

(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 12 月 9 日(09.12.2010)

(10) 国際公開番号
WO 2010/140241 A1

PCT

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/16 (2006.01) *A61B 5/0245* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/060281
- (22) 国際出願日: 2009 年 6 月 4 日(04.06.2009)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 富士通株式会社 (FUJITSU LIMITED) [JP/JP]; 〒2118588 神奈川県川崎市中原区上小田中 4 丁目 1 番 1 号 Kanagawa (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 増田 裕太 (MASUDA, Yuta) [JP/JP]; 〒2118588 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 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 酒井 宏明 (SAKAI, Hiroaki); 〒1006020 東京都千代田区霞が関三丁目 2 番 5 号 霞が関ビルディング 酒井国際特許事務所 Tokyo (JP).

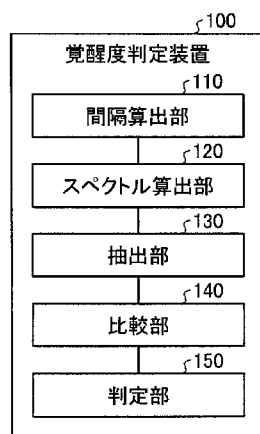
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, 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, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: AWAKING DEGREE JUDGMENT DEVICE, METHOD FOR JUDGING DEGREE OF AWAKING AND AWAKING DEGREE JUDGMENT PROGRAM

(54) 発明の名称: 覚醒度判定装置、覚醒度判定方法および覚醒度判定プログラム

[図1]



(57) Abstract: An awakening degree judgment device calculates a heart beat interval from a heart beat signal of an examinee and carries out a frequency analysis for the calculated heart beat interval to calculate a spectrum density for every frequency. Further, the awakening degree judgment device extracts at every predetermined timing a combination among the maximum point density that is a spectrum density at the maximum point out of the calculated spectrum densities, the maximum point frequency that is the frequency corresponding to the maximum point density, and a large or small differential relationship indicative of a difference between the spectrum density corresponding to a frequency existing before or after the maximum point frequency. After that, the awakening degree judgment device compares the maximum point frequency, the maximum point density, and the small or large differential relationship that are contained in the extracted combination with the maximum point frequency, the maximum point density, and the small or large differential relationship that are contained in the combination extracted before the timing of the former combination set forth above, respectively. The awakening degree judgment device judges the degree of awakening in accordance with the judgment standard determined from a result of the comparison.

(57) 要約:

[続葉有]

- 100 AWAKING DEGREE JUDGMENT DEVICE
110 INTERVAL CALCULATION UNIT
120 SPECTRUM CALCULATION UNIT
130 EXTRACTION UNIT
140 COMPARISON UNIT
150 JUDGMENT UNIT

WO 2010/140241 A1



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

覚醒度判定装置は、被験者の心拍信号から心拍間隔を算出し、算出した心拍間隔に対して周波数解析を実行することで、周波数ごとのスペクトル密度を算出する。そして、算出したスペクトル密度のうち極大点となるスペクトル密度である極大点密度と、該極大点密度に対応する周波数である極大点周波数と、該極大点周波数の前後にある周波数に対応するスペクトル密度と該極大点密度との差を示す大小差分関係とを組み合わせることで所定のタイミングごとに抽出する。そして、抽出した組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係とを、それぞれ、該組み合わせより前のタイミングにて抽出した組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係と比較する。そして、比較の結果により定まる判定基準に基づいて、覚醒度を判定する。

明 細 書

発明の名称：

覚醒度判定装置、覚醒度判定方法および覚醒度判定プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、覚醒度判定装置、覚醒度判定方法および覚醒度判定プログラムに関する。

背景技術

[0002] 従来より、被験者に負担をかけることなく、被験者の眠気や覚醒度を計測する手法として、被験者の心拍（脈拍）信号を用いる手法が知られている。例えば、心拍信号の覚醒時におけるピーク周波数を基準とし、ピーク周波数よりも被験者の心拍信号の周波数が低いかな否かによって被験者の眠気度合いを評価する手法が知られている。また、例えば、心拍信号の低周波部分および高周波部分の強度や低周波部分と高周波部分との比によって被験者の覚醒度を評価する手法も知られている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2004-350773号公報

特許文献2：特開平8-299443号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、上述した従来の手法では、被験者が眠気を感じていても眠らないように抗っている状態では、被験者の覚醒度を判定できないという課題があった。具体的には、被験者が眠気を感じていても眠らないように抗っている状態では、通常の睡眠移行時とは異なる変化を心拍信号が示し、被験者の覚醒度を判定できなかった。

[0005] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、被験者が眠気を感じていても眠らないように抗っている状態であっても覚醒度を判定することが可能

な覚醒度判定装置、覚醒度判定方法および覚醒度判定プログラム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

[0006] 本願の開示する覚醒度判定装置の一つの態様によれば、覚醒度判定装置は、被験者の心拍信号から心拍間隔を算出する間隔算出部を備える。また、覚醒度判定装置は、前記間隔算出部によって算出された心拍間隔に対して周波数解析を実行することで、周波数ごとのスペクトル密度を算出するスペクトル算出部を備える。また、覚醒度判定装置は、前記スペクトル算出部によって算出されたスペクトル密度のうち極大点となるスペクトル密度である極大点密度と、該極大点密度に対応する周波数である極大点周波数と、該極大点周波数の前後にある周波数に対応するスペクトル密度と該極大点密度との差を示す大小差分関係とを組み合わせることで所定のタイミングごとに抽出する抽出部を備える。また、覚醒度判定装置は、前記抽出部によって抽出された組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係とを、それぞれ、該組み合わせより前のタイミングにて抽出された組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係と比較する比較部を備える。また、覚醒度判定装置は、前記比較部による比較の結果により定まる判定基準に基づいて、覚醒度を判定する判定部を備える。

発明の効果

[0007] 被験者が眠気を感じていても眠らないように抗っている状態であっても覚醒度を判定することが可能である。

図面の簡単な説明

[0008] [図1] 図1は、実施例1に係る覚醒度判定装置の構成の一例について説明するためのブロック図である。

[図2] 図2は、実施例2に係る覚醒度判定装置の構成の一例について説明するためのブロック図である。

[図3] 図3は、実施例2における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、実施例2における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、実施例2における周波数とスペクトル密度との関係の一例を示す図である。

[図6] 図6は、実施例2における周波数とスペクトル密度との関係の一例を示す図である。

[図7] 図7は、実施例2における覚醒度判定調整部によるグラフへのプロットについて説明するための図である。

[図8] 図8は、実施例2における覚醒度判定調整部によるグラフの領域に対する眠気レベルの割り当てについて説明するための図である。

[図9-1] 図9-1は、実施例2における眠気状態移行時における変化について説明するための図である。

[図9-2] 図9-2は、実施例2における眠気に抗っている状態における変化について説明するための図である。

[図10] 図10は、実施例2における覚醒度判定調整部によるプロット手法について説明するための図である。

[図11] 図11は、実施例2に係る覚醒度判定装置による処理の流れの一例について説明するためのフローチャートである。

[図12] 図12は、現在の被験者の眠気推移を過去の推移の仕方と比較する覚醒度判定装置の構成の一例を説明するためのブロック図である。

[図13-1] 図13-1は、実施例2における極大点周波数の時系列における変化を表すための図である。

[図13-2] 図13-2は、実施例2における極大点密度の時系列における変化を表すための図である。

[図14] 図14は、実施例2に係る覚醒度判定プログラムを実行するコンピュータの一例について説明するための図である。

発明を実施するための形態

[0009] 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、覚醒度判定

方法および覚醒度判定プログラムの実施例を詳細に説明する。

実施例 1

[0010] [実施例 1 に係る覚醒度判定装置の構成]

図 1 を用いて、実施例 1 に係る覚醒度判定装置 100 の構成の一例について説明する。なお、図 1 は、実施例 1 に係る覚醒度判定装置の構成の一例について説明するためのブロック図である。

[0011] 図 1 に示すように、実施例 1 に係る覚醒度判定装置 100 は、間隔算出部 110 と、スペクトル算出部 120 と、抽出部 130 と、比較部 140 と、判定部 150 とを備える。

[0012] 間隔算出部 110 は、被験者の心拍信号から心拍間隔を算出する。スペクトル算出部 120 は、間隔算出部 110 によって算出された心拍間隔に対して周波数解析を実行することで、周波数ごとのスペクトル密度を算出する。

[0013] 抽出部 130 は、スペクトル算出部 120 によって算出されたスペクトル密度のうち極大点となるスペクトル密度である極大点密度と、該極大点密度に対応する周波数である極大点周波数と、大小差分関係とを組み合わせで所定のタイミングごとに抽出する。

[0014] ここで、大小差分関係は、極大点周波数の前後にある周波数に対応するスペクトル密度と該極大点密度との差を示す。例えば、横軸を周波数とし、縦軸をスペクトル密度とする心拍スペクトルにおいて、極大点に対応するピークの形状がとがっていればいる程、極大点周波数の前後にある周波数に対応するスペクトル密度と該極大点密度との差が大きくなる。また、極大点に対応するピークの形状がなだらかであればある程、極大点周波数の前後にある周波数に対応するスペクトル密度と該極大点密度との差が小さくなる。

[0015] 比較部 140 は、抽出部 130 によって抽出された組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係とを、それぞれ、該組み合わせより前のタイミングにて抽出された組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係と比較する。

[0016] 判定部 150 は、比較部 140 による比較の結果により定まる判定基準に

基づいて、覚醒度を判定する。具体的には、判定部 150 は、比較部 140 による比較の結果、前のタイミングにて抽出された組み合わせと比較して、極大点周波数が低下し、極大点密度が低下し、大小差分関係が小さくなったとの比較結果が得られる場合に、覚醒度が低下したと判定する。

[0017] [実施例 1 の効果]

上記したように、実施例 1 によれば、覚醒度判定装置 100 は、被験者が眠気を感じていても眠らないように抗っている状態であっても覚醒度を判定することが可能である。

実施例 2

[0018] [実施例 2 に係る覚醒度判定装置の構成]

図 2 を用いて、実施例 2 に係る覚醒度判定装置 100 の構成の一例について説明する。図 2 は、実施例 2 に係る覚醒度判定装置の構成の一例について説明するためのブロック図である。

[0019] 図 2 に示すように、覚醒度判定装置 100 は、心拍検出部 210 と、心拍間隔算出部 220 と、スペクトル算出部 230 と、ピーク周波数算出部 240 と、ピーク波形判定部 250 と、覚醒度判定調整部 260 と、覚醒度判定部 270 と、出力部 280 とを備える。

[0020] なお、図 2 に示す各部のうち、心拍検出部 210 と心拍間隔算出部 220 とは、図 1 における間隔算出部 110 に対応する。また、スペクトル算出部 230 とピーク周波数算出部 240 とは、それぞれ、図 1 におけるスペクトル算出部 120 と抽出部 130 とに対応する。また、ピーク波形判定部 250 は、図 1 における比較部 140 に対応する。また、覚醒度判定調整部 260 と覚醒度判定部 270 とは、図 1 における判定部 150 に対応する。

[0021] 心拍検出部 210 は、心拍間隔算出部 220 と接続される。また、図 3 に示すように、心拍検出部 210 は、被験者の心拍信号を検出し、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、被験者の心拍信号を各電極の電位差から取得する。なお、図 3 は、実施例 2 における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 3 の横軸は時間の経過を示し、縦軸

