

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4233808号  
(P4233808)

(45) 発行日 平成21年3月4日(2009.3.4)

(24) 登録日 平成20年12月19日(2008.12.19)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 2 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2002-162288 (P2002-162288)  
 (22) 出願日 平成14年6月4日(2002.6.4)  
 (65) 公開番号 特開2004-8271 (P2004-8271A)  
 (43) 公開日 平成16年1月15日(2004.1.15)  
 審査請求日 平成17年3月18日(2005.3.18)

(73) 特許権者 000153498  
 株式会社日立メディコ  
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
 (72) 発明者 窪田 純  
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号  
 株式会社日立メディコ内  
 (72) 発明者 馬場 博隆  
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号  
 株式会社日立メディコ内

審査官 川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受信する探触子と、前記探触子に供給する送受波信号を制御する超音波送受信部と、前記探触子で受波した反射波から超音波ビームを形成し、画像を表示する表示手段とを有する超音波診断装置において、

被検体に当接される前記探触子の押し圧力に応じて変化する、前記画像のパワー分布を算出し、前記パワー分布に基づいて2つの特徴点を算出する手段と、前記2つの特徴点同士の距離から変形量を算出する変形量演算手段と、前記変形量が最大の画像及び最小の画像に基づいて歪み分布を映像化する歪み画像演算手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記2つの特徴点は、前記パワー分布のピーク位置であることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、被検体に圧力を付加し局部的に歪みの異なる部分を強調した映像を超音波で得る超音波式歪み映像装置に適用して有効な技術に関するものである。

【0002】

**【従来の技術】**

画像から変位量を検知して映像化する手法には、例えば特開平3-121058号（以下、引用文献1と記す）に記載のデジタル・サブトラクション・エコーグラフィ（Digital Subtraction Echography）があった。

**【0003】**

また、米国特許番号5,143,070号（以下、引用文献2と記す）には、圧力の付加前と、付加後とをタイミングにより映像装置に知らせ、映像装置がその差を映像化するElastographyと称される技術が開示されていた。このElastographyでは、圧力付加装置により圧力を定量化するとともに、そのタイミングを知らせる役割を果たす。あるいは、操作者（検者）が手で探触子进行操作しながらリアルタイムに映像化し、圧力付加前に開始をスイッチ等により指示し、リアルタイム映像を目視で監視しながら圧力最大の状態を、画像を目視で監視することにより判断し、終了時点を同様のスイッチ等で指示することにより、役割を果たしている。

10

**【0004】**

さらには、特開2000-229081号（以下、引用文献3と記す）には、画像処理により画像中の特徴点を抽出しその比較により隣接（近傍）の画像同士を接続する方法が開示されている。

**【0005】****【発明が解決しようとする課題】**

本発明者は、前記従来技術を検討した結果、以下の問題点を見いだした。

20

**【0006】**

引用文献1～3に記載される従来の超音波診断装置は、特別な付加装置とそれ进行操作・管理する手間と、その間の体動による誤差の許容程度あるいは操作者（検者）の監視という主観的判断と、スイッチの操作という手間とが、それぞれ必要であった。このために、集団検診のように予め手順が決定されている検査あるいはほぼ同様の手順で行われる検査であるいわゆるルーティーン検査においては、特に付加装置の操作やスイッチ操作等に要する時間も大きな遅延要因となり、大きな問題であった。さらには、特に操作者（検者）の経験が浅い場合には、誤差の許容程度あるいは操作者（検者）の監視という主観的判断も大きな遅延要因となっていた。

**【0007】**

一方、精密検査のようにある程度の時間を要することが許容される検査においては、操作者（検者）が熟練者であっても、誤差の許容の程度や操作者（検者）の監視の程度には操作者（検者）の経験に基づいた基準があることが一般的であるが、この基準は個々の操作者（検者）の主観によるものであり異なっていることが一般的であるので、客観的な検査ができないという問題があった。

