

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2010年8月19日(19.08.2010)

PCT

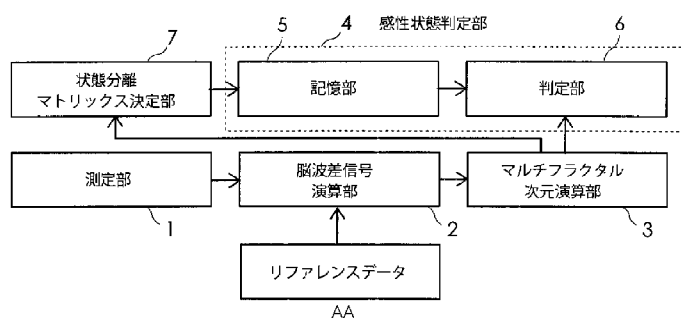
(10) 国際公開番号
WO 2010/093007 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0476 (2006.01) A61B 5/16 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/052037
 - (22) 国際出願日: 2010年2月12日(12.02.2010)
 - (25) 国際出願の言語: 日本語
 - (26) 国際公開の言語: 日本語
 - (30) 優先権データ:
特願 2009-030391 2009年2月12日(12.02.2009) JP
 - (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立大学法人長岡技術科学大学(NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION NAGAOKA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY) [JP/JP]; 〒9402188 新潟県長岡市上富岡町1603-1 Niigata (JP).
 - (72) 発明者; および
 - (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 中川 匡弘 (NAKAGAWA Masahiro).
 - (74) 代理人: 西浦 ▲嗣▼晴 (NISHIURA Tsuguharu); 〒1070052 東京都港区赤坂一丁目9番13号 三会堂ビルディング8階 西浦特許事務所 Tokyo (JP).
 - (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
 - (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: EMOTIONAL STATE DETERMINING DEVICE

(54) 発明の名称: 感性状態判定装置

[図1]



- 7... STATE SEPARATION MATRIX DETERMINING UNIT
- 4... EMOTIONAL STATE DETERMINING UNIT
- 5... STORAGE UNIT
- 6... DETERMINING UNIT
- 1... MEASURING UNIT
- 2... BRAIN WAVE DIFFERENCE SIGNAL COMPUTING UNIT
- 3... MULTIFRACTAL DIMENSION COMPUTING UNIT
- AA... REFERENCE DATA

(57) Abstract: Disclosed is an emotional state determining device for determining the emotional state of the subject without lowering the determination accuracy even if the brain wave signals used are reduced. A multifractal dimension computing unit (3) determines the multifractal dimension on the basis of the brain wave signals or brain wave difference signals. An emotional state determining unit (4), using data relating to the multifractal dimension as the input, determines in which one of a plurality of kinds of emotional states the subject is on the basis of a determination reference predetermined using brain wave signals acquired from a reference person as reference data. As the multifractal dimension, a generalized potential dimension (vector) $Dq=1/Hq$ which is an inverse of a generalized Hurst exponent Hq determined from the brain wave signals or the brain wave difference signals and which is determined by setting the Hurst exponent characteristic q to predetermined different values is used.

(57) 要約: 使用する脳波信号を減らしても判定精度を低下させることなく被験者の感性状態を判定することができる。

る感性状態判定装置を提供する。マルチフラクタル次元演算部 3 は脳波信号または脳波差信号から、マルチフラクタル次元を求める。感性状態判定部 4 が、基準者から得た脳波信号をリアレンスデータとして用いて予め定めた判定基準に基づいて、マルチフラクタル次元のデータを入力として、被験者が複数種類の感性状態のいずれにあるのかを判定する。マルチフラクタル次元として、脳波信号または脳波差信号から得た一般 Hurst 指数 Hq の逆数からなる一般潜在次元 $Dq = 1/Hq$ の、Hurst 指数特性 q を予め定めた複数の異なる値にして得られる一般潜在次元 (ベクトル) を用いる。

WO 2010/093007 A1

明 細 書

発明の名称：感性状態判定装置

技術分野

[0001] 本発明は、被験者の感性状態を判定することができる感性状態判定装置に関するものである。

背景技術

[0002] ヒトの感性は、一般的に脳の活動によって特徴付けられていると考えられている。脳の活動状態は脳波などにより観測することが可能であり、それによって現在さまざまな研究が行われている。脳波信号は、筋運動を必要とせず、MEGやfMRIなどに比べ、比較的容易に測定でき、脳の活動状態を反映しているという長所を持っているため、様々な分野への応用が注目されている。また、脳波がフラクタル性を持つことが示され、脳波信号にフラクタル解析を施すことにより脳の活動状態を解明しようとする研究が行われてきた [非特許文献1：小河清隆及び中川匡弘が発表した”脳波におけるカオスとフラクタル性”，信学論，Vol. J78-A, No. 2, pp. 161-168, (1995).]、[非特許文献2：小河清隆及び中川匡弘が発表した”On the Chaos and Fractal Properties in EEG Data”，Electronics and Communications in Japan Part II I-Fundamentals Vol. 78-10 pp27-36, (1995).]、[非特許文献3：中川匡弘が発表した”Chaos and Fractals in Engineering”，World Scientific, Inc (1999).]。

[0003] また被験者が測定した複数の脳波信号を予め定めた複数の帯域に分離し、帯域分離した複数の脳波信号から選択した2つの脳波信号の差や積をとることにより、帯域分離した複数の脳波信号の相互相関の信号を作り、この相互相関の信号をフラクタル次元解析することにより得たフラクタル次元を特徴

的に用いて、感性（「怒り」、「悲しみ」、「喜び」、「リラックス」）を定量的に評価する手法として、感性フラクタル次元解析手法が提案されている〔非特許文献4：佐藤高弘及び中川匡弘が発表した”フラクタル次元解析を用いた感情の定量化手法”，信学技報，HIP2002-12，pp. 13-18，2002. 及び特許文献1：特開2004-194924号公報〕。感性フラクタル次元解析手法を利用した技術としては、光トポグラフィによる感性情報解析技術〔非特許文献5：松下晋及び中川匡弘が発表した”光トポグラフィによる感性情報解析”，信学論，Vol. J88-A，No. 8，pp. 994-1001. 〕やヒューマンインターフェースへの応用技術〔非特許文献6：飯塚拓也及び中川匡弘が発表した”脳波のフラクタル次元解析を用いたヒューマンインターフェースへの応用”，信学技報，CAS2005-42，NLP2005-54，（2005）. 〕などもある。

[0004] さらに人の感性を定量的に評価する手法として、脳波のフラクタル性を特徴量とした感性フラクタル次元解析手法が提案されている〔非特許文献7：伊藤直子，小森幸樹，中川匡弘，”マルチフラクタル解析による脳波の時空間特性に関する研究”，通信技報，MBE95-70, 1995. 〕。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2004-194924号公報

非特許文献

[0006] 非特許文献1：”脳波におけるカオスとフラクタル性”，信学論，Vol. J78-A，No. 2，pp. 161-168，（1995）.

非特許文献2：”On the Chaos and Fractal Properties in EEG Data”，Electronics and Communications in Japan Part III-Fundamentals Vol. 78-10 pp27-36，（1995）

非特許文献3：”Chaos and Fractals in Engin

eering”, World Scientific, Inc (1999)

非特許文献4: ”フラクタル次元解析を用いた感情の定量化手法”, 信学技報, HIP2002-12, pp. 13-18, 2002.

非特許文献5: ”光トポグラフィによる感性情報解析”, 信学論, Vol. J88-A, No. 8, pp. 994-1001.

非特許文献6: ”脳波のフラクタル次元解析を用いたヒューマンインターフェースへの応用”, 信学技報, CAS2005-42, NLP2005-54, (2005).

非特許文献7: 伊藤直子, 小森幸樹, 中川匡弘, ”マルチフラクタル解析による脳波の時空間特性に関する研究”, 通信技報, MBE95-70, 1995.

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0007] 従来知られているマルチフラクタル次元を用いる場合には、精度を下げることなく、測定する脳波信号の数を減らすことができない問題があった。
- [0008] 本発明の目的は、使用する脳波信号を減らしても判定精度を低下させることなく被験者の感性状態を判定することができる感性状態判定装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

- [0009] 本発明の感性状態判定装置は、マルチフラクタル次元演算部と、感性状態判定部とを備える。マルチフラクタル次元演算部は、1以上の領域から測定した1以上の脳波信号または被験者の脳の複数の領域から測定した複数の脳波信号から選択した1組以上の2つの異なる前記脳波信号の1以上の脳波差信号から、マルチフラクタル次元を求める。脳波差信号を得る場合には、脳波差信号演算部を更に備えていればよい。脳波差信号演算部は、被験者の脳の複数の領域から測定した複数の脳波信号から、順列組み合わせにより選択した複数組の2つの異なる前記脳波信号についてそれぞれ差信号を求め、これら差信号を1以上の脳波差信号として出力する。脳波差信号を用いない場

合には、脳波信号をそのままマルチフラクタル次元演算部に入力する。具体的なマルチフラクタル次元演算部は、解析を行う場合には、微小時間間隔毎に差信号を求め、この微小時間間隔毎に求めた差信号について感性フラクタル次元解析を行って微小時間間隔毎のマルチフラクタル次元を求める。

[0010] そして本発明では、感性状態判定部が、予め定めた複数種類の感性状態（安静状態、喜び状態、悲しみ状態、華やかな印象を持つ状態、質素だなと思う状態のように、人が感性で感じる種々の状態）になることができる基準者から得た複数種類の感性状態における1以上の脳波信号または1以上の脳波差信号をリファレンスデータとして用いて予め定めた判定基準に基づいて、マルチフラクタル次元のデータを入力として、被験者が複数種類の感性状態のいずれにあるのかを判定する。ここで基準者は、一般的な感性を持っている者が好ましいが、被験者自身であってもよい。

[0011] 感性状態判定部は、判定基準を記憶する記憶部と、判定基準とマルチフラクタル次元のデータとに基づいて被験者が安静状態、複数種類の感性状態のいずれにあるかを判定する判定部とを備えている。記憶部に記憶されている判定基準は、次のように定める。まず基準者から得た複数種類の感性状態におけるリファレンスデータとしての1以上の脳波信号または1以上の脳波差信号から、該1以上の脳波信号または1以上の脳波差信号から基準用のマルチフラクタル次元を求める。そして、複数種類の感性状態におけるマルチフラクタル次元が判定部にそれぞれ入力されたときに、判定部が入力されたマルチフラクタル次元に対応する感性状態を正しく判定するように判定基準が定められている。

[0012] 本発明では、マルチフラクタル次元として、1以上の脳波信号または1以上の脳波差信号から得た、一般Hurst指数 H_q の逆数からなる一般潜在次元 $D_q = 1/H_q$ のHurst指数特性 q を予め定めた n 個の異なる値（ $q_1 \sim q_n$ ）（但し $q_1 \sim q_n$ は正の数： n は2以上の正の整数）にして、それぞれ得られる一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ を用いる。

[0013] 一般Hurst指数 H_q は、以下の式で表される。以下の式で、 τ は時系列デー

タのサンプリング周期である。そして $\sigma_q(\tau)$ は、時系列 $F(t)$ に値する一般モーメントである。

[数1]

$$H_q = \frac{1}{q} \frac{\partial \log \sigma_q(\tau)}{\partial \log \tau}$$

[0014] 本発明は、一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ が、感性状態を判定するのに有効な次元であることを発見したに基づいている。従来、一般Hurst指数 H_q は、上記式中の q を $q=2$ （固定）として、アフィンフラクタル次元を推定するために用いられていた。発明者が、一般Hurst指数 H_q の q を複数の異なる値（ $q_1 \sim q_n$ ）にして複数の一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ を求めたところ、各種の感性状態において、 q の値に対する複数の一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ の分散に違いがあることが判った。

