

(19)日本国特許庁 ( J P )

# (12) 公開特許公報 ( A )

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 17687

( P2002 - 17687A )

(43)公開日 平成14年1月22日 (2002.1.22)

(51) Int.Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 5/00		A 6 1 B 5/00	G 4 C 0 1 7
5/0245		5/08	4 C 0 2 7
5/0452		5/02	310 Z 4 C 0 3 8
5/0476		5/04	312 C
5/0488			322

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L ( 全 13数 ) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2000 - 206415(P2000 - 206415)

(22)出願日 平成12年7月7日(2000.7.7)

(71)出願人 000001007

キヤノン株式会社

東京都大田区下丸子3丁目30番2号

(72)発明者 野村 修

東京都大田区下丸子三丁目30番2号 キヤノ

ン株式会社内

(72)発明者 上井 隆

東京都大田区下丸子三丁目30番2号 キヤノ

ン株式会社内

(74)代理人 100075948

弁理士 日比谷 征彦

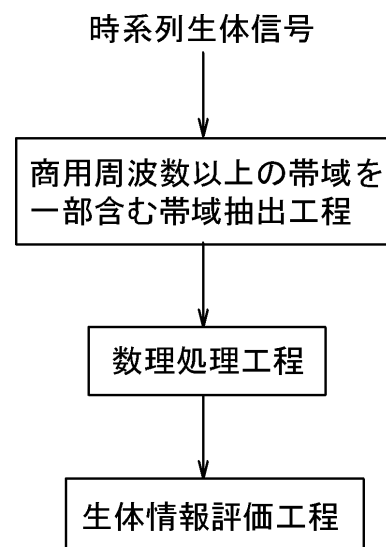
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 生体信号解析方法

(57)【要約】

【課題】 高速に生体の定量的情報を得ることを可能とする。

【解決手段】 生体信号として脳波・脈波・心電・筋電・呼吸等の時系列生体信号に対して高周波帯域を一部に含む帯域を抽出し、リアプノフ数の算出・相関次元の算出の何れかのカオス解析による数理処理を行ってカオス性の推定を行い、その結果の数値的情報により生体の情緒的情報を評価する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 時系列的な生体信号に対して第1の周波帯域での第1のカオス解析を行ってカオス性の推定を行う工程と、前記第1の周波帯域よりも高い第2の周波数帯域での第2のカオス解析を行ってカオス性の推定を行う工程とを備え、生体の異なる状態での複数のカオス解析を行うことを特徴とする生体信号解析方法。

【請求項2】 前記カオス解析は、リアプノフ解析又は相関次元解析であることを特徴とする請求項1に記載の生体信号解析方法。

【請求項3】 時系列的な生体信号に対して第1の周波帯域での第1のカオス解析を行ってカオス性の推定を行う手段と、前記第1の周波帯域よりも高い第2の周波数帯域での第2のカオス解析を行ってカオス性の推定を行う手段とを備え、生体の異なる状態での複数のカオス解析を行うことを特徴とする生体信号解析方法。

【請求項4】 前記カオス解析は、リアプノフ解析又は相関次元解析であることを特徴とする請求項1に記載の生体信号解析方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、時系列生体信号の商用周波数以上の帯域を一部に含む高周波数帯域の数理処理により、生体の主に情緒的情報を定量的に評価するための生体信号解析方法に関するものである。

【0002】そして、本発明は例えば製品や作品に対する生体反応の客観的かつ定量的計測（感性評価）や、生体の置かれた環境に対する快／不快等の生体反応の計測、或いは生体の心理・生理状態を計測するための臨床／研究等々の方法又は装置に利用される。また、更にこ  
30 ねら計測結果を帰還して生体或いは生体に刺激を与える対象を制御する方法又は装置に利用される。

## 【0003】

【従来の技術】時系列生体信号から生体情報を得るために、臨床医学等の分野で用いられてきた従来方法は、信号強度の時間変化を図形表示した信号波形の経験的分類に従い、例えば或る疾病に特徴的な波形のパターンを  
40 目視で見い出すことが中心である。これに対し、時系列生体信号の数値的解析により生体の情緒的情報を得る方法として、信号のスペクトル解析が試みられている。

【0004】例えば脳波の場合に、主な周波数成分は深い睡眠時に現れる 波（4 Hz 未満）、瞑想時など深いリラククス状態に現れる 波（4～8 Hz）、深い睡眠時に現れる 波（8～13 Hz）、瞑想時など深いリラククス状態に現れる 波（13～30 Hz）に大別される。特開平5-300890号公報では、スペクトル解析による結果から各周波数帯域の信号強度を算出し、これらの帯域間で比較することにより、被検者の生体情報の評価が試みられている。

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら上述の従来例においては、疾病の典型的な症状を発見するか、或いはリラククス・緊張等の極めて単純化された生体情報が得られるに過ぎず、それらは定性的な情報に留まっている。また、極く限られた低い周波帯域の生体信号だけを扱っているに過ぎない。従って、近年要求が高まりつつある生体高次機能に関する情報の測定や、生体情報の定量化の実現は困難である。

【0006】本発明の目的は、上述の問題点を解決し、  
10 高速に生体の定量的情報を得ることが可能な生体信号解析方法を提供することにある。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するための本発明に係る生体信号解析方法は、時系列的な生体信号に対して第1の周波帯域での第1のカオス解析を行ってカオス性の推定を行う工程と、前記第1の周波帯域よりも高い第2の周波数帯域での第2のカオス解析を行ってカオス性の推定を行う工程とを備え、生体の異なる状態での複数のカオス解析を行うことを特徴とする。

【0008】また、本発明に係る生体信号解析装置は、  
20 時系列的な生体信号に対して第1の周波帯域での第1のカオス解析を行ってカオス性の推定を行う手段と、前記第1の周波帯域よりも高い第2の周波数帯域での第2のカオス解析を行ってカオス性の推定を行う手段とを備え、生体の異なる状態での複数のカオス解析を行うことを特徴とする。

## 【0009】

【発明の実施の形態】発明者らは従来技術の限界が、  
(1)商用周波数未満の限られた低周波帯域のみを観測対象にしていること、及び(2)観測対象としている生体信号に対して、その発生機構に基づく数理処理を施していないことに原因があることを知見した。

【0010】多くの生体信号の基本律動は数 Hz～数10 Hz までの帯域に集中しており、また50 Hz 又は60 Hz の商用電源に起因する雑音の強度は、微弱な生体信号のそれを凌ぐことも少なくない。そのため、従来ではやむなく商用周波数未満の低周波帯域のみを観測していたものと推察される。しかしながら、生体細胞の電気的活動にはより高速な成分が含まれており、その高速成分には生体細胞の活動にとって重要な非線形ダイナミクスの本質が反映していると思われる。  
40

【0011】逆の観点からいえば、従来の技術が主として観測してきた低周波帯域の生体信号には、生体活動のダイナミクスに基づく高度な数理処理の結果、初めて得られる重要な生体情報に乏しいために、周波数帯域間の信号強度の比較程度の解析しか行われていなかったものと推察される。

