

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4709937号
(P4709937)

(45) 発行日 平成23年6月29日(2011.6.29)

(24) 登録日 平成23年3月25日(2011.3.25)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 11 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2010-224200 (P2010-224200)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成22年10月1日(2010.10.1)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2000-377893 (P2000-377893)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
	の分割	(74) 代理人	100078765
原出願日	平成12年12月12日(2000.12.12)		弁理士 波多野 久
(65) 公開番号	特開2011-470 (P2011-470A)	(74) 代理人	100078802
(43) 公開日	平成23年1月6日(2011.1.6)		弁理士 関口 俊三
審査請求日	平成22年10月1日(2010.10.1)	(72) 発明者	阿部 康彦
			栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内
		(72) 発明者	神田 良一
			栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内
		(72) 発明者	山崎 延夫
			栃木県大田原市本町2丁目2823番の5
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の診断領域に対して、超音波信号を用いて2次元又は3次元の走査を行い、
前記走査に伴う超音波反射信号に対応した電気量の受信信号を得る超音波診断装置において、

前記受信信号に基づいて複数時相の超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、
前記受信信号に基づいて行われる、ある時相における前記診断領域内の関心部位に対応する前記ある時相とは異なる時相における関心部位の位置を類似性に基づいて算出する演算を、複数時相に亘り繰り返し行う演算手段と、

前記演算手段が算出した前記関心部位の位置に基づいて、複数時相に亘る前記関心部位の位置の軌跡を示す軌跡情報を生成する軌跡情報生成手段と、

前記超音波画像生成手段が生成した超音波画像上の対応する位置に、前記軌跡情報を重畳表示する表示手段と、

を有することを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記演算手段は、前記ある時相における前記関心部位の位置に対応した領域に局所領域を定め、前記局所領域の類似性に基づいて前記ある時相とは異なる時相における前記関心部位の位置を求めると共に、前記局所領域の位置を前記ある時相とは異なる時相における前記関心部位の位置に対応した領域に前記局所領域を定める操作を、前記複数時相に亘り

10

20

繰り返し行う

ことを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、所定の時相における超音波画像上に、前記軌跡情報と、前記所定の時相における関心部位の位置を示すマーカと、をそれぞれ対応する位置に重畳表示することを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記被検体から収集した生体信号を生体波形として生成する生体波形生成手段とを更に備え、

前記表示手段は、前記所定の時相に対応した領域を区別して前記生体波形を表示すると共に、前記生体波形と、前記重畳表示された前記超音波画像とを並べて表示することを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記関心部位の移動量の時間変化を示す移動量情報を生成する移動量情報生成手段を更に備え、

前記表示手段は、前記所定の時相に対応した領域を区別して前記移動量情報を表示すると共に、前記移動量情報と、前記重畳表示された前記超音波画像とを並べて表示することを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記軌跡情報生成手段は、前記演算手段が前記関心部位の位置を求めたことに基づいて、前記軌跡情報のうち、前記求められた関心部位の位置に対応する領域の前記軌跡情報を更新する

ことを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

少なくとも 1 つの関心部位を指定する初期関心部位指定手段を更に備え、

前記表示手段は、前記所定の時相における超音波画像上に、

前記初期関心部位指定手段が指定した関心部位の位置を示すマーカを重畳表示することを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、

第 1 の時相における超音波画像上に、前記軌跡情報と、前記第 1 の時相における関心部位の位置を示すマーカと、をそれぞれ重畳表示し、

前記第 1 の時相における超音波画像と並べて、第 2 の時相における超音波画像上に、前記軌跡情報と、前記第 2 の時相における関心部位の位置を示すマーカと、をそれぞれ重畳表示する

ことを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記走査の時相が互いに異なる 2 組の受信信号に基づいて、前記診断領域における局所領域の類似性を表す特徴量の空間的な分布情報を求める類似性取得手段を更に備えたことを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波診断装置において、

前記走査により得た前記受信信号の組から時系列的に変動の少ない部分を除去する手段と、前記受信信号から高調波成分を抽出する手段との少なくとも一方を有する前処理手段を更に有し、

前記類似性取得手段は、前記前処理手段により処理された受信信号に基づいて、前記分布情報を求めることを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 11】

複数時相の超音波画像データを記憶する記憶手段と、

前記超音波画像データに基づいて行われる、ある時相における前記超音波画像データの関心部位に対応する前記ある時相とは異なる時相における関心部位の位置を類似性に基づいて算出する演算を、複数時相に亘り繰り返し行う演算手段と、

前記演算手段が算出した前記関心部位の位置に基づいて、複数時相に亘る前記関心部位の位置の軌跡を示す軌跡情報を生成する軌跡情報生成手段と、

前記超音波画像データ上の対応する位置に前記軌跡情報を重畳した、重畳超音波画像を表示する表示手段と、

を有することを特徴とした画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び画像処理装置に係り、とくに、3次元の局所領域に対する時系列的な相互相関演算を高性能に行う機能を備えた超音波診断装置及び画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体との間で超音波信号の送受を行って得られる受信信号から画像を得る装置であり、超音波信号の非侵襲性を利用して種々の態様で使用されている。この超音波診断装置には種々のタイプのものがあるが、その主流は、超音波パルス反射法を用いて生体の軟部組織の断層像を得る撮像を行う装置である。

【0003】

この超音波診断装置は特に、近年、その発達が目覚しく、臨床に有効な各種の演算機能も豊富になってきている。その一つに、2次元又は3次元の局所領域の時系列的な類似性を演算する機能、所謂、パターンマッチングの機能を備えたものが知られている。

【0004】

このパターンマッチングの機能としては例えば特許文献1に記載のものが知られている。この公報記載の超音波診断装置によれば、受信ビームフォーマから出力される受信信号を、断層像の画像データを生成する系統とは別に受け入れるとともに、第1フレームのカーネルROIと第2フレームのオブジェクトROIとの受信信号相互間の類似性を表す特徴量（例えば相互相関係数）の2次元分布情報を求める演算手段を備えている。これにより、例えば心筋の変形の程度を心時相の異なる2フレーム間で定量化して画像として表し、この画像を断層像と並列に又は断層像に重ねて表示することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平8-164139号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上述した公報記載の超音波診断装置が備えているパターンマッチングの機能は、プローブで受信した受信信号を受信ビームフォーマで整相加算処理した後、この受信信号を用いて時系列の特徴量を演算する機能であったため、生体からの様々なアーティファクト成分が含まれた受信信号がそのままパターンマッチング演算に供され、この演

10

20

30

40

50

算の性能が劣化するという事態が頻発していた。

【 0 0 0 7 】

例えば、近距離の胸壁などの固定反射体や、そこでの多重反射などに起因する固定エコーのアーティファクトがある場合、受信信号のフレーム間の相関係数は常に高い値になるので、近距離の心筋を評価するときの妨げとなる（典型的なケースは、対外心尖アプローチを心尖部に対して行う場合である）。特に、心尖部は、主要な３本の冠状動脈全て（左冠状動脈、右冠状動脈、回旋枝）の影響を受け易い部位とも言われ、虚血性心疾患やその合併症である壁血栓の診断に重要な部位であるにも関わらず、固定エコーのアーティファクトが発生し易い。

【 0 0 0 8 】

また、前述した公報記載の超音波診断装置では、断層像による評価が中心になるため、この断層面に垂直な方向に体動が生じる場合、パターンマッチングをもってしても時系列的な類似性を的確に評価できないという問題がある。

【 0 0 0 9 】

この類似性評価の非的確性の問題を解消するには、３次元的なパターンマッチング（評価）を行うことが望まれるが、パターンマッチングに用いるカーネルの領域と探索する領域の各次元が共に２次元から３次元に増えるので、演算量（計算時間）が膨大になり、高速に処理できないという問題もあった。

【 0 0 1 0 】

さらに、前述した公報記載の超音波診断装置の場合、パターンマッチングを行って、その結果を画像として表示するだけであり、心筋等のような臓器の関心位置の動き等に関して、これを視覚的にモニタするための表示機能を充実させて欲しいという要請があった。

【 0 0 1 1 】

本発明は、このような従来のパターンマッチングが抱える現実を打破すべくなされたもので、生体からの受信信号に含まれるアーチファクトや断層面に垂直な方向への体動の影響を排除又は抑制して高性能で、且つ、演算量が少なく高速で処理できるパターンマッチングの機能を備えた超音波診断装置及び画像処理装置を提供することを、その１つの目的とする。

【 0 0 1 2 】

また、本発明は、上述した目的と同時に又は別に、臓器の関心部位の運動に関して、これを簡単な操作で視覚的にモニタできるようにすることを、別の目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

上記目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は、被検体の診断領域に対して、超音波信号を用いて２次元又は３次元の走査を行い、前記走査に伴う超音波反射信号に対応した電気量の受信信号を得る超音波診断装置において、前記受信信号に基づいて複数時相の超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記受信信号に基づいて行われる、ある時相における前記診断領域内の関心部位に対応する前記ある時相とは異なる時相における関心部位の位置を類似性に基づいて算出する演算を、複数時相に亘り繰り返し行う演算手段と、前記演算手段が算出した前記関心部位の位置に基づいて、複数時相に亘る前記関心部位の位置の軌跡を示す軌跡情報を生成する軌跡情報生成手段と、前記超音波画像生成手段が生成した超音波画像上の対応する位置に、前記軌跡情報を重畳表示する表示手段と、を有する。また、上記目的を達成するため、本発明に係る画像処理装置は、複数時相の超音波画像データを記憶する記憶手段と、前記超音波画像データに基づいて行われる、ある時相における前記超音波画像データの関心部位に対応する前記ある時相とは異なる時相における関心部位の位置を類似性に基づいて算出する演算を、複数時相に亘り繰り返し行う演算手段と、前記演算手段が算出した前記関心部位の位置に基づいて、複数時相に亘る前記関心部位の位置の軌跡を示す軌跡情報を生成する軌跡情報生成手段と、前記超音波画像データ上の対応する位置に前記軌跡情報を重畳した、重畳超音波画像を表示する表示手段と、を有する。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 4 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の概要を示すブロック図。

