

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4342887号
(P4342887)

(45) 発行日 平成21年10月14日 (2009.10.14)

(24) 登録日 平成21年7月17日 (2009.7.17)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2003-332163 (P2003-332163)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成15年9月24日 (2003.9.24)		アロカ株式会社
(65) 公開番号	特開2005-95327 (P2005-95327A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成17年4月14日 (2005.4.14)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成18年7月3日 (2006.7.3)		弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	園山 輝幸
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		(72) 発明者	原田 烈光
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		審査官	右▲高▼ 孝幸

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】

対象組織の状態を反映したカオス統計量を算出する超音波診断装置において、
 前記対象組織を含む空間内に超音波を送受波して受信信号を取得する送受波手段と、
 前記受信信号に関するアトラクタを構築するアトラクタ構築手段と、
 前記カオス統計量として、前記アトラクタの挙動に関する統計量を算出するカオス統計
 量算出手段と、
 前記統計量の算出結果を出力する出力手段と、
 を有し、
 前記カオス統計量算出手段は、
 前記アトラクタの軌道上において基準点とその基準点の近傍に存在する複数の近傍点と
 からなる複数の代表点を設定する代表点設定部と、
 前記各代表点ごとに、時間経過に伴うその代表点の軌道上における変位を示す並進ベク
 トルを算出する並進ベクトル算出部と、
 を備え、
 前記複数の代表点に対応した複数の並進ベクトルに基づいて、並進ベクトルの分散を定
 量化することにより、前記対象組織の診断情報を得る、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、

前記対象組織は心臓であり、前記並進ベクトルの分散を定量化することにより、前記診断情報として、当該心臓の心機能についての評価値を得る、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
前記並進ベクトルの分散を定量化する並進誤差に基づいて、前記心臓の拡張型心筋症を
評価するための評価値を算出する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記カオス統計量算出手段は、
前記アトラクタの軌道上に M 個の基準点を設定して各基準点ごとに前記複数の代表点を
設定し、
前記各基準点ごとに、前記複数の代表点に対応した複数の並進ベクトルに基づいて並進
誤差を算出し、
前記 M 個の基準点に対応する M 個の並進誤差の算出を 1 つの計算セットとして、Q 個の
計算セットを実行する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、
前記アトラクタ構築手段は、D 次元までの各次元の相空間ごとにアトラクタを構築し、
前記カオス統計量算出手段は、前記 D 次元までの各次元ごとに前記 Q 個の計算セットを
実行する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、
前記カオス統計量算出手段は、
前記 M 個の基準点に対応する M 個の並進誤差のうちの中央値を抽出し、
前記 Q 個の計算セットから抽出される Q 個の前記中央値の平均値を算出し、
前記 D 次元までの各次元ごとに算出された前記平均値の中から最小値を抽出し、
最適次元に対応した並進誤差として前記最小値を提供する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、対象組織の状態を反映した情報を出力する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波を用いた生体の内部計測は、臓器の構造や運動をリアルタイムに抽出でき且つ非侵襲的に計測できるので、医療診断の分野において非常に有効な診断手法となっている。近年、心臓のストレイニイメージングによって局所心筋の動きを計測する手法も開発され、臨床での有用性が確認されつつある。しかし、臓器の形態や局所変位の情報だけで細かな異常を的確に分析することは困難である。

40

【0003】

このような背景から、本出願人は、超音波エコー信号に対してカオス解析を施して特徴量を抽出する技術を提案した（特許文献 1 参照）。その技術は、心臓などの診断対象を超音波診断装置で診断したときの受信信号に対してカオス解析を行い、その受信信号のカオス的な特徴、例えば、アトラクタや相関次元（フラクタル次元）、リアプノフ指数などが診断対象の状態変化に応じて変化することを利用して、カオス的な特徴を診断のための情報として出力する超音波計測装置に関するものである。

50

【0004】

一方、超音波診断装置の技術開発とは別に、カオスの規則性を定量化する研究も盛んに行われている。非特許文献1には、時系列信号からアトラクタを構成し、そのアトラクタに対して時間発展並進誤差解析を行って、時系列信号が有するカオス規則性を定量化する手法が示されている。

【0005】

【特許文献1】特開2001-137240号公報

【非特許文献1】リチャード・ウェイランド (Richard Wayland) 他, 「時系列に関する決定論性の定量化 (Recognizing Determinism in a Time Series)」, フィジカル・レビュー・レターズ (PHYSICAL REVIEW LETTERS), 1993年2月1日, VOLUME 70, NUMBER 5, p. 580-582

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1に記載の技術は、それまでにない新たな計測・解析のための装置を提供するものであり、超音波関連装置のさらなる進歩を期待させる画期的なものである。また、非特許文献1に記載のカオス解析手法は、様々な技術分野への応用が望まれていたが、その理論が難解であることなどから、他の技術分野への応用には高度な研究開発を必要とする。

【0007】

20

本発明は、このような状況においてなされたものであり、その目的は、複雑で微妙な組織の状態を的確に反映した診断情報を出力する超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、対象組織の状態を反映したカオス統計量を算出する超音波診断装置において、前記対象組織を含む空間内に超音波を送受波して受信信号を取得する送受波手段と、前記受信信号に関するアトラクタを構築するアトラクタ構築手段と、前記カオス統計量として、前記アトラクタの挙動に関する統計量を算出するカオス統計量算出手段と、前記統計量の算出結果を出力する出力手段と、を有することを特徴とする。

30

【0009】

上記構成において、解析対象となる送受波手段の受信信号には、例えば高周波 (RF) の受信信号がある。この他にも RF 受信信号に包絡線検波や直交検波等の信号処理を施して得た信号や、それら検波結果から生成した画像の画素値なども解析対象の受信信号の概念に含まれる。上記構成によれば、アトラクタの挙動に関する統計量が対象組織の微妙な状態変化に応じて変化するため、複雑で微妙な組織の状態を的確に反映した診断情報を出力することができる。

