

(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2007-195984

(P2007-195984A)

(43) 公開日 平成19年8月9日(2007.8.9)

(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 22 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-14182 (P2007-14182)
 (22) 出願日 平成19年1月24日 (2007.1.24)
 (31) 優先権主張番号 10-2006-0007102
 (32) 優先日 平成18年1月24日 (2006.1.24)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 597096909
 株式会社 メディソン
 大韓民国 250-870 江原道 洪川
 郡 南面陽▲徳▼院里 114
 (74) 代理人 100082175
 弁理士 高田 守
 (74) 代理人 100106150
 弁理士 高橋 英樹
 (72) 発明者 チョン モク グン
 大韓民国 ソウル特別市 ノウォング サ
 ンゲ 9ドン ボラムアパート 203-
 907

最終頁に続く

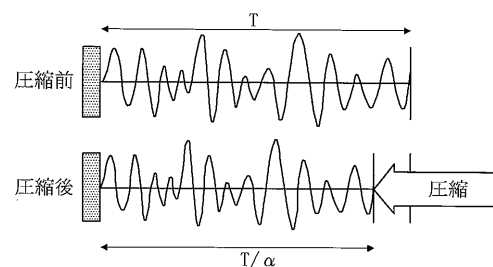
(54) 【発明の名称】 弾性映像形成のための超音波診断システム及び方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 ストレスを加える時と加えない時の受信信号間の相関度を正確に得ることができ、客観的な条件で弾性映像を形成するための超音波診断システム及び方法を提供する。

【解決手段】 対象体にストレスが加えられない時に第1送信信号を形成し、ストレスが加えられる時に第1送信信号と異なる波形を有する第2送信信号を形成し、第1送信信号と第2送信信号にそれぞれ対応する第1受信信号及び第2受信信号を形成し、第1受信信号と第2受信信号に基づいて対象体の変形率を算出して圧縮率を推定し、これに基づいて弾性映像を形成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波弾性映像を形成するための超音波診断システムであって、
対象体に圧力が加えられる時と加えられない時に異なる波形の送信信号を形成するための送信信号形成部と、
前記送信信号を超音波信号に伝送し、前記対象体から反射される超音波エコー信号に基づいて受信信号を形成するためのプローブと、
前記受信信号に基づいて前記圧力による対象体のストレインを計算するためのプロセッサと、
前記ストレインに基づいて超音波弾性映像を形成するための後処理部とを備える、超音波診断システム。 10

【請求項 2】

超音波弾性映像を形成するための超音波診断システムであって、
対象体に圧力が加えられる時と加えられない時に異なる波形の送信信号を形成するための送信信号形成部と、
前記送信信号を超音波信号に伝送し、前記対象体から反射される超音波エコー信号に基づいて受信信号を形成するためのプローブと、
前記受信信号に基づいて前記圧力による対象体の変位及びストレインを計算し、前記変位に基づいて圧縮率を推定するためのプロセッサと、
前記ストレイン及び前記圧縮率に基づいて超音波弾性映像を形成するための後処理部とを備える、超音波診断システム。 20

【請求項 3】

対象体にストレスが加えられない時に第 1 送信信号を形成し、ストレスが加えられる時に第 1 送信信号と異なる波形を有する第 2 送信信号を形成する送信信号形成部と、
前記第 1 送信信号または第 2 送信信号を超音波信号に変換させて前記対象体に伝達し、前記対象体から入力される超音波エコー信号に基づいて前記第 1 送信信号と前記第 2 送信信号にそれぞれ対応する第 1 受信信号及び第 2 受信信号を形成するプローブと、
前記第 1 受信信号及び第 2 受信信号に基づいて第 1 フレームデータ及び第 2 フレームデータをそれぞれ形成するフレームデータ形成部と、
前記第 1 受信信号と第 2 受信信号に基づいて前記ストレスによる対象体の変位及び前記対象体の変形率を算出し、前記変位に基づいて圧縮率を推定するプロセッサと、
前記圧縮率と前記変形率に基づいて弾性映像を形成する後処理部と、
前記弾性映像をディスプレイするディスプレイ部とを備える超音波診断システム。 30

