

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5449896号
(P5449896)

(45) 発行日 平成26年3月19日(2014.3.19)

(24) 登録日 平成26年1月10日(2014.1.10)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 14 (全 19 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2009-170894 (P2009-170894) (22) 出願日 平成21年7月22日 (2009.7.22) (65) 公開番号 特開2011-24655 (P2011-24655A) (43) 公開日 平成23年2月10日 (2011.2.10) 審査請求日 平成24年5月23日 (2012.5.23)</p>	<p>(73) 特許権者 300019238 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000 (74) 代理人 100106541 弁理士 伊藤 信和 (72) 発明者 谷川 俊一郎 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社 社内</p>
--	---

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】

生体組織に対し超音波の送受信を行なって得られたエコー信号であって、時間的に異なる二つのフレームに属する同一音線上における二つのエコー信号に、相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて、前記相関ウィンドウ毎に生体組織の弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、

一の音線上における相関ウィンドウについての弾性画像データの作成にあたり、前記相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値と、前記一の音線とは異なる他の音線上における他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値の中から、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値を選択する選択部と、

を備え、

前記弾性画像データ作成部は、前記選択部によって選択された算出値に基づいて前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成を行なう

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記物理量算出部は、前記二つのフレームのいずれか一方に属する一の音線上のエコー信号において、前記相関ウィンドウの次に設定される後相関ウィンドウを、前記選択部によって選択された算出値に基づいて設定することを特徴とする請求項1に記載の超音波診

断装置。

【請求項 3】

前記選択部は、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値の選択を、該算出値が得られた相関演算の相関係数又は前記算出値が所定の範囲内にあるか否かに基づいて行なう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。

【請求項 4】

前記選択部は、前記相関ウィンドウの相関演算における相関係数が所定の閾値を超える場合、該相関ウィンドウの相関演算によって得られた算出値を該相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択し、一方で前記相関ウィンドウの相関演算における相関係数が前記所定の閾値以下である場合、前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値であって、前記相関ウィンドウの相関演算における相関係数を超える相関係数の相関演算で得られた算出値又は所定の範囲内の算出値を、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記選択部は、前記相関ウィンドウの相関演算における相関係数及び前記他音線相関ウィンドウの相関演算における相関係数のうち、相関係数が最も高い相関演算によって得られた算出値を、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記選択部は、前記相関ウィンドウの相関演算によって得られた算出値が所定の範囲内である場合、該相関ウィンドウの相関演算によって得られた算出値を前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択し、一方で前記相関ウィンドウの相関演算によって得られた算出値が所定の範囲外である場合、前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値であって、前記相関ウィンドウの相関演算における相関係数を超える相関係数の相関演算で得られた算出値又は前記所定の範囲内の算出値を、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 7】

前記選択部は、複数の前記他の音線についての前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値の分布に基づいて、前記相関ウィンドウの相関演算によって得られた算出値が該相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適するか否かを判断し、該相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適していると判断した場合には該相関ウィンドウの相関演算によって得られた算出値を該相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択し、一方で、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適していないと判断した場合には、いずれかの前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値であって、前記相関ウィンドウの相関演算における相関係数を超える相関係数の相関演算で得られた算出値又は前記所定の範囲内の算出値を、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

生体組織に対し超音波の送受信を行なって得られたエコー信号であって、時間的に異なる二つのフレームに属する同一音線上における二つのエコー信号に、相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

前記物理量に基づいて、前記相関ウィンドウ毎に生体組織の弾性画像データを作成する弾性画像データ作成部と、

一の音線上における相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値について、エラーか否かの判定を行なうエラー判定部と、

前記一の音線上における相関ウィンドウについての弾性画像データの作成にあたり、前

40

50

記エラー判定部により、前記相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値についてエラーと判定された場合、前記一の音線とは異なる複数の他の音線上における他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値の平均演算を行なう平均演算部と、

をさらに備え、

前記弾性画像データ作成部は、前記平均演算部で得られた平均値に基づいて前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成を行なう

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

前記エラー判定部は、判定対象の算出値が得られた相関演算における相関係数に基づいてエラーか否かを判定することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

前記エラー判定部は、判定対象の算出値が予め設定された所定の範囲内でない場合にエラーと判定することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記エラー判定部は、判定対象の算出値について、他の判定対象の算出値の分布に基づいて、エラーか否かを判定することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記物理量算出部は、前記二つのフレームのいずれか一方に属する一の音線上のエコー信号において、前記相関ウィンドウの次に設定される後相関ウィンドウを、前記平均演算部で得られた平均値に基づいて設定することを特徴とする請求項 8 ~ 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 13】

前記平均演算部は、前記平均演算の対象となる算出値に対し、相関係数に応じた重み付けを行なうことを特徴とする請求項 8 ~ 12 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記他音線相関ウィンドウは、前記相関ウィンドウと生体組織において同じ深さに位置することを特徴とする請求項 1 ~ 13 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

本発明は、超音波診断装置に関し、特に生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

通常の B モード画像と、生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像とを合成して表示させる超音波診断装置が、例えば特許文献 1 などに開示されている。この種の超音波診断装置において、弾性画像は次のようにして作成される。まず、生体組織に対し、超音波プローブによって体表面からの圧迫とその弛緩を繰り返しながら超音波の送受信を行い、エコー信号を取得する。そして、得られたエコー信号に基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出し、この物理量を色相情報に変換してカラーの弾性画像を作成する。ちなみに、生体組織の弾性に関する物理量としては、例えば生体組織の変形による変位（以下、単に「変位」と云う）などを算出している。

40

【0003】

前記物理量の算出手法の一例についてもう少し説明すると、まず時間的に異なる二つのフレームに属する同一音線上の二つのエコー信号に、所定のデータ数分の幅を有する相関ウィンドウをそれぞれ設定し、この相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記物理量を算出する。例えば特許文献 2 では、相関ウィンドウ間で相関演算を行なうことによって、両エコー信号の波形のずれを算出し、この波形のずれを変位とみなしている。

【0004】

前記相関ウィンドウは音線方向に順次設定され、各相関ウィンドウ毎に相関演算が行な

50

われて前記物理量が算出される。ここで、前記特許文献2では、異なるフレームに属する二つのエコー信号のうち、一のフレームに属するエコー信号については、相関演算が行なわれた相関ウィンドウから一定量だけ移動させて次の後相関ウィンドウの設定を行なう。一方で、他のフレームに属するエコー信号については、前記相関ウィンドウからの移動量を、この相関ウィンドウを対象とする相関演算によって得られた前記物理量を用いて決定し、前記後相関ウィンドウを設定する（特許文献2の[0044]段落参照）。このようにして二つのフレームに属するエコー信号に設定された相関ウィンドウ間のマッチング度合いが高いほど、相関演算における相関係数が高くなり、得られる算出値が、生体組織の弾性をより正確に反映した算出値となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2005-118152号公報