[0015] この知見に基づいて、一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ をマルチフラクタル次元として感性解析を行ったところ、感性解析を有効に行えることが確認できた。この一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ をマルチフラクタル次元として用いると、上記式の q の値を増やすことにより、任意の数のマルチフラクタル次元を得ることができ。

[0016] 例えば検出した脳波信号または脳波差信号が一つであっても、 q の値を5種類採用して5種類の一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_5}$ を求めて感性解析を行えば、5種類の脳波信号または脳波差信号を用いて感性解析を行う場合と同様の感性についての情報を得ることができる。

[0017] その結果、本発明によれば、使用する脳波信号の数が少ない場合（使用する脳波波形が1つ）でも、 q の値を増やすことにより精度を低下させることなく、感性解析を有効に行える。

[0018] なお判定部は、線形写像判別法により下記の判定式を用いて判定するように構成することができる。但し、 m は2以上の正の整数、 x は1以上の脳波

信号または 1 以上の脳波差信号の数を p としたときに $x = p \times n$ で表される数である。

[数2]

$$\begin{pmatrix} C_{1,1} & C_{1,2} & \cdots & C_{1,x} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ C_{m,1} & C_{m,2} & \cdots & C_{m,x} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_1 \\ \vdots \\ y_x \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} d_1 \\ d_2 \\ \vdots \\ d_m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} z_1 \\ z_2 \\ \vdots \\ z_m \end{pmatrix}$$

[0019] 前記式において

[数3]

$$\begin{pmatrix} C_{1,1} & C_{1,2} & \cdots & C_{1,x} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ C_{m,1} & C_{m,2} & \cdots & C_{m,x} \end{pmatrix}$$

[0020] は線形写像である状態分離マトリックスであり、

[数4]

$$\begin{pmatrix} y_1 \\ \vdots \\ y_x \end{pmatrix}$$

[0021] は入力信号ベクトルであり、

[数5]

$$\begin{pmatrix} d_1 \\ d_2 \\ \vdots \\ d_m \end{pmatrix}$$

[0022] は定数ベクトルであり、

[数6]

$$\begin{pmatrix} z_1 \\ z_2 \\ \vdots \\ z_m \end{pmatrix}$$

[0023] は複数種類の感性状態を判定するための感性の状態を示す演算結果である。

[0024] 前述の状態分離マトリックスが判定基準となる。脳波差信号を用いる場合には、このような状態分離マトリックスを得るために、状態分離マトリックス決定部をさらに備えていてもよい。状態分離マトリックス決定部は、複数種類の感性状態のいずれかにある基準者の脳の2以上の領域から測定した2以上の脳波信号から、例示した1組以上の2つの異なる脳波信号について脳波差信号を脳波差信号演算部により求める。そしてマルチフラクタル次元演算部により1以上の脳波差信号からマルチフラクタル次元を求めて、マルチフラクタル次元を判定式の入力信号ベクトルとして入力し、基準者が複数種類（m種類）の感性状態のいずれかにあるときに、それぞれ判定式の演算結果がそれらの状態を示すように、状態分離マトリックス及び定数ベクトルを事前に決定する。

[0025] また感性状態判定部は、判断基準としてニューラルネットを用いて感性状態を判定するように構成することができる。複数の脳波差信号を用いる場合

、ニューラルネットは、その内部状態を次のように決定する。まず基準者から得た複数種類（ m 種類）の感性状態における複数の脳波信号から複数の脳波差信号を演算し、該複数の脳波差信号のそれぞれからマルチフラクタル次元を求め、複数種類（ m 種類）の感性状態におけるマルチフラクタル次元を複数種類（ m 種類）の学習用入力パターンと定め、複数種類（ m 種類）の学習用入力パターンから所定時間幅間隔で規則正しくまたは不規則に選択した学習用入力パターンのデータを順次入力として学習を行って内部状態を決定する。

[0026] 判断基準として、このようなニューラルネットを判断基準として用いると、線形写像の状態分離マトリックスを判断基準として用いる場合よりも、判定精度を高めることができる。特に、ニューラルネットの内部状態を学習により決定する場合に、複数の感性状態におけるマルチフラクタル次元を複数種類の学習用入力パターンと定めて、これら複数種類の学習用入力パターンから所定時間幅間隔で規則正しくまたは不規則に選択した学習用入力パターンのデータを順次入力として学習を行ってニューラルネットの内部状態を決定すると、短い学習時間で内部状態を精度の高い判定をするのに必要なレベルまで高めることができる。

[0027] 被験者の頭部部分に1つの測定用の電極を配置して、1以上の脳波信号を測定し、1つの脳波信号をそのまま用いる場合に、状態マトリックス決定部を用いてもよい。脳波差信号ではなく、脳波信号をそのまま用いる場合には、ノイズの影響を受けることは否めない。しかしながら脳波信号を直接用いる場合であっても、脳波差信号を用いる場合より、上記一般Hurst指数 H_q の q の値を増やすことにより、感性解析を行う場合に必要な情報を得ることができるので、実用上は問題がない。

図面の簡単な説明

[0028] [図1]本発明の感性状態判定装置の実施の形態の一例の構成を概略的に示すブロック図である。

[図2] 16チャンネルの電極の配置図である。

[図3]信号の切り出しを説明するために用いる図である。

[図4]一般Hurst指数のスケーリング特性を示す図である。

[図5]1-2チャンネルの脳波差信号についての一般Hurst指数の解析結果例を示す図である。

[図6]脳波測定によって得られる16チャンネルの脳波信号のうち、順列組み合わせにより選択した複数組の2つの異なる脳波信号についてそれぞれ差信号を求め、感性マルチフラクタル次元解析を差信号毎に施した平均の結果（感性出力平均値）の一例を示す図である。

[図7]図6の結果から画像を見ているタスクの「華やか」の感性出力値を取り出したものの上に、アンケート結果を重ねて表示した図である。

[図8]図6の結果から画像を見ているタスクの「質素」の感性出力値を取り出したものの上に、アンケート結果を重ねて表示した図である。

[図9]従来手法と本実施の形態の相関係数を比較する図である。

[図10]脳波測定によって得られる1チャンネルの脳波信号について、感性マルチフラクタル次元解析を施した結果（感性出力平均値）の一例を示す図である。

[図11]図10の結果から画像を見ているタスクの「華やか」の感性出力値を取り出したものの上に、アンケート結果を重ねて表示した図である。

[図12]図10の結果から画像を見ているタスクの「質素」の感性出力値を取り出したものの上に、アンケート結果を重ねて表示した図である。

[図13]ニューラルネットを利用した本発明の感性状態判定装置の他の実施の形態の構成を示す図である。

[図14]脳波信号をそのまま入力とする本発明の他の実施の形態の構成の概要を示すブロック図である。

発明を実施するための最良の形態

[0029] 以下図面を参照して本発明の実施の形態の一例を詳細に説明する。図1は、本発明の感性状態判定装置の実施の形態の一例の構成を概略的に示すブロック図である。なおこの実施の形態では、本発明を一般化して説明するため

に、側頭葉を含む16ヶ所の脳の領域から測定した16チャンネルの脳波信号を用いるものとして説明する。なお実際的には、後に説明するように、1チャンネルの脳波信号のみを用いる場合でも、また2チャンネルの脳波信号の脳波差信号を用いる場合にも、当然にして本発明を適用できる。

[0030] 本実施の形態では、感性マルチフラクタル次元解析法を用いた信号処理と判定処理によって、人間（被験者）の複数種類の感性状態を定量的に評価する。図1に示した感性状態判定装置は、1以上の脳波差信号を用いる基本的な実施の形態の構成部として、測定部1と、脳波差信号演算部2と、マルチフラクタル次元演算部3と、感性状態判定部4とを備えている。感性状態判定部4は、記憶部5と判定部6とから構成される。なおこの実施の形態においては、後に説明する判定基準としての状態分離マトリックスを決定する状態分離マトリックス決定部7をさらに備えている。

[0031] 測定部1は、図2に示す16ヶ所の脳の領域に電極を配置して16チャンネルの脳波信号を測定する公知の脳波測定器によって構成されている。したがって測定部1からは、16チャンネルの脳波信号を脳波差信号演算部2に出力する。

[0032] 脳波差信号演算部2は、16チャンネルの脳波信号から、順列組み合わせにより選択した複数組の2つの異なる脳波信号についてそれぞれ差信号（120組の差信号）を求め、これら差信号を120組の脳波差信号として出力するように構成されている。脳波差信号演算部2は、微小時間間隔毎に脳波差信号を求めている。図3は、脳波差信号から、微小時間間隔で脳波差信号部分を切り出した状況を示している。

[0033] マルチフラクタル次元演算部3は、脳波差信号演算部2から出力される120組の脳波差信号のそれぞれから切り出した信号に基づいて、マルチフラクタル次元を求めるように構成されている。マルチフラクタル次元の求め方については後に説明する。なおマルチフラクタル次元演算部3でも、微小時間間隔毎に求めた差信号について感性フラクタル次元解析を行って微小時間間隔毎のフラクタル次元を求めている。

- [0034] そして感性状態判定部4は、学習用データとなる脳波を予め測定し、時間依存型マルチフラクタル次元推定を行う。具体例では、入力信号に線形写像を用いて、各感性に独立な出力を与えるように学習、認識させることにより、評価用の脳波のデータに対して定量的に感性の判別を行う。
- [0035] そこで安静状態、複数種類の感性状態に意図的になることができる基準者から得た複数種類の感性状態における複数の脳波信号をリファレンスデータとして用いて予め定めた判定基準を状態分離マトリックスとして記憶部5に記憶している。そして判定部6においては、マルチフラクタル次元演算部3で演算したマルチフラクタル次元のデータを入力として、被験者が安静状態、複数種類の感性状態のいずれにあるのかを判定する。記憶部5に記憶されている判定基準は、状態分離マトリックス決定部7によって決定されている。状態分離マトリックス決定部7は、基準者から得た複数種類の感性状態における複数の脳波信号（リファレンスデータ）から複数の脳波差信号を脳波差信号演算部2で演算し、該複数の脳波差信号のそれぞれからマルチフラクタル次元をマルチフラクタル次元演算部3で求め、複数種類の感性状態におけるマルチフラクタル次元が判定部6にそれぞれ入力されたときに、判定部6が入力されたマルチフラクタル次元に対応する感性状態を正しく判定するように、状態分離マトリックスを決定して、記憶部5に状態分離マトリックスを記憶させる。
- [0036] 本実施の形態の感性状態判定部4の判定法を、マルチフラクタル次元演算部3における演算方法を含めて、さらに詳細に説明する。脳波信号のマルチフラクタル次元を推定する方法として、分散のスケーリング特性に基づいたマルチフラクタル次元推定法が知られている。マルチフラクタル次元が D_q である時系列データ $f(t)$ と時刻 τ だけ離れたデータ $f(t+\tau)$ の q 次の一般モーメント σ_q ($0 < q < +\infty$) は、次のように表される。

[数7]

$$\sigma_q(\tau) = \left\langle |f(t+\tau) - f(t)|^q \right\rangle$$

[0037] 図4は、縦軸にこの一般化モーメント σ_q の対数 $\log \sigma_q(\tau)$ を示しており、横軸に対数 $\log \tau$ を示している。図4に示すように、 τ を変化させた時の時系列データのスケーリング特性の傾き $[q H q]$ より、一般Hurst指数は次のように求められる。本実施の形態では、 τ として4~5の値を使用する。