【図 2】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の概要を示すブロック図。

【図 3】本発明の変形した実施形態に係る超音波診断装置の概要を示すブロック図。

【図 4】本発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置に搭載した特徴量演算器の概要を示すブロック図。

【図 5】第 3 の実施形態の特徴量演算器の CPU で実行されるパターンマッチングの処理概要を示すフローチャート。

【図 6】異なる時相の 2 枚のフレーム画像におけるカーネル ROI、初期探索範囲、指定探索範囲、及びオブジェクト ROI の位置関係を説明する図。 10

【図 7】指定探索範囲を適応的に設定する手法を模式的に説明する図。

【図 8】第 4 の実施形態の特徴量演算器の CPU で実行される関心部位のトラッキング（移動追跡）の処理概要を示すフローチャート。

【図 9】2 次元の画像データに対するトラッキングの表示例を示す画像図。

【図 10】3 次元の画像データに対するトラッキングの表示例を示す画像図。

【図 11】2 次元の画像データに対するトラッキングの別の表示例を示す画像図。

【図 12】2 次元の画像データに対するトラッキングの更に別の表示例を示す画像図。

【図 13】2 次元の画像データに対するトラッキングの更に別の表示例を示す画像図。

【図 14】トラッキングの更に別の表示例を示す図。 20

【図 15】トラッキングの更に別の表示例を示す図。

【図 16】トラッキングの更に別の表示例を示す図。

【図 17】トラッキングの更に別の表示例を示す図。

【図 18】トラッキングの更に別の表示例を示す図。

【図 19】トラッキングの更に別の表示例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 5 】

以下、本発明に係る 超音波診断装置及び画像処理装置の実施の形態 を添付図面に基づき説明する。

【 0 0 1 6 】 30

（第 1 の実施形態）

図 1 を参照して、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置を説明する。

【 0 0 1 7 】

この超音波診断装置は、心臓診断に好適な浅部視野が狭く且つ深部視野が広いセクタ電子走査法を採用して説明するが、被検体の 2 次元又は 3 次元領域を走査可能であれば、リニア電子走査法やコンベックス電子走査法などを採用してもよい。

【 0 0 1 8 】

この超音波診断装置は、超音波プローブ（以下、単に「プローブ」と呼ぶ）11 を備える。このプローブ 11 は、音響信号と電気信号とを可逆的に変換する複数の振動子を配列したセクタ走査用の振動子アレイをその先端に装備して成る。プローブ 11 は、送信時には送信系 12 に電氣的に接続され、受信時には受信ビームフォーマ 13 に電氣的に接続される。 40

【 0 0 1 9 】

送信系 12 は、図示しないが、クロック発生器、レートパルス発生器、並びに、振動子毎（チャンネル毎）に設けられた遅延回路及びパルサを有する。クロック発生器はクロックパルスを発生し、このパルスがレートパルス発生器に送られる。レートパルス発生器はクロックパルスを例えば 5 kHz のレートパルスに分周する。このレートパルスはチャンネル毎に分配されて各遅延回路に送られ、所望時間の遅延処理に付される。つまり、各遅延回路により、超音波をビーム状に集束し且つその超音波ビームの方向（走査線方向又は方位方向と呼ばれる）を決定するのに必要な遅延時間がレートパルスに与えられる。 50

【 0 0 2 0 】

遅延処理されたレートパルスはチャンネル毎にパルサに送られる。これにより、パルサはその受信タイミングで、対応する振動子にパルス電圧を印加する。これにより、プローブ 1 1 から超音波パルスが遅延時間に応じた方位方向に放射される。

【 0 0 2 1 】

放射された超音波パルスは、被検体内の音響インピーダンスの境界などでその一部が反射して反射波となる。この反射波はプローブ 1 1 の振動子で受信されて電気信号に変換され、受信ビームフォーマ 1 3 に採り込まれる。

【 0 0 2 2 】

受信ビームフォーマ 1 3 は、特公平 6 - 1 4 9 3 4 号に示されているようなデジタルビームフォーマ方式で構成される。この受信ビームフォーマ 1 3 は、図示しない前置増幅器、A / D 変換器、デジタル遅延回路、及び加算器を有する。振動子からチャンネル毎に送られてきたアナログの受信信号は、前置増幅器で増幅された後、A / D 変換器でデジタル信号に変換され、デジタル遅延回路に送られる。この回路で、受信指向性を得るために、送信時とは逆の遅延時間がチャンネル毎に与えられた後、加算器で加算される。この加算されたデジタル信号を以下、受信信号と呼ぶ。

【 0 0 2 3 】

上述した送受信時の遅延時間を超音波パルスの繰り返し毎に順次、制御することで、被検体の 2 次元領域をセクタ走査して、1 フレーム (1 組) の受信信号を得ることができる。さらに、このようなセクタ走査を周期的に繰り返すことで、時系列の複数フレームの受信信号を得ることができる。

【 0 0 2 4 】

受信ビームフォーマ 1 3 の出力側には、図示の如く、信号処理器 1 4 と固定エコー除去器 1 5 及び特徴量演算器 1 6 とが並列に装備されている。

【 0 0 2 5 】

このため、受信ビームフォーマ 1 3 で生成された受信信号は、その一方の送出先として、信号処理器 1 4 に送られる。このため、受信信号は信号処理器 1 4 で検波及び対数増幅されて、B モード画像 (組織断層像) データに生成される。この画像データは D S C (デジタルスキャンコンバータ) 1 7 に送られる。

【 0 0 2 6 】

また、受信ビームフォーマ 1 3 で生成された受信信号は、固定エコー除去器 1 5 にも送出される。この除去器 1 5 は、例えば特開平 8 - 1 0 7 8 9 6 号に記載されている如く、複数のフレームメモリ、複数の乗算器、乗算係数 R O M、加算器、及びフィルタコントローラを備えた時系列 H P F で構成される。これにより、時系列 H P F はフレーム間 H P F フィルタに形成され、各フレームにおける同一位置の受信信号の信号値に対して、固定エコー成分を除去し且つそれ以外の信号エコー成分を通過させるカットオフ周波数を有する。

【 0 0 2 7 】

このため、固定エコー除去器 1 5 によって、動きの無い静止部の固定エコー成分が受信信号から除去又は殆ど無視できる程度に抑制され、殆どが信号エコー成分から成る受信信号が生成される。この受信信号は次段の特徴量演算器 1 6 に送られる。

【 0 0 2 8 】

特徴量演算器 1 6 は、例えば特開平 8 - 1 6 4 1 3 9 号に記載された演算器で構成される。この演算器 1 6 は、断層面の走査時相 (タイミング) が異なる少なくとも 2 フレーム分の受信信号を書込み可能な複数のフレームメモリと、このフレームメモリから読み出される時相の異なる 2 フレーム分の受信信号からパターンマッチングを行う演算器とを備えている。

【 0 0 2 9 】

演算器は、具体的には、一方のフレームの受信信号から成る空間領域に指定したカーネル R O I (局所領域) と、もう一方のフレームの受信信号から成る空間領域のオブジェク

10

20

30

40

50

トROI（局所領域）との間の類似性を表す特徴量（例えば相互相関係数やSAD）を演算する特徴量演算器で構成される。オブジェクトROIは、所定のサーチROIの中で移動させて、その移動の度に特徴量が演算される。このため、1箇所のカーネルROIについて複数個の特徴量が演算されるので、この中から特徴量の代表値（例えば、相互相関係数の最大値）が選択され、かかるカーネルROIに対する類似性情報として記憶される。

【0030】

次いで、カーネルROIがその設定空間領域上で隣接位置に移動され、上述と同様に特徴量の代表値が得られる。このため、カーネルROIの位置を変えながら、その各位置で特徴量の代表値を得ることで、特徴量の2次元分布情報が得られる。この特徴量の2次元分布情報は画像データに変換されてDSC17に送られる。

10

【0031】

DSC17には、信号処理器14から断層像の画像データが送られ、また特徴量演算器16から特徴量の画像データが送られる。このため、DSC17は、スキャンフォーマットを標準TV方式に変換すると共に、両方の画像データを例えば特開平8-164139号に例示されている如く重ねる又は並置するといった表示態様で1フレームの画像データに合成する。

【0032】

この合成画像データはフレーム毎に所定タイミングで読み出されて表示器18に送られる。表示器18は、合成画像データをアナログ信号に変換し、モニタ画面に表示する。これにより、モニタ画面には、Bモード断層像とパターンマッチング結果である特徴量画像とが適宜な態様で表示される。

20

【0033】

本実施形態によれば、特徴量演算器16の前段に固定エコー除去器15を設け、特徴量の演算、即ちパターンマッチングの前に、静止部からの固定エコーが確実に除去又は抑制される。つまり、パターンマッチングに供する受信信号はその殆どが動きのある部位からの信号成分のみとなる。

【0034】

つまり、心筋のパターンマッチングを行う場合に、近距離の胸壁などの固定反射体からの固定エコーや多重反射などに因る固定エコーなどのアーチファクトが確実に事前に除去される。また、心尖部を診断するときにも、このアーチファクトは確実に除去される。このため、とくに、近距離での心筋評価や心尖部の心筋評価の性能を従来に比べて格段に向上させることができる。

