにより、ビームに沿った方向以外の方向にも歪み率を計算することができる。これらのビームは、対象領域中で平行であると仮定している。

【0073】軸の回転についての式に基づいて、uvw方向ではなくxyz方向の速度成分を表現することがで*

$$v_{zr} = \frac{\partial v_z}{\partial r}, r = x, y, z \quad (38)$$

【0074】uvw方向の歪み率との関係は下記の数式39となる。ここで、A(, ,)は、uvw系とxyz系の間、3Dの軸の回転を記述する行列であり、 , , および はそれぞれu軸、v軸、およびw

$$\begin{bmatrix} v_{zx} \\ v_{zy} \\ v_{zz} \end{bmatrix} = A(\alpha, \beta, \gamma) \begin{bmatrix} s_u \\ s_v \\ s_w \end{bmatrix} \quad (39)$$

【数40】

$$\begin{bmatrix} s_u \\ s_v \\ s_w \end{bmatrix} = A^{-1}(\alpha, \beta, \gamma) \begin{bmatrix} v_{zx} \\ v_{zy} \\ v_{zz} \end{bmatrix} \quad (40)$$

【0075】uvw方向の歪み率についての推定値は、記録した組織速度データに基づく速度勾配推定量を挿入

*ることができる。心室のSAX断面が円形であると仮定することにより、ある特定の位置での は、下記の数式36のように与えられる。ここで、 θ_b は、その点と交差する超音波ビームの角度($\theta_b = 0$ を中心ビームとして定義する)であり、 θ_c は、中心超音波ビームと、心室の中心からのその点を通る想像ビームの間の角度である。

【数36】
(36)

*y - 横方向(ビーム間)。
z - 超音波ビームに沿う方向。
u - 心尖から見て時計回りに周方向。
v - 心尖から基部の向きの経線方向(縦方向)。
w - 心内膜から心外膜の向きの経壁方向。
ここで、3つの成分x、y、z、および局所的にはu、v、wは、直交するものとみなされる。これらの方向についての歪み率をそれぞれ、 s_u, s_v 、および s_w とする。原点(u, v, w) = (0, 0, 0)は、巨視的な心室の幾何形状に関して定義する必要はなく、撮像する筋肉区域中の任意の箇所を選択することができる。

【0071】普遍性を失うことなく、点(u, v, w) = (0, 0, 0)が移動しないと仮定する。歪み率が筋肉区域中の小さな距離rにわたって空間的に一様である場合には、筋肉中の点(u, v, w)は下記の数式37の速度成分で移動することになる。

【数37】
(37)

*きる。z方向(超音波ビームに沿った方向)の速度成分 v_z は、組織速度撮像を使用して求められる成分である。3つの空間的方向それぞれについてのこの速度成分の勾配は、下記の数式38となる。

【数38】

軸の周りの回転角である。いくつかの回転角を除けば、この行列は反転することができ、下記の数式40のように歪み率を求めることができる。

【数39】

することによって求められる。速度勾配の推定量の例としては、下記の数式41がある。ここで、 x 、 y 、および z はそれぞれ、超音波データ中の方位角方向、横方向、および放射方向のサンプリング距離である。放

$$\hat{v}_{zr} = \frac{v_z(r + \Delta r) - v_z(r)}{\Delta r}, \quad r = x, y, z \quad (41)$$

【0076】筋肉組織は非圧縮性であるとみなすことができるので、下記の数式42の非圧縮性方程式に対する推定歪み率の最小二乗フィットを実行することにより、

$$S_u + S_v + S_w = 0 \quad (42)$$

【0077】2次元では、歪み率推定値は、 uw 平面中の画像（短軸画像）については下記の数式43としてまとめられ、 vw 平面中の画像（先端画像）については下記の数式44としてまとめられる。しかし、歪み率を得ることができない角度がいくつかある。 u または v 方向

