

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5294322号
(P5294322)

(45) 発行日 平成25年9月18日(2013.9.18)

(24) 登録日 平成25年6月21日(2013.6.21)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 10 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2009-97563 (P2009-97563)
(22) 出願日 平成21年4月14日(2009.4.14)
(65) 公開番号 特開2010-246656 (P2010-246656A)
(43) 公開日 平成22年11月4日(2010.11.4)
審査請求日 平成23年10月18日(2011.10.18)

(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
ジーイー横河メディカルシステム株式会
社内

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、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行な
て得られた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、

生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理
量に基づいて作成する弾性画像データ作成部と、を備え、

前記物理量算出部は、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域における生体組
織深部側の端部に相当する部分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点
から前記弾性画像表示領域における体表面側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信
号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって前記相関演算を行ない、生体組織の各部に
おける前記物理量の算出を行なう

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

生体組織に対し、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行な
て得られた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、

生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理

10

20

量に基づいて作成する弾性画像データ作成部と、を備え、

前記物理量算出部は、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域の体表面側の端部に相当する部分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって、前記相関演算として第一相関演算を行ない、また前記エコー信号において前記弾性画像表示領域内の所定の点に相当する部分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記体表面側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって前記相関演算として第二相関演算を行ない、

前記弾性画像データ作成部は、前記弾性画像表示領域において、前記所定の点から前記生体組織深部側の端部までは、前記第一相関演算で得られた物理量に基づいて弾性画像データの作成を行ない、また前記体表面側の端部から前記所定の点までは、前記第二相関演算で得られた物理量に基づい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。

【請求項 3】

生体組織に対し、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行なって得られた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、

生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理量に基づいて作成する弾性画像データ作成部と、を備え、

前記物理量算出部は、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域の体表面側の端部に相当する部分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって、前記相関演算として第一相関演算を行ない、また前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域内の所定の点に相当する部分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記体表面側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって前記相関演算として第二相関演算を行ない、

前記弾性画像データ作成部は、前記弾性画像表示領域において、前記所定の点から前記生体組織深部側の端部までは、前記第一相関演算で得られた物理量に基づいて弾性画像データの作成を行ない、また前記体表面側の端部から前記所定の点までは、前記第一相関演算で得られた物理量と前記第二相関演算で得られた物理量のうち、エラー度の少ない方に基づい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。

【請求項 4】

前記物理量算出部は、前記第二相関演算を行なう際における前記設定開始点に設定される相関ウィンドウを、前記第一相関演算を行なった相関ウィンドウの中から、前記第一相関演算で得られた相関係数に基づいて選択することを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記弾性画像データ作成部は、前記エラー度を、前記第一相関演算において得られる相関係数及び前記第二相関演算において得られる相関係数に基づいて判断す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】

生体組織に対し、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行なって得られた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、

生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理

10

20

30

40

50

量に基づいて作成する弾性画像データ作成部と、を備え、

前記物理量算出部は、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域における体表面側の端部よりも体表面側に相当する部分における所定の点を前記関連ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記関連ウィンドウの設定を順次行なって前記関連演算を行ない、生体組織の各部における前記物理量の算出を行なう

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

コンピュータに、

生体組織に対し、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行なって得られた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関連ウィンドウを設定し、該関連ウィンドウ間で関連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、

10

生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理量に基づいて作成する弾性画像データ作成機能と、を実行させる超音波診断装置の制御プログラムであって、

前記物理量算出機能は、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分を前記関連ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記弾性画像表示領域における体表面側の端部に相当する部分へ向かって前記関連ウィンドウの設定を順次行なって前記関連演算を行ない、生体組織の各部における前記物理量の算出を行なう

20

ことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 8】

コンピュータに、

生体組織に対し、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行なって得られた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関連ウィンドウを設定し、該関連ウィンドウ間で関連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、

生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理量に基づいて作成する弾性画像データ作成機能と、を実行させる超音波診断装置の制御プログラムであって、

30

前記物理量算出機能は、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域における体表面側の端部に相当する部分を前記関連ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記関連ウィンドウの設定を順次行なって、前記関連演算として第一関連演算を行ない、また前記エコー信号において前記弾性画像表示領域内の所定の点に相当する部分を前記関連ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記体表面側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記関連ウィンドウの設定を順次行なって前記関連演算として第二関連演算を行ない、

前記弾性画像データ作成機能は、前記弾性画像表示領域において、前記所定の点から前記生体組織深部側の端部までは、前記第一関連演算で得られた物理量に基づいて弾性画像データの作成を行ない、また前記体表面側の端部から前記所定の点までは、前記第二関連演算で得られた物理量に基づいて弾性画像データの作成を行なう

40

ことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 9】

コンピュータに、

生体組織に対し、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行なって得られた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関連ウィンドウを設定し、該関連ウィンドウ間で関連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、

50

生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理量に基づいて作成する弾性画像データ作成機能と、を実行させる超音波診断装置の制御プログラムであって、

前記物理量算出機能は、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域の体表面側の端部に相当する部分を前記関連ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記関連ウィンドウの設定を順次行なって、前記関連演算として第一関連演算を行ない、また前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域内の所定の点に相当する部分を前記関連ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記体表面側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記関連ウィンドウの設定を順次行なって前記関連演算として第二関連演算を行ない、

10

前記弾性画像データ作成機能は、前記弾性画像表示領域において、前記所定の点から前記生体組織深部側の端部までは、前記第一関連演算で得られた物理量に基づいて弾性画像データの作成を行ない、また前記体表面側の端部から前記所定の点までは、前記第一関連演算で得られた物理量と前記第二関連演算で得られた物理量のうち、エラー度の少ない方に基づい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の制御プログラム。

【請求項 10】

コンピュータに、

生体組織に対し、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行なって得られた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関連ウィンドウを設定し、該関連ウィンドウ間で関連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、

20

生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理量に基づいて作成する弾性画像データ作成機能と、を実行させる超音波診断装置の制御プログラムであって、

前記物理量算出機能は、エコー信号において、前記弾性画像表示領域における体表面側の端部よりも体表面側に相当する部分における所定の点を前記関連ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記関連ウィンドウの設定を順次行なって前記関連演算を行ない、生体組織の各部における前記物理量の算出を行なう

30

ことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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、生体組織に対し、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関連ウィンドウをそれ

50

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変位を算出する。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。

【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】

10

【0005】

前記相関ウィンドウは、一つのエコー信号に複数設定され、各相関ウィンドウ毎に相関演算が行なわれて、生体組織における各部の変位が算出される。ここで、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、前記エコー信号において、関心領域における体表面側の端部(関心領域の上端部)に相当する部分から、生体組織深部側の端部(関心領域の下端部)に相当する部分へ向かって前記相関ウィンドウを順次設定し、生体組織における各部の変位が算出される。

【0006】

前記相関ウィンドウの設定についてさらに説明すると、前記二つのエコー信号のうち、一方のエコー信号においては、前記関心領域の上端部に相当する部分から前記関心領域の下端部に相当する部分にかけて、一定量だけ移動させながら前記相関ウィンドウを順次設定する。また、他方のエコー信号においては、直前の相関ウィンドウにおける相関演算の演算結果(両エコー信号のずれ)を用いて、その相関ウィンドウからの移動量を決定し相関ウィンドウの設定を行なう。