30

【0035】

また、従来では、心筋の壁運動の静止時相においては相関係数が高くなるので、正常部位であっても信号値がエンハンスされて評価を妨げることがある。しかし、本実施形態では、固定エコーの事前除去によって、そのような正常部位であっても全く動かないことに因る、相関の高い信号成分は固定エコーとして予め除去される。このため、正常部位の信号がエンハンスされるケースは軽減される。従って、逆に、心周期の中で心筋が動く時相（収縮初期、拡張初期）においてのみ、相関の高い部位（心筋の機能面で異常であることが多い）がエンハンスされる。これにより、心筋を画像化するとき、壁運動に異常が在る特異的な部位を選択的に提供できるという利点もある。

40

【0036】

（第2の実施形態）

図2を参照して、第2の実施形態に係る超音波診断装置を説明する。なお、第1の実施形態の装置と同一の構成要素には同一の参照符号を付して、その説明を省略又は簡略化する。

【0037】

この超音波診断装置は、第1の実施形態と同様に、特徴量演算器16に送る受信信号のアーチファクトを排除又は抑制する構成に特徴を有する。この実施形態にあっては、かかる特徴を実現するために、組織ハーモニックイメージング（THI）と呼ばれる手法を用

50

いている。

【 0 0 3 8 】

具体的には、図 2 に示す如く、プローブ 1 1 と受信ビームフォーマ 1 3 との間の受信経路に、組織ハーモニックイメージングを行うための主要素を成すバンドパスフィルタ (B P F) 2 1 を介挿してある。このフィルタ 2 1 は、図示しない A / D 変換器とフィルタ回路とを備え、プローブ 1 1 が受信した電気量のエコー信号を受ける。なお、このエコー信号は、最初に前置増幅器で前置増幅してからバンドパスフィルタ 2 1 に送るようにしてもよい。

【 0 0 3 9 】

バンドパスフィルタ 2 1 において、エコー信号は A / D 変換器によりデジタル信号に変換されてフィルタ回路に送られる。フィルタ回路は、送信超音波の中心周波数 f_0 の整数倍、ここでは一例として 2 倍のハーモニック周波数を中心とする所定帯域の信号成分のみを抽出するバンドパスフィルタリングを行うように構成されている。抽出されたハーモニック信号は受信ビームフォーマ 1 3 に送られて、前述したと同様に、ハーモニック信号に拠るデジタル量の受信信号が生成される。つまり、このハーモニック信号に基づく受信信号は、第 1 の実施形態と同様に、B モード断層を生成するための信号処理器 1 4 及びパターンマッチングを行うための特徴量演算器 1 6 に送られ、前述と同様に処理される。

【 0 0 4 0 】

このように本実施形態によれば、受信の最初の段階でエコー信号からハーモニック信号を抽出される。つまり、この抽出後は、組織ハーモニックイメージングを適用した B モード断層像及び特徴量画像 (パターンマッチング) の生成及び表示が行われる。組織ハーモニックイメージングによれば、ハーモニック成分を抽出することで、その受信ビームは非常にシャープで細くなることから、アーチファクト除去効果及び心筋や内膜の視認性は基本波成分を用いる場合に比べて優れている。

【 0 0 4 1 】

従って、ハーモニック信号に拠る受信信号に含まれるアーチファクト成分は大幅に減少するので、パターンマッチングはこの受信信号を用いて一層、高精度に行われる。また、一般には、評価したい心筋部から十分な強度の信号が得られなければ、類似性を正確に評価することはできないが、本実施形態によれば、ハーモニック信号を使用することで心筋部から視認性に優れた受信信号が得られるので、この点からも類似性の評価精度が向上する。

【 0 0 4 2 】

さらに、組織ハーモニックイメージングを併用することで、画質上の個人差の影響が軽減され、より多くの患者に対して、高精度な類似性の評価が可能となる。

【 0 0 4 3 】

なお、このパターンマッチングの前処理としての組織ハーモニックイメージングは、必ずしも上述したバンドパスフィルタ 2 1 を用いるフィルタ法に限定されるものではなく、基本波成分と高調波成分とを含むエコー信号から高調波成分を抽出することができればよく、例えば、パルスインバージョン法を用いてもよい。

【 0 0 4 4 】

また、図 2 の構成において、送信系 1 2 は、例えば送信超音波の基本波成分を共振又は遮断することで抑制又は除去し、殆どが送信超音波のハーモニック成分のみに拠る駆動パルス生成して、この駆動パルスをプローブ 1 1 に供給することができる。このように構成すると、送信波がハーモニック信号であることから、送信超音波のサイドローブは著しく小さくなり、サイドローブに起因する生体のアーティファクトもその分、減少するので、パターンマッチングを更に高精度に行うことができる。

【 0 0 4 5 】

さらに、図 3 には、前述した第 1 の実施形態に係る固定エコー除去法 (図 1 の構成) と第 2 の実施形態に係る組織ハーモニックイメージング法 (図 2 の構成) とを併用する超音波診断装置の例を示す。

【 0 0 4 6 】

組織ハーモニックイメージング法だけを用いた場合、近距離の胸壁などの固定反射体で生ずる多重反射に起因する固定アーティファクトは残存することがある。しかし、上述のように、固定エコー除去法も合わせて用いることで、組織ハーモニックイメージング法だけでは除去されない可能性がある固定エコーも除去されるので、両者の機能を活かして、よりアーティファクトの少ない状態で高精度に且つ安定して類似性の評価することができ

【 0 0 4 7 】

(第 3 の実施形態)

図 4 ~ 7 を参照して、本発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置を説明する。

10

【 0 0 4 8 】

この超音波診断装置は、局所領域間の類似性を表す特徴量の演算、即ちパターンマッチングの高速化を目的としている。このパターンマッチングの概要としては、生体の運動の局所的な時空間的連続性を仮定し、静止時相と静止部位での移動ベクトル、即ちベストマッチの探索エリアを可能な限り小さくすることで高速化するものである。マッチングを行う演算位置に対して「過去の移動ベクトル量」と「既に演算済みの隣接する点の移動ベクトル量」の情報の少なくとも一方、あるいはその両方が効果的に活用される。

【 0 0 4 9 】

この超音波診断装置では、以下に説明するパターンマッチングの処理が実行されるが、この処理は上述した図 1 ~ 3 の何れかの特徴量演算器 1 6 においても好適に実行される。

20

【 0 0 5 0 】

勿論、このパターンマッチングの処理は、図 1 ~ 3 に記載された以外の超音波診断装置、例えば特開平 8 - 1 6 4 1 3 9 号に記載の超音波診断装置において、同公報記載のパターンマッチングの処理に代えて実行するようにしてもよい。

【 0 0 5 1 】

図 1 ~ 3 の何れかに記載の特徴量演算器 1 6 は、図 4 に示す如く、複数のフレームメモリ 3 1 A ~ 3 1 N と、特徴量を演算するプロセッサ 3 2 と、このプロセッサ 3 2 の演算結果（例えば、各演算位置における相互相関係数）及び途中の演算情報（例えば、各演算位置で相互相関係数を演算する途中の信号パワー値）を記憶するメモリ 3 3 とを備えている。この演算器 1 6 に対して、制御器 3 4 から各種の指定情報が送られる。制御器 3 4 は更に操作器 3 5 に接続され、オペレータが操作器 3 5 を介して与えた操作情報が制御器 3 4 に送られる。

30

【 0 0 5 2 】

制御器 3 4 は、オペレータが所望する異なる 2 つの時相を指定する情報をフレームメモリ 3 1 A ~ 3 1 N 及びプロセッサ 3 2 に送るとともに、パターンマッチング高速化の手法を指定する情報及び探索範囲の情報をプロセッサ 3 2 に送る。

【 0 0 5 3 】

図 5 には、この特徴量演算器 1 6 により実行されるパターンマッチングのアルゴリズムを示す。

【 0 0 5 4 】

特徴量演算器 1 6 のプロセッサ 3 2 は、制御器 3 4 を介してオペレータから指令された 2 次元走査のタイミングが異なる 2 つの時相 L , $L + 1$ を読み込む（ステップ S 1）。これに回答して、プロセッサ 3 2 は、複数のフレームメモリ 3 1 A ~ 3 1 N に記憶されている複数フレームの受信信号群の中から指定時相 L , $L + 1$ に合致する時相において走査された 2 次元断面の受信信号の 2 組を読み出し、これをワークエリアに個別に書き込む（ステップ S 2）。なお、この指定時相 L , $L + 1$ の 2 フレーム分の受信信号は、エコー信号を収集しながらほぼリアルタイムに行ってもよい。

40

【 0 0 5 5 】

これにより、プロセッサ 3 2 のワークエリアには、図 6 (a) , (b) に模式的に示す如く、時相 L における第 1 のフレーム F の受信信号が形成する第 1 の 2 次元断面（空間領

50

域) $SC1$ と、時相 $L+1$ における第2のフレーム $F+1$ の受信信号が形成する第2の2次元断面(空間領域) $SC2$ とがメモリ上に構築される。

【0056】

次いで、プロセッサ32は、制御器34を介してオペレータから指令された探索領域を初期設定する(ステップS3)。つまり、オペレータは、例えば一方の時相 $L+1$ で収集され、且つ表示器18に表示されているBモード断層像を見ながら同画像上に所望範囲のROIを設定すると、このROI情報が初期探索領域としてプロセッサ32に送られる(図6(b)参照)。

【0057】

次いで、プロセッサ32はカーネルROI: KN_{ROI} を初期設定し、その中心位置(X_i, Y_i)を演算位置として指定する(ステップS4、図6(a)参照)。

10

【0058】

次いで、プロセッサ32は探索中央座標(X_c, Y_c)及び最適探索範囲のサイズ $2X_w, 2Y_w$ を適応的(動的)に推定することにより、指定探索範囲 SR_{SPC} を設定する(ステップS5, S6)。

【0059】

(探索中央座標の適応的推定)

[探索中央座標(X_c, Y_c)の推定]