[数8]

$$H_q = \frac{1}{q} \frac{\partial \log \sigma_q(\tau)}{\partial \log \tau}$$

[0038] 本発明では、マルチフラクタル次元として、一般Hurst指数 H_q の逆数からなる一般潜在次元 $D_q = 1 / H_q$ のHurst指数特性（次数） q を予め定めた複数の異なる値 $q_1 \sim q_n$ （但し $q_1 \sim q_n$ は正の数であり、 n は正の整数である）にして得られる複数の一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ を用いる。

[0039] 一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ が、マルチフラクタル次元として用いることができるものであることは、次の実験により確認された。すなわち安静状態、「華やかな写真を見た状態」、「質素な写真を見た状態」において、頭部前面に接着した2点の電極間の差分信号（脳波差信号）に対する一般Hurst指数 H_q を、Hurst指数特性 q を $q_1 = 1 \sim q_5 = 5$ まで5段階で変化させる実験を行った。この実験では、1つの脳波差信号だけを用いている。この実験により、1つの脳波差信号だけを用いる場合でも、本発明の効果が得られることの根拠を確認した。

[0040] 図5は、3感性（安静、華やか、質素）の各状態において、Hurst指数特性（次数） q を $q_1 \sim q_5$ 、すなわち1, 2, 3, 4, 5まで変化させたときの、一般Hurst指数 H_q の時間変化を示している。図5からは、3感性（安静、華やか、質素）それぞれの場合において、 q の変化に対する一般Hurst指数 H_q の分散パターンが異なることが判る。図5から判るように、3つの感性それぞれの q に対する一般Hurst指数 H_q の分散パターンに違いが見られることから、一般Hurst指数 H_q を利用するマルチフラクタル次元により感性解析を行

うことが有効であることが判った。本発明は、この知見に基づくものである。一般Hurst指数 H_q の逆数からなる一般潜在次元 $D_q = 1/H_q$ は、一般Hurst指数 H_q そのものよりも脳波の複雑性のマルチフラクタル性を明確に表すため、この一般Hurst指数 H_q の逆数からなる一般潜在次元 $D_q = 1/H_q$ を、本発明ではマルチフラクタル次元として用いる。また一般Hurst指数 H_q を D_q の代わりに用いても実現可能である。具体的には、本発明では、脳波信号または脳波差信号から時系列で得た、一般Hurst指数 H_q の逆数からなる一般潜在次元 $D_q = 1/H_q$ のHurst指数特性 q を予め定めた n 個の異なる値（ $q_1 \sim q_n$ ）（但し $q_1 \sim q_n$ は正の数： n は2以上の正の整数）にして、それぞれ得られる一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ をマルチフラクタル次元として用いる。 n の値（Hurst指数特性 q の種類）を多くするほど、情報量が増えることになる。そのため、特に、1つの脳波信号や1つの脳波差信号を用いる場合には、Hurst指数特性 q の数（ n ）を適宜に増加させることが好ましい。

[0041] 一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ をマルチフラクタル次元として用いる本実施の形態では、線形写像判別法により下記の一般化した判定式を用いて m 種類の感性状態を判定するように判定部6を構成する。下記の式で m は2以上の正の整数、 x は1以上の脳波信号または1以上の脳波差信号の数を p としたときに $x = p \times n$ で表される数である。

[数9]

$$\begin{pmatrix} C_{1,1} & C_{1,2} & \cdots & C_{1,x} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ C_{m,1} & C_{m,2} & \cdots & C_{m,x} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_1 \\ \vdots \\ y_x \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} d_1 \\ d_2 \\ \vdots \\ d_m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} z_1 \\ z_2 \\ \vdots \\ z_m \end{pmatrix}$$

[0042] 上記式において

[数10]

$$\begin{pmatrix} C_{1,1} & C_{1,2} & \cdots & C_{1,x} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ C_{m,1} & C_{m,2} & \cdots & C_{m,x} \end{pmatrix}$$

[0043] は線形写像である状態分離マトリックスである。

[数11]

$$\begin{pmatrix} y_1 \\ \vdots \\ y_x \end{pmatrix}$$

[0044] は入力信号ベクトル（一般潜在次元）であり、

[数12]

$$\begin{pmatrix} d_1 \\ d_2 \\ \vdots \\ d_m \end{pmatrix}$$

[0045] は定数ベクトル

あり、

[数13]

$$\begin{pmatrix} z_1 \\ z_2 \\ \vdots \\ z_m \end{pmatrix}$$

[0046] は複数の感性状態を判定するための感性の状態を示す演算結果である。

[0047] すなわち上記式の $[C_{1,1} \cdots C_{m,x}]$ は、基準者の脳波差信号（リファレンスデータ）に基づいて得られたマルチフラクタル次元の線形写像（状態分離マトリックス）である。この状態分離マトリックスが、記憶部5に記憶されている判定基準である。

[0048] 状態分離マトリックスは、状態マトリックス決定部7により決定される。

[0049] 16チャンネルの脳波信号を用いる場合における前述の状態分離マトリックスを得るためには、まず任意に安静状態、複数種類の感性状態を作ることができる判定基準となり得る者（基準者）の脳の複数の領域から16チャンネルの脳波信号（リファレンスデータ）を得る。この処理により、120組（ $=_{16}C_2$ ）の差分信号が作成される。電極間の差分信号 $y_{ij}(t)$ は、サンプリング間隔を単位とした時間を t 、 i 番目の電極からの入力値を $x_i(t)$ 、 j 番目の電極からの入力値を $x_j(t)$ とすると、

[数14]

$$y_{ij}(t) = x_i(t) - x_j(t)$$

[0050] で与えられる。これら16チャンネルのデータに対して得られる120個の電極間電位差信号 $y_{ij}(t)$ を、時間領域で窓幅 $t_w = 4$ [sec] の矩形窓で切り出し、 t_w 点の差分信号を得る。窓の移動幅 t_{step} 、窓の位置を n とすると、切り出された信号 $y_{ij,n}$ はベクトルを用いて次のように表される。

[数15]

$$y_{ij}^n = \{y_{ij}(t_{step}^n), \dots, y_{ij}(t_{step}^n + t_w - 1)\}$$

[0051] ここで、窓の移動幅 t_{step} は、0.25 [sec] である。切り出された差分信号

[数16]

$$y_{ij}^n$$

[0052] それぞれに対して、分散のスケーリング特性に基づいたマルチフラクタル次元解析を行う。マルチフラクタル次元演算部3は、複数の脳波差分信号のそれぞれから得た一般Hurst指数 H_q の逆数からなる一般潜在次元 $D_q = 1/H_q$ の、Hurst指数特性 q を予め定めた n 個の異なる値 ($q_1 \sim q_n$) (但し $q_1 \sim q_n$ は正の数: n は2以上の正の整数) にして、それぞれ得た一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ をマルチフラクタル次元として求める。

[0053] 次にこれらマルチフラクタル次元を上記判定式の入力信号ベクトルとして入力し、基準者が例えば m 種類の感性状態のいずれかにあるときに、それぞれ判定式の演算結果 $[Z_1, Z_2, \dots, Z_m]$ がそれらの状態を示すように状態分離マトリックス $[C_{1,1}, \dots, C_{m,x}]$ と定数ベクトル $[d_1 \sim d_m]$ とが事前に設定される。

[0054] 具体的には、例えば写真を見たときに感性状態を判定する場合を想定する。その場合、 m 種類の感性状態として、安静状態、華やかな印象を受けている感性状態、質素であるという印象を受けている3種類の感性状態を判定するものとする。この場合、安静状態では、出力が $[Z_1, Z_2, Z_3] = [+1, -1, -1]$ となり、華やかな印象を受けている感性状態では、出力が $[Z_1, Z_2, Z_3] = [-1, +1, -1]$ となり、質素な印象を受けている感性状態では、出力が $[Z_1, Z_2, Z_3] = [-1, -1, +1]$ となるように、状態分離マトリックスを決定することを、状態分離マトリックス決定部7が

実行する。

[0055] 入力信号ベクトル「 $y_1 \cdots y_x$ 」は、120の脳波差信号についての前述の一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ によって構成される。例えば、16チャンネルの脳波信号から得た120の脳波差信号を用い、且つHurst指数特性 q として5種類の異なる値 $q_1 \sim q_5$ を用いる場合、 $x = 120 \times 5 = 600$ となり、入力信号ベクトル「 $y_1 \cdots y_{600}$ 」は、以下のようになる。

[0056] $y_1 \sim y_5 = D_1^{1-2}, D_2^{1-2}, D_3^{1-2}, D_4^{1-2}, D_5^{1-2}$
 $y_6 \sim y_{10} = D_1^{2-3}, D_2^{2-3}, D_3^{2-3}, D_4^{2-3}, D_5^{2-3}$
 \dots
 \dots
 $y_{596} \sim y_{600} = D_1^{15-16}, D_2^{15-16}, D_3^{15-16}, D_4^{15-16}, D_5^{15-16}$

なお「 D_1^{1-2} 」は、Hurst指数特性 q として q_1 が用いられていて、しかもチャンネル1の脳波信号とチャンネル2の脳波信号の脳波差信号に対する一般潜在次元であることを意味している。また「 D_5^{15-16} 」は、Hurst指数特性 q として q_5 が用いられていて、しかもチャンネル15の脳波信号とチャンネル16の脳波信号の脳波差信号に対する一般潜在次元であることを意味している。

[0057] 従来 of 発想であれば、16チャンネルでも $q = 2$ だけを用いるため、 $x = 120 \times 1 = 120$ となり、120個の入力信号ベクトル「 $y_1 \cdots y_{120}$ 」が用いられることになる。したがって本発明を用いると従来と同じチャンネル数を用いた場合において、Hurst指数特性 q として5種類の異なる $q_1 \sim q_5$ を用いることにより、5倍の情報量を得ることができる。

[0058] そこで2つのチャンネルの脳波信号の差すなわち1つの脳波差信号だけを用いる場合において、Hurst指数特性 q として例えば5種類の異なる $q_1 \sim q_5$ を用いると、 $x = 1 \times 5 = 5$ となり、入力信号ベクトルとなる一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ 「 $y_1 \cdots y_5$ 」は、以下のようになる。

[0059] $y_1 \sim y_5 = D_1^{1-2}, D_2^{1-2}, D_3^{1-2}, D_4^{1-2}, D_5^{1-2}$

したがって本発明によれば、Hurst指数特性 q の数 n を増やすことにより、1つの脳波差信号を用いる場合であっても、 n 個の一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$

を得ることができる。1つの脳波差信号を用いる場合の状態分離マトリックスは、 $C_{1,1} \sim C_{m,5}$ が用いられる。

[0060] 後に説明するように、1つのチャンネルの脳波信号だけを用いる場合において、Hurst指数特性 q として例えば n 個の異なる $q_1 \sim q_n$ を用いると、 $x = 1 \times n = n$ となり、入力信号ベクトルとなる一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ 「 $y_1 \dots y_n$ 」は、以下のようになる。

[0061] $y_1 \sim y_n = D_1, D_2, D_3, \dots, D_{n-1}, D_n$

したがって本発明によれば、Hurst指数特性 q の数 n を増やすことにより、1つの脳波信号を用いる場合であっても、 n 個の一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ を得ることができる。1つの脳波信号を用いる場合の状態分離マトリックスは、 $C_{1,1} \sim C_{m,n}$ が用いられる。

[0062] 次に、16チャンネルの脳波信号を用いる場合と同様に2チャンネルの脳波信号を用いる場合にも、安静状態と、華やかな印象を感じている感性状態、質素な印象を感じている感性状態を定量的に判定することができることを試験した結果について説明する。