【特許文献2】特開2008-126079号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、エコー信号の質が悪い場合には、相関ウィンドウ間のマッチングの度合いが低くなって相関係数が低い相関演算となり、生体組織の弾性を正確に反映した物理量を得ることができない。例えば、生体組織の中に石灰化などによって局所的に硬い部分がある場合、この硬い部分が前記超音波プローブによる圧迫とその弛緩によって横方向にずれることがある。この場合、ずれた部分のエコー信号の信号波形は、二つのフレームのそれぞれにおいて異なる波形になるため、相関演算を行なう相関ウィンドウ間のマッチングの度合いが低くなり、相関係数が低くなる。また、信号強度が小さい部分に設定された相関ウィンドウについて相関演算を行なった場合も、上記と同様にマッチングの度合いが低くなり相関係数が低くなる。このように、エコー信号の質が悪い場合、相関演算における相関係数が低くなり、算出される物理量が生体組織の弾性を正確に反映したものにならない。

【0007】

また、前記相関ウィンドウのマッチング度合いが低く、その相関演算によって得られた物理量が、生体組織の弾性を正確に反映したものではない場合、この物理量に基づいて次に設定される後相関ウィンドウについての相関演算の相関係数も低くなり、その演算結果として得られる物理量も生体組織の弾性を正確に反映したものとはならなくなる。従って、ある音線上において、生体組織の弾性を正確に反映した物理量が得られない相関ウィンドウが存在すると、信号波形によっては、この相関ウィンドウよりも後に設定される後相関ウィンドウ間のマッチング度合いが低い状態が続き、弾性画像に線状のアーチファクトが現れることがある。

【0008】

本発明が解決しようとする課題は、従来よりも生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる超音波診断装置を提供することである。

【0009】

また、本発明が解決しようとする他の課題は、弾性画像に線状のアーチファクトが現れることを防止することによって、従来よりも生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、第1の観点の発明は、生体組織に対し超音波の送受信を行なって得られたエコー信号であって、時間的に異なる二つのフレームに属する同一音線上における二つのエコー信号に、相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、前記物理量に基づいて、前記相関ウィンドウ毎に生体組織の弾性画像データを

10

20

30

40

50

作成する弾性画像データ作成部と、を備え、前記弾性画像データ作成部は、一の音線における相関ウィンドウについての弾性画像データの作成にあたり、該相関ウィンドウの相関演算と、前記一の音線とは異なる他の音線における他音線相関ウィンドウの相関演算とに従って、弾性画像データの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0011】

第2の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成にあたり、前記相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値と、前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値の中から、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値を選択する選択部を備え、前記弾性画像データ作成部は、前記選択部によって選択された算出値に基づいて前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0012】

第3の観点の発明は、第2の観点の発明において、前記物理量算出部は、前記二つのフレームのいずれか一方に属する一の音線上のエコー信号において、前記相関ウィンドウの次に設定される後相関ウィンドウを、前記選択部によって選択された算出値に基づいて設定することを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】

第4の観点の発明は、第2、3の観点の発明において、前記選択部は、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値の選択を、該算出値が得られた相関演算の相関係数又は前記算出値が所定の範囲内にあるか否かに基づいて行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0014】

第5の観点の発明は、第2～4のいずれか一の観点の発明において、前記選択部は、前記相関ウィンドウの相関演算における相関係数が所定の閾値を超える場合、該相関ウィンドウの相関演算によって得られた算出値を該相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択し、一方で前記相関ウィンドウの相関演算における相関係数が前記所定の閾値以下である場合、前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値であって、前記相関ウィンドウの相関演算における相関係数を超える相関係数の相関演算で得られた算出値又は所定の範囲内の算出値を、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択することを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0015】

第6の観点の発明は、第2～4のいずれか一の観点の発明において、前記選択部は、前記相関ウィンドウの相関演算における相関係数及び前記他音線相関ウィンドウの相関演算における相関係数のうち、相関係数が最も高い相関演算によって得られた算出値を、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択することを特徴とする超音波診断装置である。

【0016】

第7の観点の発明は、第2～4のいずれか一の観点の発明において、前記選択部は、前記相関ウィンドウの相関演算によって得られた算出値が所定の範囲内である場合、該相関ウィンドウの相関演算によって得られた算出値を前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択し、一方で前記相関ウィンドウの相関演算によって得られた算出値が所定の範囲外である場合、前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値であって、前記相関ウィンドウの相関演算における相関係数を超える相関係数の相関演算で得られた算出値又は前記所定の範囲内の算出値を、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0017】

第8の観点の発明は、第2～4のいずれか一の観点の発明において、前記選択部は、複数の前記他の音線についての前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値の分

50

布に基づいて、前記相関ウィンドウの相関演算によって得られた算出値が該相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適するか否かを判断し、該相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適していると判断した場合には該相関ウィンドウの相関演算によって得られた算出値を該相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択し、一方で、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適していないと判断した場合には、いずれかの前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値であって、前記相関ウィンドウの相関演算における相関係数を超える相関係数の相関演算で得られた算出値又は前記所定の範囲内の算出値を、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択することを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0018】

第9の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成にあたり、前記相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値と、前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値との平均演算を行なう平均演算部を備え、前記弾性画像データ作成部は、前記平均演算部で得られた平均値に基づいて前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0019】

第10の観点の発明は、第9の観点の発明において、前記平均演算部は、複数の前記他の音線についての前記他音線相関ウィンドウの相関演算の算出値と、前記相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値との平均演算を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0020】

第11の観点の発明は、第10の観点の発明において、前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値について、エラーか否かの判定を行なうエラー判定部を備え、前記平均演算部は、エラーの算出値を除いて前記平均演算を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0021】

第12の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値について、エラーか否かの判定を行なうエラー判定部と、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成にあたり、前記エラー判定部により、前記相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値についてエラーと判定された場合、複数の前記他の音線についての前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値の平均演算を行なう平均演算部と、をさらに備え、前記弾性画像データ作成部は、前記平均演算部で得られた平均値に基づいて前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0022】

第13の観点の発明は、第11、12のいずれか一の観点の発明において、前記エラー判定部は、判定対象の算出値が得られた相関演算における相関係数に基づいてエラーか否かを判定することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0023】

第14の観点の発明は、第11、12の観点の発明において、前記エラー判定部は、判定対象の算出値が予め設定された所定の範囲内でない場合にエラーと判定することを特徴とする超音波診断装置である。

【0024】

第15の観点の発明は、第11、12の観点の発明において、前記エラー判定部は、判定対象の算出値について、他の判定対象の算出値の分布に基づいて、エラーか否かを判定することを特徴とする超音波診断装置である。

【0025】

第16の観点の発明は、第9～15のいずれか一の観点の発明において、前記物理量算

50

出部は、前記二つのフレームのいずれか一方に属する一の音線上のエコー信号において、前記相関ウィンドウの次に設定される後相関ウィンドウを、前記平均演算部で得られた平均値に基づいて設定することを特徴とする超音波診断装置である。

【0026】

第17の観点の発明は、第9～16のいずれか一の観点の発明において、前記平均演算部は、前記平均演算の対象となる算出値に対し、相関係数に応じた重み付けを行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0027】

第18の観点の発明は、第1～17のいずれか一の観点の発明において、前記他音線相関ウィンドウは、前記相関ウィンドウと生体組織において同じ深さに位置することを特徴とする超音波診断装置である。