【0012】そこで、発明者らはこれまで未開拓であった高周波帯域における生体信号に注目して鋭意研究を重ねた結果、商用周波数以上の高周波帯域における微弱な  
50

生体信号に高度な数値処理を施すことによって、重要な生体情報を評価が可能となることを見出した。

【0013】ここで、図1に示すように、生体信号としては例えば脳波・脈波・心電・筋電・呼吸等の時系列生体信号の商用周波数以上の高周波帯域を一部に含む帯域を抽出し、更に例えばリアプノフ数の算出・相関次元の算出の何れかのカオス解析による数値処理を行い、生体の情緒的情報を評価する。

【0014】図2は生体信号として脳波を扱う場合に、本発明の方法に用いる装置の構成図を示し、脳波測定部1からの出力は、増幅器2、A/D変換器3、データ保持部4を経由して演算部5に接続されている。そして、演算部5には外部記憶部6、表示部7、印刷部8が接続されている。

【0015】まず、脳波測定部1により被検者の時系列生体信号として脳波を測定する。この場合に、図3に示すように被検者の頭部の複数個所に電極11をペースト12により貼り付ける。なお、これらの電極11の装着部位は、国際脳波学会標準法(10/20法)に従っている。電極11により検出された脳波信号を増幅器2で所定のレベルまで増幅した後に、A/D変換器3によりデジタル信号に変換し、データ保持部4に記録する。なお、このA/D変換処理におけるサンプリング周波数は24kHzとしている。

【0016】図4は以上の手順に従って測定された脳波信号のグラフ図を示す。なお、この脳波信号は測定CH:0zにおいて測定されたものである。

【0017】続いて、データ保持部4に記録したデジタル信号に対して、演算部5によりバンドパスフィルタリング操作を施す。この場合に抽出する周波数帯域としては、例えば5~375Hzの周波数帯域を40Hzごとに分割した周波数帯域を設定し(ハムノイズを含む45~55Hzは除く)、5~45Hz、55~95Hz、95~135Hz、135~175Hz、175~225Hz、225~255Hz、255~295Hz、295~335Hz、335~375Hz、375~415Hz、415~455Hz、455~495Hz、495~535Hz、535~575Hz、575~615Hzの各周波数帯域を持つ時系列デジタル信号を得ることができる。ここで、図5は5~45Hz、図6は295~335Hzの脳波信号のグラフ図を示している。

【0018】次に、得られた各周波数帯域の時系列デジタル信号に対して、演算部5によりカオス解析として最大リアプノフ数の算出を行う。図7は演算部5において最大リアプノフ数算出のためのアルゴリズムを示す処理過程のフローチャート図である。時系列データは時間に関しての1次元であるが、実際に解析を行うためには、少なくともそそのカオスの次元よりも大きい次元のデータが必要である。そこで、ステップ11で得られた

1次元のデータから、図7のステップ12においてタケンスにより提案された埋め込み方法により、多次元のアトラクタを再構築する。

【0019】タケンスによって提案された方法では、観測された時系列 $x(t)$ をm次元の空間に埋め込むには、或るパラメータ  $m$  に対して、 $\{(x_i(t), x_i(t+m), x_i(t+2m), \dots, x_i(t+(m-1)m))\}$ なるm次元ベクトルを作る。

【0020】なお、ここではパラメータ  $m$  の大きさを各周波数帯域の平均周期の $1/4 \sim 1/3$ 周辺に振り分けて解析を行い、埋め込み次元 $m$ は5次元とした。

【0021】続いて、図7のステップ13において、求めた5次元ベクトルから最大リアプノフ数の算出を行う。まず、前記のように求めた $x_i$ から、前後或る一定の時間間隔内にある点を除いて、残りの点の中で最も近接する点 $y_i$ を選択し、この2点間の距離の時間  $t$  後の増加率 $A_i(t, At)$ を調べる。

$$\text{【0022】 } A_i(t, At) = \frac{|x_i(t+m) - y_i(t+m)|}{|x_i(t) - y_i(t)|}$$

【0023】次に、前記 $A_i(t, At)$ を各点について計算し、平均 $A_v$ を求める。

$$A_v = (1/n)(A_1 + A_2 + \dots + A_n)$$

【0024】これら2点の組は、もしカオスであるならば時間変化に伴って指数関数的に離れてゆく筈であるから、 $t$ 後の時間発展に対する最大リアプノフ数  $L_i$  は、次のように表される。

$$L_i = (1/t) \log A_v(t, At)$$

【0025】続いて、演算部5によって求めた最大リアプノフ数  $L_i$  を外部記憶部6に保存する。そして、以上の工程が各周波数帯域ごとに繰り返され、本実施例の場合に合計 $n=15$ 個の最大リアプノフ数  $L_i$  が算出される。これを、今後  $L_i (i=1, 2, \dots, 15)$ と表現する。

【0026】更に、外部記憶部6に保存された各周波数帯域に対応する最大リアプノフ数  $L_i$ が、演算部5によって平均:0、分散:1に基準化され、その周波数帯域に対する分布状況が表示部7に表示される。

【0027】なお、最大リアプノフ数  $L_i$ の基準値 $L_{i0}$ は以下の式に従って算出される。

$$L_{i0} = (L_i - v) / \sigma$$

【0028】

$$v = (1/n)(L_1 + L_2 + \dots + L_n)$$

$$\sigma^2 = (1/n) \sum (L_i - v)^2$$

【0029】演算部5において、事前に測定者によってヒトの思考状態に対応した基準値における閾値が各周波数帯域に設定されている場合に、被検者から測定された最大リアプノフ数  $L_i$ の基準値 $L_{i0}$ と比較することにより、被検者の思考状態を自動的に評価し、その結果を必要に応じて表示部7に表示したり、又は印刷部8によ

て印刷することができる。

【0030】本実施例においては、被検者に対して (1)閉眼安静 (2)開眼安静 (3)科学雑誌通読の3種類の賦活を与え、以上説明した処理過程に沿って、測定位置を後頭中央部(CH:Oz)として測定された脳波に対して解析を行ったところ、図8に示すような結果が表示部7に表示された。

【0031】ここで、被検者に与えられた賦活は、(1)<(2)<(3)の順に複雑な作業となっており、当然に被検者も同様の順番で複雑な思考を行っていると考えられる。この結果をみると、最大リアプノフ数の基準値Liのピークが、(1)閉眼安静では低周波帯域(5~45Hz)に見られたのが、(2)開眼安静ではより高周波帯域(295~375Hz)にずれ込み、(3)科学技術雑誌通読においては更に高周波帯域(415~535Hz)にずれ込んでいることが分かる。

【0032】即ち、最大リアプノフ数の基準値Liの周波数帯域に対する分布状況を評価することにより、ヒトの思考の複雑さの程度を判定するに与えられたことが可能になる。この場合は、最大リアプノフ数の基準値Liのピークが存在する周波数帯域が高いほど、被検者はより複雑な思考を行っている。また、或る周波数帯域でのそれぞれの賦活における最大リアプノフ数の基準値Liの大きさを比較することにより、被検者の思考の複雑さの程度を定量的に判定することが可能となる。

$$C(\epsilon) = \lim_{N \rightarrow \infty} (1/N^2) \sum_{i,j=1}^N H(\epsilon - |X_i - X_j|)$$