[0063] [試験内容]

はじめに学習用データを測定する。学習には被験者が華やかと感じる画像と質素と感じる画像を注視したときの脳波を用いた。画像は「和室」, 「金閣寺」, 「銀閣寺」, 「桜」の計4枚で、被験者(22歳, 女性)は華やかな画像として「金閣寺」、質素な画像として「和室」を選出した。その後、安静状態と画像注視(4枚)を交互に行ったときの脳波を評価用データとし、「安静」, 「華やか」, 「質素」の3感性に対し感性解析を行った。また、測定と同時にアンケートによる主観評価も行った。

[0064] [測定条件]

脳波測定装置は日本光電社製MEG-6116Mを使用した。測定データはA/D変換ボード(Computer Boards社製PCM-DAS16S/16、A/D変換分解能16bits、チャンネル数16チャンネル)を通し、パーソナルコンピュータで記録を行った。測定時のサンプリング

周波数を512 Hzとし、1.5 Hzのローカットフィルタおよび、100 Hzのハイカットフィルタを設定した。また、商用電源に対するHUMフィルタを脳波測定時に使用した。測定部位は国際10-20電極法に基づき、1チャンネル~16チャンネルの単極測定とし、右耳朶A2を基準電極とした(図2)。測定は通常環境下での測定を行った。

[0065] [測定]

学習用データを取得する場合には、被験者が、「安静状態」、「華やかな画像を見る」、「質素な画像を見る」を30秒間ずつ行った。

[0066] 評価用データ(タスク)を得る場合には、「安静」を30秒、5秒おいて、「和室」(質素)の写真を30秒見る、5秒おいて、「安静」を30秒、5秒おいて、「金閣寺」(華やか)の写真を30秒、5秒おいて、「安静」を30秒、5秒おいて、「銀閣寺」(質素)の写真を30秒、5秒おいて、「安静」を30秒、5秒おいて、「桜」(華やか)の写真を30秒見ることを行って被験者が行った。そして主観アンケートは、「質素」から「華やか」までの間を7段階で評価してもらった。

[0067] [解析結果]

感性マルチフラクタル次元解析結果

脳波測定によって得られる16チャンネルの脳波信号のうち、順列組み合わせにより選択した複数組の2つの異なる脳波信号についてそれぞれ差信号を求め、感性マルチフラクタル次元解析を差信号毎に施した平均の結果(感性出力平均値)の一例を図6に示す。この試験では、Hurst指数特性 q として、5つの異なる値1~5を用いた。図6からは、「質素」の感性状態と「華やか」の感性状態が明確に判別されている。なおタスク区間の感性出力の平均値と安静区間の感性出力の平均値との差(相対値)が、評価の対象となる実質的な感性出力となる。したがって図6の例では、質素の出力が高くなっているが、差分(変化分)で評価するので、質素の感性出力が大きくなることはない。勿論、主観評価値との相関係数値については、「質素」の感性出力値の全体的なバイアスが増加するだけである。

- [0068] 図7及び図8には、図6の結果から画像を見ているタスクの「華やか」と「質素」の感性出力値を取り出したものの上に、アンケート結果を重ねて表示してある。感性出力値と主観との相関係数が、「華やか」に関しては0.94、「質素」に関しては0.88という結果が得られた。このことは判定精度がかなり高いことを意味している。
- [0069] なお上記の結果は、被験者によってばらつくことが判っている。図9には、4人の被験者における「華やか」の感性出力値と主観評価の相関係数と、「質素」の感性出力値と主観評価の相関係数を示してある。左側の数値は、特開2004-194924号公報に示された従来の技術を採用した場合の値であり、右側の数値は本実施の形態を採用した場合の値である。いずれの被験者の場合も、本実施の形態の場合のほうが相関係数が大きくなっている。
- [0070] 上記実施の形態は、16チャンネルの信号を使用したものである。しかしながらマルチフラクタル次元として、脳波差信号から得た、一般Hurst指数 H_q の逆数からなる一般潜在次元 $D_q = 1/H_q$ のHurst指数特性 q を予め定めた複数の異なる値($q_1 \sim q_n$) (但し q は正の数であり、 n は正の整数である)にして得られる一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ を用いて感性状態を判別することは、脳波差信号が1つのみの場合にも有効である。すなわち単電極の場合にも本発明は効果を発揮する。
- [0071] そこで頭部前面に接着した2点の電極間の脳波差信号(図2の第1チャンネルとアース電極の出力との差)だけを用いる場合についても、上記と同じ試験を行った。図10は、図6と同様に評価データの感性解析結果を示している。また図11及び図12は、図7及び図8と同様に、図10の結果から画像を見ているタスクの「華やか」と「質素」の感性出力値を取り出したものの上に、アンケート結果を重ねて表示してある。感性出力値と主観との相関係数が、「華やか」に関しては0.96、「質素」に関しては0.81という結果が得られた。このことは、感性状態を顕著に検出できる電極の出力であれば、いわゆる単電極でも、十分に感性状態を判別できることを示している。そ

の結果、本発明によれば、一般潜在次元をマルチフラクタル次元として用いると、Hurst指数特性 q の値を増やすことにより、使用する脳波信号の数が少ない場合（使用する脳波波形が1つ）でも、精度を低下させることなく、感性解析を有効に行える。

[0072] [ニューラルネットを利用した判定]

次に判定基準としてニューラルネットを利用して図1の実施の形態と同様に感性解析をする本発明の感性状態判定装置の他の実施の形態について説明する。図13は他の実施の形態の構成を示す図である。この実施の形態では、ニューラルネットの内部状態を決定する学習作業を事前に行って、ニューラルネットを構築する。図13に示したニューラルネットワークNNは、入力層11と、1以上の中間層12と、出力層13とを備えている。なおこの例では中間層12は1層である。入力層11は、 x 個（前述の脳波差信号の組み合わせの数すなわち $n \times {}_{16}C_2 = 120 \times 5 = 600$ ）のマルチフラクタル次元がそれぞれ入力される x 個のニューロン $n_1 \sim n_x$ からなる第1のニューロン群N1を含んでいる。また中間層12は、 y （ $2 \times x = 1200$ ）個のニューロン $n_{201} \sim n_{200+2x}$ からなる第2のニューロン群N2を備えている。そして出力層13は、3個のニューロン $n_{501} \sim n_{503}$ からなる第3のニューロン群N3を備えている。第1のニューロン群N1を構成する x （600）個のニューロン $n_1 \sim n_x$ には入力パターン切り替え部14の端子 $T_1 \sim T_x$ を介して後述する3種類の学習用入力パターンと入力信号ベクトルとが入力される。

[0073] まずニューラルネットNNの内部状態を学習により決定するために、前述の基準者から得た複数種類の感性状態における複数の脳波信号から複数の脳波差信号を微小時間間隔毎に演算し、該複数の脳波差信号のそれぞれからマルチフラクタル次元を微小時間間隔毎に求める。そして3種類の感性状態（安静、華やか、質素）におけるマルチフラクタル次元を3種類の学習用入力パターンと定める。第1学習用入力パターンには、それぞれ x 組のマルチフラクタル次元が含まれる。すなわち第1の学習用入力パターンP1には、基

準者の脳波信号から求めた x 個の安静時のマルチフラクタル次元（第 1 学習入力信号ベクトル）が含まれ、第 2 学習用入力パターン P_2 には、基準者の脳波信号から求めた x 組の華やか感性時のマルチフラクタル次元（第 2 学習入力信号ベクトル）が含まれ、第 3 学習用入力パターン P_3 には、基準者の脳波信号から求めた x 個の質素感性時のマルチフラクタル次元（第 3 学習入力信号ベクトル）が含まれる。入力パターン切り替え部 14 は、入力基準者から得た 3 種類の学習用入力パターン $P_1 \sim P_3$ から所定時間幅間隔（0.25 s）で規則正しくまたは不規則に選択して、選択した学習用入力パターンの x 組のデータを順次第 1 のニューロン群 N_1 を構成する x 個のニューロン $n_1 \sim n_x$ に入力する。ニューロン $n_1 \sim n_x$ には、3 種類の学習用パターン $P_1 \sim P_3$ に対応した 3 種類のメモリがそれぞれ装備されている。規則正しく選択する場合には、パターン $P_1 \rightarrow$ パターン $P_2 \rightarrow$ パターン P_3 の順に、時間幅間隔（0.25 s）毎に各パターンから x 個のデータを取得して、 x 個のニューロン $n_1 \sim n_x$ に入力することになる。また不規則に選択する場合には、パターン $P_1 \rightarrow$ パターン $P_1 \rightarrow$ パターン $P_3 \rightarrow$ パターン $2 \rightarrow$ パターン $3 \dots$ のように、不規則にパターンが選択される。規則正しくパターンを選択する場合と、不規則にパターンを選択する場合とを比べると、不規則にパターンを選択するほうが、短い時間で学習が完了することが試験により確認されている。

- [0074] 学習時には、入力層 11 の第 1 のニューロン群 N_1 に第 1 学習用入力パターン P_1 が入力されているときには、出力層 13 の第 3 のニューロン群 N_3 を構成する 3 個のニューロン $n_{501} \sim n_{503}$ の出力に安静状態であることを示す出力が出力され、入力層 11 の第 1 のニューロン群 N_1 に第 2 学習用入力パターン P_2 が入力されているときには、出力層 13 の第 3 のニューロン群 N_3 を構成する 3 個のニューロン $n_{501} \sim n_{503}$ の出力に華やか感性状態であることを示す出力が出力され、入力層 11 の第 1 のニューロン群 N_1 に第 3 学習用入力パターン P_3 が入力されているときには、出力層 13 の第 3 のニューロン群 N_3 を構成する 3 個のニューロン $n_{501} \sim n_{503}$ の出力に質素感性

状態であることを示す出力が出力されるようにニューロン n_1 乃至 n_x 、 n_{201} 乃至 n_{200+2x} 、 n_{501} 乃至 n_{503} の内部状態と、各ニューロン群 N 1 乃至 N 3 間の結合状態が定められる。

[0075] このニューラルネットでは、シグモイド関数を用いており、そのダイナミクスは、離散時間 t に対して以下のように定式化することができる。

[数17]

$$\sigma_{pi}^{(L)}(t+1) = \sum_{j=1}^{N(L-1)} w_{ij}^{(L,L-1)}(t) s_{pj}^{(L-1)}(t+1) + \theta_i^{(L)}(t)$$

[0076] 上記式において、

[数18]

$$\sigma_{pi}^{(L)}$$

[0077] は、入力層 1 1 から出力層 1 3 が、L 層のニューロン群で構成されていると考えた場合における、L 層の i 番目のニューロンの入力パターン p (3 種類の入力パターン P 1 ~ P 3 に対応) に対する内部状態を示す。本例では、L 層とは出力層 1 3 であり、L-1 層とは中間層 1 3 であり、入力層は L₀ 層となる。そして、

[数19]

$$w_{ij}^{(L,L-1)}$$

[0078] は、L-1 層のニューロン j と L 層のニューロン i との間の結合荷重である。この例の場合には、入力層 1 1 のニューロン $n_1 \sim n_x$ と中間層 1 2 のニューロン $n_{201} \sim n_{200+2x}$ との間の結合荷重と、中間層 1 2 のニューロン $n_{201} \sim n_{200+2x}$ と出力層 1 3 のニューロン $n_{501} \sim n_{503}$ との間の結合荷重である。また $N(L-1)$ は、L-1 層のニューロンの総数を表している。また、