20

【0007】

ところで、上述のように、前記上端部が相関ウィンドウの設定開始点となっているが、この設定開始点は、前記二つのエコー信号のいずれにおいても体表面から所定の深さにあたる位置(信号の始まりから所定の時間)になっている。ここで、前記二つのエコー信号は、圧迫とその弛緩とを繰り返しながら取得された信号であるため、前記設定開始点が、それぞれのエコー信号上において異なる位置になる。従って、特に前記設定開始点に設定された前記相関ウィンドウ間の相関演算における相関係数(0~1)は低くなり、生体組織の弾性を正確に反映した演算結果が得られない。

30

【0008】

本発明が解決しようとする課題は、弾性画像表示領域における生体組織の弾性に関する物理量を、より正確に演算することができる超音波診断装置及びその制御プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

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、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行なって得られた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、生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理量に基づいて作成する弾性画像データ作成部と、を備え、前記物理量算出部は、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記弾性画像表示領域における体表面側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって前記相関演算を行ない、生体組織の各部における前記物理量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。

40

50

【 0 0 1 0 】

第2の観点の発明は、生体組織に対し、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行なって得られた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、生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理量に基づいて作成する弾性画像データ作成部と、を備え、前記物理量算出部は、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域の体表面側の端部に相当する部分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって、前記相関演算として第一相関演算を行ない、また前記エコー信号において前記弾性画像表示領域内の所定の点に相当する部分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記体表面側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって前記相関演算として第二相関演算を行ない、前記弾性画像データ作成部は、前記弾性画像表示領域において、前記所定の点から前記生体組織深部側の端部までは、前記第一相関演算で得られた物理量に基づいて弾性画像データの作成を行ない、また前記体表面側の端部から前記所定の点までは、前記第二相関演算で得られた物理量に基づい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。

10

【 0 0 1 1 】

第3の観点の発明は、生体組織に対し、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行なって得られた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、生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理量に基づいて作成する弾性画像データ作成部と、を備え、前記物理量算出部は、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域の体表面側の端部に相当する部分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって、前記相関演算として第一相関演算を行ない、また前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域内の所定の点に相当する部分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記体表面側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって前記相関演算として第二相関演算を行ない、前記弾性画像データ作成部は、前記弾性画像表示領域において、前記所定の点から前記生体組織深部側の端部までは、前記第一相関演算で得られた物理量に基づいて弾性画像データの作成を行ない、また前記体表面側の端部から前記所定の点までは、前記第一相関演算で得られた物理量と前記第二相関演算で得られた物理量のうち、エラー度の少ない方に基づい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。

20

30

【 0 0 1 2 】

第4の観点の発明は、第2又は3の観点の発明において、前記物理量算出部は、前記第二相関演算を行なう際における前記設定開始点に設定される相関ウィンドウを、前記第一相関演算を行なった相関ウィンドウの中から、前記第一相関演算で得られた相関係数に基づいて選択することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【 0 0 1 3 】

第5の観点の発明は、第3又は4の観点の発明において、前記弾性画像データ作成部は、前記エラー度を、前記第一相関演算において得られる相関係数及び前記第二相関演算において得られる相関係数に基づいて判断することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 4 】

第6の観点の発明は、生体組織に対し、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行なって得られた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

50

する物理量を算出する物理量算出部と、生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理量に基づいて作成する弾性画像データ作成部と、を備え、前記物理量算出部は、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域における体表面側の端部よりも体表面側に相当する部分における所定の点を前記関連ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記関連ウィンドウの設定を順次行なって前記関連演算を行ない、生体組織の各部における前記物理量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。

【0015】

第7の観点の発明は、コンピュータに、生体組織に対し、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行なって得られた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関連ウィンドウを設定し、該関連ウィンドウ間で関連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、生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理量に基づいて作成する弾性画像データ作成機能と、を実行させる超音波診断装置の制御プログラムであって、前記物理量算出機能は、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分を前記関連ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記弾性画像表示領域における体表面側の端部に相当する部分へ向かって前記関連ウィンドウの設定を順次行なって前記関連演算を行ない、生体組織の各部における前記物理量の算出を行なう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。

【0016】

第8の観点の発明は、コンピュータに、生体組織に対し、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行なって得られた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関連ウィンドウを設定し、該関連ウィンドウ間で関連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、生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理量に基づいて作成する弾性画像データ作成機能と、を実行させる超音波診断装置の制御プログラムであって、前記物理量算出機能は、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域における体表面側の端部に相当する部分を前記関連ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記関連ウィンドウの設定を順次行なって、前記関連演算として第一関連演算を行ない、また前記エコー信号において前記弾性画像表示領域内の所定の点に相当する部分を前記関連ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記体表面側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記関連ウィンドウの設定を順次行なって前記関連演算として第二関連演算を行ない、前記弾性画像データ作成機能は、前記弾性画像表示領域において、前記所定の点から前記生体組織深部側の端部までは、前記第一関連演算で得られた物理量に基づいて弾性画像データの作成を行ない、また前記体表面側の端部から前記所定の点までは、前記第二関連演算で得られた物理量に基づい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の制御プログラムである。

【0017】

第9の観点の発明は、コンピュータに、生体組織に対し、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行なって得られた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関連ウィンドウを設定し、該関連ウィンドウ間で関連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、生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理量に基づいて作成する弾性画像データ作成機能と、を実行させる超音波診断装置の制御プログラムであって、前記物理量算出機能は、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域の体表面側の端部に相当する部分を前記関連ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記関連ウィンドウの設定を順次行なって、前記関連演算として第一関連演算を行ない、また前記エコー

ー信号において、前記弾性画像表示領域内の所定の点に相当する部分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記体表面側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって前記相関演算として第二相関演算を行ない、前記弾性画像データ作成機能は、前記弾性画像表示領域において、前記所定の点から前記生体組織深部側の端部までは、前記第一相関演算で得られた物理量に基づいて弾性画像データの作成を行ない、また前記体表面側の端部から前記所定の点までは、前記第一相関演算で得られた物理量と前記第二相関演算で得られた物理量のうち、エラー度の少ない方に基づい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の制御プログラムである。

【 0 0 1 8 】

10

第 1 0 の観点の発明は、コンピュータに、生体組織に対し、体表面からの圧迫とその弛緩を行ないながら超音波の送受信を行なって得られた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機能と、生体組織の弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを、前記物理量に基づいて作成する弾性画像データ作成機能と、を実行させる超音波診断装置の制御プログラムであって、前記物理量算出機能は、エコー信号において、前記弾性画像表示領域における体表面側の端部よりも体表面側に相当する部分における所定の点を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、該設定開始点から前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって前記相関演算を行ない、生体組織の各部における前記物理量の算出を行なう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。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 9 】