【0039】ただし、上記の数式において、H(t)はヘビサイド関数、Nはデータ数、は超球内の半径を表す距離とする。このように算出された相関積分量C( )を用いて、下記の数式により相関次元Dを算出する。

$$D = \lim_{\epsilon \rightarrow 0} (\log C(\epsilon) / \log \epsilon)$$

【0041】続いて、演算部5によって求めた相関次元Dを外部記憶部6に保存する。そして、以上の工程が各周波数帯域ごとに繰り返され、本実施例の場合に合計n=15個の相関次元Diが算出される。これを、今後Di(i=1,2,...,15)と表現する。

【0042】更に、外部記憶部6に保存された各周波数帯域に対応する相関次元Diが演算部5によって、平均:0、分散:1に基準化され、その周波数帯域に対する分布状況が表示部7に表示される。

【0043】なお、相関次元Diの基準値diは次の式に従って算出される。

$$d_i = (D_i - D_v) /$$

【0044】

\*【0033】即ち、例えば事前に演算部5において、415~455Hz帯域における最大リアプノフ数の基準値Liに対する閾値として、「0.5以上で中程度の複雑な思考状態、1.0以上で高程度の複雑な思考状態」と設定することにより、最大リアプノフ数の基準値Liの算出結果と閾値の大小関係の判断により自動的に評価が行われる。

【0034】また、従来行われていた商用周波数未満の周波数帯域に対する解析結果をみると、被検者の思考の複雑さの変化を十分には捉えきれておらず、この周波数帯域を解析対象としても、ヒトの思考の複雑さの程度を測定することは不可能なことが分かる。

【0035】第2の実施例は第1の実施例の処理装置と同様の構成とされており、図9に示す処理のフローチャート図におけるステップ17の相関次元の算出過程と、ステップ18の相関次元数による生体情報の評価に関してのみ、第1の実施例と異なっている。

【0036】即ち、本実施例においては、図9のステップ16に示すように、タケンスの埋め込み方法により得られたm次元ベクトル(本実施例では5次元ベクトル)に対して、演算部5によりステップ17に示すように、カオス解析として相関次元数の算出を行う。

【0037】先ず、前記のように求められたxiに対して、以下の数式を満たす相関積分量を算出する。

【0038】

$$D_v = (2/n)(D_1 + D_2 + \dots + D_n) \\ = (1/n)(D_i - D_v)$$

【0045】また、ここで演算部5において、事前に決定者によってヒトの思考状態に対応した基準値における閾値が各周波数帯域に設定されている場合に、被検者から測定された相関次元の基準値diと比較することにより、被検者の思考状態を自動的に評価できる。

【0046】本実施例においても、被検者に対して (1)閉眼安静、(2)開眼安静、(3)科学雑誌通読の3種類の賦活を与え、以上説明した処理過程に沿って、測定位置の後頭中央部(CH:Oz)で測定された脳波に対して解析を行ったところ、図10に示すような結果が表示部7に表示された。これは、第1の実施例における最大リアプノフ数の基準値Liを算出した場合と全く同様の結果となった。

【0047】ここで、被検者に与えられた第1の実施例のように賦活は(1)<(2)<(3)の順に複雑な作業となっており、当然に被検者も同様の順番で複雑な思考を行っていると考えられる。この結果をみると、相関次元の基準値diのピークが、(2)閉眼安静では低周波帯域(5~45Hz)に見られたのが、(2)開眼安

静ではより高周波帯域(295~375Hz)にずれ込み、(3)科学技術雑誌通読においては更に高周波帯域(415~535Hz)にずれ込んでいることが分かる。

【0048】即ち、相関次元 $D_i$ の基準値 $d_i$ の周波数帯域に対する分布状況を評価することにより、ヒトの思考の複雑さの程度を判定することが可能になる。この場合は、相関次元の基準値 $d_i$ のピークが存在する周波数帯域が高いほど、被検者はより複雑な思考を行っていることが分かる。

【0049】また、或る周波数帯域でのそれぞれの賦活における相関次元 $D_i$ の基準値 $d_i$ の大きさを比較することにより、被検者の思考の複雑さの程度を定量的に判定することが可能となる。即ち、例えば事前に演算部5において、415~455Hz帯域における相関次元の基準値 $d_i$ に対する閾値として、「0.5以上で中程度の複雑な思考状態、1.0以上で高程度の複雑な思考状態」と設定することにより、相関次元 $D_i$ の基準値 $d_i$ の算出結果と閾値の大小関係の判断により自動的に評価が行われ、表示部7に表示したり印刷部8によって印刷される。

【0050】また、従来行われていた商用周波数未滿の周波数帯域に対する解析結果をみると、被検者の思考の複雑さの変化を十分には捉えきれず、この周減数帯域を解析対象としても、ヒトの思考の複雑さの程度を測定することは不可能なことが分かる。

【0051】第3の実施例として、時系列生体信号として脈波を用いた場合について説明する。図11は中指に脈波測定センサ13を付した場合の説明図、図12は時系列生体信号として測定された脈波信号波形のグラフ図

を示している。  
【0052】本実施例においては、第1の実施例における脳波の代りに、脈波を検出することと、演算部5によって抽出する周波数帯域が異なること以外は、全て第1の実施例と同様の工程を実施する。本実施例において、演算部5によって抽出される周波数帯域は、例えば0.1~75Hzの周波数帯域を約5Hzごとに分割した周波数帯域を設定し(ハムノイズを含む45~55Hzは除く)、0.1~5Hz、5~10Hz、10~15Hz、25~20Hz、20~25Hz、25~30Hz、30~35Hz、35~40Hz、40~45Hz、55~60Hz、60~65Hz、65~70Hz、70~75Hz、75~80Hz、80~85Hzの各周波数帯域を持つ時系列デジタル信号を得ることができる。

【0053】図13は以上の工程により算出された最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ が表示部7に表示された結果を示している。この結果をみると、最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ のピークが、(1)閉眼安静では低周波帯域(0.1~5Hz)に見られたのが、(2)開眼安

静ではより高周波帯域(35~45Hz)にずれ込み、(3)科学技術雑誌通読においては更に高周波帯域(60~70Hz)にずれ込むことが分かる。

【0054】即ち、この場合においても、最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ のピークが存在する周波数帯域の高低を比較することにより、ヒトの思考の複雑さの程度を判定することが可能になり、最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ のピークが存在する周波数帯域が高いほど、被検者はより複雑な思考を行っている。

10 【0055】例えば、事前に演算部5において、60~65Hz帯域における最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ に対する閾値として、「0.8以上で中程度の複雑な思考状態、1.0以上で高程度の複雑な思考状態」と設定することにより、最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ の算出結果と閾値の大小関係の判断により自動的に評価が行われる。

【0056】また、従来行われていた商用周波数未滿の周波数帯域に対する解析結果をみると、被検者の思考の複雑さの変化を十分には捉えきれず、この周減数帯域を解析対象としても、ヒトの思考の複雑さの程度を測定することは不可能である。

【0057】なお、本実施例において、第2の実施例と同様に相関次元 $D_i$ の基準値 $d_i$ を算出した場合の結果は、第1の実施例の結果に対する第2の実施例の結果の関係と同様になった。

【0058】図14~図16は第4の実施例を示し、時系列生体信号として心電を用いている。図14は時系列生体信号として心電センサ14を被検者の胸部に取り付けて心電を測定する説明図を示し、図15は測定された心電信号波形のグラフ図を示し、図16は表示部7に表示されたグラフ図を示している。本実施例においては、第1の実施例における脳波の代りに時系列生体信号として心電を検出することと、演算部5によって抽出する周波数帯域が異なるにと以外は、全て第1の実施例と同様の工程を実施する。