30

**【0008】**

また、前述する文献3に記載の画像処理法では、圧力付加前と圧力付加後とを判別する手段がなく、最大歪の画像を得ることはできないという問題があった。

**【0009】**

本発明の目的は、圧力付加検査に要する時間を短縮することが可能な技術を提供することにある。

40

**【0010】**

本発明の他の目的は、客観的な超音波検査をすることが可能な技術を提供することにある。

**【0011】**

本発明の前記ならびにその他の目的と新規な特徴は、本明細書の記述及び添付図面によって明らかになるであろう。

**【0012】****【課題を解決するための手段】**

本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、下記のと

50

おりである。

【 0 0 1 3 】

( 1 )、超音波を送受信する探触子と、前記探触子に供給する送受信信号を制御する超音波送受信部と、前記探触子で受波した反射波から超音波ビームを形成し、画像を表示する表示手段とを有する超音波診断装置において、被検体に当接される前記探触子の押し圧力に応じて変化する、前記画像のパワー分布を算出し、前記パワー分布に基づいて2つの特徴点を算出する手段と、前記2つの特徴点同士の距離から変形量を算出する変形量演算手段と、前記変形量が最大の画像及び最小の画像に基づいて歪み分布を映像化する歪み画像演算手段とを備えた。

【 0 0 1 4 】

前述した手段によれば、超音波像の収集動作は、超音波送受信動作時における探触子による圧力の付加であり、探触子が受波した反射波（反射エコー）に応じた信号から超音波ビームが形成され、圧力を付加した状態の断層像が形成される。

【 0 0 1 5 】

ここで、演算手段が、探触子による圧力に応じて変化する事となる生体表面と関心部位との間隔を演算し、この演算結果に基づいて、演算手段が生体表面と関心部位との間隔の最大値及び最小値とから表示用の画像を形成し、表示手段に表示させる構成となっている、すなわち局部的に硬さの異なる部分を明瞭に区別した表示が可能となるので、検者による主観的判断が不要となり、客観的な超音波検査をすることが可能となる。その結果として、超音波検査の経験度合いによる検査時間等を均一化することができる。

【 0 0 1 6 】

また、探触子で直接にROIを圧迫でき、演算手段が順次計測される断層像に基づいて、生体表面と関心部位との間隔すなわちROIの変位量の最大値と最小値とをリアルタイムに演算する構成となっているので、特別な付加装置が不要となり、圧力付加検査に要する時間を短縮することができる。その結果、診断に要する時間を低減させることができ、検者及び被検体の負担を低減することができる。

【 0 0 1 7 】

【 発明の実施の形態 】

以下、本発明について、発明の実施の形態（実施例）とともに図面を参照して詳細に説明する。

【 0 0 1 8 】

なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【 0 0 1 9 】

図1は本発明の一実施の形態である超音波診断装置の概略構成を説明するための図である。この図1から明らかなように、本実施の形態の超音波診断装置は、探触子（超音波探触子）1と、超音波送受信部2と、シネメモリ3と、フレームメモリ4と、表示部5と、特徴点抽出部6と、変位量演算部7とを備えて成る。

【 0 0 2 0 】

探触子1は、機械的または電子的にビーム走査を行って被検体内に超音波を送受信する周知の探触子であり、超音波の発生源であると共に生体内からの反射エコーを受信する一つまたは複数の図示しない振動子（振動子素子）を有している。

【 0 0 2 1 】

超音波送受信部2は、探触子1を駆動して超音波を発生させると共に、反射波に応じて振動子素子から出力される電気信号（以下、反射エコー信号と記す）を処理する手段である。従って、超音波送受信部2は、探触子1から被検体内へ送信する超音波ビームを形成するための公知の送波パルス及び送波遅延回路と、探触子1の各振動子で受信した反射エコー信号を増幅する受信増幅器と、増幅した受信信号（反射エコー信号）の位相をそろえて加算する整相加算回路とを有している。

