

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6652764号  
(P6652764)

(45) 発行日 令和2年2月26日(2020.2.26)

(24) 登録日 令和2年1月28日(2020.1.28)

(51) Int.Cl.	F 1				
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/16</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/16	1 3 0
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/11</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/11	1 0 0
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/02</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/16	Z D M
			A 6 1 B	5/02	3 1 0 J

請求項の数 7 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2017-506548 (P2017-506548)	(73) 特許権者	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
(86) (22) 出願日	平成28年3月14日 (2016.3.14)	(74) 代理人	100107766 弁理士 伊東 忠重
(86) 国際出願番号	PCT/JP2016/058031	(74) 代理人	100070150 弁理士 伊東 忠彦
(87) 国際公開番号	W02016/148111	(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
(87) 国際公開日	平成28年9月22日 (2016.9.22)	(72) 発明者	原田 智広 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
審査請求日	平成31年2月21日 (2019.2.21)	審査官	富永 昌彦
(31) 優先権主張番号	特願2015-55080 (P2015-55080)		
(32) 優先日	平成27年3月18日 (2015.3.18)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 睡眠段階推定装置、生体データ推定装置、睡眠段階推定方法、生体データ推定方法、睡眠段階推定プログラムおよび生体データ推定プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

心拍の波を示す生体データを取得する取得手段と、  
心拍の波の中周波成分の時間経過に対する値をパラメータを用いて定義した数式に対し、前記生体データを用いて前記パラメータを推定するパラメータ推定手段と、  
推定された前記パラメータを適用した前記数式に基づき、任意の時点における前記中周波成分の値から睡眠段階を推定する睡眠段階推定手段と  
を備えたことを特徴とする睡眠段階推定装置。

【請求項2】

請求項1に記載の睡眠段階推定装置において、  
前記パラメータ推定手段および前記睡眠段階推定手段は、前記取得手段が前記生体データを第1の所定時間にわたり取得した時点で初回の推定を行い、その後は第2の所定時間を経過した時点毎に推定を行う  
ことを特徴とする睡眠段階推定装置。

【請求項3】

心拍の波を示す生体データを取得する取得手段と、  
心拍の波の中周波成分の時間経過に対する値をパラメータを用いて定義した数式に対し、前記生体データを用いて前記パラメータを推定するパラメータ推定手段と、  
推定された前記パラメータを適用した前記数式に基づき、任意の時点における前記中周波成分の値のデータを生成するデータ生成手段と

を備えたことを特徴とする生体データ推定装置。

【請求項 4】

睡眠段階推定装置が実行する方法であって、  
心拍の波を示す生体データを取得する取得工程と、  
心拍の波の中周波成分の時間経過に対する値をパラメータを用いて定義した数式に対し、  
前記生体データを用いて前記パラメータを推定するパラメータ推定工程と、  
推定された前記パラメータを適用した前記数式に基づき、任意の時点における前記中周波成分の値から睡眠段階を推定する睡眠段階推定工程と  
を備えたことを特徴とする睡眠段階推定方法。

10

【請求項 5】

生体データ推定装置が実行する方法であって、  
心拍の波を示す生体データを取得する取得工程と、  
心拍の波の中周波成分の時間経過に対する値をパラメータを用いて定義した数式に対し、  
前記生体データを用いて前記パラメータを推定するパラメータ推定工程と、  
推定された前記パラメータを適用した前記数式に基づき、任意の時点における前記中周波成分の値のデータを生成するデータ生成工程と  
を備えたことを特徴とする生体データ推定方法。

【請求項 6】

コンピュータを、  
心拍の波を示す生体データを取得する取得手段、  
心拍の波の中周波成分の時間経過に対する値をパラメータを用いて定義した数式に対し、  
前記生体データを用いて前記パラメータを推定するパラメータ推定手段、  
推定された前記パラメータを適用した前記数式に基づき、任意の時点における前記中周波成分の値から睡眠段階を推定する睡眠段階推定手段  
として機能させる睡眠段階推定プログラム。

20

【請求項 7】

コンピュータを、  
心拍の波を示す生体データを取得する取得手段、  
心拍の波の中周波成分の時間経過に対する値をパラメータを用いて定義した数式に対し、  
前記生体データを用いて前記パラメータを推定するパラメータ推定手段、  
推定された前記パラメータを適用した前記数式に基づき、任意の時点における前記中周波成分の値のデータを生成するデータ生成手段  
として機能させる生体データ推定プログラム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、睡眠段階を推定する技術に関するものである。