まず、図7を参照して、探索中央座標(X_c, Y_c)の適応的推定処理を説明する(ステップS5)。

20

【0060】

いま、現在の時相を L とし、図7に示す如く、簡単のため2次元を例にして現在の演算位置を(X_i, Y_j) L とする。移動ベクトル $v_{ijL} = (v_x, v_y)_{ijL}$ を求めには、まず、パターンマッチングの探索中央座標(X_c, Y_c) $_{ijL}$ と探索範囲の設定が必要となる。 X 軸の探索幅を $2X_w$ $_{ijL}$ 、 Y 軸の探索幅を $2Y_w$ $_{ijL}$ とすると、探索範囲は($X_c \pm X_w, Y_c \pm Y_w$) $_{ijL}$ で表される。

【0061】

探索範囲を十分に小さくするには、まず探索中央座標をある程度、移動ベクトル v_{ijL} に近づけておく必要がある。この条件で、 v_{xiL} と v_{yiL} を推定することを考え、その推定値を各々 v_α, v_β とすると、これらの推定値は種々の条件に応じて以下のように設定できる。

30

【0062】

(1) 心筋の運動の時間的な連続性を期待できるときには、「過去の移動ベクトル」(v_{xiL-1}, v_{yiL-1})を用いて推定値を設定できる。

【0063】

(2) また、空間的な連続性を期待できる場合には、「既に演算済みの隣接する点の移動ベクトル量」を用いて推定値を設定できる。これに適應できる隣接点は、端部を除くと、周辺の4点($v_{i-1j-1L}, v_{ij-1L}, v_{i+i j-1L}, v_{i-1jL}$)が好適である。

【0064】

40

(3) さらに実際の生体では時空間的な連続性を期待できるので、これらの情報全てを適切な重み付けで平均して推定値を得ることが望ましい。これを、過去の1点と隣接する周辺の4点とを用いた移動ベクトルを一般的な表現で表すと、以下の式のように推定値が決められる。

【0065】

【数 1】

$$\begin{aligned}
 v_{\alpha} &= k_1 \times v_{xijL-1} + k_2 \times v_{xi-1j-1L} + \\
 &\quad k_3 \times v_{xij-1L} + k_4 \times v_{xi+1j-1L} + \\
 &\quad k_5 \times v_{xi-1jL} \\
 v_{\beta} &= k_1 \times v_{yijL-1} + k_2 \times v_{yi-1j-1L} + \\
 &\quad k_3 \times v_{yij-1L} + k_4 \times v_{yi+1j-1L} + \\
 &\quad k_5 \times v_{yi-1jL}
 \end{aligned}$$

10

ここで、 k_i は重み付け係数を示し、 $\sum k_i = 1$ もしくは全ての $k_i = 0$ ($i = 1 \sim 5$) である。

【0066】

本実施形態では、上述した(1)～(3)の条件を任意に選択・変更して探索中央座標値を推定できるようになっている。通常は、(3)の条件がデフォルトとして設定される。

【0067】

なお、上述の一般的表現において、 $k_2 \sim k_5 = 0$ ($k_1 = 1$) とすれば、前記(1)の条件での推定と等価な推定値 v_{α} 、 v_{β} を得ることができ、 $k_1 = 0$ とすれば、前記(2)の条件での推定と等価な推定値 v_{α} 、 v_{β} を得ることができる。

20

【0068】

臨床用途に応じて最適な装置条件、すなわち、フレーム(ポリウム)レートの設定(時相間の時間差が変化する)や、演算ピッチの大小の設定が変わるので、各条件に応じて適切な重み k_i を与えることが好ましい。

【0069】

例えば、移動ベクトルの移動量に対して、時相差が十分小さいケースでは k_1 の重みを大きくして、前記(1)の条件に近い状態で、また演算ピッチが十分に小さいケースでは $k_2 \sim k_5$ の重みを大きくして、前記(2)の条件に近い状態で推定することが好ましい。

30

【0070】

なお、上述の例では、簡単のため過去の移動ベクトルとして1点のベクトルを用いる例を示したが、隣接する複数点における過去の移動ベクトル量に適宜な重み付けを行って、これを用いてもよい。

【0071】

また、全ての係数 $k_i = 0$ に設定することもできる。この設定は特別なケースであり、探索中央座標 = 演算位置に設定することを意味する。これは前述の各種の連続性を仮定できないような状況の場合に用いる。例えば、演算の対象としている局所領域の受信信号がノイズである場合、演算位置では前記連続性は仮定できず、かかる設定($k_i = 0$)を選択できるようにしておくことが望ましい。この設定により、移動ベクトルの演算それ自体の信頼性が低下する(実質的に無意味になる)ようなノイズに対しても、推定誤差がむやみに大きくなるのを避けることができ、推定の信頼性を確保することができる。

40

【0072】

演算位置の信号がノイズであるか否かの判定には、類似性の情報や類似性を算出する過程での中間情報を用いられる。例えば、相互相関係数を用いて、相関係数の絶対値があるしきい値以下であるときにはノイズと見なし、この設定($k_i = 0$)に切り換えるようにする。あるいは、受信信号のパワー(相互相関係数の演算の途中で生ずる。簡易的には、相互相関係数を求める式における、規格化のための分母部分がそのまま使える)を用いて、信号パワーがあるしきい値以下であるときにはノイズと見なし、この設定($k_i = 0$)に切り換えるようにする。相互相関係数及び信号パワーを組み合わせでしきい値処理して

50

もよい。

【0073】

本実施形態では、後述するステップS12、S13に示す如く、各演算位置における演算結果である相互相関係数を用いて、かかるノイズ判定を行うようにしている。これにより、信号値がノイズであると認識された場合、重み係数 $k_i = 0$ に設定して、相互相関係数の再計算を行うようにしている。

【0074】

このようにして推定された移動ベクトルの移動先座標値 v_α 、 v_β を用いた確からしい探索中央座標 $(X_c, Y_c)_{ijL} = (X_i + v_\alpha, Y_j + v_\beta)_{ijL}$ が決まる。

【0075】

〔指定探索範囲の推定〕

次いで、図7を参照して、指定探索範囲 SR_{SPC} の適応的推定処理を説明する（ステップS6）。

【0076】

前述のように推定された座標 $(X_c, Y_c)_{ijL}$ を中心にベストマッチする部位として移動ベクトルを探すので、この探索範囲が小さいほど演算は高遠となるわけである。この探索範囲は、勿論、実際の移動範囲（真値）よりも大きく設定されていなければ、類似性は正確に評価できない。そこで、最適な探索範囲、即ち $2Xw_{ijL}$ と $2Yw_{ijL}$ の値を推定する。

【0077】

この場合においても、前述の探索中央座標の推定と同様に、生体の運動の時空間的な連続性が利用される。前述との違いは、確からしい移動ベクトル量の大きさ（移動速さ）の「誤差の上限」を推定する必要があるということである。そこで、過去の移動ベクトル

【0078】

【数2】

$$(x_v, v_y)_{ijL-1}$$

及び

$$\text{点}(v_{i-1j-1L}, v_{ij-1L}, v_{i+1j-1L}, v_{i-1jL})$$

の大きさ

$$\left[(\text{各ベクトルの } x \text{ 成分}^2 + \text{各ベクトルの } y \text{ 成分}^2)^{0.5} \right]$$

を演算し、それらの平均値 V_m に対する

$$\text{偏差 } V_{err} = \text{各大きさ} - V_m$$

が最大となる $\max V_{err}$ を用いて、探索範囲 SR_{SPC} を以下のように設定する。

【0079】

【数3】

$$Xw_{ijL} = k_a \times |\max V_{err}|$$

$$Yw_{ijL} = k_a \times |\max V_{err}|$$

ここで、 k_a は係数である。

【0080】

これは、係数 $k_a = 1$ のとき、推定した座標値 v_α 、 v_β の誤差として、 $\pm \max V_{err}$ の範囲を見込んでいることに相当する。探索範囲に余裕を持たせること、及び、移動の加速成分を考慮する必要があることから、少し大きめ範囲とするために、係数 $k_a = 1$ と設定しておくことが好ましい。

【0081】

なお、最適な指定探索範囲 SR_{SPC} は、上述の設定法以外にも、種々の設定法を選択的に採り得る。

【0082】

例えば、過去の移動ベクトル

【数4】

$$(x_v, v_y)_{ijL-1}$$

及び

$$\text{点 } (v_{i-1j-1L}, v_{ij-1L}, v_{i+1j-1L}, v_{i-1jL})$$

10

のベクトルの x 成分の標準偏差 v_{sx} と y 成分の標準偏差 v_{sy} (v_s 自体はスカラー量) を用いて、以下のように設定してもよい。

【0083】

【数5】

$$X_{wijL} = k_b + v_{sx}$$

$$Y_{wijL} = k_b + v_{sy}$$

20

ここで、 k_b は係数である。

【0084】

この場合に、前述の係数 k_a と同様の趣旨により、係数 $k_b = 1$ に設定しておくことが好ましい。

【0085】

なお、臨床用途に応じて、ベクトル情報を選択的に用いることが望ましい。例えば、時間的連続性が小さいと考えられるケースでは、過去の移動ベクトル $(v_x, v_y)_{ijL-1}$ を用いないようにし、反対に、空間的連続性が小さいと考えられるケースでは、演算済みの点における移動ベクトル $(v_{i-1j-1L}, v_{ij-1L}, v_{i+1j-1L}, v_{i-1jL})$ を用いないようにする。

30

【0086】

さらに、空間的連続性が小さい場合には、1時相前の移動ベクトル $(v_x, v_y)_{ijL-1}$ と、更にもう1時相前の $(v_x, v_y)_{ijL-2}$ とを用いて、

