

(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2009-195613

(P2009-195613A)

(43) 公開日 平成21年9月3日(2009.9.3)

(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 17 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2008-43142 (P2008-43142)
(22) 出願日 平成20年2月25日 (2008.2.25)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラム

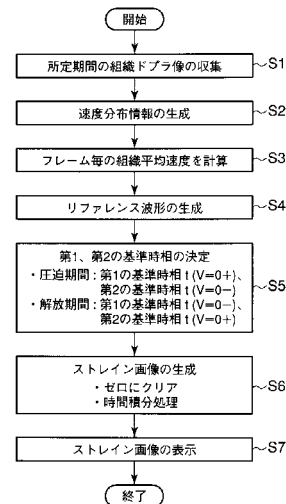
(57) 【要約】

【課題】 T S Iを用いた弾性イメージングにおいて、ストレイン演算を開始するのに適した時相を決定したり、組織に対して力学的負荷を与える場合において、好適な基準となるリファレンス情報を生成し表示することができる超音波診断装置等提供すること。

【解決手段】 圧迫・解放に応じた組織の平均速度をフレーム毎に算出し、これを用いてリファレンス波形を生成する。このリファレンス波形により、平均速度がゼロとなる時相を特定し、ストレイン演算において、特定された静止時相を基準として、圧迫期間又は解放期間におけるストレイン演算の為に時間積分を行う。圧迫期間においては、圧迫開始から組織の収縮が蓄積される様子や圧迫終了時相での組織の収縮が最大となる様子を、解放時相においては、解放開始から組織が伸展する様子や解放終了時相での組織の伸展が最大となる様子等を、適切かつ自動的に映像化できる。

【選択図】 図2

図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

圧迫、解放の繰り返しを含む力学的負荷に伴って収縮運動及び伸展運動を繰り返す被検体の観察部位を、少なくとも一回の収縮及び伸展を含む第 1 の期間に亘って超音波走査することで、前記第 1 の期間の各時相に対応する超音波画像データを取得する画像データ取得手段と、

前記観察部位の組織に関して、前記第 1 の期間の各時相における速度情報を生成する速度情報生成手段と、

前記収縮運動及び伸展運動の経時的変化を示すリファレンス情報を生成するリファレンス情報生成手段と、

前記リファレンス情報と前記各時相における速度情報とに基づいて、前記観察部位の組織に関するストレイン情報を生成するストレイン情報生成手段と、

前記ストレイン情報に基づいて、前記観察部位のストレインの分布を示すストレイン画像を生成する画像生成手段と、

前記ストレイン画像を所定の形態で表示する表示手段と、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記ストレイン情報生成手段は、

前記リファレンス情報に基づいて、ストレイン情報を計算するための積分区間を前記第 1 の期間内に含まれる第 2 の期間の各時相毎に決定し、

決定された前記積分区間によって前記速度情報を用いた時間積分を実行することで、前記観察部位の組織に関するストレイン情報を前記第 2 の期間の時相毎に生成すること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記ストレイン情報生成手段は、前記収縮運動又は伸展運動に関する速度が 0 になる時相又は 0 に漸近する時相を下限とし前記第 2 の期間の各時相を上限として当該各時相毎に積分区間を決定することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記ストレイン情報生成手段は、

前記リファレンス情報に基づいて、圧迫を含む力学的負荷によって前記観察部位が収縮する期間、又は解放を含む力学的負荷によって前記観察部位が伸展する期間を判定し、

前記第 2 の期間を前記観察部位が収縮する期間又は伸展する期間とすること、
を特徴とする請求項 2 又は 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像データ取得手段は、組織ドプラ法によって前記超音波画像データを取得し、

前記速度情報生成手段は、前記超音波画像データに基づいて、前記第 1 の期間の各時相における速度情報を生成し、

前記リファレンス情報生成手段は、前記第 1 の期間の各時相における速度情報に基づいて、前記収縮運動及び伸展運動の経時的変化を示すリファレンス情報を生成すること、
を特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像データ取得手段は、B モードによる前記超音波画像データを取得し、

前記速度情報生成手段は、前記超音波画像データを用いて、関心領域に関する二フレーム間のパターンマッチング処理を実行することで、前記第 1 の期間の各時相における速度情報を生成し、

前記リファレンス情報生成手段は、前記第 1 の期間の各時相における速度情報に基づいて、前記収縮運動及び伸展運動の経時的変化を示すリファレンス情報を生成すること、
を特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記リファレンス情報生成手段は、前記超音波画像データの取得に用いられる超音波プ

10

20

30

40

50

ローブの位置の時間的变化に基づいて、前記収縮運動及び伸展運動の経時的变化を示すリファレンス情報を生成すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記リファレンス情報生成手段は、前記超音波画像データの取得に用いられる超音波プローブと前記力学的負荷に起因する前記被検体との接触面の圧力に関する時間的变化に基づいて、前記収縮運動及び伸展運動の経時的变化を示すリファレンス情報を生成すること

を特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示手段は、

前記観察部位が収縮する期間においては、前記ストレイン画像を逐次更新して表示し、

前記観察部位が伸展する期間においては、圧迫終了時の時相に対応する前記ストレイン画像を保持して表示すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記表示手段は、

前記観察部位が伸展する期間においては、前記ストレイン画像を逐次更新して表示し、

前記観察部位が収縮する期間においては、解放終了時の時相に対応する前記ストレイン画像を保持して表示すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記表示手段は、前記ストレイン画像と動画的に表示される前記観察部位に関する B モード画像とを同時に表示することを特徴とする請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記表示手段は、前記リファレンス情報を、前記ストレイン画像と同時に表示することを特徴とする請求項 1 乃至 11 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記表示手段は、前記リファレンス情報を、前記力学的負荷の強度に対応したスケールで表示することを特徴とする請求項 1 乃至 12 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記表示手段は、前記リファレンス情報を複数の圧迫期間又は複数の解放期間を含む形態で表示することを特徴とする請求項 1 乃至 13 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記リファレンス情報生成手段は、前記収縮運動及び伸展運動の経時的变化を示すリファレンス情報と共に、前記ストレイン情報を用いて前記前記観察部位の組織に関するストレインの経時的变化を示すリファレンス情報を生成し、

