

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5260942号
(P5260942)

(45) 発行日 平成25年8月14日(2013.8.14)

(24) 登録日 平成25年5月2日(2013.5.2)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/08

請求項の数 9 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2007-297459 (P2007-297459)
 (22) 出願日 平成19年11月16日 (2007.11.16)
 (65) 公開番号 特開2008-126079 (P2008-126079A)
 (43) 公開日 平成20年6月5日 (2008.6.5)
 審査請求日 平成22年11月9日 (2010.11.9)
 (31) 優先権主張番号 11/562,920
 (32) 優先日 平成18年11月22日 (2006.11.22)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

前置審査

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタディ、リバーロード、1番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 智志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 (74) 代理人 100113974
 弁理士 田中 拓人
 (72) 発明者 カルステン・ヒルタワスキー
 ドイツ、ミュンヘン、ガルシング、フレシ
 ンガー・ランドストラート・50番
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】組織の弾力特性を計測するための直接式歪み推定器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生物学的組織から 1 対の超音波データ組を収集するように構成された超音波デバイス(14)であって、該 1 対の超音波データ組はリラックス状態と緊張状態のそれぞれで収集した生物学的組織の超音波データを含む超音波デバイス(14)と、

コンピュータ(12)であって

(a) 緊張状態超音波データ組を再ストレッチさせること、
 (b) リラックス状態超音波データ組と再ストレッチ済み緊張状態超音波データ組の間で複素相関関数の虚数部を計算し、勾配率を計算すること、
 (c) 計算した虚数部と勾配率の間の関係から生物学的組織の歪みを推定すること、

10 を行うようにプログラムされたコンピュータ(12)と、

を備え、

前記コンピュータ(12)はさらに、単一組データ法、直接法及び適応法のうちの 1 つによって勾配率 S T を計算するようにプログラムされており、該単一組データ法は、

【数 1】

$$SF = \omega_0 R_0 = \omega_0 \int_{\text{window}} \|\tilde{r}(t)\|^2 t dt ,$$

であり、該直接法は、

【数2】

$$SF = \omega_0 \cdot \int_0^T t \cdot |\tilde{r}(t)| \cdot |\tilde{s}^*(t)| dt$$

であり、かつ該適応法は、

【数3】

$$SF = \frac{\Im\left\{\int_0^T \tilde{r}(t) \cdot \tilde{r}^*(t(1-\varepsilon_0)) dt\right\}}{\varepsilon_0}$$

10

であり、

ここで、

$r(t)$ は非ストレス信号であり、

$s(t)$ はストレス信号であり、

ω_0 は超音波信号の中心周波数であり、

ε_0 はストレッチ量であり、

「 \sim 」は解析的信号であることを意味し、

「 $*$ 」は共役複素数を意味する、

超音波システム（10）。

20

【請求項2】

前記コンピュータ（12）はさらに、複素相關関数の虚数部を最小化するために機能（a）～（c）を事前決定した反復回数にわたって実施するようにプログラムされている、請求項1に記載の超音波システム（10）。

【請求項3】

前記コンピュータ（12）はさらに、推定した歪みに基づいて後続の相關ウィンドウに対する事前遅延を計算するようにプログラムされている、請求項1または2に記載の超音波システム（10）。

【請求項4】

30

前記コンピュータ（12）はさらに、

事前遅延を後続の相關ウィンドウに適用すること、

後続の相關ウィンドウに関して機能（a）～（c）を実行すること、

を行うようにプログラムされている、請求項3に記載の超音波システム（10）。

【請求項5】

前記コンピュータ（12）はさらに初期化を実行するようにプログラムされており、該初期化の実行はさらに、

事前遅延を値ゼロに設定すること、

推定初期歪みを値ゼロに設定すること、

第1の反復においてゼロの事前遅延及びゼロの推定初期歪みに関して機能（a）～（c）を実行すること、

40

を含んでいる、請求項3に記載の超音波システム（10）。

【請求項6】

前記コンピュータ（12）はさらに、相関係数に基づいて事前遅延を調整するようにプログラムされている、請求項1乃至5のいずれかに記載の超音波システム（10）。

【請求項7】

前記コンピュータ（12）はさらに、事前遅延及び推定歪みを緊張状態超音波データ組に適用することによって再ストレッチ済み緊張状態超音波データ組を計算するようにプログラムされている、請求項1乃至6のいずれかに記載の超音波システム（10）。

【請求項8】

50

前記コンピュータ(12)はさらに、

推定歪みに対する歪みしきい値、当座相関ウィンドウから後続相関ウィンドウへの推定歪みの変化に関する相関ウィンドウしきい値、相関係数に対する相関係数しきい値のうちの少なくとも1つを設定すること、

歪みしきい値、相関ウィンドウしきい値及び相関係数しきい値のうちの少なくとも1つが交差した場合に、推定歪みに対してクリッピング関数、ゼロ化関数及び補間関数のうちの1つを実行すること、

を行うようにプログラムされている、請求項1乃至7のいずれかに記載の超音波システム(10)。

【請求項9】

10

前記コンピュータ(12)はさらに、

空間フィルタと時間フィルタのうちの少なくとも一方に基づいて推定歪みをフィルタ処理すること、

推定歪みとフィルタ処理済み推定歪みとの間の差に対してフィルタ処理用しきい値を設定すること、

推定歪みとフィルタ処理済み推定歪みとの差がフィルタ処理用しきい値を超える場合に推定歪みをフィルタ処理済み推定歪みで置き換えること、

推定歪みがフィルタ処理済み推定歪みに置き換えられる場合に、フィルタ処理済み推定歪みを相関値によって重み付けすること、

を行うようにプログラムされている、請求項1乃至8のいずれかに記載の超音波システム(10)。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、全般的には生物軟組織を検査するための超音波の使用に関し、さらに詳細には該組織の弾力特性の計測に関する。

【背景技術】

【0002】

生物学的組織の健全な状態や病的な状態と組織の硬さとは相関があるため、生物学的組織の機械的特性(例えば、弾性パラメータ)を決定することは臨床診断において基本関心事項である。ある種のがんは通常の組織より硬いことが知られている。これが、こうした疾患を診断する際に医師が使用する触診(hand palpitation)、並びに乳房及び睪丸の自己検査の基礎となる。様々な組織の相対的な硬さを決定できる撮像様式も、これらのより基礎的な技法以上に生物軟組織のがん診断にとって極めて有益となり得る。数多くの研究者がこの分野の研究をしてきており、多数の技法が研究されると共に、現在その幾つかが実施されている。

30

【0003】

近年、生物学的組織の弾力特性の空間的変動を検出するためには超音波が使用されている。この機能は、弾性描写法(elastography)と呼ぶ新たな撮像技法に繋がっている。弾性描写法の最も一般的な考え方とは、異なる2つのレベルの機械的圧縮において組織の画像を取得することである。この2つの圧縮レベルからのデータが比較されて局所歪みが決定される。よく管理された状況では、この歪み場、境界条件及び加えたストレスが与えられると弾性係数を計算することも可能である。しかし、このような管理された環境が得られることは稀であるため、硬さに対する代用として歪みそれ自体が使用される。次いでより軟い組織に対して生じる歪は大きくまたより硬い組織に対する歪はより小さいという考え方でストレスにより誘導された超音波データ内の変動を評価することによって、圧縮に関連して組織にかかる歪みが計測される。

