

(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2009-213567

(P2009-213567A)

(43) 公開日 平成21年9月24日(2009.9.24)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-58297(P2008-58297)
(22) 出願日 平成20年3月7日(2008.3.7)

(71) 出願人 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
Fターム(参考) 4C601 EE30 JB23 JC40 KK21

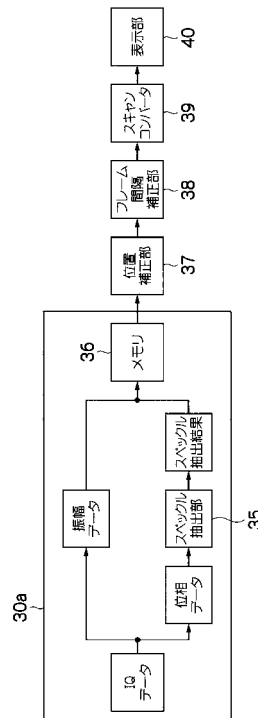
(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置及び方法並びにプログラム

(57) 【要約】

【課題】スペックルの形状やエコーレベルに依存せず正確にスペックルを抽出して3次元画像を生成する。

【解決手段】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位置を補正する補正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ことにより前記課題を解決する。

【選択図】図10



【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位置を補正する補正手段と、

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、さらに前記組織の位置が補正された結果を 3 次元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 に記載の超音波画像処理装置であって、さらに前記組織の位置が補正された結果を動画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 4】

請求項 1 に記載の超音波画像処理装置であって、さらに前記組織の位置が補正された結果を結合させた 2 次元画像データ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 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 6】

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、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 7】

請求項 1 ~ 6 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超音波画像処理装置。

【請求項 8】

請求項 1 ~ 6 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超音波画像処理装置。

【請求項 9】

請求項 7 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超音波画像処理装置。

【請求項 10】

請求項 1 ~ 9 のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記補正手段は、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量を基に前記組織の位置補正を行う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 ~ 9 のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記補正手段は、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量を基に前記組織の位置補正を行うことを特徴とする超音波画像処理装置。

【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する超音波送受信手段と、

10

20

30

40

50

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に含まれる組織の位置を補正する補正手段と、

を備えたことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 13】

請求項 1 ~ 12 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。

10

【請求項 14】

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位置を補正することを特徴とする超音波画像処理方法。

【請求項 15】

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位置を補正する機能と、

20

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。

【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抽出したスペックルノイズの形状から連続したフレームの位置ずれを推定、補正し、3D画像を生成する技術に関する。

【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、その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。

30

【0003】

また近年では、診断部位を明確に観察可能にするために、被検体の3次元領域に超音波プローブから超音波を送信し、その3次元領域から反射される超音波を受信して得られる3次元エコー信号に基づいて、3次元画像を構成して表示するものが開発されている。超音波画像診断装置において、3次元超音波画像は、連続した2次元の画像データを組み合わせ構成した3次元のデータ(ボリュームデータ)をレンダリングして作成される。

40

【0004】

ここで、超音波プローブによってスキャンされた連続フレームのデータは、それぞれ位置のずれ(探触子を持った手のぶれや組織の動きによるぶれなど)の影響を受けるため、3次元画像を構成する際は、これらの微妙なずれを補正しなければならない。このずれを補正する方法としては、例えば自動的にスキャンする装置を使用する方法、プローブに位置センサを設けて位置情報に基づいて補正を行う方法あるいは3次元プローブを使用する方法などがあるが、いずれもコストが高くなってしまいうという問題があった。

【0005】

そこで、これに対して、フリーハンドでスキャンしたデータから3次元画像を生成する方法において、フレームをブロックに分割し、ブロック毎に上下左右の位置ずれ、スキャ

50

ンスピードのずれをフレーム間の相関から求めて補正して3次元画像を生成するものが知られている(例えば、特許文献1等参照)。

【0006】

また、超音波診断装置の画像には、スペックルノイズ(スペックル)と呼ばれる、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低エコー情報が存在する。このスペックルノイズは、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、スペック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画像のずれを解析することができる。

【0007】

そこで、スペックルノイズを含む画像の特徴(スペックルパターン)を利用したずれ補正方法として、画像データにROI(Region Of Interest、関心領域)を設け、ROI内のスペックルパターンの相関によってフレーム間の手ぶれなどによるバラツキの無い3次元画像を生成するものが知られている(例えば、特許文献2等参照)。