前記表示手段は、前記収縮運動及び伸展運動の経時的变化を示すリファレンス情報と共に、或いはその代わりに、前記前記観察部位の組織に関するストレインの経時的变化を示すリファレンス情報を表示すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 12 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

圧迫、解放の繰り返しを含む力学的負荷に伴って収縮運動及び伸展運動を繰り返す被検体の観察部位を、少なくとも一回の収縮及び伸展を含む第 1 の期間に亘って超音波走査することで、前記第 1 の期間の各時相に対応する超音波画像データを記憶する記憶手段と、

前記観察部位の組織に関して、前記第 1 の期間の各時相における速度情報を生成する速度情報生成手段と、

10

20

30

40

50

前記収縮運動及び伸展運動の経時的变化を示すリファレンス情報を生成するリファレンス情報生成手段と、

前記リファレンス情報と前記各時相における速度情報とに基づいて、前記観察部位の組織に関するストレイン情報を生成するストレイン情報生成手段と、

前記ストレイン情報に基づいて、前記観察部位のストレインの分布を示すストレイン画像を生成する画像生成手段と、

前記ストレイン画像を所定の形態で表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 17】

コンピュータに、

10

圧迫、解放の繰り返しを含む力学的負荷に伴って収縮運動及び伸展運動を繰り返す被検体の観察部位を、少なくとも一回の収縮及び伸展を含む第1の期間に亘って超音波走査することで、前記第1の期間の各時相に対応する超音波画像データを用いて、前記観察部位の組織に関して、前記第1の期間の各時相における速度情報を生成させる速度情報生成機能と、

前記収縮運動及び伸展運動の経時的变化を示すリファレンス情報を生成させるリファレンス情報生成機能と、

前記リファレンス情報と前記各時相における速度情報とに基づいて、前記観察部位の組織に関するストレイン情報を生成させるストレイン情報生成機能と、

20

前記ストレイン情報に基づいて、前記観察部位のストレインの分布を示すストレイン画像を生成させる画像生成機能と、

を具備することを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、組織歪みイメージング(TSI:Tissue Strain Imaging)を弾性イメージングに適用し、生体軟部組織の歪み(ストレイン)の様子から局所的な硬さの分布を推定する場合の技術に関する。

【背景技術】

【0002】

30

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。この他、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便な診断手法であると言える。この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

【0003】

40

このような超音波診断装置を用いて心筋等の生体組織に関してその機能を客観的かつ定量的に評価することは、組織診断にとって非常に重要である。例えば、近年、心臓の定量的評価法として、画像中の局所的なパターンマッチングを行いながら、変位や歪みといった局所の壁運動情報を計算する技術が実用化されている(特許文献1参照)。また、三次元画像を取得可能な超音波診断装置を用いて、壁運動情報の三次元的な分布を正確に演算するための手法がある(同じく特許文献1参照)。これらの手法により三次元的な壁運動情報等を取得することができ、組織の機能を定量的に評価することができる。

【0004】

また、超音波診断装置を用いた画像診断の手法として、弾性イメージングと呼ばれるものがある。これは、組織に対して圧迫・伸展といった力学的負荷を与え、これに対する運動(力学的応答)を計測することによって弾性情報を取得し映像化するものである。近年

50

、この弾性イメージングを行う際に、2フレーム間から得た変位情報を用いて現在加えられている加圧状態（加圧の強さ）を判定して表示する技術（すなわち、TSIを弾性イメージングに適用した技術）が開発されている（特許文献2参照）。

【0005】

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【特許文献1】特開2003-175041公報

【特許文献2】特開2004-351062公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従来の超音波診断装置を用いてTSIを弾性イメージングに適用した場合、例えば次の様な問題が発生する場合がある。

【0007】

まず、乳腺などの軟部組織に対してTSIによる弾性イメージングを行う場合、例えばプローブの圧迫と開放を繰り返すことにより軟部組織の変形を誘発させる。このとき、ストレイン演算を開始するのに適した時相が変形運動と同期している保証が無いため、必ずしも変形後に変形前との最大ストレイン差を生ずる最適なストレイン画像が得られない場合がある。

【0008】

また、プローブの圧迫と開放を行っている際に、変形の時相（例：今どの程度圧迫しているのか、又は解放しているのか）を認識することが出来ない。

【0009】

これらの問題は、例えば心臓ではECGといった生体信号が対象組織の動きと同期していることからECG信号がリファレンスとなるのに対して、プローブの圧迫と開放を繰り返すような変形誘発においては適切なリファレンス（同期）信号が存在していないことに起因する。

【0010】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、TSIを用いた弾性イメージングにおいて、ストレイン演算を開始するのに適した時相を決定したり、組織に対して力学的負荷を与える場合において、好適な基準となるリファレンス情報を生成し表示することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0012】

請求項1に記載の発明は、圧迫、解放の繰り返しを含む力学的負荷に伴って収縮運動及び伸展運動を繰り返す被検体の観察部位を、少なくとも一回の収縮及び伸展を含む第1の期間に亘って超音波走査することで、前記第1の期間の各時相に対応する超音波画像データを取得する画像データ取得手段と、前記観察部位の組織に関して、前記第1の期間の各時相における速度情報を生成する速度情報生成手段と、前記収縮運動及び伸展運動の経時的变化を示すリファレンス情報を生成するリファレンス情報生成手段と、前記リファレンス情報と前記各時相における速度情報とに基づいて、前記観察部位の組織に関するストレイン情報を生成するストレイン情報生成手段と、前記ストレイン情報に基づいて、前記観察部位のストレインの分布を示すストレイン画像を生成する画像生成手段と、前記ストレイン画像を所定の形態で表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】

