

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5501813号  
(P5501813)

(45) 発行日 平成26年5月28日 (2014. 5. 28)

(24) 登録日 平成26年3月20日 (2014. 3. 20)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 8 (全 16 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)  
(65) 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)  
審査請求日 平成25年2月5日 (2013. 2. 5)

(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・53  
188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ  
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

審査官 樋口 宗彦

最終頁に続く

(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) 【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

10

20

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。

10

【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に等しくない場合は、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。

20

【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、

30

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。

40

【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

50

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。

【 0 0 0 3 】

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。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 5 - 1 1 8 1 5 2 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 8 - 1 2 6 0 7 9 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

20

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。

【 0 0 0 6 】

ここで、例えば B モード画像上に設定された関心領域 ( R O I : R e g i o n O f I n t e r e s t ) 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。

30

【 0 0 0 7 】

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。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

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

50

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つて物理量を算出し、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。

【 0 0 0 9 】

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。

10

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

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。

20

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

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。

【 0 0 1 4 】

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。

30

【 0 0 1 5 】

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つ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つて物理量を算出し、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。

40

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

50

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つ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。

10

【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。

20

【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。

30

【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つ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。

40

【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】

50

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（ $i$ ）,（ $i+1$ ）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。

#### 【0024】

10

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（ $i+1$ ）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。

#### 【0025】

図 3 において、前記フレーム（ $i$ ）,（ $i+1$ ）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（ $i+1$ ）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  $R(i)$ ,  $R(i+1)$  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。

20

#### 【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部 5 は、前記音線  $L_{1c}$ ,  $L_{2c}$  上において、前記領域  $R(i)$ ,  $R(i+1)$  の上端 100 から下端 101 まで相関ウィンドウ  $W_{1c}$ ,  $W_{2c}$  を順次設定し、歪み  $S_t$  を算出する。また、前記物理量データ作成部 5 は、前記領域  $R(i)$ ,  $R(i+1)$  内の他の音線についても同様にして歪み  $S_t$  を算出する。これにより、歪み  $S_t$  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。

30

#### 【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。

40

#### 【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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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、ま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。

40

【0038】

まず、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

50

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。

#### 【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

10

20

30

40

50

$r(t)$ 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。

$$\begin{aligned} & (a_1 + b_1 i)(c_1 - d_1 i) + (a_2 + b_2 i)(c_2 - d_2 i) \\ & + (a_3 + b_3 i)(c_3 - d_3 i) + \dots \\ & + (a_{n-1} + b_{n-1} i)(c_{n-1} - d_{n-1} i) \\ & + (a_n + b_n i)(c_n - d_n i) \quad \dots \text{(式2)} \end{aligned}$$

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sp及び前記初期相関ウィンドウW2fの初期設定開始位置fsp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W2f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Stを得ることが困難である。歪みSt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W2fにおけるエコー信号 $r(t)$ 、 $s(t)$ の波形のずれ量が大きいため、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Stの算出を行なうようになっている。

#### 【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pa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

10

20

30

40

50

においてYES)、ステップS5へ移行する。

【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 $W_2$ 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 $W_2$ のみであり、相関ウィンドウ $W_1$ 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 $W_2$ 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 $f_{sp}$ 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。

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

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、 $|S_t| < 1$ )。

【0054】

また、相関ウィンドウ $W_2$ のウィンドウ幅を $WD_2$ とすると、このウィンドウ幅 $WD_2$ は、前記ステップS2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。

$$WD_2 = \{ 1 - S_t / (1 - S_t) \} \times WD_1 \quad \cdots (式4)$$

$WD_1$ は、相関ウィンドウ $W_1$ 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S2で算出された歪み $S_t$ が大きくなるほどウィンドウ幅 $WD_2$ は小さくなり、一方でステップS2で算出された歪み $S_t$ が小さくなるほどウィンドウ幅 $WD_2$ は大きくなる。また、 $S_t > 0$ である場合、ステップS2で算出された歪み $S_t$ が大きくなるほどウィンドウ幅 $WD_2$ は大きくなり、一方でステップS2で算出された歪み $S_t$ が小さくなるほどウィンドウ幅 $WD_2$ は小さくなる

【0056】

ステップS4において、前記相関ウィンドウ $W_2$ の再設定がされると、再びステップS2へ戻り、再設定された相関ウィンドウ $W_2$ と前記相関ウィンドウ $W_1$ 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 $W_2$ 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 $W_1$ 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 $W_1$ 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 $W_2$ 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