[数20]

$$s_{pj}^{(L-1)}$$

[0079] は、 $L - 1$ 層の出力であり、

[数21]

$$\theta_i^{(L)}$$

[0080] は、閾値である。

[0081] またこの例では入力層 1 1 と、中間層 1 2 と、出力層 1 3 で用いられる各ニューロンの活性化関数には、下記に示す活性化関数を用いている。

[数22]

$$f\left(\sigma_{pi}^{(L)}(t)\right) = \tanh\left(\frac{\sigma_{pi}^{(L)}(t)}{\varepsilon}\right)$$

[0082] 上記各式において、 ε は温度パラメータである。そして出力層 1 3 の出力は、以下のように表される。

[数23]

$$s_{pi}^{(L)}(t) = f\left(\sigma_{pi}^{(L)}(t)\right)$$

[0083] 学習時には、下記の評価関数 $E(t)$ ができるべく小さくなるように、各ニューロンの内部状態を決定する。

[数24]

$$E(t) = \frac{1}{2P} \sum_{p=1}^P \sum_{i=1}^{N^{(L_0)}} \left(t_{pi} - s_{pi}^{(L_0)}(t) \right)^2$$

[0084] 上記式において、 P はパターンの数であり、 $N(L_0)$ は入力層11のニューロンの数であり、 t_{pi} は出力層の*i*番目のニューロンに対する*p*番目のパターンの教師信号であり、

[数25]

$$S_{pi}^{(L_0)}$$

[0085] は、出力層の*i*番目のニューロンの*p*番目に対するパターンである。

[0086] 上記のように3種類の学習用入力パターンに基づいて、ニューラルネットNNの各ニューロンの内部状態を決定した後、入力パターン切り替え部14が入力として被験者の入力信号ベクトル(x 組)を所定の時間幅でニューラルネットNNの入力層11のニューロン $n_1 \sim n_x$ に入力すると、ニューラルネットNNの出力層13のニューロン $n_{501} \sim n_{503}$ からは、判定結果が出力される。

[0087] 図14は、測定部101により測定した1以上の脳波信号そのものを用いて感性解析をする本発明の他の実施の形態の構成を示している。図14において、図1に示した実施の形態の構成要素と同様の構成要素には、図1に付した符号の数に100の数を加えた数の符号を付して詳細な説明を省略する。

[0088] 図14の実施の形態は、図1の実施の形態のように2つの脳波信号の脳波差信号を用いないため、図1の脳波差信号演算部2に相当する構成要素は備えていない。測定部101は、被験者の頭部部分に1以上の測定用の電極を配置して、1以上の脳波信号を測定する。最も単純には、1つ電極から出力される1つの脳波信号だけを用いて感性解析をする。そこで本実施の形態では、マルチフラクタル次元演算部103に1以上の脳波信号と基準用の1以上の脳波信号(リファレンスデータ)が入力される点を除いて、その他の構成は図1の実施の形態と同様である。

[0089] 図1の実施の形態と同様に、本実施の形態では、脳波信号をそのまま用いる場合において、線形写像を用いた線形解析をするために、状態マトリック

ス決定部107を用いて、状態マトリックスを決定する。状態マトリックス決定部107は、複数種類の感性状態のいずれかにある基準者の脳の複数の領域から測定した1以上の脳波信号（リファレンスデータ）からマルチフラクタル次元演算部103によりマルチフラクタル次元を求めて、該マルチフラクタル次元を前述の判定式の入力信号ベクトルとして入力し、基準者が複数種類の感性状態のいずれかにあるときに、それぞれ判定式の演算結果がそれらの状態を示すように、状態分離マトリックス及び定数ベクトルを事前に決定する。

[0090] 本実施の形態のように、脳波差信号ではなく、脳波信号をそのまま用いる場合には、ノイズの影響を受けることは否めない。しかしながら脳波信号を直接用いる場合であっても、脳波差信号を用いる場合より、上記一般Hurst指数 H_q の q の値を増やすことにより、感性解析を行う場合に必要な情報を得ることができるので、実用上は問題がない。発明者の実験によると、脳波信号をそのまま利用する場合の感性解析精度は、1つの脳波差信号を用いる場合の実験結果を示す図10乃至図12の実験結果よりも下がることが確認されている。しかし実験からは、感性解析精度が低下しても、実用上問題が生じないことも確認されている。また脳波信号をそのまま用いる場合にも、ニューラルネットを用いた非線形解析を行えば、解析精度を高めることができる。

[0091] なお非線形解析または線形解析のいずれを用いる場合でも、汎用性を高めるためには、被験者ではなく、安静状態、複数種類の感性状態に意図的になることができる基準者から得たリファレンスデータを用いて、判定基準（状態分離マトリックス、ニューラルネット等）を定めるのが好ましい。

産業上の利用可能性

[0092] 本発明のように、一般潜在次元をマルチフラクタル次元として用いると、一般Hurst指数 H_q の q の値を増やすことにより、任意の数のマルチフラクタル次元を得ることができる。その結果、本発明によれば、使用する脳波信号の数が少ない場合（使用する脳波波形が1つ）でも、 q の値を増やすことに

より精度を大幅に低下させることなく、感性解析を有効に行える利点が得られる。

請求の範囲

[請求項1]

被験者の脳の1以上の領域から測定した1以上の脳波信号または前記被験者の脳の複数の領域から測定した複数の脳波信号から選択した1組以上の2つの異なる前記脳波信号の1以上の脳波差信号から、マルチフラクタル次元を求めるマルチフラクタル次元演算部と、

予め定めた複数種類の感性状態にある基準者から得た前記複数種類の感性状態における前記1以上の脳波信号または1以上の脳波差信号をリファレンスデータとして用いて予め定めた判定基準に基づいて、前記マルチフラクタル次元のデータを入力として、前記被験者が前記複数種類の感性状態のいずれの状態にあるのかを判定する感性状態判定部とを備え、

前記感性状態判定部は、前記判定基準を記憶する記憶部と、前記判定基準と前記マルチフラクタル次元のデータとに基づいて前記被験者が前記複数種類の感性状態のいずれの状態にあるかを判定する判定部とを備え、

前記基準者から得た前記複数種類の感性状態における前記リファレンスデータとしての前記1以上の脳波信号または前記1以上の脳波差信号から基準用のマルチフラクタル次元を求め、前記複数種類の感性状態における前記マルチフラクタル次元が前記判定部にそれぞれ入力されたときに、入力された前記マルチフラクタル次元に対応する感性状態を前記判定部が正しく判定するように、前記記憶部に記憶されている前記判定基準が定められており、

前記マルチフラクタル次元が、前記1以上の脳波信号または前記1以上の脳波差信号から得た一般Hurst指数 H_q の逆数からなる一般潜在次元 $D_q = 1/H_q$ の、Hurst指数特性 q を予め定めた n 個の異なる値($q_1 \sim q_n$) (但し $q_1 \sim q_n$ は正の数： n は2以上の正の整数)にして、それぞれ得られる一般潜在次元 $D_{q_1} \sim D_{q_n}$ であることを特徴とする感性状態判定装置。

[請求項2] 前記判定部は、線形写像判別法により、m種類の感性状態を下記の判定式を用いて判定するように構成され、但し、mは2以上の正の整数、xは前記1以上の脳波信号または前記1以上の脳波差信号の数をpとしたときに $x = p \times n$ で表される数であり、

[数26]

$$\begin{pmatrix} C_{1,1} & C_{1,2} & \cdots & C_{1,x} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ C_{m,1} & C_{m,2} & \cdots & C_{m,x} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_1 \\ \vdots \\ y_x \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} d_1 \\ d_2 \\ \vdots \\ d_m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} z_1 \\ z_2 \\ \vdots \\ z_m \end{pmatrix}$$

上記式において

[数27]

$$\begin{pmatrix} C_{1,1} & C_{1,2} & \cdots & C_{1,x} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ C_{m,1} & C_{m,2} & \cdots & C_{m,x} \end{pmatrix}$$

は線形写像である状態分離マトリックスである。

[数28]

$$\begin{pmatrix} y_1 \\ \vdots \\ y_x \end{pmatrix}$$

は入力信号ベクトルであり、

[数29]

$$\begin{pmatrix} d_1 \\ d_2 \\ \vdots \\ d_m \end{pmatrix}$$

は定数ベクトルであり、

[数30]

$$\begin{pmatrix} z_1 \\ z_2 \\ \vdots \\ z_m \end{pmatrix}$$

はm種類の感性状態を判定するための感性の状態を示す演算結果である請求項1に記載の感性状態判定装置。

[請求項3] 複数の前記脳波信号から、順列組み合わせにより選択した複数組の2つの異なる前記脳波信号についてそれぞれ差信号を求め、これら差信号を前記1以上の脳波差信号として出力する脳波差信号演算部を更に備えている請求項1に記載の感性状態判定装置。

[請求項4] 前記被験者の脳の前頭葉部分に対応する前記被験者の頭部部分に2つの電極を配置し、前記2つの電極間の差信号を前記脳波差信号として出力する脳波差信号演算部を更に備えている請求項1に記載の感性状態判定装置。

[請求項5] 状態マトリックス決定部をさらに備え、前記状態マトリックス決定部が、前記複数種類の感性状態のいずれかにある前記基準者の脳の2以上の領域から測定した2以上の脳波信号から選択した1組以上の2つの異なる前記脳波信号について前記1以上の脳波差信号を前記脳波

差信号演算部により求め、前記マルチフラクタル次元演算部により前記 1 以上の脳波差信号から前記マルチフラクタル次元を求めて、前記マルチフラクタル次元を前記判定式の前記入力信号ベクトルとして入力し、前記基準者が前記 m 種類の感性状態のいずれかにあるときに、それぞれ前記判定式の前記演算結果がそれらの状態を示すように、前記状態分離マトリックス及び前記定数ベクトルを事前に決定する請求項 2 に記載の感性状態判定装置。

[請求項6]

状態マトリックス決定部をさらに備え、

前記状態マトリックス決定部が、前記複数種類の感性状態のいずれかにある前記基準者の脳の複数の領域から測定した 1 以上の脳波信号から前記マルチフラクタル次元演算部により前記マルチフラクタル次元を求めて、該マルチフラクタル次元を前記判定式の入力信号ベクトルとして入力し、前記基準者が前記複数種類の感性状態のいずれかにあるときに、それぞれ前記判定式の前記演算結果がそれらの状態を示すように、前記状態分離マトリックス及び前記定数ベクトルを事前に決定する請求項 2 に記載の感性状態判定装置。

[請求項7]

