

(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2010-29281

(P2010-29281A)

(43) 公開日 平成22年2月12日(2010.2.12)

(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 5 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2008-192246 (P2008-192246)
(22) 出願日 平成20年7月25日 (2008.7.25)(71) 出願人 390029791
アロカ株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 100075258
弁理士 吉田 研二
(74) 代理人 100096976
弁理士 石田 純
(72) 発明者 宮坂 好一
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
カ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB27 EE04 GA18 GA21
GB04 GB12 JB45 JC17 JC21
JC22 JC23 KK12

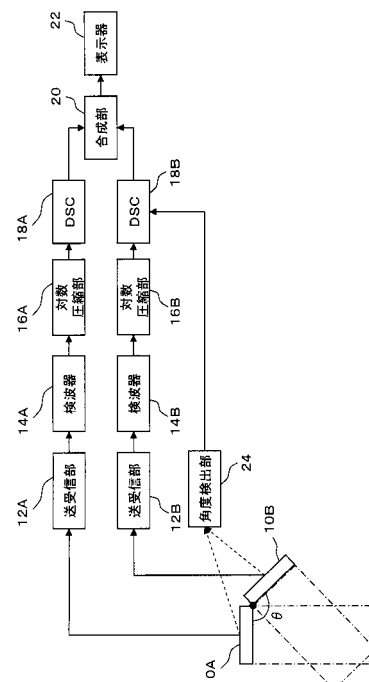
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】複数の超音波エコー画像を用いてアーティファクト等の異常部分を識別し、その識別結果に応じた表示画像を生成できるようにする。

【解決手段】2つの超音波プローブ10A、10Bが生成したエコー画像を合成部20により合成する。合成部20は、合成する2つのエコー画像の間で、生体内での同一位置に該当する画素の近傍の画像同士の類似度を計算する。そして、類似度が閾値未満であれば、その画素はアーティファクト等の異常が生じている画素と判定し、画素値を0等の所定の値にする。類似度が閾値以上である場合は、各エコー画像における当該画素の画素値を、類似度に応じて定めた重みにより重み付け加算する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波ビームを被検体内に送受波することにより、基準エコー画像と補助エコー画像とを生成する送受波手段と、

前記基準エコー画像と前記補助エコー画像との間で、画素ごとに、当該画素を中心とするあらかじめ定めたサイズのブロック同士の類似度を計算する類似度計算手段と、

前記基準エコー画像と前記補助エコー画像とを重み付け加算して表示画像を生成する表示画像生成手段であって、前記類似度計算手段が計算した画素ごとの類似度に応じて、前記重み付け加算における前記基準エコー画像の重みと前記補助エコー画像の重みとを画素ごとに制御する表示画像生成手段と、

を備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記表示画像生成手段は、前記類似度計算手段が計算した類似度があらかじめ定めた閾値未満の画素については、前記表示画像に対する前記基準エコー画像の重みと前記補助エコー画像の重みとをともに 0 とし、異常画素であることを示すあらかじめ定められた値を前記表示画像における当該画素についての重み付け加算結果の値とする、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】

前記送受波手段は、

第 1 の領域を超音波ビームで電子走査することで前記基準エコー画像を生成する第 1 の振動子アレイと、

前記第 1 の振動子アレイとは異なる位置から、前記第 1 の領域と少なくとも部分的に重複する重複領域を含む第 2 の領域を走査することで前記補助エコー画像を生成するための第 2 の振動子アレイと、

を含む、

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記第 2 の振動子アレイは前記第 1 の振動子アレイに対して角度変更可能に配設されており、

前記表示画像生成手段は、前記第 1 の振動子アレイに対して前記第 2 の振動子アレイがなす角度に応じて、前記基準エコー画像と前記補助エコー画像との間での前記重複領域における同一位置の画素を特定し、特定した同一位置の画素の値について前記重み付け加算を行う、

ことを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記表示画像生成手段は、前記基準エコー画像のうち、前記重複領域の各画素は前記基準エコー画像と前記補助エコー画像との前記重み付け加算により得られた値とし、前記重複領域以外の各画素は前記基準エコー画像の値とする表示画像を生成する、

ことを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に超音波エコー断層画像の画質改善に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波エコー断層画像のコントラスト分解能を改善する方法として、複数の超音波エコー断層画像を重ね合わせるフレーム間相関処理や空間コンパウンド処理などが知られている。フレーム間相関処理は時相の異なる画像フレーム同士を画素ごとに加算する処理であり、空間コンパウンド処理は 1 つの超音波プローブで同一部位について音線方向を変えながら複数回超音波ビームを送受信し、同一部位（画素）ごとにそれら複数回の送受信で得

