

(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2020-73108

(P2020-73108A)

(43) 公開日 令和2年5月14日(2020.5.14)

(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 1 3 0	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/11 1 0 0	
A 6 1 B 5/113 (2006.01)	A 6 1 B 5/113	

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2020-19989 (P2020-19989)	(71) 出願人	504133110 国立大学法人電気通信大学
(22) 出願日	令和2年2月7日(2020.2.7)		東京都調布市調布ケ丘一丁目5番地1
(62) 分割の表示	特願2016-54723 (P2016-54723) の分割	(74) 代理人	100107766 弁理士 伊東 忠重
原出願日	平成28年3月18日(2016.3.18)	(74) 代理人	100070150 弁理士 伊東 忠彦
		(72) 発明者	▲高▼玉 圭樹 東京都調布市調布ケ丘一丁目5番地1 国立大学法人電気通信大学内
		(72) 発明者	外村 真悟 東京都調布市調布ケ丘一丁目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 PS07 VA15 VB32 VB33

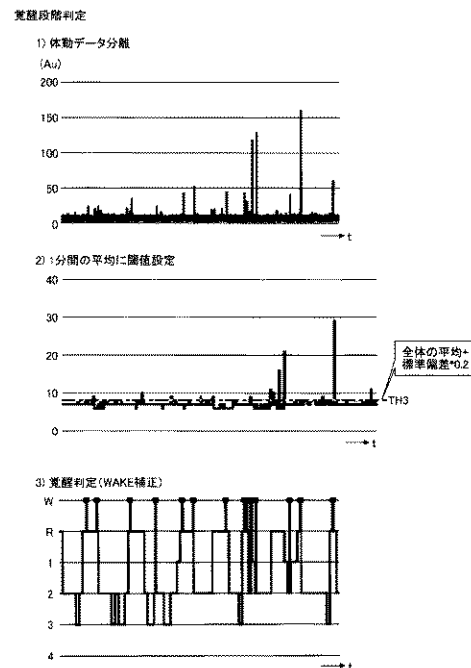
(54) 【発明の名称】 睡眠段階判定方法、睡眠段階判定装置、及び睡眠段階判定プログラム

(57) 【要約】

【課題】 取得した身体データから、簡便かつより高い精度で睡眠段階を推定する

【解決手段】 睡眠段階判定装置は、被験者の体動データを取得するデータ取得部と、前記体動データの全体平均と標準偏差を算出し、前記標準偏差に所定の係数を乗算した値を前記全体平均に足し合わせた値を閾値として設定し、前記閾値を超える領域を覚醒段階と判定する判定部と、を有する。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験者の体動データを取得するデータ取得部と、
前記体動データの全体平均と標準偏差を算出し、前記標準偏差に所定の係数を乗算した値を前記全体平均に足し合わせた値を閾値として設定し、前記閾値を超える領域を覚醒段階と判定する判定部と、
を有することを特徴とする睡眠段階判定装置。

【請求項 2】

前記データ取得部は、無拘束で測定された被験者の身体データを取得し、
前記身体データから心拍データと、呼吸データと、前記体動データをそれぞれ分離し、
前記呼吸データを用いたノンレム睡眠段階の判定と、前記心拍データを用いたレム睡眠段階の判定と、前記体動データを用いた覚醒段階の判定を個別または順次に行って睡眠段階を判定する判定部と、
を有することを特徴とする請求項 1 に記載の睡眠段階判定装置。

10

【請求項 3】

前記判定部は、前記呼吸データを用いてノンレム睡眠段階を判定し、前記ノンレム睡眠段階の判定結果に基づき、前記心拍データを用いてレム睡眠段階を判定し、前記レム睡眠段階の判定結果に基づき、前記体動データを用いて覚醒段階を判定する、ことを特徴とする請求項 2 に記載の睡眠段階判定装置。

【請求項 4】

前記判定部は、前記覚醒段階の判定、前記レム睡眠段階の判定、前記ノンレム睡眠段階の判定の順に判定を優先して判定結果に反映することを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の睡眠段階判定装置。

20

【請求項 5】

被験者の体動データを取得し、
前記体動データの全体平均と標準偏差を算出し、
前記標準偏差に所定の係数を乗算した値を前記全体平均に足し合わせた値を閾値として設定し、
前記閾値を超える領域を覚醒段階と判定する、
ことを特徴とする睡眠段階判定方法。

30

【請求項 6】

コンピュータに、
被験者の体動データを取得する手順と、
前記体動データの全体平均と標準偏差を算出する手順と、
前記標準偏差に所定の係数を乗算した値を前記全体平均に足し合わせた値を閾値として設定する手順と、
前記閾値を超える領域を覚醒段階と判定する手順と、
を実行させる睡眠段階判定プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、睡眠段階の判定技術に関する。

【背景技術】

【0002】

睡眠段階判定の国際基準である Rechtschaffen & Kales (以下、「R & K 法」と略称する) 法では、図 1 に示すように睡眠状態が 6 段階に分類されている。睡眠の浅い方から順に覚醒段階(「W」と表記)、レム(REM: Rapid Eye Movement)睡眠段階(「R」と表記)、ノンレム睡眠の段階 1~4(「1」、「2」、「3」、「4」で表記)に分類し、ノンレム段階 4 を最も深い睡眠としている。睡眠段階の推定は、認知症等の医療診断のみならず、介護の現場でも有用である。たとえば、レム睡眠の周期を図ることで、高齢者

50

の行動管理や、睡眠障害等の発現を予測することができる。

【 0 0 0 3 】

図 1 の睡眠段階データは、診断対象者に特殊な器具を装着させ、脳波 (E E G : Electrocerebrogram) や眼球運動 (E O G : Electro oculogram) 等を測定して専門医の経験に基づいて作成されたものである。この睡眠段階データは、主として精神疾患等の医療判定に用いられる精密なデータである。睡眠段階の判定を介護の現場に適用する場合、高齢者や身障者に電極等の器具を一晩中装着させてデータを取ることは非現実的である。また、被介護者の睡眠障害の発現を予測するわけではないので、精密な睡眠分析までは要しないが、睡眠段階はなるべく正確に推定されるのが望ましい。

