

(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



(10) 国際公開番号

WO 2010/143535 A1

(43) 国際公開日

2010年12月16日(16.12.2010)

PCT

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/16 (2006.01) A61B 5/18 (2006.01)
A61B 5/0245 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/058904
- (22) 国際出願日: 2010年5月26日(26.05.2010)
- (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 2009-137551 2009年6月8日(08.06.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 公立大学法人名古屋市立大学(Nagoya City University) [JP/JP]; 〒4678601 愛知県名古屋市瑞穂区瑞穂町字川澄1 Aichi (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 横山 清子 (YOKOYAMA, Kiyoko) [JP/JP]; 〒4640083 愛知県名古屋市千種区北千種2丁目1-10 公立大学法人名古屋市立大学大学院芸術工学研究科内 Aichi (JP). 高橋 一誠 (TAKAHASHI, Issei) [JP/JP]; 〒4640083 愛知県名古屋市千種区北千種2丁目1-10 公立大学法人名古屋市立大

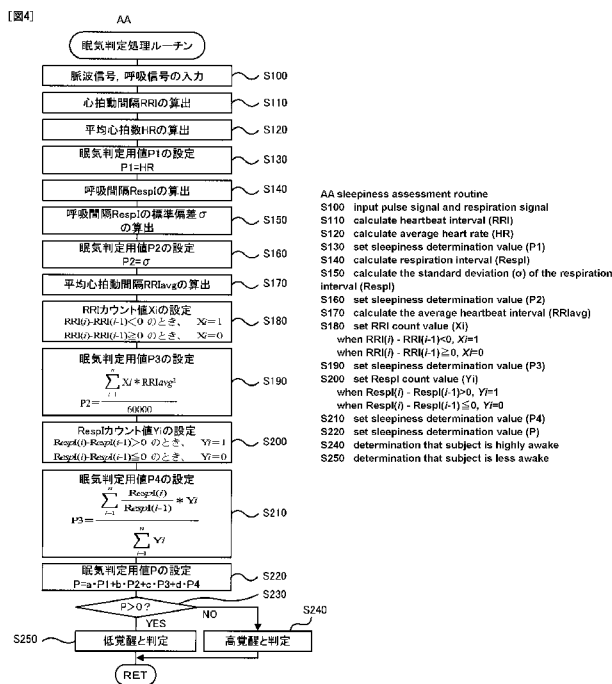
学大学院芸術工学研究科内 Aichi (JP). 大橋 隼人 (OHASHI, Hayato) [JP/JP]; 〒4640083 愛知県名古屋市千種区北千種2丁目1-10 公立大学法人名古屋市立大学大学院芸術工学研究科内 Aichi (JP). 田端 元気 (TABATA, Genki) [JP/JP]; 〒4640083 愛知県名古屋市千種区北千種2丁目1-10 公立大学法人名古屋市立大学大学院芸術工学研究科内 Aichi (JP).

- (74) 代理人: 特許業務法人アイテック国際特許事務所 (ITEC INTERNATIONAL PATENT FIRM); 〒4600008 愛知県名古屋市中区栄二丁目9-26 ポーラ名古屋ビル Aichi (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.

[続葉有]

(54) Title: SLEEPINESS ASSESSMENT DEVICE

(54) 発明の名称: 眠気判定装置



(57) Abstract: Provided is a sleepiness assessment device that: sets an average heart rate (HR) as a sleepiness determination value (P1) (S130); sets the standard deviation (σ) of a respiration interval (RespI) over the period of one minute as a sleepiness determination value (P2) (S150); sets a value obtained by dividing the summation of the squares of average heartbeat intervals (RRIavg), when a heartbeat interval (RRI) becomes shorter (i.e., when the RRI count value (Xi) is 1), with the period of one minute as a sleepiness determination value (P3) (S190); sets a value obtained by averaging the volatility, when the respiration interval (RespI) becomes longer (i.e., when the RespI count value (Yi) is 1), as a sleepiness determination value (P4) (S210); sets a value obtained by the summation of the products of the sleepiness determination values (P1 to P4) and the respective weight coefficients (a to d), as a sleepiness determination value (P) (S220); determines that a subject is highly alert when the sleepiness determination value (P) is less than 0 (S240); and determines that a subject is less alert when the sleepiness determination value (P) is 0 or more (S250).

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2010/143535 A1



(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, LR, 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 (AL, 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))

平均心拍数HRを眠気判定用値P1に設定し(S130)、呼吸間隔RespIの1分間の標準偏差σを眠気判定用値P2に設定し(S150)、心拍動間隔RRIが長くなる変動が生じたとき(RRIカウント値Xiが値1のとき)の平均心拍動間隔RRIavgの2乗の積算値を1分間で除した値を眠気判定用値P3に設定し(S190)、呼吸間隔RespIが長くなる変動が生じたとき(RespIカウント値Yiが値1のとき)の変動率を平均化した値を眠気判定用値P4に設定し(S210)、各眠気判定用値P1~P4と各々に設定されている重み係数a~dとを乗じて総和をとったものを眠気判定用値Pに設定し(S220)、眠気判定用値Pが値0未満のときには高覚醒と判定し(S240)、値0以上のときには低覚醒と判定する(S250)。

明 細 書

発明の名称： 眠気判定装置

技術分野

[0001] 本発明は、被験者の眠気の程度を判定する眠気判定装置に関する。

背景技術

[0002] 従来、この種の眠気判定装置としては、車両の運転者の眠気を検知するものが提案されている（例えば、特許文献1参照）。この装置では、人が眠気に抗している状態では交感神経系の活動が活発化することを利用して、心拍センサにより検出される心拍信号から心拍周期時系列を取得すると共に心拍周期時系列から心拍ゆらぎ低周波成分の振幅スペクトルパワーを取得し、この心拍ゆらぎ低周波成分の振幅スペクトルパワーが所定値よりも大きいときに覚醒度が低下していると判定している。なお、覚醒度の低下が判定されると、運転者の覚醒度を上昇させるためにブザーなどの音やメーター照明などの光、振動などの刺激を与える。