10

【発明の効果】

【0028】

本発明によれば、前記弾性画像データ作成部は、前記一の音線上における相関ウィンドウについての弾性画像データの作成にあたり、前記相関ウィンドウの相関演算と、前記他音線相関ウィンドウの相関演算とに従って弾性画像データの作成を行なう。従って、前記相関ウィンドウの相関演算の結果得られる算出値が、生体組織の弾性を正確に反映したものである場合でも、前記他音線相関ウィンドウの相関演算の結果得られる算出値が、生体組織の弾性をより正確に反映したものであれば、前記一の音線上における前記相関ウィンドウについての弾性画像データを、生体組織の弾性を従来よりも正確に反映したデータとすることができる。これにより、前記相関ウィンドウについて従来よりも生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる。

20

【0029】

また、本発明によれば、前記選択部は、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成にあたり、前記相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値と、前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値の中から、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値を選択し、選択された算出値に基づいて前記弾性画像データ作成部が前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成を行なう。従って、前記相関ウィンドウの相関演算で得られる算出値が、生体組織の弾性を正確に反映したものである場合でも、前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られる算出値が、生体組織の弾性をより正確に反映したものであれば、この他音線相関ウィンドウの相関演算の算出値が、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択される。これにより、前記相関ウィンドウについて従来よりも生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる。

30

【0030】

また、前記二つのフレームのいずれか一方に属する一の音線上のエコー信号において、前記相関ウィンドウの次に前記後相関ウィンドウを設定する場合に、前記相関ウィンドウの相関演算の結果得られる算出値が、生体組織の弾性を正確に反映したものでない場合であっても、前記選択部によって選択された算出値に基づいて前記後相関ウィンドウを設定することにより、二つのフレームにおける前記後相関ウィンドウ間のマッチングの度合いが従来よりも高くなるように、一方のフレームにおける後相関ウィンドウの設定を行なうことができる。以上より、弾性画像に線状のアーチファクトが現れることを抑制することができ、従来よりも生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる。

40

【0031】

また、本発明によれば、前記平均演算部が、前記相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値と、前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値との平均演算を行ない、前記弾性画像データ作成部は、前記平均演算部で得られた平均値に基づいて、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成を行なう。従って、前記相関ウィンドウの相関演算で得られる算出値が、生体組織の弾性を正確に反映したものである場合でも、前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られる算出値が、生体組織の弾性をより正確に反

50

映したものであれば、前記相関ウィンドウについての弾性画像データを、生体組織の弾性を従来よりも正確に反映したデータとすることができる。これにより、前記相関ウィンドウについて従来よりも生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる。

【0032】

また、本発明によれば、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成にあたり、前記エラー判定部により、前記相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値についてエラーと判定された場合、複数の前記他の音線についての前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた算出値の平均演算を行ない、前記弾性画像データ作成部は、前記平均演算部で得られた平均値に基づいて前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成を行なう。従って、前記相関ウィンドウの相関演算で得られる算出値が、生体組織の弾性を正確に反映したものである場合でも、前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られる算出値が、生体組織の弾性をより正確に反映したものであれば、前記相関ウィンドウについての弾性画像データを、生体組織の弾性を従来よりも正確に反映したデータとすることができる。これにより、前記相関ウィンドウについて従来よりも生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる。

10

【0033】

また、前記二つのフレームのいずれか一方に属する一の音線上のエコー信号において、前記相関ウィンドウの次に前記後相関ウィンドウを設定する場合に、前記相関ウィンドウの相関演算の結果得られる算出値が、生体組織の弾性を正確に反映したものでない場合でも、前記平均演算部で得られた平均値に基づいて前記後相関ウィンドウを設定することにより、二つのフレームにおける前記後相関ウィンドウ間のマッチングの度合いが従来よりも高くなるように、一方のフレームにおける後相関ウィンドウの設定を行なうことができる。以上より、弾性画像に線状のアーチファクトが現れることを抑制することができ、従来よりも生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】本発明に係る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】図1に示す超音波診断装置の弾性画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図3】表示部に表示された超音波画像を示す図である。

【図4】弾性画像データを作成する際における相関ウィンドウの設定を説明するための図である。

30

【図5】他音線相関ウィンドウが設定された状態を示す説明図である。

【図6】他音線相関ウィンドウが設定された状態を示す説明図である。

【図7】相関ウィンドウの設定を説明するための図である。

【図8】他音線相関ウィンドウが設定された状態を示す説明図である。

【図9】第二実施形態における弾性画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図10】第二実施形態の変形例における弾性画像処理部の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0035】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて詳細に説明する。

(第一実施形態)

まず、第一実施形態について図1～図7に基づいて説明する。図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信部3、Bモード画像処理部4、弾性画像処理部5、合成部6、表示部7を備え、さらに制御部8及び操作部9を備える。

【0036】

前記超音波プローブ2は、生体組織に対して超音波を送信しそのエコーを受信する。この超音波プローブ2を生体組織の表面に当接させた状態で圧迫と弛緩を繰り返しながら超音波の送受信を行なって取得されたエコー信号に基づいて、後述のように弾性画像が作成される。

40

50

【 0 0 3 7 】

前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 を所定の走査条件で駆動させて音線毎の超音波の走査を行なう。また、前記超音波プローブ 2 で受信したエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行なう。

【 0 0 3 8 】

ちなみに、前記送受信部 3 は、B モード画像を作成するための走査と、弾性画像を作成するための走査とを別に行なう。弾性画像を作成するための走査としては、被検体における弾性画像を作成する領域において、同一音線上に二回の走査を行なう。

【 0 0 3 9 】

前記 B モード画像処理部 4 は、前記送受信部 3 から出力されたエコー信号に対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の B モード処理を行い、B モード画像データを作成する。

10

【 0 0 4 0 】

前記弾性画像処理部 5 は、前記送受信部 3 から出力されたエコー信号に基づいて、弾性画像データを作成する。この弾性画像処理部 5 は、図 2 に示すように、物理量算出部 5 1 と弾性画像データ作成部 5 2 とを有し、さらに選択部 5 3 を有している。

【 0 0 4 1 】

前記物理量算出部 5 1 は、生体組織における各部の弾性に関する物理量として、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩によって生じた生体組織における各部の変形による変位（以下、単に「変位」と云う）を算出する。前記物理量算出部 5 1 は、後述の説明で用いる図 4 に示すように時間的に異なる二つのフレーム（ i ）、（ $i+1$ ）に属する同一音線上における二つのエコー信号に基づいて変位を算出する。詳細は後述する。前記物理量算出部 5 1 は本発明における物理量算出部の実施の形態の一例である。

20

【 0 0 4 2 】

前記弾性画像データ作成部 5 2 は、前記物理量算出部 5 1 によって算出された変位を色相情報に変換し、弾性画像を作成する領域における弾性画像データを作成する。前記弾性画像データ作成部 5 2 は本発明における弾性画像データ作成部の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 3 】

ここで、本例では、図 3 に示すように前記表示部 7 に表示された B モード画像 BG 上に関心領域（ROI：Region Of Interest）R が設定され、この関心領域 R について前記弾性画像データが作成される。ただし、本発明は、このように前記 B モード画像 BG の一部について弾性画像を作成する場合に限られるものではなく、前記 B モード画像 BG の全体について前記弾性画像データを作成してもよい。

