

(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2018-149260

(P2018-149260A)

(43) 公開日 平成30年9月27日(2018.9.27)

(51) Int.Cl.	F I	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 3 8
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2017-173563 (P2017-173563)	(71) 出願人	504133110 国立大学法人電気通信大学 東京都調布市調布ヶ丘一丁目5番地1
(22) 出願日	平成29年9月8日(2017.9.8)	(71) 出願人	593006630 学校法人立命館 京都府京都市中京区西ノ京東梅尾町8番地
(31) 優先権主張番号	特願2017-66199 (P2017-66199)	(74) 代理人	110000925 特許業務法人信友国際特許事務所
(32) 優先日	平成29年3月10日(2017.3.10)	(72) 発明者	▲高▼玉 圭樹 東京都調布市調布ヶ丘一丁目5番地1 国立大学法人電気通信大学内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	原田 智広 滋賀県草津市野路東1-1-1 立命館大学 びわこ・くさつキャンパス 情報理工学部内

最終頁に続く

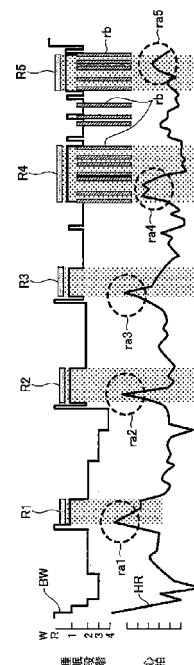
(54) 【発明の名称】 睡眠段階判定装置、睡眠段階判定方法及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】被測定者に負担をかけずに、被測定者のレム睡眠を精度良く判定できるようにする。

【解決手段】被測定者の第1の期間毎の心拍の中央値の増加率が、所定の閾値以上であるとき、第1のレム睡眠期間の開始と判定し、第1の期間毎の心拍の中央値の減少率が減少したとき、第1のレム睡眠期間の終了を判定する。また、被測定者の体動を第2の期間毎に周波数解析し、その周波数解析したデータの分析で、レム睡眠の判定を得る決定木を機械学習により複数生成し、生成した複数の決定木で得られたレム睡眠か否かの判定の多数決から、第2の期間が第2のレム睡眠期間であると判定する。そして、これらの第1及び第2のレム睡眠期間の判定を行った結果から、レム睡眠期間の確定処理を行う。

【選択図】 図9



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被測定者の第 1 の期間毎の心拍の中央値の増加率が、所定の閾値以上であるとき、第 1 のレム睡眠期間の開始と判定し、前記第 1 の期間毎の心拍の中央値の減少率が減少したとき、前記第 1 のレム睡眠期間の終了を判定すると共に、

前記被測定者の体動を第 2 の期間毎に周波数解析し、その周波数解析したデータの分析で、レム睡眠の判定を得る決定木を機械学習により複数生成し、生成した複数の決定木で得られたレム睡眠か否かの判定の多数決から、前記第 2 の期間が第 2 のレム睡眠期間であると判定するデータ処理部と、

前記第 1 のレム睡眠期間と判定した期間と前記第 2 のレム睡眠期間と判定した期間とが重なる期間を含み、かつ一定間隔以内に第 2 のレム睡眠期間と判定した期間が存在する場合に、その一定間隔以内に第 2 のレム睡眠期間と判定した期間を、レム睡眠期間と確定する睡眠段階判定部と、を備える

睡眠段階判定装置。

【請求項 2】

さらに、前記睡眠段階判定部は、前記第 2 のレム睡眠期間と重なっていない前記第 1 のレム睡眠期間についても、真のレム睡眠期間と判定する

請求項 1 に記載の睡眠段階判定装置。

【請求項 3】

前記被測定者の体動を検出する圧力センサの出力データを取得する生体データ取得部を備え、

前記心拍は、前記生体データ取得部が取得した前記圧力センサの出力データから得ると共に、前記第 2 のレム睡眠期間を判定する体動についても、前記生体データ取得部が取得した前記圧力センサの出力データから得るようにした

請求項 1 又は 2 に記載の睡眠段階判定装置。

【請求項 4】

被測定者の第 1 の期間毎の心拍の中央値の増加率が、所定の閾値以上であるとき、第 1 のレム睡眠期間の開始と判定し、前記第 1 の期間毎の心拍の中央値の減少率が減少したとき、前記第 1 のレム睡眠期間の終了を判定する第 1 のレム睡眠期間判定処理と、

前記被測定者の体動を第 2 の期間毎に周波数解析したデータの分析で、レム睡眠の判定を得る決定木を機械学習により複数生成し、生成した複数の決定木で得られたレム睡眠か否かの判定の多数決から、前記第 2 の期間が第 2 のレム睡眠期間であると判定する第 2 のレム睡眠期間判定処理と、

前記第 1 のレム睡眠期間と判定した期間と前記第 2 のレム睡眠期間と判定した期間とが重なる期間を含み、かつ一定間隔以内に第 2 のレム睡眠期間と判定した期間が存在する場合に、その一定間隔以内に第 2 のレム睡眠期間と判定した期間を、レム睡眠期間と確定する睡眠段階判定処理と、を含む

睡眠段階判定方法。

【請求項 5】

被測定者の第 1 の期間毎の心拍の中央値の増加率が、所定の閾値以上であるとき、第 1 のレム睡眠期間の開始と判定し、前記第 1 の期間毎の心拍の中央値の減少率が減少したとき、前記第 1 のレム睡眠期間の終了を判定する第 1 のレム睡眠期間判定手順と、

