

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5387367号  
(P5387367)

(45) 発行日 平成26年1月15日(2014.1.15)

(24) 登録日 平成25年10月18日(2013.10.18)

(51) Int.Cl. F I  
A 6 1 B 5/18 (2006.01) A 6 1 B 5/18

請求項の数 5 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2009-269297 (P2009-269297)	(73) 特許権者	000005223 富士通株式会社
(22) 出願日	平成21年11月26日(2009.11.26)		神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2010-155072 (P2010-155072A)		
(43) 公開日	平成22年7月15日(2010.7.15)	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
審査請求日	平成24年8月15日(2012.8.15)		
(31) 優先権主張番号	特願2008-306178 (P2008-306178)	(72) 発明者	中野 泰彦 神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号 富士通株式会社内
(32) 優先日	平成20年12月1日(2008.12.1)	(72) 発明者	佐野 聡 神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号 富士通株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	増田 裕太 神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号 富士通株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 覚醒度判定装置および覚醒度判定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験者の心拍信号から振幅ピークを検出し、検出した各振幅ピークの間隔を心拍間隔として検出する心拍間隔検出手段と、

時間経過に伴う前記心拍間隔の変動に基づいて当該変動の周波数毎にスペクトル密度を算出し、算出したスペクトル密度が極大となる特徴点を判定する特徴点判定手段と、

前記周波数とスペクトル密度とを軸とするグラフを作成し、前記グラフ上の領域をデフォルトの領域に分割し、分割した各領域に眠気レベルの初期値を設定するグラフ作成手段とを有し、

前記グラフ作成手段は、あくびの回数または瞼を閉じている時間と前記眠気レベルとを対応付けた被験者情報と前記被験者のあくびの回数および瞼の状態とを基にして第1眠気レベルを判定し、前記グラフ上にプロットされた前記特徴点の位置に対応する第2眠気レベルと前記第1眠気レベルとが異なる場合に、前記第1眠気レベルと同一の眠気レベルとなる前記グラフ上の第2眠気レベルの領域を特定し、特定した領域の境界線を、プロットされた前記特徴点を包含する位置まで移動させる

ことを特徴とする覚醒度判定装置。

【請求項2】

前記グラフ作成手段によって作成されたグラフ上に前記特徴点をプロットし、前記特徴点が位置する前記グラフ上の領域に基づいて前記被験者の覚醒度を判定する覚醒度判定手段を更に有する請求項1に記載の覚醒度判定装置。

10

20

## 【請求項 3】

前記グラフ作成手段は、前記特徴点の移動範囲に基づいて前記グラフのスケールを調整する請求項 2 に記載の覚醒度判定装置。

## 【請求項 4】

前記グラフ上における前記特徴点の移動方向を基にして前記被験者に警告を出力するかどうかを判定する警告判定手段と、前記警告判定手段の判定結果に基づいて前記被験者にシステム応答を実行する手段とを更に有する請求項 2 または 3 に記載の覚醒度判定装置。

## 【請求項 5】

覚醒度判定装置が、

被験者の心拍信号から振幅ピークを検出し、検出した各振幅ピークの間隔を心拍間隔として検出して記憶装置に記憶する心拍間隔検出ステップと、

時間経過に伴う前記心拍間隔の変動に基づいて当該変動の周波数毎にスペクトル密度を算出し、算出したスペクトル密度が極大となる特徴点を判定する特徴点判定ステップと、

前記周波数とスペクトル密度とを軸とするグラフを作成し、前記グラフ上の領域をデフォルトの領域に分割し、分割した各領域に眠気レベルの初期値を設定するグラフ設定ステップと、

あくびの回数または瞼を閉じている時間と前記眠気レベルとを対応付けた被験者情報と前記被験者のあくびの回数および瞼の状態とを基にして第 1 眠気レベルを判定し、前記グラフ上にプロットされた前記特徴点の位置に対応する第 2 眠気レベルと前記第 1 眠気レベルとが異なる場合に、前記第 1 眠気レベルと同一の眠気レベルとなる前記グラフ上の第 2 眠気レベルの領域を特定し、特定した領域の境界線を、プロットされた前記特徴点を包含する位置まで移動させるグラフ調整ステップと

を実行する覚醒度判定方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

この発明は、被験者の覚醒度を判定する覚醒度判定装置および覚醒度判定方法に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、被験者の眠気や覚醒度を計測する様々な技術が考案されている。例えば、運転手の撮影画像の顔面領域から、運転手の上瞼、及び下瞼を含む目の周辺領域を抽出し、眼球と瞼との輝度差に基づき、上瞼の最高点と下瞼の最下点との距離（以下、各瞼の距離と表記する）を算出することで、覚醒度を求める技術が存在する（例えば、特許文献 1 参照）。

## 【0003】

また、被験者の脈拍信号を取得し、脈拍間隔の揺らぎ周波数の変化に基づいて、覚醒度を判定する技術も知られている。かかる技術では、脈拍間隔の揺らぎ周波数の分布を解析して低周波成分に比較して高周波成分が優位になる場合に、覚醒度が低くなる（被験者が眠い状態である）と判定している。いわば、高周波成分と低周波成分の比率の変化で判断していた。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0004】

【特許文献 1】特開 2008 - 186263 号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

しかしながら、上述した従来の技術では、個人毎に正確な覚醒度を判定することができないという問題があった。

10

20

30

40

50

## 【0006】

具体的には、被験者毎の各瞼の距離には個人差があるにもかかわらず、上述した手法では、被験者から算出した各瞼の距離によって求められる覚醒度を、例えば、統計的手法で求められた各瞼の距離と覚醒度との関係から特定しているため、特定した覚醒度は、必ずしも各被験者の覚醒度に合致していない。また、お化粧品などの影響で下瞼と上瞼の位置を正確にとらえることができず、距離計算が誤ったものになるなどの影響がでていた。

## 【0007】

また、脈拍間隔の揺らぎ周波数の変化に基づいて、覚醒度を判定する場合であっても、覚醒度が下がるにつれてゆらぎ周波数の比率がどの程度変化するかは個人差があり、個人毎に精度よく覚醒度を算出するためには、検出した揺らぎ周波数の変化の度合い、その個人にとってどの程度の覚醒度の変化度合いに相当するのかを求める必要がある。

10

## 【0008】

この発明は、上述した従来技術による問題点を解消するためになされたものであり、個人毎に正確な覚醒度を判定することができる覚醒度算出装置および覚醒度判定方法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】

上述した課題を解決し、目的を達成するため、この覚醒度判定装置は、被験者の心拍信号から振幅ピークを検出し、検出した各振幅ピークの間隔を心拍間隔として検出する心拍間隔検出手段と、時間経過に伴う前記心拍間隔の変動に基づいて当該変動の周波数毎にスペクトル密度を算出し、算出したスペクトル密度が極大となる特徴点を判定する特徴点判定手段と、前記被験者の行動に関する情報を含んだ被験者情報と前記特徴点とを基にして前記被験者の覚醒度を判定する覚醒度判定手段とを有することを要件とする。

