

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-188213
(P2004-188213A)

(43) 公開日 平成16年7月8日(2004.7.8)

(51) Int. Cl.⁷
A61B 8/00

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求有 請求項の数 7 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2004-9716 (P2004-9716)	(71) 出願人	599163126 原田 義文 福井県福井市新田塚2丁目76-5
(22) 出願日	平成16年1月16日(2004.1.16)	(71) 出願人	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(62) 分割の表示 原出願日	特願平11-326735の分割 平成11年11月17日(1999.11.17)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
		(72) 発明者	原田 義文 福井県福井市新田塚2丁目76-5
		(72) 発明者	吉川 義博 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

最終頁に続く

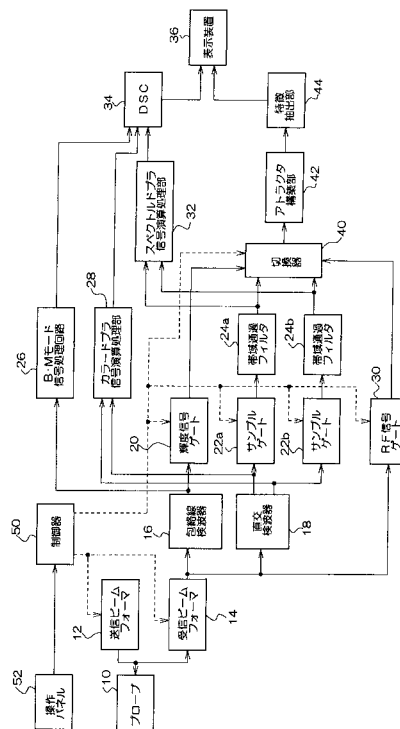
(54) 【発明の名称】 超音波計測装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 複雑微妙な性状を的確に分析できる超音波計測装置及び方法を提供する。

【解決手段】 プローブ10から超音波パルスビームを送波し、そのエコーを検出する。そのエコーを単純に電気信号に変換したRFの受信信号、又はそのRF信号を包絡線検波して得た輝度信号、又はそのRF信号を直交検波して得たドプラ信号を、アトラクタ構築部42でm次元の相空間に埋め込んでアトラクタを構築し、特徴抽出部44でそのアトラクタから相関次元等の特徴値を求め、表示装置36にBモード画像等の従来からの診断画像上に重ね表示する。輝度信号ゲート20やRF信号ゲート30等のゲートを用いることにより、複数の部位についてカオス解析を行うことができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被計測物体内に超音波を送波し、被計測物体を透過した超音波又は被計測物体内で反射された超音波を受波する送受波手段と、

前記送受波手段の受信信号に対してカオス解析処理を施すカオス解析手段と、

前記カオス解析手段の解析結果を出力する出力手段と、

を有する超音波計測装置。

【請求項 2】

前記カオス解析手段は、前記受信信号からアトラクタを構築するアトラクタ構築手段を含むことを特徴とする請求項 1 記載の超音波計測装置。

10

【請求項 3】

前記カオス解析手段は、前記アトラクタ構築手段で構築されたアトラクタから、前記受信信号のカオスの特徴を表す特徴量を算出する特徴算出手段を有することを特徴とする請求項 2 記載の超音波計測装置。

【請求項 4】

前記カオス解析手段の解析結果を前記被計測物体が正常なときの参照解析結果と比較し、その比較に基づき前記被計測物体の異常判定を行う手段を更に備えることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 までのいずれかに記載の超音波計測装置。

【請求項 5】

前記被計測物体の経時的変化に応じて変化する前記カオス解析手段の各時点での解析結果を一覧表示する手段を更に有することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 までのいずれかに記載の超音波計測装置。

20

【請求項 6】

前記特徴算出手段の特徴量の経時的変化を求め、この経時的変化から前記被計測物体の評価値を算出する手段を更に有することを特徴とする請求項 3 記載の超音波計測装置。

【請求項 7】

超音波パルスを被計測物体内に送波して被計測物体内からのエコーを受波する送受波手段と、

前記送受波手段の受信信号の時系列の中から、予め設定された範囲に対応する信号を取り出す信号抽出手段と、

前記信号抽出手段で抽出された範囲の信号に対してカオス解析処理を施すカオス解析手段と、

前記カオス解析手段の解析結果を出力する出力手段と、

を有する超音波計測装置。

30

【請求項 8】

前記受信信号を用いて、前記被計測物体内各部の超音波反射特性を表す計測画像を生成して表示する計測画像表示手段と、

前記計測画像に関連付けて前記信号抽出手段の抽出対象の範囲の指定を受け付けて前記信号抽出手段に設定する範囲設定手段と、

を有する請求項 7 に記載の超音波計測装置。

40

【請求項 9】

前記送受波手段は、超音波パルスのビームで前記被計測物体内を走査し、

前記範囲設定手段は、前記計測画像上で指定された前記範囲がビーム走査におけるどの走査線のどの深さ範囲に対応するかを判定して前記信号抽出手段に設定することを特徴とする請求項 8 記載の超音波計測装置。

【請求項 10】

前記出力手段は、前記カオス解析手段の解析結果を、前記計測画像上の前記抽出対象の範囲の対応位置に重畳表示することを特徴とする請求項 8 記載の超音波計測装置。

【請求項 11】

前記信号抽出手段で複数の範囲の信号を抽出し、それらに対してそれぞれカオス解析処

50

理を施し、各範囲の解析結果を前記計測画像上の対応位置に重畳表示することを特徴とする請求項 8 記載の超音波計測装置。

【請求項 1 2】

前記カオス解析手段は、前記信号抽出手段が順次抽出した信号を連結して一連の時系列信号と捉え、この時系列信号に対してカオス解析処理を行うことを特徴とする請求項 7 から請求項 1 1 までのいずれかに記載の超音波計測装置。

【請求項 1 3】

前記カオス解析手段は、前記信号抽出手段で抽出された信号を連結した時系列信号からアトラクタを構築するアトラクタ構築手段を含むことを特徴とする請求項 7 から請求項 1 2 までのいずれかに記載の超音波計測装置。

10

【請求項 1 4】

前記カオス解析手段は、前記アトラクタ構築手段で構築されたアトラクタから、前記受信信号のカオスの特徴を表す特徴量を算出する特徴算出手段を有することを特徴とする請求項 1 3 記載の超音波計測装置。

【請求項 1 5】

プローブにより被計測物体内に対して超音波パルスを送受波し、このときの受信信号から前記被計測物体内各部の超音波反射特性を表す計測画像を生成して表示するステップと

、前記計測画像上でカオス解析の対象範囲の指定を受け付けるステップと、

指定された前記対象範囲を含む範囲についての前記プローブの受信信号から前記対象範囲 20 に対応する信号を抽出するステップと、

抽出された前記対象範囲の信号に対してカオス解析処理を行うステップと、
を含む超音波計測方法。

20

【請求項 1 6】

前記カオス解析処理を行うステップは、前記対象範囲の信号からアトラクタ、相関次元及びリアプノフ指数のうち少なくとも 1 つを求めるステップを含むことを特徴とする請求項 1 5 記載の超音波計測方法。

【請求項 1 7】

前記被計測物体の経時的変化に応じて順次求められる前記カオス解析処理の解析結果から、前記被計測物体の前記対象範囲のカオスの特徴の経時的変化の特性を示す評価値を算 30 出するステップを更に含むことを特徴とする請求項 1 5 記載の超音波計測方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて生体その他の被計測物体内部の状態を計測するための装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野で利用される超音波診断装置は、超音波ビームを生体内に送波し、これに対する生体内からのエコーを検知してこれを画像化する。電子走査方式などにより断層画像を 40 リアルタイム表示する装置が広く普及しており、体内の非侵襲的な診断に大きな威力を発揮している。

40

【0003】

広く普及している超音波診断装置には、BモードやMモードなどのようにエコーの強さを輝度変調などで画像化するものと、カラードプラなどのように反射体の運動によるエコーのドプラシフト成分を画像化するものがあり、これら両者の機能を併せ持つ装置もよく用いられている。

【0004】

超音波診断装置は、リアルタイム画像の画質向上や、画像からの血流量の算出その他の応用ソフトウェアの開発など、様々な面で進歩しつつある。

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

このように、超音波診断装置の進歩は続いているが、開発の方向性がある程度定まって来ており技術的に成熟に近づいている面もある。これからの超音波診断装置の発展のためのブレークスルーが求められている。

【0006】

また、生体の構造や動きなどの性状は、非常に複雑且つ微妙であり、従来の超音波診断装置でそのような複雑性が評価・診断の対象として十分に解析されていたかどうかには疑問がある。例えば、心臓に軽い異常が起こった場合の動きの変化などは、リアルタイム画像で見ているだけでは判断が難しい場合が多く、血流量などのマクロな計測で評価しようとしても検出できない場合もある。そのような複雑微妙な性状を的確に分析できる計測技術が求められている。

【0007】

以上、医療分野で用いられる超音波診断装置を例にとってその問題を説明したが、機械の動きの拳動などを超音波で計測する場合も、そのような問題を解決することには大きな意義がある。

【0008】

本発明は、このような見地に立ってなされたものであり、超音波を用いた従来にない新たな計測・解析のための装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

発明者らは、心臓等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カオス解析手法を適用して解析を行った結果、受信信号の時系列がカオスであることを発見した。そして、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確認した。本発明は、このような知見に基づきなされたものであり、超音波計測装置で得られた受信信号にカオス解析処理を施すことにより、診断対象のカオス的な特徴を求め、これを診断のための情報として提示する。