請求項16に記載の発明は、圧迫、解放の繰り返しを含む力学的負荷に伴って収縮運動及び伸展運動を繰り返す被検体の観察部位を、少なくとも一回の収縮及び伸展を含む第1

10

20

30

40

50

の期間に亘って超音波走査することで、前記第 1 の期間の各時相に対応する超音波画像データを記憶する記憶手段と、前記観察部位の組織に関して、前記第 1 の期間の各時相における速度情報を生成する速度情報生成手段と、前記収縮運動及び伸展運動の経時的变化を示すリファレンス情報を生成するリファレンス情報生成手段と、前記リファレンス情報と前記各時相における速度情報とに基づいて、前記観察部位の組織に関するストレイン情報を生成するストレイン情報生成手段と、前記ストレイン情報に基づいて、前記観察部位のストレインの分布を示すストレイン画像を生成する画像生成手段と、前記ストレイン画像を所定の形態で表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波画像処理装置である。

【 0 0 1 4 】

請求項 17 に記載の発明は、コンピュータに、圧迫、解放の繰り返しを含む力学的負荷に伴って収縮運動及び伸展運動を繰り返す被検体の観察部位を、少なくとも一回の収縮及び伸展を含む第 1 の期間に亘って超音波走査することで、前記第 1 の期間の各時相に対応する超音波画像データを用いて、前記観察部位の組織に関して、前記第 1 の期間の各時相における速度情報を生成させる速度情報生成機能と、前記収縮運動及び伸展運動の経時的变化を示すリファレンス情報を生成させるリファレンス情報生成機能と、前記リファレンス情報と前記各時相における速度情報とに基づいて、前記観察部位の組織に関するストレイン情報を生成させるストレイン情報生成機能と、前記ストレイン情報に基づいて、前記観察部位のストレインの分布を示すストレイン画像を生成させる画像生成機能と、を具備することを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

以上本発明によれば、T S I を用いた弾性イメージングにおいて、ストレイン演算を開始するのに適した時相を決定したり、組織に対して力学的負荷を与える場合において、好適な基準となるリファレンス情報を生成し表示することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 6 】

以下、本発明の第 1 実施形態乃至第 4 実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【 0 0 1 7 】

(第 1 実施形態)

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成図である。本超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 11、送信ユニット 13、受信ユニット 15、B モード処理ユニット 17、速度演算ユニット 19、表示制御ユニット 21、表示ユニット 23、ストレイン演算ユニット 25、リファレンス情報生成ユニット 27 を具備している。

【 0 0 1 8 】

超音波プローブ 11 は、送信ユニット 13 からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有している。当該超音波プローブ 11 から被検体に超音波が送信されると、生体組織の非線形性等により、超音波の伝播に伴って種々のハーモニック成分が発生する。送信超音波を構成する基本波とハーモニック成分は、体内組織の音響インピーダンスの境界、微小散乱等により後方散乱され、反射波（エコー）として超音波プローブ 11 に受信される。

【 0 0 1 9 】

送信ユニット 13 は、図示しない遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz (周期 ; $1 / f_r$ 秒) で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに

10

20

30

40

50

与えられる。送信ユニット 13 は、このレートパルスに基づくタイミングで、所定のスキャンラインに向けて超音波ビームが形成されるように振動子毎に駆動パルスを印加する。

【0020】

受信ユニット 15 は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 11 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、所定のスキャンラインに対応した超音波エコー信号を生成する。

【0021】

Bモード処理ユニット 17 は、受信ユニット 15 から受け取った超音波エコー信号に対して包絡線検波処理を施すことにより、超音波エコーの振幅強度に対応したBモード信号を生成する。

【0022】

速度演算ユニット 19 は、組織ドプライメージングによって取得されたエコー信号に対して直交検波処理、自己相関処理、遅延加算処理を施し、遅延加算処理されたエコー信号のドプラ偏移成分に基づいて、被検体内で移動している組織の速度、分散、パワーに対応した組織ドプラ信号を求める。また、速度演算ユニット 19 は、組織ドプラ信号を用いて、所定断面に関する速度、分散、パワー値の二次元分布を表した組織ドプラ像を、所定期間の各時相毎に生成する。なお、所定期間とは、診断対象に対する圧迫・解放の繰り返しを含む任意の期間である。さらに、速度演算ユニット 19 は、所定期間の各時相における組織ドプラ像を用いて、所定期間の各時相における組織速度の時空間分布画像（診断対象組織の各位置における速度を表す画像。以下、速度分布情報と呼ぶ。）を生成する。

【0023】

表示制御ユニット 21 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示画像としての超音波診断画像（Bモード超音波像、ストレイン画像等）やリファレンス波形を生成する。

【0024】

表示ユニット 23 は、表示制御ユニット 21 からのビデオ信号に基づいて、Bモード超音波像、ストレイン画像、リファレンス波形が所定の形態、タイミングで表示する。また、表示ユニット 23 は、画像上の解剖学的位置を示すためのマーカ（marker）や、カラーコード化された物理量の大きさを示すカラーバーを表示する。

【0025】

ストレイン演算ユニット 25 は、所定期間の各時相に関する速度分布情報及びリファレンス情報を用いて決定された各基準時相（後述）を用いて、関心領域に関する速度の所定の運動方向成分を時間積分して変位を求め、得られた変位を用いて所定の演算をすることにより、組織の局所的な歪み（ストレイン）を時相毎に演算する。また、ストレイン演算ユニット 25 は、得られた時相毎の組織の局所的なストレインをカラーコード化し、対応する位置にマッピングすることで、ストレイン画像を生成する。

