

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-93416

(P2008-93416A)

(43) 公開日 平成20年4月24日(2008.4.24)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/16 (2006.01)	A 6 1 B 5/16	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 B	4 C 0 3 8

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2007-210601 (P2007-210601)
 (22) 出願日 平成19年8月13日 (2007. 8. 13)
 (31) 優先権主張番号 特願2006-250059 (P2006-250059)
 (32) 優先日 平成18年9月14日 (2006. 9. 14)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (74) 代理人 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (72) 発明者 森屋 彰久
 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社
 東芝内
 (72) 発明者 鈴木 琢治
 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社
 東芝内
 Fターム(参考) 4C017 AA02 AA09 AB02 AB03 AC26
 BC11 CC05 DD17 FF05
 4C038 PP05 PR01 PR04 PS00

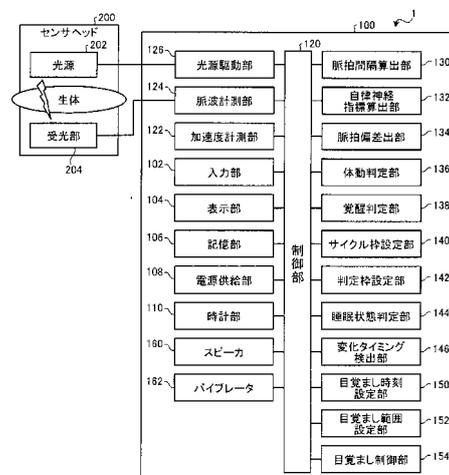
(54) 【発明の名称】 自律神経状態判定装置、自律神経状態判定方法および自律神経状態判定プログラム

(57) 【要約】

【課題】自律神経の活動の状態の変化タイミングを精度よく特定することのできる自律神経状態判定装置を提供する。

【解決手段】睡眠中の被験者の自律神経指標を計測する自律神経指標計測手段と、予め定められた長さの時間枠であって、睡眠の1サイクルを含む時間枠であるサイクル枠を、当該サイクル枠の長さより短い時間間隔である設定間隔おきに複数設定するサイクル枠設定部140と、各サイクル枠内の時間枠であって、サイクル枠内の所定の位置を基準とする予め定められた長さの時間枠である判定枠を設定する判定枠設定部142と、サイクル枠内において計測された自律神経指標に基づいて、当該サイクル枠内の前記判定枠内の複数の時刻における自律神経の活動状態を特定する睡眠状態判定部144と、活動状態の変化に基づいて、変化タイミングを検出する変化タイミング検出部146とを備えた。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被験者の自律神経の状態を判定する自律神経状態判定装置であって、
任意の単位時間ごとに睡眠中の被験者の自律神経の活動状態を示す自律神経指標を計測する自律神経指標計測手段と、

予め定められた長さの時間枠であって、睡眠の 1 サイクルを含む時間枠であるサイクル枠を、当該サイクル枠の長さより短い時間間隔である設定間隔おきに複数設定するサイクル枠設定手段と、

各サイクル枠内の時間枠であって、前記サイクル枠内の所定の位置を基準とする予め定められた長さの時間枠である判定枠を設定する判定枠設定手段と、

前記サイクル枠内において計測された自律神経指標に基づいて、当該サイクル枠内の前記判定枠内の複数の時刻における自律神経の活動状態を特定する活動状態特定手段と、

前記活動状態特定手段により特定された活動状態の変化に基づいて、前記活動状態の変化タイミングを検出する変化タイミング検出手段と
を備えたことを特徴とする自律神経状態判定装置。

【請求項 2】

前記判定枠設定手段は、前記サイクル枠のうち遅い時刻に対応する境界位置を境界位置とする前記判定枠を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の自律神経状態判定装置。

【請求項 3】

前記活動状態特定手段は、前記判定枠内における所定の時間間隔おきの複数の時刻における活動状態を特定することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の自律神経状態判定装置。

【請求項 4】

前記変化タイミング検出手段は、前記判定枠内における単位時間に対応する各時刻における活動状態のうち、所定の活動状態の割合および継続性に基づいて、前記変化タイミングを検出することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の自律神経状態判定装置。

【請求項 5】

前記活動状態特定手段は、前記活動状態としてノンレム睡眠またはレム睡眠の睡眠状態を当該睡眠状態の連続性に基づき特定し、

前記変化タイミング検出手段は、前記判定枠内におけるレム睡眠の割合が閾値以下から閾値より大きい値に変化した場合に、前記ノンレム睡眠から前記レム睡眠への変化タイミングとして検出することを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の自律神経状態判定装置。

【請求項 6】

前記睡眠状態特定手段は、前記活動状態としてノンレム睡眠またはレム睡眠の睡眠状態を当該睡眠状態の連続性に基づき特定し、

前記変化タイミング検出手段は、前記判定枠内におけるノンレム睡眠の割合が閾値以下から閾値より大きい値に変化した場合に、前記レム睡眠から前記ノンレム睡眠への変化タイミングとして検出することを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の自律神経状態判定装置。

【請求項 7】

前記活動状態特定手段は、前記活動状態として交感神経優位と副交感神経優位の状態を当該自律神経活動状態の連続性に基づき特定し、

前記変化タイミング検出手段は、前記判定枠内における交感神経優位の状態の割合が閾値以下から閾値より大きい値に変化した場合に、前記副交感神経優位の状態から前記交感神経優位の状態への変化タイミングとして検出することを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の自律神経状態判定装置。

【請求項 8】

前記活動状態特定手段は、前記活動状態として交感神経優位と副交感神経優位の状態を当該自律神経活動状態の連続性に基づき特定し、

10

20

30

40

50

前記変化タイミング検出手段は、前記判定枠内における副交感神経優位の状態の割合が閾値以下から閾値より大きい値に変化した場合に、前記交感神経優位の状態から前記副交感神経優位の状態への変化タイミングとして検出することを特徴とする請求項1から4のいずれか一項に記載の自律神経状態判定装置。

【請求項9】

前記変化タイミング検出手段により検出された前記変化タイミングに基づいて、前記被験者の環境状態を制御する制御手段をさらに備えたことを特徴とする請求項1から8のいずれか一項に記載の自律神経状態判定装置。

【請求項10】

前記制御手段は、光、音、匂い、温度、湿度、気圧、電流、電圧、熱、酸素または振動の少なくとも1つの刺激を提示することを制御することを特徴とする請求項9に記載の自律神経状態判定装置。

10

【請求項11】

被験者の自律神経の状態を判定する自律神経状態判定方法であって、
任意の単位時間ごとに睡眠中の被験者の自律神経の活動状態を示す自律神経指標を計測する自律神経指標計測ステップと、

予め定められた長さの時間枠であって、睡眠の1サイクルを含む時間枠であるサイクル枠を、当該サイクル枠の長さより短い時間間隔である設定間隔おきに複数設定するサイクル枠設定ステップと、

各サイクル枠内の時間枠であって、前記サイクル枠内の所定の位置を基準とする予め定められた長さの時間枠である判定枠を設定する判定枠設定ステップと、

20

前記サイクル枠内において計測された自律神経指標に基づいて、当該サイクル枠内の前記判定枠内の複数の時刻における自律神経の活動状態を特定する活動状態特定ステップと

、
前記活動状態特定ステップにおいて特定された活動状態の変化に基づいて、前記活動状態の変化タイミングを検出する変化タイミング検出ステップと
を有することを特徴とする自律神経状態判定方法。

【請求項12】

被験者の自律神経の状態を判定する自律神経状態判定処理をコンピュータに実行させる自律神経状態判定プログラムであって、

30

任意の単位時間ごとに睡眠中の被験者の自律神経の活動状態を示す自律神経指標を取得する自律神経指標取得ステップと、

予め定められた長さの時間枠であって、睡眠の1サイクルを含む時間枠であるサイクル枠を、当該サイクル枠の長さより短い時間間隔である設定間隔おきに複数設定するサイクル枠設定ステップと、

