

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7432233号
(P7432233)

(45)発行日 令和6年2月16日(2024. 2. 16)

(24)登録日 令和6年2月7日(2024. 2. 7)

(51)Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 5/16 (2006. 01)	A 6 1 B 5/16	1 3 0
A 6 1 B 5/113 (2006. 01)	A 6 1 B 5/113	
A 6 1 B 5/352 (2021. 01)	A 6 1 B 5/352	
A 6 1 B 5/01 (2006. 01)	A 6 1 B 5/01	1 0 0

請求項の数 7 (全 20 頁)

(21)出願番号	特願2020-66601(P2020-66601)	(73)特許権者	514298564
(22)出願日	令和2年4月2日(2020. 4. 2)		株式会社人間と科学の研究所
(65)公開番号	特開2021-159571(P2021-159571A)		東京都千代田区麹町5-3-4 麹町秋山
(43)公開日	令和3年10月11日(2021. 10. 11)		ビルディング 8 F
審査請求日	令和5年1月5日(2023. 1. 5)	(74)代理人	100078776
			弁理士 安形 雄三
		(72)発明者	飛岡 健
			千葉県松戸市六高台4-5-1
		審査官	藤原 伸二

最終頁に続く

(54)【発明の名称】睡眠解析方法及び装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験者の身体に装着された、温度センサ、加速度センサ及び心電計を備えた睡眠情報検出装置、で得られる温度データ、加速度データ及び心電データに基づいて、睡眠解析部が前記被験者の睡眠状態を解析する、睡眠解析装置の作動方法であって、

前記温度データは、前記温度センサから得られる前記被験者の皮膚温度であり、

前記加速度データは、前記被験者の身長方向をY軸、左右方向をX軸、前後方向をZ軸とした加速度データであり、

前記被験者の皮膚温度と、

前記心電計からの前記被験者の前記心電データを処理して得られる心拍数、交感神経指標及び副交感神経指標、並びに、前記交感神経指標及び前記副交感神経指標の交叉の変化と、

前記加速度センサからの前記被験者の前記加速度データを処理して得られる、前記被験者の姿勢と、消費エネルギーと、

前記加速度データのうち、睡眠情報の検出に際して得られる、最初の所定時間の、Z軸方向の加速度データと、Y軸方向の加速度データと、X軸方向の加速度データとを比較し、大きい方の2つを採用した加速度データ及び、前記副交感神経指標に基づいて算出する呼吸数と、

に基づいて、前記睡眠解析部が前記被験者の睡眠状態を解析し、

前記睡眠状態は、入床、入眠(潜時)、睡眠から覚めた脱眠、起床、であり、

10

20

前記加速度データによる前記姿勢に基づいて、前記睡眠解析部が入床又は起床を判定し

、
前記心拍数の低下と、前記皮膚温度の上昇と、前記呼吸数の低下と、前記消費エネルギーの低下と、前記交感神経指標の低下と前記副交感神経指標の上昇による交叉と、に基づいて、前記睡眠解析部が前記入眠（潜時）を判定し、

前記心拍数の上昇と、前記皮膚温度の低下と、前記呼吸数の上昇と、前記消費エネルギーの上昇と、前記交感神経指標の上昇と前記副交感神経指標の低下による交叉と、に基づいて、前記睡眠解析部が睡眠から覚めた脱眠を判定する、

ことを特徴とする睡眠解析方法。

【請求項 2】

前記睡眠状態が、レム睡眠、ノンレム睡眠、浅睡眠、深睡眠であり、

前記交感神経指標、又は／及び、呼吸周波数変動幅のデータに基づいて、前記睡眠解析部が前記ノンレム睡眠の睡眠度（浅睡眠及び深睡眠）、並びに、前記レム睡眠を判定する

、
請求項 1 に記載の睡眠解析方法。

【請求項 3】

前記呼吸数に基づき、所定時間の間に前記呼吸数が 0 となった場合、又は／及び、前記副交感神経指標が所定時間の間、何の出力も無い場合に、前記睡眠解析部が無呼吸症候群と判定する、請求項 1 又は 2 に記載の睡眠解析方法。

【請求項 4】

被験者の身体に装着可能であり、温度センサ、加速度センサ及び心電計を備えた睡眠情報検出装置と、

前記睡眠情報検出装置で得られる温度データ、加速度データ及び心電データを取得して処理し、入床、入眠（潜時）、睡眠から覚めた脱眠、起床、レム睡眠、ノンレム睡眠、浅睡眠、深睡眠の睡眠状態を解析する睡眠解析部と、で構成され、

前記温度データは、前記温度センサから得られる前記被験者の皮膚温度であり、

前記加速度データは、前記被験者の身長方向を Y 軸、左右方向を X 軸、前後方向を Z 軸とした加速度データであり、

前記睡眠解析部は、

前記加速度データに基づく姿勢信号に基づいて被験者の姿勢（立位、仰臥位、側臥位など）を判定して判定結果を出力する姿勢判定部と、

前記皮膚温度のデータの変化（上昇、低下）を検出して検出結果を出力する温度変化検出部と、

前記心電データのピーク間隔に基づいて心拍数を検出する心拍数検出部と、

前記ピーク間隔の時間／周波数解析に基づいて交感神経指標及び副交感神経指標を計算する自律神経計算部と、

前記交感神経指標及び前記副交感神経指標の交叉の変化（上昇、低下）を判定して判定結果を出力する交叉判定部と、

前記加速度データのうち、睡眠情報の検出に際して得られる、最初の所定時間の、Z 軸方向の加速度データと、Y 軸方向の加速度データと、X 軸方向の加速度データとを比較し、大きい方の 2 つを採用した加速度データ及び前記副交感神経指標に基づいて呼吸数を検出する呼吸検出部と、

前記加速度データに基づいて消費エネルギーを検出する運動検出部と、
で構成され、

前記加速度データによる前記姿勢に基づいて入床又は起床を判定し、

前記心拍数の低下と、前記皮膚温度の上昇と、前記呼吸数の低下と、前記消費エネルギーの低下と、前記交感神経指標の低下と前記副交感神経指標の上昇による交叉と、に基づいて、入眠（潜時）を判定し、

前記心拍数の上昇と、前記皮膚温度の低下と、前記呼吸数の上昇と、前記消費エネルギーの上昇と、前記交感神経指標の上昇と前記副交感神経指標の低下による交叉と、に基づ

10

20

30

40

50

いて、睡眠から覚めた脱眠を判定する、ことを特徴とする睡眠解析装置。

【請求項 5】

前記睡眠情報検出装置からの前記温度データ、前記加速度データ及び前記心電データを、メモリを介する端子接続で、若しくは無線で、若しくは有線で、若しくは光通信で前記睡眠解析部に送信するようになっている請求項 4 に記載の睡眠解析装置。

【請求項 6】

前記交感神経指標、又は／及び、呼吸周波数変動幅のデータに基づいて、前記ノンレム睡眠の睡眠度（浅睡眠及び深睡眠）、並びに、前記レム睡眠を判定する、請求項 4 又は 5 に記載の睡眠解析装置。

【請求項 7】

前記呼吸数に基づき、所定時間の間に前記呼吸数が 0 となった場合、又は／及び、前記副交感神経指標が所定時間の間、何の出力も無い場合に、無呼吸症候群と判定する、請求項 4 に記載の睡眠解析装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被験者に容易に装着可能であり、特別に入院して検査する必要がなく、被験者も日常生活のまま気軽に利用でき、被験者の睡眠状態（入眠（潜時）、脱眠、レム睡眠、ノンレム睡眠、浅睡眠、深睡眠など）を簡便に且つ精度良く確実に解析できると共に、大人のみでなく、従来の睡眠ポリグラフィによる検査のできない子供、乳幼児等にも簡単に使用可能な睡眠解析方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の睡眠解析法は、被験者が 1 日入院して、大型の睡眠ポリグラフ装置を身に付け、且つベッドに拘束された苦痛な検査であり、大人でもその検査を受けるのは大変であり、乳幼児や小さな子供には容易に適用できない問題があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2002-291710 号公報

【特許文献 2】特開 2010-99173 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

1 日の入院が必要であるという睡眠ポリグラフィの課題を解決した装置として、例えば特許文献 1 に示されるものが提案されているが、脈拍のデータのみから解析しているため、正確性において課題が残っている。また、特許文献 2 では多人数用の睡眠管理システムを開示しているが、検出装置自体が大がかりである問題がある。更に、入床（bed-in）した後脳が眠る入眠時間を正確に判定しているものではない。