50

られたエコー信号を加算する処理である。

【0003】

また特許文献1及び2には、時相の異なる複数の画像フレーム間で相関をとって画像を表示する際に、相関係数(重み付け加算のための重み)をフレームレートに応じて可変し、その相関係数を用いてそれら画像フレームを重み付け加算する方式が開示されている。

【0004】

特許文献3には、フレーム間相関演算の相関係数(重み)を画素ごとにダイナミックに変える方式が開示されている。この方式では、画素値の大きい部分ではS/N比が良いことに着目し、画素ごとに、現フレームと前フレームのうち大きい方の画素値が大きいほど、現フレームの係数を大きくすることで出力画像における前フレームの影響を少なくし、動きによる画像のぼけを低減している。

10

【0005】

【特許文献1】特開平5-7592号公報

【特許文献2】特開平11-128222号公報

【特許文献3】特開2006-271557号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

フレーム間相関処理にしても空間コンバウンド処理にしても、従来の方式では、基準の画像フレームに対して加算する画像フレームにアーティファクト等の異常部分が含まれていてもそれがそのまま加算されてしまう。加算によりアーティファクト等の異常部分の影響は薄まるものの、異常部分を積極的に識別して対処するものとはいえない。フレームレートに応じて相関係数(すなわち重み付け加算の重み)を制御する方式も、結局のところ画像全体について一律にその係数を適用するものに過ぎず、アーティファクト等の異常部分を識別して選択的に対処するものとはならない。

20

【0007】

特許文献3の方式は画素ごとに相関係数(重み付け加算の重み)を変化させるものではあるが、この方式は画素値が大きいほどS/N比が良いという考え方に基づいた方式である。画素値の大小はアーティファクト等の異常の有無と関係がほとんど無いので、この方式もアーティファクト等の異常部分を積極的に識別して対処するものとはいえない。

30

【0008】

本発明は、複数の超音波エコー画像を用いてアーティファクト等の異常部分を識別し、その識別結果に応じた表示画像を生成できるようにする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波ビームを被検体内に送受波することにより、基準エコー画像と補助エコー画像とを生成する送受波手段と、前記基準エコー画像と前記補助エコー画像との間で、画素ごとに、当該画素を中心とするあらかじめ定めたサイズのブロック同士の類似度を計算する類似度計算手段と、前記基準エコー画像と前記補助エコー画像とを重み付け加算して表示画像を生成する表示画像生成手段であって、前記類似度計算手段が計算した画素ごとの類似度に応じて、前記重み付け加算における前記基準エコー画像の重みと前記補助エコー画像の重みとを画素ごとに制御する表示画像生成手段と、を備える。

40

【0010】

この構成によれば、基準エコー画像と補助エコー画像との間で、画素ごとに、画素を中心とするあらかじめ定めたサイズのブロック同士の類似度に応じて、それら両エコー画像の重み付け加算を制御することができる。

【0011】

1つの態様では、前記表示画像生成手段は、前記類似度計算手段が計算した類似度があらかじめ定めた閾値未満の画素については、前記表示画像に対する前記基準エコー画像の

50

重みと前記補助エコー画像の重みとをともに 0 とし、異常画素であることを示すあらかじめ定められた値を前記表示画像における当該画素についての重み付け加算結果の値とする。

【0012】

この態様によれば、閾値未満という低い類似度を持つ異常画素については閾値以上の類似度を持つ画素と区別して表示することができる。

【0013】

別の態様では、前記送受波手段は、第 1 の領域を超音波ビームで電子走査することで前記基準エコー画像を生成する第 1 の振動子アレイと、前記第 1 の振動子アレイとは異なる位置から、前記第 1 の領域と少なくとも部分的に重複する重複領域を含む第 2 の領域を走査することで前記補助エコー画像を生成するための第 2 の振動子アレイと、を含む。

10

【0014】

更に別の態様では、前記第 2 の振動子アレイは前記第 1 の振動子アレイに対して角度変更可能に配設されており、前記表示画像生成手段は、前記第 1 の振動子アレイに対して前記第 2 の振動子アレイがなす角度に応じて、前記基準エコー画像と前記補助エコー画像との間での前記重複領域における同一位置の画素を特定し、特定した同一位置の画素の値について前記重み付け加算を行う。

【0015】

更に別の態様では、前記表示画像生成手段は、前記基準エコー画像のうち、前記重複領域の各画素は前記基準エコー画像と前記補助エコー画像との前記重み付け加算により得られた値とし、前記重複領域以外の各画素は前記基準エコー画像の値とする表示画像を生成する。

20

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、超音波エコー画像間でのブロック同士の画像の類似度に基づきアーティファクト等の異常部分を識別し、その識別結果に応じた表示画像を生成できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