【0010】

本発明に係る超音波計測装置は、被計測物体内に超音波を送波し、被計測物体を透過した超音波又は被計測物体内で反射された超音波を受波する送受波手段と、前記送受波手段の受信信号に対してカオス解析処理を施すカオス解析手段と、前記カオス解析手段の解析結果を出力する出力手段とを有することを特徴とする。

【0011】

カオス解析手段が行うカオス解析処理には、例えば信号を相空間に埋め込んでアトラクタを構築する処理や、そのアトラクタから相関次元（フラクタル）やリアプノフ指数などの特徴量を求める処理などがある。解析対象となる送受波手段の受信信号には、例えば超音波診断装置の場合の高周波（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。カオス解析処理の結果は、画面表示その他の方式で出力され、ユーザに提供される。

【0012】

好適な態様では、アトラクタやその特徴量などの正常値などの参照情報を予め本装置に登録しておき、実際の計測で得たアトラクタ等をその参照情報と比較することにより、計測対象の異常判定を行うことができる。

【0013】

また、別の好適な態様では、カオス解析処理を、一定時間間隔ごと等、時間を追って順次行い、その解析結果の経時変化を一覧表示したり、あるいはその経時変化の特徴を表す評価値（例えば相関次元の変化の傾きなど）を求めたり、などの経時変化解析を行う。こ

10

20

30

40

50

の態様によれば、負荷その他の影響を加えた後の被計測物体の変化などをカオスの観点から解析することができる。なお、解析結果の一覧表示には、例えば各時点でのアトラクタの一覧表示や、各時点での相関次元の値の変化を表すグラフなどが含まれる。

【0014】

また、本発明に係る超音波計測装置は、超音波パルスを送波して被計測物体内からのエコーを受波する送受波手段と、前記送受波手段の受信信号の時系列の中から、予め設定された範囲に対応する信号を取り出す信号抽出手段と、前記信号抽出手段で抽出された範囲の信号に対してカオス解析処理を施すカオス解析手段と、前記カオス解析手段の解析結果を出力する出力手段とを有することを特徴とする。

【0015】

この構成では、超音波パルスを送波し、そのエコーを検出する。送信波をパルス波としたことにより、距離分解能が得られる。すなわち、被計測物体内の音速（これは被計測物体の材質から分かる）から、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が分かるので、ゲート回路などの信号抽出手段により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解析処理を施すことにより、その範囲の診断部位のカオス特徴を求めることができる。このように、この構成によれば、所望の範囲の部位のカオス特徴を求めることができる。なお、この信号抽出の範囲は、最も小さい場合としては1つの点の場合も考えられる。1パルス当たりの信号抽出の範囲が小さい場合には、各パルス送信毎に得られたその範囲の信号を連結して1つの時系列信号と捉え、カオス解析処理を適用することもできる。これにより、十分な長さの信号に対してカオス解析を行うことができる。

【0016】

この構成の好適な態様は、前記受信信号を用いて前記被計測物体内各部の超音波反射特性を表す計測画像を生成して表示する計測画像表示手段と、前記計測画像に関連付けて前記信号抽出手段の抽出対象の範囲の指定を受け付けて前記信号抽出手段に設定する範囲設定手段とを備える。

【0017】

超音波反射特性には、反射の強さ（エコー強度）だけでなく、血流その他の運動体速度によるドブラシフトなども含まれる。この態様では、超音波診断装置におけるBモード断層像などの計測画像上で解析対象としたい部位を指定できるので、解析したい範囲を的確に指定することができる。

【0018】

このようにして指定した範囲についてのカオス解析結果を、計測画像の対応位置に重畳表示することにより、どの部位の解析結果かが一目で理解できる。

【0019】

また、信号抽出手段で、複数の範囲についての信号を抽出し、それぞれについてカオス解析を行ってその結果を計測画像上に重畳して表示すれば、被計測物体各部のカオス特徴の分布が表示できる。

【0020】

また、本発明に係る超音波計測方法は、プローブにより被計測物体内に対して超音波パルスを送受波し、このときの受信信号から前記被計測物体内各部の超音波反射特性を表す計測画像を生成して表示するステップと、前記計測画像上でカオス解析の対象範囲の指定を受け付けるステップと、指定された前記対象範囲を含む範囲についての前記プローブの受信信号から前記対象範囲に対応する信号を抽出するステップと、抽出された前記対象範囲の信号に対してカオス解析処理を行うステップとを含む。

【0021】

この方法によれば、計測画像上で指定した範囲についてカオス解析を行い、その結果を得ることができる。

【0022】

10

20

30

40

50

なお、本発明は、医療分野だけでなく、内部が超音波で検出可能な被計測物体一般の測定、診断などにも適用できる。

【発明の効果】

【0023】

以上説明したように、本発明によれば、被計測物体内に超音波を送波し、これに起因する被計測物体内からの超音波信号を受波してカオス解析することにより、従来にはない新たな超音波計測/診断のための手法が得られた。特に、超音波パルスのエコーを用いることにより、距離分解能が得られ、被計測物体内の特定部位のカオス的な特徴を求めることが可能になった。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

以下、本発明の実施の形態（以下実施形態という）について、図面に基づいて説明する。

【0025】

以下、本発明を、医療分野で利用される超音波診断装置に適用した場合の実施形態を説明する。図1は、本実施形態の超音波診断装置の構成例を示す機能ブロック図である。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ための装置であり、超音波振動子のアレイを含む。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供給することにより、プローブ10の振動子アレイから発せられる送信超音波パルスを指向性のあるビームとする。プローブ10の各振動子は、この超音波パルス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。

【0026】

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。

【0027】

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、エコーのドブ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。

【0028】

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

10

20

30

40

50

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。スペクトルドブラ信号演算処理部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。

【0029】

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

10

【0030】

以上説明したBモード画像、カラードブ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。

【0031】

次に、本実施形態の特徴であるカオス解析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、及びスペクトルドブラ処理に用いるドブラ信号に対してカオス解析処理を行う機能を有している。いずれの信号に対してカオス解析処理を行うかは、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。例えば血流についてのカオス解析が行いたい場合は、ドブラ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

【0032】

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解析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、スペクトルドブ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

【0033】

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解析処理に渡す機構を設けたことにより、所望部位のカオス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解析を施すことでも、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解析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

【0034】

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、もう一つのカオス解析対象であるドブラ信号については、スペクトルドブ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ブ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、スペクトルドブラ処理のためのゲートをカオス解析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

50

過フィルタ 24 a、24 b を通過した成分のみが入力される。これは、注目する血流に係る信号成分についてカオス解析を行うためである。なお、帯域通過フィルタ 24 a、24 b 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解析も可能である。

【0035】

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、後段のカオス解析機構に渡す。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。

【0036】

切換器 40 の後段のカオス解析処理機構は、大きく分けてアトラクタ構築部 42 と特徴抽出部 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。

【0037】

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。

【0038】

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。

【0039】

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 受信信号をカオス解析する場合には、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をカオス解析する場合は、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 τ 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。

【0040】

本実施形態では、ゲート 20、22 a、22 b 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ため、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

10

20

30

40

50

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パルスビーム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。

【0041】

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。

10

【0042】

アトラクタを構築する際の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くことが望ましい。例えば、後述する人間の心臓を対象とした実験では、 $m=10$ 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ので、その実験に用いた装置では心臓をカオス解析する場合、10次元の相空間でアトラクタを構築すればよいことがわかる。

【0043】

特徴抽出部44は、そのアトラクタの情報から、アトラクタの相関次元（フラクタル次元）やリアプノフ指数、ポアンカレ断面、あるいはこのポアンカレ断面上でのリターンマップなどを求める。これらアトラクタの諸特徴は、必ずしもすべてを求める必要はなく、20
どれか一つでも有益な情報が得られる場合がある。特に相関次元やリアプノフ指数は1つの数値となるので扱いやすい。発明者らは、実験で、心臓の状態の変化に応じて相関次元やリアプノフ指数が変化することを確認している。上記諸特徴の求め方自体は、カオスに関する様々な成書に説明されているので、ここでは説明を省略する。特徴抽出部44は、そのような公知のアルゴリズムを例えばソフトウェア的に実装することにより実現できる。

20

【0044】

また、特徴抽出部44は、上記諸特徴の時間的変化を解析する機能を備える。例えば心臓に運動負荷をかけた後、平常な状態にもどるまでの間に心臓の状態は刻々変化するが、発明者らの実験によれば、その変化が上記相関次元やリアプノフ指数等のカオス諸特徴に30
現れることが分かった。例えば、健常者を対象にした運動負荷実験では、相関次元が運動前の値に向かってほぼ線形的に回復していくことが確認されている。特徴抽出部44は、適度な時間間隔ごとに相関次元やリアプノフ指数を求め、その時間変化をグラフ化したり、あるいはその変化の傾き（線形変化の場合）等の評価値を求めたりする。時間変化を表す評価値の一例として変化の「傾き」を挙げたが、どのような評価値が適切かは診断対象等の特性によって変わってくる可能性がある。したがって、診断対象ごとに実験を行い、カオス特徴の変化を近似する関数を求め、その関数を特定するパラメータを評価値とするなどの処置をとることが望ましい。特徴抽出部44には、このようにして予め求めた診断対象ごとの評価値算出アルゴリズムを登録しておき、ユーザが適宜切り換えて利用できる30
ようにしておけばよい。

