

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4346799号
(P4346799)

(45) 発行日 平成21年10月21日 (2009. 10. 21)

(24) 登録日 平成21年7月24日 (2009. 7. 24)

(51) Int. Cl.	F 1
G 0 6 F 17/10 (2006. 01)	G 0 6 F 17/10 Z
A 6 1 B 5/00 (2006. 01)	A 6 1 B 5/00 G
A 6 1 B 5/0452 (2006. 01)	A 6 1 B 5/00 D
A 6 1 B 8/06 (2006. 01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 C
A 6 1 B 8/08 (2006. 01)	A 6 1 B 8/06

請求項の数 2 (全 13 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2000-263528 (P2000-263528)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成12年8月31日 (2000. 8. 31)		アロカ株式会社
(65) 公開番号	特開2002-73587 (P2002-73587A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成14年3月12日 (2002. 3. 12)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成19年6月19日 (2007. 6. 19)		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
		(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カオス解析装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内部に対して超音波を送受波し、受波した超音波エコーに応じた計測信号を時系列的に取得する計測手段と、

前記計測手段で取得した計測信号をカオス解析してアトラクタを構成するアトラクタ構築手段と、

前記計測手段の計測に同期して前記生体の心電図信号を取得する心電図信号取得手段と、

前記心電図信号に基づき心室の収縮期及び拡張期を判別し、前記アトラクタ構築手段が構成したアトラクタの各部分を、当該部分に対応する計測信号の取得時刻が前記収縮期又は前記拡張期のいずれに該当するかに応じた表示態様で表したアトラクタ画像を形成するアトラクタ画像形成手段と、

を備えるカオス解析装置。

【請求項 2】

生体内部に対して超音波を送受波し、受波した超音波エコーに応じた計測信号を時系列的に取得する計測手段と、

前記計測手段で取得した計測信号をカオス解析してアトラクタを構成するアトラクタ構築手段と、

前記計測手段の計測に同期して前記生体の心電図信号を取得する心電図信号取得手段と、

前記計測手段が取得した計測信号に基づきMモード画像の表示を行い、当該Mモード画像の表示上で心室の収縮期及び拡張期の指定を受け付ける指定受付手段と、

前記アトラクタ構築手段が構成したアトラクタの各部分を、当該部分に対応する計測信号の取得時刻が前記収縮期又は前記拡張期のいずれに該当するかに応じた表示態様で表したアトラクタ画像を形成するアトラクタ画像形成手段と、

を備えるカオス解析装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、対象物の計測情報のカオス解析結果のアトラクタの表示に関する。

10

【0002】

【従来の技術】

様々な分野へカオス解析の応用が提案されている。例えば、特開平10-225443号公報には、心電図データを時間遅れ(ターケンス)の手法により多次元相空間に埋め込んでアトラクタを作成し、診断情報として画面表示する装置が開示されている。また、特開平10-288942号公報には、自動車の速度変化波形からアトラクタを生成して表示する装置が開示されている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記従来装置は、アトラクタを、線図あるいは点列として単に表示するだけのものであった。このようなアトラクタ表示には次のような問題がある。

20

【0004】

まず従来は、アトラクタ表示において時間経過の情報が分からないという問題がある。例えば、見た目は同じ形状のアトラクタでも、時間経過に従った向きが逆になる場合もありうるが、従来の装置では向きまでは分からない。アトラクタが同じ渦巻き形状をなす場合でも、時間経過に従って収束方向に巻いていくのか拡散方向に巻いていくのかの違いが存在しうるが、従来の装置ではその区別を表示できなかった。

【0005】

またアトラクタ表示は2次元の画面上になされるため、3次元以上の相空間で構成したアトラクタを表示した場合、奥行き方向の情報が表示に現れないという問題がある。例えば、実測データにおいて意味のない微小ノイズの部分は、ターケンスの手法ではアトラクタが相空間の原点近傍に来る一方、信号成分を有する部分でも、画面に表示できる次元の成分値が0に近い部分も、原点近傍に表示され、両者が表示上で区別できなくなるおそれがあった。

30

【0006】

本発明はこのような問題に鑑みなされたものであり、アトラクタを単に線図で表すにとどまらず、アトラクタ各部の時間情報や奥行き情報などの情報を表すことができるカオス解析装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】

40

上記目的を達成するため、本発明に係るカオス解析装置は、対象物を計測し、時系列的な計測信号を取得する計測手段と、前記計測手段で取得した時系列的な計測信号をカオス解析してアトラクタを構成するアトラクタ構築手段と、構成したアトラクタの各部分を、その部分についての前記計測信号の計測情報に対応した表示態様で表したアトラクタ画像を形成するアトラクタ画像形成手段と、を備えることを特徴とする。

【0008】

この構成では、アトラクタの各部分の表示態様により、それら部分についての計測情報を表すことができ、情報量の多いアトラクタ表示を得ることができる。

【0009】

ここで、アトラクタ各部分の表示態様を決める計測情報としては、その部分に対応する前

50

計測信号の時間情報や、その部分に対応する前記計測信号の値、又はその計測信号の値から求められる所定の2次情報などを用いることができる。前者の時間情報は、アトラクタ構築のもとになる計測信号の各部分の時間的順序関係に関する情報であり、例えば計測開始時その他の基準時点からの経過時間などがある。一方、後者における、計測信号の値から求められる2次情報としては、例えばアトラクタ各点の座標情報（これらは計測信号の値から求められる）や、それら座標成分値の平均や、それら各点の原点からの距離などが挙げられる。