本発明によれば、前記エコー信号において、弾性画像を表示する領域における生体組織深部側の端部に相当する部分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、この設定開始点から体表面側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって相関演算を行ない、生体組織の各部における前記物理量の算出を行なう。ここで、生体組織内においては、体表面側と比べて深部側の方が、体表面からの圧迫とその弛緩による生体組織の変位が少ない。従って、弾性画像を表示する領域における生体組織深部側の端部に相当する部分を、前記相関ウィンドウの設定開始点とすることにより、二つのエコー信号における前記設定開始点のずれが少なくなり、この結果前記設定開始点に設定された相関ウィンドウについての相関演算における相関係数が高くなる。これにより、前記弾性画像表示領域における前記物理量を従来より正確に算出することができる。

30

【 0 0 2 0 】

また、他の発明によれば、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域の体表面側の端部に相当する部分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、この設定開始点から前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって、前記相関演算として第一相関演算を行ない、また前記エコー信号において前記弾性画像表示領域内の所定の点に相当する部分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、この設定開始点から前記体表面側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって前記相関演算として第二相関演算を行なう。そして、前記所定の点から前記生体組織深部側の端部までは、前記第一相関演算で得られた物理量に基づいて弾性画像データの作成を行ない、また前記体表面側の端部から前記所定の点までは、相関係数が低くなる可能性が高い前記第一相関演算で得られた物理量に代わり、前記第二相関演算で得られた物理量に基づいて弾性画像データの作成を行なうことにより、前記弾性画像表示領域における前記物理量を従来より正確に演算することができる。

40

【 0 0 2 1 】

また、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域の体表面側の端部に相当する部

50

分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、この設定開始点から前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって、前記相関演算として第一相関演算を行ない、また前記エコー信号において前記弾性画像表示領域内の所定の点に相当する部分を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、この設定開始点から前記体表面側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって前記相関演算として第二相関演算を行なう。そして、前記所定の点から前記生体組織深部側の端部までは、前記第一相関演算で得られた物理量に基づいて弾性画像データの作成を行ない、また前記体表面側の端部から前記所定の点までは、前記第一相関演算で得られた物理量と前記第二相関演算で得られた物理量のうち、エラー度の少ない方に基づいて弾性画像データの作成を行なうことにより、前記弾性画像表示領域における前記物理量を従来より正確に演算することができる。

10

【0022】

また、前記第二相関演算を行なう際における前記設定開始点に設定される相関ウィンドウを、前記第一相関演算を行なった相関ウィンドウの中から、前記第一相関演算で得られた相関係数に基づいて選択することにより、前記所定の点に設定される相関ウィンドウについて行なわれる相関演算で得られる前記物理量をより正確なものにすることができる。

【0023】

さらに、他の発明によれば、前記エコー信号において、前記弾性画像表示領域における体表面側の端部よりも体表面側に相当する部分における所定の点を前記相関ウィンドウの設定開始点とし、この設定開始点から前記弾性画像表示領域における生体組織深部側の端部に相当する部分へ向かって前記エコー信号に前記相関ウィンドウの設定を順次行なって前記相関演算を行ない、生体組織の各部における前記物理量の算出を行なう。ここで、前記二つのエコー信号のうち、一方のエコー信号においては一定量だけ移動させながら前記相関ウィンドウを順次設定し、また他方のエコー信号においては直前の相関ウィンドウにおける相関演算の演算結果を用いてその相関ウィンドウからの移動量を決定して相関ウィンドウを設定し、相関演算を行なう場合、前記設定開始点に設定された相関ウィンドウから順次移動するにつれて、相関係数が次第に高くなる。従って、前記設定開始点を前記弾性画像表示領域における体表面側の端部よりも体表面側に相当する部分にすることにより、前記弾性画像表示領域内に設定される相関ウィンドウについての相関演算で得られる前記物理量を従来より正確に算出することができる。

20

30

【図面の簡単な説明】

【0024】

【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】図1に示す超音波診断装置の表示部に表示された超音波画像の一例を示す図である。

【図4】図3に示す超音波画像における関心領域を示す図である。

【図5】第一実施形態において、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設定される相関ウィンドウを説明するための図である。

40

【図6】第二実施形態における関心領域を示す図である。

【図7】第二実施形態における第一相関演算において、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設定される相関ウィンドウを説明するための図である。

【図8】第二実施形態における第二相関演算において、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設定される相関ウィンドウを説明するための図である。

【図9】第三実施形態における関心領域を示す図である。

【図10】第三実施形態において、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設定される相関ウィンドウを説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

50

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)

先ず、第一実施形態について図1～図5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。

【0026】

前記超音波プローブ2は、生体組織に対して超音波の送受信を行なう。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。

【0027】

前記送受信部3は、前記超音波プローブ2を所定のスキャンパラメータで駆動させてスキャン面を走査させる。また、前記超音波プローブ2で得られ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。

【0028】

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。

【0029】

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、変位算出部51と弾性画像データ作成部52とを有する。

【0030】

前記変位算出部51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(変位算出機能)。前記変位算出部51は、同一音線上において時間的に異な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。前記変位算出部51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り、また前記変位算出機能は本発明における物理量算出機能の実施の形態の一例である。

【0031】

また、前記弾性画像データ作成部52は、前記変位算出部51によって算出された変位を色相情報に変換し、弾性画像を表示する弾性画像表示領域における弾性画像データを作成する(弾性画像データ作成機能)。前記弾性画像データ作成部52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り、また前記弾性画像データ作成機能は本発明における弾性画像データ作成機能の実施の形態の一例である。

【0032】

ここで、前記弾性画像表示領域は、スキャン面全体であってもよく、また操作者によって設定された関心領域(ROI: Region Of Interest)であってもよい。本例では、後述するように関心領域R(図3参照)が前記弾性画像表示領域になっている。

【0033】

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。ちなみに、本例では、弾性画像EGは、関心領域Rについて作成され表示されており、前記弾性画像表示領域は、関心領域Rになっている。

【0034】

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、前記変位算出機能、前

10

20

30

40

50

記弾性画像データ作成機能を実行させ、その他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。

【0035】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。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。

【0036】

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。

【0037】

弾性画像データの作成について図 4 及び図 5 に基づいて詳しく説明する。図 4 に示す関心領域 R において一点鎖線 L は図 5 に示すエコー信号 S a , S b の音線位置を示している。この一点鎖線 L 上における関心領域 R の上端部 q に相当するエコー信号 S a 上の点が点 Q であり、一点鎖線 L 上における関心領域 R の下端部 p に相当するエコー信号 S a 上の点が点 P である。また、エコー信号 S b 上において関心領域 R の上端部 q に相当する点を点 Q' とし、エコー信号 S b において関心領域 R の下端部 p に相当するエコー信号 S b 上の点を点 P' とする。すなわち、図 5 において、右側が生体組織深部側であり、左側が体表面側になっている。前記関心領域 R の上端部 q は、本発明における弾性画像表示領域の体表面側の端部の実施の形態の一例であり、また前記下端部 p は、本発明における弾性画像表示領域の生体組織深部側の端部の実施の形態の一例である。