前記感性状態判定部は、判断基準としてニューラルネットを用いて感性状態を判定するように構成されており、

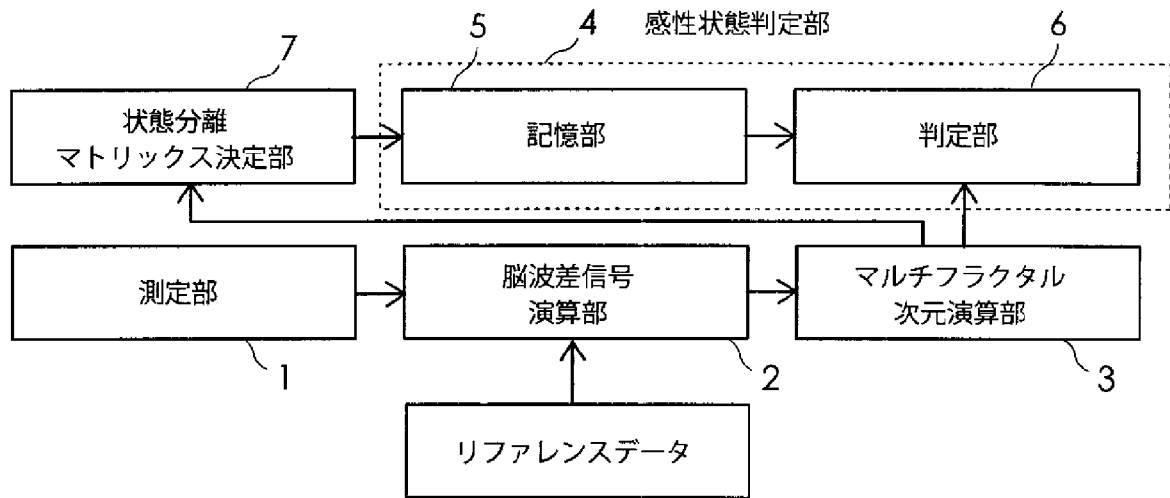
前記ニューラルネットはその内部状態が、前記基準者から得た前記 m 種類の感性状態における前記複数の脳波信号から前記複数の脳波差信号を演算し、該複数の脳波差信号のそれぞれから前記マルチフラクタル次元を求め、前記複数種類の感性状態における前記マルチフラクタル次元を m 種類の学習用入力パターンと定め、前記 m 種類の学習用入力パターンから所定時間幅間隔で規則正しくまたは不規則に選択した前記学習入力パターンのデータを順次入力として学習を行って決定されたものである請求項 3 に記載の感性状態判定装置。

[請求項8]

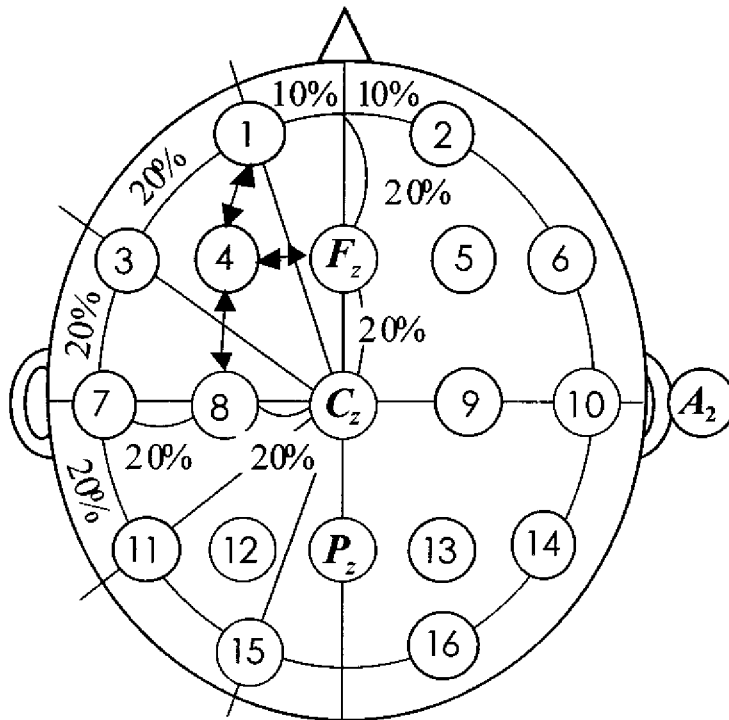
前記感性状態判定部は、判断基準としてニューラルネットを用いて感性状態を判定するように構成されており、

前記ニューラルネットはその内部状態が、前記基準者から得た前記m種類の感性状態における1つの前記脳波信号または1つの前記脳波差信号から前記マルチフラクタル次元を求め、前記m種類の感性状態における前記マルチフラクタル次元を複数種類の学習用入力パターンと定め、前記m種類の学習用入力パターンから所定時間幅間隔で規則正しくまたは不規則に選択した前記学習入力パターンのデータを順次入力として学習を行って決定されたものである請求項1に記載の感性状態判定装置。

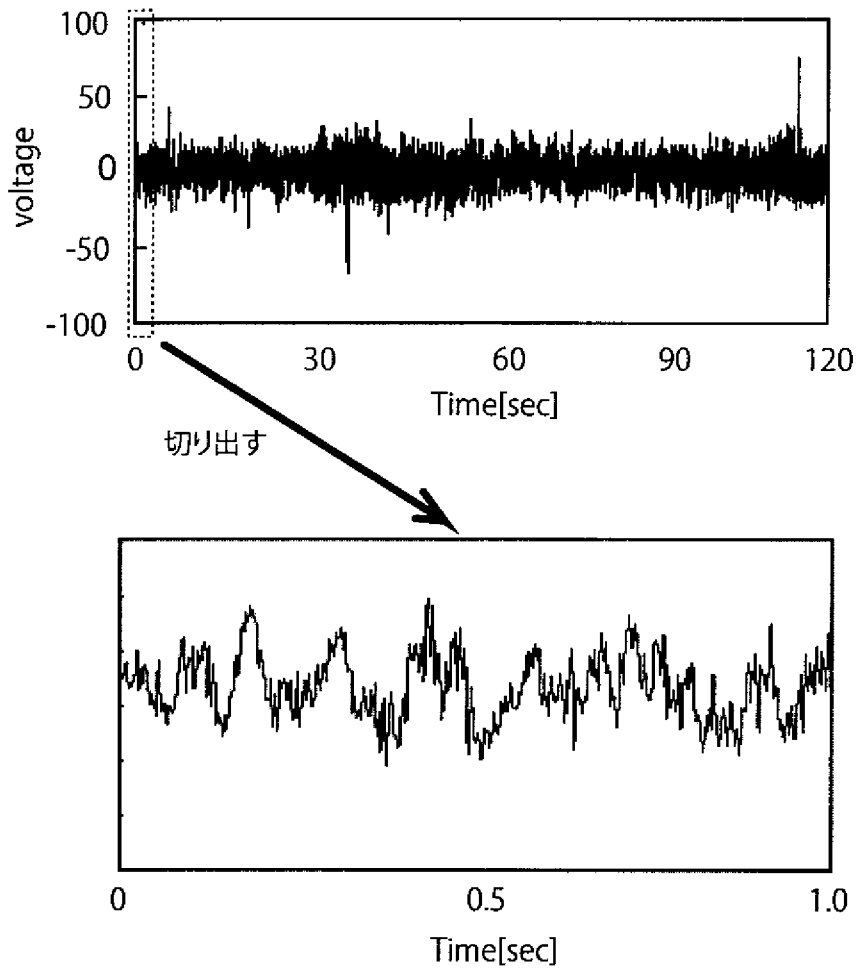
[図1]



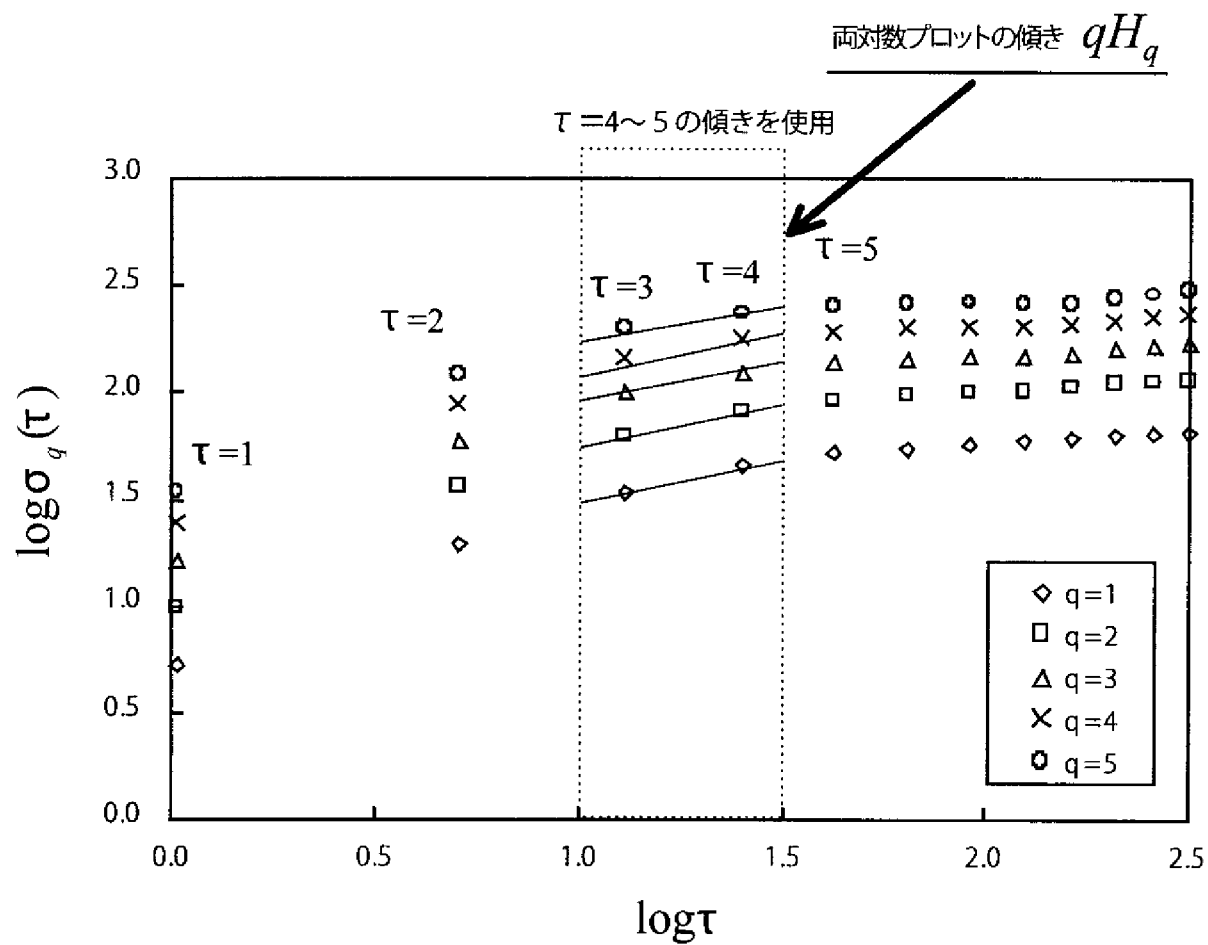
[図2]