20

## 【発明の効果】

## 【0010】

この覚醒度判定装置によれば、個人毎に正確な覚醒度を判定することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0011】

【図1】図1は、本実施例1にかかる覚醒度判定装置の概要および特徴を説明するための図である。

30

【図2】図2は、本実施例1にかかる覚醒度判定装置の構成を示す機能ブロック図である。

【図3】図3は、心拍検出部が検出する心拍信号の一例を示す図である。

【図4】図4は、心拍間隔変動データを心拍間隔 - 時間平面上で示した図である。

【図5】図5は、周波数とスペクトル密度との関係を示す図である。

【図6】図6は、各極大周波数および各極大周波数に対応するスペクトル密度を時系列で表した図である。

【図7】図7は、クラスタリングデータ記憶部が記憶するクラスタリングデータのデータ構造の一例を示す図である。

【図8】図8は、眠気判定テーブルのデータ構造の一例を示す図である。

40

【図9】図9は、スケールを最適に調整されたグラフの一例を示す図である。

【図10】図10は、グラフ調整部の処理を説明するための図である。

【図11】図11は、覚醒度と周波数とを軸とするグラフの一例を示す図である。

【図12】図12は、本実施例1にかかる覚醒度判定装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図13】図13は、実施例にかかる覚醒度判定装置を構成するコンピュータのハードウェア構成を示す図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0012】

以下に添付図面を参照して、この発明に係る覚醒度判定装置および覚醒度判定方法の好

50

適な実施の形態を詳細に説明する。

【実施例 1】

【0013】

まず、本実施例 1 にかかる覚醒度判定装置の概要について説明する。図 1 は、本実施例 1 にかかる覚醒度判定装置の概要を説明するための図である。覚醒度判定装置は、まず、被験者（例えば、車を運転中の運転手）の心拍信号から振幅ピークを検出し、検出した各振幅ピークの間隔を心拍間隔として検出する。

【0014】

そして、覚醒度判定装置は、時間経過に伴う心拍間隔の変動に基づいて当該変動の周波数毎にスペクトル密度を算出し、算出したスペクトル密度が極大となる特徴点を判定する。覚醒度判定装置は、周波数と覚醒度とを軸とするグラフを作成し（図 1 参照）、被験者情報を基にして、グラフ上の領域を眠気レベルに応じて分割すると共に、特徴点の移動範囲に応じて、グラフのスケールを調整する。

10

【0015】

ここで、被験者情報には、被験者の行動に関する情報が含まれており、例えば、被験者の顔画像から抽出した瞼の閉じ具合や、車線逸脱時間、フラフラ運転の度合等が含まれる。また、図 1 に示す縦軸の覚醒度は、スペクトル密度の値の上下関係を反転したものである（覚醒度とスペクトル密度との関係は、スペクトル密度が大きくなると、覚醒度が小さくなるという関係にある）。

【0016】

20

図 1 に示す例では、覚醒度判定装置は、眠気レベルが低い順に眠気レベル 1 ~ 眠気レベル 5 にグラフの領域を分割している。ここでは一例として、眠気レベルは、レベル 5 > レベル 4 > レベル 3 > レベル 2 > レベル 1 とする。ここで、眠気レベル 1 の覚醒度が最も高く、眠気レベル 5 の覚醒度が最も低くなる。なお、覚醒度が高い場合には、被験者は目が覚めている状態であり、覚醒度が低い場合には、被験者は眠い状態にある。

【0017】

続いて、覚醒度判定装置は、被験者の心拍信号に応じて、時々刻々と変化する特徴点をグラフ上にプロットし、被験者の覚醒度を判定する。例えば、覚醒度判定装置は、現在の特徴点のグラフ上の位置が眠気レベル 2 の状態であり、かかる特徴点が眠気レベル 2 から眠気レベル 3 方向に移動した場合には、被験者は眠気が強くなっており危険であるため、被験者に何らかのシステム応答（アクション）をおこす（アクションの具体的内容は後述する）。一方、現在の特徴点のグラフ上の位置が眠気レベル 3 の状態であっても、かかる特徴点が眠気レベル 3 から眠気レベル 2 の方向に移動した場合には、被験者は目が覚めつつあるので、被験者の気分を害さないために、被験者に対するアクションを起こさない。

30

【0018】

このように、本実施例 1 にかかる覚醒度判定装置は、被験者にあわせてグラフを眠気レベル毎に複数の領域に分割し、グラフ上の特徴点に基づいて被験者が実際に眠くなっているか否かを判定するので、被験者毎に正確な覚醒度を算出することができる。

【0019】

また、本実施例 1 にかかる覚醒度判定装置は、グラフ上の特徴点の移動方向に応じて、被験者に対するアクションを切り替えるので、被験者の気分を害すことなく、被験者に各種のアクションを与え、運転事故等を予防することができる。

40

【0020】

次に、本実施例 1 にかかる覚醒度判定装置の構成について説明する。図 2 は、本実施例 1 にかかる覚醒度判定装置 100 の構成を示す機能ブロック図である。図 2 に示すように、この覚醒度判定装置 100 は、心拍検出部 101 と、心拍間隔算出部 102 と、スペクトル算出部 103 と、ピーク周波数算出部 104 と、ピーク周波数クラスタリング部 105 と、クラスタリングデータ記憶部 105a と、眠気レベル判定部 106 と、グラフ調整部 107 と、システム応答判定部 108 と、出力部 109 とを有する。

【0021】

50

このうち、心拍検出部 101 は、被験者の心拍信号を検出する手段である。この心拍検出部 101 は、例えば、被験者に接触している電極に対して電圧を印加し、各電極の電位差から被験者の心拍信号を取得することができる。図 3 は、心拍検出部 101 が検出する心拍信号の一例を示す図である。心拍検出部 101 は、心拍信号のデータ（以下、心拍信号データ）を心拍間隔算出部 102 に出力する。

【0022】

心拍間隔算出部 102 は、心拍信号データに基づいて心拍信号の振幅ピークを検出し、検出したタイミングの間隔（以下、心拍間隔と表記する）を検出する手段である。図 3 を用いて心拍間隔算出部 102 の処理を説明する。同図に示すように、心拍間隔算出部 102 は、心拍信号の振幅が閾値以上となるポイント R、すなわち振幅ピークを検出し、検出した各ポイント R の間隔（R - R インターバルに対応する時間間隔）を算出する。

