

(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2009-213565

(P2009-213565A)

(43) 公開日 平成21年9月24日(2009.9.24)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-58295 (P2008-58295)
(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 BB02 EE04 JB24 JB31 JB37
JC06 JC10 JC11 LL38

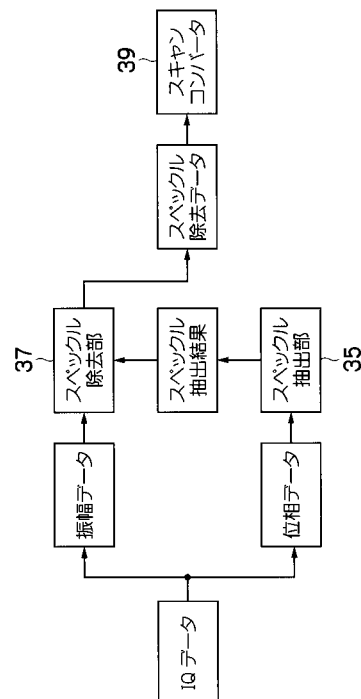
(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置及び方法並びにプログラム

(57) 【要約】

【課題】スペックルの形状や周囲のエコーレベルに依存しない正確なスペックルノイズの除去を行う。

【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、超音波画像データに含まれるスペックル成分を加工するスペックル成分加工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、超音波画像データに含まれるスペックル成分を加工するスペックル成分加工手段と、

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、さらに前記スペックル成分を加工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 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 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、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 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 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、前記スペックル成分加工手段は、画像データのスペックルノイズを除去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 1 ～ 7 のいずれかに記載の超音波画像処理装置であって、前記スペックル成分加工手段は、画像データのスペックルノイズを低減す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 8 または 9 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加工手段は、組織の境界を強調することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 11】

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、超音波画像データに含まれるスペックル成分を加工するスペックル成分加工手段と、

10

20

30

40

50

を備えたことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 ~ 1 1 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。

【請求項 1 3】

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信し、受信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、該抽出されたスペックル成分に基づいて、超音波画像データに含まれるスペックル成分を加工することを特徴とする超音波画像処理方法。

10

【請求項 1 4】

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、超音波画像データに含まれるスペックル成分を加工する機能と、

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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【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、超音波診断装置の画像データに対し、そのデータに含まれる位相情報を利用してスペックルノイズを除去する技術に関する。

【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ことが広く行われているが、超音波診断装置の画像データにおいて、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、画像診断の妨げになるため、超音波診断画像からスペックルノイズを低減することが求められている。

30

【0003】

スペックルノイズを低減する方法として、従来、コンパウンド走査法とフィルタリング法が知られている。コンパウンド走査法は、例えば特許文献 1 に記載されているように、さらに空間コンパウンド法と周波数コンパウンド法に分類され、空間コンパウンド法は、被検体の同一部位に対して複数の異なる方向から超音波送受波を行い、得られた複数の画像データを加算合成して表示用の画像データを生成する方法であり、一方、周波数コンパウンド法は、被検体の同一部位に対して異なる超音波周波数によって複数枚の画像データを収集し、これらの画像データを加算合成して表示用画像データを生成するものである。

【0004】

40

また、フィルタリング法は、単純には画像データに対してフィルタリングを行いスペックルノイズを低減するものであるが、フィルタリング法には様々な種類がある。例えば、画像データの基の情報となる振幅成分に対しウェーブレット変換後の高周波成分、低周波成分に対して閾値処理によってスペックルノイズの判別を行い、スペックルノイズ除去及びエッジ強調を行うもの（例えば、特許文献 1 等参照）や、方向性を持った 2 次微分フィルタと平滑化フィルタの結果からスペックルを判別して、スペックル除去やエッジ強調を行うもの（例えば、特許文献 2 等参照）などが知られている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 5 - 2 9 6 3 3 1 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 7 - 2 2 2 2 6 4 号公報

【発明の開示】

50

【発明が解決しようとする課題】**【0005】**

しかしながら、複数のデータを利用するコンパウンド走査法においては、空間コンパウンド法の場合は時間分解能が低下し、また周波数コンパウンド法の場合は空間分解能が低下するという問題がある。また、単純なフィルタを用いたフィルリング法の場合には、画像データの鮮鋭度が劣化するという問題があり、スペックルと構造を正確に判別することが必要となる。