が心電の強さを示す。ここで、被験者とは、例えば、自動二輪車や自動四輪車などを運転中の運転者が該当する。また、例えば、心拍検出部 210 によって用いられる電極は、例えば、自動二輪車や自動四輪車のハンドルに埋め込まれる。

[0022] また、心拍検出部 210 は、検出した心拍信号を心拍間隔算出部 220 に出力し、例えば、図 3 に示すような心拍信号を出力する。

[0023] 心拍間隔算出部 220 は、心拍検出部 210 とスペクトル算出部 230 と接続される。また、心拍間隔算出部 220 は、心拍検出部 210 から心拍信号を受信し、受信した心拍信号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である心拍間隔を算出する。

[0024] 図 3 を用いて、心拍間隔算出部 220 による心拍間隔算出処理についてさらに説明する。図 3 の「R」に示すように、心拍間隔算出部 220 は、心拍検出部 210 から受信した心拍信号から振幅ピークを検出し、具体的には、心拍信号の振幅が閾値以上となる振幅ピークを検出する。そして、図 3 の「R-R インターバル」に示すように、心拍間隔算出部 220 は、検出した振幅ピーク「R」の間隔を算出することで、心拍間隔を算出する。

[0025] 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よい。

[0026] また、心拍間隔算出部 220 は、算出した心拍間隔をスペクトル算出部 230 に出力する。例えば、心拍間隔算出部 220 は、新たな振幅ピークを検出するごとに心拍間隔を算出し、算出した心拍間隔をスペクトル算出部 230 に出力する。

[0027] スペクトル算出部 230 は、心拍間隔算出部 220 とピーク周波数算出部 240 と接続される。また、スペクトル算出部 230 は、心拍間隔算出部 220 から心拍間隔を受信し、図 4 の (2) に示すように、受信した心拍間隔に基づいて、心拍間隔の時間経過による変化を示す心拍間隔変動データを算

出する。なお、図4は、実施例2における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。

[0028] 図4について簡単に説明する。また、図4の(2)は、実施例2における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り、横軸は時間の経過を示し、縦軸が心拍間隔を示す。なお、参考までに、図4の(1)として、心拍検出部210によって検出される心拍信号を示す図上に、心拍間隔を明示した図を示した。図4の(1)の横軸は時間の経過を示し、縦軸が心電の強さを示す。

[0029] また、スペクトル算出部230は、心拍間隔変動データに対して周波数解析を実行することで、図5に示すように、周波数ごとのスペクトル密度を算出する。言い換えると、スペクトル密度と周波数との関係を示すスペクトル密度データを算出する。なお、図5は、実施例2における周波数とスペクトル密度との関係の一例を示す図である。図5に示す例では、副交感神経の状態を反映するHF成分(0.15～0.5Hz)内に複数の極大点がある場合を例に示したが、HF成分内に極大点が一つである場合もある(図6参照)。

[0030] また、スペクトル算出部230は、スペクトル密度データをピーク周波数算出部240に出力する。例えば、スペクトル算出部230は、心拍間隔算出部220から新たな心拍間隔を受信するごとにスペクトル密度データを算出し、算出したスペクトル密度データをピーク周波数算出部240に出力する。

[0031] ここで、周波数ごとのスペクトル密度をスペクトル算出部230が算出する手法についてさらに説明する。スペクトル算出部230は、どのような方法を用いてスペクトル密度を算出してもよいが、例えば、AR(Autoregressive)モデルを用いてスペクトル密度を算出する。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)などに開示されているように、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。

[0032] 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

[数1]

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

によって表される。なお、理想的には、 $e(s)$ は、ホワイトノイズである。

[0033] そして、 p を同定次数、 f_s をサンプリング周波数、 ε_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]

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

によって表される。スペクトル算出部 230 は、式 (2) および心拍間隔変動データに基づいて、スペクトル密度データを算出する。

[0034] 図 2 の説明に戻ると、ピーク周波数算出部 240 は、スペクトル算出部 230 とピーク波形判定部 250 と接続される。また、ピーク周波数算出部 240 は、スペクトル密度データをスペクトル算出部 230 から受信し、スペクトル密度データを受信するごとに、極大点密度と極大点周波数と大小差分関係とを組み合わせる抽出する。

[0035] 具体的には、ピーク周波数算出部 240 は、図 6 に示すようなスペクトル密度データを受信するごとに、図 6 の「 P_H 」に示す「極大点密度」と、図 6 の「 P_F 」に示す極大点周波数と、図 6 の「 P_W 」に示す大小差分関係との組

み合わせを抽出する。なお、図6は、実施例2における周波数とスペクトル密度との関係の一例を示す図であり、HF成分内にある極大点の一つである場合を用いた。

[0036] ここで、大小差分関係をピーク周波数算出部240が抽出する手法と、極大点密度と極大点周波数とをピーク周波数算出部240が抽出する手法についてさらに説明する。以下では、まず、大小差分関係を抽出する手法について説明し、その後、極大点密度と極大点周波数とを抽出する手法について説明する。なお、ピーク周波数算出部240が抽出に用いる手法は、以下に説明する手法に限定されるものではなく、他の手法を用いても良い。

[0037] 大小差分関係をピーク周波数算出部240が抽出する手法についてさらに説明する。図6の「P_w」に示すように、ピーク周波数算出部240は、大小差分関係として、極大点より一定の高さ「L」におけるスペクトル波形の幅の値を取得する。「P_w」で特定される周波数、即ち、スペクトル密度が「P_H」よりも「L」だけ少ない値である場合の周波数であって「P_F」よりも小さい周波数と大きい周波数とが、極大点周波数の前後にある周波数に相当する。

[0038] ここで、高さ「L」は、予め設定された値であり、ピーク周波数算出部240は、常に同じ「L」を用いる。なお、スペクトル波形の微分係数が負から正に変わるゼロクロス点を基線として設定し、その際に得られる線分の値を大小差分関係としてもよい。

[0039] また、極大点密度と極大点周波数とをピーク周波数算出部240が抽出する手法についてさらに説明する。例えば、ピーク周波数算出部240は、
[数4]

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

となる周波数 f を極大点周波数として算出し、この極大点周波数を式(2)に代入することによって極大点密度を算出する。

- [0040] また、ピーク周波数算出部 240 は、極大点密度と極大点周波数と大小差分関係との組み合わせをピーク波形判定部 250 に出力する。例えば、受信したスペクトル密度データそれぞれについて、極大点密度と極大点周波数と大小差分関係とを組み合わせで抽出し、ピーク波形判定部 250 に出力する。
- [0041] ピーク波形判定部 250 は、ピーク周波数算出部 240 と覚醒度判定調整部 260 と接続される。ピーク波形判定部 250 は、極大点周波数と極大点密度と大小差分関係の組み合わせをピーク周波数算出部 240 から受信する。そして、ピーク波形判定部 250 は、受信した組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係とを、それぞれ、該組み合わせより前にピーク周波数算出部 240 に算出された組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係と比較する。
- [0042] なお、以下では、受信した組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係について、それぞれ、受信極大点周波数と受信極大点密度と受信大小差分関係と記載する。また、受信した組み合わせより前に算出された組み合わせについて、過去組み合わせと記載し、過去組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係とについて、過去極大点周波数と過去極大点密度と過去大小差分関係と記載する。
- [0043] また、上記した過去組み合わせとは、例えば、ピーク周波数算出部 240 によって受信組み合わせが算出されたタイミングの一つ前のタイミングにて算出された組み合わせが該当する。
- [0044] ピーク波形判定部 250 の説明に戻る。ピーク波形判定部 250 は、受信極大点周波数を過去極大点周波数と比較し、受信極大点周波数が過去極大点周波数以下かを判定する。また、ピーク波形判定部 250 は、受信極大点密度を過去極大点密度と比較し、受信極大点密度が過去極大点密度以上かを判定する。また、ピーク波形判定部 250 は、受信大小差分関係を過去大小差分関係と比較し、受信大小差分関係が過去大小差分関係以上かを判定する。
- [0045] なお、ピーク波形判定部 250 による比較結果は、覚醒度判定調整部 26

0によって用いられ、具体的には、被験者が眠気を感じていても眠らないように抗っている状態かを識別するための情報である。

[0046] また、ピーク波形判定部250は、ピーク周波数算出部240から受信した受信極大点周波数と受信極大点密度とに比較結果を加えて、覚醒度判定調整部260に出力する。

[0047] 覚醒度判定調整部260は、ピーク波形判定部250と覚醒度判定部270と接続される。以下に説明するように、覚醒度判定調整部260は、受信極大点周波数と受信極大点密度との組み合わせを、スペクトル密度と周波数とを軸とする覚醒度判定用グラフにプロットし、また、覚醒度判定用グラフの領域を分割して眠気レベルを割り当てる。

[0048] 覚醒度判定用グラフにプロットする点について説明する。覚醒度判定調整部260は、受信極大点周波数と受信極大点密度と比較結果とをピーク波形判定部250から受信する。そして、図7の(2)に示すように、覚醒度判定調整部260は、受信極大点周波数と受信極大点密度との組み合わせを、比較結果に対応する手法にて、スペクトル密度と周波数とを軸とする覚醒度判定用グラフにプロットする。なお、図7は、実施例2における覚醒度判定調整部によるグラフへのプロットについて説明するための図である。なお、図7の(1)は、図7の(2)に示すグラフにおける「P1」「P2」が算出されたスペクトル密度データである。

[0049] 極大点周波数と極大点密度との組み合わせがプロットされる覚醒度判定用グラフにおいては、覚醒度判定用グラフの領域のうち、上に行けば行くほどスペクトル密度が低くなり、右に行けば行くほど周波数が高くなるものとして説明する。

[0050] ここで、比較結果に対応する手法にて覚醒度判定用グラフにプロットする点については、眠気レベルを割り当てる点について説明した後に説明する。

[0051] 眠気レベルを割り当てる点について説明する。覚醒度判定調整部260は、覚醒度判定用グラフのスケールを調整し、図8に示すように、覚醒度判定用グラフの領域について、右上から左下へと5つの領域に分割し、5つの領

域それぞれに「5」段階の眠気レベルを割り当てる。なお、図8は、実施例2における覚醒度判定調整部による覚醒度判定用グラフの領域に対する眠気レベルの割り当てについて説明するための図である。

[0052] 例えば、覚醒度判定調整部260は、右上から左下の領域に対して、眠気レベル「1」から「5」を順に割り当てる。なお、眠気レベルは、「1」から「5」の順に眠気が強くなり、覚醒度が低いことを示す。眠気レベルは、後述する覚醒度判定部270によって用いられる。

[0053] 覚醒度判定用グラフのスケールを調整する点についてさらに説明する。覚醒度判定調整部260は、覚醒度判定用グラフにプロットした各点のうち、最上点、最下点、最右点、最左点を検出する。ここで、最右点は、覚醒度判定用グラフにプロットした点のうち、最もスペクトル密度が大きい点である。また、最下点は、覚醒度判定用グラフにプロットした点のうち、最もスペクトル密度が小さい点である。最右点は、覚醒度判定用グラフにプロットした点のうち、最も周波数が大きい点である。最左点は、覚醒度判定用グラフにプロットした点のうち、最も周波数が小さい点である。なお、覚醒度判定用グラフにプロットされる点は被験者ごとに異なる結果、覚醒度判定調整部260によって検出される最上点、最下点、最右点、最左点は、被験者ごとに異なる。