【背景技術】

【0002】

昨今、慢性不眠を含む睡眠障害に悩む人の数が顕著となっており、居眠りが原因の交通事故等も多発している。また、急速に進む高齢化社会に対し、老人介護の作業負担の軽減が求められるが、予測できない深夜徘徊、オムツ替えや起床の声かけのタイミングの見誤りによる抵抗等により作業負担の軽減は容易ではない。これらは、睡眠の状態を適切に判断し、適切に対処することができれば改善できる可能性がある。

40

【0003】

睡眠段階を推定する手法としては、Rechtschaffen & Kalesによる睡眠段階分類の国際基準に基づく睡眠ポリグラフ検査が知られている（非特許文献1）。この方法では、ベッドに寝ている被験者に特殊な器具を装着し、EEG（脳波）、EMG（筋電図）、EOG（眼球運動）のデータを取得し、医師の専門知識と経験に基づいて睡眠段階を判定する。しかし、特殊な器具の装着は対象者への負担が重く、特に、老人への一晩中の装着は非現

50

実的である。

【 0 0 0 4 】

そこで、対象者に直接に器具を付けずに身体のデータ（心拍、呼吸、体動）を計測し、計測されたデータから、睡眠ポリグラフ検査で得られる睡眠段階の時間的推移データと近似しうるデータを取得する手法が提案されている。例えば、渡辺らは身体（心拍、呼吸、体動）を計測できる無拘束エアマットレス型センサを開発し、得られたデータから睡眠段階を判定する手法を考案した（特許文献 1、非特許文献 2）。

【 0 0 0 5 】

また、高玉らは無拘束型センサから得られた心拍のデータに適切なフィルタリングを施すことで、睡眠段階を推定する手法を考案した（非特許文献 3、特許文献 2、非特許文献 4）。

10

【 0 0 0 6 】

なお、心拍のデータから睡眠段階を推定する原理は、心拍の中周波成分と睡眠段階には強い相関があるという数々の知見に基づいている（非特許文献 5、6）。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 3 - 0 7 9 5 8 7 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 4 - 2 3 9 7 8 9 号 公 報

【 非特許文献 】

20

【 0 0 0 8 】

【 非特許文献 1 】 Rechtschaffen, A. and Kales, A. (Eds.): A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stage of Human Subjects, Public Health Service U.S. Government Printing Office (1968).

【 非特許文献 2 】 T.Watanabe, and K.Watanabe: "Noncontact Method for Sleep Stage Estimation", IEEE TRANSACTION ON BIOMEDICAL ENGINEERING, No.10, Vol.51, pp.1735-1748, 2004.

【 非特許文献 3 】 Matsushima, H., Hirose, K., Hattori, K., Sato, H., and Takadama, K.: "Sleep Stage Estimation By Evolutionary Computation Using Heartbeat Data and Body-Movement", Proceeding of The 15th Asia Pacific Symposium on Intelligent and Evolutionary Systems, pp. 103-110, 2011.

30

【 非特許文献 4 】 Tajima, Y., Nakata, M., and Takadama, K.: "Personalized real-time sleep stage remote monitoring system", The Eighth International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT 2014), 2014.

【 非特許文献 5 】 R. M. Harper, V. L. Schechman and K. A. Kluge: "Machine classification of infant sleep state using cardiorespiratory measures", Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., no. 67, pp. 379-387, 1987.

【 非特許文献 6 】 K. Otsuka, Y. Ichimaru and T. Yanaga: "Studies of arrhythmias by 24-hour polygraphic records. II. relationship between heart rate and sleep stages", Fukuoka Acta. Med., vol. 72, no. 10, pp. 589-596, 1991.

40

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

上述した心拍のデータから睡眠段階を推定する手法は、睡眠中（寝始めから起床まで）の全てのデータを必要とするか、少なくとも睡眠段階を推定する時点を含む所定時間分のデータを必要とする。従って、データが欠落している期間や、まだデータの発生しない近い未来における睡眠段階を推定することはできなかった。

【 0 0 1 0 】

本発明は上記の従来の問題点に鑑み提案されたものであり、その目的とするところは、データが存在しない時点における睡眠段階の推定を可能とすることにある。

50

## 【課題を解決するための手段】

## 【0011】

上記の課題を解決するため、本発明にあつては、心拍の波を示す生体データを取得する取得手段と、心拍の波の中周波成分の時間経過に対する値をパラメータを用いて定義した数式に対し、前記生体データを用いて前記パラメータを推定するパラメータ推定手段と、推定された前記パラメータを適用した前記数式に基づき、任意の時点における前記中周波成分の値から睡眠段階を推定する睡眠段階推定手段とを備える。