【請求項 4】

前記第 2 フレームデータ及び前記第 2 フレームデータからそれぞれ前記第 1 及び第 2 受信信号を抽出し、各フレームデータに集束された第 1 受信信号及び第 2 受信信号をログ圧縮する前処理部をさらに備え、
前記プロセッサは、前記ログ圧縮された第 1 受信信号と第 2 受信信号に基づいて前記変位を計算し、前記変位を距離に対して微分して前記変形率を算出する、請求項 3 に記載の超音波診断システム。 40

【請求項 5】

前記送信信号形成部は、前記圧縮率を反映させて前記第 2 送信信号を形成する、請求項 3 に記載の超音波診断システム。

【請求項 6】

前記超音波システムは、
前記ログ圧縮された第 1 受信信号と第 2 受信信号からストレスによる対象体の動きを推定する側面動き推定部をさらに備え、
前記プロセッサは、前記変位を反映させて前記変形率を算出する、請求項 4 に記載の超音波診断システム。

【請求項 7】

前記プローブは多数の変換子を含み、

前記プロセッサは、前記各変換子から前記対象体に至る全ての走査線に対して圧縮率を算出し、

前記全ての走査線の圧縮率を平均して平均圧縮率を算出する、請求項 5 に記載の超音波診断システム。

【請求項 8】

前記送信信号形成部は、前記平均圧縮率を反映させて前記第 2 送信信号を形成する、請求項 7 に記載の超音波診断システム。

【請求項 9】

前記超音波診断システムは、

前記対象体に加えられるストレスを感知してストレス感知信号を生成するストレス感知部をさらに備え、

前記送信信号形成部は、

前記ストレス感知信号に応答して前記第 2 送信信号を生成する、請求項 5 に記載の超音波診断システム。

【請求項 10】

前記超音波診断システムは、

ストレス開始信号がユーザから入力されるユーザ入力部をさらに備え、

前記送信信号形成部は、

前記ストレス開始信号に応答して前記第 2 送信信号を生成する、請求項 5 に記載の超音波診断システム。

【請求項 11】

前記後処理部は、前記変形率を前記平均圧縮率で除して正規化された弾性映像を形成する、請求項 5 に記載の超音波診断システム。

【請求項 12】

超音波弾性映像形成方法であって、

対象体に圧力が加えられる時と加えられない時に異なる波形の送信信号を形成し、

前記送信信号を超音波信号に伝送し、前記対象体から反射される超音波エコー信号に基づいて受信信号を形成し、

前記受信信号に基づいて前記圧力による対象体のストレインを計算し、

前記ストレインに基づいて超音波弾性映像を形成する、超音波弾性映像形成方法。

【請求項 13】

超音波弾性映像形成方法であって、

対象体に圧力が加えられる時と加えられない時に異なる波形の送信信号を形成し、

前記送信信号を超音波信号に伝送し、前記対象体から反射される超音波エコー信号に基づいて受信信号を形成し、

前記受信信号に基づいて前記圧力による対象体の変位及びストレインを計算し、前記変位に基づいて圧縮率を推定し、

前記ストレイン及び前記圧縮率に基づいて超音波弾性映像を形成する、超音波弾性映像形成方法。

【請求項 14】

対象体にストレスが加えられない時に第 1 送信信号を形成し、ストレスが加えられる時に第 1 送信信号と異なる波形を有する第 2 送信信号を形成し、

前記第 1 送信信号または第 2 送信信号を超音波信号に変換させて前記対象体に伝達し、

前記対象体から入力される超音波エコー信号に基づいて受信信号を形成し、前記第 1 送信信号及び前記第 2 送信信号にそれぞれ対応して第 1 受信信号及び第 2 受信信号を形成し、

前記受信信号を集束してフレームデータを形成し、前記第 1 受信信号及び第 2 受信信号をそれぞれ集束して第 1 フレームデータ及び第 2 フレームデータを形成し、

10

20

30

40

50

前記第 1 受信信号と第 2 受信信号に基づいて前記対象体の変位及び変形率を算出し、
前記変位に基づいて圧縮率を推定し、
前記圧縮率と前記変形率に基づいて弾性映像を形成する、弾性映像形成方法。

【請求項 15】

前記第 1 フレームデータ及び前記第 2 フレームデータを順に抽出し、各フレームデータに集束された第 1 受信信号及び第 2 受信信号をログ圧縮し、
前記変位は、前記ログ圧縮された第 1 受信信号と第 2 受信信号に基づいて算出し、
前記変形率は、前記変位を距離に対して微分して算出する、請求項 14 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 16】

