

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5016911号
(P5016911)

(45) 発行日 平成24年9月5日 (2012.9.5)

(24) 登録日 平成24年6月15日 (2012.6.15)

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

F I
A 6 1 B 8/08

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-343487 (P2006-343487)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成18年12月20日 (2006.12.20)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2008-154626 (P2008-154626A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成20年7月10日 (2008.7.10)	(74) 代理人	100098017
審査請求日	平成21年12月9日 (2009.12.9)		弁理士 吉岡 宏嗣
		(72) 発明者	外村 明子
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	大坂 卓司
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内

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】

被検体との間で繰り返し超音波を送受信して計測された超音波断層データに基づいて、前記被検体の断層部位における組織の超音波画像を生成する手段と、該超音波画像を表示する表示手段と、を有してなる超音波診断装置において、

取得時刻の異なる一対の前記超音波断層データに基づいて前記被検体の断層部位の複数の計測点における前記超音波断層データの相関値を求め、該相関値に基づいて前記組織間の境界画像を生成して、前記超音波画像と共に前記表示手段に表示しており、

前記境界画像は、注目する計測点における前記相関値と、その周囲の設定領域内の計測点における前記相関値とに基づく相関値のばらつきを、計測点ごとの設定閾値との比較により区分することで生成されていることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記境界画像は、各計測点における前記相関値のばらつきを、計測点ごとに設定閾値と比較して区分し、隣接する計測点と区分が異なる箇所を画像化したものであ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】

前記相関値のばらつきは、各計測点における相関値と、該計測点の周囲計測点における相関値との標準偏差及び分散のいずれか一方であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

20

被検体との間で繰り返し超音波を送受信して計測された超音波断層データに基づいて、前記被検体の断層部位における組織の超音波画像を生成する手段と、該超音波画像を表示する表示手段と、を有してなる超音波診断装置において、

取得時刻の異なる一対の前記超音波断層データに基づいて前記被検体の断層部位の複数の計測点における前記超音波断層データの相関値を求め、該相関値に基づいて前記組織間の境界画像を生成して、前記超音波画像と共に前記表示手段に表示しており、

前記境界画像は、各計測点における前記相関値及び各計測点における前記相関値のばらつきの双方を、もしくは各計測点における前記相関値のばらつきのみを、計測点ごとに設定閾値と比較して区分し、隣接する計測点と区分が異なる箇所を画像化したものであり、

前記相関値のばらつきは、各計測点における相関値と、該計測点の周囲計測点における相関値との標準偏差及び分散のいずれか一方であることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記複数の計測点における前記超音波断層データの相関値は、前記取得時刻の異なる一対の前記超音波断層データの 1 次元方向又は 2 次元方向の相関処理に基づいて求める自己相関値であることを特徴とする請求項 1 又は 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波画像は、前記被検体の断層部位の超音波断層画像又は / 及び弾性画像であり、該弾性画像は、前記被検体の組織に加わる圧力が変化する過程で計測された取得時刻の異なる一対の前記超音波断層データに基づいて、前記被検体の断層部位の複数の計測点における前記超音波断層データの変位を求め、該変位に基づいて生成される画像であることを特徴とする請求項 1 又は 4 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 7】

前記各計測点における変位、及び前記各計測点における変位のばらつきの少なくとも一方を、計測点ごとに設定閾値と比較して区分し、隣接する計測点と区分が異なる箇所を画像化し、前記境界画像と共に前記表示手段に表示してなることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記変位のばらつきは、各計測点における変位と、該計測点の周囲計測点における変位との標準偏差及び分散のいずれか一方であることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 9】

前記弾性画像は、前記複数の計測点の設定閾値との比較により区分された一方にのみ表示されてなることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記被検体の組織は血管であり、該血管内の血流部位と、前記血管内に形成された病変部位との境界部の境界画像が生成されてなることを特徴とする請求項 1 乃至 9 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

40

本発明は、超音波診断装置に係り、具体的には、被検体の断層像上の異なる組織間の境界を画像として表示することができる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の一般的な超音波診断装置は、超音波の送受信を制御する超音波送受信制御手段と、被検体に超音波を送信及び受信する超音波送受信手段と、この超音波受信手段からの反射エコー信号を用いて運動組織を含む被検体内の超音波断層データを所定周期で繰り返して得る断層走査手段と、この断層走査手段によって得た時系列の超音波断層データを表示する画像表示手段とを有して構成されていた。そして、被検体内部の組織の構造を例えば B モード像として表示していた。

50

【 0 0 0 3 】

これに対して、近年、超音波探触子の超音波送受信面にて、被検体の体表面から用手的な方法にて外力を与え、組織を圧迫し、取得時刻の異なる一対（例えば、時間的に隣接する２フレーム）の超音波断層データの相関演算を利用して、各点における変位を求めることが知られている。また、その変位を空間微分することにより歪みを計測し、この歪みデータを画像化する手法が知られている。

【 0 0 0 4 】

さらに、外力による応力分布と歪みデータから、組織のヤング率等に代表される弾性情報を画像化する手法が現実的になってきている。

【 0 0 0 5 】

ところで、特許文献１には、関心領域（ROI）内の計測点ごとの弾性情報を設定閾値に基づいて２値化し、閾値より大きい領域と小さい領域の２つの領域の境界線を画像化することで、弾性の異なる組織の輪郭を画像化することが記載されている。