$$S_u = v_{zz} + v_{zy} \cot \beta$$

$$S_w = v_{zz} + v_{zy} \tan \beta \quad (43)$$

【数44】

$$S_v = v_{zz} + v_{zy} \cot \alpha$$

$$S_w = v_{zz} + v_{zy} \tan \alpha \quad (44)$$

【0078】本明細書に記載の組織変形計算は、定量的応力エコーの応用分野に適している。抽出することができる主要な定量的パラメータは少なくとも4つあり、これには、壁面の運動を定量化する組織速度、収縮期などの時間間隔中の累積した壁面の運動を定量化する組織速度の時間積分、所与の瞬間における局所的な壁面の肥厚を定量化する歪み率（速度勾配）、および収縮期などの時間間隔中の局所的な壁面の肥厚を定量化する歪み（歪み率の積分）が含まれる。これらのパラメータは、空間位置および時間の両方の関数である。これらのパラメータから、臨床的に関連のあるその他のパラメータを導出することもできる。これらのパラメータを提示する1つの方法は、パラメータの対を互いに対してプロットする（圧力体積ループと同様）ことである。これらのパラメータを提示するもう1つの有用な方法は、応力試験中の様々な応力レベルからの1つまたは複数のパラメータを推定し、記録し（例えばシネループ（cineloop）として）、次いで様々な応力レベルからのそれぞれのパラメータを同時に表示することである。

【0079】応力エコー検査の間、評価すべき非常に重要なことの1つは、区域ごとの壁面の運動である。通常は、左心室を複数の区域に細分し、これらの各区域中で、取得した様々なシネループから、壁面の運動の視覚による評価を行う。現在のところ、16区域の左心室のASEモデルが、応力エコー検査がうまくいくように左心室を細分する最も一般的な方法である。視覚評価では、所与の区域について、様々な応力レベルの同様の像

*射方向の増分を x 方向および y 方向の増分で置換する、1Dの歪み率について述べた方法と同じ方法を使用して、これらの速度勾配を推定することもできる。

【数41】

さらなる改善を達成することができる。

【数42】

では、これらは、 \tan が無限値に近づくような角度である。 w 方向では、これらは、 \cot が無限値に近づくような角度である。

【数43】

（二腔像、四腔像、LAX像、SAX像など）を視覚で比較することにより、運動および壁面の肥厚の点から比較を行う。応力レベルは、通常は、休止状態と、運動または薬理的注入（pharmacological infusion）によって引き起こされる1つまたは複数の応力レベルと、最終的な回復状態とを含む。ある区域の正常な読みは、壁面の運動および局所的な壁面の肥厚がともに、収縮期の際に、加えられた応力レベルの関数として増大するようになっている。

【0080】図9は、どのようにすれば所与の位置または壁面区域についての歪み率の時間トレースを、複数の応力レベルから組み合わせることができるかを示している。休止状態（線200）、中間応力状態（線202）、およびピーク応力状態（線204）の間に推定した歪み率を、時間に関してプロットしてある。参考のために、表示の最下部にECGトレース（線206）も与えてある。様々な応力レベルから生じる心拍数の差は、この例では、様々な歪み率トレースの時間の尺度を変更することによって説明される。この組合せ表示は、局所的な壁面の機能、および壁面区域が応力レベルの上昇に対してどのように応答するかということについての有用な臨床情報を含む。この例は、先端像で記録することができる縦方向の短縮の正常な読みの代表的なものである。心筋の質量および非圧縮性が保存されるので、このようにして評価された縦方向の短縮が、短軸像中の壁面の肥厚についても間接的に説明することに留意された。この例は、縦方向の短縮が応力レベルとともに増大

する、正常な読みを示している。

【0081】図10は、瞬間的な歪み率ではなく累積した歪みを休止状態(線210)、中間応力状態(線212)、およびピーク応力状態(線214)についてプロットしたことを除けば、図9と同様の図である。図10は、縦方向の短縮が応力レベルの関数としてどのようにして増大するかを示している。図11および図12はそれぞれ図9および図10に対応するが、図11は、休止状態(線230)、中間応力状態(線232)、およびピーク応力状態(線234)についての歪み率の代表的な病的な読みを示し、図12は、休止状態(線240)、中間応力状態(線242)、およびピーク応力状態(線244)についての累積した歪みの代表的な病的な読みを示している。図11および図12の例は、縦方向の短縮についての休止状態の値は正常であるが、応力レベルが上昇すると短縮が減少する場合を示している。ピーク応力で、これらの曲線は、歪み率および歪み両方の逆転を示し、これは、局所的な壁面区域の受動的伸長(passive stretching)を示すことができる。

【0082】図13は、所与の位置または壁面区域について歪み情報から抽出した特性値を、応力レベルの関数としてどのように表示することができるかを示している。図13の例は、最大収縮期の縦方向の短縮を応力レベルの関数としてプロットしたものである。縦方向の短縮が一様に増加する正常な場合(線250)、および縦方向の短縮が減少し、さらに収縮期に受動的伸長に切り替わる病的な場合(線252)が示してある。