40

【0045】

以上の各種特徴のうちどれを求めるかを、ユーザが操作パネル52等から選択できるようにしておくことも好適である。

【0046】

なお、特徴抽出部44の処理のためには、アトラクタは必ずしも陽に求められている必要はない。すなわち、アトラクタ構築手法の一例として前に挙げたターケンスの手法は、信号値の時系列から時間遅れ τ ずつ異なる m 個（ m 次元の場合）の値を1組としてプロットするということなので、信号値時系列の情報があれば動的に作り出すことができる。したがって、特徴抽出部44で信号値時系列から m 個の値の組を逐次読み出しながら、上記特徴量を計算するという処理も可能である。

50

【0047】

特徴抽出部44で求められた上記カオス諸特徴は、表示装置36に表示される。表示の形態としては、例えば通常の断層画像等とは別の表示枠を設けてその中に表示する方式がある。ポアンカレ断面やリターンマップ、相関次元の時間変化のグラフなどについては、この方式が好適であろう。相関次元やリアプノフ指数は1つの数値として求められるので、そのような数値自体を専用の表示領域に表示することも可能だが、断層画像上に重畳表示することも好適である。すなわち、図1の装置では、ゲート20、22a、22b又は30でカオス解析処理の範囲を限定しているので、断層画像上のその範囲の位置に、その特徴を数値を表示したり、あるいはその特徴の値をカラーや輝度で表示することも好適である。また、アトラクタ構築部42で求められたアトラクタそのものを表示装置36に表示し、診断に供することも好適である。

10

【0048】

次に、図3を参照して、本実施形態の装置による処理手順の一例を示す。まず、プローブ10を診断部位に当接し、超音波の送受を行わせ、BモードやMモード、カラードプラなどの従来からある超音波画像を表示装置36に表示させる(S10)。カオス解析という目的から見た場合、この超音波画像表示は、カオス解析対象部位の位置決めを行うために用いる。また、ユーザは、操作パネル52にて、解析対象の信号の種類(図1の例では、RF、輝度又はドプラ)を選択する(S12)。この選択に応じて、制御器50は切換器40の接続を切り換え、選択された種類の信号をアトラクタ構築部42に入力できる状態とする。このS10とS12の処理は、どちらを前に行ってもよい。

20

【0049】

次に、ユーザは、超音波画像上で、カオス解析対象の範囲(すなわちゲートによる信号の抽出範囲)を指定する(S14)。この範囲指定のための操作手順の一例を図4を用いて説明する。この例では、Bモード(あるいはBモード+カラードプラ)の超音波画像200が表示装置36の画面に表示されている。ユーザは、時々刻々変化するこの画像200を見ながら、カオス解析の対象範囲250を決定し、本装置付属のマウスやトラックボール等のポインティングデバイス等を用いて画面上でその範囲を指定する。対象範囲250は、典型的には、超音波ビームの1本の走査線210に沿ったある深さからある深さまでの範囲である。したがって、例えばユーザが超音波画像200上でその範囲の始点と終点を指定すると、制御器50がその始点、終点に近い走査線210を選び、その走査線210上で、指定された始点、終点に近い点をその対象範囲の始点、終点に選ぶ。制御器50は、その始点から終点までの範囲が、1フレームの超音波ビーム走査におけるどの走査線のどの期間かを求め、これをゲート範囲として記憶する。

30

【0050】

以上、Bモード等の断層画像上でカオス解析対象範囲を指定する手順の例を説明したが、対象範囲はMモード画像上で指定することももちろん可能である。B・Mモードが同時表示可能な超音波診断装置の場合、Mモード画像は既にある1つの走査線を選んでそれについて形成されているので、Mモード画像上では深さ範囲を指定すれば、それで走査線及び深さ範囲の両方が決まる。したがって、例えばBモード断層画像を見ながらMモード表示の走査線を選び、この走査線に関するMモード表示を見てカオス解析対象の深さ範囲を絞り込むという手順も可能である。

40

【0051】

以上の例では、解析対象範囲として1本の走査線の中のある深さ範囲を選択したが、Mモードと同様、1本の走査線全体を解析対象範囲と指定することも可能であり、これによっても有益な診断情報が得られるものと期待される。

【0052】

S12で解析対象信号の種類が選択され、S14で解析対象範囲の指定がなされると、制御器50は、それら選択された信号種類のゲート20、(22a, 22b)、又は30に対して、指定された範囲の信号を取り出すためのゲート信号を供給し始める。これにより、選択された信号種類の信号のうち、ゲートで抽出された部分が順次アトラクタ構築部

50

4 2 に供給され、アトラクタが構築される (S 1 6)。そして、特徴抽出部 4 4 がそのアトラクタから相関次元やポアンカレ断面などのカオス特徴情報を求め、表示装置 3 6 に表示する (S 1 8)。

【 0 0 5 3 】

相関次元等の時間変化を解析する場合は、適当な時間間隔ごとにアトラクタを求め、そのアトラクタから相関次元等を求めて記憶しておく。そして、所定時間分の相関次元等の算出結果が蓄積されたところで、グラフ表示や傾き等の評価値算出を行うようにすればよい。

【 0 0 5 4 】

以上、本実施形態に係る装置及びその装置を用いた処理手順の一例を説明した。次に本実施形態に係る装置に関して行った実験の結果を例示する。この実験では、健常人に所定の運動負荷を与えた後の心臓左心室の様子をカオス的な観点から解析した。カオス解析の対象信号としては、超音波診断装置の R F 受信信号を用い、超音波パルスの数回送波分についての受信信号から 1 つのアトラクタを構築し、相関次元を求めた。解析に使用する信号の範囲は、1 走査線分全体とした。このアトラクタ構築及び相関次元算出の処理を、運動負荷前、運動負荷直後、及びその後 3 分ごとの各時点でその処理を行った。

【 0 0 5 5 】

図 5 は、各時点での受信信号のトラジェクトリ (アトラクタ) の様子を示す図である。表示の都合上、受信信号を 3 次元相空間に埋め込んだ場合のトラジェクトリを例にとる。この図によれば、運動前のトラジェクトリは、比較的きれいなカオスアトラクタとなっているが、運動直後は乱雑さが増しており、以降時間が経過するにつれて徐々に運動前のトラジェクトリに近いもの戻っていくのが分かる。

【 0 0 5 6 】

アトラクタの相関次元 D_2 は、次式に従って求めた。

【 0 0 5 7 】

【 数 1 】

$$C(R) \propto R^{D_2} \Rightarrow D_2 = \lim_{R \rightarrow 0} \frac{\log_{10}[C(R)]}{\log_{10}[R]}$$

30

【 0 0 5 8 】

ここで R はスケーリングの半径を表し、 $C(R)$ は次式に示す相関積分である。

【 0 0 5 9 】

【 数 2 】

$$C(R) \approx \frac{1}{N_{ref}} \sum_{j=1}^{N_{ref}} \frac{1}{N_{dat}} \sum_{i=1}^{N_{dat}} \sigma(R - \|x_i - x_j\|)$$

40

【 0 0 6 0 】

ここで σ はヘビサイト関数であり、 N_{dat} は m 次元相空間に含まれるアトラクタのデータ点の総数、 N_{ref} は十分大きな参照信号のデータ点の数である。 x_i 、 x_j はアトラクタ上の点である。この計算式自体は公知のものであり、詳細についてはカオスに関する成書を参照されたい。なお、この相関次元の計算方式はあくまで一例である。

【 0 0 6 1 】

実験では、1 時点の受信信号を $m = 3 \sim 10$ の各次元の相空間にそれぞれ埋め込んで 8 個のアトラクタを構成し、それら各アトラクタごとに、上記計算式を用いて相関次元を求めた。図 6 は、横軸にスケーリング半径 R 、縦軸に相関積分 $C(R)$ をとった両対数グラフであり、 $m = 3 \sim 10$ の各埋め込み次元ごとに、 $(\log R, \log C(R))$ をプロ

50

ットしたものである。各次元 m ごとのグラフ 300、310 の傾きの極限が、当該埋め込み次元 m でのアトラクタの相関次元 D_2 である。グラフ 320 は、埋め込み次元 m を増やしていった時のグラフ 300 等の傾き（すなわち相関次元）の変化を示す図である。この図から分かるように、左心室に関する受信信号では、埋め込み次元 m が高くなるにつれて相関次元が急速に収束しており、 $m = 8 \sim 10$ 程度でほぼ一定に近くなっていることが分かる。受信信号の最終的な相関次元（フラクタル次元） D_2 は、この収束値である。この結果に基づき、心臓のカオス解析には、埋め込み次元として $m = 10$ を採用した。

【0062】

図7は、各時点での埋め込み次元 $m = 10$ におけるアトラクタの相関次元 D_2 の時間変化を表すグラフである。このグラフによれば、運動負荷の終了直後（時間0）の時点での値を除けば、相関次元 D_2 は、運動前の値までほぼ直線的に回復していることが分かる。このグラフの傾きは心臓の負荷後の回復力を示すものと考えられ、心機能を評価する1つの評価値として利用できる。

10

【0063】

図8は、この実験で得られたポアンカレ断面の一例である。図示の例は、運動負荷終了後12分の時点のアトラクタをある面で切ったときの、その面上のアトラクタの点（図上では黒点で示す）を示したポアンカレ断面である。このようなポアンカレ断面も、診断への利用が期待される。1時点のアトラクタについて異なる複数の面でのポアンカレ断面を求めて並列表示することも好適である。また、各時点のアトラクタから同一面についてのポアンカレ断面を求め、それらを並列表示すれば、経時変化の分析が可能になると期待される。

20

【0064】

図9は、運動負荷終了後12分のあるポアンカレ断面から求めたリターンマップの例である。このようなリターンマップから、アトラクタ軌道の遷移のパターンが分かれば、有益な診断情報となると期待される。