【特許文献1】特開2003-325519号公報

【特許文献2】特開平11-313822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に記載されたものでは、フリーハンドでスキャンした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る。つまり、心臓壁や血管壁などのような高エコー組織の場合は高輝度となるため、画像のずれ量を正しく求めることができると思われるが、血流や臓器の実質部などのような低エコー組織の場合には、ずれ量の検出精度が低下するという問題がある。

【0009】

また、上記特許文献2に記載されたものでは、振幅情報から得られたデータのスペックルパターンを使用しているため、ROI内のエコーレベルは振幅が均一である必要があり、均一組織がない場合には補正が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、スペックルの形状やエコーレベルに依存せず正確にスペックルを抽出して3次元画像を生成することの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位置を補正する補正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。

【0012】

これにより、位相情報を利用す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、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画像のずれを求めることができる。

【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、さらに前記組織の位置が補正された結果を3次元表示する表示手段を有することを特徴とする。

【0014】

また、請求項3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、さらに前記組織の位置が補正された結果を動画表示する表示手段を有することを特徴とする。

【0015】

10

20

30

40

50

また、請求項 4 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、さらに前記組織の位置が補正された結果を結合させた 2 次元画像データを表示する表示手段を有することを特徴とする。

【0016】

これらにより、超音波画像診断の精度が向上する。

【0017】

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ck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ckル成分を抽出することを特徴とする。

【0018】

これにより、スペckル抽出の精度を向上させることができる。

【0019】

また、請求項 6 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ck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。

【0020】

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

【0021】

また、請求項 7 に示すように、請求項 1 ~ 6 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。

【0022】

これにより、スペck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。

【0023】

また、請求項 8 に示すように、請求項 1 ~ 6 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。

【0024】

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

【0025】

また、請求項 9 に示すように、請求項 7 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。

【0026】

これにより、スペck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。

【0027】

また、請求項 10 に示すように、請求項 1 ~ 9 のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記補正手段は、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量を基に前記組織の位置補正を行うことを特徴とする。

【0028】

これにより、フレーム間の位置ずれを正確に補正することができる。

【0029】

また、請求項 11 に示すように、請求項 1 ~ 9 のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記補正手段は、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量を基に前記組織の位置補正を行うことを特徴とする。

【0030】

10

20

30

40

50

これにより、同様にフレーム間の位置ずれを正確に補正することができる。

【0031】

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に含まれる組織の位置を補正する補正手段と、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。

【0032】

これにより、より正確に位置ずれ補正を行うことができる。

10

【0033】

また、請求項13に示すように、請求項1～12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。

【0034】

これによれば、分解能が良くなり、さらにスペックル抽出精度が向上する。

【0035】

また、同様に前記目的を達成するために、請求項14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位置を補正することを特徴とする超音波画像処理方法を提供する。

20

【0036】

これにより、振幅情報ではなく位相情報を用いてスペックルを抽出するようにしたため、スペックルの形状や周囲のエコーレベルに依存しないスペックルの抽出が可能となり、フレーム間の位置ずれを正確に補正することが可能となる。

【0037】

また、同様に前記目的を達成するために、請求項15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位置を補正する機能と、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。

30

【0038】

これにより、位相情報を利用す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、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画像のずれを求めることができる。

【発明の効果】

【0039】

以上説明したように、本発明によれば、位相情報を利用す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、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画像のずれを求めることができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0040】

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。

【0041】

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。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

50

部 2 0、画像処理部 3 0 及び表示部 4 0 を含んで構成されている。

【 0 0 4 2 】

超音波用探触子 1 0 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 3 】

超音波用探触子 1 0 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 P Z T 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。

【 0 0 4 4 】

超音波用探触子 1 0 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 1 0 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 1 0 で受信される。超音波用探触子 1 0 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 2 0 に引き渡される。

【 0 0 4 5 】

信号処理部 2 0 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 3 0 に出力する。

【 0 0 4 6 】

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 θ が算出される。

【 0 0 4 7 】

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

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。

【 0 0 4 8 】

なお、信号処理部 2 0 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 2 0 0 3 - 1 8 0 6 8 8 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。