30

【 0 0 4 4 】

前記選択部 5 5 は、一の音線上における関連ウィンドウについての弾性画像データの作成にあたり、前記関連ウィンドウの変位と、前記一の音線とは異なる他の音線上における他音線関連ウィンドウの関連演算で得られた変位の中から、前記関連ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した変位を選択する。詳細については後述する。前記選択部 5 5 は、本発明における選択部の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 5 】

40

前記 B モード画像処理部 4 で作成された B モード画像データと、前記弾性画像処理部 5 で作成された弾性画像データは、前記合成部 6 で合成される。具体的には、この合成部 6 は、一フレーム分の前記 B モード画像データと前記弾性画像データとを加算処理し、前記表示部 7 に表示する一フレーム分の超音波画像データを作成する。そして、前記合成部 6 で得られた超音波画像データは、図 3 に示すように白黒の B モード画像 BG とカラーの弾性画像 EG とが合成された超音波画像 G として前記表示部 7 に表示される。本例では、前記弾性画像 EG は、前記関心領域 R 内に半透明で（背景の B モード画像が透けた状態で）表示される。

【 0 0 4 6 】

前記制御部 8 は、CPU（Central Processing Unit）で構成

50

され、図示しない記憶部に記憶された制御プログラムを読み出し、前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。また、前記操作部 9 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス（図示省略）などを含んで構成されている。

【0047】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。まず、前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 から被検体の生体組織へ超音波を送信させ、そのエコー信号を取得する。このとき、前記超音波プローブ 2 により、被検体への圧迫とその弛緩を繰り返しながら超音波の送受信を行う。

【0048】

そして、エコー信号が取得されると、前記 B モード画像処理部 4 は、前記送受信部 3 からのエコー信号に基づいて B モード画像データを作成する。また、前記弾性画像処理部 5 は、前記送受信部 3 からのエコー信号に基づいて弾性画像データを作成する。前記 B モード画像データと前記弾性画像データは、前記合成部 6 で合成され、図 3 に示すように B モード画像 BG と弾性画像 EG とが合成された超音波画像 G が前記表示部 7 に表示される。

【0049】

前記弾性画像処理部 5 における弾性画像データの作成について詳細に説明する。図 4 に示す前記フレーム (i), (ii) は、複数本の音線上において取得されたエコー信号からなる。図 4 では、前記フレーム (i) における複数本の音線の一部として、五本の音線 L1a, L1b, L1c, L1d, L1e が示され、また前記フレーム (ii) において前記音線 L1a ~ L1e に対応する音線として、音線 L2a, L2b, L2c, L2d, L2e が示されている。すなわち、前記音線 L1a 及び前記音線 L2a、前記音線 L1b 及び前記音線 L2b、前記音線 L1c 及び前記音線 L2c、前記音線 L1d 及び前記音線 L2d、前記音線 L1e 及び前記音線 L2e は、異なる二つのフレームに属する同一音線に該当する。また、図 4 において R(i), R(ii) は、前記関心領域 R に対応する領域を示している。

【0050】

弾性画像データの作成の際には、前記物理量算出部 51 は、前記フレーム (i) における前記領域 R(i) の上端部 100 から下端部 101 に向かって、各音線上に相関ウィンドウ W1 を順次設定し、また前記フレーム (ii) における前記領域 R(ii) の上端部 100 から下端部 101 に向かって、各音線上に相関ウィンドウ W2 を順次設定する。そして、前記弾性画像データ作成部 52 が前記相関ウィンドウ W1, W2 に対応する画素についての弾性画像を作成する。

【0051】

以下、前記音線 L1c, L2c 上における弾性画像データを作成する場合を例にして説明する。すなわち、ここでは前記音線 L1c, L2c が本発明における一の音線の実施の形態の一例であり、これ以外の音線が本発明における他の音線の実施の形態の一例である。

【0052】

前記物理量算出部 51 は、前記音線 L1c, L2c 上のエコー信号 S1, S2 (図示省略) のそれぞれに、相関ウィンドウ W1, W2 を設定する。ここでは、前記相関ウィンドウ W1, W2 として、相関ウィンドウ W11c, W21c が設定されたとする。

【0053】

前記物理量算出部 51 は、前記相関ウィンドウ W11c, W21c 間で相関演算を行ない、変位 Xc を算出する。次に、前記選択部 53 は、相関ウィンドウ W11c, W21c 間の相関演算における相関係数 Cc (0 < Cc < 1、後述する他の相関係数についても同様の数値範囲) を所定の閾値 CTH と比較する。ちなみに、この閾値 CTH は、操作者により予め設定される。

【0054】

前記選択部 53 は、前記相関係数 Cc が前記閾値 CTH を超えている場合、前記変位 X

10

20

30

40

50

cを前記相関ウィンドウ W_{11c} 、 W_{21c} についての弾性画像データの作成に適した変位として選択する。ここで、「前記相関ウィンドウ W_{11c} 、 W_{21c} についての」とは、「前記相関ウィンドウ W_{11c} 、 W_{21c} に対応する画素についての」という意味である。

【0055】

一方、前記相関係数 C_c が前記閾値 C_{TH} 以下である場合、前記選択部53は、図5に示すように、前記音線 L_{1c} 、 L_{2c} の左隣の音線である前記音線 L_{1b} 、 L_{2b} に設定された前記相関ウィンドウ W_{11b} 、 W_{21b} 間の相関演算における相関係数 C_b を前記相関係数 C_c と比較する。ただし、この時前記相関係数 C_b を前記閾値 C_{TH} と比較してもよい。そして、前記相関係数 C_b が前記相関係数 C_c 又は前記閾値 C_{TH} よりも高ければ、前記選択部53は、前記変位 X_b を前記相関ウィンドウ W_{11c} 、 W_{21c} についての弾性画像データの作成に適した変位として選択する。一方、前記相関係数 C_b が前記相関係数 C_c 又は前記閾値 C_{TH} 以下である場合、前記選択部53は、図6に示すように、前記音線 L_{1c} 、 L_{2c} の右隣の音線である前記音線 L_{1d} 、 L_{2d} における前記相関ウィンドウ W_{11d} 、 W_{21d} 間の相関演算における相関係数 C_d を前記相関係数 C_c 又は前記閾値 C_{TH} と比較する。そして、前記相関係数 C_d が前記相関係数 C_c 又は閾値 C_{TH} よりも高ければ、前記相関ウィンドウ W_{11d} 、 W_{21d} 間で得られた変位 X_d を前記相関ウィンドウ W_{11c} 、 W_{21c} についての弾性画像データの作成に適した変位として選択する。一方、前記相関係数 C_d が前記相関係数 C_c 又は閾値 C_{TH} 以下である場合、前記選択部53は、さらに異なる音線について、上述の処理を繰り返し、前記相関係数 C_c 又は閾値 C_{TH} よりも高い相関係数となった相関演算で得られた変位を、前記相関ウィンドウ W_{11c} 、 W_{21c} についての弾性画像データの作成に適した変位として選択する。