特許文献1：特開2008-161664号公報

発明の開示

[0003] このように車両の運転者の眠気を早い段階で検知して居眠り運転を防止することは安全上きわめて重要な課題として考えられている。しかし、上述した心拍ゆらぎによる自律神経活動の推定は個人差も大きく、眠気の検知を安定して行なうことができない場合が生じる。

[0004] 本発明の眠気判定装置は、人の眠気の程度をより正確に判定することを主目的とする。

[0005] 本発明の眠気判定装置は、上述の主目的を達成するために以下の手段を採った。

[0006] 本発明の眠気判定装置は、
被験者の眠気の有無を判定する眠気判定装置であって、
前記被験者の呼吸間隔を取得する呼吸間隔取得手段と、

前記取得された呼吸間隔が長くなる変動が生じたときに該変動の程度を眠気判定用パラメータとして用いて前記被験者の眠気の有無を判定する眠気判定手段と、

を備えることを要旨とする。

[0007] この本発明の眠気判定装置では、被験者の呼吸間隔を取得し、取得した呼吸間隔が長くなる変動が生じたときにこの変動の程度を眠気判定用パラメータとして用いて被験者の眠気の有無を判定する。人は眠気を感じると、あくびをしたり深呼吸をしたりすることが多くなるため、十分に覚醒しているときに比して呼吸間隔が大きく変動することに基づく。これにより、被験者の眠気の有無をより正確に判定することができる。

[0008] こうした本発明の眠気判定装置において、前記眠気判定用パラメータは、前記取得された呼吸間隔が長くなる変動が生じたときの該変動の比率に基づいて得られるパラメータであるものとすることもできる。こうすれば、被験者の眠気の有無をさらに正確に判定することができる。

[0009] また、本発明の眠気判定装置において、前記眠気判定用パラメータは、前記取得された呼吸間隔の標準偏差を計算することにより得られるパラメータであるものとすることもできる。こうすれば、被験者の眠気の有無をさらに正確に判定することができる。

[0010] さらに、本発明の眠気判定装置において、前記眠気判定手段は、複数の眠気判定用パラメータと、該複数の眠気判定用パラメータに各々設定されている重みとを用いて前記被験者の眠気の有無を判定する手段であるものとすることもできる。こうすれば、人が眠気を感じたときの反応に個人差が生じるものとしても、眠気の有無をより正確に判定することができる。

[0011] また、本発明の眠気判定装置において、前記被験者の心拍動間隔を取得する心拍動間隔取得手段を備え、前記眠気判定手段は、前記取得された心拍動間隔の平均値を算出し、前記取得された心拍動間隔が短くなる変動が生じたときの該変動の頻度と前記算出した心拍動間隔の平均値とを前記眠気判定用パラメータとして用いて前記被験者の眠気の有無を判定する手段であるもの

とすることもできる。この態様の本発明の眠気判定装置において、前記眠気判定用パラメータは、前記取得された心拍動間隔が短くなる変動が生じる度に、前記取得された心拍動間隔を単位時間当たりの心拍数で除した値を前記算出した心拍動間隔の平均値に乘じることにより得られるパラメータであるものとすることもできる。この場合、前記眠気判定用パラメータは、前記取得された心拍動間隔が短くなる変動が生じる度に前記算出した心拍動間隔の平均値の2乗を積算し、該積算した値を単位時間で除することにより得られるパラメータであるものとすることもできる。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]本発明の一実施例としての眠気判定装置20を備える居眠り防止システムの構成の概略を示す構成図である。

[図2]心電図の心拍動間隔RR Iを説明する説明図である。

[図3]呼吸センサ24により検出される信号波形の一例を示す説明図である。

[図4]コントローラ30により実行される眠気判定処理ルーチンの一例を示すフローチャートである。

[図5]心拍動間隔RR Iの波形の一例を示す説明図である。

[図6]呼吸間隔Res p Iの波形の一例を示す説明図である。

発明を実施するための最良の形態

[0013] 次に、本発明を実施するための最良の形態を実施例を用いて説明する。図1は、本発明の一実施例としての眠気判定装置20を備える居眠り防止システムの構成の概略を示す構成図である。実施例の眠気判定装置20は、自動車に搭載されて運転者の眠気の程度を判定するための装置として構成されており、図示するように、運転者の脈波を検出する脈波センサ22と、運転者の呼吸の動きを検出する呼吸センサ24と、装置全体をコントロールするコントローラ30とを備える。

[0014] 脈波センサ22は、ステアリングホイール14のグリップ部に取り付けられ、近赤外光を皮膚表面から照射する発光素子と透過光または反射光を受光する受光素子とからなる光センサであり、末梢血管を流れる血流量の変化を

光量の変化として検出する。この脈波センサ 22 により検出される信号から得られる加速度脈波のピーク間隔は、図 2 に示す心電図の R 波の間隔（心拍動間隔）に相当するものとして考えられている。脈波センサ 22 により検出された信号は、増幅器、ノイズを除去するためのフィルタを介して無線あるいは有線によりコントローラ 30 に出力される。

[0015] 呼吸センサ 24 は、シートベルト 12 が装着されたときに運転者の胸腹部に当たる部位に取り付けられたストレインゲージであり、運転者の呼吸時における胸郭あるいは腹部の動きを電気抵抗の変化として検出する。図 3 に、呼吸センサ 24 により検出される信号波形の一例を示す。呼吸センサ 24 により検出された信号は、増幅器、ノイズを除去するためのフィルタを介して無線あるいは有線によりコントローラ 30 に出力される。