10

【0023】

心拍間隔算出部 102 は、算出した心拍間隔のデータ（以下、心拍間隔データと表記する）をスペクトル算出部 103 に出力する。なお、振幅ピークの検出方法は上述の方法に限るものではなく、例えば、心拍信号の微分係数が正から負に変わるゼロクロス点を使う方法、振幅波形につきパターンマッチングを行ってピークを検出する方法などを用いても構わない。

【0024】

スペクトル算出部 103 は、心拍間隔データを基にして心拍間隔の変動に対するスペクトル密度を算出する手段である。ここで、スペクトル算出部 103 の行う処理を具体的に説明すると、まず、スペクトル算出部 103 は、心拍間隔データを基にして、時間変化によって変動する心拍間隔のデータ（以下、心拍間隔変動データと表記する）を生成する。図 4 は、心拍間隔変動データを心拍間隔 - 時間平面上で示した図である。図 4 の下段に示すように、心拍間隔は時間変化に伴って変動している。

20

【0025】

続いて、スペクトル算出部 103 は、心拍間隔変動データを基にして各周波数に対応するスペクトル密度を算出する。図 5 は、周波数とスペクトル密度との関係を示す図である。同図に示すように、スペクトル密度は複数の周波数において極大となっている。スペクトル算出部 103 は、算出したスペクトル密度と周波数との関係を示すデータ（以下、スペクトル密度データと表記する）をピーク周波数算出部 104 に出力する。

30

【0026】

なお、スペクトル算出部 103 がスペクトル密度を算出する方法はどのような方法を用いても構わないが、例えば、AR (Autoregressive) モデルを用いてスペクトル密度を算出することができる。AR モデルは、非特許文献（佐藤俊輔、吉川昭、木竜徹、"生体信号処理の基礎"、コロナ社）などに開示されてあるように、ある時点の状態を過去の時系列データの線形和で表すモデルであり、フーリエ変換と比較して少ないデータ数でも明瞭な極大点が得られるという特徴がある。

【0027】

時系列  $x(s)$  の  $p$  次の AR モデルは、過去の値に対する重みである AR 係数  $a(m)$  および誤差項  $e(s)$  を用いて

40

【数 1】

$$x(s) = \sum_{m=1}^p a(m)x(s-m) + e(s) \quad \dots(1)$$

によって表すことができる（理想的には  $e(s)$  はホワイトノイズである）。

【0028】

そして、 $p$  を同定次数、 $f_s$  をサンプリング周波数、 $\sigma_p$  を同定誤差とし、

【数 2】

$$\hat{a}_p(k)$$

を  $k$  次の  $AR$  係数とすると、スペクトル密度  $P_{AR}(f)$  は

【数 3】

$$P_{AR}(f) = \frac{1}{f_s} \frac{\varepsilon_p}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p \hat{a}_p(k) e^{-\frac{2\pi j k f}{f_k}} \right|^2} \quad \dots (2)$$

10

によって表すことができる。スペクトル算出部 103 は、式 (2) および心拍間隔変動データを基にして、スペクトル密度データを算出することができる。

【0029】

図 2 の説明に戻ると、ピーク周波数算出部 104 は、スペクトル密度データを基にしてスペクトル密度が極大となる周波数（以下、極大周波数と表記する）および極大周波数に対応するスペクトル密度（以下、極大スペクトル密度と表記する）を算出する手段である。ピーク周波数算出部 104 は、

【数 4】

$$\frac{dP_{AR}(f)}{df} = 0 \quad \dots (3)$$

20

となる周波数  $f$  を極大周波数として算出し、この極大周波数を式 (2) に代入することによって極大スペクトル密度を得る。

【0030】

図 6 は、各極大周波数および各極大周波数に対応するスペクトル密度を時系列で表した図である。例えば、スペクトル算出部 103 が 10 秒間隔でスペクトル密度データを算出している場合には、図 6 に示す時系列方向の点の間隔は 10 秒間隔となる。ピーク周波数算出部 104 は、極大周波数および極大スペクトル密度のデータをピーク周波数クラスタリング部 105 に出力する。

30

【0031】

ピーク周波数クラスタリング部 105 は、極大周波数および極大スペクトル密度を複数のクラスタに分類し、分類した結果をクラスタリングデータ記憶部 105a に記憶する手段である。図 7 は、クラスタリングデータ記憶部 105a が記憶するクラスタリングデータのデータ構造の一例を示す図である。

【0032】

図 7 に示すように、このクラスタリングデータは、極大周波数が類似する（所定帯域に含まれる）極大周波数ごとに各クラスタに分類されており、それぞれの極大周波数には極大スペクトル密度が対応付けられている。このクラスタリングデータは、計測開始後一定時間の極大周波数および極大スペクトル密度のデータを取得して初期登録してもよいし、個人ごとに予め作成されたデータベースから個人固有の極大周波数および極大スペクトル密度のデータを基にして初期登録してもよい。

40

【0033】

また、各クラスタには、各クラスタに代表周波数および代表スペクトル密度が設定されている。代表周波数は、クラスタに含まれる極大周波数の代表値であり、代表スペクトル密度は、クラスタに含まれる極大スペクトル密度の代表値である。

【0034】

ピーク周波数クラスタリング部 105 は、代表周波数を、クラスタに含まれる極大周波数の平均によって算出することができ、代表スペクトル密度も、クラスタに含まれる極大

50

スペクトル密度の平均によって算出することができる。ピーク周波数クラスタリング部 105 は、クラスタリングデータに含まれる各クラスタ 1～4 のうち、予め設定されたクラスタを選択し、選択したクラスタの代表周波数と代表スペクトル密度との関係の特徴点データとして、グラフ調整部 107 およびシステム応答判定部 108 に出力する。

#### 【0035】

眠気レベル判定部 106 は、車内に取り付けられたカメラ（図示略）を用いて被験者の顔をモニタリングし、被験者の眠気レベルを判定する手段であり、判定結果をグラフ調整部 107 に出力する。具体的に、眠気レベル判定部 106 は、被験者の瞼の状態（例えば、瞼が閉じている時間、瞼が開閉する周期）と眠気判定テーブルとを比較して、被験者の眠気レベルを判定する。図 8 は、眠気判定テーブルのデータ構造の一例を示す図である。

10

#### 【0036】

図 8 に示すように、この眠気判定テーブルは、眠気レベルと瞼閉時間（瞼が閉じられている間の時間）と傾向とが対応付けられて記憶されている。眠気レベル判定部 106 は、被験者の瞼閉時間が 5 秒以上の場合には、被験者の眠気レベルは眠気レベル 5 であると判定する。

#### 【0037】

眠気レベル判定部 106 は、被験者の瞼閉時間が 2 秒以上 5 秒未満の場合、あるいは、所定時間あたりの、瞼の大きな開閉行動（たとえば、上瞼の頂点と下瞼の頂点の距離が閾値以上となる瞼の開閉行動）が断続的に増加する場合には、被験者の眠気レベルは眠気レベル 4 であると判定する。