【0010】

望ましくは、前記カオス統計量算出手段は、時間発展並進誤差解析法に基づいて前記統計量を算出する、ことを特徴とする。また望ましくは、前記カオス統計量算出手段は、前記アトラクタ上に設定された複数の代表点の時間経過に伴う変位を示す並進ベクトルを算出し、前記各代表点ごとの並進ベクトルからなる並進ベクトル群に関するベクトル分散から前記統計量を算出する、ことを特徴とする。

40

【0011】

さらに望ましくは、前記カオス統計量算出手段は、前記アトラクタ上の互いに異なる近接軌道群の各軌道ごとに少なくとも一つ設定された複数の代表点について、各代表点ごとに、対応する軌道上における時間経過に伴う変位を示す並進ベクトルを算出する並進ベクトル算出部と、前記各代表点ごとの並進ベクトルからなる並進ベクトル群に関するベクトル分散を算出する並進誤差算出部と、を有することを特徴とする。

【0012】

50

さらに望ましくは、前記カオス統計量算出手段は、前記アトラクタを構成する複数のサンプル点の中から基準点を設定し、基準点とは異なる軌道上に存在し且つ互いに異なる軌道上に存在するサンプル点の中から、各軌道ごとに基準点からの距離が最も近い近傍点を設定し、設定した基準点および複数の近傍点を前記複数の代表点とする代表点設定部、をさらに有することを特徴とする。

【0013】

また上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である別の超音波診断装置は、対象組織を含む空間内に超音波を送受波して受信信号を取得する送受波手段と、前記受信信号の中から予め設定された範囲に対応する複数の信号部分を抽出し、抽出した複数の信号部分を繋ぎ合わせて時系列信号を形成する時系列信号形成手段と、前記時系列信号を相空間に埋め込んでアトラクタを構築するアトラクタ構築手段と、前記アトラクタ上に設定された複数の代表点の時間経過に伴う変位を示す並進ベクトルを算出し、前記各代表点ごとの並進ベクトルからなる並進ベクトル群に関するベクトル分散から、前記アトラクタの挙動に関する統計量を算出するカオス統計量算出手段と、前記統計量の算出結果を出力する出力手段と、を有することを特徴とする。

10

【0014】

上記構成によれば、目標とする深さ（送受波手段からの距離）に超音波が到達し、そこで反射して戻ってくるまでの時間から、その時間の前後の間だけ受信信号を取り出すことができる。抽出した所望の深さ範囲の信号に対してカオス統計量の演算処理を施すことにより、その範囲の診断部位のカオス統計量を求めることができる。

20

【0015】

望ましくは、前記アトラクタ構築手段は、D次元（Dは自然数）までの各次元の相空間ごとにアトラクタを構築し、前記カオス統計量算出手段は、前記各次元に対応するアトラクタごとに前記統計量を算出する、ことを特徴とする。上記構成によれば、各次元ごとに統計量が算出され、より詳細な診断情報を提供することができる。

【0016】

さらに望ましくは、前記カオス統計量算出手段は、前記各次元に対応するアトラクタごとに複数の基準点を設定し、設定した各基準点ごとにその近傍に存在する複数の近傍点を設定する代表点設定部と、前記複数の基準点および前記複数の近傍点の各点ごとに、時間経過に伴う変位を示す並進ベクトルを算出する並進ベクトル算出部と、前記各基準点ごとに、当該基準点および当該基準点に対応する複数の近傍点の各点ごとの並進ベクトルからなる並進ベクトル群について、そのベクトル分散値を算出する並進誤差算出部と、前記各次元に対応するアトラクタごとに、当該アトラクタに対して設定された前記複数の基準点の各々に対応する複数の前記ベクトル分散値から当該アトラクタに対応する前記統計量を算出する統計量算出部と、を有することを特徴とする。

30

【0017】

さらに望ましくは、前記統計量算出部は、前記各次元に対応するアトラクタごとに、当該アトラクタに対応する前記複数のベクトル分散値から特異値を取り除いた残りのベクトル分散値から当該アトラクタに対応する前記統計量を算出する、ことを特徴とする。さらに望ましくは、前記統計量算出部は、前記各次元に対応するアトラクタごとに、前記特異値を取り除いた残りのベクトル分散値の平均値を算出し、その平均値を当該アトラクタに対応する前記統計量とする、ことを特徴とする。上記構成において、特異値とは、例えば、特に大きい値や特に小さい値である。つまり、特異値を取り除くという概念には、複数の値の中から大きな値や小さな値を取り除いて、中間の大きさにある値のみを抽出することなどが含まれる。

40

【0018】

さらに望ましくは、前記出力手段は、前記D次元までの各アトラクタの統計量を表示する、ことを特徴とする。さらに望ましくは、前記出力手段は、前記D次元までの各アトラクタごとの統計量の最小値を表示する、ことを特徴とする。アトラクタには最適な相空間次元数が存在し、アトラクタはその最適次元において前記ベクトル分散の値が最も小さく

50

なる傾向がある。上記構成によれば、D次元までの各アトラクタごとの統計量の最小値を表示するため、最適次元に対応した統計量を提供することができる。さらに望ましくは、前記時系列信号形成手段は、前記受信信号の中から予め設定された時間範囲内に対応する複数の信号部分を抽出する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0019】

本発明により、複雑で微妙な組織の状態を的確に反映した診断情報を出力する超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、本発明の好適な実施形態について図面を利用して説明する。

【0021】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。この構成において、プローブ10は、被検体に対して超音波の送受波を行うものであり、超音波振動子のアレイを含んでいる。送信ビームフォーマ12は、プローブ10の各振動子に対してそれぞれ適切な遅延量を与えた駆動パルスを提供することにより、プローブ10の振動子アレイから発せられる送信超音波を指向性のあるビームとする。プローブ10の各振動子は、この超音波ビームに対する被検体内部からのエコーを受信し、電気的な受信信号に変換する。各振動子の各受信信号は受信ビームフォーマ14により整相加算されて、受信ビームに対応する1つの受信信号となる。制御器50は、超音波診断装置各部を総合的に制御するためのものであり、送信ビームフォーマ12及び受信ビームフォーマ14はこの制御器50からの制御に従って上記の処理を実行する。送信ビームフォーマ12及び受信ビームフォーマ14を制御することにより、送信ビーム及び受信ビームを形成するとともに、これらビームを例えば所定の面に沿って2次元的に走査する。