[0016] コントローラ 30 は、CPU 32 を中心としたマイクロプロセッサとして構成されており、CPU 32 の他に処理プログラムが記憶された ROM 34 と、データを一時的に記憶する RAM 36 と、図示しない入出力ポートとを備える。このコントローラ 30 には、脈波センサ 22 からの脈波信号や呼吸センサ 24 からの呼吸信号などが入力ポートを介して入力されている。また、コントローラ 30 からは、シート 10 の背もたれ部やフットレスト 16、ステアリングホイール 14 内に埋め込まれて加振する加振アクチュエータ（モータ）42、44、46 への駆動信号などが出力ポートを介して出力されている。

[0017] 次に、こうして構成された眠気判定装置 20 の動作について説明する。図 4 は、コントローラ 30 により実行される眠気判定処理ルーチンの一例を示すフローチャートである。このルーチンは、所定時間毎に繰り返し実行される。

[0018] 眠気判定処理ルーチンが実行されると、コントローラ 30 の CPU 32 は、まず、脈波センサ 22 からの脈波信号や呼吸センサ 24 からの呼吸信号などの処理に必要なデータを入力する（ステップ S100）。続いて、入力した脈波信号のピーク（極大値）を抽出すると共に抽出した今回のピークと前

回抽出したピークとの時間差を心拍動間隔RR Iとして算出する（ステップS 1 1 0）。図5に心拍動間隔RR Iの波形の一例を示す。そして、算出した心拍動間隔RR Iに基づいて次式（1）により1分間（60000ms e c）の平均心拍数HR（回／m i n）を算出し（ステップS 1 2 0）、算出した平均心拍数HRを眠気判定用値P 1に設定する（ステップS 1 3 0）。ここで、眠気判定用値P 1は、運転者の眠気の有無を判定するためのパラメータの一つであり、心拍数は運転中など眠ることのできない状況では人は覚醒しようとする意識が働いて一時的に上昇する傾向を示すことに基づくものである。

[0019] $HR=60000/RR I \quad \dots(1)$

[0020] 眠気判定用値P 1を設定すると、次に、入力した呼吸信号のピーク（極大値）を抽出すると共に抽出した今回のピークと前回抽出したピークとの時間差を呼吸間隔R e s p Iとして算出する（ステップS 1 4 0）。図6に呼吸間隔R e s p Iの波形の一例を示す。そして、算出した呼吸間隔R e s p Iの1分間の標準偏差 σ を演算し（ステップS 1 5 0）、演算した呼吸間隔R e s p Iの標準偏差 σ を眠気判定用値P 2に設定する（ステップS 1 6 0）。ここで、眠気判定用値P 2は、運転者の眠気の有無を判定するためのパラメータの一つであり、人は眠気を感じるとあくびをしたり深呼吸をしたりすることが多くなるため、十分に覚醒しているときに比して呼吸間隔R e s p Iに大きなバラツキが生じることに基づくものである。

[0021] 眠気判定用値P 2を設定すると、ステップS 1 1 0で算出した心拍動間隔RR Iから次式（2）により平均心拍動間隔RR I a v gを算出すると共に（ステップS 1 7 0）、RR Iカウント値 X_i を次式（3）により設定し（ステップS 1 8 0）、設定したRR Iカウント値 X_i と平均心拍動間隔RR I a v gとに基づいて次式（4）により眠気判定用値P 3を設定する（ステップS 1 9 0）。ここで、式（2）中の「n」は1分間当たりの心拍数を示す。また、RR Iカウント値 X_i は、式（3）に示すように、1分間で今回の心拍動間隔RR I（i）が前回の心拍動間隔RR I（i-1）よりも小さ

いときに値1ずつカウントアップするものである（図5参照）。眠気判定用値P3は、人は眠気を感じると、心拍動間隔が短くなる変動が頻繁にあらわれ、徐々に上昇していく傾向を示す例が多く確認されたことに基づいている。

[0022] [数1]

$$RRI_{avg} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n RRI(i) \quad \dots(2)$$

$$\begin{aligned} RRI(i) - RRI(i-1) < 0 \text{ のとき、} & \quad X_i = 1 \\ RRI(i) - RRI(i-1) \geq 0 \text{ のとき、} & \quad X_i = 0 \end{aligned} \quad \dots(3)$$

$$P3 = \frac{\sum_{i=1}^n X_i * RRI_{avg}^2}{60000} \quad \dots(4)$$

[0023] 眠気判定用値P3を設定すると、RespIカウント値Yiを次式（5）により設定すると共に（ステップS200）、設定したRespIカウント値Yiに基づいて次式（6）により眠気判定用値P4を設定する（ステップS210）。ここで、RespIカウント値Yiは、式（5）に示すように、1分間で今回の呼吸間隔RespI（i）が前回の呼吸間隔RespI（i-1）よりも大きいときに値1ずつカウントアップするものである（図6参照）。眠気判定用値P4は、式（6）からわかるように、呼吸間隔RespIが長くなる変動が生じたときの変動率を平均化したものであり、呼吸が長くなる動作たとえば深呼吸やあくびの頻度が多くなると値が大きくなる傾向を示す。

[0024]

[数2]

$$\begin{aligned} \text{RespI}(i) - \text{RespI}(i-1) > 0 \text{ のとき、} & Y_i = 1 \\ \text{RespI}(i) - \text{RespI}(i-1) \leq 0 \text{ のとき、} & Y_i = 0 \end{aligned} \quad \dots(5)$$

$$P4 = \frac{\sum_{i=1}^n \frac{\text{RespI}(i)}{\text{RespI}(i-1)} * Y_i}{\sum_{i=1}^n Y_i} \quad \dots(6)$$