【0010】

時間情報に従って表示態様を決定する方式では、前記計測手段とは別に、前記対象物の所定の周期性現象を検出する周期性検出手段を更に設け、この周期性検出手段の検出信号も考慮して前記アトラクタ各部分の表示態様を決定するという態様もある。例えば、超音波診断装置の受信信号からアトラクタを構成する場合を例にとれば、心電図装置から得られる心電R波に同期した信号も考慮して、心臓の動作周期に合わせた表示態様の割当てを行う方式などが、この態様に該当する。

10

【0011】

また、時間情報に従って表示態様を決定する方式では、計測手段の計測処理の周期も考慮して前記アトラクタ各部分の表示態様を決定する態様もある。例えば、超音波診断装置の受信信号からアトラクタを構成する場合を例にとれば、超音波パルスの送信周期も考慮して、各送信周期ごとに同じ表示態様変化規則を繰り返し適用することにより、アトラクタ各部分の表示態様を決定する方式などが、この態様に該当する。

20

【0012】

また、本発明には、アトラクタ各部分の表示態様を、その部分に対応する前記計測信号の時間情報、及びその部分に対応する前記計測信号の値又はその値から求めた2次情報、の両方から決定する態様もある。例えば、アトラクタ各部分の表示態様として表示色を用いる例において、当該部分の時間情報から色相を、当該部分に対応する計測信号の値やその2次情報から彩度を、それぞれ定めることにより、表示色を決定する方式などが、これに該当する。

【0013】

また、別の好適な態様では、計測情報から表示態様を決定する規則を示す表示を、アトラクタ画像形成手段のアトラクタ画像の表示と関連付けて表示する手段を更に備える。例えば、表示態様として表示色を時間情報に従って段階的に変えていく例において、時間軸とその表示色の変化パターンを、アトラクタ画像表示の近傍にスケール表示するなどがその一例である。この態様によれば、アトラクタの表示に用いた表示態様の決定規則をユーザが見ることができるので、アトラクタ画像の読図の助けとなる。

30

【0014】

また、別の好適な態様では、アトラクタ構築手段で構築されたアトラクタから、ポアンカレ断面又はリターンマップの少なくとも一方を構築し、そのポアンカレ断面又はリターンマップの各点を、その点について、アトラクタ画像と同様の表示態様の決定方式を適用して表示する。この態様によれば、ポアンカレ断面やリターンマップなどにおいて、その中に示される各点について、それに対応する時間情報や計測信号値の情報などを表示することができる。

40

【0015】

【発明の実施の形態】

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。

【0016】

以下、本発明に係るアトラクタの表示方式を超音波診断装置に実装した場合の実施形態を説明する。図1は、こ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100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、超音波を送受するための超音波振動子を備えている。プローブ100は、一般的な超音波診断装置に用いられている電子アレイ方式のものでよい。

50

【 0 0 1 7 】

送受信回路 1 0 2 は、プローブ 1 0 0 を制御して超音波の送受信を行うための回路である。送受信回路 1 2 から生成される駆動信号によりプローブ 1 0 0 から超音波が放射され、診断対象内部で反射された反射波がプローブ 1 0 0 で受信され、電氣的な受信信号に変換される。この受信信号が画像形成処理部 1 0 4 及びアトラクタ構築部 1 1 0 に入力される。

【 0 0 1 8 】

画像形成処理部 1 0 4 は、受信信号を処理して B ・ M モード画像やカラードプラ画像などの診断画像を形成する処理部である。この処理部 1 0 4 の構成や処理は、従来の超音波診断装置に用いられているものと同じでよいので、ここでは説明を省略する。画像形成処理部 1 0 4 で形成された診断画像は、表示装置 1 0 6 に表示される。

10

【 0 0 1 9 】

アトラクタ構築部 1 1 0 は、送受信回路 1 0 2 から出力される受信信号や、その受信信号を画像形成処理部 1 0 4 が処理して得られる信号を受け取り、その信号からカオス解析におけるアトラクタを構築する。画像形成処理部 1 0 4 では、B モード画像のための輝度信号や、カラードプラ画像のためのドプラ信号（例えば直交検波出力など）を生成しているので、その信号がアトラクタ構築部 1 1 0 に供給される。アトラクタ構築部 1 1 0 の前段に設けた切換器 1 1 2 により、送受信回路 1 0 2 からの受信信号、画像形成処理部 1 0 4 からの輝度信号又はドプラ信号など、のいずれか 1 つの信号を選択してアトラクタ構築部 1 1 0 に供給し、その信号からアトラクタを構築させる。この信号の選択は、ユーザが操作パネル 1 0 8 を用いて行う。例えば、操作パネル 1 0 8 には、アトラクタ構築の対象となる各信号に対応したボタンが設けられており、その中から所望の信号に対応するボタンを押下するなどにより、アトラクタ構築を行う信号を選択する。その操作パネル 1 0 8 から入力されたユーザの選択結果に応じ、切換器 1 1 2 がアトラクタ構築部 1 1 0 に供給する信号を選択する。

20

【 0 0 2 0 】

超音波診断装置の診断画像モードには、一般に受信エコーのレベルを時系列順に表示する A モード、超音波ビームを所望の断面に沿って走査し各部からの受信エコーのレベルを輝度として表示断層画像を表示する B モード、深さ方向を縦軸に時間方向を横軸にとって同一方向からの受信エコーの時間変化を表示する M モードなどがあり、更に血流や組織の運動状態を断層表示するカラードプラなどがある。アトラクタ構築部 1 1 0 は、このいずれのモードの信号からもアトラクタを構築できる。特に A モードや M モードなどでは、同一方向についての受信信号をもとにするので、生体の同じ部位についての信号からアトラクタを構築できる。さらに、ゲート回路により、受信信号や輝度信号のうち所望の深さ（プローブからの距離）範囲の信号のみを取り出すようにすれば、更に絞り込んだ範囲の信号からアトラクタを構築することができる。また、B モードやドプラ断層像などのような断層画像モードでも、アトラクタ構築に使う走査線（超音波ビーム）や深さ範囲をゲートで絞り込むことが可能なので、M モードなどの場合と同様に特定部位からの受信信号に基づいてアトラクタを構成することができる。もちろん、このような絞り込みを行わずに、断層画像の走査範囲のすべての受信信号を時系列順に処理してアトラクタを構築することも可能である。