## 【発明の効果】

## 【0012】

本発明にあつては、データが存在しない時点における睡眠段階の推定を行うことができる。

10

## 【図面の簡単な説明】

## 【0013】

【図1】本発明の一実施形態にかかる睡眠段階推定装置の構成例を示す図である。

【図2】実施形態の処理例を示すフローチャートである。

【図3】心拍の波の定義とパラメータ推定の例を示す図である。

【図4】パラメータ推定の計算式の導出の例を示す図である。

【図5】パラメータ推定の概念図である。

【図6】睡眠段階推定の計算式の例を示す図である。

【図7】生体データの追加と睡眠段階推定の関係の例を示す図である。

20

【図8】睡眠段階推定の例を示す図である。

【図9A】実験結果を示す図(その1)である。

【図9B】実験結果を示す図(その2)である。

【図9C】実験結果を示す図(その3)である。

【図10A】実験結果を示す図(その4)である。

【図10B】実験結果を示す図(その5)である。

【図10C】実験結果を示す図(その6)である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0014】

以下、本発明の好適な実施形態につき説明する。

30

## 【0015】

<構成>

図1は本発明の一実施形態にかかる睡眠段階推定装置1の構成例を示す図である。

## 【0016】

図1において、睡眠段階推定装置1は、生体データ取得部11と生体データ記録部12とパラメータ推定部13と睡眠段階推定部14と推定結果出力部15とを備えている。

## 【0017】

生体データ取得部11は、対象者5が就寝するベッド2と敷き布団4の間等に設置される無拘束型センサ3等から生体データを取得する機能を有している。無拘束型センサ3は、対象者5の心拍やその他の体動の波を示す生体データを出力するものであり、シート状の圧力センサ等から構成されている。

40

## 【0018】

生体データ記録部12は、生体データ取得部11が取得した生体データを記憶領域10に記録する機能を有している。記憶領域10に記録される生体データは、取得した時刻と、その時刻における心拍等の体動の波の大きさの値とが対応付けられたものとなる。

## 【0019】

パラメータ推定部13は、所定のタイミングで、記憶領域10に記録された生体データに基づいて、心拍の波の中周波成分をパラメータを用いて定義した数式のパラメータを推定する機能を有している。パラメータの推定により、就寝中の任意の時点における心拍の波の中周波成分の値を推定することができる。

50

## 【 0 0 2 0 】

睡眠段階推定部 1 4 は、パラメータ推定部 1 3 により推定されたパラメータを数式に適用することにより、任意の時点における心拍の波の中周波成分の値から睡眠段階を推定する機能を有している。なお、心拍の波の中周波成分が睡眠段階を示すことは、前述した非特許文献 5、6 等に示された知見が根拠となっている。

## 【 0 0 2 1 】

推定結果出力部 1 5 は、睡眠段階推定部 1 4 により推定された睡眠段階を表示する等により外部に出力する機能を有している。

## 【 0 0 2 2 】

< 動作 >

図 2 は上記の実施形態の処理例を示すフローチャートであり、現時点での睡眠段階をリアルタイムに推定する場合の例である。

## 【 0 0 2 3 】

図 2 において、生体データ取得部 1 1 は、対象者 5 の寝始めから所定の Y 分間にわたり生体データを取得し、生体データ記録部 1 2 は取得した生体データを記憶領域 1 0 に記録する（ステップ S 1 1）。対象者 5 の寝始めは、対象者 5 が就寝を開始した時点であり、管理者の指示入力により判断するほか、無拘束型センサ 3 の信号変化や他のセンサ等により自動判断するようにしてもよい。最初に寝始めから所定の Y 分間にわたり生体データを取得するのは、生体データがある程度数だけ集まらないと十分な推定が行えないからである。Y 分間の経過前は十分な推定が行えないが、長時間を要するものではないため、その意味では充分なりリアルタイム性を確保することができる。

## 【 0 0 2 4 】

次いで、パラメータ推定部 1 3 は、心拍の波を定義した数式  $f(t)$  のパラメータ  $c$ 、 $a_n$ 、 $b_n$  を推定する（ステップ S 1 2）。

## 【 0 0 2 5 】

図 3 の上段には、数式  $f(t)$  の定義式の例を示しており、基本周期  $L$ （寝始めから起床までの就寝時間に対応）とその  $n$  分の 1 の周期の波の合成として表している。パラメータ  $c$  は定数項、パラメータ  $a_n$  は余弦成分の係数、パラメータ  $b_n$  は正弦成分の係数である。なお、時間  $t$  を秒を単位とした場合、基本周期  $L$  は例えば  $2^{15}$  秒（約 9 時間）、 $n$  の下限値は 1、 $n$  の上限値  $N$  は例えば 25 として固定で与えるが、実験や運用を通して変更することができる。