各サイクル枠内の時間枠であって、前記サイクル枠内の所定の位置を基準とする予め定められた長さの時間枠である判定枠を設定する判定枠設定ステップと、

前記サイクル枠内において計測された自律神経指標に基づいて、当該サイクル枠内の前記判定枠内の複数の時刻における自律神経の活動状態を特定する活動状態特定ステップと

40

、
前記活動状態特定ステップにおいて特定された活動状態の変化に基づいて、前記活動状態の変化タイミングを検出する変化タイミング検出ステップと
を有することを特徴とする自律神経状態判定プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被験者の自律神経の状態を判定する自律神経状態判定装置、自律神経状態判定方法および自律神経状態判定プログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

50

従来、睡眠ポリグラフを使い脳波、眼球運動、筋電等を記録して睡眠段階を計測する方法が知られている。例えば脈波間隔を基に心拍のゆらぎを解析し自律神経状態を判定する方法が知られている。この方法では、得られる交感神経活動と副交感神経活動を基に睡眠状態も判定することができる（例えば、「特許文献1」参照）。さらに、エアマットにて心拍変動情報などを用いてリアルタイムに睡眠段階を検出するものもある（例えば、「特許文献2」参照）。

【0003】

【特許文献1】特開平7-143972号公報

【特許文献2】特開2005-152310号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

例えば、レム睡眠の後半で目覚めるとすっきり起きられると言われている。このため、レム睡眠の後半において目覚まし制御を行うことが望ましい。このように、睡眠状態など自律神経の活動状態に応じた制御を行いたいという要望がある。

【0005】

このような処理においては、睡眠状態など自律神経の活動状態の変化のタイミングを特定することが必要となる。しかし、睡眠状態など自律神経の活動状態は、揺らぎが大きく正確に活動状態の変化タイミングを特定することが困難であった。

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、自律神経の活動の状態の変化タイミングを精度よく特定することのできる自律神経状態判定装置、自律神経状態判定方法および自律神経状態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】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明は、被験者の自律神経の状態を判定する自律神経状態判定装置であって、任意の単位時間ごとに睡眠中の被験者の自律神経の活動状態を示す自律神経指標を計測する自律神経指標計測手段と、予め定められた長さの時間枠であって、睡眠の1サイクルを含む時間枠であるサイクル枠を、当該サイクル枠の長さより短い時間間隔である設定間隔おきに複数設定するサイクル枠設定手段と、各サイクル枠内の時間枠であって、前記サイクル枠内の所定の位置を基準とする予め定められた長さの時間枠である判定枠を設定する判定枠設定手段と、前記サイクル枠内において計測された自律神経指標に基づいて、当該サイクル枠内の前記判定枠内の複数の時刻における自律神経の活動状態を特定する活動状態特定手段と、前記活動状態特定手段により特定された活動状態の変化に基づいて、前記活動状態の変化タイミングを検出する変化タイミング検出手段とを備えたことを特徴とする。

【0008】

また、本発明の他の形態は、被験者の自律神経の状態を判定する自律神経状態判定方法であって、任意の単位時間ごとに睡眠中の被験者の自律神経の活動状態を示す自律神経指標を計測する自律神経指標計測ステップと、予め定められた長さの時間枠であって、睡眠の1サイクルを含む時間枠であるサイクル枠を、当該サイクル枠の長さより短い時間間隔である設定間隔おきに複数設定するサイクル枠設定ステップと、各サイクル枠内の時間枠であって、前記サイクル枠内の所定の位置を基準とする予め定められた長さの時間枠である判定枠を設定する判定枠設定ステップと、前記サイクル枠内において計測された自律神経指標に基づいて、当該サイクル枠内の前記判定枠内の複数の時刻における自律神経の活動状態を特定する活動状態特定ステップと、前記活動状態特定ステップにおいて特定された活動状態の変化に基づいて、前記活動状態の変化タイミングを検出する変化タイミング検出ステップとを有することを特徴とする。

【0009】

また、本発明の他の形態は、被験者の自律神経の状態を判定する自律神経状態判定処理

10

20

30

40

50

をコンピュータに実行させる自律神経状態判定プログラムであって、任意の単位時間ごとに睡眠中の被験者の自律神経の活動状態を示す自律神経指標を取得する自律神経指標取得ステップと、予め定められた長さの時間枠であって、睡眠の1サイクルを含む時間枠であるサイクル枠を、当該サイクル枠の長さより短い時間間隔である設定間隔おきに複数設定するサイクル枠設定ステップと、各サイクル枠内の時間枠であって、前記サイクル枠内の所定の位置を基準とする予め定められた長さの時間枠である判定枠を設定する判定枠設定ステップと、前記サイクル枠内において計測された自律神経指標に基づいて、当該サイクル枠内の前記判定枠内の複数の時刻における自律神経の活動状態を特定する活動状態特定ステップと、前記活動状態特定ステップにおいて特定された活動状態の変化に基づいて、前記活動状態の変化タイミングを検出する変化タイミング検出ステップとを有することを特徴とする。

10

【発明の効果】**【0010】**

本発明にかかる自律神経状態判定装置によれば、自律神経指標計測手段が、任意の単位時間ごとに睡眠中の被験者の自律神経の活動状態を示す自律神経指標を計測し、サイクル枠設定手段が、予め定められた長さの時間枠であって、睡眠の1サイクルを含む時間枠であるサイクル枠を、当該サイクル枠の長さより短い時間間隔である設定間隔おきに複数設定し、判定枠設定手段が、各サイクル枠内の時間枠であって、サイクル枠内の所定の位置を基準とする予め定められた長さの時間枠である判定枠を設定し、活動状態特定手段が、サイクル枠内において計測された自律神経指標に基づいて、当該サイクル枠内の判定枠内の複数の時刻における自律神経の活動状態を特定し、変化タイミング検出手段が、活動状態特定手段により特定された活動状態の変化に基づいて、活動状態の変化タイミングを検出するので、自律神経の活動の状態の変化タイミングを精度よく特定することができるという効果を奏する。

20

【0011】

また、本発明の他の形態にかかる自律神経状態判定方法によれば、自律神経指標計測ステップにおいて、任意の単位時間ごとに睡眠中の被験者の自律神経の活動状態を示す自律神経指標を計測し、サイクル枠設定ステップにおいて、予め定められた長さの時間枠であって、睡眠の1サイクルを含む時間枠であるサイクル枠を、当該サイクル枠の長さより短い時間間隔である設定間隔おきに複数設定し、判定枠設定ステップにおいて、各サイクル枠内の時間枠であって、サイクル枠内の所定の位置を基準とする予め定められた長さの時間枠である判定枠を設定し、活動状態特定ステップにおいて、サイクル枠内において計測された自律神経指標に基づいて、当該サイクル枠内の判定枠内の複数の時刻における自律神経の活動状態を特定し、変化タイミング検出ステップにおいて、活動状態特定ステップにおいて特定された活動状態の変化に基づいて、活動状態の変化タイミングを検出するので、自律神経の活動の状態の変化タイミングを精度よく特定することができるという効果を奏する。

30

【0012】

また、本発明の他の形態にかかる自律神経状態判定プログラムによれば、自律神経指標取得ステップにおいて、任意の単位時間ごとに睡眠中の被験者の自律神経の活動状態を示す自律神経指標を取得し、サイクル枠設定ステップにおいて、予め定められた長さの時間枠であって、睡眠の1サイクルを含む時間枠であるサイクル枠を、当該サイクル枠の長さより短い時間間隔である設定間隔おきに複数設定し、判定枠設定ステップにおいて、各サイクル枠内の時間枠であって、サイクル枠内の所定の位置を基準とする予め定められた長さの時間枠である判定枠を設定し、活動状態特定ステップにおいて、サイクル枠内において計測された自律神経指標に基づいて、当該サイクル枠内の判定枠内の複数の時刻における自律神経の活動状態を特定し、変化タイミング検出ステップにおいて、活動状態特定ステップにおいて特定された活動状態の変化に基づいて、活動状態の変化タイミングを検出するので、自律神経の活動の状態の変化タイミングを精度よく特定することができるという効果を奏する。