【0038】

ちなみに、点 P , P' は、前記エコー信号 S a , S b の終端部にあたる t 3 から時間 T α だけ遡った t 2 に位置し、また点 Q , Q' は、前記エコー信号 S a , S b の終端部にあたる t 3 から時間 T β だけ遡った t 1 に位置する。

【0039】

ここで、前記エコー信号 S a よりも前記エコー信号 S b の方が、生体組織が圧迫を受けた状態であり、前記エコー信号 S b は体表面側の部分の波形が前記エコー信号 S a よりも圧縮されたような波形になっている。

【0040】

前記弾性画像処理部 5 における変位算出部 5 1 は、同一音線上における時間的に異なる二つのエコー信号 S a , S b に、相関ウィンドウ W a , W b をそれぞれ設定し、この相関ウィンドウ W a , W b 間で相関演算を行なって、前記エコー信号 S a , S b のずれ量を算出する（詳細は前記特許文献 2 参照）。そして、前記変位算出部 5 1 は、前記エコー信号 S a , S b のずれ量を生体組織の各部における変位とする。

【0041】

前記変位算出部 5 1 は、前記エコー信号 S a において点 P から点 Q まで、前記相関ウィンドウ W a を複数設定する。また、前記エコー信号 S b において、点 P' から点 Q' まで、前記相関ウィンドウ W b を複数設定する。すなわち、前記エコー信号 S a には、相関ウィンドウ W a 1 , W a 2 , W a 3 , . . . , W a N を設定し、前記エコー信号 S b には、相関ウィンドウ W b 1 , W b 2 , W b 3 , . . . , W b N を設定する。そして、前記相関ウィンドウ W a 1 , W b 1 間、前記相関ウィンドウ W a 2 , W b 2 間、前記相関ウィンドウ W a 3 , W b 3 間、. . . 、前記相関ウィンドウ W a N , W b N 間で相関演算を行なう。

【0042】

ちなみに、前記各エコー信号 S a , S b において、隣り合う相関ウィンドウ（例えば、相関ウィンドウ W a 1 と相関ウィンドウ W a 2 ）は、互いに重なり合ってもよい。

【0043】

10

20

30

40

50

前記変位算出部 5 1 による変位の算出についてもう少し説明すると、前記変位算出部 5 1 は、前記エコー信号 S a においては、先ず前記点 P を前記相関ウィンドウ W a の設定開始点とし、また前記エコー信号 S b においては、先ず前記点 P ' を前記相関ウィンドウ W b の設定開始点とする。すなわち、前記エコー信号 S a においては、前記点 P を設定開始点として相関ウィンドウ W a 1 を設定し、また前記エコー信号 S b においては、前記点 P ' を設定開始点として相関ウィンドウ W b 1 を設定する。ちなみに、前記相関ウィンドウ W a 1 と前記相関ウィンドウ W b 1 におけるデータ数は同じである。このようにして前記相関ウィンドウ W a 1 , W b 1 が設定されると、これら相関ウィンドウ W a 1 , W b 1 間で相関演算 C 1 を行なう。

【 0 0 4 4 】

10

ここで、生体組織内においては、体表面側と比べて深部側の方が、体表面からの圧迫とその弛緩による生体組織の変位が少ない。従って、生体組織深部側である点 P , P ' を前記相関ウィンドウ W a , W b の設定開始点とすることにより、体表面側である点 Q , Q ' を設定開始点とするよりも、二つのエコー信号 S a , S b における前記設定開始点のずれが少なくなる。この結果、前記設定開始点に設定された相関ウィンドウ W a 1 , W b 1 についての相関演算 C 1 における相関係数が高くなり、変位をより正確に算出することができる。

【 0 0 4 5 】

次に、前記変位算出部 5 1 は、相関ウィンドウ W a 2 , W b 2 を設定する。具体的には、前記変位算出部 5 1 は、前記エコー信号 S a において、前記相関ウィンドウ W a 2 を、前記相関ウィンドウ W a 1 から一定量だけ移動させて設定する。また、前記変位算出部 5 1 は、前記エコー信号 S b において、前記相関演算 C 1 の演算結果を用いて前記相関ウィンドウ W b 1 からの移動量を決定して前記相関ウィンドウ W b 2 を設定する（相関ウィンドウの設定方法の詳細については前記特許文献 2 参照）。ちなみに、前記相関ウィンドウ W a 2 と前記相関ウィンドウ W b 2 におけるデータ数は異なっている場合がある（相関ウィンドウ W a 3 , W b 3 以降についても同様）。そして、前記変位算出部 5 1 は、前記相関ウィンドウ W a 2 , W b 2 間で相関演算 C 2 を行なう。

20

【 0 0 4 6 】

以降、前記変位算出部 5 1 は、前記エコー信号 S a に、点 Q へ向かって一定量だけ移動させながら相関ウィンドウ W a 3 ~ W a N（一部のみ図示）を順次設定し、また前記エコー信号 S b に、点 Q ' へ向かって直前の相関ウィンドウの演算結果から移動量を決定した上で相関ウィンドウ W b 3 ~ W b N（一部のみ図示）を順次設定して、相関演算 C 3（相関ウィンドウ W a 3 , W b 3 間の相関演算）~ C N（相関ウィンドウ W a N , W b N 間の相関演算）を行なう。これにより、前記関心領域 R 内における一音線分の変位の算出が完了する。前記変位算出部 5 1 は、前記関心領域 R 内における各音線の変位を算出し、一フレーム分の変位の算出を行なう。

30

【 0 0 4 7 】

ちなみに、弾性画像が動画である場合、次のフレームの弾性画像を作成する際の変位の算出は、前記エコー信号 S b と、このエコー信号 S b とは時間的に異なる同一音線上のエコー信号（図示省略）とを用いて上記と同様にして行なう。この場合、例えば前記エコー信号 S b には新たに相関ウィンドウを設定する。

40

【 0 0 4 8 】

前記変位算出部 5 1 で変位が算出されると、前記弾性画像データ作成部が弾性画像データを作成する。そして、この弾性画像データと前記 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を前記合成部 6 で合成して超音波画像 G を作成し、前記表示部 7 に表示する。

【 0 0 4 9 】

以上説明した本例の超音波診断装置 1 によれば、上述のように、前記設定開始点 P , P ' に設定された相関ウィンドウ W a 1 , W b 1 についての相関演算 C 1 における相関係数が高くなり、変位をより正確に算出することができる。また、前記相関ウィンドウ W a 2

50

、 $Wb2$ についての相関演算 $C2$ においては、相関係数が高い相関演算 $C1$ の演算結果を用いた相関ウィンドウの設定が行なわれるので、前記相関演算 $C1$ と同様に相関係数が高くなる。そして、以降の相関ウィンドウについての相関演算 $C3 \sim CN$ においても、直前の相関ウィンドウについて相関係数が高い相関演算の結果を用いた相関ウィンドウの設定が行なわれるので、結果として、前記関心領域 R において変位を従来より正確に算出することができる。

【0050】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について図6～図8に基づいて説明する。なお、以下の説明では、第一実施形態と異なる部分についてのみ説明するものとする。

