

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-211733

(P2015-211733A)

(43) 公開日 平成27年11月26日(2015.11.26)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F I
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2014-94935 (P2014-94935)
(22) 出願日 平成26年5月2日 (2014.5.2)(71) 出願人 000001270
コニカミノルタ株式会社
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(74) 代理人 110001254
特許業務法人光陽国際特許事務所
(72) 発明者 武田 義浩
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
ニカミノルタ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD19 DD23 EE09 JB37 JB41
KK02

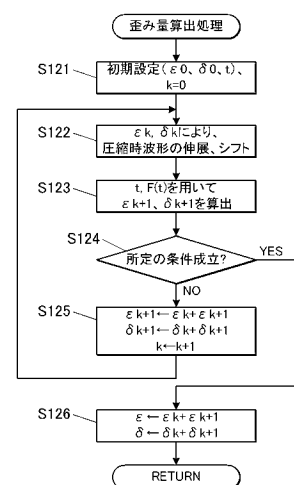
(54) 【発明の名称】 信号処理装置、超音波診断装置及び信号処理方法

(57) 【要約】

【課題】容易な処理で歪みの算出誤差を低減することが可能な信号処理装置、超音波診断装置及び信号処理方法を提供する。

【解決手段】第1加圧状態の被検体により反射された超音波の第1信号波形と、第2加圧状態の被検体により反射された超音波の第2信号波形と、を用いて加圧状態の変化に係る被検体の歪みを算出する信号処理装置であって、第1信号波形と第2信号波形との間での各時間における位相差成分を抽出する位相差抽出手段と、各時間と、これら各時間における位相差成分との相関関係に応じて、第1信号波形と第2信号波形との間の角周波数の差分に係る歪み差及び初期位相差を算出する相関算出手段と、歪み差に基づいて歪みを算出する歪み算出手段と、を備える。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 加圧状態の被検体により反射された超音波の第 1 信号波形と、第 2 加圧状態の前記被検体により反射された超音波の第 2 信号波形と、を用いて加圧状態の変化に係る前記被検体の歪みを算出する信号処理装置であって、

前記第 1 信号波形と前記第 2 信号波形との間での各時間における位相差成分を抽出する位相差抽出手段と、

前記各時間と当該各時間における前記位相差成分との相関関係に応じて、前記第 1 信号波形と前記第 2 信号波形との間の角周波数の差分に係る歪み差及び初期位相差を算出する相関算出手段と、

前記歪み差に基づいて前記歪みを算出する歪み算出手段と、

を備えることを特徴とする信号処理装置。

【請求項 2】

第 1 加圧状態の被検体により反射された超音波の第 1 信号波形と、第 2 加圧状態の前記被検体により反射された超音波の第 2 信号波形と、を用いて加圧状態の変化に係る前記被検体の歪みを算出する信号処理装置であって、

設定された角周波数の差分に係る歪み差及び初期位相差により前記第 2 信号波形を圧縮及び移相させて前記第 1 信号波形に近似させた近似信号波形を生成する近似波形生成手段と、

前記第 1 信号波形と前記近似信号波形との間での各時間における位相差成分を抽出する位相差抽出手段と、

前記各時間と当該各時間における前記位相差成分との相関関係に応じて、前記第 1 信号波形と前記近似信号波形との間の前記歪み差及び前記初期位相差を算出する相関算出手段と、

所定の条件が満たされるまで、前記相関算出手段で算出された前記歪み差及び前記初期位相差により前記近似信号波形を圧縮及び移相させて前記近似信号波形を更新し、当該更新された近似波形と前記第 1 信号波形とを用いて前記位相差抽出手段及び前記相関算出手段による処理を繰り返させる繰返し判定手段と、

前記繰返し行われた前記圧縮に係る前記歪み差の累積値に基づいて前記歪みを算出する歪み算出手段と、

を備えることを特徴とする信号処理装置。

【請求項 3】

前記所定の条件が満たされた場合に、前記第 1 信号波形と前記近似信号波形との相関を示す復元率を算出する復元率算出手段を備えることを特徴とする請求項 2 記載の信号処理装置。

【請求項 4】

表示手段と、

前記歪み、及び前記復元率に基づく当該歪みの算出精度を前記表示手段に表示させる表示制御手段と、

を備えることを特徴とする請求項 3 記載の信号処理装置。

【請求項 5】

算出された前記歪みの空間分布に対して平滑化を行うノイズ除去手段を備え、

前記ノイズ除去手段は、各空間位置における平滑化された歪みの大きさを、当該空間位置にそれぞれ応じた所定範囲内の複数位置における歪みの大きさの重み付け平均で算出し、当該重み付け平均の重みは、前記複数位置の各々における前記復元率の大きさに基づいてそれぞれ定められる

ことを特徴とする請求項 3 又は 4 記載の信号処理装置。

【請求項 6】

前記位相差抽出手段は、前記抽出を行う前記位相差成分に係る前記時間の幅を前記第 1 信号波形と前記近似信号波形との間の前記歪み差及び前記初期位相差のうち少なくとも一

10

20

30

40

50

方に応じて変化させることを特徴とする請求項 2 ~ 5 の何れか一項に記載の信号処理装置。

【請求項 7】

前記繰返し判定手段は、前記第 1 信号波形と前記近似信号波形との間の前記歪み差が所定の基準値以下となることを前記所定の条件とすることを特徴とする請求項 2 ~ 6 の何れか一項に記載の信号処理装置。

【請求項 8】

前記相関算出手段は、前記歪み差及び前記初期位相差をパラメータとする最小二乗法で前記歪み差及び前記初期位相差の最適値を算出することを特徴とする請求項 1 ~ 7 の何れか一項に記載の信号処理装置。

10

【請求項 9】

超音波を送受信する超音波探触子と、
請求項 1 ~ 8 の何れか一項に記載の信号処理装置と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

第 1 加圧状態の被検体により反射された超音波の第 1 信号波形と、第 2 加圧状態の前記被検体により反射された超音波の第 2 信号波形と、を用いて加圧状態の変化に係る前記被検体の歪みを算出する信号処理装置の信号処理方法であって、

前記第 1 信号波形と前記第 2 信号波形との間での各時間における位相差成分を抽出する位相差抽出ステップ、

20

前記各時間と当該各時間における前記位相差成分との相関関係に応じて、前記第 1 信号波形と前記第 2 信号波形との間の歪み差及び初期位相差を算出する相関算出ステップ、

前記歪み差に基づいて前記歪みを算出する歪み算出ステップ、
を含むことを特徴とする信号処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、信号処理装置、超音波診断装置及び信号処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

30

従来、超音波を被検体内部に照射し、その反射波を受信して解析することにより内部構造の検査を行う超音波診断装置がある。超音波診断では、被検体を非破壊、非侵襲で調べることが出来るので、医療目的の検査や建造物内部の検査といった種々の用途に広く用いられている。

【0003】

超音波は、内部の材質や状態が変化する不連続面で主に反射される。内部の材質や状態が既知の場合には、その反射位置の情報を取得するだけで十分な結果が得られる。一方、内部の材質や状態を確定出来ない場合に、その硬さを計測することでこれら材質や状態を判断する技術がある。この技術では、内部の歪みを算出し、当該歪みに基づいて求められる弾性率といった物理パラメータにより材質や状態が判断される。

40

このような歪みの算出手法としては、従来、通常計測時の反射波形と、所定の圧力で被検体を圧縮したときの反射波形とのうち、前者の波形を圧縮又は後者の波形を伸展させながら他方の波形との相互相関を取って相互相関が高い場合を検出し、このときの圧縮率又は伸展率と、圧力との関係に基づいて歪みを計測する方法が用いられている。

【0004】

しかしながら、押圧に基づいて内部の材質の歪みを算出する際、当該材質自体の位置が変化する、即ち、平行移動するので、波形の相互相関を取る際に、一方の波形を他方の波形に対して相対移動させて位置合わせを行いながら更に波形の圧縮や伸展を行う必要がある。例えば、特許文献 1 では、全ての変位量候補に対してマッピングを行って最適解を求める技術が開示されている。一方、特許文献 2 では、変位を先に求めた後、逐次計算によ