40

50

【発明を実施するための最良の形態】**【0013】**

以下に、本発明にかかる自律神経状態判定装置、自律神経状態判定方法および自律神経状態判定プログラムの実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。なお、この実施の形態によりこの発明が限定されるものではない。

【0014】

(実施の形態1)

図1は、実施の形態1にかかる自律神経活動状態判定システム1の全体構成を示す図である。自律神経活動状態判定システム1は、睡眠状態の変化タイミングを検出し、この変化タイミングにしたがい、目覚まし処理を行う。

10

【0015】

自律神経活動状態判定システム1は、自律神経状態判定装置100と、センサヘッド200とを備えている。自律神経状態判定装置100は、入力部102と、表示部104と、記憶部106と、電源供給部108と、時計部110と、制御部120と、加速度計測部122と、脈波計測部124と、光源駆動部126と、脈拍間隔算出部130と、自律神経指標算出部132と、脈拍偏差算出部134と、体動判定部136と、覚醒判定部138と、サイクル枠設定部140と、判定枠設定部142と、睡眠状態判定部144と、変化タイミング検出部146と、目覚まし時刻設定部150と、目覚まし範囲設定部152と、目覚まし制御部154と、スピーカ160と、パイプレータ162とを備えている。センサヘッド200は、光源202と受光部204とを備えている。

20

【0016】

ここで、図1に示す自律神経活動状態判定システム1の装着の例について説明する。図2は、図1に示す自律神経状態判定装置100の装着の一例を示す図である。図2のように、自律神経状態判定装置100は例えば手首に腕時計のような形で装着される。このとき脈波の計測用のセンサヘッド200が小指に装着される。

【0017】

図1の説明に戻ると、入力部102は、ユーザが電源をON/OFFする、または表示を切り替える要求や指示を行うスイッチである。表示部104は、睡眠状態判定結果を表示する表示装置であり、具体的には、LCDなどである。

【0018】

記憶部106は、脈波データ、心電データ、体動データなどの計測データ、脈拍間隔データ、脈波偏差データなど処理後のデータ、睡眠状態を判定する閾値などのデータを記憶する記憶部であり、具体的には、フラッシュメモリなどである。電源供給部108は、自律神経状態判定装置100の電力を供給する電源であり、具体的には、バッテリーである。時計部110は、時刻を計測する装置である。具体的には、リアルタイムクロックICなどである。

30

【0019】

制御部120は、計測のタイミングの制御、受信データの蓄積、処理などを行う。加速度計測部122は、被験者の体動を示す体動データとして加速度データを計測し、データ変換をする計測部であり、加速度センサである。加速度センサは、3軸方向の-2g~2gの加速度を計測する加速度計であり、自律神経状態判定装置100本体に搭載されている。また、加速度計測部122は、加速度センサのアナログデータのゲイン、オフセットを調整回路で調整した後、10ビットA/D変換器でデジタル量に変換する。そして、変換後のデータを制御部120に向けて出力する。

40

【0020】

センサヘッド200は、光源202である青色LEDと受光部204であるフォトダイオードからなり、皮膚表面に光を照射し、毛細血管内の血流変化により変化する反射光の変動をフォトダイオードで捉える。

【0021】

脈波計測部124は、被験者の脈波データを計測し、データ変換をする。脈波計測部1

50

24は、脈波センサのフォトダイオードからの出力電流を電流電圧変換器で電圧に変換し、増幅器で電圧を増幅して、ハイパスフィルタ(カットオフ周波数: 0.1 Hz)とローパスフィルタ(カットオフ周波数: 50 Hz)を施した後、10ビットA/D変換器でデジタル量に変換する。そして、変換後の脈波データを制御部120に向けて出力する。光源駆動部126は、光源202として例えば青色LEDを使用する場合、これを駆動するための電圧供給部である。

【0022】

脈拍間隔算出部130は、脈波計測部124により得られた脈波データから脈波間隔を算出する。ここで、脈拍間隔とは、脈波の一周期の時間間隔である。具体的には、脈波計測部124が計測した脈波から一連の脈波データをサンプリングする。そして、サンプリングした一連の脈波データを時間微分して一連の脈波データの直流変動成分を得る。さらに一連の脈波データから直流変動成分を除去する。

10

【0023】

そして、直流変動成分を除去された一連の脈波データの処理ポイントを中心とした前後約1秒の脈波データの最大値と最小値を取得し、最大値と最小値との間の所定の値を脈波間隔閾値とする。間隔閾値としては、例えば最大値、最小値の差を振幅として、最小値から振幅の9割の値を用いるのが好ましい。さらに、直流変動成分を除去された一連の脈波データから閾値に一致する一連の脈波データの値が現れた時刻を算出し、算出された時刻の間隔を脈拍間隔とする。

【0024】

この脈拍間隔データは不等間隔データである。周波数解析を行うためには等間隔データに変換する必要がある。そこで、不等間隔の脈拍間隔データを補間、再サンプリングし、等間隔の脈拍間隔データを生成する。例えば、3次の多項式補間法によって補間する点の前後それぞれ3点のサンプリング点を用いて等間隔の脈拍間隔データを生成する。

20

【0025】

自律神経指標算出部132は、睡眠状態を判定する低周波数領域(0.05~0.15 Hz付近)の指標LFと高周波数領域(0.15~0.4 Hz付近)の指標HFという二つの自律神経指標を算出する。図3は、自律神経指標算出部132の処理を説明するための図である。

【0026】

まず等間隔の脈拍間隔データを例えばFFT(Fast Fourier Transform)にて周波数スペクトル分布に変換する。次に、得られた周波数スペクトル分布より、LF, HFを得る。具体的には、複数のパワースペクトルのピーク値とピーク値を中心として前後等間隔の1点との3点の合計値の算術平均をとってLF, HFとする。

30

【0027】

なお、本実施の形態においては、データ処理の負担を軽減する観点から、周波数解析法としてFFT法を用いたが、他の例としては、ARモデル、最大エントロピー法、ウェーブレット法などを用いてもよい。

【0028】

脈拍偏差算出部134は、脈波計測部124により得られた脈波データのうち例えば1分間内における瞬間脈拍の偏差、すなわち脈波偏差を算出する。体動判定部136は、加速度計測部122から取得した3軸方向の加速度データを時間微分して3軸方向の加速度の微係数を求め、3軸方向の加速度のそれぞれの微係数の二乗和の平方根である体動データの変動量および脈拍間隔内の体動データの変動量の平均である体動量を求める。そして、体動量の変動量が所定の閾値より大きい場合に体動と判定する。例えば、所定の閾値として体動計に使用されている微小な体動の最小値である0.01Gを用いる。

40

【0029】

覚醒判定部138は、体動判定部136によって判定された体動の発生頻度が所定の閾値以上である場合に覚醒状態であると判定し、体動の発生頻度が所定の閾値未満である場合は睡眠状態であると判定する。

50

【 0 0 3 0 】

具体的には、覚醒判定部 1 3 8 は、体動判定部 1 3 6 から体動の有無を取得し、設定区間にける体動発生頻度を計測する。ここで、設定区間としては例えば 1 分間が好ましい。そして、体動発生頻度が予め定めた閾値以上である場合に覚醒状態であると判定する。一方、体動発生頻度が閾値未満である場合は睡眠状態であると判定する。例えば、閾値としては、過去の覚醒時における体動頻度から 2 0 回 / 分を用いるのが好ましい。