20

#### 【0038】

眠気レベル判定部 106 は、被験者の瞼閉時間が 1 秒以上 2 秒未満の場合、あるいは、所定時間あたりの、瞼の開閉時間が増加傾向で断続的な増加である場合には、被験者の眠気レベルは眠気レベル 3 であると判定する。

#### 【0039】

眠気レベル判定部 106 は、被験者の瞼閉時間が 0.1 秒以上 1 秒未満の場合、あるいは、所定時間あたりの、瞼の開閉時間が増加傾向の場合には、被験者の眠気レベルは眠気レベル 2 であると判定する。眠気レベル判定部 106 は、被験者の瞼の開閉時間および閉時間が周期的である場合には、眠気レベルは眠気レベル 1 であると判定する。上記の秒数の閾値レベルは、一例であって、レベル 2 を 0.1～0.5 秒、レベル 3 を 0.5～1.0 秒、レベル 4 を 1.0～2 秒、レベル 5 を 2 秒以上などとしてもよく、フィールド試験やユーザからの要望などから、最適値を設定することができる。

30

#### 【0040】

ところで、眠気レベル判定部 106 が被験者の眠気レベルを判定する処理は、上記の処理に限られるものではない。例えば、眠気レベル判定部 106 は、被験者のあくびに基づいて眠気レベルを判定しても良い。眠気レベル判定部 106 が被験者のあくびを検出する方法としては、例えば、被験者の顔をモニタリングして口元を監視する方法と、被験者の脈拍を監視する方法がある。

#### 【0041】

まず、眠気レベル判定部 106 が被験者の顔をモニタリングして口元を監視することで、被験者のあくびを検出する方法について説明する。例えば、眠気レベル判定部 106 は、被験者の上唇と下唇とが閾値以上はなれている場合に、被験者が口を開けていると判定する。そして、眠気レベル判定部 106 は、被験者の口が所定時間以上開いている場合に、被験者があくびをしたと判定してもよい。または、眠気レベル判定部 106 は、被験者の口が所定の時間以上の周期で開閉した場合に、被験者があくびをしたと判定してもよい。

40

#### 【0042】

続いて、眠気レベル判定部 106 が被験者の脈拍を監視することで、被験者のあくびを検出する方法について説明する。例えば、眠気レベル判定部 106 は、被験者があくびをする際の心拍変動に現れる特徴的な波形を記憶しておき、かかる波形と被験者から検出さ

50

れる波形とを比較して、被験者があくびをしたか否かを判定しても良い。または、眠気レベル判定部106は、特開2007-319378号公報に開示された技術を利用して、被験者の脈拍から被験者があくびをしたか否かを判定しても良い。

【0043】

ここで、眠気レベル判定部106が被験者のあくびの状態により眠気レベルを判定する場合の一例について説明する。眠気レベル判定部106は、被験者のあくびを初めて検出した場合に、眠気レベルを「レベル3」と判定する。また、眠気レベル判定部106は、1分間に被験者のあくびを2回以上検出した場合に、眠気レベルを「レベル4」と判定する。眠気レベル判定部106は、眠気レベルの判定結果をグラフ調整部107に出力する。

10

【0044】

グラフ調整部107は、スペクトル密度(覚醒度)および周波数を軸とするグラフを作成し、眠気レベル判定部106の判定結果に基づいてグラフ上の領域を眠気レベル毎に分割する手段である。以下において、グラフ調整部107の処理を具体的に説明する。

【0045】

まず、グラフ調整部107は、グラフのスケールをデフォルトに設定し、所定時間の間、ピーク周波数クラスタリング部105から順次出力される特徴点データを基にして、グラフ上に特徴点をプロットする。グラフ調整部107は、グラフ上にプロットした各特徴点の中から、最上点、最下点、最右点、最左点を検出する。

【0046】

ここで、最上点は、グラフにプロットした特徴点の内、最もスペクトル密度が大きい特徴点であり、最下点は、グラフにプロットした特徴点の内、最もスペクトル密度が小さい特徴点である。最右点は、グラフにプロットした特徴点の内、最も周波数が大きい特徴点であり、最左点は、グラフにプロットした特徴点の内、最も周波数が小さい特徴点となる。

20

【0047】

グラフ調整部107は、検出した最上点、最下点、最右点、最左点が、グラフ上に最適に含まれるように、グラフのスケールを調整する。例えば、グラフ調整部107は、グラフに含める周波数の最小値を、最左点の周波数から所定値減算した周波数とし、グラフに含める周波数の最大値を、最右点の周波数に所定値加算した周波数にする。

30

【0048】

また、グラフ調整部107は、グラフに含めるスペクトル密度の最小値を、最下点のスペクトル密度から所定値減算したスペクトル密度とし、グラフに含めるスペクトル密度の最大値を、最上点のスペクトル密度に所定値加算したスペクトル密度とする。図9は、スケールを最適に調整されたグラフの一例を示す図である。

【0049】

続いて、グラフ調整部107は、グラフ(スケールを最適に調整されたグラフ)上の領域を眠気レベル毎に分割する。図10は、グラフ調整部107の処理を説明するための図である。まず、グラフ調整部107は、デフォルト値に基づいて、グラフを眠気レベル1~5に分割する。

40

【0050】

そして、グラフ調整部107は、ピーク周波数クラスタリング部105から出力される特徴点データをグラフにプロットし、グラフにプロットした領域と、眠気レベル判定部106の判定結果に基づいて、グラフの眠気レベルの領域を調整する。

【0051】

例えば、グラフ調整部107は、特徴点A(図10参照)をグラフにプロットした時点における、眠気レベル判定部106の判定結果が、眠気レベル5の場合には、判定結果と特徴点Aの眠気レベルとが等しいので、グラフの眠気レベルの領域をそのままの状態にする。

【0052】

50

また、例えば、グラフ調整部 107 がグラフに特徴点データをプロットした時点において、眠気レベル判定部 106 が被験者のあくびを初めて検出した場合のグラフの調整について説明する。この場合、眠気レベルは「レベル 3」となるので、グラフ調整部 107 は、眠気レベル 2 と 3 との境界線が、プロットした特徴点データを通過するように、境界線を平行移動させる。なお、グラフ調整部 107 は、眠気レベル 2 と 3 との境界線を平行移動させた場合に、かかる移動の距離に合わせて、眠気レベル 1 と 2 との境界線、眠気レベル 3 と 4 との境界線、眠気レベル 4 と 5 との境界線を平行移動させても良い。

【 0053 】

また、グラフ調整部 107 が、グラフ調整部 107 がグラフに特徴点データをプロットした時点において、被験者のあくびを基に眠気レベルを「レベル 4」と判定した場合のグラフの調整について説明する。この場合、グラフ調整部 107 は、眠気レベル 4 と 5 との境界線が、プロットした特徴点データを通過するように、境界線データを平行移動させる。なお、グラフ調整部 107 は、眠気レベル 4 と 5 との境界線を平行移動させた場合に、かかる移動の距離に合わせて、眠気レベル 1 と 2 との境界線、眠気レベル 2 と 3 との境界線、眠気レベル 3 と 4 との境界線を平行移動させても良い。