【0026】

リファレンス情報生成ユニット 27 は、所定期間の各時相に関する速度分布情報を用いて、フレーム毎の組織の平均速度を演算する。また、リファレンス情報生成ユニット 27 は、フレーム毎の組織の平均速度を時系列にプロットすることで、リファレンス波形を生成する。

【0027】

（リファレンス情報の生成・表示機能）

次に、本超音波診断装置 1 が有するリファレンス情報の生成・表示機能について説明する。この機能は、TSIを用いた弾性イメージングにおいて、ストレイン演算を開始するのに適した時相を決定したり、組織に対して力学的負荷を与える場合において、好適な基

10

20

30

40

50

準となるリファレンス情報を生成し所定の形態で表示するものである。なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、リファレンス情報としてフレーム毎の組織平均速度の時間的変化を示す波形（リファレンス波形）を生成するものとする。

【0028】

図2は、リファレンス情報の生成・表示機能を利用して、TSIを用いた弾性イメージングを実行する場合の処理の流れを示したフローチャートである。以下、同図に従って説明する。

【0029】

[所定期間の各時相における組織ドブラ像の収集：ステップS1]

まず、ある被検体の軟部組織（例えば乳房等）の所望の観察部位について、組織ドブラ法により、所定期間の各時相における組織ドブラ像を収集する（ステップS1）。 10

【0030】

[所定期間の各時相における速度分布情報の生成：ステップS2]

次に、速度演算ユニット19は、所定期間の各時相に関する組織ドブラ像及び所定の手法により設定された運動場を用いて、所定期間の各時相における速度分布情報を生成する（ステップS2）。この速度分布情報の生成手法としては、例えば特開2003-175041号公報に記載の手法を用いることができる。

【0031】

[フレーム毎の組織平均速度の計算：ステップS3]

次に、リファレンス情報生成ユニット27は、所定期間の各時相における速度分布情報を用いて、フレーム毎の組織平均速度を計算する（ステップS3）。このとき、超音波プローブ11で観察部位を圧迫している期間では、観察部位と超音波プローブ11とが相対的に近づく。この期間の組織の移動方向（すなわち速度の方向）を正と定義する。一方、超音波プローブ11による観察部位の圧迫を中止（すなわち解放）している期間では、観察部位と超音波プローブ11とが相対的に遠ざかる。この期間の組織の移動方向（すなわち速度の方向）を負と定義する。 20

【0032】

[リファレンス波形の生成：ステップS4]

次に、リファレンス情報生成ユニット27は、所定期間のフレーム毎の組織平均速度を時系列にプロットし、必要に応じて所定の補間処理を施すことで、組織平均速度の経時的变化を示すリファレンス波形を生成する（ステップS4）。 30

【0033】

図3は、本ステップS4において生成されたリファレンス波形の一例を示した図である。同図に示すように、超音波プローブ11による観察部位の圧迫と解放とが繰り返されると、組織平均速度は正負に周期的に変化することになる。なお、同図における表記 $V = 0 +$ は、組織平均速度負から正に変化する過程（すなわち、解放から圧迫に転じる過程）における速度 $V = 0$ の時点の意味し、一方、表記 $V = 0 -$ は、組織平均速度が正から負に変化する過程（すなわち、圧迫から解放に転じる過程）における速度 $V = 0$ の時点の意味するものである。従って、リファレンス波形上において、 $V = 0 +$ に対応する時刻 $t(V = 0 +)$ から $V = 0 -$ に対応する時刻 $t(V = 0 -)$ までの期間は圧迫期間に対応し、 $V = 0 -$ に対応する時刻 $t(V = 0 -)$ から $V = 0 +$ に対応する時刻 $t(V = 0 +)$ までの期間は解放期間に対応する。 40

【0034】

[基準時相の決定：ステップS5]

次に、ストレイン演算ユニット25は、リファレンス波形に基づいて、ストレイン演算において用いられる第1の基準時相と第2の基準時相とを決定する（ステップS5）。ここで、第1の基準時相とは、ストレイン演算で実行される時間積分の積分区間の下限に対応する時相である。また、第2の基準時相とは、ストレイン演算での時間積分において、積分区間の上限の更新を終了する時相である。

【0035】

10

20

30

40

50

すなわち、各圧迫期間におけるストレイン画像を生成する場合には、ストレイン演算ユニット25は、リファレンス波形に基づいて、各圧迫期間の $V = 0 +$ に対応する時刻 t ($V = 0 +$)を第1の基準時相として決定すると共に、各圧迫期間の $V = 0 -$ に対応する時刻 t ($V = 0 -$)を第2の基準時相として決定する。また、各解放期間におけるストレイン画像を生成する場合には、ストレイン演算ユニット25は、リファレンス波形に基づいて、各圧迫期間の $V = 0 -$ に対応する時刻 t ($V = 0 -$)を第1の基準時相として決定すると共に、各圧迫期間の $V = 0 +$ に対応する時刻 t ($V = 0 +$)を第2の基準時相として決定する。

【0036】

[ステップS6：ストレイン画像の生成]

次に、ストレイン演算ユニット25は、決定された第1の基準時相及び第2の基準時相を用いて、関心領域に関する速度の所定の運動方向成分を時間積分して変位を求め、得られた変位を用いて所定の演算をすることにより、組織の局所的なストレインを演算する。すなわち、ストレイン演算ユニット25は、圧迫期間又は解放期間において、積分期間の下限を第1の基準時相とし、ストレイン値をリセットする。次に、積分区間の上限を逐次新しい時相に更新しつつ累積的に時間積分を実行して、関心領域に関するストレインを時相毎に計算する。なお、この計算において、更新した時相が第2の基準時相になった場合には、当該第2の基準時相を積分区間の上限とする時間積分を行う。これら一連の処理が、期間が更新される毎に適宜繰り返して実行される。この際、ストレイン演算ユニット25は、得られた時相毎の変位を用いて所定の演算をすることにより、時相毎の組織の局所的な歪みストレインを演算し、これをカラーコード化して対応する位置にマッピングすることで、時相毎のストレイン画像を生成する(ステップS6)。