【0005】

本発明は上述のような事情よりなされたものであり、本発明の目的は、被験者の胸部等に容易に装着し、内蔵された 3 種のセンサが検出した睡眠検出情報を処理して、睡眠時に生じる様々な現象（例えば入眠潜時など）に対して正確な睡眠解析を行い、子供等に対しても苦痛なく解析可能な睡眠解析方法及び装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明はセンサ数の少ない睡眠解析方法に関し、本発明の上記目的は、被験者の身体に装着された、温度センサ、加速度センサ及び心電計を備えた睡眠情報検出装置、で得られる温度データ、加速度データ及び心電データに基づいて、前記睡眠解析部が前記被験者の睡眠状態を解析する、睡眠解析装置の作動方法であって、前記温度データは、前記温度セ

10

20

30

40

50

ンサから得られる前記被験者の皮膚温度であり、前記加速度データは、前記被験者の身長方向をY軸、左右方向をX軸、前後方向をZ軸とした加速度データであり、前記被験者の皮膚温度と、前記心電計からの前記被験者の前記心電データを処理して得られる心拍数、交感神経指標及び副交感神経指標、並びに、前記交感神経指標及び前記副交感神経指標の交叉の変化と、前記加速度センサからの前記被験者の前記加速度データを処理して得られる、前記被験者の姿勢と、消費エネルギーと、前記加速度データのうち、睡眠情報の検出に際して得られる、最初の所定時間の、Z軸方向の加速度データと、Y軸方向の加速度データと、X軸方向の加速度データとを比較し、大きい方の2つを採用した加速度データ及び、前記副交感神経指標に基づいて算出する呼吸数と、に基づいて、前記睡眠解析部が前記被験者の睡眠状態を解析し、前記睡眠状態は、入床、入眠（潜時）、睡眠から覚めた脱眠、起床、であり、前記加速度データによる前記姿勢に基づいて、前記睡眠解析部が入床又は起床を判定し、前記心拍数の低下と、前記皮膚温度の上昇と、前記呼吸数の低下と、前記消費エネルギーの低下と、前記交感神経指標の低下と前記副交感神経指標の上昇による交叉と、に基づいて、前記睡眠解析部が前記入眠（潜時）を判定し、前記心拍数の上昇と、前記皮膚温度の低下と、前記呼吸数の上昇と、前記消費エネルギーの上昇と、前記交感神経指標の上昇と前記副交感神経指標の低下による交叉と、に基づいて、前記睡眠解析部が睡眠から覚めた脱眠を判定する、ことにより達成される。

10

【0007】

また、本発明はセンサ数の少ない睡眠解析装置に関し、本発明の上記目的は、被験者の身体に装着可能であり、温度センサ、加速度センサ及び心電計を備えた睡眠情報検出装置と、前記睡眠情報検出装置で得られる温度データ、加速度データ及び心電データを取得して処理し、入床、入眠（潜時）、睡眠から覚めた脱眠、起床、レム睡眠、ノンレム睡眠、浅睡眠、深睡眠の睡眠状態を解析する睡眠解析部と、で構成され、前記温度データは、前記温度センサから得られる前記被験者の皮膚温度であり、前記加速度データは、前記被験者の身長方向をY軸、左右方向をX軸、前後方向をZ軸とした加速度データであり、前記睡眠解析部は、前記加速度データに基づく姿勢信号に基づいて被験者の姿勢（立位、仰臥位、側臥位など）を判定して判定結果を出力する姿勢判定部と、前記皮膚温度のデータの変化（上昇、低下）を検出して検出結果を出力する温度変化検出部と、前記心電データのピーク間隔に基づいて心拍数を検出する心拍数検出部と、前記ピーク間隔の時間／周波数解析に基づいて交感神経指標及び副交感神経指標を計算する自律神経計算部と、前記交感神経指標及び前記副交感神経指標の交叉の変化（上昇、低下）を判定して判定結果を出力する交叉判定部と、前記加速度データのうち、睡眠情報の検出に際して得られる、最初の所定時間の、Z軸方向の加速度データと、Y軸方向の加速度データと、X軸方向の加速度データとを比較し、大きい方の2つを採用した加速度データ及び前記副交感神経指標に基づいて呼吸数を検出する呼吸検出部と、前記加速度データに基づいて消費エネルギーを検出する運動検出部と、で構成され、前記加速度データによる前記姿勢に基づいて入床又は起床を判定し、前記心拍数の低下と、前記皮膚温度の上昇と、前記呼吸数の低下と、前記消費エネルギーの低下と、前記交感神経指標の低下と前記副交感神経指標の上昇による交叉と、に基づいて、入眠（潜時）を判定し、前記心拍数の上昇と、前記皮膚温度の低下と、前記呼吸数の上昇と、前記消費エネルギーの上昇と、前記交感神経指標の上昇と前記副交感神経指標の低下による交叉と、に基づいて、睡眠から覚めた脱眠を判定する、ことにより達成される。

20

30

40

【発明の効果】

【0008】

本発明に係る睡眠解析方法及び装置によれば、被験者の胸部に装着した睡眠情報検出装置で得られる睡眠検出情報を基に、被験者の睡眠状態を多くの解析要素（皮膚の温度データ、心拍数、呼吸数、加速度データ、心電データなど）に基づいて科学的に解析しているので、入眠や脱眠、浅睡眠、深睡眠、睡眠時無呼吸症候群、朝方に血圧が急上昇するモーニングサージといった睡眠状態を精度良く確実に解析することが可能である。

【0009】

50

また、多くの解析要素を、温度センサ、加速度センサ及び心電計の3つの少ないセンサで得ることができるので、ハードウェア的に簡易な構成となり、データ送信（無線、端子接続など）も容易である。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明に用いる睡眠情報検出装置の外観例を示す斜視図である。

【図2】本発明に用いる睡眠情報検出装置本体の底面図である。

【図3】電極片の構造例を示す側面図及び平面図である。

【図4】本発明に用いる睡眠情報検出装置の底面図である。

【図5】睡眠情報検出装置を被験者の胸部に装着した様子を示す模式図である。

10

【図6】本発明に係る睡眠情報検出装置の利用形態の一例を示す模式図である。

【図7】睡眠情報検出装置の内部構成例を示すブロック図である。

【図8】被験者の立位と仰臥位における睡眠情報検出装置の座標（x y z）例を説明するための模式図である。

【図9】心電計の構成例を示すブロック図である。

【図10】睡眠解析部の構成例を示すブロック図である。

【図11】呼吸検出部の構成例を示すブロック図である。

【図12】心電データの一例を示す波形図である。

【図13】心電データ波形の正常例と異常例を示す波形図である。

【図14】交感神経活動の指標と睡眠の関係を示す特性図である。

20

【図15】呼吸周波数変動幅と睡眠の関係を示す特性図である。

【図16】交感神経及び副交感神経と睡眠の関係を示す特性図である。

【図17】運動強度と運動加速度の関係例を示す特性図である。

【図18】解析処理部の構成例を示すブロック図である。

【図19】本発明の動作例を示すフローチャートである。

【図20】解析処理部の動作例を示すフローチャートである。

【図21】本発明の動作例を示すタイミングチャートである。

【図22】睡眠中の変化例を示すタイムチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0011】

30

睡眠解析のベストな方法の1つは、脳波計を用いることである。脳波には様々な種類があり、 α 波は目を閉じて安静状態になると現れる波で、周波数は8～13Hz、振幅30～60 μ V程度の不規則な波形であり、 β 波は集中している時によく現れる波で、周波数14～30Hz、振幅30 μ V以下の不規則な波形であることが知られている。また、 θ 波は、うとうとしている状態、浅い睡眠状態のときに現れる波で、周波数は4～7Hz、振幅は10～50 μ V程度の波形を示し、 δ 波は深い睡眠や、麻酔に打たれている状況のときに現れる波で、周波数は0.5～4Hz、振幅は20～200 μ V程度の波形を示すことが知られている。そして、睡眠中の脳波から見ると、レム睡眠とノンレム睡眠の2種類があり、人は寝つき始めるとノンレム睡眠に入り、徐々に深い睡眠に入っていく、徐々に心拍数や血圧、体温（体内）などが低下するが、この状況をノンレム睡眠と呼び、脳は休息している状態になり、脳波は δ 波が多くなる。次いで脳波は急速に眠り始めと同じ状況になり、浅い睡眠時に見られる θ 波が多くなり、この状態をレム睡眠と呼ぶ。

40

【0012】

なお、ノンレム睡眠は睡眠の深さ（睡眠度）によって浅い方から第1類～第4類に分類されており、第1類及び第2類が浅睡眠とされ、第3類及び第4類が深睡眠と定義されている。

【0013】

本発明では、大掛かりになる脳波計を用いたポリグラフ装置ではなく、できるだけ少ないセンサ（温度センサ、加速度センサ、心電計）による睡眠検出情報に基づき、脳が睡眠に入った入眠（潜時）、睡眠から覚めた脱眠やノンレム睡眠の状態を确实且つ正確に検出

