

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3733133号

(P3733133)

(45) 発行日 平成18年1月11日(2006.1.11)

(24) 登録日 平成17年10月21日(2005.10.21)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 5/16 (2006.01) A 6 1 B 5/16
A 6 1 B 5/11 (2006.01) A 6 1 B 5/10 3 1 0 A

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2003-354219 (P2003-354219)	(73) 特許権者	000001889
(22) 出願日	平成15年10月14日(2003.10.14)		三洋電機株式会社
(65) 公開番号	特開2005-118151 (P2005-118151A)		大阪府守口市京阪本通2丁目5番5号
(43) 公開日	平成17年5月12日(2005.5.12)	(74) 代理人	100111383
審査請求日	平成17年2月24日(2005.2.24)		弁理士 芝野 正雅
		(72) 発明者	岡田 志麻
			大阪府守口市京阪本通2丁目5番5号
			三洋電機株式会社内
		(72) 発明者	南浦 武史
			大阪府守口市京阪本通2丁目5番5号
			三洋電機株式会社内
		(72) 発明者	阪井 英隆
			大阪府守口市京阪本通2丁目5番5号
			三洋電機株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 睡眠状態推定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体情報センサーの出力信号から呼吸信号を抽出する生体情報処理手段と、
 該生体情報処理手段から出力される呼吸信号に基づいて睡眠状態を推定する睡眠状態推定手段とを備え、

前記睡眠状態推定手段は、前記生体情報処理手段からの呼吸信号から所定期間における呼吸信号のピーク値を算出するピーク算出手段と、
 前記呼吸信号から前記所定期間における呼吸信号のピーク間隔を算出するピーク間隔算出手段とを、さらに備え、
 前記ピーク値と前記ピーク間隔とに基づいて睡眠状態を推定することを特徴とする睡眠状態推定装置。

10

【請求項 2】

前記睡眠状態推定手段は、
 前記ピーク間隔の分散に基づく第1の変動係数を算出する第1変動係数算出手段と、
 前記ピーク算出手段から出力されるピーク値の分散に基づく第2の変動係数を算出する第2変動係数算出手段と、をさらに備え、

前記第1の変動係数および前記第2の変動係数と所定の閾値とを比較することによって睡眠状態を推定することを特徴とする請求項1記載の睡眠状態推定装置。

【請求項 3】

前記睡眠状態推定手段は、

20

前記ピーク間隔算出手段から出力されるピーク間隔の平均値を算出するピーク間隔平均算出手段と、

前記ピーク算出手段から出力されるピーク値の分散に基づく第2の変動係数を算出する第2変動係数算出手段と、をさらに備え、

前記ピーク間隔の平均値および前記第2の変動係数と所定の閾値とを比較することによって睡眠状態を推定することを特徴とする請求項1記載の睡眠状態推定装置。

【請求項4】

前記睡眠状態推定手段は、

前記ピーク間隔の分散に基づく第1の変動係数を算出する第1変動係数算出手段と、

前記ピーク算出手段から出力されるピーク値の分散に基づく第2の変動係数を算出する第2変動係数算出手段と、

前記ピーク間隔算出手段から出力されるピーク間隔の平均値を算出するピーク間隔平均算出手段と、をさらに備え、

前記第1の変動係数および前記第2の変動係数と所定の閾値とを比較し、また、前記ピーク間隔の平均値および前記第2の変動係数と所定の閾値とを比較することによって睡眠状態を推定することを特徴とする請求項1記載の睡眠状態推定装置。

【請求項5】

覚醒状態を検出する覚醒検出手段と、

前記覚醒検出手段が覚醒を検出した場合、前記睡眠状態推定手段による睡眠状態の推定を中止する推定中止手段と、をさらに備えること

を特徴とする請求項1乃至4のいずれかに記載の睡眠状態推定装置。

【請求項6】

前記覚醒検出手段は、前記生体情報センサーの出力信号から体動信号を抽出することにより覚醒を検出することを特徴とする請求項5記載の睡眠状態推定装置。

【請求項7】

上記請求項1ないし6の何れか一項に記載された睡眠状態推定装置の機能を実現させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体情報に基づいて睡眠状態を推定する睡眠状態推定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、健康意識が高まる中で、一般の家庭において日々の睡眠を管理することにより健康管理に勤めたいというニーズが生まれている。睡眠には、眠りの浅いレム睡眠と、眠りの深いノンレム睡眠とがあるが、さらに詳しくは睡眠深度によって定義されている。睡眠深度とは国際基準に則り、脳波、眼球運動、顎筋電から判定されるレム睡眠、睡眠深度1, 2, 3, 4、覚醒の状態のことであり、上記脳波、眼球運動、顎筋電を検出し、その検出波形から睡眠深度を判定する睡眠ポリグラフ法が知られている。尚、睡眠深度1, 2, 3, 4は眠りの深いノンレム睡眠に該当するものである。