10

20

30

40

50

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、他のデータから補間して、複素相関関数の演算を行なう。

【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 $S2 \sim S4$ 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。

10

【0059】

従って、ステップ $S3$ 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 $S2$ 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。

20

【0061】

ステップ $S3$ 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 $S5$ 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 $S5$ 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 $S5$ 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。

30

【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。

40

【0064】

50

次に、ステップ S 6 では、ステップ S 5 で設定された相関ウィンドウ W 1 , W 2 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。

【 0 0 6 5 】

次に、ステップ S 7 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 s 7 において Y E S ）、歪み S t の算出を行なうべき画素であり、ステップ S 5 の処理へ戻って次の相関ウィンドウ W 1 , W 2 の設定を行なった後、ステップ S 6 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 S 7 において N O ）、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 1 0 1 までの歪み S t の算出が終了する。

10

【 0 0 6 6 】

以上説明したステップ S 1 ~ S 7 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。

【 0 0 6 7 】

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 1 0 0 側から下端 1 0 1 側へ向かって相関ウィンドウ W 1 , W 2 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。

20

【 0 0 6 8 】

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】

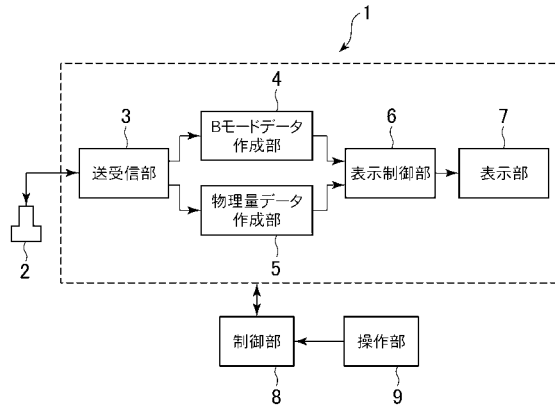
【 0 0 6 9 】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 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