図 1 を参照して、実施形態の超音波診断装置の構成例について説明する。図示の超音波診断装置は、それぞれ電子走査により二次元エコー断層画像を生成する 2 つの超音波プローブ 10 A 及び 10 B を備える。超音波プローブ 10 A 及び 10 B の電子走査形状は特に限定されないが、以下では説明を簡潔にするために、共にリニア走査であるとする。超音波プローブ 10 B は、ヒンジ等により超音波プローブ 10 A に対して回転可能に接続されている。すなわち超音波プローブ 10 A と 10 B とは鉗のように開閉動作可能である。超音波プローブ 10 A 及び 10 B の振動子アレイにおける振動子の配列方向は同一平面内にあり、それらプローブ 10 A 及び 10 B の開閉の回転軸はその平面に垂直な方向である。両プローブ 10 A 及び 10 B が共にリニア走査であれば、それら両者の送受波面のなす角度が 180 度未満であれば、各プローブ 10 A と 10 B の走査範囲が互いに重複する。

30

【0018】

送受信部 12 A 及び 12 B は、それぞれ、対応する超音波プローブ 10 A と 10 B を駆動・制御して超音波ビームの送受信及び電子走査を実現する。送受信部 12 A 及び 12 B は、送信部の機能と受信部の機能を備える。送信部は送信ビームフォーマーとして機能する。すなわち、送信部から複数の送信信号が超音波プローブ 10 A 又は 10 B の複数の振動子に対して供給される。これによってプローブ 10 A 又は 10 B から超音波ビームパルスが生体内に放射される。生体内からの反射波は、プローブ 10 A 又は 10 B にて受波される。これにより複数の振動子から複数の受信信号が出力される。それらの受信信号は送受信部 12 A 又は 12 B の受信部に入力される。受信部は受信ビームフォーマーとして機能し、複数の受信信号に対して整相加算処理を適用する。

40

【0019】

送受信部 12 A 及び 12 B から出力された受信信号は、検波器 14 A 及び 14 B により

50

それぞれ検波され、対数圧縮部 16 A 及び 16 B によりそれぞれ対数圧縮される。対数圧縮後の受信信号は、D S C (デジタル・スキャン・コンバータ) 18 A 及び 18 B によりそれぞれ表示用の座標系へと走査変換される。ここで、例えば角度検出部 24 (例えば角度エンコーダ) が超音波プローブ 10 A と 10 B とがなす角度を検出し、その角度の情報を例えば D S C 18 B に供給する。この場合 D S C 18 B は、この角度の情報をを用いて、超音波プローブ 10 B の受信信号の座標系を超音波プローブ 10 A の座標系に合わせるように座標変換を行う。この場合、超音波プローブ 10 A の座標系が表示の座標系である。また、D S C 18 A 及び 18 B は、走査変換の際に、受信信号データが存在しない座標格子点のデータを、周囲の各点の受信信号データから補間により求める。D S C 18 A 及び 18 B は、1 回の電子走査の受信信号から、表示座標系に合った 1 フレームのエコー画像をそれぞれ生成する。各エコー画像フレームは、B モード画像である。

10

【0020】

D S C 18 A 及び 18 B によりそれぞれ形成されたエコー画像フレームは、合成部 20 により合成され、1 つの表示画像フレームとなる。この例では、超音波プローブ 10 A が生成するエコー画像フレームを基準画像とし、この基準画像を超音波プローブ 10 B が生成する同時相のエコー画像フレームにより改善する。すなわち、超音波プローブ 10 B が生成するエコー画像フレームは補助画像として用いられる。例えば、図 2 に例示するように、超音波プローブ 10 A の電子走査範囲 100 A 中のある部分が表示器 22 に表示される表示範囲 200 となる。この表示範囲 200 のうち、超音波プローブ 10 B の電子走査範囲 100 B と重複する領域の表示画像は、それらプローブ 10 A と 10 B のエコー画像を合成することで生成される。一方、表示範囲 200 のうち、電子走査範囲 100 B と重ならない部分については、合成部 20 はプローブ 10 A のエコー画像のみを出力する。なお、同時相の 2 つのフレームは、厳密に同一時刻のものでなくてもよい。

20

【0021】

合成部 20 が生成した表示範囲 200 の表示画像フレームは、表示器 22 に表示される。表示器 22 は、例えば液晶ディスプレイや C R T などの表示装置である。