【0006】

また、上記各特許文献に記載されたようなフィルタリング法においては、スペックルノイズの形状が非常に複雑であり、周囲のエコーレベルによってスペックルのエコーレベルも変化するため、全てのスペックルノイズに対応する閾値やフィルタを設計することが困難であるという問題がある。

【0007】

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周囲のエコーレベルに依存しない正確なスペックルノイズ除去を可能にした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】**【0008】**

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、超音波画像データに含まれるスペックル成分を加工するスペックル成分加工手段と、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。

【0009】

これにより、振幅情報だけではスペックルの形状やエコーレベルによってスペックルノイズの判別が困難な場合があったが、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せずに正確なスペックルノイズ除去等のスペックル成分の加工が可能となる。

【0010】

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、さらに前記スペックル成分を加工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。

【0011】

このようにスペックル成分を加工した結果を表示することにより、診断への利用が促進される。

【0012】

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。

【0013】

このように、位相成分の変化量を用いることによって、スペックルをより正確に抽出することができる。

【0014】

また、請求項4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。

【0015】

このように、複数方向の変化量を利用することで、スペックルの抽出精度を高めることができる。

【0016】

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。

【0017】

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。

【0018】

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。

【0019】

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。

【0020】

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。

【0021】

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。

【0022】

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、前記スペックル成分加工手段は、画像データのスペックルノイズを除去することを特徴とする。

【0023】

また、請求項 9 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、前記スペックル成分加工手段は、画像データのスペックルノイズを低減することを特徴とする。

【0024】

このように、スペックル抽出結果によりスペックルを除去あるいは低減することで、超音波画像診断の精度をより向上させることが可能となる。

【0025】

また、請求項 10 に示すように、請求項 8 または 9 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加工手段は、組織の境界を強調することを特徴とする。

【0026】

これにより、組織を正確に認識することができ、超音波画像診断が容易となる。

【0027】

また、同様に前記目的を達成するために、請求項 11 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、超音波画像データに含まれるスペックル成分を加工するスペックル成分加工手段と、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。

【0028】

このように、位相情報にさらに振幅情報を組み合わせることによって、さらにスペックル抽出精度を向上させることができる。

【0029】

また、請求項 12 に示すように、請求項 1 ~ 11 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

これによれば、分解能が良くなり、さらにスペックルの抽出精度が向上する。

【 0 0 3 1 】

また、同様に前記目的を達成するために、請求項 1 3 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信し、受信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、該抽出されたスペックル成分に基づいて、超音波画像データに含まれるスペックル成分を加工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 2 】

これにより、振幅情報だけではスペックルの形状やエコーレベルによってスペックルノイズの判別が困難な場合があったが、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せずに正確なスペックルノイズの除去等のスペックル成分の加工が可能となる。

【 0 0 3 3 】

また、同様に前記目的を達成するために、請求項 1 4 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、超音波画像データに含まれるスペックル成分を加工する機能と、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。

【 0 0 3 4 】

これにより、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せずに正確なスペックルノイズ除去等のスペックル成分の加工が可能となる。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 5 】

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り、スペックルの形状や周囲のエコーレベルに依存せずに正確なスペックルノイズ除去が可能となる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 3 6 】

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 7 】

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 1 0、信号処理部 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 3 8 】

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 3 9 】

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 次元に配列されたり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

10

20

30

40

50

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。

【0040】

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。

【0041】

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。

【0042】

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。

【0043】

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

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。

【0044】

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。

【0045】

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。

【0046】

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。

【0047】

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。

【0048】

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

10

20

30

40

50

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 4 9 】

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 0 】

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。

10

【 0 0 5 1 】

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 2 】

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画像データからスペックルを除去して、スペックルが除去された表示用の画像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スペックル除去部等を有している。

20

【 0 0 5 3 】

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 4 】

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 5 】

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 $\theta = \arctan(Q/I)$ 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。

30

【 0 0 5 6 】

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 5 7 】

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 5 8 】

40

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。

【 0 0 5 9 】

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变化するので、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 0 】

50

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 1 】

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 2 】

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。

10

【 0 0 6 3 】

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。

【 0 0 6 4 】

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、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。

20

【 0 0 6 5 】

図 6 に、スペックル判別部 3 4 の一構成例を示す。

【 0 0 6 6 】

図 6 に示すように、スペックル判別部 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。

【 0 0 6 7 】

判別関数作成部 3 4 1 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 3 4 4 a 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 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、これからスペックル判別関数が作成される。