前記被測定者の体動を第 2 の期間毎に周波数解析し、その周波数解析したデータの分析で、レム睡眠の判定を得る決定木を機械学習により複数生成し、生成した複数の決定木で得られたレム睡眠か否かの判定の多数決から、前記第 2 の期間が第 2 のレム睡眠期間であると判定する第 2 のレム睡眠期間判定手順と、

前記第 1 のレム睡眠期間と判定した期間と前記第 2 のレム睡眠期間と判定した期間とが重なる期間を含み、かつ一定間隔以内に第 2 のレム睡眠期間と判定した期間が存在する場合に、その一定間隔以内に第 2 のレム睡眠期間と判定した期間を、真のレム睡眠期間と判定する睡眠段階判定手順と、

10

20

30

40

50

をコンピュータに実行させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、レム睡眠状態を判定する睡眠段階判定装置及び睡眠段階判定方法、並びに睡眠段階の判定を実行するプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療現場では、睡眠障害などによる睡眠の質の低下を診断するために、被測定者の睡眠段階を測定することが行われている。人間の睡眠段階は、睡眠の深さの観点で6段階に分類したものが知られており、その6つの睡眠段階は、眠りが浅い段階から順に、覚醒、レム睡眠、ノンレム睡眠（ステージ1～4）と呼ばれている。これらの6段階の睡眠段階の判定は、従来、例えば被計測者の顔や頭部に多数の電極を装着して、その多数の電極から脳波、眼球運動、及び顎筋電を測定し、測定結果の解析により行われていた。

10

【0003】

このような顔や頭部に多数の電極を装着した状態での睡眠段階の検査は、通常、医療機関に宿泊して、長時間連続して電極を身体に装着して行う検査であり、日常と異なる状況での睡眠であるため、被測定者（患者）に精神的な負担と肉体的な負担を強いることになる。また、電極を使って取得したデータは、専門知識と経験を持つ医師が解析して判定する必要があり、睡眠状態を簡単に判定できるものではないという問題があった。

20

【0004】

これらの問題を解決するために、専門医師による診断を不要とする睡眠段階推定手法が従来から数多く提案されている。

例えば、特許文献1には、遺伝的アルゴリズムによる学習手法を改良したDatabase-based Compact Genetic Algorithmと称される手法で、マットレス型圧力センサの検出データから睡眠段階を推定する技術が記載されている。この特許文献1に記載された技術は、マットレス型圧力センサが検出した被測定者の体動と心拍に基づいて、睡眠段階を推定するものである。このようなマットレス型圧力センサを使って睡眠段階を推定することで、被測定者に負担を強いることなく、被測定者の睡眠状態を推定することができる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2014-239789号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、上述した6段階の睡眠段階を考えた場合に、眠りが浅い段階から順に、覚醒、レム睡眠、4つのノンレム睡眠（ステージ1～4）が存在するが、これら6つの段階は、検出データを6つの範囲に区切って得るような単純な処理では判定できないという問題がある。特に、レム睡眠は、ノンレム睡眠や覚醒とは全く異なる睡眠状態であり、従来、レム睡眠を精度良く判定することは非常に困難であった。

40

特許文献1に記載されるように、マットレス型圧力センサのような圧力センサを使って睡眠段階を判定することができれば、被測定者に負担を強いることなく睡眠状態の診断が可能になる。しかし、従来から提案されている手法では、レム睡眠の判定精度が高くなく、結果的に睡眠段階の推定の信頼性がそれほど良くないという問題があった。

【0007】

本発明の目的は、被測定者に負担をかけずに、被測定者のレム睡眠を精度良く判定できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 0 8 】

上記課題を解決するため、本発明の睡眠段階判定装置は、データ処理部と睡眠段階判定部とを備える。

睡眠段階判定部は、被測定者の第1の期間毎の心拍の中央値の増加率が、所定の閾値以上であるとき、第1のレム睡眠期間の開始と判定し、第1の期間毎の心拍の中央値の減少率が減少したとき、第1のレム睡眠期間の終了を判定すると共に、被測定者の体動を第2の期間毎に周波数解析したデータの分析で、レム睡眠の判定を得る決定木を機械学習により複数生成し、生成した複数の決定木で得られたレム睡眠か否かの判定の多数決から、第2の期間が第2のレム睡眠期間であると判定する。

睡眠段階判定部は、第1のレム睡眠期間と判定した期間と第2のレム睡眠期間と判定した期間とが重なる期間を含み、かつ一定間隔以内に第2のレム睡眠期間と判定した期間が存在する場合に、その一定間隔以内に第2のレム睡眠期間と判定した期間を、レム睡眠期間と確定する。

10

【 0 0 0 9 】

また、本発明の睡眠段階判定方法は、第1のレム睡眠期間判定処理と、第2のレム睡眠期間判定処理と、睡眠段階判定処理と、を含む。

第1のレム睡眠期間判定処理は、被測定者の第1の期間毎の心拍の中央値の増加率が、所定の閾値以上であるとき、第1のレム睡眠期間の開始と判定し、第1の期間毎の心拍の中央値の減少率が減少したとき、第1のレム睡眠期間の終了を判定する。

第2のレム睡眠期間判定処理は、被測定者の体動を第2の期間毎に周波数解析したデータの分析で、レム睡眠の確率値を得る決定木を機械学習により複数生成し、生成した複数の決定木で得られたレム睡眠か否かの判定の多数決から、第2の期間が第2のレム睡眠期間であると判定する。