【0003】

また、この睡眠深度を睡眠ポリグラフ法を用いずに推定する方法として従来は、呼吸数、心拍数、体動を測定し、測定結果から、例えば、ニューラルネットワークやカオス理論により当該睡眠深度を推定する手法が知られている（特許文献1、非特許文献1参照）。

【0004】

かかる従来技術による睡眠深度の推定は、測定した呼吸数、心拍数、体動の情報のうち、特に心拍数の変動、間隔に重点を置いて睡眠深度を推定するものである。

【特許文献1】特開平9-294731号公報

【非特許文献2】計測自動制御学会論文集 Vol 138, No. 7, 581/589, 2002

10

20

30

40

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、心拍数を精度よく測定するには、一般的には心電図が用いられるが、心電図による測定では、複数の電極を直接肌に貼り付ける必要があり、各電極から測定器に伸びるコードによって人体が束縛されるという欠点がある。また、無拘束センサによる測定では、測定した心拍数の信号が微小であり、さらに心拍以外の影響によりノイズが多く含まれるため、信号の増幅処理や、周波数解析のためのFFTやフィルタ演算処理を行わなければならない、処理が複雑となるという課題があった。

【0006】

そこで、本発明の目的は、呼吸運動の規則的、不規則的な変動に基づいて眠りが深い・浅いといった睡眠状態を、比較的簡易にリアルタイムで推定することができる睡眠状態推定装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本願請求項1の発明に係る睡眠状態推定装置は、生体情報センサーの出力信号から呼吸信号を抽出する生体情報処理手段と、該生体情報処理手段から出力される呼吸信号に基づいて睡眠状態を推定する睡眠状態推定手段とを備え、前記睡眠状態推定手段が、前記生体情報処理手段からの呼吸信号から所定期間における呼吸信号のピーク値を算出するピーク算出手段と、前記呼吸信号から前記所定期間における呼吸信号のピーク間隔を算出するピーク間隔算出手段とを、さらに備え、前記ピーク値と前記ピーク間隔とに基づいて睡眠状態を推定することを特徴とする。

本願請求項2の発明に係る睡眠状態推定装置は、前記睡眠状態推定手段が、前記ピーク間隔の分散に基づく第1の変動係数を算出する第1変動係数算出手段と、前記ピーク算出手段から出力されるピーク値の分散に基づく第2の変動係数を算出する第2変動係数算出手段と、をさらに備え、前記第1の変動係数および前記第2の変動係数と所定の閾値とを比較することによって睡眠状態を推定することを特徴とする。

【0009】

本願請求項3の発明に係る睡眠状態推定装置は、本願請求項1記載の睡眠状態推定装置が備える睡眠状態推定手段が、前記ピーク間隔算出手段から出力されるピーク間隔の平均値を算出するピーク間隔平均算出手段と、前記ピーク算出手段から出力されるピーク値の分散に基づく第2の変動係数を算出する第2変動係数算出手段と、をさらに備え、前記ピーク間隔の平均値および前記第2の変動係数と所定の閾値とを比較することによって睡眠状態を推定することを特徴とする。

【0010】

本願請求項4の発明に係る睡眠状態推定装置は、本願請求項1記載の睡眠状態推定装置が備える前記睡眠状態推定手段が、前記ピーク間隔の分散に基づく第1の変動係数を算出する第1変動係数算出手段と、前記ピーク算出手段から出力されるピーク値の分散に基づく第2の変動係数を算出する第2変動係数算出手段と、前記ピーク間隔算出手段から出力されるピーク間隔の平均値を算出するピーク間隔平均算出手段と、をさらに備え、前記第1の変動係数および前記第2の変動係数と所定の閾値とを比較し、また、前記ピーク間隔の平均値および前記第2の変動係数と所定の閾値とを比較することによって睡眠状態を推定することを特徴とする。

【0011】

本願請求項5の発明に係る睡眠状態推定装置は、覚醒状態を検出する覚醒検出手段と、前記覚醒検出手段が覚醒を検出した場合、前記睡眠状態推定手段による睡眠状態の推定を中止する推定中止手段と、をさらに備えることを特徴とする。

【0012】

本願請求項6の発明に係る睡眠状態推定装置は、前記覚醒検出手段が、前記生体情報センサーの出力信号から体動信号を抽出することにより覚醒を検出することを特徴とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