【0022】

受信ビームフォーマ14から出力される受信信号は、包絡線検波器16、直交検波器18及びRF信号ゲート30に供給される。包絡線検波器16は、受信信号に対数圧縮を施した上で包絡線検波を行う。包絡線検波器16の出力は、受信エコーの強度を表し、BモードやMモード等の表示のための輝度信号として用いられる。B・Mモード信号処理回路26は、この輝度信号に基づき、Bモード断層画像やMモード画像を生成し、その画像データをDSC（デジタルスキャンコンバータ）34に書き込む。

【0023】

直交検波器18は、受信ビームフォーマ14から入力された受信信号を2つのミキサに加え、プローブ10の送信周波数と同じ周波数で位相が互いに90°異なる2つの参照周波数と混合する。直交検波出力は、エコーのドプラシフトの情報を含んでいる。カラー Doppler 信号演算処理部28は、この直交検波出力に対してフィルタリングや自己相関演算などの周知のカラー Doppler 演算処理を行い、その結果をDSC34に入力する。

【0024】

直交検波器18の出力は、上記カラー Doppler 演算処理の他、特定サンプル点の血流スペクトルを得るためにスペクトル Doppler 処理に供される。このスペクトル Doppler 処理では、まず直交検波器18のI、Q出力はそれぞれサンプルゲート22a、22bを通される。サンプルゲート22a、22bには、断層像1フレームのうちの何番目のビームのどの深さ範囲の信号を抽出するかが予め設定されている。サンプルゲート22a、22bは、入力される直交検波出力のうち、この設定された範囲の信号のみを取り出す。各サンプルゲート22a、22bのゲート範囲の設定は、ユーザが操作パネル52から行うことができ、このゲート範囲は制御器50に設定され、制御器50はその設定に応じてゲート信号をサンプルゲート22a、22bに供給し、各サンプルゲートはそのゲート信号に応じて入力信号をゲートする。各サンプルゲート22a、22bで取り出された信号は、それぞれ帯域通過フィルタ24a、24bに通され、これにより血管壁などの低速部分の反射信号

の成分が除去される。スペクトルドプラ信号演算処理部 32 は、このフィルタ出力に対して高速フーリエ変換を施し、その周波数分析結果である血流パワースペクトルの画像を DSC34 に書き込む。

【0025】

DSC34 は、書き込まれた B モード画像、M モード画像、カラードプラ画像及びパワースペクトル画像を、表示部 36 の表示走査に同期して読み出し、D/A 変換して表示部 36 に供給する。これにより、表示部 36 に、B モード断層画像やカラードプラ画像などの診断画像が表示される。

【0026】

以上説明した B モード画像、カラードプラ画像等の診断画像形成のための構成は、従来周知の一般的な構成と同様のものを用いることができる。

10

【0027】

次に、本実施形態の特徴の一つであるカオス統計量演算のための構成について説明する。本実施形態の装置は、受信ビームフォーマ 14 から出力される高周波 (RF) の受信信号、B・M モード画像形成に用いられる輝度信号、またはスペクトルドプラ処理に用いるドプラ信号に対してカオス統計量演算を行う機能を有している。いずれの信号に対してカオス統計量演算を行うかは、切換器 40 で切り換えることができる。どの信号を解析対象とするかは、例えば解析したい対象部位／組織の特性に応じて選べばよい。例えば、心臓の組織性状についてのカオス統計量演算を行いたい場合は、高周波 (RF) の受信信号を選択すればよい。同じ部位でも、用いる信号を切り換えれば、当該部位についての異なった観点からの性状情報が得られる可能性がある。

20

【0028】

また、本実施形態では、これら解析対象の信号のうち、所望の部位の信号のみを取り出してカオス統計量演算を行う機構を備えている。RF 信号ゲート 30 や輝度信号ゲート 20 などがそのための機構である。これらゲート 30 及び 20 には、スペクトルドプラ処理のためのサンプルゲート 22a、22b と同様、断層像 1 フレームの信号のうち、どのビームのどの深さ範囲の信号を抽出すべきかが予め設定されている。したがって、RF 信号ゲート 30 は受信ビームフォーマ 14 から出力された RF の受信信号を、輝度信号ゲート 20 は包絡線検波器 16 から出力された輝度信号を、それぞれゲートし、予め設定された範囲の信号のみを取り出して後段に出力する。RF 信号ゲート 30、輝度信号ゲート 20 のゲート範囲は、サンプルゲート 22a、22b と同様、操作パネル 52 からのユーザ入力に応じて制御器 50 に設定され、制御器 50 はこの設定に応じてゲート 20 又は 30 を制御する。

30

【0029】

このように、予め設定した範囲の信号のみを抽出して後段のカオス統計量演算処理に渡す機構を設けたことにより、所望部位のカオスの特徴を求めることができる。なお、このようなゲートを設けず、例えば 1 ビーム分の信号全体、又は 1 フレーム (画面) 分の信号全体に対してカオス統計量演算を施すことでも、その範囲全体についての何らかのカオスの特徴を求めることももちろん可能である。これに加え、本実施形態のようにゲートを設けてカオス統計量演算の対象部位の限定を可能としたことで、その部位のカオス特徴を弁別してより精密に解析できる。

40

【0030】

以上、RF 受信信号及び輝度信号について、所望範囲の信号を取り出すゲートを備えた旨を説明したが、もう一つのカオス統計量演算の対象であるドプラ信号については、スペクトルドプラ処理のためのサンプルゲート 22a、22b で既に所定の範囲の信号が抽出されているので、新たにゲート手段を設ける必要はない。すなわち、超音波診断装置はスペクトルドプラ処理機能を備えていることが多く、そのような超音波診断装置であれば、スペクトルドプラ処理のためのゲートをカオス統計量演算のためのゲートとして兼用することができる。なお、切換器 40 には、サンプルゲート 22a、22b の出力そのものではなく、帯域通過フィルタ 24a、24b を通過した成分のみが入力される。これは、注