## 【 0 0 2 6 】

図 3 の下段には、パラメータ  $c$ 、 $a_n$ 、 $b_n$  の計算式を示している。 $HR(t)$  は生体データの時間  $t$  における値である。 $m$  は、計算式の下に示すように、表記を簡略化するためのものである。 $T$  は寝始めから現時点までの時間である。

## 【 0 0 2 7 】

ここで、パラメータの計算式（図 3 の下段）の導出について説明する。図 4 において、心拍の波の値  $f(t)$  と、実測値である生体データの値  $HR(t)$  との差の二乗の総和を時間  $T$  で割り、正則項を加えたものを尤度関数  $J$  とする。正則項は生体データ  $HR(t)$  の数が少ない場合のオーバーフィットを抑制するものであり、係数は例えば 1 というように、実験または運用を通して適切な値を与える。

## 【 0 0 2 8 】

心拍の波を定義した数式  $f(t)$  が実測値である生体データの値  $HR(t)$  と最も一致するパラメータ  $c$ 、 $a_n$ 、 $b_n$  を求めるため、尤度関数  $J$  をパラメータ  $c$ 、 $a_n$ 、 $b_n$  のそれぞれで偏微分したものを 0 とおく。これにより、パラメータ  $c$ 、 $a_n$ 、 $b_n$  と同数の式を得ることができ、その連立式の解の行列式がパラメータの計算式（図 3 の下段）となる。

## 【 0 0 2 9 】

図 5 は上述したパラメータ推定の概念図を示しており、基本周期  $L$  とその  $n$  分の 1 の周期の波の合成として表した  $f(t)$  が実測値である生体データの値  $HR(t)$  に最も一致

10

20

30

40

50

する際のパラメータ  $c$ 、 $a_n$ 、 $b_n$  を求めることになる。なお、寝始めから起床までの就寝時間に対応する時間  $L$  に対し、実際に計算を行うのは、寝始めから  $Y$  分間を経過した後であり、寝始めからその時点までの期間  $T$  の実測値である生体データの値  $HR(t)$  に基づいて時間  $L$  の全期間に有効な  $f(t)$  を求めることになる。

【0030】

次いで、図2に戻り、睡眠段階推定部14は、パラメータ推定部13により推定されたパラメータ  $c$ 、 $a_n$ 、 $b_n$  を数式  $f(t)$  に適用することにより、現時点から直近の  $X$  分間における心拍の波の中周波成分の値から睡眠段階を推定し、推定結果出力部15は推定された睡眠段階を出力する(ステップS13)。

【0031】

図6は睡眠段階推定部14における睡眠段階推定の計算式の例を示す図であり、数式  $f(t)$  の値の時間  $L$  における平均値  $average$  と標準偏差  $stdev$  を計算し、現時点から直近の  $X$  分間における  $f(t)$  の代表値(平均値等)が平均値  $average$  から  $\pm stdev$  以内にあるか、 $\pm 2 \cdot stdev$  以内にあるか、その外にあるかにより、睡眠段階  $sleep\ stage(t)$  を算出している。なお、Wake、Rem、Non-Rem1、Non-Rem2、Non-Rem3、Non-Rem4 という表記による睡眠段階との対応は次のようになっている。

【0032】

$sleep\ stage(t)=5$	Wake
$sleep\ stage(t)=4$	Rem
$sleep\ stage(t)=3$	Non-Rem1
$sleep\ stage(t)=2$	Non-Rem2
$sleep\ stage(t)=1$	Non-Rem3
$sleep\ stage(t)=0$	Non-Rem4

なお、上記の睡眠段階の推定の手法に代え、従来から行われている他の手法を用いてもよい。

【0033】

次いで、図2に戻り、生体データ取得部11は、前回のデータ取得から続けて  $X$  分間にわたり生体データを取得し、生体データ記録部12は取得した生体データを記憶領域10に記録する(ステップS14)。

【0034】

次いで、パラメータ推定部13によるパラメータ推定(ステップS12)から処理を繰り返し、起床または時間  $L$  の経過により処理を終了する。

【0035】

図7は生体データの追加と睡眠段階推定の関係の例を示す図であり、 $X$  分間の実測値  $HR(t)$  を追加取得した段階で、その間の睡眠段階  $sleep\ stage(t)$  を算出して出力している。なお、 $X$  分間の  $HR(t)$  が追加されたことでパラメータ  $c$ 、 $a_n$ 、 $b_n$  の推定値が変動することで、過去に算出して出力した睡眠段階  $sleep\ stage(t)$  が変化することもあるが、既に出した値を変更することは好ましくないため、過去の値の変更は行わないものとしている。ただし、最新の实測値に基づいて過去の睡眠段階  $sleep\ stage(t)$  を訂正して示すことが重要な場面では、過去に遡って変更してもよい。