30

【 0 0 6 8 】

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。

40

【 0 0 6 9 】

図 9 に、スペックル判別関数の一例を示す。

【 0 0 7 0 】

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。

【 0 0 7 1 】

50

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の特徴量とした判別関数を設定してもよい。

【0072】

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。

10

【0073】

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くてよい。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。

【0074】

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。

20

【0075】

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箇所の位相変化量の特徴量として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。

【0076】

このように、判別関数作成部341において、予めスペckル及び非スペckルであることがわかっている既知の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。

30

【0077】

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が出力される。

【0078】

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。

40

【0079】

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。

【0080】

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

50

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。

【0081】

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、スペックル抽出を行うようにしてもよい。

10

【0082】

このように、振幅情報と位相情報の両方を用いてスペックル抽出を行うことで、より正確なスペックル抽出が可能となる。

【0083】

次に、画像処理部30は、スペックル抽出結果に基づいて振幅画像（振幅データ）からスペックルを除去する。

【0084】

図10に、画像処理部30におけるスペックル除去処理の流れを示す。すなわち、ここでは、位相データを用いてスペックル抽出を行い、スペックル抽出結果に基づいて振幅データからスペックル除去を行い、スペックルが除去されたデータから表示用の画像データが作成される。

20

【0085】

図10に示すように、画像処理部30は、スペックル抽出部35及びスペックル除去部37を有している。スペックル抽出部35は、図4に示すように位相変化量抽出部32とスペックル判別部34で構成される。

【0086】

信号処理部20から入力されたIQ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35に入力されるとともに、振幅データはスペックル除去部37に入力される。

【0087】

30

スペックル抽出部35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スペックル除去部37に入力される。

【0088】

スペックル除去部37は、このスペックル抽出結果を元にしたスペックル除去を振幅データに適用する。このとき、スペックル除去だけでなく、組織の境界の強調を行ってもよい。また、スペックル除去を適用するのはIQデータから求めた振幅データでなく、受信された波形データ（RFデータ）から包絡線を抽出したデータでもよい。

【0089】

図11に、スペックル抽出結果の一例を示す。

【0090】

40

図11の左側に示したものは振幅データ352であり、その一部分を抜き出して右側に拡大して示す領域354のようにスペックル抽出結果は画素毎に得られる。この領域354は今7×7画素から成っているが、画素数はこれに限定されるものではない。その中心の黒く塗り潰された画素354aは注目画素であり、対角線上に並んだグレーで表された画素354bはスペックルであり、その他の白く表された画素354cはスペックル以外の情報、つまり生体組織の情報を表している。

【0091】

また、スペックル除去方法は様々な手法が考えられ、例えば次のような手法が例示される。

【0092】

50

すなわち、注目画素がスペックルであった場合、組織の部分のみのデータ、またはスペックル判別結果に応じて画素の重み付けを行ったデータで補間する方法、あるいは従来のようなスペックル除去画像を作成しておき、スペックル抽出結果に応じて原画像と置換したり、重み付き加算する方法、またあるいは振幅データではなく、I Qデータに対して今述べたような方法で処理を行うなどの手法が考えられる。また、スペックル除去だけでなく、構造境界を強調するような処理を同時又はスペックル除去後に行なってもよい。例えば、スペックル抽出結果から組織の部分のみの振幅情報を統計的に解析し、境界が明瞭になるような方向に平滑化処理を適用するなどが考えられるが、公知の境界を強調する手法で構わない。

【0093】

10

スペックル除去部37においてスペックル除去が行われたスペックル除去データは、スペックル除去部37からスキャンコンバータ39に入力される。スキャンコンバータ39は、入力されたスペックル除去データから、表示部40で表示するための画像データを形成する。

【0094】

スキャンコンバータ39では、DR（ダイナミックレンジ）圧縮、ゲイン、STC（深さ重み付け）調整、あるいは階調処理などの従来の装置と同様の処理が行われる。

【0095】

なお、振幅データは最終的には対数圧縮が施されるが、対数圧縮は、スペックル除去前でもスペックル除去後のどちらで行ってもよい。

20

【0096】

スキャンコンバータ39から出力された画像データは表示部40で表示される。

【0097】

このように、本実施形態においては、位相データによりスペックルを抽出した後、このスペックル抽出結果に基づいて振幅データからスペックル除去を行い表示するようにしている。振幅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ノイズの判別が困難な場合があり正確にスペックルノイズが抽出できない場合があるが、上述したように、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ノイズの除去が可能となる。