50

目する血流に係る信号成分についてカオス統計量演算を行うためである。なお、帯域通過フィルタ24a、24bの通過帯域を低い帯域に切り換えれば、低速な体組織の動きに関するカオス統計量演算も可能である。

【0031】

このようにゲート処理により注目範囲のみ取り出されたRF受信信号、輝度信号、ドプラ信号が入力された切換器40は、それら3種の信号のうちユーザが解析対象に指定した1つを選び、後段のカオス統計量演算機構に渡す。解析対象信号の指定は操作パネル52から行われ、その指定内容に応じて制御器50が切換器40の接続を切り換える。

【0032】

切換器40の後段のカオス統計量演算機構は、大きく分けてアトラクタ構築部42と並進誤差解析ブロック44から構成される。アトラクタ構築部42は、入力される信号からアトラクタを構築する。アトラクタは、例えば、ターケンス(Takens)の手法を用いて入力信号を相空間へ埋め込むことにより再構成することができる。周知のようにターケンスの手法では、時系列信号 $x(t)$ (t は時間) から、時間遅れ τ を用いて m 個の変数の組 $\{x(t), x(t+\tau), x(t+2\tau), \dots, x(t+(m-1)\tau)\}$ を作り、これを m 次元空間(相空間)にプロットすることによりアトラクタを再構成する。アトラクタ構築部42は、例えばこのターケンスの手法を用いて、入力される信号時系列を m 次元相空間に埋め込んでいくことによりアトラクタを構築する。このようにして構築されたアトラクタは、対象信号の相空間での軌道(トラジェクトリ)とも言える。

【0033】

具体的な信号処理としては、例えば入力される信号の値を順次メモリに蓄えていき、そのメモリから順次時刻 t を変えて τ 間隔の m 個のデータを並列的に読み出していく処理方法がある。この方法によれば、メモリに蓄えた各時点での信号データからアトラクタを動的に構築できる。この方式は容易にハードウェアとして実装可能である。なお、ドプラ信号は複素信号(I, Q)なので、これからアトラクタを構成する場合は、例えば I, Q をそれぞれ独立と考えて $2m$ 次元の相空間 $\{I(t), I(t+\tau), \dots, I(t+(m-1)\tau), Q(t), Q(t+(m-1)\tau)\}$ に埋め込めばよい。また、 I, Q の一方を選んでアトラクタを描かせてもよい。

【0034】

ターケンスの手法を用いる場合の時間遅れ τ は、有意なトラジェクトリを得るためには適切に定めなければならない。時間遅れ τ は、与えられる解析対象信号の周波数帯域などの信号特性に応じて定めることが好適である。例えばRF受信信号に対してカオス統計量演算を行う場合には、送信超音波の周波数が信号波形に大きく影響するので、適切な時間遅れ τ は送信超音波の周波数帯域に依存して決めることも考えられる。ある周波数帯域に対して適切な時間遅れ τ は、予め実験等で求めておき、アトラクタ構築部42に設定しておけばよい。また、操作パネル52から時間遅れ τ の微調整ができるようにしておくことも好適である。複数の送信周波数が使用可能な超音波診断装置の場合、各周波数帯域ごとに適切な時間遅れ τ を登録しておき、送信周波数帯域の選択に連動して時間遅れ τ が自動的に選択されるようにしておくことも好適である。輝度信号やドプラ信号に対してカオス統計量演算を行う場合は、それら信号の周波数帯域を求め、その周波数帯域に応じて時間遅れ τ を選択するなどの手法が考えられる。この場合も、ある周波数帯域に対してどの程度の時間遅れが適切かは、実験等で定めてその関係を予めアトラクタ構築部42に登録しておけばよい。

【0035】

本実施形態では、ゲート20、22a、22b又は30により、断層画像形成のための多数の走査線のうちの1本の、しかも特定の深さ範囲の信号のみを解析対象として抽出しているので、画像1フレームの間に得られた解析対象の信号(その深さ範囲分の長さしかない)だけでは、解析処理に足る長さのアトラクタが得られない場合も起こりうる。そのような場合は、各フレームごとに抽出された信号を、十分な長さのアトラクタが得られる程度まで複数フレームにわたって連結し、その連結した信号からアトラクタを求めればよ

い。すなわち、この方法では、図2に示すように、順次同じ方向に送波した各超音波ビーム110に対する受信信号（あるいはその検波結果等）から、ゲート100（上記輝度信号ゲート20等）により、予め指定された同じ深さ範囲の信号のみを取り出す。そして、アトラクタ構築部42でそれらを時間順に繋ぎ合わせて1つの時系列信号120とみなし、この時系列信号120からアトラクタを構築する。

【0036】

なお、アトラクタの構築手法はターケンスの方法に限られるものではない。入力信号の性質がよければ、入力信号から1次、2次、・・・、 $(m-1)$ 次の微分を求め、それら各微分値を座標成分として相空間にプロットする方法も可能である。

【0037】

本実施形態では、後に詳述するように、アトラクタを構築する際の相空間の次元 m を適切に設定することができる。しかし、適切な相空間の次元 m は、診断対象や診断装置の特性に応じて変わる可能性があるので、予め実験等を行って決めておいてもよい。例えば、人間の心臓を対象とした実験において、 $m=10$ 程度で相関次元（フラクタル次元）がほぼ収束したとみなしてよいことが確認された場合、その実験に用いた装置では、心臓に対するカオス統計量演算を行う場合、10次元に固定された相空間でアトラクタを構築してもよい。

【0038】

構築されたアトラクタは、並進誤差解析ブロック44において、時間発展並進誤差解析を施されて、そのカオス性に関する統計量が算出される。そこで、この時間発展並進誤差解析について以下に説明する。

