

(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2011-193904

(P2011-193904A)

(43) 公開日 平成23年10月6日(2011.10.6)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2010-60694 (P2010-60694)
(22) 出願日 平成22年3月17日 (2010.3.17)(71) 出願人 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
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD19 EE09 JB17 JB18 JB42
JB51 JC37

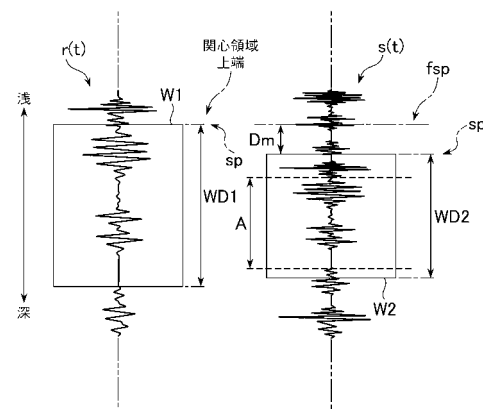
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】算出開始画素について生体組織の弾性をより正確に反映した物理量を算出することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号 $r(t)$ 、 $s(t)$ に相関ウィンドウ $W1$ 、 $W2$ を設定し、これら相関ウィンドウ $W1$ 、 $W2$ 間で複素相関関数の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は、一の音線上において最初に前記物理量の算出対象となる算出開始画素についての物理量の算出にあっては、所定の回数の物理量の算出を行ない、なおかつ二回目以降の物理量の算出では、一方のエコー信号について、直前の物理量の算出で得られた物理量に基づいて相関ウィンドウ $W2$ の設定開始位置 sp 及びウィンドウ幅 WD を決定して相関ウィンドウ $W2$ の再設定を行なって物理量を算出する。

【選択図】 図10



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブと、

該超音波プローブによる超音波の送受信によって得られた同一音線上の時間的に異な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複素相関関数の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、

該物理量算出部によって算出された前記物理量に基づいて弾性画像を作成する弾性画像作成部と、を備え、

前記物理量算出部は、弾性画像作成領域において前記二つのエコー信号のそれぞれに複数の相関ウィンドウを設定して前記弾性画像における各画素の物理量の算出を行なうものであり、一の音線上において最初に前記物理量の算出対象となる算出開始画素についての物理量の算出にあつては、所定の回数の物理量の算出を行ない、なおかつ二回目以降の物理量の算出では、一方のエコー信号について、直前の物理量の算出で得られた物理量に基づいて相関ウィンドウの設定開始位置及びウィンドウ幅を決定して相関ウィンドウの再設定を行なって物理量を算出し、

前記弾性画像作成部は、前記算出開始画素については、前記所定回数目の物理量算出で得られた物理量に基づいて弾性画像を作成する

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、前記二つのエコー信号に設定された相関ウィンドウ内のエコーデータについて複素相関関数の虚数部の算出を行なう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】

前記物理量算出部は、一の音線上において以前に設定された相関ウィンドウの設定開始位置からの事前遅延を前記直前の物理量算出で得られた物理量を用いて算出して、前記一方のエコー信号における前記相関ウィンドウの設定開始位置を決定する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】

前記以前に設定された相関ウィンドウは、一の音線上において最初に設定された初期相関ウィンドウであることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記事前遅延は、直前の物理量の算出で得られた物理量が大きくなるほど大きくなることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記再設定される相関ウィンドウのウィンドウ幅は、直前の物理量の算出で得られた物理量が大きくなるほど小さくなることを特徴とする請求項 1～5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

複素相関関数の演算対象となる各相関ウィンドウ内のエコー信号におけるエコーデータの数が等しくない場合は、数が少ない方の相関ウィンドウ内におけるエコーデータを、他のエコーデータに基づいて補間して、複素相関関数の演算を行なうことを特徴とする請求項 1～6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

コンピュータに、

生体組織に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブによる超音波の送受信によって得られた同一音線上の時間的に異な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複素相関関数の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機能と、

該物理量算出部によって算出された前記物理量に基づいて弾性画像を作成する弾性画像作成機能と、を実行させ、

10

20

30

40

50

前記物理量算出機能は、弾性画像作成領域において前記二つのエコー信号のそれぞれに複数の相関ウィンドウを設定して前記弾性画像における各画素の物理量の算出を行なうものであり、一の音線上において最初に前記物理量の算出対象となる算出開始画素についての物理量の算出にあつては、所定の回数の物理量の算出を行ない、なおかつ二回目以降の物理量の算出では、一方のエコー信号について直前の物理量の算出で得られた物理量に基づいて、相関ウィンドウの設定開始位置及びウィンドウ幅を決定して相関ウィンドウの再設定を行なって物理量を算出し、

前記弾性画像作成機能は、前記算出開始画素については、前記所定回数目の物理量算出で得られた物理量に基づいて弾性画像を作成する

ことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、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及びその制御プログラムに関する。

【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、超音波プローブを体表面に押し当てて圧迫とその弛緩を繰り返すなどして生体組織を変形させ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、例えば生体組織の歪みなどを算出している。

20

【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、先ず同一音線上における時間的に異なる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複素相関関数の演算を行なって生体組織の各部における物理量を算出する。例えば特許文献2では、相関ウィンドウ間で複素相関関数の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、この波形のずれを歪みとみなしている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【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】

【0005】

40

前記相関ウィンドウは、一音線上に複数設定され、相関ウィンドウ毎に複素相関関数の演算が行なわれて、生体組織の各部における物理量が算出される。ちなみに、各相関ウィンドウについて算出された物理量に基づいて、弾性画像における一画素のデータが作成される。

【0006】

ここで、例えばBモード画像上に設定された関心領域（ROI：Region Of Interest）内に弾性画像が表示される場合、関心領域の上端側の画素から下端側の画素へ向かって歪みの算出が順次行なわれる。この場合、一方のエコー信号においては、前記関心領域の上端に相当する部分を設定開始位置として相関ウィンドウが設定される。また、前記一方のエコー信号の始点（受信開始点）から前記関心領域の上端に相当する