【 0 0 4 9 】

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。

【 0 0 5 0 】

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

10

20

30

40

50

干渉は位相差が に近い場合に生じる。

【 0 0 5 1 】

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。

【 0 0 5 2 】

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 (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。

【 0 0 5 3 】

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。

【 0 0 5 4 】

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。

【 0 0 5 5 】

このように、位相が急に变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。

【 0 0 5 6 】

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フレーム間の位置ずれを補正する位置補正部等を有している。

【 0 0 5 7 】

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。

【 0 0 5 8 】

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 9 】

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 6 0 】

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 6 1 】

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 2 】

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ck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。

【 0 0 6 3 】

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ckルの位相変化は他の部分に比べて急に変化するので、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ck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 4 】

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。

【 0 0 6 5 】

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ckル/信号の判定を行うことができる。

【 0 0 6 6 】

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 7 】

スペck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ckルノイズかどうかという2値的な判別や、どの程度スペckルノイズが含まれているかという多値的な判別を行い、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ck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。

【 0 0 6 8 】

位相変化量抽出部 3 2 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ckル判別部 3 4 に入力される。スペckル判別部 3 4 は、これらの位相情報データに基づいてスペckルの判別を行う。

【 0 0 6 9 】

図 6 に、スペckル判別部 3 4 の一構成例を示す。

【 0 0 7 0 】

図 6 に示すように、スペckル判別部 3 4 は、判別関数作成部 3 4 1 を備えている。判別関数作成部 3 4 1 は、位相変化量データに対し、スペck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。

【 0 0 7 1 】

判別関数作成部 3 4 1 は、振幅画像においてスペ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ckルであることがわかっている位相変化量データ 3 4 4 a 及び非スペckルであることがわかっている位相変化量データ 3 4 4 b とから、それぞれ所定の特徴量が特徴量変換部 3 4 2 において算出され、これからスペckル判別関数が作成される。

【 0 0 7 2 】

10

20

30

40

50

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る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。

【0073】

図9に、スペckル判別関数の一例を示す。

【0074】

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ckルノイズを○で表し、スペckルノイズを×で表している。図9に示す例では、非スペckルノイズ○とスペck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ckルノイズと非スペck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。

10

【0075】

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ck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。

20

【0076】

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ckル抽出の判別関数生成処理の一例を示す。

【0077】

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ckル部分及び非スペckル部分をラベリングし、スペck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、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。

30

【0078】

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。

【0079】

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。

40

【0080】

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。

【0081】

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

50

向位相変化量データ 3 4 6 b が入力されると、特徴量変換部 3 4 3 ではこれをスペックル判別に用いる特徴量に変換し、判別関数作成部 3 4 1 で予め作成されたスペックル判別関数 3 4 7 を用いてスペックルであるかどうか判別し、スペックル抽出が行われる。そして、スペックル抽出結果 3 4 8 が出力され表示部 4 0 に表示される。この表示は、スペック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。

【 0 0 8 2 】

判別結果は、2 値的にスペック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ックルノイズが含まれているかを示すスペック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) などですらに値を調整してもよい。

【 0 0 8 3 】

なお、スペックル判別関数は、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。

【 0 0 8 4 】

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ックルを抽出するようにしているが、振幅ではスペックルの形状、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、スペックルの形状や周囲のエコーレベルに依存しないスペックルの抽出が可能となった。

【 0 0 8 5 】

このように、位相情報のみでスペック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ック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 3 4 6 a、距離方向位相変化量データ 3 4 6 b) が特徴量変換部 3 4 3 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 3 4 3 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、スペックル抽出を行うようにしてもよい。

【 0 0 8 6 】

次に、画像処理部 3 0 は、スペックル抽出結果に基づいて振幅画像 (振幅データ) におけるフレーム間の位置ずれを補正して 3 次元画像データを生成する。

【 0 0 8 7 】

図 1 0 に、画像処理部 3 0 におけるスペックル抽出結果を利用した 3 次元画像向け位置補正処理の一例を示す。

【 0 0 8 8 】

すなわち、ここでは、まず位相データを用いてスペックル抽出が行われ、そのスペックル抽出結果に基づいて、振幅データにおけるフレーム間の位置ずれ補正処理が行われる。

【 0 0 8 9 】

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、位置補正部 3 7、フレーム間補正部 3 8 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 で構成される。