【 0 0 2 2 】

シネメモリ 3 は、超音波送受信部 2 からの信号を位相情報保存状態で時系列に複数フレーム記憶する記憶手段であり、複素数又は、絶対値と位相角との信号によるフレーム情報を貯えるためのメモリを有している。

【 0 0 2 3 】

フレームメモリ 4 は、シネメモリ 3 からのフレーム情報を超音波ビームの走査線毎に書き込んで画像データを形成する記憶手段であり、走査変換を行うアフィン変換回路と、画像データ記憶用メモリとカラー情報を重ねて表示部 5 に出力するためのオーバーレイ回路とを有する。

【 0 0 2 4 】

表示部 5 は、フレームメモリ 4 からの信号を画像として表示する周知の表示手段であり、例えば B モード断層像のテレビ信号を入力として、この B モード断層像を映像表示するテレビモニタからなる。

10

【 0 0 2 5 】

特徴点抽出部 6 は、シネメモリ 3 に記録される時系列データ（時系列画像）と、変位量演算部 7 により形成され記憶されている変位前（初期）画像とから、互いに対応し合う特徴点を探し出す手段である。ただし、変位前画像は、探触子から R O I 遠端付近の特徴点間での距離が最大となる状態のエコー信号を記憶し、その信号から形成した画像である。また、特徴点抽出部 6 の詳細については、後述する。

【 0 0 2 6 】

変位量演算部 7 は、特徴点抽出部 6 が探した対応する特徴点を変形前後で比較し、その比較結果に基づいて関心部位（R O I）の変形量を算出する手段であり、特に、特徴点抽出部 6 による対応する特徴点の検出の有無に基づいて動作する構成となっている。変位量演算部 7 は、特徴点同士が一致するようにシネメモリの情報を変形する手段と、この変形に要した移動量（変形量）を関心部位の変位量として順次保持する手段と、この保持された変位量を順次比較し R O I の変位量の最大値と最小値とを演算する手段とを有する構成になっている。なお、変位量演算部 7 の詳細については、後述する。

20

【 0 0 2 7 】

本実施の形態の変位量演算部 7 は、特徴点抽出部 6 で対応する特徴点を検出された場合、すなわち対応する特徴点間に座標（位置）の差異がある場合には、以下の動作となる。まず、その特徴点同士が一致するようにシネメモリ 3 から読み込んだ情報を変形し、その変形前後の比較から変形量を算出することにより、それを変位量とする。さらには、この変位量の最大量及び最小量を保存すると共に、変位量が最小値を示す画像を初期画像として、また、変位量の最大値が得られた画像を変位後最終画像として夫々記憶する。一方、対応する特徴点間に座標（位置）の差異がない場合、或いは、対応する特徴点が見つからない場合は、変位量演算部 7 は直前の初期画像及び最終画像の記憶を継続する。

30

【 0 0 2 8 】

ただし、変位量演算部 7 における判定動作は、特徴点抽出部 6 と変位量演算部 7 との間に、前述する対応点の存在・非存在、及び、対応点の異動の有無の判断を行なうブロックを設けても同じ効果が得られることはいうまでもない。

【 0 0 2 9 】

次に、図 1 に基づいて、本実施の形態の超音波診断装置を用いた被検体への圧力の付加による局部的に歪みの異なる部分を強調した映像の収集動作を説明する。

40

【 0 0 3 0 】

本実施の形態による映像の収集動作は、超音波送受波動作時における探触子 1 による圧力の付加を用いるものであり、振動子が受波した反射エコーに応じた信号である反射エコー信号が順次超音波送受信部 2 に入力され、整相加算後にシネメモリ 3 に出力される。シネメモリ 3 は、位相情報保存状態で時系列に複数フレーム分、すなわち複数枚の断層像を記憶し、この記憶した断層像を順次フレームメモリ 4 と特徴点抽出部 6 と変位量演算部 7 とに出力する。

