(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
2021年11月18日(18.11.2021)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2021/230223 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/16 (2006.01)　　*A61B 5/08* (2006.01)

(21) 国際出願番号：　PCT/JP2021/017807

(22) 国際出願日：　2021年5月11日(11.05.2021)

(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 2020-083064　2020年5月11日(11.05.2020)　JP

(71) 出願人: 国立大学法人東京大学 (**THE UNIVERSITY OF TOKYO**) [JP/JP]; 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 Tokyo (JP).

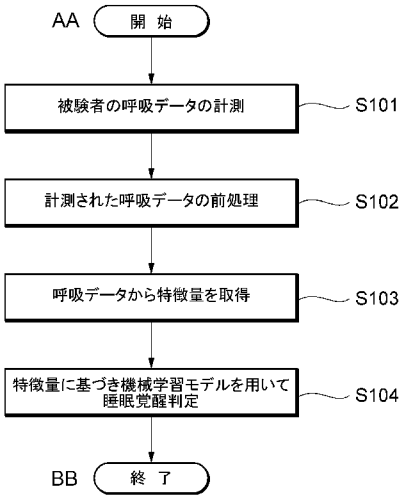
(72) 発明者: 上田 泰己(**UEDA, Hiroki**); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 大出 晃士(**ODE, Koji**); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 史 蕭逸(**SHI, Shoi**); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 三井 健太郎(**MITSUI, Kentaro**); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 香取 真知子(**KATORI, Machiko**); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 稲葉 良幸, 外(**INABA, Yoshiyuki** et al.); 〒1066123 東京都港区六本木６－１０－１ 六本木ヒルズ森タワー２３階 ＴＭＩ総合法律事務所 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, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,

(54) **Title:** SLEEP-WAKING DETERMINATION SYSTEM, SLEEP-WAKING DETERMINATION DEVICE, AND PROGRAM

(54) 発明の名称： 睡眠覚醒判定システム、睡眠覚醒判定装置、およびプログラム



S101 Measurement of respiration data regarding subject
S102 Preprocessing of measured respiration data
S103 Acquisition of feature amount from respiration data
S104 Sleep-waking determination on the basis of feature amount using machine learning model
AA Start
BB End

(57) **Abstract:** This sleep-waking determination system comprises: a respiration data acquisition device that is worn by a subject and that acquires respiration time series data regarding the subject; and a sleep-waking determination device that performs sleep-waking determination using the respiration time series data. The sleep-waking determination device comprises a feature amount acquisition unit for extracting at least one feature amount for use in sleep-waking determination from the respiration time series data and a sleep-waking determination unit that performs sleep-waking determination based on the extracted feature amount using a machine learning model.

WO 2021/230223 A1

［続葉有］

CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一　国際調査報告（条約第21条(3)）

(57) 要約：被験者に装着され、当該被験者の呼吸時系列データを取得する呼吸データ取得装置と、呼吸時系列データを用いて睡眠覚醒判定を行う睡眠覚醒判定装置と、を備え、睡眠覚醒判定装置は、呼吸時系列データから、睡眠覚醒判定に用いる１以上の特徴量を抽出する特徴量取得部と、機械学習モデルを利用して、抽出した特徴量に基づく睡眠覚醒判定を行う睡眠覚醒判定部と、を備える。

明　細　書

発明の名称 ：

睡眠覚醒判定システム、睡眠覚醒判定装置、およびプログラム

関連出願の相互参照

[0001] 本出願は、２０２０年５月１１日に出願された日本特許出願番号２０２０－０８３０６４に基づくもので、ここにその記載内容を援用する。

技術分野

[0002] 本発明は、睡眠覚醒判定システム、睡眠覚醒判定装置、およびプログラムに関する。

背景技術

[0003] 睡眠異常は、うつ病などの精神疾患や、肥満などの生活習慣病との密接な関わりが示されており、健全な睡眠の重要性が認識されている。健全な生活を送る上で必要な睡眠量は個人差が大きいことが明らかとなっており、このため個人の睡眠状態を簡便かつ正確に測定する必要性が高まっている。例えば、睡眠時無呼吸症候群であるか否かの判断には、睡眠状態における無呼吸エピソードの長さを知る必要があり、睡眠状態にあるか覚醒状態にあるかを厳密に判断することが重要である。

精度の高い睡眠覚醒状態の判定は脳波筋電図に基づいて行うことができる。しかし、脳波筋電図の測定は、複数の電極の装着など熟練者による補助が必要なため、在宅での測定には向かなかった。一方、脳波筋電図を用いずに睡眠覚醒状態を判定する方法が提案されている。例えば、特許文献１には、ウェアラブルセンサを用いて計測される呼吸運動や体動の計測データから抽出される特徴量に基づいて、睡眠状態を推定することが記載されている。また、特許文献２には、体動検知センサーによって検知される呼吸動作における体動信号を用いて、睡眠状態を判定することが記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開２０１７－１６９８８４号公報

特許文献2：特開２００９－１７２１９７号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかし、従来の方法では、被験者の呼吸動作に基づくデータを用いて、十分に高精度で頑健な睡眠覚醒判定を行うことはできなかった。

[0006] 本発明は、以上説明した事情を鑑みてなされたものであり、呼吸データを用いて高精度かつ頑健に睡眠覚醒判定を行うことを目的の一つとする。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の一実施形態に係る睡眠覚醒判定システムは、被験者に装着され、当該被験者の呼吸時系列データを取得する呼吸データ取得装置と、前記呼吸時系列データを用いて睡眠覚醒判定を行う睡眠覚醒判定装置と、を備え、前記睡眠覚醒判定装置は、前記呼吸時系列データから、睡眠覚醒判定に用いる１以上の特徴量を抽出する特徴量取得部と、機械学習モデルを利用して、抽出した前記特徴量に基づく睡眠覚醒判定を行う睡眠覚醒判定部と、を備えたものである。

[0008] 本発明の一実施形態に係る睡眠覚醒判定装置は、睡眠覚醒判定を行う睡眠覚醒判定装置であって、被験者に装着された呼吸データ取得装置によって取得した、当該被験者の呼吸時系列データから、睡眠覚醒判定に用いる１以上の特徴量を抽出する特徴量取得部と、機械学習モデルを利用して、抽出した前記特徴量に基づく睡眠覚醒判定を行う睡眠覚醒判定部と、を備えたものである。

[0009] 本発明の一実施形態に係るプログラムは、睡眠覚醒判定を行うコンピュータを、被験者に装着された呼吸データ取得装置によって取得した、当該被験者の呼吸時系列データから、睡眠覚醒判定に用いる１以上の特徴量を抽出する特徴量取得部と、機械学習モデルを利用して、抽出した前記特徴量に基づく睡眠覚醒判定を行う睡眠覚醒判定部として、機能させるものである。