【 0 0 0 6 】

【特許文献１】特開２００４－１３５９２９号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、特許文献１の技術では、例えば、一対の超音波断層データの取得時間間隔中にROIの中から外へと移動する組織、あるいは圧迫に対して形態を維持できない組織などのように弾性情報が的確に得られないような組織を含んでいる場合に、組織間の境界を明確に画像化できないおそれがある。

【 0 0 0 8 】

そこで、特許文献１の技術のような弾性情報に基づく組織間の境界画像の生成ではなく、他の手段を用いて安定的に異なる組織間の境界画像を生成することが望まれる。

【 0 0 0 9 】

本発明の課題は、安定して被検体の異なる組織間の境界の画像を生成する超音波診断装置を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、被検体との間で繰り返し超音波を送受信して計測された超音波断層データに基づいて、被検体の断層部位における組織の超音波画像を生成する手段と、この超音波画像を表示する表示手段と、を有して構成されている。そして、取得時刻の異なる一対の超音波断層データに基づいて被検体の断層部位の複数の計測点における超音波断層データの相関値を求め、この相関値に基づいて組織間の境界画像を生成して、超音波画像と共に表示手段に表示しており、境界画像は、注目する計測点における相関値と、その周囲の設定領域内の計測点における相関値とに基づく相関値のばらつきを、計測点ごとの設定閾値との比較により区分することで生成されていることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

これによれば、例えば、弾性情報が的確に得られないような状況下であったとしても、取得時刻の異なる一対の超音波断層データから、複数の計測点ごとに超音波断層データの相関値が求められる。そして、この相関値は、計測点ごとの組織の変位の程度を表す値であるので、相関値に基づいて安定して異なる組織間の境界画像を生成することができる。

【 0 0 1 2 】

この場合において、上述の境界画像は、各計測点における相関値のばらつきを、計測点ごとに設定閾値と比較して区分し、隣接する計測点と区分が異なる箇所を画像化したものとすることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

つまり、例えば、血管内の血栓やプラークなどの病変部位は、周囲を動きの激しい血流

10

20

30

40

50

で囲まれているため、病変部位の領域内における各計測点の相関値は比較的安定しているのに対して、血流の部位の領域内における各計測点の相関値は、ランダムな安定していない値となる。このような場合には、単に相関値を設定閾値と比較して区分するのではなく、相関値から相関値のばらつきを求め、この相関値のばらつきを設定閾値と比較して、閾値より大きな領域と閾値より小さな領域に区分し、この区分の境界に相当する箇所を境界画像として画像化するのが好適である。

【 0 0 1 4 】

また、相関値のばらつきは、各計測点における相関値と、この計測点の周囲計測点における相関値との標準偏差及び分散のいずれか一方とすることができる。つまり、例えば、ある注目計測点の相関値のばらつきは、この注目計測点の相関値と、この注目計測点の周囲の n 点の計測点の相関値を併せた $n + 1$ 点の相関値を母集団とする標準偏差又は分散とすることができる。なお、標準偏差又は分散の母集団の範囲は任意に設定可能である。

10

【 0 0 1 5 】

加えて、かかる課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、被検体との間で繰り返し超音波を送受信して計測された超音波断層データに基づいて、被検体の断層部位における組織の超音波画像を生成する手段と、この超音波画像を表示する表示手段と、を有して構成されている。そして、取得時刻の異なる一対の超音波断層データに基づいて被検体の断層部位の複数の計測点における超音波断層データの相関値を求め、この相関値に基づいて組織間の境界画像を生成して、超音波画像と共に前記表示手段に表示しており、境界画像は、各計測点における相関値及び各計測点における相関値のばらつきの双方を、もしくは各計測点における相関値のばらつきのみを、計測点ごとに設定閾値と比較して区分し、隣接する計測点と区分が異なる箇所を画像化したものであり、相関値のばらつきは、各計測点における相関値と、この計測点の周囲計測点における相関値との標準偏差及び分散のいずれか一方であることを特徴とする。

20

【 0 0 1 6 】

これらいずれの超音波診断装置においても、複数の計測点における超音波断層データの相関値は、取得時刻の異なる一対の超音波断層データの 1 次元方向又は 2 次元方向の相関処理に基づいて求める自己相関値とすることができる。

【 0 0 1 7 】

2 次元方向に相関処理をおこなえば、相関値の精度を向上することができる。また、2 次元方向の相関処理は処理負荷が大きいので、相関値の精度と処理速度とのバランスなどを考慮して、適宜 1 次元方向と 2 次元方向の相関処理を組み合わせることも可能である。

30

【 0 0 1 8 】

このように、上述した超音波診断装置は、被検体の血管部位に対して適用し、この血管内の血流部位と、血管内に形成された病変部位との境界部の境界画像を生成する場合に特に好適である。

【 0 0 1 9 】

また、上述した超音波画像としては、被検体の断層部位のいわゆる B モード像である超音波断層画像又は、及び弾性画像とすることができる。この弾性画像は、被検体の組織に加わる圧力が変化する過程で計測された取得時刻の異なる一対の超音波断層データに基づいて、被検体の断層部位の複数の計測点における超音波断層データの変位を求め、この変位に基づいて生成される画像とすることができる。

40

【 0 0 2 0 】

いわゆる B モード像に対して境界画像を重ねて表示することにより、B モード像で被検体の断層部位における組織の全体構造を把握しながら、例えば病変部位などのような注目すべき組織と周囲組織との境界画像、言い換えれば病変部位の輪郭画像で病変部位の特定が容易になる。また、このような画像に、組織の硬さ又は軟らかさに相関する弾性情報を重ねて表示することにより、検査者が治療法を選択する上での有用な診断画像を提供できる場合がある。