【0039】

図3は、時間発展並進誤差解析を説明するための図である。並進誤差とは、アトラクタ上において、互いに異なる近接軌道群の各軌道ごとに設定された代表点を、各軌道上で時間発展させたときの移動ベクトル（これを並進ベクトルと呼ぶ）の分散として定義される。すなわち並進誤差とは、アトラクタの異なる軌道上に設定された複数の近接点が時間の経過に伴ってどのくらいばらつくかを定量化したものである。図3は、アトラクタ構築部（図1の符号42）で構築されたアトラクタを模式化したものである。図3（A）に示されるアトラクタ300は、時系列信号（図2の符号120） $x(t)$ （ t は時間）から、時間遅れ τ を用いて、3個の変数の組 $\{x(t), x(t+\tau), x(t+2\tau)\}$ を作り、これを3次元空間（相空間）にプロットして構成されたものである。また、図3（B）には、図3（A）における破線領域301の拡大図が示されている。

【0040】

図3において、各軌道上の並進ベクトルは、基準点303aおよびその近傍点303b、303cがそれぞれT時間経過した場合にどれだけ移動したのかを示すベクトルである。つまり、基準点303aがT時間経過後に経過点304aに到達した場合の並進ベクトルが並進ベクトル305aであり、近傍点303bがT時間経過後に経過点304bに到達した場合の並進ベクトルが並進ベクトル305bであり、近傍点303cがT時間経過後に経過点304cに到達した場合の並進ベクトルが並進ベクトル305cである。なお、基準点303aはアトラクタ上にランダムに設定される。近傍点303b、303cは、基準点303aに最も近い位置に存在するサンプル点（プロットされた点）から抽出されるものであり、基準点303aとは異なる軌道上に設定され、また、近傍点同士もそれぞれ異なる軌道上に設定される。

【0041】

この並進ベクトルの分散を求めることによって系の決定論性を測ることができる。つまり、観測した信号が運動方程式で記述されるような決定論に従っているときは、近接軌道群はまとまって時間発展するため並進ベクトルの分散が小さくなる。一方、確率過程に従ってランダムな運動を行う信号は、近接軌道群が時間とともにばらばらな方向に発展していくため、並進ベクトルの分散が大きくなる。このように、並進ベクトルの分散は決定論性の尺度となる。

10

20

30

40

50

【0042】

並進ベクトルの分散は次のように計算される。アトラクタ上の各代表点（図3の基準点および近傍点に対応）をベクトル $x(t_i)$ （ $i = 0, 1, \dots, N$ ）で表すと、このベクトルはT時間後に $x(t_i + T)$ に移る。したがって、各点の並進ベクトル $v(t_i)$ は次式で定義できる。

【数1】

$$v(t_i) = x(t_i + T) - x(t_i)$$

図3の例では、基準点303aおよびその近傍点303b, 303cについての原点Oに対する位置ベクトルがそれぞれ $x(t_0)$, $x(t_1)$, $x(t_2)$ に対応し、T時間経過後のそれぞれの経過点についての原点Oに対する位置ベクトルが $x(t_0 + T)$, $x(t_1 + T)$, $x(t_2 + T)$ に対応する。そして、並進ベクトル305a, 305b, 305cがそれぞれ $v(t_0)$, $v(t_1)$, $v(t_2)$ に対応する。基準点 $x(t_0)$ とその近傍に位置するK個の近傍点の合計K+1個の代表点に対応する並進ベクトルの平均は次式で定義される。

【数2】

$$\bar{v} = \frac{1}{K+1} \sum_{i=0}^K v(t_i)$$

そして、並進ベクトルの分散を並進誤差 E_{trans} と表すと、 E_{trans} は次式のように定義される。

【数3】

$$E_{trans} = \frac{1}{K+1} \sum_{i=0}^K \frac{\|v(t_i) - \bar{v}\|}{\|\bar{v}\|}$$

ここでのノルム（ $\| \cdot \|$ ）はユークリッド距離で測る。このようにして並進ベクトルの分散として並進誤差 E_{trans} が計算される。

【0043】

図4は、並進誤差解析ブロック（図1の符号44）の内部構成を示す図である。アトラクタデータ入力部401には、アトラクタ構築部（図1の符号42）で構築されたアトラクタのデータが入力される。パラメータ設定部407は、並進誤差解析ブロック内で利用される各種パラメータとして、近傍点数K、ステップ数T、対象ベクトル数M、繰り返し計算数Q、埋め込み次元Dを設定する。各パラメータの設定値は、操作パネル（図1の符号52）を経由してユーザが設定してもよく、あるいは、予め設定されたデフォルト値でもよい。

【0044】

近傍点数Kは近傍点（図3の符号303b, 303c）の数を示し、ステップ数Tは並進ベクトルを設定する際の経過時間（数1におけるT）を示している。対象ベクトル数Mは1つの計算セットにおける対象ベクトル数、つまり、基準点（図3の符号303a）の個数に対応し、繰り返し計算数Qは計算セット数を示している。対象ベクトル数および計算セットについては、後に図5を利用して具体的に説明する。埋め込み次元Dはアトラクタを構築する際の相空間の次元数である。

【0045】

処理対象ベクトル設定部402は、アトラクタ上でランダムに選んだ基準点（図3の符号303a）の位置ベクトルを対象ベクトルとして設定する。近傍ベクトル検索部403は、パラメータ設定部407で設定された近傍点数Kに基づいて、K個の近傍点を検索してそれらの位置ベクトルを設定する。K個の近傍点は、アトラクタ上において、基準点に最も近い位置に存在するサンプル点（プロットされた点）から抽出されるものであり、基

10

20

30

40

50

準点とは異なる軌道上に設定され、また、複数の近傍点同士もそれぞれ異なる軌道上に設定される（図3では、2個の近傍点303b, 303cの例を示した）。Tステップ後ベクトル検出部404は、パラメータ設定部407で設定されたステップ数Tに基づいて、基準点およびK個の近傍点の各々について、Tステップ後（T時間経過後）の位置ベクトルを検出する。

【0046】

並進ベクトル演算部405は、基準点およびK個の近傍点の各々について、Tステップ後にどれだけ移動したかを示す並進ベクトルを計算する。つまり、Tステップ後ベクトル検出部404で検出された基準点の位置ベクトルと、処理対象ベクトル設定部402で設定された基準点の位置ベクトルとの差から、基準点に関する並進ベクトル（図3の符号305a）を算出する。また、Tステップ後ベクトル検出部404で検出された各近傍点の位置ベクトルと、近傍ベクトル検出部403で設定された各近傍点の位置ベクトルとの差から、各近傍点に関する並進ベクトル（図3の符号305b, 305c）を算出する。