【0059】最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ が表示部7に表示された図16の結果を見ると、基準値 $L_i$ のピークが、(1)閉眼安静では低周波帯域(0.1~0.5Hz)に見られたのが、(2)開眼安静ではより高周波帯域(35~45Hz)にずれ込み、(3)科学技術雑誌通読においては更に高周波帯域(65~70Hz)にずれ込むことが分かる。

【0060】例えば、事前に演算部5において、65~70Hz帯域における最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ に対する閾値として、「0.25以上で中程度の複雑な思考状態、1.0以上で高程度の複雑な思考状態」と設定することにより、最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ の算出結果と閾値の大小関係の判断により自動的に評価が行われる。

50 【0061】また、従来行われていた商用周波数未滿の

周波数帯域に対する解析結果をみると、被検者の思考の複雑さの変化を十分には捉えきれておらず、この周減数帯域を解析対象としても、ヒトの思考の複雑さの程度を測定することは不可能なことが分かる。

【0062】なお本実施例において、第2の実施例と同様に相関次元 $D_i$ の基準値 $d_i$ を算出した場合の結果は、第1の実施例の結果に対する第2の実施例の結果の関係と同様になった。

【0063】図17～図19は第5の実施例を示し、時系列生体信号として筋電信号を用いた場合である。図17は被検者の眼の横に筋電センサ15を取り付けて筋電を測定する方法の説明図を示し、図18は本実施例において測定された筋電信号波形のグラフ図、図19は表示部7に表示されたグラフ図を示している。

【0064】本実施例においては、時系列生体信号として筋電を検出することと、演算部5によって抽出する周波数帯域が異なること以外は、全て第1の実施例と同様の工程を実施する。また、本実施例において演算部5によって抽出される周波数帯域は、例えば0.1～60Hzの周波数帯域を約2Hzごとに分割した周波数帯域を設定し(ハムノイズを含む46～54Hzは除く)、0.1～2Hz、2～4Hz、4～6Hz、6～8Hz、8～10Hz、10～12Hz、12～14Hz、14～16Hz、16～18Hz、18～20Hz、20～22Hz、22～24Hz、24～26Hz、26～28Hz、28～30Hz、30～32Hz、32～34Hz、34～36Hz、36～38Hz、38～40Hz、40～42Hz、42～44Hz、44～46Hz、54～56Hz、56～58Hz、58～60Hzの各周波数帯域を持つ時系列デジタル信号を得ることができる。

【0065】図19の最大リアブノフ数の基準値 $L_i$ のグラフ図から、最大リアブノフ数の基準値 $L_i$ のピークが、(1)閉眼安静では低周波帯域(0.1～0.5Hz)に見られたのが、(2)開眼安静ではより高周波帯域(36～40Hz)にずれ込み、(3)科学技術雑誌通読においては更に高周波帯域(40～44Hz)にずれ込むことが分かる。

【0066】例えば、事前に演算部5において54～56Hz帯域における最大リアブノフ数の基準値 $L_i$ に対する閾値として、「0.4以上で中程度の複雑な思考状態、0.9以上で高程度の複雑な思考状態」と設定することにより、最大リアブノフ数の基準値 $L_i$ の算出結果と閾値の大小関係の判断により自動的に評価が行われる。

【0067】また、従来行われていた商用周波数未満の周波数帯域に対する解析結果をみると、被検者の思考の複雑さの変化を十分には捉えきれておらず、この周減数帯域を解析対象としても、ヒトの思考の複雑さの程度を測定することは不可能なことが分かる。

【0068】なお、本実施例において、第2の実施例と同様に相関次元 $D_i$ の基準値 $d_i$ を算出した場合の結果は、第1の実施例の結果に対する第2の実施例の結果の関係と同様になった。

【0069】図20～図22は第6の実施例を示し、時系列生体信号として呼気を用いた場合であり、図20は被検者の鼻の中に呼気センサ16を取り付けて呼気を測定する場合の説明図、図21は測定された呼気信号波形のグラフ図、図22は表示部7に表示されたグラフ図を示している。

【0070】ただし、図22における46～54Hzの周波数帯域に関しては補完して表示している。図22の結果を見ると、最大リアブノフ数の基準値 $L_i$ のピークが、(1)閉眼安静では低周波帯域(0.1～2Hz)に見られたのが、(2)開眼安静ではより高周波帯域(32～40Hz)にずれ込み、(3)科学技術雑誌通読においては更に高周波帯域(36～44Hz)にずれ込んでいる。

【0071】例えば、事前に演算部5において、54～56Hz帯域における最大リアブノフ数の基準値 $L_i$ に対する閾値として、「0.5以上で中程度の複雑な思考状態、1.0以上で高程度の複雑な思考状態」と設定することにより、最大リアブノフ数の基準値 $L_i$ の算出結果と閾値の大小関係の判断により自動的に評価が行われる。

【0072】また、従来行われていた商用周波数未満の周波数帯域に対する解析結果をみると、被検者の思考の複雑さの変化を十分には捉えきれておらず、この周減数帯域を解析対象としても、ヒトの思考の複雑さの程度を測定することは不可能なことが分かる。

【0073】なお、本実施例において、第2の実施例と同様に相関次元 $D_i$ の基準値 $d_i$ を算出した場合の結果は、第1の実施例の結果に対する第2の実施例の結果の関係と同様になった。

【0074】図23、図24は第7の実施例を示し、図2と同様の装置を書類の校正作業を一定時間行う被検者に対して適用し、更に計測結果を被検者に帰還して刺激を与えるように制御している。図23は処理装置を示し、図2に示した装置に対して、演算部5に制御部21を介して被検者に刺激マッサージチェア22が接続されている。制御部102は演算部5からの制御信号に応じてマッサージチェア22の動作を制御する。

【0075】本実施例において、被検者は10分間に渡り書類の校正作業を行うこととした。この作業において、第1の実施例と同様に測定を行うのであるが、生体情報として脳波を実時間で観測するために、データ保持部4に事前に設定した例えば時間間隔5秒の脳波データを記録するごとに、演算部5以下の処理が随時行われる。

【0076】ここで、演算部5には予め415～455

Hzの周波数帯域のリアプノフ数の基準値 $L_i$ に対する閾値が定めてあり、算出されたリアプノフ数の基準値 $L_i$ との関係に応じて、刺激装置として被検者が座るマッサージチェア22に対して以下の規定の制御信号を送る。

【0077】

$L_i < 0.5$  : 高速運転

$0.5 \leq L_i < 1.0$  : 低速運転

$L_i \geq 1.0$  : 停止

【0078】これにより、415～455Hzの周波数帯域のリアプノフ数の基準値 $L_i$ が低下、即ち疲労等の影響により複雑な思考活動が低下すると、被検者はマッサージチェア22によるマッサージを受けることになり、疲労を軽減することが可能となり、結果として複雑な思考活動の回復を得ることができる。また、マッサージチェア22の運転が長時間継続した場合に、被検者は自身の思考活動の低下を認識し、適宜休息を取ることを選択することも可能となる。