40

【0004】

弾性描写法では、臨床医の診断が歪み推定に直接関連することになるため、歪みを高い

50

確度で推定することが重要である。このためには、歪みの局所的変動に対して当てはめする処理が必要である。従来の歪み推定は、2種類の圧縮荷重下で小さいデータウィンドウに関する各フレームごとの相対的な変位をトラッキングすることに基づいている。次いでこの変位の空間導関数（*d e r i v a t i v e*）としてその歪みが推定される。このタイプの歪み撮像に対する研究に多くの作業が向けてきた。このタイプの歪み推定に関する問題点の1つは、局所的には信号が単にシフトするだけでなく圧縮を受けるということに対応できないことがある。このため歪みのレベルを増加させると、信号の非相関のために信号を整列させる能力が低下する。したがってこの技法は、極めて小さい変形（0.25%～1%）では成績がよいが、歪みが大きくなると急激に成績が落ちる。その理由は、組織が物理的に圧縮を受けるとその信号が非相関化ノイズの原因となるような形状の変動の影響を受けるためである。周知の技法の1つは、時間遅延推定の前に適当な倍率だけ圧縮後信号を時間的にストレッチさせている。この事前処理によって圧縮前及び圧縮後の信号間の相関が改善されることが分かっており、またこれによって低歪みにおける圧縮の影響が補償される。しかしこの2つの基本的限界が惹起されることになる。すなわち、その1つは歪みの大きさが事前に分かっている必要があることであり、またもう1つは、適正な時間ストレッチ倍率は局所歪みに依存し信号全体にわたって一定でない可能性があることである。

【0005】

時間遅延及び変位推定技法に関連するこうした限界のために、局所的スケール倍率の推定から歪みを直接推定するような技法が利用されている。直接式歪み推定器は、信号に対する局所的圧縮あるいはストレッチを推定し、これによりその歪みを直接得ている。これらのアルゴリズムは、1%を超える歪みなどより大きな歪みレベルに対して、非相関により推定が妨げられる前に対処することが可能である。

【0006】

これらの技法は以前の時間遅延推定技法と比べればある程度の改良が見られるが、計測歪みの確度の向上、計測歪みの標準偏差の低減、並びにこれらの計算をリアルタイム処理を可能とするように実施し得るような効率の増大に対する要求が依然として存在する。圧縮の前後で超音波データの歪みを推定する際に複素相関関数の虚数部を組み入れている直接式歪み推定技法ではこれらの要求分野がさらに改良されることになる。

【0007】

既存の直接式歪み推定技法に対してはさらにまた改良を行うことができる。直接式歪み推定が各ウィンドウごとに実施され、これにより使用したウィンドウの相対的な位置がその一部で歪みの以前の推定値によって決定される。このため歪み推定において生じるエラーが累積する可能性があり、またあるケースでは後続のすべての推定を完全に破棄させる可能性がある。すなわち、歪み推定値が不適正であると、これによって隣接する2つのウィンドウからの対応するデータが実質的に重なり合わなくなるような範囲までウィンドウが動かされる可能性がある。これらのケースでは、後続の歪み推定値も不適正となる。歪みディスプレイ内においてこれが不適推定の垂直ストリークとして現れる。そのウィンドウ位置に対して使用される値を補正することはこれらの大きな線条の不適データを回避するために極めて重要である。したがって、不適当な歪み推定値をフィルタ除去するため、誤りの可能性がある歪み推定値を処理前に予見的に特定するため、並びに誤った歪み推定値による偏りの影響を低減するように歪みデータを正規化するためにしきい値を組み入れできる歪み推定技法によれば、歪み計測値の改良が得られることになる。

【特許文献1】米国特許第6,508,768B1号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

したがって圧縮前後の2つの超音波データ組間で複素相関関数の虚数部から歪みを直接推定し、さらにこの歪みデータをフィルタ処理し正規化して誤った歪み推定値による影響を最小化する方法及びシステムがあることが望ましい。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】**【0009】**

本発明は、伸縮性組織において歪みを直接推定するという技術的効果を有する上述の欠点を克服した方法、装置、並びにコンピュータプログラムをその上に搭載したコンピュータ読み取り可能記憶媒体を目的とする。複素相関関数の虚数部から歪みを推定する反復アルゴリズムによってストレスを加える前と後で超音波データが解析される。

【0010】

したがって本発明の一態様では、超音波システムは、生物学的組織から1対の超音波データ組を収集するように構成された超音波デバイスであって、該1対の超音波データ組はリラックス状態と緊張状態で収集した生物学的組織の超音波データを含む超音波デバイスを含む。本システムはさらに、緊張状態超音波データ組を再ストレッチさせること、リラックス状態超音波データ組と再ストレッチ済み緊張状態超音波データ組の間で複素相関関数の虚数部を計算すること、勾配率を計算すること、並びに計算した虚数部と勾配率の間の関係から生物学的組織の歪みを推定すること、を行うようにプログラムされたコンピュータを含む。10

【0011】

本発明の別の態様では、伸縮性組織の歪みを決定する方法は、伸縮性組織から非ストレス状態で収集した第1組の超音波データにアクセスする工程と、伸縮性組織からストレス状態で収集した第2組の超音波データにアクセスする工程と、を含む。本方法はさらに、第1と第2のデータ組間で複素相関関数の虚数部に基づいて伸縮性組織の局所歪みを推定する工程と、該推定局所歪みに基づいて後続の相関ウィンドウに対する事前遅延を計算する工程と、を含む。20

【0012】

本発明のさらに別の態様では、コンピュータ読み取り可能記憶媒体は、伸縮性組織の歪みを計測するように超音波システムを適応性に制御するためのコンピュータプログラムを含んでおり、該コンピュータプログラムはコンピュータによって実行したときに該コンピュータに対してストレス状態と非ストレス状態の間で伸縮性組織から収集した超音波データを解析すること並びに反復計算の実行によって伸縮性組織の局所歪みを推定することを行わせる命令の組を表しており、該局所歪みはストレス状態と非ストレス状態の間の収集超音波データの複素相関関数の虚数部に比例している。本コンピュータプログラムはさらにコンピュータに対して、該推定局所歪みに基づいて後続の相関ウィンドウに対する事前遅延を計算させている。30

【0013】

本発明に関する別の様々な特徴及び利点は、以下の詳細な説明及び図面から明らかとなろう。

【発明を実施するための最良の形態】**【0014】**

図面では、本発明を実施するために目下のところ企図されている好ましい一実施形態を図示している。

【0015】

本発明は、超音波データを収集し該データを用いて生物学的組織に対する弹性描写を実行するための方法及び装置を目的とする。この超音波データはリラックス状態と緊張状態の間で解析され、超音波データの複素相関関数の虚数部から歪みが直接推定される。40