10

【0047】

並進誤差演算部406は、基準点の並進ベクトルおよびK個の近傍点の並進ベクトルから、前述の数2および数3に基づいて並進誤差を算出する。並進誤差は、M個（基準点数Mに基づく）の基準点の各々について算出される。そして、M個の基準点に対応する並進誤差の算出を1つの計算セットとして、Q個（繰り返し計算数Qに基づく）の計算セットが実行される。さらに、相空間の1次元からD次元（埋め込み次元Dに基づく）の各次元ごとにQ個の計算セットが実行される。

20

【0048】

中央値抽出部408は、各計算セットごとに、M個の基準点に対応するM個の並進誤差のうちの中央値を抽出する。つまり、M個の並進誤差をその大きさの順に並べた際に、大きい方からN番目（Mが偶数の場合 $N = M / 2$ 、Mが奇数の場合 $N = (M + 1) / 2$ ）の値を抽出する。平均値演算部409は、相空間の1次元からD次元の各次元ごとに、Q個の計算セットの各々で抽出される中央値の平均値を演算する。最小値抽出部410は、相空間の1次元からD次元の各次元ごとに算出された平均値の中から最小値を抽出する。並進誤差結果出力部411は、最小値抽出部410で抽出された並進誤差の最小値を並進誤差結果として表示部（図1の符号36）へ出力する。また、並進誤差結果出力部411は、平均値演算部409で算出される各次元ごとの平均値を並進誤差結果として出力してもよい。

30

【0049】

図5は、並進誤差解析ブロックにおける処理手順を示すフローチャートである。以下、図4に示した部分には図4の符号を付して説明する。まず、パラメータ設定部407は、並進誤差解析ブロック内で利用される各種パラメータとして、近傍点数K、ステップ数T、対象ベクトル数M、繰り返し計算数Q、埋め込み次元Dを設定する（S501）。次に、処理対象ベクトル設定部402は、アトラクタ上でランダムに選んだM個の基準点の各々に対応する位置ベクトルを対象ベクトルとして設定する（S502）。次に、並進誤差演算部406は、処理対象ベクトル設定部402で設定された各処理対象ベクトルに対応する並進誤差を算出する（S503）。なお、並進誤差の算出に先立って、近傍ベクトル検索部403、Tステップ後ベクトル検出部404および並進ベクトル演算部405において、図4を利用して説明した処理が実行される。

40

【0050】

そして、M個の対象ベクトルの全てについての並進誤差計算が終了したか否かが確認される（S504）。並進誤差計算が終了していない場合には、次の対象ベクトルが選択され（S505）、新たに選択された対象ベクトルについての並進誤差の算出が実行される（S503）。また、M個の対象ベクトルの全てについての並進誤差計算が終了した場合、中央値抽出部408は、M個の並進誤差のうちの中央値を抽出し（S506）、1つの計算セットが終了する。

【0051】

50

そして、Q個の計算セットが終了したか否かが確認され（S507）、Q個の計算セットの全てが終了していない場合には、S502に戻り、次の計算セットが実行される。なお、次の計算セットでは先の計算セットで利用した基準点とは異なる基準点を選択することが望ましい。Q個の計算セットの全てが終了場合、平均値演算部409は、Q個の計算セットの各々で抽出される中央値の平均値を演算し（S508）、1つの次元についての計算が終了する。

【0052】

そして、1次元からD次元までの計算が終了したか否かが確認され（S509）、D次元までの計算が終了していない場合には、次元数を一つ大きくして（S510）、S502に戻り、次の次元の計算が実行される。D次元までの計算が終了した場合、最小値抽出部410は、1次元からD次元の各次元ごとに算出された平均値の中から最小値を抽出し、抽出された最小値が並進誤差結果出力部411から出力される（S511）。アトラクタには最適な相空間次元数が存在し、アトラクタはその最適次元においてベクトル分散の値が最も小さくなる傾向がある。したがって、D次元までの各アトラクタごとの並進誤差の最小値を抽出することによって、最適次元に対応した並進誤差を提供することができる。

【0053】

図6は、表示部（図1の符号36）に表示される並進誤差結果の表示例を示す図であり、左室心筋部位に関する診断結果の表示例が示されている。図6（A）には、横軸を相空間の次元数、縦軸を並進誤差値とするグラフが示されており、健常例（7例）と拡張型心筋症例（8例）についての並進誤差値の結果がプロットされている。また、図6（B）には、縦軸を並進誤差値とするグラフが示されており、図6（A）に示される健常例（7例）と拡張型心筋症例（8例）について、各例ごとに、1から10次元までの並進誤差値のうちの最小値のみがプロットされている。なお、図6（B）には、健常例7例の中央値および拡張型心筋症例8例の中央値をそれぞれ示す中央値ラインが示されている。図6（A）に示すグラフから、健常例と拡張型心筋症例とを比較すると、健常例の並進誤差値は各次元ともに比較的大きな値を示し、拡張型心筋症例の並進誤差値は比較的小きな値を示す傾向が読み取られる。図6（B）に示すグラフも同様に、健常例の方が全体的に大きな値を示している。このように、並進誤差値は心機能を評価する1つの評価値として有益な診断情報となることが期待される。

【0054】

本実施形態では、図2を利用して説明したように、順次同じ方向に送波した各超音波ビームに対する受信信号（あるいはその検波結果等）から、予め指定された同じ深さ範囲の信号のみを取り出し、それらを時間順に繋ぎ合わせて1つの時系列信号とみなし、この時系列信号からアトラクタを構築している。この際、以下に説明する手法により関心領域を設定すると、並進誤差の時相変動を定量化することができる。

【0055】

図7は、Mモードエコー画像を利用した関心領域の設定を説明するための図であり、心臓を対象組織とした際の心筋のMモードエコー画像700が示されている。Mモードエコー画像は、予め設定された1つの走査方向において、繰り返し超音波の送受波を行った結果得られる受信信号（RFエコー信号701）を、時間軸方向（横軸方向）に次々に並べて形成される画像である。このMモードエコー画像700から心筋部分の各ラインごとにRFエコー信号701を抽出するための関心領域（ROI）を次の二通りの手法で設定する。