【 0 0 3 1 】

サイクル枠設定部 1 4 0 は、サイクル枠を設定する。例えば、1 2 0 分のサイクル枠を設定する。サイクル枠とは、睡眠の 1 サイクルが含まれる時間間隔、すなわち時間枠である。睡眠の 1 サイクルは、9 0 分から 1 2 0 分程度である。したがって、サイクル枠は、例えば 9 0 分としてもよい。すなわち、睡眠の 1 サイクルを含む時間枠であればよく、1 2 0 分に限定されない。サイクル枠設定部 1 4 0 は、現在時刻を基準として、過去 1 2 0 分前までの時間枠をサイクル枠として設定する。

10

【 0 0 3 2 】

図 4 は、サイクル枠設定部 1 4 0 の処理を説明するための図である。図 4 に示すサイクル枠は、1 2 0 分である。例えば、2 3 時から自律神経指標の計測を開始したとする。この場合には、2 3 時から継続して自律神経指標の計測が行われる。そして、1 時になると、2 3 時から 1 時までの 1 2 0 分が経過するので、この時間枠をサイクル枠として設定する。さらに、1 時 1 分になると、2 3 時 1 分から 1 時 1 分までの 1 2 0 分をサンプル枠として設定する。このように、サイクル枠設定部 1 4 0 は、例えば 1 分を設定間隔として、設定間隔おきにサンプル枠を設定してする。なお、設定間隔は、サンプル枠より短い間隔であればよい。さらに、設定間隔は、後述の継続性判定枠に比べて短い時間間隔であることが望ましい。

20

【 0 0 3 3 】

再び説明を図 1 に戻す。判定枠設定部 1 4 2 は、判定枠を設定する。ここで、判定枠とは、睡眠状態変化を判定するための時間枠である。ここで、判定枠は、例えば、サイクル枠のうち最も遅い時刻を含む時間枠である。さらに、時間的な長さは予め設定されている。

【 0 0 3 4 】

図 5 は、判定枠を説明するための図である。図 5 に示す判定枠は、2 3 時から 1 時のサイクル枠に対して設定される判定枠である。このように、判定枠は、サイクル枠のうち遅い時刻に対応する境界位置、すなわち後端である 1 時を境界とする 7 分間の時間枠である。さらに、2 3 時 1 分から 1 時 1 分のサイクル枠に対して設定される判定枠は、1 時 1 分を境界とする 7 分間の時間枠である。

30

【 0 0 3 5 】

このように、サイクル枠に対する相対的な判定枠の位置が予め設定されている。そして、サイクル枠が定まると、これにしたがい、相対的な判定枠の位置に基づいて、判定枠の絶対位置を特定する。

【 0 0 3 6 】

例えば、相対的な判定枠の位置として、サイクル枠の後端を境界とする 7 分の時間枠と設定されている。そして、サイクル枠設定部 1 4 0 により、2 3 時から 1 時のサイクル枠が設定されたとする。この場合、判定枠設定部 1 4 2 は、サイクル枠にしたがい、1 時を後端とする 7 分の時間枠、すなわち 0 時 5 3 分から 1 時までの時間枠を判定枠として設定する。なお、判定枠は、サイクル枠における相対的な位置が予め設定された時間枠であればよく、最も遅い時刻を含む時間枠に限定されるものではない。

40

【 0 0 3 7 】

サイクル枠設定部 1 4 0 により 1 分の設定間隔おきにサイクル枠が設定されると、判定枠設定部 1 4 2 は、各サイクル枠に対する判定枠を設定する。すなわち、1 分の設定間隔おきに複数の判定枠を設定する。

【 0 0 3 8 】

50

睡眠状態判定部 144 は、自律神経指標算出部 132 により算出された自律神経指標 LF、HF と、脈拍偏差算出部 134 により算出された脈拍偏差とに基づいて、自律神経の活動状態として睡眠状態を判定する。睡眠状態として、睡眠深度を判定する。ここで、睡眠深度とは、被験者の脳の活動状態の程度を示す指標である。本実施の形態においては、ノンレム睡眠、レム睡眠のいずれに該当するかを判定する。なお、本実施の形態にかかる睡眠状態判定部 144 は、状態判定手段として機能する。

【0039】

図 6 は、睡眠中に得られた自律神経指標を示す図である。レム睡眠とノンレム睡眠は、自律神経指標と閾値との大小関係によって判別される。しかし、図 5 に示す例においては、時間の経過とともにレム睡眠およびノンレム睡眠のそれぞれに対応する自律神経指標の値が徐々に増加している。これは、サーカディアンリズムの影響によるものである。このように、自律神経指標のベース自体が増加している場合には、すべての自律神経指標を利用してレム睡眠かノンレム睡眠かを判定したのでは、判定誤差が生じる可能性が高い。

10

【0040】

また、自律神経の指標は、個人差の影響も受ける。したがって、この場合、23時から5時までのすべての自律神経指標の値を利用すると、正確な睡眠状態を判別することができない場合がある。

【0041】

そこで、本実施の形態においては、このサイクル枠内の自律神経指標のみを用いて睡眠状態を判定する。これにより、サーカディアンリズムの影響等を排除し、より精度よく睡眠状態を判定することができる。

20

【0042】

変化タイミング検出部 146 は、睡眠状態判定部 144 により判定された各判定枠における睡眠状態に基づいて、睡眠状態の変化のタイミングを検出する。

【0043】

目覚まし時刻設定部 150 は、被験者からの指示により目覚まし時刻を設定する。目覚まし範囲設定部 152 は、目覚まし範囲を設定する。ここで、目覚まし範囲とは、目覚まし時刻を基準とした所定の時間幅の範囲である。目覚まし範囲は例えば 2 時間である。

【0044】

より具体的には、目覚まし範囲設定部 152 は、予め所定の時間幅を保持している。そして、保持している時間幅の範囲であって、かつ目覚まし時刻設定部 150 が設定した目覚まし時刻を基準とする範囲を目覚まし範囲として決定する。

30

【0045】

なお、本実施の形態においては、目覚まし範囲設定部 152 は、目覚まし時刻設定部 150 によって設定された目覚まし時刻を基準とし、目覚まし時刻から所定の時間幅だけ早い時刻までの範囲を目覚まし範囲として決定したが、目覚まし範囲はこれに限定されるものではない。

【0046】

例えば、目覚まし時刻を基準とし、目覚まし時刻から所定の時間幅だけ遅い時刻までの範囲を目覚まし範囲としてもよい。また例えば、目覚まし時刻を中心時刻とし、当該時刻の前後の所定の時間幅の範囲を目覚まし範囲としてもよい。

40

【0047】

目覚まし制御部 154 は、スピーカ 160 およびパイプレータ 162 を駆動する時刻を決定し、当該時刻になるとスピーカ 160 およびパイプレータ 162 を駆動する。スピーカ 160 およびパイプレータ 162 は、目覚まし機構である。スピーカ 160 は、目覚まし音声を出力する。また、パイプレータ 162 は、振動を発生する。

【0048】

図 7 は、自律神経活動状態判定システム 1 による睡眠状態判定処理を含む目覚まし処理を示すフローチャートである。被験者は、睡眠前に自律神経活動状態判定システム 1 を装着し、入力部 102 から電源および目覚まし機能を起動する。また、目覚まし時刻をセッ

50

トする。これにより、目覚まし時刻設定部 150 は、目覚まし時刻をセットする。このとき、加速度計測部 122 は、加速度の計測を開始する（ステップ S 100）。また、脈波計測部 124 は、脈波の計測を開始する（ステップ S 120）。

【0049】

加速度計測部 122 が加速度の計測を開始すると、体動判定部 136 は、加速度計測部 122 から取得した 3 軸方向の加速度データから体動データを得る。そして、体動データの変動量が閾値より大きい場合に体動と判定する（ステップ S 102）。