【 0 0 0 4 】

一方、無拘束で身体データを取得して睡眠段階を判定する手法が提案されている (たとえば、非特許文献 1 参照)。この方法は、圧電フィルム等を適用した無拘束のエアマットレス型センサを用いて、心拍、体動等の身体データを計測し、得られたデータから睡眠段階を推定する。被験者に電極等の器具を装着させないので、被験者にストレスを与えずに身体データを取得することができる。

【 0 0 0 5 】

図 2 は、従来の無拘束型の睡眠段階判定方法を示す図である。無拘束型センサで得られた身体情報から心拍数データを取り出して睡眠段階を判定する。心拍数が低いほど睡眠が深く、心拍数が高いほど覚醒に近づくという一般的見地に基づくものである。この従来方法は、心拍数データを F F T (高速フーリエ変換) で周波数領域のデータに変換し、バンドパスフィルタで、パワースペクトルのピーク値の周期の半分から 1 3 5 分までの周期の中周波成分を取り出す。取り出した中周波成分に I F F T (逆フーリエ変換) を施して時間領域の心拍数データに戻した後に、6 段階に離散化する。図 2 に示す方法を「従来手法」と称する。

【 0 0 0 6 】

また、心拍数から睡眠段階を推定するために、生体データから適切な周波数成分のデータを取り出すためのフィルタが提案されている (たとえば、特許文献 1 参照)。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 4 - 2 3 9 7 8 9 号公報

【 非特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 非特許文献 1 】 T. Watanabe and K. Watanabe, "Non contact Method for Sleep Stage Estimation" IEEE Transaction on Biomedical Engineering, No. 10, Vol. 51, pp. 17

35 1748, 2004

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

図 2 の従来方法では睡眠の大きなリズム (周期) を把握することができるが、突然の覚醒状態への遷移や、レム睡眠の特徴である心拍の細かい振動を判断することができない。

【 0 0 1 0 】

また、睡眠の周期 (心拍の周期) 自体が変動するにもかかわらず、平均的な周期に固定して睡眠段階を推定しているため、実際の睡眠段階からのズレが生じる可能性がある。

【 0 0 1 1 】

睡眠段階判定を高齢者等の介護の現場に適用する場合には、無拘束で取得したデータからレム睡眠や覚醒状態への遷移をできるだけ正確に判定することが望ましい。

【 0 0 1 2 】

そこで、本発明は取得した身体データから、簡便かつより高い精度で睡眠段階を推定することのできる手法と構成を提供することを課題とする。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】**【0013】**

上記課題を解決するために、本発明では、睡眠段階に応じてその睡眠段階の推定に最適な身体データを用いて睡眠段階を推定することで、推定精度を向上する。

【0014】

本発明の第1の側面では、睡眠段階判定装置は、
被験者の心拍データを取得するデータ取得部と、
前記心拍データからレム睡眠段階を推定する判定部であって、前記心拍データを周波数領域の成分に変換し、前記周波数領域のデータから、レム睡眠に関係のある2.5秒～150分の周期にわたる範囲の周期成分を抽出して時間領域のデータに変換し、前記時間領域のデータのうち、所定の閾値を超える領域をレム睡眠段階と判定する判定部、とを有する。

10

【0015】

本発明の第2の側面では、睡眠段階判定装置は、
被験者の体動データを取得するデータ取得部と、
前記体動データの全体平均と標準偏差を算出し、前記標準偏差に所定の係数を乗算した値を前記全体平均に足し合わせた値を閾値として設定し、前記閾値を超える領域を覚醒段階と判定する判定部と、
を有する。

【0016】

本発明の第3の側面では、睡眠段階判定装置は、
被験者の呼吸データを取得するデータ取得部と、
前記呼吸データに基づいて、単位時間当たりの呼吸数の全体平均と標準偏差を算出し、前記標準偏差に所定の係数を乗算した値を前記全体平均に足し合わせた値を閾値として設定し、前記閾値以下の領域をノンレム睡眠段階と判定する判定部と、
を有する。

20

【0017】

本発明の第4の側面では、睡眠段階判定装置は、
被験者の身体データを取得するデータ取得部と、
前記身体データから心拍データと、呼吸データと、体動データをそれぞれ分離し、前記呼吸データを用いたノンレム睡眠段階の判定と、前記心拍データを用いたレム睡眠段階の判定と、前記体動データを用いた覚醒段階の判定を個別または順次に行って睡眠段階を判定する判定部と、
を有する。

30

【発明の効果】**【0018】**

測定した身体データから、簡便かつより高い精度で睡眠段階を推定することができる。また、睡眠の段階ごとに個別の推定が可能になる。

【図面の簡単な説明】**【0019】**

40

【図1】R & K国際分類による睡眠段階を示す図である。

【図2】心拍数データを用いた従来の睡眠段階判定手法を示す図である。

【図3】本発明の睡眠段階判定法の基本概念を説明する図である。

【図4】実施形態の睡眠段階判定方法のフローチャートである。

【図5】ノンレム睡眠段階の判定を説明する図である。

【図6】レム睡眠段階の判定を説明する図である。

【図7】覚醒段階の判定を説明する図である。

【図8】各段階の判定をトータルした判定結果を説明する図である。

【図9】実施形態のレム判定結果を従来手法と比較して示す図である。

【図10】実施形態の覚醒判定結果を従来手法と比較して示す図である。

50

【図 1 1】実施形態のトータルの判定結果と R & K 法による判定との一致度を示す図である。

【図 1 2】実施形態の睡眠段階判定結果と R & K 法との一致率を、従来手法と R & K 法との一致率と比較して示す図である。

【図 1 3】実施形態の睡眠段階判定結果と R & K 法との一致率を、従来手法と R & K 法との一致率と比較して示す図である。

【図 1 4】実施形態の睡眠段階判定装置の概略構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

図 3 は、本発明の睡眠段階判定の基本概念を説明する図である。実施形態では、睡眠の段階に応じて、その睡眠段階の推定に最も適した身体データを用いることで推定精度を向上する。具体的には、覚醒段階の推定には体動データを、レム睡眠段階の推定には心拍データを、ノンレム睡眠段階の推定には呼吸データを用いて、各睡眠段階を判定する。これは以下の知見に基づく。