50

することができると共に、睡眠中に生じる無呼吸症候群や寝返りの回数、或いは睡眠の良し悪しなども検出する。被験者に装着する睡眠情報検出装置と、睡眠情報検出装置からの睡眠検出情報に基づいて睡眠解析を行う睡眠解析部とで構成されている。

【0014】

図1は、本発明に用いる睡眠情報検出装置100の外観構成の一例を示しており、睡眠情報検出装置100本体は平板状の矩形体であり、両側には、合成樹脂等で成る可撓性で長形状の電極片101A及び101Bが装着されており、前面部には、内蔵のバッテリー130を充電するためのUSB (Universal Serial Bus) 端子102が設けられている。本例では、心電データ取得の電極が2個の場合であり、電極が3個の場合には3枚の電極片が装着される。また、USB端子102は前面に突出しているが、埋没させて、使用時に突出する可動構造であっても良く、設置場所は適宜変更可能である。

10

【0015】

図2は睡眠情報検出装置100本体の底面を示しており、2つの円形の導電材103A及び103Bが本体底面の両側に埋設されており、導電材103A及び103Bの中央部には、電極片101A及び101Bを着脱するための、窪みである凹部104A及び104Bが設けられている。

【0016】

また、電極片101A及び101Bは同一構成であり、電極片101Aの構成例を図3に示す。図3(A)は側面図であり、図3(B)は平面図である。電極片101Aは可撓性ある長形状の合成樹脂等で成っており、一表面の一端部には、導電材103Aと接触して係合する円盤状で導電性の係合部材105Aが設けられており、係合部材105Aの上表面には導電材103Aの凹部104Aに嵌合する円柱状の凸部106Aが設けられている。凹部104Aと凸部106Aとは、容易に着脱可能である。電極片101Aの他の表面の他端部には、被験者の皮膚に接触しないしは皮膚を押圧する円盤状の電極材107Aが設けられており、係合部材105Aと電極材107Aとが導電性のリード線108Aで電気的に接続されており、電極材107Aで測定された電位は、リード線108A、係合部材105A (凸部106A)、導電材103A (凹部104A) を経て睡眠情報検出装置100内の制御部140に入力され、その後、後述する睡眠解析部300に入力される。電極材107Aの周辺は公知の吸盤構造であり、被験者の皮膚 (胸部) に容易に装着可能となっている。

20

30

【0017】

このような構成の2つの電極片101A及び101Bを、導電材103A及び103Bの各凹部104A及び104Bと、係合部材105A及び105Bの各凸部106A及び106Bとを嵌合することにより、睡眠情報検出装置100に装着することができ、電極片101A及び101Bの装着状態では図1の斜視図及び図4の底面図のような構造になる。この状態で、電極片101A及び101Bの両端部の吸盤部を被験者の胸部に当て、睡眠情報検出装置100を図5に示すように被験者に装着する。吸盤部を被験者の胸部に当てるだけ、若しくは軽く押す (押圧) だけで装着できるので、子供や乳幼児等に対しても容易である。

【0018】

なお、電極材107A及び107Bは心電計の電極であり、本例では被験者の2か所の電位を測定するようになっているので、その間隔dは80 [mm] 以上となっていることが望ましい。また、装着部材も吸盤構造に限られるものではなく、公知の他の手段を用いることができる。

40

【0019】

図6は、被験者に装着した睡眠情報検出装置100とPC (パソコン) 等で成る睡眠解析部300の各種利用形態を示しており、図6(A)のシステムは、睡眠情報検出装置100で検出された睡眠検出情報が無線送信され、睡眠解析部300が直接睡眠検出情報を受信して、睡眠解析部300がデータ処理して解析した睡眠解析結果が、印字、表示、情報等で出力されるようになっている。また、図6(B)のシステムでは、睡眠情報検出装

50

置 100 で検出された睡眠検出情報が、ネットワーク 1 を経て睡眠解析部 300 に入力されている。ネットワーク 1 は、移動通信網、インターネット等の公衆網、或いは固定電話網等を含むことができ、WAN (Wide Area Network) や LAN (Local Area Network) などにより実現することができ、有線・無線を問わない。また、図 6 (C) のシステムは、端末装置 2 を経てネットワーク 1 に接続され、ネットワーク 1 に睡眠解析部 300 が接続された例を示している。

【0020】

なお、図 6 では、睡眠情報検出装置 100 から睡眠検出情報が無線で出力される例を示しているが、有線や光通信でも良く、また、USB 端子 102 を直接睡眠解析部 300 の所定端子部に接続して、睡眠解析部 300 内のメモリに格納されている睡眠検出情報を読み取って処理するようにしても良い (直接送受方式)。

10

【0021】

図 7 は睡眠情報検出装置 100 の内部構成の一例を示しており、睡眠情報検出装置 100 は睡眠情報検出のためのセンサ部 120 を有しており、センサ部 120 は被験者の皮膚 (表皮) 温度を検出して温度データ T_h を出力する温度センサ 121 と、被験者の動き (運動) の加速度を測定して加速度データ α を出力する加速度センサ 122 と、被験者と接触する 2 個の電極 107A 及び 107B に基づいて心電データ EC を出力する心電計 123 とで構成されている。温度センサ 121 は被験者の皮膚温度を測定し、測定された温度データ T_h は制御部 140 に入力される。加速度センサ 122 は被験者の動き (運動) に応じた加速度を各直交する 3 軸 (x 軸、y 軸、z 軸) について測定し、測定された x y z 軸の加速度データ α は制御部 140 に入力される。心電計 123 は 2 個の電極 107A 及び 107B により電位を測定し、電位差から演算された被験者の心電データ EC を制御部 140 に入力する。測定される電位は微弱であり、心電計 123 内部の増幅器等で増幅されるので、ノイズの影響を受け易い。よって、ノイズの影響を低減し S/N 比を向上させるために、電極 107A、107B や増幅器等は近接して配置される。

20

【0022】

上述のように、センサ部 120 から出力される温度データ T_h 、加速度データ α 及び心電データ EC は制御部 140 に入力され、制御部 140 は、入力された温度データ T_h 、加速度データ α 及び心電データ EC を、データ毎に予め設定されたメモリ 141 内の領域にそれぞれ格納すると共に、送信部 142 を経て、睡眠検出情報 RS として外部の睡眠解析部 300 に送信する。また、睡眠情報検出装置 100 には、各素子に電力を供給する充電可能なバッテリー 130 が内蔵されており、バッテリー 130 は USB 端子 102 を PC 等の USB 端子に挿入することで充電される。また、上述した直接送受方式の形態では、USB 端子 102 を睡眠解析部 300 の所定端子部に差し込むことで、メモリ 141 に格納されたデータを取り込むことができる。

30

【0023】

モード切換スイッチ (図示せず) により同時送信モードが設定されている場合には、制御部 140 は検出された睡眠検出情報をメモリ 141 に記憶することなく送信部 142 に送信し、送信部 142 は睡眠検出情報 RS を外部に送信する。モード切換スイッチにより記憶送信モードが設定されている場合には、睡眠検出情報を一旦メモリ 141 に記憶し、その後随時情報を読み出して送信部 142 に送信し、送信部 142 は睡眠検出情報 RS を外部に送信する。この場合、検出された睡眠検出情報をメモリ 141 に記憶すると同時に外部に無線送信することも、メモリ 141 に記憶するだけということもできる。メモリ 141 に記憶するだけの場合には、上述した直接送受方式によって睡眠解析部 300 に取り込む。送信部 142 は、入力された睡眠検出情報 RSA を外部の睡眠解析部 300 が受信可能な形式に変換し、睡眠検出情報 RS として無線送信する。無線送信の方式として、ワイファイ (Wi-Fi) 方式やブルートゥース (Blue tooth (登録商標) 方式等を使用する。睡眠解析部 300 はパソコン等のソフトウェアで構築され、受信した睡眠検出情報 RS を基に被験者の睡眠状態を科学的に解析する。

40

【0024】

50

本発明の睡眠解析に用いる睡眠情報検出装置 100 は、図 5 及び図 8 に示すように被験者の胸部に装着され、図 8 (A) の立位状態において上下方向が y 軸 (加速度 α_y)、左右方向が x 軸 (加速度 α_x)、前後方向が z 軸 (加速度 α_z) となっており、図 8 (B) の仰臥位状態において左右方向が x 軸 (加速度 α_x)、上下方向が y 軸 (加速度 α_y)、紙面垂直方向が z 軸 (加速度 α_z) となっているが、軸関係は適宜変更可能である。加速度センサ 122 は、被験者の胸部全体の運動 (動き)、心臓、気道、横隔膜、肋骨などの動きに関連した加速度を測定し、測定された全ての加速度データ α は制御部 140 に入力される。また、心電計 123 は、図 9 に示すように電極 107A の電位 e_1 及び電極 107B の電位 e_2 の差を数 1 により求めて、心電データ EC を出力する電位差算出部 123A で成っており、心電データ EC も制御部 140 に入力される。