[0054] 覚醒度判定調整部260は、検出した最上点、最下点、最右点、最左点が、覚醒度判定用グラフに最適に含まれるように、覚醒度判定用グラフのスケールを調整する。例えば、覚醒度判定調整部260は、覚醒度判定用グラフに含まれる周波数の最小値が、最左点の周波数から所定値減算した周波数になるように覚醒度判定用グラフのスケールを調整する。また、覚醒度判定調整部260は、覚醒度判定用グラフに含まれる周波数の最大値が、最右点の周波数に所定値加算した周波数になるように覚醒度判定用グラフのスケールを調整する。例えば、覚醒度判定調整部260は、覚醒度判定用グラフに含まれるスペクトル密度の最小値が、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になるように覚醒度判定用グラフのスケールを調整する。

。例えば、覚醒度判定調整部 260 は、覚醒度判定用グラフに含まれるスペクトル密度の最大値が、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になるように覚醒度判定用グラフのスケールを調整する。

[0055] 比較結果に対応する手法にて覚醒度判定用グラフにプロットする点について説明する。上記したように、覚醒度判定調整部 260 は、覚醒度判定用グラフに対して、右上の領域から左下の領域に行くほど覚醒度が低くなることを示すように、眠気レベルを割り当てる。これは、図 9-1 に示すように、覚醒度が低くなればなるほど、眠気が強くなればなるほど、極大点周波数が低くなり、極大点密度が高くなることを踏まえてのことである。この場合、覚醒度判定用グラフにおいて、プロットの位置が、左下へと変化することになる。なお、図 9-1 は、実施例 2 における眠気状態移行時における変化について説明するための図である。

[0056] これに対して、図 9-2 に示すように、被験者が眠気に抗っている状態であればあるほど、眠ってはいけないと被験者が努力している状態であればあるほど、極大点周波数が低下し、極大点密度が低下し、大小差分関係が小さくなる。なお、図 9-2 は、実施例 2 における眠気に抗っている状態における変化について説明するための図である。つまり、眠ってはいけないと被験者が努力している状態では、極大点周波数は低下しても、極大点密度が高くない。恐らく、眠ってはいけないと被験者が努力している状態では、副交感神経の働きが定まらない状態になり、極大点周波数が特定の状態に集中しないようになる為と考えられる。

[0057] 図 10 は、実施例 2 における覚醒度判定調整部によるプロット手法について説明するための図である。図 7 や図 8 と同様に、縦軸をスペクトル密度、横軸を周波数とし、極大点周波数と極大点密度との組み合わせをプロットしている。図 9-2 の状態を図 10 にプロットした場合、図 10 の「補正前」に示すように、覚醒度判定用グラフにおいて、プロットの位置が左上へと変化することになる。ここで、図 10 に示すように、プロットの位置が左上へと変化したとしても、眠気レベルは必ずしも高くならず、つまり、このまま

では、後述する覚醒度判定部 270 によって、覚醒度がそのままであると判定されることになる。

[0058] ここで、眠ってはいけないと運転手が努力している状態では、その努力が途切れると急激に覚醒度が下がる傾向があるので、このような状態の覚醒度の低さを正しく検出することが望ましい。このため、覚醒度判定調整部 260 は、図 10 の「補正後」に示すように、眠ってはいけないと運転手が努力している状態では、プロットの位置が左上へと変化するのではなく左下へと変化するように、プロット位置を補正する。プロット位置の補正の仕方として、例えば、極大点周波数はそのままの値を用い、極大点密度は過去の極大点密度からの低下分を過去の極大点密度に足した値を補正後の極大密度とすることが考えられる。ここで、過去の極大点密度としては、極大点周波数が低下し極大点密度が高くなる傾向を有する時間的に最新のプロット、即ち、極大点密度、極大点周波数ともに低下傾向を呈する直前のプロットを利用することが考えられる。

[0059] 補正の仕方は上記に限るものではないが、覚醒度判定調整部 260 は、被験者が眠気に抗っていることを示す比較結果が得られる場合には、その他の比較結果が得られた場合と比較して、同一の検出値に対する覚醒度がより低くなるように判定基準を変更する。

[0060] 例えば、覚醒度判定調整部 260 は、受信した比較結果が、受信極大点周波数が過去極大点周波数以下であり、受信極大点密度が過去極大点密度以上ではなく、受信大小差分関係が過去大小差分関係以上ではない場合に、プロット位置を補正する。言い換えると、覚醒度判定調整部 260 は、眠ってはいけないと被験者が努力している状態にあり、極大点周波数と極大点密度とが共に低下して大小差分関係が小さくなっているとの比較結果が得られると、プロット位置を補正する。一方、覚醒度判定調整部 260 は、それ以外の比較結果が得られる場合には、プロット位置を補正することなく、そのままプロットする。

[0061] また、覚醒度判定調整部 260 は、覚醒度判定用グラフを覚醒度判定部 2

70に出力する。

[0062] 覚醒度判定部270は、覚醒度判定調整部260と出力部280と接続される。また、覚醒度判定部270は、覚醒度判定調整部260から覚醒度判定用グラフを受信し、受信した覚醒度判定用グラフを用いて覚醒度を判定する。図10に示す例では、覚醒度判定部270は、極大点周波数と極大点密度とを示すプロットが、覚醒度判定用グラフにおいて左下に移動する場合に、被験者が覚醒状態から睡眠状態に移行していると判定する。

[0063] 例えば、覚醒度判定部270は、ピーク波形判定部250による比較の結果、前のタイミングにて抽出された組み合わせと比較して、極大点周波数が低下し、極大点密度が低下し、大小差分関係が小さくなったとの比較結果が得られる場合に、覚醒度が低下したと判定する。

[0064] また、覚醒度判定部270は、判定結果を出力部280に出力し、例えば、覚醒度が低下した旨を出力する。

[0065] 出力部280は、覚醒度判定部270と接続され、モニタ（あるいはディスプレイ、タッチパネル）やスピーカなどが該当する。出力部280は、覚醒度判定部270から判定結果を受信すると、受信した判定結果を被験者に出力し、例えば、覚醒度が低下した旨の情報を利用者に出力する。

[0066] [実施例2に係る覚醒度判定装置による処理]

次に、図11を用いて、実施例2に係る覚醒度判定装置100による処理の流れについて説明する。なお、図11は、実施例2に係る覚醒度判定装置100による処理の流れの一例について説明するためのフローチャートである。

[0067] 図11に示すように、覚醒度判定装置100は、心拍検出部210が心拍信号データを検出すると（ステップS101肯定）、心拍間隔算出部220が心拍間隔を検出する（ステップS102）。

[0068] そして、スペクトル算出部230は、心拍間隔データに基づいて各周波数に対応するスペクトル密度を算出する（ステップS103）。そして、ピーク周波数算出部240は、極大点密度と極大点周波数と大小差分関係とを抽

出する（ステップS 1 0 4）。

[0069] そして、ピーク波形判定部 2 5 0 は、受信極大点周波数を過去極大点周波数と比較し、受信極大点周波数が過去極大点周波数以下かを判定する（ステップS 1 0 5）。また、ピーク波形判定部 2 5 0 は、受信極大点密度を過去極大点密度と比較し、受信極大点密度が過去極大点密度以上かを判定する（ステップS 1 0 6）。また、ピーク波形判定部 2 5 0 は、受信大小差分関係を過去大小差分関係と比較し、受信大小差分関係が過去大小差分関係以上かを判定する（ステップS 1 0 7）。

[0070] ここで、覚醒度判定調整部 2 6 0 は、ピーク波形判定部 2 5 0 による比較の結果、受信極大点周波数が過去極大点周波数以下であり（ステップS 1 0 5 肯定）、受信極大点密度が過去極大点密度以上ではなく（ステップS 1 0 6 否定）、受信大小差分関係が過去大小差分関係以上ではない（ステップS 1 0 7 否定）場合に、プロットを補正する（ステップS 1 0 8）。つまり、覚醒度判定調整部 2 6 0 は、眠ってはいけないと被験者が努力している状態にあり、極大点周波数と極大点密度とが共に低下して大小差分関係が小さくなっているとの比較結果が得られると、プロット位置を補正する。

[0071] 一方、覚醒度判定調整部 2 6 0 は、受信極大点周波数が過去極大点周波数以下ではなかったり（ステップS 1 0 5 否定）、受信極大点密度が過去極大点密度以上であったり（ステップS 1 0 6 肯定）、受信大小差分関係が過去大小差分関係以上であったりすると（ステップS 1 0 7 肯定）、プロットを補正しない（ステップS 1 0 9）。つまり、覚醒度判定調整部 2 6 0 は、そのままの位置にプロットする。

[0072] そして、覚醒度判定部 2 7 0 は、覚醒度判定調整部 2 6 0 によって作成された覚醒度判定用グラフを用いて覚醒度を判定する（ステップS 1 1 0）。具体的には、覚醒度判定部 2 7 0 は、極大点周波数と極大点密度とを示すプロットが、覚醒度判定用グラフにおいて左下に移動する場合に、被験者が覚醒状態から睡眠状態に移行していると判定する。

[0073] [実施例 2 の効果]

上記したように、実施例 2 によれば、覚醒度判定装置 100 は、被験者の心拍信号から心拍間隔を算出し、算出した心拍間隔に対して周波数解析を実行することで、周波数ごとのスペクトル密度を算出する。そして、覚醒度判定装置 100 は、極大点密度と極大点周波数と大小差分関係とを組み合わせで所定のタイミングごとに抽出する。そして、覚醒度判定装置 100 は、抽出した組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係とを、それぞれ、組み合わせより前のタイミングにて抽出された組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係と比較する。そして、覚醒度判定装置 100 は、比較の結果により定まる判定基準に基づいて、覚醒度を判定する。

[0074] 具体的には、覚醒度判定装置 100 は、比較の結果、前のタイミングにて抽出された組み合わせと比較して、極大点周波数が低下し、極大点密度が低下し、大小差分関係が小さくなったとの比較結果が得られる場合に、覚醒度が低下したと判定する。この結果、被験者が眠気を感じていても眠らないように抗っている状態であっても、適切な覚醒度を判定することが可能である。具体的には、被験者が眠気を感じていても眠らないように抗っている状態において、覚醒度に変化なしと判定するのではなく、覚醒度が低下したと判定することが可能である。

[0075] このように、運転時におけるドライバーの覚醒度を推定し、また、眠気に対してどのような状態であるかを捉えることにより、眠りに落ちそうな危険状態をより高い精度で判定することが可能である。

実施例 3

[0076] さて、これまで本発明の実施例 1 や実施例 2 について説明したが、本発明は上述した実施例 1 や実施例 2 以外にも、その他の実施例にて実施されてもよい。そこで、以下では、その他の実施例について説明する。

[0077] 例えば、覚醒度判定装置 100 は、被験者の運行毎における眠気推移の仕方を予め記憶しておき、現在の被験者の眠気推移を過去の推移の仕方と比較することで、普段と同じ変化をしているかどうかを判定してもよい。

[0078] 具体的には、図 1 2 に示すように、覚醒度判定装置 1 0 0 は、被験者の運行毎における眠気推移の仕方を予め記憶する被験者眠気推移記憶部 3 1 0 と、現在の被験者の眠気推移を過去の推移の仕方と比較する被験者状態判定部 3 2 0 とをさらに備える。ここで、図 1 2 は、現在の被験者の眠気推移を過去の推移の仕方と比較する覚醒度判定装置の構成の一例を説明するためのブロック図である。