【0022】

次に合成部 20 における、電子走査範囲 100 A と 100 B との重複領域での画像合成処理について説明する。

【0023】

この処理では、超音波プローブ 10 A が生成した基準画像フレーム 300 A と、超音波プローブ 10 B が生成した補助画像フレーム 300 B との間で、同一位置の画素同士の値を合成する。超音波プローブ 10 B の受信信号は D S C 18 B により超音波プローブ 10 A の座標系へと変換されているので、基準画像フレーム 300 A と補助画像フレーム 300 B との間で同じ画素位置の画素同士を合成すればよい。

30

【0024】

この合成において、この実施形態では、当該画素を中心とするあらかじめ定めた画素サイズの画素ブロック (以下、R O I と呼ぶ。R O I は R e g i o n O f I n t e r e s t の略) 同士の画像の類似度を計算し、この類似度に応じて合成の際の基準画像フレーム 300 A と補助画像フレーム 300 B の各画素値の重みを制御する。R O I のサイズは、例えば 3 × 3 画素、あるいは 5 × 5 画素などでよい。

40

【0025】

すなわち、図 3 に模式的に示すように、基準画像フレーム 300 A における当該画素を中心とする R O I₁ と、補助画像フレーム 300 B における当該画素を中心とする R O I₂ との間の画像の類似度に応じて、基準画像フレーム 300 A における当該画素の重み a_1 , 及び補助画像フレーム 300 B における当該画素の重み a_2 を求める。そして、それら各画素の値にそれぞれ対応する重みを乗算し、その乗算結果同士を加算する。重複領域の全画素についてこのような類似度に基づく重み付け加算を行うことで、重複領域の表示画像 350 が求められる。なお、表示範囲 200 のうち重複領域以外の領域は、基準画像フレーム 300 A の画像をそのまま用いる。

50

【 0 0 2 6 】

R O I 同士の画像の類似度としては、例えば R O I 同士の相互相関係数を用いることができる。画像 $x(t)$ と画像 $y(t)$ の相互相関係数 R_{xy} は、例えば次式で求めることができる。

【 0 0 2 7 】

【 数 1 】

$$R_{xy} = \frac{\sum (x(t) - m_x)(y(t) - m_y)}{\sqrt{\sum (x(t) - m_x)^2} \cdot \sqrt{\sum (y(t) - m_y)^2}} \quad (1)$$

10

【 0 0 2 8 】

ここで、 t は R O I 内での画素の順番を表すインデックス番号であり、 $x(t)$ 、 $y(t)$ はそれぞれの画像における t 番目の画素の値である。 m_x 、 m_y は、各 R O I 内での画素値の平均である。また、 \sum は、R O I 内の全画素についての総和演算を示す。

【 0 0 2 9 】

また、R O I 同士の画像の類似度として、次式で表される NSAD (Normalized Sum of Absolute Difference) を用いてもよい。

【 0 0 3 0 】

【 数 2 】

$$NSAD = 1 - \frac{2 \cdot \sum |x(t) - y(t)|}{\sum |x(t)| + \sum |y(t)|} \quad (2)$$

20

【 0 0 3 1 】

例えば相互相関係数を用いる場合、その値が 0 に近いほど両画像の類似度は低く、1 に近いほど両画像の類似度は高い。基準画像フレーム 3 0 0 A 及び補助画像フレーム 3 0 0 B の R O I をそれぞれ画像 $x(t)$ 、 $y(t)$ として、上述のいずれかの計算式により類似度を計算すればよい。なお、相互相関係数及び NSAD は類似度の一例に過ぎない。

【 0 0 3 2 】

また、この実施形態では、R O I の画像同士の類似度についての閾値をあらかじめ定めしておく。ある画素について合成部 2 0 が計算した類似度がその閾値未満である場合には、その画素については、基準画像フレーム 3 0 0 A 又は補助画像フレーム 3 0 0 B の一方にアーティファクトや外来ノイズ混入等の異常が発生していると判断する。両画像における同一位置の部分は、生体内の同じ部分を表すものなので、本来であれば同一か近い画像となり類似度は高いはずである。したがって、類似度がかなり低くなった場合、何らかの異常が生じていると判断できる。類似度の閾値は、異常を判定するものなので、低い値とする。例えば類似度として相互相関係数を用い、閾値を例えば 0.1 などと設定するなどである。閾値は、この超音波診断装置を利用するユーザが、どの程度を異常と判断するかに応じて設定できるようにしてもよい。