前記第 2 送信信号は、前記圧縮率を反映させて形成する、請求項 14 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 17】

前記ログ圧縮された第 1 受信信号と第 2 受信信号からストレスによる対象体の動きを推定し、
前記変位は、前記推定された動きを反映させて算出する、請求項 15 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 18】

前記第 1 受信信号または前記第 2 受信信号は、多数の変換子を含むプローブを通じて得て、
前記各変換子から対象体に至る全ての走査線に対して前記圧縮率を算出し、
前記全ての走査線の圧縮率を平均して平均圧縮率を算出する、請求項 16 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 19】

前記第 2 送信信号は、前記平均圧縮率を反映させて形成する、請求項 18 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 20】

前記対象体に加えられるストレスを感知してストレス感知信号を生成し、
前記ストレス感知信号に応答して前記第 2 送信信号を生成する、請求項 16 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 21】

ストレス開始信号がユーザから入力され、
前記ストレス開始信号に応答して前記第 2 送信信号を生成する、請求項 17 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 22】

前記変形率を前記平均圧縮率の絶対値で除して正規化された弾性映像を形成する、請求項 18 に記載の弾性映像形成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断システム及び方法に関し、より具体的には超音波弾性映像形成のための超音波診断システム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は重要な診断装置の一つとして多様な分野で用いられている。特に、超音波診断装置は、対象体に対して無侵襲及び非破壊特性を有するため、医療分野に広く用いられている。

【0003】

超音波診断装置は変換素子アレイを含むプローブを用いて超音波信号を発生及び送信する。超音波信号は各変換素子が電氣的に刺激される時に発生し、人体のような対象体に伝

10

20

30

40

50

達される。超音波信号が対象体に伝搬される時、対象体の内部組織及び内部組織を取り囲む媒体は不連続的な音響インピーダンスを有するため、内部組織の表面で超音波エコー信号が生成される。超音波エコー信号は変換素子に伝達され、電氣的受信信号に変換される。その受信信号に基づいて対象体の内部組織の B モード超音波映像のような普通の超音波映像が形成される。

【 0 0 0 4 】

対象体にストレスが加えられれば、対象体の内部組織は変形される。即ち、少なくとも一部の内部組織の位置が変更される。内部組織の変形は受信信号の移動を引き起こす。受信信号及び受信信号の移動を用いて、超音波弾性映像が形成される。

【 0 0 0 5 】

癌や腫瘍のような非正常組織は正常組織に比べて硬いので、外部から同じ大きさのストレスを加える時、柔らかい正常組織に比べて変形される程度が小さい。即ち、非正常組織から発生した超音波エコー信号による受信信号の移動量が正常組織から発生した超音波エコー信号による受信信号の移動量より少ない。従って、超音波弾性映像では正常組織と非正常組織との間の区別が可能になる。

【 0 0 0 6 】

超音波弾性映像は、組織の弾性係数を用いて映像化する弾性係数映像法と、ストレスに対する組織の変形率即ち、ストレインを用いるストレイン映像法で形成できる。

【 0 0 0 7 】

ストレスによる受信信号の移動は超音波弾性映像内組織の位置変化として表現される。組織の位置変化から組織の弾性係数またはストレインを求め、1次元、2次元または3次元で再構成することによって非正常組織の位置、大きさ、状態などを診断することができる。

【 0 0 0 8 】

1次元的である媒質の変形を詳察するとき、ストレス，弾性係数 E，変形率 間には次の式 1 のような関係が成立する。

$$\text{変形率} = E \times \text{ストレス} \quad \text{----- 式 1}$$

【 0 0 0 9 】

弾性係数映像法は、式 1 に基づいて弾性係数 E のプロファイルを求め、ストレイン映像方法は、変形率 のプロファイルを求める。弾性係数を求めるためにストレス推定が先行しなければならない弾性係数映像法は定量的な方法といえ、ストレイン映像方法はストレスを定数で近似するので、定性的な方法といえる。弾性係数映像法は、逆問題を解かなければならないという制約があり、現実的に用い難いため、1990 年代初めからストレイン映像方法に対する多くの研究が進められている。