10

(数 1)

$$EC = e_1 - e_2$$

なお、電極数が 3 個の場合 (3 個目の電極電位を e_3 とする) には、下記数 2 又は数 3 に従って電位差を算出し、電位差に基づいて演算された心電データ EC を出力する。

(数 2)

$$EC = \{ (e_1 - e_2) + (e_1 - e_3) \} / 2$$

(数 3)

$$EC = e_1 - (e_2 + e_3) / 2$$

図 10 は睡眠解析部 300 の構成例を示しており、睡眠情報検出装置 100 から送信された温度データ Th、加速度データ α 及び心電データ EC の睡眠検出情報 RS は、フォーマット変換等を行うインタフェース (I/F) の入力部 301 に入力され、心電データ EC は入力部 301 を経てピーク検出部 302 に入力される。温度データ Th はそのまま解析処理部 320 に入力され、加速度データ α は呼吸検出部 310、姿勢検出部 360 及び運動検出部 370 に入力される。姿勢検出部 360 で検出された、立位、仰臥位などを示す姿勢データ ST は解析処理部 320 に入力され、運動加速度 α_m から求められ、運動検出部 370 で検出された消費エネルギー EN は解析処理部 320 に入力される。

20

【0025】

ピーク検出部 302 において心電データ EC のピーク R が検出され、検出されたピーク R を示すピーク信号 PS はピーク間隔検出部 303 に入力される。ピーク間隔検出部 303 はピーク信号 PS に基づいて各データのピーク間隔 RRI を検出し、ピーク間隔 RRI を示すピーク間隔信号 IPS は、時間/周波数解析部 350、心拍数検出部 340 及び CVRR (Coefficient of Variation of RR Interval) 検出部 341 に入力される。時間/周波数解析部 350 はピーク間隔 RRI の時間に対する周波数を解析し、解析された周波数信号を入力する波長解析部 351 で、周波数が 0.15 Hz 以上を高波長 HF として解析し、周波数が 0.15 Hz より小さく、0.04 Hz 以上の周波数を低波長 LF として解析する。解析された高波長 HF 及び低波長 LF は自律神経計算部 352 に入力され、自律神経の活動度を示す交感神経 (Sympathetic Nervous System) 指標 SNS 及び副交感神経 (Parasympathetic Nervous System) 指標 PSNS が、下記数 4 に従って計算される。

30

40

(数 4)

$$HF = \text{副交感神経指標 PSNS}$$

$$LF / HF = \text{交感神経指標 SNS}$$

即ち、副交感神経の活動指標となる副交感神経指標 PSNS は高波長 HF であり、交感神経の活動指標となる交感神経指標 SNS は LF/HF であり、これら副交感神経指標 PSNS 及び交感神経指標 SNS は解析処理部 320 に入力されると共に、副交感神経指標 PSNS は呼吸検出部 310 及び無呼吸症候群検出部 342 に入力されてフーリエ解析に供される。また、ピーク間隔信号 IPS は心拍数検出部 340 及び CVRR 検出部 341 に入力され、検出された心拍数 HN は解析処理部 320 に入力される。ピーク間隔信号 I

50

PSは心電データECに基づいており、心臓の脈動が心拍数と関連しているので、容易に心拍数HNを検出することができる。

【0026】

更に、入力部301からの加速度データ α は、呼吸検出部310、姿勢検出部360及び運動検出部370に入力され、呼吸検出部310で検出された呼吸数BRは無呼吸症候群検出部342に入力されると共に、解析処理部320に入力される。姿勢検出部360からの、立位、仰臥位などの姿勢データST及び運動検出部370からの、運動加速度(α_{xm} 、 α_{ym} 、 α_{zm})に基づいて計算される消費エネルギーENは解析処理部320に入力される。解析処理部320で解析された睡眠解析情報SYAは、フォーマットを合わせるためのインタフェース(I/F)の出力部304を経て睡眠解析情報SYとして出力される。

10

【0027】

本発明に係る睡眠情報検出装置100は加速度センサ122を内蔵しており、図8(A)及び(B)で説明したように、x軸の加速度 α_x 、y軸の加速度 α_y 、z軸の加速度 α_z を検出して出力する。そして、各軸の加速度 α_x 、 α_y 、 α_z の中には、それぞれ重力加速度 α_g 、運動加速度 α_m 、微小体動加速度 α_s が存在し、例えばx軸の加速度 α_x は下記数5で表わされ、運動中は一般的に下記数6の関係がある。y軸の加速度 α_y 及びz軸の加速度 α_z についても同様である。

(数5)

$$\alpha_x = \alpha_{xg} + \alpha_{xm} + \alpha_{xs}$$

20

(数6)

$$\alpha_m > \alpha_g > \alpha_s$$

微小体動加速度 α_s の出力は非常に小さく、0.01[G]以下である。また、運動加速度 α_m は軽い運動位までなら数[G]である。呼吸の検出には、xyz各軸について微小体動加速度 α_s を用いるが、約0.01[G]以下の小さな範囲の体動加速度 α_s を検出しなければならない。そのため、本発明の加速度データ α の処理にはサンプリング周期を高くすると共に、小さな出力を上げるために出力ゲインを上昇させるように、2種類のバンドパスフィルタ(BPS)を用いる。即ち、呼吸数は1分間に約10~40回、周波数にして約0.17[Hz]~0.67[Hz]であるので、この周波数を通過させるBPFを用いる。また、重力の大きさは0.01[G]以下のローパスフィルタ(LPF)を用いる。それでもノイズが大きい場合には、高速フーリエ変換(FFT)を用いて呼吸数(呼吸周波数)BRを算出する。

30

【0028】

更に検討する必要があることは、睡眠情報検出装置100を被験者の胸部に装着した時の加速度センサ122の出力の検討である。人によって、気道の動き(z軸方向)が大きい人と、横隔膜の動き(y軸方向)が大きい人と、肋骨の動き(X軸方向及びz軸方向)大きい人とに分類できるので、睡眠情報の検出に際しての最初の所定時間(例えば5秒)、z軸方向の加速度データ α_{zs} と、y軸方向の加速度データ α_{ys} と、x軸方向の加速度データ α_{xs} とを自動的に比較し、大きい方の2つの加速度データを採用する。これは呼吸数検出に大きな影響を与える。実験によれば、一般的に横隔膜の動き(y軸方向)の方が大きい人が多いが、個々のケースで異なるので、気道の動き(z軸方向)、横隔膜の動き(y軸方向)及び肋骨の動き(X軸方向及びz軸方向)を比較して、大きい値を自動的に選択する構成とする。

40

【0029】

このような前提の基に構成された呼吸検出部310の構成例を図11に示して説明する。睡眠情報検出装置100の加速度センサ122から加速度 α (α_x 、 α_y 、 α_z)が選択部311に入力され、大きい方の2つの加速度 α_y 、 α_z 、 α_x が選択されて高速サンプリング部312に入力される。高速サンプリング部312では、0.01[G]以下の微小体動加速度 α_s を取得するために、一般的な呼吸周波数よりも高い高速サンプリング

50

を行い、高速サンプリングされた加速度 α_{y1} 、 α_{z1} 、 α_{x1} を B P F 3 1 3 に入力する。B P F 3 1 3 は、通常人の 1 分間の呼吸数 10 ~ 40 回に対応する周波数 0.17 ~ 0.67 [Hz] の周波数バンド幅を通過させ、B P F 3 1 3 でバンドパス濾過処理された加速度 α_{y2} 、 α_{z2} 、 α_{x2} を L P F 3 1 4 に入力する。L P F 3 1 4 は重力の大きさが 0.01 [G] 以下を通過させ、ローパス濾過処理された加速度 α_{y3} 、 α_{z3} 、 α_{x3} を高速フーリエ変換部 (F T T) 3 1 5 に入力する。F T T 3 1 5 はノイズ成分を除去して周波数信号 α_{ys} 、 α_{zs} 、 α_{xs} を出力し、周波数信号 α_{ys} 、 α_{zs} 、 α_{xs} は比較部 3 1 6 に入力される。比較部 3 1 6 で大きい方の周波数信号が自動選択され、呼吸演算部 3 1 7 に入力される。呼吸演算部 3 1 7 で周波数信号から演算された呼吸数 B R は解析処理部 3 2 0 に入力されると共に、無呼吸症候群検出部 3 4 2 に入力される。

10

【0030】

無呼吸症候群検出部 3 4 2 は呼吸数 B R 及び副交感神経指標 P S N S を入力しており、所定時間 (例えば 10 秒) の間に呼吸が無く、呼吸数 B R が "0" となった場合に無呼吸信号 N B を出力する。また、副交感神経指標 P S N S が所定時間 (例えば 10 秒) の間、何の出力も無い場合にも無呼吸症候群の判定を行うことができるので、両方の判定を並行して行っても良く、いずれか一方の実施でも良い。無呼吸信号 N B は解析処理部 3 2 0 に入力される。