20

睡眠段階判定処理は、第1のレム睡眠期間と判定した期間と第2のレム睡眠期間と判定した期間とが重なる期間を含み、かつ一定間隔以内に第2のレム睡眠期間と判定した期間が存在する場合に、その一定間隔以内に第2のレム睡眠期間と判定した期間を、レム睡眠期間と確定する。

【 0 0 1 0 】

また、本発明のプログラムは、上記睡眠段階判定方法の第1のレム睡眠期間判定処理と第2のレム睡眠期間判定処理と睡眠段階判定処理とを実行する手順を、コンピュータに実行させるものである。

30

【 発明の効果 】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、圧力センサから得た被測定者の睡眠中の圧力データに基づいて、レム睡眠の期間を正確に判定できるようになる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 2 】

【 図 1 】 本発明の一実施の形態例による睡眠段階判定装置の構成例を示すブロック図である。

【 図 2 】 本発明の一実施の形態例による睡眠段階の判定状態の例を示す図である。

40

【 図 3 】 本発明の一実施の形態例の睡眠段階判定装置のハードウェア構成例を示すブロック図である。

【 図 4 】 本発明の一実施の形態例による心拍成分の判定処理例を示すフローチャートである。

【 図 5 】 本発明の一実施の形態例による全周波数成分の判定処理例を示すフローチャートである。

【 図 6 】 本発明の一実施の形態例によるレム睡眠の判定処理例を示す図である。

【 図 7 】 本発明の一実施の形態例によるレム睡眠の判定処理例を示すフローチャートである。

【 図 8 】 本発明の一実施の形態例によるレム睡眠の判定例を示す図である。

50

【図9】本発明の一実施の形態例による実際の検出データからレム睡眠を判定した例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の一実施の形態例（以下、「本例」と称する）について、添付図面を参照して説明する。

[1. 睡眠段階判定装置の構成]

図1は、本例の睡眠段階判定装置10の構成を示すブロック図である。図2は、本例の睡眠段階判定装置10を使って睡眠段階の判定を行う状態の例を示す図である。

本例の睡眠段階判定装置10は、被測定者の体動をマットレスセンサ2で圧力データとして取得する。マットレスセンサ2は、例えば図2に示すように、被測定者Aが睡眠を行うベッド1のマットレスの上に敷いて、被測定者Aの睡眠中の上半身の体動を圧力の変化として検出する。被測定者Aの下側になるマットレスの上にマットレスセンサ2を配置するのは一例であり、例えばマットレスの中にマットレスセンサ2を内蔵させてもよい。

図2では、ベッド1の脇に睡眠段階判定装置10を設置し、マットレスセンサ2と睡眠段階判定装置10をケーブルで接続した例を示すが、例えばマットレスセンサ2が取得した圧力データを、無線伝送で別の部屋の睡眠段階判定装置10に伝送するようにしてもよい。

【0014】

睡眠段階判定装置10は、図1に示すように、生体データ取得部11と、生体データ処理部12と、睡眠段階判定部13と、出力部14とを備える。

生体データ取得部11は、マットレスセンサ2が出力する圧力データを取得する。生体データ取得部11が取得した圧力データは、データ処理部12に供給される。生体データ処理部12は、供給される圧力データの解析処理を行う。具体的には、圧力データをサンプリングしてデジタルデータ化し、そのデジタルデータ化された圧力データの高速フーリエ変換処理（以下、「FFT処理」と称する）により、各周波数の成分を取得する。そして、取得したそれぞれの周波数成分の状態から、心拍と呼吸の状態を判別する。すなわち、圧力データをFFT処理で得た周波数成分の中で、心拍及び呼吸に相当する周波数成分から、心拍数と呼吸数を判別する。

さらに、生体データ処理部12は、FFT処理で得た周波数成分を使って、睡眠段階の解析に必要なデータ処理を行う。

【0015】

そして、生体データ処理部12で解析した結果が睡眠段階判定部13に供給される。睡眠段階判定部13は、生体データ処理部12で解析した結果に基づいて、被測定者Aの睡眠状態を判定する。睡眠段階判定部13は、レム睡眠の睡眠状態と、レム睡眠以外の睡眠状態の判定を行う。さらに、睡眠段階判定部13は、レム睡眠以外の睡眠状態として、覚醒とノンレム睡眠（ステージ1～4）の5段階の判定を行う。なお、以下の説明では、レム睡眠の睡眠状態と、レム睡眠以外の睡眠状態との判定を行う処理を中心に説明し、レム睡眠以外の睡眠状態を5段階（覚醒及びノンレム睡眠のステージ1～4）に判定する処理の説明は省略する。なお、ノンレム睡眠の睡眠段階は、睡眠の深さと対応付けて考えられており、ステージ1から4の順に睡眠が深くなることを示す。例えば、ステージ2はステージ1よりも睡眠が深く、「ステージ2以下」と記載した場合には、ステージ2～4を示す。

【0016】

出力部14は、睡眠段階判定部13が判定した睡眠段階を出力する。出力部14は、例えば表示装置により構成され、睡眠段階を表示する。あるいは、出力部14を記録装置として構成して、一晚の睡眠状態を記録するようにしてもよい。

【0017】

[2. 睡眠段階判定装置のハードウェア構成例]