30

40

【 0 0 2 1 】

アトラクタ構築部 1 1 0 は、例えばターケンス (Takens) の手法により、アトラクタを構築する。周知のようにターケンスの手法では、時系列信号 $x(t)$ (t は時刻) から、時間遅れ τ ずつ異なる m 個の時点の信号値の組 $\{x(t), x(t + \tau), x(t + 2\tau), \dots, x(t + (m - 1)\tau)\}$ 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。 m は埋め込み次元と呼ばれる。

【 0 0 2 2 】

アトラクタ構築部 1 1 0 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

50

築されたアトラクタは、 m 次元相空間における対象信号の時系列的な軌道（トラジェクトリ）とも言える。アトラクタの各点は、時刻 t により特定され、 m 次元空間中に m 個の成分（すなわち $x(t + k\tau)$ ($k = 0, 1, 2, \dots, m - 1$)) で表される位置座標を占める。時間遅れ τ は、例えば送受信回路 102 の受信信号をサンプリングするサンプリング周期や、超音波パルスの送信周期などを用いることができる。送信周期を時間遅れ τ として用いた場合、プローブ 100 から見て実質上同じ深さの部位からのエコー情報の組によりアトラクタの点が構成されることになる。もちろん、時間遅れ τ は、サンプリング周期や送信周期に限るものではない。

【0023】

なお、アトラクタ構築部 110 によるアトラクタの構築手法は、ターケンスの手法に限るものではない。例えば、受信信号と、受信信号から得られる他の情報（例えば1階微分や2階微分など）とをそれぞれ m 次元相空間の各次元に割り当てて m 次元の点を生成し、その時系列変化からアトラクタを構成することもできる。

【0024】

特徴抽出部 114 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 114 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。

【0025】

カラーエンコーダ 120 は、アトラクタ構築部 110 で構成されるアトラクタ、及び特徴抽出部 114 で求められたカオス特徴のデータに対し、表示上でのカラー値を割り当て、その結果を表示装置 106 に出力して表示させる。特徴抽出部 114 で求めた特徴の表示データについては、カラーエンコーダ 120 は、基本的には、その特徴に対応するカラーとして予め記憶しているカラー値を割り当てる。これにより、表示装置 106 には、相関次元やリアプノフ指数などの値が、所定の色で表示される。

【0026】

一方アトラクタに対しては、カラーエンコーダ 120 は、アトラクタ各点ごとにその点の持つ情報に応じたカラー値を割り当てていく。本実施形態では、大きく分けて、各点の時刻 t に応じたカラー値割当て（カラーコーディング）と、各点の成分値に応じたカラー値割当ての2つの方式をサポートしている。

【0027】

前者は、時刻 t の経過に応じてアトラクタの点の色を変えていくというものである。この方式でもっとも単純なのは、アトラクタの開始点から、時間の経過に合わせて、一定の規則で徐々に点の表示色を変えていくというものである。色を変える規則には、例えば、寒色系から暖色系へと徐々にグラデーションしていったり、色相環を時計回り（あるいは反時計回り）に回る順に色を徐々に変えていったり、あるいは彩度を徐々に上げて（あるいは下げて）いったり、など、様々なものが考えられる。また、色相と明度の両方を変えていくなど、複数の要素の組合せを変えていくことも可能である。

【0028】

このように時間経過に応じてアトラクタ各部の表示色を変えていくことにより、アトラクタ軌道の時間変化の様子が把握しやすくなるという効果が得られる。例えば、アトラクタ各部分の色により、それら各部分の間の時間的な前後関係などを容易に把握することができ、時間経過に従ってアトラクタがどのように成長していくかなども容易に理解できる。アトラクタが複雑な形状となった場合でも、時間が進むにつれてアトラクタ各部分の時間情報が容易に分かる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

なお、この時刻 t に応じてカラーコーディングしていく方式には、様々な変形が考えられ、図 1 の装置も時刻 t に応じたカラーコーディングについていくつかのコーディング方式を実装している。その一つは、同じ規則に従ったカラーコーディングを超音波ビームの送信周期ごとに繰り返すという方式である。例えば、1 送信周期の初めから終わりにかけて寒色系から暖色系へとアトラクタの点の色づきを変えていき、これを送信周期ごとに繰り返すなどである。また、1 送信周期をカラーコーディングの単位とし、時間が進むにつれて送信周期ごとに色を変えていく方式も考えられる。この場合、アトラクタにおいて同じ送信周期に対応する部分は同じ色で表されることになる。なお、送信周期は送受信回路 1 0 2 が制御しているので、そこからカラーエンコーダ 1 2 0 に送信周期に同期した送信同期信号を入力する。

10

【 0 0 3 0 】

また、送信周期ごとの繰り返しコーディングの一例としては、例えば M モードの輝度信号について、各送信周期ごとに同じ規則でカラーコーディングしていく方式がある。この方式では、アトラクタで同じ色をしている部分は、プローブから見てほぼ同じ深さの部分であると言えるので、アトラクタ表示上で各深さの部分の挙動を把握することができる。