【0065】

以上、実験例を説明した。本実施形態の装置には、図5に示すようなアトラクタの経時変化や図7に示すような相関次元の経時変化、あるいはポアンカレ断面の経時変化などを求めて表示する機能を有する。また、本実施形態の装置は、相関次元の経時変化からその傾きなどの評価値を求め、表示する機能を有する。このような経時変化の解析表示機能は、上述した運動負荷試験以外にも応用可能である。応用の一例としては、例えば投薬効果の診断などが挙げられる。すなわち、薬剤を投与し始めてから定期的に本実施形態の装置で対象臓器・組織のカオス特徴（例えば相関次元など）を求め、その特徴の経時変化を提示するなどである。診断者は、この変化から投薬効果の度合いを判断したり、いつ頃治癒するかの予測をしたりすることができる。

30

【0066】

なお、1時点で求めたカオス特徴も、このような経時変化と同様診断に有用であることは言うまでもない。診断者は、アトラクタの形状や相関次元の値などから診断対象部位の状態、病変の有無などを判断できるであろう。また、多数の健常人についてアトラクタや相関次元等を調べてその代表値を求めておき、その代表値を参照情報として本装置に登録しておけば、実際の被検者のカオス解析結果に異常があるか否かや、異常の程度を自動判定することも可能である。

40

【0067】

以上、本発明の好適な実施形態を説明した。以上説明したように、本実施形態によれば、超音波を用いて従来にない新たな診断情報を得ることができる。例えば心臓を対象に解析を行えば、心臓の性状の違いをアトラクタの違いや相関次元の値として評価することが可能になる。

【0068】

以上では、カオス解析対象として抽出する信号部分が1カ所である場合を例にとって説明したが、1走査線上、あるいは1画像フレーム中の複数の範囲をゲートで抽出し、各範

50

囲ごとに並列的に上述のカオス解析を行うことも可能である。この場合、それら各範囲の相関次元等を断層画像等に重畳して表示（例えばカラー表示など）すれば、各部のカオス的な特徴の分布を一目で把握することが可能となる。

【0069】

また以上では、断層画像表示のための超音波ビーム走査のうちの1つの走査線についての受信信号を用いてカオス解析を行ったが、断層画像等で解析対象の範囲を決定したら、その方向にのみ超音波パルスビームを繰り返し送受波するよう、ビーム走査を制御することも好適である。これによれば、受信信号の時間的連続性が改善され、より精度の良い解析結果が得られる。

【0070】

また以上では、ビームを走査して2次元断層面を形成するタイプの超音波診断装置の場合の例を説明したが、本発明の適用はこれに限らない。例えばビームを2方向について走査して3次元情報を得るタイプの超音波診断装置にも、本発明は適用可能である。また、ビームを走査せずに1方向にのみ送受波する場合にも本発明は当然適用可能である。

【0071】

また、以上の例では、超音波診断装置のRF受信信号、またはその検波結果など、受信側に近い段階の信号に対してカオス解析を行ったが、もっと診断画像に近い側の信号に対して同様のカオス解析を行うことも可能である。例えば、図10に示すように、Bモードなどの断層画像400における同一画素（注目点410）の画素値の複数フレームにわたる変化を時系列信号と捉え、この時系列信号に対して上述のカオス解析を行うことも考えられる。この場合、原理上は断層画像の各画素毎にこのような解析が行えるので、各画素毎に相関次元等のカオス特徴の値を求めることができ、その値の分布を断層画像に例えばカラーで重畳表示するなどの表示が行える。

【0072】

また、以上の例では、解析用の超音波としてパルス波を用いた場合を説明したが、連続波を用いることも考えられる。連続波の場合、パルス波のような距離分解能は得られないが、超音波伝搬経路全体についてのカオス特徴の解析は可能である。また、以上ではパルス波のエコーの受信信号を解析する場合を例にとって説明したが、このようなエコー（反射波）の受信信号だけでなく、被検体内を透過した透過波の受信信号に対して同様のカオス解析を行うことも可能である。

【0073】

また、以上の例では、カオス解析結果を表示装置に画像表示したが、これを記憶装置に蓄積したりして後の更なる解析に供することも当然可能である。

【0074】

また、以上の例では、医療分野の超音波診断装置への本発明の適用例を説明したが、本発明の適用はこれに限られるものではない。十分なSN比の受信信号が得られるならば、機械などの内部状態の計測・診断などにも適用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0075】

【図1】本発明を適用した超音波診断装置の構成例を示す機能ブロック図である。

【図2】ゲートを用いたカオス解析対象の時系列信号の生成を説明するための図である。

【図3】図1の装置における処理手順の一例を示す図である。

【図4】解析対象範囲の指定操作の一例を説明するための図である。

【図5】運動負荷試験にて左心室のエコー受信信号から得られた各時点のアトラクタの様子を示す図である。

【図6】相関次元の求め方を説明するための図である。

【図7】運動負荷後の時間経過による相関次元の変化を示す図である。

【図8】ポアンカレ断面の一例を示す図である。

【図9】リターンマップの一例を示す図である。

【図10】断層画像の注目画素の画素値の変化をカオス解析対象とする例を説明するため

10

20

30

40

50

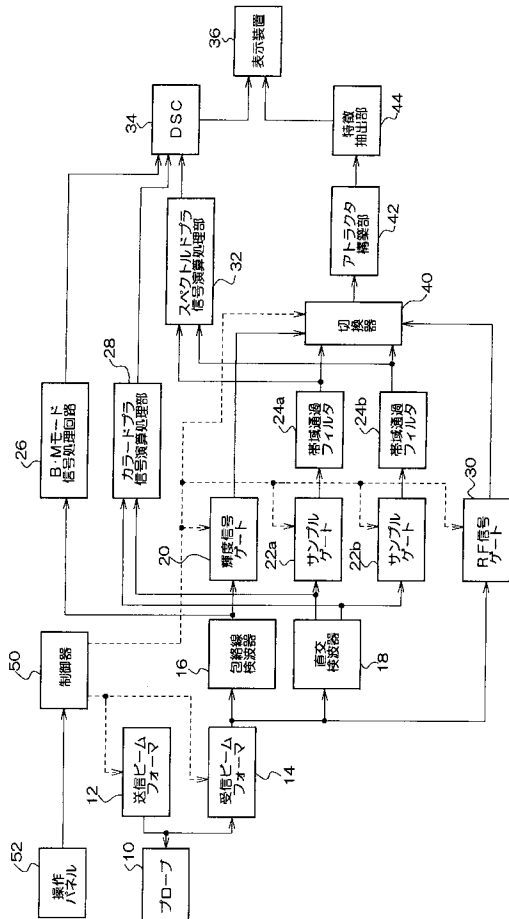
の図である。

【符号の説明】

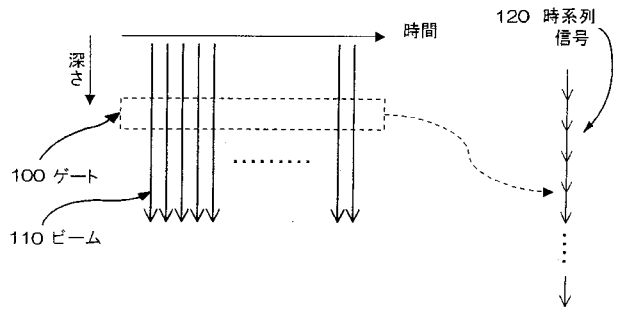
【0076】

10 プロープ、12 送信ビームフォーマ、14 受信ビームフォーマ、16 包絡線検波器、18 直交検波器、20 輝度信号ゲート、22a, 22b サンプルゲート、24a, 24b 帯域通過フィルタ、26 B・Mモード信号処理回路、28 カラードブラ信号演算処理部、30 RF信号ゲート、32 スペクトルドブラ信号演算処理部、34 DSC、36 表示装置、40 切換器、42 アトラクタ構築部、44 特徴抽出部。