図3は、睡眠段階判定装置10をコンピュータ装置で構成した場合のハードウェア構成

10

20

30

40

50

例を示す。

コンピュータ装置 C は、バス C 8 に接続された CPU (Central Processing Unit: 中央処理装置) C 1、ROM (Read Only Memory) C 2、及び RAM (Random Access Memory) C 3 を備える。さらに、コンピュータ装置 C は、不揮発性ストレージ C 4、ネットワークインターフェイス C 5、入力装置 C 6、及び表示装置 C 7 を備える。

【0018】

CPU C 1 は、睡眠段階判定装置 10 の生体データ処理部 12 や睡眠段階判定部 13 が備える各機能を実現するソフトウェアのプログラムコードを ROM C 2 から読み出して実行する。圧力データを周波数解析する FFT 処理についても、該当する処理を実行するプログラムを ROM C 2 から読み出して、CPU C 1 が実行する。RAM C 3 には、演算処理の途中に発生した変数やパラメータ等が一時的に書き込まれる。

10

【0019】

不揮発性ストレージ C 4 としては、例えば、HDD (Hard disk drive)、SSD (Solid State Drive)、フレキシブルディスク、光ディスク、光磁気ディスク、CD-ROM、CD-R、磁気テープ、不揮発性のメモリ等が用いられる。この不揮発性ストレージ C 4 には、OS (Operating System)、各種のパラメータの他に、コンピュータ装置 C を睡眠段階判定装置 10 として機能させるためのプログラムが記録されている。また、睡眠段階判定部 13 が判定した睡眠段階についてのデータが、不揮発性ストレージ C 4 に記録される。

20

【0020】

ネットワークインターフェイス C 5 には、例えば、NIC (Network Interface Card) 等が用いられ、端子が接続された LAN (Local Area Network)、専用線等を介して各種のデータを送受信することが可能である。例えば、コンピュータ装置 C は、マットレスセンサ 2 が出力する圧力データを、ネットワークインターフェイス C 5 を介して取得する。入力装置 C 6 は、例えばキーボード等の機器で構成され、この入力装置 C 6 により、睡眠段階判定装置 10 で睡眠段階を判定する期間の設定や、睡眠段階の表示形態の指示等が行われる。表示装置 C 7 は、睡眠段階判定装置 10 で判定された睡眠段階を表示する。

なお、睡眠段階判定装置 10 をコンピュータ装置から構成するのは一例であり、例えば FFT 処理などのデータ処理を、専用のハードウェアを用意して行うようにしてもよい。

30

【0021】

[3 . レム睡眠の判定処理]

次に、本例の睡眠段階判定装置 10 が行うレム睡眠の判定処理について説明する。

本例の睡眠段階判定装置 10 は、2 種類の手法によりレム睡眠の判定処理 (第 1 のレム睡眠期間判定処理及び第 2 のレム睡眠期間判定処理) を行い、その 2 種類の手法によるレム睡眠の判定結果を総合的に判断して、最終的にレム睡眠の期間の判定結果を得る。ここでは、2 種類の手法を手法 1 及び手法 2 と称する。

2 種類の手法の詳細は後述するが、手法 1 は、心拍数変動に着目したレム睡眠判定手法であり、手法 2 は、全周波数成分を用いた機械学習によるレム睡眠判定手法である。睡眠段階判定装置 10 は、これらの 2 つの手法を使ったハイブリッド構造でレム睡眠判定を行うものである。

40

【0022】

まず、手法 1 によるレム睡眠の判定処理について説明する。

この手法 1 では、一定時間の心拍情報から心拍数変動の中周波成分を三角関数回帰モデル (Trigonometric Function Model: TFM) を用いてリアルタイムに推定し、算出した心拍変動から睡眠深度を推定する。ここでは、レム睡眠時に心拍数が揺らぐという生理学的な観点を利用して、レム睡眠を推定する。

【0023】

図 4 は、手法 1 によるレム睡眠の判定処理を示すフローチャートである。

まず、生体データ処理部 12 は、FFT 処理で周波数解析したデータから、心拍の値を取得する。生体データ処理部 12 は、検出された心拍について、一定時間 (ここでは 5 分

50

間) 毎の中央値 HR を算出する (ステップ S 1 1 1)。

そして、生体データ処理部 1 2 は、検出した心拍の中央値 HR の 5 分毎の変動量 HR を算出し、その 5 分毎の変動量 HR を閾値 TH 1 と比較する (ステップ S 1 1 2)。

ここでは、推定する時刻から直前 5 分間の心拍の中央値を HR_{curr} 、5 分前から 10 分前までの心拍の中央値を HR_{prev} としたとき、次の [数 1] 式により、変動量 HR を得る。

【 0 0 2 4 】

【 数 1 】

$$\Delta HR = (\Delta HR_{curr} - \Delta HR_{prev}) / \Delta HR_{prev}$$

10

【 0 0 2 5 】

ステップ S 1 1 2 では、このようにして得た 5 分毎の変動量 HR と閾値 TH 1 とを比較する。このステップ S 1 1 2 の比較では、閾値 TH 1 を 0 . 0 4 とし、 $HR > 0 . 0 4$ の条件を満たすか否かを判断する。

ステップ S 1 1 2 で、 $HR > 0 . 0 4$ の条件を満たさない場合には (ステップ S 1 1 2 の NO)、生体データ処理部 1 2 は、該当する条件を満たすまで待機する。