【 0 0 9 0 】

信号処理部 2 0 から入力された I Q データは位相データと振幅データに分けられ、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、振幅データはメモリ 3 6 に格納される。スペックル抽出部 3 5 において、前述したように、位相データを用いてスペックルが抽出される。スペックル抽出結果はメモリ 3 6 に格納される。

【 0 0 9 1 】

図 1 0 に符号 3 0 a で示した構成部分における処理は、超音波用探触子 1 0 がスキャンした被検体内の組織について 3 次元画像を生成するための複数フレームについて繰り返し実行される。このように、複数回繰り返し行われた処理によってメモリ 3 6 に保存された

10

20

30

40

50

複数フレームのデータに対して、次に位置補正部 37 における位置補正処理が施される。

【0092】

図 11 に、位置補正部 37 で行われる位置補正処理の一例をブロック図で示す。

【0093】

なお、メモリ 36 には、連続した複数のフレームの振幅データ (A ~ N) とスペックル抽出結果 (A ~ N) がそれぞれ存在している。

【0094】

図 11 の最も左側にスペックル抽出結果 A ~ N が表示されているが、例えばスペックル抽出結果 B とこれに時系列で最も近く隣接するスペックル抽出結果 A の相関を計算し、位置補正情報 A - B を求める。このとき、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位置補正情報 A - B とする。シフトの方法は例えばアフィン変換など、縦横の画素の移動に限らず、回転や拡大も考慮してよい。

10

【0095】

この処理を全スペックル抽出結果 A ~ N に対して行い、位置補正情報 A - B、B - C、
・ ・ ・、(N - 1) - (N) を求める。相関に使用するデータは ROI など で設けた局所的な領域でも、画像データ全領域でもどちらでも良い。

【0096】

また、相関は公知のマッチングアルゴリズム (例えば、SAD 法、SSD 法、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。なお、相関が低い場合や、極端にシフト量が大きい場合には、3次元を構成するフレームの範囲を変更しても良い。

20

【0097】

また、この検出された領域の相関値の結果から、フレーム間の距離 (プローブの走査方向) 及びフレーム間の傾きを推定する。フレーム間の距離の推定方法としては、前記特許文献 1 に記載されているような相関値と距離の関数を使用してフレーム間の距離を推定する方法が好適に例示される。またフレーム間の傾きに関しては、プローブの回転角 (相関値、角度など) の情報を与えるようにしても良い。

【0098】

次に、上で得られた隣接する各フレーム間の位置補正情報 A - B、B - C、
・ ・ ・、(N - 1) - (N) を、全てスペックル抽出結果 A を基準とした位置補正情報 A - B、A - C、
・ ・ ・、A - N に変換する。なお基準となるフレームは A に限定する必要は無く、どのフレームでもよい。

30

【0099】

そして、位置補正情報 A - B、A - C、
・ ・ ・、A - N を基に振幅データ B、C、
・ ・ ・、N の位置をシフトさせて、補正された振幅データ A - B、A - C、
・ ・ ・、A - N を得る。

【0100】

最後に、振幅データ A 及び補正された振幅データ A - B、A - C、
・ ・ ・、A - N をフレーム間の距離情報とともにフレーム間補正部 38 に出力する。

40

【0101】

フレーム間補正部 38 では、フレーム間距離及びフレーム間傾き情報を基に実際の組織のサイズに近いボリュームデータを作成する。例えば、フレーム間の距離が大きい場合は、前後のフレームで補間し、逆にフレーム間の距離が短い場合は、フレームの間引き、又は距離の短いフレーム同士を平均してまとめるなどといった処理を行う。

【0102】

この技術は 3次元表示だけでなく、2次元画像にも適用できる。例えば、動画表示、パノラマ画像やフレーム平均画像を生成する際に使用しても良い。その場合は、フレーム間の距離補正は省いても良い。

【0103】

50

フレーム間隔補正部 38 におけるフレーム間の傾き補正処理について説明する。

【0104】

まず、位置補正部 37 のフレーム間距離情報を、図 12 に示すようにフレームを局所領域に分けて、各局所領域の相関値から求める。各局所領域毎の距離がそれぞれ異なる場合にはフレームが傾いていることがわかる。この際の相関値と距離の関係は、例えば前述した特許文献 1 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と良い。