【0031】

図 1 2 は心電データ E C の波形例を示しており、ピーク検出部 3 0 2 は心電データ E C のピーク R 1, R 2, ... R n を検出し、ピーク R 1, R 2, ... R n を示すピーク信号 P S はピーク間隔検出部 3 0 3 に入力される。ピーク間隔検出部 3 0 3 はピーク R の間隔、つまりピーク R 1 とピーク R 2 のピーク間隔 R R I 1、ピーク R 2 とピーク R 3 のピーク間隔 R R I 2、ピーク R 3 とピーク R 4 のピーク間隔 R R I 3、... が順次検出され、これらピーク間隔 R R I を示すピーク間隔信号 I P S が時間/周波数解析部 3 5 0、心拍数検出部 3 4 0 及び C V R R 検出部 3 4 1 に入力される。心電データ E C のピーク信号 P S 及びピーク間隔信号 I P S に基づいてピーク間隔の変化率 R R I V を求め、変化率 R R I V から C V R R (Coefficient of Variation of RR Interval) と称される自律神経の活動を正規化した係数 C V R R を演算する。係数 C V R R の演算方法は公知であるが、ピーク間隔の分散値を σ とし、ピーク間隔の平均値を M とすると、下記数 7 で表わされる。係数 C V R R は解析処理部 3 2 0 に入力され、自律神経の活動の判定に利用される。

20

30

【0032】

【数 7】

$$CVRR = \frac{\sqrt{\sigma^2}}{M}$$

図 1 3 の波形図において、正常な被験者は、図 1 3 (A) に示すようにピーク間隔 R R I 1 ~ R R I 3 に多少のバラツキがあり、異常な被験者は、図 1 3 (B) に示すようにピーク間隔 R R I 1 ~ R R I 3 がほぼ均一でバラツキがない。

【0033】

交換神経の活動指標となる交換神経指標 S N S と睡眠 (ノンレム睡眠の浅睡眠と深睡眠) との関係は図 1 4 であることが知られており、この関係から交換神経指標 S N S の分布に基づいて深睡眠と浅睡眠を識別することができる。また、図 1 5 は、呼吸周波数変動幅 V R F R E (Variation of Respiratory Frequency) に対する深睡眠と浅睡眠との関係を示しており、この関係から呼吸周波数変動幅 V R F R E に基づいて深睡眠と浅睡眠を識別することができる。

40

【0034】

また、交感神経指標 S N S と副交感神経指標 P S N S とが睡眠に及ぼす影響は、図 1 6 に示すような特性となっている。即ち、交感神経指標 S N S と副交感神経指標 P S N S とが拮抗している図 1 6 (B) は、普通の睡眠状態の特性を示しており、副交感神経指標 P

S N S が広範囲に亘っている図 1 6 (A) は良い睡眠状態を示している。逆に、交感神経指標 S N S が広範囲に亘っていて、副交感神経指標 P S N S が狭い図 1 6 (C) は悪い睡眠を示している。

【 0 0 3 5 】

次に、運動検出部 3 7 0 が、加速度データ α に基づいて消費エネルギー E N を検出する動作を説明する。

【 0 0 3 6 】

運動強度（運動の強さ）は、体重 1 k g 当たり身体に取り込まれる酸素の量が指標とされるが、酸素の量は分かり難いため、単位 M E T s (Metabolic Equivalent) が使用される。単位 M E T s は、安静時の酸素摂取量 3 . 5 m l / k g / 分を " 1 " としたときに、その運動で何倍のエネルギーを消費できるかで運動強度を示す単位である。そして、運動加速度 α_m と単位 M E T s との関係は、図 1 7 に示すような特性になっている。従って、運動加速度 α_m を検出することによって、相当する M E T s を求めることができる。図 1 7 の例では、運動加速度 α_{m_a} のときに 9 . 8 M E T s (1 6 1 m / 分のランニング) であり、運動加速度 α_{m_c} のときに 3 . 0 M E T s (普通歩行) となっている。このように、検出された運動加速度 α_m から単位 M E T s の値を求め、下記数 8 に従って消費エネルギー E N を算出する。算出された消費エネルギー E N は、解析処理部 3 2 0 に入力される。

(数 8)

$$E N = M E T s \times \text{時間} \times \text{体重} \times 1 . 0 5$$

図 1 8 は解析処理部 3 2 0 の構成例を示しており、温度データ T h の変化（上昇、低下）を検出して検出結果 D T 1 を出力する温度変化検出部 3 2 1 と、心拍数 H N の変化（上昇、低下）を検出して検出結果 D T 2 を出力する心拍数変化検出部 3 2 2 と、呼吸数 B R の変化（上昇、低下）を検出して検出結果 D T 3 を出力する呼吸数変化検出部 3 2 3 と、交感神経指標 S N S 及び副交感神経指標 P S N S を入力し、両者の相関関係に基づいて睡眠度を判定して判定結果 D T 4 を出力する睡眠度判定部 3 2 4 と、交感神経指標 S N S 及び副交感神経指標 P S N S の交叉の変化（上昇、低下）を判定して判定結果 D T 5 を出力する交叉判定部 3 2 5 と、姿勢信号 S T に基づいて被験者の姿勢（立位、仰臥位、側臥位など）を判定して判定結果 D T 6 を出力する姿勢判定部 3 2 6 と、消費エネルギー E N の変化（上昇、低下）を検出して検出結果 D T 7 を出力する消費エネルギー変化検出部 3 2 7 と、検出結果 D T 1 ~ D T 3 及び D T 7、判定結果 D T 4 ~ D T 6 並びに無呼吸信号 N B を入力して睡眠解析情報 S Y A を出力する睡眠判定部 3 2 8 とで構成されている。

【 0 0 3 7 】

なお、上記各変化の検出においては、それぞれ上昇判定のための閾値、低下判定のための閾値が定められており、同一の値でも、異なる値であっても良い。

【 0 0 3 8 】

このような構成において、その動作例を図 1 9 のフローチャートを参照して説明する。

【 0 0 3 9 】

まず睡眠情報検出装置 1 0 0 で温度データ T h、加速度データ α 及び心電データ E C の睡眠情報が検出され（ステップ S 1）、睡眠情報検出装置 1 0 0 から睡眠検出情報がそのまま送信されるか若しくは一旦メモリ 1 4 1 に記憶される（ステップ S 2）。その後、睡眠検出情報（温度データ T h、加速度データ α 及び心電データ E C）R S が入力部 3 0 1 を経て睡眠解析部 3 0 0 に入力され（ステップ S 1 0）、ピーク検出部 3 0 2 は心電データ E C のピークを検出し（ステップ S 1 1）、ピーク間隔検出部 3 0 3 はピーク検出部 3 0 2 からのピーク信号 P S に基づいてピーク間隔 R R I を検出する（ステップ S 1 2）。ピーク間隔検出部 3 0 3 からのピーク間隔信号 I P S は心拍数検出部 3 4 0 及び C V R R 検出部 3 4 1 に入力され、心拍数検出部 3 4 0 で心拍数 H N が検出されると共に（ステップ S 1 3）、C V R R 検出部 3 4 1 で係数 C V R R が検出される（ステップ S 1 4）。

【 0 0 4 0 】

また、ピーク間隔信号 I P S は時間／周波数解析部 3 5 0 に入力されて時間／周波数解析が行われ（ステップ S 2 0）、周波数解析に基づいた波長解析が波長解析部 3 5 1 で行われる（ステップ S 2 1）。解析された高波長 H F 及び低波長 L F は自律神経計算部 3 5 2 に入力され、自律神経に関連する副交感神経指標 P S N S 及び交感神経指標 S N S が計算される（ステップ S 2 2）。副交感神経指標 P S N S 及び交感神経指標 S N S は解析処理部 3 2 0 に入力され、副交感神経指標 P S N S は、呼吸検出部 3 1 0 及び無呼吸症候群検出部 3 4 2 に入力される。

【 0 0 4 1 】

呼吸検出部 3 1 0 は加速度データ α 及び副交感神経指標 P S N S に基づいて呼吸数 B R を検出し（ステップ S 2 3）、呼吸数 B R は解析処理部 3 2 0 に入力されると共に、無呼吸症候群検出部 3 4 2 に入力される。姿勢検出部 3 6 0 は加速度データ α に基づいて被験者の姿勢を検出し（ステップ S 2 4）、姿勢データ S T は解析処理部 3 2 0 に入力される。また、運動検出部 3 7 0 は加速度データ α に基づいて消費エネルギー E N を検出し（ステップ S 2 5）、無呼吸症候群検出部 3 4 2 は呼吸数 B R 及び副交感神経指標 P S N S に基づいて無呼吸症候群を検出し（ステップ S 2 6）、無呼吸症候群を示す無呼吸信号 N B は解析処理部 3 2 0 に入力される。解析処理部 3 2 0 は入力された各データに基づいて睡眠状態を検出し（ステップ S 1 0 0）、解析された結果である睡眠解析情報 S Y A は出力部 3 0 4 を経て出力される（ステップ S 2 0 0）。