50

【 0 0 2 1 】

上述のように、被検体の組織に加わる圧力が変化する過程で超音波断層データが計測される場合は、各計測点における変位、及び各計測点における変位のばらつきの少なくとも一方を、計測点ごとに設定閾値と比較して区分し、隣接する計測点と区分が異なる箇所を画像化し、上述の境界画像と共に表示手段に表示してもよい。

【 0 0 2 2 】

ここで、変位のばらつきは、上述の相関値のばらつきと同様に、各計測点における変位と、この計測点の周囲計測点における変位との標準偏差及び分散のいずれか一方とすることができる。

【 0 0 2 3 】

このように、各計測点の変位が求められるような場合には、変位及び変位のばらつきの少なくとも一方に基づく境界画像を生成して、上述の相関値などに基づく境界画像と適宜組み合わせることで、検査者に提供する境界画像の精度をより一層向上することができる。

【 0 0 2 4 】

また、被検体の組織の弾性画像を表示する場合、全ての計測点に対して弾性画像を表示するのではなく、計測点のうち上述した設定閾値との比較により区分された一方の領域にのみ表示することもできる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 5 】

本発明によれば、安定して被検体の異なる組織間の境界の画像を生成する超音波診断装置を実現することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 6 】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の実施形態を説明する。なお、以下の説明では、同一機能部品については同一符号を付して重複説明を省略する。

【 0 0 2 7 】

図 1 は、本発明の超音波診断装置の一実施形態を示すブロック図である。超音波診断装置 20 は、超音波を利用して被検体の診断部位について断層像を得ると共に組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を表示する機能を有するものである。

【 0 0 2 8 】

超音波診断装置 20 は、図 1 に示すように、超音波送受信制御回路 1 と、送信回路 2 と、超音波の探触子 3 と、受信回路 4 と、整相加算回路 5 と、信号処理部 6 と、白黒スキャンコンバータ 7 と、RF 信号フレームデータ選択部 8 と、変位計測部 9 と、境界部位検出部 10 と、歪み量及び弾性率演算回路 11 と、カラースキャンコンバータ 12 と、切替え加算器 13 と、画像表示器 14 と、制御部 15 と、キーボード 16 とを具備して構成されている。

【 0 0 2 9 】

この超音波診断装置 20 は、キーボード 16 及び制御部 15 を介して、外部の操作者によって適宜操作されるようになっている。

【 0 0 3 0 】

図 1 に示すように被検体 18 に当接して用いられる超音波の探触子 3 は、図示は省略したがその中に超音波の発生源であると共に反射エコーを受信する多数の振動子を短冊状に配列して形成されたものであり、機械式又は電子的にビーム走査を行って被検体に超音波を送信し、また反射エコーを受信する。各振動子は、一般に、送信回路 2 から供給されるパルス波、又は連続波の送波信号を超音波に変換して発射する機能と、被検体の内部から発射する超音波を受けて電気信号の受波信号に変換して出力する機能を有して形成される。

【 0 0 3 1 】

ここで、本実施形態では、探触子 3 を用いて被検体を圧迫しながら超音波診断装置を動

10

20

30

40

50

作させる場合を例に説明する。被検体の圧迫動作は、探触子 3 で超音波送受信を行ないつつ、被検体 1 8 の診断部位の体腔内に効果的に応力分布を与える目的で、図 2 に示すように、探触子 3 の超音波送受信面 2 1 と、この送受信面に面を合わせて圧迫板 2 2 を装着し、探触子 3 の超音波送受信面 2 1 と圧迫板 2 2 にて構成される圧迫面を被検体の体表に接触させ、圧迫面を手動的に上下動させて被検体を圧迫させるものである。

【 0 0 3 2 】

圧迫の方法としては、例えば、図 3 (A) ~ (C) に示すように、被検体 1 8 に探触子 3 を当てて一定の応力を加え、5 % ~ 2 0 % 程度の歪みが生じるように初期圧迫した状態で、さらに 0 . 2 % ~ 1 % 程度の微少な歪み変化を生じさせるように加圧と減圧を繰り返すことができる。

10

【 0 0 3 3 】

超音波送受信制御回路 1 は、探触子 3 の複数の振動子を駆動する超音波パルスの送信タイミングを制御して、被検体 1 8 内に設定される焦点に向けて超音波ビームを形成するようになっている。また、超音波送受信制御回路 1 は、探触子 3 の振動子の配列方向に電子的に超音波ビームを走査するようになっている。また、送信回路 2 は、探触子 3 を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成すると共に、内蔵された送波整相加算回路によって送信される超音波の収束点のある深さに設定するものである。

【 0 0 3 4 】

一方、探触子 3 は、被検体 1 8 内から発生する反射エコー信号を受信して受信回路 4 に出力する。受信回路 4 は、超音波送受信制御回路 1 から入力されるタイミング信号に従って反射エコー信号を取り込んで、所定ゲインでの増幅などの受信処理を行う。増幅された各振動子の数に対応した数の反射エコー信号は、それぞれ独立した反射エコー信号として整相加算回路 5 に入力され、整相加算回路 5 で位相が制御され、一点又は複数の収束点に対して超音波ビームが形成される。

20

【 0 0 3 5 】

整相加算回路 5 において整相加算された反射エコー信号（以下、超音波断層データという。）は、信号処理部 6 に入力され、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理がなされる。なお、整相加算回路 5 において生成される超音波断層データの周波数（ R F ）信号は、複合復調した I、Q 信号であっても良い。このようにして、探触子 3 で超音波ビームを被検体 1 8 の体内の一定方向に走査し、一枚の断層像に対応した超音波断層データを取得するようになっている。