【0016】

図1は、本発明を組み込んでいる超音波撮像システム10の概要図を表している。超音波システムまたは装置10は、超音波の発生及び受信のためのトランスジューサ探触子14と動作可能に接続されたコンピュータ(すなわち、中央処理ユニット)12を含む。従来の構成のトランスジューサ探触子は、圧電結晶、cMUT、pMUT、PVDF、単結晶、あるいは電流により付勢させたときにその形状が急激に変化して外方の撮像対象まで伝播するような音波を発生させる当技術分野で周知の別の材料を用いて音波を発生させか50

つ受信する。逆にこの圧電結晶に音波や圧力波が当たると、この結晶は電流を放出し、この電流はコンピュータによって処理されコンピュータモニタやディスプレイ 16 上に表示される画像を形成するように再構成することが可能である。超音波システム 10 はさらに、オペレータに対して超音波パルスの周波数及び持続時間並びに超音波装置の走査モードの設定及び変更を可能とさせるためのトランスジューサパルス制御器 18 を含む。オペレータからのコマンドは、トランスジューサ圧電素子に加えるための電流の変化に変換される。

【 0 0 1 7 】

コンピュータ 12 は、音波を放出させるようにトランスジューサ探触子に電流を送ると共に、さらに戻されたエコーから生成された電気パルスを探触子から受け取っている。コンピュータはさらに、受け取ったデータに関する画像再構成処理並びに実行する計測に関連する必要な計算を実行する。生データの処理が終わると、コンピュータはモニタ 16 上に画像を形成させる。コンピュータはさらに、処理済みのデータ及び／または画像をディスク 20 上に保存することや、画像のコピーをプリンタ 22 にプリントアウトせざることがある。コンピュータ 12 はさらに、オペレータによる注釈の付加及びデータからの計測値の取得を可能にさせるように入力デバイスを操作するためのキーボード／カーソルと連絡している。

【 0 0 1 8 】

より詳細には以下で記載することにするが、超音波システム 10 のコンピュータ 12 はさらに、弾性描写の目的で収集超音波データを解析するように構成されている。すなわちコンピュータ 12 は、非ストレスとストレス状態で生物の伸縮性組織から受け取った超音波データを解析し歪みを決定する。モニタ 16 は、推定した歪みのマップを表示することが可能であり、またこうしたマップはさらに、プリンタ 22 へのプリントアウト及び／またはディスク 20 上への保存が可能である。

【 0 0 1 9 】

ここで図 2 を参照すると好ましい一実施形態では、コンピュータ 12 は超音波走査過程中に超音波システム 10 が収集したデータから弾性描写を実行する際に直接式歪み推定技法 26 を実行するようにプログラムされている。しかし、適当な処理パワーを有するスタンダロンのコンピュータ（図示せず）によって超音波データの収集処理とは別に直接式歪み推定技法 26 を実行することがあることが企図される。技法 26 は第 1 及び第 2 組の超音波データにアクセスする工程 28 で開始される。第 1 及び第 2 組の超音波データは伸縮性組織から非ストレス状態及びストレス状態で収集される。すなわち、組織がリラックスモードと緊張モードにあるときに組織からデータが収集される。組織は緊張モードの際には外力によって機械的に圧縮を受けことが好ましいが、組織をストレッチさせることも同様に可能であることも想定される。

【 0 0 2 0 】

この超音波データから、ストレス前状態とストレス後状態を交替させて伸縮性組織から収集した超音波データを表すような相關ウィンドウが選択される。コンピュータ 12 は各相關ウィンドウごとに、以下に記載するような非ストレスデータ $r(t)$ とストレスデータ $s(t)$ の間で複素相關関数の虚数部から伸縮性組織の局所歪みを直接的に反復推定する。広帯域の超音波データでは、非ストレスデータは次式で近似することができる。

【 0 0 2 1 】

【 数 4 】

$$r(t) = A(t) \cos(\omega_0 t) \quad [\text{Eqn. 1}]$$

〔 式 1 〕

上式において、 $A(t)$ は広帯域エンベロープ、 ω_0 は信号の中心周波数のそれぞれであり、圧縮またはストレッチを導入した時点ではストレスデータを α という倍率によって表現し次式のように規定することができる。

10

20

30

40

50

【0022】
1 1 a f d f s
【0023】
【数5】

$$s(t) = r(t \cdot (1 - \varepsilon)) \quad [\text{Eqn. 2}],$$

[式2]

あるいは、

【0024】
【数6】

$$s(t) = A(t(1 - \varepsilon)) \cos(\omega_0 t(1 - \varepsilon)) \quad [\text{Eqn. 3}].$$

[式3]

この歪み推定は、ストレス信号 $s(t)$ をストレス前信号 $r(t)$ とできる限り同様にさせることをその目標とした反復アルゴリズムループを形成するような一連の計算工程からなる。これらの信号がどの程度よく一致しているかの尺度として複素相関関数の虚数部の大きさが用いられる。適当な歪み値を用いてストレス信号を圧縮してこれをストレス前信号によく一致させると、その複素相関関数の虚数部はゼロとなる。したがって反復アルゴリズムはこのことを利用して解に収れんさせている。さらに、複素相関関数の虚数部はその正しい解の近傍の領域において歪みの線形関数であることが理解できよう。この線形関数形式を用いると反復スキームを迅速に収れんさせることができる。

【0025】

式1では、ストレス前信号を実信号として表していた。この解析的信号 (analytic signal) 表現は次式で与えられる。

【0026】
【数7】

$$\tilde{r}(t) = \frac{A(t)}{2} e^{i\omega_0 t} \quad [\text{Eqn. 4}],$$

[式4]

上式において、「~」は解析的信号であることを意味している。解析バージョンのストレス信号

【0027】
【数8】

$$\tilde{s}(t)$$

に関して同様の式を記述することが可能である。非圧縮のストレス信号

【0028】
【数9】

$$\tilde{u}(t)$$

は次式で近似できることが理解できよう。

10

20

30

40

50

【0029】

【数10】

$$\tilde{u}(t) = \tilde{r}(t)e^{i\omega_0 t(\bar{\varepsilon} - \varepsilon)} \quad [\text{Eqn 5}],$$

[式5]

上式において、

【数11】

 $\bar{\varepsilon}$

10

は推定した歪み値であり、また

【数12】

 ε

は実際の歪み値である。

【数13】

 $\tilde{r}(t)$

と

【数14】

 $\tilde{u}(t)$

20

の間でゼロラグ (zero lag) 相互相關を計算することによって次式が得られる。

【0030】

【数15】

$$\int_{\text{window}} \tilde{r}(t) \tilde{u}^*(t) dt = \int_{\text{window}} \tilde{r}(t) \tilde{r}^*(t) e^{-i\omega_0 t(\bar{\varepsilon} - \varepsilon)} dt = \int_{\text{window}} \|\tilde{r}(t)\|^2 e^{-i\omega_0 t(\bar{\varepsilon} - \varepsilon)} dt \quad [\text{Eqn 6}].$$