【 0 0 1 0 】

組織の変形率を求めるために、ストレスが加えられない時の第 1 受信信号とストレスが加えられた時の第 2 受信信号を比較する。第 1 受信信号は圧縮されていない対象体からの反射超音波信号であり、第 2 受信信号は圧縮された対象体からの反射超音波信号であるので、図 1 に示した通り、第 2 受信信号は第 1 受信信号の圧縮された形態となる。第 1 受信信号と第 2 受信信号を比較するためには、対象体の大きさ、より具体的に対象体内の反射体の間隔を同一の条件で回復させなければならないので、第 2 受信信号を伸長させる。しかし、従来技術はストレスを加えない時や加える時、同一の波形の信号を人体内に送信するため、第 2 受信信号を伸長させれば、反射体間の間隔は本来通り回復するが、送信信号の幅も増えるようになるので、変形率推定に悪影響を及ぼし、第 1 受信信号と第 2 受信信号の相関性を低下させる問題が発生する。

【 0 0 1 1 】

以下、従来技術の問題をより具体的に説明する。

B - モード超音波映像を得るための送信信号を $p(t)$ とし、反射体の位置を示す散乱関数を $s(t)$ とすれば、受信信号 $r(t)$ は次の式 2 のように表現することができる。

$$r(t) = p(t) * s(t) \quad \text{----- 式 2}$$

10

20

30

40

50

式 2 で ‘ * ’ は重畳積分 (c o n v o l u t i o n) を示す。

【 0 0 1 2 】

反射体の反射係数を A、変換子と反射体間の距離を d、音速を c、対象体内の反射体の総個数を N とするとき、散乱関数は次の式 3 のように与えられる。

$$s(t) = \sum_{i=1}^N A_i \delta(t - 2d/c) = \sum_{i=1}^N A_i \delta(t - t_i) \quad \text{-----式 3}$$

【 0 0 1 3 】

同じ送信信号 p(t) を用いた時、ストレスを加えない場合の第 1 受信信号 $r_1(t)$ とストレスを加える場合の第 2 受信信号 $r_2(t)$ とはそれぞれ次の式 4 及び式 5 のように与えられる。式 4 と 5 において、 $s_1(t)$ と $s_2(t)$ はそれぞれストレスを加えない場合とストレスを加える場合の散乱関数を示す。

$$r_1(t) = p(t) * s_1(t) \quad \text{-----式 4}$$

$$r_2(t) = p(t) * s_2(t) \quad \text{-----式 5}$$

【 0 0 1 4 】

第 2 受信信号の圧縮率 (c o m p r e s s i b i l i t y) を (> 1) とする時、式 4 と式 5 からストレス有無による散乱関数は次の式 6 のような関係を有する。

$$s_2(t) = s_1(t/\alpha) = s(t/\alpha) \quad \text{-----式 6}$$

式 6 からストレスが加えられることによって反射体間の間隔が狭くなることが分かる。

【 0 0 1 5 】

第 1 受信信号 $r_1(t)$ と第 2 受信信号 $r_2(t)$ を比較して変形率を求めるために、超音波映像の深さ方向に二つの受信信号 $r_1(t)$ と $r_2(t)$ を多数のセグメントで除し、二つの受信信号の対応セグメント間の相関関数を取り、相関関数が最大になる遅延時間を計算して微分を求めれば、変形率を推定することができる。式 5 と式 6 から次の式 7 を得て、これを時間領域で伸長させて式 8 を得る。

$$r_2(t) = p(t) * s_1(t/\alpha) \quad \text{-----式 7}$$

$$r_2(t/\alpha) = p(t/\alpha) * s_1(t) \quad \text{-----式 8}$$

【 0 0 1 6 】

式 8 を通じて分かるように、第 2 受信信号 $r_2(t)$ を時間軸で伸長させれば、送信信号 p(t) も伸長する。従って、ストレス有無に関係なく同一の送信信号 p(t) を印加したにもかかわらず、式 8 でのように $r_2(t)$ には伸長した送信信号 p(t/α) が反映され、第 1 受信信号 $r_1(t)$ と第 2 受信信号 $r_2(t)$ を時間軸で伸長させた $r_2(t/\alpha)$ の相関関数の最大値を正確に得難い。特に、人体内の反射体の密度は単位波長当り数十個程度に達するので、第 1 受信信号 $r_1(t)$ と第 2 受信信号 $r_2(t)$ の波形が多く変わり、二つの信号間の相関度を把握し難くなる問題があった。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 7 】

前述した問題を解決するための本発明は、ストレスを加える時と加えない時の受信信号間の相関度をより正確に得ることができ、より客観的な条件で弾性映像を形成するための超音波診断システム及び方法を提供することにその目的がある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 8 】