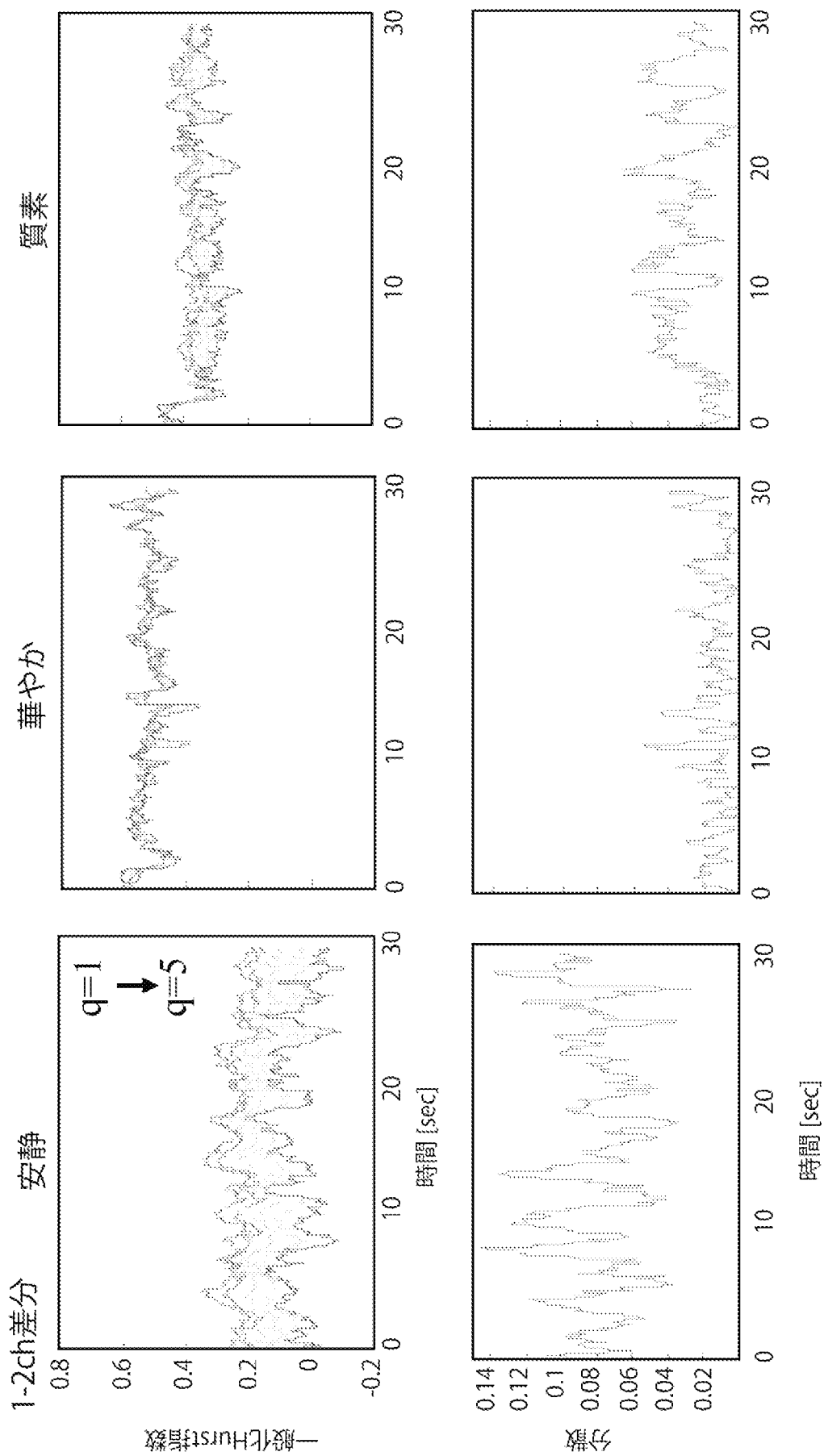
[図3]



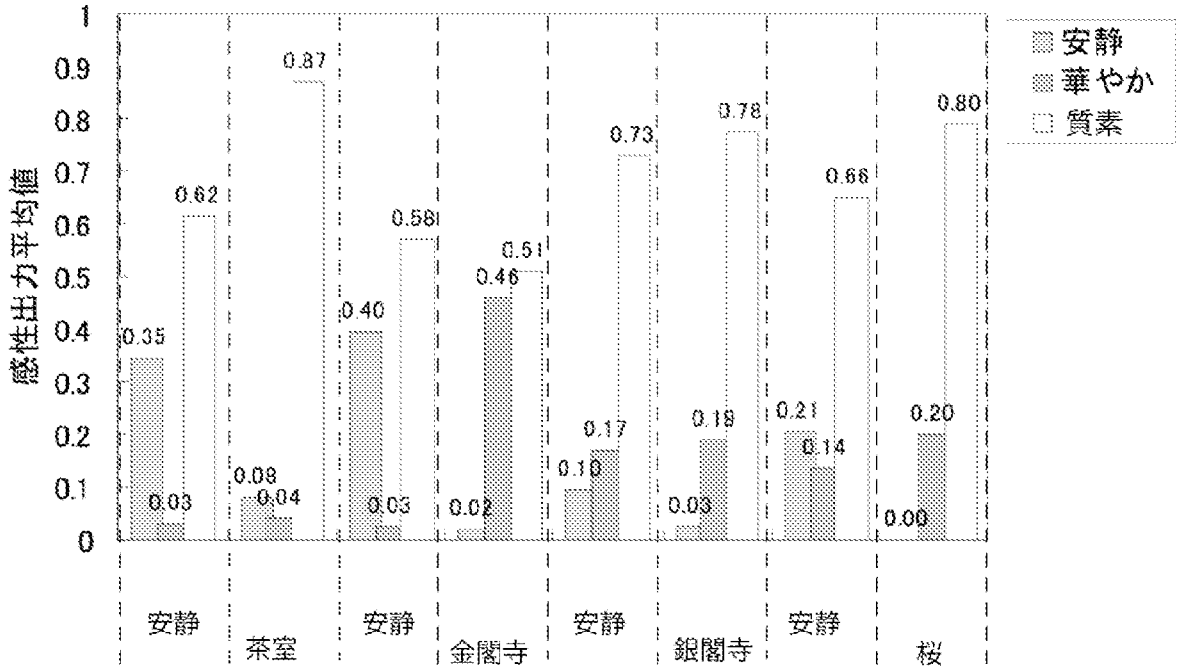
[図4]



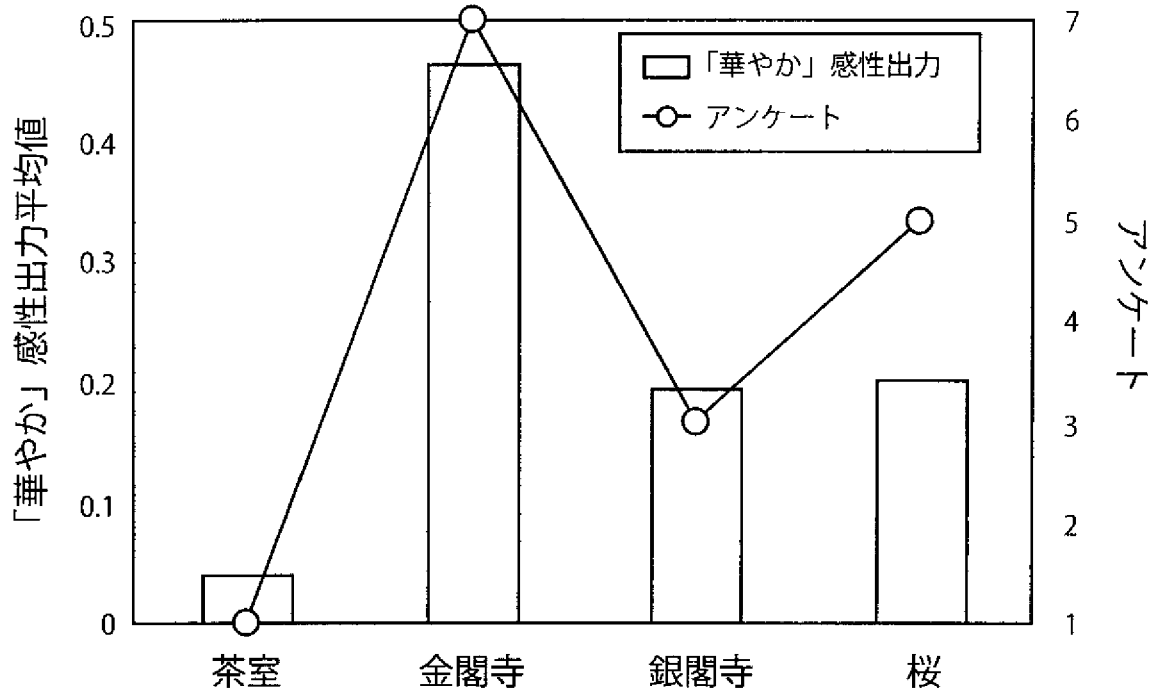
[図5]



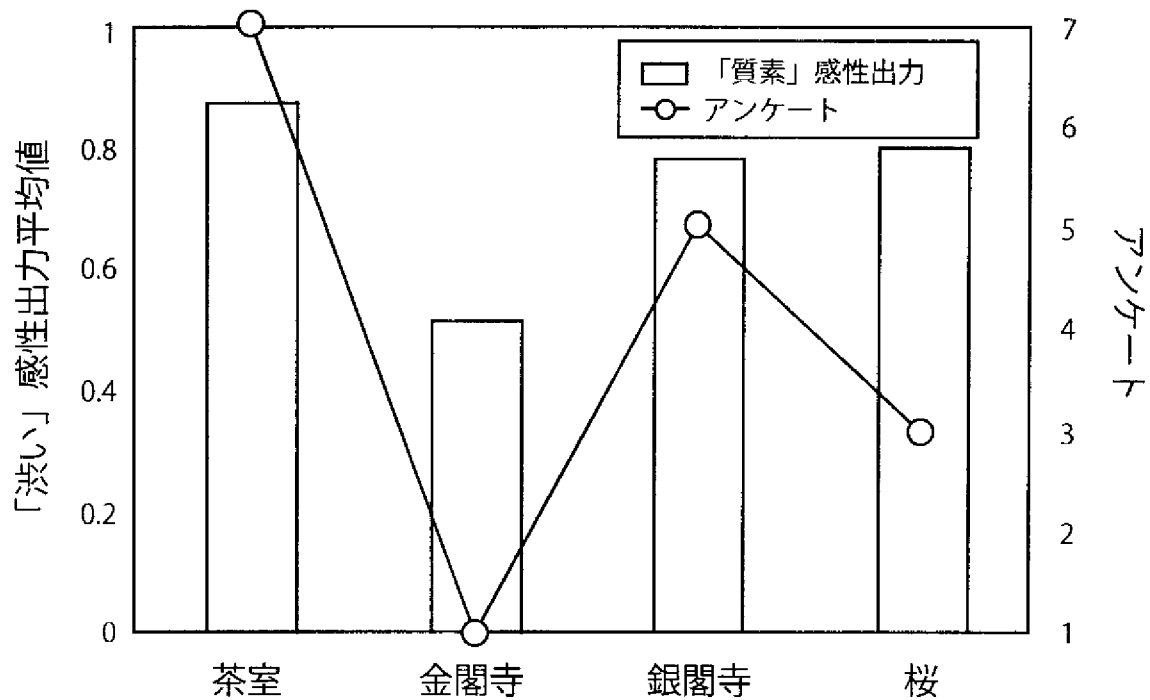
[図6]



[図7]



[図8]

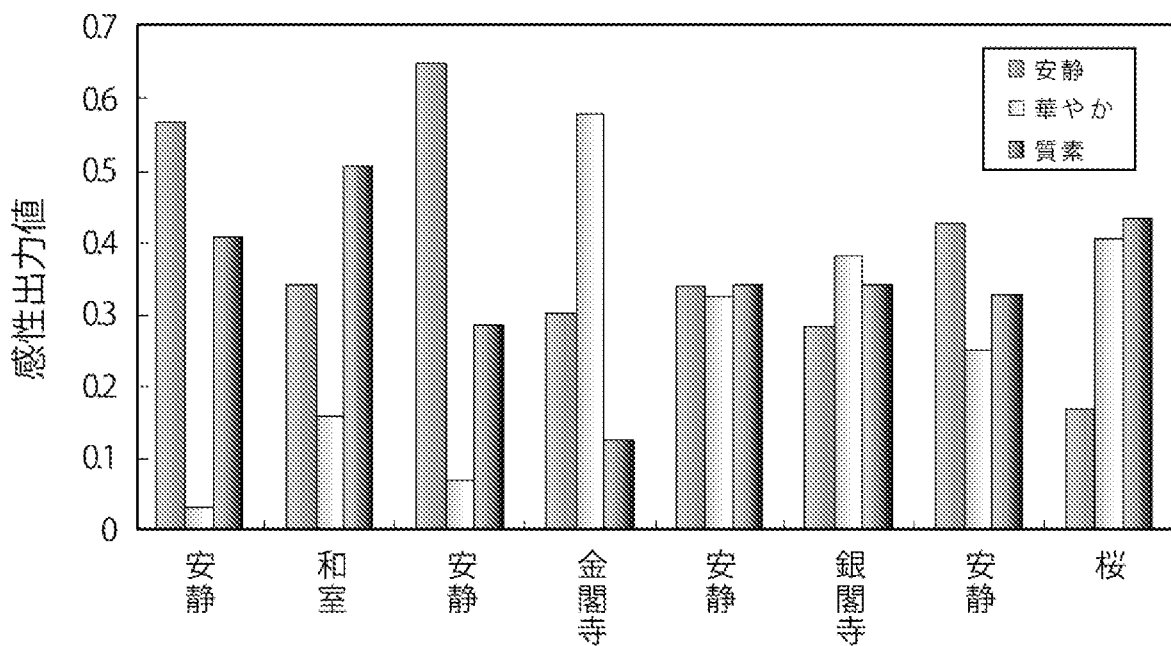


[図9]