そして、 $HR > 0 . 0 4$ の条件を満たすと判断したとき (ステップ S 1 1 2 の YES)、生体データ処理部 1 2 は、レム睡眠期間 (手法 1 によるレム睡眠期間) の開始と判断する (ステップ S 1 1 3)。その後、生体データ処理部 1 2 は、変動量 HR の減少率が減少したか否かを判断する (ステップ S 1 1 4)。なお、「減少率が減少」するとは、例えば、HR の値が 0 . 0 7 から 0 . 0 6 に変わることをいう。ここで、変動量 HR の減少率が減少しないとき (ステップ S 1 1 4 の NO)、生体データ処理部 1 2 は、変動量 HR の減少率が減少するまで待機する。また、変動量 HR の減少率が減少したとき (ステップ S 1 1 4 の YES)、生体データ処理部 1 2 は、レム睡眠期間 (手法 1 によるレム睡眠期間) の終了を判断し (ステップ S 1 1 5)、ステップ S 1 1 2 の変動量 HR と閾値 TH 1 との比較に戻る。

20

このように、手法 1 では、心拍数の変動量に基づいてレム睡眠の期間を判断することができる。

【 0 0 2 6 】

次に、手法 2 によるレム睡眠の判定処理について説明する。

30

この手法 2 は、アンサンブル学習による機械学習手法であるランダムフォレスト (Random Forests) を用いて、レム睡眠とレム睡眠以外とを判定する手法である。この手法 2 では、一定期間 (ここでは 30 秒間) のマットレスセンサ 2 が取得した圧力データに対して FFT 処理を施すことで周波数解析を行って、レム睡眠を判定するものである。

【 0 0 2 7 】

図 5 は、手法 2 によるレム睡眠の判定処理を示すフローチャートである。

まず、生体データ処理部 1 2 は、生体データ取得部 1 1 が取得した生体データを一定期間 (1 エポック区間: 30 秒間) ごとに分割し、一定期間ごとの生体データに対して FFT 処理で周波数解析を行うことで周波数表現された生体データ生成する (ステップ S 1 2 1)。そして、FFT 処理された生体データの全周波数成分について正規化を行い、全周波数成分の総和が 1 になるようにする。なお、ここで正規化を行うのは一例であり、正規化を行わないデータを扱うようにしてもよい。

40

そして、生体データ処理部 1 2 は、その一定期間毎の圧力データを使って、ランダムフォレストの機械学習手法による 2 値判定を行う (ステップ S 1 2 2)。ランダムフォレストの機械学習による 2 値判定の詳細については後述する。

【 0 0 2 8 】

その後、生体データ処理部 1 2 は、ステップ S 1 2 2 による 2 値判定で、レム睡眠の条件を満たすか否かを判断する (ステップ S 1 2 3)。この判断でレム睡眠の条件を満たさない場合には (ステップ S 1 2 3 の NO)、ステップ S 1 2 1 の処理に戻り、生体データ処理部 1 2 は、次の一定期間の処理に移る。

50

そして、この判断でレム睡眠の条件を満たした場合には（ステップS 1 2 3のYES）、生体データ処理部1 2は、該当する一定期間（30秒間）をレム睡眠期間（手法2によるレム睡眠期間）に設定し（ステップS 1 2 4）、その後ステップS 1 2 1の処理に戻り、次の一定期間の処理に移る。

【0029】

図6は、ランダムフォレストの機械学習による2値判定状態を説明する図である。

まず、図6の上側に示すように、生体データ処理部1 2は、30秒間の圧力データD 1を取得する。圧力データD 1のグラフの縦軸はセンサ値であり、横軸は時間（30秒間）を示す。

この圧力データD 1について、生体データ処理部1 2がFFT処理を施すことで、周波数成分毎の強度値を示したFFTデータD 2を得る。FFTデータD 2のグラフの縦軸は強度値であり、横軸は周波数（0.016Hz～5.0Hz）を示す。ここでは、FFTデータD 2として、5Hz以下の周波数成分のみの300次元ベクトルのデータとする。

【0030】

生体データ処理部1 2は、この300次元ベクトルのデータから、ランダムフォレストと称される機械学習のアルゴリズムを使って、予測モデルである決定木を複数生成する。すなわち、図6に示すように、複数の決定木 T_1, T_2, \dots, T_N （Nは任意の整数）を生成する。それぞれの決定木は、各周波数成分の状態がどのようであるかに基づいて分岐して、各睡眠段階（ここではレム睡眠段階）の判定を得るものである。例えば、図6の左下に示すように、決定木 T_1 のある段階Saでは、周波数成分0.3Hzの正規化値が0.25より小さいか否かを判断し、その判断で、正規化値が0.25より小さいとき未確定と判定し、0.25以上のとき、レム睡眠と判定する。そして、その未確定の場合（0.3Hzの成分の正規化値が0.25より小さいとき）に、次の段階Sbで、周波数成分1.5Hzの正規化値が0.05より大きいと判断し、その判断で、正規化値が0.05より大きいとき、ノンレム睡眠と判定し、正規化値が0.05以下のとき、レム睡眠と判定する。

【0031】

このようにして、決定木 T_1 に基づいてFFTデータD 2を解析することで、レム睡眠か否かの判定 q_1 を得る。また、決定木 T_1 とは別の条件の決定木 T_2 に基づいてFFTデータD 2を解析することで、レム睡眠か否かの判定 q_2 を得る。このようにして、それぞれ異なる条件の決定木 T_1, T_2, \dots, T_N 毎に、レム睡眠か否かの判定 q_1, q_2, \dots, q_N を得る。