[0079] ここで、被験者眠気推移記憶部 3 1 0 は、被験者状態判定部 3 2 0 と接続される。また、被験者眠気推移記憶部 3 1 0 は、被験者の運行毎における眠気推移の仕方を予め記憶し、例えば、被験者の運行毎における眠気推移の仕方として、眠気レベルが上昇するのに要する時間や、眠気との格闘状態を検出したときの眠気レベル、眠気と格闘していた時間などを記憶する。

[0080] また、被験者状態判定部 3 2 0 は、被験者眠気推移記憶部 3 1 0 とピーク波形判定部 2 5 0 と接続され、受信極大点周波数や受信極大点密度、比較結果をピーク波形判定部 2 5 0 から受信する。そして、被験者状態判定部 3 2 0 は、被験者眠気推移記憶部 3 1 0 に予め記憶された被験者の過去の眠気推移の仕方と同じかを判定する。

[0081] ここで、例えば、被験者状態判定部 3 2 0 は、過去の眠気推移の仕方と同じでは無い場合には、その旨を出力部 2 8 0 に出力し、出力部 2 8 0 が被験者に出力する。例えば、普段眠気に対して抗う動作を行いながら眠気方向に推移していく被験者が、あるとき、眠気に抗う動作を行わずに眠気方向へ推移している場合には、被験者状態判定部 3 2 0 は、疲労や体調不良による可能性があるものと判定し、運転を中断して休憩をとるように促す旨の情報を出力部 2 8 0 に出力し、出力部 2 8 0 が被験者に出力する。

[0082] [心拍信号の検出]

上述した実施例 2 では、心拍検出部 2 1 0 が、電極の電位差から心拍信号を検出する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、心拍検出部 2 1 0 は、被験者の心臓の鼓動や脈拍を捕らえられるものであればよく、例えば、心電計や脈波計、心音センサなどでもよい。

また、例えば、脈拍を捕らえるイヤクリップセンサを用いても良い。

[0083] [出力内容]

実施例 2 では、出力部 280 が、覚醒度判定部 270 による判定結果を出力する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、覚醒度判定用グラフそのものを出力してもよい。

[0084] [カーナビゲーションとの連携]

上述した実施例 1 の覚醒度判定装置 100 と自動車などに搭載されるカーナビゲーションとを連携させてもよい。例えば、カーナビゲーションから取得可能な自動車の位置や道路状況と、代表周波数および代表スペクトル密度とを対応付けて記憶することで、被験者が覚醒状態となりやすい（あるいはなりにくい）自動車の環境を容易に解析することができる。なお、覚醒度判定用グラフをカーナビゲーションのモニタに出力してもよい。なお、カーナビゲーションの画面が、運転席側、助手席側の方向に 2 画面で表示可能である場合には、助手席側の画面のみに覚醒度判定用グラフによって生成されるグラフを表示してもよい。このように、助手席側の画面のみにグラフを表示させることによって、被験者となる運転者の不快感を軽減させることができると共に、助手席の乗客に安心感を与えることができる。

[0085] [HF 成分内 n 複数の極大点がある場合]

例えば、実施例 2 では、ピーク周波数算出部 240 が、HF 成分内にある極大点の一つあるスペクトル密度データを受信し、極大点密度と極大点周波数と大小差分関係との組み合わせを一つ抽出する場合について説明した。しかし、図 5 に示したように、HF 成分内に複数の極大点があるスペクトル密度データを受信する場合もある。

[0086] このような場合に、ピーク周波数算出部 240 は、複数ある極大点それぞれについて、極大点周波数や極大点密度、大小差分関係を算出してもよく、また、HF 成分内にある極大点のうち、最もスペクトル密度が高い極大点についてのみ算出してもよい。

[0087] 例えば、ピーク周波数算出部 240 が、複数ある極大点それぞれについて

極大点周波数や極大点密度を算出すると、図 1 3 - 1 や図 1 3 - 2 に示すように、複数ある極大点それぞれについて、極大点周波数や極大点密度などの時系列における変化が得られることになる。なお、図 1 3 - 1 は、実施例 2 における極大点周波数の時系列における変化を表すための図である。図 1 3 - 2 は、実施例 2 における極大点密度の時系列における変化を表すための図である。また、図 1 3 - 1 や図 1 3 - 2 の横軸は、時間の経過を示す。また、図 1 3 - 1 の縦軸は、極大点周波数を示し、図 1 3 - 2 の縦軸が、極大点密度を示す。

[0088] [眠気レベル]

また、例えば、実施例 2 では、眠気レベルを「1」～「5」とする場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、眠気レベルを「1」～「100」としてもよい。

[0089] [システムの構成など]

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（例えば、図 1 ～図 1 3）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。

[0090] また、図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。例えば、図 2 に示す例を用いて説明すると、心拍検出部 210 を別装置として、覚醒度判定装置 100 が、別装置である心拍検出部 210 から心拍信号を受信してもよい。

[0091] [コンピュータ]

また、上記の実施例で説明した各種の処理は、あらかじめ用意されたプログラムをパーソナルコンピュータやワークステーションなどのコンピュータで実行することによって実現することができる。そこで、以下では、図14を用いて、上記の実施例と同様の機能を有する覚醒度判定プログラムを実行するコンピュータの一例を説明する。なお、図14は、実施例2に係る覚醒度判定プログラムを実行するコンピュータの一例について説明するための図である。

[0092] 図14に示すように、実施例1におけるコンピュータ3000は、心拍センサ3001、スピーカ3003、ディスプレイ3005、通信部3006、CPU3010、ROM3011、RAM3013をバス3009などで接続して構成されている。なお、心拍センサ3001は、心拍検出部210に対応し、スピーカ3003やディスプレイ3005、通信部3006が出力部280に対応する。

[0093] ROM3011には、上記の実施例1で示した心拍間隔算出部220と、スペクトル算出部230と、ピーク周波数算出部240と、ピーク波形判定部250と、覚醒度判定調整部260と、覚醒度判定部270と同様の機能を発揮する制御プログラム、つまり、図14に示すように、心拍間隔算出プログラム3011aと、スペクトル算出プログラム3011bと、ピーク周波数算出プログラム3011cと、ピーク波形判定プログラム3011dと、覚醒度判定調整プログラム3011eと、覚醒度判定プログラム3011fとが予め記憶されている。なお、これらのプログラム3011a~3011fについては、図2に示した覚醒度判定装置100の各構成要素と同様、適宜統合または分離してもよい。

[0094] そして、CPU3010が、これらのプログラム3011a~3011fをROM3011から読み出して実行することにより、図14に示すように、各プログラム3011a~3011fについては、心拍間隔算出プロセス3010aと、スペクトル算出プロセス3010bと、ピーク周波数算出プロセス3010cと、ピーク波形判定プロセス3010dと、覚醒度判定調

整プロセス 3010e と、覚醒度判定プロセス 3010f として機能するようになる。なお、各プロセス 3010a ~ 3010f は、図 2 に示した、心拍間隔算出部 220 と、スペクトル算出部 230 と、ピーク周波数算出部 240 と、ピーク波形判定部 250 と、覚醒度判定調整部 260 と、覚醒度判定部 270 とにそれぞれ対応する。

[0095] そして、CPU 3010 は、RAM 3013 に格納された心拍データ 3013a を用いて、覚醒度判定プログラムを実行する。

符号の説明

- [0096] 100 覚醒度判定装置
- 110 間隔算出部
- 120 スペクトル算出部
- 130 抽出部
- 140 比較部
- 150 判定部
- 210 心拍検出部
- 220 心拍間隔算出部
- 230 スペクトル算出部
- 240 ピーク周波数算出部
- 250 ピーク波形判定部
- 260 覚醒度判定調整部
- 270 覚醒度判定部
- 280 出力部
- 310 被験者眠気推移記憶部
- 320 被験者状態判定部
- 3000 コンピュータ
- 3001 心拍センサ
- 3003 スピーカ
- 3005 ディスプレイ

- 3 0 0 6 通信部
- 3 0 0 9 バス
- 3 0 1 0 C P U
- 3 0 1 0 a 心拍間隔算出プロセス
- 3 0 1 0 b スペクトル算出プロセス
- 3 0 1 0 c ピーク周波数算出プロセス
- 3 0 1 0 d ピーク波形判定プロセス
- 3 0 1 0 e 覚醒度判定調整プロセス
- 3 0 1 0 f 覚醒度判定プロセス
- 3 0 1 1 R O M
- 3 0 1 1 a 心拍間隔算出プログラム
- 3 0 1 1 b スペクトル算出プログラム
- 3 0 1 1 c ピーク周波数算出プログラム
- 3 0 1 1 d ピーク波形判定プログラム
- 3 0 1 1 e 覚醒度判定調整プログラム
- 3 0 1 1 f 覚醒度判定プログラム
- 3 0 1 3 R A M
- 3 0 1 3 a 心拍データ

請求の範囲

[請求項1]

被験者の心拍信号から心拍間隔を算出する間隔算出部と、

前記間隔算出部によって算出された心拍間隔に対して周波数解析を実行することで、周波数ごとのスペクトル密度を算出するスペクトル算出部と、

前記スペクトル算出部によって算出されたスペクトル密度のうち極大点となるスペクトル密度である極大点密度と、該極大点密度に対応する周波数である極大点周波数と、該極大点周波数の前後にある周波数に対応するスペクトル密度と該極大点密度との差を示す大小差分関係とを組み合わせることで所定のタイミングごとに抽出する抽出部と、

前記抽出部によって抽出された組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係とを、それぞれ、該組み合わせより前のタイミングにて抽出された組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係と比較する比較部と、

前記比較部による比較の結果により定まる判定基準に基づいて、覚醒度を判定する判定部と

を備えたことを特徴とする覚醒度判定装置。

[請求項2]

前記判定部は、前記比較部による比較の結果、前のタイミングにて抽出された組み合わせと比較して、極大点周波数が低下し、極大点密度が低下し、大小差分関係が小さくなったとの比較結果が得られる場合に、その他の比較結果が得られる場合と比較して同一の検出値に対する覚醒度が低くなる判定基準を用いて判定することを特徴とする請求項1に記載の覚醒度判定装置。

[請求項3]

被験者の心拍信号から心拍間隔を算出する間隔算出ステップと、

前記間隔算出ステップによって算出された心拍間隔に対して周波数解析を実行することで、周波数ごとのスペクトル密度を算出するスペクトル算出ステップと、

前記スペクトル算出ステップによって算出されたスペクトル密度の

うち極大点となるスペクトル密度である極大点密度と、該極大点密度に対応する周波数である極大点周波数と、該極大点周波数の前後にある周波数に対応するスペクトル密度と該極大点密度との差を示す大小差分関係とを組み合わせることで所定のタイミングごとに抽出する抽出ステップと、

前記抽出ステップによって抽出された組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係とを、それぞれ、該組み合わせより前のタイミングにて抽出された組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係と比較する比較ステップと、

前記比較ステップによる比較の結果により定まる判定基準に基づいて、覚醒度を判定する判定ステップと

を含んだことを特徴とする覚醒度判定方法。

[請求項4]

被験者の心拍信号から心拍間隔を算出する間隔算出手順と、

前記間隔算出手順によって算出された心拍間隔に対して周波数解析を実行することで、周波数ごとのスペクトル密度を算出するスペクトル算出手順と、

前記スペクトル算出手順によって算出されたスペクトル密度のうち極大点となるスペクトル密度である極大点密度と、該極大点密度に対応する周波数である極大点周波数と、該極大点周波数の前後にある周波数に対応するスペクトル密度と該極大点密度との差を示す大小差分関係とを組み合わせることで所定のタイミングごとに抽出する抽出手順と、