50

り最適な伸縮率に漸近させて求める技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2004-57652号公報

【特許文献2】特開2008-126079号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献1の方法では、CPUやメモリーを用いた処理量が膨大になり、これに応じたリソースが必要になるという課題がある。また、従来の技術では、位置合わせが先に行われるので、位置合わせが正確に行われないと圧縮率の算出時にずれが生じて正確に求められないという課題がある。

【0007】

この発明の目的は、容易な処理で歪みの算出誤差を低減することが可能な信号処理装置、超音波診断装置及び信号処理方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するため、請求項1記載の発明は、

第1加圧状態の被検体により反射された超音波の第1信号波形と、第2加圧状態の前記被検体により反射された超音波の第2信号波形と、を用いて加圧状態の変化に係る前記被検体の歪みを算出する信号処理装置であって、

前記第1信号波形と前記第2信号波形との間での各時間における位相差成分を抽出する位相差抽出手段と、

前記各時間と当該各時間における前記位相差成分との相関関係に応じて、前記第1信号波形と前記第2信号波形との間の角周波数の差分に係る歪み差及び初期位相差を算出する相関算出手段と、

前記歪み差に基づいて前記歪みを算出する歪み算出手段と、

を備えることを特徴としている。

【0009】

また、請求項2記載の発明は、

第1加圧状態の被検体により反射された超音波の第1信号波形と、第2加圧状態の前記被検体により反射された超音波の第2信号波形と、を用いて加圧状態の変化に係る前記被検体の歪みを算出する信号処理装置であって、

設定された角周波数の差分に係る歪み差及び初期位相差により前記第2信号波形を圧縮及び移相させて前記第1信号波形に近似させた近似信号波形を生成する近似波形生成手段と、

前記第1信号波形と前記近似信号波形との間での各時間における位相差成分を抽出する位相差抽出手段と、

前記各時間と当該各時間における前記位相差成分との相関関係に応じて、前記第1信号波形と前記近似信号波形との間の前記歪み差及び前記初期位相差を算出する相関算出手段と、

所定の条件が満たされるまで、前記相関算出手段で算出された前記歪み差及び前記初期位相差により前記近似信号波形を圧縮及び移相させて前記近似信号波形を更新し、当該更新された近似波形と前記第1信号波形とを用いて前記位相差抽出手段及び前記相関算出手段による処理を繰り返させる繰返し判定手段と、

前記繰返し行われた前記圧縮に係る前記歪み差の累積値に基づいて前記歪みを算出する歪み算出手段と、

を備えることを特徴としている。

【0010】

10

20

30

40

50

また、請求項 3 記載の発明は、請求項 2 記載の信号処理装置において、
前記所定の条件が満たされた場合に、前記第 1 信号波形と前記近似信号波形との相関を示す復元率を算出する復元率算出手段を備えることを特徴としている。

【0011】

また、請求項 4 記載の発明は、請求項 3 記載の信号処理装置において、
表示手段と、
前記歪み、及び前記復元率に基づく当該歪みの算出精度を前記表示手段に表示させる表示制御手段と、
を備えることを特徴としている。

【0012】

また、請求項 5 記載の発明は、請求項 3 又は 4 記載の信号処理装置において、
算出された前記歪みの空間分布に対して平滑化を行うノイズ除去手段を備え、
前記ノイズ除去手段は、各空間位置における平滑化された歪みの大きさを、当該空間位置にそれぞれ応じた所定範囲内の複数位置における歪みの大きさの重み付け平均で算出し、当該重み付け平均の重みは、前記複数位置の各々における前記復元率の大きさに基づいてそれぞれ定められる
ことを特徴としている。

【0013】

また、請求項 6 記載の発明は、請求項 2 ~ 5 の何れか一項に記載の信号処理装置において、
前記位相差抽出手段は、前記抽出を行う前記位相差成分に係る前記時間の幅を前記第 1 信号波形と前記近似信号波形との間の前記歪み差及び前記初期位相差のうち少なくとも一方に応じて変化させることを特徴としている。

【0014】

また、請求項 7 記載の発明は、請求項 2 ~ 6 の何れか一項に記載の信号処理装置において、
前記繰返し判定手段は、前記第 1 信号波形と前記近似信号波形との間の前記歪み差が所定の基準値以下となることを前記所定の条件とすることを特徴としている。

【0015】

また、請求項 8 記載の発明は、請求項 1 ~ 7 の何れか一項に記載の信号処理装置において、
前記相関算出手段は、前記歪み差及び前記初期位相差をパラメータとする最小二乗法で前記歪み差及び前記初期位相差の最適値を算出することを特徴としている。

【0016】

また、請求項 9 記載の発明は、
超音波を送受信する超音波探触子と、
請求項 1 ~ 8 の何れか一項に記載の信号処理装置と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0017】

また、請求項 10 記載の発明は、
第 1 加圧状態の被検体により反射された超音波の第 1 信号波形と、第 2 加圧状態の前記被検体により反射された超音波の第 2 信号波形と、を用いて加圧状態の変化に係る前記被検体の歪みを算出する信号処理装置の信号処理方法であって、
前記第 1 信号波形と前記第 2 信号波形との間での各時間における位相差成分を抽出する位相差抽出ステップ、
前記各時間と当該各時間における前記位相差成分との相関関係に応じて、前記第 1 信号波形と前記第 2 信号波形との間の角周波数の差分に係る歪み差及び初期位相差を算出する相関算出ステップ、
前記歪み差に基づいて前記歪みを算出する歪み算出ステップ、
を含むことを特徴としている。

10

20

30

40

50

【発明の効果】**【0018】**

本発明に従うと、容易な処理で歪みの算出誤差を低減することが出来るという効果がある。

【図面の簡単な説明】**【0019】**

【図1】本発明の実施形態の超音波診断装置を示す全体図である。

【図2】超音波診断装置の内部構成を示すブロック図である。

【図3】歪みの計測について説明する図である。

【図4】歪みの算出及び表示の流れについて説明する図である。

【図5】歪み計測表示処理の制御手順を示すフローチャートである。

【図6】歪み量算出処理の制御手順を示すフローチャートである。

【図7】歪み量表示画像の表示例を示す図である。

【発明を実施するための形態】**【0020】**

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

図1は、本実施形態の超音波診断装置Uの全体図である。図2は、超音波診断装置Uの内部構成を示すブロック図である。

【0021】

図1に示すように、この超音波診断装置Uは、超音波診断装置本体1と、ケーブル22を介して超音波診断装置本体1に接続された超音波探触子2（超音波プローブ）とを備える。超音波診断装置本体1には、操作入力部18と出力表示部19とが設けられている。超音波診断装置本体1の制御部15は、操作入力部18のキーボードやマウスといった入力デバイスに対する外部からの入力操作に基づき、超音波探触子2に駆動信号を出力して超音波を出力させ、また、超音波探触子2から超音波受信に係る受信信号を取得して各種処理を行い、必要に応じて出力表示部19の液晶画面などに結果などを表示させる。

【0022】

超音波診断装置本体1は、図2に示すように、送信部12と、受信部13と、送受信切替部14と、制御部15と、画像処理部16と、記憶部17と、操作入力部18と、出力表示部19（表示手段）などを備えている。

【0023】

送信部12は、制御部15から入力される制御信号に従って超音波探触子2に供給するパルス信号を出力し、超音波探触子2に超音波を発生させる。送信部12は、例えば、クロック発生回路、パルス発生回路、パルス幅設定部、及び、遅延回路を備えている。クロック発生回路は、パルス信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。パルス発生回路は、所定の周期で予め設定された電圧振幅のバイポーラ型矩形波パルスが発生させる回路である。パルス幅設定部は、パルス発生回路から出力される矩形波パルスのパルス幅を設定する。パルス発生回路で生成された矩形波パルスは、パルス幅設定部への入力前又は入力後に、超音波探触子2の個々の振動子21ごとに異なる配線経路に分離される。遅延回路は、生成された矩形波パルスを各振動子21に送信するタイミングに応じて、これらの配線経路ごとに設定された遅延時間それぞれ遅延させて出力させる回路である。