【 0 0 3 1 】

50

ここで、特徴点抽出部 6 では、シネメモリ 3 からの画像と変位量演算部 7 からの変位前画像とが比較されて、互いに対応し合う特徴点（対応点）が算出される。特徴点抽出部 6 で算出された特徴点の座標情報は変位量演算部 7 に出力され、2 つの特徴点が一致するようにシネメモリ 3 からの画像を変形し、その変形前後の比較から変形量を算出し、この変形量を変位量とする。この変位量は、格納される最大値及び最小値と順次比較され、最大値を越える変位量あるいは最小値よりも小さい変位量であった場合にのみ、格納される最大値あるいは最小値が新たに算出された変位量に更新される。このとき、更新された変位量が最小値の場合には、それまでの初期画像は変位量が最小値となった画像に更新される。一方、更新された変位量が最大値の場合には、それまでの変位後最終画像は変位量が最大値となった画像に更新される。この変位量の最大値及び最小値は R O I の変位量の最大値と最小値として、また、初期画像は R O I 変位量が最小の画像として、変位後最終画像は R O I 変位量が最大の画像として、それぞれフレームメモリ 4 に出力される。その結果、シネメモリ 3 から出力されるリアルタイムで計測される断層像と、変位量演算部 7 から出力される最大値及び最小値と、初期値及び変位後最終画像から生成された歪み画像とから表示用の画像が形成され、表示部 5 の表示面に表示されることとなる。

10

#### 【 0 0 3 2 】

例えば、変位後最終画像と初期画像とから周知の手法により差分画像を生成し、この差分画像が歪み画像としてリアルタイムに計測される断層像と共に、表示部 5 に表示されることとなる。これにより、局部的に硬さの異なる部分を明瞭に区別して表示することができると共に、特別の応力付加装置なしに歪映像を得ることができる。なお、変位量の最大値及び最小値と歪み画像との表示は、シネメモリ 3 から出力される断層像すなわちリアルタイム表示される断層像と共に順次表示させる以外にも、断層像の収集終了後や図示しない表示釦の操作等でもよい。

20

#### 【 0 0 3 3 】

このように、本実施の形態の超音波診断装置では、探触子 1 で直接に R O I を圧迫でき、変位量演算部 7 が順次計測される断層像に基づいて、R O I の変位量の最大値と最小値とをリアルタイムに演算する構成となっているので、特別な付加装置が不要となり、圧力付加検査に要する時間を短縮することができる。その結果、診断に要する時間を低減させることができるので、検者及び被検体の負担を低減することができる。

30

#### 【 0 0 3 4 】

また、操作者の主観的判断が不要となるので、客観的な超音波検査をすることが可能となる。その結果として、超音波検査の経験度合いによる検査時間等を均一化することができる。

#### 【 0 0 3 5 】

図 2 は本実施の形態の特徴点抽出部の概略構成を説明するための図である。

図 2 から明らかなように、本実施の形態の特徴点抽出部 6 は、第 1 のフィルタ部 8 と、パワー算出部 9 と、重み付け部 10 と、クラスタリング部 11 と、相関前処理部 12 と、相互相関部 13 と、対応点算出部 14 と、第 2 のフィルタ部 15 とを備えてなる。

#### 【 0 0 3 6 】

図 2 において、第 1 のフィルタ部 8 は、シネメモリ 3 からの画像の空間周波数を選択的に通過させる周知のフィルタであり、本実施の形態では図 9 に示すように、空間周波数 0（ゼロ）を中心に同心円上の通過域を持った特性を有する構成となっている。図 10 は、図 9 に示す通過域特性の詳細を説明するための図であり、この図 10 から明らかなように、本実施の形態の第 1 のフィルタ部 8 は、低域のカットオフ周波数を  $\omega / 16$  付近とし、高域のカットオフ周波数を  $\omega / 4 \sim \omega / 2$  とするバンドパスフィルタとなる。