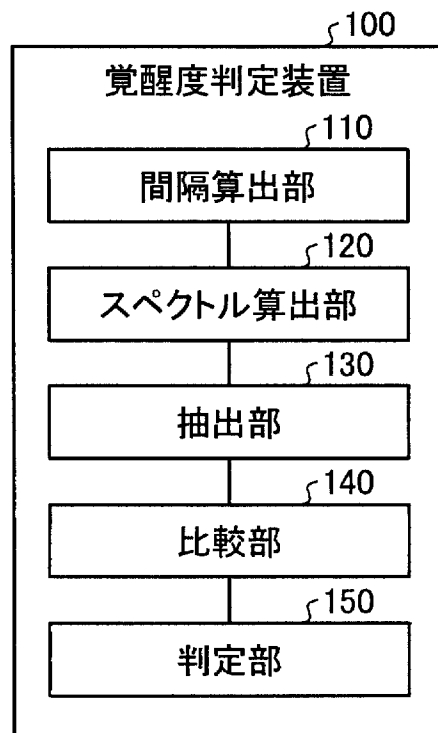
前記抽出手順によって抽出された組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係とを、それぞれ、該組み合わせより前のタイミングにて抽出された組み合わせに含まれる極大点周波数と極大点密度と大小差分関係と比較する比較手順と、

前記比較手順による比較の結果により定まる判定基準に基づいて、覚醒度を判定する判定手順と

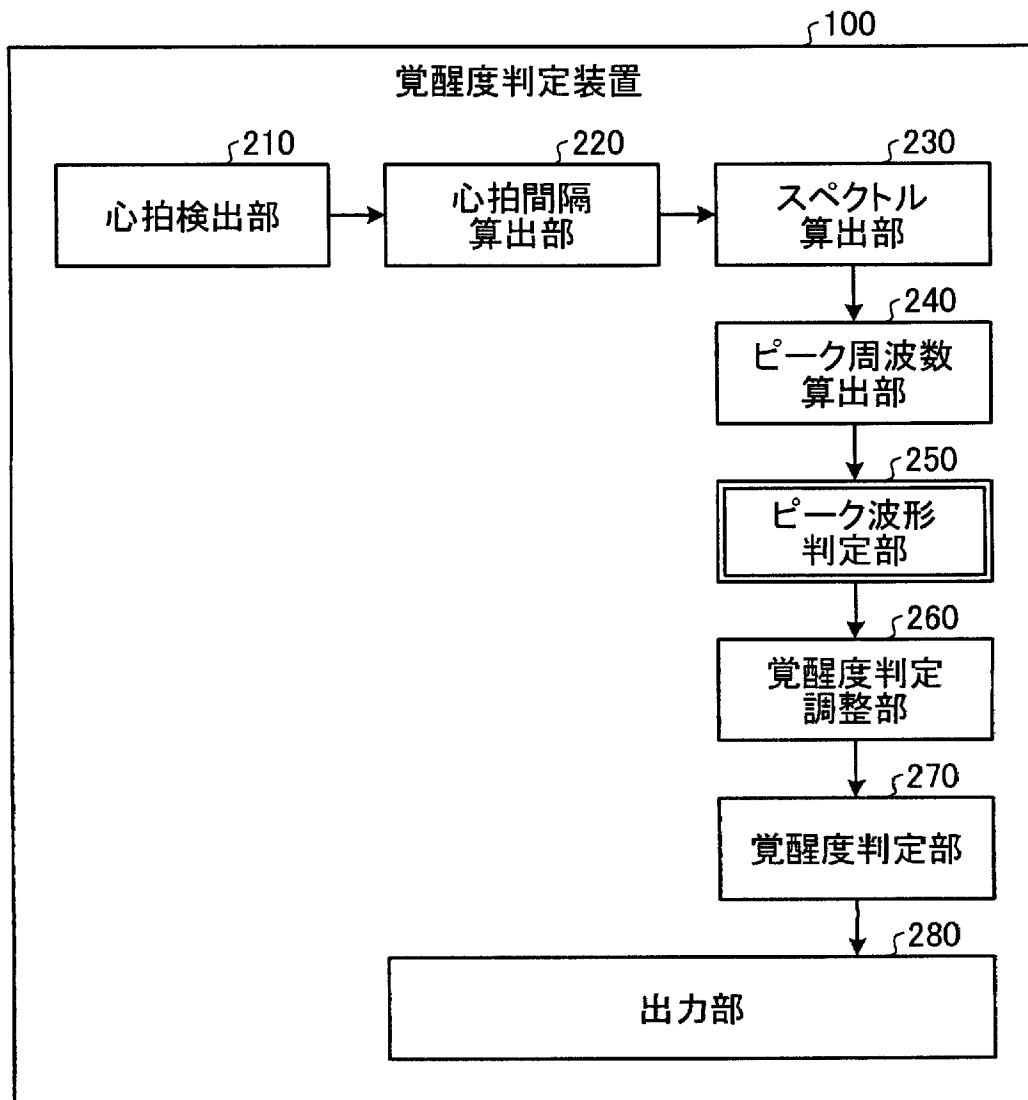
をコンピュータに実行させることを特徴とする覚醒度判定プログラ

△。

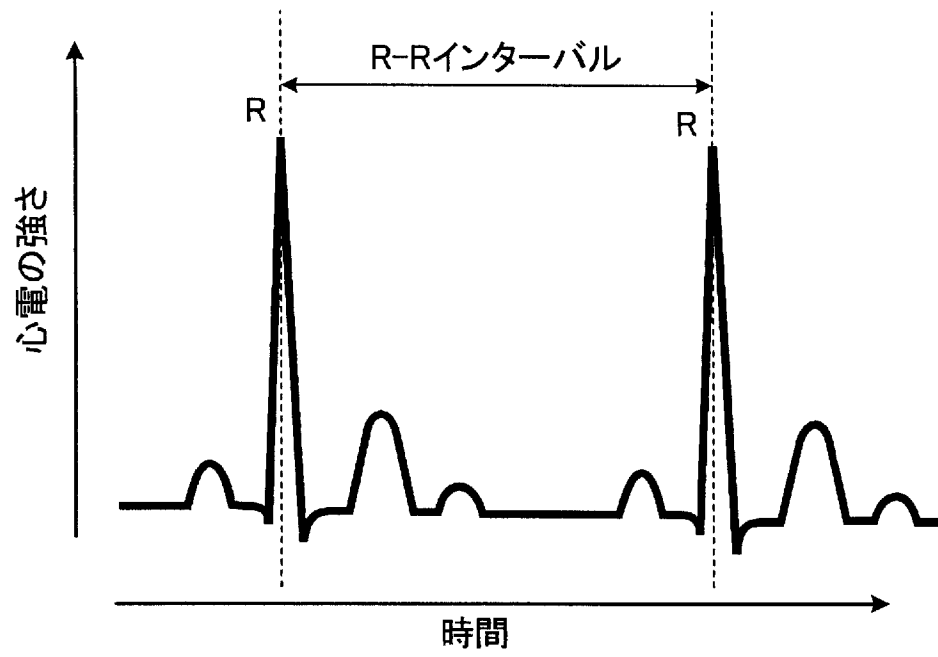
[図1]



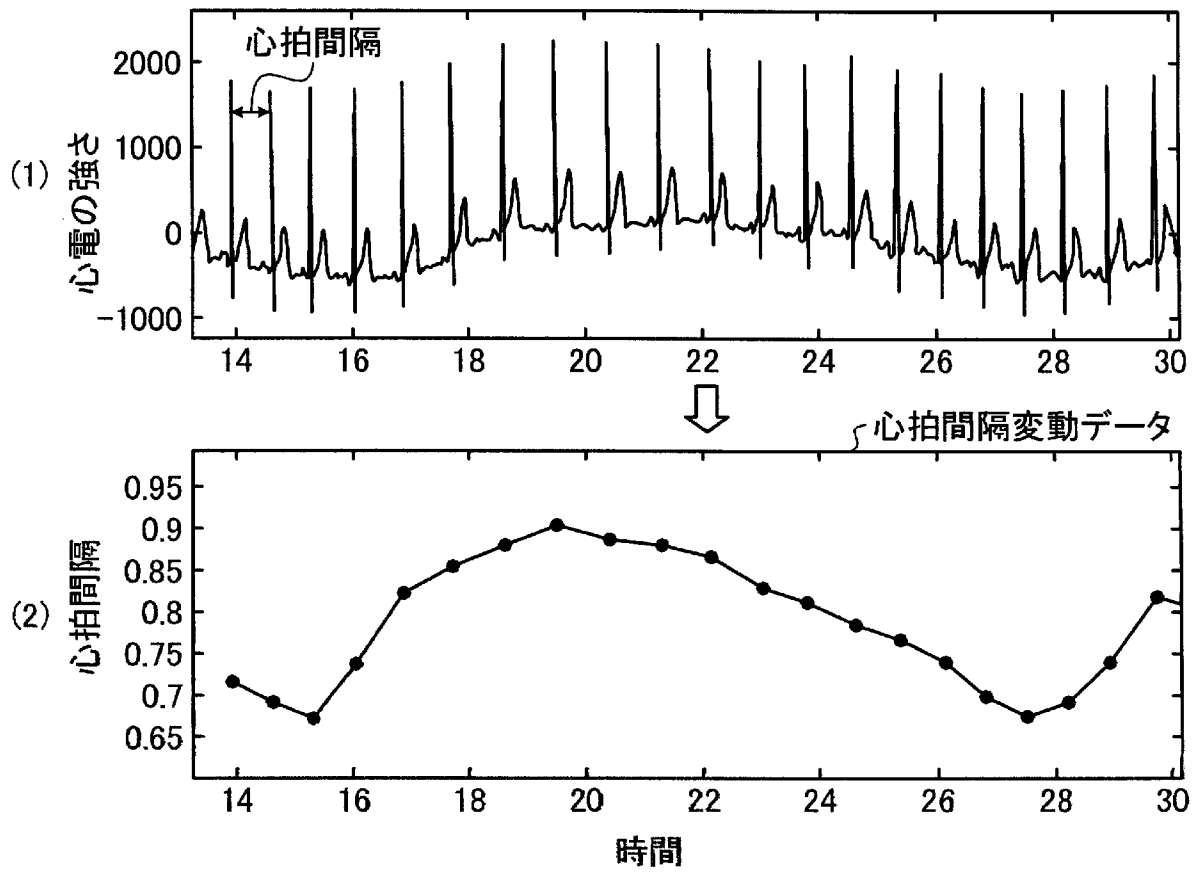
[図2]



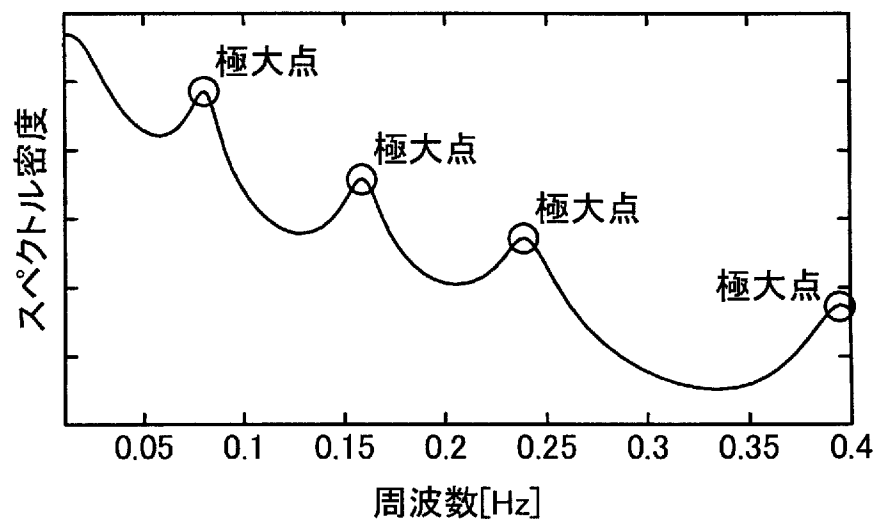
[図3]