10

【0051】

図6に示す関心領域 R において一点鎖線 L は図7及び図8に示すエコー信号 Sa 、 Sb の音線位置を示している。第一実施形態と同様に、前記一点鎖線 L 上における関心領域 R の上端部 q に相当するエコー信号 Sa 上の点が点 Q であり、一点鎖線 L 上における関心領域 R の下端部 p に相当するエコー信号 Sa 上の点が点 P である。また、エコー信号 Sb 上において関心領域 R の上端部 q に相当する点を点 Q' とし、エコー信号 Sb において関心領域 R の下端部 p に相当するエコー信号 Sb 上の点を点 P' としている。

【0052】

本例では、前記変位算出部51は、図7に示すように、前記エコー信号 Sa 、 Sb における点 Q 、 Q' を設定開始点として点 P 、 P' へ向かって相関ウィンドウ Wa 、 Wb を順次設定して相関演算を行ない、また図8に示すように、前記エコー信号 Sa 、 Sb において点 P 、 P' と点 Q 、 Q' との間における所定の点 X 、 X' を設定開始点として点 Q 、 Q' へ向かって相関ウィンドウ Wa 、 Wb を順次設定して相関演算を行なう。設定開始点 Q 、 Q' から点 P 、 P' へ向かって相関ウィンドウ Wa 、 Wb を設定して行なう一連の相関演算を第一相関演算とし、また設定開始点 X 、 X' から点 Q 、 Q' へ向かって相関ウィンドウ Wa 、 Wb を設定して行なう一連の相関演算を第二相関演算とする。前記点 X 、 X' は、図6に示す関心領域 R における点 x に対応する点であり、本発明において、弾性画像表示領域内の所定の点に相当する部分の実施の形態の一例である。

20

【0053】

本例では、エコー信号 Sa 、 Sb 上の点 Q 、 Q' は、前記エコー信号 Sa 、 Sb の始端部にあたる $t0$ から時間 $T\gamma$ 経過した $t1$ に位置し、また点 P 、 P' は、前記 $t0$ から時間 $T\delta$ 経過した $t2$ に位置する。ちなみに、前記 $t1$ は、前記エコー信号 Sa の終端部にあたる $t3$ から時間 $T\beta$ だけ遡った位置であり、また前記 $t2$ は前記 $t3$ から時間 $T\alpha$ だけ遡った位置である(第一実施形態の図4参照)。

30

【0054】

前記第一相関演算及び前記第二相関演算について詳しく説明する。まず、第一相関演算について説明すると、前記変位算出部51は、第一相関演算を行なうにあたり、図7に示すように、前記エコー信号 Sa においては点 Q を設定開始点として相関ウィンドウ $Wa1$ を設定し、また前記エコー信号 Sb においては点 Q' を設定開始点として相関ウィンドウ $Wb1$ を設定する。そして、前記相関ウィンドウ $Wa1$ 、 $Wb1$ 間で相関演算 $C11$ を行なう。

40

【0055】

次に、第一実施形態と同様に、前記エコー信号 Sa において、相関ウィンドウ $Wa12$ を前記相関ウィンドウ $Wa11$ から一定量だけ移動させて設定し、また前記エコー信号 Sb において、前記相関演算 $C11$ の演算結果を用いて前記相関ウィンドウ $Wb11$ からの移動量を決定して相関ウィンドウ $Wb12$ を設定し、これら相関ウィンドウ $Wa12$ 、 $Wb12$ 間で相関演算 $C12$ を行なう。以降、同様にして前記エコー信号 Sa に相関ウィンドウ $Wa13 \sim Wa1N$ (一部のみ図示)を順次設定し、また前記エコー信号 Sb に相関ウィンドウ $Wb13 \sim Wb1N$ (一部のみ図示)を順次設定して、相関演算 $C13$ (相関ウィンドウ $Wa13$ 、 $Wb13$ 間の相関演算) $\sim C1N$ (相関ウィンドウ $Wa1N$ 、 Wb

50

1 N間の相関演算)を行なう。

【0056】

ちなみに、前記エコー信号 S_b は、体表面側の部分の波形が前記エコー信号 S_a よりも圧縮されたようになっているので、前記エコー信号 S_a における点 Q に対応するエコー信号 S_b 上の点は、点 Q' にはなっていない。従って、前記相関ウィンドウ W_{a11} , W_{b11} 間で行なわれる相関演算 C_{11} の相関係数 ($0 \sim 1$) は低くなる。しかし、上述のように、エコー信号 S_b において、相関ウィンドウ W_{b12} 以降の相関ウィンドウは、直前の相関ウィンドウについての相関演算の演算結果を用いて設定されるので、相関演算 C_{12} , C_{13} , $\dots$ と相関演算を行なううちに、エコー信号 S_a 上の相関ウィンドウ W_a の位置とエコー信号 S_b 上の相関ウィンドウ W_b の位置とが次第に一致するようになり、相関係数が次第に高くなり1に近づく。本例では、エコー信号 S_a における相関ウィンドウ W_{a14} の位置と、エコー信号 S_b における相関ウィンドウ W_{b14} の位置とが一致し、これら相関ウィンドウ W_{a14} , W_{b14} 間の相関演算 C_{14} における相関係数が高くなるようになっている。

10

【0057】

次に、第二相関演算について説明する。第二相関演算を行なうにあたっては、先ず前記変位算出部51は、図8に示すように、前記点 X , X' に相関ウィンドウ W_{a21} , W_{b21} を設定する。前記変位算出部51は、第一相関演算 $C_{11} \sim C_{1N}$ を行なった相関ウィンドウ $W_{a11} \sim W_{a1N}$ 及び相関ウィンドウ $W_{b11} \sim W_{b1N}$ の中から、前記第一相関演算 $C_{11} \sim C_{1N}$ で得られた相関係数に基づいて、前記相関ウィンドウ W_{a21} , W_{b21} となる相関ウィンドウを選択する。本例では、図8に示すように、前記相関ウィンドウ W_{a14} が前記相関ウィンドウ W_{a21} として選択され、また前記相関ウィンドウ W_{b14} が前記相関ウィンドウ W_{b21} として選択されている。

20

【0058】

前記相関ウィンドウ W_{a21} , W_{b21} の選択についてもう少し詳しく説明する。上述のように、前記第一相関演算 $C_{11} \sim C_{1N}$ において得られる相関係数は、相関演算 C_{11} 、相関演算 C_{12} 、 $\dots$ と相関演算を行なううちに次第に高くなる。そこで、点 Q , Q' から点 P , P' へ向けて、相関演算 C_{11} 、相関演算 C_{12} 、 $\dots$ と第一相関演算を行なううちに、相関係数が初めて所定の設定値以上となった相関演算が行なわれた相関ウィンドウを前記相関ウィンドウ W_{a21} , W_{b21} として選択する。本例では、相関ウィンドウ W_{a14} , W_{b14} 間の相関演算 C_{14} における相関係数が所定の設定値以上となったものとする。

30

【0059】

前記変位算出部51は、以上のようにして前記相関ウィンドウ W_{a21} , W_{b21} を設定すると、前記相関ウィンドウ W_{a21} , W_{b21} 間で相関演算 C_{21} を行なう。