40

#### 【 0 0 3 7 】

パワー算出部 9 は、第 1 のフィルタ部 8 からの画像のパワーを求める手段であり、図 3 に示すように、注目点 O（ $x, y$ ）から半径  $r$  内の全ての点 P（ $x, y$ ）の 2 乗和を求めて点 O のパワー値とする演算をすべての（ $x, y$ ）について行う手段である。

#### 【 0 0 3 8 】

50

重み付け部 10 は、パワー算出部 9 からのパワー分布に対して、あらかじめ決めておいた重み付けを行う演算手段である。この重みは、例えば図 4 に示したように、横方向の重みが中央ほど大きくなるような値とし、縦方向の重みが中央ほど低くなるような値である。

【0039】

クラスタリング部 11 は、重み付け部 10 からのパワー分布から二つのピーク位置と、ピーク位置の成分値を探し出す手段であり、例えば図 5 に示すように、最も大きなピークのある位置  $(x_1, y_1)$  とこの成分値  $Q_1$  とを 1 番に、さらに、次に大きなピークを持つ位置  $(x_2, y_2)$  とその成分値  $Q_2$  とを 2 番として探し出す構成となっている。なお、複数のピークのある 2 次元分布からピーク位置を分離、認識するには、公知の伝播消去法などがある。

10

【0040】

相関前処理部 12 は、クラスタリング部 11 で求めた二つのピーク位置と成分値とに対して、予め設定した重み関数を当てはめる手段である。例えば、重み関数としてガウス分布を設定した場合には、図 6 に示すように、2 つのピーク位置  $Q_1(x_1, y_1)$ 、 $Q_2(x_2, y_2)$  のそれぞれを中心として、ピーク成分値  $Q_1$  と  $Q_2$  とを持つ 3 のガウス分布となるように、重み関数を当てはめることとなる。ただし、この重み関数はガウス分布に限定されることはなく、ハミング、ハニング、ブラックマン・ハリスなど他の分布関数を用いてもよい。

【0041】

相互相関部 13 は、相関前処理部 12 からの重み分布と、第 2 のフィルタ部 15 からの画像との間で相関を算出する周知の手段である。

20

【0042】

対応点算出部 14 は、相互相関部 13 からの相関分布から二つのピーク位置と、ピーク位置の成分値とを探し出す手段であり、クラスタリング部 11 と同様の演算を行うものである。本実施の形態の対応点算出部 14 による演算結果は、例えば図 7 に示すように、演算の結果である 2 つのピーク位置  $(x_3, y_3)$ 、 $(x_4, y_4)$  と、これらのピーク位置の成分値  $Q_3$ 、 $Q_4$  とが求まる。

【0043】

第 2 のフィルタ部 15 は、変位量演算部 7 からの接合画像に対して空間周波数を選択的に通過させる手段であり、前述する第 1 のフィルタ部 8 と同様の処理を行うものである。

30

【0044】

次に、図 2 に基づいて、本実施の形態の特徴点抽出部 6 の動作を説明する。

【0045】

シネメモリ 3 から入力された信号は、第 1 のフィルタ部 8 により、画像の空間周波数を選択的に通過させることとなる。すなわち、画像の空間周波数の内で、周波数が  $1/4 \sim 1/2$  となる周波数の信号のみが抽出されて、パワー算出部 9 に出力される。このパワー算出部 9 に入力された信号は、注目点  $O(x, y)$  から半径  $r$  内の全ての点  $P(x, y)$  の 2 乗和が求められて、注目点  $O$  のパワー値として重み付け部 10 に出力される。パワー値として重み付け部 10 に入力された信号は、あらかじめ設定された重み付け演算手段として、横方向の重みが中央ほど大きくなるような値とし、縦方向の重みが中央ほど低くなるような値となる重み付け演算がなされ、得られた値(信号)がクラスタリング部 11 に出力される。クラスタリング部 11 に入力された信号は、例えば公知の伝播消去法により、二つのピーク位置とこのピーク位置の成分値が検出され、この検出値が相関前処理部 12 に出力される。