本発明の一様態による超音波診断システムは、超音波弾性映像を形成するための超音波診断システムであって、対象体に圧力が加えられる時と加えられない時に異なる波形の送信信号を形成するための送信信号形成部と、前記送信信号を超音波信号に伝送し、前記対象体から反射される超音波エコー信号に基づいて受信信号を形成するためのプローブと、前記受信信号に基づいて前記圧力による対象体のストレインを計算するためのプロセッサと、前記ストレインに基づいて超音波弾性映像を形成するための後処理部とを備える。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 9 】

本発明の他の様態による超音波診断システムは、超音波弾性映像を形成するための超音波診断システムであって、対象体に圧力が加えられる時と加えられない時に異なる波形の送信信号を形成するための送信信号形成部と、前記送信信号を超音波信号に伝送し、前記対象体から反射される超音波エコー信号に基づいて受信信号を形成するためのプローブと、前記受信信号に基づいて前記圧力による対象体の変位及びストレインを計算し、前記変位に基づいて圧縮率を推定するためのプロセッサと、前記ストレイン及び前記圧縮率に基づいて超音波弾性映像を形成するための後処理部とを備える。

【 0 0 2 0 】

本発明の他の様態による弾性映像形成方法は、対象体に圧力が加えられる時と加えられない時に異なる波形の送信信号を形成し、前記送信信号を超音波信号に伝送し、前記対象体から反射される超音波エコー信号に基づいて受信信号を形成し、前記受信信号に基づいて前記圧力による対象体のストレインを計算し、前記ストレインに基づいて超音波弾性映像を形成する。

10

【 0 0 2 1 】

本発明の他の様態による弾性映像形成方法は、対象体に圧力が加えられる時と加えられない時に異なる波形の送信信号を形成し、前記送信信号を超音波信号に伝送し、前記対象体から反射される超音波エコー信号に基づいて受信信号を形成し、前記受信信号に基づいて前記圧力による対象体の変位及びストレインを計算し、前記変位に基づいて圧縮率を推定し、前記ストレイン及び前記圧縮率に基づいて超音波弾性映像を形成する。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 2 2 】

本発明は、ストレスを加える時と加えない時にそれぞれ異なる波形を有する送信信号を伝送し、ストレス有無によって変わる受信信号間の相関度を向上させることができる。また、走査線ごとに変わる圧縮率の平均を反映させて弾性映像を正規化させることによって、ユーザの主観的性向に依存するストレスの大きさの変化の影響を減少させることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 3 】

以下、添付された図面を参照して本発明による超音波診断システム及び弾性映像方法を説明する。

30

【 0 0 2 4 】

図 2 に示した通り、本発明による超音波診断システム 1 0 0 は、送信信号形成部 1 0、プローブ 2 0、フレームデータ形成部 3 0、格納部 4 0、前処理部 5 0、プロセッサ 6 0、後処理部 7 0 及びディスプレイ部 8 0 を備える。また、超音波診断システム 1 0 0 は、ユーザ入力部 1 0 1 とストレス感知部 1 0 2 をさらに備える。

【 0 0 2 5 】

送信信号形成部 1 0 は、対象体にストレスが加えられない時に第 1 送信信号を形成し、ストレスが加えられる時に第 1 送信信号と異なる波形を有する第 2 送信信号を形成する。第 1 送信信号及び第 2 送信信号は、B - モード超音波映像形成のための送信信号である。対象体は対象体内の反射体、反射体周辺の媒質などをいずれも備える。

40

【 0 0 2 6 】

プローブ 2 0 は、第 1 送信信号または第 2 送信信号を第 1 超音波送信信号及び第 2 超音波送信信号にそれぞれ変換させて対象体に伝達し、対象体から入力される超音波エコー信号に基づいて受信信号を形成する。プローブ 2 0 は、第 1 送信信号と第 2 送信信号に対応して第 1 受信信号及び第 2 受信信号をそれぞれ形成する。

【 0 0 2 7 】

フレームデータ形成部 3 0 は、第 1 受信信号または第 2 受信信号を集束してフレームデータを形成する。フレームデータは、RF データまたは基底帯域複素データ (b a s e b a n d c o m p l e x d a t a) 形式を有する。

50

【0028】

格納部40は、フレームの順にフレームデータを格納する。格納部40は、前記第1受信信号が集束されて形成された第1フレームデータと第2受信信号が集束されて形成された第2フレームデータを格納する。