[0025] こうして各眠気判定用値 P 1 ~ P 4 を設定すると、各眠気判定用値 P 1 ~ P 4 に対して予め設定された係数 a ~ d をそれぞれ乗じたものの総和をとることにより眠気判定用値 P を設定し (ステップ S 2 2 0)、設定した眠気判定用値 P と値 0 とを比較し (ステップ S 2 3 0)、眠気判定用値 P が値 0 未満のときには眠気を感じていない高覚醒の状態と判定し (ステップ S 2 4 0)、設定した眠気判定用値 P が値 0 以上のときには眠気を感じている低覚醒の状態と判定して (ステップ S 2 5 0)、本ルーチンを終了する。ここで、係数 a ~ d は、眠気判定用値 P 1 ~ P 4 に対してそれぞれ個別に設定された重み係数であり、具体的な数値は実験などに基づいて定めることができる。このように、複数の眠気判定用値 P 1 ~ P 4 と係数 a ~ d とを用いて眠気の有無を判定するための眠気判定用値 P を設定するのは、眠気を感じたときに反応する指標には個人差があるから、一つの生理指標によると、安定した判定を行なうことができない場合が多いためである。なお、実施例では、眠気判定処理ルーチンにより低覚醒と判定されると、コントローラ 3 0 は、所定時間間隔 (例えば、1 秒間隔) で振動が付与されるよう加振アクチュエータを制御することにより、刺激を与えて覚醒の向上を促す。勿論、運転者の刺激を与える手法としては、これに限られず、ブザーなどの音やルームライトなどの光、エアバックなどによる加圧など様々な手法を採用し得る。

[0026] 以上説明した実施例の眠気判定装置 2 0 によれば、呼吸間隔 R e s p I が

長くなる変動が生じたときの変動率を平均化して眠気判定用値 P_4 を設定し、設定した眠気判定用値 P_4 をパラメータの一つとして用いて運転者の眠気の有無を判定するから、呼吸間隔の指標により正確に運転者の眠気の有無を判定することができる。しかも、4つの眠気判定用値 $P_1 \sim P_4$ とこれらに各々設定されている重み $a \sim d$ とを用いて眠気判定用値 P を設定するから、眠気を感じたときに反応する指標には個人差が生じるものとしても、より安定して眠気の有無を判定することができる。さらに、眠気判定用値 P_1 として平均心拍数 HR を用いたり、眠気判定用値 P_2 として呼吸間隔 $RespI$ の1分間の標準偏差 σ を用いたり、眠気判定用値 P_3 として $RRIC$ カウント値 X_i が値1のときの平均心拍動間隔 RRI_{avg} の2乗の単位時間当たりの値を用いたりするから、さらに正確に眠気の有無を判定することができる。

[0027] 実施例の眠気判定装置 20 では、眠気判定用値 P に基づいて低覚醒の状態にあるか高覚醒の状態にあるかの2段階の判定を行なうものとしたが、これに限定されるものではなく、例えば、2つの閾値 P_{ref1} , P_{ref2} を設定し、眠気判定用値 P が閾値 P_{ref1} 以上のときには覚醒レベルが高レベルと判定し閾値 P_{ref2} 以上で閾値 P_{ref1} 未満のときには覚醒レベルが中レベルと判定し閾値 P_{ref2} 未満のときには覚醒レベルが低レベルと判定するなど、3段階以上の多段階の覚醒レベルの判定を行なうものとしてもよい。

[0028] 実施例の眠気判定装置 20 では、4つの眠気判定用値 $P_1 \sim P_4$ を用いて眠気の有無を判定するものとしたが、呼吸間隔 $RespI$ の変動に関する指標として少なくとも眠気判定用値 P_3 , P_4 のいずれかを含むものであれば、眠気判定用値の一部を省略するものとしてもよいし、5つ以上の眠気判定用値を用いて眠気の有無を判定するものとしてもよい。

[0029] 実施例の眠気判定装置 20 では、脈波センサ 22 を心拍センサとして用いて心拍動間隔 RRI を算出するものとしたが、これに限定されるものではなく、例えば、ステアリングホイール 14 の左右のグリップ部にそれぞれ電極

を貼り付けて両手が左右の電極に触れているときの電位差を検出するなど、心拍信号に相当するものとして検知することができるものであれば、如何なる心拍センサを用いるものとしてもよい。

[0030] 実施例の眠気判定装置 20 では、呼吸センサ 24 としてストレインゲージを用いるものとしたが、これに限定されるものではなく、例えば、呼吸に伴う胸腹部の動きをレーザ測距により検知するなど、呼吸の動きを検知することができるものであれば、如何なる呼吸センサを用いるものとしてもよい。

[0031] 実施例の主要な要素と課題を解決するための手段の欄に記載した発明の主要な要素との対応関係について説明する。実施例では、呼吸センサ 24 とこの呼吸センサ 24 からの呼吸信号に基づいて呼吸間隔 $R_{resp I}$ を算出する眠気判定処理ルーチンのステップ S 140 の処理を実行するコントローラ 30 とが「呼吸間隔取得手段」に相当し、呼吸間隔 $R_{resp I}$ が長くなる変動が生じたときの変動率を平均化して眠気判定用値 P_4 を設定し、設定した眠気判定用値 P_4 を含む眠気判定用値 $P_1 \sim P_4$ と重み係数 $a \sim d$ とを用いて眠気判定用値 P を設定し、設定した眠気判定用値 P が値 0 未満のときには高覚醒と判定し値 0 以上のときには低覚醒と判定するステップ S 130, S 150, S 160 ~ S 250 の処理を実行するコントローラ 30 が「眠気判定手段」に相当する。また、脈波センサ 22 と脈波センサ 22 からの脈波信号に基づいて心拍動間隔 R_{RI} を算出するステップ S 110 の処理を実行するコントローラ 30 が「心拍動間隔取得手段」に相当する。

[0032] 以上、本発明の実施の形態について実施例を用いて説明したが、本発明はこうした実施例に何等限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲内において、種々なる形態で実施し得ることは勿論である。

[0033] 本出願は、2009年6月8日に出願された日本国特許出願第2009-137551を優先権主張の基礎としており、引用によりそれらの内容の全てが本明細書に含まれる。