40

【0046】

この相関前処理部 12 には、第 1 のフィルタ部 8 からの出力値も入力される構成となっており、クラスタリング部 11 で求めた二つのピーク位置と成分値とに対して、予め設定された重み関数で重み付け演算がなされ、得られた値が相互相関部 13 に出力される。相互相関部 12 に入力された信号は、第 2 のフィルタ部 15 からの画像との間で相関(相関分布, 相関値の分布)が算出され、得られた相関分布が対応点検出部 14 に出力される。対

50

応点検出部 14 に入力された相関分布は、クラスタリング部 11 と同様の演算により二つのピーク位置とピーク位置の成分値とが検出され、2つのピーク位置 ( $x_3, y_3$ )、( $x_4, y_4$ ) と、これらのピーク位置の成分値  $Q_3$ 、 $Q_4$  とが変位量演算部 7 に出力される。

【0047】

図8は本実施の形態の変位量演算部の概略構成を説明するための図である。

図8から明らかなように、本実施の形態の変位量演算部7は、変形量演算部16と、変形量最大画像記憶部17と、変形量最小画像記憶部18と、最終画像記憶部19と、初期画像記憶部20と、歪み画像演算部21とを備えてなる。

【0048】

図8において、変形量演算部16は、対応点算出部14により対応付けられた特徴点同士の距離を符号を含めて算出する手段である。

【0049】

変形量最大画像記憶部17は、符号を含めて最小となる画像のビームデータ信号を判別し記憶する手段である。

【0050】

変形量最小画像記憶部18は、特徴点同士の距離が符号を含めて最大となる時の画像のビームデータ信号を判別し記憶する手段である。

【0051】

最終画像記憶部19は、最大変形の時の画像を記憶する手段であり、記憶した画像を歪み画像演算部21に出力する構成となっている。

【0052】

初期画像記憶部20は、変形量最小画像記憶部18が判別したデータ(画像)で初期画像を更新し、新たな初期画像データとして記憶する手段であり、記憶した画像は特徴点抽出部6及び変形量演算部16並びに歪み画像演算部21へそれぞれ出力する構成となっている。

【0053】

歪み画像演算部21は、変形量の最大と最小の画像から生体組織の変位(歪み)分布を映像化する手段である。

【0054】

このように、変位量演算部7では、対応点算出部14により対応付けられた特徴点である4組のピーク位置とピーク位置の成分値(パワー分布)とから、対応付けられた特徴点のそれぞれの距離が算出され、その内の最小値と最大値とがそれぞれ検出されることとなる。

【0055】

以上、本発明者によってなされた発明を、前記発明の実施の形態に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記発明の実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。