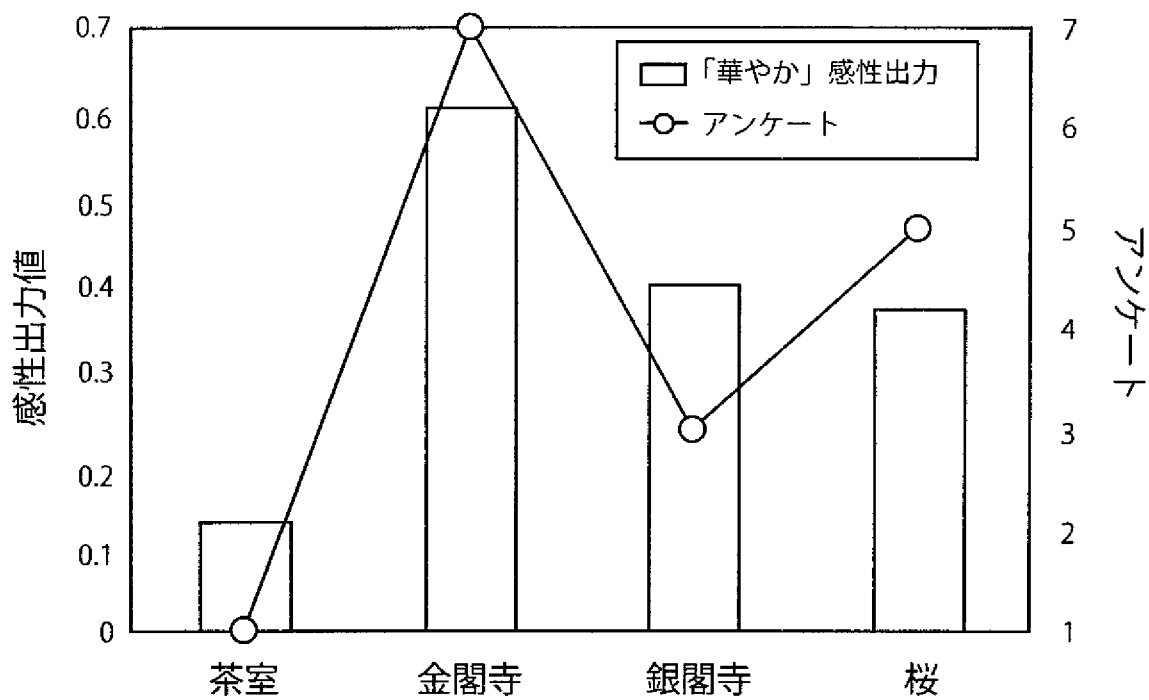
感性出力値と主観評価の相違

被験者	華やか	質素
A	0.82 → 0.94	0.65 → 0.88
B	0.97 → 0.99	0.38 → 0.54
C	0.79 → 0.81	0.64 → 0.69
D	0.75 → 0.81	0.86 → 0.91

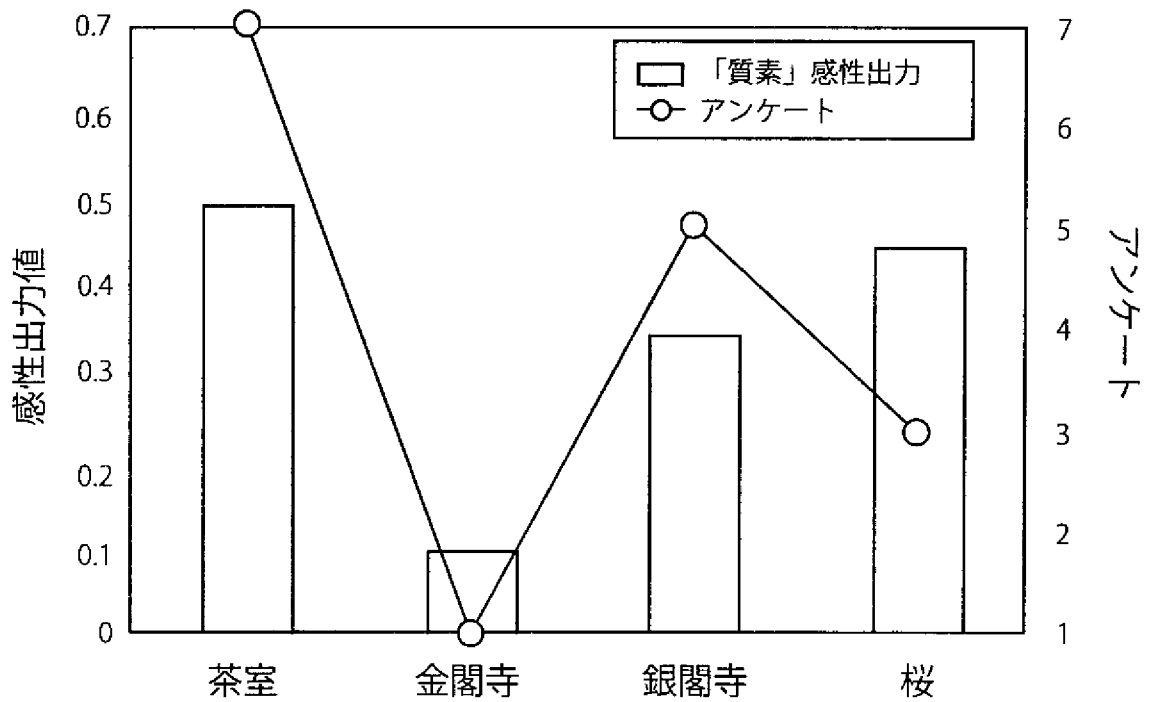
[図10]



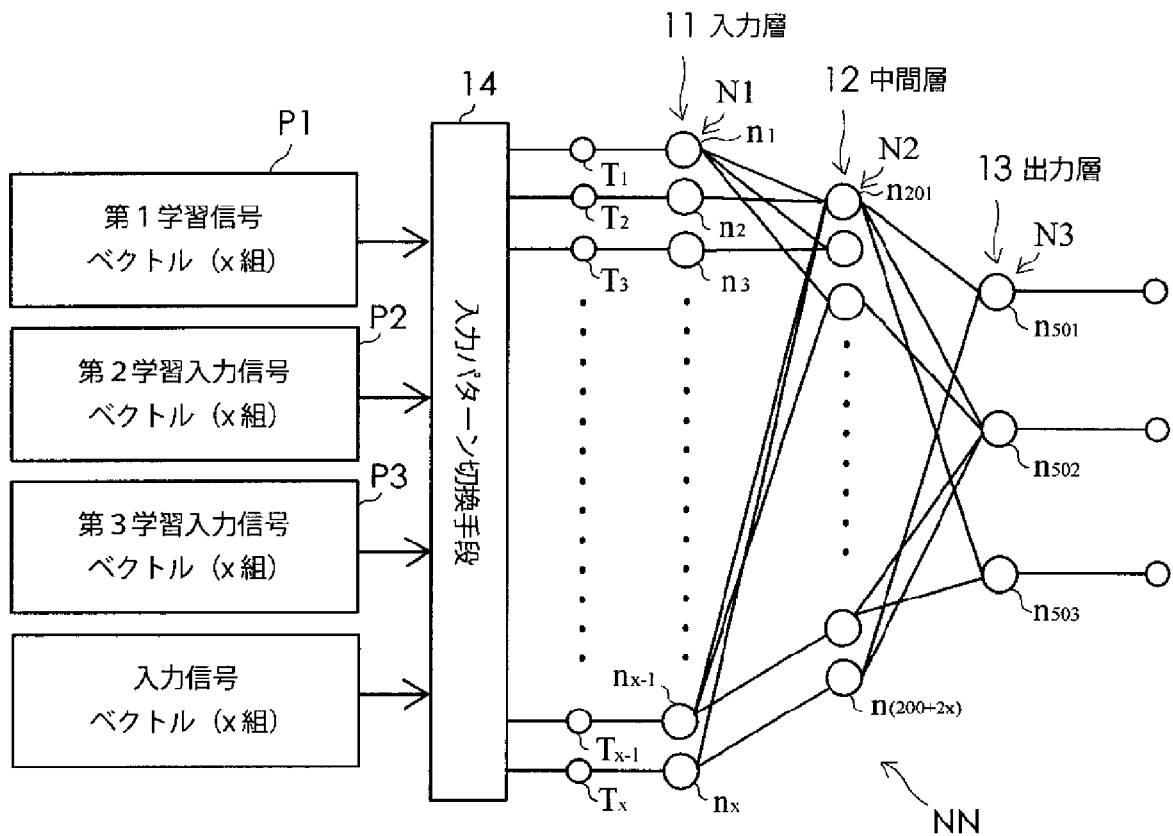
[図11]



[図12]



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/052037

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0476(2006.01) i, A61B5/16(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/0476, A61B5/16

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Montri Phothisonothai, Masahiro Nakagawa, EEG-Based Classification of Motor Imagery Tasks Using Fractal Dimension and Neural Network for Brain-Computer Interface, IEICE - Transactions on Information and Systems, 2008, Vol.E91-D, No.1, 44-53	1-8
A	Takuya IIZUKA, Masahiro NAKAGAWA, "An Application of EEG Analyses based on Fractal Theory to Emotion Information Processing", IEICE Technical Report, 2005, vol.104, no.753, pages 53 to 58	1-8

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
30 April, 2010 (30.04.10)

Date of mailing of the international search report
18 May, 2010 (18.05.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/052037

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-194924 A (Japan Science and Technology Agency), 15 July 2004 (15.07.2004), entire text; all drawings (Family: none)	1-8

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/0476(2006.01)i, A61B5/16(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/0476, A61B5/16

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2010年
日本国実用新案登録公報	1996-2010年
日本国登録実用新案公報	1994-2010年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	Montri Phothisonothai, Masahiro Nakagawa, EEG-Based Classification of Motor Imagery Tasks Using Fractal Dimension and Neural Network for Brain-Computer Interface, IEICE - Transactions on Information and Systems, 2008, Vol. E91-D, No. 1, 44-53	1-8
A	飯塚拓也, 中川 匡弘, 脳波のフラクタル次元解析と感性処理への応用, 電子情報通信学会技術研究報告, 2005, Vol. 104, No. 753, 53-58	1-8

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

30.04.2010

国際調査報告の発送日

18.05.2010

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
 郵便番号100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

谷垣 圭二

2Q

3010

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2004-194924 A (独立行政法人 科学技術振興機構) 2004.07.15, 全文全図 (ファミリーなし)	1-8