30

【 0 0 3 6 】

信号処理部 6 により処理された超音波断層データは白黒スキャンコンバータ 7 に導かれ、ここにおいてデジタル信号に変換されるとともに、超音波ビームの走査面に対応した 2 次元の断層像データに変換される。すなわち、白黒スキャンコンバータ 7 は、運動組織を含む被検体 1 8 内の R F 信号フレームデータを超音波周期で取得し、そのフレームデータを画像に変換して表示するために、テレビ同期で読み出すための断層走査手段及びシステムの制御を行うための手段となるものである。具体的には、信号処理部 6 からの反射エコー信号をデジタル信号に変換する A / D 変換器と、この A / D 変換器でデジタル化された断層像データを時系列に記憶する複数枚のフレームメモリと、これらの動作を制御するコントローラなどから構成されている。

40

【 0 0 3 7 】

これらの信号処理部 6 と白黒スキャンコンバータ 7 によって断層像の画像再構成手段が構成される。白黒スキャンコンバータ 7 から出力される断層像データは、切替え加算器 1 3 を介して画像表示器 1 4 に供給されて断層像が表示されるようになっている。

【 0 0 3 8 】

画像表示器 1 4 は、白黒スキャンコンバータ 7 によって得た時系列の断層像データ、すなわち B モード断層像を表示するもので、切替え加算器 1 3 を介して入力される画像データをアナログ信号に変換する D / A 変換器と、この D / A 変換器からのアナログビデオ信号を入力して画像として表示するカラーテレビモニタとからなる。

50

【 0 0 3 9 】

また、本実施形態においては、整相加算回路 5 の出力側から分岐して R F 信号フレームデータ選択部 8 と、変位計測部 9 と、境界部位検出部 1 0 と、歪み量及び弾性率演算回路 1 1 などが設けられている。また、境界部位検出部 1 0 及び歪み量及び弾性率演算回路 1 1 の後段にはカラスキャンコンバータ 1 2 が設けられ、白黒スキャンコンバータ 7 とカラスキャンコンバータ 1 2 との出力側には切替え加算器 1 3 が設けられている。

【 0 0 4 0 】

R F 信号フレームデータ選択部 8 は、整相加算回路 5 から超音波診断装置のフレームレートで経時的に次々と出力される R F 信号フレームデータを R F 信号フレームデータ選択部 8 に備えられたフレームメモリ内に順次確保し（現在確保された R F 信号フレームデータを R F 信号フレームデータ N とする）、超音波診断装置の制御命令に従って時間的に過去の R F 信号フレームデータ N - 1、N - 2、N - 3・・・N - M の中から 1 つの R F 信号フレームデータを選択し（これを R F 信号フレームデータ X とする）、変位計測部 9 に一対の R F 信号フレームデータ N と R F 信号フレームデータ X を出力する役割を担うものである。

10

【 0 0 4 1 】

次に、本発明の特徴部である変位計測部 9 は、詳細は後述するが、図 4 に示すように、R F 信号フレームデータ選択部 8 によって選択された一対の R F 信号フレームデータに基づいて変位フレームデータと相関フレームデータを生成するものである。このようにして生成された相関フレームデータは、境界部位検出部 1 0 へ出力され、変位フレームデータは歪み量及び弾性率演算回路 1 1 へ出力されるようになっている。

20

【 0 0 4 2 】

また、本発明の特徴部である境界部位検出部 1 0 は、詳細は後述するが、変位計測部 9 から出力される相関フレームデータに基づいて、被検体の断層部位における異なる組織間の境界を表す画像を生成するものである。

【 0 0 4 3 】

歪み量及び弾性率演算回路 1 1 は、変位計測部 9 から出力される変位フレームデータから断層像上の各計測点の歪み量及び弾性率を演算して歪み量もしくは弾性率の数値データ（弾性フレームデータ）を生成し、カラスキャンコンバータ 1 2 に出力するものである。

30

【 0 0 4 4 】

歪み量及び弾性率演算回路 1 1 において行なう歪みの演算については、例えば、その変位を空間微分することによって計算上で求めるものとする。また、弾性率の内の一つである、例えばヤング率 Y m の演算については、以下の式に示すように、各演算点における応力（圧力）を各演算点における歪み量で除することにより求める。

【 0 0 4 5 】

以下の数式において、i、j の指標は、フレームデータの座標を表す。
 $Y_{mi,j} = \text{圧力（応力）} i, j / (\text{歪み量} i, j) \quad (i, j = 1, 2, 3, \dots)$
ここで、体表に与えられた圧力は、体表と圧迫機構との接触面に圧力センサーを介在させ、この圧力センサーによって直接的に計測したり、本願の出願人が先に出願した特開 2 0 0 5 - 6 6 0 4 1 号公報に記載されたような方法で計測したりすることができる。

40

【 0 0 4 6 】

なお、歪み量及び弾性率演算回路 1 1 は、算出された弾性フレームデータに座標変面内におけるスムージング処理、コントラスト最適化処理や、フレーム間における時間軸方向のスムージング処理などの様々な画像処理を施し、処理後の弾性フレームデータを歪み量として出力しても良い。

【 0 0 4 7 】

カラスキャンコンバータ 1 2 は、図 5 に示すように、階調化回路 1 2 1 と、色相変換回路 1 2 2 とから構成され、超音波診断装置の制御部 1 5 からの命令もしくは歪み量及び弾性率演算回路 1 1 から出力される弾性フレームデータの中の階調化選択範囲とする上限