【0060】

次に、前記エコー信号 S_a において、相関ウィンドウ W_{a22} を前記相関ウィンドウ W_{a21} から一定量だけ移動させて設定し、また前記エコー信号 S_b において、前記相関演算 C_{21} の演算結果を用いて前記相関ウィンドウ W_{b21} からの移動量を決定して相関ウィンドウ W_{b22} を設定し、これら相関ウィンドウ W_{a22} , W_{b22} 間で相関演算 C_{22} を行なう。次に、同様にして前記エコー信号 S_a に相関ウィンドウ W_{a23} , W_{a24} を順次設定し、また前記エコー信号 S_b に相関ウィンドウ W_{b23} , W_{b24} を順次設定して、相関ウィンドウ W_{a23} , W_{b23} 間での相関演算 C_{23} 及び相関ウィンドウ W_{a24} , W_{b24} 間での相関演算 C_{24} を行なう。

40

【0061】

ちなみに、前記相関ウィンドウ W_{a22} は、第一相関演算を行なう際に設定された前記相関ウィンドウ W_{a13} と同じ位置に設定され、前記相関ウィンドウ W_{a23} は、前記相関ウィンドウ W_{a12} と同じ位置に設定され、前記相関ウィンドウ W_{a24} は、前記相関ウィンドウ W_{a11} と同じ位置に設定される。

【0062】

50

一方で、前記相関ウィンドウ W_{b22} は、相関演算 C_{21} の演算結果を用いて設定されるため、前記相関ウィンドウ W_{b12} とは異なる位置に設定され、この結果相関ウィンドウ W_{a22} , W_{b22} 間の相関演算 C_{22} における相関係数は、相関ウィンドウ W_{a13} , W_{b13} 間の相関演算 C_{13} における相関係数よりも高くなる。また、前記相関ウィンドウ W_{b23} は、相関演算 C_{22} の演算結果を用いて設定されるため、前記相関ウィンドウ W_{b12} とは異なる位置に設定され、この結果相関ウィンドウ W_{a23} , W_{b23} 間の相関演算 C_{23} における相関係数は、相関ウィンドウ W_{a12} , W_{b12} 間の相関演算 C_{13} における相関係数よりも高くなる。

【0063】

弾性画像データ作成部 52 は、前記関心領域 R において点 x から点 p までは、前記第一相関演算で得られた変位に基づいて弾性画像データの作成を行なう。すなわち、前記相関ウィンドウ W_{a15} , W_{b15} 間の相関演算 C_{15} から相関演算 C_{1N} までの演算で得られた変位に基づいて、点 x から点 p までの弾性画像データの作成を行なう。

【0064】

また、前記弾性画像データ作成部 52 は、前記関心領域 R において点 q から点 x までは、前記第二相関演算で得られた変位に基づいて弾性画像データの作成を行なう。すなわち、前記相関演算 $C_{21} \sim C_{24}$ までの演算で得られた変位に基づいて、点 q から点 x までの弾性画像データの作成を行なう。

【0065】

なお、第一実施形態と同様に、他の音線についても上述と同様にして弾性画像データを作成し、前記関心領域 R についての一フレーム分の弾性画像データを作成するものとする。

【0066】

以上のように、関心領域 R において、点 x から点 p までは、第一相関演算で得られた変位、すなわち相関係数が高い相関演算 C_{15} 以降の相関演算で得られた変位に基づいて弾性画像データが作成される。また、点 q から点 x までは、相関係数が高い相関演算 C_{24} で得られた変位に基づいて弾性画像データが作成されるとともに、第一相関演算 C_{12} , C_{13} よりも相関係数が高い第二相関演算 C_{22} , C_{23} で得られた変位に基づいて弾性画像データが作成される。これにより、関心領域 R において従来より正確に演算された変位に基づいて弾性画像データを作成することができる。

【0067】

ここで、生体組織深部側よりも体表面側の方が、エコー信号の信号強度は強くなる。従って、点 Q , Q' から点 P , P' へ向かって相関ウィンドウ W_a , W_b を設定する第一相関演算においては、エコー信号の信号強度が強い側の相関演算の結果を用いて、エコー信号 S_b に次の相関ウィンドウ W_b が設定されることになる。従って、一旦相関係数が高い相関演算が行なわれれば、以降の相関演算の相関係数が安定して高く維持される。従って、点 x から点 p までの弾性画像データの作成を、第一相関演算で得られた変位に基づいて行なうことで、より正確に演算された変位に基づいて弾性画像データを作成できる。

【0068】

なお、本例において、前記点 X , X' の位置は、フレーム毎又は音線毎に異なっているもよい。

【0069】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。この変形例においても、前記第一相関演算 $C_{11} \sim C_{1N}$ 及び前記第二相関演算 $C_{21} \sim C_{24}$ を行ない、関心領域 R における点 x から点 p までは第一相関演算 $C_{15} \sim C_{1N}$ で得られた変位に基づいて、前記弾性画像データ作成部 52 が弾性画像データを作成する。一方、前記弾性画像データ作成部 52 は、関心領域 R における点 q から点 x までについては、第一相関演算 C_{14} で得られた変位と第二相関演算 C_{21} で得られた変位のうちエラー度の少ない方の変位に基づいて弾性画像データを作成し、また第一相関演算 C_{13} で得られた変位と第二相関演算 C_{22} で得られた変位のうちエラー度の少ない方の変位に基づいて弾性画像データを作成する。さら

10

20

30

40

50

に、第一相関演算 C 1 2 で得られた変位と第二相関演算 C 2 3 で得られた変位のうちエラー度の少ない方の変位に基づいて弾性画像データを作成し、また第一相関演算 C 1 1 で得られた変位と第二相関演算 C 2 4 で得られた変位のうちエラー度の少ない変位に基づいて弾性画像データを作成する。

【 0 0 7 0 】

本例では、前記弾性画像データ作成部 5 2 は、エラー度を、第一相関演算において得られる相関係数及び第二相関演算において得られる相関係数に基づいて判断する。具体的に説明すると、前記弾性画像データ作成部 5 2 は、第一相関演算 C 1 4 と第二相関演算 C 2 1 のそれぞれの相関係数を比較し、その値が大きい方の相関演算で得られた変位をエラー度の少ないものとし、その変位に基づいて弾性画像データを作成する。また、同様にして前記弾性画像データ作成部 5 2 は、第一相関演算 C 1 3 と第二相関演算 C 2 2 のそれぞれの相関係数の比較、第一相関演算 C 1 2 と第二相関演算 C 2 3 のそれぞれの相関係数の比較、第一相関演算 C 1 1 と第二相関演算 C 2 4 のそれぞれの相関係数の比較を行ない、その値が大きい方の相関演算で得られた変位をエラー度の少ないものとし、その変位に基づいて弾性画像データを作成する。

10

【 0 0 7 1 】

この変形例によれば、関心領域 R における点 q から点 x において、よりエラー度の少ない変位に基づいて弾性画像データの作成が行なわれるので、点 q から点 p まで全域にわたってより正確に演算された変位に基づいて作成された弾性画像を得ることができる。