産業上の利用可能性

[0034] 本発明は、眠気判定装置の製造産業や自動車産業などに利用可能である。

請求の範囲

- [請求項1] 被験者の眠気の有無を判定する眠気判定装置であって、
前記被験者の呼吸間隔を取得する呼吸間隔取得手段と、
前記取得された呼吸間隔が長くなる変動が生じたときに該変動の程度を眠気判定用パラメータとして用いて前記被験者の眠気の有無を判定する眠気判定手段と、
を備える眠気判定装置。
- [請求項2] 請求項1記載の眠気判定装置であって、
前記眠気判定用パラメータは、前記取得された呼吸間隔が長くなる変動が生じたときの該変動の比率に基づいて得られるパラメータである
眠気判定装置。
- [請求項3] 請求項1または2記載の眠気判定装置であって、
前記眠気判定用パラメータは、前記取得された呼吸間隔の標準偏差に基づいて得られるパラメータである
眠気判定装置。
- [請求項4] 前記眠気判定手段は、複数の眠気判定用パラメータと、該複数の眠気判定用パラメータに各々設定されている重みとを用いて前記被験者の眠気の有無を判定する手段である請求項1ないし3いずれか1項に記載の眠気判定装置。
- [請求項5] 請求項1ないし4いずれか1項に記載の眠気判定装置であって、
前記被験者の心拍動間隔を取得する心拍動間隔取得手段を備え、
前記眠気判定手段は、前記取得された心拍動間隔の平均値を算出し、
前記取得された心拍動間隔が短くなる変動が生じたときの該変動の頻度と前記算出した心拍動間隔の平均値とを前記眠気判定用パラメータとして用いて前記被験者の眠気の有無を判定する手段である
眠気判定装置。
- [請求項6] 請求項5記載の眠気判定装置であって、

前記眠気判定用パラメータは、前記取得された心拍動間隔が短くなる変動が生じる度に、前記取得された心拍動間隔を単位時間当たりの心拍数で除した値を前記算出した心拍動間隔の平均値に乗じることにより得られるパラメータである

眠気判定装置。

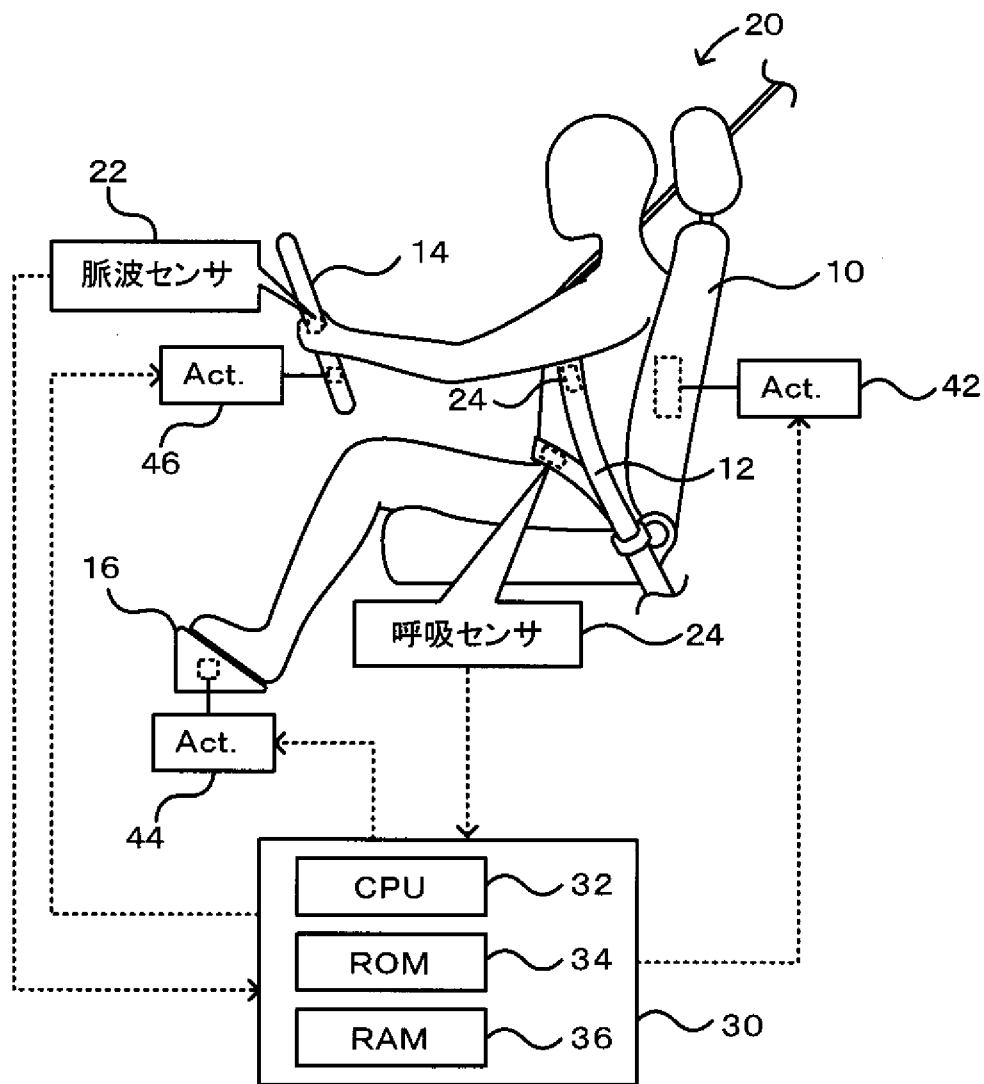
[請求項7]