【0098】

30

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、画像データのスペックルノイズの除去やスペックルノイズの低減あるいは組織の境界を強調するなどの超音波画像データに含まれるスペックル成分を加工する機能が実行される。

【0099】

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。

40

【0100】

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】

【0101】

50

【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。

【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】画像処理部におけるスペックル除去処理の流れを示すブロック図である。

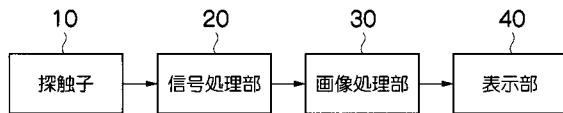
【図 11】スペックル抽出結果の一例を示す説明図である。

【符号の説明】

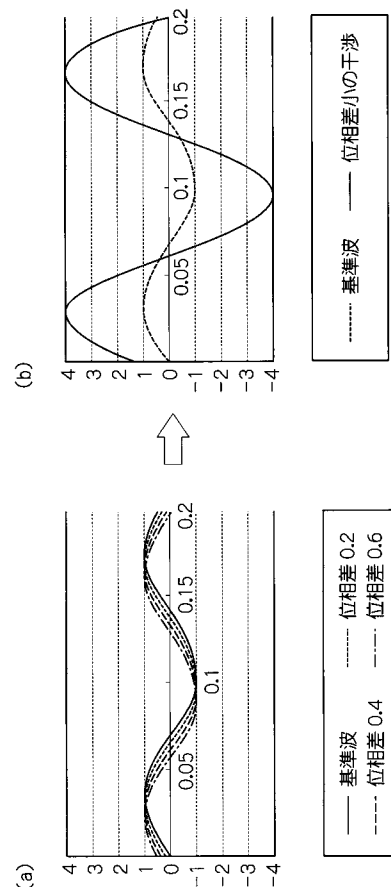
【0102】

10...超音波用探触子、20...信号処理部、30...画像処理部、40...表示部、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、37...スペックル除去部、39...スキャンコンバータ、341...判別関数作成部、342、343...特徴量変換部