30

[式6]

これはさらに次式によって近似することができる。

【0031】

【数16】

$$\int_{\text{window}} \|\tilde{r}(t)\|^2 e^{-i\omega_0 t(\bar{\varepsilon} - \varepsilon)} dt \approx \int_{\text{window}} \|\tilde{r}(t)\|^2 dt - i \int_{\text{window}} \|\tilde{r}(t)\|^2 \omega_0 t(\bar{\varepsilon} - \varepsilon) dt \quad [\text{Eqn 7}].$$

[式7]

発明者らは次式を規定している。

【0032】

【数17】

$$R_0 = \int_{\text{window}} \|\tilde{r}(t)\|^2 t dt \quad [\text{Eqn 8}].$$

[式8]

次いで発明者らは、複素相互相關の虚数部を次式のように記載することができる。

【0033】

40

【数18】

$$\text{Im} \left\{ \int_{\text{window}} \tilde{r}(t) \tilde{u}^*(t) dt \right\} = (\varepsilon - \bar{\varepsilon}) \omega_0 R_0 \quad [\text{Eqn 9}],$$

[式9]

上式において、「*」は共役複素数を意味している。この式を配列し直すと次式が得られる。

【0034】

【数19】

$$\Delta \varepsilon = (\varepsilon - \bar{\varepsilon}) = \frac{\text{Im} \left\{ \int_{\text{window}} \tilde{r}(t) \tilde{u}^*(t) dt \right\}}{\omega_0 R_0} = \frac{\text{Im} \left\{ \int_{\text{window}} \tilde{r}(t) \tilde{u}^*(t) dt \right\}}{SF} \quad [\text{Eqn 10}],$$

10

[式10]

上式において、SFは勾配率である。

【0035】

勾配率SFは、ある種の近似を用いて上で導出したものである。本明細書において単一組データ法と呼ぶような上で導出したようにSFを記載すると、SFは次式となる。

【0036】

【数20】

20

$$SF = \omega_0 R_0 = \omega_0 \int_{\text{window}} \|\tilde{r}(t)\|^2 t dt \quad [\text{Eqn 11}].$$

[式11]

SFをこの形式とする利点は、これによって非ストレス信号のエンベロープだけが用いられることである。このことは、一度計算すれば当該ウィンドウでのすべての反復に対して使用することができる意味する。これによって推定の速度が向上すると共に、リアルタイム実施により適するようになる。より複雑な式や若干異なる近似を用いることによって、SFに関する異なる式を特定することが可能である。この異なる形式のことは、本明細書において直接法と呼んでおり、この方法は複素超音波データのエンベロープを利用する。この形式のSFは次式のように計算することができる。

30

【0037】

【数21】

$$SF = \omega_0 \cdot \int_0^T t \cdot |\tilde{r}(t)| \cdot |\tilde{s}^*(t)| dt \quad [\text{Eqn. 12}],$$

40

[式12]

上式において、 ω_0 は超音波信号の中心周波数であり、また $|\cdot|$ は絶対値をとることを意味している。信号のエンベロープは加えられたストレスによってほんの少しだけしか変化しないがこれに対して信号の位相は大きく変化することは、興味深い指摘事項である。上の式を検討すると、2つの信号のエンベロープが同じときに式12はまとめられて式11になることが分かる。

【0038】

本明細書において適応法という名称で特定している別のSF計算方法は、明確な量のストレッチ α に対する複素相關関数を計算する際に使用することができる。この方法では、非ストレス超音波データ $r(t)$ に対して α が適用され、その後複素相關関数の虚数部が計算される。この適応法は次式となる。

【0039】

50

【数22】

$$SF = \frac{\Im\left\{ \int_0^T \tilde{r}(t) \cdot \tilde{r}^*(t(1-\varepsilon_0)) dt \right\}}{\varepsilon_0} \quad [\text{Eqn. 13}].$$

[式13]

S F 計算のための上述した各方法は限定を意味しておらず、別の比較可能方法も使用可能であることが想定される。S F の計算に利用される方法が正確であるかどうかに関わりなく、その S F は一旦計算が終わると、式10において歪みが推定される。式10は、推定した歪み、複素相互関の虚数部(32)、及びスケールファクタ(34)を得たたときには実際の歪みを計算する(36)ために使用できる式を与えている。この式は反復サーチをガイドすると共に、迅速な収れんを可能にするために使用できるが、この式は反復を行わずに概ね正しく用いることが可能であることが想定される。10

【0040】

各相関ウィンドウの内部で、歪み推定アルゴリズムは以下のようにして反復させることができる。先ずストレス前及びストレス後データ組からのデータウィンドウが上に記載したようにして決定される。アルゴリズムのシード指定のために歪みの初期推定値 ε_k が必要である。第1のウィンドウではこの推定値は、ゼロであるか、異なる推定処理を通じて決定された別のある値であるかのいずれかである。ストレス後データ $s(t)$ からのデータウィンドウは、推定した歪みを排除するのに要する量だけストレッチされる(あるいは、圧縮される)ように再補間を受ける(30)(すなわち、再ストレス/再ストレッチ済みデータ組 $s(t / (1 - \varepsilon_k) + t_p)$ が計算される)。この補間は線形及び高次補間、フーリエ式の補間、スプライン補間、あるいはある種の別のある種の別の方法を含む多くの形態をとることが可能である。20

【0041】

推定した歪みが「排除され(removed)」、S F(34)及び複素相関関数の虚数部(32)を計算し終わった後、式10を用いて更新された歪み推定が計算される(36)。次いで、次の反復に関する歪み(ε_{k+1})を次式を用いて決定することができる。。30

【0042】

$$\varepsilon_{k+1} = \varepsilon_k + \quad [\text{式14}]$$

上式において、 ε_k は目下の反復に関する初期推定歪みであり、また ε は式10の計算値である。

【0043】

本技法は次いで、複素相関関数の虚数部をさらに最小化するために追加の反復が必要か否かを決定する(38)。すなわち、事前決定の反復回数をまだ実行し終えていない場合(40)、本技法はパラメータ k の値を1だけ増加(42)させた後に30に戻る。次いで上述のように、追加の反復(30~36)が実行される。事前決定の反復回数を実行し終えた場合(44)、あるいは別のある終了基準を満たした場合、その目下の相関ウィンドウに関する反復ループが閉じられる(46)。任意の回数の反復が実行されることがあるが、各相関ウィンドウごとに局所歪み ε を推定するには2回の反復で十分なことが多いことが知られている。40

【0044】

歪み画像内の各ラインごとに、各ウィンドウ単位で直ぐ上に記載した反復アルゴリズムが適用されその歪みが各ウィンドウごとに推定される。このアルゴリズムは、超音波トランസジューｻの最も近くにある(すなわち、時間的に最も早い)データで開始される。ストレス前データ $r(t)$ では、各ウィンドウをある明確な間隔で移動させていている。例えば、ウィンドウの開始は N 個のサンプル分だけウィンドウ長さを一定に保った状態で移動させることができある。ここで N は、得られた歪み画像の分解能をその一部で決定するような任意のステップサイズである。ストレスデータ $s(t)$ 内のウィンドウは、規則的な50