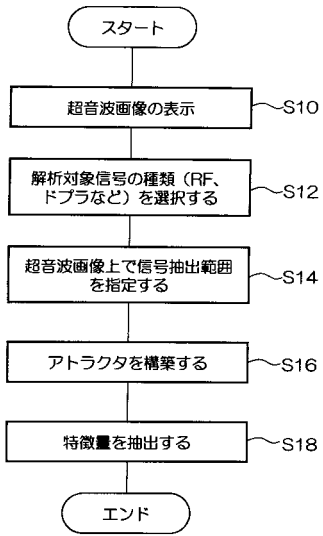
【図1】



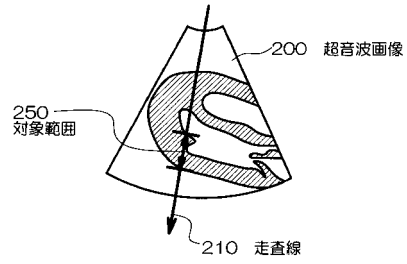
【図2】



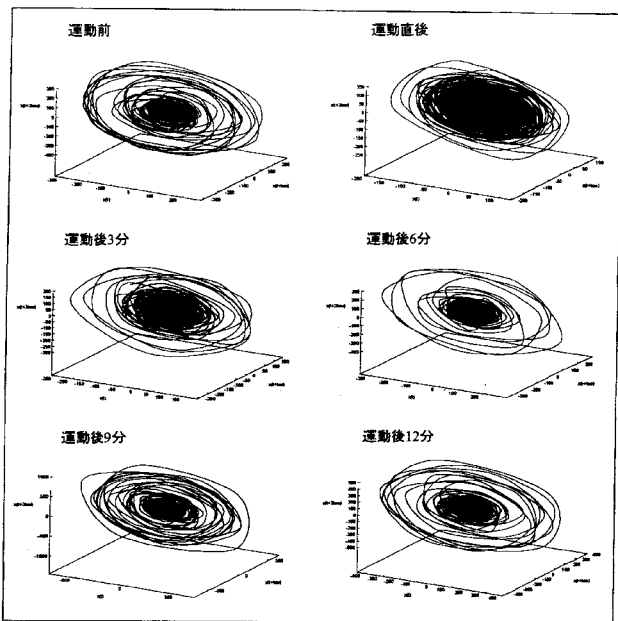
【 図 3 】



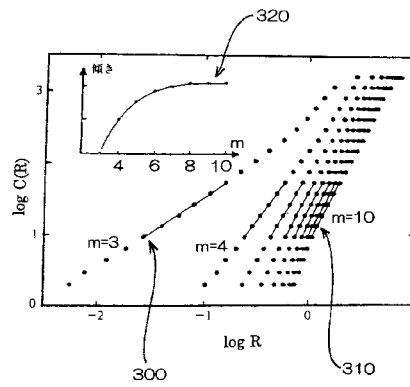
【 図 4 】



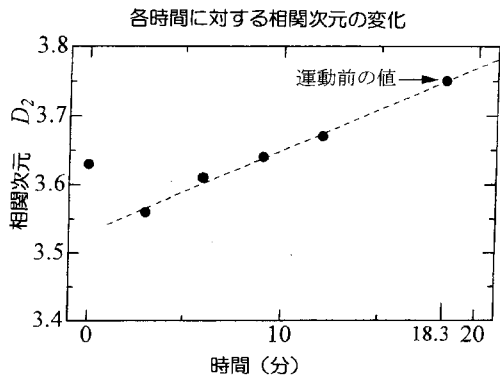
【 図 5 】



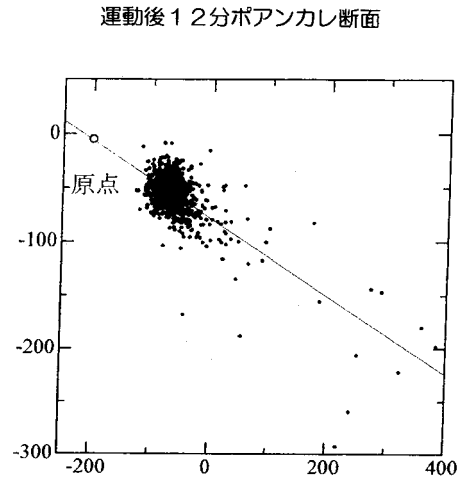
【 図 6 】



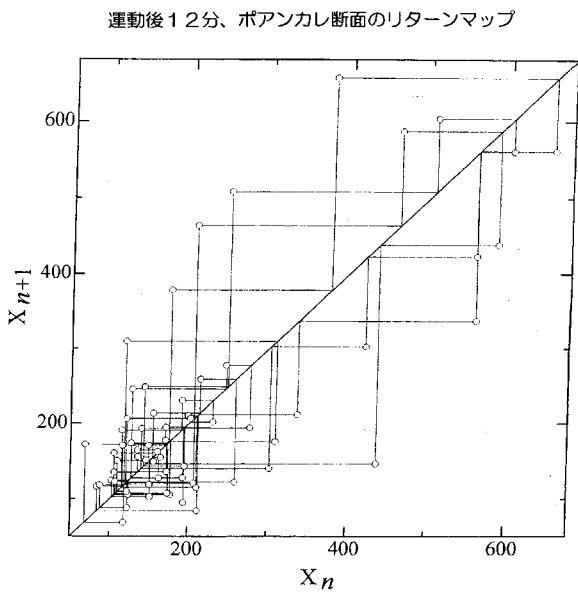
【 図 7 】



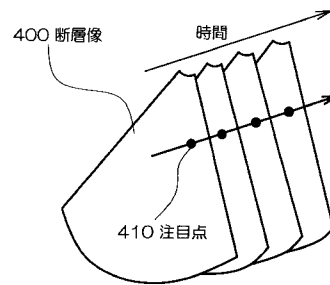
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



【手続補正書】【提出日】平成16年1月23日(2004.1.23)【手続補正1】【補正対象書類名】特許請求の範囲【補正対象項目名】全文【補正方法】変更【補正の内容】【特許請求の範囲】【請求項1】

被計測物体としての生体内に超音波パルスを送波し、生体を透過した超音波又は生体内で反射された超音波を受波する送受波手段と、

前記送受波手段からの受信信号に基づき超音波画像を形成する手段と、

前記送受波手段からの受信信号に対してカオス解析処理を施すカオス解析手段と、

前記超音波画像上に前記カオス解析手段の解析結果を重畳表示する手段と、

を有することを特徴とする超音波計測装置。

【請求項2】

被計測物体としての生体内に超音波パルスを送波し、生体を透過した超音波又は生体内で反射された超音波を受波する送受波手段と、

前記超音波パルスの送信ごとに前記送受波手段から出力される受信信号に基づき超音波画像を形成する手段と、

前記超音波パルスの送信ごとに前記送受波手段から出力される受信信号中から、予め設定された範囲に対応する部分信号を取り出す部分信号抽出手段と、

前記部分信号に対してカオス解析処理を施すカオス解析手段と、

前記超音波画像上における前記範囲に対応する位置に前記カオス解析手段の解析結果を重畳表示する手段と、

を有することを特徴とする超音波計測装置。

【請求項3】

前記超音波パルスの送信ごとに取り出された複数の部分信号を連結して時系列信号を生成する連結手段を含み、

前記カオス解析手段は前記複数の部分信号を連結した時系列信号に対してカオス解析処理を施すことを特徴とする請求項2記載の超音波計測装置。

【請求項4】

前記超音波画像上において前記部分信号を取り出す複数の範囲の指定を受け付けて前記部分信号抽出手段に設定する範囲設定手段を含み、

前記超音波画像上における前記複数の範囲に対応する複数の位置にカオス解析結果が重畳表示されることを特徴とする請求項2又は3記載の超音波計測装置。

【請求項5】

前記超音波画像上にカオス解析結果の分布が重畳表示されることを特徴とする請求項4記載の超音波計測装置。

【請求項6】

前記超音波画像はBモード断層画像であり、

前記Bモード断層画像上に前記カオス解析結果がカラーで重畳表示されることを特徴とする請求項2記載の超音波計測装置。

【請求項7】

前記受信信号として、高周波信号、検波後の輝度信号、又は、ドブラ信号を選択する手段を有することを特徴とする請求項2記載の超音波計測装置。

【手続補正2】【補正対象書類名】明細書【補正対象項目名】全文【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて生体としての被計測物体内部の状態を計測するための装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野で利用される超音波診断装置は、超音波ビームを生体内に送波し、これに対する生体内からのエコーを検知してこれを画像化する。電子走査方式などにより断層画像をリアルタイム表示する装置が広く普及しており、体内の非侵襲的な診断に大きな威力を発揮している。

【0003】

広く普及している超音波診断装置には、BモードやMモードなどのようにエコーの強さを輝度変調などで画像化するものと、カラードプラなどのように反射体の運動によるエコーのドブラシフト成分を画像化するものがあり、これら両者の機能を併せ持つ装置もよく用いられている。

【0004】

超音波診断装置は、リアルタイム画像の画質向上や、画像からの血流量の算出その他の応用ソフトウェアの開発など、様々な面で進歩しつつある。なお、以下の公知文献がある。

【0005】

【特許文献1】特開平8 - 632号公報

【特許文献2】特開平7 - 55226号公報

【特許文献3】特開平8 - 586号公報

【特許文献4】特開平8 - 299469号公報

【特許文献5】特開平2 - 307053号公報

【特許文献6】特開平6 - 7352号公報

【特許文献7】特開平4 - 272750号公報

【非特許文献1】山家智之他，健常者における左室収縮時系列曲線のカオス解析の試み，*Journal of Cardiology*，1994年，vol.24，pp.469-474

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

このように、超音波診断装置の進歩は続いているが、開発の方向性がある程度定まって来ており技術的に成熟に近づいている面もある。これからの超音波診断装置の発展のためのブレークスルーが求められている。

【0007】

また、生体の構造や動きなどの性状は、非常に複雑且つ微妙であり、従来の超音波診断装置でそのような複雑性が評価・診断の対象として十分に解析されていたかどうかには疑問がある。例えば、心臓に軽い異常が起こった場合の動きの変化などは、リアルタイム画像で見ているだけでは判断が難しい場合が多く、血流量などのマクロな計測量で評価しようとしても検出できない場合もある。そのような複雑微妙な性状を的確に分析できる計測技術が求められている。

【0008】

以上から、超音波の送受波を用いて生体内の性状を表示する新しい計測技術が要望される。

【0009】

本発明は、超音波を用いた従来にない新たな計測・解析のための装置を提供することを目的とする。本発明の他の目的は、どの部位のカオス解析結果かを一目で理解できるよう

にすることにある。本発明の更に他の目的は、生体内におけるカオス的な特徴の分布を一目で把握できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

発明者らは、心臓等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カオス解析手法を適用して解析を行った結果、受信信号の時系列がカオスであることを発見した。そして、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確認した。本発明は、このような知見に基づきなされたものであり、超音波計測装置で得られた受信信号にカオス解析処理を施すことにより、診断対象のカオス的な特徴を求め、これを診断のための情報として提示する。