50

値及び下限値を入力し、境界部位検出部 10 から出力される境界トレースフレームデータを用いて、その弾性フレームデータから弾性画像データとして赤、緑、青などの色相情報を付与する色相変換処理を含むものである。また、カラースキャンコンバータ 12 は白黒スキャンコンバータ 7 でも良く、例えば歪が大きく計測された領域は、弾性画像データ内の該領域の輝度を明るくさせ、逆に歪が小さく計測された領域は、弾性画像データ内の該領域の輝度を暗くさせるようにしても良い。

【0048】

カラースキャンコンバータ 12 内の階調化回路 121 では、歪み量及び弾性率演算回路 11 から出力される弾性フレームデータと境界部位検出 10 から出力される境界トレースフレームデータより、トレースされた領域内の弾性フレームデータのみを、超音波診断装置の制御部 15 からの命令もしくは階調化を行う領域内における弾性フレームデータの要素データの値の大小に応じて 255 段階に変換し、それ以外の領域はリジェクトして弾性階調化フレームデータを生成するものである。この際、階調化を行う領域は超音波診断装置の制御部 15 より設定された関心領域 (ROI) 内であるが、操作者によって任意に変更することが可能である。

10

【0049】

カラースキャンコンバータ 12 内の色相変換回路 122 は、例えば、弾性階調化フレームデータにおいて、歪が大きく計測された領域については、弾性画像フレームデータ内の該当領域を赤色コードに変換し、逆に歪が小さく計測された領域については、弾性画像フレームデータ内の該当領域を青色コードに変換するようになっており、トレース領域外の場合は、黒色に変換するようになっている。

20

【0050】

切替え加算器 13 は、白黒スキャンコンバータ 7 からの白黒の断層像データとカラースキャンコンバータ 12 から出力された弾性画像フレームデータとを入力し、両画像を加算又は切り替える手段となるもので、白黒の超音波断層画像データだけ又はカラーの弾性画像データだけを出力したり、あるいは両画像データを加算合成して出力したり、両画像を並べて表示するように切り替えるようになっている。また、例えば、本願の出願人が先に特開 2004 - 135929 号公報に記載されているように、白黒断層像にカラーの断層画像を半透明的に重畳して表示するようによっても良い。この時、白黒断層像とは一般的な B モード画像に限らず、受信信号の高調波成分を画像化したティッシュハーモニック断層像を用いても良い。

30

【0051】

また、切替え加算器 13 から出力される画像データを、図示していないメモリに格納し、制御部 15 などの指令に従って、過去の画像データを呼び出して画像表示器 14 に表示するようになっていてもよい。さらに、選択された画像データを MO などの記録メディアへ転送するようになっていてもよい。

【0052】

次に、このように構成される本実施形態の超音波診断装置の基本的な動作について説明する。まず、探触子 3 により被検体 18 に加える圧力を変化させながら、被検体 18 に超音波ビームを走査するとともに、走査面からの反射エコー信号を連続的に受信する。そして、整相加算回路 5 から出力される RF 信号に基づいて、信号処理部 6 及び白黒スキャンコンバータ 7 により超音波断層画像が再構成され、切替え加算器 13 を介して画像表示器 14 に表示される。

40

【0053】

一方、RF 信号フレームデータ選択部 8 は、被検体 18 に加えられる圧力が変化する過程で、RF 信号を取り込んでフレームレートに同期させてフレームデータを繰り返し取得し、内蔵されたフレームメモリ内に時系列順に保存する。そして、取得時刻が異なる一対の反射エコー信号からなるフレームデータを単位として、連続的に複数対のフレームデータを選択して変位演算部 9 に出力する。

【0054】

50

変位演算部 9 は、選択された一対のフレームデータに基づいて、変位フレームデータと
相関フレームデータを生成し、相関フレームデータは境界部位検出部 10 へ、変位フレーム
データは歪み量及び弾性率演算回路 11 へと出力する。

【0055】

境界部位検出部 10 に入力された相関フレームデータは、各種処理がなされて境界トレ
ースフレームデータとしてカラスキャンコンバータ 12 へ出力される。

【0056】

一方、変位フレームデータは、歪み量及び弾性率演算回路 11 に入力され、各計測点の
歪みや弾性率などの、予め設定された弾性情報を演算して、必要な弾性フレームデータが
カラスキャンコンバータ 12 に出力される。

10

【0057】

境界トレースフレームデータ及び弾性フレームデータは、カラスキャンコンバータ 1
2 に入力されて、被検体の組織の境界画像及び弾性画像が生成され、切替え加算器 13 を
介して画像表示器 14 に表示される。

【0058】

以下に、本実施形態の超音波診断装置の特徴部である変位計測部 9 及び境界部位検出部
10 について、詳細に説明する。

【0059】

まず、変位計測部 9 は、図 4 に示すように、上述の背景技術で説明した特許文献 1 に記
載されている境界画像を生成するために必要な変位フレームデータだけではなく、相関フ
レームデータをも生成している。

20

【0060】

具体的には、RF 信号フレームデータ選択部 8 によって選択された一対の RF 信号フ
レームデータに基づいて、例えば設定された関心領域 (ROI) 内の計測点ごとに、RF 信
号の 1 次元もしくは 2 次元相関処理を実行し、断層像上の各計測点の変位もしくは移動ベ
クトル (変位の方向と大きさ) を計測し、変位フレームデータと相関フレームデータを生
成している。