10

【0021】

心拍数は、レム睡眠段階ではノンレム睡眠段階と比べて同等かやや高く、覚醒段階よりも低い。心拍の揺らぎは、レム睡眠段階ではノンレム睡眠段階と比較して極めて大きくなり、覚醒段階と同等かやや大きい。すなわち、レム睡眠では心拍数は覚醒時と同じ程度にまで大きくなり、かつ心拍の変動が最も顕著になる。そこで、レム睡眠段階の判定に、心拍数と心拍の揺らぎを用いる。

20

【0022】

体動は、睡眠が深いほど小さく、睡眠が浅いほど大きくかつ頻繁になる。そこで、覚醒段階の判定に体動データを用いる。

【0023】

呼吸は、急速な眼球運動を伴わない深い睡眠（ノンレム睡眠）では安定するため、呼吸の標準偏差（分散）が小さくなる。そこで、呼吸データを用いてノンレム睡眠段階を推定する。

【0024】

このようなアプローチにより、個々の睡眠段階を個別に推定することもできるし、任意の睡眠段階の推定を組み合わせた総合的な推定も可能になる。また、本発明の測定は拘束型、無拘束型の測定を問わず、脳波情報等を用いる R & K 法の推定結果に近づけることができる。

30

【0025】

図 4 は、実施形態の睡眠段階判定方法のフローチャートである。まず、生体センサで、被験者の心拍データ、体動データ、及び呼吸データを含む身体データを取得する（S101）。取得した身体データから呼吸データ、心拍データ、及び体動データを分離する（S102）。生体センサの出力には多数の種類波形データが含まれ、たとえば周波数分離等の手法により各データに分離する。

【0026】

次に、各睡眠段階を判定する。たとえば、呼吸データに 1 つ以上の第 1 閾値を設定し、閾値比較によりノンレム睡眠段階を判定する（S103）。呼吸データに基づくノンレム睡眠の推定の詳細は後述する。また、心拍データに第 2 閾値を設定し、閾値比較によりレム睡眠段階を判定する（S104）。さらに、体動データに第 3 閾値を設定し、閾値判定により覚醒段階を判定する（S105）。ステップ S103 ~ S105 はこの順で順次実行してもよいし、また、覚醒段階の判定、レム睡眠段階の判定、ノンレム睡眠段階の判定の順に優先して判定結果に反映するのであれば、判定自体は個別に並列または順不同に実施してもよい。例えば、覚醒段階の判定とレム睡眠段階の判定とが競合する場合に、覚醒段階の判定をレム睡眠段階の判定に優先して判定結果に反映するのであれば、判定順を問わず同一の結果を得ることができる。同様に、覚醒段階の判定とノンレム睡眠段階の判定の場合は、覚醒段階の判定をノンレム睡眠段階の判定に優先して反映する。レム睡眠段階

40

50

の判定とノンレム睡眠段階の判定が競合する場合は、レム睡眠段階の判定をノンレム睡眠段階の判定に優先して反映する。これにより、判定の順序を問わず同一の結果を得ることができる。

【 0 0 2 7 】

判定結果をデータ出力する (S 1 0 6)。データの出力形式としては、図 1 のような時系列に記述された全睡眠段階のデータを出力してもよいし、覚醒判定がなされたときに優先的にアラーム等の通知を出力してもよい。また、レム判定がなされたときに、覚醒判定と異なる種類のアラームを発生させてもよい。

【 0 0 2 8 】

図 5 は、ノンレム睡眠段階の判定を説明する図である。実施形態では、呼吸の分散 (または標準偏差) を平均値で除算した値を変動係数として用いてノンレム睡眠段階を推定する (変動係数 = 標準偏差 / 平均)。まず、生体センサで取得した身体データから、呼吸データを分離する (手順 1)。分離した呼吸データから、たとえば 5 分ごとに、単位時間あたりの呼吸数の標準偏差と平均値を計算して、5 分間変動係数を求める。変動係数は平均呼吸数からのズレを示す。標準偏差を平均値で除算することで、被験者間のばらつきを低減する。なお、変動係数を求めるための時間は 5 分に限定されない。変動係数の算出のために 1 0 0 回程程度の呼吸数があればよいので、被験者に応じて 4 分ごとに変動係数を算出してもよいし、8 分ごとに算出してもよい。

【 0 0 2 9 】

次に、変動係数を用いて、ノンレム判定用の第 1 閾値を少なくともひとつ設定する。図 2 の例では、ノンレム判定用に、T H 1 - a と T H 1 - b の 2 つの閾値を設定する。T H 1 - a は、変動係数の全体平均に 0 . 6 を乗算した値であり、T H 1 - b は変動係数の全体平均に 0 . 2 を乗算した値である。閾値の設定のために変動係数の全体平均に乘算される係数 0 . 6 と 0 . 2 は実験的に得られた値であり、正答率を最も高くする値である。

【 0 0 3 0 】

5 分間変動係数が T H 1 - a を超える領域をノンレム睡眠段階 1 (浅い睡眠) と判定し、5 分間変動係数が T H 1 - a 以下の領域をノンレム睡眠段階 2 ~ 4 (深い睡眠) と判定する。T H 1 - a を超える領域には、ノンレム睡眠段階 1 の他に、レム睡眠段階と覚醒段階も含まれているが、図 5 の処理はノンレム睡眠段階の推定を適正に行う処理なので、ノンレム睡眠段階 1 以上をノンレム 1 として扱う。