【 0 0 3 1 】

また、図 1 のカラーエンコーダ 1 2 0 は、心電 R 波を反映したカラーコーディング方式も実装している。例えば、心電波形の R 波ごとに同じ規則でカラーコーディングを繰り返す方式などである。特に、R 波から心室の収縮期、拡張期を判別し、その収縮期と拡張期とを区別可能に色づきすることで、アトラクタ上で収縮期、拡張期が判別でき、有用な診断情報が得られる。なお、この方式のため、カラーエンコーダには、心電図装置（図示省略）から、心電 R 波に同期した心電 R 波同期信号が供給される。

20

【 0 0 3 2 】

一方、後者のアトラクタ各点の成分値（例えば、アトラクタ構築のもととなったオリジナルの計測信号（受信信号やそれから求めた輝度信号など）の値、すなわち $X(t)$ など）に応じてカラー値を割り当てていく方式は、3 次元以上の相空間のアトラクタを 2 次元画面に表示した場合、奥行きに関する情報を色から判別できるという効果が得られる。特定の 1 つの成分値のみに応じてカラーコーディングを行うことも、複数の成分値に応じてカラーコーディングを行うことも可能である。複数の成分値に応じたカラーコーディングの例としては、 m 次元空間での原点から見たアトラクタ各点の距離（いわばアトラクタの振幅）に応じたカラーコーディングや、当該点の m 個の成分値の平均値に応じたコーディングなどが考えられる。なお、アトラクタの点の成分値はオリジナル信号（受信信号や輝度信号など）の振幅値（レベル値）に対応しており、点の m 個の成分値から求められるその点の原点からの距離は m 次元のアトラクタの振幅と捉えることができるので、アトラクタ各点の成分値に応じたコーディングは、「振幅」に応じたカラーコーディングと捉えることもできる。

30

【 0 0 3 3 】

成分値に応じたカラーコーディング（振幅方向のカラーコーディング）では、前述したアトラクタの奥行き情報の視認性の向上の他に、ノイズ等の判別も容易になるという利点もある。すなわち、ノイズは信号成分に比べてレベルがはるかに小さいので、時系列のオリジナル信号のノイズ部分に対応するアトラクタは、相空間上では原点に近い部分となる。例えば、超音波画像診断装置では、場合によっては生体からのエコー成分がほとんどない部分、いわゆる「信号の抜け」が生じる場合がある。振幅方向のコーディングによれば、このような「抜け」の部分が表示座標系の原点近傍に集まるので、生体内からのエコー成分を含んだ他の部分と容易に判別できる。また、心エコーの場合、心臓の膜から非常に強いエコーが出るが、注目しているのは主として血流なので膜の部分のエコー情報は一般に邪魔な情報となり、実際に見たいエコーによるアトラクタ部分とその膜の部分のアトラクタに覆われたりする可能性がある。これについても、振幅方向コーディングによれば、心膜のエコーは強い信号なので、アトラクタ上では高い振幅を示す色で表示されることにな

40

50

り、欲しい血流部分の信号によるアトラクタ部分と容易に区別することが可能となる。このように、アトラクタ成分値（振幅）に応じた色づけにより、アトラクタ上でのノイズ部分を有意な信号部分と識別しやすくなる。

【 0 0 3 4 】

以上、時間方向のカラーコーディングと、成分値（振幅）方向のカラーコーディングについて説明したが、本実施形態の装置では、これら両者を組み合わせた複合コーディングも可能である。例えば、各点のカラー値について、色相（Hue）に関しては時間方向のコーディングを行い、彩度（Saturation）に関しては振幅方向のコーディングを行う方式などである。この場合、輝度値（Value）は一定とすればよい。この複合方式によれば、アトラクタ各部分の時間情報と振幅情報とが同時に把握できる。この場合、求めたHSV表色系でのカラー値は、RGB系の値に変換することで一般的な表示装置106での表示が可能となる。なお、残っている輝度に対して、送信同期信号や心電R波同期信号から得られる情報を割り当てることも可能である。また、以上では時間情報を色相に、振幅情報を彩度に割り当てたが、これ以外の割り当て方ももちろん可能である。また、アトラクタの時間情報や振幅（成分値）情報をHSV表色系以外の表色系（例えばRGB系やCIE系など）の各因子に割り当てることも可能である。ただし、色相、彩度及び明度は、人にとって容易に識別できるので、ユーザの理解のしやすさの点ではHSV表色系を用いるのが有利である。

10

【 0 0 3 5 】

以上、好適なカラーコーディングの方式についていくつか例示したがこれらはほんの一例である。時間情報や振幅（成分値）情報以外にも、アトラクタやその元であるオリジナル信号から得られる情報があれば、その情報に応じてカラーコーディングすることも可能である。

20

【 0 0 3 6 】

これらカラーコーディング方式をカラーエンコーダ120に実装し、操作パネル108を介してユーザがそれらの中から希望するものを選択できるようにすることも好適である。時間情報と振幅情報の複合コーディング方式を複数種類実装することももちろん可能である。

【 0 0 3 7 】

以上の機能を実現するため、カラーエンコーダ120は、例えば図2に示すように構成する。この図に示すカラーエンコーダ120は、テーブル記憶部121、テーブル読出部124及びコード変換部125を備えている。テーブル記憶部121は、1以上の時間情報コーディングテーブル122と、1以上の振幅情報コーディングテーブル123を記憶している。

30

【 0 0 3 8 】

時間情報コーディングテーブル122は、時刻 t 、送信周期信号、心電R波同期信号などの時間情報からカラー値を求めるためのルックアップテーブルである。前述したように、時間情報によるカラーコーディングにも、時刻 t のみに依存するもの、送信周期も考慮するもの、心電R波も考慮するものなど、様々なバリエーションがあり、各バリエーションごとに時間情報コーディングテーブル122を用意する。例えば、心電R波を考慮したコーディング方式のテーブルは、直前の心電R波同期信号からの現在時刻までの経過時間でカラー値を索引するように構成されている。