10

【 0 0 4 2 】

なお、上述の各データの入力や各処理の順番等は適宜変更可能である。

20

【 0 0 4 3 】

次に、解析処理部 3 2 0 の動作例（図 1 9 のステップ S 1 0 0）を図 2 0 のフローチャートを参照して説明する。

【 0 0 4 4 】

解析処理部 3 2 0 は、先ず温度データ T h に変化（閾値 T h 1 より上昇、閾値 T h 2 より低下）が有るか否かを判定し（ステップ S 1 0 1）、変化が有る場合には心拍数 H N に変化（閾値 H N 1 より低下、閾値 H N 2 より上昇）が有るか否かを判定し（ステップ S 1 0 2）、変化が有る場合には更に呼吸数 B R に変化（閾値 B R 1 より低下、閾値 B R 2 より上昇）が有るか否かを判定する（ステップ S 1 0 3）。呼吸数 B R に変化が有る場合には副交感神経指標 P S N S 及び交感神経指標 S N S に基づいて睡眠度（浅睡眠、深睡眠）を判定し（ステップ S 1 0 4）、副交感神経指標 P S N S 及び交感神経指標 S N S の交叉に変化（閾値 E C 1 より低下、閾値 E C 2 より上昇）が有るか否かを判定し（ステップ S 1 0 5）、変化が有る場合には姿勢検出部 3 6 0 は被験者の姿勢を判定する（ステップ S 1 0 6）。次いで、運動検出部 3 7 0 からの消費エネルギー E N に変化（閾値 E N 1 より低下、閾値 E N 2 より上昇）が有るか否かを判定し（ステップ S 1 0 7）、変化が有る場合には睡眠の判定を行い（ステップ S 1 1 0）、出力部 3 0 4 から判定結果 S Y を出力する（ステップ S 1 2 0）。

30

【 0 0 4 5 】

上記ステップ S 1 0 1、ステップ S 1 0 2、ステップ S 1 0 3、ステップ S 1 0 5 及びステップ S 1 0 7 において、変化が無い場合にはいずれも上記ステップ S 1 1 0 の判定処理となる。

40

【 0 0 4 6 】

図 2 1 は、本発明が解析する睡眠情報の変化と動作例を示すタイミングチャートであり、図 2 1 を参照して本発明の動作を説明する。

【 0 0 4 7 】

被験者は睡眠解析のため、図 5 に示すように睡眠情報検出装置 1 0 0 を胸部に装着する。本発明によれば、睡眠情報検出装置 1 0 0 の胸部への装着も容易である。また、環境的には、図 6 に示されるような形態で睡眠解析部 3 0 0 に接続されているか、若しくは睡眠情報検出装置 1 0 0 のメモリ 1 4 1 に検出したデータを格納し、U S B 端子 1 0 2 を経てデータ取り込みを行っても良い。

50

【0048】

図21(A)は被験者が睡眠のために入床した時点 t_1 、睡眠に入った入眠の時点 t_2 、睡眠から覚めた脱眠の時点 t_3 、起床の時点 t_4 を時間軸で示しており、時間 T に、無呼吸症候群検出部342で無呼吸症候群が検出されたことを示している。

【0049】

時点 t_1 以前の入床する前は、被験者は通常図21(B)に示すように立位の状態であり、 $x y z$ 軸は図8(A)で説明した通りである。そして、立位状態から入床する場合は、垂直の y 軸に対して角度 $\pi/2$ だけ体を回転して、仰臥位になって寝床(ベッド)に入ることになる(時点 t_1 (Bed-in))。入床した状態では、一般的に縦方向(z 軸)の動きはなく、横方向(x 軸及び y 軸)の運動に限定されると考えられる。ただし、被験者の心臓、気道、横隔膜、肋骨などは自律神経(交感神経、副交感神経)によって、運動している。また、仰臥位の睡眠状態から脱眠し(時点 t_3 (Bed-out))、起床する場合は逆に角度 $\pi/2$ だけ体を回転して立位状態になる(時点 t_4 (Bed-out))。このような被験者の様子は、姿勢データ ST に基づいて姿勢検出部360で検出され、姿勢判定部326で判定された判定結果 DT_6 が睡眠判定部328に入力される。

【0050】

被験者の皮膚温度である温度データ Th は温度センサ121によって検出され、制御部140及び送信部142を経て解析処理部320内の温度変化検出部321に入力され、温度データ Th の上昇や低下が閾値に基づいて検出される。温度データ Th は、入床する前(時点 t_1 以前)と入眠する前(時点 t_2 以前)は、図21(D)に示されるように一定の温度(平熱)を維持している。そして、入眠状態(時点 t_2 以降)になると温度データ Th は徐々に上昇し、睡眠から覚めると(時点 t_3 以降)徐々に低下して一定の温度(平熱)に戻る。従って、温度変化検出部321が温度データ Th の変化を監視し、検出結果 DT_1 を睡眠判定部328に入力することによって、入眠と脱眠を1つ目の要因として検出することができる。

【0051】

また、心電データ EC は、ピーク検出部302及びピーク間隔検出部303を経てピーク間隔信号 IPS として心拍数検出部340に入力され、心拍数検出部340で検出された心拍数 HN が解析処理部320内の心拍数変化検出部322に入力され、心拍数 HN の変化(上昇、低下)が閾値に基づいて検出される。心拍数 HN は、入床する前(時点 t_1 以前)と入眠する前(時点 t_2 以前)は、図21(C)に示されるように一定の心拍数を維持しているが、入眠状態(時点 t_2 以降)になると徐々に低下し、睡眠から覚めると(時点 t_3 以降)徐々に上昇して一定の心拍数 HN に戻る。従って、心拍数変化検出部322が心拍数 HN の変化を監視し、検出結果 DT_2 を睡眠判定部328に入力することによって、入眠と脱眠を2つ目の要因として検出することができる。

【0052】

呼吸数 BR は解析処理部320内の呼吸数変化検出部323に入力され、呼吸数 BR の変化(上昇、低下)が閾値に基づいて検出される。呼吸数 BR は、入床する前(時点 t_1 以前)と入眠する前(時点 t_2 以前)は、図21(E)に示されるように一定の呼吸数を維持しているが、入眠状態(時点 t_2 以降)になると徐々に低下し、睡眠から覚めると(時点 t_3 以降)徐々に上昇して一定の呼吸数に戻る。従って、呼吸数変化検出部323が呼吸数 BR の変化を監視し、検出結果 DT_3 を睡眠判定部328に入力することによって、入眠と脱眠を3つ目の要因として検出することができる。

【0053】

交感神経指標 SNS 及び副交感神経指標 $PSNS$ は睡眠度判定部324及び交叉判定部325に入力されており、睡眠度判定部324は交感神経指標 SNS 及び副交感神経指標 $PSNS$ の相関関係に基づいて深睡眠であるか若しくは浅睡眠であるかを判定し、判定結果 DT_4 を睡眠判定部328に入力する。また、図21(G)に示すように、入眠前は交感神経指標 SNS が高く、副交感神経指標 $PSNS$ が低くなっているが、入眠に入ると逆に交感神経指標 $PSNS$ が徐々に低くなり、副交感神経指標 $PSNS$ が徐々に高くなって

交叉するので、この交叉を検出することにより入眠を検出することができる。同様に、脱眠すると交感神経指標 SNS は徐々に高くなり、副交感神経指標 PSNS は徐々に低くなって交叉するので、この交叉若しくは変化を検出することにより脱眠を検出することができる。従って、交叉判定部 325 が交感神経指標 SNS 及び副交感神経指標 PSNS の交叉若しくは変化を監視し、判定結果 DT5 を睡眠判定部 328 に入力することによって、入眠と脱眠を 4 つ目の要因として検出することができる。

【0054】

図 21 (B) に示すように入床する前 (時点 t_1 以前) は立位状態であり、図 21 (F) に示すように加速度データ α は、重力に対しての加速度 α_y が 1 [G] となっているが、入床すると姿勢が仰臥位になるので (時点 t_1 以降) 加速度 α_y は "0" となる。そして、起床すると (時点 t_4 以降) 再び重力に対しての加速度 α_y が 1 [G] となる。入床前 (時点 t_1 以前) は立位であるので重力に平行な加速度 α_z は "0" となっているが、入床して仰臥位状態になると (時点 t_2 以降) 加速度 α_z が重力方向に作用するので加速度 α_z は 1 [G] となり、起床すると (時点 t_4 以降) 再び重力に対しての加速度 α_z は "0" となる。このような被験者の姿勢は、姿勢検出部 360 及び姿勢判定部 326 によって判定され、睡眠解析の重要な要素となる。x y z 軸の加速度 α_x 、 α_y 、 α_z から被験者の姿勢を判定でき、側臥位も判定できるので、睡眠中の寝返り回数も検出可能である。