【0105】

次に、フレーム間隔を補正する際、傾いているフレームは傾きに応じて前後のフレームから以下のように補間を行う。

【0106】

図 13 に一つのフレームが傾いている場合の例を示す。すなわち、図 13 に示すように、3 つ並んだフレーム A、B、C のうち、真ん中のフレーム B が傾いているとする。

【0107】

まず、フレーム B の傾きの結果から、傾きの中心位置を決定する。そして、中心位置とフレーム A、フレーム C との距離をそれぞれ d_{A-B} 、 d_{B-C} とする。

【0108】

フレーム A との距離が中心より遠ざかっている画素においては、フレーム A とフレーム B から補間した画像を生成する。その画素から傾きの中心位置までの距離を d_{A-B} とすると、補正後のフレーム B の画素値フレーム B' は次の式 (1) によって求めることができる。

【0109】

$$[\text{フレーム B}'] = \left([\text{フレーム A}] \times \frac{d_{A-B}}{d_{A-B} + d_{A-B}} + [\text{フレーム B}] \times \frac{d_{A-B}}{d_{A-B} + d_{A-B}} \right) \dots (1)$$

また、フレーム C との距離が中心より遠ざかっている画素においてもフレーム C との間で次の式 (2) に示すように同様の処理を行う。

【0110】

$$[\text{フレーム B}'] = \left([\text{フレーム B}] \times \frac{d_{B-C}}{d_{B-C} + d_{B-C}} + [\text{フレーム C}] \times \frac{d_{B-C}}{d_{B-C} + d_{B-C}} \right) \dots (2)$$

なお、フレーム間の傾きの中心の座標は位置補正の結果を反映したものとする。また、フレームの補間方法はこれに限らず、公知の補間方法を応用したものでよい。

【0111】

このように、フレーム間隔補正部 38 において、フレーム間隔が補正されたデータはスキャンコンバータ 39 において表示用の 3 次元画像として生成され表示部 40 に表示される。

【0112】

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量を利用してフレーム間の位置ずれ補正を行うようにしており、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画像のずれを求めることができる。また、振幅データだけではスペックルの形状、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の抽出ができない場合があるが、本発明においては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る。

【0113】

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位置を補正す

10

20

30

40

50

る機能が実行される。

【0114】

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。

【0115】

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。

10

【図面の簡単な説明】

【0116】

【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。

【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ckル抽出処理の流れを示すブロック図である。

20

【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ck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ck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。

【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ckル判別関数の例を示す説明図である。

【図10】画像処理部における位置補正処理及び3次元画像生成処理の流れを示すブロック図である。

【図11】位置補正処理の一例を示すブロック図である。

30

【図12】局所領域のフレーム間距離を求める方法を示す説明図である。

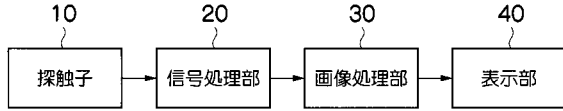
【図13】傾いたフレームを含むデータの例を示す説明図である。

【符号の説明】

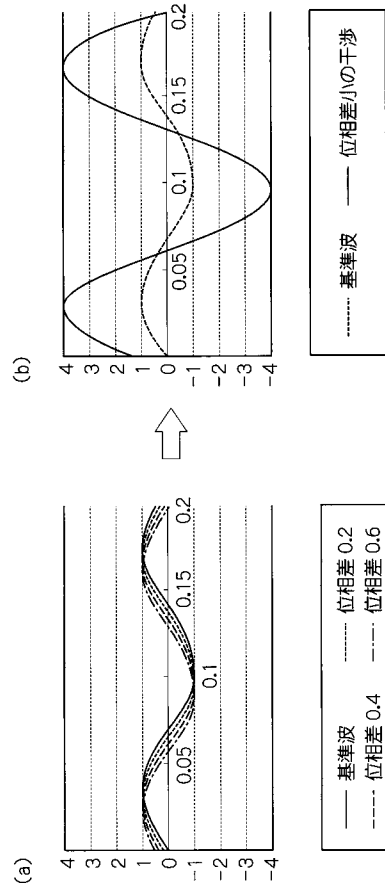
【0117】

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ckル判別部、35...スペckル抽出部、36...メモリ、37...位置補正部、38...フレーム間隔補正部、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