請求項6記載の眠気判定装置であって、

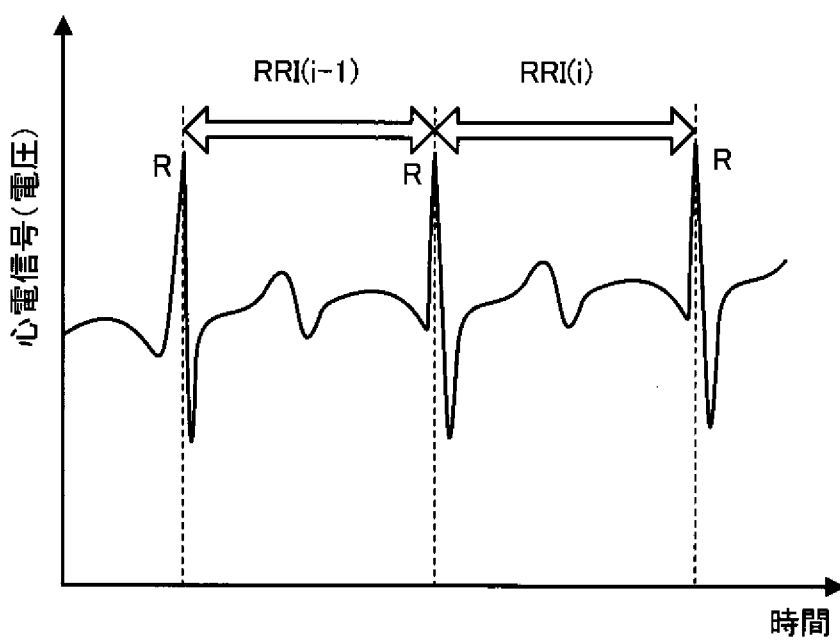
前記眠気判定用パラメータは、前記取得された心拍動間隔が短くなる変動が生じる度に前記算出した心拍動間隔の平均値の2乗を積算し、該積算した値を単位時間で除することにより得られるパラメータである

眠気判定装置。

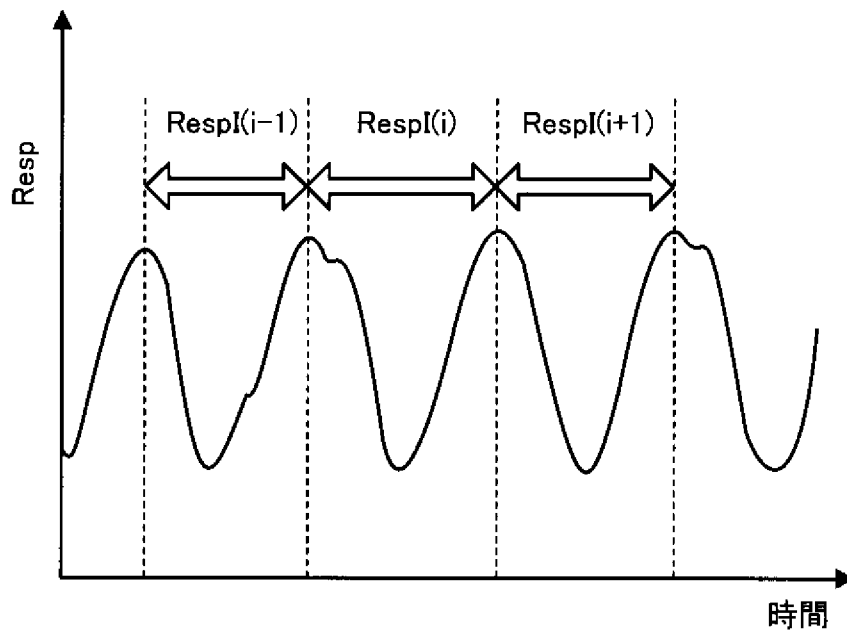
[図1]



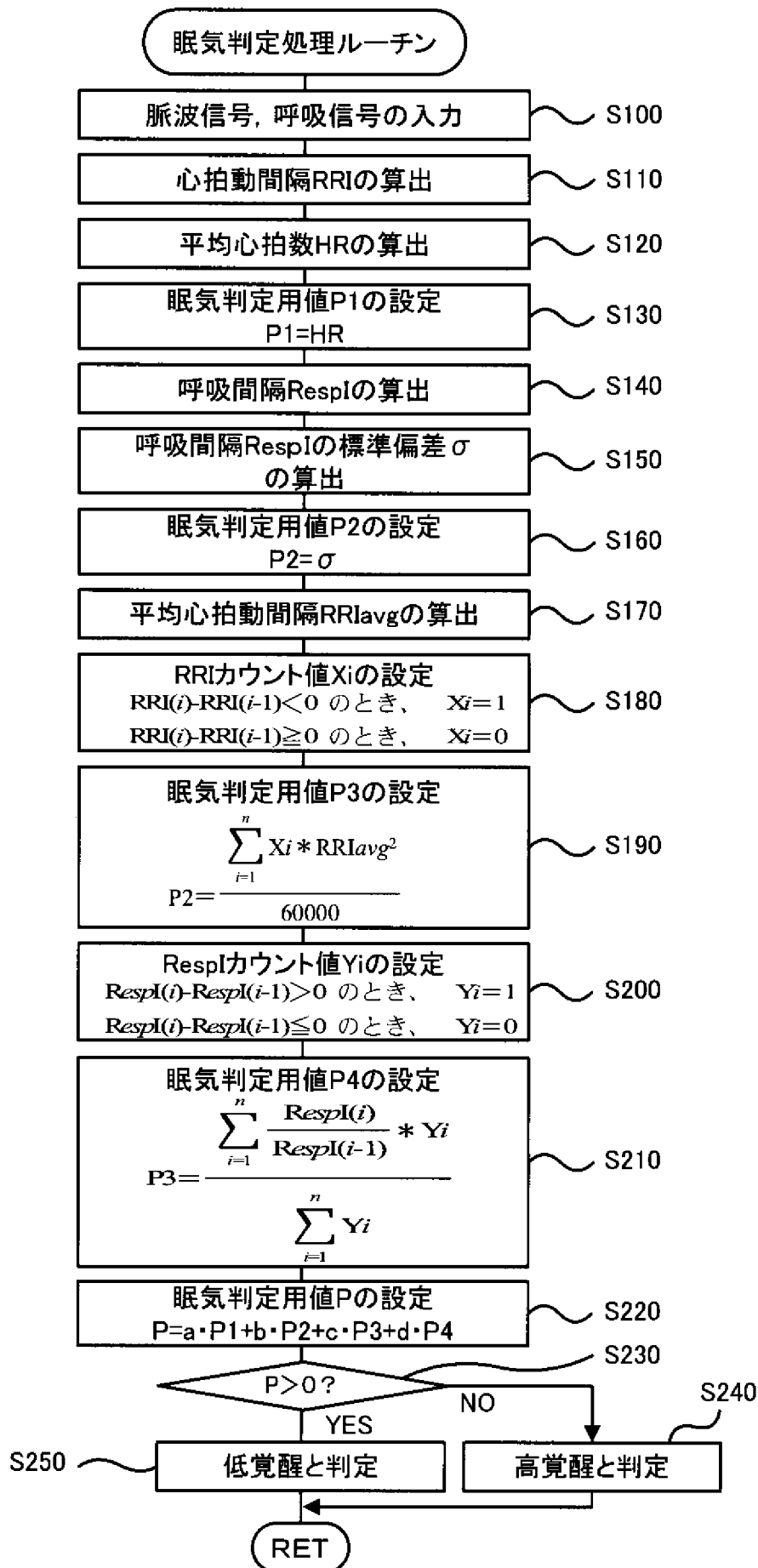
[図2]



