

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4966226号
(P4966226)

(45) 発行日 平成24年7月4日(2012.7.4)

(24) 登録日 平成24年4月6日(2012.4.6)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 13 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2008-58296 (P2008-58296) (22) 出願日 平成20年3月7日(2008.3.7) (65) 公開番号 特開2009-213566 (P2009-213566A) (43) 公開日 平成21年9月24日(2009.9.24) 審査請求日 平成22年6月15日(2010.6.15)</p>	<p>(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号 (74) 代理人 100083116 弁理士 松浦 憲三 (72) 発明者 久永 隆治 東京都港区西麻布2丁目26番30号 富士フイルム株式会社内 審査官 宮川 哲伸</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置及び方法並びにプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検者に向けて超音波を送信するとともに、被検者から反射された超音波を受診する超音波送受信手段と、

前記超音波送受信手段が受診した超音波信号の位相成分からスペックル成分を抽出するスペックル成分抽出手段と、

前記抽出されたスペックル成分に基づいて、複数の超音波画像データに含まれる組織の移動情報を解析する解析手段と、

を備えたことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波画像処理装置であって、さらに前記組織の移動情報を解析した結果を表示する表示手段を有することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項3】

請求項1または2に記載の超音波画像処理装置であって、前記スペックル成分抽出手段は、位相成分の変化量を用いて前記超音波信号の位相成分からスペックル成分を抽出することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項4】

請求項1～3のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記スペックル成分抽出手段は、位相成分の少なくとも2つ以上の方向の変化量を用いることを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記スペckル成分抽出手段は、スペckルを判別する判別関数を使用することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 6】

請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記スペckル成分抽出手段は、前記位相成分の変化量と比較してスペckルを判別する閾値を使用することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 7】

請求項 5 に記載の超音波画像処理装置であって、前記判別関数は、スペckル及び非スペckルの位置がわかっている位相成分から生成された特徴量によって設定されることを特徴とする超音波画像処理装置。

10

【請求項 8】

請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記解析手段は、2つのフレーム間における、前記スペckル成分の相関値から求めた前記組織の移動度を基に前記組織の移動情報の解析を行うことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 9】

請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記解析手段は、2つのフレーム間における、前記スペckル成分の局所領域の相関値から求めた前記組織の移動度を基に前記組織の移動情報の解析を行うことを特徴とする超音波画像処理装置。

20

【請求項 10】

被検者に向けて超音波を送信するとともに、被検者から反射された超音波を受診する超音波送受信手段と、

前記超音波送受信手段が受診した超音波信号の振幅成分または包絡線成分と位相成分の組み合わせからスペckル成分を抽出するスペckル成分抽出手段と、

前記抽出されたスペckル成分に基づいて、複数の超音波画像データ間に含まれる組織の移動情報を解析する解析手段と、

を備えたことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 11】

請求項 1 ~ 10 のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記位相成分は、前記超音波信号の進行方向に垂直な方向のデータの分解能が、前記超音波受信手段と前記超音波信号の送受信を行う素子の配列間隔以上であることを特徴とする超音波画像処理装置。

30

【請求項 12】

被検者に向けて超音波を送信するとともに、被検者から反射された超音波を受診し、

受診した超音波信号の位相成分からスペckル成分を抽出し、

前記抽出されたスペckル成分に基づいて、複数の超音波画像データに含まれる組織の移動情報を解析することを特徴とする超音波画像処理方法。

【請求項 13】

被検者に向けて超音波を送信するとともに、被検者から反射された超音波を受診する機能と、

受診した超音波信号の位相成分からスペckル成分を抽出する機能と、

前記抽出されたスペckル成分に基づいて、複数の超音波画像データに含まれる組織の移動情報を解析する機能と、

をコンピュータに実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像処理装置及び方法並びにプログラムに係り、特に、超音波画像データに含まれる位相情報を利用してスペckルノイズを抽出し、抽出したスペckルノイ

50

ズの形状に基づいて組織の動きを解析する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、超音波を用いて被検者の断層画像を取得して医療診断に供する超音波画像診断装置が広く知られている。超音波画像診断装置は、超音波を被検体に送信し、被検体から反射され受診される超音波により得られるエコー信号に基づいて、被検体の断層についての画像を生成し、その断層の画像を表示手段に表示する。

【0003】

超音波画像診断装置では、この画像表示によって病変を見つけるだけでなく、例えば心臓等の組織が正常に機能しているかを確認するために、組織の動きを観察し、解析する作業も行われる。

10

【0004】

例えば、断層像の動画フレームにおいて、あるフレームの一部分がどのように移動したかを計測する画像診断装置が知られている（例えば、特許文献1等参照）。これは具体的には、あるフレームの注目部位を選択し、他のフレームとの相互相関によって注目部位との類似度を計算し、最も類似度が高かった部分の座標と元のフレームの座標との差から組織の移動量、速度などを求めるものである。

【0005】

この技術は、超音波画像も対象となっており、超音波画像の場合は超音波受信データの振幅情報から生成された画像データ、または超音波受信データの波形データそのものであるRFデータに対し適用される。

20

【0006】

また、超音波診断装置の画像には、スペckルノイズという被検体内の複数の反射体からの反射超音波のランダムな干渉によって生ずる黒すじ状のノイズが含まれる。このスペckルノイズは組織の状態などによって変化し、低エコー組織にも含まれることが知られているため、このスペckルノイズを抽出することでエコーレベルに依存することなく組織の移動量を解析することができる。

【0007】

また例えば、超音波画像からスペckルノイズを解析し、解析結果を表示するものが知られている（例えば、特許文献2等参照）。これは、超音波画像からスペckルノイズを抽出することでエコーレベルに依存することなく組織の移動量を解析するものであり、超音波受信信号の振幅情報を画像データに変換し、得られた画像データに対して極大値、極小値からスペckルノイズの無い構造画像を生成し、その差分からスペckルノイズのみの画像を求めるものである。