発明の効果

[0010] 本発明によれば、呼吸データを用いて高精度かつ頑健に睡眠覚醒判定を行うことができる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]本発明の実施形態に係る睡眠覚醒判定システム１の構成を示す図。

[図2]本発明の実施形態に係る呼吸データ取得装置２０を例示する図。

[図3]本発明の実施形態に係る睡眠覚醒判定処理の全体の流れを示すフローチャート。

[図4]本発明の実施形態に係る１３の特徴量を用いて睡眠覚醒判定を行った場合の正解率を例示する図。

[図5]本発明の実施形態に係る１３の特徴量のうちのいずれか４つの特徴量を用いて睡眠覚醒判定を行った場合の正解率を例示する図。

[図6]本発明の実施形態に係る被験者の呼吸数に応じた周波数領域の特徴量を取得する手順のフローチャート。

発明を実施するための形態

[0012] 以下、本発明の実施形態について図面を参照しつつ詳細に説明する。なお、同一の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。

[0013] 実施の形態

図１は、本実施形態に係る睡眠覚醒判定システム１の構成を示す図である。図１に示すように、睡眠覚醒判定システム１は、睡眠覚醒判定装置１０と、呼吸データ取得装置２０を含んでいる。睡眠覚醒判定装置１０と呼吸データ取得装置２０は、通信ネットワークＮを介して接続される。通信ネットワークＮは、例えば、インターネット、ＬＡＮ、専用線、電話回線、移動体通信網、ブルートゥース（登録商標）、ＷｉＦｉ（Wireless Fidelity）、その他の通信回線、それらの組み合わせ等のいずれであってもよく、有線であるか無線であるかを問わない。なお、睡眠覚醒判定装置１０と呼吸データ取得装置２０との間では、通信ネットワークＮを介さずに、物理的な媒体を使用してデータ等の授受を行うようにしてもよい。例えば、呼吸データ取得装置

２０で取得した測定データをＵＳＢメモリやフラッシュカード等の記録媒体に保存し、保存したデータを睡眠覚醒判定装置１０に読み取らせるようにしてもよい。

[0014] 睡眠覚醒判定装置１０は、呼吸データ取得装置２０によって測定される被験者の呼吸データ（呼吸時系列データ）を用いて、睡眠覚醒判定を行う。睡眠覚醒判定装置１０は汎用的なコンピュータであり、１台のコンピュータで構成されていてもよいし、通信ネットワークＮ上に分散する複数のコンピュータから構成されてもよい。睡眠覚醒判定装置１０は、制御装置１１（特徴量取得部、睡眠覚醒判定部）と、記憶装置１２を備えている。制御装置１１は、ハードウェアとして、ＣＰＵ、ＲＯＭやＲＡＭ等のメモリ、入力インタフェース、出力インタフェース、通信インタフェース及びこれらを結ぶバス等を備えている。制御装置１１は、ＣＰＵがＲＯＭ等に格納されたプログラムを実行することにより各種機能を実現する。記憶装置１２は、ハードディスクドライブ等であり、各種プログラムの他、呼吸データ取得装置２０によって計測された呼吸データ等が記憶される。なお、呼吸デー呼吸データ等は、呼吸データ取得装置２０に備えられた記憶装置に記憶するようにしてもよい。

[0015] 呼吸データ取得装置２０は、被験者の呼吸データを取得する装置であり、睡眠障害の検査において用いられる睡眠評価装置のような呼吸および呼吸努力の計測装置である。具体的には、図２に示すように、被験者の腹部に装着されたベルトＢ１や胸部に装着されたベルトＢ２（インダクタンス式呼吸プレチスモグラフィバンド等）によって呼吸筋の運動の時系列変化を測定する。本実施形態では、呼吸データとして、呼吸のために行われる胸腹の筋肉の動き（呼吸努力）に関するデータを用いる。なお、睡眠時無呼吸などの理由によって、呼吸努力が行われていても、実際には呼吸がスムーズに行われていない場合もある。また、呼吸データとして、被験者の鼻に装着された気流センサーＳ１や口に装着された気流センサーＳ２を介して計測される気流や温度のデータを利用してもよい。測定されたデータは、データ記録装置Ｒに

記録されるようにしてもよい。

[0016] 図３は、本実施形態に係る睡眠覚醒判定システム１による睡眠覚醒判定処理の全体の流れを示すフローチャートである。図３に示すように、まず、呼吸データ取得装置２０による被験者の呼吸データの計測を行う（ステップＳ１０１）。計測は、一定時間（例えば終夜）通して行われる。次に、睡眠覚醒判定装置１０において、計測された呼吸データの前処理を行う（ステップＳ１０２）。具体的には、一定時間に亘って計測された呼吸データを、一定の時間単位（例えば３０秒）のエポックに分割する。

[0017] 次に、睡眠覚醒判定装置１０は、呼吸データから睡眠覚醒判定に用いる特徴量を取得する（ステップＳ１０３）。本実施形態では、１３種類の特徴量を用いる。これらの特徴は、時間領域の特徴量、周波数領域の特徴量、および被験者の呼吸数に応じた周波数領域の特徴量の３グループに区分することができる。それぞれの特徴量の詳細については後述する。なお、睡眠覚醒判定に用いる特徴量は、本実施形態で挙げるものに限られず、呼吸データから抽出できる特徴量であればよい。

[0018] 次に、睡眠覚醒判定装置１０は、抽出した特徴量に基づき、機械学習モデルを用いて睡眠覚醒判定を行う（ステップＳ１０４）。機械学習のアルゴリズムとしては、ロジスティック回帰、ランダムフォレスト、ＸＧＢｏｏｓｔ、多層パーセプトロン等を用いることができる。機械学習モデルの作成には、睡眠覚醒判定装置１０を用いて収集した呼吸データから抽出した特徴量を訓練用の入力データとして用いることができる。また、入力データに対する正解データ（睡眠か覚醒かの判定結果）は、例えば脳波筋電図によって判定された結果を用いることができる。なお、機械学習モデルはあらかじめ機械学習を用いて生成された睡眠覚醒判定のためのアルゴリズムであり、実際に睡眠覚醒判定を行う際には、学習済のモデルが睡眠覚醒判定装置１０に実装されている。

[0019] 次に、睡眠覚醒判定に用いる特徴量について詳細に説明する。本実施形態で用いる特徴量は、時間領域の特徴量、周波数領域の特徴量、被験者の呼吸

数に応じた周波数領域の特徴量の３つのグループに分けることができる。以下、それぞれについて説明する。

[0020]（時間領域の特徴量）

時間領域の特徴量は、被験者の呼吸の振幅などの情報と関連する。本実施形態では、時間領域の特徴量として、呼吸データの１エポックにおける平均、分散、絶対値の最大値、ゼロ交差回数を用いる。本実施形態では、これらの値全てを特徴量として用いてもよいし、このうちのいくつかを用いてもよい。