50

部分までの時間をTとすると、他方のエコー信号における相関ウィンドウの設定開始位置は、前記他方のエコー信号の始点（受信開始点）から時間T経過した部分になっている。

【0007】

前記二つのエコー信号は、圧迫とその弛緩とを繰り返すなどして生体組織を変形させながら取得された信号であり、いずれか一方のエコー信号に対し、他方のエコー信号が圧縮又は伸長したような波形になっている。従って、上述のように前記二つのエコー信号における相関ウィンドウの設定開始位置が、各エコー信号の始点（受信開始点）から前記時間T経過した点になっていると、前記二つのエコー信号における生体組織の同じ部分に、前記相関ウィンドウを設定することができない。従って、一の音線上において、最初に物理量の算出対象となる画素については、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おそれがある。

10

【課題を解決するための手段】

【0008】

上述の課題を解決するためになされた第1の観点の発明は、生体組織に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブと、該超音波プローブによる超音波の送受信によって得られた同一音線上の時間的に異な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複素相関関数の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、該物理量算出部によって算出された前記物理量に基づいて弾性画像を作成する弾性画像作成部と、を備え、前記物理量算出部は、弾性画像作成領域において前記二つのエコー信号のそれぞれに複数の相関ウィンドウを設定して前記弾性画像における各画素の物理量の算出を行なうものであり、一の音線上において最初に前記物理量の算出対象となる算出開始画素についての物理量の算出にあつては、所定の回数の物理量の算出を行ない、なおかつ二回目以降の物理量の算出では、一方のエコー信号について、直前の物理量の算出で得られた物理量に基づいて相関ウィンドウの設定開始位置及びウィンドウ幅を決定して相関ウィンドウの再設定を行なって物理量を算出し、前記弾性画像作成部は、前記算出開始画素については、前記所定回数目の物理量算出で得られた物理量に基づいて弾性画像を作成することを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0009】

第2の観点の発明によれば、第1の観点の発明において、前記物理量算出部は、前記二つのエコー信号に設定された相関ウィンドウ内のエコーデータについて複素相関関数の虚数部の算出を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0010】

第3の観点の発明は、第1又は2の観点の発明において、前記物理量算出部は、一の音線上において以前に設定された相関ウィンドウの設定開始位置からの事前遅延を前記直前の物理量算出で得られた物理量を用いて算出して、前記一方のエコー信号における前記相関ウィンドウの設定開始位置を決定することを特徴とする超音波診断装置である。

【0011】

第4の観点の発明は、第3の観点の発明において、前記以前に設定された相関ウィンドウは、一の音線上において最初に設定された初期相関ウィンドウであることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0012】

第5の観点の発明は、第3又は4の観点の発明において、前記事前遅延は、直前の物理量の算出で得られた物理量が大きくなるほど大きくなることを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】

第6の観点の発明は、第1～5のいずれか一の観点の発明において、前記再設定される相関ウィンドウのウィンドウ幅は、直前の物理量の算出で得られた物理量が大きくなるほど小さくなることを特徴とする超音波診断装置である。

【0014】

第7の観点の発明は、第1～6のいずれか一の観点の発明において、複素相関関数の演

50

算対象となる各相関ウィンドウ内のエコー信号におけるエコーデータの数が等しくない場合は、数が少ない方の相関ウィンドウ内におけるエコーデータを、他のエコーデータに基づいて補間して、複素相関関数の演算を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0015】

第8の観点の発明は、コンピュータに、生体組織に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブによる超音波の送受信によって得られた同一音線上の時間的に異な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複素相関関数の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機能と、該物理量算出部によって算出された前記物理量に基づいて弾性画像を作成する弾性画像作成機能と、を実行させ、前記物理量算出機能は、弾性画像作成領域において前記二つのエコー信号のそれぞれに複数の相関ウィンドウを設定して前記弾性画像における各画素の物理量の算出を行なうものであり、一の音線上において最初に前記物理量の算出対象となる算出開始画素についての物理量の算出にあつては、所定の回数の物理量の算出を行ない、なおかつ二回目以降の物理量の算出では、一方のエコー信号について直前の物理量の算出で得られた物理量に基づいて、相関ウィンドウの設定開始位置及びウィンドウ幅を決定して相関ウィンドウの再設定を行なって物理量を算出し、前記弾性画像作成機能は、前記算出開始画素については、前記所定回数目の物理量算出で得られた物理量に基づいて弾性画像を作成することを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

【発明の効果】

【0016】

上記観点の発明によれば、一の音線上において最初に前記物理量の算出対象となる算出開始画素についての物理量の算出にあつては、所定の回数の物理量の算出を行ない、なおかつ二回目以降の物理量の算出では、一方のエコー信号について、直前の物理量の算出で得られた物理量に基づいて相関ウィンドウの設定開始位置及びウィンドウ幅を決定して相関ウィンドウの再設定を行なって物理量の算出を行なうので、前記算出開始画素について生体組織の弾性をより正確に反映した物理量を算出することができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の実施形態の概略構成の一例を示すブロック図である。

【図2】物理量データの作成の説明図である。

【図3】物理量の算出を説明するための図である。

【図4】図1に示す超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図5】図1に示す超音波診断装置における表示部の表示の一例を示す図である。

【図6】一の音線上における歪みの算出についてのフローチャートを示す図である。

【図7】関心領域において、最上位に位置する画素とそれ以外の画素とを説明するための図である。

【図8】関心領域の最上位に位置する画素についての最初の相関ウィンドウの設定を説明するための図である。

【図9】複素相関関数の演算の概念を説明するための図である。

【図10】関心領域の最上位に位置する画素についての相関ウィンドウの再設定を説明するための図である。

【図11】再設定された相関ウィンドウ内のエコーデータの補間を説明するための図である。

【図12】次の画素についての歪みを算出する際の相関ウィンドウの設定を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の実施形態について図1～図12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モードデータ作成部4、物理量データ

10

20

30

40

50

作成部 5、表示制御部 6、表示部 7、制御部 8 及び操作部 9 を備える。

【0019】

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 における超音波の送受信面を体表面に当接させた状態で、例えば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。

【0020】

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、送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 で受信したエコーについて、整相加算処理等の信号処理を行なう。前記送受信部 3 で信号処理されたエコー信号は、前記 B モードデータ作成部 4 及び前記物理量データ作成部 5 に出力される。