【0011】

望ましくは、超音波計測装置は、被計測物体内に超音波を送波し、被計測物体を透過した超音波又は被計測物体内で反射された超音波を受波する送受波手段と、前記送受波手段の受信信号に対してカオス解析処理を施すカオス解析手段と、前記カオス解析手段の解析結果を出力する出力手段とを有する。

【0012】

カオス解析手段が行うカオス解析処理には、例えば信号を相空間に埋め込んでアトラクタを構築する処理や、そのアトラクタから相関次元（フラクタル）やリアプノフ指数などの特徴量を求める処理などがある。解析対象となる送受波手段の受信信号には、例えば超音波診断装置の場合の高周波（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。カオス解析処理の結果は、画面表示その他の方式で出力され、ユーザに提供される。

【0013】

好適な態様では、アトラクタやその特徴量などの正常値などの参照情報を予め本装置に登録しておき、実際の計測で得たアトラクタ等をその参照情報と比較することにより、計測対象の異常判定を行うことができる。

【0014】

また、別の好適な態様では、カオス解析処理を、一定時間間隔ごと等、時間を追って順次行い、その解析結果の経時変化を一覧表示したり、あるいはその経時変化の特徴を表す評価値（例えば相関次元の変化の傾きなど）を求めたり、などの経時変化解析を行う。この態様によれば、負荷その他の影響を加えた後の被計測物体の変化などをカオスの観点から解析することができる。なお、解析結果の一覧表示には、例えば各時点でのアトラクタの一覧表示や、各時点での相関次元の値の変化を表すグラフなどが含まれる。

【0015】

望ましくは、超音波計測装置は、超音波パルスを送波して被計測物体内からのエコーを受波する送受波手段と、前記送受波手段の受信信号の時系列の中から、予め設定された範囲に対応する信号を取り出す信号抽出手段と、前記信号抽出手段で抽出された範囲の信号に対してカオス解析処理を施すカオス解析手段と、前記カオス解析手段の解析結果を出力する出力手段とを有する。

【0016】

この構成では、超音波パルスを生体としての被計測物体内に送波し、そのエコーを検出する。送信波をパルス波としたことにより、距離分解能が得られる。すなわち、被計測物体内の音速（これは被計測物体の材質から分かる）から、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が分かるので、ゲート回路などの信号抽出手段によりその時間の前後の間だけ信号（部分信号）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解析処理を施すことにより、その範囲の診断部位のカオス特徴を求めることができる。このように、この構成によれば、所望の範囲の部位のカオス特徴を求めることができる。なお、この信号抽出の範囲は、

最も小さい場合としては1つの点の場合も考えられる。1つの超音波パルス当たりの信号抽出の範囲が小さい場合には、各超音波パルスの送信毎に得られたその範囲の信号を連結して1つの時系列信号と捉え、その時系列信号に対してカオス解析処理を適用することもできる。これにより、十分な長さの信号に対してカオス解析を行えるという利点が得られる。

【0017】

この構成の好適な態様は、前記受信信号を用いて前記被計測物体内各部の超音波反射特性を表す計測画像を生成して表示する計測画像表示手段と、前記計測画像に関連付けて前記信号抽出手段の抽出対象の範囲の指定を受け付けて前記信号抽出手段に設定する範囲設定手段とを備える。

【0018】

超音波反射特性には、反射の強さ（エコー強度）だけでなく、血流その他の運動体速度によるドプラシフト（ドプラ情報）なども含まれる。この態様では、超音波診断装置におけるBモード断層像などの計測画像（超音波画像）上で解析対象としたい部位を指定できるので、解析したい範囲を的確に指定することができる。

【0019】

このようにして指定した範囲についてのカオス解析結果を、計測画像（超音波画像）の対応位置に重畳表示することにより、どの部位の解析結果かが一目で理解できる。

【0020】

また、信号抽出手段で、複数の範囲についての信号を抽出し、それぞれについてカオス解析を行ってその結果を計測画像（超音波画像）上に重畳して表示すれば、被計測物体各部のカオス特徴の分布が表示できる。

【0021】

本発明に係る超音波計測装置は、被計測物体としての生体内に超音波パルスを送波し、生体を透過した超音波又は生体内で反射された超音波を受波する送受波手段と、前記送受波手段の受信信号に基づき超音波画像を形成する手段と、前記送受波手段の受信信号に対してカオス解析処理を施すカオス解析手段と、前記超音波画像上に前記カオス解析手段の解析結果を重畳表示する手段と、を有することを特徴とする。

【0022】

また、本発明に係る超音波計測装置は、被計測物体としての生体内に超音波パルスを送波し、生体を透過した超音波又は生体内で反射された超音波を受波する送受波手段と、前記超音波パルスの送信ごとに前記送受波手段から出力される受信信号に基づき超音波画像を形成する手段と、前記超音波パルスの送信ごとに前記送受波手段から出力される受信信号の中から、予め設定された範囲に対応する部分信号を取り出す部分信号抽出手段と、前記部分信号に対してカオス解析処理を施すカオス解析手段と、前記超音波画像上における前記範囲に対応する位置に前記カオス解析手段の解析結果を重畳表示する手段と、を有することを特徴とする。

【0023】

望ましくは、前記超音波パルスの送信ごとに取り出された複数の部分信号を連結して時系列信号を生成する連結手段を含み、前記カオス解析手段は前記複数の部分信号を連結した時系列信号に対してカオス解析処理を施す。望ましくは、前記超音波画像上において前記部分信号を取り出す複数の範囲の指定を受け付けて前記部分信号抽出手段に設定する範囲設定手段を含み、前記超音波画像上における前記複数の範囲に対応する複数の位置にカオス解析結果が重畳表示される。望ましくは、前記超音波画像上にカオス解析結果の分布が重畳表示される。望ましくは、前記超音波画像はBモード断層画像であり、前記Bモード断層画像上に前記カオス解析結果がカラーで重畳表示される。望ましくは、前記受信信号として、高周波信号、検波後の輝度信号、又は、ドプラ信号を選択する手段を有する。

【発明の効果】

【0024】

以上説明したように、本発明によれば、被計測物体内に超音波を送波し、これに起因す

る被計測物体内からの超音波信号を受波してカオス解析することにより、従来にはない新たな超音波計測/診断のための手法が得られた。特に、超音波パルスのエコーを用いることにより、距離分解能が得られ、被計測物体内の特定部位のカオス的な特徴を求めることが可能になった。本発明によれば、重畳表示により、どの部位のカオス解析結果かを一目で理解できる。本発明によれば、分布表示により、生体内におけるカオス的な特徴の分布を一目で把握できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

以下、本発明の実施の形態（以下実施形態という）について、図面に基づいて説明する。

【0026】

以下、本発明に係る超音波診断装置の実施形態を説明する。図1は、本実施形態の超音波診断装置の構成例を示す機能ブロック図である。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ための装置であり、超音波振動子のアレイを含む。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供給することにより、プローブ10の振動子アレイから発せられる送信超音波パルスを指向性のあるビームとする。プローブ10の各振動子は、この超音波パルス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。

【0027】

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。

【0028】

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。カラードプラ信号演算処理部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ドプラ演算処理を行い、その結果をDSC34に入力する。

【0029】

直交検波器18の出力は、上記カラードプラ演算処理の他、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ドプラ処理に供される。このスペクトルドプラ処理では、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 D S C 3 4 に書き込む。

【 0 0 3 0 】

D S C 3 4 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、表示装置 3 6 の表示走査に同期して読み出し、D / A 変換して表示装置 3 6 に供給する。これにより、表示装置 3 6 に、B モード断層画像やカラードプラ画像などの生体診断用の超音波画像が表示される。

【 0 0 3 1 】

以上説明した B モード画像、カラードプラ画像等の超音波画像を形成するための構成は、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。

【 0 0 3 2 】

次に、本実施形態の特徴であるカオス解析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 1 4 から出力される高周波 (R F) の受信信号、B ・ M モード画像形成に用いられる輝度信号、及び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解析処理を行う機能を有している。いずれの信号に対してカオス解析処理を行うかは、切換器 4 0 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。例えば血流についてのカオス解析が行いたい場合は、ドプラ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。

【 0 0 3 3 】

また、本実施形態では、超音波パルスの利用及び範囲指定により、受信信号のうち、所望の部位の信号のみを取り出してカオス解析を行う機構、つまり局所カオス解析の機能を備えている。R F 信号ゲート 3 0 や輝度信号ゲート 2 0 などがそのための機構である。これらゲート 3 0 及び 2 0 には、スペクトルドプラ処理のためのサンプルゲート 2 2 a、2 2 b 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、R F 信号ゲート 3 0 は受信ビームフォーマ 1 4 から出力された R F の受信信号を、輝度信号ゲート 2 0 は包絡線検波器 1 6 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。R F 信号ゲート 3 0、輝度信号ゲート 2 0 のゲート範囲は、サンプルゲート 2 2 a、2 2 b と同様、操作パネル 5 2 からのユーザ入力に応じて制御器 5 0 に設定され、制御器 5 0 はこの設定に応じてゲート 2 0 又は 3 0 を制御する。

【 0 0 3 4 】

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解析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解析を施すことでも、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解析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。

【 0 0 3 5 】

以上、R F 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、もう一つのカオス解析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 2 2 a、2 2 b 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解析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 4 0 には、サンプルゲート 2 2 a、2 2 b の出力そのものではなく、帯域通過フィルタ 2 4 a、2 4 b を通過した成分のみが入力される。これは、注目する血流に係る信号成分についてカオス解析を行うためである。なお、帯域通過フィルタ 2 4 a、2 4 b 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解析も可能