本願請求項 7 の発明は、上記請求項 1 ないし 6 の何れか一項に記載された睡眠状態推定装置の機能を実現させるプログラムである。

【 0 0 1 4 】

本発明の特徴は、以下に示す実施の形態の説明により更に明らかとなる。

【 0 0 1 5 】

ただし、以下の実施の形態は、あくまでも、本発明の一つの実施形態であって、本発明ないし各構成要件の用語の意義は、以下の実施の形態に記載されたものに制限されるものではない。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、眠りが深い・浅いといった睡眠状態を、呼吸運動の規則的、不規則的な変動に基づいて比較的簡易にリアルタイムで推定することができる睡眠状態推定装置を提供することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 7 】

以下、本発明の実施の形態につき図面を参照して説明する。

【 0 0 1 8 】

図 1 を参照して、本発明に係る睡眠深度推定装置は、生体情報センサの一つである呼気バンド 1、生体情報処理部 2、睡眠状態推定部 3 から構成される。

20

【 0 0 1 9 】

敷き布団 4 上に人体が横たわっており、人体の上半身に呼気バンド 1 が取り付けられている。

【 0 0 2 0 】

呼気バンド 1 とは、図 2 に示す如く、ストレインゲージ 1 a (炭素チューブや硫酸亜鉛溶液チューブ) のついた弾力性のあるバンドである。この呼気バンド 1 を人体の胸部や腹部にまきつけると、人体の呼吸運動によりストレインゲージ 1 a が伸縮し、その電気的な抵抗が変化する。

【 0 0 2 1 】

生体情報処理部 2 は、ストレインゲージ 1 a の両端に一定の電圧をかけ、抵抗変化によるストレインゲージ 1 a の電圧変化を人体の呼吸運動による変化として測定する。

30

【 0 0 2 2 】

図 3 に生体情報処理部 2 により測定した人体の呼吸運動による電圧変化を示す。図 3 では、横軸が測定時間 (t)、縦軸が電圧 (V) である。

【 0 0 2 3 】

睡眠状態推定部 3 は、生体情報処理部 2 により測定された電圧変化をサンプリング周波数 1 0 H z でサンプリングすることによりデジタル化し、図 3 に示す如く 3 0 秒毎に分割し、各 3 0 秒区間毎に電圧の正のピーク値、当該ピーク間隔値を次のように算出する。即ち、測定された電圧変化のデータが所定の正の閾値を越えてから、所定の負の閾値に達するまでの間の最大値を電圧の正のピーク値として算出し、算出した正のピーク値から次の正のピーク値に到達するまでの時間を正のピーク間隔値とする。このように負の閾値を設けることにより、正のピーク値の誤検出を防止することができる。図 3 では、時間 0 ~ 3 0 秒の区間に、正のピークが 7 ポイント (P 1 ~ P 7) 存在し、正の閾値として値 1 が、負の閾値として値 - 0 . 1 が設定されている。睡眠状態推定部 3 は、この 7 ポイント (P 1 ~ P 7) のピーク値と隣り合うそれぞれのピーク間の時間間隔 (ピーク間隔値) を上記の如く算出する。

40

【 0 0 2 4 】

次に、3 0 秒の区間で算出した電圧の正のピーク間隔値の平均値 A、当該ピーク間隔値の分散に基づく変動係数 B、正の電圧ピーク値の分散に基づく変動係数 C を算出する。そして、算出した正の電圧ピーク間隔の平均値 A、変動係数 B、変動係数 C をそれぞれ睡眠

50

状態推定用の閾値 a、b、c と比較することにより、睡眠状態が“覚醒”、“入眠”、“深い眠り”、“浅い眠り”のいずれであるかを推定する。ここで、睡眠状態が“覚醒”とは、目覚めている状態をいい、“入眠”とは、“覚醒”状態から寝入った直後の状態をいい、“浅い眠り”とは、“入眠”の状態からさらに眠りが深くなった状態をいい、“深い眠り”とは、“浅い眠り”からさらに眠りが深くなった状態で、眠りの最も深い状態をいう。

【0025】

本実施形態の睡眠深度測定装置により推定した睡眠状態と国際基準により規定された睡眠深度とは次のように対応する。

【0026】

本実施態様で推定する“覚醒”は睡眠深度における“覚醒”に相当する。

【0027】

本実施態様で推定する“入眠”は睡眠深度における“眠りについて最初に出現する睡眠深度1, 2”に相当する。

【0028】

本実施態様で推定する“浅い眠り”は睡眠深度における“レム、睡眠深度1, 2”に相当する。但し、“眠りについて最初に出現する睡眠深度1, 2”は除く。

【0029】

本実施態様で推定する“深い眠り”は睡眠深度における“睡眠深度3, 4”に相当する。

【0030】

以下に、ピーク間隔の平均値 A、変動係数 B、変動係数 C の算出方法を、図4に基づいて説明する。図4は、正の電圧ピーク間隔の平均値 A、変動係数 B、変動係数 C の算出方法を説明するために便宜上作成した、生体情報処理部2により測定した30秒間の電圧変化のモデル図である。