30

【特許文献1】特開2004-121834号公報

【特許文献2】特開2006-212054号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、上記特許文献1に記載されたものにおいては、そこで用いられるデータは受信データのエコーレベルに依存すると考えられ、例えば心臓壁や血管壁など、高エコー組織の場合には高輝度となるため組織の運動を正しく追跡できると思われるが、血流や臓器の実質部などのように低エコー組織の場合には、組織運動の追跡精度が低下してしまう虞れがあるという問題がある。

40

【0009】

また特許文献2に記載されたものにおいては、スペckルノイズの形状及びエコーレベルにはバラツキがあり、非常に複雑であるため、振幅情報からスペckルノイズ部を正確に抽出するのは非常に困難であるという問題がある。

【0010】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、スペckルノイズの形状や周囲の

50

エコーレベルに依存しない正確なスペックルの抽出を可能とし、高エコー情報以外の組織の移動度（移動量、移動速度）を求めることができる超音波画像処理装置及び方法並びにプログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

前記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、被検者に向けて超音波を送信するとともに、被検者から反射された超音波を受診する超音波送受信手段と、前記超音波送受信手段が受診した超音波信号の位相成分からスペックル成分を抽出するスペックル成分抽出手段と、前記抽出されたスペックル成分に基づいて、複数の超音波画像データに含まれる組織の移動情報を解析する解析手段と、を備えたことを特徴とする超音波画像処理装置を提供する。

10

【0012】

これにより、位相情報を用いることによってスペックルノイズの形状や周囲のエコーレベルに依存しない正確なスペックルの抽出が可能となり、またスペックルパターンを利用することによって高エコー情報以外の組織の移動情報を正確に求めることが可能となる。

【0013】

また、請求項2に示すように、請求項1に記載の超音波画像処理装置であって、さらに前記組織の移動情報を解析した結果を表示する表示手段を有することを特徴とする。

【0014】

これにより、超音波画像診断の精度が向上する。

20

【0015】

また、請求項3に示すように、請求項1または2に記載の超音波画像処理装置であって、前記スペックル成分抽出手段は、位相成分の変化量を用いて前記超音波信号の位相成分からスペックル成分を抽出することを特徴とする。

【0016】

これにより、スペックル抽出精度を向上させることができる。

【0017】

また、請求項4に示すように、請求項1～3のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記スペックル成分抽出手段は、位相成分の少なくとも2つ以上の方向の変化量を用いることを特徴とする。

30

【0018】

このように、複数方向の変化量を用いることでスペックル抽出の精度を向上させることができる。

【0019】

また、請求項5に示すように、請求項1～4のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記スペックル成分抽出手段は、スペックルを判別する判別関数を使用することを特徴とする。

【0020】

これにより、スペックル抽出の目的に応じた判別関数を使用することができる。

【0021】

また、請求項6に示すように、請求項1～5のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記スペックル成分抽出手段は、前記位相成分の変化量と比較してスペックルを判別する閾値を使用することを特徴とする。

40

【0022】

これにより、閾値と比較してスペックルの判別ができる場合には、スペックル抽出が容易となる。

【0023】

また、請求項7に示すように、請求項5に記載の超音波画像処理装置であって、前記判別関数は、スペックル及び非スペックルの位置がわかっている位相成分から生成された特徴量によって設定されることを特徴とする。

50

【 0 0 2 4 】

これにより、スペックル抽出処理に応じた特徴量を用いて判別関数を作成することができる。

【 0 0 2 5 】

また、請求項 8 に示すように、請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記解析手段は、2つのフレーム間における、前記スペックル成分の相関値から求めた前記組織の移動度を基に前記組織の移動情報の解析を行うことを特徴とする。

【 0 0 2 6 】

これにより、組織の運動を正確に把握することができる。

【 0 0 2 7 】

また、請求項 9 に示すように、請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記解析手段は、2つのフレーム間における、前記スペックル成分の局所領域の相関値から求めた前記組織の移動度を基に前記組織の移動情報の解析を行うことを特徴とする。

【 0 0 2 8 】

これにより、組織の一部の微細な動きをも正確に分析することが可能となる。

【 0 0 2 9 】

また、同様に前記目的を達成するために、請求項 10 に記載の発明は、被検者に向けて超音波を送信するとともに、被検者から反射された超音波を受診する超音波送受信手段と、前記超音波送受信手段が受診した超音波信号の振幅成分または包絡線成分と位相成分の組み合わせからスペックル成分を抽出するスペックル成分抽出手段と、前記抽出されたスペックル成分に基づいて、複数の超音波画像データ間に含まれる組織の移動情報を解析する解析手段と、を備えたことを特徴とする超音波画像処理装置を提供する。

【 0 0 3 0 】

このように、位相情報に振幅情報を組み合わせることで、より正確に組織の移動情報を分析することができる。

【 0 0 3 1 】

また、請求項 11 に示すように、請求項 1 ~ 10 のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記位相成分は、前記超音波信号の進行方向に垂直な方向のデータの分解能が、前記超音波受信手段と前記超音波信号の送受信を行う素子の配列間隔以上であることを特徴とする。

【 0 0 3 2 】

これにより、分解能が良くなり、組織の移動情報をより正確に分析することが可能となる。

【 0 0 3 3 】

また、同様に前記目的を達成するために、請求項 12 に記載の発明は、被検者に向けて超音波を送信するとともに、被検者から反射された超音波を受診し、受診した超音波信号の位相成分からスペックル成分を抽出し、前記抽出されたスペックル成分に基づいて、複数の超音波画像データに含まれる組織の移動情報を解析することを特徴とする超音波画像処理方法を提供する。

【 0 0 3 4 】

これにより、位相情報を用いることによってスペックルノイズの形状や周囲のエコーレベルに依存しない正確なスペックルの抽出が可能となり、またスペックルパターンを利用することによって高エコー情報以外の組織の移動情報を正確に求めることが可能となる。