【0056】

ちなみに、弾性画像データを作成する対象となっている一の音線とは異なる他の音線に設定される相関ウィンドウを他音線相関ウィンドウとする。前記相関ウィンドウ W_{11b} 、 W_{21b} 及び前記相関ウィンドウ W_{11d} 、 W_{21d} は、他音線相関ウィンドウの一例である。これら相関ウィンドウ W_{11b} 、 W_{21b} 及び前記相関ウィンドウ W_{11d} 、 W_{21d} は、前記相関ウィンドウ W_{11c} 、 W_{21c} と生体組織において同じ深さとなる位置に設定されている。前記相関ウィンドウ W_{11b} 、 W_{21b} 及び前記相関ウィンドウ W_{11d} 、 W_{21d} は新たに設定されて相関演算が行なわれてもよいが、すでに前記音線 L_{1b} 、 L_{2b} 及び前記音線 L_{1d} 、 L_{2d} について、前記相関ウィンドウ W_{11b} 、 W_{21b} 及び前記相関ウィンドウ W_{11d} 、 W_{21d} が設定されて相関演算が行なわれ、弾性画像データの作成が行なわれている場合には、この時の相関演算における相関係数 C_b 、 C_d を前記相関係数 C_c 又は前記閾値 C_{TH} と比較してもよい。

【0057】

前記弾性画像データ作成部52は、前記選択部53によって選択された変位に基づいて、前記相関ウィンドウ W_{11c} 、 W_{21c} についての弾性画像データを作成する。

【0058】

前記音線 L_{1c} 上において、前記相関ウィンドウ W_{11c} の次に設定される相関ウィンドウ W_{12c} は、図7に示すように、前記相関ウィンドウ W_{11c} から予め定められた所定のデータ数分だけ移動させて設定される。ここでは、前記相関ウィンドウ W_{11c} のウィンドウ幅分のデータ数だけ移動させて前記相関ウィンドウ W_{12c} が設定される。この相関ウィンドウ W_{12c} のウィンドウ幅は、前記相関ウィンドウ W_{11c} のウィンドウ幅と同じである。前記音線 L_{1c} 上のエコー信号 S_1 には、前記上端部100から前記下端部101へ向かって、同じウィンドウ幅の相関ウィンドウ W_1 が順次設定される。

【0059】

また、前記音線 L_{2c} 上において、前記相関ウィンドウ W_{21c} の次に設定される相関ウィンドウ W_{22c} は、前記相関ウィンドウ W_{11c} 、 W_{21c} についての弾性画像データの作成に用いた変位に基づいて、前記相関ウィンドウ W_{21c} からの移動量を決定し前

10

20

30

40

50

記相関ウィンドウW 2 2 cを設定する。このようにして設定される前記相関ウィンドウW 2 2 cは、前記相関ウィンドウW 2 1 cと重複する部分を有し、またこの相関ウィンドウW 2 1 cのウィンドウ幅とは異なるウィンドウ幅になっている。

【 0 0 6 0 】

以上説明した本例の超音波診断装置1によれば、前記一の音線上における相関ウィンドウについての弾性画像データの作成にあたり、この相関ウィンドウの相関演算と、前記一の音線とは異なる他の音線上における他音線相関ウィンドウの相関演算とに従って前記弾性画像データが作成される。例えば、前記相関ウィンドウW 1 1 c, W 2 1 c間の相関演算で得られた変位X cと他音線相関ウィンドウ(前記相関ウィンドウW 1 1 b, W 2 1 b、前記相関ウィンドウW 1 1 d, W 2 1 d等)間の相関演算で得られた変位の中から、前記選択部5 3によって選択された変位に基づいて、前記相関ウィンドウW 1 1 c, W 2 1 cについての弾性画像データが作成される。従って、前記変位X cが生体組織の弾性を正確に反映したものではない場合でも、前記前記他音線相関ウィンドウ間の相関演算で得られた変位が生体組織の弾性をより正確に反映したものであれば、この他音線相関ウィンドウ間の相関演算で得られた変位が、前記相関ウィンドウW 1 1 c, W 2 1 cについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択され、弾性画像データが作成される。これにより、前記相関ウィンドウW 1 1 c, W 2 1 cについて従来よりも生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる。

10

【 0 0 6 1 】

また、フレーム(i i)において前記相関ウィンドウW 2 1 cよりも後に相関演算が行なわれる後相関ウィンドウ(前記相関ウィンドウW 2 2 c等)は、前記選択部5 3によって選択された変位に基づいて設定される。これにより、前記相関ウィンドウW 1 1 c, W 2 1 cの相関演算で得られた変位X cが、生体組織の弾性を正確に反映したものではない場合でも、フレーム(i i)の相関ウィンドウとのマッチングの度合いが従来よりも高くなるように、前記フレーム(i i)において後相関ウィンドウを設定することができる。以上より、弾性画像E Gに線状のアーチファクトが現れることを抑制することができ、従来よりも生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる。

20

【 0 0 6 2 】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。まず、第一変形例について図8に基づいて説明する。この第一変形例においては、前記相関係数C cが前記閾値C_{T H}以下である場合、図8に示すように、前記物理量算出部5 1は、前記音線L 1 c, L 2 cの左右の隣り二本の音線、すなわち音線L 1 a, L 2 a、音線L 1 b, L 2 b、音線L 1 d, L 2 d、音線L 1 e, L 2 eに、それぞれ他音線相関ウィンドウとして相関ウィンドウW 1 1 a, W 2 1 a、相関ウィンドウW 1 1 b, W 2 1 b、相関ウィンドウW 1 1 d, W 2 1 d、相関ウィンドウW 1 1 e, W 2 1 eを設定する。そして、前記物理量算出部5 1は、相関ウィンドウW 1 1 a, W 2 1 a間の相関演算と、相関ウィンドウW 1 1 b, W 2 1 b間の相関演算と、相関ウィンドウW 1 1 d, W 2 1 d間の相関演算と、相関ウィンドウW 1 1 e, W 2 1 e間の相関演算とを行ない、それぞれ変位X a, X b, X d, X eを算出する。

30

【 0 0 6 3 】

ちなみに、すでに他音線相関ウィンドウについて弾性画像データを作成する時に前記変位X a, X b, X d, X eが算出されている場合には、改めて算出することなく、この時に算出された値を用いればよい。

40

【 0 0 6 4 】

次に、前記選択部5 3は、前記相関係数C cよりも高く、なおかつ前記変位X a, X b, X d, X eの中で最も高い相関係数の相関演算で得られた変位を、前記相関ウィンドウW 1 1 c, W 2 1 cについての弾性画像データの作成に適した変位として選択する。

【 0 0 6 5 】

ただし、前記選択部5 3は、前記相関係数C cが前記閾値C_{T H}以下である場合において、前記変位X a, X b, X d, X eの中で、予め設定された所定の範囲内にあるいずれ

50

かの変位を、前記相関ウィンドウW 2 1 cを設定するための変位として選択してもよい。前記所定の範囲は、例えば操作者によって設定され、操作者が、通常得られると思料する変位の範囲である。