【0061】

この移動ベクトルの検出法としては、例えば、特開平 5 - 317313 号公報に記載さ
れたようなブロック・マッチング法やグラジェント法がある。ブロック・マッチング法は
、画像を例えば $N \times N$ 画素からなるブロックに分け、現フレーム中の着目しているブロッ
クにもっとも近似しているブロックを前フレームから探索し、これらを参照して予測符号
化を行うものである。

30

【0062】

相関値は、例えば、一対の RF 信号の自己相関関数で演算することができる。自己相関
関数は、一対の RF 信号にどの程度の類似性があるかを表す関数であり、例えば、両信号
波形が完全に一致していれば相関値は 1 で、両信号波形がずれるにしたがって小さくなり
、完全に不一致になると 0 になるものである。したがって、相関値は計測点ごとの組織の
変位の程度を表す値となる。

【0063】

40

ここで、2 次元方向に相関処理をおこなえば、相関値の精度を向上することができるが
、2 次元方向の相関処理は処理負荷が大きいため、相関値の精度と処理速度とのバランス
などを考慮して、適宜 1 次元方向と 2 次元方向の相関処理を組み合わせることも可
能であるし、相関窓の範囲は適宜設定可能である。

【0064】

このようにして各計測点の相関値である相関フレームデータが演算されると、次に、境
界部位検出部 10 は、相関フレームデータから相関値のばらつきを表す標準偏差フレーム
データを演算する。

【0065】

例えば、ある注目する計測点における相関値と、その周囲の設定領域内の計測点におけ

50

る相関値の全てを母集団として標準偏差又は分散を演算し、これを注目計測点におけるばらつきの値とするものである。また、このようにして演算された標準偏差又は分散を、設定領域内の計測点の集合のばらつきの値としてもよい。そして、計測点ごと、あるいは計測点の集合ごとに同様の演算をすることにより標準偏差フレームデータが生成される。

【0066】

標準偏差又は分散は、図6Aに示すように、母集団の相関値がばらついている場合には大きな値となり、図6Bに示すように、母集団の相関値がばらついていない場合に小さな値となるものである。したがって、標準偏差フレームデータは、ある計測点における被検体の組織が、周囲の組織と集団で同様に変位しているのか、それともばらばらに変位しているのか、あるいは、変位が大きすぎて相関演算がエラーとなり相関値にランダムな値が帰ってきているのか、などを表す指標値となる。

10

【0067】

なお、図6A、Bにおいて、横軸は相関値であり、縦軸は出現回数である。また、本実施形態では、標準偏差又は分散を例に説明したが、これに限らず、相関値のばらつきを表す演算処理であれば適宜適用することができる。

【0068】

標準偏差フレームデータが演算されたら、続いて超音波診断装置の制御部15から入力される設定閾値である信号SDthに基づいて、各計測点あるいは複数計測点の集合を、その標準偏差又は分散がSDthより大きいのか、あるいは小さいかによって区分する。例えば、図7に示すように、SDthより大きな場合は1、小さな場合は0として2値化することができる。図7は、各計測点を、1又は0で2値化した様子を表す模式図である。なお、上記設定閾値SDthは、キーボード、マウス、タッチパネルなどの種々の入力デバイスによって、任意に設定、変更することが可能である。

20

【0069】

そして、各計測点を縦方向及び横方向に順にトレースしていき、図7において斜線を付して示すように、隣接計測点と値が異なる箇所は、異なる組織間の境界とみなして、境界トレースフレームデータが生成される。なお、この説明では、縦方向及び横方向に順にトレースして、値が0から1、又は1から0になった時に、1の計測点に境界画像を生成する例を示したが、これに限らず、値が変わる境界の両方の計測点に境界画像を生成するなど、各種のアルゴリズムを用いて境界トレースフレームデータを生成することができる。

30

【0070】

また、閾値を設けるのではなく、輪郭抽出法、例えば一次微分、二次微分などでも可能である。また、操作者が相関画像上をトレースしても良い。このようにして生成された境界トレースフレームデータはカラスキャンコンバータ12に出力される。

【0071】

図8は、本発明の超音波診断装置を用いて被検体の血管、血管周辺の組織及び血管内に形成された血栓やプラークなどの病変部位を撮像した場合の画像を模式的に説明する図である。

【0072】

図8Aは、境界画像を生成していない状態での断層部位の模式図である。図8Aに示すように、血管25の内部には血栓26が形成されており、血管内部領域27には、図の矢印で示す方向に血液が流れているとする。血管25の上方及び下方には、血管周辺組織28が存在しており、図中の破線29は関心領域(ROI)である。

40

【0073】

血管25、血栓26及び血管周辺組織28は、探触子3による圧迫前後も形態を維持しており、圧迫に対する変位は集団的挙動で、かつ変位量は比較的少ない。したがって、相関値のばらつきは少なくなる。これに対して、血管内部領域27は、血液が流れているだけで圧迫前後で形態が維持できないし、血流の影響により変位量は大きいので、相関演算エラーとなり相関値がランダムとなる。これによって、相関値のばらつきは大きくなる。

50

【 0 0 7 4 】

図 8 B は、境界画像を生成して画像化した様子を示す模式図である。このように、相関値のばらつきの大きい血管内部領域 2 7 と、相関値のばらつきの小さい血管 2 5、血栓 2 6 とのそれぞれの間に境界画像 3 0 が生成される。