【0079】図24は被検者の脳波において415～455Hzの周波数帯域のリアプノフ数の基準値 $L_i$ を5秒間隔ごとに表示したグラフ図を示す。

【0080】なお本実施例では、刺激装置としてマッサージチェア22を使用したが、これ以外にも、例えば低周波治療器などの生体に対して有用な刺激を与える装置の使用も可能である。

【0081】また生体情報として、脈波・心電・筋電・呼吸を使用した場合も、第3～第6の実施例で説明したように、適切な周波数帯域と演算部5における閾値を設定することにより、同様の効果を得ることができる。また、演算部5における解析方法として、第2の実施例で説明したように相関次元解析を行った場合も、同様の効果を得ることができる。

【0082】図25～図30は第8の実施例を示し、被検者に与える賦活として匂いを用い、その匂いに対する被検者の好みを判定した。図25は被検者に匂い賦活を与える方法の説明図、図26は生体信号として脳波を用いた場合の表示部7に表示されたグラフ図、図26は脈波を用いた場合のグラフ図、図27は心電を用いた場合のグラフ図、図28は筋電を用いた場合のグラフ図、図30は呼吸を用いた場合のグラフ図を示している。

【0083】本実施例においては、先の実施例における匂いを用いて賦活を与えること以外は、全て先の実施例と同様の工程を実施する。ここで匂いによる賦活は、図25に示すように臭気発生部23により発生したそれぞれの匂いが、チューブ24を通じて、被検者が装着した臭気マスク25に送られることにより被検者に与えられる。匂いの賦活として、(1)無臭、(2)ラベンダー臭、(3)アンモニア臭の3種類の賦活を被検者に与え、それぞれに対する最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ を算出した。

【0084】また、上記の工程を行った後に、被検者に対しこれらの3種類の匂いに関する好みについてアンケートを行ったところ、それぞれ(1)好きでも嫌いでもない(2)好き、(3)嫌いとの結果が得られた。

【0085】図26～図30のグラフ図を見ると、それぞれの生体信号の基本律動が異なることから、絶対的な周波数帯域は異なるものの、全ての生体信号において最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ のピークが、(1)好きでも嫌いでもない匂いの場合には低周波帯域に見られたのが、(2)好きな匂いの場合には高周波帯域にずれ込み、(3)嫌いな匂いの場合には更に高周波帯域にずれ込むことが分かり、定性的な傾向が一致していることが分かる。

【0086】この結果と、事前に行ったアンケートから得られた被検者の3種類の匂いに対する好みの傾向を合わせて考えることにより、最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ のピークが存在する周波数帯域の高低を比較することにより、匂いに対する好き・嫌い等の人の情動を測定することが可能になる。

【0087】本実施例の場合には、最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ のピークが存在する周波数帯域が高いほど、被検者はより嫌悪感を感じている。更に、或る周波数帯域でのそれぞれの賦活における最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ の大きさを比較することにより、匂いに対する被検者の好き・嫌い等の情動を定量的に測定することが可能となる。

【0088】即ち、生体信号として脳波を用いる場合は、例えば事前に演算部5において、495～535Hz帯域における最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ に対する閾値として、「1.0以上で好意感、1.2以上で嫌悪感」と設定する。

【0089】また、脈波を用いる場合には、70～75Hz帯域における基準値 $L_i$ に対する閾値として、「1.0以上で好意感、2.0以上で嫌悪感」と設定し、心電を用いる場合には、70～75Hz帯域における基準値 $L_i$ に対する閾値として、「1.0以上で好意感、1.8以上で嫌悪感」と設定する。更に、生体信号として筋電を用いる場合には、54～56Hz帯域における基準値 $L_i$ に対する閾値として、「0.6以上で好意感、2.0以上で嫌悪感」と設定し、呼吸を用いる場合には、54～56Hz帯域における基準値 $L_i$ に対する閾値として、「0.5以上で好意感、1.7以上で嫌悪感」と設定する。

【0090】このように、それぞれの場合において演算部5において閾値を設定することにより、最大リアプノフ数の基準値 $L_i$ の算出結果と閾値の大小関係の判断から自動的に評価が行われるので、本装置によって匂いに対する被検者の好き・嫌い等の情動の程度を測定することができる。

【0091】またここで、従来行われていた生体信号の

商用周波数未満の周波数帯域に対する解析結果をみると、匂いに対する被検者の好き・嫌いの情動の変化を十分には捉えきれておらず、この周波数帯域を解析対象としても、匂いに対するヒトの好き・嫌いの情動の程度を測定することは不可能なことが分かる。

【0092】なお、実施例において、第2の実施例と同様に相関次元の基準値  $d_i$  を算出した場合の結果は、第1の実施例の結果に対する第2の実施例の結果の関係と同様に、本実施例の結果と同じになった。

【0093】このように第1～第8の実施例によれば、10 時系列に測定された生体信号において、商用周波数以上の帯域を一部に含む高周波数帯域に対して数処理、つまり実施例ではカオス解析による最大リアプノフ数の算出、相関次元数の算出することによって、被検者の思考の複雑さ及び心理的・生理的反応等の被検者の高次な情動を反映する生体情報を定量的に測定することが可能となる。また、これら生体情報の時間変化を利用して、実時間の制御システムを実現することもできる。

【0094】なお以上の実施例では、被検者から時系列に測定された生体信号に対して、それぞれの実施例中に 20 記した周波数帯域ごとに濾波を行ったが、商用周波数以上の帯域を一部を含む高周波数帯域として、これ以外の帯域を抽出した場合にも、本実施例と同様に生体情報の定量的な測定が可能である。

【0095】

【発明の効果】以上説明したように本発明に係る生体信号解析方法及び装置は、生体信号の複数の特に高周波帯域の時系列生体信号に数処理を施すことによって、従来困難であった情動や思考、心理状態、或いは神経系の安定度などに関する高度な生体情報を計測することが可 30 能となる。