[0021]（周波数領域の特徴量）

周波数領域の特徴量は、被験者の呼吸数などの情報と関連する。本実施形態では、周波数領域の特徴量として、呼吸データの１エポックにおけるスペクトルエントロピー、スペクトル重心、スペクトルフラックス、スペクトルロールオフ、超低周波数帯域（例えば0～0.06Hz）のパワー、低周波数帯域（例えば0.06～0.15Hz）のパワー、中周波数帯域（例えば0.15～0.5Hz）のパワー、さらに、中周波数帯域には呼吸に由来する周波数成分が多く観察されることから、中周波数帯域のピーク周波数とピーク周波数でのパワーを用いる。

[0022] このうち、スペクトルエントロピー、スペクトル重心、スペクトルフラックス、スペクトルロールオフについては、それぞれ下記の式で定義される。ここで、$Z_F^{(k)}$ は、第kエポックの時系列$X_T^{(k)}$を高速フーリエ変換した系列$X_F^{(k)}$の絶対値を[0,1]の範囲に正規化した系列である。

[0023] [数1]

$$\text{Spectral Entropy} = -\sum_{i=1}^{60} z_{Fi}^{(k)} \log z_{Fi}^{(k)}$$

$$\text{Spectral Centroid} = \frac{\sum_{i=1}^{60} i \cdot |z_{Fi}^{(k)}|^2}{\sum_{i=1}^{60} |z_{Fi}^{(k)}|^2}$$

$$\text{Spectral Flux} = -\sum_{i=1}^{N} \left(z_{Fi}^{(k)} - z_{Fi}^{(k-1)} \right)^2$$

$$\text{Spectral Rolloff} = \max \left(h \mid \sum_{i=1}^{h} z_{Fi}^{(k)} < \text{threshold} \right)$$

[0024] スペクトルロールオフの計算に用いた閾値（threshold）については、0.50, 0.55, ..., 0.95の値を用いてそれぞれleave-one-out交差検証を行い、睡眠覚醒判定の精度が最も高くなった0.95を採用したが、閾値は任意の値に設定することができる。

[0025] なお、スペクトルエントロピー、スペクトル重心、スペクトルフラックス、スペクトルロールオフについては、文献「Gu et al., “Intelligent sleep stage mining service with smartphones.” 10.1145/2632048.2632084」でも言及されている。また、超低周波数帯域（例えば0～0.06Hz）のパワー、低周波数帯域（例えば0.06～0.15Hz）のパワー、中周波数帯域（例えば0.15～0.5Hz）のパワー、及び、中周波数帯域のピーク周波数とピーク周波数でのパワーについては、文献「Tataraidze et al., “Bioradiolocation-based sleep stage classification.” 10.1109/EMBC.2016.7591321.」でも言及されている。

[0026] 本実施形態では、上記の４つの時間領域の特徴量と９つの周波数領域の特徴量を併せた１３の特徴量を用いて睡眠覚醒判定を行った。図４は、１３の特徴量を用いて睡眠覚醒判定を行った場合の正解率を例示する図である。

[0027] 図４の例では、ＸＧＢｏｏｓｔによって機械学習を行ったモデルによって判定を行っている。図４の（１）～（３）のグラフの横軸は、各特徴量を示している。（１）のグラフは、ＸＧＢｏｏｓｔにおける各特徴量の重み（Ｗｅｉｇｈｔ）を示している。（２）のグラフは、横軸の特徴量以外の１２の特徴量で判断を行った場合の正解率（Ａｃｃｕｒａｃｙ）を示している。（３）のグラフは、横軸の特徴量のみで判断を行った場合の正解率（Ａｃｃｕｒａｃｙ）を示している。なお、（２）と（３）のグラフにおいて、横軸の左端は、１３の特徴量全てを用いて判断を行った場合の正解率を示している。図４の（２）から明らかなように、１３の特徴量からいずれか１つの特徴量を外した場合には、９０％の正解率が得られた。また、１つの特徴量のみを用いて判定を行った場合にも、図４の（２）から明らかなように、６５％以上の正解率が得られている。

[0028] さらに図５は、１３の特徴量のうちのいずれか４つの特徴量を用いて判断を行った場合の正解率を示す図である。図５の例では、１３の特徴量から４つを選ぶ全ての組み合わせ（７１５パターン）のうち、正解率が９０％以上となった１８パターンを示している。グラフの下に示すマトリックスで「〇」が付いている特徴量が、４つの中に含まれる特徴量である。図５の例からは、高い正解率が得られる組み合わせには、パワー（低周波数）やロールオフがよく含まれる傾向が見られることが分かる。

[0029] （被験者の呼吸数に応じた周波数領域の特徴量）

被験者の呼吸数に応じた周波数領域の特徴量は、被験者が睡眠中であると判定されたエポックにおけるピーク周波数（被験者の呼吸数に対応）の周辺のパワースペクトルである。本実施形態では、被験者が睡眠中か否かの判定は、機械学習済みの分類器を用いて行う。本実施形態では、一例として、パラメータ探索が不要でかつ高速に計算可能なロジスティック回帰を分類器として利用する。

[0030] 図６のフローチャートを用いて、被験者の呼吸データから、被験者の呼吸数に応じた周波数領域の特徴量を取得する手順を説明する。

[0031] まず、一人の被験者（被験者Ａ）の呼吸データを検証用データに、その他の複数の被験者の呼吸データを訓練用データに設定する（ステップＳ２０１）。次に、訓練用データに対して、各被験者の呼吸数に応じた周波数領域の特徴量を利用して分類器の学習を行う（ステップＳ２０２）。

[0032] 被験者の呼吸数に応じた周波数領域の特徴量について説明する。呼吸データは、エポックに分割し（図３ステップＳ１０２）、それぞれのエポックのデータに、前後一定時間分のデータを加える。これは、高速フーリエ変換の周波数分解能を高くするためである。例えば、１エポック３０秒のデータに対して、前後１５秒分のデータを追加し、６０秒のデータ$X_T=(X_1, X_2, \ldots, X_N)$とする。ここでNは、例えば呼吸データのサンプリング周波数が32Hzとすると、N=32×60=1920となる。

[0033] 次に、X_Tから直流成分を除くため、$X_1, X_2, \ldots, X_N$ の平均XaをX_Tの全成分か

ら引いた値Xa_T =(X_1－Xa, X_2－Xa, ..., X_N－Xa）を求める。さらに、Xa_Tと同じ長さのハニング窓W=(W1,W2,...,WN）を用意し、Xa_TとWの要素ごとの積