40

【 0 0 3 9 】

振幅情報コーディングテーブル123は、振幅情報、すなわちアトラクタの点の成分値の情報からカラー値を求めるためのルックアップテーブルである。振幅情報によるコーディングにも、単一の成分値に基づくコーディングや、複数の成分値から求めた「距離」に基づくコーディングなどがあり、振幅情報コーディングテーブル123はそれら各コーディング方式ごとに用意しておく。

【 0 0 4 0 】

時間情報と振幅情報の両方でカラーコーディングする方式の場合、時間情報コーディング

50

に用いる時間情報コーディングテーブル 1 2 2 と、振幅情報コーディングに用いる振幅情報コーディングテーブル 1 2 3 をそれぞれ選択する。

【 0 0 4 1 】

実装する各カラーコーディング方式ごとに、どの時間情報コーディングテーブル 1 2 2 及び / 又は振幅情報コーディングテーブル 1 2 3 を用いるかがあらかじめ定められており、その対応関係がカラーエンコード 1 2 0 に登録されている。コーディング方式に対応した使用テーブルの選択は、操作パネル 1 0 8 におけるユーザの選択に応じて生成されるコーディング選択信号に従って行われる。

【 0 0 4 2 】

テーブル読出部 1 2 4 は、これらコーディングテーブル 1 2 2、1 2 3 群から、アトラクタの各点に割り当てるカラー情報を読み出していく。テーブル読出部 1 2 4 には、ユーザが選択したコーディング方式を示すコーディング選択信号、アトラクタ構築部 1 1 0 から入力されるアトラクタ各点の座標情報、送信同期信号、及び心電 R 波同期信号が入力される。アトラクタ座標情報は、アトラクタ各点の相空間での座標情報、すなわち成分値の組である。ターケンスの手法で 3 次元のアトラクタを構成した場合、座標情報は $(x(t), x(t + \tau), x(t + 2\tau))$ (τ は時間遅れ) となる。アトラクタは、基本的にはオリジナル信号を時系列的に処理していくことにより生成されるので、その生成順がアトラクタの各点の時刻情報を陰に表すことになる。もちろん、各点の座標情報にその点の時刻 t の成分を加えるようにしてもよい。

【 0 0 4 3 】

テーブル読出部 1 2 4 は、アトラクタの各点の情報に基づき、それら各点のカラー値情報を、テーブル記憶部 1 2 1 に記憶されたコーディングテーブル 1 2 2 及び / 又は 1 2 3 から読み出していく。アトラクタの点のカラー値情報の読出は、基本的には、使用するコーディングテーブル 1 2 2 及び / 又は 1 2 3 をコーディング選択信号に基づき選択し、選択したテーブル 1 2 2 及び / 又は 1 2 3 から、その点の座標情報に応じたカラー値を読み出すという手順になる。

【 0 0 4 4 】

時間情報に応じたコーディングの場合、当該点の時刻 t に対応するカラー値 (RGB 値又は HSV 値など) を、選択した時間情報コーディングテーブル 1 2 2 から読み出す。時刻 t の情報は、アトラクタの座標情報に (明示的に、又は座標情報の並び順などの形で暗黙に) 含まれている。心電 R 波ごとに同じコーディングパターンを繰り返すコーディング方式の場合、例えば時刻 t をカウントするカウンタを心電 R 波同期信号ごとにクリアし、そのカウンタの値に対応するカラー値を、選択されたコーディングテーブル 1 2 2 から読み出す。送信周期ごとの繰り返しコーディングもこれと同様でよい。

【 0 0 4 5 】

振幅情報に応じたカラーコーディングの場合も基本的にこれと同様であり、アトラクタ座標情報の特定の成分の値、又は所定のいくつかの成分値から、対応するコーディングテーブルを索引することにより、当該点のカラー値が求められる。

【 0 0 4 6 】

複合コーディング方式の場合、テーブル読出部 1 2 4 は、その方式に対応する時間情報コーディングテーブル 1 2 2 及び振幅情報コーディングテーブル 1 2 3 をそれぞれ選択し、時間情報 (時刻 t など) に対応するカラー値成分を前者から、振幅情報 (成分値など) に対応するカラー値成分を後者から読み出す。

【 0 0 4 7 】

このようにして、テーブル読出部 1 2 4 は、順次入力されるアトラクタ各点の座標情報などをもとに、それら各点のカラー値を順に読み出していく。

【 0 0 4 8 】

そして、コード変換部 1 2 5 は、テーブル読出部 1 2 4 が読み出した各点のカラー値を、表示装置 1 0 6 で処理可能な表色系の値に変換して出力する。表示装置 1 0 6 が RGB カラー信号により表示を行うタイプの場合、コード変換部 1 2 5 からは RGB のカラー値 (

10

20

30

40

50

$R(t)$, $G(t)$, $B(t)$ (t はアトラクタの当該点の時刻) が順に出力されることになる。なお、テーブルから読み出したカラー値が表示装置 106 の表色系に一致している場合は、この変換は必要ない。