10

【0021】

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 B モード画像用走査と、弾性画像を作成するための弾性画像用走査とを別に行なう。弾性画像用走査としては、被検体における弾性画像を作成する領域（弾性画像作成領域）において、同一音線上に少なくとも二回の走査を行なう。

【0022】

前記 B モードデータ作成部 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 モードデータを作成する。

【0023】

前記物理量データ作成部 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、生体組織における各部の弾性に関する物理量データを作成する（物理量算出機能）。もう少し詳しく説明すると、この弾性データ作成部 5 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などによって生じた生体組織における各部の歪み S_t を算出することにより前記物理量データを作成する。前記物理量データ作成部 5 は、図 2 に示すように時間的に異なる二つのフレーム (i), (i i) 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歪み S_t を算出し物理量データを作成する。前記物理量データ作成部 5 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

【0024】

具体的には、前記物理量データ作成部 5 は、図 3 に示すようにフレーム (i) に属するエコー信号に相関ウィンドウ W_1 を設定し、フレーム (i i) に属するエコー信号に相関ウィンドウ W_2 を設定する。そして、前記物理量データ作成部 5 は、前記相関ウィンドウ W_1 , W_2 間で複素相関関数の虚数部の演算を行なって歪み S_t を算出する。複素相関関数の虚数部の演算については後述する。

30

【0025】

図 3 において、前記フレーム (i), (i i) 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 3 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 L_{1a} , L_{1b} , L_{1c} , L_{1d} , L_{1e} が示され、また前記フレーム (i i) において前記音線 $L_{1a} \sim L_{1e}$ に対応する音線として、音線 L_{2a} , L_{2b} , L_{2c} , L_{2d} , L_{2e} が示されている。すなわち、前記音線 L_{1a} 及び前記音線 L_{2a} 、前記音線 L_{1b} 及び前記音線 L_{2b} 、前記音線 L_{1c} 及び前記音線 L_{2c} 、前記音線 L_{1d} 及び前記音線 L_{2d} 、前記音線 L_{1e} 及び前記音線 L_{2e} 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 3 において $R(i)$, $R(i i)$ は、後述するように弾性画像が表示される関心領域 R に対応する領域を示している。

40

【0026】

例えば、前記音線 L_{1c} 上のエコー信号に、前記相関ウィンドウ W_1 として相関ウィンドウ W_{1c} が設定され、前記音線 L_{2c} 上のエコー信号に、前記相関ウィンドウ W_2 として相関ウィンドウ W_{2c} が設定されたとする。前記弾性データ作成部 5 は、前記相関ウィンドウ W_{1c} , W_{2c} 間で相関演算を行ない、歪み S_t を算出する。前記弾性データ作成

50

部 5 は、前記音線 $L1c$ 、 $L2c$ 上において、前記領域 $R(i)$ 、 $R(ii)$ の上端 100 から下端 101 まで相関ウィンドウ $W1c$ 、 $W2c$ を順次設定し、歪み St を算出する。また、前記物理量データ作成部 5 は、前記領域 $R(i)$ 、 $R(ii)$ 内の他の音線についても同様にして歪み St を算出する。これにより、歪み St のデータからなる一フレーム分の物理量データが得られる。さらに詳細な説明については後述する。

【0027】

前記表示制御部 6 には、前記 B モードデータ作成部 4 からの B モードデータ及び前記弾性データ作成部 5 からの弾性データが入力されるようになっている。前記表示制御部 6 は、図 4 に示すように、B モード画像データ作成部 61、弾性画像データ作成部 62 及び合成部 63 を有している。

【0028】

前記 B モード画像データ作成部 61 及び前記弾性画像データ作成部 62 は、スキャンコンバータ (scan converter) を有している。そして、前記 B モード画像データ作成部 61 は、前記 B モードデータを、エコーの信号強度に応じた輝度情報を有する B モード画像データに変換する。また、前記弾性画像データ作成部 62 は、前記物理量データを歪みに応じた色相情報を有するカラー弾性画像データに変換する (弾性画像作成機能)。前記弾性画像データ作成部 62 は、本発明における弾性画像作成部の実施の形態の一例である。

【0029】

ちなみに、前記 B モード画像データにおける輝度情報及び前記カラー弾性画像データにおける色相情報は所定の階調 (例えば 256 階調) からなる。

【0030】

なお、B モード画像データに変換される前の B モードデータ及びカラー弾性画像データに変換される前の物理量データを、ローデータ (Raw Data) と云う。

【0031】

前記合成部 63 は、前記 B モード画像データ及び前記カラー弾性画像データを加算処理することによって合成し、前記表示部 7 に表示する二次元の超音波画像の画像データを作成する。この画像データは、図 5 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 とが合成された二次元の超音波画像 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、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。前記表示部 7 は、本発明における表示部の実施の形態の一例である。また、前記関心領域 R は、生体組織の弾性画像が作成される領域 (弾性画像作成領域) である。

【0032】

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

【0033】

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、例えば被検体への圧迫とその弛緩を繰り返すなどして生体組織を変形させながら超音波の送受信を行う。

【0034】

エコー信号が取得されると、前記 B モードデータ作成部 4 が B モードデータを作成し、前記物理量データ作成部 5 が物理量データを作成する。そして、これら B モードデータ及び物理量データに基づいて、前記 B モード画像データ作成部 61 及び前記弾性画像データ作成部 62 が B モード画像データ及びカラー弾性画像データを作成し、これらを前記合成部 63 が合成して得られた画像データに基づく超音波画像 G が前記表示部 7 に表示される。

。

10

20

30

40

50

【0035】

前記物理量データの作成について詳しく説明する。前記物理量データ作成部5は、関心領域R内の各音線上のエコー信号に相関ウィンドウを設定して歪みStを算出し、物理量データを作成する。一の音線上における歪みStの算出について、図6のフローチャートに基づいて説明する。

【0036】

この図6のフローチャートにおいて、ステップS1～S4は、一の音線上において、最初に歪みStの算出対象となる算出開始画素paについての処理であり、ステップS5～S7は、前記算出開始画素pa以外の画素pbについての処理である。