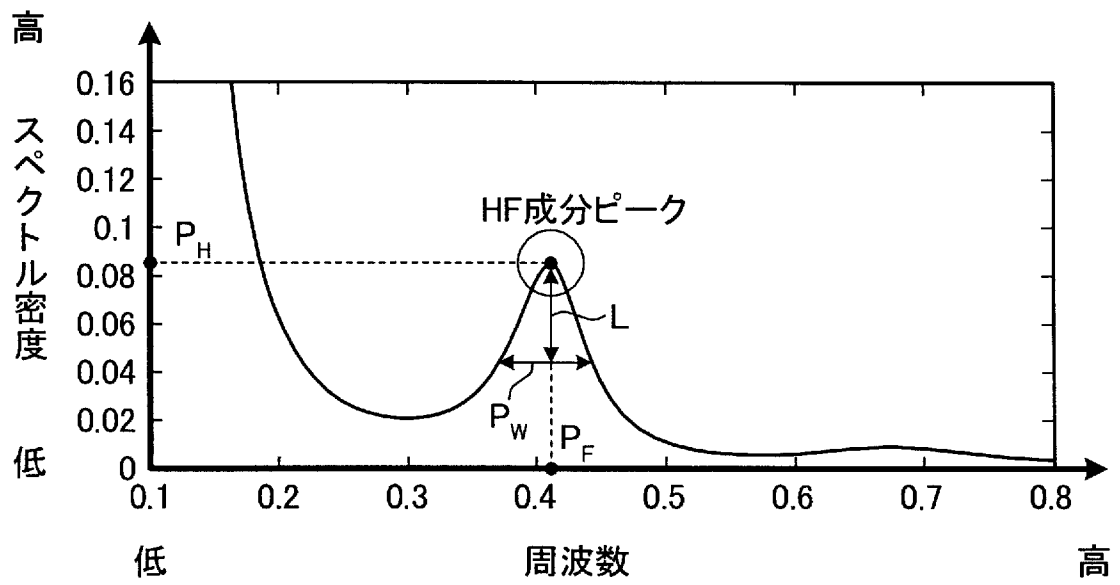
[図4]



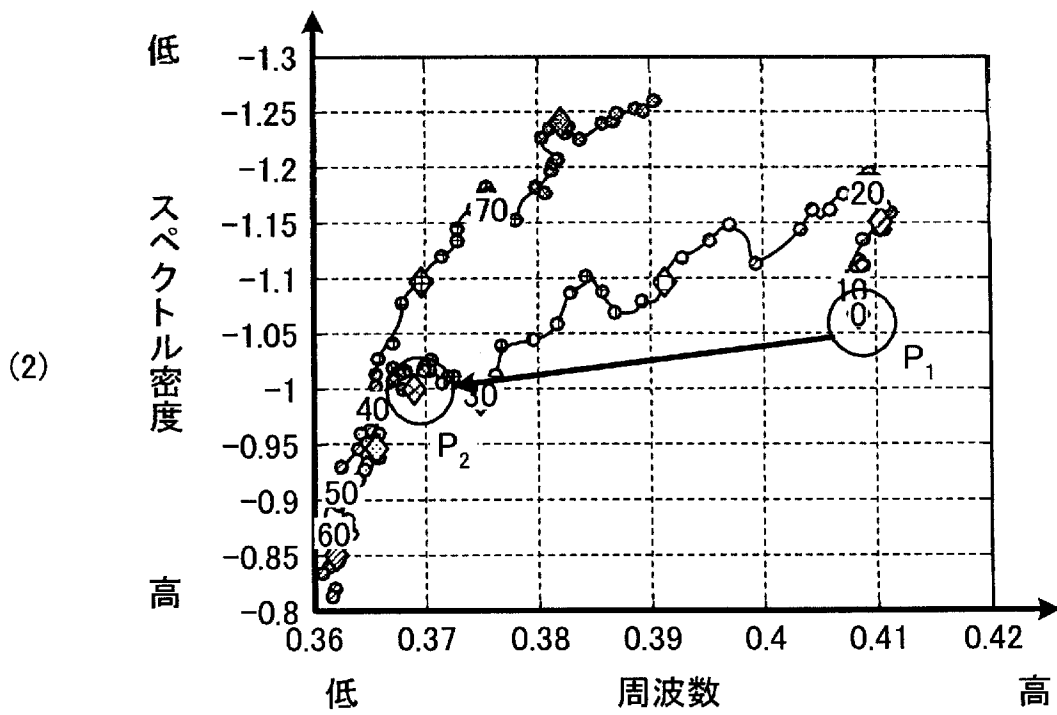
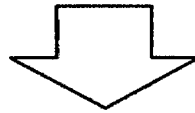
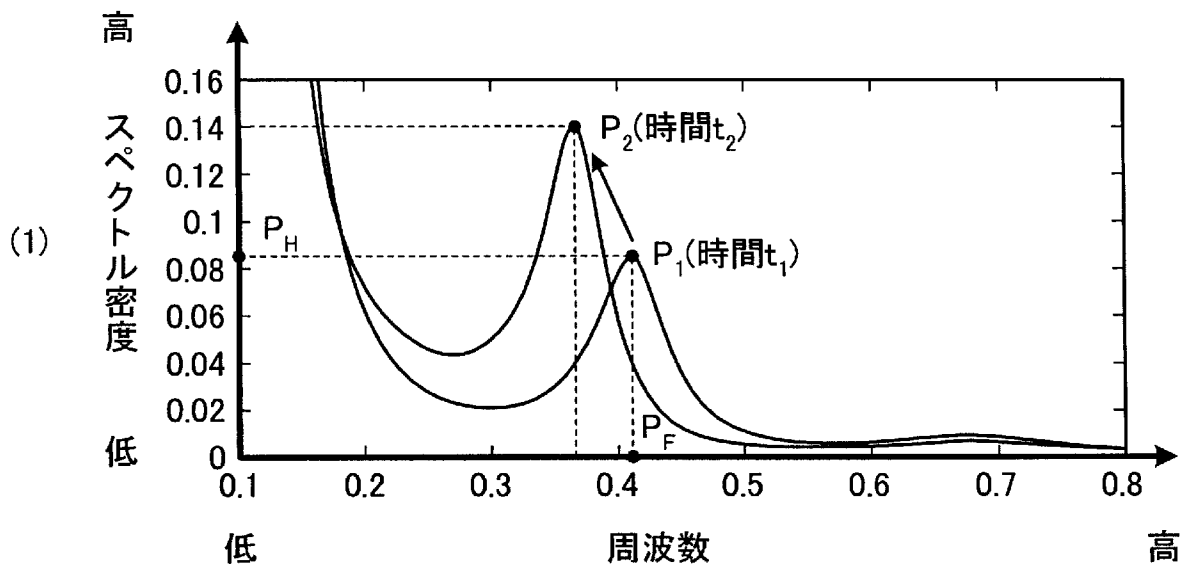
[図5]



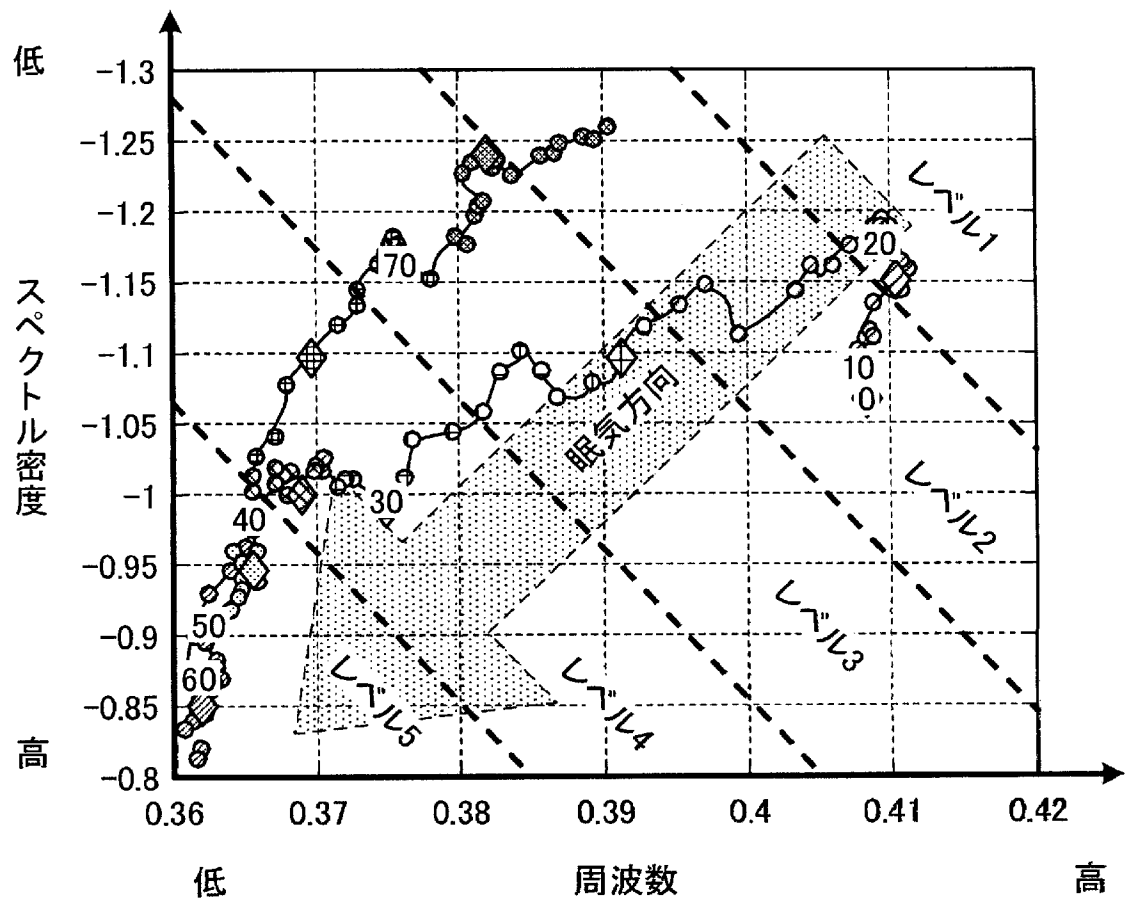
[図6]