【0029】

前処理部50は、第1及び第2フレームデータから第1受信信号及び第2受信信号を抽出し、第1受信信号及び第2受信信号をログ圧縮して振幅を大きくし、ノイズによる誤差を減少させる。これにより、前処理されたフレームデータが得られる。

【0030】

プロセッサ60は、前処理されたフレームデータから対象体の変形率を算出して圧縮率を推定する。より詳細には、プロセッサ60は前処理された第1受信信号と第2受信信号に基づいて交差相関(cross-correlation)方法または自己相関(auto-correlation)方法で変位を計算し、変位を距離に対して微分して局所変位(local displacement)即ち、変形率(ストレイン)を算出する。このような変形率の算出方法は、本発明の属する技術分野において公知の方法であるので、詳細な説明は省略する。また、プロセッサ60は、前処理された第1受信信号と第2受信信号を自己相関または交差相関を用いて計算した変位のうち、最大値を圧縮率と推定する。人体のように構成が複雑な対象体内部の場合、弾性係数が一定でないので、走査線ごとに圧縮率が変わるので、これを考慮し、プロセッサ60は全ての走査線に対して圧縮率を計算した後に平均圧縮率 $\bar{\epsilon}$ を算出する。圧縮率はストレスに比例するので、算出された平均圧縮率を平均ストレスと見なすことができる。

【0031】

後処理部70は、次の式9のように変形率を平均圧縮率 $\bar{\epsilon}$ で除して正規化された変形率を求めた後に弾性映像を形成し、正規化された変形率の大きさによって擬似カラー(pseudo color)でマッピングする。

$$\text{正規化された変形率} = \text{変形率} / \bar{\epsilon} \quad \text{-----式 9}$$

【0032】

また、後処理部70は正規化された変形率を求めた後、ノイズを減少させるための低域通過フィルタリングまたはメディアンフィルタリングを実施する。弾性映像は加えられるストレスの大きさによってコントラストが変わり、ストレスの大きさは加えられる速度、ユーザの熟練度などによって変わるが、前述した正規化によりストレスの大きさの変化を補償することができる。

【0033】

ディスプレイ部80は、フレームデータ形成部30から入力されたフレームデータに基づいてB-モード超音波映像をディスプレイし、後処理部70から入力された弾性映像をディスプレイする。ディスプレイ部80は弾性映像をB-モード映像と共にディスプレイすることができる。

【0034】

ユーザ入力部101は、ユーザから対象体にストレスが加えられ始めるストレス開始信号の入力を受ける。

【0035】

ストレス感知部102は、プローブ20を通じて対象体にストレスが加えられることを感知し、ストレス感知信号を生成する。ストレス感知部102は、図3に示した通り、プローブ20に付着されることができる。本発明による超音波診断システムのプローブ20は、スキャン面の周辺を取り囲むストレス伝達部21を備え、ストレス感知部102はストレス伝達部21上に装着されることができる。このようにストレス伝達部21を備えるプローブ20を用いて対象体に、より均一にストレスを加えることができる。

【0036】

以下、送信信号形成部10でそれぞれ異なる波形を有する第1送信信号及び第2送信信号を形成する方法をより具体的に説明する。

10

20

30

40

50

【0037】

送信信号形成部10は、ユーザ入力部101から入力されるストレス開始信号またはストレス感知部102からストレス感知信号にตอบสนองして第2送信信号を形成する。第2送信信号は、プロセッサ60から入力された圧縮率 または平均圧縮率 μ を反映させて形成する。即ち、ストレスを加えない時は圧縮率が適用されていない第1送信信号 $P_1(t)$ を生成し、ストレスを加える時はプロセッサ60から入力される圧縮率を適用して第1送信信号 $P_1(t)$ の波形を時間軸で圧縮した第2送信信号 $P_2(t)$ を生成する。第1送信信号 $P_1(t)$ と第2送信信号 $P_2(t)$ は次の式10のような関係を有する。

$$P_2(t) = P_1(t) \quad \text{-----式10}$$

【0038】

10

ストレスを加えない時と加える時、即ち、圧縮率が適用されていない送信信号と圧縮率が適用された送信信号にそれぞれ対応する受信信号 $r_3(t)$ と $r_4(t)$ は次の式11と12のように表現される。