【0056】

【発明の効果】

本願において開示される発明のうち代表的なものによって得られる効果を簡単に説明すれば、下記の通りである。

【0057】

(1)、検査を要する時間を短縮することができる。

(2)、客観的な超音波検査をすることができる。

(3)、超音波検査時における検者の負担を低減することができる。

(4)、超音波検査時における被検体の負担を低減させることができる。

(5)、超音波検査の経験度合いによる検査時間等を均一化することができる。

(6)、局部的に硬さの異なる部分を明瞭に区別して表示することができる。

(7)、特別の応力付加装置なしに歪映像を得ることができる。

10

20

30

40

50

## 【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施の形態である超音波診断装置の概略構成を説明するための図である。

【図 2】本実施の形態の特徴点抽出部の概略構成を説明するための図である。

【図 3】本実施の形態におけるフィルタ処理後の画像を説明するための図である。

【図 4】本実施の形態の重み付け部の概略構成を説明するための図である。

【図 5】本実施の形態のクラスタリング部の動作を説明するための図である。

【図 6】本実施の形態の相関前処理部の動作を説明するための図である。

【図 7】本実施の形態の対応点算出部の動作を説明するための図である。

【図 8】本実施の形態の変位量演算部の概略構成を説明するための図である。

【図 9】本実施の形態の第 1 のフィルタ部の動作を説明するための図である。

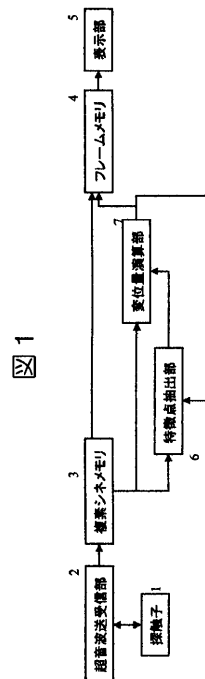
【図 10】本実施の形態の第 1 のフィルタ部の動作を説明するための図である。

## 【符号の説明】

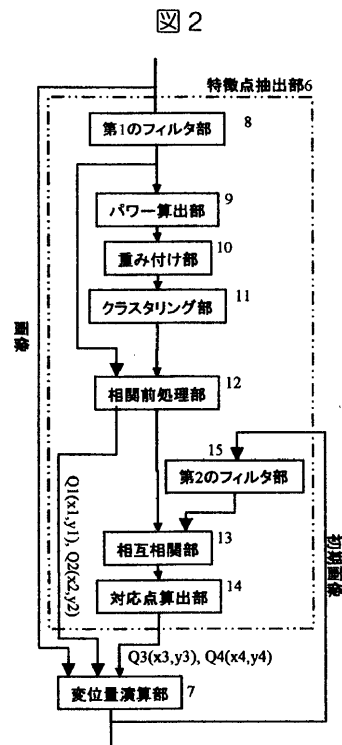
1 ... 探触子、2 ... 超音波送受信部、3 ... シネメモリ、4 ... フレームメモリ、5 ... 表示部、6 ... 特徴点抽出部、7 ... 変位量演算部、8 ... 第 1 のフィルタ部、9 ... パワー算出部、10 ... 重み付け部、11 ... クラスタリング部、12 ... 相関前処理部、13 ... 相互相関部、14 ... 対応点算出部、15 ... 第 2 のフィルタ部、16 ... 変形量演算部、17 ... 変形量最大画像記憶部、18 ... 変形量最小画像記憶部、19 ... 最終画像記憶部、20 ... 初期画像記憶部、21 ... 歪み画像演算部。