【 0 0 3 1 】

2 つ目の閾値 T H 1 - b を用いて、ノンレム睡眠段階 2 とノンレム睡眠段階 3 以下を区別してもよい。T H 1 - b を超え、かつ T H 1 - a 以下の領域をノンレム睡眠段階 2 と推定する。T H 1 - b 以下の領域を、ノンレム睡眠段階 3 または 4 と推定する。

【 0 0 3 2 】

この方法により、少なくとも被験者がノンレム睡眠段階 1 以上の浅い睡眠状態にあるのか、ノンレム睡眠段階 2 以下の深い睡眠状態にあるのかを、精度よく推定することができる。また、ノンレム判定用の閾値を 2 以上設定することで、被験者がノンレム睡眠段階 2 にあるのか、3 以下にあるのかを区別することができる。ノンレム睡眠段階 3 と 4 はともに深い眠りであり、これら 2 つを同じ段階として取り扱う分類法もある。したがって、「ノンレム睡眠段階 3 以下」という推定でも十分であるが、必要に応じて、3 つめの閾値、たとえば全体の変動係数に 0 . 1 を乗算した T H 1 - c を設定してノンレム睡眠段階 3 と 4 を区別してもよい。

【 0 0 3 3 】

呼吸データを用いた上述の判別法では、ノンレム睡眠段階を精度良く推定することはできるが、ノンレム睡眠段階とレム睡眠段階の区別はされていない。そこで別途心拍データを用いて、レム睡眠段階とノンレム睡眠段階を区別する。レム睡眠段階は、心拍データから個別に判定することもできるが、上述したノンレム睡眠の推定結果を利用して推定する場合は、「ノンレム睡眠段階 1 以上」という広い枠の中からレム睡眠段階を特定するという意味で「R E M 補正」と称してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 4 】

図 6 は、レム睡眠段階の判定を説明する図である。実施形態では、心拍の揺らぎを利用してレム睡眠段階を推定する。まず、生体センサで取得した身体データから、心拍データを分離する（手順 1）。心拍データは 90 分前後の大きな周期で緩やかに変化するが、大きな周期の中に細かな振動成分が多数含まれている。次に、分離した心拍データに FFT を適用して周波数領域の成分に変換し、バンドパスフィルタで所定の周期成分を抽出した後に、IFFT により時間領域のデータに戻す（手順 2）。

【 0 0 3 5 】

実施形態の特徴として、FFT で得られた周波数成分のうち、2.5 秒～135 分までの周期成分を抽出する。この抽出法は、特許文献 1 の従来法や他の一般的な睡眠段階推定で 26 分から 135 分の周期成分を抽出する点と異なる。従来法は、睡眠の周期自体に含まれる細かな変動を考慮していない。これに対し、実施形態では、心拍に生じる 2.5 秒から 25 分の細かい周期の心拍の変動（揺らぎ）を考慮するため、FFT 成分の中から、2.5 秒から 135 分までの周期成分を抽出して IFFT を適用する。これにより、時間領域で、心拍の揺らぎを表わす波を復元する（手順 3）。周期成分の抽出は、2.5 秒から 135 分までの周期に限定されない。心拍揺らぎには個人差があるので、被験者に応じて 2 秒から 150 分の周期の中で抽出範囲を調整してもよい。25 分以下の細かい振動周期の成分から 120 分以上の長い変化周期の成分までが含まれればよいので、2 秒から 120 分までの周期成分を抽出してもよいし、5 秒～150 分までの周期成分を抽出してもよい。

【 0 0 3 6 】

次に、IFFT 後の波形データに対して、5 分間の平均を計算し、レム睡眠段階判定用の閾値 TH2 を設定する（手順 4）。ここで設定される閾値 TH2 は、IFFT 後のデータ全体の平均に、標準偏差に 0.2 を乗じた値を足し算した値である（全体平均 + 標準偏差 × 0.2）。係数 0.2 は実験的に得られた値であり、最も正答率を高くする値である。

【 0 0 3 7 】

閾値 TH2 を超える区間をレム睡眠段階と判定する（手順 5）。太線で示される区間がレム睡眠段階として判定された区間である。図 5 で取得されたノンレム判定データを下地データとして用いる場合は、ノンレム睡眠段階 1 と推定された区間の中からレム睡眠段階の区間が特定される。この意味で、図 6 の手順 5 で得られる判定結果を「REM 補正」後の睡眠段階判定結果と称してもよい。

【 0 0 3 8 】

図 7 は、覚醒段階の判定を説明する図である。覚醒段階は体動データに基づいて推定される。まず、生体センサで取得した身体データから、体動データを分離する（手順 1）。分離した体動データから、1 分ごとの平均値を算出し、閾値 TH3 を設定する（手順 2）。閾値 TH3 は、一晩の睡眠の全体動データの平均に、標準偏差に 0.2 を乗算した値を足し算した値である（全体平均 + 標準偏差 × 0.2）。平均値の算出区間は 1 分に限定されず、2 分ごと、3 分ごと等であってもよい。ただし、覚醒段階では体動の大きさ、頻度ともに増大するので、心拍データや呼吸データの平均化時間よりも短い平均化時間に設定するのが望ましい。

【 0 0 3 9 】

閾値 TH3 を超える区間を覚醒段階と判定する（手順 3）。黒丸で示される区間が覚醒段階として判定された区間である。図 6 のレム判定されたデータを下地データとして用いる場合は、ノンレム睡眠段階 1 と推定された区間の中でレム睡眠段階と推定された区間も含め覚醒段階の区間が特定される。この意味で、図 7 の手順 3 で得られる判定結果を「WAKE 補正」と称してもよい。図 5 のノンレム睡眠段階の判定データと、図 6 のレム判定されたデータの両方を下地データとして用いる場合は、図 7 の最下段の図のように、睡眠段階を総合的に推定したデータを生成することができる。

【 0 0 4 0 】

10

20

30

40

50

図 8 は、実施形態のノンレム判定、レム判定、及び覚醒判定の利用態様を説明する図である。図 4 を参照して説明したように、睡眠段階に応じて最適な身体データを用いた推定を行うので、覚醒判定、レム判定、ノンレム判定の順に判定を優先して判定結果に反映するのであれば、ノンレム睡眠段階の判定、レム睡眠段階の判定、及び覚醒段階の判定は、個別に行ってもよいし、順次行ってもよい。判定順を問わず同一の結果を得ることができる。