【0031】

図4を参照して、 P_i ($i = 1, 2, \dots, n$) は正の電圧ピーク値、 t_i ($i = 1, 2, \dots, n$) は電圧がピークに達した時間、 g_i ($i = 1, 2, \dots, n-1$) は正の電圧ピーク間隔を示す。

【0032】

ピーク間隔 g_i は下記数1により算出される。

【0033】

【数1】

$$g_i = t_{i+1} - t_i \quad (i = 1, 2, 3 \dots n-1)$$

正の電圧ピーク間隔の平均値 A は下記数2により算出される。

【0034】

10

20

30

40

【数 2】

$$A = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} g_i}{n-1}$$

10

正の電圧ピーク値の平均は下記数 3 により算出される。

【0035】

【数 3】

$$\bar{P} = \frac{\sum_{i=1}^n P_i}{n}$$

20

変動係数 B は、正の電圧ピーク間隔の分散を正の電圧ピーク間隔の平均値 A で割った値である。即ち、下記数 4 により算出される。

【0036】

【数 4】

$$B = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} (A - g_i)^2}{n-1} / A$$

30

変動係数 C は、正の電圧ピーク値の分散を正の電圧ピーク値の平均値で割った値である。即ち、下記数 5 により算出される。

【0037】

40

【数 5】

$$C = \frac{\sum_{i=1}^n (\bar{P} - P_i)^2}{n-1} / \bar{P}$$

10

睡眠状態推定部 3 は、上記算出した正の電圧ピーク間隔の平均値 A、変動係数 B、変動係数 C に基づいて睡眠状態を推定する。

【0038】

以下に、図 5 に示すフローチャートに基づいて睡眠状態推定部 3 による睡眠状態の推定方法を説明する。

【0039】

図 5 を参照して、ステップ S 100 では、タイマーをリセットし測定時間を計測し、生体情報処理部 2 による人体の呼吸運動による電圧変化の測定を開始するとともに、初期値として状態フラグを“覚醒”とする。状態フラグとは、一区間前の電圧測定データの睡眠状態を表すフラグである。

20

【0040】

ステップ S 101 では、電圧変化の測定時間がタイマーをリセットしてから 30 秒経過したか否かを判定する。30 秒経過した場合には、ステップ 102 へ進み、タイマーを再度リセットし測定時間を再計測する。

【0041】

ステップ S 103 では、30 秒間の電圧変化の測定結果から上述した算出方法で正の電圧ピーク間隔の平均値 A、変動係数 B、変動係数 C の算出する。

【0042】

ステップ S 104 では状態フラグの値を判定する。

30

【0043】

ステップ S 104 における判定の結果、状態フラグが“覚醒”であればステップ S 105 へ進み、“入眠”であればステップ S 109 へ進み、“深い眠り”であればステップ S 113 へ進み“浅い眠り”であればステップ S 117 へ進む。

【0044】

ステップ S 105 では、正の電圧ピーク間隔の平均値 A が所定の閾値 a より大きく、かつ、変動係数 C が所定の閾値 c より大きいかどうかを判定し、“Yes”であればステップ S 106 へ進み、“No”であれば、ステップ S 108 へ進む。

【0045】

ステップ S 106 では、睡眠状態を“入眠”として、ステップ S 107 へ進む。

40

【0046】

ステップ S 107 では、状態フラグを“入眠”としてステップ S 101 へ戻る。

【0047】

ステップ S 108 では、睡眠状態を“覚醒”としてステップ S 101 へ戻る。

【0048】

ステップ S 109 では、変動係数 B が所定の閾値 b より小さく、かつ、変動係数 C が所定の閾値 c より小さいかどうかを判定し、“Yes”であればステップ S 110 へ進み、“No”であれば、ステップ S 112 へ進む。

【0049】

50

ステップ S 1 1 0 では、睡眠状態を“深い眠り”として、ステップ S 1 1 1 へ進む。

【 0 0 5 0 】

ステップ S 1 1 1 では、状態フラグを“深い眠り”としてステップ S 1 0 1 へ戻る。

【 0 0 5 1 】

ステップ S 1 1 2 では、睡眠状態を“入眠”としてステップ S 1 0 1 へ戻る。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 1 1 3 では、変動係数 B が所定の閾値 b より大きいか、または、変動係数 C が所定の閾値 c より大きいかを判定し、“ Y e s ”であればステップ S 1 1 4 へ進み、“ N o ”であれば、ステップ S 1 1 6 へ進む。