【0049】

以上、本実施形態の装置の構成及び処理について説明した。次に、この装置によるアトラクタ表示を模式的に説明する。

【0050】

図3及び図4は時間方向についてのカラーコーディングのうちの一方式の表示例を説明するための図である。図3は、アトラクタ構築のもととなるオリジナル信号 $X(t)$ (例えば受信信号や輝度信号など) の例を模式的に示したものである。この例では、図を簡略化するためカオス性を持たない比較的簡単な周期信号を用いている。この図では、オリジナル信号 $X(t)$ から適宜選んだ代表点を、時間方向 (t 方向) について順に「○」、「」、「□」、「・」の4段階にコーディングしている。図4は、この図3のオリジナル信号からターケンスの手法により3次元のアトラクタ ($X(t)$, $X(t+\tau)$, $X(t+2\tau)$) を構成し、それを2次元画面に表示した例を模式的に示したものであり、アトラクタの各点につき、その点の時刻 t によりカラーコーディングを施した例を示している。出願図面の制約上カラー表示はできないので、上記4つのマークによりカラーを表現している。オリジナル信号 $X(t)$ についての時間方向の4段階の分類に応じ、アトラクタも4段階に色分けされている。この例では、アトラクタが渦巻状の形状を示しており、時間経過の順に外から内へと巻いていることが分かる。なお、心電R波周期ごとの繰り返しコーディング方式の場合は、一連のアトラクタのうちのR波周期ごとのセグメントごとに、同じパターンでカラーが変化していくことになる。

【0051】

図5及び図6は、振幅 (アトラクタ成分値) 方向についてのカラーコーディングのうちの一方式の表示例を説明するための図である。図5は、アトラクタ構築のもととなるオリジナル信号 $X(t)$ (例えば受信信号や輝度信号など) の例を示す。この例では、図を簡略化するためカオス性を持たない比較的簡単な周期信号を用いている。この図では、オリジナル信号 $X(t)$ から適宜選んだ代表点を、オリジナル信号の振幅 (信号レベル) 方向について「」、「」、「・」、「」、「□」の5段階にコーディングしている。「」及び「」はプラス方向の2段階の振幅を、「」、「□」はマイナス方向の2段階の振幅を、「・」は振幅0を、それぞれ表している。図6は、この図5のオリジナル信号からターケンスの手法により3次元のアトラクタ ($X(t)$, $X(t+\tau)$, $X(t+2\tau)$) を構成し、それを2次元画面に表示した例であり、アトラクタの各点に対し、その点の座標情報の第1成分 $X(t)$ (すなわちオリジナル信号の対応点の振幅) によりカラーコーディングした例を模式的に示している。これも、図面の制約上、上記5つのマークによりカラーを表現している。この例によれば、ユーザは、渦巻上のアトラクタの各部における、オリジナル信号の振幅を色により把握することができる。

【0052】

以上の表示例では、図の簡略化のため少ない段階数の色分けしかしなかったが、実際の装置では、より細かいグラデーション表示が可能なことは言うまでもない。

【0053】

このアトラクタのカラーコーディングにおいて、時間情報や振幅情報に応じた色の割当て規則を、アトラクタ表示と関連付けて同時表示することも好適である。これには、例えば時刻に応じてアトラクタ各部の色を徐々に変える表示の場合、時刻に従ったそのグラデーション規則を表すスケールを表示するなどが考えられる。

【0054】

以上、本実施形態の装置について説明した。この実施形態の装置において、アトラクタ構築部 110 やカラーエンコーダ 120、特徴抽出部 114 などは、ソフトウェア、ハードウェア回路のいずれで実現することも可能である。

【0055】

10

20

30

40

50

また以上では、アトラクタについてのカラーコーディングを説明したが、アトラクタから生成できるポアンカレ断面やリターンマップについても、そこに現れる点はアトラクタ上の点と対応関係を持っているので、上述と同様のカラーコーディングによる色分け表示が可能であり、これによりユーザに対して多くの情報を提示することができる。

【 0 0 5 6 】

また、アトラクタのもとであるオリジナル信号は、送受信回路 1 0 2 や画像形成処理部 1 0 4 からの連続出力である必要はない。例えば、ゲートを用いて 1 送信周期分（あるいは超音波ビーム 1 走査線分）の受信信号等からある距離（深さ）範囲の信号のみを抽出し、それらを送信周期順に繋げたものをオリジナル信号とすることも可能である。また、B モード等の断層画像法の場合は、1 フレーム分の走査線のうち、注目する特定の走査線の特定の深さ範囲の受信信号のみを取り出し、その注目走査線の受信信号をフレーム順に繋いだものをオリジナル信号として用いることも可能である。もちろんこの場合も、その注目走査線の受信信号のうちの特定の距離範囲の信号のみを用いるようにできる。極端な場合、走査範囲内のある 1 点の受信信号（又は輝度信号等）をフレーム順に繋ぐことで 1 つの擬似連続信号を形成し、これからアトラクタを形成することも可能である。これらによれば、対象物の特定の部位についてのアトラクタを生成できるとともに、そのアトラクタに識別のためのカラーコーディングにより多くの情報が読み取りやすいアトラクタ画像を得ることができる。

【 0 0 5 7 】

また、以上の実施形態では、アトラクタの時間や振幅（成分値）などに関する情報を色で表現したが、これも本発明にとって必須ではない。例えば、時間情報や振幅情報などを、図 4 や図 6 に示したようにアトラクタの点のマークの形状等により表現したり、アトラクタの軌道を描く線のパターンの違い（一点鎖線、破線、実線などの違いや、点線のドット間隔を時刻に従って変えていくなど）により表現したり、などの方式が可能である。このように、アトラクタの点や部分などについてのコーディングは、色だけでなく、様々な表示態様について可能である。ただし、現状の表示装置からすれば、上記実施形態に示したカラーコーディングは、コーディングの見やすさの点で最も良いものの一つと言える。

【 0 0 5 8 】

また、アトラクタのすべての点についてコーディングすることも必須ではなく、例えば一定時間間隔ごとなど、所定の基準に従って選んだ点についてのみ、色づけ等その他の表示態様上のコーディングを行って表示した場合でも、ある程度の効果が得られる。