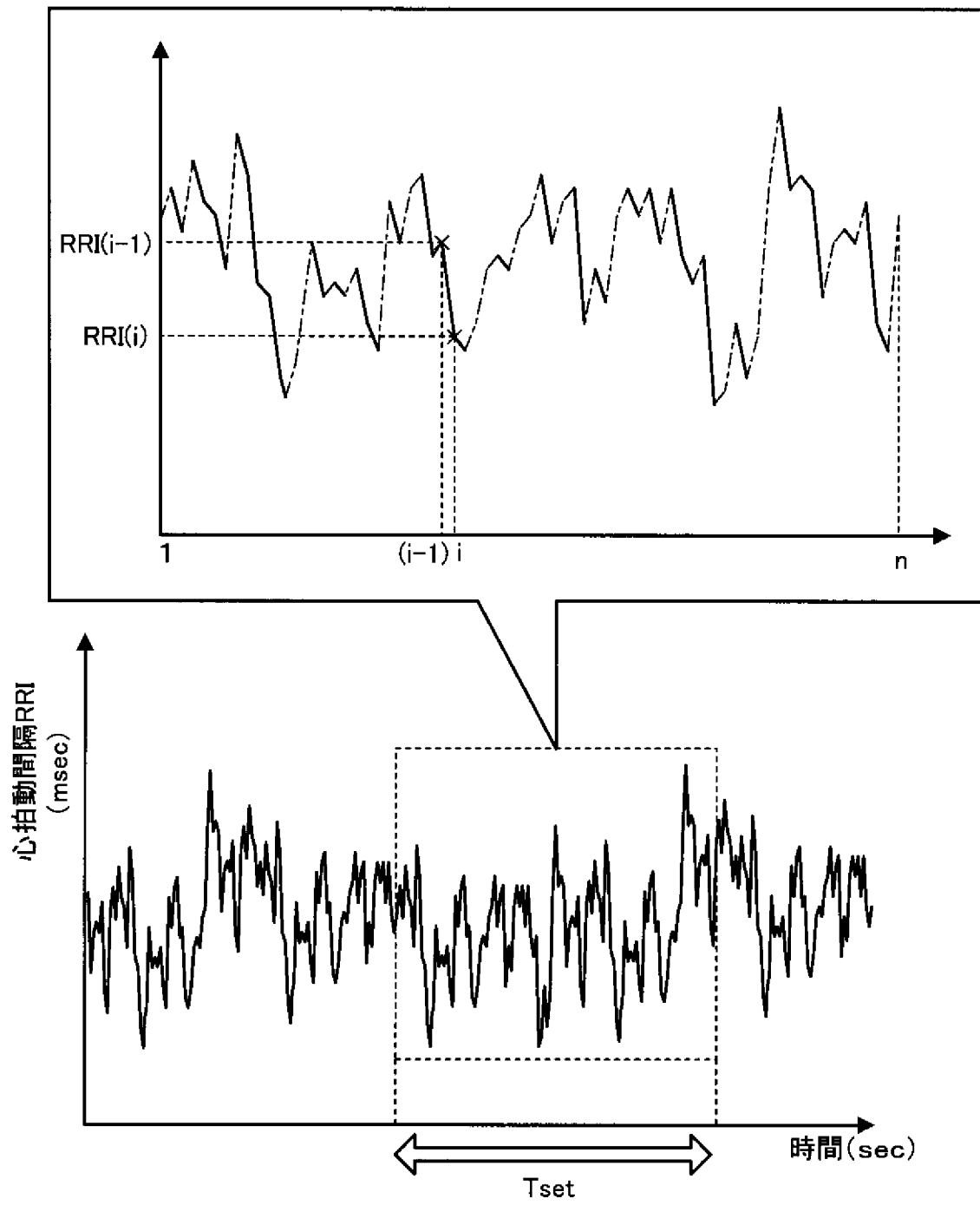
[図3]