【 0 0 7 2 】

20

そして、他の音線についても上述と同様にして弾性画像データを作成することにより、関心領域 R において従来より正確に演算された変位に基づいて作成された弾性画像を得ることができる。

【 0 0 7 3 】

なお、第二実施形態の変形例は、関心領域 R における点 x から点 q に向かって、第一相関演算で得られた変位と第二相関演算で得られた変位のエラー度を比較しているが、第一相関演算よりも第二相関演算のエラー度が大きくなった時点で、次の相関ウィンドウ W a , W b 以降のエラー度の比較を行わず、第一相関演算で得られた変位に基づいて弾性画像データを作成するようにしてもよい。これにより、弾性画像データ作成部 5 2 における処理の負担を軽減することができる。

30

【 0 0 7 4 】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について図 9 及び図 10 に基づいて説明する。なお、以下の説明では、第一、第二実施形態と異なる部分についてのみ説明するものとする。

【 0 0 7 5 】

図 9 に示す関心領域 R において、一点鎖線 L は図 10 に示すエコー信号 S a , S b の音線位置を示している。以下の説明では、この音線位置についてのエコー信号 S a , S b に基づく弾性画像データの作成について説明するが、他の音線についても同様にして弾性画像データが作成される。なお、本例では、一点鎖線 L は関心領域 R の外まで延びている。

【 0 0 7 6 】

40

前記第一、第二実施形態と同様に、前記一点鎖線 L 上における関心領域 R の上端部 q に相当するエコー信号 S a 上の点が点 Q であり、関心領域 R の下端部 p に相当するエコー信号 S a 上の点が点 P である。また、前記一点鎖線 L 上における点 q に相当するエコー信号 S b 上の点を点 Q ' とし、点 p に相当するエコー信号 S b 上の点を点 P ' としている。

【 0 0 7 7 】

なお、第一、第二実施形態と同様に、点 Q , Q ' は t 1 の位置にあり、また点 P , P ' は t 2 の位置にある。

【 0 0 7 8 】

本例では、前記変位算出部 5 1 は、関心領域 R における上端部 q よりも体表面側の所定の点 y に相当する前記エコー信号 S a における点 Y を設定開始点として点 P へ向かって相

50

関ウィンドウ W_a を順次設定して相関演算を行なう。ちなみに、点 Y は、エコー信号 S_a の始端部にあたる t_0 から時間 T_ε 経過した t_4 の位置にある。また、エコー信号 S_b においては、エコー信号 S_b の始端部にあたる t_0 から時間 T_ε 経過した t_4 の位置にある点 Y' を設定開始点として、点 P' へ向かって相関ウィンドウ W_b を順次設定して相関演算を行なう。点 Y, Y' は、本発明において、弾性画像表示領域における体表面側の端部よりも体表面側に相当する部分の実施の形態の一例である。

【0079】

具体的に説明すると、前記変位算出部 51 は、前記エコー信号 S_a においては点 Y を設定開始点として相関ウィンドウ W_{a1} を設定し、また前記エコー信号 S_b においては点 Y' を設定開始点として相関ウィンドウ W_{b1} を設定する。そして、前記相関ウィンドウ W_{a1}, W_{b1} 間で相関演算 C_1 を行なう。

10

【0080】

次に、第一、第二実施形態と同様に、前記エコー信号 S_a において、相関ウィンドウ W_{a2} を前記相関ウィンドウ W_{a1} から一定量だけ移動させて設定し、また前記エコー信号 S_b において、前記相関演算 C_1 の演算結果を用いて前記相関ウィンドウ W_{b1} からの移動量を決定して相関ウィンドウ W_{b2} を設定し、これら相関ウィンドウ W_{a2}, W_{b2} 間で相関演算 C_2 を行なう。以降、同様にして前記エコー信号 S_a に相関ウィンドウ $W_{a3} \sim W_{aN}$ を順次設定し、また前記エコー信号 S_b に相関ウィンドウ $W_{b3} \sim W_{bN}$ を順次設定して、相関演算 $C_3 \sim C_N$ を行なう。

【0081】

20

ここで、エコー信号 S_a における点 Y に対応するエコー信号 S_b 上の点は、点 Y' になっていない。従って、前記相関ウィンドウ W_{a1}, W_{b1} 間で行なわれる相関演算 C_1 の相関係数 ($0 \sim 1$) は低くなる。しかし、上述のように、エコー信号 S_b において、相関ウィンドウ W_{b2} 以降の相関ウィンドウは、直前の相関ウィンドウについての相関演算の演算結果を用いて設定されるので、相関演算 $C_2, C_3, \dots$ と相関演算を行なううちに、エコー信号 S_a 上の相関ウィンドウ W_a の位置とエコー信号 S_b 上の相関ウィンドウ W_b の位置とが次第に一致するようになり、相関係数が次第に高くなる。本例では、エコー信号 S_a における相関ウィンドウ W_{a4} の位置と、エコー信号 S_b における相関ウィンドウ W_{b4} の位置とが一致し、これら相関ウィンドウ W_{a4}, W_{b4} 間の相関演算 C_4 における相関係数が高くなるようになっている。

30

【0082】

点 Y, Y' の位置は、関心領域 R 内において、上端部 q に相当するエコー信号 S_a 上の点 Q' に設定される相関ウィンドウ W_a と、この相関ウィンドウ W_a との間で相関演算が行なわれる相関ウィンドウ W_b (本例では相関ウィンドウ W_{a4}, W_{b4}) との間で行なわれる相関演算における相関係数が高くなり、変位を正確に算出できるような位置に設定されることが好ましい。

【0083】

前記弾性画像データ作成部 52 は、関心領域 R 内において算出された変位、すなわち相関演算 $C_4 \sim$ 相関演算 C_N で算出された変位に基づいて弾性画像データを作成する。

【0084】

40

本例では、相関ウィンドウ W_a, W_b の設定開始点を、関心領域 R の体表面側の端部よりも体表面側に相当する部分である点 Y, Y' にすることにより、関心領域 R の体表面側の端部に相当する部分を設定開始点にする従来に比べて、関心領域 R 内における相関演算の相関係数を高くすることができる。これにより、関心領域 R において変位を従来より正確に算出することができる。

【0085】

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 51 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。

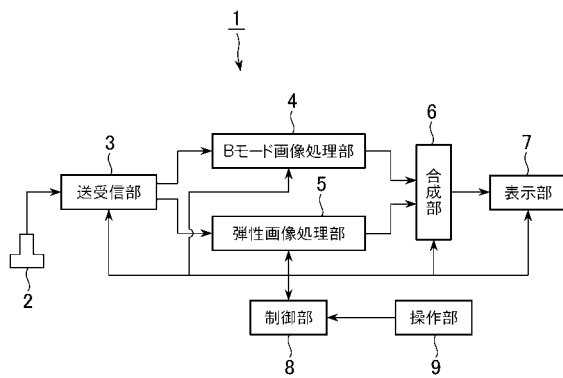
50

【符号の説明】

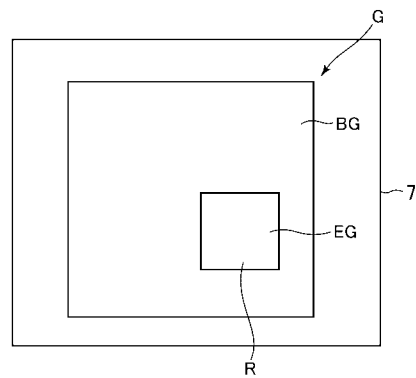
【 0 0 8 6 】

- 1 超音波診断装置
 51 変位算出部（物理量算出部）
 52 弾性画像データ作成部
 S_a , S_b エコー信号
 W_a , W_b 相関ウィンドウ
 R 関心領域（弾性画像表示領域）