【0036】

図8は、実測値  $HR(t)$  に対して推定された  $f(t)$  と  $sleep\ stage(t)$  の関係の例を示している。

【0037】

なお、上述した例では、リアルタイムの推定を前提に、パラメータ推定を行う時間を寝始めから現時点までとしたが、現時点から就寝時間  $L$  までの近い未来の睡眠段階を推定して出力してもよい。

【0038】

また、上述した例では、生体データの取得時間として  $X$  分間、 $Y$  分間と記載しているが、分単位での生体データの取得に限定しているわけではなく、実験または運用を通して適

10

20

30

40

50

切な値を設定することができる。

【 0 0 3 9 】

また、既に取得されている任意の期間の生体データを用い、就寝の全期間における睡眠段階の推定を行うこともできる。これにより、一部が欠落している生体データを補完することができ、就寝の全期間の生体データを用いることを前提とする従来の手法を用いて睡眠段階の推定を行うこともできる。

【 0 0 4 0 】

また、部分的に推定の精度が異なる場合、推定の精度の高い部分の生体データを選択的に用いることにより、全体的にも部分的にも推定の精度を高めることができる。

【 0 0 4 1 】

< 実験結果 >

図 9 A ~ 図 9 C および 図 1 0 A ~ 図 1 0 C は実験結果を示す図である。

【 0 0 4 2 】

図 9 A ~ 図 9 C は、睡眠段階Wakeを含み、1段階のずれを許容するという前提（1段階程度の変動は医学的な検査では意味があるが、対象者の睡眠状態を判断する上では無視できる場合が多い）のもと、リアルタイムの推定（realtime）と全期間のデータに基づく推定（fulltime）の時間経過に伴う睡眠ポリグラフ検査との一致率を確認した実験結果である。図 9 A は A 氏についての結果、図 9 B は B 氏についての結果、図 9 C は C 氏についての結果である。

【 0 0 4 3 】

図 9 A では、リアルタイムの推定について当初は一致率が低いが、時間経過とともに一致率が上昇し、全期間の推定では当初から一致率が高く、時間経過とともに一致率がやや低下していく傾向が見られた。

【 0 0 4 4 】

図 9 B では、リアルタイムの推定については当初から一致率が高く、時間経過とともに一致率がやや低下して変動し、全期間の推定では当初から一致率が高く、時間経過とともに一致率がやや低下して変動する傾向が見られた。

【 0 0 4 5 】

図 9 C では、リアルタイムの推定については当初から一致率が高く、時間経過とともに一致率がやや変動し、全期間の推定では当初は一致率が低く、時間経過とともに一致率が上昇していく傾向が見られた。

【 0 0 4 6 】

図 1 0 A ~ 図 1 0 C は、睡眠段階Wakeを除き、1段階のずれを許容するという前提のもと、リアルタイムの推定（realtime）と全期間のデータに基づく推定（fulltime）の時間経過に伴う睡眠ポリグラフ検査との一致率を確認した実験結果である。図 1 0 A は A 氏についての結果、図 1 0 B は B 氏についての結果、図 1 0 C は C 氏についての結果である。

【 0 0 4 7 】

図 1 0 A ~ 図 1 0 C のいずれも、リアルタイムの推定および全期間の推定のいずれも、当初から一致率が高く、若干の変動はあるものの、良好な推定となっている。

【 0 0 4 8 】

< 応用 >

本実施形態による睡眠段階の推定は、次のような場面で用いることができる。

【 0 0 4 9 】

( 1 ) 快眠を導く睡眠モニタリングシステム

不眠症を含む睡眠に悩む人に対し、本技術を使って睡眠段階をリアルタイムに推定し、睡眠が浅いときは深くなるように音楽のリズムを遅くする等により快眠を導くことができる。この技術は時差ボケの解消等にも活用することができる。

【 0 0 5 0 】

( 2 ) 介護施設入居者の睡眠モニタリング

介護士にとっておむつ交換は重労働であり、入居者にとっても不快な時間となっている

10

20

30

40

50

。特に、「夜中」のおむつ交換は大変であるため、本技術を使って睡眠段階をリアルタイムに推定し、睡眠が深いときにおむつ交換をすることで、入居者にあまり気づかれずに交換が可能となる。