【 0 0 3 5 】

また、同様に前記目的を達成するために、請求項 13 に記載の発明は、被検者に向けて超音波を送信するとともに、被検者から反射された超音波を受診する機能と、受診した超音波信号の位相成分からスペックル成分を抽出する機能と、前記抽出されたスペックル成分に基づいて、複数の超音波画像データに含まれる組織の移動情報を解析する機能と、をコンピュータに実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラムを提供する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

これにより、位相情報を用いることによってスペックルノイズの形状や周囲のエコーレベルに依存しない正確なスペックルの抽出が可能となり、またスペックルパターンを利用することによって高エコー情報以外の組織の移動情報を正確に求めることが可能となる。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 7 】

以上説明したように、本発明によれば、位相情報を用いることによってスペックルノイズの形状や周囲のエコーレベルに依存しない正確なスペックルの抽出が可能となり、またスペックルパターンを利用することによって高エコー情報以外の組織の移動情報を正確に求めることが可能となる。

10

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 3 8 】

以下、添付図面を参照して、本発明に係る超音波画像処理装置及び方法並びにプログラムについて詳細に説明する。

【 0 0 3 9 】

図1は、本発明に係る超音波画像処理装置を含む超音波診断装置の一実施形態の概略構成を示すブロック図である。

【 0 0 4 0 】

この超音波診断装置は、超音波を用いて被検者の診断部位について超音波画像を撮影して表示するものであり、主に、超音波用探触子10、信号処理部20、画像処理部30及び表示部40を含んで構成されている。

20

【 0 0 4 1 】

超音波用探触子10は、被検者の体内の診断部位に向けて超音波を送信するとともに、被検者の体内で反射してきた超音波を受診するものである。すなわち、超音波は構造物の境界のように音響インピーダンスが異なる領域の境界において反射されるため、超音波ビームを人体等の被検体内に送信して被検体内において生じた超音波エコーを受信し、超音波エコーが生じた反射点や反射強度を求めることにより、被検体内に存在する構造物の輪郭を検出することができる。

【 0 0 4 2 】

超音波用探触子10は、例えば1次元の超音波トランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサを備え、各超音波トランスデューサは、例えばPZT等の圧電素子の両端に電極を形成した振動子によって構成されるが、特に限定されるものではない。例えば、このように複数の超音波トランスデューサが1次元に配列されたリニアアレイプローブの他、被検体内を扇状に走査するセクタプローブ、複数の超音波トランスデューサが凸面上に配列されたコンベックスアレイプローブや、あるいは複数の超音波トランスデューサが2次元に配列された2次元アレイプローブを用いてもよい。またあるいは超音波内視鏡においてラジアル走査を行うメカニカルラジアルプローブでもよい。

30

【 0 0 4 3 】

超音波用探触子10は、図示を省略した制御部の制御により超音波ビームを被検者内に送信し、リニア走査や、セクタ走査や、コンベックス走査や、ラジアル走査等の走査方式で被検者を走査する。超音波用探触子10が発生した超音波は被検者体内に存在する反射体によって反射され、反射した超音波は超音波用探触子10で受信される。超音波用探触子10で受信された超音波受信信号は、電気信号に変換された後、図示を省略した送受信部を介して信号処理部20に引き渡される。

40

【 0 0 4 4 】

信号処理部20は、入力された受信信号に対し所定の信号処理を施すとともに、受け取った超音波受信信号から複数の受信データに遅延をかけて加算する位相整合加算、受信データをI Qデータ(複素信号)に分離するI Q検波などの処理を行いI Qデータを作成して画像処理部30に出力する。

【 0 0 4 5 】

50

なお、I Qデータから次の式によって受信データの振幅A及び位相が算出される。

【0046】

$$A = \sqrt{I^2 + Q^2}, \quad \theta = \arctan(Q / I)$$

ここで、記号 \sqrt{X} は、Xの平方根を表す。また、受信データの波形の包絡線をとる場合には、その振幅は上記値を2倍して $2\sqrt{I^2 + Q^2}$ としなければならない。

【0047】

なお、信号処理部20は、1ライン毎にデータを生成する手法でもよいが、例えば特開2003-180688号公報に記載されたような、全素子の受信データをメモリに保存しておき、後処理でデータを生成する手法でもよい。この手法であれば、さらに方位分解能(素子方向の分解能)を向上させることができる。例えば、超音波信号の進行方向に垂直な方向に位相情報の分解能が素子間隔以上のデータを利用するように、超音波信号の進行方向に垂直な方向に高分解能な位相情報を利用することで、スペックルのランダムな位相変化をより正確に区別することができる。

10

【0048】

また、一般的な超音波Bモード画像では、振幅から画像を生成し、位相情報は利用しないため、既存の超音波画像処理技術(Bモード)における超音波画像データは振幅データを指している。

【0049】

次に信号の干渉と位相の関係について図を用いて説明する。干渉には、強め合う干渉と打ち消し合う干渉がある。強め合う干渉は波と波の位相差が小さい場合に生じ、弱め合う干渉は位相差が π に近い場合に生じる。

20

【0050】

図2に、強め合う干渉の例を示す。図2(a)は干渉前を表し、基準波に対して位相差 0.2 (rad)、位相差 0.4 (rad)及び位相差 0.6 (rad)という位相差の小さな3つの波を干渉させるようにしている。図2(b)は干渉後を表し、破線で表された基準波に対し干渉波が実線で表されている。このように位相差が小さい場合には、強め合う干渉波が得られる。また、図2(b)からわかるように、干渉波の山のピークは基準波の山のピークと近く、位相差が小さい干渉の波は、干渉後も基準波との位相差が小さくなる。

【0051】

30

また、図3に、弱め合う干渉の例を示す。図3(a)は干渉前を表し、この場合基準波に対して位相差 0.2 (rad)の他に位相差 3.0 (rad)及び位相差 3.2 (rad)という、位相差が π (rad)に近く、大きい波を干渉させている。このとき図3(b)に示すように、破線で表された基準波に対して、実線で表されるように弱め合う干渉波が得られる。このように位相差が大きい波を干渉させると、弱め合う干渉波が得られる。また、図3(b)からわかるように、干渉波の山のピークは基準波の山のピークと離れており、位相差が大きい干渉の波は、干渉後も基準波との位相差が大きい。