【0096】また、このように高周波帯域の時系列生体信号を用いることによって、生体情報の高速な時間変化を観測することが可能となる。

【0097】更に、これら生体情報の時間変化を利用して実時間の制御システムを実現することもできる。

【図面の簡単な説明】

【図1】処理工程の説明図である。

【図2】第1の実施例の処理装置の構成図である。

【図3】時系列生体信号としての脳波の測定方法の説明 40 図である。

【図4】測定された脳波信号のグラフ図である。

【図5】5～45Hzの脳波信号のグラフ図である。

【図6】295～335Hzの脳波信号のグラフ図である。

【図7】演算部における処理のフローチャート図である。

【図8】表示部に表示されたグラフ図である。

【図9】第2の実施例の演算部における処理のフローチャート図である。

【図10】表示部に表示されたグラフ図である。

【図11】第3の実施例の時系列生体信号としての脈波の測定方法の説明図である。

【図12】測定された脈波信号のグラフ図である。

【図13】表示部に表示されたグラフ図である。

【図14】第4の実施例の時系列生体信号としての心電の測定方法の説明図である。

【図15】測定された心電信号のグラフ図である。

【図16】表示部に表示されたグラフ図である。

【図17】第5の実施例の時系列生体信号としての筋電の測定方法の説明図である。

【図18】測定された筋電信号のグラフ図である。

【図19】表示部に表示されたグラフ図である。

【図20】第6の実施例の時系列生体信号としての呼気の測定方法の説明図である。

【図21】測定された呼気信号のグラフ図である。

【図22】表示部に表示されたグラフ図である。

【図23】第7の実施例の処理装置の構成図である。

【図24】表示部に表示された時間変化のグラフ図である。

【図25】第8の実施例の匂いの賦活を与える方法の説明図である。

【図26】脳波を用いた場合に表示部に表示されたグラフ図である。

【図27】脈波を用いた場合に表示部に表示されたグラフ図である。

【図28】心電を用いた場合に表示部に表示されたグラフ図である。

【図29】筋電を用いた場合に表示部に表示されたグラフ図である。

【図30】呼気を用いた場合に表示部に表示されたグラフ図である。

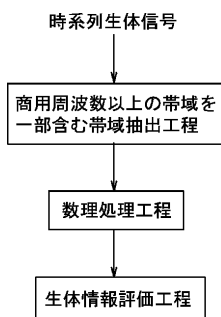
【符号の説明】

- 1 脳波測定部
- 2 増幅器
- 3 A/D変換部
- 4 データ保持部
- 5 演算部
- 6 外部記憶部
- 7 表示部
- 8 印刷部
- 11 電極
- 12 ペースト
- 13 脈波センサ
- 14 心電センサ
- 15 筋電センサ
- 16 呼気センサ
- 21 制御部
- 22 マッサージチェア
- 23 臭気発生部