【0050】

体動判定部 136 が体動ありと判定した場合に（ステップ 104, Yes）、覚醒判定部 138 は、覚醒状態か睡眠状態かを判定する（ステップ S 106）。体動判定部 136 が、覚醒状態と判定した場合は（ステップ S 108, 覚醒）、体動判定部 136 は、覚醒判定部 138 は、記憶部 106 に入眠時刻、覚醒時刻、一連の睡眠中の中途覚醒回数を保持させる。さらに、表示部 104 に入眠時刻、覚醒時刻、中途覚醒回数を表示する（ステップ S 110）。

10

【0051】

一方、脈波計測部 124 が脈波の計測を開始すると、脈拍間隔算出部 130 は脈拍間隔を算出するための動的閾値である脈拍間隔閾値を算出する（ステップ S 122）。次に、脈拍間隔算出部 130 は、直流変動成分を除去された一連の脈波データから脈波間隔閾値に一致する一連の脈波データの値が現れた時刻を算出し、算出された時刻の間隔を脈拍間隔として得る（ステップ S 124）。

20

【0052】

次に、脈拍間隔算出部 130 は、ステップ S 102 における体動判定の結果、およびステップ S 106 における覚醒判定の結果に基づいて、睡眠状態であって、かつ体動がない場合のみ脈拍間隔データを保存する（ステップ S 130）。

【0053】

次に、脈拍間隔算出部 130 は、一連の脈拍間隔データを FFT 法などの周波数解析法によって周波数スペクトル分布に変換する（ステップ S 132）。そして、自律神経指標算出部 132 は、ステップ S 132 において周波数スペクトル分布に変換された一連の脈拍間隔データの複数のパワースペクトルの値から自律神経指標 LF, HF を算出する（ステップ S 150）。次に、脈拍偏差算出部 134 は、脈拍偏差を算出する（ステップ S 152）。算出された自律神経指標 LF, HF および脈拍偏差を、検出時刻に対応付けて記憶部 106 に格納する。

30

【0054】

次に、睡眠状態判定部 144 は、自律神経指標 LF, HF、および脈拍偏差に基づいて睡眠状態を判定し、検出時刻に対応付けて記憶部 106 に保持させる（ステップ S 152）。そして、表示部 104 に睡眠状態を表示し（ステップ S 154）、さらに睡眠中の体動量を表示する（ステップ S 156）。次に、目覚まし制御部 154 は、目覚ましタイミング制御処理を行う（ステップ S 160）。以上で目覚まし処理が完了する。

【0055】

図 8 は、図 7 において説明した睡眠状態判定処理（ステップ S 152）における詳細な処理を示すフローチャートである。まず、サイクル枠設定部 140 は、サイクル枠を設定する（ステップ S 200）。本実施の形態においては、サイクル枠は、120 分である。したがって、120 分間分のデータに対し、ステップ S 202 からステップ S 206 の処理を行う。

40

【0056】

すなわち、まず、ステップ S 122 において任意の検出時刻に対応付けて蓄積された自律神経指標データと、ステップ S 126 において同一の検出時刻に対応付けて蓄積された脈拍偏差とを平面座標に散布図プロットする（ステップ S 202）。このプロットに対応する検出時刻と同一の検出時刻に対応付けてステップ S 110 において蓄積された覚醒データがある場合には（ステップ S 204, Yes）、対応するプロットを散布図から削除

50

する（ステップ S 2 0 6）。これにより、睡眠中のデータのみを対象として睡眠状態を判定することができる。したがって、より精度よく睡眠状態を判定することができる。

【 0 0 5 7】

なお、平面座標における x 座標は L F / H F、y 座標は脈拍偏差である。また、他の例としては、x 座標を L F、y 座標に H F としてプロットしてもよい。

【 0 0 5 8】

サイクル枠内のすべてのデータを散布図にプロットするまでステップ S 2 0 2 からステップ S 2 0 6 までの処理を繰り返す（ステップ S 2 0 8, Y e s）。本実施の形態においては、1 2 0 個のデータを散布図にプロットするまで繰り返す。

【 0 0 5 9】

次に、散布図中のプロットをクラスタリングすることにより、睡眠状態を判定する。具体的には、まず、K - 平均アルゴリズムを用いて散布図を 2 クラスタに分割する（ステップ S 2 1 0）。そして、クラスタの中心が原点に近い方のクラスタのクラスタ ID を第 1 クラスタとする。また、クラスタの中心が原点から遠い方のクラスタのクラスタ ID を第 2 クラスタとする。なお、本実施の形態においては、データ処理の負担を軽減する観点から、クラスタリング手法として K - 平均法を用いたが、他の例としては、F C M 法、エントロピー法などを用いてもよい。

【 0 0 6 0】

そして、散布図にプロットされた各データに対し、クラスタ ID を付与する（ステップ S 2 1 4）。このとき、クラスタ ID の付与されないデータに対しては、覚醒データである旨を示すクラスタ ID を付与する（ステップ S 2 1 6）。次に、クラスタ ID が付与された 1 0 0 のデータを時系列にソートする（ステップ S 2 1 8）。

【 0 0 6 1】

時系列にソートされた各データに付与されたクラスタ ID に基づいて、睡眠状態を判定する（ステップ S 2 2 0）。具体的には、第 1 クラスタのクラスタ ID が付与されたデータに対応する検出時刻における眠状態は、ノンレム睡眠と判定する。また、第 2 クラスタのクラスタ ID が付与されたデータに対応する検出時刻における睡眠状態はレム睡眠と判定する。以上のように、クラスタリングを行うことにより、精度よく睡眠状態を判定することができる。

【 0 0 6 2】

なお、上述のように、1 2 0 分のサイクル枠を 1 分の設定間隔おきに設定した場合には、所定の時刻が、複数のサイクル枠に含まれることになる。そして、サイクル枠ごとに同一の時刻に対して異なる判定結果が得られる可能性がある。リアルタイム性を重視する観点からは、対象となる時刻がサイクル枠のうちより遅い時刻になるようなサイクル枠を利用した処理により判定するのが望ましい。すなわち、任意の時刻が経過したときに、当該時刻をサイクル枠の後端とするサイクル枠における処理に基づいて、当該時刻の睡眠状態を判定する。

【 0 0 6 3】

図 9 は、図 7 において説明した目覚まし駆動処理（ステップ S 1 6 0）における詳細な処理を示すフローチャートである。現在時刻が、目覚まし時刻に基づいて設定された目覚まし範囲に含まれる場合には（ステップ S 3 0 0, Y e s）、判定枠設定部 1 4 2 は、判定枠を設定する（ステップ S 3 0 2）。現在時刻を含むサイクル枠に対応する判定枠を設定する。例えば、現在時刻が 7 時である場合には、7 時を終端とする 1 2 0 分のサイクル枠に対する判定枠として、6 時 5 3 分から 7 時までの 7 分間を設定する。

【 0 0 6 4】

次に、変化タイミング検出部 1 4 6 は判定枠設定部 1 4 2 により設定された判定枠におけるレム睡眠の割合を算出する（ステップ S 3 0 4）。図 1 0 は、変化タイミング検出部 1 4 6 の処理を説明するための図である。図 1 0 に示すように、判定枠における 1 分ごとの睡眠状態を特定する。判定枠が 7 分であるので、7 回の判定結果が得られる。

【 0 0 6 5】

10

20

30

40

50

再び説明を図9に戻す。判定枠に含まれる判定結果のうちレム睡眠の割合が閾値よりも大きい場合には(ステップS306, Yes)、現在レム睡眠中であり、まだノンレム睡眠に切り替っていないと判断する。なお、ここで閾値は予め設定されている。閾値は、例えば60%である。なお、閾値は任意であり、60%に限定されるものではない。

【0066】

また、判定枠に含まれる判定結果のうちレム睡眠の割合が閾値よりも小さい場合には(ステップS306, No)、現在の時刻が目覚まし範囲の最後端であるか否かを判定する(ステップS308)。そして、現在の時刻が目覚まし範囲の最後端であると判定された場合には(S308, Yes)、目覚ましを駆動する(ステップS320)。一方、ステップS308において、現在の時刻が目覚まし範囲の最後端でないと判定された場合には(S308, No)、ステップS302の判定枠設定の処理に戻る。