10

【0055】

運動検出部 370 で検出された消費エネルギー EN は、消費エネルギー変化検出部 327 に入力され、消費エネルギー EN の変化が閾値に基づいて検出される。消費エネルギー EN は、入床する前 (時点 t_1 以前) と入眠する前 (時点 t_2 以前) は、図 21 (F) に示されるように一定の大きさを維持しているが、入眠状態 (時点 t_2 以降) になると低下し、睡眠から覚めると (時点 t_3 以降) 上昇して一定の大きさに戻る。従って、消費エネルギー変化検出部 327 が消費エネルギー EN の変化を監視し、検出結果 DT7 を睡眠判定部 328 に入力することによって、入眠と脱眠を 5 つ目の要因として検出することができる。睡眠判定部 328 は上記検出結果や判定結果に基づく睡眠解析情報 SYA を出力する。無呼吸信号 NB が睡眠判定部 328 に入力された場合には、無呼吸症候群を示す睡眠解析情報 SYA を出力する。

20

【0056】

このように本発明の睡眠解析によれば、心拍数 HN、皮膚の温度データ Th、呼吸数 BR、消費エネルギー EN、交感神経指標 SNS 及び副交感神経指標 PSNS の 5 つの要因が全て成立したときに、入眠と脱眠を判定しているので、解析結果が正確であるという特徴を有する。また、無呼吸症候群や寝返り回数などについても判定することができる。

30

【0057】

図 22 は実際の検出データの一例を示しており、睡眠中に生じる無呼吸発作やシャワーを浴びた状態が示されている。

【符号の説明】

【0058】

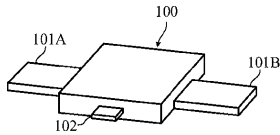
- 1 ネットワーク
- 2 端末装置
- 100 睡眠情報検出装置
- 101A、101B 電極片
- 102 充電端子
- 103A、103B 導電材
- 104A、104B 凹部
- 107A、107B 電極材
- 120 センサ部
- 121 温度センサ
- 122 加速度センサ

40

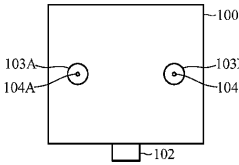
50

1 2 3	心電計	
1 3 0	バッテリー	
1 4 0	制御部	
1 4 1	メモリ	
3 0 0	睡眠解析部	
3 0 1	入力部	
3 0 2	ピーク検出部	
3 0 3	ピーク間隔検出部	
3 0 4	出力部	
3 1 0	呼吸検出部	10
3 1 1	選択部	
3 1 2	高速サンプリング部	
3 1 3	B P F	
3 1 4	L P F	
3 1 5	高速フーリエ変換部 (F F T)	
3 1 6	比較部	
3 1 7	呼吸演算部	
3 2 0	解析処理部	
3 2 1	温度変化検出部	
3 2 2	心拍数変化検出部	20
3 2 3	呼吸数変化検出部	
3 2 4	睡眠度判定部	
3 2 5	交叉判定部	
3 2 6	姿勢判定部	
3 2 7	消費エネルギー変化検出部	
3 2 8	睡眠判定部	
3 3 0	交感神経検出部	
3 3 1	フーリエ変換部	
3 4 0	心拍数検出部	
3 4 1	C V R R 検出部	30
3 4 2	無呼吸症候群検出部	
3 5 0	時間／周波数解析部	
3 5 1	波長解析部	
3 5 2	自律神経計算部	
3 6 0	姿勢検出部	
3 7 0	運動検出部	