【 0 0 4 1 】

図 8 の例では、まず閾値 $TH1 - a$ と $TH1 - b$ を用いてノンレム睡眠段階を推定する (処理 (a)) 。この推定により、ノンレム睡眠段階 1、レム睡眠段階、及び覚醒段階を含む浅い睡眠区間と、ノンレム睡眠段階 2 ~ 4 の深い睡眠区間とが区別される。例えば、被介護者が夜中に起きて徘徊する可能性がある場合に、 $TH1 - a$ を超える区間を重点的にチェックすることで、徘徊を未然に防止することができる。また、介護施設等で排泄ケアのタイミングを、より正確に特定することもできる。

10

【 0 0 4 2 】

処理 (a) の結果に基づいて、レム睡眠段階をより正確に絞り込んでもよい (処理 (b)) 。実施形態では心拍の揺らぎに基づいてレム睡眠段階を推定しているのので、従来例と比較してより正確にレム睡眠段階を推定することができる。

【 0 0 4 3 】

処理 (a) の結果に基づいて、覚醒段階を推定してもよい (処理 (c)) 。さらに、処理 (b) の後に処理 (c) を実施して、処理 (b) と処理 (c) で得られたデータを合算して、最終的に処理 (d) のデータを生成してもよい。

20

【 0 0 4 4 】

図 9 は、実施形態の方法によるレム判定の効果を示す図である。グレーのラインは R & K 法による精密な睡眠判定結果である。実施形態の狙いは、センサで取得した身体データからの睡眠段階の推定結果をできるだけ R & K 法による推定結果に近づけることである。比較例として、特許文献 1 の従来法 (図 2 参照) によるレム判定結果を点線で示す。図中、太線で示す部分が実施例のレム判定による推定結果である。

【 0 0 4 5 】

従来法では、睡眠周期に含まれる細かい変動成分が考慮されていないので、レム睡眠段階が正確に推定されていない。これに対し、実施形態の方法は心拍変化の大きな周期とともに、心拍変化の周期に含まれる細かい周波数変動成分を取り込むので、R & K 法によるレム睡眠段階の推定結果に近づけることができる。

30

【 0 0 4 6 】

図 10 は、実施形態の方法による覚醒判定の効果を示す図である。グレーのラインは R & K 法による睡眠判定結果である。比較例として、特許文献 1 の従来法 (図 2 参照) による覚醒判定結果を点線で示す。図中、太線で示す部分が実施例の覚醒判定 (WAKE 補正とも称する) による推定結果である。従来法では、主として心拍データを用いて睡眠段階を判定しているので、レム睡眠段階と覚醒段階が明確に区別されていない。これに対し、覚醒判定に体動データを用いる実施形態の方法では、R & K 法による判定結果との近似性が高い。

40

【 0 0 4 7 】

図 11 は、全睡眠段階における実施形態の手法の R & K 法に対する一致率を示す図である。このデータは、一人の被験者に対して、R & K 法による睡眠段階の推定と、実施形態の方法による睡眠段階推定を行って、その比較結果から得られたものである。図中、点線が R & K 法による推定結果、実線が実施形態の手法による推定結果である。太い実線で示す部分は、R & K 法との完全一致が得られた区間である。斜め線は、実施形態の推定結果が R & K 法による睡眠段階の推定から 1 段階だけズレた区間である。

【 0 0 4 8 】

同一の被験者での比較によると、完全一致は 57.8%、レム睡眠段階の推定に着目した一致率は 60.9% である。1 段階のズレを許容すると、一致率は 86.4% になる。

50

【 0 0 4 9 】

図 1 2 は、2 0 代から 7 0 代までの男女 2 6 人の平均データにおける R & K 法との一致率を示す図である。図 9 ~ 1 1 が一人の被験者についての推定データを用いて比較しているのに対し、図 1 2 では年齢、性別が広い範囲にわたって異なる複数の被験者の平均推定データを用いている。比較例として、特許文献 1 の従来法と R & K 法との一致率を示している。睡眠段階の推定結果の完全一致率は、従来法で 3 2 % であるのに対し、実施形態の方法では 4 2 % に向上している。

【 0 0 5 0 】

図 1 3 は、図 1 2 と同じ 2 6 人の平均データにおける睡眠段階ごとの一致率を示す。実施形態の特徴として、覚醒段階の一致率が 2 7 % も向上している。これは覚醒段階の判定に体動データを用いているためである。また、レム睡眠段階の一致率が 6 % も向上している。従来からレム睡眠段階の推定は困難とされており、6 % の上昇効果は極めて大きい。さらに、ノンレム段階 2 の一致率も 7 % 向上している。ノンレム段階 2 の推定精度が向上することによって、たとえば、高齢者の深い睡眠中に排尿ケアを行うことで、睡眠を優先させた適切なケアを行うことができる。

【 0 0 5 1 】

図 1 4 は、睡眠段階推定装置 1 0 の概略構成図である。睡眠段階推定装置 1 0 は、プロセッサ 1 1、ユーザインタフェース 1 6、メモリ 1 7、通信インタフェース 1 8、及びドライブ 1 9 を有する。ユーザインタフェース 1 6 は、キーボード、マウス、タッチパネル等の入力操作部と、モニタディスプレイ、スピーカ等の表示・出力部を含む。メモリ 1 7 は、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory)、ハードディスクドライブ等を含む。通信インタフェース 1 8 は、ネットワークを介して他の装置やセンサと通信を行う。ドライブ 1 9 は、図示しないリムーバブル記憶媒体が挿入されたときにそれらを駆動する。