【 0 0 5 9 】

また、本実施形態に装置において、ユーザがあらかじめ用意されたコーディング方式の中から所望の方式が選択できる以外にも、細かい設定をユーザからできるようにすることも好適である。例えば図 7 に示すように、心臓等の M モード画像上でアトラクタを構築する範囲を R O I（Region of Interest）2 0 0 としてユーザが指定できるようにし、その R O I に対してカラーコーディングのパターンを設定できるようにすることもできる。例えば、R O I 2 0 0 に対して横軸方向に対して寒色系から暖色系へのグラデーションパターンを指定すれば、それは同一送信周期の部分は同じ色で表され、送信周期ごとに順に色が変わっていくアトラクタが得られる。また、R O I 2 0 0 に対して縦軸方向にグラデーションパターンを指定すれば、送信周期ごとに同じパターンで繰り返し色が変化するアトラクタが得られる。これらはいずれも時間方向コーディングの一種と捉えられる。なお、このように、M モード画像に R O I を設定してアトラクタを表示させる場合、アトラクタは、M モード画像データとして蓄積している信号の情報から R O I 2 0 0 の部分を取り出し、それらを時系列順に処理して再構成すればよい。この場合、R O I 2 0 0 を表示した M モード画像と、それから得られた（時間情報及び／又は振幅情報で）コーディングされたアトラクタとを同時に並列して表示することで、ユーザにわかりやすい表示を提供することも可能である。

【 0 0 6 0 】

また、M モード画像において、ユーザがその画像から心臓の拡張期と収縮期を判断し、R

10

20

30

40

50

ROI上の拡張期の部分にはある色を、収縮期の部分には別の色を、拡張期・収縮期のどちらでもない部分は色づけしない、などと指定するという形で、カラーコーディング方式を指定することもできる。これによりアトラクタ上での心臓拡張期に対応する部分と収縮期に対応する部分とを容易に識別することができる。また、拡張期には暖色系を、収縮期には寒色系をそれぞれ割り当て、且つ同じ暖色系内、寒色系内においてROI200の横軸方向に輝度や色相などのグラデーションをつけて表示させるような複合パターンも可能である。Mモード画像には心電図波形が同時表示されることが一般的なので、ユーザがMモード画像と共に心電図波形も考慮して拡張期・収縮期を判断し、それに従って色づけ領域を設定することもできる。

【0061】

10

また、以上では、超音波診断装置で得られる信号からアトラクタを構築し、そのアトラクタにコーディング表示を適用する例を示したが、以上に示したアトラクタ表示方式は、超音波診断装置以外にも、対象物を計測・測定してその計測結果を表す時系列信号を取得する装置一般に適用可能である。その時系列信号からアトラクタを構築し、そのアトラクタの各部を時間情報や振幅（成分値）情報に従って、色その他の表示態様に関してコーディングして表示すればよい。

【0062】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、対象物を計測して得た時系列的な計測信号からアトラクタを構成し、そのアトラクタの各部を、当該部分の成分値や当該部分に対応する時刻などのパラメータに応じた表示態様で表示できるので、単なるアトラクタの形状だけでなく、アトラクタ各部の時間的あるいは振幅的（信号レベルの大きさなど）な情報も同時に表現することができ、ユーザにより有益な情報を提供することが可能になる。

20

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明を適用した超音波診断装置の一つの構成例を示すブロック図である。

【図2】 カラーエンコーダの一つの構成例を示すブロック図である。

【図3】 アトラクタの時間方向のコーディングを説明するための図であり、図4に示したアトラクタ構築のもととなるオリジナル信号の一例を示す図である。

【図4】 図3のオリジナル信号から構築した、時間方向についての一つのコーディング方式を用いてコーディングされたアトラクタの表示例を模式的に示す図である。

30

【図5】 アトラクタの時間方向のコーディングを説明するための図であり、図6に示したアトラクタ構築のもととなるオリジナル信号の一例を示す図である。

【図6】 図5のオリジナル信号から構築した、振幅方向について一つのコーディング方式を用いてコーディングされたアトラクタの表示例を模式的に示す図である。

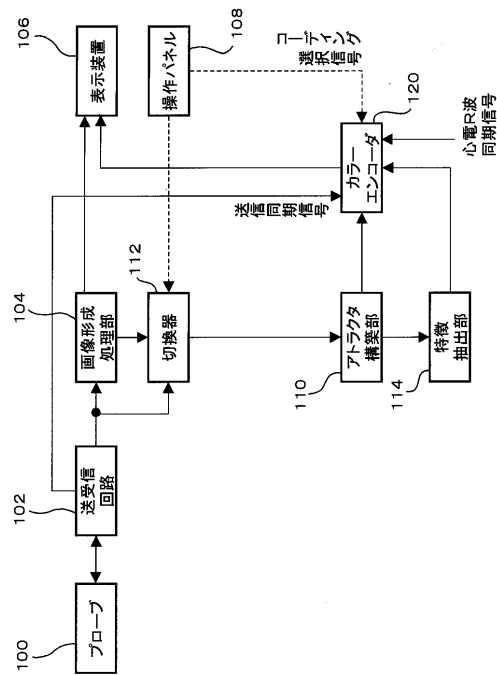
【図7】 Mモード画像上でのアトラクタ表示のためのROI設定を説明するための図である。

【符号の説明】

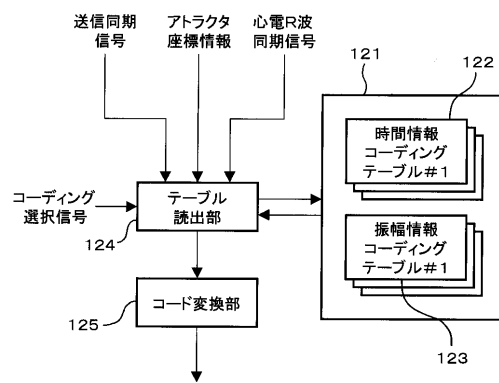
100 プローブ、102 送受信回路、104 画像形成処理部、106 表示装置、108 操作パネル、110 アトラクタ構築部、114 特徴抽出部、120 カラーエンコーダ。