【0037】

なお、本超音波診断装置1の使用態様として、観察の利便性の観点から、圧迫期間におけるストレイン画像を生成するか、又は解放期間におけるストレイン画像を生成するかを、予め一方に設定しておくことが好ましい。例えば、圧迫期間におけるストレイン画像を生成すると設定した場合、各圧迫期間についての本ステップの処理が繰り返し実行されることになる。

【0038】

[ステップS7：ストレイン画像の表示]

次に、表示制御ユニット21は、生成されたストレイン画像が所定の形態で表示されるように、表示ユニット23を制御する(ステップS7)。

【0039】

図4は、ストレイン画像の好適な表示形態の一例であり、Bモード画像とストレイン画像とを並べて表示するものである。この例では、Bモード像は、逐次新しい時相の画像で更新され動的に表示される。一方、ストレイン画像は、例えば各圧迫期間のBモード画像と同期して動的に表示されると共に、次の圧迫期間までは(すなわち、解放期間中は)、当該圧迫期間における最後の時相 t ($V = 0 +$)に対応するストレイン画像(すなわち、積分区間の下限を第1の時相とし、上限を第2の時相とした時間積分を用いて生成された画像)が保持表示される。このような表示形態によれば、TSI像が保持状態になっている時相でも、Bモード画像を用いてプローブの当て具合や断面の状態が常に把握可能となる。

【0040】

また、例えば各圧迫期間においては、組織の変形量(収縮量)は、圧迫の開始時刻 t ($V = 0 -$)から蓄積されて大きくなり、終了時刻 t ($V = 0 +$)で最大となる。従って、次の圧迫期間までは、各圧迫期間における最後の時相 t ($V = 0 +$)に対応するストレイン画像を保持表示することで、組織収縮について最大ストレイン差を有するストレイン画像を観察することができる。

【0041】

また、表示制御ユニット21は、Bモード画像及びストレイン画像と共に、リファレン

10

20

30

40

50

ス波形を、表示ユニット 2 3 にリアルタイム表示する。このとき、リファレンス波形は、例えばパルスドブラ波形や ECG 波形の表示と同様な形態で、現在表示されている B モード画像及びストレイン画像が波形上のどの時相に対応するのかを示しながら表示されることが好ましい。また、リファレンス波形を表示する際、例えば圧迫強度に応じてその表示スケールを設定することが好ましい。

【 0 0 4 2 】

(効果)

以上述べた構成によれば、次の効果を実現することができる。

【 0 0 4 3 】

本超音波診断装置では、圧迫・解放に応じた組織の平均速度をフレーム毎に算出し、これを用いてリファレンス波形を生成する。このリファレンス波形により、平均速度がゼロとなる時相(すなわち、組織の静止時相)を特定し、ストレイン演算において、特定された静止時相を基準として、圧迫期間又は解放期間におけるストレイン演算の為の時間積分を行う。従って、圧迫期間においては、圧迫開始(すなわち、 $V = 0 +$ の時相)から組織の収縮が蓄積される様子や圧迫終了時相(すなわち、 $V = 0 -$ の時相)での組織の収縮が最大となる様子を、解放時相においては、解放開始(すなわち、 $V = 0 -$ の時相)から組織が伸展する様子や解放終了時相(すなわち、 $V = 0 +$ の時相)での組織の伸展が最大となる様子等を、適切かつ自動的に映像化することができる。観察者は、これらの様子が映像化されたストレイン画像を観察することで、より質の高い画像診断を行うことができる。

10

20

【 0 0 4 4 】

本超音波診断装置では、生成されたリファレンス波形を、パルスドブラ波形、ECG 波形等と同様に、リアルタイム表示される超音波画像と同期表示させる。これにより、例えばプローブ操作者は、表示されたリファレンス波形を観察することで、現在の時相が圧迫期間又は解放期間のどの辺りであるのかを容易に把握することができる。また、ストレイン画像を保持表示(フリーズ表示)した場合、リファレンス波形上の当該保持表示された画像に対応する時相の位置を参照することで、当該ストレイン画像が現在の時相が圧迫期間又は解放期間のどの辺りであるのかを容易に把握することができる。

【 0 0 4 5 】

また、本超音波診断装置では、リファレンス波形を表示する際、例えば圧迫強度に応じてその表示スケールを設定する。プローブ操作者は、この様に表示されたリファレンス波形を参照することで、例えば波形が飽和し一部途切れて表示されている場合には圧迫強度が大きい、一方、例えば波形が表示スケールに対して小さすぎる振幅で表示されている場合には、圧迫強度が小さいといった具合に、圧迫強度をモニタリングすることができる。

30

【 0 0 4 6 】

(第 2 の実施形態)

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、所定期間に亘る B モード画像のそれぞれから特徴的な部位(例えば、輝度が最も高い部位、空間的なエッジ部位(空間的な微分係数の値の高い部位)である関心領域を求め、二フレーム間のパターンマッチング処理によって組織の移動ベクトル情報、組織の移動速度情報を求めるものである。

40

【 0 0 4 7 】

図 5 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成を説明するための図である。図 1 の構成と比較した場合、ストレイン演算ユニット 2 5 の機能が主に異なる。

【 0 0 4 8 】

すなわち、ストレイン演算ユニット 2 5 は、時相の異なる二つの二次元画像データ間や時相の異なる二つのボリュームデータ間でパターンマッチング処理を用いて組織の移動位置を検出し、この移動位置に基づいて各組織の移動ベクトル(又は速度)を求める。具体的には、一方の二次元画像データ内の関心領域について、最も類似性の高い他方の二次元画像データ内の関心領域を求め、この関心領域間の距離を求めることで、組織の移動ベク