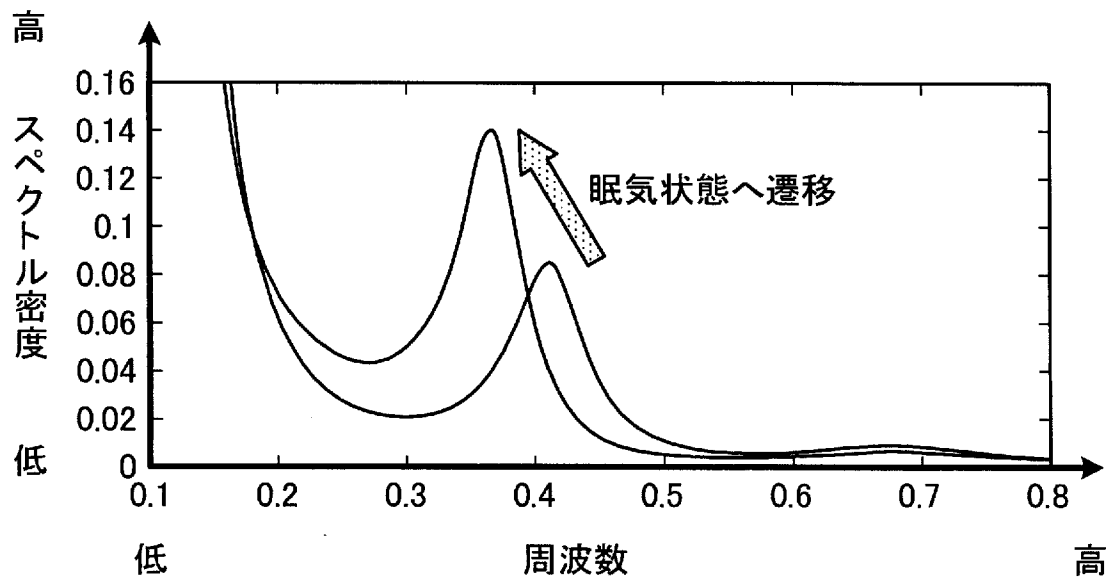
[図7]



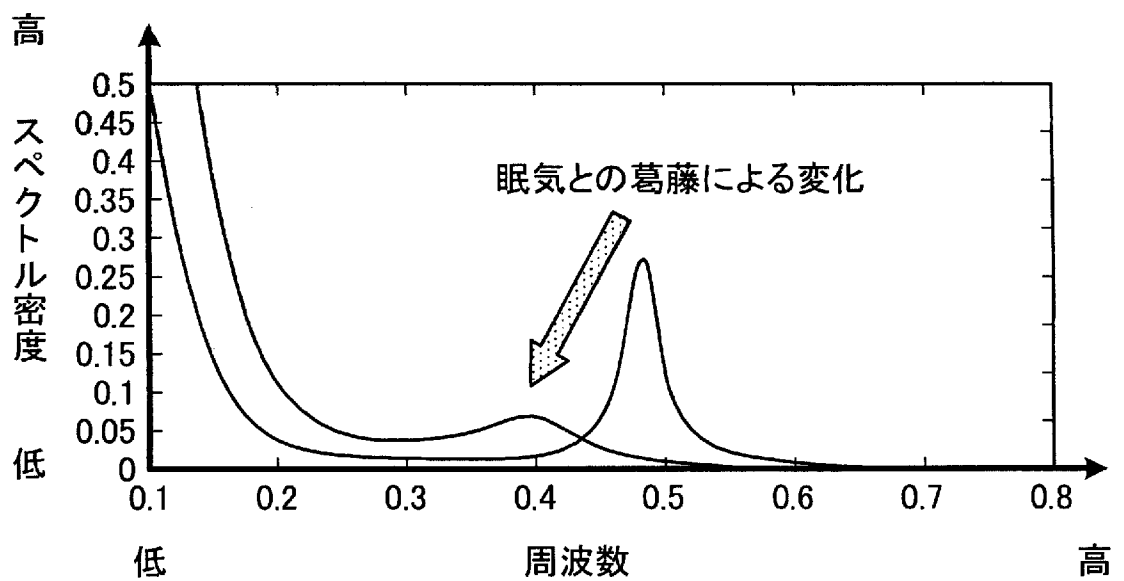
[図8]



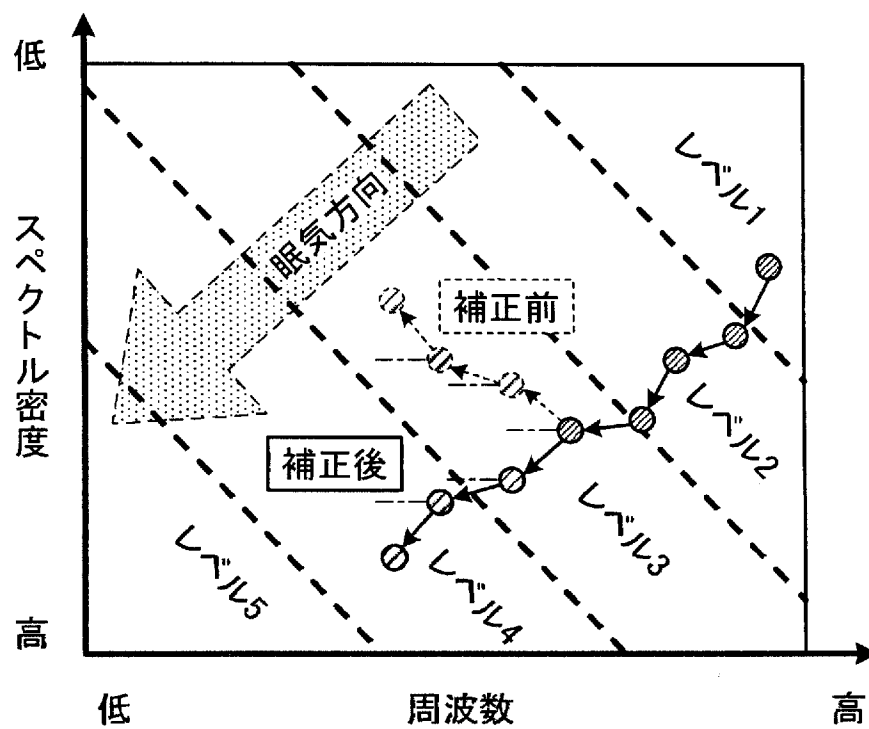
[図9-1]



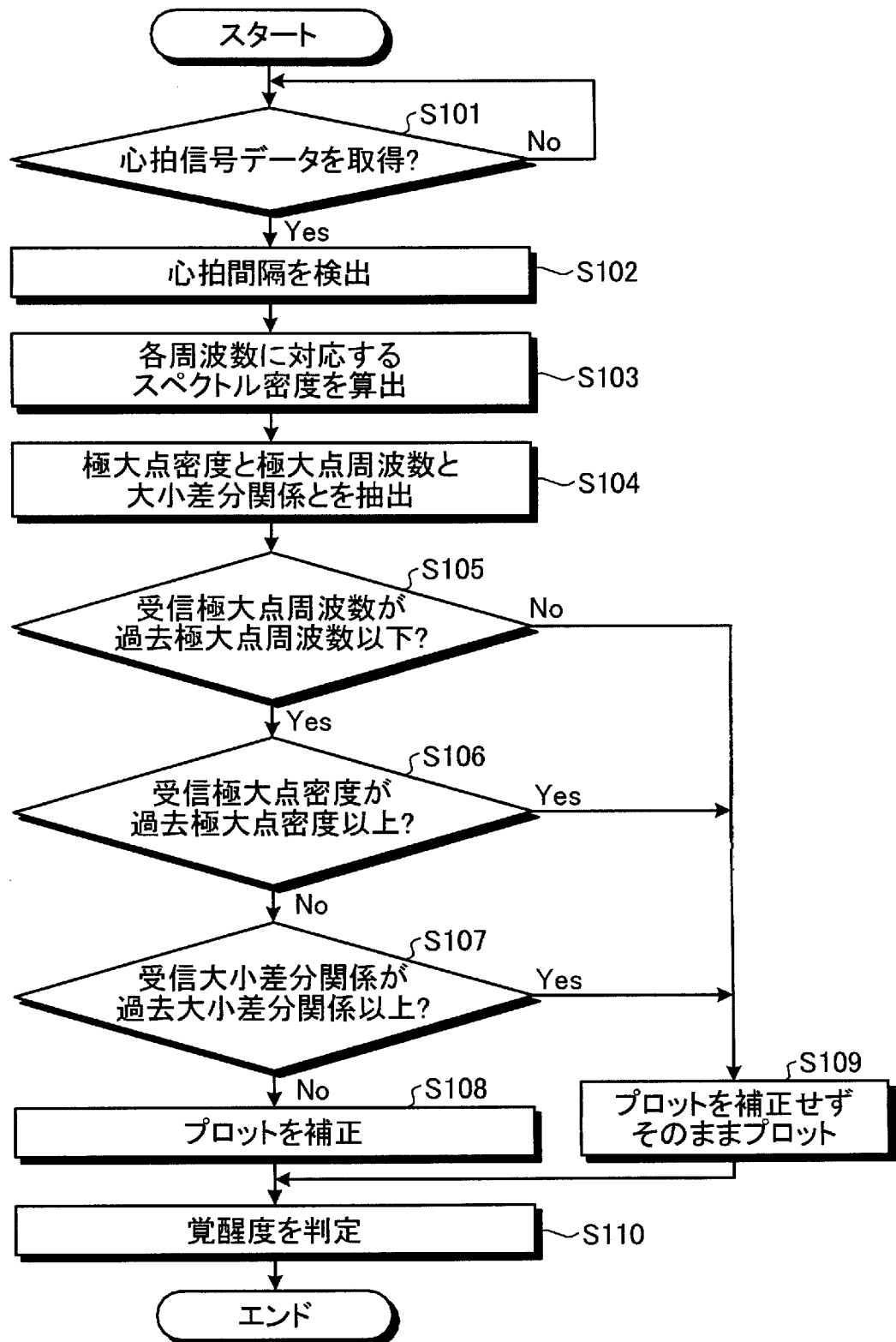
[図9-2]



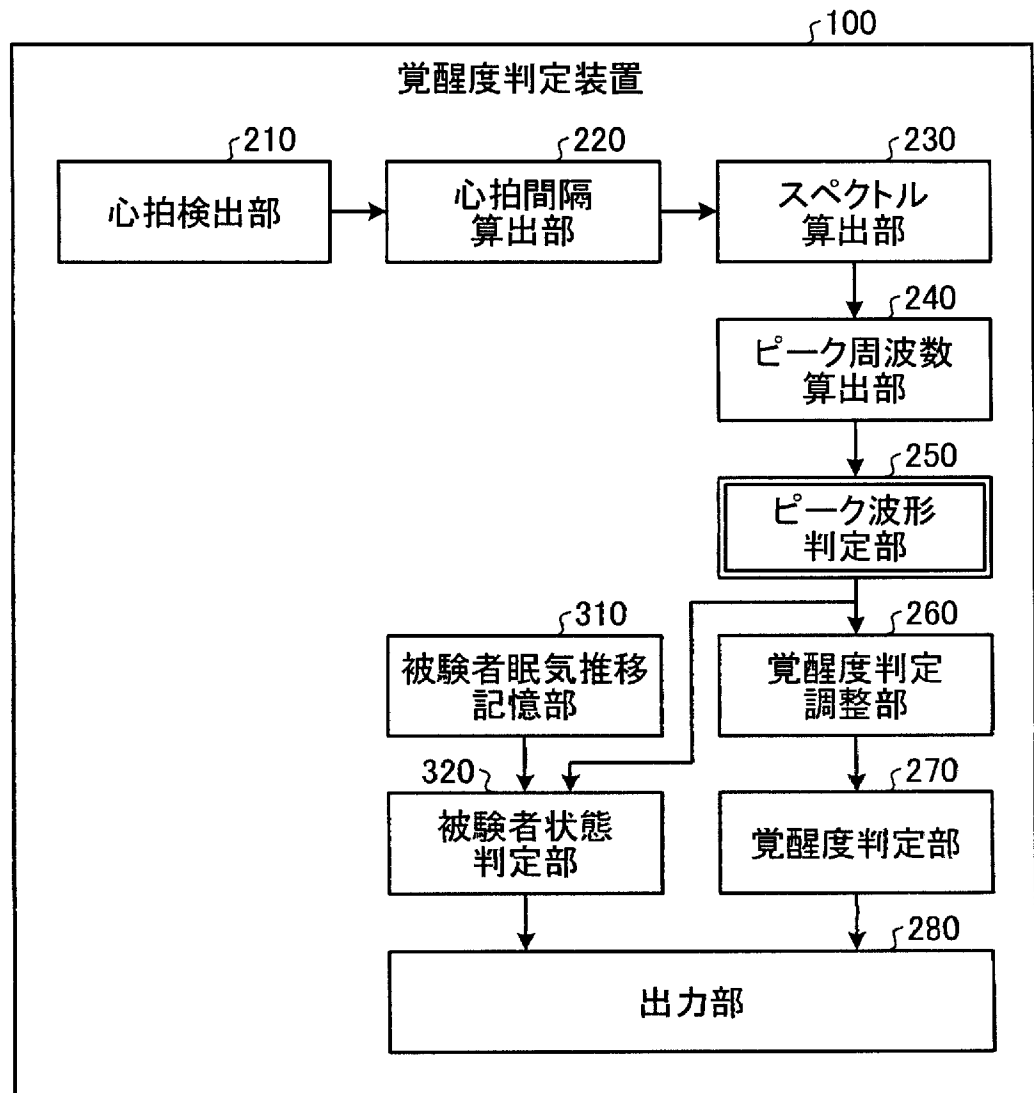
[図10]