【0083】歪みから導出した定量的パラメータを提示するもう1つの有用な方法は、関連する歪みから導出したパラメータに従ってLV区域に対応する各領域に数字または図でラベルを付けることによる、ブルズ・アイ・プロット(Bull's-eye plot)にある。図13に示す値は、この有用な歪みから導出したパラメータの例である。

【0084】以上の明細書では、特定の例示的な実施形態に関連して本発明を述べた。しかし、添付の特許請求の範囲に記載のより広範な本発明の趣旨および範囲を逸脱することなく、それらに様々な修正および変更を加えることができることは明らかであろう。したがって、本明細書および図面は、限定的ではなく例示的なものとみなすべきものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】異なる3つのインターリーブ・グループ・サイズについてのパルス順序およびビーム方向を示す図である。

【図2】組織/ドップラーの応用例についての代表的な超音波取得手順を示す図である。

【図3】本発明の好ましい実施形態による超音波システムを示す図である。

【図4】本発明の好ましい実施形態による、組織/ドップラー、歪みまたは歪み率の応用例についての超音波取得手順を示す図である。

【図5】従来技術による線形回帰歪み率推定量と、本発明の好ましい実施形態による加重歪み率推定量を、コンピュータ・シミュレーションで比較した結果を示すグラフである。

【図6】従来技術による線形回帰歪み率推定量と、本発明の好ましい実施形態による加重歪み率推定量を、コンピュータ・シミュレーションで比較した結果を示すグラフである。

【図7】本発明の好ましい実施形態による歪み率推定値の角度補正技法で使用する座標 r 、 u 、 v 、および w と、インソネーション(insonation)角とを示す図である。

【図8】本発明の好ましい実施形態による歪み率推定値の角度補正技法で使用される小さな筋肉区域中の速度成分 v_v 、 v_w 、および v_r と、距離 r と、角度 θ とを示す図である。

【図9】本発明の好ましい実施形態による、正常な場合について複数の応力レベルからの歪み率を時間の関数として表す表示を示す図である。

【図10】本発明の好ましい実施形態による、正常な場合について複数の応力レベルからの累積した歪みを時間の関数として表す表示を示す図である。

【図11】本発明の好ましい実施形態による、病的な場合について複数の応力レベルからの歪み率を時間の関数として表す表示を示す図である。

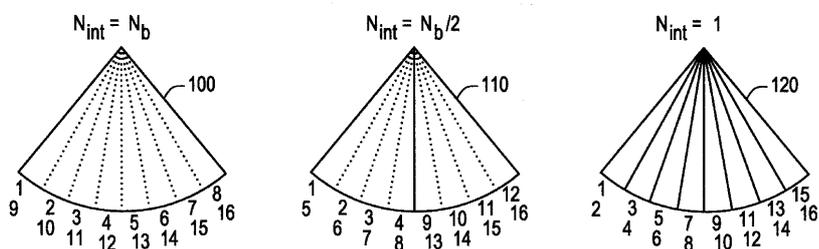
【図12】本発明の好ましい実施形態による、病的な場合について複数の応力レベルからの累積した歪みを時間の関数として表す表示を示す図である。

【図13】本発明の好ましい実施形態による、歪みから導出したパラメータであるピーク収縮期の壁面の肥厚を応力レベルの関数として表す表示を示す図である。

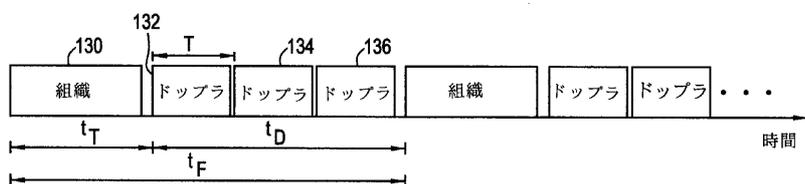
【符号の説明】

- 140 送信機
- 142 超音波振動子
- 144 パルス化超音波ビーム
- 146 受信機
- 148 コンプレックス復調ステージ
- 149 組織処理ステージ
- 150 組織変形計算ステージ
- 152 表示システム
- 154 モニタ