50

トルを求めることができる。また、この移動ベクトルの大きさ（すなわち移動量）を二次元画像データのフレーム間の時間差で除することにより、組織の移動速度を求めることができる。この処理を二次元画像データ上の各位置でフレームバイフレームにて行うことにより、組織の変位（移動ベクトル）又は組織の速度に関する時空間分布データ（移動ベクトル情報）を取得することができる。

【0049】

図6は、第2の実施形態に係るTSIを用いた弾性イメージングを実行する場合の処理の流れを示したフローチャートである。図2と比較した場合、ステップS11、S12が異なる。以下、これらのステップにおける処理について説明する。

【0050】

[所定期間の各時相におけるBモード像の収集：ステップS11]

まず、ある被検体の軟部組織（例えば乳房等）の所望の観察部位について、Bモード撮像法により、所定期間の各時相における超音波画像を収集する（ステップS11）。

【0051】

[所定期間の各時相における速度分布情報の生成：ステップS12]

次に、各組織運動情報が生成される（ステップS12）。すなわち、ストレイン演算ユニット25は、収集された時系列の二次元画像データ群を構成する圧迫解放以上の各時相に対応する二次元画像データのうち、所定の時相における二次元画像データにおいてユーザからの指示等に基づいて心筋部位についての関心領域を抽出し、抽出した関心領域を二次元的なパターンマッチング処理により時間的に追跡することで、時空間的な移動ベクトル情報を演算する。また、この移動ベクトルを二次元画像データのフレーム間の時間差で除することにより、組織の移動速度の分布を示す組織分布情報を各時相について求める。

【0052】

以上述べた構成によっても、第1の実施形態と同様の効果を実現することができる。

【0053】

（第3の実施形態）

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置1は、圧迫・解放等の力学的負荷に伴う超音波プローブ11の位置の時間的変化、或いは圧迫による超音波プローブ11と被検体との接触面の圧力に関する時間的変化を計測し、これを用いてリファレンス波形を生成するものである。

【0054】

図7は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示した図である。同図に示すように、本超音波診断装置1は、センサ30をさらに具備している。このセンサ30は、圧迫・解放等の力学的負荷に伴う超音波プローブ11の位置の時間的変化を計測する磁気誘導型の位置センサ、或いは圧迫による超音波プローブ11（又はプローブ11に装着される圧迫用アタッチメント）と被検体との接触面の圧力に関する時間的変化を計測する圧力センサである。

【0055】

リファレンス情報生成ユニット27は、所定期間の各時相における超音波プローブ11の空間的位置や被検体との接触面の圧力をセンサ30から入力し、これを時系列にプロットし、必要に応じて所定の補間処理を施すことで、組織平均速度の経時的变化を示すリファレンス波形を生成する。この様に生成されたリファレンス波形では、超音波プローブ11の高さが極大になる時相（又は、圧力が0又は極小になる時相）が圧迫開始時相 $t(V=0+)$ に相当し、超音波プローブ11の高さが極小になる時相（又は、圧力が極大になる時相）が解放開始時相 $t(V=0-)$ に相当することになる。

【0056】

以上述べた構成によっても、第1の実施形態と同様の効果を実現することができる。

【0057】

（第4の実施形態）

次に、本発明の第4の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置1

10

20

30

40

50

は、演算されたストレイン画像から得られるフレーム毎の平均ストレイン値自体に基づいて、変形時相を示すためのモニタリング波形（ストレイン波形）を生成し表示するものである。

【0058】

図8は、本実施形態に係る超音波診断装置1の構成を説明するための図である。同図に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置1は、ストレイン波形演算ユニット29をさらに具備している。

【0059】

ストレイン波形演算ユニット29は、所定期間の各時相におけるストレイン画像を用いて、フレーム毎の平均ストレイン値を計算する。このときの正方向及び負方向の定義は、速度情報の生成と同様であるとする。また、ストレイン波形演算ユニット29は、所定期間のフレーム毎の平均ストレイン値を時系列にプロットし、必要に応じて所定の補間処理を施すことで、平均ストレイン値の経時的变化を示すストレイン波形を生成する。生成されたストレイン波形は、組織平均速度に基づいて生成されたモニタリング波形の代わりに、又は組織平均速度に基づいて生成されたモニタリング波形と同時に、表示ユニット23において表示される。

【0060】

このような構成によれば、演算されたストレイン画像から得られるフレーム毎の平均ストレイン値を用いてモニタリング波形（ストレイン波形）を生成し、これをECG波形等と同様の形態で且つ例えば圧迫強度に応じたスケールで表示する。従って、例えば、過去の複数回の圧迫・解放に対応する波形を含むモニタリング波形をこの様に表示することで、プローブ操作者は、安定した圧迫・解放操作が行われているか否かを確認することができる。また、このようなモニタリング波形に基づいて、弾性イメージングにおけるストレイン画像が良好且つ安定的に得られたと考えられる時相においてフリーズ操作を行い、診断画像として記録することができる。従って、弾性イメージングにおいて、良好なストレイン画像を効率的に且つ客観的基準を用いて選択することができ、画像診断の質の向上及び作業の効率化に寄与することができる。

【0061】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、次のようなものがある。

【0062】

例えば、本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【0063】

なお、上述の実施例はリアルタイムな超音波診断装置上での処理に限定されることはなく、Bモード情報や速度情報といった受信信号を記録媒体に保存した後、保存されたデータを読み込んで解析を行う場合にも適用が可能である。この場合は実施例4や5で紹介したモニタリングの作用はないが、変形時相の把握や、動きに同期した最適なストレイン画像が自動的に得られることは同様に可能である。

【0064】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0065】

10

20

30

40

50

以上本発明によれば、T S Iを用いた弾性イメージングにおいて、ストレイン演算を開始するのに適した時相を決定したり、組織に対して力学的負荷を与える場合において、好適な基準となるリファレンス情報を生成し表示することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を説明するための図である。