【0087】

【数6】

$$\text{加速度 } v_{ac} = (v_x, v_y)_{ijL-1} - (v_x, v_y)_{ijL-2}$$

により、以下のように最適な指定探索範囲 SR_{SPC} を設定してもよい。

【0088】

40

【数7】

$$X_{wijL} = k_c \times (v_{ac} \text{ の } x \text{ 成分})$$

$$Y_{wijL} = k_c \times (v_{ac} \text{ の } y \text{ 成分})$$

ここで、 k_c は係数である。

【0089】

この場合にも、前述と同様に、係数 $k_c = 1$ としておくことが好ましい。

【0090】

50

このようにして、適切な探索中央位置と適切な探索領域サイズとを動的に設定することができる。

【 0 0 9 1 】

以上のように、指定探索範囲 $S R_{S P C}$ が最適な必要最小限の範囲として設定されると、特徴量演算器 16 の $C P U 3 2$ は、図 6 に示す如く、この指定探索範囲 $S R_{S P C}$ 内にオブジェクト $R O I : O B_{R O I}$ をその初期位置に設定する（図 5、ステップ $S 7$ ）。このオブジェクト $R O I : O B_{R O I}$ の大きさは、カーネル $R O I : K N_{R O I}$ のそれと同じに設定される。

【 0 0 9 2 】

次いで、 $C P U 3 2$ は、第 1 フレーム F の与えられた演算位置に在るカーネル $R O I : K N_{R O I}$ と第 2 フレーム $F + 1$ の指定されたオブジェクト $R O I : O B_{R O I}$ との間で、類似性を表す特徴としての相互相関係数を演算し、その値をメモリ 33 に格納する（ステップ $S 8$ ）。この相互相関係数 $\rho_{m, n}$ は、カーネル $R O I$ の画素値の信号を A 、オブジェクト $R O I$ のそれを B とするとき、

【 0 0 9 3 】

【 数 8 】

$$\rho_{m, n} = \sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^k (A_{i, j} - \bar{A}) (B_{i+m, j+n} - \bar{B}) /$$

$$\left\{ \sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^k (A_{i, j} - \bar{A})^2 + \sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^k (B_{i+m, j+n} - \bar{B})^2 \right\}^{1/2}$$

に基づき演算される。なお、この演算時において、分母の値（信号パワー値）も中間情報としてメモリに演算毎に格納される。

【 0 0 9 4 】

次いで、 $C P U 3 2$ は、オブジェクト $R O I : O B_{R O I}$ を指定探索範囲 $S R_{S P C}$ 内の全ての位置に移動させて相互相関係数を演算し終わったか否かを判断し、指定探索範囲 $S R_{S P C}$ 内で未だ終わっていない位置がある場合、オブジェクト $R O I : O B_{R O I}$ を移動させて同様の演算を繰り返す（ステップ $S 9$, $S 10$ ）。反対に、必要最小限に適応設定された指定探索範囲 $S R_{S P C}$ 内の全ての演算位置で係数演算が終わったときには、 $C P U 3 2$ は、それまで演算してメモリ 33 に格納してある複数の相互相関係数の中から、代表値として、値が最大の相互相関係数を選択する（ステップ $S 11$ ）。

【 0 0 9 5 】

次いで、 $C P U 3 2$ は、この選択された相互相関係数（最大値）の絶対値が所定のしきい値よりも大きいか否かを判断する（ステップ $S 12$ ）。この判断は、前述した信号値がノイズか否かを見極める処理であり、ノイズである、即ち、 $| \text{係数} | > \text{しきい値}$ の判断が下されたときには、前述のように全ての重み係数 $k_i = 0$ に設定し、再度、相互相関係数を演算する（ステップ $S 13$ ）。なお、この判断は前述したように、メモリ 33 に格納されている演算途中情報としての信号パワー値に基づいて行ってもよい。

【 0 0 9 6 】

反対に、ノイズでは無く、正常な範囲の信号値に基づく相互相関係数であると認識されたときには（ステップ $S 12$; NO ）、 $C P U 3 2$ は、カーネル $R O I : K N_{R O I}$ を全ての演算位置に移動させて演算し終わったか否かを判断し、未だ演算が終わっていない位置が在る場合、カーネル $R O I : K N_{R O I}$ の位置を更新する（ステップ $S 14$ 、 $S 15$ ）。そして、指定探索範囲 $S R_{S P C}$ 及びそのサイズの適応的設定の処理に戻り、上述の一連の処理が所望する全ての演算位置に対して実行される。

【 0 0 9 7 】

このように、指定探索範囲 $S R_{S P C}$ を各演算位置（カーネル $R O I : K N_{R O I}$ の位

10

20

30

40

50

置)毎に適応的に最適設定しながら、各演算位置における相互相関係数が求められる。このため、上述した一連のパターンマッチングの処理が終わると、メモリ33には、所望断層像の類似性を表す特徴量(ここでは相互相関係数)の2次元分布データが得られる。この特徴量の2次元分布データは、DSC17により、特徴量画像として断層像に並置、又は、断層像に重畳され、この画像が表示モードで表示器18に表示される。

【0098】

このように、本実施形態によれば、心筋などの動く臓器の時系列的な類似性を観察するためのパターンマッチングを行うに際し、指定探索範囲 SR_{SPC} は、各演算位置毎に、必要最小限の範囲に適応的に推定・設定される。従って、類似性を表す特徴量は、その必要最小限の領域のみを探索して演算すれば足りる。このため、従来のように、データに含まれる最大の移動速度を検出するために大きめに定められたサーチROIの範囲を各演算位置毎にくまなく探索する構成に比べて、特徴量を得るまでに要する演算量が大幅に少なくなり、その演算が著しく高速化される。

10

【0099】

なお、上述した超音波診断装置では、類似性を表す特徴量を求めるために、カーネルROIとオブジェクトROIとの間で相互相関係数を逐一演算するように構成したが、これは更に以下のようにSAD(Sum - Absolute - Difference:相互差分の絶対値和)を用いた演算方式に変形可能である。

【0100】

SAD $\epsilon_{m,n}$ は、両画像の画素値の信号をA及びBとすると、
【数9】

20

$$\epsilon_{m,n} = \sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^k |A_{i,j} - B_{i+m,j+n}|$$

で表される。

【0101】

SAD法によって得られる空間的最小値の位置は、類似性の高い位置であると考えられるので、このSAD法を用いることで移動ベクトルを検出可能である。相互相関法はパターンマッチングの分野でゴールドスタンダードと言われているが、SAD法は、この相互相関法よりも演算ステップが少ないので、処理が高速という利点がある。しかし、SAD法は、移動ベクトルを検出できるが、これだけを単独で用いても、類似性の定量化の点では信号源の大きさに左右されるので規格化が困難であり、物理的に意味のある一定の指標は得にくい。

30

【0102】

そこで、SADの高速の利点を生かし、まずSADで移動ベクトルを探して、検出された移動ベクトル位置にて相互相関係数を求めるようにする。これにより、時間の掛かる相互相関演算を1回に抑えるので、相互相関演算で移動ベクトルを検索する場合よりも高速化できると共に、相互相関係数という、類似性に関して一定の意義を有する物理量を得ることができる。

40

【0103】

このSAD法と相互相関法とを組み合わせる場合、例えば前述した図5の処理においては、ステップS8~S10の代わりに、カーネルROIと指定探索範囲との間でSADを演算する処理を行い、次いで、SADで求めた移動ベクトルの移動先を中心とするオブジェクトROIとカーネルROIとの間で相互相関係数を演算する2つのステップを置けばよい。

【0104】

前述した図5の処理とは別に、カーネルROIと初期探索範囲と間でSADを演算する処理を行い、次いで、SADで求めた移動ベクトルの移動先を中心とするオブジェクトR

50

ROIとカーネルROIとの間で相互相関係数を演算する2つのステップを設けるようにしてもよい。

【0105】

ところで、本願発明は、パターンマッチングの演算で得られる移動ベクトルの情報を効果的に利用した3次元の時空間における関心部位の移動追跡（トラッキング）及びその表示法を併せて提供することができる。この表示に関する実施形態を以下に説明する。

【0106】

（第4の実施形態）

図8～9を参照して、本発明の第4の実施形態を説明する。

【0107】

本実施形態では、前述した図4と同様に構成した特徴量演算器16において、そのCPU32には、制御器34及び操作器35と協働して、前述した特徴量の演算に加えて、関心部位の移動追跡（トラッキング）の演算を行う機能が与えられている。

【0108】

このため、CPU32は図8に概略示す一連の処理を行う。具体的には、初期時相S及び終了時相Eを設定し、「時相」の変数=Sを設定し、そして初期時相に該当するフレームの受信信号をフレームメモリ31から呼び出して、その受信信号が形成する空間領域にオペレータが関心を寄せている関心点を設定する（ステップS21～S23）。

【0109】

次いで、移動ベクトル=0に初期設定した後、「関心点」の変数=関心点+V（移動ベクトル）に設定し、更に、時相=時相+1にインクリメントする（ステップS24～S26）。

【0110】

次いで、CPU32は、上述の「時相=S+1」から「時相-1=S」に渡る2フレームの受信信号の相互間で、前記関心点の移動ベクトルVを演算する（ステップS27）。この移動ベクトルVは、従来周知の方法で演算してもよいし、前述した第3の実施形態で説明した高速化した探索領域設定の中で求める方法でもよい。次いで、CPU32は、移動ベクトルVの軌跡データをDSC17に出力し、この軌跡の表示を更新させる（ステップS28）。

【0111】

この後、CPU32により、時相<終了時相Eか否かの判断と伴に、終了時相Eまで時相を更新しながら上述した関心部位の移動追跡処理が繰り返される（ステップS25～S29）。時相=終了時相Eに到達すると、他に関心部位がオペレータから指定されたか否かを判断し、指定された場合にはステップS22まで遡って移動追跡処理が繰り返される（ステップS30）。反対に、他の関心部位が指定されなければ、移動追跡は終わる。