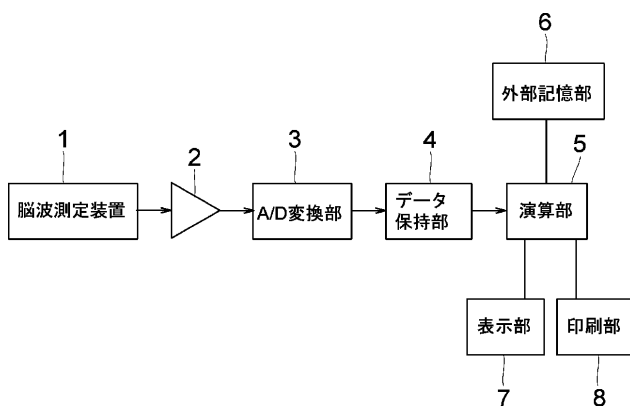
2.4 チューブ

\* \* 2.5 臭気マスク

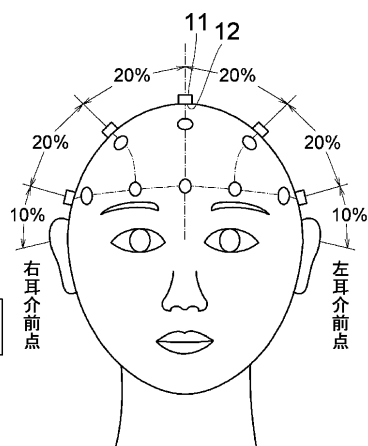
【図1】



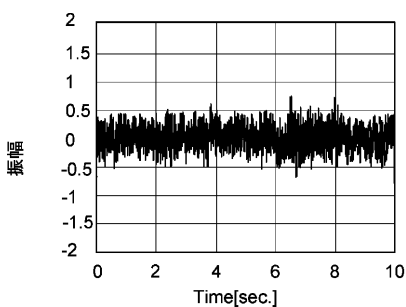
【図2】



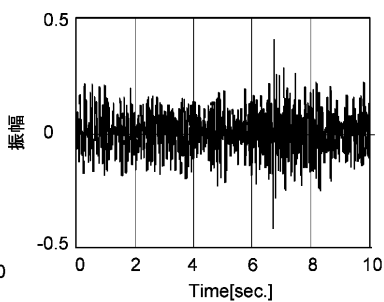
【図3】



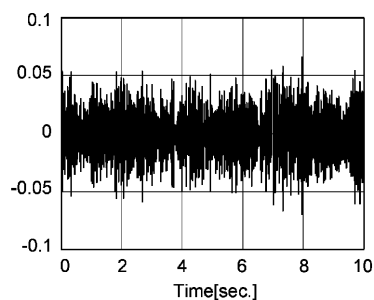
【図4】



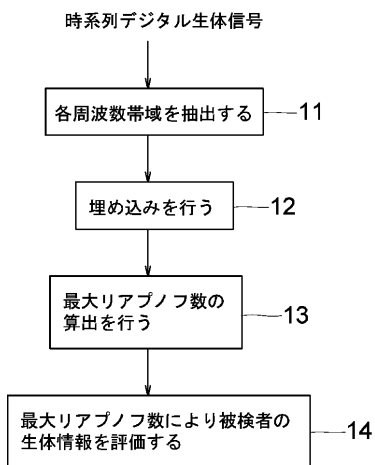
【図5】



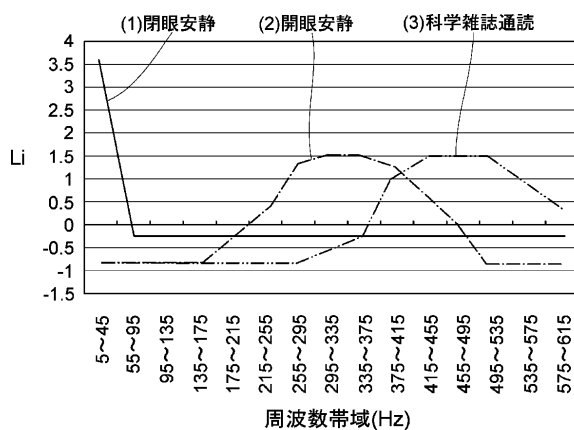
【図6】



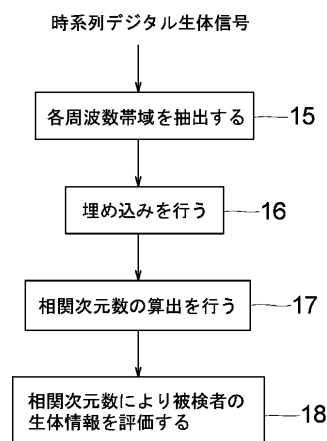
【図7】



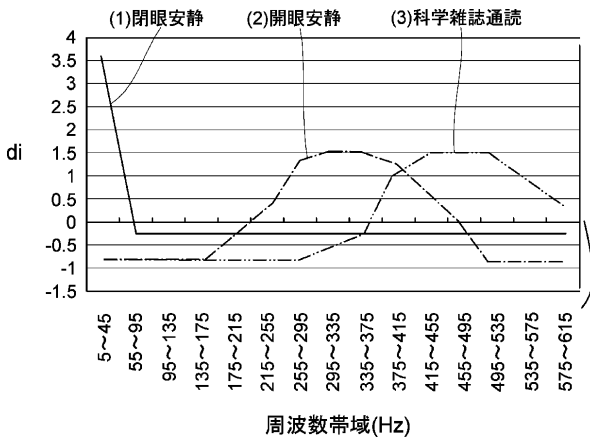
【図8】



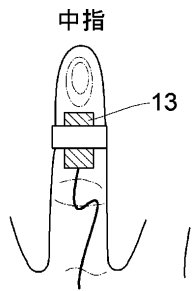
【図9】



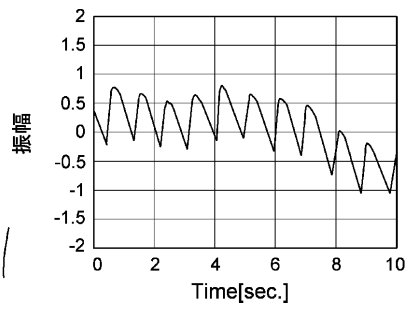
【図10】



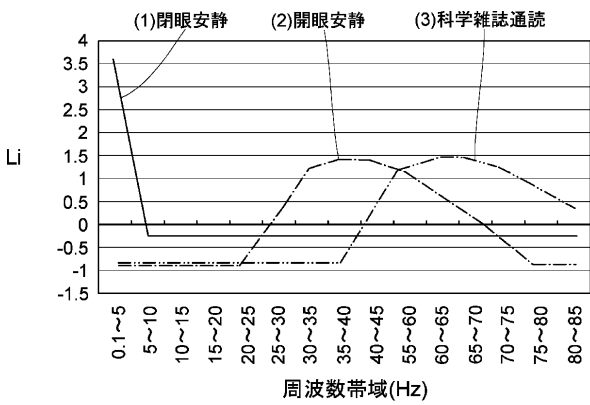
【図11】



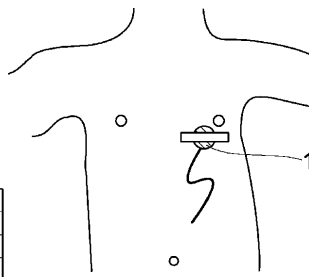
【図12】



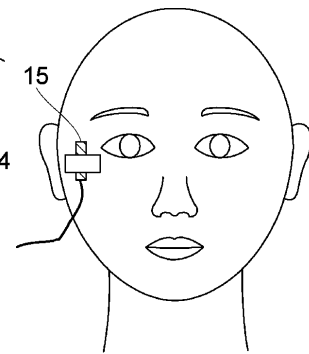
【図13】



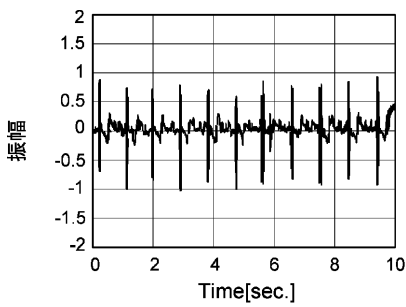
【図14】



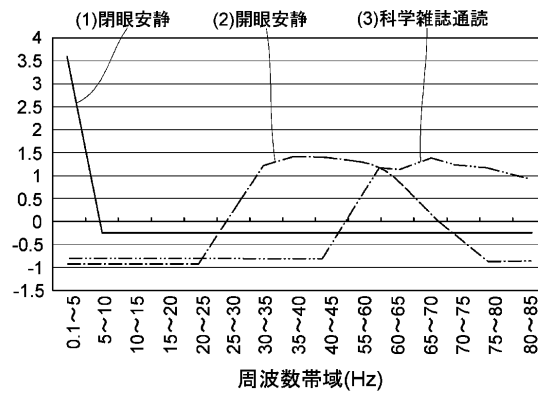
【図17】



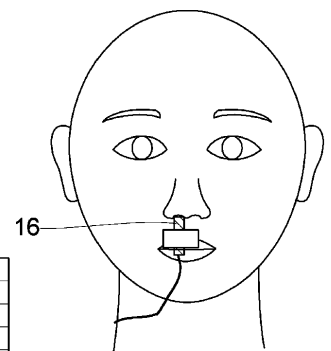
【図15】



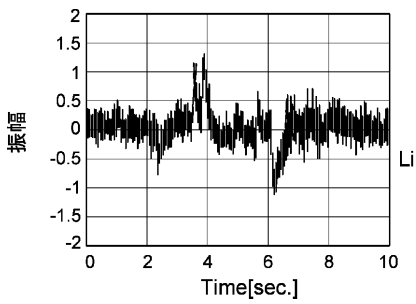
【図16】



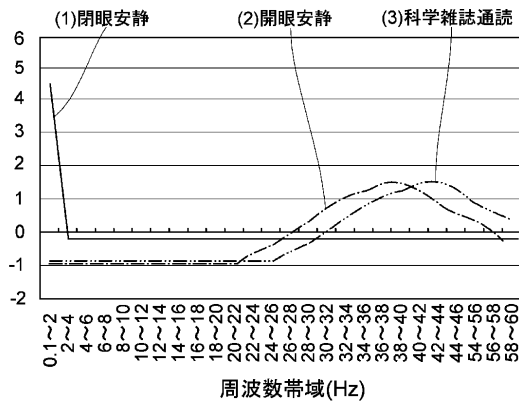
【図20】



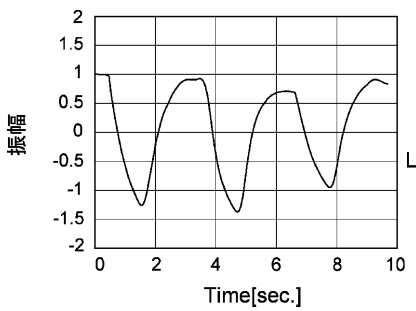
【図18】



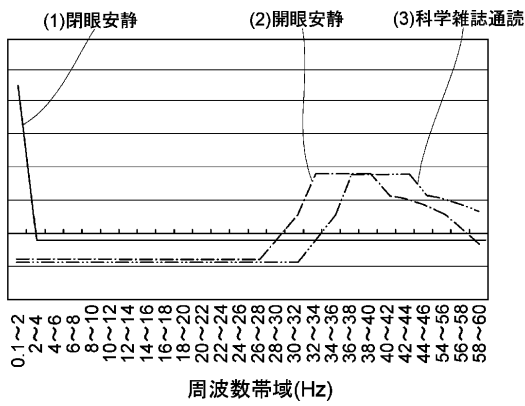
【図19】



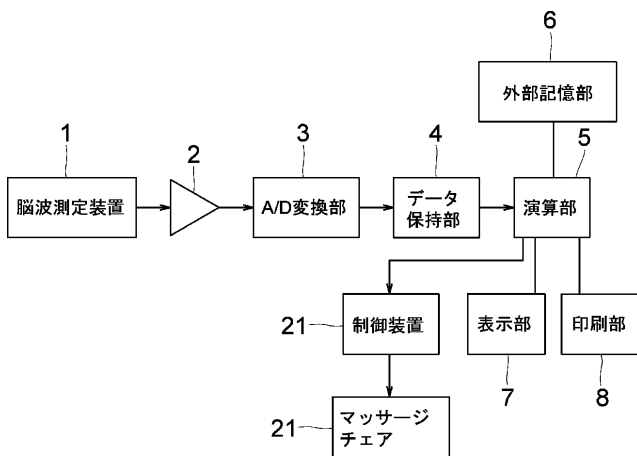
【図21】



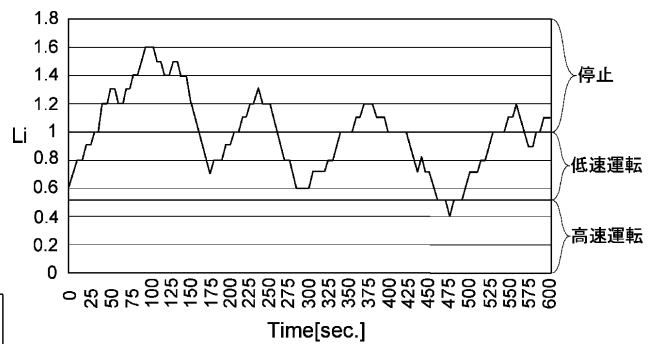
【図22】



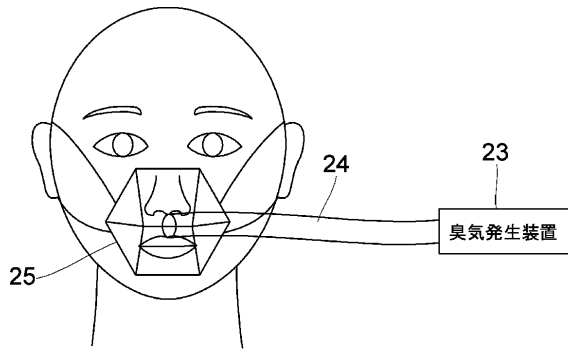
【図23】



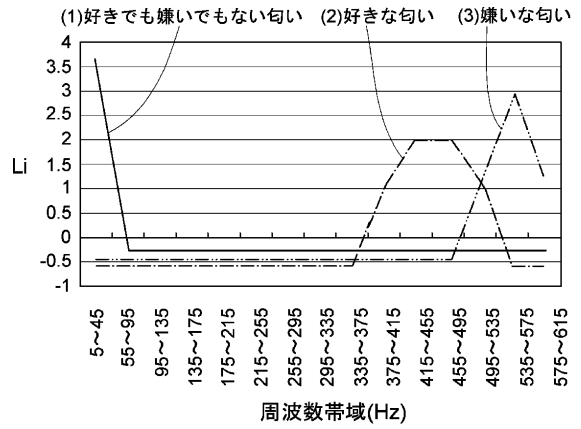
【図24】



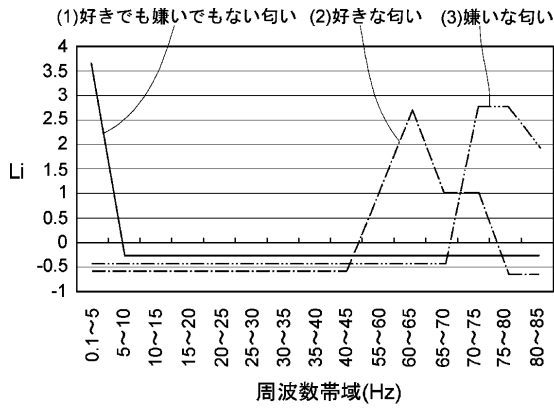
【図25】



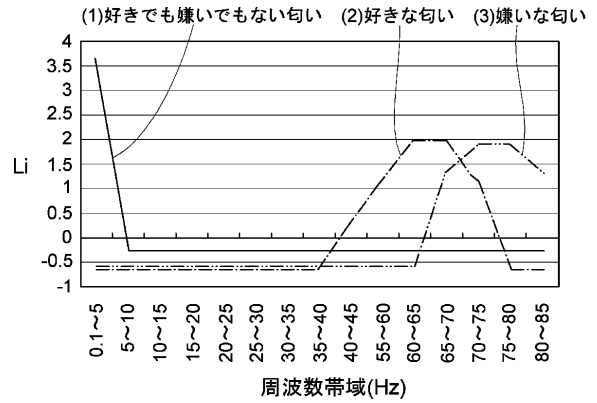
【図26】



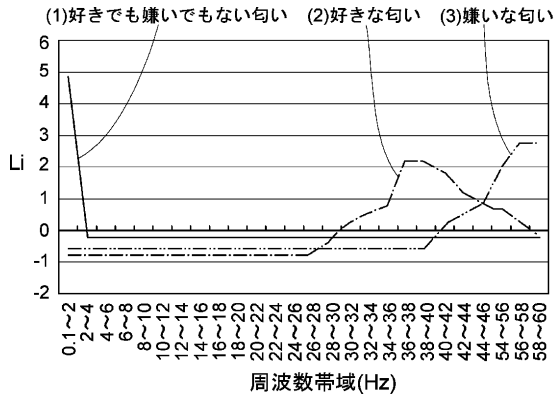
【図27】



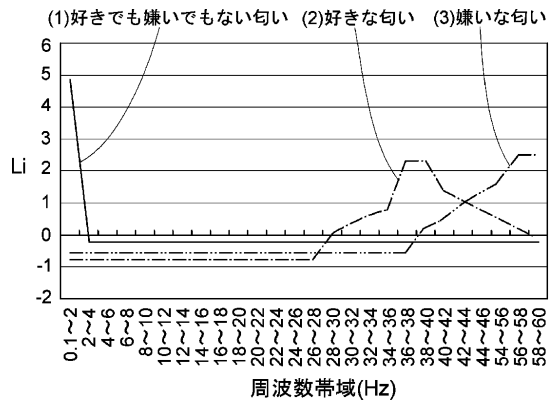
【図28】



【図29】