【 0 0 5 3 】

ステップ S 1 1 4 では、睡眠状態を“浅い眠り”として、ステップ S 1 1 5 へ進む。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 1 1 5 では、状態フラグを“浅い眠り”としてステップ S 1 0 1 へ戻る。

【 0 0 5 5 】

ステップ S 1 1 6 では、睡眠状態を“深い眠り”としてステップ S 1 0 1 へ戻る。

【 0 0 5 6 】

ステップ S 1 1 7 では、変動係数 B が所定の閾値 b より小さく、かつ、変動係数 C が所定の閾値 c より小さいかどうかを判定し、“ Y e s ”であればステップ S 1 1 8 へ進み、“ N o ”であれば、ステップ S 1 2 0 へ進む。

【 0 0 5 7 】

ステップ S 1 1 8 では、睡眠状態を“深い眠り”と判定し、ステップ S 1 1 9 へ進む。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 1 1 9 では、状態フラグを“深い眠り”としてステップ S 1 0 1 へ戻る。

【 0 0 5 9 】

ステップ S 1 2 0 では、睡眠状態を“浅い眠り”としてステップ S 1 0 1 へ戻る。

【 0 0 6 0 】

以上のように、睡眠状態推定部 3 は、電圧ピーク間隔の平均値 A , 変動係数 B , 変動係数 C をそれぞれ所定の閾値と比較することにより、睡眠状態が“覚醒”、“入眠”、“深い眠り”、“浅い眠り”のいずれであるかを推定する。

【 0 0 6 1 】

図 6 は、ある被験者について本実施の形態に係る睡眠状態推定装置によって推定した睡眠状態の推定結果（同図 b）と、睡眠ポリグラフによる睡眠深度の実測データ（同図 a）とを対比して示す検証結果である。なお、同図（a）では、同図（b）の推定結果と比較しやすくするため、睡眠深度における“レム、睡眠深度 1、2”を“浅い眠り”として示しており、また、“睡眠深度 3、4”を“深い眠り”として示している。

【 0 0 6 2 】

同図（b）の推定結果を算出するにあたり、上記図 3 にて示したピーク検出用の閾値は、正の閾値を 1、負の閾値を - 0 . 1 とした。また、上記図 5 にて示した睡眠状態推定用の閾値 a , b , c はそれぞれ、a = 4 . 0、b = 0 . 0 8、c = 0 . 0 8 とした。

【 0 0 6 3 】

なお、図 6（b）において、測定開始から 30 秒間の電圧ピーク間隔値の平均値 A、当該ピーク間隔値の分散に基づく変動係数 B、ピーク値の分散に基づく変動係数 C は、それぞれ、A = 3 . 1 4、B = 0 . 2 7 4 0 4、C = 0 . 2 4 2 9 2 であった。

【 0 0 6 4 】

図 6（a）と図 6（b）とを比較すると、図 6（a）の実測データの始めに出現する“浅い眠り（レム、睡眠深度 1、2）”と本実施形態の睡眠状態推定装置で推定された“入眠”の時刻はほぼ同じとなっている。また、その後の実測データで判定された“浅い眠り（レム、睡眠深度 1、2）”と本実施形態の睡眠状態推定装置で推定された“浅い眠り”および実測データで判定された“深い眠り（睡眠深度 3、4）”と本実施形態の睡眠状態推定装置で推定された“深い眠り”もほぼ同様の動きとなっている。このように、本実施

10

20

30

40

50

形態の睡眠状態推定装置による推定結果と睡眠深度の実測値とは極めて近似した変動を示しており、これによって本睡眠状態推定装置が高い精度を有していることがわかる。

【0065】

以上の検証結果から分かるように、人体の呼吸運動に基づく電圧変動を測定し、測定結果から一定期間毎の正の電圧のピーク値、当該ピーク間隔値を算出し、当該ピーク間隔値の平均値A、当該ピーク間隔値の分散に基づく変動係数B、ピーク値の分散に基づく変動係数Cを算出し、これらに基づいて睡眠状態を精度良く推定することができる。

【0066】

尚、上記実施形態では、生体情報センサーとして呼気バンドを用い、人体の呼吸運動のみを測定し、呼吸運動の測定結果から、睡眠状態を推定しているが、その他の生体情報センサーとして、例えば、シート状の静電容量型のセンサーを用いることもできる。この場合は、図7および図8に示すように、敷き蒲団4に該シート状静電容量型センサー5が取り付けられており、該シート状の静電容量型センサー5は、人体の上半身により圧迫されて電極間の距離が変動し、これに伴ってシート状の静電容量型センサー5の電極間の静電容量が変動する。従って生体情報処理部2は、人体の呼吸運動及び体動によるシート状の静電容量型センサー5の電極間の静電容量の変動を測定することができる。