10

【0067】

次に、1分経過すると、サイクル枠を変更する(ステップS310)。さらに、判定枠を変更する(ステップS312)。すなわち、サイクル枠および判定枠をそれぞれ1分後にずらす。例えば、ステップS302において7時を後端とする判定枠を設定した場合には、ステップS310およびステップS312においては、7時1分を後端とするサイクル枠および判定枠をそれぞれ設定する。

【0068】

次に、ステップS312において設定された判定枠におけるノンレム睡眠の割合を特定する(ステップS314)。ノンレム睡眠の割合が閾値よりも大きい場合には(ステップS316, Yes)、変化タイミング検出部146は、現在時刻をレム睡眠からノンレム睡眠に変化した変化タイミングと特定する(ステップS318)。なお、この閾値は、ステップS306において利用する閾値と同一である。なお、他の例としては、それぞれ異なる閾値を設定してもよい。次に、目覚まし制御部154は、目覚ましを駆動する(ステップS320)。

20

【0069】

ステップS316において、ノンレム睡眠の割合が閾値以下である場合(ステップS316, No)、すなわち、この時刻において既にレム睡眠と判定された場合には、現在の時刻が目覚まし範囲の最後端であるか否かの判定を行う(ステップS308)。そして、現在の時刻が目覚まし範囲の最後端でないと判定された場合には(ステップS308, No)、ステップS302に戻り、再びサイクル枠および判定枠を設定し処理を継続する。

30

【0070】

また、ステップS306, S308, S316の判定処理の判定がYesの場合には、ステップS320の処理が行われることになる。以上で、目覚まし駆動処理(ステップS160)が完了する。

【0071】

なお、他の例としては、ステップS306においてレム睡眠の割合が閾値以下であった場合には、再びレム睡眠に変化するのを待ち、レム睡眠に移行した後に、ステップS310からステップS318の処理によりレム睡眠からノンレム睡眠への変化タイミングを特定してもよい。そして、この変化タイミングで目覚ましを駆動する。

40

【0072】

以上のように、判定枠における睡眠状態の割合の変化を参照することにより、精度よくレム睡眠からノンレム睡眠への変化タイミングを特定することができる。

【0073】

また、被験者に対して行った実験により、レム睡眠からノンレム睡眠への変化のタイミングにおいて目覚めると快適に目覚めることがわかっている。そこで、このように、レム睡眠からノンレム睡眠への変化タイミングにおいて目覚ましを駆動させることとした。これにより、被験者を快適に目覚めさせることができる。

【0074】

図11は、実施の形態1にかかる自律神経状態判定装置100のハードウェア構成を示

50

す図である。自律神経状態判定装置 100 は、ハードウェア構成として、自律神経状態判定装置 100 における睡眠状態判定処理を実行する睡眠状態判定プログラムなどが格納されている ROM 52 と、ROM 52 内のプログラムに従って自律神経状態判定装置 100 の各部を制御する CPU 51 と、自律神経状態判定装置 100 の制御に必要な種々のデータを記憶する RAM 53 と、ネットワークに接続して通信を行う通信 I/F 57 と、各部を接続するバス 62 とを備えている。

【0075】

先に述べた自律神経状態判定装置 100 における睡眠状態判定プログラムは、インストール可能な形式又は実行可能な形式のファイルで CD-ROM、フロッピー（登録商標）ディスク（FD）、DVD 等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録されて提供されてもよい。

10

【0076】

この場合には、睡眠状態判定プログラムは、自律神経状態判定装置 100 において上記記録媒体から読み出して実行することにより主記憶装置上にロードされ、上記ソフトウェア構成で説明した各部が主記憶装置上に生成されるようになっている。

【0077】

また、本実施の形態の睡眠状態判定プログラムを、インターネット等のネットワークに接続されたコンピュータ上に格納し、ネットワーク経由でダウンロードさせることにより提供するように構成してもよい。

【0078】

20

（実施の形態 2）

図 12 は、実施の形態 2 にかかる自律神経活動状態判定システム 2 の全体構成を示す図である。自律神経活動状態判定システム 2 は、交感神経と副交感神経のいずれが優位の状態であるかに基づいて、目覚まし制御を行う。実施の形態 2 にかかる自律神経活動状態判定システム 2 の自律神経状態判定装置 101 は、睡眠状態判定部 144 にかえて優位判定部 170 を備えている。

【0079】

優位判定部 170 は、自律神経指標 LF、HF と、脈拍偏差とに基づいて、自律神経の活動状態として、交感神経と副交感神経のいずれが優位の状態であるかを判定する。そして、目覚まし制御部 154 は、優位判定部 170 による判定結果に基づいて、目覚まし制御を行う。なお、本実施の形態にかかる優位判定部 170 は、活動状態特定手段として機能する。

30

【0080】

図 13 は、実施の形態 2 にかかる自律神経活動状態判定システム 2 による睡眠状態判定処理を含む目覚まし処理を示すフローチャートである。実施の形態 2 においては、自律神経指標 LF、HF を算出し、脈拍偏差を算出すると、次に、優位判定部 170 は、自律神経指標 LF、HF および脈拍偏差に基づいて、交感神経と副交感神経のいずれが優位の状態にあるかを判定する（ステップ S170）。そして、目覚まし駆動処理（ステップ S160）においては、優位判定部 170 による判定結果に基づいて、目覚まし駆動処理を行う。

40

【0081】

図 14 は、図 13 において説明した優位判定処理（ステップ S170）における詳細な処理を示すフローチャートである。優位判定処理（ステップ S170）においては、ステップ S202 からステップ S218 までの処理により、各時刻におけるプロットを 2 クラスタに分割し、各時刻のクラスタ ID を特定する。なお、ステップ S202 からステップ S218 までの処理は、実施の形態 1 において図 8 を参照しつつ説明した睡眠状態判定処理（ステップ S152）におけるステップ S202 からステップ S218 までの処理と同様である。

【0082】

次に、第 1 クラスタのクラスタ ID が付与されたデータに対する検出時刻は、副交感神

50

経優位の状態にあると判定する。また、第2クラスタのクラスタIDが付与されたデータに対する検出時刻は、交感神経優位の状態にあると判定する(ステップS230)。

【0083】

図15は、図13において説明した目覚まし駆動処理(ステップS160)における詳細な処理を示すフローチャートである。現在時刻が、目覚まし時刻に基づいて設定された目覚まし範囲に含まれる場合には(ステップS300, Yes)、判定枠設定部142は、判定枠を設定する(ステップS302)。次に、変化タイミング検出部146は判定枠設定部142により設定された判定枠における交換神経優位の割合を算出する(ステップS304)。

【0084】

判定枠に含まれる判定結果のうち交換神経優位の割合が閾値よりも大きい場合には(ステップS306, Yes)、現在交換神経優位の状態であり、まだ副交換神経優位の状態には切り替っていないと判断する。

【0085】

次に、1分経過すると、サイクル枠を変更する(ステップS310)。さらに、判定枠を変更する(ステップS312)。判定枠における副交換神経優位の割合を特定する(ステップS314)。副交換神経優位の割合が閾値よりも大きい場合には(ステップS316, Yes)、変化タイミング検出部146は、現在時刻を交換神経優位から副交換神経優位に変化した変化タイミングと特定する(ステップS318)。次に、目覚まし制御部154は、目覚ましを駆動する(ステップS320)。以上で、目覚まし駆動処理(ステップS160)が完了する。

【0086】

なお、実施の形態2にかかる自律神経活動状態判定システム2のこれ以外の構成および処理は、実施の形態1にかかる自律神経活動状態判定システム1の構成および処理と同様である。