$$r_3(t) = P_1(t) * s(t) \quad \text{-----式11}$$

$$r_4(t) = P_2(t) * s(t) \quad \text{-----式12}$$

【0039】

前述したようにストレスによる対象体の圧縮率を反映させて送信信号を時間軸上で圧縮させる場合、受信信号 $r_4(t)$ は次の式13のように表現される。

$$r_4(t) = P_1(t) * s(t) \quad \text{-----式13}$$

【0040】

20

従って、受信信号 $r_4(t)$ を時間軸上で圧縮率 μ だけ伸長させれば、受信信号 $r_3(t)$ と同様になる。ストレスが加えられる対象体に伝送される時の送信信号、即ち第2送信信号を圧縮率を適用して形成すれば、ストレスを加える時に得られる受信信号と、ストレスを加えない時に得られる受信信号の相関度が高くなり、変形率推定性能が向上する。即ち、式12及び13から受信信号 $r_3(t)$ 、 $r_4(t)$ は次の式14のような関係を有する。

$$r_4(t/\mu) = r_3(t) \quad \text{-----式14}$$

【0041】

式14からストレスを加える時の受信信号 $r_4(t)$ を時間軸上で圧縮率 μ だけ伸長させれば、ストレスを加えない時の受信信号 $r_3(t)$ と同様になる。従って、圧縮率 μ が分かれば、 $\mu - 1$ 値を反映させて変形率を求めることができる。

30

【0042】

図4は、本発明の第2実施例による超音波診断システムの構成を示すブロック図である。超音波診断システム200は図1に示す超音波診断システムの構成に側面動き推定部103をさらに備える。

【0043】

側面動き推定部103は、前処理された第1受信信号と第2受信信号が順に入力され、ストレスによる対象体の動き変化を推定する。ストレスが加えられる時に人体内媒質の弾性が不均一であり、側面方向に反射体の動きが示される。このような側面方向の動きは信号の非相関度を増加させるので、計算誤差を誘発する。従って、連続したフレームデータで側面方向の動きを計算して補償しなければならない。このような側面方向の動きの大きさはB-モード映像でスペックルのパターン整合方法や連続した二つの映像フレームで隣接スキャンラインとの相関度を用いて計算することができる。

40

【0044】

プロセッサ60は動きが推定された部分の変位を計算し、変位を反映させて前処理されたフレームデータから対象体の変形率を算出する。

【0045】

超音波診断システム200の送信信号形成部10、プローブ20、フレームデータ形成部30、格納部40、前処理部50、後処理部70、ディスプレイ部80、ユーザ入力部101及びストレス感知部102は、前述した図1の超音波診断システム100の構成及び機能を有するので、その詳細な説明は省略する。

50

【 0 0 4 6 】

本発明の好適な実施の形態について説明し、例示したが、本発明の特許請求の範囲の思想及び範疇を逸脱することなく、当業者は種々の改変をなし得ることが分かるであろう。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 7 】

【 図 1 】 ストレス有無による受信信号の長さ変化を示すグラフである。

【 図 2 】 本発明の第 1 実施例による超音波診断システムの構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 図 2 に示される超音波診断システム内に備えられるプローブの構成を示すブロック図である。