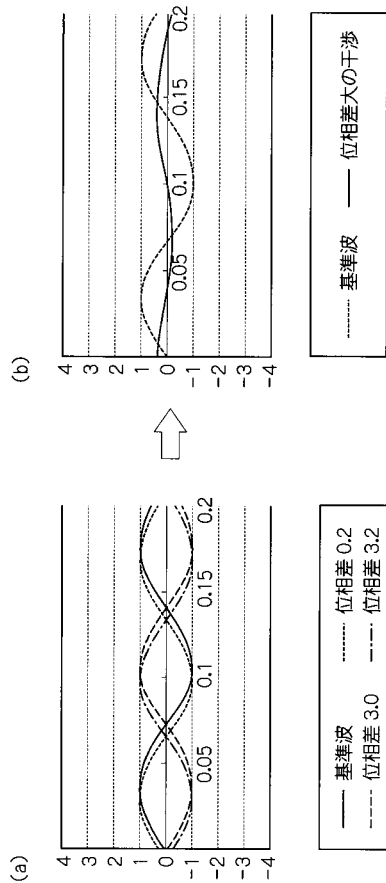
【図 1】



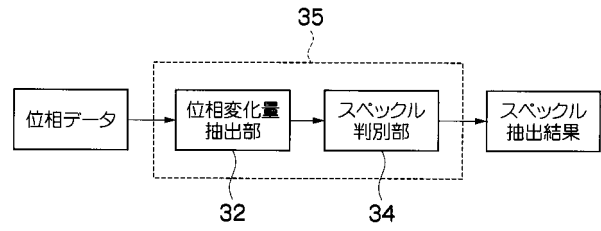
【図 2】



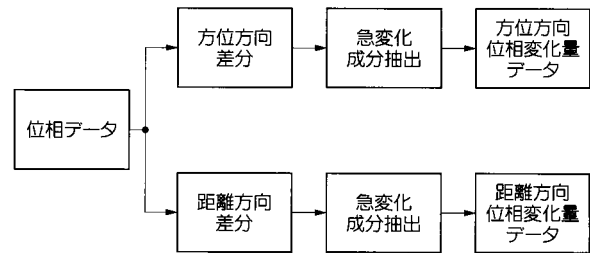
【図 3】



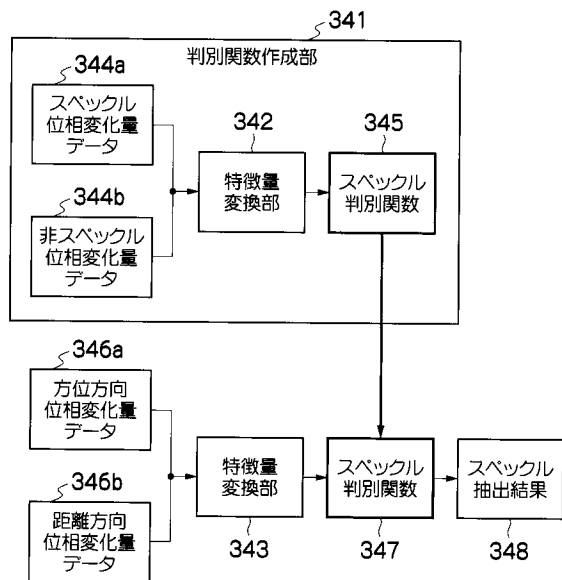
【図 4】



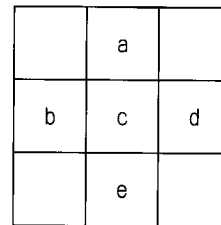
【図 5】



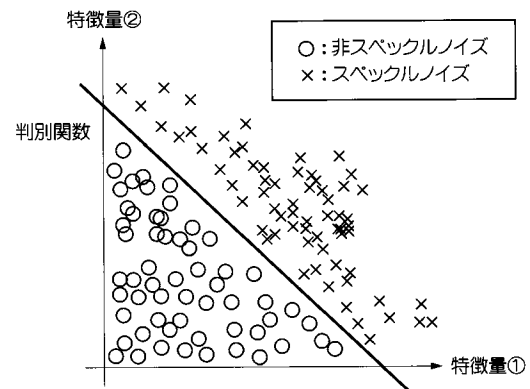
【図 6】



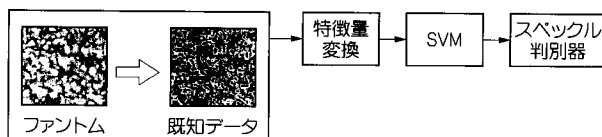
【図 8】



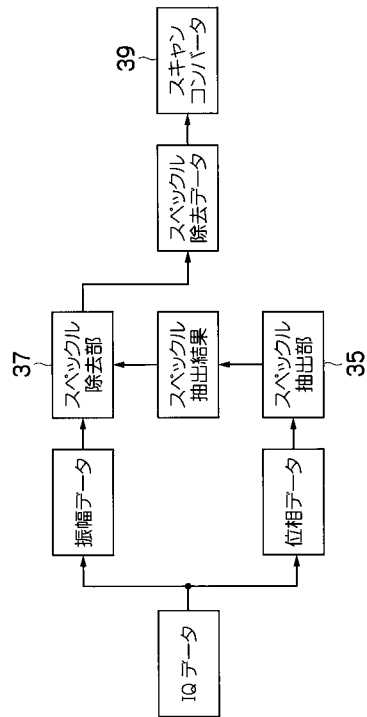
【図 9】



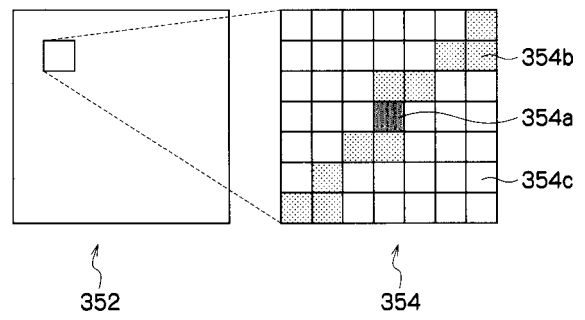
【図 7】



【図 10】



【図 11】



专利名称(译)	超声波图像处理设备，方法和程序		
公开(公告)号	JP2009213565A	公开(公告)日	2009-09-24
申请号	JP2008058295	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 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/JB24 4C601/JB31 4C601/JB37 4C601/JC06 4C601/JC10 4C601/JC11 4C601/LL38		
其他公开文献	JP5090215B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：准确提取散斑噪声，而不依赖于散斑周边的形状或回声水平。→解决方案：超声波图像处理装置包括：超声波发送/接收部分，用于向对象发送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；散斑成分处理部分，用于基于所提取的散斑成分处理包括在超声图像数据中的散斑成分。提供具有上述结构的超声波图像处理设备。Z