【 0 0 6 6 】

次に第二変形例について説明する。この第二変形例では、前記選択部5 3は、弾性画像データを作成しようとする前記相関ウィンドウの相関演算における相関係数及び前記他音線相関ウィンドウの相関演算における相関係数のうち、相関係数が最も高い相関演算によって得られた算出値を、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した算出値として選択する。例えば、前記選択部5 3は、前記相関ウィンドウW 1 0 a, W 2 0 aの相関演算における相関係数C a、前記相関ウィンドウW 1 0 b, W 2 0 bの相関演算
10
における相関係数C b、前記相関ウィンドウW 1 0 c, W 1 0 cの相関演算における相関係数C c、前記相関ウィンドウW 1 0 d, W 2 0 dの相関演算における相関係数C d、前記相関ウィンドウW 1 0 e, W 2 0 eの相関演算における相関係数C eのうち、相関係数が最も高い相関演算によって得られた変位を、前記相関ウィンドウW 1 1 c, W 2 1 cについての弾性画像データの作成に適した変位として選択する。

【 0 0 6 7 】

次に第三変形例について説明する。この第三変形例では、前記選択部5 3は、弾性画像データを作成しようとする相関ウィンドウの相関演算によって得られた変位が所定の範囲内である場合、この変位を前記相関ウィンドウに対応する画素についての弾性画像データの作成に適した変位として選択する。一方、前記選択部5 3は、前記相関ウィンドウの相
20
関演算によって得られた変位が所定の範囲外の変位である場合、前記他音線相関ウィンドウの相関演算によって得られた変位であって、前記所定の範囲内の変位を、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した変位として選択する。

【 0 0 6 8 】

例えば、前記相関ウィンドウW 1 1 c, W 2 1 cについての弾性画像データを作成する場合、これら相関ウィンドウW 1 1 c, W 2 1 cの相関演算によって得られた変位X cが、予め設定された所定の範囲内である場合、前記選択部5 3は、この変位X cを前記相関ウィンドウW 1 1 c, W 2 1 cについての弾性画像データの作成に適した変位として選択する。

【 0 0 6 9 】

一方、前記相関ウィンドウW 1 1 c, W 2 1 cの相関演算によって得られた変位X cが、前記所定の範囲内でない場合、前記選択部5 3は、例えば前記変位X a, X b, X d, X eのうち、前記所定の範囲内にあるいずれかの変位を、前記相関ウィンドウW 1 1 c, W 2 1 cについての弾性画像データの作成に適した変位として選択する。この場合において、前記変位X a, X b, X d, X eのうち、相関係数が前記相関係数C c又は前記所定の閾値C_{TH}を超える相関演算によって得られたいずれかの変位を任意に選択してもよい。また、前記変位X a, X b, X d, X eのうち、相関係数が最も高い相関演算によって得られた変位を選択してもよい。

【 0 0 7 0 】

ちなみに、前記所定の範囲は、本例においても、例えば操作者によって設定され、操作者が、通常得られると思料する変位の範囲である。

【 0 0 7 1 】

次に第四変形例について説明する。前記選択部5 3は、複数の前記他の音線についての他音線相関ウィンドウの相関演算によって得られた変位の分布に基づいて、前記相関ウィンドウの相関演算によって得られた算出値がこの相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適しているか否かを判断する。そして、前記相関ウィンドウの相関演算によって得られた変位が、前記他音線相関ウィンドウの相関演算によって得られた変位の分布に対して著しく異なるものでない場合、前記選択部5 3は、前記相関ウィンドウの相関演算によって得られた変位を、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した変位として選択する。一方、前記相関ウィンドウの相関演算によって得られた変位が、前
50

記他音線相関ウィンドウの相関演算によって得られた変位の分布に対して著しく異なる場合、前記選択部53は、前記他音線相関ウィンドウの相関演算によって得られた変位であって、所定の範囲内の変位を、前記相関ウィンドウについての弾性画像データの作成に適した変位として選択する。ちなみに、著しく異なると判定される範囲は、操作者の判断により予め設定される。

【0072】

例えば、前記相関ウィンドウW11c, W21cについての弾性画像データを作成する場合、これら相関ウィンドウW11c, W21cの相関演算によって得られた変位Xcが、前記変位Xa, Xb, Xd, Xeの平均値に対し操作者によって設定された±n%の範囲内である場合、前記変位Xcが前記相関ウィンドウW11c, W21cについての弾性画像データの作成に適した変位として選択される。

10

【0073】

一方、前記変位Xcが、前記変位Xa, Xb, Xd, Xeの平均値に対し操作者によって設定された±n%の範囲内に入っていない場合、前記変位Xa, Xb, Xd, Xeのいずれかの変位であって予め設定された所定の範囲内の変位が、前記相関ウィンドウW21cの設定に適した相関ウィンドウとして選択される。この場合、前記変位Xa, Xb, Xd, Xeのうち、前記相関係数Cc又は所定の閾値C_{TH}を超える相関係数の相関演算で得られたいずれかの変位を選択してもよいし、最も相関係数が高い相関演算によって得られた変位を選択してもよい。

【0074】

20

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。この第二実施形態は第一実施形態と基本的構成を同じくし、第一実施形態と同様の事項については説明を省略する。

【0075】

本例においても、前記弾性画像データ作成部52は、第一実施形態と同様に、一の音線上における相関ウィンドウについての弾性画像データの作成にあたり、この相関ウィンドウの相関演算と、前記一の音線とは異なる他の音線上における他音線相関ウィンドウの相関演算とに従って前記弾性画像データを作成するが、具体的手法が異なっている。

【0076】

具体的に説明すると、本例では、図9に示すように、前記弾性画像処理部5は、前記物理量算出部51及び前記弾性画像データ作成部52のほか、平均演算部54を有している。この平均演算部54は、本発明における平均演算部54の実施の形態の一例であり、前記相関ウィンドウの相関演算で得られた変位と、前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた変位との平均演算を行なう。そして、前記弾性画像データ作成部52は、前記平均演算部54によって得られた平均値に基づいて、前記相関ウィンドウについての弾性画像データを作成する。

30

【0077】

例えば、前記相関ウィンドウW11c, W21cについての弾性画像データを作成する場合、先ず前記物理量算出部51は、前記相関ウィンドウW11a, W21aの相関演算と、前記相関ウィンドウW11b, W21bの相関演算と、前記相関ウィンドウW11c, W21cの相関演算と、前記相関ウィンドウW11d, W21dの相関演算と、前記相関ウィンドウW11e, W21eの相関演算とを行ない、それぞれ変位Xa, Xb, Xc, Xd, Xeを算出する。そして、前記平均演算部54は、前記変位Xa~Xeの平均演算を行ない、各変位の平均値X_{AV}を算出する。

40

【0078】

ちなみに、他音線相関ウィンドウについての前記変位Xa, Xb, Xd, Xeは、前記平均演算を行なうにあたり、前記物理量算出部51によって算出してもよいが、すでに他音線相関ウィンドウについて弾性画像データを作成する時に前記変位Xa, Xb, Xd, Xeが算出されている場合には、改めて算出することなく、この時に算出された値を前記平均演算に用いればよい。