[数2]

$Xa_T \odot W$

を求める。

[数3]

$Xa_T \odot W$

は窓関数を掛けた時系列であり、これを高速フーリエ変換して得られる系列

[数4]

$X_F=FFT(Xa_T \odot W)$

は、周波数間隔32/1920=1/60Hz、最大周波数16Hzの周波数系列となる。

[0034] 上記のX_Fのうち、呼吸努力のスペクトルが顕著に含まれる範囲（例えば、0Hz～1Hz）の中から60点X_{F1}, X_{F2}..., X_{F60}を取り、$f_i=\log(1+|X_{Fi}|2), i=1,2,...,60$を、被験者の呼吸数に応じた周波数領域の特徴量とする。なお、パワースペクトル$|X_{Fi}|2$の値が0となったときの計算の不安定性を避けるため、$|X_{Fi}|2$に１を加えてから対数を取っている。

[0035] 分類器は、上記の特徴量に基づいて睡眠中か否かの判定を行い、実際に睡眠中のデータであった場合に正解とする。以上の手順により、分類器の学習が完了したら、ステップＳ２０３に進み、学習済の分類器を用いて検証用データに対する睡眠覚醒の判定を行う。

[0036] 次に、検証用データのエポックのうち、学習済の分類器によって睡眠と判定されたエポックのみを集め、６０次元の特徴量f1,..., f60の各成分のエポック間平均fa1,...,fa60 を計算する（ステップＳ２０４）。

[0037] 次に、ipeak= arg max fai を検証すべき被験者に対するピーク周波数とし、検証用データのすべてのエポックに対して$f_{ipeak-9}$から$f_{ipeak+9}$までの19点を抽出する。抽出した値を検証用データの特徴量とする（ステップＳ２０５）。

[0038] 以上の手順によって、被験者の呼吸データから、１９次元の特徴量を取得する。なお、ピーク周波数の前後から何点までを含めるかについては、前か

ら取る点の数ｍ、後ろから取る点の数ｎをそれぞれ変えながらパラメータ探索を行い、最も分類性能の高い値としてｍ＝ｎ＝９を選択しているが、含める点の数は９に限られない。

[0039] 上記のステップＳ２０１～Ｓ２０２の分類器の学習工程については毎回行う必要はなく、通常は、睡眠覚醒判定を行いたい被験者データに対して、学習済みの分類器を用いて、ステップＳ２０３～Ｓ２０５の処理を実行し、被験者の呼吸数に応じた周波数領域の特徴量を取得する。

[0040] 以上のように、本実施形態によれば、被験者に装着された呼吸データ取得装置２０によって呼吸データを取得し、呼吸データから抽出した特徴量に基づいて、睡眠覚醒の判定を行うようにした。これにより、家庭などでも手軽に使うことができる装置によって取得したデータを用いて、高精度かつ頑健に睡眠覚醒判定を行うことができる。呼吸データ取得装置２０は、ベッドに敷いて使用するシート型のセンサーなどとは異なり、家族など近くで寝ている人がいる環境でも正確なデータを取得することができる。したがって、在宅での睡眠時無呼吸症候群のスクリーニングにも適している。

[0041] また、特徴量として、呼吸データの時間領域の特徴量や周波数領域の特徴量を用いるようにしたので、呼吸データから容易に抽出できる特徴量を用いて精度の高い判定を行うことができる。

[0042] また、特徴量として、被験者の呼吸数に応じた周波数領域の特徴量を用いるようにしたので、被験者個人の特性に対応した精度の高い睡眠覚醒判定を行うことができる。

[0043] なお、本発明は、上述した実施形態に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、他の様々な形で実施することができる。このため、上記実施形態はあらゆる点で単なる例示にすぎず、限定的に解釈されるものではない。例えば、上述した各処理ステップは処理内容に矛盾を生じない範囲で任意に順番を変更し、または並列に実行することができる。

符号の説明

[0044] １…睡眠覚醒判定システム

１０…睡眠覚醒判定装置

１１…制御装置

１２…記憶装置

２０…呼吸データ取得装置

Ｎ…通信ネットワーク

請求の範囲

[請求項1] 被験者に装着され、当該被験者の呼吸時系列データを取得する呼吸データ取得装置と、

前記呼吸時系列データを用いて睡眠覚醒判定を行う睡眠覚醒判定装置と、を備え、

前記睡眠覚醒判定装置は、

前記呼吸時系列データから、睡眠覚醒判定に用いる１以上の特徴量を抽出する特徴量取得部と、

機械学習モデルを利用して、抽出した前記特徴量に基づく睡眠覚醒判定を行う睡眠覚醒判定部と、を備えた睡眠覚醒判定システム。

[請求項2] 前記特徴量取得部は、

前記呼吸時系列データから、呼吸の振幅に関連する時間領域の特徴量、呼吸数に関連する周波数領域の特徴量、および前記被験者の呼吸数に応じた周波数領域の特徴量のうちの少なくとも１つの特徴量を抽出する、請求項１に記載の睡眠覚醒判定システム。

[請求項3] 前記時間領域の特徴量は、睡眠覚醒判定を行う１エポックあたりの時間における、平均、 分散、絶対値の最大値、およびゼロ交差回数のうちの少なくとも１つを含む、請求項２に記載の睡眠覚醒判定システム。

[請求項4] 前記周波数領域の特徴量は、スペクトルエントロピー、スペクトル重心、スペクトルフラックス、スペクトルロールオフ、所定の周波数帯域のパワー、所定の周波数帯域のピーク周波数、および前記ピーク周波数でのパワーのうちの少なくとも１つを含む、請求項２に記載の睡眠覚醒判定システム。

[請求項5] 前記被験者の呼吸数に応じた周波数領域の特徴量は、前記被験者が睡眠中であると判定されたエポックにおけるピーク周波数の周辺のパワースペクトルを含む、請求項２に記載の睡眠覚醒判定システム。