【0112】

以上の移動追跡処理により、ある初期時相のフレームの受信信号が構築する空間画像上に任意の1つ以上の関心部位を指定する手段と、任意の関心点での移動ベクトルを算出する手段と、その移動ベクトルの移動先位置に演算点（位置）を移動させて移動ベクトルを算出する手段とが機能的に構成される。これらの手段による移動追跡処理は、時相経過毎に終了時相まで逐次繰り返されるので、関心部位の時空間的な移動が追跡される。

【0113】

この移動に伴う軌跡は、例えば図9又は図10に示す如く、DSC17によって、初期時相から指定された終了時相までの追跡位置として画像上の位置に対応される。

【0114】

DSC17は、操作器35を介してオペレータが与えた所望の表示モードの指令信号を制御器34から受け、この指令信号に応じた移動軌跡の情報を画像上に表示すべく画像データの合成処理を行う。図9及び図10は共に、画像上の構造物（心筋など）上に軌跡情報を線で重ね、その位置変化を示すもので、図9は2次元画像上に、図10は3次元画像上にそれぞれ示す。関心部位の移動軌跡を表示するための時相区間（初期時相から終了時

10

20

30

40

50

相までの間隔)は1心周期が好適であるので、図9及び図10も1心周期における軌跡の表示画像として示されている。いずれの画像も、ある時相における画像(2次元の場合には、ある時相における任意断面の画像)を表示し、初期時相から終了時相までの時相期間内の全軌跡をその画像上で線を用いて表示し、位置を対応付けている。3次元の場合には、表示断面の裏側に移動する場合、例えば点線で表される。

【0115】

なお、2次元や3次元の画像データとしては、構造を表す情報(2次元では通常、Bモードと呼ばれる)であってもよいし、類似性を表す特徴量(相互相関係数など)の情報であってもよい。

【0116】

(表示の変形例その1)

なお、DSC17は、背景となる画像を表示させるに際し、特定の時相の画像のみを表示する構成に限定されるものではなく、初期時相から終了時相までの各時相と移動軌跡とを逐一对比させる表示を採用してもよい。この例を2次元画像について示すと、図11~13のようである。

【0117】

図11の表示例は、断層像と関心部位の移動軌跡とを共に更新しながら、移動軌跡については、過去の軌跡に現在の軌跡を追加しながら表示するものである(イメージ的には、イメージメモリをめぐって観察する状態を想定した例である)。図中、×印は、オペレータが指定した関心部位を示す。

【0118】

また、図12の表示例では、断層像は更新し、移動軌跡はその全体を最初の時相から表示しつつ、現在表示されている時相に相当する軌跡部分(図中、黒丸で示す)を他とは差別化して示される(この場合も、イメージ的には、イメージメモリをめぐって観察する状態を想定した例である)。

【0119】

さらに、図13(a)、(b)の表示例では、特徴的な2時相(例えば拡張期末期及び収縮期末期)の断層像と全体の移動軌跡とを並べて表示させ、移動軌跡については各時相部分(図中、黒丸で示す)を差別化して示すものである。

【0120】

このようにして様々な態様で関心部位の時空間的な軌跡が表現されるので、心周期にわたる局所的な運動の様子を視覚的に確実に観察することができる。

【0121】

(表示の変形例その2)

また、別の表示法として、移動ベクトルの速さ情報を一緒に付加して表示する態様が挙げられる。この速さ情報は時相間の時間と移動距離とから演算されるもので、これを特徴量演算器16のCPU32又はDSC17に何れで求めるようにしてもよいし、皿には、別途、演算器を設けるようにしてもよい。

【0122】

図14(a)の表示例は、異なる速さには異なる色相を対応させた速さインジケータ V_{IND} を設け、線MLで表した移動軌跡の色を速さインジケータ V_{IND} に基づいて変えたものである。同図(b)の表示例は、異なる速さには異なる輝度を対応させた速さインジケータ V_{IND} を設け、線MLで表した移動軌跡の輝度を速さインジケータ V_{IND} に基づいて変えたものである。なお、図14(a)及び(b)に示す表示例では、色や輝度の違いをハッチングの違いで表すために、移動軌跡の線を少し誇張して示している。

【0123】

更に、同図(c)の表示例は、異なる速さには異なる太さ(線幅)を対応させた速さインジケータ V_{IND} を設け、線MLで表した移動軌跡の太さを速さインジケータ V_{IND} に基づいて変えたものである。同図(d)の表示例は、移動ベクトルの移動軌跡を線分矢印ARで表示し、求められた速さを線分の長さに反映させたものである。

【 0 1 2 4 】

(表示の変形例その 3)

さらに、別の表示法として、移動ベクトルの移動軌跡を心時相と対応付けて表示する例が挙げられる。この対応付け表示は、例えば、心電計により収集した心電図 (E C G) 信号を装置に取り込み、 C P U 3 2 に収集時相と心電図信号との対応させる一方で、心電図信号を D S C 1 7 に表示用として送ることとされる。

【 0 1 2 5 】

図 1 5 (a) の表示例によれば、異なる E C G 時相には異なる色相を対応させた E C G インジケータ E C G _{I N D} と E C G 波形とが表示され、線 M L で表した移動軌跡の色相が E C G インジケータ E C G _{I N D} に基づいて変えられる。また、同図 (b) の表示例によれば、異なる E C G 時相には異なる輝度を対応させた E C G インジケータ E C G _{I N D} と E C G 波形とが表示され、線 M L で表した移動軌跡の輝度が E C G インジケータ E C G _{I N D} に基づいて変えられる。さらに、同図 (c) の表示例によれば、異なる E C G 時相には異なる太さ (線幅) を対応させた E C G インジケータ E C G _{I N D} と E C G 波形とが表示され、線 M L で表した移動軌跡の太さが E C G インジケータ E C G _{I N D} に基づいて変えられる。同図 (d) の表示例は、移動ベクトルの移動軌跡を線 M L で表すとともに E C G 波形を表示し、その一方で、その両方に時相を表す矢印 A R 1、A R 2 を付す。この両矢印 A R 1、A R 2 は共に連動しながら常に移動するように表示してもよいし、常時は静止して、何れか一方を所望位置又は所望時相に移動させたときに、他方が一方に連動して移動するようにしてもよい。

【 0 1 2 6 】

(表示の変形例その 4)

さらに、別の表示法として、移動ベクトルの速さ情報の付加とその移動軌跡の心時相との対応付けとを同時に行う例が挙げられる。

【 0 1 2 7 】

例えば、前述した図 1 4 (d) の表示と図 1 5 (a) の表示とを組み合わせた表示法や、図 1 4 (a) の表示と図 1 5 (d) の表示とを組み合わせた表示法などを採ることができる。

【 0 1 2 8 】

さらに、このような組み合わせ表示において、移動軌跡線 M L には速さ情報を付加せずに、時相情報のみを識別可能に与え、その一方で、心時相との対応付けや速さ情報を別のグラフ又は数値として表示するようにしてもよい。図 1 6 の表示例では、速さ情報をグラフ G R として与え、E C G 波形との間で心時相との対応付けを点線 D L で行っている。

【 0 1 2 9 】

(表示の変形例その 5)

その他の表示例として、ストレスエコー検査におけるストレス付与前後の同一部位の移動軌跡を同時に表示する例 (図 1 7 参照) が挙げられる。この例では、両移動軌跡が E C G 波形と共に表示され、心時相と軌跡線 M L との間の対応付けが黒丸印でなされている。

【 0 1 3 0 】

(表示の変形例その 6)

更に別の表示例として、複数のセグメント毎の移動軌跡を同時に表示し比較可能にする例 (図 1 8 参照) が挙げられる。この例では、心筋に設定した 4 箇所に関心部位での移動軌跡線 M L と、各軌跡線 M L の速さ情報のグラフと、E C G 波形とが示されている。

【 0 1 3 1 】

このような種々の表示法によって、心筋の局所的な壁運動の時空間的軌跡に移動の程度が加味され、かつ、心持相と対比付けて示されるので、壁運動の 4 次元的な様相を表現することができ、壁運動評価の診断支援に有効になる。

【 0 1 3 2 】

(移動ベクトルを取得するための別の例)

前述した図 8 では、時相を更新しながら、移動ベクトルを逐一演算するように構成した

が、この移動ベクトル取得の別の例を図 19 に示す。この例は、既に演算して記憶してある移動ベクトルを読み出して利用する処理を行う。

【0133】

図 19 の処理は、例えば特徴量演算器 16 の CPU 32 又は DSC 17 で行われ、類似性画像生成ルーチンと軌跡表示ルーチンとから成る。類似性画像生成ルーチンでは、例えば特開平 8 - 164139 号に記載の手法に拠って類似性を示す特徴量（例えば相互相関係数）の画像を初期時相 S から終了時相 E まで、対象画像で演算して例えばメモリ 33 に記憶する。なお、この類似性画像生成ルーチンにおいて、前述した第 3 の実施形態及びその変形形態で説明した高速な特徴量の演算法を用いてもよい。この演算が終わると、軌跡表示ルーチンに移行し、移動ベクトルを記憶したメモリから時相経過毎に逐次、移動位置を読み出して追跡表示させる。これにより、パターンマッチングの演算結果を有効に利用して、関心部位のトラッキングを行うことができ、少ない演算量で充実したアプリケーションを備えた超音波診断装置を提供することができる。

10

【0134】

なお、本発明は上述した実施形態や変形形態の構成に限定されるものではなく、特許請求の範囲に要旨に基づき、さらに種々の形態に変形可能なことは勿論である。例えば、特徴量演算器は、前述のような CPU によるソフトウェア機能を持たせて構成する他に、ASIC などの専用のハードウェアで構成してもよい。