10

【0067】

この場合には、睡眠状態推定部3は、生体情報処理部2からの出力信号から人体の呼吸運動に基づく静電容量の変動の他、体動による静電容量の変動を抽出することができる。

【0068】

体動による静電容量の変動は、睡眠状態の推定のうち“覚醒”状態か、覚醒状態以外のいわゆる“眠っている”状態であるかの推定に利用することができる。

20

【0069】

具体的には、図4のフローチャートを参照して、ステップS100では、生体情報処理部2は、人体の呼吸運動および体動によるシート状の静電容量型センサー5の静電容量の変動を測定する。

【0070】

ステップS103では、睡眠状態推定部3は、当該静電容量の変動から体動による変動および呼吸運動による変動を次のように検出する。

【0071】

即ち、体動による変動は呼吸運動による変動よりも大きいため、予め設定された体動用の閾値よりも大きい変動があった場合には、睡眠状態推定部3は、当該変動を体動として認識し、体動用閾値を越える変動の回数を体動発生回数としてカウントする。体動用閾値を越えない変動は呼吸運動として認識し、当該呼吸運動による変動に基づいて静電容量のピーク間隔値の平均値をA、当該ピーク間隔値の分散に基づく変動係数をB、ピーク値の分散に基づく変動係数をCとして算出する。

30

【0072】

この結果、睡眠状態推定部3は、睡眠状態の推定に使用している区間のデータに体動による静電容量の変動が一定の割合で含まれている場合には、“覚醒”であると推定し、その区間に関しては睡眠状態の推定は行わず、ステップS101へ戻る。他方、“眠っている”と推定した場合には、引き続き、呼吸運動に基づく静電容量の変動から睡眠状態の推定を行う。

40

【0073】

従って、静電容量型センサー5を用いた睡眠状態推定装置では、“覚醒”状態か、いわゆる“眠っている”状態であるかの推定を行うことができるため、図6(a)の睡眠ポリグラフによる睡眠深度の実測データの10000秒~15000秒間、および15000秒間~20000秒間に判定されている“覚醒”の状態についても推定することができることとなる。

【0074】

また、上記実施形態では、睡眠状態推定部3は、生体情報処理部2により測定された電

50

圧変化をサンプリング周波数 10 Hz でサンプリングしてデジタル化し、一区間として 30 秒間の電圧測定結果に基づいてピーク間隔値の平均値 A、当該ピーク間隔値の分散に基づく変動係数 B、ピーク値の分散に基づく変動係数 C を算出し、これらに基づいて睡眠状態を推定しているが、当該サンプリング周波数および一区間の長さは、適宜変更することができる。

【0075】

また、睡眠状態推定部 3 が睡眠状態を推定する際、ピーク間隔値の平均値 A、変動係数 B、変動係数 C との比較に用いる睡眠状態推定用の閾値 a、b、c は、複数の被験者からのデータを統計処理することにより適宜設定されるものである。

【0076】

なお、図 5 に示す処理フローは、ハードウェア的には、任意のコンピュータの CPU、メモリ、その他の LSI などを実現できる。また、ソフトウェア的には、メモリにロードされたプログラムなどによって実現される。図 1 には、睡眠状態推定装置の構成を機能ブロックとして示したが、これらの機能ブロックが、ハードウェアのみ、ソフトウェアのみ、それらの組合せ等、いろいろな形態で実現できることは言うまでもない。

【0077】

以上、本発明に係る実施の形態について説明したが、かかる実施の形態は、特許請求の範囲に示された技術的思想の範囲内において、適宜、種々の変更が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0078】