[請求項6] 睡眠覚醒判定を行う睡眠覚醒判定装置であって、

被験者に装着された呼吸データ取得装置によって取得した、当該被験者の呼吸時系列データから、睡眠覚醒判定に用いる１以上の特徴量を抽出する特徴量取得部と、

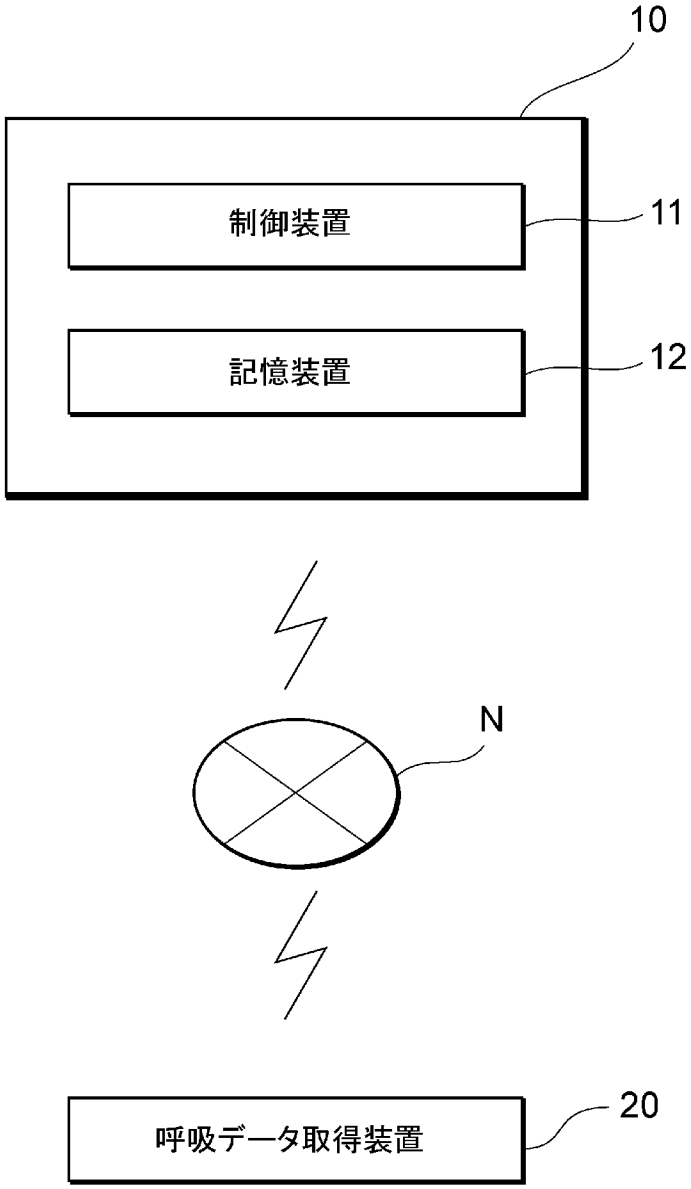
機械学習モデルを利用して、抽出した前記特徴量に基づく睡眠覚醒判定を行う睡眠覚醒判定部と、を備えた睡眠覚醒判定装置。

[請求項7] 睡眠覚醒判定を行うコンピュータを、

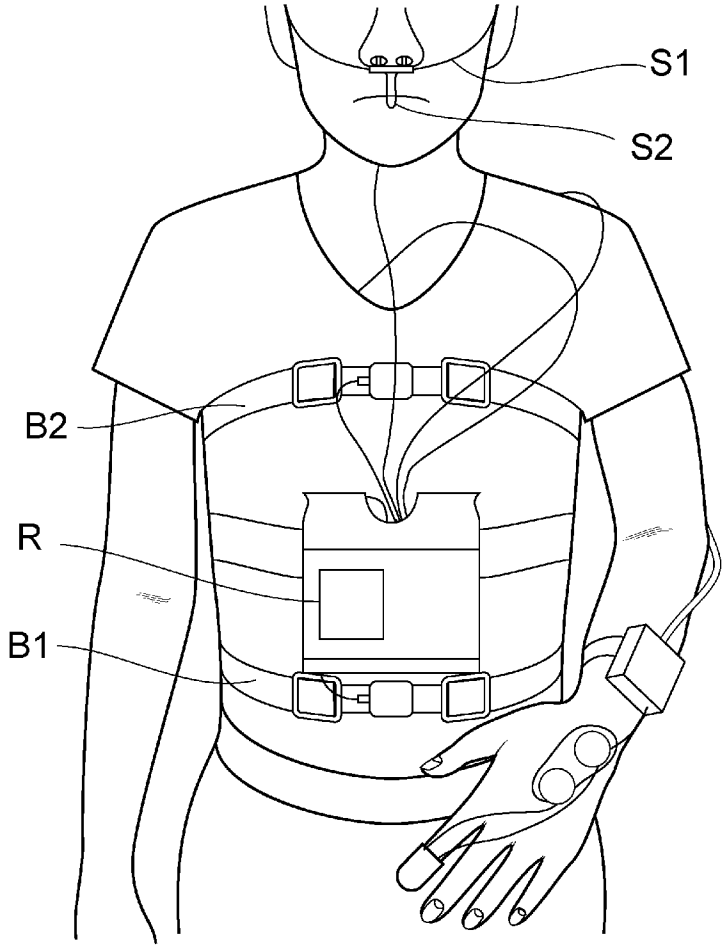
被験者に装着された呼吸データ取得装置によって取得した、当該被験者の呼吸時系列データから、睡眠覚醒判定に用いる１以上の特徴量を抽出する特徴量取得部と、

機械学習モデルを利用して、抽出した前記特徴量に基づく睡眠覚醒判定を行う睡眠覚醒判定部として、機能させるプログラム。

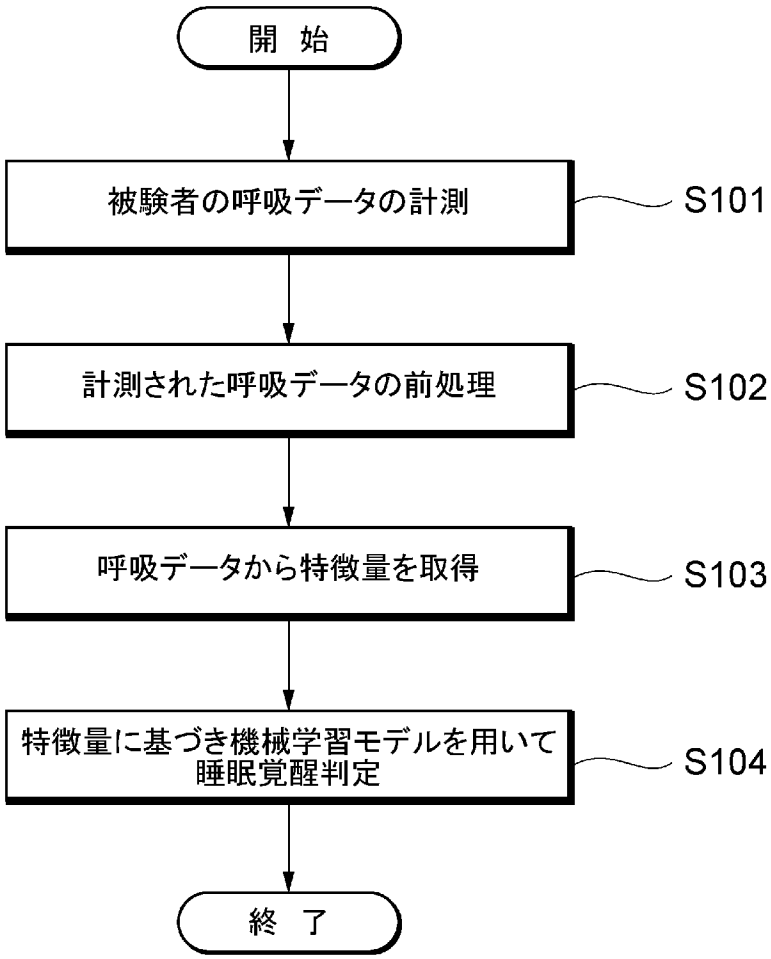
[図1]