【 図 4 】 本発明の第 2 実施例による超音波診断システムの構成を示すブロック図である。

10

【 符号の説明 】

【 0 0 4 8 】

1 0 0 : 超音波診断システム

1 0 : 送信信号形成部

2 0 : プローブ

3 0 : フレームデータ形成部

4 0 : 格納部

5 0 : 前処理部

6 0 : プロセッサ

7 0 : 後処理部

8 0 : ディスプレイ部

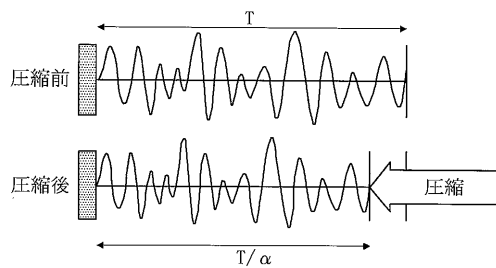
1 0 1 : ユーザ入力部

1 0 2 : ストレス感知部

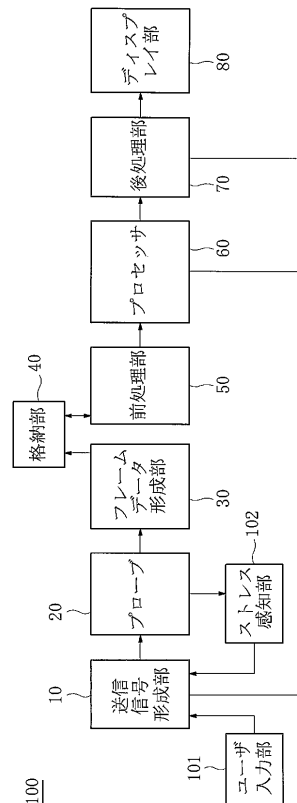
1 0 3 : 側面動き推定部

20

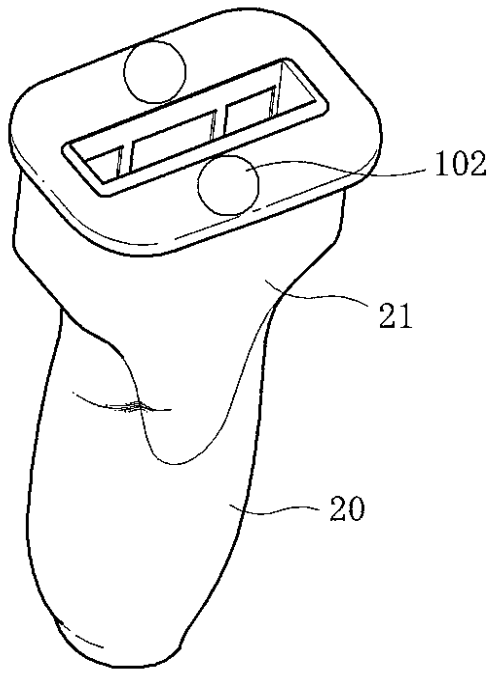
【 図 1 】



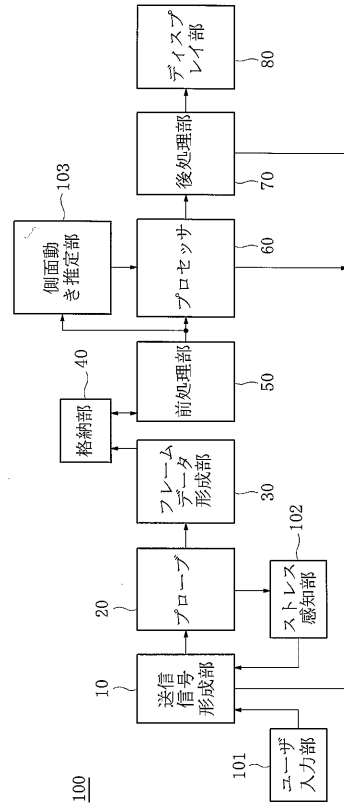
【 図 2 】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 クォン ソン ジェ

大韓民国 ソウル特別市 トンデムング チョンリャンリ 1ドン ミジュアパート 4 - 1 1 1
6

(72)発明者 ユン ラ ヨン

大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デチドン 1 0 0 3 ディスカサアンドメディソンビル

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD19 DD23 EE01 EE09 EE22 GB03 HH06 HH36 JB38
JB42 JB46 JB48 JC23 KK10 KK12

专利名称(译)	用于弹性成像的超声诊断系统和方法		
公开(公告)号	JP2007195984A	公开(公告)日	2007-08-09
申请号	JP2007014182	申请日	2007-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[标]发明人	チョンモクグン クオンソンジェ ユンラヨン		
发明人	チョン モク グン クオン ソン ジェ ユン ラ ヨン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/485 G01S7/52042 G01S15/102 G01S15/899		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE01 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/GB03 4C601/HH06 4C601/HH36 4C601/JB38 4C601/JB42 4C601/JB46 4C601/JB48 4C601/JC23 4C601/KK10 4C601/KK12		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020060007102 2006-01-24 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断系统和方法，该超声诊断系统和方法能够准确地获得施加压力时和不施加应力时接收信号之间的相关性，并能够在客观条件下形成弹性图像。当没有应力施加到物体上时形成第一传输信号，而当应力施加到第一传输信号和第二传输信号时形成具有不同于第一传输信号的波形的第二传输信号。形成分别对应于发送信号的第一接收信号和第二接收信号，通过基于第一接收信号和第二接收信号并基于此计算物体的变形率来估计压缩率。形成弹性图像。[选型图]图1