【図 1】実施の形態に係る睡眠状態推定装置の構成を示す図である。

【図 2】実施の形態に係る生体情報センサーの一つである呼気バンドを示す図である。

【図 3】実施の形態に係る生体情報処理部により抽出された呼吸信号を示す図である。

【図 4】実施の形態に係る生体情報処理部により出力される呼吸信号のモデル波形を示す図である。

【図 5】実施の形態に係る睡眠状態を推定するフローチャートを示す図である。

【図 6】実施の形態に係る睡眠状態推定装置による睡眠状態推定結果と睡眠ポリグラフによる睡眠深度の実測データを比較したグラフである。

【図 7】シート状の静電容量型の無拘束生体情報センサーを用いた場合の睡眠状態推定装置の構成を示す図である。

【図 8】シート状の静電容量型の無拘束生体情報センサーを用いた場合の睡眠状態推定装置の構成を示す図である。

【符号の説明】

【0079】

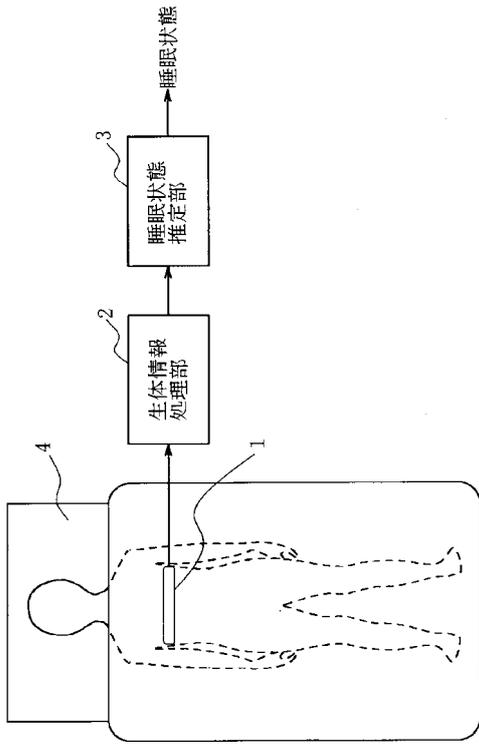
- 1 生体情報センサー
- 2 生体情報処理部
- 3 睡眠状態推定部

10

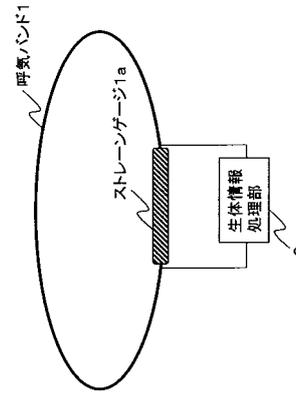
20

30

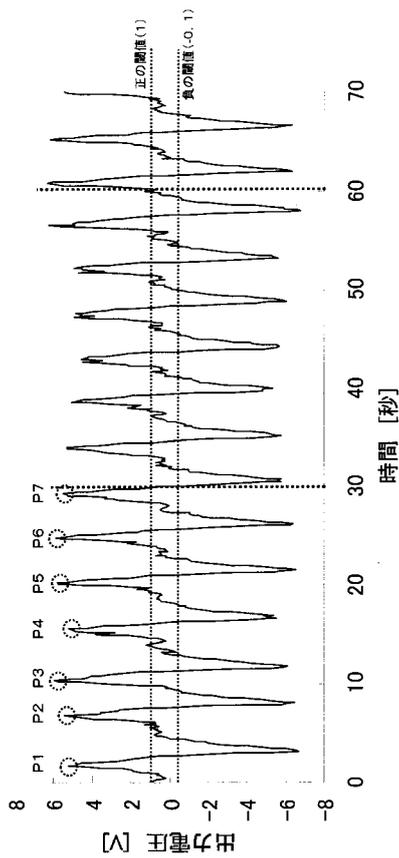