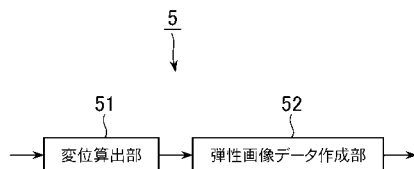
【図 1】



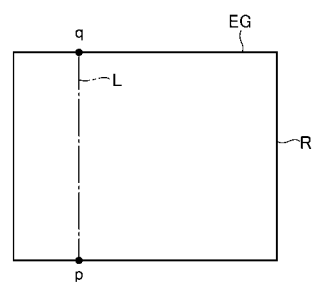
【図 3】



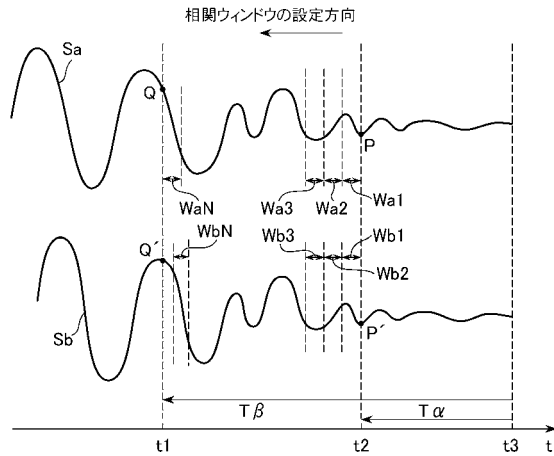
【図 2】



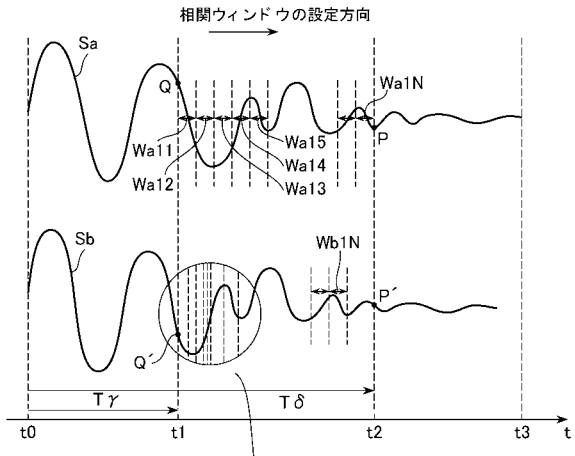
【図 4】



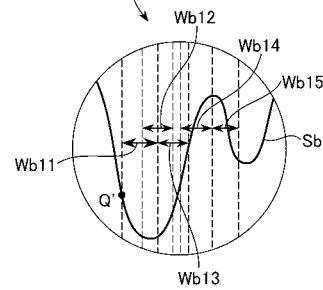
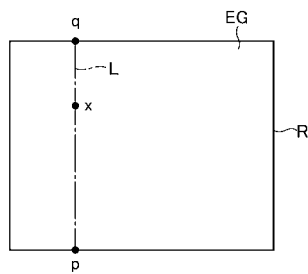
【図 5】



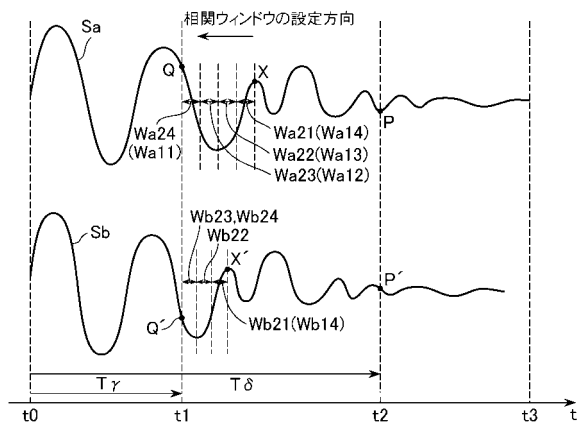
【図 7】



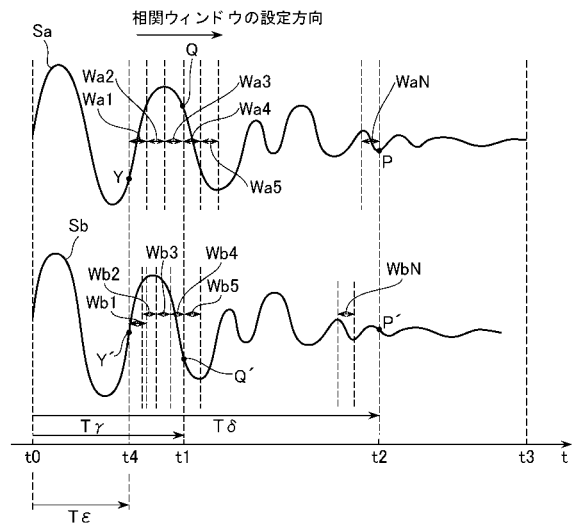
【図 6】



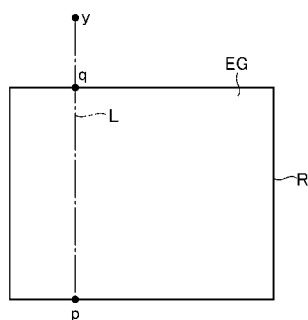
【図 8】



【図 10】



【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 齊藤 考則

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内

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 国際公開第2007/108359(WO, A1)

特開2008-000588(JP, A)

特開2010-172699(JP, A)

国際公開第2006/022238(WO, A1)

特開2007-029703(JP, A)

特開2008-126079(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP5294322B2	公开(公告)日	2013-09-18
申请号	JP2009097563	申请日	2009-04-14
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 齊藤考則		
发明人	谷川 俊一郎 齊藤 考則		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/JB42 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/LL38		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP2010246656A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波检查和控制程序，以更准确地计算与弹性图像显示区域中的活组织的弹性相关的物理量。ŽSOLUTION：超声波检查点使用点P，P'作为相关区域中活组织深部侧的端部的部分，作为相关窗口Wa，Wb的设定起点，在回波信号Sa，Sb中连续设定回波信号Sa，Sb中的相关窗口Wa，Wb朝向Q，Q'是与来自设定起始点P，P'的感兴趣区域中的体表侧的端部相当的部分，并且执行相关操作。相关窗口Wa和Wb，并计算活组织各部分的位移。Ž

【图 1】