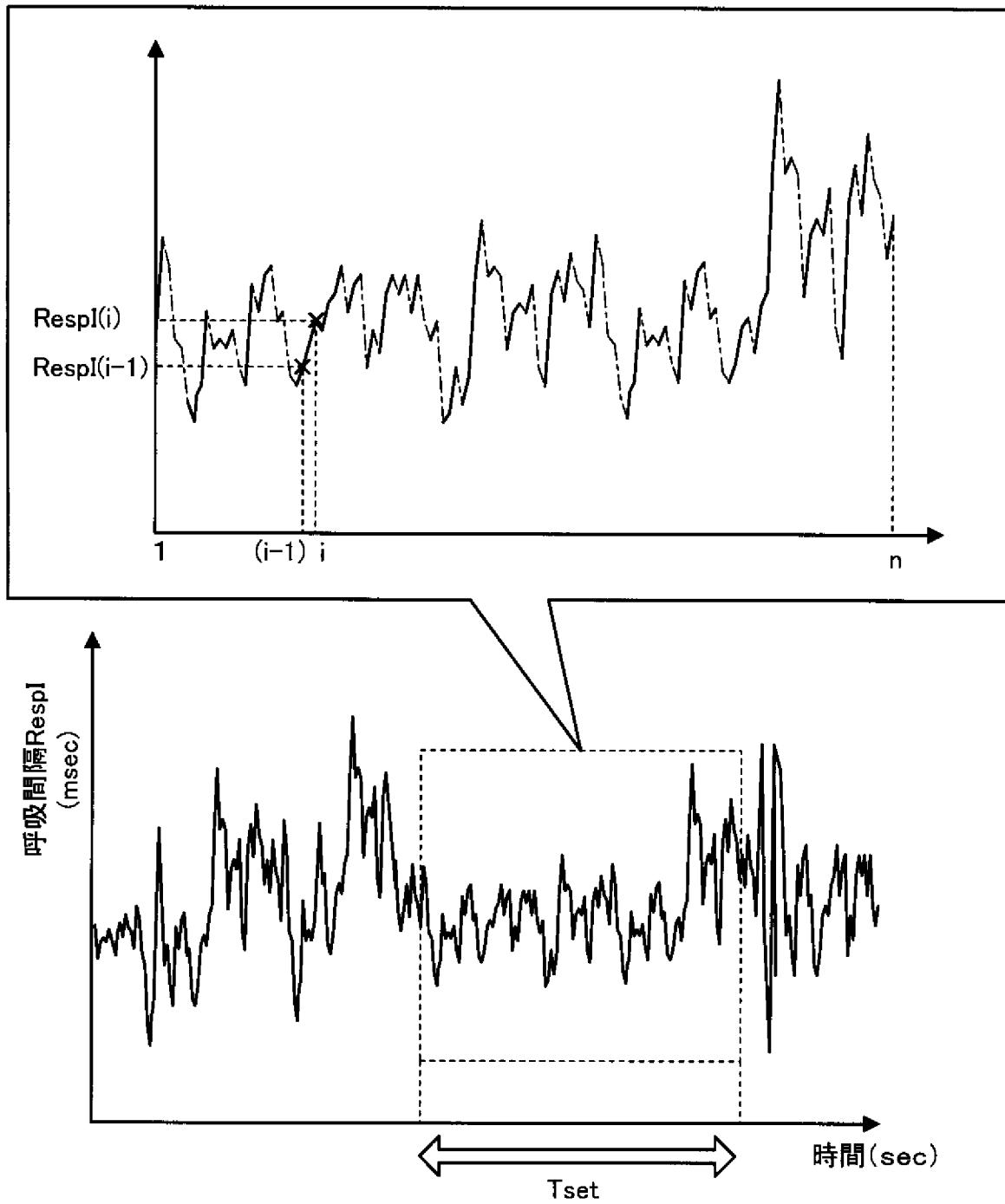
[図4]



[図5]



[図6]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/058904

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/16(2006.01) i, A61B5/0245(2006.01) i, A61B5/18(2006.01) i, A61B5/11
(2006.01) n

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, A61B5/18, A61B5/11

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)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	Hajime TAKADA, "Seiri Joho o Mochiita Untenchu no Kakuseido Hyoka System ni Kansuru Kenkyu", Preprints of Meeting on Automotive Engineers, 24 May 2006 (24.05.2006), no.4-06, pages 21 to 26	1-4 5-7
Y	JP 2004-344269 A (Pioneer Corp.), 09 December 2004 (09.12.2004), claims 4, 18 & US 2004/0236236 A1 & EP 1479342 A2	1-4
Y	Bunji ATSUMI, "Shinpaku Keisoku ni yoru Driver no Ishiki Jotai Hyoka", Preprints of Meeting on Automotive Engineers, 01 September 1994 (01.09.1994), no.946, pages 133 to 136	3

 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
16 June, 2010 (16.06.10)Date of mailing of the international search report
29 June, 2010 (29.06.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/058904

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	Mitsuo YASUSHI, "Estimating Sleepiness during Expressway Driving", Journal of International Society of Life Information Science, 01 September 2003 (01.09.2003), vol.21, no.2, pages (JA)445 to 448, (EN)442 to 444	4

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B5/16(2006.01)i, A61B5/0245(2006.01)i, A61B5/18(2006.01)i, A61B5/11(2006.01)n

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. A61B5/16, A61B5/0245, A61B5/18, A61B5/11

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)
 JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

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
Y A	高田 一, " 生理情報を用いた運転中の覚醒度評価システムに関する研究", 自動車技術会学術講演会前刷集, 2006.05.24, No.4-06, p.21-26	1-4 5-7
Y	JP 2004-344269 A (パイオニア株式会社) 2004.12.09, 【請求項4】, 【請求項18】 & US 2004/0236236 A1 & EP 1479342 A2	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	の日の後に公表された文献
「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	「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
「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	「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
「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)	「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
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 16.06.2010	国際調査報告の発送日 29.06.2010
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) 大▲瀬▼ 裕久 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
Y	渥美 文治, ”心拍計測によるドライバの意識状態評価”, 自動車技術会学術講演会前刷集, 1994.09.01, No.946, p.133-136	3
Y	安土 光男, ”ドライバーの運転状態推定技術”, Journal of International Society of Life Information Science, 2003.09.01, Vol.21, No.2, p. (JA)445-448, (EN)442-444	4