【 0 0 5 1 】

また、起こすときも睡眠の浅いときに起こすことで、介護士も入居者もスムーズに起床を迎えることができる。

【 0 0 5 2 】

< 総括 >

以上説明したように、本実施形態にあつては、データが存在しない時点における睡眠段階の推定を行うことができる。

10

【 0 0 5 3 】

以上、本発明の好適な実施の形態により本発明を説明した。ここでは特定の具体例を示して本発明を説明したが、特許請求の範囲に定義された本発明の広範な趣旨および範囲から逸脱することなく、これら具体例に様々な修正および変更を加えることができることは明らかである。すなわち、具体例の詳細および添付の図面により本発明が限定されるものと解釈してはならない。

【 0 0 5 4 】

本国際出願は、2015年3月18日に出願した日本国特許出願第2015-55080号に基づく優先権を主張するものであり、日本国特許出願第2015-55080号の全内容を本国際出願に援用する。

20

【 符号の説明 】

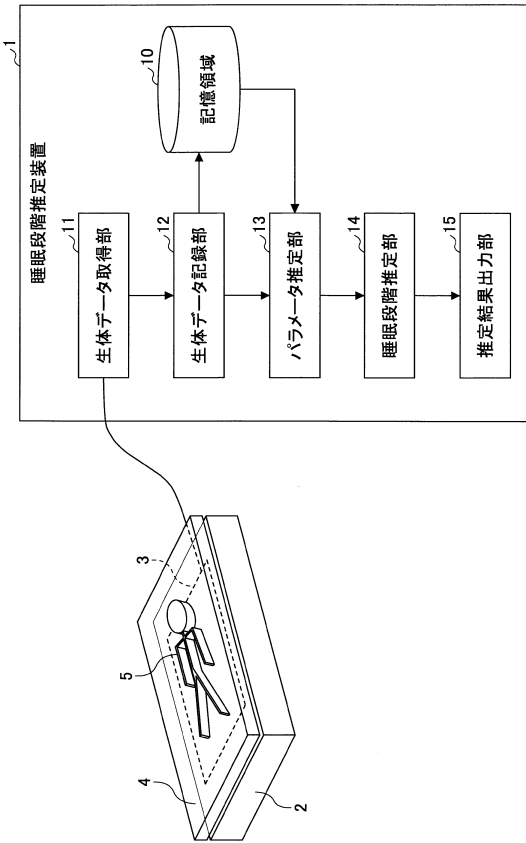
【 0 0 5 5 】

- 1 睡眠段階推定装置
- 10 記憶領域
- 11 生体データ取得部
- 12 生体データ記録部
- 13 パラメータ推定部
- 14 睡眠段階推定部
- 15 推定結果出力部
- 2 ベッド
- 3 無拘束型センサ
- 4 敷き布団
- 5 対象者