【0037】

本例では、前記算出開始画素paは、前記関心領域Rにおいて、最上位に位置する画素である。図7において、斜線で示した画素が前記算出開始画素paであり、それ以外の画素が前記画素pbである。一の音線上において、先ず最初に前記算出開始画素paについて歪みStの算出を行ない、次いで前記画素pbについて前記関心領域Rの下端101側へ向かって順次歪みの算出を行なう。以下、ステップS1～S7の処理について具体的に説明する。

【0038】

先ず、ステップS1では、図8に示すように、同一音線上におけるエコー信号r(t)、s(t)に相関ウィンドウW1、W2を設定する。前記相関ウィンドウW1、W2は、前記エコー信号r(t)、s(t)において、所定の設定開始位置spから所定の時間幅に相当するウィンドウ幅WDで設定される。前記設定開始位置spは、エコー信号r(t)、s(t)において、相関ウィンドウW1、W2の両端のうち、時相が早い側（前記超音波プローブ2側）の位置とする。

【0039】

ちなみに、図8においては、前記エコー信号r(t)、s(t)の一部のみが図示されている。また、エコー信号r(t)、s(t)において、図8の下方へ向かうほど、生体組織の深部からのエコー信号になる（図10においても同様）。

【0040】

前記エコー信号r(t)における前記設定開始位置spは、前記エコー信号r(t)において前記関心領域Rの上端100に相当する位置である。また、前記エコー信号r(t)において、このエコー信号r(t)の始点（受信開始点、図示省略）から前記関心領域Rの上端100に相当する部分までの時間をTとすると、前記エコー信号s(t)における前記設定開始位置spは、このエコー信号s(t)の始点（受信開始点、図示省略）から時間T経過した部分である。従って、前記エコー信号r(t)における設定開始位置spと前記エコー信号s(t)における設定開始位置spは、前記超音波プローブ2の送受信面（生体組織の表面）からの深さが等しい位置に相当する部分である。ただし、前記エコー信号r(t)、s(t)は、生体組織が伸縮している状態で取得されたものであるため、これらエコー信号r(t)、s(t)における前記設定開始位置spは生体組織の異なる部分にあたる。

【0041】

前記算出開始画素paについては、後述するように相関ウィンドウW2を複数回設定して複数回の歪み算出が行なわれる。ステップS1における設定開始位置spを初期設定開始位置fspというものとし、ステップS1で設定される相関ウィンドウW2を、初期相関ウィンドウW2fと云うものとする。

【0042】

ここで、図8におけるエコー信号r(t)、s(t)は、説明の便宜上アナログ信号で表されているが、実際の処理はデジタルデータで行なわれるものとする。前記相関ウィンドウW1のウィンドウ幅WDと前記初期相関ウィンドウW2fのウィンドウ幅WDは等しくなっており、前記相関ウィンドウW1におけるエコー信号r(t)のデータ数と、前記初期相関ウィンドウW2fにおけるエコー信号s(t)のデータ数は等しくなっている。

10

20

30

40

50

【0043】

次に、ステップS2では、歪みStの算出を行なう。具体的には、エコー信号r(t)、s(t)における相関ウィンドウW1、W2内のエコーデータの複素相関関数の虚数部を演算する（具体的な算出式は、特許文献2参照）。ここで、複素相関関数の虚数部は両エコー信号r(t)、s(t)の波形のずれ量（シフト量）を表し、これを歪みStとしている。

【0044】

ここで、複素相関関数の演算の概念について図9に基づいて説明する。相関ウィンドウW1、W2内におけるデータ数をn個とすると、複素相関関数は、以下の（式1）を意味する。

$$r(1) \cdot s^*(1) + r(2) \cdot s^*(2) + r(3) \cdot s^*(3) + \dots + r(n-1) \cdot s^*(n-1) + r(n) \cdot s^*(n) \quad \dots \text{（式1）}$$

すなわち、エコー信号r(t)、s(t)の複素相関関数は、相関ウィンドウW1、W2内において、エコー信号r(t)におけるデータr(n)と、エコー信号s(t)におけるデータs(n)の共役複素数s*(n)との積 $M_n = r(n) \cdot s^*(n)$ の和Adを意味する。ちなみに、「*」は、共役複素数を意味し、またnはn番目のデータであることを意味する。

【0045】

エコー信号r(t)、s(t)のデータは、複素数で表される。すなわち、エコー信号r(t)におけるデータは $r(n) = a_n + b_n i$ 、エコー信号s(t)におけるデータは $s(n) = c_n + d_n i$ となる。データs(n)の共役複素数s*(n)は、 $s^*(n) = c_n - d_n i$ であるので、（式1）は、以下の（式2）となる。

$$(a_1 + b_1 i)(c_1 - d_1 i) + (a_2 + b_2 i)(c_2 - d_2 i) + \dots + (a_{n-1} + b_{n-1} i)(c_{n-1} - d_{n-1} i) + (a_n + b_n i)(c_n - d_n i) \quad \dots \text{（式2）}$$

従って、前記物理量データ作成部5は、上記（式2）の虚数部分の演算を行なう。

【0046】

ここで、前記相関ウィンドウW1及び前記初期相関ウィンドウW2fを設定して得られる歪みStの正確性について、前記相関ウィンドウW1及び前記初期相関ウィンドウW2fの設定位置との関係で述べる。本例では、エコー信号s(t)は、前記エコー信号r(t)が取得された時点よりも、生体組織が圧縮した状態で取得されたエコー信号である。従って、図8に示すように、エコー信号r(t)の波形は、エコー信号s(t)の波形が圧縮されたような波形になっている。

【0047】

エコー信号s(t)において破線で示した部分Aが、エコー信号r(t)において相関ウィンドウW1が設定された部分に対応する部分である。言い換えれば、エコー信号r(t)において相関ウィンドウW1が設定された部分と、エコー信号s(t)における破線で示した部分Aは、生体組織の同じ部分からの信号である。従って、この部分Aに相関ウィンドウW2を設定して複素相関関数の虚数部を演算すると、生体組織の弾性を正確に反映した歪みStを得ることができる。