【 図 1 】



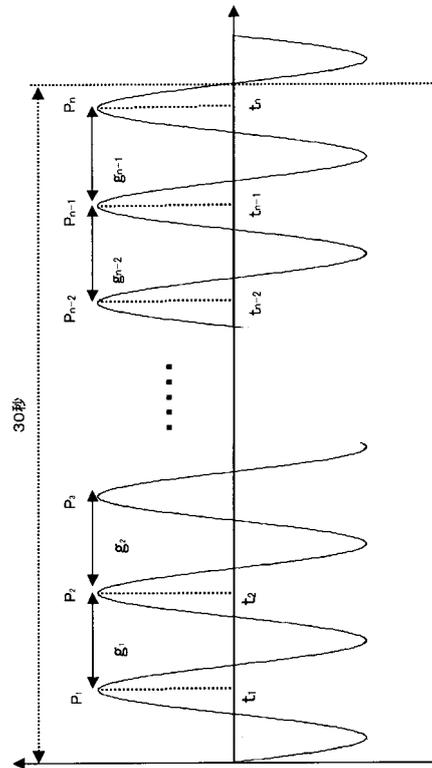
【 図 2 】



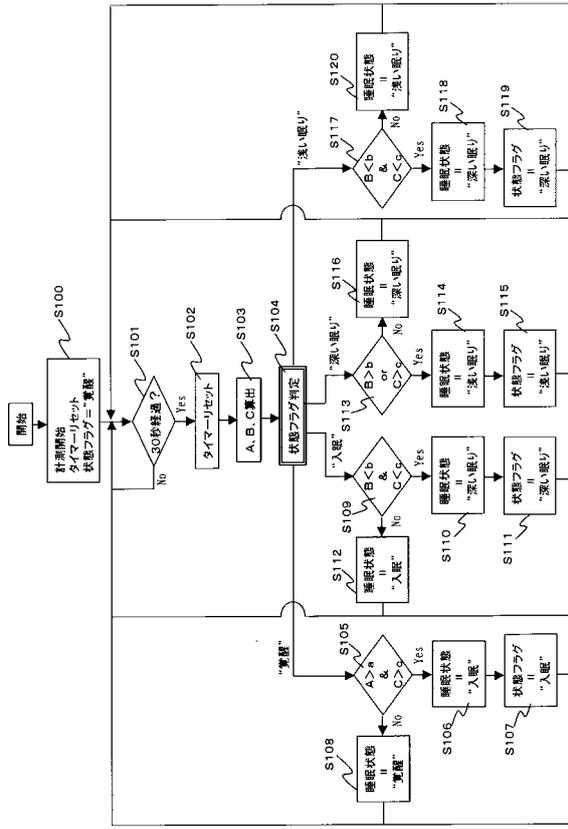
【 図 3 】



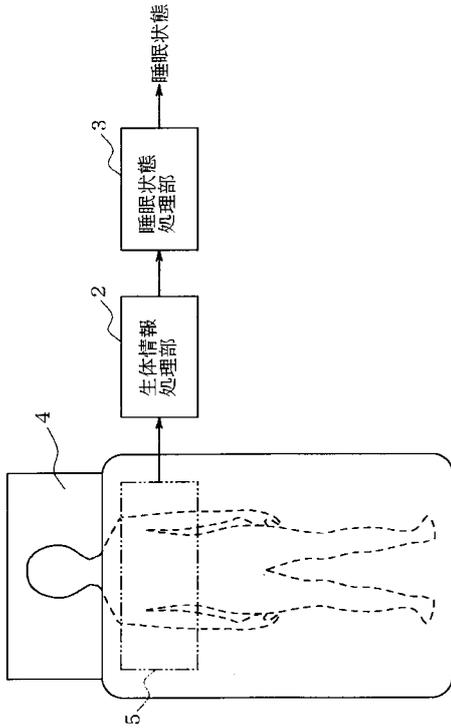
【 図 4 】



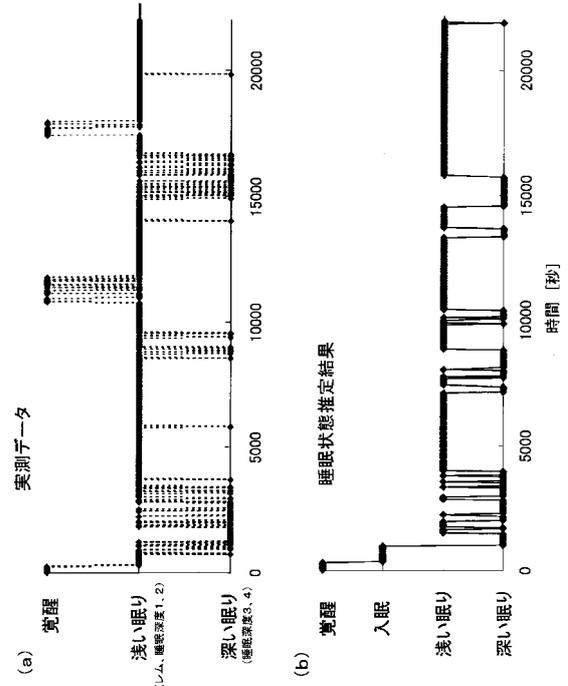
【 図 5 】



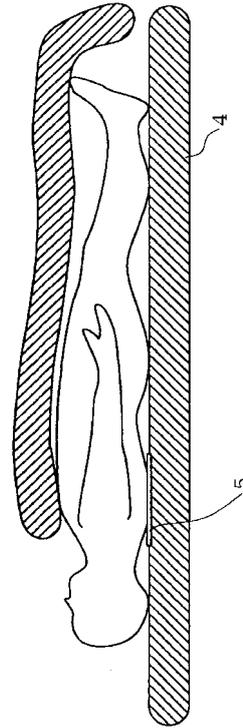
【 図 7 】



【 図 6 】



【 図 8 】



フロントページの続き

- (72)発明者 山本 泰司
大阪府守口市京阪本通2丁目5番5号 三洋電機株式会社内
- (72)発明者 藤原 義久
大阪府守口市京阪本通2丁目5番5号 三洋電機株式会社内

審査官 上田 正樹

- (56)参考文献 特開平03-041926(JP,A)
特開2000-325315(JP,A)
特開2002-078690(JP,A)
特開平06-098863(JP,A)
特開平07-204166(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/16
A61B 5/11