【0052】

前にスペックルノイズは、被検体内の複数の反射体からの反射超音波のランダムな干渉によって生ずると言ったが、図3に示すような位相差が大きい干渉が、スペックルノイズを発生させる干渉となる。

40

【0053】

また、I Qデータから得られる位相は干渉後の波と検波の波との位相差を表すが、I Q検波の位相は誤差を含むため、干渉後の波から、位相差が大きい干渉の結果か、小さい干渉の結果かを確認するには、I Qデータの連続的な位相変化(例えば、隣接する画素間の差分)を見れば良い。これは、位相差が小さい波が連続すると位相変化は小さく、スペックルノイズ部になると位相が急変化し位相変化が大きくなるからである。

【0054】

このように、位相が急に変化するという特徴を用いることでスペックルノイズを判別することができる。

50

【 0 0 5 5 】

画像処理部 3 0 は、信号処理部 2 0 で得られた I Q データに画像処理を施して、表示部 4 0 に表示する。画像処理部 3 0 における処理の中心は、信号処理部 2 0 の I Q データから位相情報を抽出してスペックルの判別を行いスペックルを抽出し、スペックル抽出結果に基づいて振幅データから 3 次元画像データ (3 D データ) を作成することである。そのため画像処理部 3 0 は、後述するようにスペックル抽出部及び移動情報解析部等を有している。

【 0 0 5 6 】

図 4 に、画像処理部 3 0 における、位相情報を利用したスペックル抽出処理の流れを示す。

10

【 0 0 5 7 】

図 4 に示すように、画像処理部 3 0 は、位相変化量抽出部 3 2 とスペックル判別部 3 4 から構成されるスペックル抽出部 3 5 を有している。

【 0 0 5 8 】

信号処理部 2 0 で得られた I Q データから位相データが位相変化量抽出部 3 2 に入力される。位相は、前述したように、式 $= \arctan (Q / I)$ で与えられる。位相変化量抽出部 3 2 は、位相データから位相変化量を抽出する。抽出された位相変化量データはスペックル判別部 3 4 に入力される。スペックル判別部 3 4 は、位相変化量データを用いてスペックルを抽出し、スペックル抽出結果を出力する。

【 0 0 5 9 】

図 5 に、位相変化量抽出部 3 2 における処理の一例を示す。

20

【 0 0 6 0 】

位相変化量抽出部 3 2 は、位相データを得ると、まず方位方向 (横方向) の位相変化量及び距離方向 (深さ方向) の位相変化量、すなわちそれぞれの方向における画素の差分 (方位方向差分及び距離方向差分) を算出する。

【 0 0 6 1 】

2 次元の B モード画像の場合、このように方位方向及び距離方向の位相変化量を求めることが望ましい。これは、スペックルノイズが方位方向または距離方向のどちらかに平行に存在する場合、その方向では位相変化が小さいが、それと直交する方向では位相変化が大きくなるためである。

30

【 0 0 6 2 】

次に、検波のずれによる一定量の位相変化を除去する。なお、スペックルの位相変化は他の部分に比べて急に変わるので、フィルタ (ローパスフィルタ、メディアンフィルタ) との差分データや位相データの 2 次微分など、変化量が大きくなる成分のみを抽出することによって、よりスペックルの判別をし易い特徴を持つデータを得ることができる。

【 0 0 6 3 】

そして、各方向で位相が急変化する成分が抽出され、各方向での位相変化量データが算出される。変化量は各方向の画素間の差分によって求められる。このとき隣接画素間における差分を用いることが最も好ましいが、適宜間引いた画素間における差分を用いてもよい。

40

【 0 0 6 4 】

このように、縦方向、横方向それぞれに対し、一定量の位相変化量を取り除いた結果の情報を基にしてスペックル / 信号の判定を行うことができる。

【 0 0 6 5 】

なお、位相変化量は、この情報に限らず、複数画素の差分平均や斜め方向の差分を用いてもよい。さらに、別々の変化量ではなく、ベクトル成分のような一つのデータに変換してもよい。

【 0 0 6 6 】

スペックル判別部 3 4 では、得られた位相変化量データに対し、スペックルノイズかどうかという 2 値的な判別や、どの程度スペックルノイズが含まれているかという多値的な

50

判別を行い、その結果が目的に応じて出力される。もちろん、位相変化量そのものを、スペックルらしさを示すデータとして出力するようにしてもよい。

【0067】

位相変化量抽出部32によって抽出された方位方向位相変化量データ及び距離方向位相変化量データはスペックル判別部34に入力される。スペックル判別部34は、これらの位相情報データに基づいてスペックルの判別を行う。

【0068】

図6に、スペックル判別部34の一構成例を示す。

【0069】

図6に示すように、スペックル判別部34は、判別関数作成部341を備えている。判別関数作成部341は、位相変化量データに対し、スペックルノイズかどうかを判別するための判別関数を作成するものである。

【0070】

判別関数作成部341は、振幅画像においてスペックルまたは非スペックルの位置がわかっている位相データを予め用意しておき、その位相変化量から作成した特徴量を元に判別関数を作成する。すなわち、スペックルであることがわかっている位相変化量データ344a及び非スペックルであることがわかっている位相変化量データ344bとから、それぞれ所定の特徴量が特徴量変換部342において算出され、これからスペックル判別関数が作成される。

【0071】

ここで、特徴量は、位相変化量のデータの単一画素でも良い。ただし、単一画素の場合、差分をとって位相変化量を求めた場合には画素の僅かなずれが生じる、縦横方向から位相変化量を求めた場合には十字に交差する部分の中心の位相変化は大きくならないなどの問題があるため、注目画素の近傍画素の値や近傍画素との演算結果等、複数のデータを使用するのが望ましい。このとき、複数のデータは多次元となるため、閾値を設計し易いようにPCA（主成分分析）などを行って次元を下げるようにしても良い。