【0048】

ちなみに、複素相関関数の実数部は、相関係数Cというものとし、相関ウィンドウW1、W2内において、エコー信号r(t)、s(t)がどの程度よく一致しているかの尺度であり、両信号の間のずれ量だけではなく信号波形も含まれる。ここでは相関係数Cは、 $0 \leq C \leq 1$ であるものとし、1に近いほどエコー信号r(t)、s(t)の一致度が高く、生体組織の弾性を正確に反映した歪みStを算出することができる。従って、前記エコー信号s(t)において破線で示した部分Aに相関ウィンドウW2を設定した場合における複素相関関数の相関係数は1になり、生体組織の弾性を正確に反映した歪みStが算出

10

20

30

40

50

される。

【0049】

上述のように、前記エコー信号 $r(t)$ 、 $s(t)$ は同じ波形ではなく、前記エコー信号 $s(t)$ が前記エコー信号 $r(t)$ よりも圧縮されたような波形である。従って、前記相関ウィンドウ $W1$ の設定開始位置 s_p 及び前記初期相関ウィンドウ $W2_f$ の初期設定開始位置 f_{s_p} が、エコー信号 $r(t)$ 、 $s(t)$ の始点（受信開始点）から同じ時間 T 経過した点になっていると、前記エコー信号 $r(t)$ 、 $s(t)$ の生体組織における同じ部分に、前記相関ウィンドウ $W1$ 及び前記初期相関ウィンドウ $W2_f$ を設定することができない。従って、複素相関関数の相関係数 C として 1 に近い値を得ることができず、生体組織の弾性を正確に反映した歪み S_t を得ることが困難である。歪み S_t としては、前記相関ウィンドウ $W1$ 及び前記初期相関ウィンドウ $W2_f$ におけるエコー信号 $r(t)$ 、 $s(t)$ の波形のずれ量が大きいことから、実際の弾性よりも大きな歪みが算出される。そこで、後述するように、前記エコー信号 $s(t)$ への前記相関ウィンドウ $W2$ の再設定を行なって歪み S_t の算出を行なうようになっている。

10

【0050】

次に、ステップ $S3$ では、ステップ $S2$ の歪み算出が X 回目であるか否かを判定する。 X は、予め設定される自然数である。そして、このステップ $S3$ において、 X 回目でないと判定されれば（ステップ $S3$ において NO ）、ステップ $S4$ へ移行する。そして、この X 回目に得られた歪みを、前記算出開始画素 p_a の物理量データとして用い、弾性画像を作成する。一方で、ステップ $S3$ において、 X 回目であると判定されれば（ステップ $S3$ において YES ）、ステップ $S5$ へ移行する。

20

【0051】

ステップ $S4$ では、ステップ $S2$ で算出された歪み S_t （直前の歪み算出で得られた歪み S_t ）に基づいて、エコー信号 $s(t)$ への相関ウィンドウ $W2$ の再設定を行なう。ただし、再設定を行なうのは、相関ウィンドウ $W2$ のみであり、相関ウィンドウ $W1$ については再設定を行なわない。エコー信号 $s(t)$ は、本発明における一方のエコー信号の実施の形態の一例である。

【0052】

相関ウィンドウ $W2$ の再設定にあたっては、設定開始位置 s_p 及びウィンドウ幅 WD を算出する。具体的には、設定開始位置 s_p は、前記ステップ $S2$ で算出された歪み S_t （直前の歪み算出で得られた歪み S_t ）に基づいて、図 10 に示すように、前記初期設定開始位置 f_{s_p} からの時間に相当する事前遅延 D_m を以下の（式 3）によって算出することにより得られる。

30

$$D_m = D_{m-1} + S_t / (1 - S_t) \quad \cdots \text{（式 3）}$$

添え字 m は、 m 回目の歪み算出であることを意味し、 D_{m-1} は、 $(m-1)$ 回目の歪み算出、すなわち直前の歪み算出の際に用いた事前遅延である。ちなみに、2 回目の歪み算出である場合、 D_{m-1} は零となる。また、歪み $S_t = 0$ である場合、 $D_m = D_{m-1}$ になり、直前の事前遅延と同じ事前遅延を用いる。

【0053】

ここで、歪み S_t は、正又は負のいずれの値もとりのものとする。歪み S_t が負（ $S_t < 0$ ）である場合、前記超音波プローブ 2 による圧迫などによって生体組織が縮んだ状態であり、一方で歪み S_t が正（ $S_t > 0$ ）である場合、前記超音波プローブ 2 による圧迫が弛緩されて生体組織が伸びた状態である。ちなみに、図 8 及び図 10 では生体組織が縮んだ場合のエコー信号が示されている。 $S_t < 0$ 及び $S_t > 0$ のいずれの場合においても、歪み S_t の絶対値が大きいほど、生体組織が大きく歪んでいる状態である。事前遅延 D_m は、ステップ $S2$ において算出された歪み S_t が大きくなるほど大きくなり、一方でステップ $S2$ において算出された歪み S_t が小さくなるほど小さくなる（ただし、 $|S_t| < 1$ ）。

40

【0054】

また、相関ウィンドウ $W2$ のウィンドウ幅を $WD2$ とすると、このウィンドウ幅 $WD2$

50

は、前記ステップ S 2 で算出された歪み S_t に基づいて、以下の (式 4) を用いて算出される。

$$WD2 = \{1.0 / (1 - S_t)\} \times WD1 \quad \dots (式 4)$$

$WD1$ は、相関ウィンドウ $W1$ のウィンドウ幅である。

【0055】

上記 (式 4) から、 $S_t < 0$ である場合、ステップ S 2 で算出された歪み S_t が大きくなるほどウィンドウ幅 $WD2$ は小さくなり、一方でステップ S 2 で算出された歪み S_t が小さくなるほどウィンドウ幅 $WD2$ は大きくなる。また、 $S_t > 0$ である場合、ステップ S 2 で算出された歪み S_t が大きくなるほどウィンドウ幅 $WD2$ は大きくなり、一方でステップ S 2 で算出された歪み S_t が小さくなるほどウィンドウ幅 $WD2$ は小さくなる

10

【0056】

ステップ S 4 において、前記相関ウィンドウ $W2$ の再設定がされると、再びステップ S 2 へ戻り、再設定された相関ウィンドウ $W2$ と前記相関ウィンドウ $W1$ との間で複素相関関数の虚数部を演算し、歪み S_t を求める。