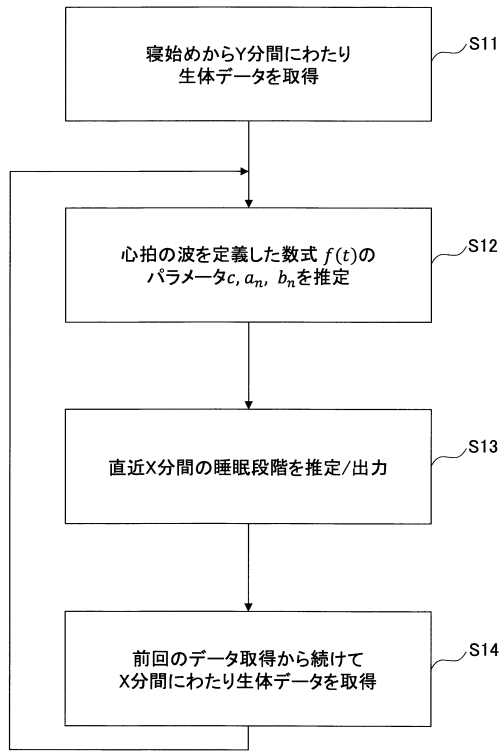
30



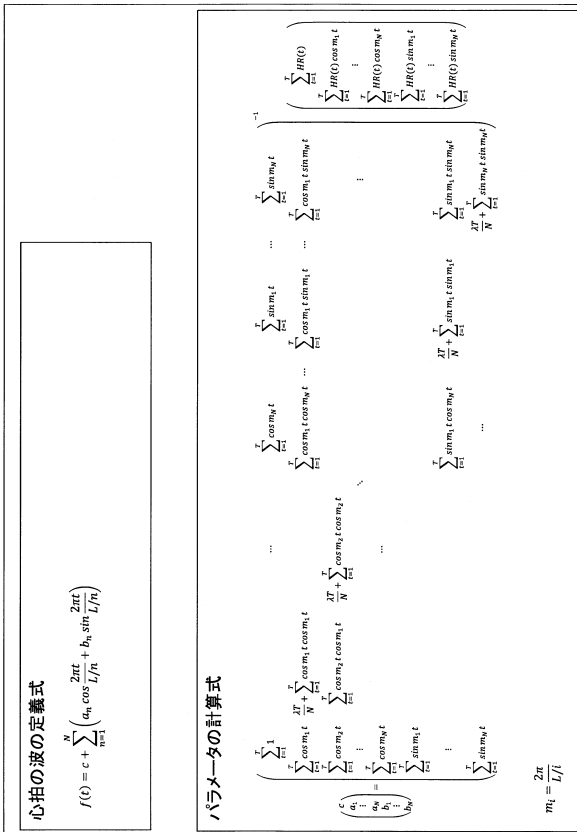
【図1】



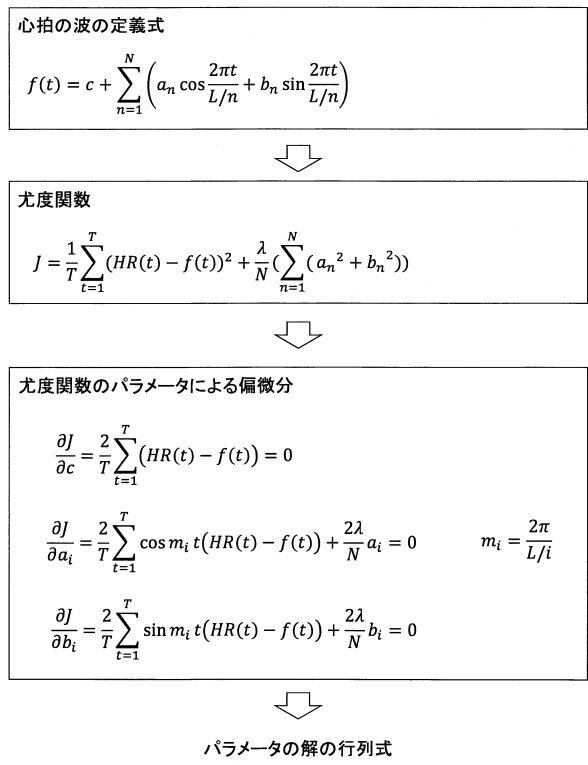
【図2】



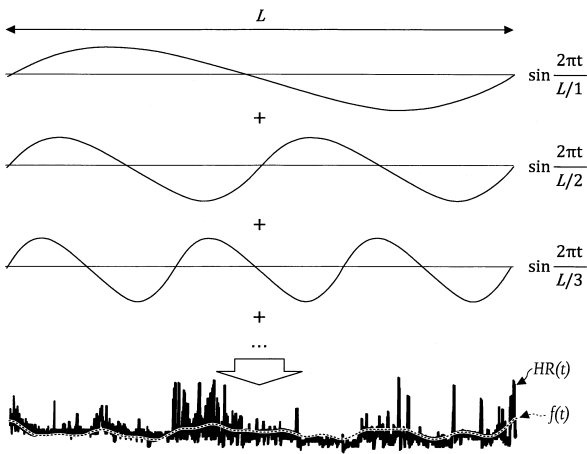
【図3】



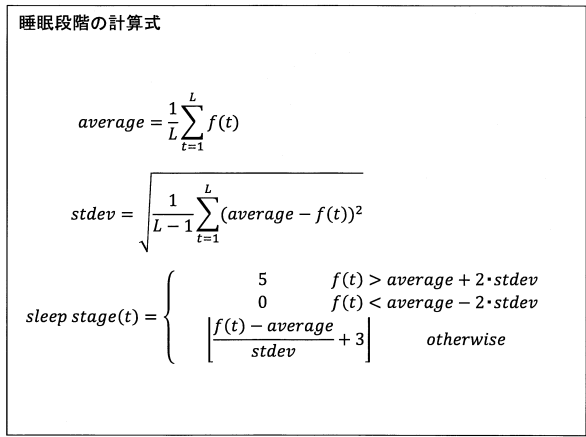
【図4】



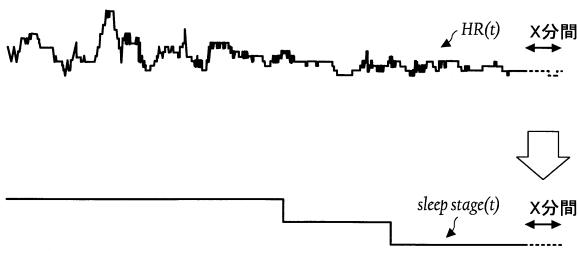
【 図 5 】



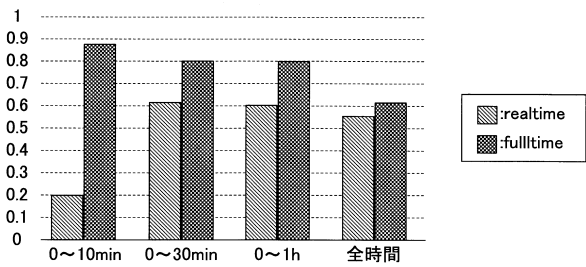
【 図 6 】



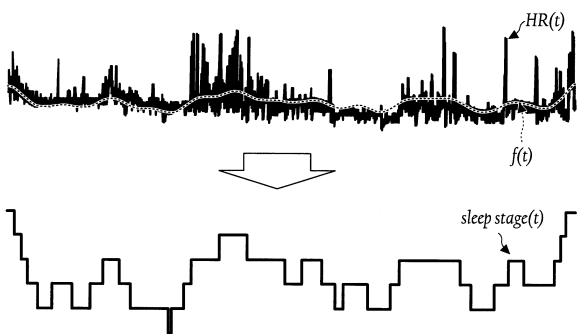
【 図 7 】



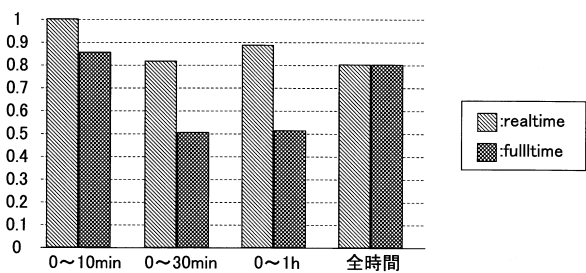