【0072】

図9に、スペックル判別関数の一例を示す。

【0073】

ここでは、縦方向位相変化量及び横方向位相変化量をそれぞれ特徴量(1)及び特徴量(2)とし、非スペックルノイズを○で表し、スペックルノイズを×で表している。図9に示す例では、非スペックルノイズ○とスペックルノイズ×の領域を分離する直線として判別関数が設定される。このように特徴量に変換した結果を基にしてスペックルノイズと非スペックルノイズを判別する関数(あるいは閾値)が設計される。なお、判別関数はこのような線形のものに限定されるものではない。

【0074】

また、判別関数の設定方法は特に限定されるものではなく、例えば、SVM（サポートベクターマシン）などの既知のデータ（学習データ）を利用した統計的手法（例えば、参考文献としてネロ・クリスティアーニ、ジョン・テラー著「サポートベクターマシン入門」共立出版などが挙げられる。）などの公知のクラス分類に使用される線形あるいは非線形の判別関数を用いることができる。もちろん、特徴量毎に閾値を与えるだけで判別可能であれば、閾値だけでスペックルを判別してもよい。また、位相変化量に変換することなく、連続的な位相データの画素といった位相変化がわかるデータを特徴量とした判別関数を設定してもよい。

【0075】

図7に、SVM（サポートベクターマシン）を使用した特徴量変換部342におけるスペックル抽出の判別関数生成処理の一例を示す。

【0076】

図7に示すように、まずファントム画像から手作業でスペックル部分及び非スペックル部分をラベリングし、スペックル判別関数を作成するための既知データを作成する。なお

10

20

30

40

50

、スペckル及び非スペckル部分をラベリングする際、曖昧な箇所についてはラベリングは行わないようにする。次に、この既知データのスペckル部分及び非スペckル部分からスペckルの判別に用いる特徴量を抽出する。

【0077】

ここでは特徴量として、図8に示すように、3×3画素の中央の画素cを注目画素とし、注目画素cとその上下左右の4つの近傍画素a、b、d、eに関し、それぞれ縦（距離）方向位相変化及び横（方位）方向位相変化の計10個の特徴量を使用する。

【0078】

次に、この縦方向及び横方向それぞれのラベリングされた画素（注目画素及びその近傍）の計10箇所の位相変化量を特徴量としてSVM（サポートベクターマシン）を適用し、判別関数（スペckル判別器）を生成する。もちろん、ラベリングに使用するデータや特徴量は、判別結果が最適となるように変更しても良い。

【0079】

このように、判別関数作成部341において、予めスペckルまたは非スペckルの位置がわかっている位相データから特徴量を抽出してスペckル判別関数を作成しておく。そして、実際の超音波診断において、超音波用探触子10の走査によって得られたデータから信号処理部20によって生成されたIQデータから得られた位相情報に基づいてスペckル抽出が行われる。

【0080】

すなわち、図6において、方位（横）方向位相変化量データ346a及び距離（縦）方向位相変化量データ346bが入力されると、特徴量変換部343ではこれをスペckル判別に用いる特徴量に変換し、判別関数作成部341で予め作成されたスペckル判別関数347を用いてスペckルであるかどうか判別し、スペckル抽出が行われる。そして、スペckル抽出結果348が出力され表示部40に表示される。この表示は、スペckルのみを表示してもよいし、原画像である振幅画像に重ねて表示するようにしてもよい。

【0081】

判別結果は、2値的にスペckルであるかどうかを示すだけでなく、閾値との差を多値的にどの程度スペckルノイズが含まれているかを示すスペckルらしさとして出力してもよい。また、多値的に出力する場合には、LUT（ルックアップテーブル）などでさらに値を調整してもよい。

【0082】

なお、スペckル判別関数は、超音波の送受信の条件などによって変化するため、実際の装置の場合には条件毎に判別関数を設定するのが望ましい。

【0083】

以上説明したように、本実施形態においては、振幅情報ではなく位相情報を用いてスペckルを抽出するようにしているが、振幅ではスペckルの形状、エコーレベルによっては、スペckルの判別が困難な場合があるため正確にスペckルを抽出できない場合があるが、位相情報を用いることにより、スペckルの形状や周囲のエコーレベルに依存しないスペckルの抽出が可能となった。

【0084】

このように、位相情報のみでスペckルを抽出することができるが、振幅情報を特徴量に加えるなど、振幅情報（振幅成分あるいはその包絡線成分）と位相情報を組み合わせてスペckルを抽出するようにしてもよい。この場合、例えば図6において、位相情報（方位方向位相変化量データ346a、距離方向位相変化量データ346b）が特徴量変換部343に入力されているが、これらのデータとともに振幅情報をも特徴量変換部343に入力して、振幅情報（画素値）も加えて特徴量の次元（図9に示す例では2次元）を増加して、スペckル抽出を行うようにしてもよい。

【0085】

次に、画像処理部30は、前述したスペckル抽出処理の結果を利用して組織の移動情報の解析処理を行う。ここで、組織の移動情報とは、フレーム間の局所的または全体的な

10

20

30

40

50

組織の移動量及びその移動速度、移動の方向、またそれらの情報を演算することによって得られる情報を表わす。

【 0 0 8 6 】

図 1 0 に、本実施形態におけるスペックル抽出結果を利用した組織の移動情報の解析（移動量解析）処理を行う画像処理部 3 0 の一構成例を示す。

【 0 0 8 7 】

図 1 0 に示すように、画像処理部 3 0 は、スペックル抽出部 3 5、メモリ 3 6、移動情報解析部 3 7 及びスキャンコンバータ 3 9 を有している。なお、スペックル抽出部 3 5 は、図 4 に示すように位相変化量抽出部 3 2 とスペックル判別部 3 4 で構成されている。

【 0 0 8 8 】

まず、信号処理部 2 0 から入力された I Q データから位相データと振幅データが生成され、位相データはスペックル抽出部 3 5 に入力されるとともに、振幅データはスキャンコンバータ 3 9 に入力される。