【0057】

ここで、例えば図 11 に示すように、再設定された前記相関ウィンドウ $W2$ 内におけるエコー信号 $s(t)$ のエコーデータの数、前記相関ウィンドウ $W1$ 内におけるエコー信号 $r(t)$ のエコーデータの数よりも少ない場合がある。図 11 では、相関ウィンドウ $W1$ 内におけるエコーデータの数 n 個であるのに対し、相関ウィンドウ $W2$ 内におけるエコーデータの数 $(n-4)$ 個になっている。この場合、エコー信号 $s(t)$ におけるエコーデータに基づいて、4 個のエコーデータを補間した後に、複素相関関数の虚数部の演算を行なう。このように、相関ウィンドウ $W1$ 、 $W2$ 内におけるエコーデータの数等しくない場合は、数が少ない方の相関ウィンドウ内におけるエコーデータを、他のデータから補間して、複素相関関数の演算を行なう。

20

【0058】

上述のように、前記算出開始画素 p_a については、最初はエコー信号 $r(t)$ 、 $s(t)$ における相関ウィンドウ $W1$ 、 $W2$ の一致度は低く (相関係数は小さい)、実際よりも大きな歪み S_t が算出される。従って、相関ウィンドウ $W2$ の再設定時には、最初は事前遅延 D_m が大きく、またウィンドウ幅 WD が小さくなるような設定が行なわれ、相関ウィンドウ $W2$ は、図 8 において破線で示した部分 A に近づくように再設定される。そして、ステップ S 2 ~ S 4 のループを繰り返して相関ウィンドウ $W2$ を再設定していくうちに、相関ウィンドウ $W2$ は前記部分 A に近づいてエコー信号 $r(t)$ 、 $s(t)$ における相関ウィンドウ $W1$ 、 $W2$ の一致度が高くなり (相関係数は大きくなり)、算出される歪み S_t は生体組織の弾性をより正確に反映した歪みになっていく。

30

【0059】

従って、ステップ S 3 における判定基準となる数値 X は、相関ウィンドウ $W1$ 、 $W2$ の一致度ができるだけ高くなり、複素相関関数の演算においてできるだけ 1 に近い相関係数が得られるような値に設定される。

【0060】

前記算出開始画素 p_a の物理量データとしては、ステップ S 2 において X 回目に得られた歪みを用い、弾性画像の作成を行なう。これにより、前記算出開始画素 p_a について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

【0061】

ステップ S 3 において、歪みの算出が X 回目であると判定され、ステップ S 5 の処理へ移行すると、相関ウィンドウ $W1$ 、 $W2$ の設定を行なう。このステップ S 5 で設定される相関ウィンドウ $W1$ 、 $W2$ について後述のように複素相関関数の虚数部を演算することにより、画素 p_b について歪み S_t が算出される。

【0062】

ステップ S 5 における相関ウィンドウ $W1$ 、 $W2$ の設定について、図 12 に基づいて説明する。まず、エコー信号 $r(t)$ への相関ウィンドウ $W1$ の設定について説明する。図

50

12において、相関ウィンドウ $W1'$ は、直前の演算、すなわち算出開始画素 p_a について行なわれた演算で設定された相関ウィンドウである。前記相関ウィンドウ $W1$ は、前記相関ウィンドウ $W1'$ から一定量移動させて設定される。具体的には、前記相関ウィンドウ $W1$ は、前記相関ウィンドウ $W1'$ の終端を設定開始位置 s_p として設定される。相関ウィンドウ $W1'$ と相関ウィンドウ $W1$ のウィンドウ幅 WD は等しく、相関ウィンドウ $W1$ 内のエコーデータ数は n である。

【0063】

次に、エコー信号 $s(t)$ への相関ウィンドウ $W2$ の設定について説明する。図12において、相関ウィンドウ $W2'$ は、直前の演算、すなわち画素 p_a について最後に行なわれた演算で設定された相関ウィンドウである。前記相関ウィンドウ $W2$ は、前記相関ウィンドウ $W1$ とは異なり、直前の演算、すなわち前記相関ウィンドウ $W1'$ 、 $W2'$ についての複素相関関数の虚数部の演算で得られた歪み S_t を用いて設定開始位置 s_p 及びウィンドウ幅 WD を算出して設定される。具体的には、前記相関ウィンドウ $W1'$ 、 $W2'$ についての複素相関関数の虚数部の演算で得られた歪み S_t を用いて、(式3)に基づいて前記初期設定開始位置 f_{s_p} からの事前遅延 D_m を算出して設定開始位置 s_p を設定し、また(式4)に基づいてウィンドウ幅 $WD2$ を算出する。ちなみに、画素 p_a について最後に行なわれた演算で得られた歪み S_t はより正確な値であるので(相関係数は1又は1に近い値)、ステップS5において得られる事前遅延 D_m も、相関係数が1に近くなる位置又は1になる位置に相関ウィンドウ $W2$ が設定されるような値になる。

【0064】

次に、ステップS6では、ステップS5で設定された相関ウィンドウ $W1$ 、 $W2$ 内のエコーデータについて複素相関関数の虚数部の演算を行ない、画素 p_b についての歪み S_t を算出する。

【0065】

次に、ステップS7では、歪み S_t の算出を次に行なう画素 p_b が関心領域 R 内の画素であるか否かを判定する。歪みの算出を次に行なう画素 p_b が関心領域 R 内の画素であれば(ステップS7においてYES)、歪み S_t の算出を行なうべき画素であり、ステップS5の処理へ戻って次の相関ウィンドウ $W1$ 、 $W2$ の設定を行なった後、ステップS6で歪み S_t の算出を行なう。一方、歪み S_t の算出を次に行なう画素 p_b が関心領域 R 内の画素ではない場合には(ステップS7においてNO)、歪み S_t の算出を行なうべき画素ではなく、処理を終了する。これにより、一の音線上における関心領域 R の下端101までの歪み S_t の算出が終了する。

【0066】

以上説明したステップS1～S7の処理を前記関心領域 R 内の各音線について行なって歪み S_t の算出を行ない、この関心領域 R 内における物理量データの作成を行なう。