パターンで移動させていないが、その代わりに当該ライン内の以前のウィンドウからの歪みに応じて位置決めされている。ストレス前データ内のウィンドウのスタートとストレス後データ内のウィンドウのスタートの間にある偏差のことを事前遅延と呼ぶ。

【0045】

説明を容易にするために、ここでは歪みデータの單一ラインに関する計算について検討することにする。トランスジューサを組織またはサンプル上に配置させて1ラインのデータを記録する。トランスジューサがある量だけ押し、組織をストレス状態とした第2ラインのデータを記録する。実際には組織を押したり離したりするようにトランスジューサを前後に移動させ、任意の2組のデータを取得することができる。ここで発明者らはその解析的信号またはベースバンド信号が計算可能であるような1ラインのストレス前データ $r(t)$ を得ている。さらに、ストレス状態の第2ラインのデータ $s(t)$ があり、このラインに対する解析的信号またはベースバンド信号は計算可能である。本明細書では、そのデータラインが上下方向及びアジマス方向の同じ位置からのものであること、並びにトランスジューサ移動によってアキシャル方向の平行移動だけが生じることを前提としているが、本方法はこれに限るものではない。したがって、ストレス前及びストレス後に関する2つのデータラインが存在している。トランスジューサが組織の外側層に沿って移動するためトランスジューサ面に近いデータはよく整列している。このため、事前遅延が存在しないと仮定される。ストレス前データから1つのデータウィンドウが取得されており、またさらにストレス後データから同じデータウィンドウが取得される。これらのウィンドウに関する歪みを推定するために反復歪みアルゴリズムが使用される。このウィンドウに関する反復サーチを開始するために必要な初期推定歪みはゼロであると仮定している。この仮定はそれがトランスジューサ面の近くのデータであること、またしたがって有する歪みの量が小さいことから妥当な仮定である。反復アルゴリズムの結果として得られた計算済み歪みは、次のウィンドウに対する入力推定値として、並びにストレスデータ内のウィンドウ位置を調整するために使用される。ストレス前データ上で、ウィンドウをある一定量だけ移動させることによって新たなウィンドウが選択される。ストレス後データに対する新たなウィンドウは、ストレス前データの該一定の移動量に対して事前遅延を加えることによって選択される。この事前遅延は以前の歪み値の関数である。すなわち、当座の相関ウィンドウに対する反復ループが終了すると、本技法は推定初期歪み ε_{k+1} を適用することによって後続の相関ウィンドウに対する事前遅延を計算する(48)。したがって、次式となる。

【0046】

【数23】

$$t_{p+1} = t_p + T_\tau \frac{\varepsilon_{k+1}}{1 - \varepsilon_{k+1}} \quad [\text{Eqn. 15}],$$

[式15]

上式において、

【0047】

【数24】

$$T_\tau$$

は連続する2つの相関ウィンドウ間の時間間隔である。この新たなウィンドウは追加的な歪み値を推定するために使用される。各歪み推定の後、ストレス後データウィンドウが更新された事前遅延だけ調整を受けるようにそのウィンドウを移動させている。この操作はそのラインが完成するまで反復される。

【0048】

10

20

30

40

50

再度図2を見ると本技法は次に、局所歪みを推定する次の相関ウィンドウが存在するか否かを決定する(50)。歪みの推定を要する次の相関ウィンドウが存在する場合(52)、後続の相関ウィンドウに関する超音波データに対してこの計算済み事前遅延が適用される(54)。すなわち本技法は工程30に戻り、ストレス超音波データ組s(t)に対してこの計算済み事前遅延が適用されると共に、この後続の相関ウィンドウに対する局所歪みが決定される。それ以上相関ウィンドウが存在しない場合(56)は、本技法は58で終了となると共に、直接式歪み推定技法26が完了する。

【0049】

上述の解析は解析的信号に対して実施したものである。信号のストレッチにおける位相変化を勘案するように適正な配慮を行えば、本アルゴリズムをベースバンドデータにまで容易に拡張することができる。実際には、良好な補間結果を得るためのサンプリング速度要件は、ベースバンドデータの方が解析的データより低い。このため、ベースバンドデータの方がリアルタイム実施にとってより有利である。さらに、本発明の直接式歪み推定技法26では複素相関関数の虚数部を使用することによって広帯域データに直接式歪み推定を適用することが可能となる。一方既存の技法では、狭帯域データへの適用に限定される。本発明は歪みと複素相関関数の虚数部の間の比例関係を利用するため、 \arctan 関数の必要性が排除される。したがって、歪み推定の実行を可能とする効率が大幅に増大すると共に、弾性描写をリアルタイムで実施することが可能である。

【0050】

本発明の直接式歪み推定技法26によれば周知の技法と比較して推定歪みの確度が改善すると共にその標準偏差が低下する。周知の技法の歪みノイズレベルは、直接式歪み推定技法26のレベルより高く、また歪み値が大きくなるに連れてさらに上昇する。本発明の直接式歪み推定技法26では、歪み値が上昇したとしても歪みを決定する際のノイズレベルは一定に保たれる。

【0051】

歪みの実際の直接式推定以外にも本発明は、不適な歪み推定値をフィルタ除去するためのしきい値を組み込むため、誤った歪み推定値を処理前に予見的に特定するため、並びに誤った歪み推定の偏った影響を低減するために歪みデータを正規化するための技法も想定している。これらの機能によればさらに、上述した直接式の歪み推定技法の成績が向上する。

【0052】

ある具体的な歪みアルゴリズムでは、その弾性像信号対雑音比が最良となるような最適歪みレベルが存在する。この信号対雑音比は、歪みが極めて低ければその信号自体が小さいために低くなる。歪みが大きいと、非相関によって適正な推定が妨げられ、またこれらの大きな歪み値に対するノイズは大きいためにその信号対雑音が低くなる。直接式歪み推定器の場合、発明者らは理想歪みというこの考え方をより精細なスケールで適用することができる。すなわち、推定歪み値がその内部に納められるようなしきい値を適用することによって「良好な」歪みのレンジを規定することができる。推定歪みがある下側しきい値未満であれば、当該推定値はノイズ性である可能性が高いため被疑対象と見なされる。同様に、その歪みが上側しきい値より大きい場合も同様に、ノイズ性である可能性が高く被疑対象と見なされる。しかし局所歪みの変動は、生成されるに従って、その推定値がウィンドウからウィンドウへの「良好な」レンジを出入りするように変動することはそれ程一般的ではない。

【0053】

信号対雑音特性以外に、しきい値を有用とし得るような別の理由が存在する。ある推定が極めて不良であれば、これは良好な歪みレンジの外部にある可能性が高い。Hallら(米国特許第6,508,768 B1号)は、前提とする幾何学条件及び撮像プロトコルに基づいて歪みに対して何らかの物理的限界も存在することを指摘している。すなわち、歪みに対してある共通認識の限界を決定し、さらにこれをしきい値の設定に使用することができる。