【 0 0 7 5 】

このように、本実施形態は、一対の R F 信号フレームデータ間で各計測点の相関を取り、フレームデータ取得間隔内で変化の激しい領域と、安定した領域を区別するため、相関値のばらつきを利用して対象部位を自動トレースしているの、例えば血流のように動きが激しくて変位量が求められず、弾性情報が求められないような状況下においても、安定して異なる組織間の境界の画像を生成することができる。

10

【 0 0 7 6 】

なお、上述の説明のように、各計測点の相関値のばらつきに基づいて病変部位などの対象部位の境界画像を生成するだけではなく、例えば、相関値自体を設定閾値によって 2 値化し、これに基づいて境界画像を生成することも可能である。さらに、変位計測部 9 で演算された変位量や、変位量のばらつきに基づいて境界画像を生成することもできる。

【 0 0 7 7 】

また、上述の説明では、探触子 3 による圧迫方向に沿った 1 次元方向の相関処理によって相関値や変位量を演算する例を示したが、これに限らず、圧迫に対して垂直方向の相関処理をおこなって、相関値、変位量又はこれらのばらつきなどを求めることもできる。

【 0 0 7 8 】

20

図 9 は、異なる 2 つの条件で得られた境界トレースフレームデータを合成して合成トレース画像を生成する例を示す図である。図 9 A は、例えば圧迫方向に沿った 1 次元方向に相関処理をして得られた相関値のばらつきに基づいて生成された境界画像 3 0 の例を示す図である。また、図 9 B は、圧迫方向に対して垂直方向に相関処理をして得られた変位量のばらつきに基づいて生成された境界画像 3 0 の例を示す図である。なお、この図において線図 3 1 は、実際に血栓が存在する部位を模式的に表したものである。

【 0 0 7 9 】

そして、図 9 C は、これらの両画像から、どちらか一方の条件を満たす領域をトレースして得られた合成トレース画像の例を示す図である。合成トレース方法としては、ここで示したように 2 つの条件のうちどちらか一方を満たす領域をトレースする方法だけでなく、両方の条件を満たす領域をトレースする方法でも良い。また、ここでは、2 つの条件での合成を示したが、これに限らずさらに他の条件で得られた境界画像との合成をしてもよいし、いずれの条件での画像を合成するかは適宜設定できる。

30

【 0 0 8 0 】

このように、複数の条件での画像を組み合わせることにより、画像表示器 1 4 に表示される境界画像 3 0 は、実際の血栓部位に対して近似していくので、精度を向上させることができる。

【 0 0 8 1 】

また、本実施形態では、変位計測部 9 と歪み量及び弾性率演算回路 1 1 などによって弾性情報を取得しており、図 1 0 は、境界画像と弾性画像とを用いて合成画像を生成する例を示す図である。図 1 0 A は、B モード画像に境界画像を重畳した状態を模式的に示している。また図 1 0 B は、B モード画像に弾性画像を重畳した状態を模式的に示している。

40

【 0 0 8 2 】

そして、これらの両図を合成することにより、図 1 0 C に示すように、境界画像 3 0 によりトレースされた領域内に相当する箇所のみ、弾性画像を重畳した合成画像を得ることもできる。このように、本発明の超音波診断装置は、境界画像を生成して、B モード画像などの超音波断層画像及び弾性画像などからなる超音波画像に適宜組み合わせる表示することができる。

【 0 0 8 3 】

なお、本実施形態では、探触子 3 で被検体を圧迫しながら計測をおこない、歪み量及び

50

弾性率演算回路 11 などで弾性フレームデータを取得し、弾性画像をも生成する例を用いて説明してきたがこれらは必須ではない。例えば、上述の血管内のように拍動に伴って圧力変化が生じる場合や、呼吸に伴って圧力変動が生じる場合は、この圧力変動に応じて組織が変位するので、外部圧迫をしなくても、境界画像を生成することができる。

【0084】

また、本実施形態では、診断対象を血管や血管の内部に形成された血栓とする例について説明してきたが、これに限らず、本発明は、例えば、大腸、小腸、食道などの体腔内の組織に対しても適用することができる。

【0085】

また、一対の RF 信号フレームデータの選択は、フレームレートなどを考慮して連続するデータとしてもよいし、一定の間隔を離れたデータとしてもよく、適宜選択可能である。また、上述の境界画像は、超音波診断をする一連の流れの中でリアルタイムに表示させることも可能であるし、RF 信号フレームデータを一旦メモリなどに格納してオフラインで生成して表示させることも可能である。

【0086】

また、境界画像に対して特定の色相を付したり、該当箇所を矢印などで指しながら「境界画像」などの表示を表示させたり、検査者が異なる組織間の境界を一見して把握可能な診断に適した表示をおこなうことが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0087】

【図1】本発明の超音波診断装置の一実施形態を示すブロック図である。

【図2】探触子の構成を示す図である。

【図3】被検体に対する圧迫の方法を説明する図である。

【図4】変位計測部、境界部位検出部、歪み及び弾性率演算回路を説明する図である。

【図5】カラースキャンコンバータを説明する図である。

【図6】標準偏差又は分散を説明するためのヒストグラム図である。

【図7】相関値のばらつきを2値化し、自動トレースを実施した例を示す図である。

【図8】(A)は境界画像を生成していない状態での断層部位の模式図であり、(B)は境界画像を生成して画像化した様子を示す模式図である。

【図9】異なる2つの条件で得られた境界トレースフレームデータを合成して合成トレース画像を生成する例を示す図である。

【図10】境界画像と弾性画像とを用いて合成画像を生成する例を示す図である。

【符号の説明】

【0088】

- 1 超音波送受信制御回路
- 2 送信回路
- 3 探触子
- 4 受信回路
- 5 整相加算回路
- 6 信号処理部
- 7 白黒スキャンコンバータ
- 8 RF 信号フレームデータ選択部
- 9 変位計測部
- 10 境界部位検出部
- 11 歪み量及び弾性率演算回路
- 12 カラースキャンコンバータ
- 13 切替え加算器
- 14 画像表示器
- 15 制御部
- 16 キーボード