【 0 0 5 2 】

プロセッサ 1 1 は、データ取得部 1 2 と、判定部 2 0 と、合成部 2 1 を含み、判定部 2 0 は、ノンレム判定部 1 3、レム判定部 1 4、及び覚醒判定部 1 5 を含む。データ取得部 1 2 は、通信インタフェース 1 8 を介して外部の生体センサから入力される身体データを取得する。ノンレム判定部 1 3 は、データ取得部 1 2 で取得された身体データから呼吸データを分離し、所定時間ごとに呼吸数の変動係数を計算する。変動係数は、単位時間当たりの呼吸数の標準偏差を平均値で除算して算出される (変動係数 = 標準偏差 / 平均)。さらに、変動係数の全体の平均値に所定の係数 (たとえば 0 . 6) を乗算して、ノンレム判定用の第 1 閾値を設定し、第 1 閾値以下の領域をノンレム睡眠段階 2 ~ 4 と推定する。

【 0 0 5 3 】

レム判定部 1 4 は、データ取得部 1 2 で取得された身体データから、心拍データを分離して周波数領域のデータに変換し、2 5 分以下の振動周期から 1 2 0 分以上の周期にわたる周期成分 (たとえば 2 . 5 秒から 1 3 5 分までの周期成分) を抽出する。抽出した周期成分を時間領域の心拍データに戻して、所定の時間ごとに平均化する。次に、全体の平均値と標準偏差を求め、標準偏差に所定の係数 (たとえば 0 . 2) を乗算した値を全体の平均値に足し算して、レム判定用の第 2 閾値を設定する。第 2 閾値を超える領域をレム睡眠段階と推定する。

【 0 0 5 4 】

覚醒判定部 1 5 は、データ取得部 1 2 で取得された身体データから、体動データを分離し、所定時間ごと (たとえば 1 分ごと) に体動を平均化する。次に体動の全体の平均値と標準偏差を求め、標準偏差に所定の係数 (たとえば 0 . 2) を乗算した値を全体の平均値に足し算して、覚醒判定用の第 3 閾値を設定する。第 3 閾値を超える領域を覚醒段階と推定する。

【 0 0 5 5 】

合成部 2 1 は、ノンレム判定部 1 3 と、レム判定部 1 4 と、覚醒判定部 1 5 の判定結果を合成して、ひとつの睡眠段階判定データとして出力してもよい。レム判定部 1 4 は、ノ

10

20

30

40

50

ンレム判定部 1 3 の判定結果を下地データとして使用して、レム睡眠段階の判定結果を付加してもよい (R E M 補正) 。 覚醒判定部 1 5 は、ノンレム判定部 1 3 の判定結果、またはノンレム判定部 1 3 とレム判定部 1 4 の判定結果に、覚醒段階の判定結果を付加してもよい (W A K E 補正) 。

【 0 0 5 6 】

ノンレム判定部 1 3 と、レム判定部 1 4 と、覚醒判定部 1 5 の判定結果は個別にユーザインタフェース 1 6 から出力されてもよいし、合成部 2 1 で合成された後に出力されてもよい。

【 0 0 5 7 】

ノンレム判定部 1 3 、レム判定部 1 4 、覚醒判定部 1 5 、及び合成部 2 1 の動作をコンピュータプログラムで実現する場合は、メモリ 1 7 に格納された睡眠段階判定プログラムをプロセッサ 1 1 で実行する。睡眠段階判定プログラムは通信インタフェース 1 8 を介してインストールされてもよいし、ドライブ 1 9 を介してリムーバブル記憶媒体からインストールされてもよい。この場合、プログラムは、プロセッサに、

被験者の心拍データを取得する手順と、
前記心拍データを周波数領域の成分に変換する手順と、
前記周波数領域のデータから、2 . 5 秒 ~ 1 5 0 分の周期にわたる範囲の周期成分を抽出して時間領域のデータに変換する手順と、
前記時間領域のデータのうち、所定の閾値を超える領域をレム睡眠段階と判定する手順とを

【 0 0 5 8 】

あるいは、コンピュータに、
被験者の体動データを取得する手順と、
前記体動データの全体平均と標準偏差を算出する手順と、
前記標準偏差に所定の係数を乗算した値を前記全体平均に足し合わせた値を閾値として設定する手順と、
前記閾値を超える領域を覚醒段階と判定する手順と、
を実行させてもよい。

【 0 0 5 9 】

また、コンピュータに、
被験者の呼吸データを取得する手順と、
前記呼吸データに基づいて単位時間当たりの呼吸数の全体平均と標準偏差を算出する手順と、
前記標準偏差に所定の係数を乗算した値を前記全体平均に足し合わせた値を閾値として設定する手順と、
前記閾値以下の領域をノンレム睡眠段階と判定する手順と、
を実行させてもよい。

【 0 0 6 0 】

上述した構成と手法により、測定された身体データから、簡単な手法で、より正確に睡眠段階を推定することができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 1 】

- 1 0 睡眠段階判定装置
- 1 1 プロセッサ
- 1 2 データ取得部
- 1 3 ノンレム判定部
- 1 4 レム判定部
- 1 5 覚醒判定部
- 1 6 ユーザインタフェース
- 1 7 メモリ