【図30】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>  
A 6 1 B 5/08

識別記号

F I  
A 6 1 B 5/04

テマコード(参考)  
3 3 0

(72)発明者 雲見 日出也  
東京都大田区下丸子三丁目30番2号 キヤ  
ノン株式会社内

(72)発明者 菅野 恒裕  
東京都大田区下丸子三丁目30番2号 キヤ  
ノン株式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA09 AB06 AC15 BC01 BC11  
BD01 FF05  
4C027 AA03 AA04 CC00 FF01 FF02  
GG10 GG15 KK03 KK05  
4C038 SX07

专利名称(译)	生体信号解析方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2002017687A</a>	公开(公告)日	2002-01-22
申请号	JP2000206415	申请日	2000-07-07
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	野村修 上井隆 雲見日出也 菅野恒裕		
发明人	野村 修 上井 隆 雲見 日出也 菅野 恒裕		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0245 A61B5/0452 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/08		
FI分类号	A61B5/00.G A61B5/08 A61B5/02.310.Z A61B5/04.312.C A61B5/04.322 A61B5/04.330		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AB06 4C017/AC15 4C017/BC01 4C017/BC11 4C017/BD01 4C017/FF05 4C027/AA03 4C027/AA04 4C027/CC00 4C027/FF01 4C027/FF02 4C027/GG10 4C027/GG15 4C027/KK03 4C027/KK05 4C038/SX07 4C117/XA01 4C117/XB17 4C117/XB18 4C117/XE14 4C117/XE17 4C117/XE18 4C117/XE19 4C117/XE24 4C117/XJ05 4C117/XJ13 4C117/XJ17 4C117/XJ19 4C117/XJ21 4C117/XJ31 4C127/AA03 4C127/AA04 4C127/CC00 4C127/FF01 4C127/FF02 4C127/GG10 4C127/GG15 4C127/KK03 4C127/KK05		
代理人(译)	日比谷幸彦		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：高速获取生物的定量信息。 SOLUTION：作为生物信号，从脑电图，脉搏波，心电图，肌电图和呼气等时序生物信号中提取包括一部分高频带的频段，并计算李雅普诺夫数并计算相关维数。通过进行任何混沌分析的数学处理来估计混沌特性，并且通过结果的数值信息来评估生物的情感信息。