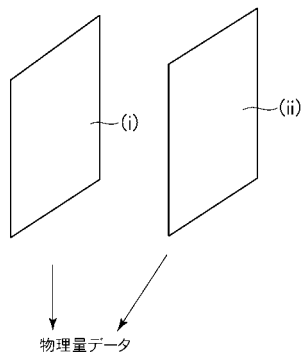
30

40

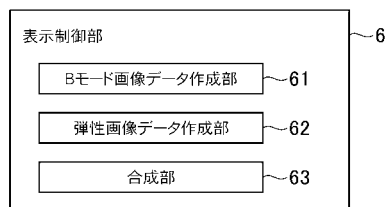
【図 1】



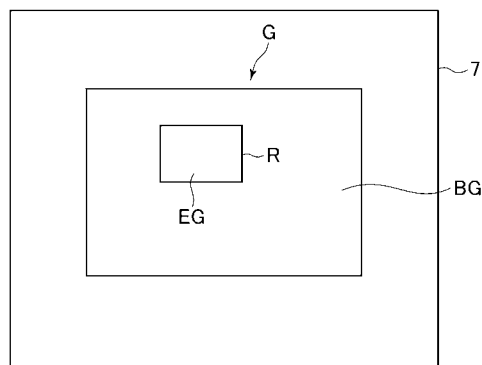
【図 2】



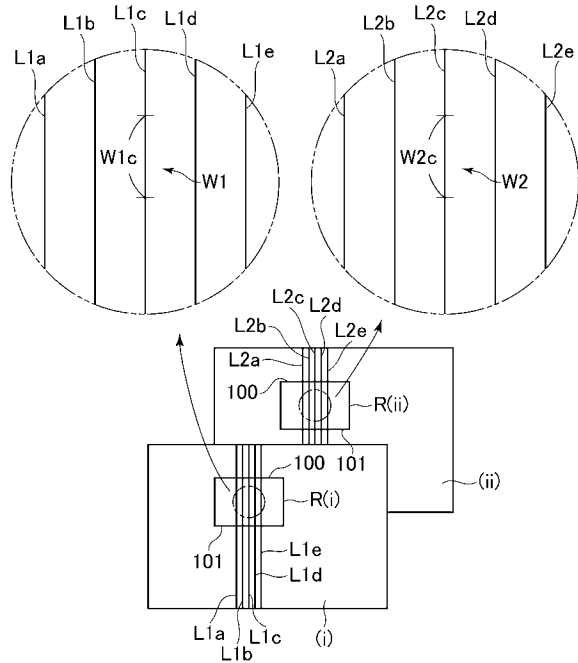
【図 4】



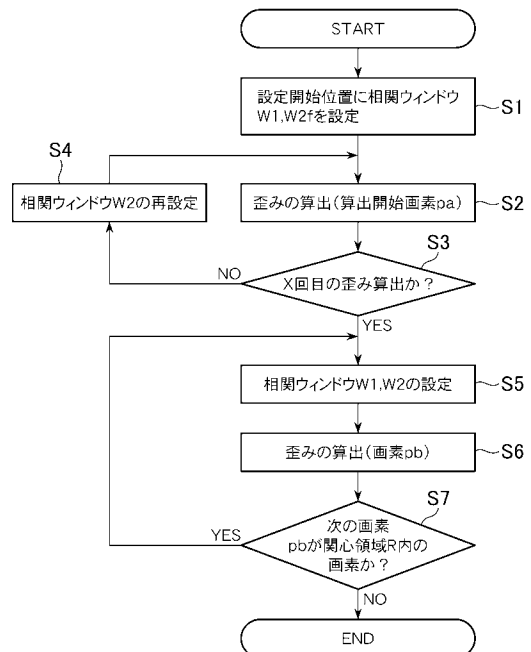
【図 5】



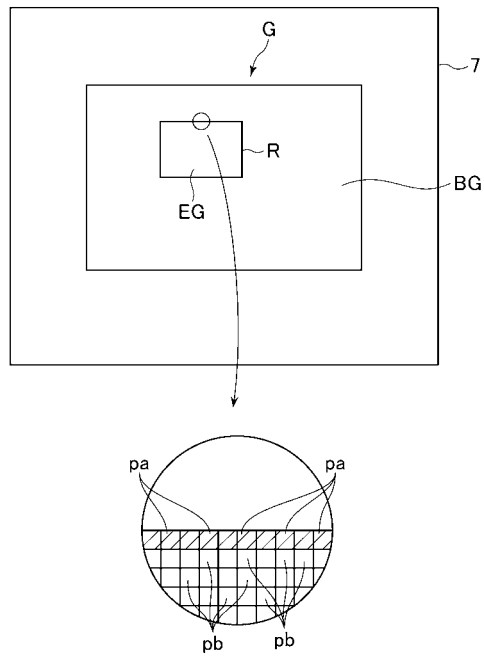
【図 3】



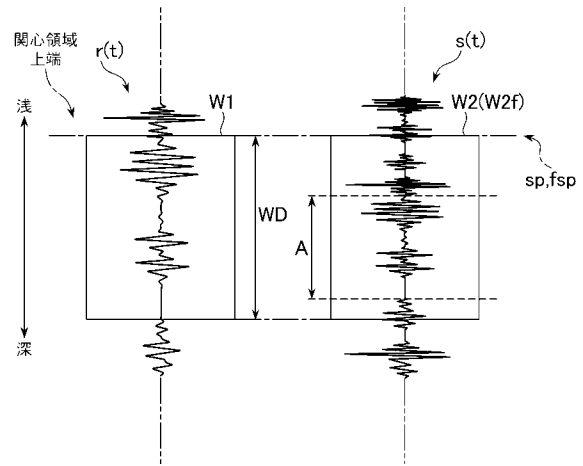
【図 6】



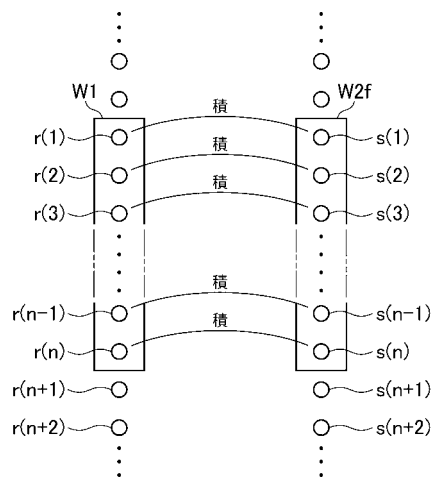
【図 7】



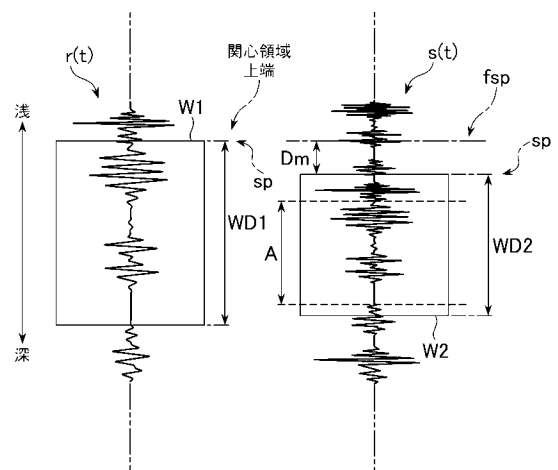
【図 8】



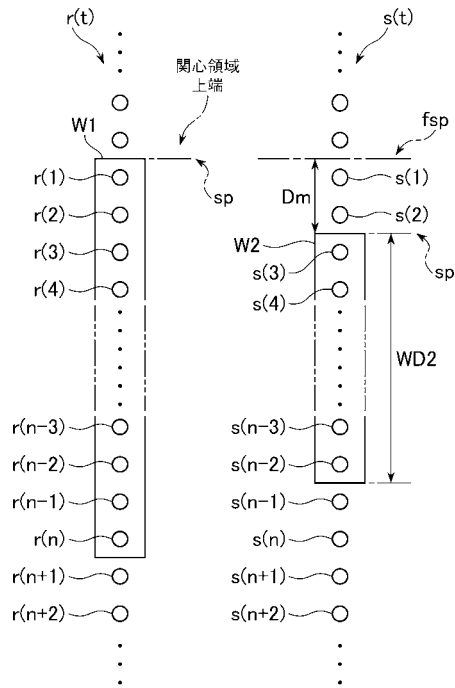
【図 9】



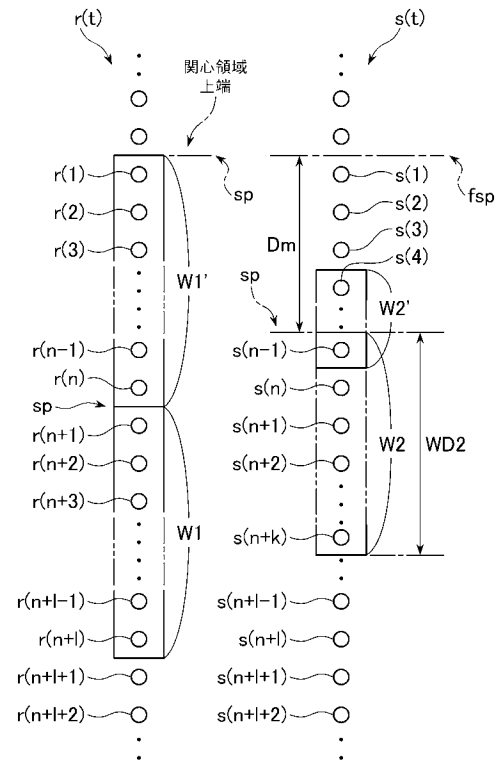
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 1 2 6 0 7 9 ( J P , A )  
特開 2 0 0 7 - 1 2 5 1 5 2 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 0 9 / 1 0 4 6 5 7 ( W O , A 1 )  
特開 2 0 0 4 - 1 2 1 8 3 5 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

|               |                                                                              |         |            |
|---------------|------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)       | 超声波诊断装置及其控制程序                                                                |         |            |
| 公开(公告)号       | <a href="#">JP5501813B2</a>                                                  | 公开(公告)日 | 2014-05-28 |
| 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                                                           |         |            |
| 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                                                                     |         |            |
| 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                                                                          |         |            |
| 审查员(译)        | 樋口宗彦                                                                         |         |            |
| 其他公开文献        | JP2011193904A                                                                |         |            |
| 外部链接          | <a href="#">Espacenet</a>                                                    |         |            |

#### 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，其中，对于计算起始像素，更准确地反映活组织的弹性。解决方案：对于同一声线上的两个在时间上不同的回波信号 $r(t)$ 和 $s(t)$ 设置相关窗口 $W1$ 和 $W2$ ，并且物理量计算部分计算关于活组织的弹性的物理量。在计算计算起始像素上的物理量，用于计算一个声线上的物理量的第一目标时，物理量计算部件计算规定次数的物理量，并在第二次计算中计算物理量，之后通过确定相关窗口 $W2$ 的设置开始位置 $sp$ 和基于在最后一次计算一个回波信号的物理量时获得的物理量的窗口宽度 $WD$ ，并重置相关窗口 $W2$ 。

【 図 6 】