10

【図 1】



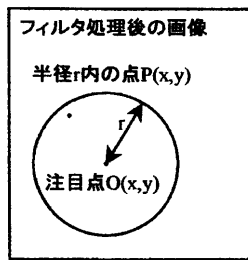
【図 2】





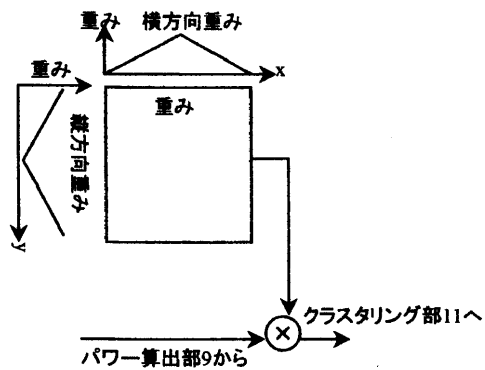
【図3】

図3



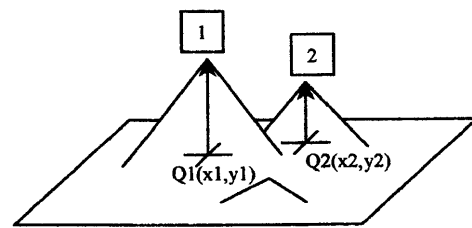
【図4】

図4



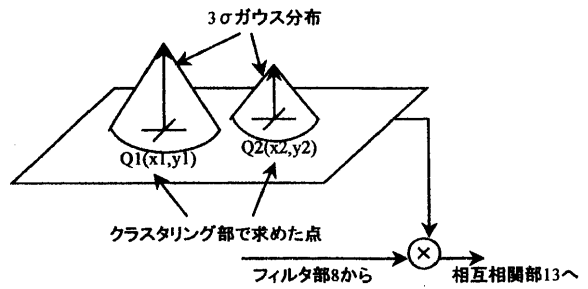
【図5】

図5



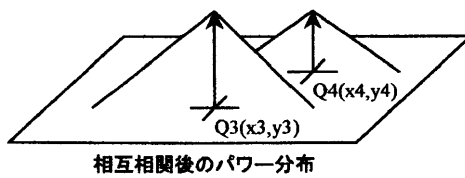
【図6】

図6



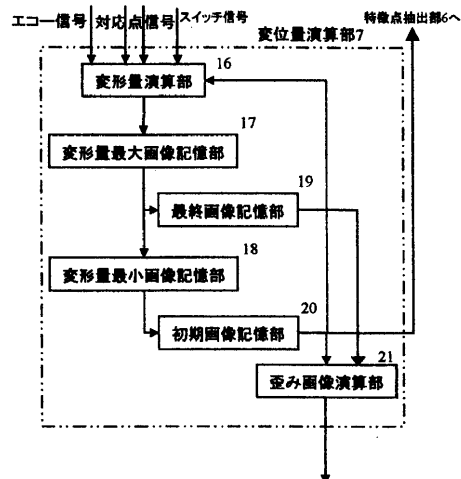
【図7】

図7



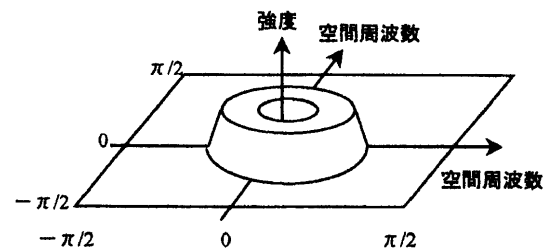
【図8】

図8



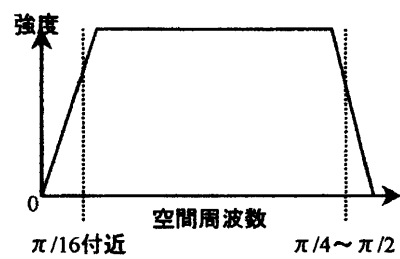
【図9】

図9



【図10】

図10



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平05-317313(JP,A)  
特開2000-229081(JP,A)  
国際公開第91/007657(WO,A1)  
特開平07-055775(JP,A)  
特開平08-010260(JP,A)  
特開平11-188036(JP,A)  
椎名毅、外3名、3次元超音波組織弾性CTの開発,超音波医学,日本,社団法人日本超音波医学会,2001年 4月15日,第28巻、第3号,J285

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 8/08  
JSTPlus(JDreamII)  
JMEDPlus(JDreamII)

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4233808B2</a>	公开(公告)日	2009-03-04
申请号	JP2002162288	申请日	2002-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	窪田純 馬場博隆		
发明人	窪田 純 馬場 博隆		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52		
CPC分类号	G01S7/52074 A61B5/0053 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/485 G01S7/5205		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C301/DD11 4C301/DD21 4C301/EE10 4C301/EE11 4C301/JB28 4C301/JB35 4C301/JC06 4C301/KK30 4C301/LL03 4C601/DD01 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JC37 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2004008271A JP2004008271A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够缩短增压检查所需时间的技术。解决方案：超声波诊断装置包括用于发送和接收超声波的搜索单元，用于控制要提供给搜索单元的发送/接收波信号的超声波发送/接收部分，以及用于形成超声波束的装置。由搜索单元接收的反射波并在显示装置上显示断层图像。超声波诊断装置具有用于监视动画表面和感兴趣部分之间的间隔的装置，该间隔对应于与对象相邻的搜索单元的按压压力而变化，以及用于计算感兴趣部分的失真量的装置。根据监视输出，从间隔的最大值和最小值开始。Z