である。

【0036】

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、ドブ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、後段のカオス解析機構に渡す。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。

【0037】

切換器40の後段のカオス解析処理機構は、大きく分けてアトラクタ構築部42と特徴抽出部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。

【0038】

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。

【0039】

なお、ドブラ信号は複素信号(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。

【0040】

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受信信号をカオス解析する場合には、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。輝度信号やドブラ信号をカオス解析する場合は、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 τ 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。

【0041】

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パルスビーム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だす。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。

【0042】

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。

【0043】

アトラクタを構築する際の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ため、予め実験等を行って決めておくことが望ましい。例えば、後述する人間の心臓を対象とした実験では、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ので、その実験に用いた装置では心臓をカオス解析する場合、10次元の相空間でアトラクタを構築すればよいことがわかる。

【0044】

特徴抽出部44は、そのアトラクタの情報から、アトラクタの相関次元(フラクタル次元)やリアプノフ指数、ポアンカレ断面、あるいはこのポアンカレ断面上でのリターンマップなどを求める。これらアトラクタの諸特徴は、必ずしもすべてを求める必要はなく、どれか一つでも有益な情報が得られる場合がある。特に相関次元やリアプノフ指数は1つの数値となるので扱いやすい。発明者らは、実験で、心臓の状態の変化に応じて相関次元やリアプノフ指数が変化することを確認している。上記諸特徴の求め方自体は、カオスに関する様々な成書に説明されているので、ここでは説明を省略する。特徴抽出部44は、そのような公知のアルゴリズムを例えばソフトウェア的に実装することにより実現できる。

【0045】

また、特徴抽出部44は、上記諸特徴の時間的変化を解析する機能を備える。例えば心臓に運動負荷をかけた後、平常な状態にもどるまでの間に心臓の状態は刻々変化するが、発明者らの実験によれば、その変化が上記相関次元やリアプノフ指数等のカオス諸特徴に現れることが分かった。例えば、健常者を対象にした運動負荷実験では、相関次元が運動前の値に向かってほぼ線形的に回復していくことが確認されている。特徴抽出部44は、適度な時間間隔ごとに相関次元やリアプノフ指数を求め、その時間変化をグラフ化したり、あるいはその変化の傾き(線形変化の場合)等の評価値を求めたりする。時間変化を表す評価値の一例として変化の「傾き」を挙げたが、どのような評価値が適切かは診断対象等の特性によって変わってくる可能性がある。したがって、診断対象ごとに実験を行い、カオス特徴の変化を近似する関数を求め、その関数を特定するパラメータを評価値とするなどの処置をとることが望ましい。特徴抽出部44には、このようにして予め求めた診断対象ごとの評価値算出アルゴリズムを登録しておき、ユーザが適宜切り換えて利用できるようにしておけばよい。

【0046】

以上の各種特徴のうちどれを求めるかを、ユーザが操作パネル52等から選択できるようにしておくことも好適である。

【0047】

なお、特徴抽出部44の処理のためには、アトラクタは必ずしも陽に求められている必要はない。すなわち、アトラクタ構築手法の一例として前に挙げたターケンスの手法は、信号値の時系列から時間遅れ τ ずつ異なるm個(m次元の場合)の値を1組としてプロットするというものなので、信号値時系列の情報があれば動的に作り出すことができる。したがって、特徴抽出部44で信号値時系列からm個の値の組を逐次読み出しながら、上記特徴量を計算するという処理も可能である。

【0048】

特徴抽出部44で求められた上記カオス諸特徴は、表示装置36に表示される。表示の形態としては、例えば通常の断層画像等とは別の表示枠を設けてその中に表示する方式が

ある。ポアンカレ断面やリターンマップ、相関次元の時間変化のグラフなどについては、この方式が好適であろう。相関次元やリアプノフ指数は1つの数値として求められるので、そのような数値自体を専用の表示領域に表示することも可能だが、超音波画像としてのBモード断層画像上に重畳表示することも好適である。すなわち、図1の装置では、ゲート20、22a、22b又は30でカオス解析処理の範囲を限定しているので、断層画像上のその範囲の位置に、その特徴を数値を表示したり、あるいはその特徴の値をカラーや輝度で表示することも好適である。また、アトラクタ構築部42で求められたアトラクタそのものを表示装置36に表示し、診断に供することも好適である。

【0049】

次に、図3を参照して、本実施形態の装置による処理手順の一例を示す。まず、プローブ10を診断部位に当接し、超音波の送受を行わせ、BモードやMモード、カラードプラなどの従来からある超音波画像を表示装置36に表示させる(S10)。カオス解析という目的から見た場合、この超音波画像表示は、カオス解析対象部位の位置決めを行うために用いる。また、ユーザは、操作パネル52にて、解析対象の信号の種類(図1の例では、RF、輝度又はドプラ)を選択する(S12)。この選択に応じて、制御器50は切換器40の接続を切り換え、選択された種類の信号をアトラクタ構築部42に入力できる状態とする。このS10とS12の処理は、どちらを前に行ってもよい。

【0050】

次に、ユーザは、超音波画像上で、カオス解析対象の範囲(すなわちゲートによる信号の抽出範囲)を指定する(S14)。この範囲指定のための操作手順の一例を図4を用いて説明する。この例では、Bモード(あるいはBモード+カラードプラ)の超音波画像200が表示装置36の画面に表示されている。ユーザは、時々刻々変化するこの画像200を見ながら、カオス解析の対象範囲250を決定し、本装置付属のマウスやトラックボール等のポインティングデバイス等を用いて画面上でその範囲を指定する。対象範囲250は、典型的には、超音波ビームの1本の走査線210に沿ったある深さからある深さまでの範囲である。したがって、例えばユーザが超音波画像200上でその範囲の始点と終点を指定すると、制御器50がその始点、終点に近い走査線210を選び、その走査線210上で、指定された始点、終点に近い点をその対象範囲の始点、終点に選ぶ。制御器50は、その始点から終点までの範囲が、1フレームの超音波ビーム走査におけるどの走査線のどの期間かを求め、これをゲート範囲として記憶する。

【0051】

以上、Bモード等の断層画像上でカオス解析対象範囲を指定する手順の例を説明したが、対象範囲はMモード画像上で指定することももちろん可能である。B・Mモードが同時表示可能な超音波診断装置の場合、Mモード画像は既にある1つの走査線を選んでそれについて形成されているので、Mモード画像上では深さ範囲を指定すれば、それで走査線及び深さ範囲の両方が決まる。したがって、例えばBモード断層画像を見ながらMモード表示の走査線を選び、この走査線に関するMモード表示を見てカオス解析対象の深さ範囲を絞り込むという手順も可能である。

【0052】

以上の例では、解析対象範囲として1本の走査線の中のある深さ範囲を選択したが、Mモードと同様、1本の走査線全体を解析対象範囲と指定することも可能であり、これによっても有益な診断情報が得られるものと期待される。

【0053】

S12で解析対象信号の種類が選択され、S14で解析対象範囲の指定がなされると、制御器50は、それら選択された信号種類のゲート20、(22a, 22b)、又は30に対して、指定された範囲の信号を取り出すためのゲート信号を供給し始める。これにより、選択された信号種類の信号のうち、ゲートで抽出された部分(部分信号)が順次アトラクタ構築部42に供給され、アトラクタが構築される(S16)。そして、特徴抽出部44がそのアトラクタから相関次元やポアンカレ断面などのカオス特徴情報を求め、表示装置36に表示する(S18)。上記のように部分信号を連結して生成される時系列信号

からアトラクタが構築されてもよい。

【0054】

相関次元等の時間変化を解析する場合は、適当な時間間隔ごとにアトラクタを求め、そのアトラクタから相関次元等を求めて記憶しておく。そして、所定時間分の相関次元等の算出結果が蓄積されたところで、グラフ表示や傾き等の評価値算出を行うようにすればよい。

【0055】

以上、本実施形態に係る装置及びその装置を用いた処理手順の一例を説明した。次に本実施形態に係る装置に関して行った実験の結果を例示する。この実験では、健常人に所定の運動負荷を与えた後の心臓左心室の様子をカオス的な観点から解析した。カオス解析の対象信号としては、超音波診断装置のRF受信信号を用い、超音波パルスの数回送波分についての受信信号から1つのアトラクタを構築し、相関次元を求めた。解析に使用する信号の範囲は、1走査線分全体とした。このアトラクタ構築及び相関次元算出の処理を、運動負荷前、運動負荷直後、及びその後3分ごとの各時点でその処理を行った。

【0056】

図5は、各時点での受信信号のトラジェクトリ(アトラクタ)の様子を示す図である。表示の都合上、受信信号を3次元相空間に埋め込んだ場合のトラジェクトリを例にとる。この図によれば、運動前のトラジェクトリは、比較的きれいなカオスアトラクタとなっているが、運動直後は乱雑さが増しており、以降時間が経過するにつれて徐々に運動前のトラジェクトリに近いもの戻っていくのが分かる。

【0057】

アトラクタの相関次元 D_2 は、次式に従って求めた。

【0058】

【数1】

$$C(R) \propto R^{D_2} \Rightarrow D_2 = \lim_{R \rightarrow 0} \frac{\log_{10}[C(R)]}{\log_{10}[R]}$$

【0059】

ここで R はスケーリングの半径を表し、 $C(R)$ は次式に示す相関積分である。

【0060】

【数2】

$$C(R) \approx \frac{1}{N_{ref}} \sum_{j=1}^{N_{ref}} \frac{1}{N_{dat}} \sum_{i=1}^{N_{dat}} \sigma(R - \|x_i - x_j\|)$$