【0135】

以上説明したように、本実施形態の超音波診断装置によれば、アーティファクト成分を効果的に除去又は抑制でき、生体においてもパターンマッチング演算の性能が確保され、精度の高いパターンマッチングを高精度に行うことができ、診断能の向上に寄与できる。

20

【0136】

また、パターンマッチング演算の高速化によって、検査時間の短縮と、関心部位のより信頼性の高い 3 次元的な運動評価とを容易に両立させることができる。

【0137】

頁に、従来は組織の類似性を表す特徴量（例えば相互相関係数）のみを表示していたが、本発明では、パターンマッチング演算の過程で得られる移動ベクトルを利用して、関心部位の移動軌跡を移動速度や心時相との対応付けを行いながら視覚的に表示でき、これによって、壁運動の評価を効果的に支援できる。

30

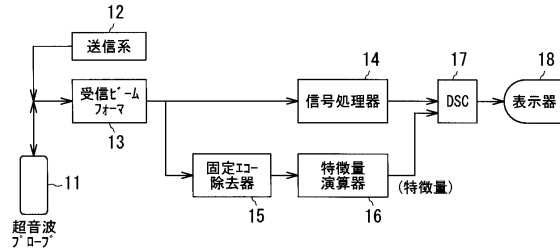
【符号の説明】

【0138】

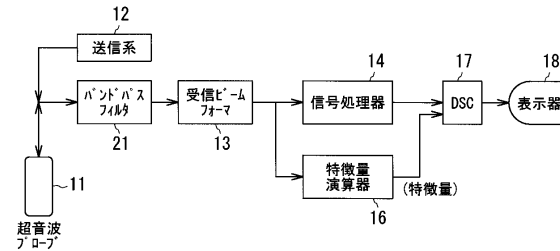
- 11 超音波プローブ
- 12 送信系
- 13 受信ビームフォーマ
- 14 信号処理器
- 15 固定エコー除去器
- 16 特徴量演算器
- 17 DSC
- 18 表示器
- 21 バンドパスフィルタ
- 31 (31 ~ 31N) フレームメモリ
- 32 CPU
- 33 メモリ
- 34 制御器
- 35 操作器

40

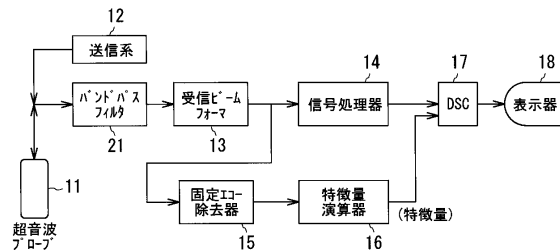
【図 1】



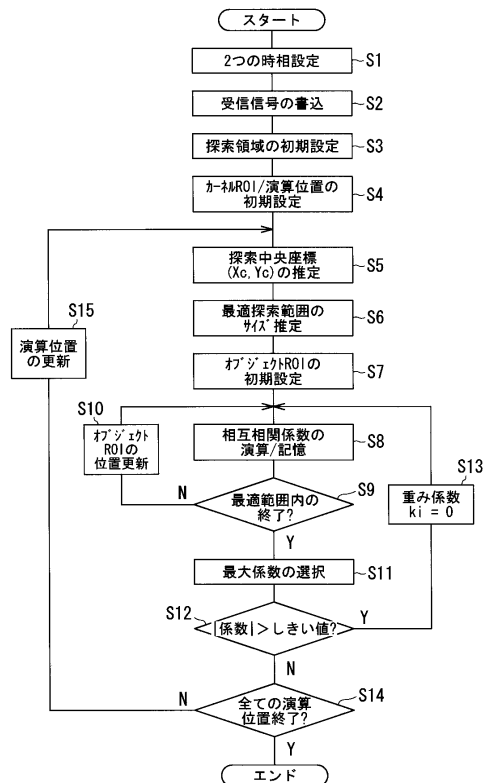
【図 2】



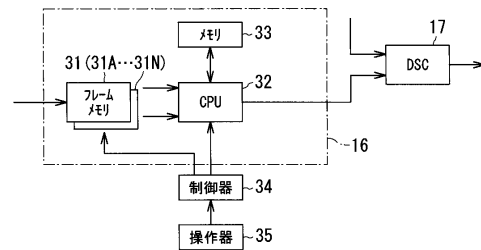
【図 3】



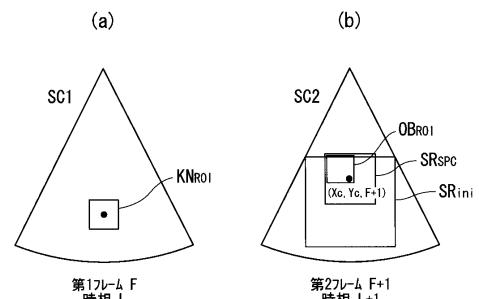
【図 5】



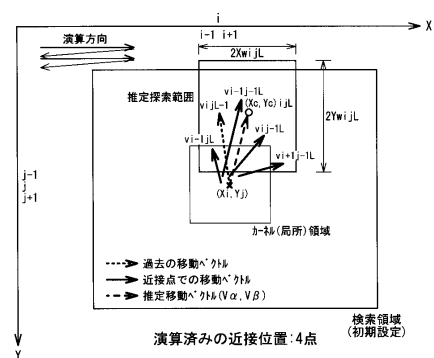
【図 4】



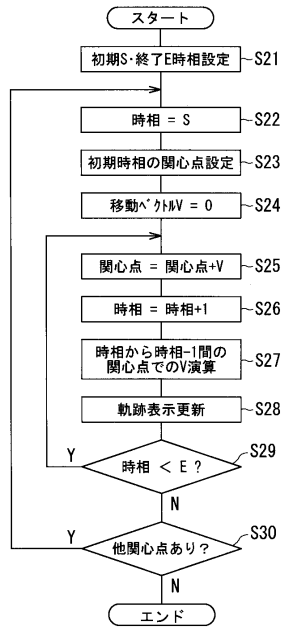
【図 6】



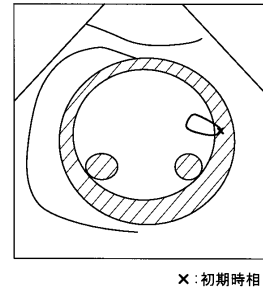
【図 7】



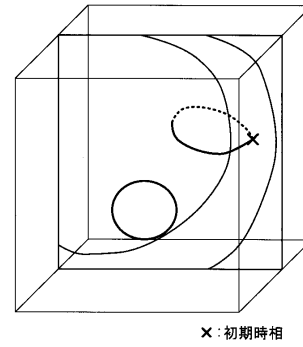
【図 8】



【図 9】

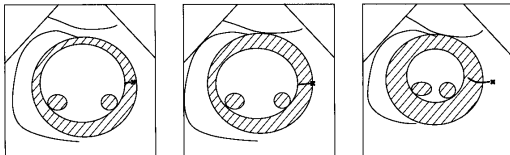


【図 10】



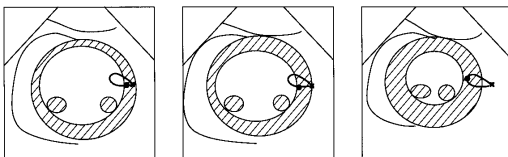
【図 11】

時相1→画像更新→時相2→画像更新→時相3→...

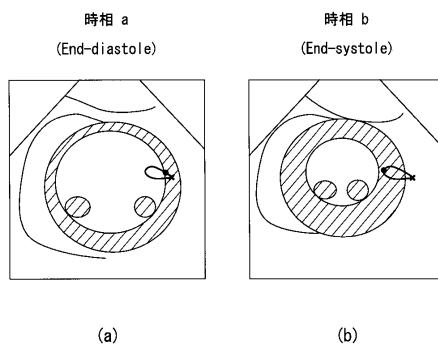


【図 12】

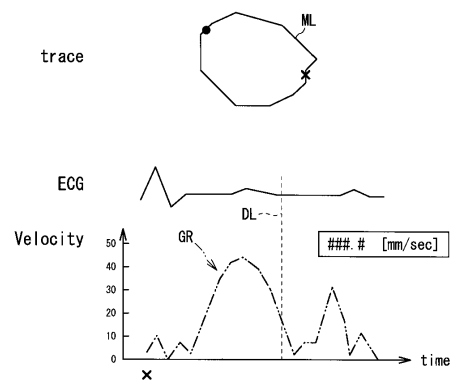
時相1→画像更新→時相2→画像更新→時相3→...