10

【 0054 】

一方、グラフ調整部 107 は、特徴点 B (図 10 参照) をグラフにプロットした時点における、眠気レベル判定部 106 の判定結果が、眠気レベル 4 の場合には、判定結果と特徴点 B の眠気レベルとが異なるので、グラフの眠気レベル領域を調整する。この場合には、グラフ上の眠気レベル 4 の領域を特徴点 B まで押し下げる。

20

【 0055 】

グラフ調整部 107 は、調整したグラフのデータをシステム応答判定部 108 および出力部 109 に出力する。なお、グラフ調整部 107 は、グラフのデータを出力する場合に、スペクトル密度の上下関係を反転したデータを作成し、作成したデータをシステム応答判定部 108 および出力部 109 に出力してもよい。スペクトル密度の上下関係を反転することにより、スペクトル密度と周波数とを軸とするグラフが、覚醒度と周波数とを軸とするグラフとなる。図 11 は、覚醒度と周波数とを軸とするグラフの一例を示す図である。

【 0056 】

システム応答判定部 108 は、グラフ調整部 107 から出力されるグラフのデータと、ピーク周波数クラスタリング部 105 から出力される特徴点データとを取得し、グラフの各眠気レベルの領域を移動する特徴点に基づいて、被験者に警報アクションを行う手段である。

30

【 0057 】

例えば、システム応答判定部 108 は、グラフ上の特徴点が眠気レベル 2 の領域から眠気レベル 3 に移行した場合には、被験者は眠りにつきつつあり危険な状態であるため、音声による注意発起を行う(マイクから「少し休憩をしたほうがよさそうです」等の音声出力する)。一方、システム応答判定部 108 は、グラフ上の特徴点が眠気レベル 3 の領域から眠気レベル 2 の領域に移行した場合には、被験者は目が覚めつつあるので、被験者の気分を害さないために、被験者に対するアクションを起こさない。

40

【 0058 】

出力部 109 は、各種の情報を出力する出力手段であり、例えば、ディスプレイ、マイクなどが含まれる。出力部 109 は、グラフ調整部 107 からグラフのデータを取得した場合には、取得したグラフをディスプレイに表示する。また、出力部 109 は、システム応答判定部 108 からの制御命令に応じて、各種のアクションを被験者に対して起こす(例えば、音声による注意発起を行う)。

【 0059 】

次に、本実施例 1 にかかる覚醒度判定装置 100 の処理手順について説明する。図 12 は、本実施例 1 にかかる覚醒度判定装置 100 の処理手順を示すフローチャートである。図 12 に示すように、覚醒度判定装置 100 は、心拍検出部 101 が心拍信号データを取

50

得し(ステップS101)、心拍間隔算出部102が心拍間隔を検出する(ステップS102)。

【0060】

そして、スペクトル算出部103が、各周波数に対応するスペクトル密度を算出し(ステップS103)、ピーク周波数算出部104が、スペクトル密度が極大となる周波数を算出し(ステップS104)、ピーク周波数クラスタリング部105が、極大周波数をクラスタリングする(ステップS105)。

【0061】

続いて、グラフ調整部107は、ピーク周波数クラスタリング部105から出力される特徴点データの移動範囲に基づいて、グラフのスケールを調整し(ステップS106)、眠気レベル判定部106から出力される判定結果に基づいて、グラフ上に眠気レベルをマッピングする(ステップS107)。システム応答判定部108は、グラフのデータと特徴点とを基にして、眠気レベルを判定し(ステップS108)、判定結果に応じてユーザにアクションを起こす(ステップS109)。

10

【0062】

上述してきたように、本実施例1にかかる覚醒度判定装置100は、グラフ調整部107が、被験者にあわせてグラフを眠気レベル毎に複数の領域に分割し、システム応答判定部108が、グラフ上の特徴点に基づいて被験者が実際に眠くなっているか否かを判定するので、被験者毎に正確な覚醒度を算出することができる。

【0063】

また、本実施例1にかかる覚醒度判定装置100は、システム応答判定部108が、グラフ上の特徴点の移動方向に応じて、被験者に対するアクションを切り替えるので、被験者の気分を害すことなく、被験者に各種のアクションを与え、運転事故等を予防することができる。

20

【実施例2】

【0064】

さて、これまで本発明の実施例について説明したが、本発明は上述した実施例1以外にも種々の異なる形態にて実施されてよいものである。そこで、以下では実施例2として本発明に含まれる他の実施例を説明する。

【0065】

(1) 被験者に対するアクション

上述した実施例1では、システム応答判定部108が、グラフ上の各眠気レベルの領域を移動する特徴点に基づいて、被験者に対して警報を出力していたが、システム応答判定部108が起こすアクションは、実施例1の内容に限定されるものではない。以下において、システム応答判定部108が実行するアクションのバリエーションについて説明する。なお、システム応答判定部108が実行するアクションには、音声(音響)や音楽による注意発起の他に、車内に酸素を送り込み酸素濃度を増加させるアクション、ミストを車内に送り込み湿度を上昇させるアクション、被験者に対する帯電を防止・あるいは除去するアクション、ノイズ増強を行うアクション、香りを含んだ空気を車内あるいは被験者に送り込む、ハンドルやシートを振動させる、窓の開閉を行う、軽い電気ショックを起こさせる、シートベルトを軽く引っ張るなどのアクションが含まれる。

30

40

【0066】

眠気レベルが2、1、2、・・・と断続的に変化している場合、すなわち、特徴点が眠気レベル2と1の境界を行ったりきたりしている場合には、システム応答判定部108は、被験者は自発的に目覚めはじめていると判定し、強度を下げてアクションを実行する(例えば、音量を絞って、注意発起を行う)、もしくは、アクションを実行しない。

【0067】

眠気レベルが2、2、・・・、3、2のように変化し、一瞬眠気レベル3になり、眠気レベル2に復帰するように特徴点が移動している場合には、システム応答判定部108は、被験者は眠気が増大していることを自覚していないと判定し、強度を上げてアクション

50

を実行する（例えば、音量を上げて、注意発起を行う）と共に、他のアクション（例えば、車内の酸素濃度を上げる）をあわせて実行する。

【 0 0 6 8 】

眠気レベルが 2、3、3、・・・、3 のように変化し、特徴点が定常的に眠気レベル 3 に停滞している場合には、更に違うアクションを提示する。例えば、システム応答判定部 108 は、「眠気レベルが上昇しています。車線変更などを行い、気分転換することをお勧めします」、等の音声を出力して被験者に車線変更を促すことで、被験者の覚醒度の上昇を図る。また、システム応答判定部 108 は、準備してあった「アイテム」の取得を促すと共に、カーナビゲーションシステムと連動し、予め登録しておいた被験者の嗜好傾向にあるメニュー情報を音声で提示し、会話による覚醒効果を狙う。ここで、アイテムとしては、ガム、ドリンク、アメ、通信カラオケ、タバコなどの嗜好品が含まれる。