10

20

30

40

50

【0054】

「被疑の」歪み推定値のケースで何をなすべきかという問題には単純明快な答えがない。画像内の歪みまたは歪みの作用を表示するために歪み推定値が使用されており、このため誤った値を排除することは表示にとって重要である。重要なことは恐らくさらに、その歪みが次の相関データウィンドウに対する位置の計算にも使用されることである。次の相関ウィンドウが直前のウィンドウからほんのわずかなズレしかない場合、歪み推定アルゴリズムは数個のウィンドウにわたってゆっくりと回復することになる。しかし隣接する相関ウィンドウが著しくズレている場合には、アルゴリズムは回復することができない。したがって、誤りの可能性が最も大きいような大きな歪み推定値に対しては、ウィンドウを整列させるために、この値を単純にゼロにするか、以前の値または補間済みの値を使用することが好み。このことは事実上、次の相関ウィンドウがある量だけオフとなるが直ぐに回復することができることを意味する。こうしたゼロ化をしないと、大きく誤った歪み推定値が次の相関ウィンドウを致命的にズレさせ、歪み推定アルゴリズムは誤った歪み推定値を回復及び補正することができなくなる可能性がある。

【0055】

最も直接的な歪みアルゴリズムは、歪みレベル以外に、歪み推定値に対する品質の尺度として使用できる品質係数を計算する。この品質係数は、歪みレベル、相関値、位置、及び歪み導関数の関数とすることができます。好みの一実施形態では、歪み推定値に対する品質の尺度として使用されている。2つのデータウィンドウがある場合、次式のようにして正規化相互相關が計算される。

【0056】

【数25】

$$\frac{\sum s_1 s_2^*}{\sqrt{\sum |s_1|^2 \sum |s_2|^2}} \quad [\text{Eqn. 16}],$$

[式16]

上式において、 s_1 及び s_2 は比較される2つの信号であり、*は共役複素数を示し、また総和は相関ウィンドウの長さ全体にわたる。

【0057】

相互相關値は1つの複素数として定義される。複素相互相關の位相は超音波信号同士の遅延に関係しており、実際にも、信号同士のシフトを計算するための変位ベースの歪みアルゴリズムの多くがこの特性を利用している。直接式歪み推定アルゴリズムでは、信号に適当なストレッチまたは圧縮を与えた後でこの位相をゼロにする必要がある。位相の項が大きいことはエラーを意味し、また「残留位相」に対するしきい値は誤った推定値の検出に使用することができる。複素相互相關の実数部（相関係数と呼ぶことが多い）は、信号がどの程度よく一致しているかの尺度であり、これには単にこれらの間のシフトだけでなく信号の形状が含まれている。この正規化バージョンの値は -1 ~ +1 の範囲とすることができます。相関係数の符号は複素相關の位相と関係するため、相関ウィンドウの整列に関する別のインジケータとなる。歪みの推定を有効とするためには、得られる相関係数の大きさを極めて高くする必要がある。ファントームデータでは、良好な推定のためにはその相関係数が定常的に 0.95 を超えていることが想定される。実際には、実組織のデータでこうした高い相関を得ることは困難であるため、しきい値はこれよりもっと低く設定されるのが通常である。したがって、直接式歪み推定を適用する際に、計測した相関係数がある選択したしきい値未満であれば、その計測した歪み値は被疑対象として取り扱われる。

【0058】

相関係数しきい値は単に1つの定数とすることが可能であり、あるいは組織深度に合わせて変化させることも可能である。すなわち、超音波トランスジューサの表面近くにおいて

10

20

30

40

50

てより高いしきい値を有し、トランスジューサから離れるように移動するに従ってしきい値の厳格さを徐々に低下させることもあり得る。さらにしきい値を以前の推定歪み値の関数とすることができる。例えば、当座の歪み推定と直前の歪み推定の間の差があるしきい値より大きい場合（また、直前の推定が高い相関を有するか、高信頼性であると見なされる場合）、当座の相関値に対するしきい値は、過去の値や過去の平均値と極めて異なる値に対してより厳しくさせるように調整することができる。

【0059】

あるしきい値未満の相関係数を有する歪み推定では、誤った事前遅延をストレス後データに適用することによって不適な結果が生じる可能性がある。事前遅延は相関係数によって補正されることがある。この補正は2つの工程からなる。第1の工程では、歪みが十分に小さいと仮定して、相関係数の位相を用いて事前遅延が補正される。しかし、この位相は折り返しを受ける可能性がある。この位相の折り返しを排除するために第2の工程が必要である。位相の折り返し排除は試行錯誤方式で実施される。先ず事前遅延を中心周波数の1周期だけ左にシフトさせて相互相関を計算する。この新たな相関がより妥当であれば事前遅延をさらに1周期だけ左にシフトさせて相関を再度比較し、一方妥当でなければ事前遅延を2周期だけ右にシフトさせて相関を比較する。このサーチは、事前定義した領域がカバーされるまで続けられ、最適に相関した事前遅延が新たな事前遅延として保持されることになる。

【0060】

相関係数に対するこれらの制約以外に、歪みの導関数に対してもしきい値を設定することができる。推定される歪みは大部分の組織に関して滑らかに変化することが予測される。しかし当座の歪み値が直前の値あるいは以前の値をある数だけ平均した値と大きく異なる場合、その歪み値は誤りである可能性がある。当座の推定歪みと以前の推定歪み（複数のこともある）の間のこの差に対するしきい値を用いるとこれらの大きなエラーを回避することが可能である。

【0061】

より一般的には、問題となっている具体的な歪み値に対する品質係数を計算することも可能である。この品質係数は、歪みレベル、平均歪み期待値、平均歪み、相関値、画像内の位置、空間的に近くにある値からの差、時間的に近くにある値からの差、あるいは別の多くのパラメータに関する何らかの関数となり得る。上で言及したしきい値の考え方は、このより一般的な品質係数のうちの特定バージョンである。よく設計された品質係数は自然なレンジを有しており、このためしきい値に対する直感的な設定が可能である。しきい値はすべて、あるレンジのしきい値に対する成績を実験的に決定し最適な選択肢を選び出すことによって設定することが可能である。

【0062】

上に示した様々なしきい値以外に、さらに追加的なフィルタ処理を利用することによって直接式歪み推定器の成績をさらに向上させることができるものである。このフィルタ処理は空間的に実施することや時間に実施すること、あるいはこの両者により実施することができる。このフィルタ処理が実施されるのは、単に表示される画像のなめらかさを向上させる目的だけではなく、歪み推定自体のエラーを防止することも目的としている。上述のように、歪み推定内に何らかのエラーがあると次の歪み推定に対する相関ウィンドウ位置にもエラーが生じる。こうした発生をさらに最小化するために、各ウィンドウ位置内のビーム全体にわたって歪み推定値をフィルタ処理し、なめらかな歪み推定を提供することができる。これらフィルタ処理した歪み値を用いると次の歪み推定に関するウィンドウ位置を調整することができる。こうしたフィルタ処理を適用することによってなお、次の相関ウィンドウにわずかな位相シフトエラーが依然として生じる可能性がある。したがってこのフィルタ処理済み歪み値は、実際の歪み値がフィルタ処理済み値と比べてあるしきい値分だけ異なる場合にのみ用いられる。すなわち、推定歪み値とフィルタ処理済み推定歪み値の差があるしきい値を超えた場合に、元の推定歪み値をフィルタ処理済み歪み値によって置き換えることができる。フィルタ処理済み歪み値のこうした利用によって、推定歪