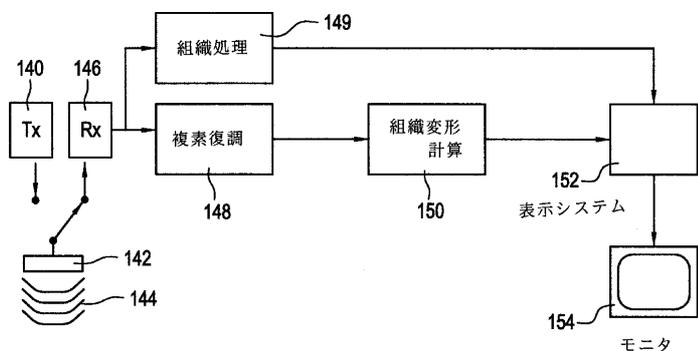
【図1】



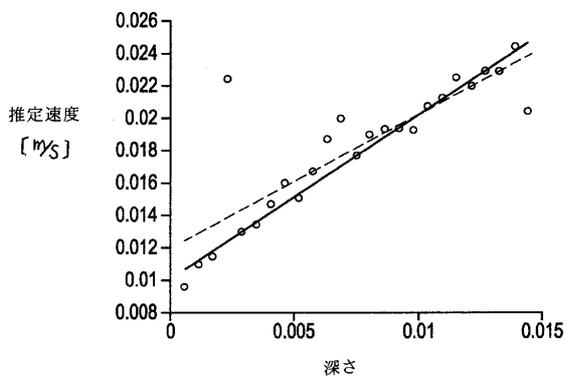
【図2】



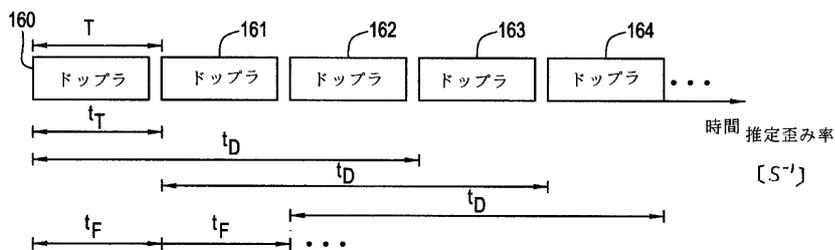
【図3】



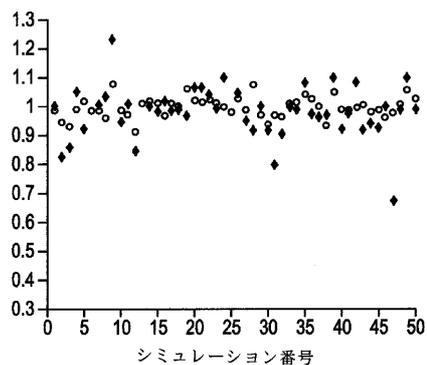
【図5】



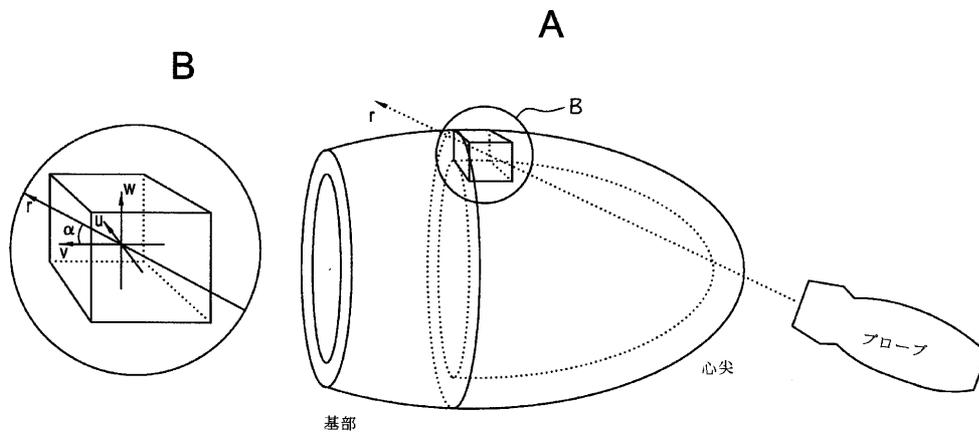
【図4】



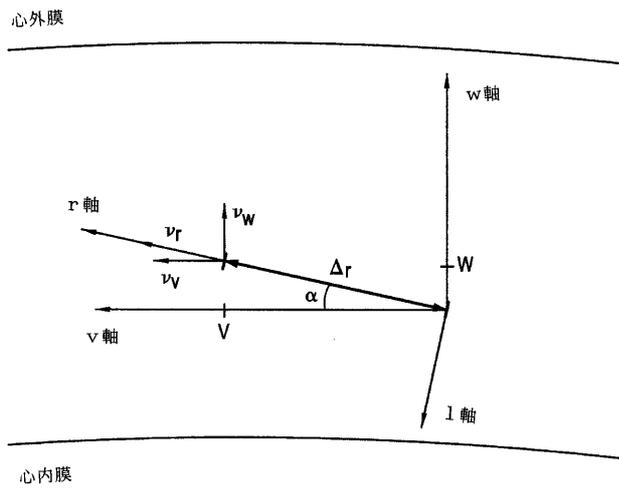
【図6】



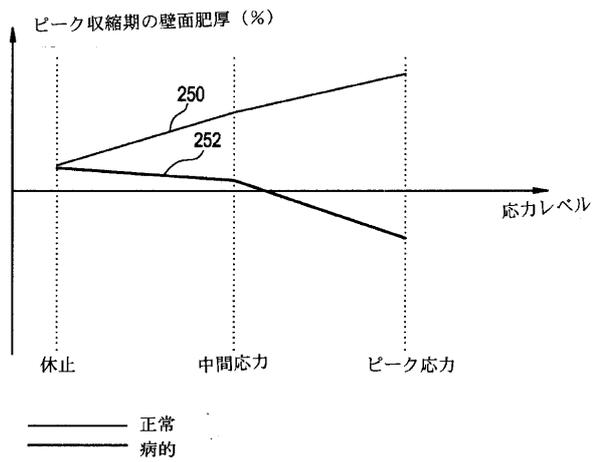
【図7】



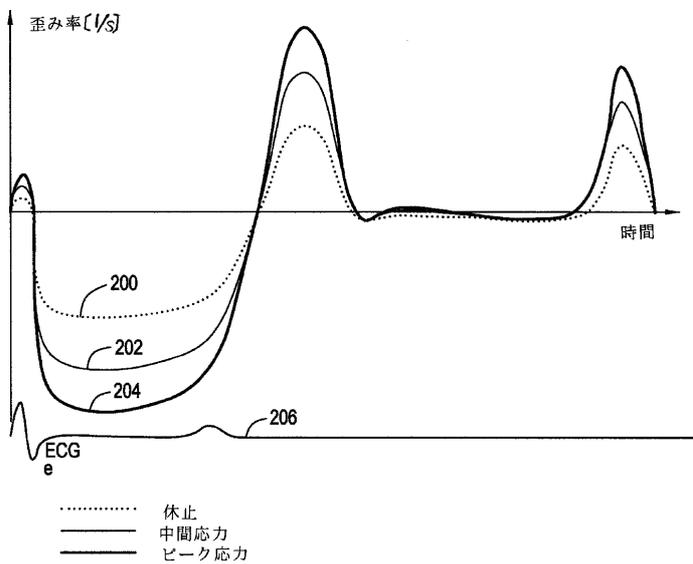
【図8】



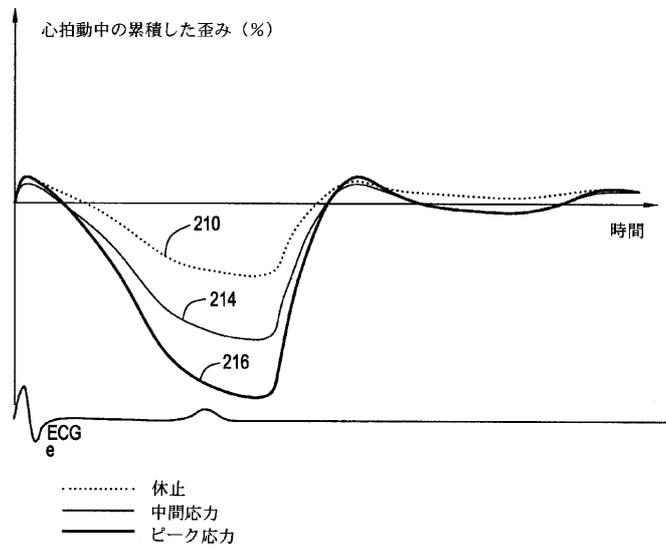
【図13】



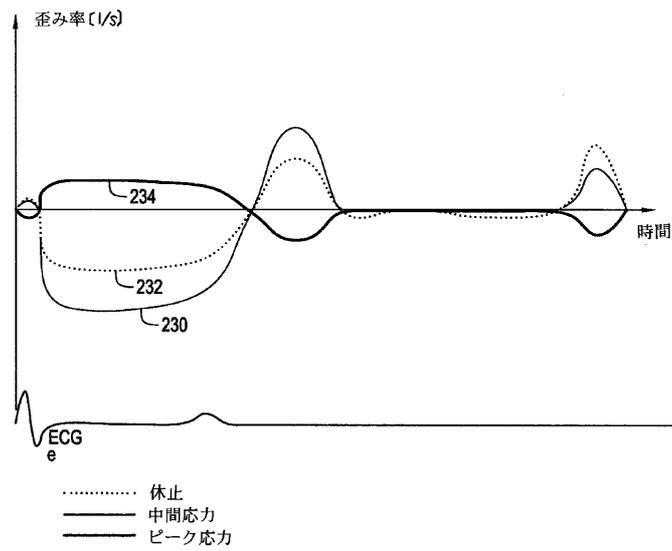
【図9】



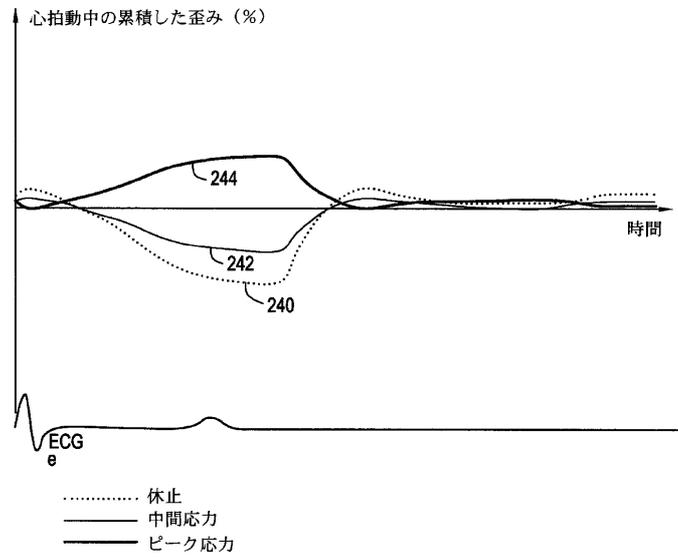
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 アンドレアス・ハイムダル
ノルウェー国・エヌ - 7030・トロンドハイ