10

【 0 0 6 9 】

眠気レベルが 3、4、3、・・・、3、4 のように変化し、特徴点が眠気レベル 4 の領域まで達するようになった場合には、システム応答判定部 108 は、強い注意発起を行う。例えば、システム応答判定部 108 は、「棚上げ効果」を狙い、周辺車両状況として他車両の接近を強調して通知する。また、準備してあった「アイテム」を強く勧めると共に、新たなアイテムの導入を提案する。

【 0 0 7 0 】

眠気レベル 4、5 が頻発する場合には、警報判定装置 108 は、被験者自身も強く眠気を自覚するほどの眠気を検知したことを被験者に通知し、安全のため休憩を促すと共に、周辺の車両に眠気注意者であると通知する。また、警報アクションとしてあらゆる手段の強度を上げる。

20

【 0 0 7 1 】

眠気レベルが 3、2、3、2、・・・に変化し、特徴点が徐々に覚醒方向（眠気レベル 1 方向に近付いている場合）に近づいている場合は、さらに覚醒方向への遷移を助長させるアイテムを提示する。ここでの助長アイテムとしては、オペレータとの会話、カラオケなど、おしゃべりによる覚醒効果を得られるアイテムが含まれる。

【 0 0 7 2 】

このように、眠気レベルの変化の特徴に応じて、システム応答判定部 108 がアクションを切り替え、被験者に注意発起を行うので、被験者の気分を害すことなく、眠気による危険を防止することができる。

30

【 0 0 7 3 】

なお、警報判定装置 108 は、被験者の嗜好と覚醒効果とを予め登録しておき、高速道路等のサービスエリアで放送されている CM を受信すると共に、受信した CM の中から被験者の覚醒度を高める内容の CM を選択して、車内のスピーカから出力させても良い。

【 0 0 7 4 】

( 2 ) システムの構成など

ところで、本実施例において説明した各処理のうち、自動的に行われるものとして説明した処理の全部または一部を手動的に行うこともでき、あるいは、手動的に行われるものとして説明した処理の全部あるいは一部を公知の方法で自動的に行うこともできる。この他、上記文書中や図面中で示した処理手順、制御手順、具体的名称、各種のデータやパラメータを含む情報については、特記する場合を除いて任意に変更することができる。

40

【 0 0 7 5 】

また、実施例に示した覚醒度判定装置 100 の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況などに応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。さらに、各装置にて行われる各処理機能は、その全部または任意の一部が CPU および当該 CPU にて解析実行されるプログラムにて実現され、あるいは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

50

## 【 0 0 7 6 】

図 1 3 は、実施例にかかる覚醒度判定装置を構成するコンピュータ 1 0 のハードウェア構成を示す図である。図 1 3 に示すように、このコンピュータ（覚醒度判定装置）1 0 は、入力装置 1 1、モニタ 1 2、他の装置とデータ通信を行う通信制御装置 1 3、R A M（Random Access Memory）1 4、R O M（Read Only Memory）1 5、被験者から心拍信号を取得する心拍センサ 1 6、各種のアクションを実行する警報出力装置 1 7、C P U（Central Processing Unit）1 8、H D D（Hard Disk Drive）1 9 をバス 2 0 で接続している。

## 【 0 0 7 7 】

そして、H D D 1 9 には、上述した覚醒度判定装置 1 0 0 の機能と同様の機能を発揮する覚醒度判定プログラム 1 9 b が記憶されている。C P U 1 8 が、覚醒度判定プログラム 1 9 b を読み出して実行することにより、覚醒度判定プロセス 1 8 a が起動される。ここで、覚醒度判定プロセス 1 8 a は、実施例 1 に示した心拍検出部 1 0 1、心拍間隔算出部 1 0 2、スペクトル算出部 1 0 3、ピーク周波数算出部 1 0 4、ピーク周波数クラスタリング部 1 0 5、眠気レベル判定部 1 0 6、グラフ調整部 1 0 7、システム応答判定部 1 0 8 に対応する。

## 【 0 0 7 8 】

なお、H D D 1 9 は、実施例 1 のクラスタリングデータ記憶部 1 0 5 a 等に記憶されたデータに対応する各種データ 1 9 a を記憶している。C P U 1 8 は、H D D 1 9 に記憶された各種データ 1 9 a を R A M 1 4 に読み出し、各種データ 1 4 a および入力装置等から入力される被験者の行動に関する情報に基づいて、被験者の眠気レベルを判定し、警報出力装置 1 7 を制御して各種のアクションを被験者に対して実行する。

## 【 0 0 7 9 】

ところで、図 1 3 に示した覚醒度判定プログラム 1 9 b は、必ずしも最初から H D D 1 9 に記憶させておく必要はない。たとえば、コンピュータに挿入されるフレキシブルディスク（F D）、C D - R O M、D V D ディスク、光磁気ディスク、I C カードなどの「可搬用の物理媒体」、または、コンピュータの内外に備えられるハードディスクドライブ（H D D）などの「固定用の物理媒体」、さらには、公衆回線、インターネット、L A N、W A N などを介してコンピュータに接続される「他のコンピュータ（またはサーバ）」などに覚醒度判定プログラム 1 9 b を記憶しておき、コンピュータがこれらから覚醒度判定プログラム 1 9 b を読み出して実行するようにしてもよい。

## 【 0 0 8 0 】

以上の実施例を含む実施形態に関し、更に以下の付記を開示する。

## 【 0 0 8 1 】

（付記 1）被験者の心拍信号から振幅ピークを検出し、検出した各振幅ピークの間隔を心拍間隔として検出する心拍間隔検出手段と、

時間経過に伴う前記心拍間隔の変動に基づいて当該変動の周波数毎にスペクトル密度を算出し、算出したスペクトル密度が極大となる特徴点を判定する特徴点判定手段と、

前記被験者の行動に関する情報を含んだ被験者情報と前記特徴点とを基にして前記被験者の覚醒度を判定する覚醒度判定手段と

を有する覚醒度判定装置。

## 【 0 0 8 2 】

（付記 2）前記覚醒度判定手段は、前記周波数とスペクトル密度とを軸とするグラフを作成し、当該グラフ上の前記特徴点の位置と前記被験者情報とを基にして、前記グラフ上の領域を前記覚醒度に応じて分割するグラフ作成手段と、前記グラフ上に前記特徴点をプロットし、当該特徴点の位置する領域に基づいて前記被験者の覚醒度を判定する判定手段とを有する付記 1 に記載の覚醒度判定装置。