【図2】図2は、リファレンス情報の生成・表示機能を利用して、T S Iを用いた弾性イメージングを実行する場合の処理の流れを示したフローチャートである。

【図3】図3は、図2に示したフローチャートのステップS4において生成されたリファレンス波形の一例を示した図である。

【図4】図4は、ストレイン画像の好適な表示形態の一例を示した図である。

【図5】図5は、第2の実施形態に係る超音波診断装置1の構成を説明するための図である。

【図6】図6は、第2の実施形態に係るT S Iを用いた弾性イメージングを実行する場合の処理の流れを示したフローチャートである。

【図7】図7は、第3の実施形態に係る超音波診断装置1の構成を説明するための図である。

【図8】図8は、第4の実施形態に係る超音波診断装置1の構成を説明するための図である。

【符号の説明】

【0067】

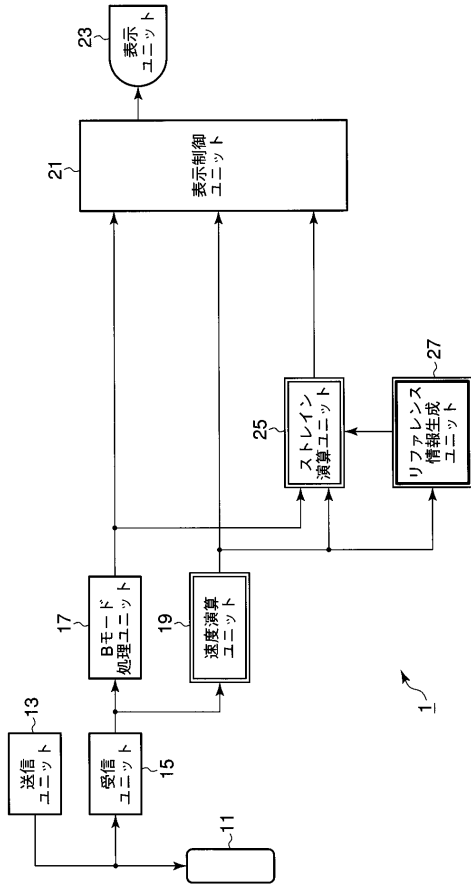
10...超音波診断装置、11...超音波プローブ、12...送信ユニット、13...受信ユニット、14...Bモード処理ユニット、15...組織ドブラ処理ユニット、17...表示制御ユニット、18...表示ユニット、20...T S I処理ユニット、21...ボリュームデータ生成ユニット、22...記憶部、23...制御ユニット(C P U)、24...マッピング処理ユニット、25...入力ユニット25