【0061】

ここで σ はヘビサイト関数であり、 N_{dat} は m 次元相空間に含まれるアトラクタのデータ点の総数、 N_{ref} は十分大きな参照信号のデータ点の数である。 x_i 、 x_j はアトラクタ上の点である。この計算式自体は公知のものであり、詳細についてはカオスに関する成書を参照されたい。なお、この相関次元の計算方式はあくまで一例である。

【0062】

実験では、1時点の受信信号を $m = 3 \sim 10$ の各次元の相空間にそれぞれ埋め込んで8個のアトラクタを構成し、それら各アトラクタごとに、上記計算式を用いて相関次元を求めた。図6は、横軸にスケーリング半径 R 、縦軸に相関積分 $C(R)$ をとった両対数グラフであり、 $m = 3 \sim 10$ の各埋め込み次元ごとに、 $(\log R, \log C(R))$ をプロットしたものである。各次元 m ごとのグラフ300、310の傾きの極限が、当該埋め込み次元 m でのアトラクタの相関次元 D_2 である。グラフ320は、埋め込み次元 m を増やしていった時のグラフ300等の傾き(すなわち相関次元)の変化を示す図である。この図から分かるように、左心室に関する受信信号では、埋め込み次元 m が高くなるにつれて

相関次元が急速に収束しており、 $m = 8 \sim 10$ 程度でほぼ一定に近くなっていることが分かる。受信信号の最終的な相関次元（フラクタル次元） D_2 は、この収束値である。この結果に基づき、心臓のカオス解析には、埋め込み次元として $m = 10$ を採用した。

【0063】

図7は、各時点での埋め込み次元 $m = 10$ におけるアトラクタの相関次元 D_2 の時間変化を表すグラフである。このグラフによれば、運動負荷の終了直後（時間0）の時点での値を除けば、相関次元 D_2 は、運動前の値までほぼ直線的に回復していることが分かる。このグラフの傾きは心臓の負荷後の回復力を示すものと考えられ、心機能を評価する1つの評価値として利用できる。

【0064】

図8は、この実験で得られたポアンカレ断面の一例である。図示の例は、運動負荷終了後12分の時点のアトラクタをある面で切ったときの、その面上のアトラクタの点（図上では黒点で示す）を示したポアンカレ断面である。このようなポアンカレ断面も、診断への利用が期待される。1時点のアトラクタについて異なる複数の面でのポアンカレ断面を求めて並列表示することも好適である。また、各時点のアトラクタから同一面についてのポアンカレ断面を求め、それらを並列表示すれば、経時変化の分析が可能になると期待される。

【0065】

図9は、運動負荷終了後12分のあるポアンカレ断面から求めたリターンマップの例である。このようなリターンマップから、アトラクタ軌道の遷移のパターンが分かれば、有益な診断情報となると期待される。

【0066】

以上、実験例を説明した。本実施形態の装置には、図5に示すようなアトラクタの経時変化や図7に示すような相関次元の経時変化、あるいはポアンカレ断面の経時変化などを求めて表示する機能を有する。また、本実施形態の装置は、相関次元の経時変化からその傾きなどの評価値を求め、表示する機能を有する。このような経時変化の解析表示機能は、上述した運動負荷試験以外にも応用可能である。応用の一例としては、例えば投薬効果の診断などが挙げられる。すなわち、薬剤を投与し始めてから定期的に本実施形態の装置で対象臓器・組織のカオス特徴（例えば相関次元など）を求め、その特徴の経時変化を提示するなどである。診断者は、この変化から投薬効果の度合いを判断したり、いつ頃治癒するかの予測をしたりすることができる。

【0067】

なお、1時点で求めたカオス特徴も、このような経時変化と同様診断に有用であることは言うまでもない。診断者は、アトラクタの形状や相関次元の値などから診断対象部位の状態、病変の有無などを判断できるであろう。また、多数の健常人についてアトラクタや相関次元等を調べてその代表値を求めておき、その代表値を参照情報として本装置に登録しておけば、実際の被検者のカオス解析結果に異常があるか否かや、異常の程度を自動判定することも可能である。

【0068】

以上、本発明の好適な実施形態を説明した。以上説明したように、本実施形態によれば、超音波を用いて従来にはない新たな診断情報を得ることができる。例えば心臓を対象に解析を行えば、心臓の性状の違いをアトラクタの違いや相関次元の値として評価することが可能になる。

【0069】

以上では、カオス解析対象として抽出する信号部分が1カ所である場合を例にとって説明したが、1走査線上、あるいは1画像フレーム中の複数の範囲に対応する部分信号をゲートで抽出し、各範囲ごとに並列的に上述のカオス解析を行うことも可能である。この場合、それら各範囲の相関次元等を断層画像等に重畳して表示（例えばカラー表示など）すれば、各部のカオス的な特徴の分布を一目で把握することが可能となる。

【0070】

また以上では、断層画像表示のための超音波ビーム走査のうちの1つの走査線についての受信信号を用いてカオス解析を行ったが、断層画像等で解析対象の範囲を決定したら、その方向にのみ超音波パルスビームを繰り返し送受波するよう、ビーム走査を制御することも好適である。これによれば、受信信号の時間的連続性が改善され、より精度の良い解析結果が得られる。

【0071】

また以上では、ビームを走査して2次元断層面を形成するタイプの超音波診断装置の場合の例を説明したが、本発明の適用はこれに限らない。例えばビームを2方向について走査して3次元情報を得るタイプの超音波診断装置にも、本発明は適用可能である。また、ビームを走査せずに1方向にのみ送受波する場合にも本発明は当然適用可能である。

【0072】

また、以上の例では、超音波診断装置のRF受信信号、またはその検波結果など、受信側に近い段階の信号に対してカオス解析を行ったが、もっと診断画像に近い側の信号に対して同様のカオス解析を行うことも可能である。例えば、図10に示すように、Bモードなどの断層画像400における同一画素(注目点410)の画素値の複数フレームにわたる変化を時系列信号と捉え、この時系列信号に対して上述のカオス解析を行うことも考えられる。この場合、原理上は断層画像の各画素毎にこのような解析が行えるので、各画素毎に相関次元等のカオス特徴の値を求めることができ、その値の分布を断層画像に例えばカラーで重畳表示するなどの表示が行える。

【0073】

以上ではパルス波のエコーの受信信号を解析する場合を例にとって説明したが、このようなエコー(反射波)の受信信号だけでなく、被検体内を透過した透過波の受信信号に対して同様のカオス解析を行うことも可能である。

【0074】

また、以上の例では、カオス解析結果を表示装置に画像表示したが、これを記憶装置に蓄積したりして後の更なる解析に供することも当然可能である。

【0075】

以上の超音波診断装置において、上記の重畳表示によれば、どの部位のカオス解析結果かを一目で理解できる。更に、分布表示によれば、生体内におけるカオス的な特徴の分布を一目で把握できる。

【図面の簡単な説明】

【0076】

【図1】本発明を適用した超音波診断装置の構成例を示す機能ブロック図である。

【図2】ゲートを用いたカオス解析対象の時系列信号の生成を説明するための図である。

【図3】図1の装置における処理手順の一例を示す図である。

【図4】解析対象範囲の指定操作の一例を説明するための図である。

【図5】運動負荷試験にて左心室のエコー受信信号から得られた各時点のアトラクタの様子を示す図である。

【図6】相関次元の求め方を説明するための図である。

【図7】運動負荷後の時間経過による相関次元の変化を示す図である。

【図8】ポアンカレ断面の一例を示す図である。

【図9】リターンマップの一例を示す図である。

【図10】断層画像の注目画素の画素値の変化をカオス解析対象とする例を説明するための図である。

【符号の説明】

【0077】

10 プローブ、12 送信ビームフォーマ、14 受信ビームフォーマ、16 包絡線検波器、18 直交検波器、20 輝度信号ゲート、22a, 22b サンプルゲート、24a, 24b 帯域通過フィルタ、26 B・Mモード信号処理回路、28 カラードブラ信号演算処理部、30 RF信号ゲート、32 スペクトルドブラ信号演算処理部

、 3 4 D S C、 3 6 表示装置、 4 0 切換器、 4 2 アトラクタ構築部、 4 4 特徴抽出部。

フロントページの続き

(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

(72)発明者 伊藤 貴司

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DD15 DD26 DD27 DE03 DE20 EE30 JB34 JC37
KK24

专利名称(译)	超声波测量装置		
公开(公告)号	JP2004188213A	公开(公告)日	2004-07-08
申请号	JP2004009716	申请日	2004-01-16
[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)	原田喜文 阿洛卡有限公司		
[标]发明人	原田義文 吉川義博 原田烈光 伊藤貴司		
发明人	原田 義文 吉川 義博 原田 烈光 伊藤 貴司		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DD26 4C601/DD27 4C601/DE03 4C601/DE20 4C601/EE30 4C601/JB34 4C601/JC37 4C601/KK24		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4050707B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够精确分析复杂和微妙特性的超声测量设备和方法。 解决方案：从探头10发射超声波脉冲束，并检测其回波。通过将回波简单地转换成电信号的RF的接收信号，或者通过RF信号的包络检测获得的亮度信号，或者通过RF信号的正交检测获得的多普勒信号，吸引器构造单元42 通过将吸引子嵌入到m维相空间中来构造吸引子，然后通过特征提取单元44从吸引子获得诸如相关维数之类的特征值，然后将特征值以叠加的方式显示在显示设备36上的常规诊断图像（例如B模式图像）上。通过使用诸如亮度信号门20和RF信号门30之类的门，可以对多个部分进行混沌分析。 [选型图]图1