【0067】

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、本発明において、最初に物理量の算出対象となる算出開始画素は、前記関心領域 R の上端の画素に限られるものではない。例えば、一の音線上において、前記関心領域 R の上端100側から下端101側へ向かって相関ウィンドウ $W1$ 、 $W2$ の設定を順次行なって物理量の算出を行ない、途中で算出を中断して改めて物理量の算出を行なう場合において、中断後に最初に物理量の算出対象となる画素も本発明における算出開始画素に含まれるものとする。

【0068】

また、前記物理量データ作成部5は、生体組織の弾性に関する物理量として、歪みの代わりに生体組織の変形による変位や弾性率などを算出してもよい。

【符号の説明】

【0069】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ

10

20

30

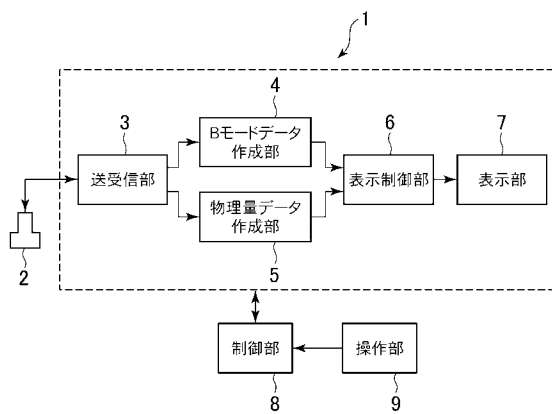
40

50

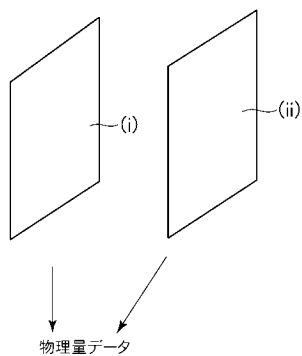
- 5 物理量データ作成部（物理量算出部）
 6 2 弾性画像データ作成部（弾性画像作成部）
 W 1, W 2 相関ウィンドウ
 E G 弾性画像
 R 関心領域（弾性画像作成領域）
 p a 算出開始画素
 s p 設定開始位置
 W D ウィンドウ幅
 D_m 事前遅延