30

【 0 0 3 3 】

そして、この実施形態では、類似度が閾値より低く異常が発生していると判断される画素については、1 つの例として、両画像における当該画素に割り当てる重みを共に 0 とし、その画素の値を、異常であることを示すあらかじめ定めた固定値とする。異常であることを示す固定値は例えば 0 としてもよい。この場合、類似度が閾値未満となった画素は画素値 0 なので、B モード画像上では画像がない状態（すなわち真っ黒）となるが、1 画素がそのようになっても見目の影響は少ない。また、別の例として、異常な画素であることを示す固定値として、通常の B モード画像のグレースケールでは使わない値を割り当てておき、表示器 2 2 が表示する際にその固定値の画素を、あらかじめ定めた色で表示するようにしてもよい。この場合、ユーザは、異常が生じた画素を識別でき、例えば診断のための情報として活用できる。

40

50

【 0 0 3 4 】

一方、類似度が閾値以上の画素については、類似度に応じて例えば次式を用いて重み a_1 及び a_2 を求める。

【 0 0 3 5 】

【 数 3 】

$$a_1 = \frac{1}{1 + R_{12}} \quad (3)$$

$$a_2 = \frac{R_{12}}{1 + R_{12}} \quad (4)$$

10

【 0 0 3 6 】

ここで、 R_{12} は基準画像フレーム 300A と補助画像フレーム 300B の ROI 同士の類似度である。この式では、類似度が 1 の時に基準画像フレーム 300A と補助画像フレーム 300B の重みが共に 0.5 と等しくなり、類似度が閾値以上 1 未満では基準画像フレーム 300A についての重みの方が大きくなる。なお、類似度から重み a_1 及び a_2 を求める計算式は、例示のものに限らない。

【 0 0 3 7 】

このように重み a_1 及び a_2 を求めると、合成部 20 は、基準画像フレーム 300A 及び補助画像フレーム 300B の当該画素の値にそれぞれ重み a_1 及び a_2 を乗算し、その乗算結果同士を加算することで、表示画像における当該画素の値を求め、表示画像用のメモリ領域の当該画素のアドレスに書き込む。

20

【 0 0 3 8 】

以上の例によれば、基準画像フレーム 300A と補助画像フレーム 300B との間で ROI 同士の類似度が低い画素を異常画素とし、異常画素を表示しなくしたり、あるいは明確に識別できるように表示したりすることができる。

【 0 0 3 9 】

以上の例では、類似度が閾値以下の画素は固定値としたが、この代わりにそのような画素については、基準画像フレーム 300A の画素値をそのまま用いるようにしてもよい。

30

【 0 0 4 0 】

すなわち、以上に説明した複数の超音波プローブ 10A と 10B のエコー画像を重ね合わせて表示画像を生成する装置では、各プローブの空間的な位置が隔たっており、各プローブの視野範囲が異なる。このため、それぞれのプローブから見た媒質（生体）の音速分布は異なっていると考えられる。この状態で、各プローブの画像フレームを単純に重ね合わせる（加算する）と、目標臓器の画像がうまく重ならず、にじんだりぼやけたりした画像となる。これに対し、各プローブの画像フレーム間の類似度に応じて表示画像を構成するこの実施形態の方式によれば、にじみやぼやけを抑えつつ、良好な画像合成を行うことができる。

40

【 0 0 4 1 】

以上に説明した実施形態の方式は、3つ以上の超音波プローブ 10A からなるプローブシステムにも適用可能である。一例として、図 4 に例示する 3 つの超音波プローブ 10A、10B、10C からなるプローブシステムを用いた超音波診断装置を説明する。

【 0 0 4 2 】

この例では、超音波プローブ 10A の一方端に超音波プローブ 10B が、他方端に超音波プローブ 10C が、それぞれその端部を回転軸として回転可能に取り付けられている。この例でもプローブ 10A の超音波画像を基準画像フレームとし、プローブ 10B 及び 10C の超音波画像をそれぞれ補助画像フレームとする。この場合、基準画像フレームの表示範囲 200 は、3 つのプローブ 10A、10B、10C の電子走査範囲 100A、10

50

0 B , 1 0 0 C の全てが重複する領域、それら 3 つのうちの 2 つが重複する領域、及び電子走査範囲 1 0 0 A のみの領域に分類される。電子走査範囲 1 0 0 A のみの領域はプローブ 1 0 A の信号のみを用いればよく、2 つが重複する領域は上述の図 1 の例と同様に処理すればよい。

【 0 0 4 3 】

3 つの範囲が重複する領域については、図 5 に模式的に示すように、補助画像フレーム 3 0 0 B (超音波プローブ 1 0 B が生成した画像) 、基準画像フレーム 3 0 0 A 及び 3 0 0 C (超音波プローブ 1 0 C が生成した画像) における同一位置 (生体内の絶対位置が同じ) の画素の値を、それら画像間の類似度に応じた重み a_1 , a_2 , a_3 により重み付けして加算することで、出力用の表示画像 3 5 0 を形成する。