そして、生体データ処理部1 2は、複数の決定木 T_1, T_2, \dots, T_N 毎に得たレム睡眠か否かの判定 q_1, q_2, \dots, q_N の多数決で、現在の30秒間の期間がレム睡眠か否かを判定する。

【0032】

図7は、手法1でレム睡眠と判定した区間と、手法2でレム睡眠と判定した区間とを使って、レム睡眠期間を確定する処理例を示すフローチャートである。このレム睡眠期間を確定する処理は、睡眠段階判定部1 3が判定する。

まず、睡眠段階判定部1 3は、手法1でレム睡眠と判定した区間があるか否かを判断する（ステップS 1 3 1）。この判断で、手法1によりレム睡眠と判定した区間がない場合には（ステップS 1 3 1のNO）、睡眠段階判定部1 3は、探索した期間内にレム睡眠の期間がないと判断して、レム睡眠期間を探索する処理を終了する。

そして、手法1によりレム睡眠と判定した区間がある場合には（ステップS 1 3 1のYES）、睡眠段階判定部1 3は、手法1によりレム睡眠と判定した区間と、手法2によりレム睡眠と判定した区間とが重なる区間があるか否かを判断する（ステップS 1 3 2）。

【0033】

さらに、ステップS 1 3 2の判断で、手法1によりレム睡眠と判定した区間と、手法2によりレム睡眠と判定した区間とが重なる区間がある場合には（ステップS 1 3 2のYES）、手法1によりレム睡眠と判定した区間を含み、一定期間以内（ここでは2分以内）

10

20

30

40

50

に手法 2 でレム睡眠と判定した区間が存在する全ての期間を、レム睡眠期間と確定する（ステップ S 1 3 3）。また、ステップ S 1 3 2 の判断で、手法 1 によりレム睡眠と判定した区間と、手法 2 によりレム睡眠と判定した区間とが重なっていない場合には（ステップ S 1 3 2 の NO）、手法 1 によりレム睡眠と判定した区間を、レム睡眠期間と確定する（ステップ S 1 3 4）。

【 0 0 3 4 】

図 8 は、図 7 のフローチャートに示した手法 1 での判定結果と手法 2 での判定結果から、レム睡眠の期間を確定する処理状態の例を示す説明図である。

図 8 A の例は、ある期間に、手法 1 による判定でレム睡眠と判定した区間があり、その区間と重なる期間に、手法 2 による判定でレム睡眠と判定した区間がない場合を示す。この図 8 A に示す状態の場合には、睡眠段階判定部 1 3 は、手法 1 でレム睡眠と判定した区間を、レム睡眠区間と確定する。この図 8 A の確定処理は、図 7 のフローチャートのステップ S 1 3 4 でレム睡眠と確定する処理に相当する。

10

【 0 0 3 5 】

図 8 B の例は、ある期間に、手法 1 による判定でレム睡眠と判定した区間があり、その区間と重なる期間に、手法 2 による判定でレム睡眠と判定した区間がある場合を示す。この場合には、睡眠段階判定部 1 3 は、手法 1 による判定でレム睡眠と判定した区間を全てレム睡眠期間と確定すると共に、手法 2 による判定でレム睡眠と判定した区間についても、レム睡眠期間と確定する。なお、ここでの手法 2 による判定でレム睡眠と判定した区間は、手法 2 によって、2 分以内にレム睡眠と判定した区間がある期間を、連続したレム睡眠期間とする。この図 8 B の確定処理は、図 7 のフローチャートのステップ S 1 3 3 でレム睡眠と確定する処理に相当する。

20

【 0 0 3 6 】

図 8 C の例は、ある期間に、手法 2 による判定でレム睡眠と判定した区間があり、手法 1 では該当する区間をレム睡眠と判定しない場合を示す。この場合には、睡眠段階判定部 1 3 は、該当する区間をレム睡眠とは確定しない。

【 0 0 3 7 】

図 9 は、被測定者の睡眠状態を判定した例を示す。図 9 の特性 B W 及び特性 H R の横軸は時間を示し、この図 9 では数時間の睡眠中の特性 B W 及び特性 H R を示す。

図 9 の上側に示す特性 B W は、被測定者の睡眠状態（睡眠段階）を、脳波計により測定した例（つまり本例の睡眠段階判定装置 1 0 とは別の装置により測定した例）を示す。この特性 B W のグラフの縦軸において、A と示す位置は覚醒を示し、1, 2, 3, 4 の数字で示す位置はノンレム睡眠のステージ 1 ~ 4 を示す。図 9 に示す特性 B W では、レム睡眠の期間の判定を行っていないが、ノンレム睡眠のステージ 1 と覚醒との間に、レム睡眠が存在することになる。

30

【 0 0 3 8 】

ここで、図 9 の特性 B W に重ねて示す区間 R 1, R 2, R 3, R 4, R 5 は、本例の睡眠段階判定装置 1 0 が手法 1 と手法 2 の双方の判定結果から確定したレム睡眠期間である。

【 0 0 3 9 】

図 9 の下側に示す特性 H R は、心拍数の変化を示す。この心拍数を示す特性 H R は、図 2 に示すマットレスセンサ 2 が検出した圧力データに基づいて、睡眠段階判定装置 1 0 が取得したものである。この心拍数の変動を示す特性 H R の内で、前後の心拍数よりも一時的に高くなるピークの位置 $r a 1, r a 2, r a 3, r a 4, r a 5$ （図 9 で破線の円で示す部分のほぼ中央部）は、手法 1 でレム睡眠と判定した区間に相当する。