50

【0079】

ここで、前記平均演算を行なう際には、前記変位 X_a , X_b , X_c , X_d , X_e に対し、相関係数に応じた重み付けを行ってもよい。すなわち、前記相関ウィンドウ W_{11a} , W_{21a} 間の相関演算における前記相関係数 C_a に応じた重み係数を前記変位 X_a に乗算し、前記相関ウィンドウ W_{11b} , W_{21b} 間の相関演算における前記相関係数 C_b に応じた重み係数を前記変位 X_b に乗算し、前記相関ウィンドウ W_{11c} , W_{21c} 間の相関演算における前記相関係数 C_c に応じた重み係数を前記変位 X_c に乗算し、前記相関ウィンドウ W_{11d} , W_{21d} 間の相関演算における前記相関係数 C_d に応じた重み係数を前記変位 X_d に乗算し、前記相関ウィンドウ W_{11e} , W_{21e} 間の相関演算における前記相関係数 C_e に応じた重み係数を前記変位 X_e に乗算して平均演算を行なう。重み係数は、相関係数が高くなるほど大きくなるような係数とする。

10

【0080】

前記平均演算部 54 により前記平均値 X_{AV} が算出されると、前記弾性画像データ作成部 52 は、前記平均値 X_{AV} に基づいて、前記相関ウィンドウ W_{11c} , W_{21c} についての弾性画像データを作成する。

【0081】

ちなみに、本例において、前記フレーム (i) における相関ウィンドウの設定は、第一実施形態と同様にして行なわれる。一方、前記フレーム (ii) における相関ウィンドウの設定について説明すると、例えば、前記音線 L_{2c} 上において、前記相関ウィンドウ W_{21c} の次に設定される相関ウィンドウ W_{22c} (後相関ウィンドウ) は、前記平均値 X_{AV} に基づいて、前記相関ウィンドウ W_{21c} からの移動量を決定して設定される。

20

【0082】

以上説明した本例によれば、例えば前記相関ウィンドウ W_{11c} , W_{21c} についての弾性画像データは、前記平均演算部 54 で得られた平均値 X_{AV} に基づいて作成される。従って、前記相関ウィンドウ W_{11c} , W_{21c} の相関演算の結果得られる変位 X_c が、生体組織の弾性を正確に反映したものではない場合でも、前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られる変位 X_a , X_b , X_d , X_e が、生体組織の弾性をより正確に反映したものであれば、前記相関ウィンドウ W_{11c} , W_{21c} についての弾性画像データを、生体組織の弾性を従来よりも正確に反映したデータとすることができる。これにより、前記相関ウィンドウ W_{11c} , W_{21c} について従来よりも生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる。

30

【0083】

また、フレーム (ii) において前記相関ウィンドウ W_{21c} よりも後に相関演算が行なわれる後相関ウィンドウ (前記相関ウィンドウ W_{22c} 等) は、前記平均演算部 54 の平均演算で得られた平均値に基づいて設定される。これにより、前記相関ウィンドウ W_{11c} , W_{21c} の相関演算で得られた変位 X_c が、生体組織の弾性を正確に反映したものではない場合でも、前記フレーム (i) の相関ウィンドウとのマッチングの度合いが従来よりも高くなるように、前記フレーム (ii) において後相関ウィンドウを設定することができる。以上より、弾性画像に線状のアーチファクトが現れることを抑制することができる。従来よりも生体組織の弾性を正確に反映した弾性画像を得ることができる。

40

【0084】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。この変形例では、図 10 に示すように、前記弾性画像処理部 5 は、エラー判定部 55 をさらに有している。このエラー判定部 55 は、前記平均演算部 54 による前記平均演算を行なうにあたり、この平均演算に用いる変位を対象としてこれら変位がエラーか否かを判定する。そして、前記平均演算部 54 は、エラーとされた変位を除いて平均演算を行なう。前記エラー判定部 55 は、本発明におけるエラー判定部の実施の形態の一例である。

【0085】

例えば、前記エラー判定部 55 は、前記変位 X_a , X_b , X_c , X_d , X_e の平均演算を行なうにあたり、これら変位 $X_a \sim X_e$ についてエラーか否かを判定する。そして、前

50

記平均演算部 5 4 は、前記変位 $X a \sim X e$ のうち前記エラー判定部 5 5 でエラーと判定された変位を除いて平均演算を行なう。すなわち、前記平均演算部 5 4 は、前記他音線相関ウィンドウの相関演算で得られた変位である $X a$, $X b$, $X d$, $X e$ のいずれかがエラーと判定された場合、エラーと判定されたものを除く前記他音線相関ウィンドウにおける変位と、前記相関ウィンドウ $W 1 1 c$, $W 2 1 c$ の相関演算で得られた変位 $X c$ との平均演算を行なう。また、前記平均演算部 5 3 は、前記変位 $X c$ がエラーと判定された場合、前記変位 $X a$, $X b$, $X d$, $X e$ の平均演算を行なう。

【 0 0 8 6 】

前記エラー判定部 5 5 による判定手法の一例としては、判定対象の変位が得られた相関演算における相関係数 C に基づいてエラーか否かを判定する手法が挙げられる。この場合、相関係数 C について所定の閾値 C_{TH} を予め設定しておき、この閾値 C_{TH} よりも相関係数 C が小さい場合、前記エラー判定部 5 5 はエラーと判定する。例えば、前記エラー判定部 5 5 は、前記変位 $X a$ についてエラーか否かを判定する場合、前記相関ウィンドウ $W 1 1 a$, $W 2 1 a$ 間で行なわれた相関演算の相関係数 $C a$ を前記閾値 C_{TH} と比較し、前記相関係数 $C a$ が閾値 C_{TH} よりも低かった場合、前記変位 $X a$ をエラーと判定する。

10

【 0 0 8 7 】

また、前記エラー判定部 5 5 による判定手法の他例としては、判定対象の変位が、予め設定された所定の範囲内でない場合にエラーと判定する手法が挙げられる。ここで、所定の範囲は、例えば操作者によって設定され、操作者が、通常得られると思料する変位の範囲である。

20

【 0 0 8 8 】

さらに、前記エラー判定部 5 5 による判定手法の他例としては、判定対象の変位について、他の判定対象の変位の分布に基づいてエラーか否かを判定する手法が挙げられる。具体的には、前記エラー判定部 5 5 は、判定対象の変位が、他の判定対象の変位の分布に対して著しく異なる場合、エラーと判定する。著しく異なると判定される範囲は、操作者の判断により予め設定される。

【 0 0 8 9 】

例えば、前記エラー判定部 5 5 は、前記変位 $X a$ についてエラーか否かを判定する場合、前記変位 $X b$, $X c$, $X d$, $X e$ の平均値を求め、この平均値に対し操作者によって設定された $\pm n\%$ の範囲内に前記変位 $X a$ が入っていない場合にエラーと判定する。このように、前記エラー判定部 5 5 は、前記変位 $X b$, $X c$, $X d$, $X e$ の分布に基づいて、エラーか否かを判定する。

30

【 0 0 9 0 】

以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、前記物理量算出部 5 1 は、生体組織の弾性に関する物理量として、生体組織の変形による変位の代わりに生体組織の歪みや弾性率を算出してもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 1 】