10

【 0 0 4 4 】

各画像の画素値に割り当てる重み a_1 , a_2 , a_3 は図 6 に示す表が表す分類に従って求める。この表において、 E_{12} は、基準画像フレーム 3 0 0 A と補助画像フレーム 3 0 0 B の ROI 同士の類似度 R_{12} についての評価値であり、 R_{12} が閾値以上であれば 1 、閾値未満であれば 0 とする。同様に E_{13} は、基準画像フレーム 3 0 0 A と補助画像フレーム 3 0 0 C の ROI 同士の類似度 R_{13} が閾値以上であれば 1 、閾値未満であれば 0 とし、 E_{23} は、補助画像フレーム 3 0 0 B と補助画像フレーム 3 0 0 C の ROI 同士の類似度 R_{23} が閾値以上であれば 1 、閾値未満であれば 0 とする。また、図 6 の表において、第 1 フレームは補助画像フレーム 3 0 0 B 、第 2 フレームは基準画像フレーム 3 0 0 A 、第 3 フレームは補助画像フレーム 3 0 0 C である。

20

【 0 0 4 5 】

図 6 の表に示すように、この例では、評価値 E_{12} 、 E_{23} 、 E_{13} の全てが 1 である場合には、3 つの画像フレーム全てを用いて表示画像 3 5 0 を生成する。このとき、基準画像フレーム 3 0 0 A 、補助画像フレーム 3 0 0 B 及び 3 0 0 C に割り当てる重み a_1 , a_2 , a_3 は次式により計算する。

【 0 0 4 6 】

【 数 4 】

$$a_1 = \frac{R_{12}}{R_{12} + 1 + R_{23}} \quad (5)$$

30

$$a_2 = \frac{1}{R_{12} + 1 + R_{23}} \quad (6)$$

$$a_3 = \frac{R_{23}}{R_{12} + 1 + R_{23}} \quad (7)$$

【 0 0 4 7 】

この式では類似度 R_{12} 、 R_{23} 、 R_{13} の全てが 1 のとき、基準画像フレーム 3 0 0 A の重み a_2 が 0 . 5 となり、補助画像フレーム 3 0 0 B 及び 3 0 0 C の重みは共に 0 . 2 5 となる。

40

【 0 0 4 8 】

また、評価値 E_{12} と E_{23} が 1 で、 E_{13} が 0 ある場合も同様に 3 つの画像フレーム全てを用いて式 (5) ~ (7) により求めた重み a_1 , a_2 , a_3 を用いて重み付け加算を行う。この場合、補助画像フレーム 3 0 0 B 及び 3 0 0 C は、共に基準画像フレーム 3 0 0 A に対して閾値以上の類似度を持っているので、両方を補助として用いて表示画像を生成するのである。

【 0 0 4 9 】

次に、評価値 E_{12} と E_{13} が 1 で、 E_{23} が 0 ある場合、補助画像フレーム 3 0 0 B は基準画像フレーム 3 0 0 A に対して閾値以上の類似度で似ているが、補助画像フレーム 3 0 0 C はそうではない。補助画像フレーム 3 0 0 B と 3 0 0 C とはある程度似ているが、基

50

準画像フレーム 300A を補助画像フレームの補助により画質改善するという観点では、基準画像フレーム 300A に似ていない補助画像フレーム 300C は画質改善には用いない。このケースでは、次式 (8) ~ (10) で求めた重み a_1 , a_2 , a_3 を用いて画素値を重み付け加算する。

【0050】

【数5】

$$a_1 = \frac{R_{12}}{R_{12} + 1} \quad (8)$$

$$a_2 = \frac{1}{R_{12} + 1} \quad (9)$$

$$a_3 = 0 \quad (10)$$

10

【0051】

評価値 E_{12} が 1 で、 E_{23} と E_{13} が 0 ある場合も同様に、式 (8) ~ (10) で求めた重み a_1 , a_2 , a_3 を用いて画素値を重み付け加算する。

【0052】

次に、評価値 E_{23} と E_{13} が 1 で、 E_{12} が 0 ある場合、補助画像フレーム 300C は基準画像フレーム 300A に対して閾値以上の類似度で似ているが、補助画像フレーム 300B はそうではない。補助画像フレーム 300B と 300C とはある程度似ているが、基準画像フレーム 300A を補助画像フレームの補助により画質改善するという観点では、基準画像フレーム 300A に似ていない補助画像フレーム 300B は画質改善には用いない。このケースでは、次式 (11) ~ (13) で求めた重み a_1 , a_2 , a_3 を用いて画素値を重み付け加算する。