10

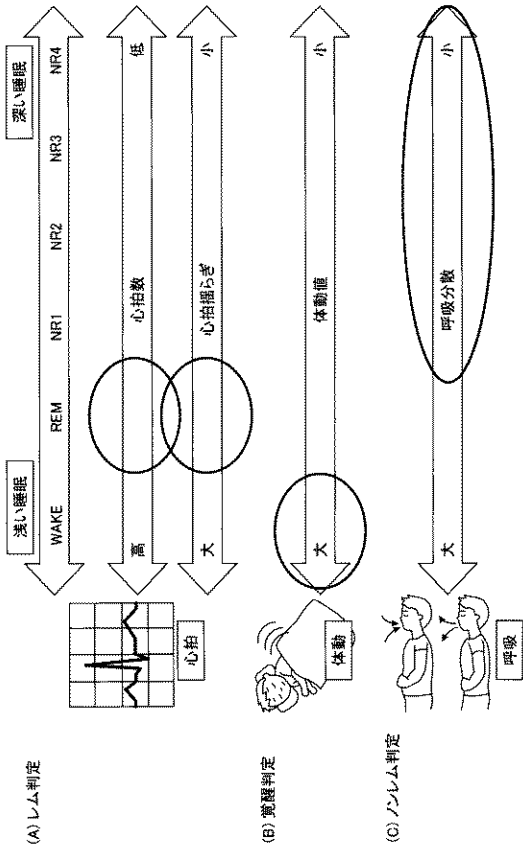
20

30

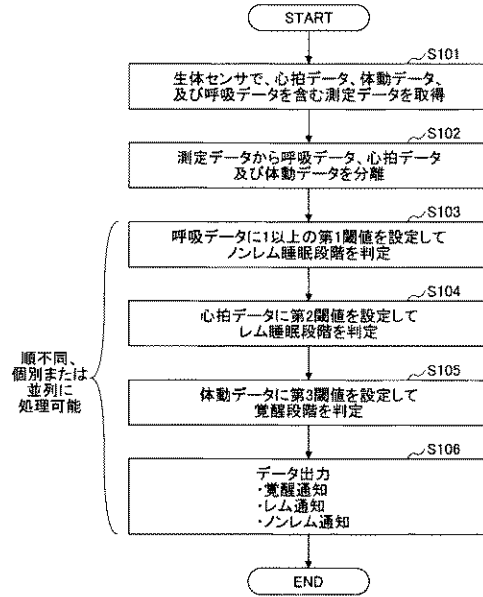
40

50

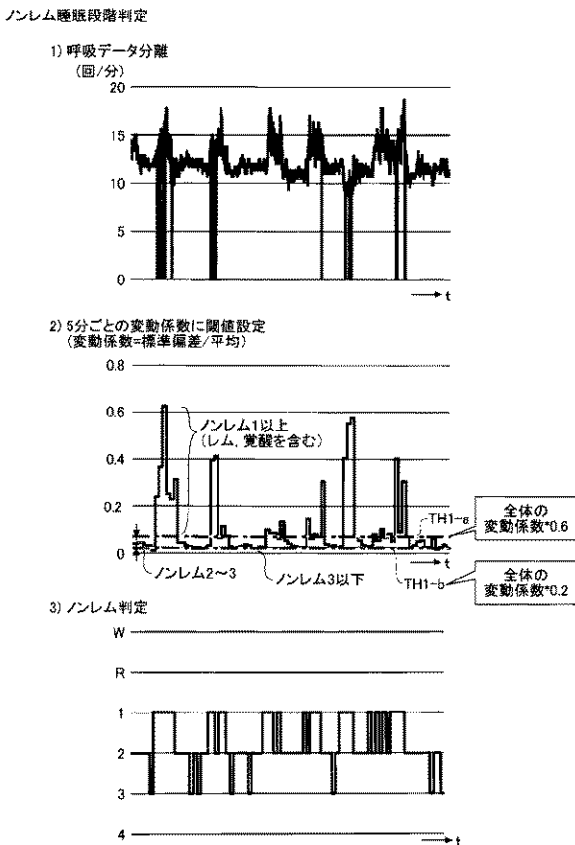
【 図 3 】



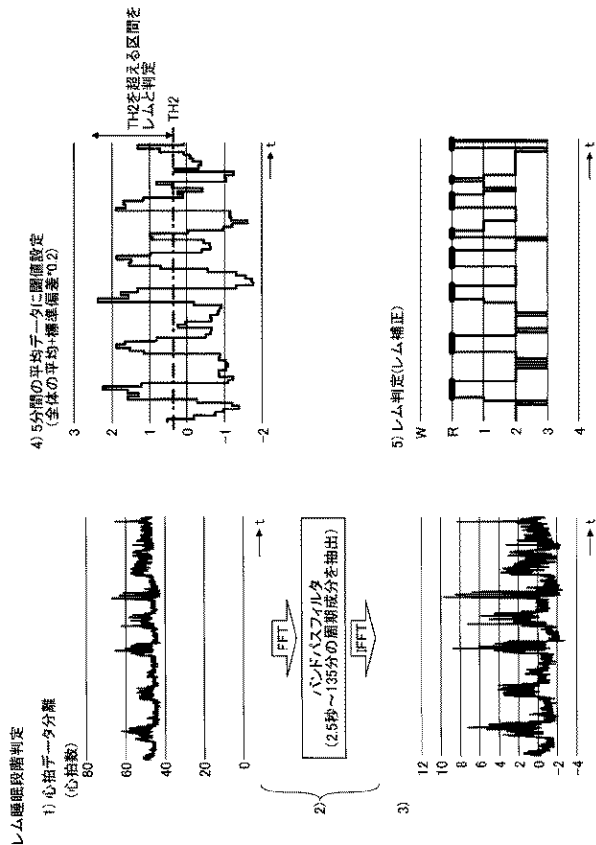
【 図 4 】



【 図 5 】



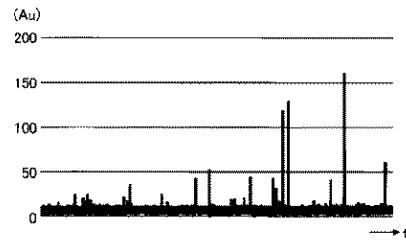
【 図 6 】



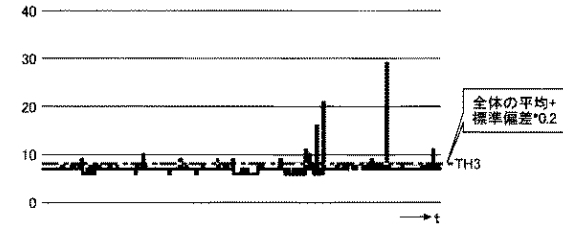
【 図 7 】

覚醒段階判定

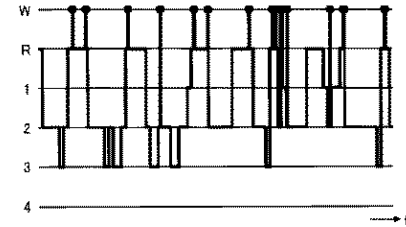
1) 体動データ分離



2) 1分間の平均に閾値設定

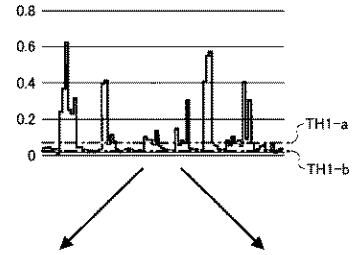


3) 覚醒判定(WAKE補正)