【 0 0 8 9 】

スペックル抽出部 3 5 は、位相データに対して前述したスペックル抽出処理を行う。スペックル抽出結果は移動情報解析部 3 7 に入力されるとともに、メモリ 3 6 に格納される。

【 0 0 9 0 】

移動情報解析部 3 7 では、入力されたスペックル抽出結果と、メモリ 3 6 に保存された前のフレームのスペックル抽出結果とからフレーム中の組織の移動情報としての移動度（移動量や移動速度など）を計算する。一方、スキャンコンバータ 3 9 は、振幅データから表示用の画像データを作成する。組織の移動度は、組織の移動量及びその移動速度、移動の方向であるが、さらに移動量には、組織全体が移動してその位置がずれる場合と組織全体としての（他の組織に対する相対的な）位置は変わらないが組織が局所的に移動するような場合も含む。

【 0 0 9 1 】

算出された移動量は、振幅データから生成された画像データに追加されて表示部 4 0 に表示される。なお、振幅データから画像データを作成する処理は従来の B モード生成画像処理と同様でよい。

【 0 0 9 2 】

移動情報解析部 3 7 で行われる移動度算出処理の例を図 1 1 に示す。

【 0 0 9 3 】

図 1 1 において、スペックル抽出結果 A は新たに生成されたデータであり、スペックル抽出結果 B はスペックル抽出結果 A が生成される以前に生成されメモリ 3 6 内に保存されたデータであるとする。

【 0 0 9 4 】

スペックル抽出結果 B をシフトさせ、スペックル抽出結果 A との相関値が最も高かったときのシフト量やその方向、またはシフト量とフレーム間の時間差から算出された移動速度を移動度情報 A - B とする。シフトの方法は例えばアフィン変換など、縦横の移動に限らず、回転や拡大も考慮してよい。もちろん、スペックル抽出結果 A をシフトさせてもよい。

【 0 0 9 5 】

スペックル抽出結果 B をシフトさせ、スペックル抽出結果 A との相関値が最も高かったときのシフト量を移動度情報 A - B とする。

【 0 0 9 6 】

このデータは画像全域のデータである必要はなく、局所的な領域でも良い。ここで領域内でさらに細かい移動量を計算する場合には、図 1 2 に示すように、さらに微小領域を設け、微小領域ごとに相関値を計算し、各移動度または一定領域の移動度を出力する。

【 0 0 9 7 】

相関は公知のマッチングアルゴリズム（例えば、絶対値の和を用いる S A D 法、二乗和

10

20

30

40

50

を用いるSSD法、あるいはNCC法など)によって求めても良いし、領域内のスペックル抽出結果の和や平均などでも良い。

【0098】

また、出力される移動度は、それぞれの注目情報の結果でもよいし、複数の注目情報をもとめた最大値や平均値でもよいし、あるいは主成分などの統計的なデータでも良い。

【0099】

前述したように、算出された移動度は、振幅データから生成された画像データに追加されて表示部40に表示される。表示部40における表示方法としては、例えば、領域毎の移動方向を矢印や線でBモード画像に重ねて表示したり、領域の移動方向や移動速度をグラフで表示したり、領域の移動方向や移動速度をBモード画像に重ねて表示させる等の方法が考えられる。また、これらいずれか一つの方法だけでなく、これらを組み合わせて表示するようにしても良い。

10

【0100】

図13及び図14に、表示方法の例を示す。

【0101】

図13に示す例では、組織画像中に移動方向を矢印Fで表示している。また、組織画像に並べて、組織の移動量あるいは移動速度を横軸を時間軸としたグラフ表示で示している。このとき、矢印Fの長さは移動量によって変えるようにしても良い。また図13に示した例では矢印Fもグラフもそれぞれ一つずつしか表示されていないが、矢印及びグラフをそれぞれ複数表示するようにしても良い。もちろん、矢印とグラフのどちらか一方のみ表示するようにしても良い。

20

【0102】

図14に示すものは、ROI (Region Of Interest、関心領域)内の各領域の移動量、移動速度をそれぞれ色分けして表示する例である。この場合にも、平均移動量などを数値あるいはグラフ化して追加して表示するようにしても良い。

【0103】

ここで説明した例では、2次元で表したが、3次元のデータにも適用可能である。専用プローブを用いずに3次元データを生成する場合には、プローブの走査方向の移動度は推定によって求める必要があるが、その方法としては例えば特開2003-325519号公報に記載されているような相関値と距離の関数を使用することができる。

30

【0104】

以上説明したように、本実施形態においては、位相情報からスペックルパターンを求め、スペックルパターンの移動情報を利用してスペックルトラッキングを行うようにしている。従来振幅データだけではスペックルの形状やエコーレベルによってはスペックルの判別が困難な場合があるため正確にスペックルが抽出できない場合があったが、本実施形態では、このように位相情報を用いることによりスペックルの形状や周囲のエコーレベルに依存しない正確なスペックルの抽出が可能となり、さらにスペックルパターンを利用することで高エコー情報以外の組織の移動情報を求めることが可能となった。

【0105】

また、本実施形態の超音波画像処理装置は、図示を省略した制御部に付属したメモリに格納された超音波画像処理プログラムによって制御される。すなわち、制御部によってメモリから超音波画像処理プログラムが読み出され、該超音波画像処理プログラムに従って、被検者に向けて超音波を送信するとともに、被検者から反射された超音波を受診する機能と、受診した超音波信号の位相成分からスペックル成分を抽出する機能と、前記抽出されたスペックル成分に基づいて、複数の超音波画像データに含まれる組織の移動情報を解析する機能が実行される。

40

【0106】

なお、超音波画像処理プログラムは、このように制御部に付属のメモリに格納されるものに限定されず、該超音波画像処理プログラムを例えばPCカードやCD-ROMなど、本超音波画像処理装置に着脱可能に構成されるメモリ媒体(リムーバブル媒体)に記録し

50

ておき、リムーバブル媒体に対応するインターフェイスを介して本装置に読み込むように構成してもよい。

【0107】

以上、本発明の超音波画像処理装置及び方法並びにプログラムについて詳細に説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいのはもちろんである。