10

20

30

40

50

みに対する単なるゼロ化やクリッピングの場合と比べて次の相関ウィンドウにおけるエラーをより実効的に防止することが可能となる。しかし、本発明において推定歪みに対するこうしたゼロ化やクリッピングが使用されることがあり得ることが想定される。

【0063】

最初の歪み推定パスでは、相関がしきい値未満であるすべての歪み推定がウィンドウ遅延計算から除外される（すなわち、ウィンドウ選択の目的でゼロにされる）。1つのデータラインが完全に処理された後、反復直接式歪み推定アルゴリズムは元に戻って相関がディップダウン（d i p p e d d o w n）してあるかなり高い値まで戻った位置を検出する。これらのディップのそれぞれごとに、歪みアルゴリズムは高い相関をもつ歪み値から開始して相関が元の低い値になる点で終了するように後退方向で動作させる。したがって各ウィンドウ位置における歪み推定値は、上で述べた同じアルゴリズムを用いるが当座の相関ウィンドウの1つ後ろのウィンドウの事前遅延及び歪み値から導出された初期歪み推定値及び事前遅延を伴うような遡及的処理によって取得されることがある。このため、その相関係数が最初のパスの相関係数より高い場合にその歪み値が更新されることになる。10

【0064】

直接式歪み推定技法26をさらに改良するために、Bモード画像内でその歪み推定が誤りである可能性が高い領域を特定するための前処理工程を利用することができる。すなわち、血管や無エコー膿胞により生じるBモード画像内の暗領域は、これらの領域からの信号が小さいために弾性像信号対雑音も小さいことにより歪み推定に関して問題を生じさせることが多い。歪み推定が著しく誤る可能性があるのは画像のこれらの暗領域内においてである。上述のように、こうした誤った推定値は、後続の相関ウィンドウの配置、並びにウィンドウに対する歪み推定を誤らせることになる。Bモード画像内のこれらの暗領域が歪み推定の前に特定されていれば、これらに適正に対処することができる。20

【0065】

こうした前処理方法では、各相関ウィンドウ内においてBモード画像内の暗領域に到達するまで歪み推定が通常どおり実施されている。こうした暗領域に到達すると、推定歪み値がゼロまたはより厳密に作成したしきい値に設定される。暗領域から出ると、相関ウィンドウをその暗領域の前の推定歪みデータ及び当該暗領域に関する歪みに基づいて再度同期させている。こうした再同期は、暗領域の前の平均歪みに基づいた暗領域内の推定歪みに関する初期推測値によってガイドされるより高度で計算集約的なサーチを用いて実施される。このサーチは、暗領域ウィンドウの前の相関ウィンドウ間で暗領域ウィンドウ自体からの最適一致を見出すような相関ベース式とすることが可能である。相関を向上させるためには、その暗領域ウィンドウをサーチ前に事前圧縮あるいはストレッチさせることができる。暗領域後のウィンドウ位置が見出された後、直接式歪みアルゴリズムは通常どおりに続行することができる。30

【0066】

上述のように、直接式歪み推定器はある具体的なデータウィンドウに対する歪みを決定することを試みる。この試みは、相互相関ベースのアルゴリズムを用いて実施されるのが通常である。ウィンドウ内のある具体的なデータ点が大きな振幅を有する場合、これには相互相関においてより大きな重みが課せられることになり、この重み付けによって歪み値に偏りを与えることができる。歪み推定値は、そのウィンドウがどの程度圧縮またはストレッチを受けたかの尺度であって、局所的超音波信号の位相及び周波数に極めて敏感であるが、局所的信号の振幅に対してはあまり敏感ではない。その位相情報は保全されるがその大きさをほとんど均一とさせるように超音波データを正規化することによって、振幅が大きな反射体によって導入される偏りを低下させることができる。この偏りは、そのバンドサイズがウィンドウ長さに対応するような歪み画像内のバンディング（banding）として確認されることが多い。40

【0067】

広帯域信号は次式のように表現することができる。

【0068】

10

20

30

40

50

【数26】

$$s(t) = A(t)e^{j(\omega_0 t + \phi(t))} \quad [\text{Eqn. 17}],$$

[式17]

上式において、 $s(t)$ は信号、 $A(t)$ は時間変動する振幅関数、 ω_0 は中心角周波数、また $\phi(t)$ は位相（ウィンドウ処理長さ全体にわたって一定と見なすことが可能）である。この信号は単に割り算して $A(t)$ を除去することによって正規化される。

【0069】

$$f(t) = s(t) / A(t) = e^{j(\omega_0 t + \phi(t))} \quad [\text{式18}]$$

ただし、この規格化に関連しては考慮を要する問題点が存在する。 $A(t)$ が小さいゼロであると、この関数は無限大に近づく。この信号に加えてノイズ項が存在すると真の $A(t)$ を計算することが困難となる。したがって実際上は、 $A(t)$ は $s(t) + n(t)$ の大きさ（ここで、 $n(t)$ は未知のノイズ）として計算される。次いで、設定されたあるしきい値未満の $A(t)$ の値に関して $A(t)$ の推定値がクリッピングを受ける（ここで、 $A(t)$ はクリッピング後の値が1になるようにスケール調整されている）。次いで $A(t)$ はフィルタ処理され、なめらかなバージョンが得られると共にノイズのある部分が除去される。次いでこの信号 $s(t)$ は、このクリッピングされスケール調整されかつフィルタ処理されたバージョンの $A(t)$ で割り算される。これによって、概ね均一な大きさを有し、かつ元の信号と実質的に同一の位相及びゼロ交差を有する信号が得られる。次いでこの正規化データが歪み推定に用いられる。

【0070】

したがって本発明の一実施形態では、超音波システムは、生物学的組織から1対の超音波データ組を収集するように構成された超音波デバイスであって、該1対の超音波データ組はリラックス状態と緊張状態で収集した生物学的組織の収集超音波データを含む超音波デバイスを含む。本システムはさらに、緊張状態超音波データ組を再ストレッチさせること、リラックス状態超音波データ組と再ストレッチ済み緊張状態超音波データ組の間で複素相関関数の虚数部を計算すること、勾配率を計算すること、並びに計算した虚数部と勾配率の間の関係から生物学的組織の歪みを推定すること、を行うようにプログラムされたコンピュータを含む。