10

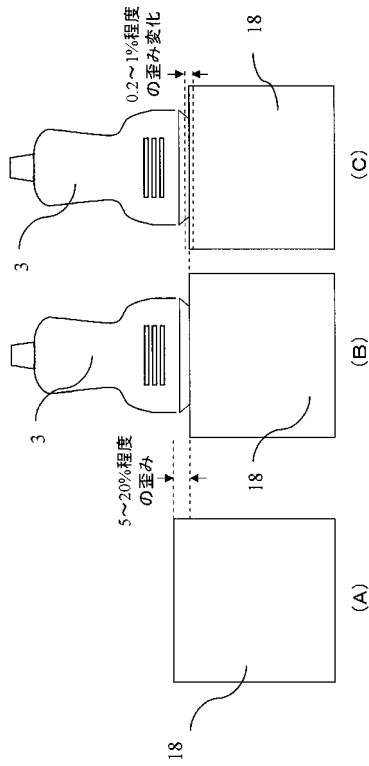
20

30

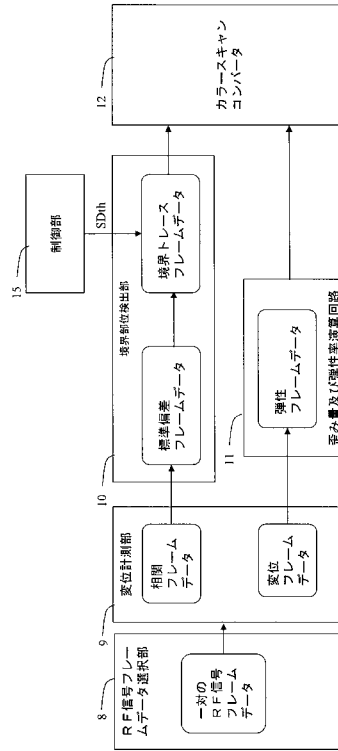
40

50

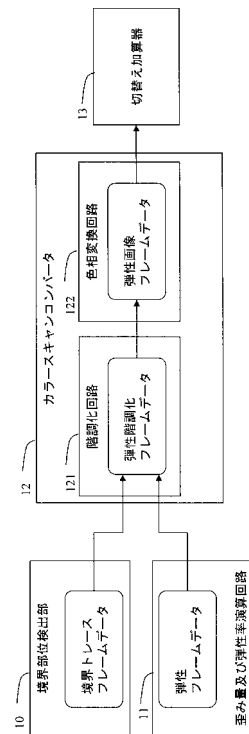
【図 3】



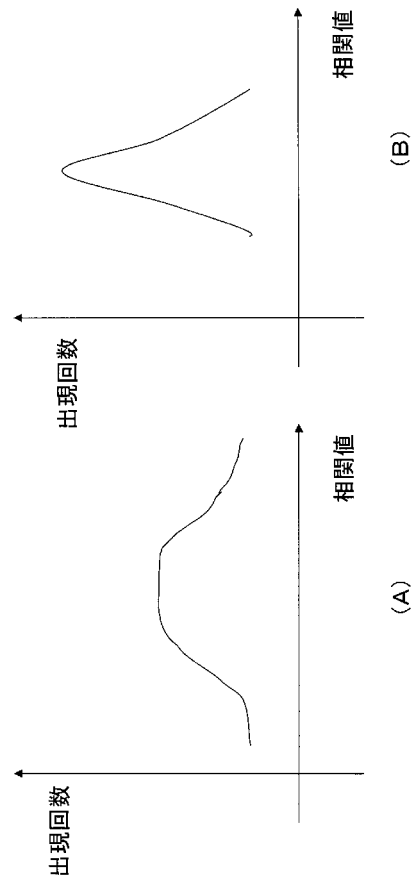
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 脇 康治

東京都千代田区外神田四丁目14番1号

株式会社日立メディコ内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2004-135929(JP,A)

特開2006-174902(JP,A)

特開2005-066041(JP,A)

特開2001-175875(JP,A)

特開2004-229958(JP,A)

特開2000-051214(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	JP5016911B2	公开(公告)日	2012-09-05
申请号	JP2006343487	申请日	2006-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	外村明子 大坂卓司 脇康治		
发明人	外村 明子 大坂 卓司 脇 康治		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/JC05 4C601/JC07 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK24		
其他公开文献	JP2008154626A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现一种超声诊断设备，其稳定地产生对象的不同组织之间的边界的图像。 解决方案：超声诊断设备20基于通过与对象18重复发送和接收超声波而测量的超声断层摄影数据，在对象的断层摄影部位处生成组织的超声图像。用于显示超声图像的装置和显示装置。然后，基于具有不同采集时间的一对超声波断层图像数据，获得在对象的断层图像部分的多个测量点处的超声波断层图像数据的相关值或相关值的变化，并且通过与阈值进行比较来对变化进行分类。在组织之间产生边界图像30并将其与超声图像一起显示在显示装置上。 点域4

【图 2】