【図面の簡単な説明】

【0108】

【図1】本発明に係る超音波画像処理装置を含む超音波診断装置の一実施形態の概略構成を示すブロック図である。

10

【図2】強め合う干渉の例を示すグラフであり、(a)は干渉前を表し、(b)は干渉後を表す。

【図3】弱め合う干渉の例を示すグラフであり、(a)は干渉前を表し、(b)は干渉後を表す。

【図4】画像処理部における位相情報を利用したスペックル抽出処理の流れを示すブロック図である。

【図5】位相変化量抽出部における処理の一例を示すブロック図である。

【図6】スペックル判別部の一構成例を示すブロック図である。

【図7】特徴量変換部におけるSVM(サポートベクターマシン)を使用したスペックル抽出の判別関数生成処理の一例を示すブロック図である。

20

【図8】特徴量として用いる画素の例を示す説明図である。

【図9】スペックル判別関数の例を示す説明図である。

【図10】スペックル抽出結果を利用した組織の移動情報の解析処理を行う画像処理部の一構成例を示すブロック図である。

【図11】移動情報解析部で行われる移動度算出処理の例を示すブロック図である。

【図12】移動情報解析部で行われる移動度算出処理の例を示す説明図である。

【図13】表示部における表示方法の例を示す説明図である。

【図14】同じく、表示部における表示方法の例を示す説明図である。

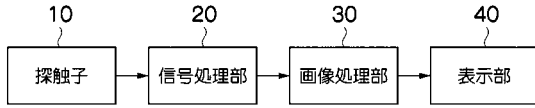
【符号の説明】

【0109】

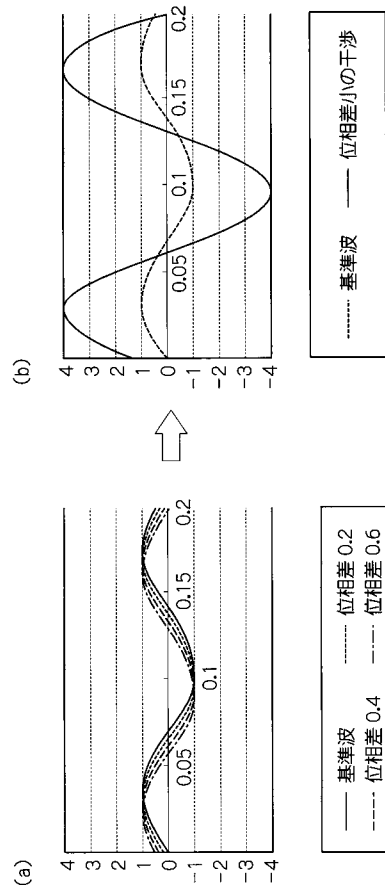
30

10...超音波用探触子、20...信号処理部、30...画像処理部、32...位相変化量抽出部、34...スペックル判別部、35...スペックル抽出部、36...メモリ、37...移動情報解析部、39...スキャンコンバータ、40...表示部、341...判別関数作成部、342、343...特徴量変換部