[図2]

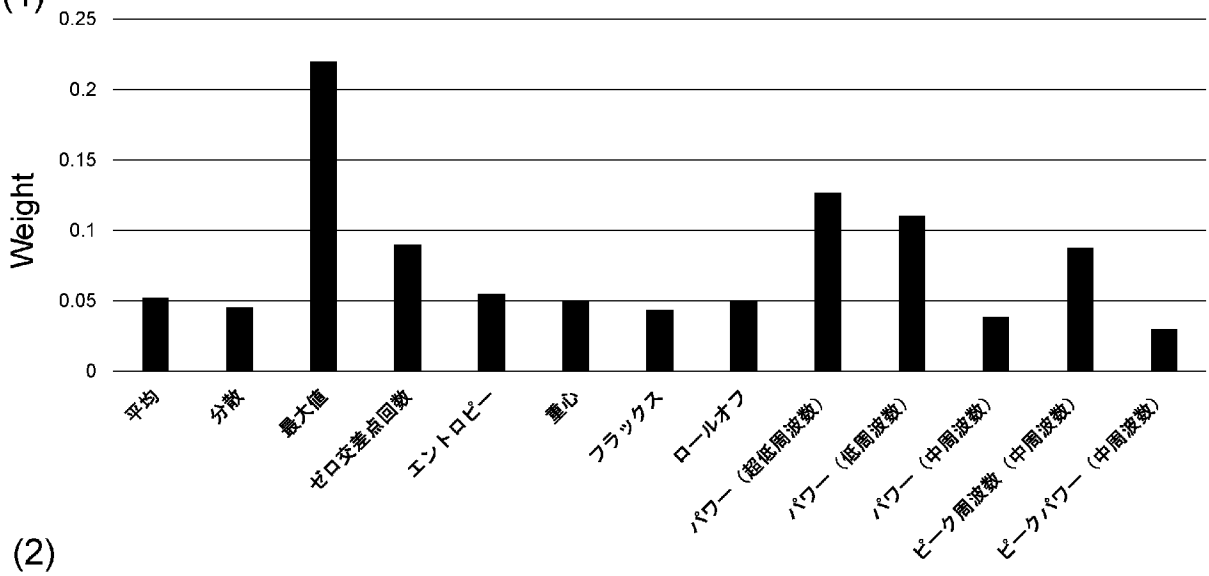


[図3]

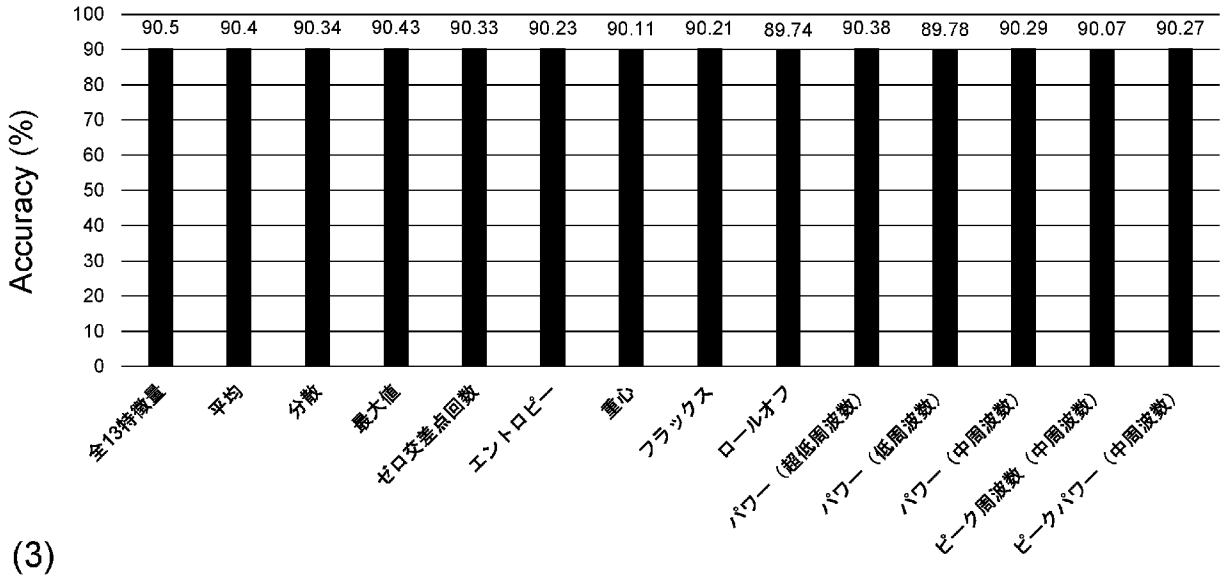

開 始
被験者の呼吸データの計測
S101
計測された呼吸データの前処理
S102
呼吸データから特徴量を取得
S103
特徴量に基づき機械学習モデルを用いて
睡眠覚醒判定
S104
終 了

[図4]