【0024】

受信部13は、制御部15の制御に従って超音波探触子2から入力された受信信号を取得する回路である。受信部13は、例えば、増幅器、A/D変換回路、整相加算回路を備えている。増幅器は、超音波探触子2の各振動子21により受信された超音波に応じた受信信号を予め設定された所定の増幅率でそれぞれ増幅する回路である。A/D変換回路は、増幅された受信信号を所定のサンプリング周波数でデジタルデータに変換する回路である。サンプリング周波数は、ナイキスト周波数が後述の受信周波数より大きい必要があり、例えば、60MHzである。整相加算回路は、A/D変換された受信信号に対して、振

10

20

30

40

50

動子 2 1 毎に対応した配線経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算（整相加算）して音線データを生成する回路である。

【 0 0 2 5 】

送受信切替部 1 4 は、制御部 1 5 の制御に基づいて、振動子 2 1 から超音波を発信する場合に駆動信号を送信部 1 2 から振動子 2 1 に送信させる一方、振動子 2 1 が出射した超音波に係る信号を取得する場合に受信信号を受信部 1 3 に出力させるための切り替え動作を行う。

【 0 0 2 6 】

制御部 1 5 は、C P U (Central Processing Unit)、H D D (Hard Disk Drive) 及び R A M (Random Access Memory) などを備えている。C P U は、H D D に記憶されている各種プログラムを読み出して R A M にロードし、当該プログラムに従って超音波診断装置 U の各部の動作を統括制御する。H D D は、超音波診断装置 U を動作させる制御プログラム及び各種処理プログラムや、各種設定データ等を記憶する。これらのプログラムや設定データは、H D D の他、例えば、フラッシュメモリなどの不揮発性メモリを用いた補助記憶装置に読み書き更新可能に記憶させることとしても良い。R A M は、S R A M や D R A M などの揮発性メモリであり、C P U に作業用のメモリ空間を提供し、一時データを記憶する。

10

【 0 0 2 7 】

画像処理部 1 6 は、制御部 1 5 の C P U とは別個に、超音波の受信データに基づく診断用画像を作成するための演算処理を行う C P U や R A M などを用いた処理制御部 1 6 a を有する。この診断用画像には、出力表示部 1 9 に略リアルタイムで表示させる画像データやその一連の動画データ、スナップショットの静止画データなどが含まれる。また、スナップショットの静止画データとして、被検体内部の歪み（弾性値）の分布が算出、表示出力可能となっている。

20

この画像処理部 1 6 は、信号処理装置を構成し、処理制御部 1 6 a は、位相差抽出手段、相関算出手段、歪み算出手段、近似波形生成手段、繰返し判定手段、復元率算出手段、表示制御手段及びノイズ除去手段を構成する。また、処理制御部 1 6 a は、位相差抽出ステップ、相関算出ステップ及び歪み算出ステップといった本発明の信号処理方法に係る各種処理を実行する信号処理装置の制御手段として機能する。

なお、処理制御部 1 6 a によるこれらの演算処理が C P U 1 5 により行われる構成であっても良い。

30

【 0 0 2 8 】

記憶部 1 7 は、例えば、D R A M (Dynamic Random Access Memory) などの揮発性メモリである。或いは、この記憶部 1 7 は、高速書き換えが可能な各種不揮発性メモリであっても良い。記憶部 1 7 は、画像処理部 1 6 で処理されてリアルタイム表示やこれに準じた表示に用いられる診断用画像データをフレーム単位で記憶する。記憶部 1 7 に記憶された超音波診断用画像データは、制御部 1 5 の制御に従って読み出され、出力表示部 1 9 に送信されたり、図示略の通信部を介して超音波診断装置 U の外部に出力されたりする。このとき、出力表示部 1 9 の表示方式がテレビジョン方式の場合には、記憶部 1 7 と出力表示部 1 9 との間に D S C (Digital Signal Converter) が設けられて、走査フォーマットが変換された後に出力されれば良い。

40

【 0 0 2 9 】

操作入力部 1 8 は、押しボタンスイッチ、キーボード、マウス、若しくはトラックボール、又は、これらの組み合わせを備えており、ユーザーの入力操作を操作信号に変換し、超音波診断装置本体 1 に入力する。

【 0 0 3 0 】

出力表示部 1 9 は、L C D (Liquid Crystal Display)、有機 E L (Electro-Luminescent) ディスプレイ、無機 E L ディスプレイ、プラズマディスプレイ、C R T (Cathode Ray Tube) ディスプレイといった種々の表示方式のうち、何れかを用いた表示画面とその駆動部を備える。出力表示部 1 9 は、C P U 1 5 から出力された制御信号や、画像処理部

50

16で生成された画像データに従って表示画面（各表示画素）の駆動信号を生成し、表示画面上に超音波診断に係るメニュー、ステータスや、受信された超音波に基づく計測データの表示を行う。

【0031】

これらの操作入力部18や出力表示部19は、超音波診断装置本体1の筐体に一体となつて設けられたものであっても良いし、USBケーブルやHDMIケーブル（登録商標：HDMI）などを介して外部に取り付けられるものであっても良い。また、超音波診断装置本体1に操作入力端子や表示出力端子が設けられていれば、これらの端子に従来の操作及び表示用の周辺機器を接続して利用するものであっても良い。

【0032】

超音波探触子2は、超音波（ここでは、1～30MHz程度）を発振して生体などの被検体に対して出射（発信）するとともに、出射した超音波のうち被検体で反射された反射波（エコー）を受信して電気信号に変換する音響センサーとして機能する。この超音波探触子2は、超音波を送受信する複数の振動子21の配列である振動子配列210と、ケーブル22とを備えている。ケーブル22は、その一端に超音波診断装置本体1とのコネクタ（図示略）を有し、超音波探触子2は、このケーブル22により超音波診断装置本体1に対して着脱可能に構成されている。ユーザーは、この超音波探触子2における超音波の送受信面、即ち、振動子配列210から超音波を出射する方向の面を被検体に所定の圧力で接触させて超音波診断装置Uを動作させ、超音波診断を行う。

【0033】

また、超音波探触子2は、圧力センサーを備え、超音波探触子2の被検体への圧力を計測して制御部15に出力する構成とすることが出来る。超音波探触子2は、更に、超音波探触子2の送受信面を超音波の送受信方向に前後移動させるモーターを備え、予め設定された圧力で被検体に押し付けたり開放したりすることが可能であつても良い。

【0034】

振動子配列210は、圧電体とその変形（伸縮）により電荷が現れる両端に設けられた電極とを有する圧電素子を備えた複数の振動子21の配列、例えば、所定の方向（走査方向）への一次元配列である。振動子21に電圧パルス（パルス信号）が順番に供給されることで各圧電体に生じる電界に応じて圧電体に変形し、超音波が発信される。また、振動子21に所定の周波数帯の超音波が入射すると、その音圧により圧電体の厚さが変動（振動）することで当該変動量に応じた電荷が生じ、当該電荷量に応じた電気信号に変換、出力される。

【0035】

次に、本実施形態の超音波診断装置Uにおける歪みの計測動作について説明する。

本実施形態の超音波診断装置Uでは、輝度を用いて断層検査に係る一次元～二次元表示を略リアルタイムで行うBモードや、ドップラー効果を利用して血流状態などを計測して表示させるMモードに加えて、内部構造の歪みを計測して表示する歪み量表示モードを有する。

【0036】

図3は、歪みの計測について説明する図である。

図3(a)に示すように、通常時の被検体S内には、当該被検体Sの上面であつて超音波探触子2の超音波発信面との接触面から深さ方向（X方向）へ距離 x_r の位置に構造Tの上端がある。また、この構造TのX方向への幅がLである。図3(b)に示すように、上面側からこの被検体Sに圧力 p （応力）が加えられた状態で、構造Tにも同様に圧力 p がかかるとすると、この構造Tの上端位置がX方向へ距離 x_s となり、また、幅が $L - \Delta L$ となるように変化する。