20

【0053】

【数6】

$$a_1 = 0 \quad (11)$$

$$a_2 = \frac{1}{1 + R_{23}} \quad (12)$$

$$a_3 = \frac{R_{23}}{1 + R_{23}} \quad (13)$$

30

【0054】

評価値 E_{23} が 1 で、 E_{12} と E_{13} が 0 ある場合も同様に、式 (11) ~ (13) で求めた重み a_1 , a_2 , a_3 を用いて画素値を重み付け加算する。

【0055】

評価値 E_{13} が 1 で、 E_{12} と E_{23} が 0 ある場合は、補助画像フレーム 300B と 300C とはある程度似ているが、どちらも基準画像フレーム 300A とは似ていない。このケースは、基準画像フレーム 300A のみにアーティファクト又はノイズなどの異常が発生していると考えられる。この場合、基準画像フレーム 300A を補助画像フレームにより改善するという基本的な考え方からは例外的なケースとして、補助画像フレーム 300B と 300C の画素値を、次式 (14) ~ (16) に示す重みを用いて重み付け加算する。

40

【0056】

【数 7】

$$a_1 = \frac{1}{2} \quad (14)$$

$$a_2 = 0 \quad (15)$$

$$a_3 = \frac{1}{2} \quad (16)$$

【0057】

10

そして、評価値 E_{12} 、 E_{23} 、 E_{13} の全てが0である場合には、当該画素には異常が生じていると判断し、次式(17)～(19)に示すように全ての重み a_1 、 a_2 、 a_3 を0とし、表示画像350の当該画素の値をあらかじめ定めた固定値とする。

【0058】

【数 8】

$$a_1 = 0 \quad (17)$$

$$a_2 = 0 \quad (18)$$

$$a_3 = 0 \quad (19)$$

20

【0059】

合成部20は、図6に示す判定ルールと式(5)～(19)の重み計算式とを、プログラム又はデータ又はそれら両方の組合せ、あるいはハードウェア演算回路とそれらとの組合せにより実現するものであればよい。

【0060】

以上では1次元アレイの超音波プローブを用いる場合を例にとったが、二次元アレイのプローブを用いる場合も、両者がそれぞれ求めるボリュームデータの重複領域について、上述の合成処理が適用できる。

30

【0061】

また、超音波プローブ10A及び10B(及び10C)のエコー画像フレームに対してそれぞれフレーム間相関処理を行い、その処理結果の各フレームに対し、上述の合成部20に寄る合成処理を行うようにしてもよい。

【0062】

また以上では、複数の超音波プローブの画像を合成する場合を例にとったが、上述の合成処理は、単体のプローブでのフレーム間相関処理において、異なる時点の複数フレームを合成したり、単体のプローブによる空間コンパウンド処理にて異なるビーム方向についての画像フレーム同士を合成したりする場合にも適用可能である。この場合、画像フレームを合成する合成部20の信号処理系内での設置箇所は、DSCの後段に限らず、検波器と対数圧縮部との間、あるいは対数圧縮部とDSCとの間であってもよい。

40

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図1】実施形態の超音波診断装置の概略構成を示す機能ブロック図である。

【図2】2つの超音波プローブの電子走査範囲と、表示範囲との関係の一例を示す図である。

【図3】2つの超音波プローブの電子走査範囲の重複領域での画像合成処理を説明するための図である。

【図4】3つの超音波プローブの電子走査範囲と、表示範囲との関係の一例を示す図である。

50

【図 5】 3つの超音波プローブの電子走査範囲の重複領域での画像合成処理を説明するための図である。

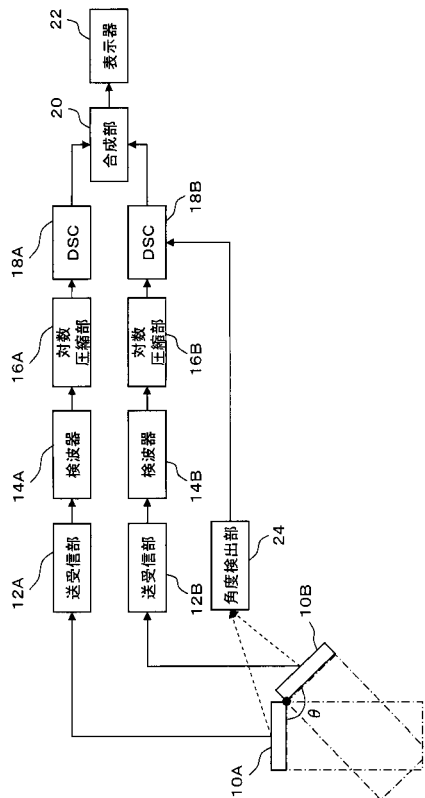
【図 6】 3つの超音波プローブの電子走査範囲の重複領域での画像合成の規則を説明するための図である。