ム・クロースターガタ・74エイ

(72)発明者 スタイナー・ビジャイラム
ノルウェー国・エヌ - 7014・トロンドハイ
ム・ヴァイデマンسف・7エイ

专利名称(译)	用于超声成像中的组织变形的实时计算和显示的方法和装置		
公开(公告)号	JP2001070303A	公开(公告)日	2001-03-21
申请号	JP2000250716	申请日	2000-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	GE的Vie环梅德福超音波等耶稣		
申请(专利权)人(译)	GE Vingumedo超声线ES		
[标]发明人	ハンスガルマントルブ ビョーンオルスタッド アンドレアスハイムダル スタイナービジャイラム		
发明人	ハンス・ガルマン・トルブ ビョーン・オルスタッド アンドレアス・ハイムダル スタイナー・ビジャイラム		
IPC分类号	A61B8/13 A61B5/0456 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/58 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/485 A61B5/0456 A61B5/7239 A61B8/488 A61B8/543 G01S7/52036 G01S7/52038 G01S7/52042 G01S7/52057 G01S7/52085 G01S7/52095 G01S15/584 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C301/DD04 4C301/DD07 4C301/EE10 4C301/EE20 4C301/FF28 4C301/HH54 4C301/JB29 4C301/JB30 4C301/JB32 4C301/KK02 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE07 4C601/EE30 4C601/FF08 4C601/JB21 4C601/JB23 4C601/JB24 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JB47 4C601/KK02		
优先权	60/150265 1999-08-23 US 09/432061 1999-11-02 US		
其他公开文献	JP4932984B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于计算和显示组织变形参数的超声系统和方法。利用超声采集技术，允许以高帧频进行组织速度或应变率成像。采集技术对组织和基于多普勒的图像使用相同的超声脉冲。滑动窗口技术用于处理。应变，一种组织变形参数，也可以通过累积一个间隔内连续帧的应变率估计来确定。