従つて、これら2つの状態における構造Tを計測することで、歪み $\varepsilon = \Delta L / L$ が求められる。また、このとき、圧力センサーで計測された圧力 p （応力）を用いて縦弾性係数（ヤング率） $E = p / \varepsilon$ を算出し、これを表示させることも出来る。

【0037】

図4は、歪みの算出及び表示の流れについて説明する図である。

この歪み量表示モードでは、被検体に対して2種類の異なる圧力を加えながら（例えば、超音波探触子2を被検体に対して押し付ける圧力を変化させながら）超音波を送受信する。ここでは、1フレームごとに交互に2種類の圧力の大きさを切り替えながら各フレームのデータが取得される。異なる圧力時の2フレーム分のエコーが取得されると、当該2フレーム分のデータに基づいて各位置での歪み量及びその復元率が算出される。即ち、最初と最後のフレームデータ（フレーム1など）を除き、各フレームのデータは、歪み量の分布の算出に2回用いられる。そして、算出された歪み量の分布及び復元率の分布のデータは、表示用に平滑化やダイナミックレンジの調整といった処理が行われた後、例えば、カラー表示又はグレースケール表示で出力表示部19に表示される。

10

ここで、復元率は、歪みの計測値の正確さを示す指標であり、後述する。

【0038】

図5は、超音波診断装置Uで実行される歪み計測表示処理について、画像処理部16の処理制御部16aによる制御手順を示すフローチャートである。

この歪み計測表示処理は、超音波診断に係る計測表示処理において、ユーザーの操作入力部18への入力操作などにより歪み計測表示モードが選択された場合に制御部15から画像処理部16への制御信号に基づいて実行される。

【0039】

歪み計測表示処理が開始されると、画像処理部16の処理制御部16a（CPU）は、被検体に対する異なる圧力での2回の走査分（2フレーム）の受信波形データを取得し、超音波探触子2の走査方向への位置合わせを行う（ステップS101）。処理制御部16aは、予め設定された位置同士での調節やパターンマッチングなどにより同一位置に当たる走査位置の組み合わせを決定する。

20

【0040】

処理制御部16aは、各走査位置で被検体に対して加えられた力が小さい場合（第1加圧状態）に取得される超音波波形（伸展時波形、第1信号波形）と被検体に対して加えられた力が大きい場合（第2加圧状態）に取得される超音波波形（圧縮時波形、第2信号波形）の組み合わせを用いて、それぞれ加圧状態の変化に係る歪み量の算出を行う（ステップS102）。また、処理制御部16aは、算出された歪み量に係る復元率を算出し、取得する（ステップS103）。歪み量の算出処理については、後に詳述する。

30

【0041】

処理制御部16aは、2回の走査画像（2フレームデータ）に係る2次元画像の各点について、それぞれ復元率に応じた強度の平滑化処理（スムージング）を行う（ステップS104）。また、処理制御部16aは、2回の走査分の受信波形データのうち、1回目の受信波形データが圧縮時波形であるか否かを判別する（ステップS105）。1回目の受信波形データが圧縮時波形に係るデータであると判別された場合には（ステップS105で“YES”）、ステップS104の処理で平滑化処理が行われた2次元画像データの算出値の符号反転、即ち、歪み量における ΔL の符号を反転させる（ステップS106）。それから、処理制御部16aの処理は、ステップS107に移行する。1回目の受信波形データが圧縮時波形に係るデータではないと判別された場合には（ステップS105で“NO”）、処理制御部16aの処理は、ステップS107に移行する。

40

【0042】

ステップS107の処理に移行すると、処理制御部16aは、直近の所定回取得された2次元画像データの各データの平均値及びダイナミックレンジを取得する（ステップS107）。これらの値は、各回の歪み計測表示処理で最終的な2次元画像データが出力されるごとに所定回数処理制御部16aのRAMなどに記憶しておくことで容易に取得が可能となる。処理制御部16aは、これら取得された今回の取得値、直近の所定回の平均値及びダイナミックレンジに基づいて2次元画像のスケーリングを行う（ステップS108）。そして、処理制御部16aは、スケーリングされた歪み計測に係る2次元画像（歪み計測画像）のデータを記憶部17を介して出力表示部19に出力させる（ステップS10

50

9)。処理制御部16aは、歪み計測表示処理を終了する。

【0043】

次に、本実施形態の超音波診断装置Uにおける歪み量の算出処理について説明する。

本実施形態の超音波診断装置Uでは、被検体の同一部位に対して異なる2種類の圧力（圧力が0の場合や負の場合（張力）を含む）で超音波探触子2を押し付けることで被検体を押圧しながらそれぞれの状態で発信された超音波のエコーを、圧力が小さい方のものを伸展時波形 $r(t)$ とし、また、圧力が大きい方のものを圧縮時波形 $s(t)$ として取得する。

【0044】

各データ取得タイミング（経過時間 t （時間））における伸展時波形 $r(t)$ は、

$$r(t) = A_1(t) \cos(\omega_0 t + \varphi_1(t)) \quad \dots \quad (1)$$

と表される。ここで、 ω_0 は、受信超音波の中心角周波数、 $A_1(t)$ は、振幅成分の時間変化（受信波形の包絡線）、 $\varphi_1(t)$ は、初期位相である。

この波形は、解析的に以下のように複素関数で表され得る。

$$r_a(t) = A_1(t) \exp(i\omega_0 t + \varphi_1(t)) \quad \dots \quad (2)$$

【0045】

一方、圧縮時波形 $s(t)$ では、歪み ε （即ち、伸展率、圧縮時に $\varepsilon < 0$ ）に応じて所定の構造に対するエコーが伸展時波形 $r(t)$ より短時間、即ち短周期で観測されることになる。また、被検体に対して間接的に圧力がかかるのに伴い、内部の被検体位置が x_r から x_s に移動しているので、反射波の検出タイミング、即ち、位相が変化する。歪み ε が微小な範囲（通常、例えば、5%以下）においては、以下の式（3）で示すように、歪み ε の分だけ伸展時波形 $r_a(t)$ を圧縮させることで、圧縮時波形 $s(t)$ に近似した近似波形 $c_a(t)$ が得られる。

$$c_a(t) = A_1(t(1 - \varepsilon)) \exp(i\omega_0 t(1 - \varepsilon) + \varphi_1(t(1 - \varepsilon))) \quad \dots \quad (3)$$

【0046】

これらの解析解（2）、（3）から以下の式（4）により伸展時波形 $r(t)$ と近似波形 $c_a(t)$ との位相差 $F_a(t)$ （位相差成分）が求められる。

$$F_a(t) = \text{Im}(\log(r_a(t) c_a^*(t))) = \varepsilon \omega_0 t + \delta \quad \dots \quad (4)$$

ここで、 $c_a^*(t)$ は、近似波形 $c_a(t)$ の複素共役であり、 δ は、上述の距離 x_s と距離 x_r のずれに伴う位相ずれ（初期位相差）を表す。即ち、この位相差 $F_a(t)$ は、傾きが歪み ε に比例し、切片が位相ずれ δ で表される一次関数となる。この位相差 $F_a(t)$ 、具体的には、位相ずれ δ は、必ずしも時間に依存して変化する位相 $\varepsilon \omega_0 t$ に対して一周以内の値とは限らない。

【0047】

計測された伸展時波形 $r(t)$ 及び圧縮時波形 $s(t)$ の位相差 $F(t)$ を位相差 $F_a(t)$ を用いて求める場合、解析解における虚数部の値は、伸展時波形と圧縮時波形の計測値（実数部）をそれぞれ ± 90 度移相（角周波数 ω_0 （角振動数）に対し、それぞれ $\pi/2$ 及び $3\pi/2$ の位相分時間遅延）させた値である。これら実数部の波形と虚数部の波形は、これらの受信波形をIQ直交検波することでそれぞれI波、Q波として取得されても良く、この場合、適宜な中間周波数の信号に変換されても良い。