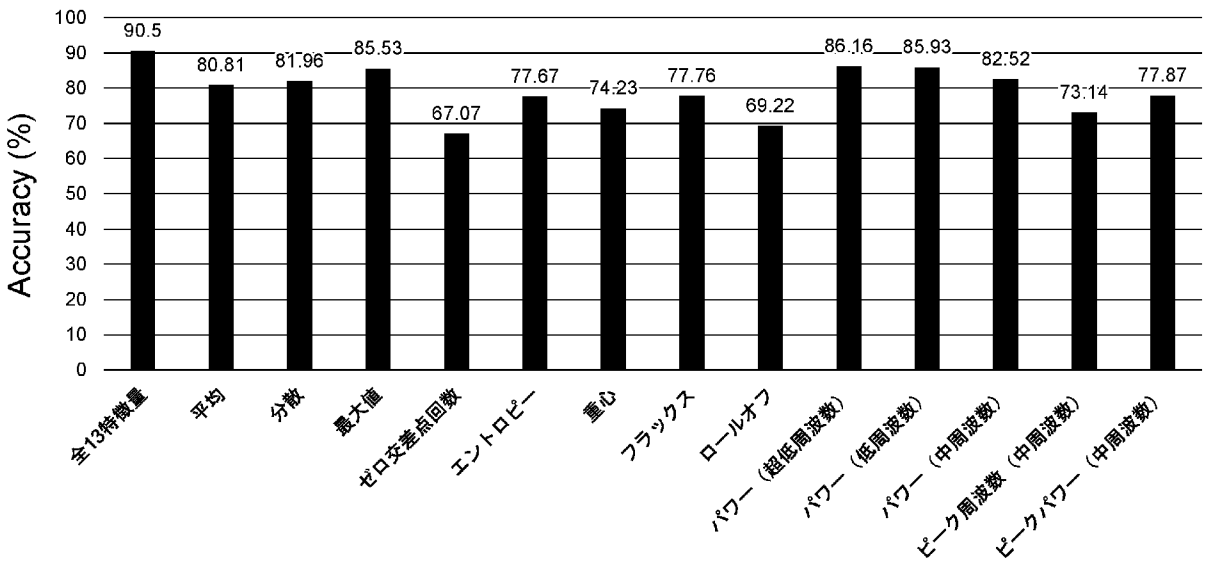
(1)


Weight
0.25
0.2
0.15
0.1
0.05
0
平均
分散
最大値
ゼロ交差点回数
エントロピー
重心
フラックス
ロールオフ
パワー（超低周波数）
パワー（低周波数）
パワー（中周波数）
ピーク周波数（中周波数）
ピークパワー（中周波数）

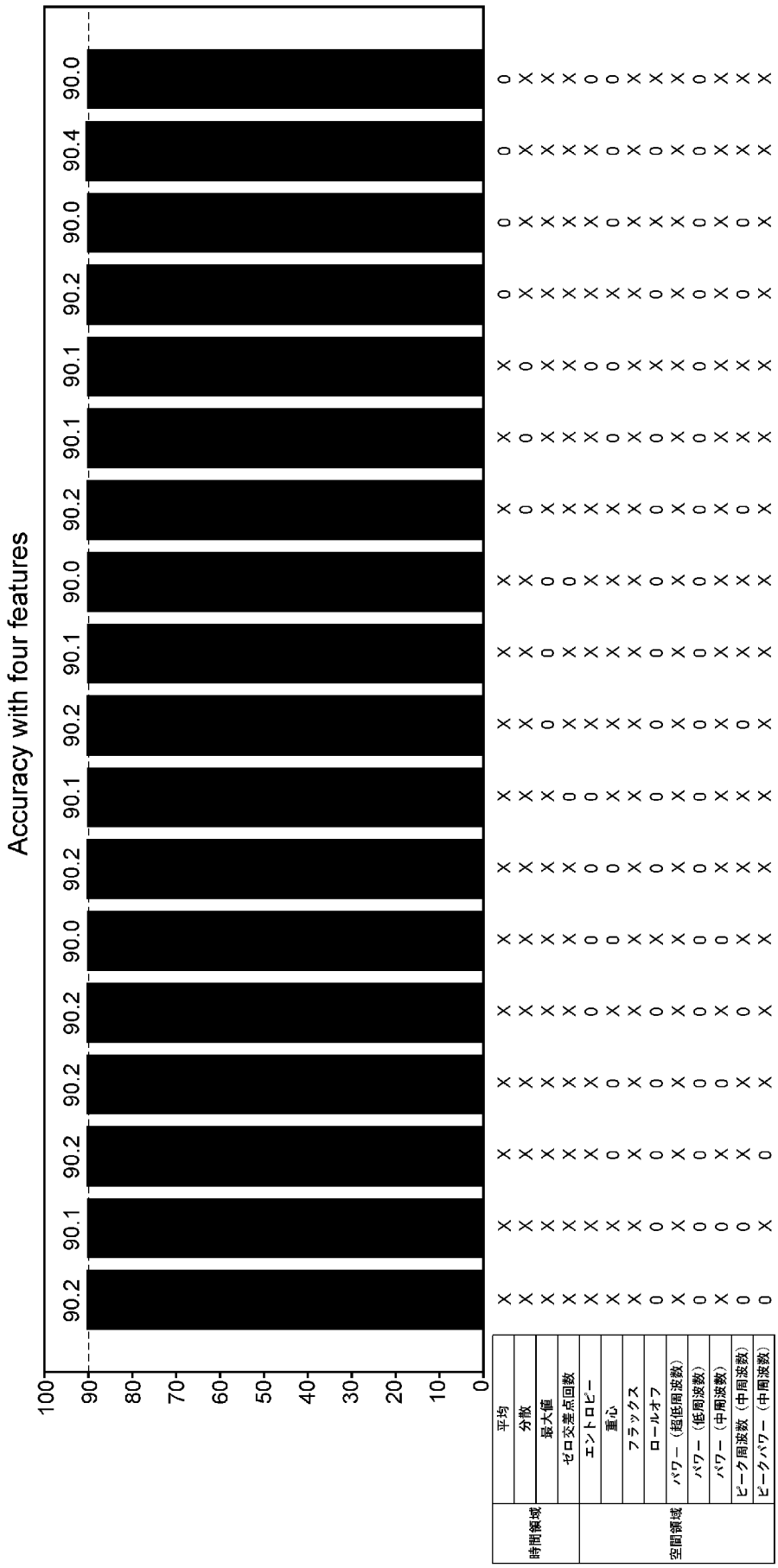
(2)


Accuracy (%)
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
90.5
90.4
90.34
90.43
90.33
90.23
90.11
90.21
89.74
90.38
89.78
90.29
90.07
90.27
全13特徴量
平均
分散
最大値
ゼロ交差点回数
エントロピー
重心
フラックス
ロールオフ
パワー（超低周波数）
パワー（低周波数）
パワー（中周波数）
ピーク周波数（中周波数）
ピークパワー（中周波数）