40

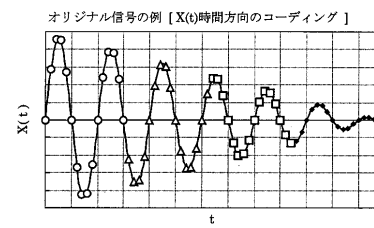
【図 1】



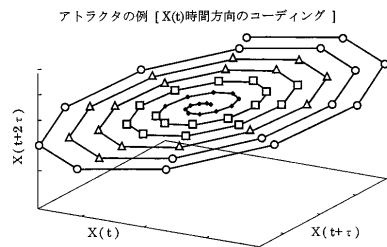
【図 2】



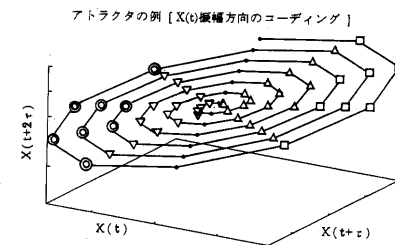
【図 3】



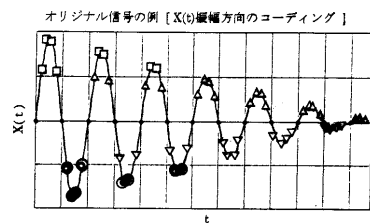
【図 4】



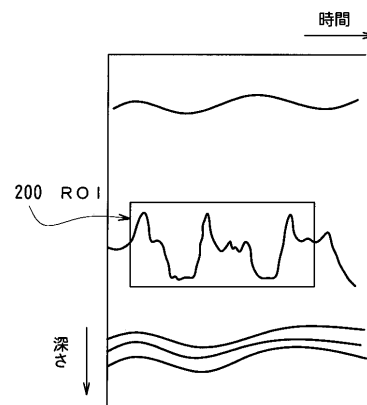
【図 6】



【図 5】



【図 7】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I	
A 6 1 B	8/14	(2006.01)	A 6 1 B 8/08
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	A 6 1 B 8/14
G 0 6 T	7/20	(2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D
			G 0 6 T 7/20 Z

(72)発明者 隈崎 健二
 東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 2 番 1 号 アロカ株式会社内

(72)発明者 園山 輝幸
 東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 2 番 1 号 アロカ株式会社内

審査官 須田 勝巳

(56)参考文献 特開平 0 8 - 0 0 0 6 3 2 (J P , A)
 特開平 1 1 - 2 1 2 9 4 9 (J P , A)
 特開平 0 9 - 1 0 1 8 0 5 (J P , A)
 特開平 1 0 - 2 8 8 9 4 2 (J P , A)
 特開平 1 0 - 2 2 5 4 4 3 (J P , A)
 特開平 6 - 2 8 1 4 8 0 (J P , A)
 高橋 純 外 1 名, 複雑システムとコンピュータ - 時系列解析を中心に - カオス時系列解析とコンピュータ, Computer Today, 株式会社サイエンス社, 2 0 0 0 年 9 月 1 日
 , 第17巻, 第5号, p17~23

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

G06F 17/10
 A61B 5/00
 A61B 5/0452

专利名称(译)	混沌分析仪		
公开(公告)号	JP4346799B2	公开(公告)日	2009-10-21
申请号	JP2000263528	申请日	2000-08-31
[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	原田義文 吉川義博 伊藤貴司 隈崎健二 園山輝幸		
发明人	原田 義文 吉川 義博 伊藤 貴司 隈崎 健二 園山 輝幸		
IPC分类号	G06F17/10 A61B5/00 A61B5/0452 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14 G06T1/00 G06T7/20		
FI分类号	G06F17/10.Z A61B5/00.G A61B5/00.D A61B5/04.312.C A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T7/20.Z G06T7/00.612 G06T7/20 G06T7/215		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/GG00 4C027/HH11 4C027/HH21 4C117/XB01 4C117/XB17 4C117/XC30 4C117/XD24 4C117/XE17 4C117/XE46 4C117/XG17 4C117/XG22 4C117/XG34 4C117/XG35 4C117/XJ01 4C117/XJ25 4C117/XJ52 4C117/XK03 4C117/XK05 4C117/XK19 4C117/XM05 4C117/XR09 4C127/AA02 4C127/GG00 4C127/HH11 4C127/HH21 4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/CC04 4C301/CC05 4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/EE20 4C301/FF28 4C301/GB02 4C301/JB06 4C301/JC20 4C301/KK02 4C601/BB01 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE30 4C601/FF08 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/JB04 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK14 5B056/HH01 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC05 5L096/AA03 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/DA01 5L096/EA22 5L096/EA27 5L096/HA03		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2002073587A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：要对由物体的测量信号构成的吸引子提供更多的信息。解决方案：吸引子构建部分110接收由超声诊断装置获得的原始测量信号，例如接收信号，亮度信号和多普勒信号，通过Takens方法对它们进行时间序列处理并构造吸引子。所获得的吸引子的各个点具有时间序列时间信息和关于m维相空间中的点的各个坐标分量的信息。颜色编码器120设置有编码表，该编码表示出了时间信息（例如，时间）和颜色值的对应关系以及坐标分量信息和颜色值的对应关系。编码器120通过使用与用户选择和绘制的编码系统相对应的编码表，获得与用于吸引者的各个点的点的时间信息和/或坐标分量信息相对应的颜色值，并且通过以下方式显示各个点：颜色值。

アトラクタの例 [$X(t)$ 時間方向のコーディング]