【0048】

このときに用いられる圧縮時波形 $s(t)$ の計測データは、設定された歪み ε 及び位相ずれ δ に相当する分の伸展及びシフト（圧縮及び移相、ここでいう圧縮には、圧縮率が負の場合、即ち、伸展が含まれる）を行って生成される近似波形 $c(t)$ （近似信号波形）に置き換えられることで、伸展時波形 $r(t)$ と近似波形 $c(t)$ との違いを小さくすることが出来る。

ここで、歪み ε 及び位相ずれ δ の初期設定値としては、例えば、隣接する位置における歪み ε の計算で得られた値を利用することが出来る。また、想定される内部の構成と加えられる圧力変化から標準的な歪み ε や位相ずれ δ の値を見積もっておき、これらの値を用

10

20

30

40

50

いることとしても良い。また、前回の位置（即ち、隣接する位置）で求められた歪み ε および位相ずれ δ により開始された計算で正確な値に収束しない場合や、当該位置の復元率が低い場合などには、歪み ε や位相ずれ δ の計算を初期化し、このような理論的な値に基づく計算に切り替えたり、或いは、前々回の算出値を用いた計算に切り替えたりことにしたりすることが出来る。更に、圧力が十分小さい場合には、これらの初期値を「0」とすることも出来る。

また、圧縮時波形 $s(t)$ と伸展時波形 $r(t)$ の振幅を予め規格化してから上述の位相成分の抽出を行うことが出来る。

【0049】

このようにして求められた計測値に基づく2つの複素関数により、位相差 $F(t)$ が算出される。即ち、伸展時波形 $r(t)$ の実数部との近似波形 $c(t)$ の虚数部を符号反転したものとの乗算値、及び、伸展時波形 $r(t)$ の虚数部と近似波形 $c(t)$ の実数部との乗算値をそれぞれ求め、更に、これらの乗算結果を加算することで得られる。所定の経過時間 t の範囲内（ウィンドウ）において、設定された歪み ε 及び位相ずれ δ を適用してそれぞれ求められた $F(t)$ の値に残るずれ η は、式（5）で示される。

$$\eta(\varepsilon, \delta) = F(t) - \varepsilon \omega_0 t - \delta \quad \dots \quad (5)$$

【0050】

そして、式（6）で示されるずれ η の二乗和 σ を最小にする歪み ε 及び位相ずれ δ が求められる。

$$\sigma = \sum_t \eta^2 = \sum_t (F(t) - \varepsilon \omega_0 t - \delta)^2 \quad \dots \quad (6)$$

ここで、 $\sum_t$ は、サンプリングデータに係る経過時間 t のデジタル離散値についての和を示す。二乗和 σ を最小にする歪み ε （角周波数差 $\varepsilon \omega_0$ ）及び位相ずれ δ は、一次関数に対する最小二乗法で容易に求めることが出来る。

【0051】

算出された歪み ε 及び位相ずれ δ は、近似波形 $c(t)$ に用いられた歪み ε のずれ（歪み差）及び位相ずれ δ のずれを示す。従って、近似波形 $c(t)$ に用いられたそれぞれの値に、算出された値をそれぞれ累積していくことによって、当該累積値により、より正確な歪み ε 及び位相ずれ δ の値に近づけることが出来る。

【0052】

このようにして求められた、より正確な歪み ε 及び位相ずれ δ を用いて、再度伸展及びシフトがなされた近似波形 $c(t)$ が生成される。このとき、離散的な経過時間 t について取得された圧縮時波形 $s(t)$ を歪み ε 、即ち、伸展率に基づいて忠実に伸展させると、経過時間 t のシフト先と元の経過時間 t との間にずれが生じる。従って、元の経過時間 t と一致する範囲で近似的に経過時間を定めるか、又は、進展後の近似波形 $c(t)$ のデータを用いても元の経過時間 t における振幅強度を補間によって求める。補間処理を行う場合、補間の方法としては、一次線形補間の他、周知の補間方法を選択して用いることが出来る。

【0053】

このような処理を繰り返し行うことで、漸近的に正確な歪み ε 及び位相ずれ δ が求められる。この繰り返しの終了条件（所定の条件）は、適宜定められる。例えば、この終了条件は、単純に固定回数の実施であっても良いし、最小二乗法で求められた歪み ε のずれ（歪み差、即ち、角周波数差）、又は、歪み ε のずれ及び位相ずれ δ のずれの値の両方が基準値以下となることとしても良い。また、固定回数以内に基準値以下にならない場合には、当該位置における歪み ε 及び位相ずれ δ の算出が困難であるとしてエラー出力を行っても良い。

【0054】

このとき、位相差 $F(t)$ は、経過時間 t に応じて幅 2π の範囲（例えば、 $-\pi < F(t) \leq \pi$ ）で循環する関数であり、経過時間 t の範囲（時間の幅）が傾きである歪み ε と受信超音波の角周波数 ω_0 との積に対して広過ぎる場合、又は、位相ずれ δ により幅 2π の範囲と経過時間 t の範囲とのタイミングが合わない場合には、経過時間 t の範囲の途中

で折り返し、即ち、位相差の値が最大値（ここでは、 π ）から最小値（ここでは、 $-\pi$ ）へ跳躍する点が現れて、一次関数に対する最小二乗法での相関解析が適切になされない。従って、歪み ε 及び位相ずれ δ の初回算出時のように、求められる歪み ε や位相ずれ δ が大きい可能性がある場合には、経過時間 t の範囲を狭く設定することで、このような折り返しを発生し難くすることが出来る。そして、2 回目以降の歪み ε 及び位相ずれ δ の算出時には、近似波形 $c(t)$ の更新に用いられた歪み ε 及び初期位相ずれ δ の大きさ、復元率 R や処理回数 k に応じて経過時間 t の範囲を広げることで、相関解析に係るデータ点数を増加させて S/N 比を上昇させ、最終的に求められる歪み ε 及び位相ずれ δ の精度を高めることが出来る。

また、このような処理でもうまく歪み ε 及び位相ずれ δ が求まらない場合などには、超音波の受信角振動数 ω_0 、即ち、発信周波数を低下させることによっても折り返しを発生しづらくすることが出来る。

【0055】

図6は、歪み計測表示処理により呼び出されて実行される歪み量算出処理の処理制御部16aによる制御手順を示すフローチャートである。

【0056】

歪み量算出処理が呼び出されると、処理制御部16aは、歪みの初期値 ε_0 と位相ずれの初期値 δ_0 を設定する。また、処理回数 k を「0」に設定すると共に、二乗和 σ を求める経過時間 t の範囲を設定する（ステップS121）。

【0057】

処理制御部16aは、設定された歪み ε_k と位相ずれ δ_k を用いて圧縮時波形 $s(t)$ を伸展及びシフトさせて近似波形 $c_k(t)$ のデータを生成する（ステップS122）。処理制御部16aは、伸展時波形 $r(t)$ と、近似波形 $c_k(t)$ とにより、設定された経過時間の範囲内における各サンプリングタイミング（経過時間 t ）における位相差 $F(t)$ を算出し、この位相差 $F(t)$ と、経過時間 t とに対して、最小二乗法で新たな歪み ε_{k+1} と位相ずれ δ_{k+1} とを算出する（ステップS123）。

【0058】

処理制御部16aは、所定の条件が成立しているか否かを判別し（ステップS124）、成立していないと判別された場合には（ステップS124で“NO”）、新たに求められた歪み ε_{k+1} と前回の歪み ε_k を加算する。また、処理制御部16aは、新たに求められた位相ずれ δ_{k+1} を前回の位相ずれ δ_k に加算する。そして、処理制御部16aは、処理回数 k に1を加算した（ステップS125）後、処理をステップS122に戻す。

【0059】

所定の条件が成立していると判別された場合には（ステップS124で“YES”）、処理制御部16aは、今回の歪み ε_{k+1} と前回の歪み ε_k とを加算して最終的な歪み ε の値とする。また、処理制御部16aは、今回の位相ずれ δ_{k+1} と前回の位相ずれ δ_k とを加算して最終的な位相ずれ δ の値とする（ステップS126）。そして、処理制御部16aは、歪み量算出処理を終了し、処理を歪み計測表示処理に復帰させる。