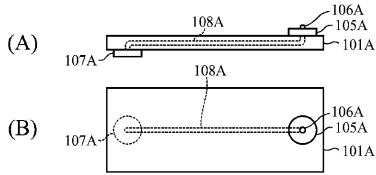
【図1】



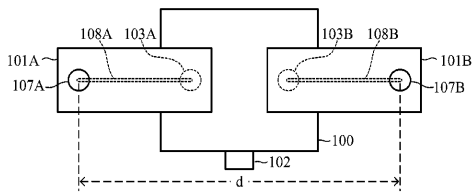
【図2】



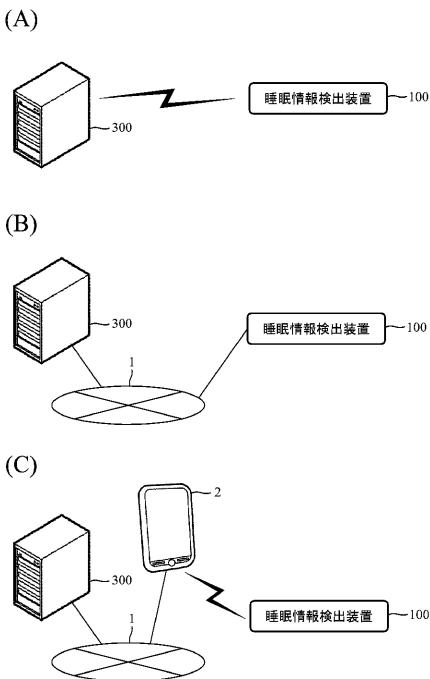
【図3】



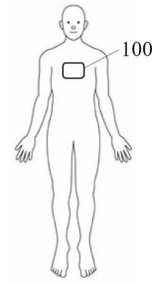
【図4】



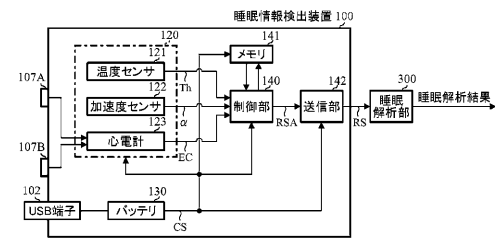
【図6】



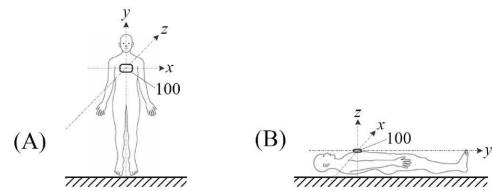
【図5】



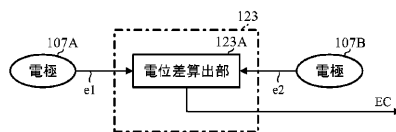
【図7】



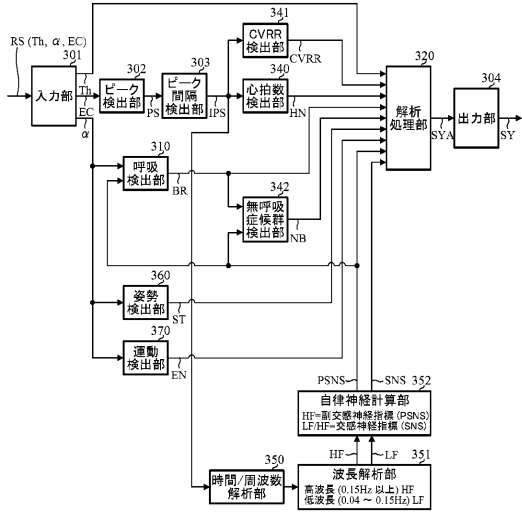
【図8】



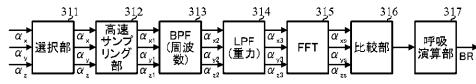
【図9】



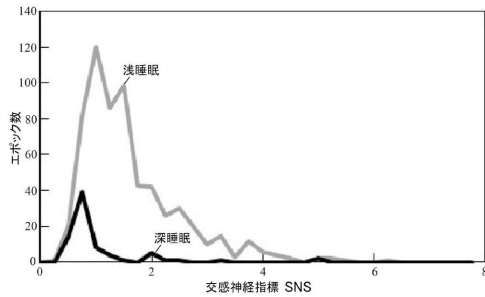
【図 10】



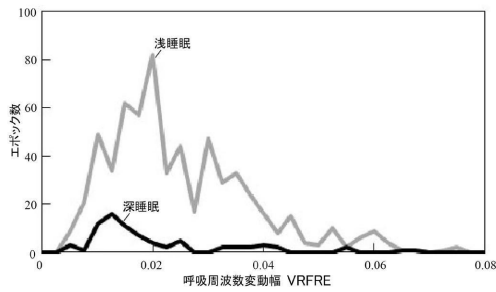
【図 11】



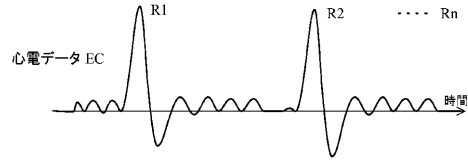
【図 14】



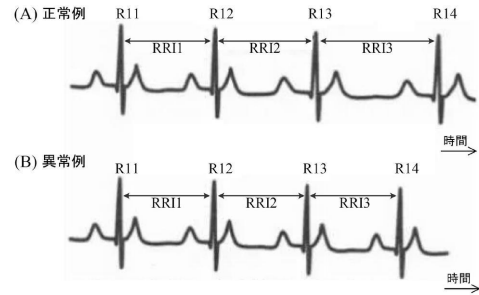
【図 15】



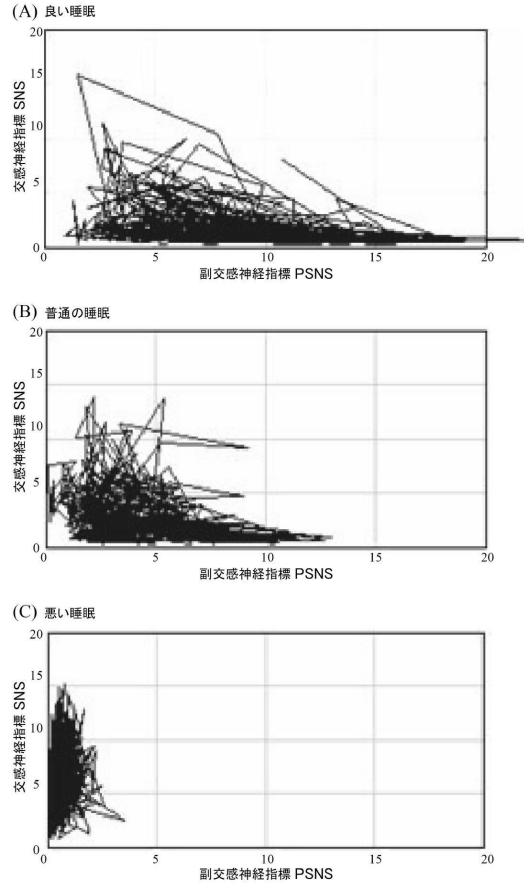
【図 12】



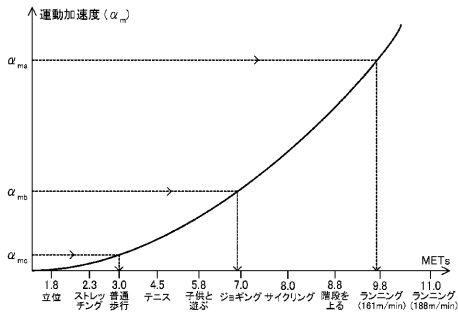
【図 13】



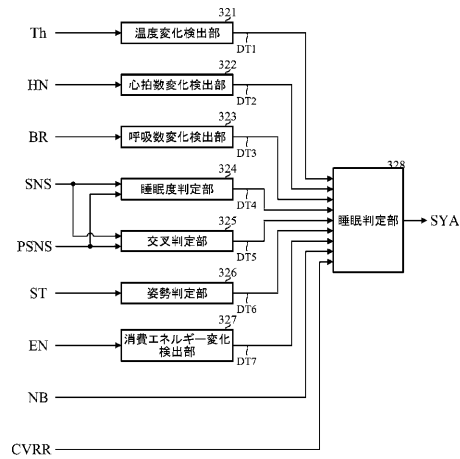
【図 16】



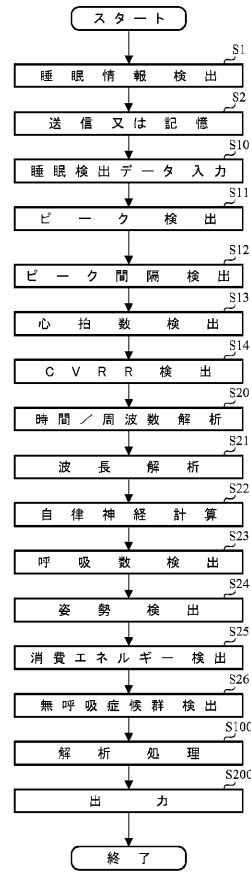
【図 17】



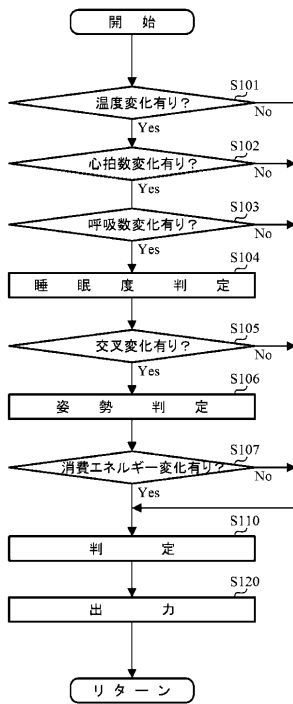
【図 18】



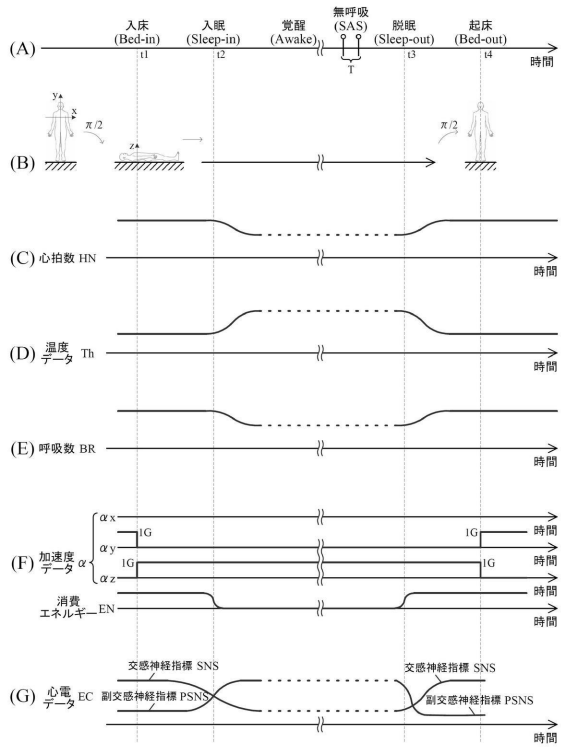
【図 19】



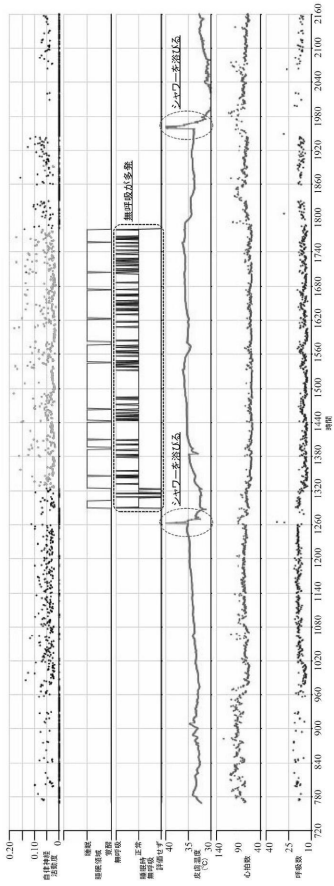
【図 20】



【図 21】



【 図 22 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2016-116727 (JP, A)
特開平03-277346 (JP, A)
特開 2006-247374 (JP, A)
特開 2013-078543 (JP, A)
特開 2017-046960 (JP, A)
特開 2016-028662 (JP, A)
特開 2001-061797 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00-5/0538
A61B 5/06-5/398



特許証
(CERTIFICATE OF PATENT)

特許第7432233号
(PATENT NUMBER)

発明の名称
(TITLE OF THE INVENTION)

睡眠解析方法及び装置

特許権者
(PATENTEE)

東京都千代田区麹町5-3-4 麹町秋山ビル
ディング 8F

株式会社人間と科学の研究所

発明者
(INVENTOR)

飛岡 健

出願番号
(APPLICATION NUMBER)

特願2020-066601

出願日
(FILING DATE)

令和 2年 4月 2日(April 2, 2020)

登録日
(REGISTRATION DATE)

令和 6年 2月 7日(February 7, 2024)

この発明は、特許するものと確定し、特許原簿に登録されたことを証する。
(THIS IS TO CERTIFY THAT THE PATENT IS REGISTERED ON THE REGISTER OF THE JAPAN PATENT OFFICE.)

令和 6年 2月 7日(February 7, 2024)

特許庁長官
(COMMISSIONER, JAPAN PATENT OFFICE)

濱野 幸一