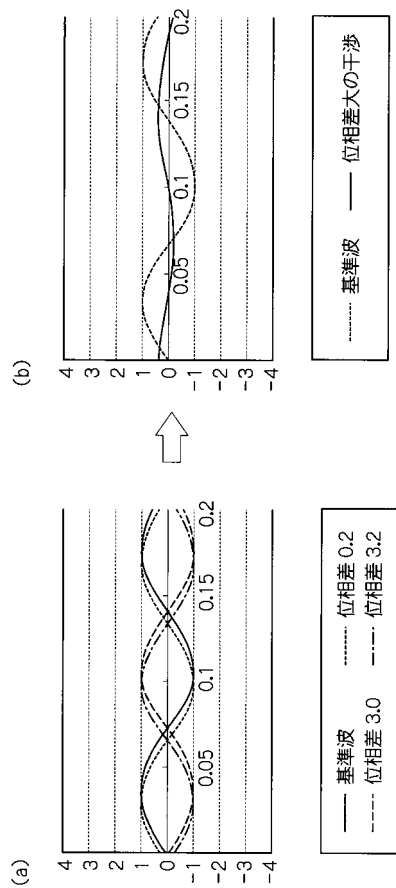
【図1】



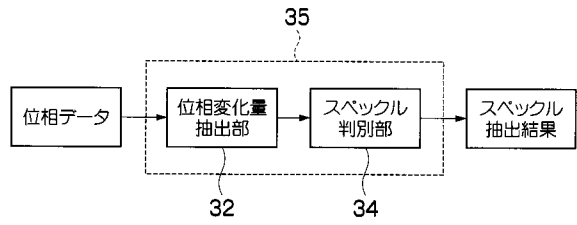
【図2】



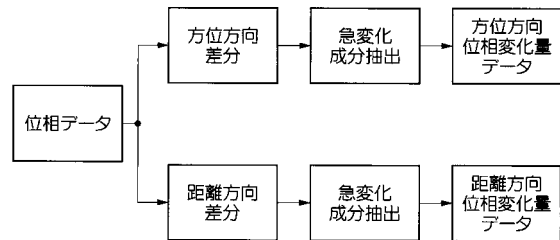
【図3】



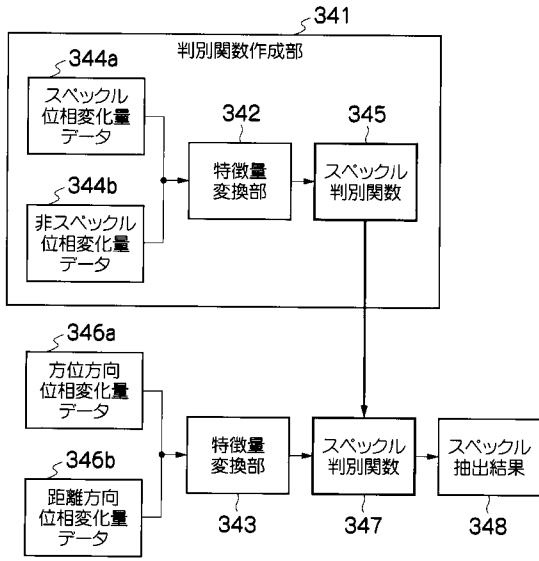
【図4】



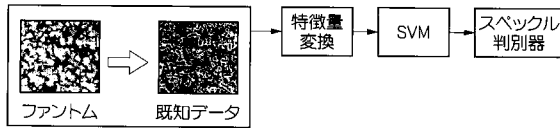
【図5】



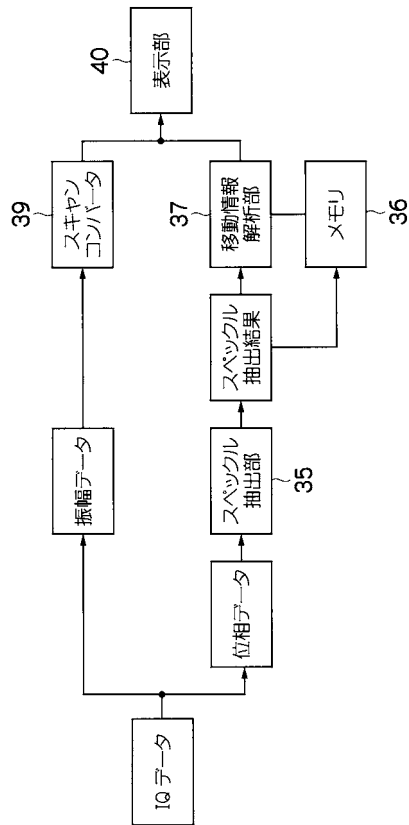
【図6】



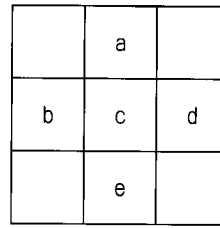
【図7】



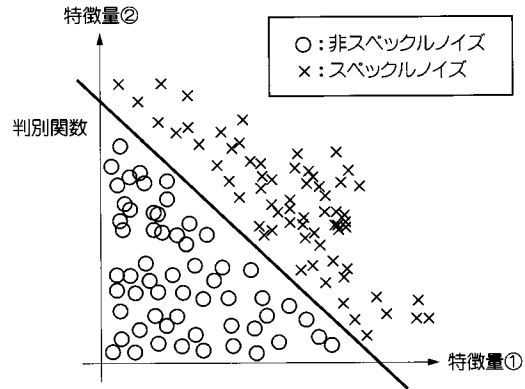
【図10】



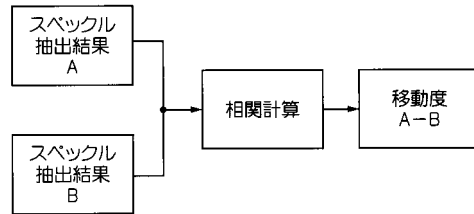
【図8】



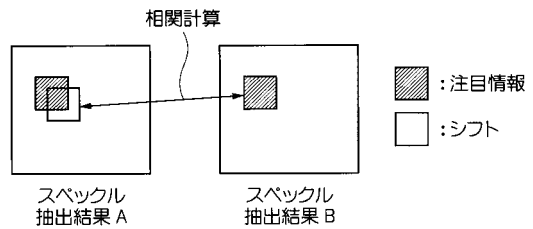
【図9】



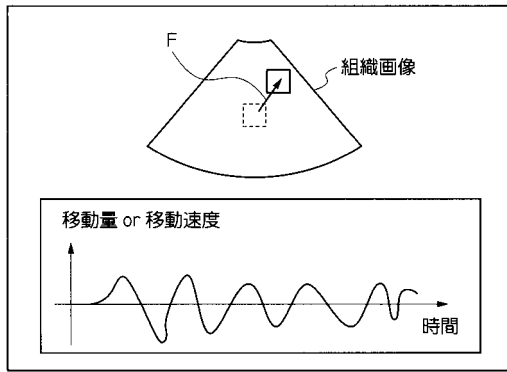
【図11】



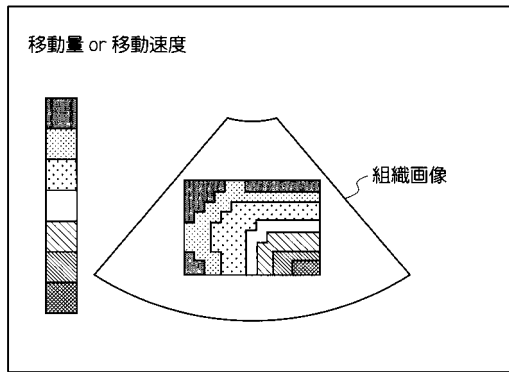
【図12】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2005-312773(JP,A)
特開2004-159672(JP,A)
特開平9-289988(JP,A)
特開平5-237104(JP,A)
特開昭62-286449(JP,A)
特開2006-280520(JP,A)
特開2006-212054(JP,A)
特開2006-618(JP,A)
国際公開第2005/058168(WO,A1)
特開2003-61964(JP,A)
特開2003-180688(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波图像处理设备，方法和程序		
公开(公告)号	JP4966226B2	公开(公告)日	2012-07-04
申请号	JP2008058296	申请日	2008-03-07
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	久永隆治		
发明人	久永 隆治		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/JB24 4C601/JB31 4C601/JB37 4C601/JB46 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL38		
其他公开文献	JP2009213566A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：准确地提取散斑而不依赖于散斑周边的形状或回声水平，并找出除高回波信息之外的移动性（移动量和移动速度）。→解决方案：超声波图像处理装置包括：超声波发送/接收部分，用于向对象发射超声波并接收从对象反射的超声波；散斑成分提取部分，用于从超声波发送/接收部分接收的超声波信号的相位分量中提取散斑成分；以及分析部分，用于基于提取的散斑成分分析包括在多个超声图像数据中的组织的运动的信息。通过提供具有这种结构的超声图像处理设备解决了上述问题。之

【图5】