【0060】

このとき、計測された伸展時波形 $r(t)$ と、最終的に求められた歪み ε 及び位相ずれ δ を用いて生成される近似波形 $c_k(t)$ との相互相関係数が復元率 R になる。即ち、歪み計測表示処理におけるステップS103の処理で算出されたこの復元率 R が「1」であれば、圧縮時波形 $s(t)$ から完全に圧縮前の伸展時波形 $r(t)$ が得られることになる。

【0061】

歪み量算出処理において得られた歪み量に係る二次元データは、通常、ノイズが多いため、図示される際には、歪み計測表示処理のステップS104において平滑化処理が行われる。この平滑化処理は、例えば、二次元画像の座標 (x, y) の各点で求められた歪み ε を、それぞれ、座標 $(x-M, y-N)$ と座標 $(x+M, y+N)$ とを結ぶ直線が対角線となる領域（所定範囲）内（ M, N は、適宜定められる自然数）の各位置（複数

10

20

30

40

50

位置)における歪みの大きさのデータの重み付け平均とすることで行われる。また、このとき、重み付けの重みは、復元率Rに基づいて定めることが出来る。即ち、復元率Rが低いデータについては、重み付けを相対的に軽く設定する。例えば、座標(x、y)における歪み $\varepsilon(x、y)$ に係る復元率 $R(x、y)$ を用いて、平滑化された歪み $\varepsilon_c(x、y)$ を次式(7)に従って算出することが出来る。

$$\varepsilon_c(x、y、t) = \sum_{(x-m、y-n)} \sum_{(x+m、y+n)} (R(x+m、y+n、t) \varepsilon(x+m、y+n、t)) / \sum_{(x-m、y-n)} \sum_{(x+m、y+n)} R(x+m、y+n、t) \quad \dots (7)$$

【0062】

また、同様に、歪み ε は、時間軸方向にも平滑化されることが出来る。即ち、座標(x、y、t)において時間方向に平滑化された歪み $\varepsilon_d(x、y、t)$ は、次式(8)に従って算出される。

$$\varepsilon_d(x、y、t) = \sum_{(t-k)} \sum_{(t+k)} (R(x、y、t+k) \varepsilon(x、y、t+k)) / \sum_{(t-k)} \sum_{(t+k)} R(x、y、t+k) \quad \dots (8)$$

これら空間的な平滑化と時間軸方向への平滑化は、別個にそれぞれ選択実行可能であっても良いし、両方がまとめて行われても良い。

【0063】

図7は、本実施形態の超音波診断装置Uにおける歪み量表示画像の表示例を示す図である。

図7(a)は、歪み量の分布を示す図であり、図7(b)は、当該歪み量の算出に係る復元率Rの分布を示す図である。

【0064】

この歪み量表示画像は、上述のように二次元面内における歪み量をカラー表示やグレースケール表示で示すものである。ここでは、ダイナミックレンジの調整がなされて暗色であるほど歪み量が小さく、又、復元率が低い(弾性係数の高い、精度が低い)ことが示されている。また、この歪み量表示画像には、上述の平滑化処理がなされている。このような表示により、同一の圧力に対して周囲とは歪みの大きさが異なる構造が検出された場合には、容易にユーザーが知得することが出来る。

【0065】

ここで、構造の内部に微細構造がある場合又は内部が不均一である場合には、構造の内部でも反射波が多く生じて構造全体が把握される。このような場合には、構造全体について歪み ε の大きさが正確に算出されるので、復元率Rが高くなる。従って、図7(a)、(b)の左半分の範囲における歪み ε の小さい領域、及び、右上の範囲における歪み ε の大きい領域では、復元率Rが高く、これらの歪み ε (縦弾性係数E)が正確に算出されていると推測される。

一方、構造の内部が一様又は空洞の場合、構造の上端及び下端では、反射波が生じて当該構造の境界が検出されるが、内部からの反射波が弱く、算出された歪み ε の大きさの精度が低下する。従って、図7(a)、(b)の右側中央付近の範囲に示されているように、歪み ε の小さい領域が検出されてはいるものの、復元率Rも低い領域については、ユーザーは、結果の正確性の低さを考慮に入れて結果を知得することが出来る。

【0066】

以上のように、本実施形態の超音波診断装置Uは、伸展状態の被検体により反射された超音波の伸展時波形と、所定の圧力がかかって圧縮状態にある被検体により反射された超音波の圧縮時波形と、を用いて加圧状態の変化に係る被検体の歪み ε を算出する信号処理装置である画像処理部16を備える。

画像処理部16の処理制御部16aは、伸展時波形 $r(t)$ と、圧縮時波形 $s(t)$ に係る近似波形 $c(t)$ との間での各経過時間tにおける位相差 $F(t)$ を抽出し、複数の経過時間tと対応する位相差 $F(t)$ との相関関係に応じて、伸展時波形 $r(t)$ と近似波形 $c(t)$ との間の歪み ε の大きさに対応する角周波数差 $\varepsilon_k \omega_0$ 、及び位置ずれに対応する初期位相差 δ_k を算出することで、歪み ε_k を求める。

10

20

30

40

50

このように、周波数変化の線形性が成り立つ微小の圧縮や伸展時の当該線形性を直接用いて歪み ε と初期位相差 δ を同時に算出するので、計測に係る離散値を用いた歪み ε の算出に際し、微分や積分を用いた従来技術と比較して、算出誤差の影響を受け難い。また、従来の算出方法と異なり、歪み ε と初期位相差 δ がそれぞれ傾きと切片として別個のパラメーターに含まれるので、歪み ε の値に初期位相差 δ の影響が出難い。従って、CPUの高速化やメモリの大型化、増設などのハードウェア資源のコストアップを行わず、容易な処理で歪みの算出誤差を低減することが出来る。また、歪み ε が大きい場合に従来の算出手法では生じやすい非線形誤差の影響を抑えることが出来る。

【0067】

また、所定の条件で、算出された歪み ε_k 及び初期位相差 δ_k により近似波形 $c(t)$ を更に伸展及び位相シフトさせて近似波形を更新し、この更新された近似波形 $c(t)$ と伸展時波形 $r(t)$ とを用いて、位相差 $F(t)$ の抽出、角周波数差 $\varepsilon_k \omega_0$ 及び初期位相差 δ_k を算出することで、歪み ε_k を求める処理を繰り返す。そして、所定の条件が満たされた場合に、圧縮時波形 $s(t)$ 及び近似波形 $c(t)$ の伸展に係る角周波数差 $\varepsilon_k \omega_0$ の累積値に基づいて歪み ε を算出する。

従って、漸近的により正確な歪み ε を求めることが出来る。特に、このようにして求められる歪み ε が好ましいレベルまで収束するまで繰り返すことも可能であるので、無駄な処理の増加を抑えつつ、正確な歪み ε の値が求められるまで処理を行うことが出来る。

【0068】

また、エコーの信号処理方法として上述の歪み量算出処理を用いることで、信号処理装置の制御手段としての処理制御部16aの処理負荷を抑えつつ、速やか且つ正確に歪み ε を算出して出力することが出来るので、ユーザーである検査技師や医師の熟練度などの影響を抑えながら速やかに適切な情報を提供することが出来る。

【0069】

また、所定の条件が満たされた場合に、伸展時波形 $r(t)$ と近似波形 $c(t)$ との相関係数を求めて復元率 R とする。従って、単に歪み ε を求めただけでは分からない信号強度などに係るその精度情報を併せてユーザーが知得することが出来る。

【0070】

また、出力表示部19を備え、求められた歪み ε 、及び復元率 R に基づくこの歪み ε の算出精度を出力表示部19に表示させる。従って、歪み ε 及びその精度を効率良くユーザーに知得させることが出来る。