10

20

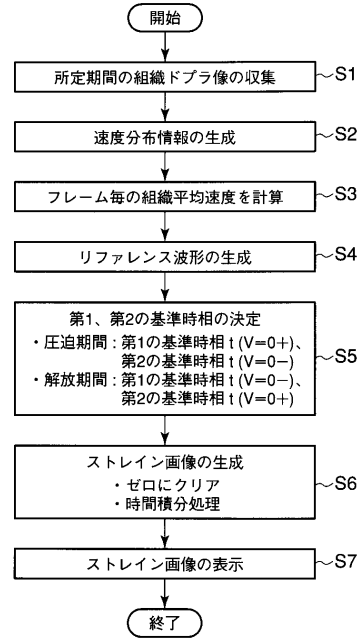
【 図 1 】

図 1



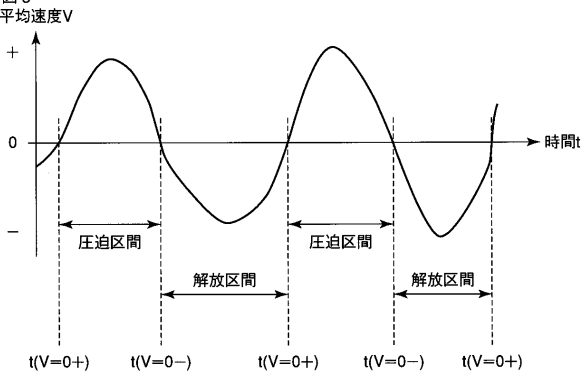
【 図 2 】

図 2



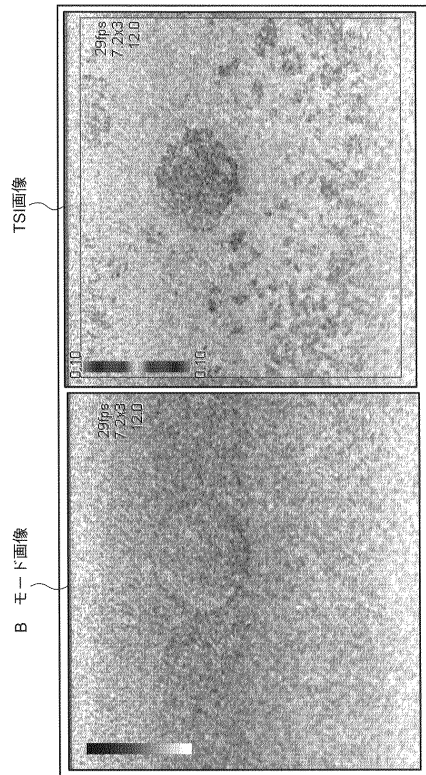
【 図 3 】

図 3



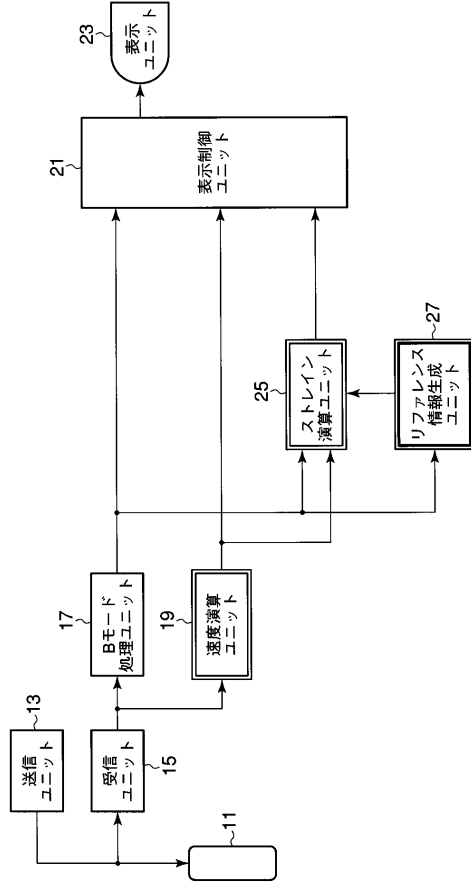
【 図 4 】

図 4



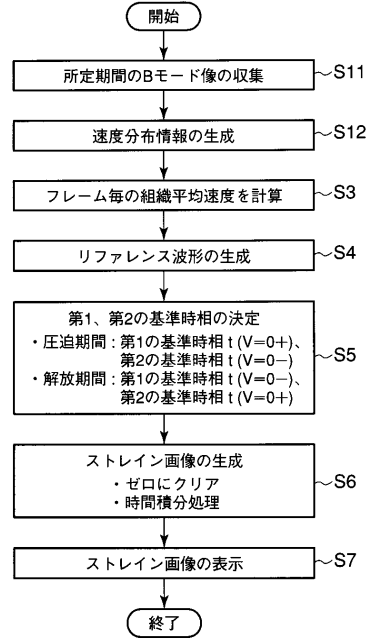
【 図 5 】

図 5



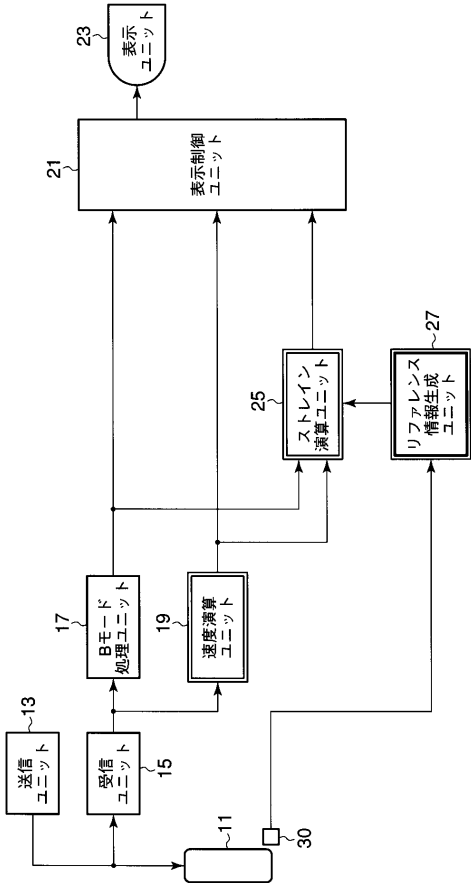
【 図 6 】

図 6



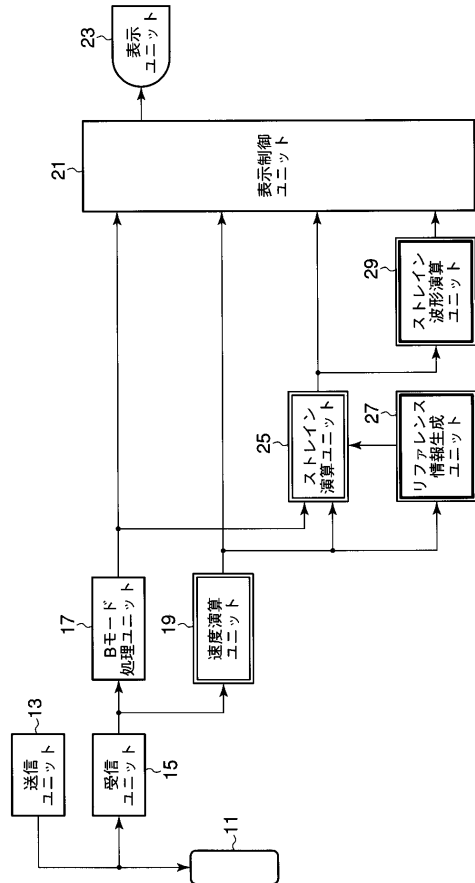
【 図 7 】

図 7



【 図 8 】

図 8



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元

(72)発明者 阿部 康彦

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

Fターム(参考) 4C601 DD08 DD19 DD23 DE01 JB46 JC16 JC20 JC23 KK12 KK18
KK25 KK31

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP2009195613A	公开(公告)日	2009-09-03
申请号	JP2008043142	申请日	2008-02-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	阿部康彦		
发明人	阿部 康彦		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/429 A61B5/7242 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/4245 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/488 G01S7/52042 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD08 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/DE01 4C601/JB46 4C601/JC16 4C601/JC20 4C601/JC23 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
其他公开文献	JP5426101B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：生成并显示参考信息，当确定适合开始应变计算或使用TSI进行弹性成像的组织施加机械负荷的时间相时，该信息是合适的参考。提供一种超声波诊断装置等。解决方案：为每帧计算根据压缩/释放的组织平均速度，并由此生成参考波形。通过该基准波形确定平均速度为零的时间相位，在应变计算中，以规定的静止时间相位为基准，进行压缩期间或释放期间的应变计算的时间积分。在压缩期间，从压缩开始就开始累积组织的收缩的状态，在压缩结束时开始组织的收缩最大的状态，释放阶段是从释放开始到释放结束时组织延伸的状态。适当且自动地可视化组织的生长在时间阶段达到最大的情况。[选择图]图2

図2