10

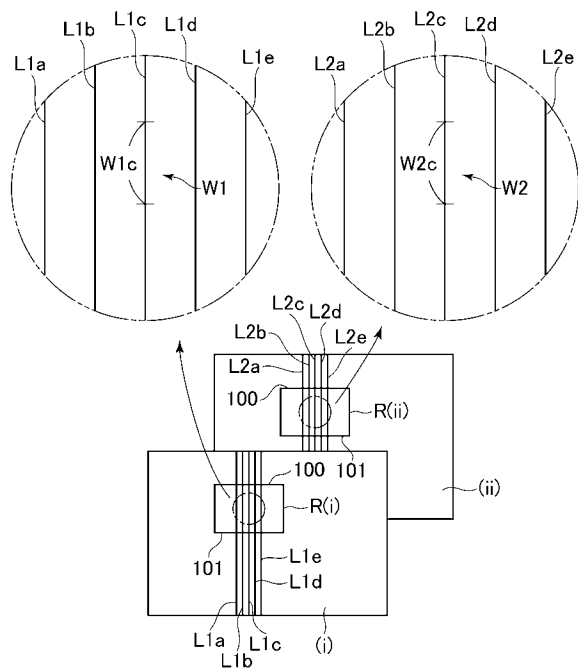
【図 1】



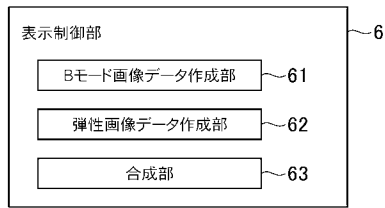
【図 2】



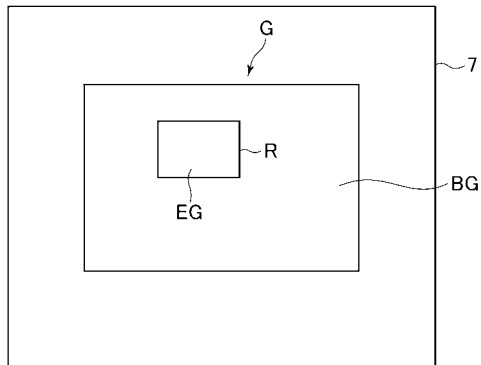
【図 3】



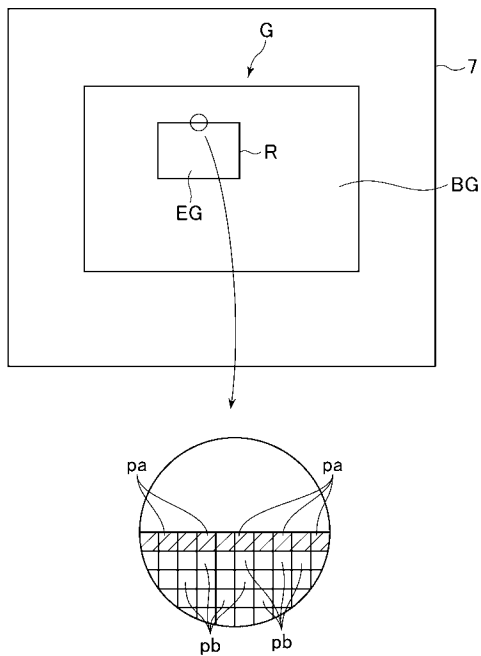
【図 4】



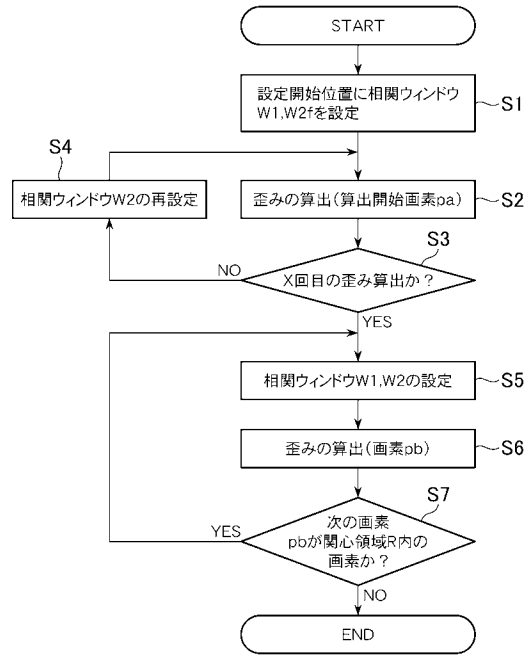
【図 5】



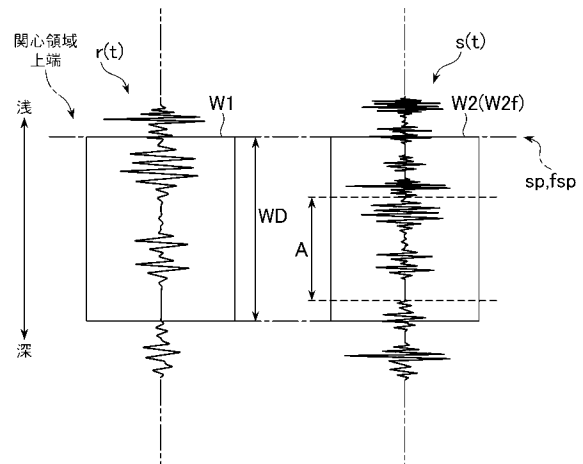
【図 7】



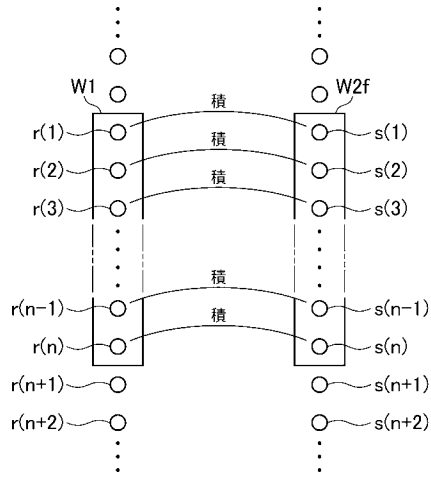
【図 6】



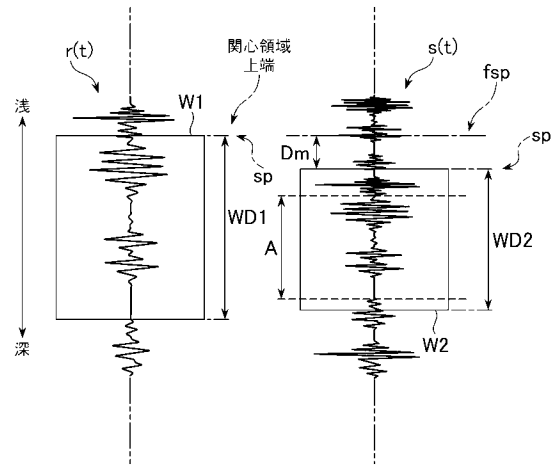
【図 8】



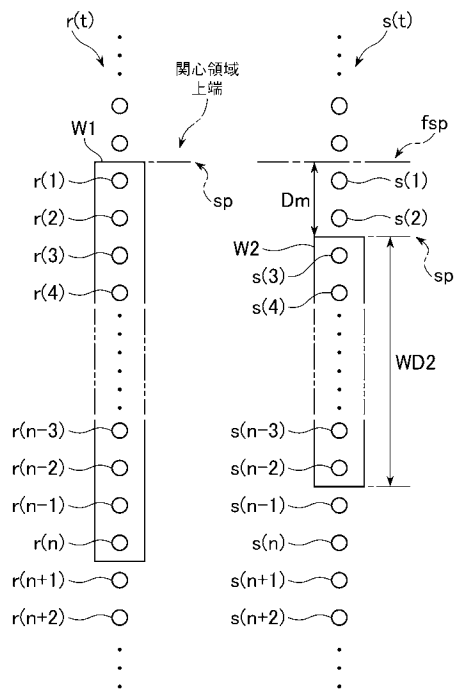
【図 9】



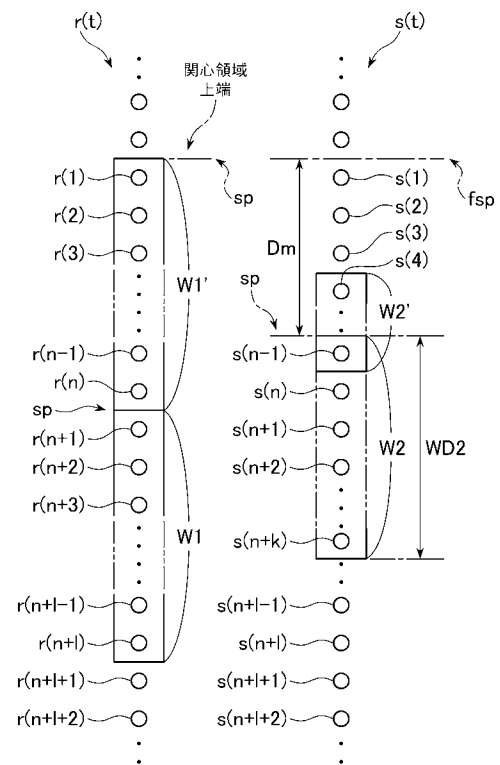
【図 10】



【図 11】



【図 12】



专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2011193904A	公开(公告)日	2011-10-06
申请号	JP2010060694	申请日	2010-03-17
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		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/JB17 4C601/JB18 4C601/JB42 4C601/JB51 4C601/JC37		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5501813B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够计算物理量的超声波诊断装置，该物理量更准确地反映生物组织相对于计算开始像素的弹性。时间上不同的两个回波信号 $R(T)$ 的一个相同的声线，要设置相关窗口 $W1$ ， $W2$ 为 $s(t)$ 的，执行复杂的相关函数的这些相关窗 $W1$ ， $W2$ 之间的计算该计算与生物组织 T_e 组成的弹性相关的物理量的物理量计算单元最初是在物理量计算用于计算起始像素来计算对象到所述物理量，的给定次数的物理量的一个声线的计算行为，在第二和后续的物理量尚未计算出回波信号的一个，相关联以确定所述开始位置 SP 和窗宽基于在紧接在前的物理量窗口 $W2$ 的计算所获得的物理量相关窗口 $W2$ 的 WD 并计算物理量。 .The

10