【0071】

また、この画像処理部16では、算出された歪み ε の空間分布に対して平滑化を行うことでノイズ除去を行う。このノイズ除去は、座標 (x, y) の歪み $\varepsilon(x, y)$ に対して定められる所定の範囲 $\{x+m, y-n: -M \leq m \leq M, -N \leq n \leq N\}$ の各点の歪みの大きさ $\varepsilon(x+m, y-n)$ の重み付け平均により行われる。このときの重みは、それぞれ、復元率 $R(x+m, y-n)$ に基づいて定められる。従って、単純な平滑化と比較して精度の悪いデータを軽く用いることで、平滑化に係る空間分布の精度を必要以上に悪化させない。

【0072】

また、位相差 $F(t)$ を算出する際に、当該算出を行う経過時間 t の範囲を伸展時波形 $r(t)$ と近似波形 $c(t)$ との間の角周波数差 $\varepsilon \omega_0$ 及び δ 又は位相ずれ δ に応じて変化させる。従って、歪み ε や位相ずれ δ が大きく、算出される $F(t)$ の途中で折り返しが発生しやすい場合には、狭い範囲の経過時間 t で位相差 $F(t)$ を算出し、歪み ε や位相ずれ δ が小さくなり、折り返しが発生しづらくなった後に広い範囲の経過時間 t で位相差 $F(t)$ を計算することでデータ点数を増加させ、算出精度を上昇させることが出来る。

【0073】

また、伸展時波形 $r(t)$ と近似波形 $c(t)$ との間の角周波数差 $\varepsilon \omega_0$ が所定の基準値以下となった場合に繰返し計算を終了させることで、精度の良い歪み ε の計算を不要に

10

20

30

40

50

長時間要さずに実行することが出来る。

【0074】

また、位相差 $F(t)$ と対応する経過時間 t について、一次の相関に基づき最小二乗法で最適な角周波数差 $\varepsilon \omega_0$ 及び位相ずれ δ を算出するので、容易且つ正確に歪み ε を求めることが出来る。

【0075】

また、本実施形態の超音波診断装置 U は、超音波を送受信する超音波探触子 2 と、上述の信号処理装置としての画像処理部 16 を備えた超音波診断装置本体 1 などを備えるので、超音波探触子 2 を用いて受信されたエコーを略リアルタイムで処理し、低負荷で迅速且つ誤差の少ないデータを生成することが出来る。

10

【0076】

なお、本発明は、上記実施の形態に限られるものではなく、様々な変更が可能である。

例えば、上記実施形態では、医療機器として生体組織の歪みを求める場合を例に挙げて説明したが、歪みの算出対象としては、生体組織に限られない。内部の対象物に対して適切に圧力が加えられるものであれば、本発明は、建築構造物や小型の構造を有する各種製品などに適宜利用可能である。

【0077】

また、上記実施の形態では、超音波探触子 2 を押し当てる圧力を変化させることで内部の対象物に対する圧力も変化させることとしたが、圧力の与え方は、これに限られない。例えば、超音波探触子 2 から送信される検査用超音波と並行して、加圧用の強い音波を送信して、エコーを取得する技術 (ARFI: acoustic radiation force impulse) を利用しても良い。

20

【0078】

また、上記実施の形態では、一次元圧縮を前提として歪みや縦弾性係数の算出を行ったが、被検体の物性に応じ、三次元方向、即ち、圧縮方向に垂直な面内での圧縮、伸展を考慮して計算を行っても良い。

【0079】

また、上記実施の形態では、超音波探触子 2 で押し込むことで圧力を変化させたが、対象物に応じて引っ張る力が加えられても良い。

【0080】

30

また、上記実施の形態では、復元率を計算して別画像として出力することとしたが、指定された領域に対して数値やグラフで表示させたり、又は、カラー表示で歪みと復元率とを同時に表現させたりしても良い。

【0081】

また、上記実施の形態では、圧縮時波形 $s(t)$ を歪み ε に基づいて伸展させて伸展時波形 $r(t)$ に近づけることとしたが、伸展時波形 $r(t)$ を歪み ε に基づいて圧縮して圧縮時波形 $s(t)$ に近づけることが出来る。また、上述のように、伸展時波形 $r(t)$ と圧縮時波形 $s(t)$ とが交互に受信される場合には、先に取得された波形又は後に取得された波形の何れかを他方にあわせるものとして固定し、交互に伸展又は圧縮を行わせることとしても良い。

40

【0082】

また、出力先は、出力表示部 19 の表示画面に限られず、外部機器や外部ディスプレイであっても良い。また、印刷出力に直接出力可能としても良いし、画像データとしてではなく、数値データを外部機器に出力可能としても良い。

【0083】

また、通常、ノイズ除去を行うことで画像の認識を行いやすくしているが、ノイズ除去を行わない画像を表示可能としても良い。また、ノイズ除去の方法としては、重み付け平均だけではなく、他の適宜なウィンドウ設定に基づくものを利用又は併用することが出来る。

【0084】

50

また、上記実施の形態では、各点の歪みを算出する際に、設定されている角周波数差及び初期位相差に応じて算出に用いられる経過時間 t の範囲を広げるように設定しているが、何れか一方のみに依存して変化するように設定しても良い。

【 0 0 8 5 】

また、本実施形態の画像処理部 1 6 は、超音波探触子 2 や超音波診断装置本体 1 の他の部分とは独立に設けられても良い。即ち、専用の信号処理装置であっても良い。また、本発明の信号処理は、通常のソフトウェア処理で実現可能であるので、通常の P C などのコンピュータにソフトウェアをインストールし、当該コンピュータの制御部 (C P U) が入力された波形データを用いて実行しても良い。

その他、上記実施の形態で示した具体的な構成、処理内容や手順などは、本発明の趣旨を逸脱しない限りにおいて適宜変更可能である。

【符号の説明】

【 0 0 8 6 】

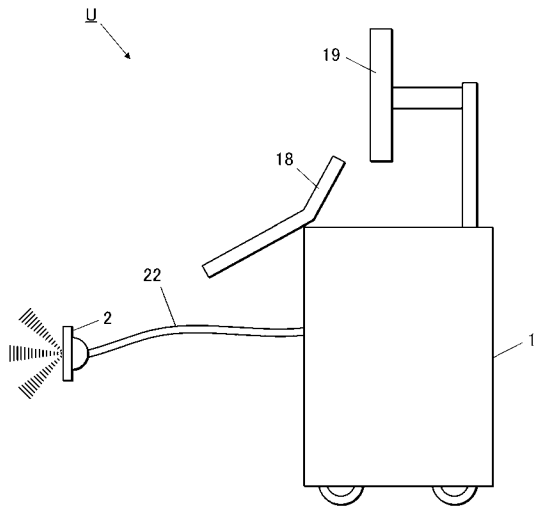
- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 1 2 送信部
- 1 3 受信部
- 1 4 送受信切替部
- 1 5 制御部
- 1 6 画像処理部
- 1 6 a 処理制御部
- 1 7 記憶部
- 1 8 操作入力部
- 1 9 出力表示部
- 2 1 振動子
- 2 2 ケーブル
- 2 1 0 振動子配列
- R 復元率
- S 被検体
- T 構造
- U 超音波診断装置