【0087】

以上、本発明を実施の形態を用いて説明したが、上記実施の形態に多様な変更または改良を加えることができる。

【0088】

そうした第1の変更例としては、レム睡眠からノンレム睡眠への変化タイミングにかえて、ノンレム睡眠からレム睡眠への変化タイミングを検出し、この変化タイミングに適した制御を行ってもよい。同様に、副交感神経優位の状態から交感神経優位の状態への変化タイミングを検出し、この変化タイミングに適した制御を行ってもよい。

【0089】

また、第2の変更例としては、本実施の形態にかかる制御内容は、目覚ましのタイミングにおける音声出力と、パイプレータ駆動であったが、これに限定されるものではない。例えば、電気刺激(電流、電圧による刺激)を生成し、これを被験者に与えてもよい。また、匂いを発生させてもよい。また、各変化タイミングに適した音楽を再生してもよい。また、照明を制御してもよい。また、気温、湿度、気圧などを制御してもよい。また、酸素発生器で高濃度酸素を発生して活性度を上げてもよい。また、季節に応じた適切な熱を刺激として与えてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0090】

【図1】実施の形態1にかかる自律神経活動状態判定システム1の全体構成を示す図である。

【図2】図1に示す自律神経状態判定装置10の装着の一例を示す図である。

【図3】自律神経指標算出部132の処理を説明するための図である。

【図4】サイクル枠設定部140の処理を説明するための図である。

【図5】判定枠を説明するための図である。

【図6】睡眠中に得られた自律神経指標を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 7】自律神経活動状態判定システム 1 による睡眠状態判定処理を含む目覚まし処理を示すフローチャートである。