40

手法 1 でレム睡眠と判定した区間 $r a 1, r a 2, r a 3, r a 4, r a 5$ は、特性 H R の心拍数がピークとなる位置であり、比較的短時間の区間である。

【 0 0 4 0 】

また、図 9 に示す複数の区間 $r b$ は、それぞれが手法 2 でレム睡眠と判定した区間である。図 9 では、レム睡眠期間 R 4 及び R 5 の付近のみ、手法 2 でレム睡眠と判定した区間

50

r_b を示し、その他の区間は図示を省略する。

本例の場合、手法2でレム睡眠と判定する1つの区間 r_b は30秒間であり、その30秒間の区間 r_b が2分以内に存在したとき、手法2で判定したレム睡眠が連続していると見なして、1つのレム睡眠期間(例えば期間R4やR5)が確定する。但し、本例の場合には、その30秒間の区間 r_b が2分以内に存在した期間が、手法1でレム睡眠と判定した区間 $r_{a1} \sim r_{a5}$ と重なっていない箇所については、レム睡眠でないと判定する。

【0041】

このようにして、心拍に基づいてレム睡眠を判定する手法1と、マットレスセンサ2が検出した圧力データの周波数分布の機械学習に基づいてレム睡眠を判定する手法2とを組み合わせ、レム睡眠の期間を判定することで、非常に精度の高いレム睡眠の判定ができるようになる。

具体的には、心拍に基づいてレム睡眠を判定する手法1では、図9の区間 $r_{a1} \sim r_{a5}$ で分かるように、比較的短時間の区間をレム睡眠と判定しており、実際のレム睡眠の長さとは一致していない可能性が高い。

一方、検出データの周波数分布の機械学習からレム睡眠を判定する手法2では、例えば図9の区間R4と区間R5の間の、最終的にレム睡眠と確定しない期間であっても、レム睡眠と判定される区間 r_b が存在し、レム睡眠と判定する精度がそれ程高くない可能性があった。

【0042】

ここで、本例の場合には、この手法1と手法2を組み合わせ、少なくとも手法1でレム睡眠と判定された区間があり、かつ手法2でレム睡眠と判定される区間 r_b が一定期間(2分間)以内に存在した場合に、レム期間R1~R5と確定するようにしたことで、非常に精度の高いレム睡眠期間の判定が行えるようになる。

しかも本例の場合には、手法1の判定を行うための心拍データと、手法2の判定を行うための体動の周波数分布のデータのいずれについても、マットレスセンサ2が取得した被測定者の体動に基づいた圧力データであり、脳波を測定する場合と異なり、被測定者に負担をかけずに、的確なレム睡眠の判定ができるようになる。

【0043】

なお、上述した実施の形態例では、手法1の判定を行うための心拍データと、手法2の判定を行うための体動の周波数分布のデータの双方を、同じセンサ(マットレスセンサ2)の出力データから得るようにしたが、例えば心拍データについては、別のセンサから取得するようにして、手法2の判定を行うための体動の周波数分布のデータのみを、マットレスセンサ2から得るようにしてもよい。

【0044】

また、上述した実施の形態例で説明した、手法1の判定を行うための心拍の判断期間(ステップS111での5分間)や、手法2の判定を行うための周波数分布の集計期間(ステップS121での30秒間)の長さは、好適な一例を示したものであり、これらの値に限定されるものではない。さらに、上述した実施の形態例で説明した閾値の値についても、上述した値は一例であり、その他の値を設定してもよい。

【符号の説明】

【0045】

1...ベッド、2...マットレスセンサ、10...睡眠段階判定装置、11...生体データ取得部、12...生体データ処理部、13...睡眠段階判定部、14...出力部、A...被測定者、C...コンピュータ装置、C1...CPU、C2...ROM、C3...RAM、C4...不揮発性ストレージ、C5...ネットワークインターフェイス表示部、C6...入力装置、C7...表示装置、C8...バス