10

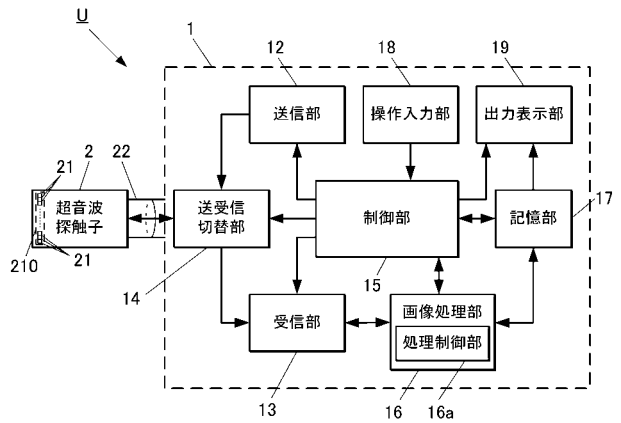
20

30

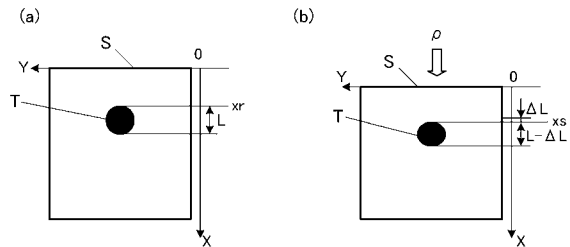
【図 1】



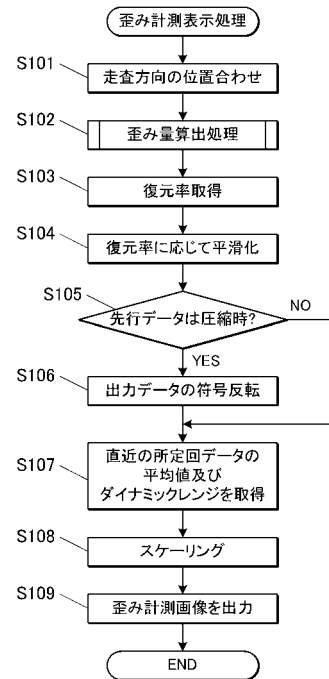
【図 2】



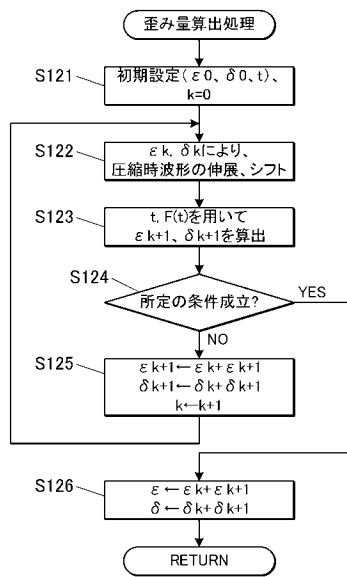
【図 3】



【図 5】

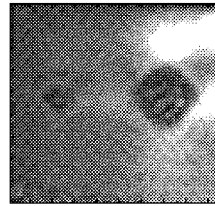


【図 6】

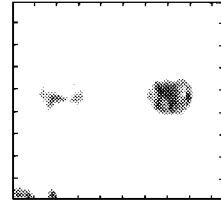


【図 7】

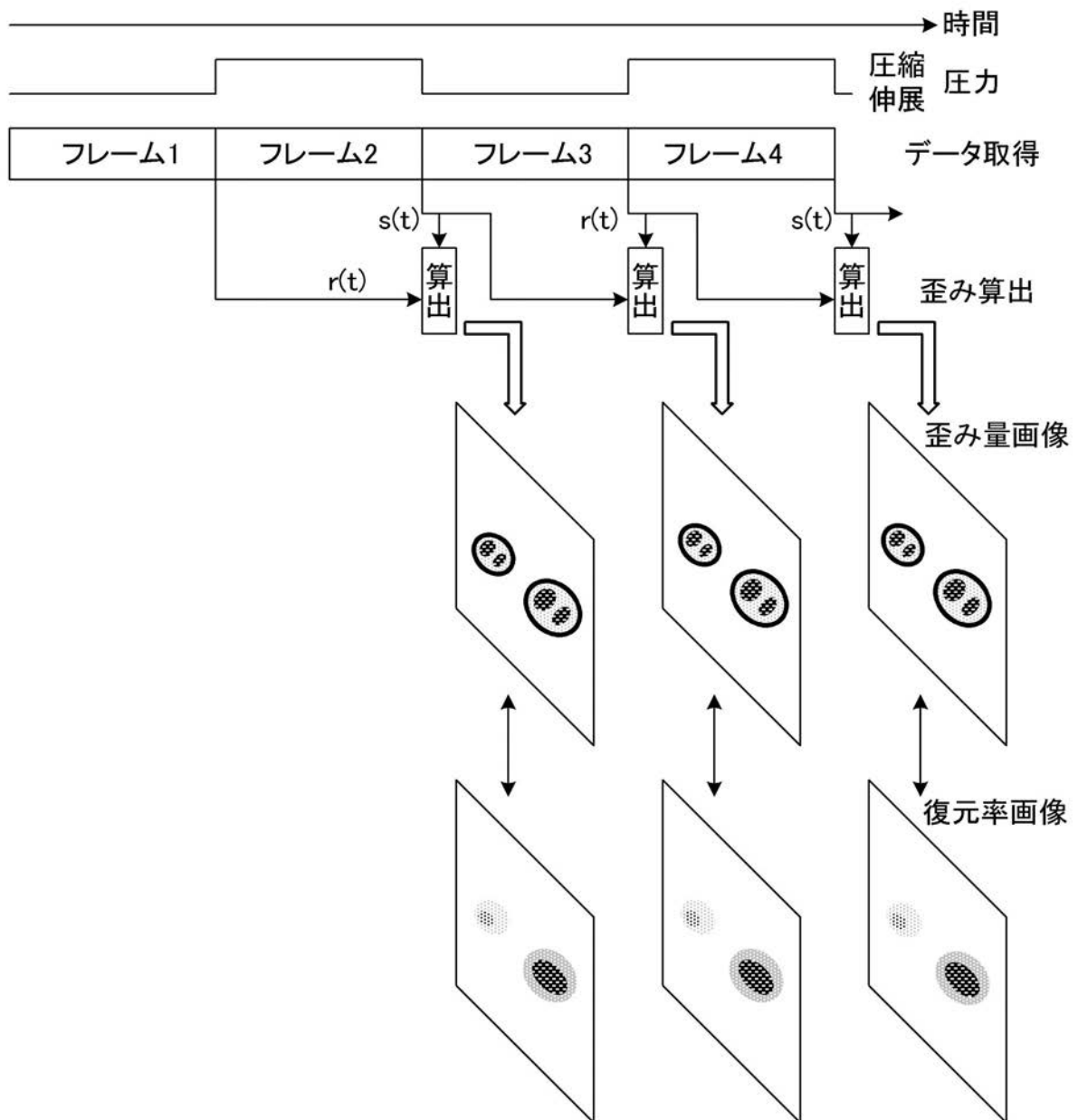
(a)



(b)



【 図 4 】



专利名称(译)	信号处理装置，超声波诊断装置和信号处理方法		
公开(公告)号	JP2015211733A	公开(公告)日	2015-11-26
申请号	JP2014094935	申请日	2014-05-02
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	武田義浩		
发明人	武田 義浩		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01N29/07 A61B8/4405 A61B8/485 A61B8/5246 G01N2291/012 G01N2291/02827 G01N2291/0289 G01N2291/044 G01S7/52042 G01S15/00 G01S15/8915 G01S15/899		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/08.ZDM		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/JB37 4C601/JB41 4C601/KK02		
其他公开文献	JP6299397B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2014-94935 (P2014-94935) 平成26年5月2日 (2014.5.2)	(71) 出願人 000001270 コニカミノルタ株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 (74) 代理人 110001254 特許業務法人光陽国際特許事務所 (72) 発明者 武田 義浩 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ ニカミノルタ株式会社内 Fターム(参考) 4C601 DD19 DD23 EE09 JB37 JB41 KK02
-------	-----------------------	--	--

解决的问题：提供一种信号处理装置，超声波诊断装置和信号处理方法，其能够通过容易的处理来减少失真计算误差。 解决方案：施加在第一加压状态下对象反射的超声波的第一信号波形和在第二加压状态下对象反射的超声波的第二信号波形。一种信号处理装置，用于计算与压力状态的变化有关的对象的畸变；相位差提取装置，用于每次提取第一信号波形和第二信号波形之间的相位差分量；以及 时间，根据这些时间中的每一次的相位差分量之间的相关性，相关性计算装置用于计算与第一信号波形和第二信号波形之间的角频率差有关的失真差和初始相位差，以及应变计算单元，其基于应变差来计算应变。 [选择图]图6