【 図 9 A 】



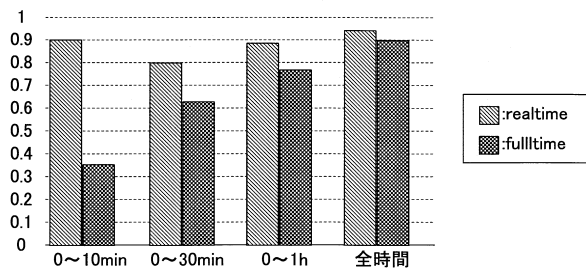
【 図 8 】



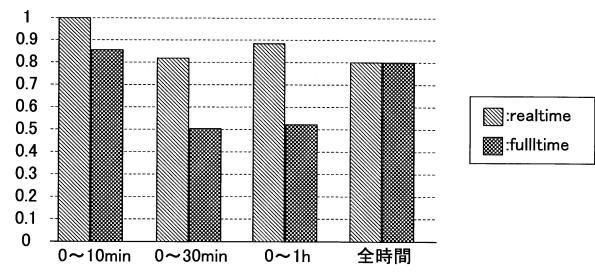
【 図 9 B 】



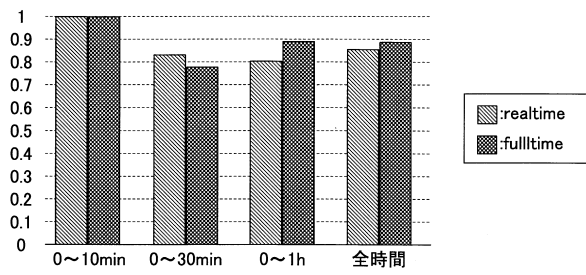
【図9C】



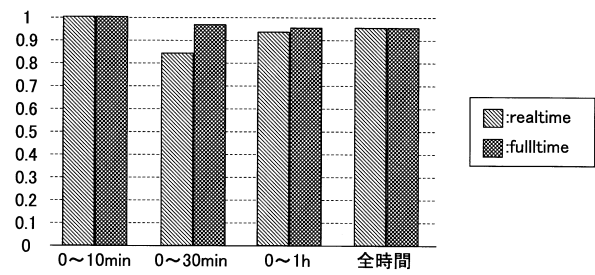
【図10B】



【図10A】



【図10C】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2014-239789(JP,A)  
特開2003-79587(JP,A)  
特開2012-110528(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/06 - 5/22  
A61B 5/02 - 5/03