【0071】

本発明の別の実施形態では、伸縮性組織の歪みを決定する方法は、伸縮性組織から非ストレス状態で収集した第1組の超音波データにアクセスする工程と、伸縮性組織からストレス状態で収集した第2組の超音波データにアクセスする工程と、を含む。本方法はさらに、第1と第2のデータ組間で複素相関関数の虚数部に基づいて伸縮性組織の局所歪みを推定する工程と、該推定局所歪みに基づいて後続の相関ウィンドウに対する事前遅延を計算する工程と、を含む。

【0072】

さらに別の本発明の実施形態では、コンピュータ読み取り可能記憶媒体は、伸縮性組織の歪みを計測するように超音波システムを適応性に制御するためのコンピュータプログラムを含んでおり、該コンピュータプログラムはコンピュータによって実行したときに該コンピュータに対して、ストレス状態と非ストレス状態の間で伸縮性組織から収集した超音波データを解析すること並びに反復計算の実行によって伸縮性組織の局所歪みを推定することを行わせる命令の組を表しており、該局所歪みはストレス状態と非ストレス状態の間の収集超音波データの複素相関関数の虚数部に比例している。本コンピュータプログラムはさらにコンピュータに対して、該推定局所歪みに基づいて後続の相関ウィンドウに対する事前遅延を計算させている。

【0073】

本発明を好ましい実施形態について記載してきたが、明示的に記述した以外に等価、代

10

20

30

40

50

替及び修正が可能であり、これらも添付の特許請求の範囲の域内にあることを理解されたい。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

【図面の簡単な説明】

【0074】

【図1】本発明による超音波システムの概要図である。

【図2】本発明の直接式歪み推定の処理を表した流れ図である。

【符号の説明】

【0075】

- | | | |
|----|---------------------------|----|
| 10 | 超音波撮像システム | |
| 12 | コンピュータ | |
| 14 | トランスジューサ探触子 | |
| 16 | コンピュータモニタ／ディスプレイ | |
| 18 | トランスジューサパルス制御器 | |
| 20 | ディスク | |
| 22 | プリンタ | |
| 26 | 直接式歪み推定技法 | |
| 28 | 第1及び第2組の超音波データにアクセスする | 20 |
| 30 | 再ストレス超音波データを計算する | |
| 32 | 複素相関関数の虚数部を計算する | |
| 34 | 勾配率を計算する | |
| 36 | 歪みを推定する | |
| 38 | 追加の反復を実施するか？ | |
| 40 | 追加の反復を実施する | |
| 42 | パラメータを更新する（ $K = K + 1$ ） | |
| 44 | 追加の反復を実施しない | |
| 46 | 反復ループを閉じる | |
| 48 | 事前遅延を計算する | 30 |
| 50 | 次の相関ウィンドウがあるか？ | |
| 52 | Yes（次の相関ウィンドウがある） | |
| 54 | 事前遅延（Tp）を適用する（P = P + 1） | |
| 56 | No（次の相関ウィンドウはない） | |
| 58 | 終了 | |

【図1】

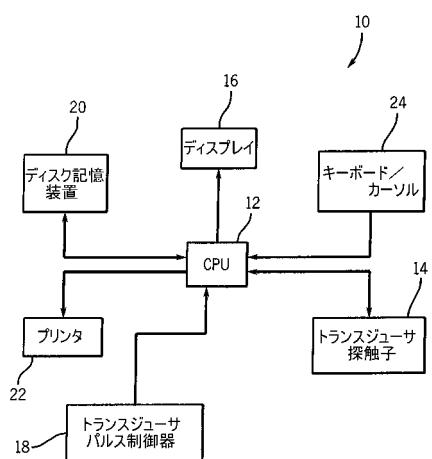
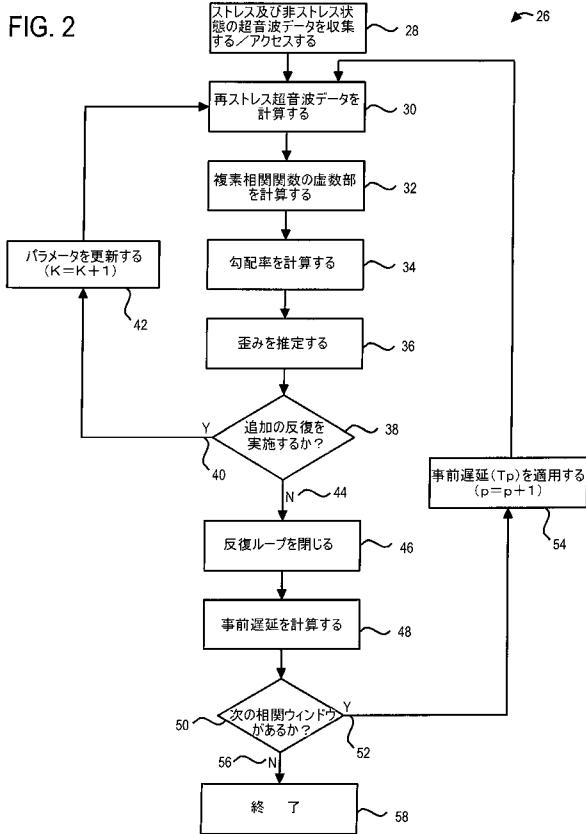


FIG. 1

【図2】



フロントページの続き

(72)発明者 クリストファー・アール・ハザード

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、グランド・ブルヴァード、2121番

(72)発明者 フエン・リン

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、シュワバー・ドライブ、18番

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 国際公開第2006/005632 (WO, A1)

特開平01-099542 (JP, A)

特開昭61-128946 (JP, A)

特開2003-275210 (JP, A)

特開2003-275211 (JP, A)

特開2004-057652 (JP, A)

特開2004-057653 (JP, A)

特開2007-029703 (JP, A)

特開2007-195984 (JP, A)

特開2008-068094 (JP, A)

特開2008-126079 (JP, A)

特表2001-519674 (JP, A)

IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, 1998年, v

ol.45, no.2, p.461-472

ULTRASONIC IMAGING, 2000年, vol.22, , p.95-107

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 08

专利名称(译)	直接型失真估计器，用于测量组织的弹性特性		
公开(公告)号	JP5260942B2	公开(公告)日	2013-08-14
申请号	JP2007297459	申请日	2007-11-16
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	カルステンヒルタワスキー クリストファー・アール・ハザード フェンリン		
发明人	カルステン・ヒルタワスキー クリストファー・アール・ハザード フェン・リン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/JB24 4C601/JB28 4C601/JB41 4C601/JC05 4C601/JC11 4C601/JC16 4C601/JC23		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	11/562920 2006-11-22 US		
其他公开文献	JP2008126079A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种方法，该方法能够收集超声波数据和使用数据来对生物组织进行弹性描绘，并提供一种装置。解决方案：该方法包括收集处于松弛状态和应力状态的生物组织的超声数据，然后使用超声数据直接估计来自复合函数的虚部的应变。为了估计应变，重新拉伸应力状态下的超声波数据，并且使用重新拉伸的超声波数据和松弛状态的超声波数据来计算复合函数的虚部。另外，计算梯度速率，然后与复函数的虚部一起使用以估计应变。