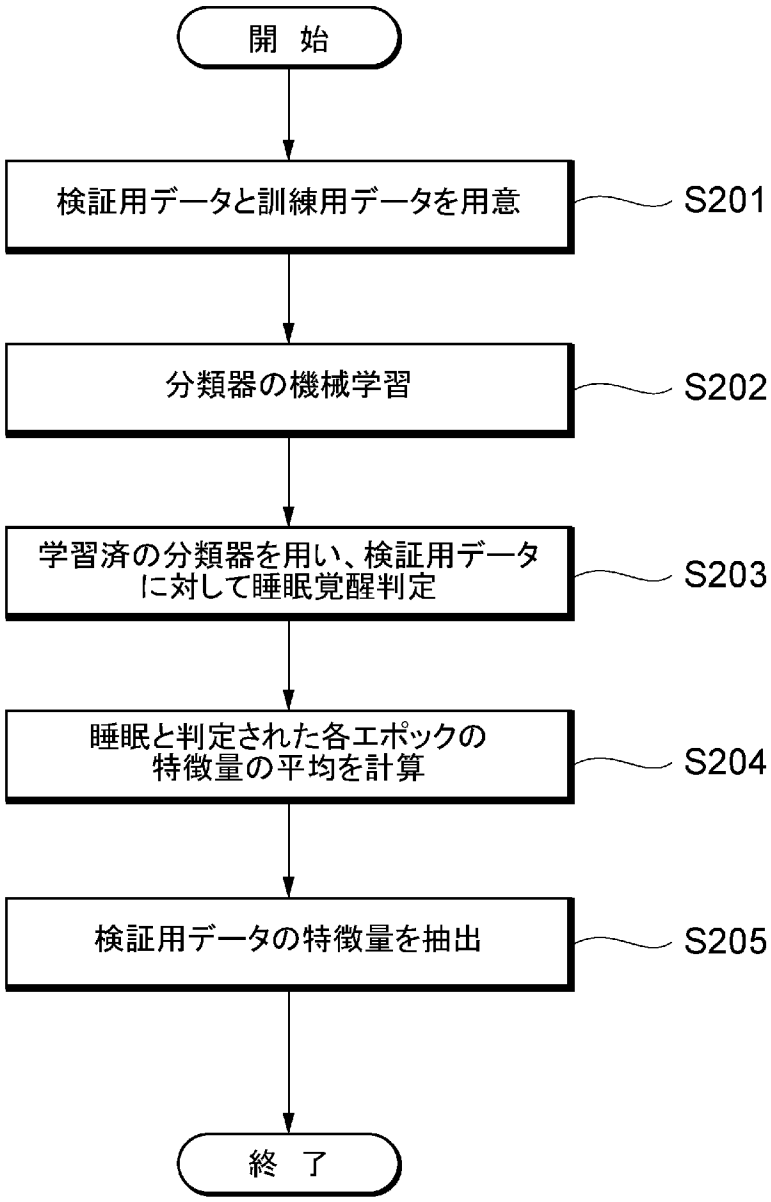
(3)


Accuracy (%)
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
90.5
80.81
81.96
85.53
67.07
77.67
74.23
77.76
69.22
86.16
85.93
82.52
73.14
77.87
全13特徴量
平均
分散
最大値
ゼロ交差点回数
エントロピー
重心
フラックス
ロールオフ
パワー（超低周波数）
パワー（低周波数）
パワー（中周波数）
ピーク周波数（中周波数）
ピークパワー（中周波数）

[図5]


Accuracy with four features
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
90.2
90.1
90.2
90.2
90.2
90.0
90.2
90.1
90.2
90.0
90.2
90.1
90.0
90.1
90.2
90.0
90.1
90.2
90.0
90.4
90.0
時間領域
空間領域
平均
分散
最大値
ゼロ交差点回数
エントロピー
重心
フラックス
ロールオフ
パワー（超低周波数）
パワー（低周波数）
パワー（中周波数）
ピーク周波数（中周波数）
ピークパワー（中周波数）

[図6]


開 始
検証用データと訓練用データを用意
S201
分類器の機械学習
S202
学習済の分類器を用い、検証用データに対して睡眠覚醒判定
S203
睡眠と判定された各エポックの特徴量の平均を計算
S204
検証用データの特徴量を抽出
S205
終 了

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2021/017807

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B 5/16(2006.01)i; A61B 5/08(2006.01)i
FI: A61B5/16 130; A61B5/08

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)
A61B5/16-5/18; A61B5/08-5/097; A61B5/11-5/113

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2021
Registered utility model specifications of Japan	1996-2021
Published registered utility model applications of Japan	1994-2021

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 Y	JP 2014-73237 A (TOYOTA MOTOR CORP.) 24 April 2014 (2014-04-24) paragraphs [0017]-[0075], fig. 1-12	1-4, 6-7 5
Y	JP 2016-47305 A (TOYOTA CENTRAL R&D LABS., INC.) 07 April 2016 (2016-04-07) paragraphs [0087]-[0089], fig. 3	5
Y	WO 2020/071374 A1 (KONICA MINOLTA, INC.) 09 April 2020 (2020-04-09) paragraphs [0082]-[0102]	5
A	JP 2017-537710 A (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 21 December 2017 (2017-12-21) paragraphs [0012]-[0039], fig. 1-4	1-7

☐ 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	Date of mailing of the international search report
07 July 2021 (07.07.2021)	20 July 2021 (20.07.2021)

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2021/017807

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
JP 2014-73237 A	24 Apr. 2014	(Family: none)	
JP 2016-47305 A	07 Apr. 2016	(Family: none)	
WO 2020/071374 A1	09 Apr. 2020	(Family: none)	
JP 2017-537710 A	21 Dec. 2017	US 2017/0360361 A1 paragraphs [0014]-[0041], fig. 1-4 WO 2016/092433 A1 EP 3229661 A1 CN 106999055 A	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2021/017807

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））
A61B 5/16(2006.01)i; A61B 5/08(2006.01)i
FI: A61B5/16 130; A61B5/08

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））
A61B5/16-5/18; A61B5/08-5/097; A61B5/11-5/113

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　１９７１－２０２１年
日本国実用新案登録公報　１９９６－２０２１年
日本国登録実用新案公報　１９９４－２０２１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	JP 2014-73237 A (トヨタ自動車株式会社) 24.04.2014 (2014-04-24) 段落[0017]-[0075], 図1-12	1-4,6-7
Y		5
Y	JP 2016-47305 A (株式会社豊田中央研究所) 07.04.2016 (2016-04-07) 段落[0087]-[0089], 図3	5
Y	WO 2020/071374 A1 (コニカミノルタ株式会社) 09.04.2020 (2020-04-09) 段落[0082]-[0102]	5
A	JP 2017-537710 A (コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ) 21.12.2017 (2017-12-21) 段落[0012]-[0039], 図1-4	1-7

☐ 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抵触するものではなく、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	国際調査報告の発送日
07.07.2021	20.07.2021

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

権限のある職員（特許庁審査官）
▲高▼　芳徳 2Q 9813
電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2021/017807

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2014-73237 A	24.04.2014	（ファミリーなし）	
JP 2016-47305 A	07.04.2016	（ファミリーなし）	
WO 2020/071374 A1	09.04.2020	（ファミリーなし）	
JP 2017-537710 A	21.12.2017	US 2017/0360361 A1 段落[0014]-[0041]，図1-4 WO 2016/092433 A1 EP 3229661 A1 CN 106999055 A	