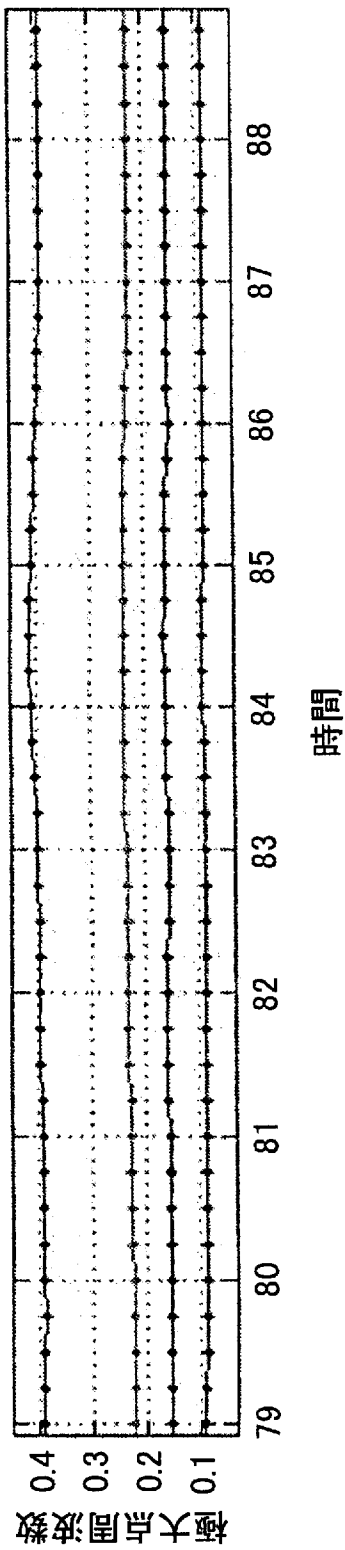
[図11]



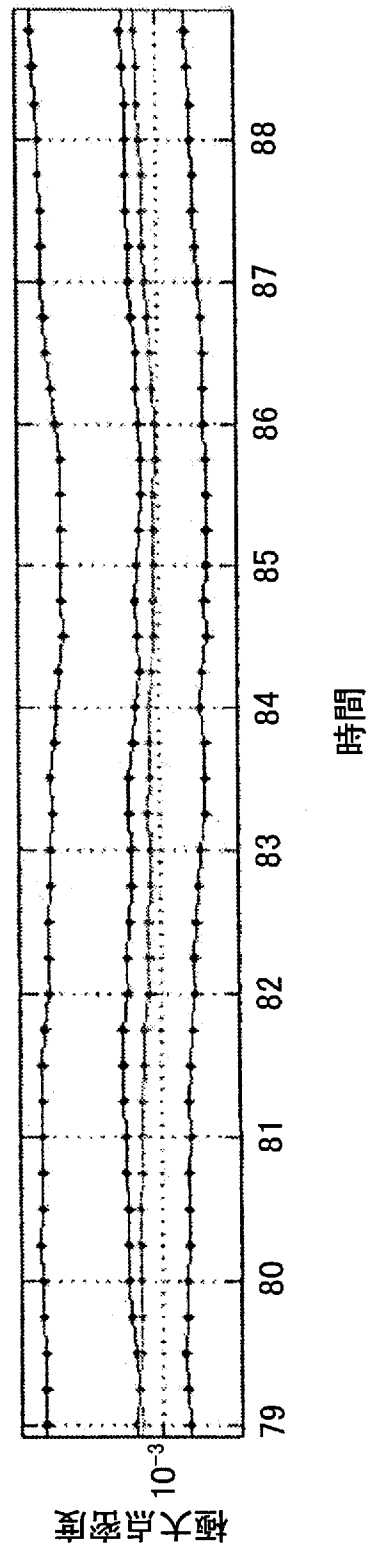
[図12]



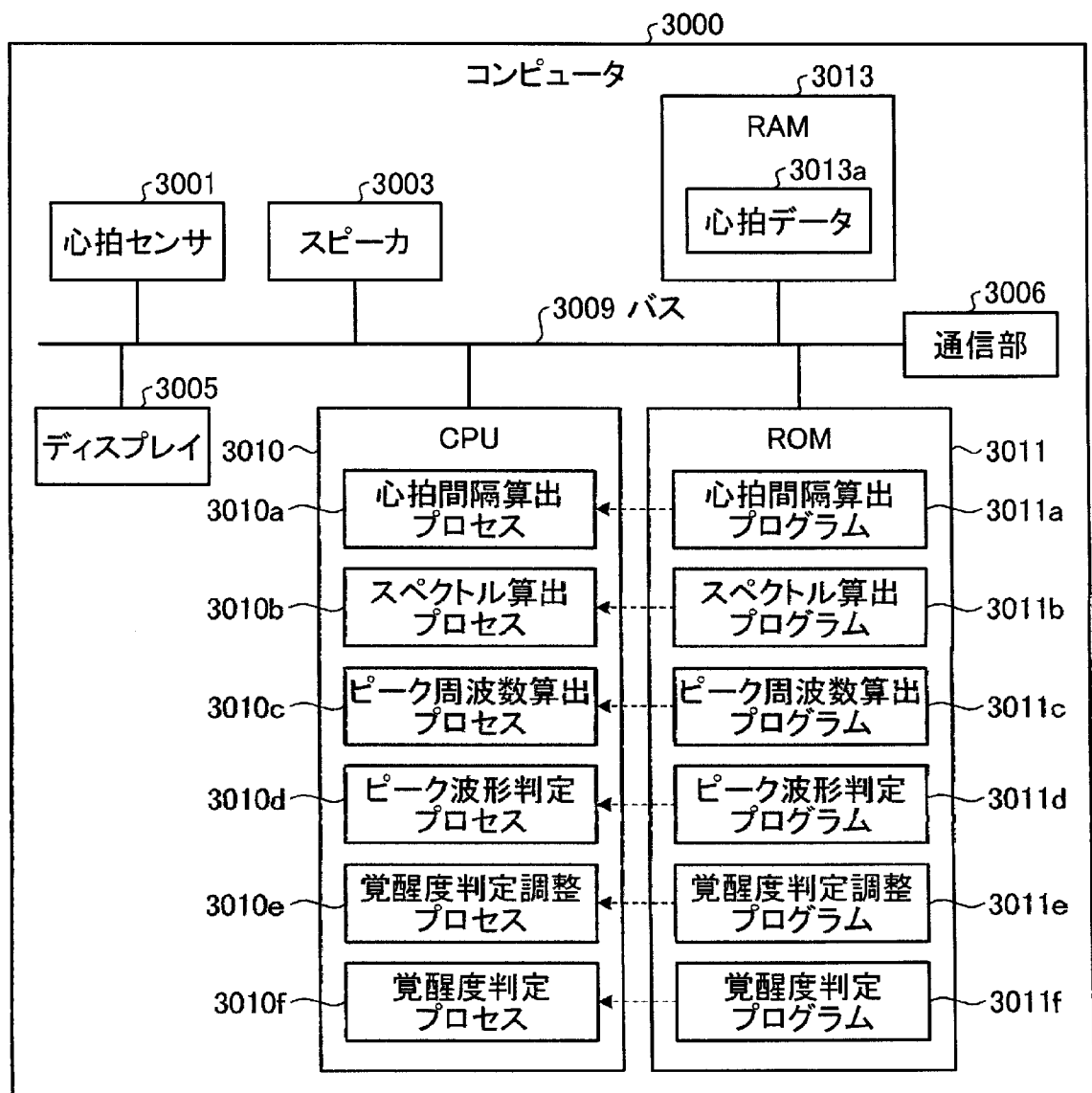
[図13-1]



[図13-2]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/060281

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/16(2006.01) i, A61B5/0245(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)

A61B5/16, A61B5/0245

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	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

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.
X	WO 2008/065724 A1 (Fujitsu Ltd.), 05 June, 2008 (05.06.08), Par. No. [0039] (Family: none)	1-4
X	JP 2008-140156 A (Fujitsu Ltd.), 19 June, 2008 (19.06.08), Par. No. [0050] (Family: none)	1-4
A	WO 2008/069337 A1 (Toyota Motor Corp.), 12 June, 2008 (12.06.08), Full text; all drawings & JP 2008-161664 A	1-4

☒ 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
23 June, 2009 (23.06.09)

Date of mailing of the international search report
07 July, 2009 (07.07.09)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/060281

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2009/020074 A1 (Toyota Motor Corp.), 12 February, 2009 (12.02.09), Full text; all drawings & JP 2009-39167 A	1-4
A	JP 2006-158733 A (Toyota Motor Corp.), 22 June, 2006 (22.06.06), Full text; all drawings (Family: none)	1-4

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/16(2006.01)i, A61B5/0245(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（I P C））

Int.Cl. A61B5/16, A61B5/0245

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 0 9 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 9 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 9 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
X	WO 2008/065724 A1（富士通株式会社）2008.06.05, 段落[0039]（ファミリーなし）	1-4
X	JP 2008-140156 A（富士通株式会社）2008.06.19, 段落[0050]（ファミリーなし）	1-4
A	WO 2008/069337 A1（トヨタ自動車株式会社）2008.06.12, 全文, 全図 & JP 2008-161664 A	1-4
A	WO 2009/020074 A1（トヨタ自動車株式会社）2009.02.12, 全文, 全図 & JP 2009-39167 A	1-4

☒ 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

2 3 . 0 6 . 2 0 0 9

国際調査報告の発送日

0 7 . 0 7 . 2 0 0 9

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

宮川 哲伸

2 Q

9 2 0 8

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

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 2006-158733 A (トヨタ自動車株式会社) 2006.06.22, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-4