【図 8】図 7 において説明した睡眠状態判定処理（ステップ S 1 5 2）における詳細な処理を示すフローチャートである。

【図 9】図 7 において説明した目覚まし駆動処理（ステップ S 1 6 0）における詳細な処理を示すフローチャートである。

【図 10】変化タイミング検出部 1 4 6 の処理を説明するための図である。

【図 11】実施の形態 1 にかかる自律神経状態判定装置 1 0 のハードウェア構成を示す図である。

【図 12】実施の形態 2 にかかる自律神経活動状態判定システム 2 の全体構成を示す図である。

【図 13】実施の形態 2 にかかる自律神経活動状態判定システム 2 による睡眠状態判定処理を含む目覚まし処理を示すフローチャートである。

【図 14】図 13 において説明した優位判定処理（ステップ S 1 7 0）における詳細な処理を示すフローチャートである。

【図 15】図 13 において説明した目覚まし駆動処理（ステップ S 1 6 0）における詳細な処理を示すフローチャートである。

【符号の説明】

【 0 0 9 1 】

1, 2 自律神経活動状態判定システム

5 1 CPU

5 2 ROM

5 3 RAM

5 7 通信 I / F

6 2 バス

1 0 0, 1 0 1 自律神経状態判定装置

1 0 2 入力部

1 0 4 表示部

1 0 6 記憶部

1 0 8 電源供給部

1 1 0 時計部

1 2 0 制御部

1 2 2 加速度計測部

1 2 4 脈波計測部

1 2 6 光源駆動部

1 3 0 脈拍間隔算出部

1 3 2 自律神経指標算出部

1 3 4 脈拍偏差算出部

1 3 6 体動判定部

1 3 8 覚醒判定部

1 4 0 サイクル枠設定部

1 4 2 判定枠設定部

1 4 4 睡眠状態判定部

1 4 6 変化タイミング検出部

1 5 0 目覚まし時刻設定部

1 5 2 目覚まし範囲設定部

1 5 4 目覚まし制御部

1 6 0 スピーカ

1 6 2 バイブレータ

1 7 0 優位判定部

10

20

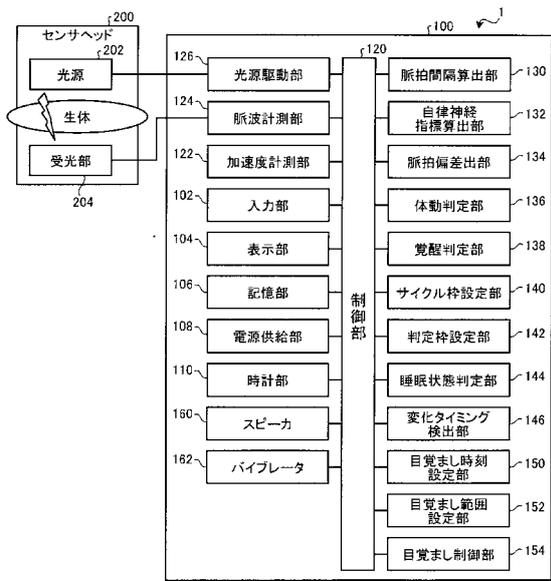
30

40

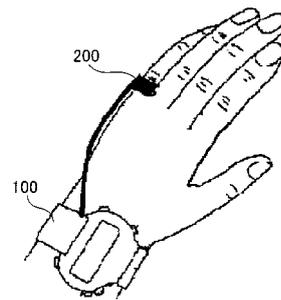
50

- 200 センサヘッド
- 202 光源
- 204 受光部

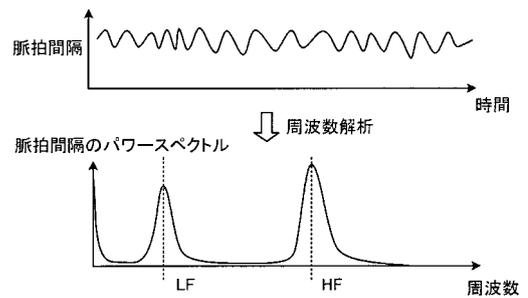
【図1】



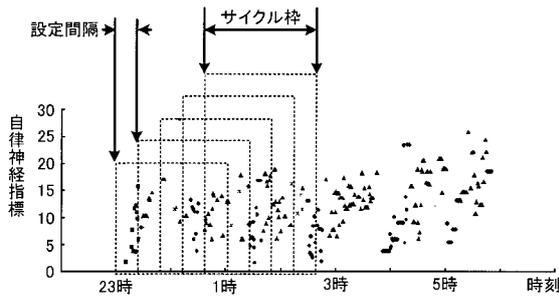
【図2】



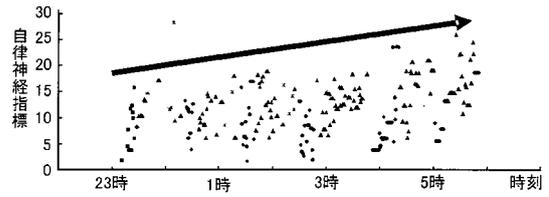
【図3】



【 図 4 】



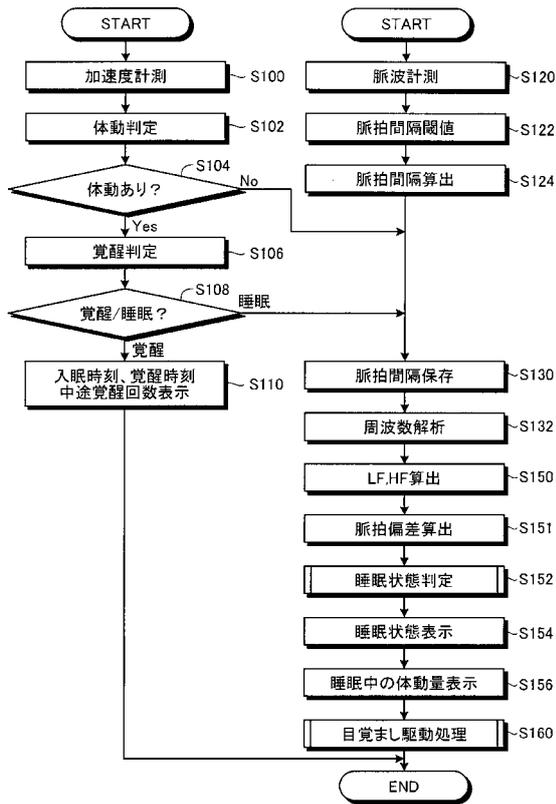
【 図 6 】



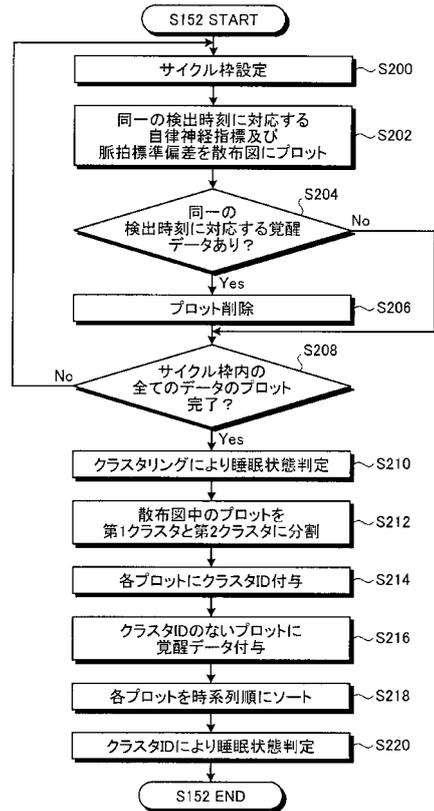
【 図 5 】



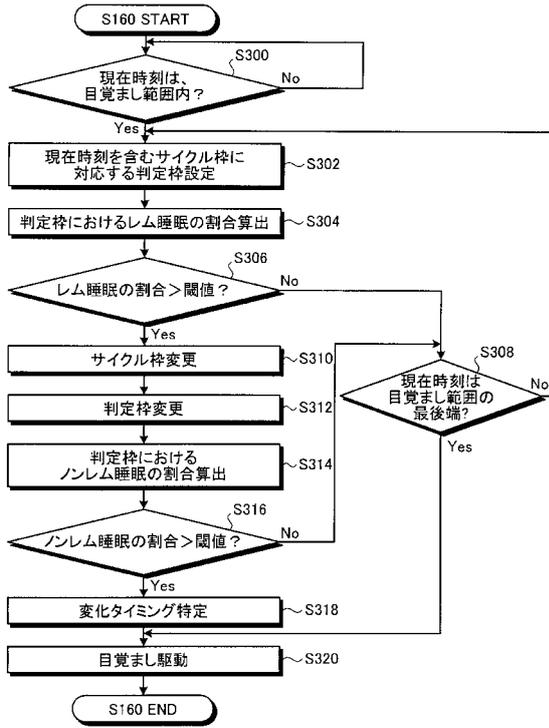
【 図 7 】



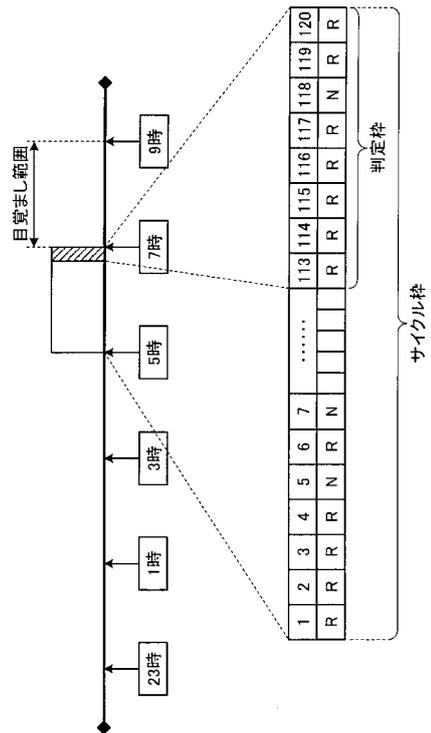
【 図 8 】



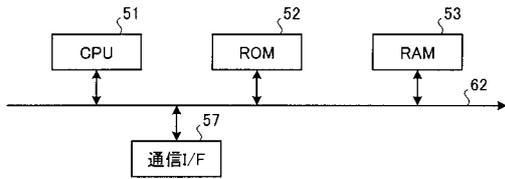
【 図 9 】



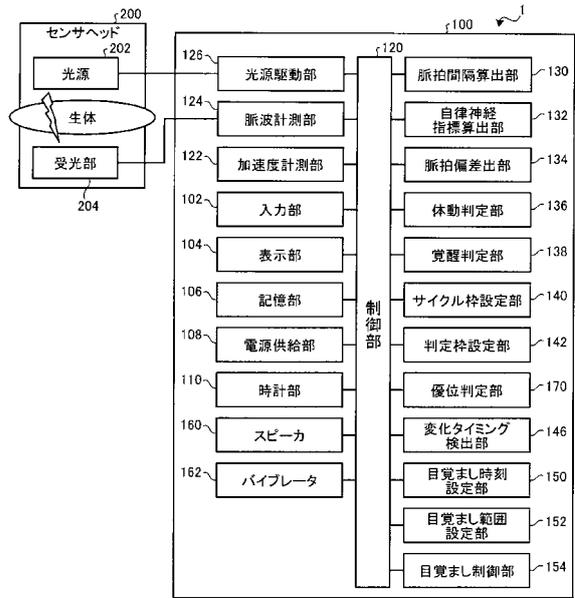
【 図 1 0 】



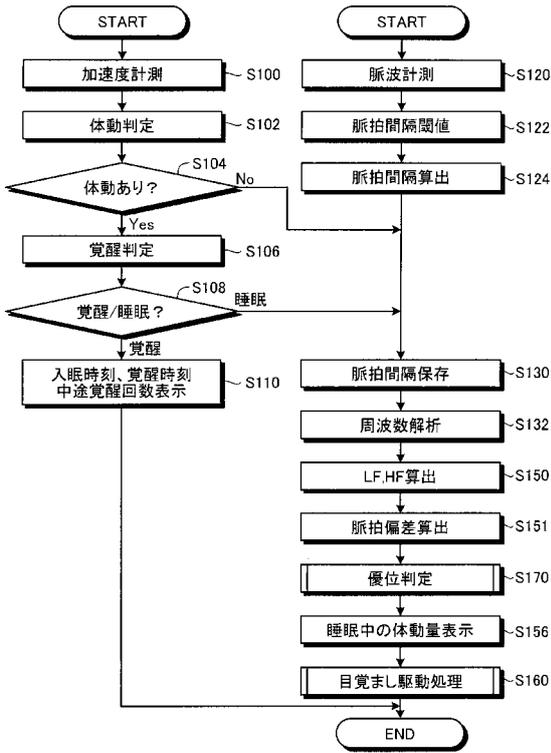
【 図 1 1 】



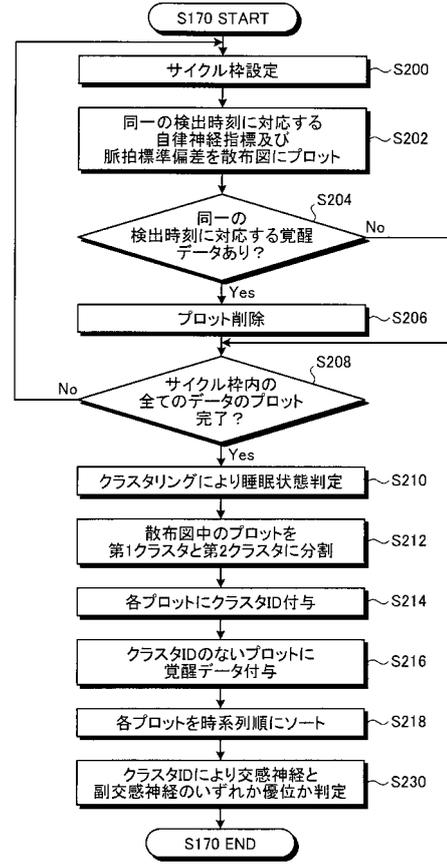
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】