1 超音波診断装置

40

5 1 物理量算出部

5 2 弾性画像データ作成部

5 3 選択部

5 4 平均演算部

5 5 エラー判定部

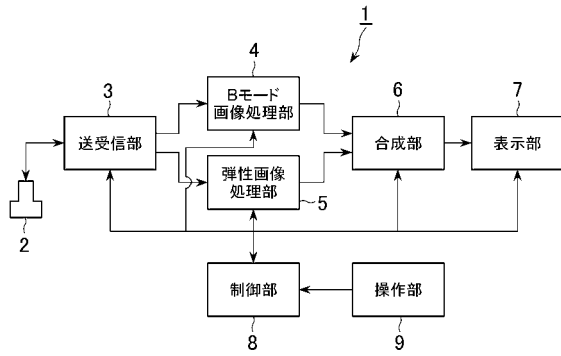
$W 1 1 c$, $W 2 1 c$ 相関ウィンドウ

$W 1 1 a$, $W 2 1 a$, $W 1 1 b$, $W 2 1 b$, $W 1 1 d$, $W 2 1 d$, $W 1 1 e$, $W 2 1$

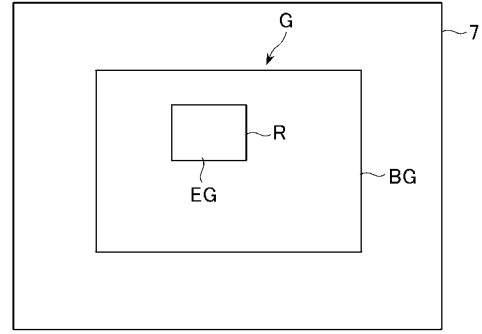
e 相関ウィンドウ (他音線相関ウィンドウ)

$W 1 2 c$, $W 2 2 c$ 相関ウィンドウ (後相関ウィンドウ)

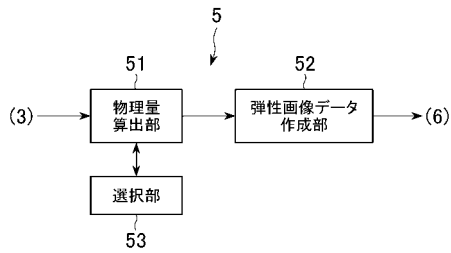
【図1】



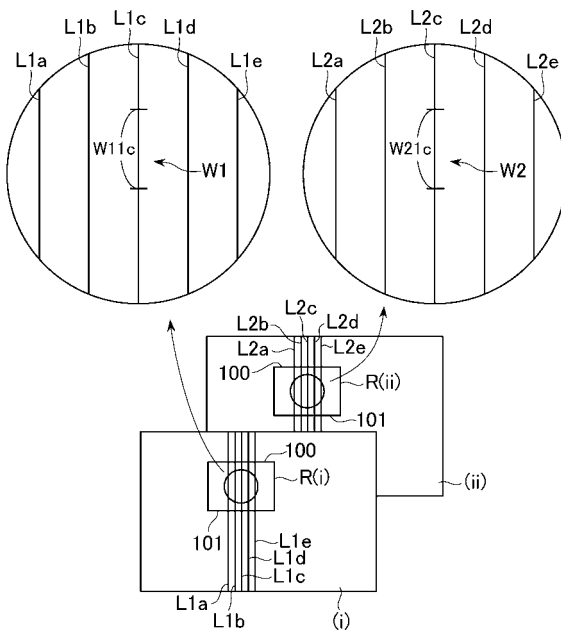
【図3】



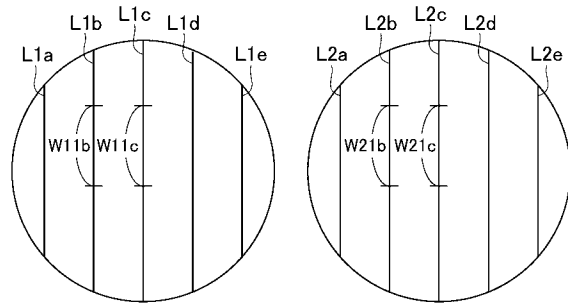
【図2】



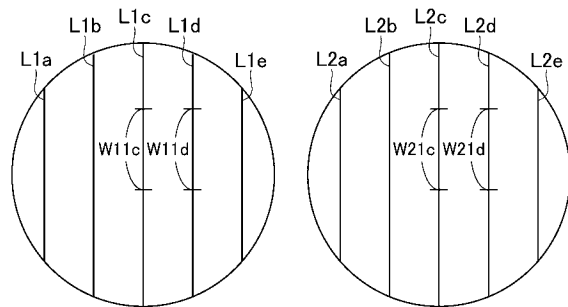
【図4】



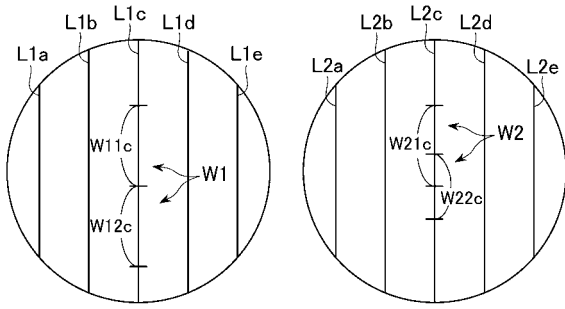
【図5】



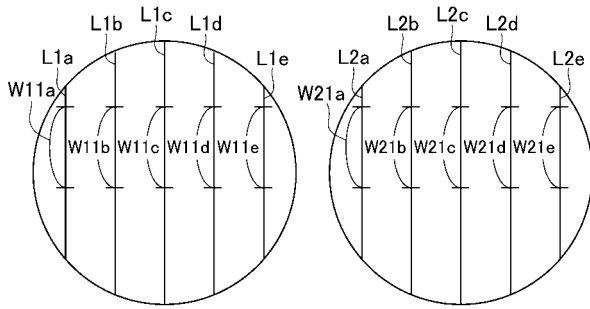
【図6】



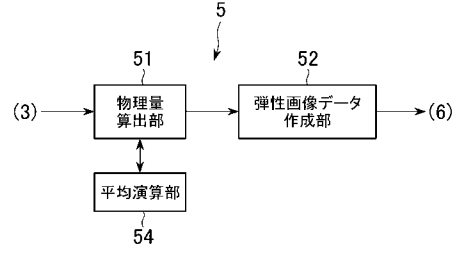
【図7】



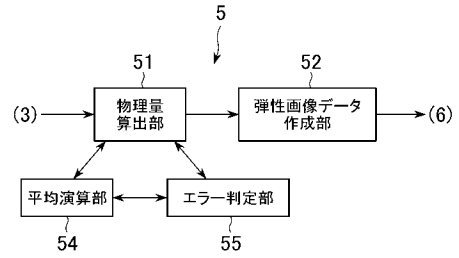
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開2008-126079(JP,A)
特開2003-116855(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5449896B2	公开(公告)日	2014-03-19
申请号	JP2009170894	申请日	2009-07-22
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	谷川俊一郎		
发明人	谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JB40 4C601/JB41 4C601/JB48 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP2011024655A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够获得比以往更准确地反映活组织弹性的弹性图像的超声波诊断装置。 解决方案：在一个声线上的相关窗口上创建弹性图像数据时，通过相关窗口与另一个不同于一个声线的另一个声线上的另一个声线的相关操作获得的计算值还包括选择单元（53），用于从通过相关窗口的相关计算获得的计算值中选择适合于相对于相关窗口创建弹性图像数据的计算值，其中弹性图像数据创建单元（52）并且基于由单元53选择的计算值为相关窗口创建弹性图像数据。 .The

【图 3】