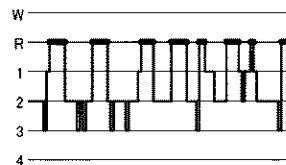


【 図 8 】

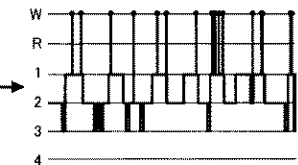
(a) ノンレム判定データ



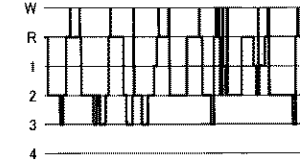
(b) レム判定データ



(c) 覚醒判定データ

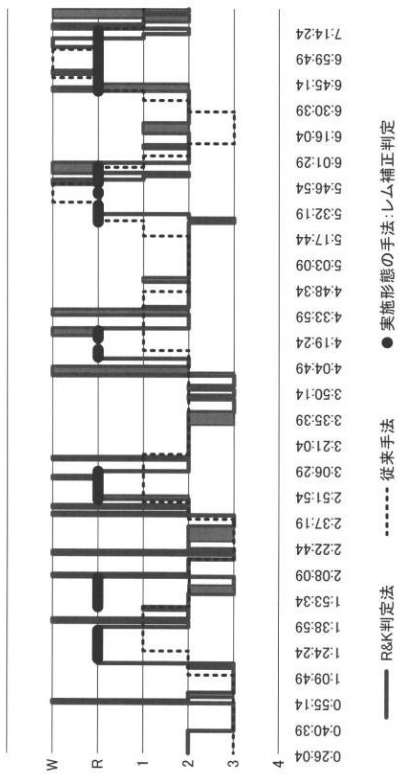


(d) 睡眠段階判定



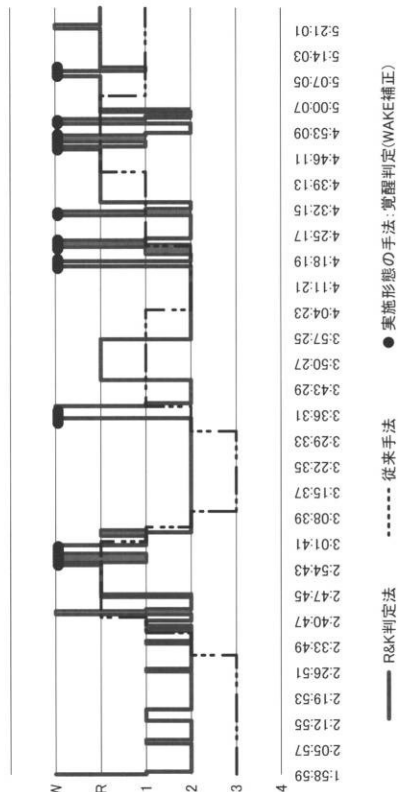
【 図 9 】

レム判定結果

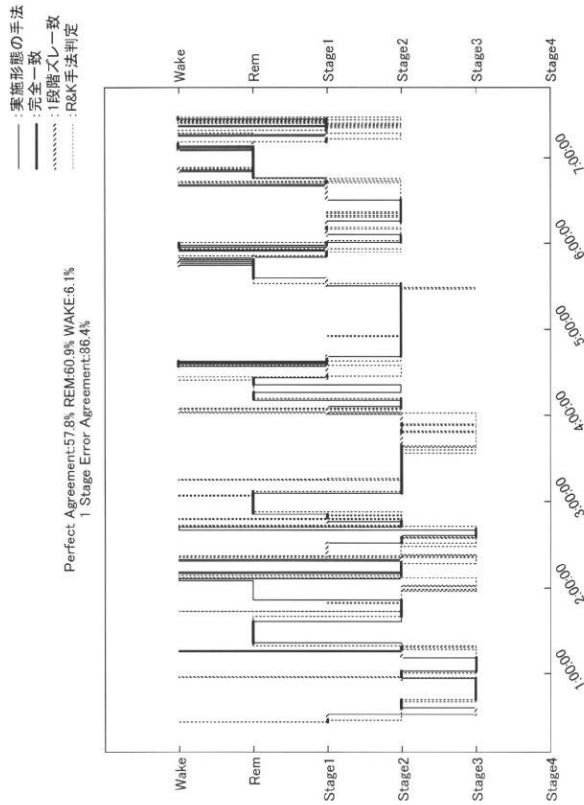


【 図 10 】

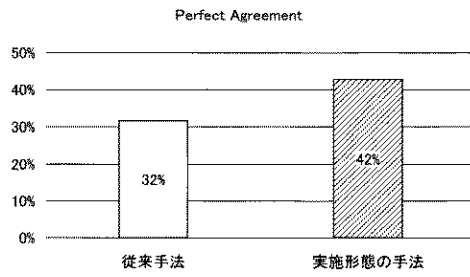
覚醒判定結果



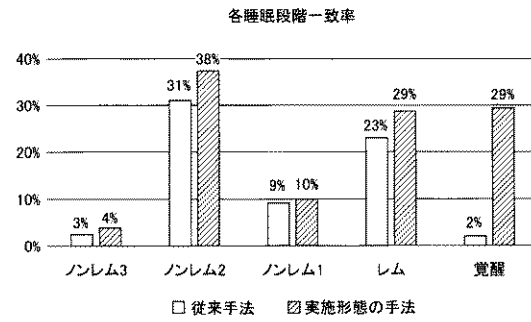
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】