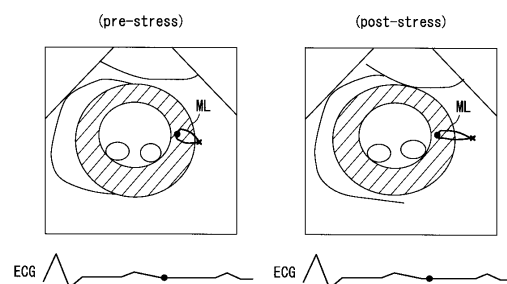
【図 13】



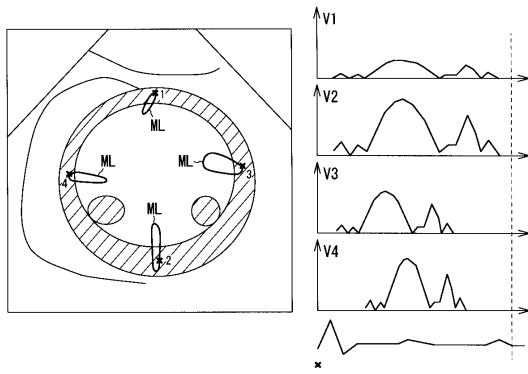
【図 16】



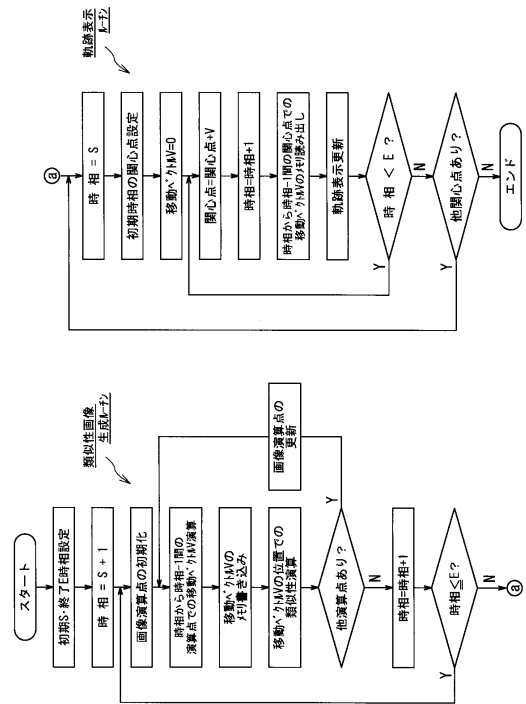
【図 17】



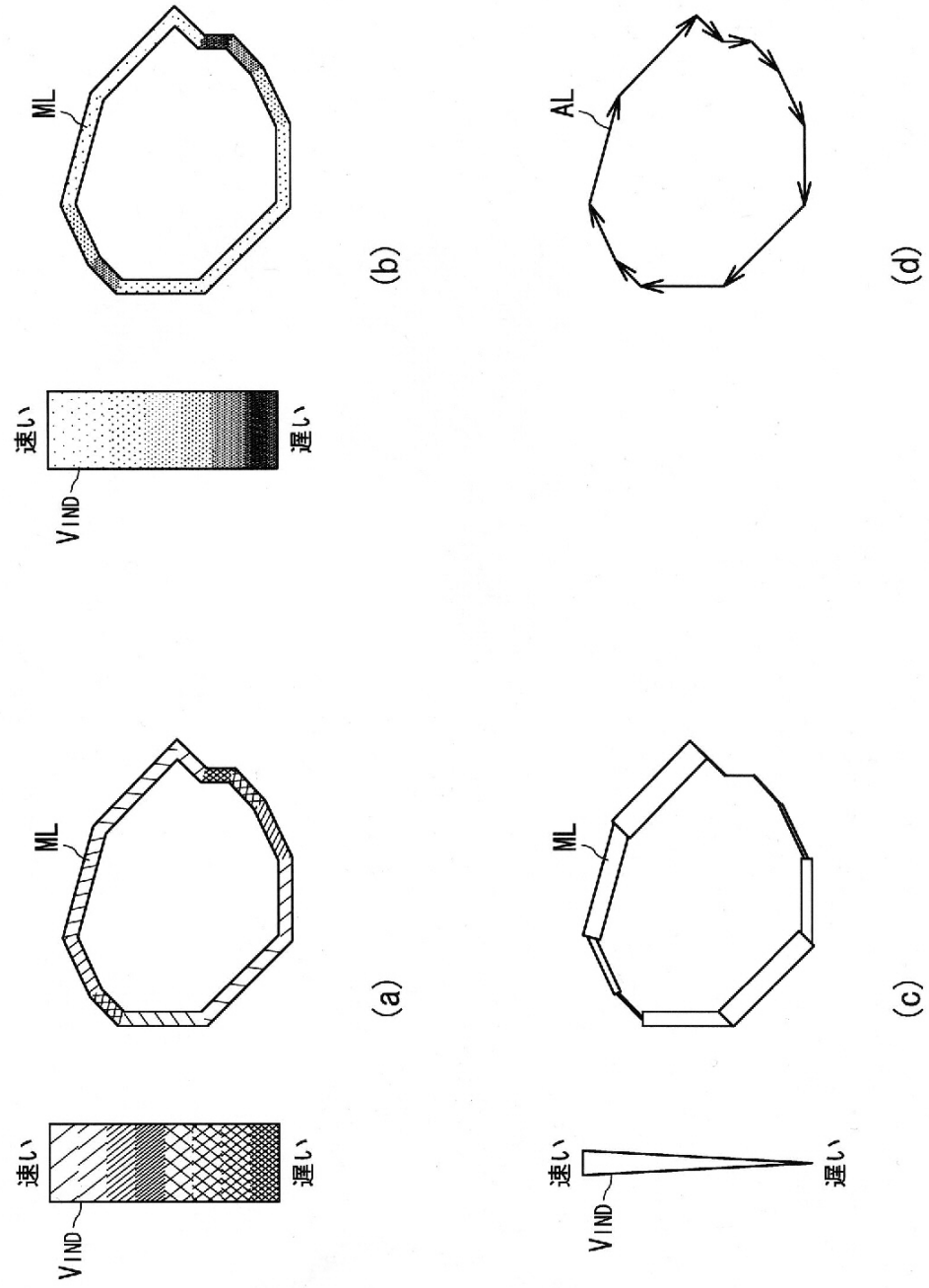
【図 18】



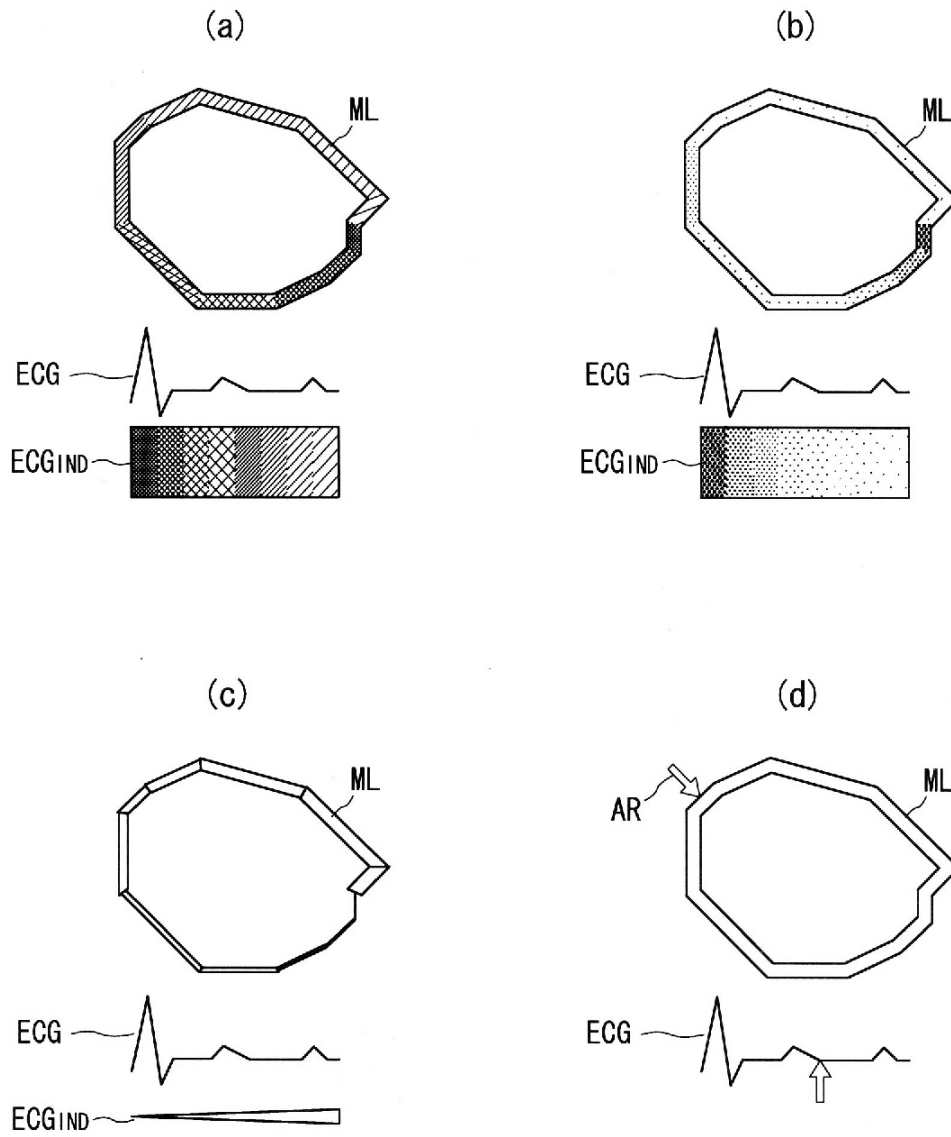
【図 19】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特開平06-114059(JP,A)
特開平08-164139(JP,A)
特開平11-313822(JP,A)
特開平08-280688(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声波诊断装置和图像处理装置		
公开(公告)号	JP4709937B2	公开(公告)日	2011-06-29
申请号	JP2010224200	申请日	2010-10-01
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	阿部康彦 神田良一 山崎延夫		
发明人	阿部 康彦 神田 良一 山崎 延夫		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/JC23 4C601/JC37		
代理人(译)	波多野尚志		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2011000470A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过消除或抑制超声诊断设备中来自活体的接收信号中包含的伪像来执行高性能和高速模式匹配。解决方案：超声诊断设备利用超声信号周期性地对受试者的诊断部位进行二维或三维扫描，并获得与扫描相关的超声反射信号对应的电量的接收信号，包括至少指定步骤一个感兴趣位置S23，执行用于获得指示感兴趣位置的下一时间相位的空间区域中的移动目的地的移动矢量的处理，直到感兴趣位置的最终时间阶段的空间区域。移动到运动目的地S24，并将运动矢量显示为关注位置S28的时空跟踪信息。

7】