## 【 0 0 8 3 】

（付記 3）前記グラフ作成手段は、前記特徴点の移動範囲に基づいて前記グラフのスケールを調整する付記 2 に記載の覚醒度判定装置。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 4 】

(付記 4) 前記グラフ上における前記特徴点の移動方向を基にして前記被験者に警告を出力するか否かを判定する警告判定手段と、前記警告判定手段の判定結果に基づいて前記被験者にシステム応答を実行する手段とを更に有する付記 2 または 3 に記載の覚醒度判定装置。

## 【 0 0 8 5 】

(付記 5) 覚醒度判定装置が、  
被験者の心拍信号から振幅ピークを検出し、検出した各振幅ピークの間隔を心拍間隔として検出して記憶装置に記憶する心拍間隔検出ステップと  
時間経過に伴う前記心拍間隔の変動に基づいて当該変動の周波数毎にスペクトル密度を算出し、算出したスペクトル密度が極大となる特徴点を判定する特徴点判定ステップと、  
前記被験者の行動に関する情報を含んだ被験者情報と前記特徴点とを基にして前記被験者の覚醒度を判定する覚醒度判定ステップと  
を含んだ覚醒度判定方法。

10

## 【 0 0 8 6 】

(付記 6) 前記覚醒度判定ステップは、前記周波数とスペクトル密度とを軸とするグラフを作成し、当該グラフ上の前記特徴点の位置と前記被験者情報とを基にして、前記グラフ上の領域を前記覚醒度に応じて分割するグラフ作成ステップと、前記グラフ上に前記特徴点をプロットし、当該特徴点の位置する領域に基づいて前記被験者の覚醒度を判定する判定ステップとを含む付記 5 に記載の覚醒度判定方法。

20

## 【 0 0 8 7 】

(付記 7) 前記グラフ作成ステップは、前記特徴点の移動範囲に基づいて前記グラフのスケールを調整する付記 6 に記載の覚醒度判定方法。

## 【 0 0 8 8 】

(付記 8) 前記グラフ上における前記特徴点の移動方向を基にして前記被験者に警告を出力するか否かを判定する警告判定ステップと、前記警告判定ステップの判定結果に基づいて前記被験者にシステム応答を実行するステップとを更に含む付記 6 または 7 に記載の覚醒度判定方法。

## 【 0 0 8 9 】

(付記 9) コンピュータに、  
被験者の心拍信号から振幅ピークを検出し、検出した各振幅ピークの間隔を心拍間隔として検出して記憶装置に記憶する心拍間隔検出手順と、  
時間経過に伴う前記心拍間隔の変動に基づいて当該変動の周波数毎にスペクトル密度を算出し、算出したスペクトル密度が極大となる特徴点を判定する特徴点判定手順と、  
前記被験者の行動に関する情報を含んだ被験者情報と前記特徴点とを基にして前記被験者の覚醒度を判定する覚醒度判定手順と  
を実行させる覚醒度判定プログラム。

30

## 【 0 0 9 0 】

(付記 10) 前記覚醒度判定手順は、前記周波数とスペクトル密度とを軸とするグラフを作成し、当該グラフ上の前記特徴点の位置と前記被験者情報とを基にして、前記グラフ上の領域を前記覚醒度に応じて分割するグラフ作成手順と、前記グラフ上に前記特徴点をプロットし、当該特徴点の位置する領域に基づいて前記被験者の覚醒度を判定する判定手順とを含む付記 9 に記載の覚醒度判定プログラム。

40

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 9 1 】

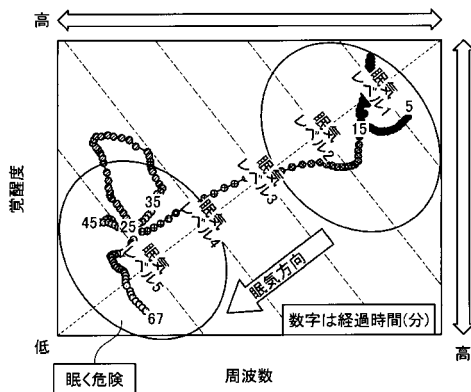
- 1 0 コンピュータ
- 1 1 入力装置
- 1 2 モニタ
- 1 3 通信制御装置
- 1 4 R A M

50

- 1 4 a , 1 9 a 各種データ
- 1 5 ROM
- 1 6 心拍センサ
- 1 7 警報出力装置
- 1 8 CPU
- 1 8 a 覚醒度判定プロセス
- 1 9 HDD
- 1 9 b 覚醒度判定プログラム
- 1 0 0 覚醒度判定装置
- 1 0 1 心拍検出部
- 1 0 2 心拍間隔算出部
- 1 0 3 スペクトル算出部
- 1 0 4 ピーク周波数算出部
- 1 0 5 ピーク周波数クラスタリング部
- 1 0 6 眠気レベル判定部
- 1 0 7 グラフ調整部
- 1 0 8 システム応答判定部
- 1 0 9 出力部