【0056】

第1例として、ROI（1）702のように、時間方向に所定の大きさと、且つ、所定のライン分ずらして、ROIを移動させる手法が挙げられる。そして、ROI（1）702の各位置ごとに、図5を利用して説明した並進誤差解析ブロックによる並進誤差演算処理が実行される。このようにROIを時間方向に移動設定することで、心周期変動に対する心筋の並進誤差を連続的に算出することができる。すなわち、心臓はその拡張収縮運動

に伴って、拡張末期 704 および収縮末期 705 の各状態を繰り返すが、これらを含む心周期変動に対する心筋の並進誤差を連続的に算出することができる。

【0057】

第2例として、ROI (2) 703のように、心周期内のある時刻（例えば収縮末期点）から時間方向に所定の大きさのROIを設定し、順次、時間方向にROIを広げて設定していく手法が挙げられる。このようにROIを設定することで、心筋の並進誤差が計測時間の変動に対して、どのように変化していくか、つまり、決定論性の程度がどのように変化していくかを算出することができる。

【0058】

第1例および第2例に示した手法で求めた並進誤差結果は、例えば、グラフ表示させたり、あるいは、Mモードエコー画像700上に重畳して表示させる。

10

【0059】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。

【図面の簡単な説明】

【0060】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】時系列信号の生成を説明するための図である。