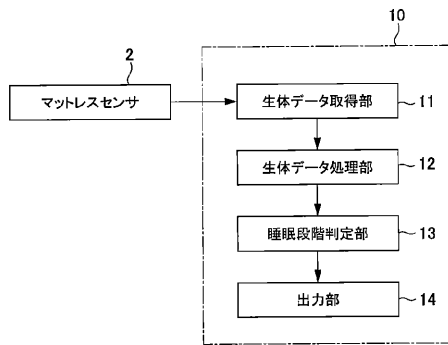
10

20

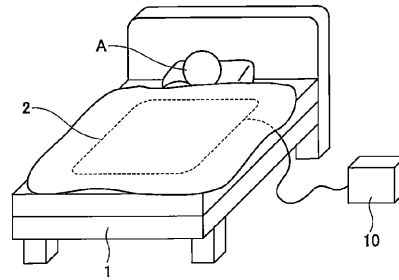
30

40

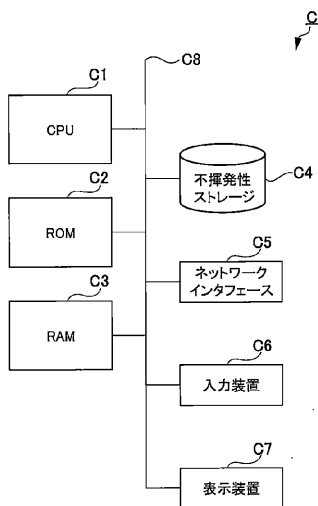
【 図 1 】



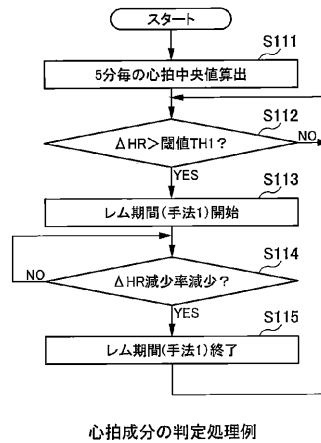
【 図 2 】



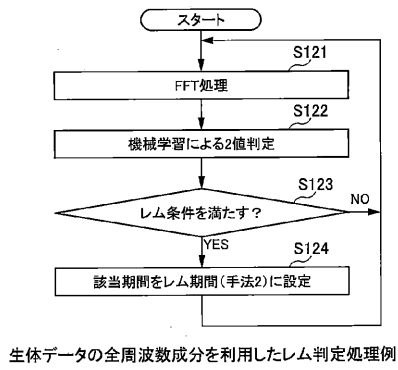
【 図 3 】



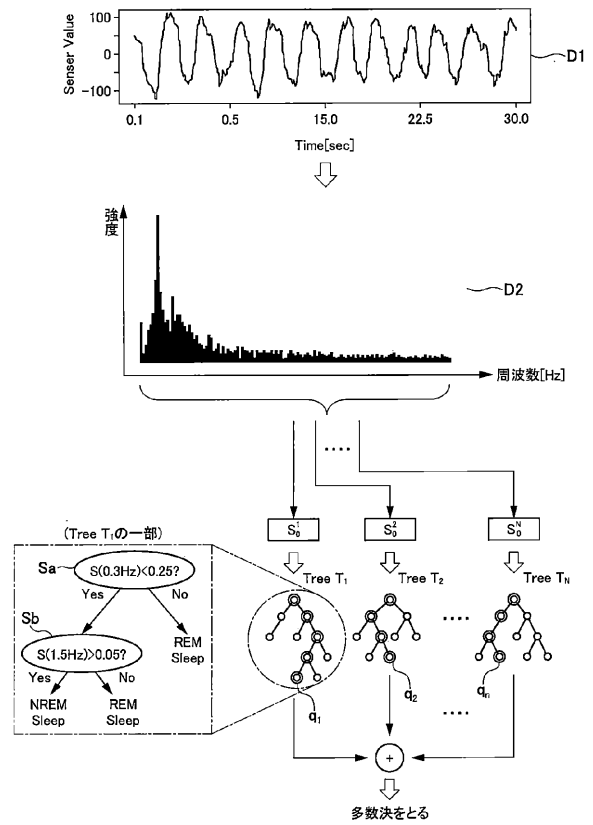
【 図 4 】



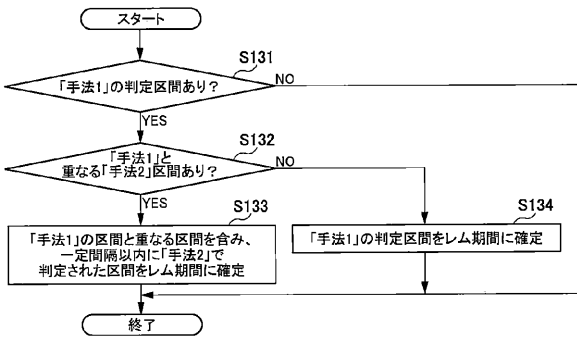
【 図 5 】



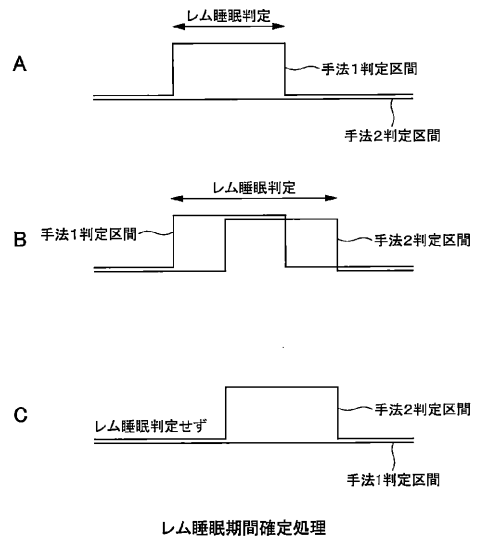
【 図 6 】



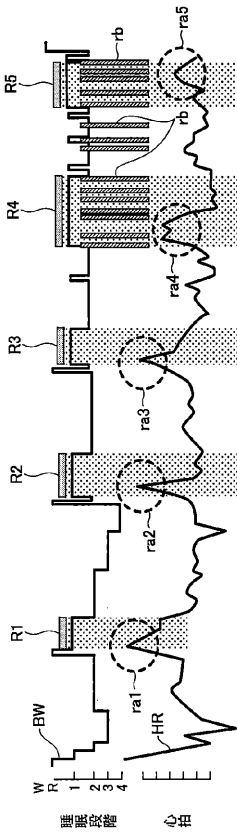
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 上原 知里

東京都調布市調布ヶ丘一丁目5番地1 国立大学法人電気通信大学内

Fターム(参考) 4C038 PP05 PS00 VA15 VB31 VC20