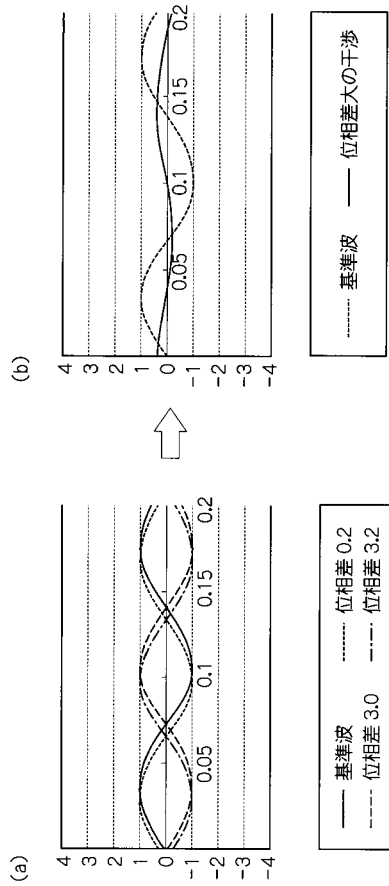
【図1】



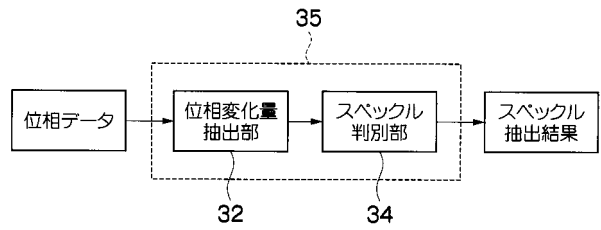
【図2】



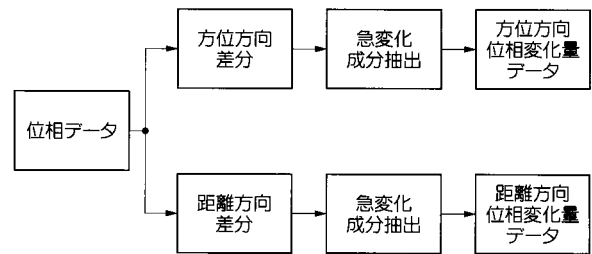
【図3】



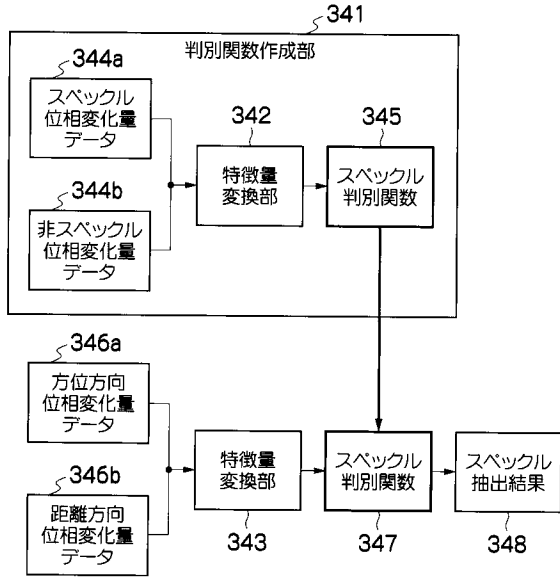
【図4】



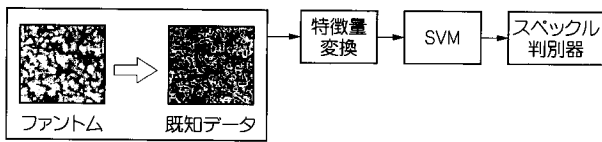
【図5】



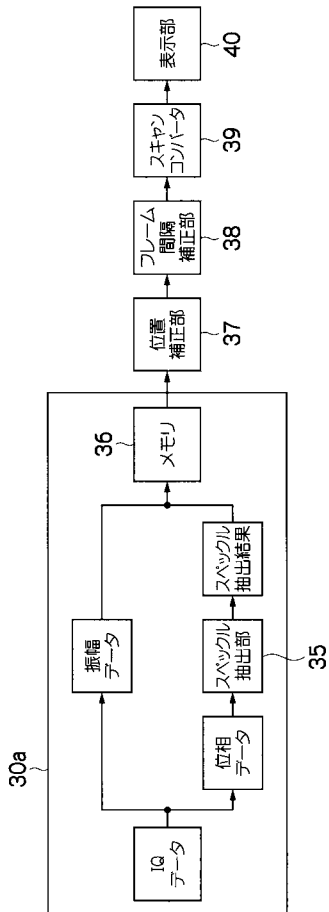
【 図 6 】



【 図 7 】



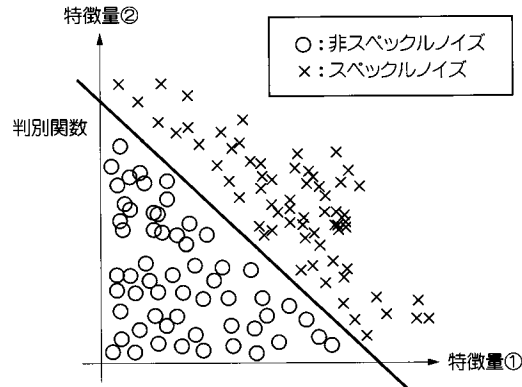
【 図 10 】



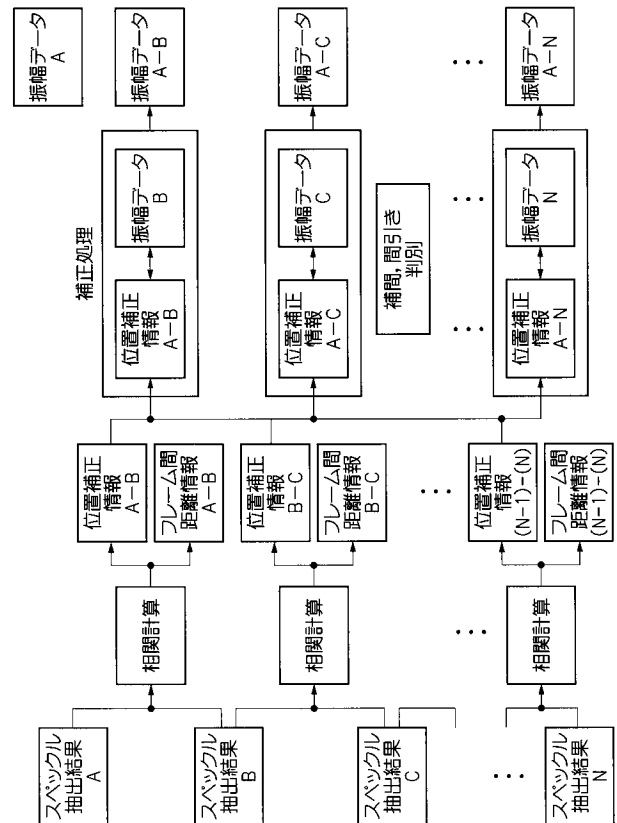
【 図 8 】

	a	
b	c	d
	e	

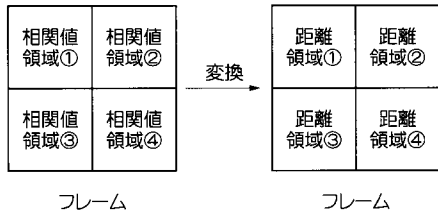
【 図 9 】



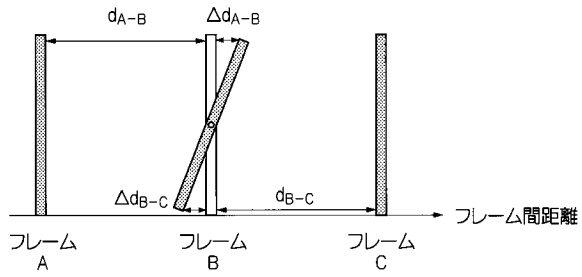
【 図 11 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



专利名称(译)	超声波图像处理设备，方法和程序		
公开(公告)号	JP2009213567A	公开(公告)日	2009-09-24
申请号	JP2008058297	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		
[标]发明人	久永隆治		
发明人	久永隆治		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE30 4C601/JB23 4C601/JC40 4C601/KK21		
其他公开文献	JP4966227B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过精确提取散斑来生成三维图像，而不依赖于散斑的形状或回声水平。 →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；校正部分，用于根据提取的散斑成分校正包括在多个超声图像数据中的组织的位置。提供了具有上述特征的超声波图像处理设备。 ǰ