【図3】時間発展並進誤差解析を説明するための図である。

【図4】並進誤差解析ブロックの内部構成を示す図である。

20

【図5】並進誤差解析ブロックにおける処理手順を示すフローチャートである。

【図6】並進誤差結果の表示例を示す図である。

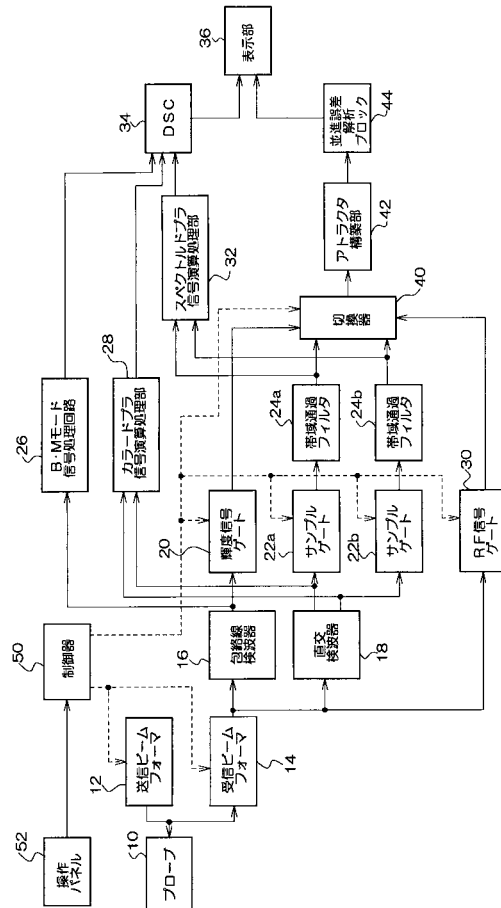
【図7】Mモードエコー画像を利用した関心領域の設定を説明するための図である。

【符号の説明】

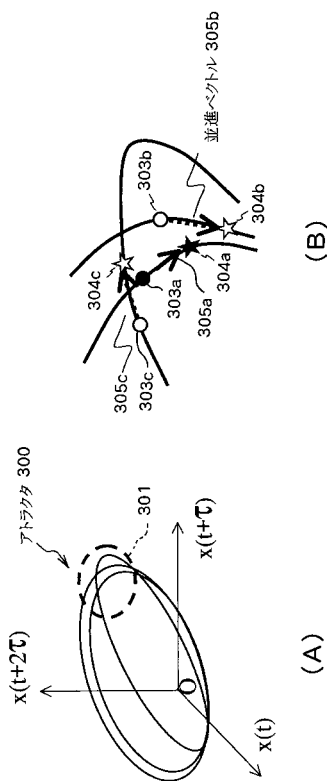
【0061】

42 アトラクタ構築部、44 並進誤差解析ブロック、405 並進ベクトル演算部、406 並進誤差演算部。

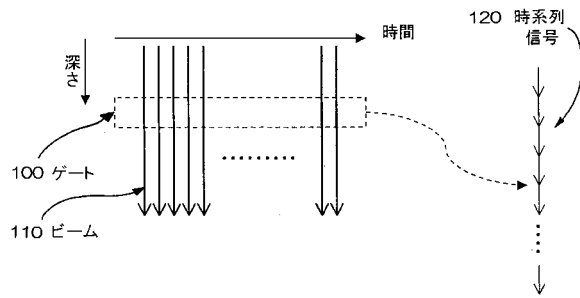
【図 1】



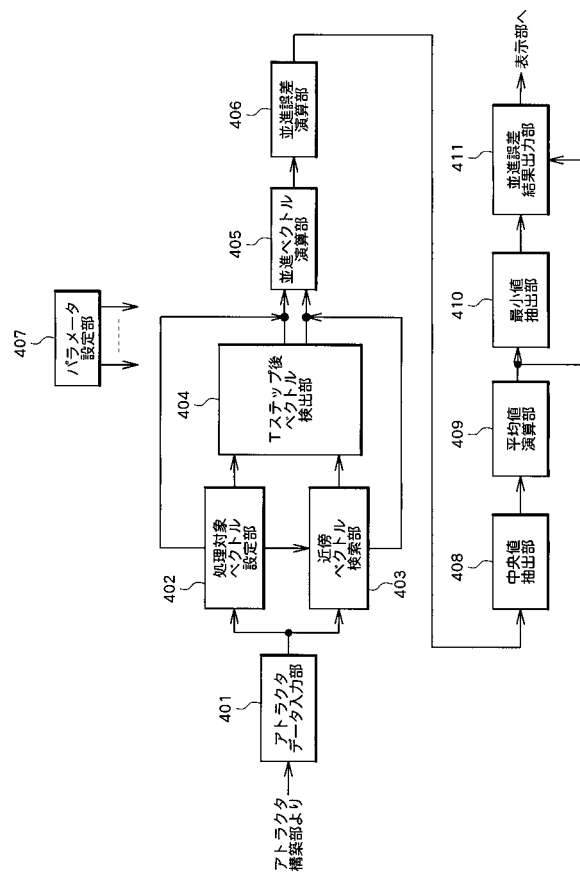
【図 3】



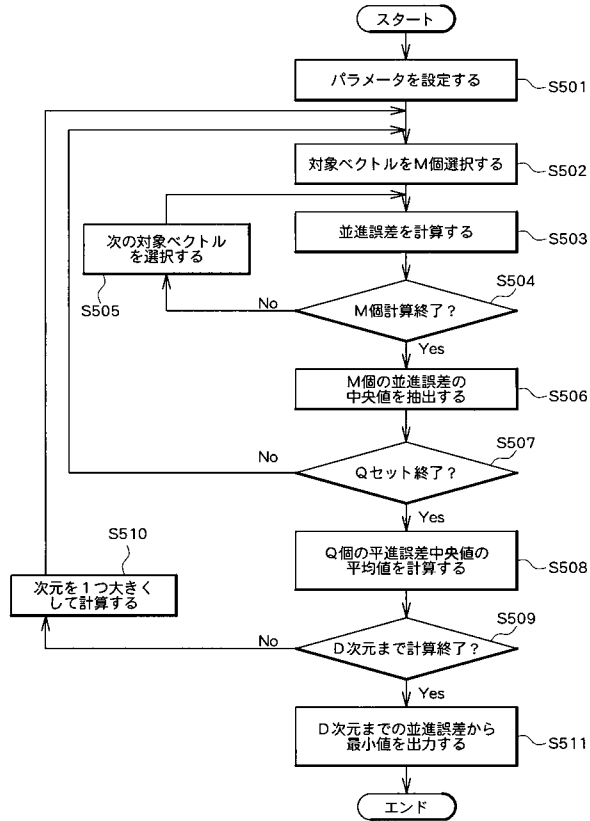
【図 2】



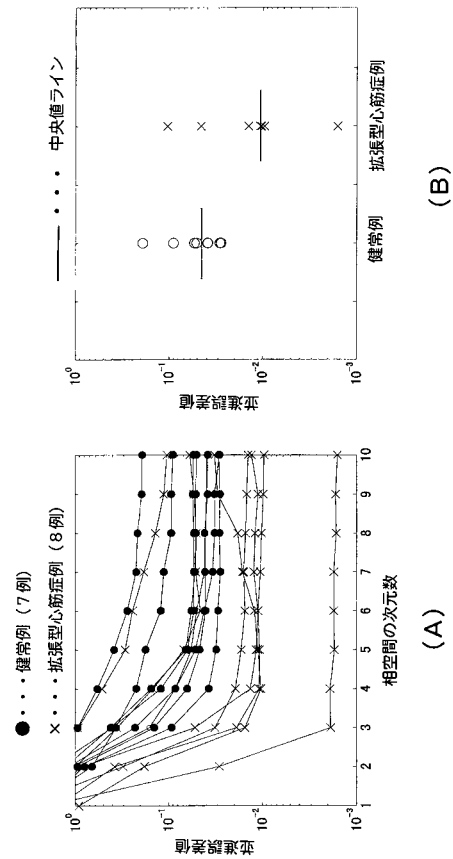
【図 4】



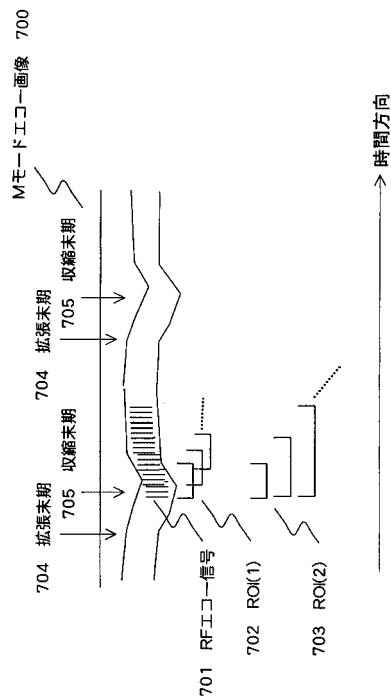
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2001-137240 (J P, A)

Richard Wayland et al, Recognizing Determinism in a Time Series, Physical Review Letters, 1993年 2月, vol.70, no.5, pp.580-582

山家智之 他, 循環系のカオスの起源と臨床応用について, 加齢医学研究所雑誌, 1999年 1月30日, 第50巻, 第1号, 第1-16頁

西川永洋 他, 新しいエコー技術の心不全評価への応用, 呼吸と循環, 2002年 8月15日, 第50巻, 第8号, 第773-779頁

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4342887B2	公开(公告)日	2009-10-14
申请号	JP2003332163	申请日	2003-09-24
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	園山輝幸 原田烈光		
发明人	園山 輝幸 原田 烈光		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DD18 4C601/EE09 4C601/JB16 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JC06 4C601/JC13 4C601/JC16 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK17 4C601/LL40		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2005095327A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声诊断设备，用于输出准确反映复杂和微妙组织状况的诊断信息。处理目标矢量设置单元将在吸引器上随机选择的参考点的位置矢量设置为目标矢量。邻域矢量搜索单元403搜索K个相邻点并设置它们的位置矢量。T步后矢量检测单元404针对参考点和K个相邻点中的每一个检测T步之后（经过时间T之后）的位置矢量。平移向量计算单元405计算平移向量，该平移向量指示对于参考点和K个邻近点中的每一个，在T步骤之后它已经移动了多少。平移误差计算单元406根据参考点的平移向量和K个相邻点的平移向量计算平移误差（向量离差）。点域4

$$E_{trans} = \frac{1}{K+1} \sum_{i=0}^K \frac{\|v(t_i) - \bar{v}\|}{\|\bar{v}\|}$$