【符号の説明】

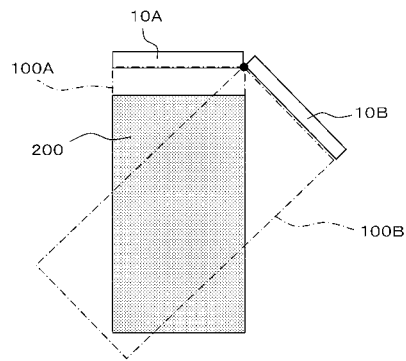
【0064】

10A, 10B 超音波プローブ、12A, 12B 送受信部、14A, 14B 検波器、16A, 16B 対数圧縮部、18A, 18B DSC、20 合成部、22 表示器。

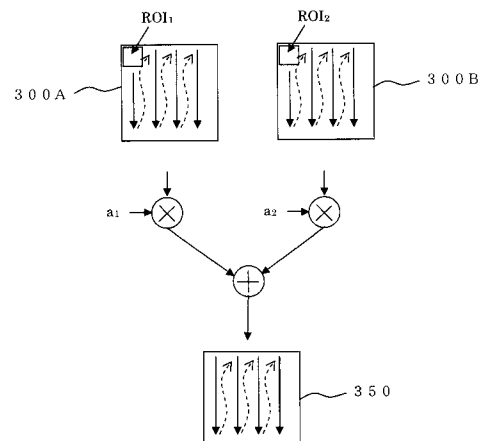
【図 1】



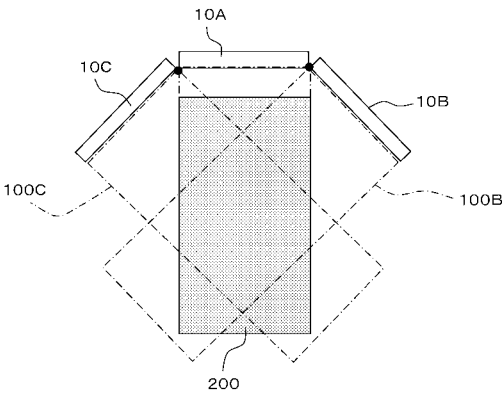
【図 2】



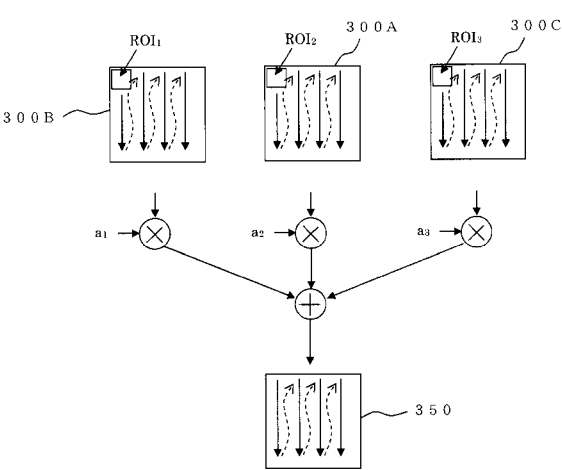
【図 3】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】

E ₁₂	E ₂₃	E ₁₃	処理に用いるフレーム			a ₁ , a ₂ , a ₃ を求める式
			第1フレーム	第2フレーム	第3フレーム	
1	1	1	●	●	●	(5), (6), (7)
1	1	0	●	●	●	(5), (6), (7)
1	0	1	●	●		(8), (9), (10)
1	0	0	●	●		(8), (9), (10)
0	1	1		●	●	(11), (12), (13)
0	1	0		●	●	(11), (12), (13)
0	0	1	●		●	(14), (15), (16)
0	0	0				(17), (18), (19)

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010029281A	公开(公告)日	2010-02-12
申请号	JP2008192246	申请日	2008-07-25
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	宫坂好一		
发明人	宫坂 好一		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB27 4C601/EE04 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB04 4C601/GB12 4C601/JP45 4C601/JC17 4C601/JC21 4C601/JC22 4C601/JC23 4C601/KK12		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP5063515B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用多个超声回波图像识别诸如伪像的异常区域，并根据识别结果创建显示图像。解决方案：合成部件20组成由两个超声探头10A和10B产生的回波图像。合成部分20计算在要组成的两个回波图像之间的与活体内的相同位置相对应的附近的图像中的像素的相似度。如果相似度小于阈值，则确定像素具有诸如伪像的异常，并且像素值被改变为诸如零的规定值。如果相似度是阈值或以上，则对各个回波图像中的像素值进行加权，并根据相似度设置权重。Z