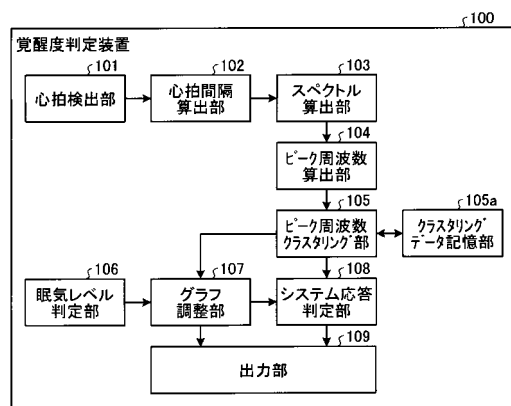
【図1】

本実施例1にかかる覚醒度判定装置の概要および特徴を説明するための図

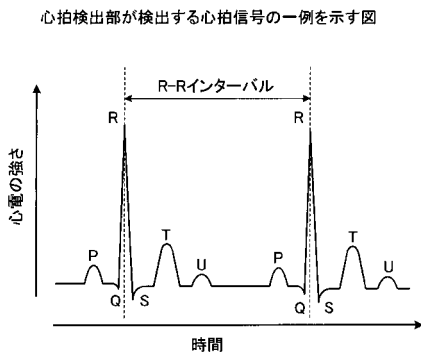


【図2】

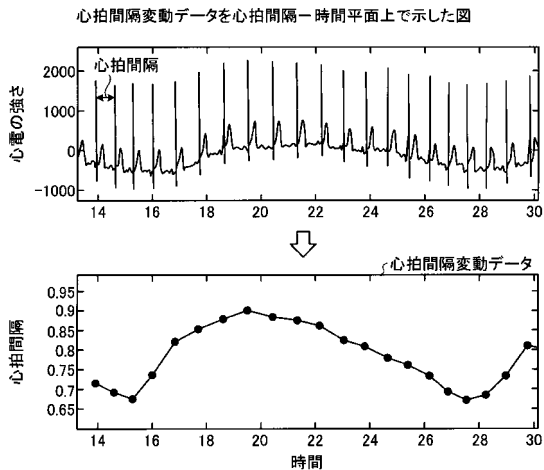
本実施例1にかかる覚醒度判定装置の構成を示す機能ブロック図



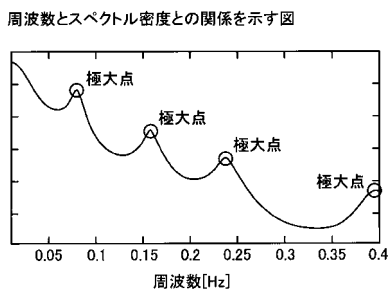
【図3】



【図4】

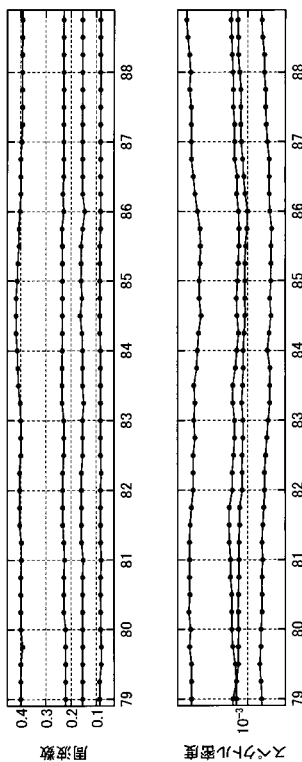


【図5】



【図6】

各種周波数および各極大周波数に対応するスペクトル密度を時系列で表した図



【図7】

クラスタリングデータ記憶部が記憶するクラスタリングデータのデータ構造の一例を示す図

クラスタリングデータ

クラスタ1	クラスタ2	クラスタ3	クラスタ4	...
極大周波数	極大周波数	極大周波数	極大周波数	...
極大スペクトル密度	極大スペクトル密度	極大スペクトル密度	極大スペクトル密度	...
0.09	0.15	0.22	0.39	...
0.088	0.14	0.23	0.38	...
0.091	0.16	0.22	0.41	...
0.095	0.18	0.25	0.42	...
...	...	...	...	...

クラスタ識別データ	代表周波数	代表スペクトル密度
クラスタ1	0.085	0.097
クラスタ2	0.15	0.017
クラスタ3	0.22	0.021
クラスタ4	0.41	0.006
...	...	...

【図8】

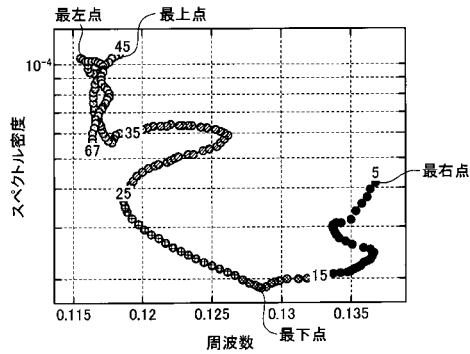
眠気判定テーブルのデータ構造の一例を示す図

眠気判定テーブル

眠気レベル	閉眼時間	傾向
レベル5	5秒以上	...
レベル4	2秒以上5秒未満	大きな開閉行動による断続的な増加
レベル3	1秒以上2秒未満	閉時間が増加傾向で断続的な増加
レベル2	0.1秒以上1秒未満	開時間が増加傾向
レベル1	...	周期的

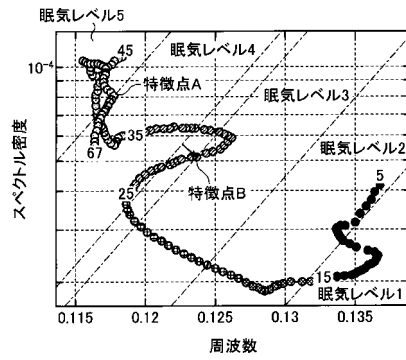
【図9】

スケールを最適に調整されたグラフの一例を示す図



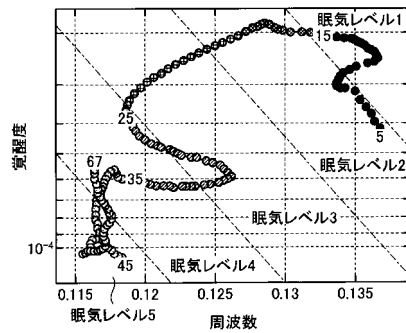
【図10】

グラフ調整部の処理を説明するための図



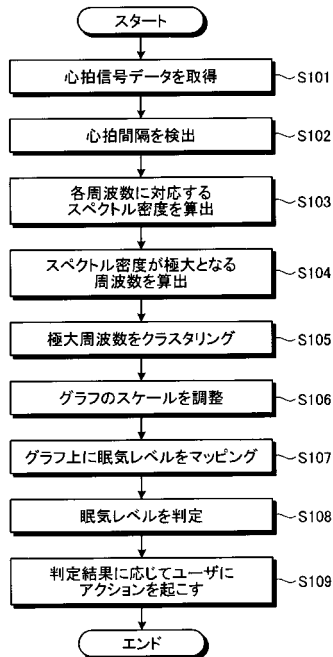
【図11】

覚醒度と周波数とを軸とするグラフの一例を示す図



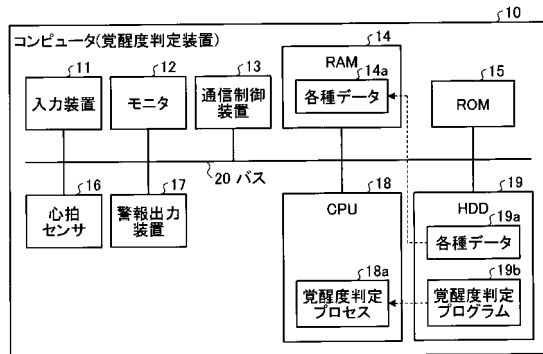
【図12】

本実施例IIにかかる覚醒度判定装置の処理手順を示すフローチャート



【図13】

実施例IIにかかる覚醒度判定装置を構成するコンピュータのハードウェア構成を示す図



---

フロントページの続き

(72)発明者 加藤 秀雄  
神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号 富士通株式会社内

審査官 湯本 照基

(56)参考文献 国際公開第2008/065724(WO, A1)  
特開2007-229218(JP, A)  
特開2008-161664(JP, A)  
特開2009-018091(JP, A)  
特開2008-140156(JP, A)  
特開2008-186181(JP, A)  
特開2008-065776(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 5/18