

(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2009-297474

(P2009-297474A)

(43) 公開日 平成21年12月24日(2009.12.24)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 O 1 R	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/16 (2006.01)	A 6 1 B 5/16	4 C 1 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 11 書面 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-178409 (P2008-178409)
 (22) 出願日 平成20年6月12日 (2008.6.12)

(71) 出願人 508131381
 株式会社スリープシステム研究所
 千葉県柏市豊四季703番地の28
 (72) 発明者 根本 新
 千葉県柏市豊四季703番地の28
 Fターム(参考) 4C038 PP05 PS00 PS03
 4C117 XA05 XB18 XC02 XD22 XD28
 XE27 XE30 XE56 XJ05 XJ17
 XJ38

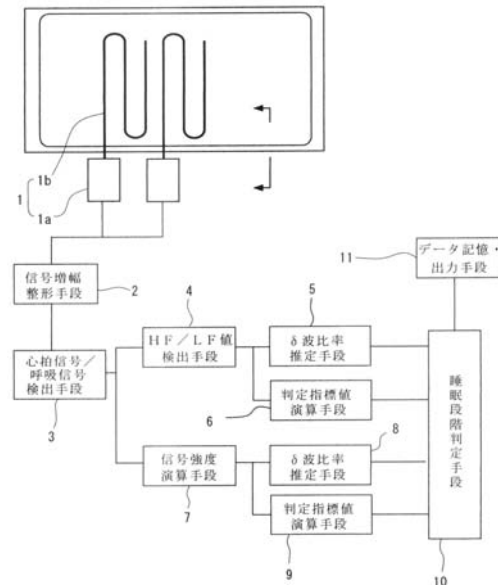
(54) 【発明の名称】 睡眠段階判定装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】被験者の睡眠を妨げることなく睡眠段階の判定及び記録が可能であり、かつ安価であって被験者が日常的に使用できる運用費用の睡眠段階判定装置を提供する。

【解決手段】睡眠段階判定装置は、呼吸信号及び心拍信号を検出する無拘束の生体信号検出手段と、呼吸信号及び心拍信号のR-R間隔の信号を高速フーリエ変換して求めたパラメータ(HF及びLF)と、呼吸信号及び心拍信号から算出した信号強度の分散との少なくともいずれか一方をもって脳波の波比率を求める波比率推定手段と、前記波比率推定手段によって求めた脳波の波比率を用いて睡眠段階を判定する睡眠段階判定手段とを備えることを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

呼吸信号及び心拍信号を検出する無拘束の生体信号検出手段と、
呼吸信号及び心拍信号の R - R 間隔の信号を高速フーリエ変換して求めたパラメータ (H F 及び L F) と、呼吸信号及び心拍信号から算出した信号強度の分散との少なくともいずれか一方をもって脳波の周波数解析によるデルタ成分比率を求める 波比率推定手段と

、
前記デルタ波成分比率推定手段によって求めた脳波の 波比率を用いて睡眠段階を判定する睡眠段階判定手段と

を備えることを特徴とする睡眠段階判定装置。

10

【請求項 2】

呼吸信号及び心拍信号の R - R 間隔の信号を高速フーリエ変換して求めたパラメータ (H F 及び L F) から推定した脳波の 波比率を含む判定条件と、呼吸信号及び心拍信号から算出した信号強度の分散から推定した脳波の 波比率を含む判定条件の論理積を用いて深いノンレム睡眠段階を判定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。

【請求項 3】

前記デルタ波成分比率推定手段は呼吸信号の H F と心拍信号の L F を用いて脳波の 波比率を求め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。

【請求項 4】

さらに、呼吸信号及び心拍信号の R - R 間隔の信号を高速フーリエ変換して求めたパラメータ (H F 及び L F) から求めた睡眠段階を判定する第 1 の指標値と、呼吸信号及び心拍信号から算出した信号強度の分散から求めた第 2 の指標値との少なくともいずれか一方を演算する指標値演算手段を備え、前記睡眠段階判定手段は前記指標値を用いてレム睡眠段階および覚醒状態を判定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。

20

【請求項 5】

前記睡眠段階判定手段は、第 1 の指標値を含む判定手段と第 2 の指標値を含む判定手段との論理積を用いてレム睡眠段階および覚醒状態を判定することを特徴とする請求項 4 に記載の睡眠段階判定装置。

【請求項 6】

前記心拍信号の強度信号は、心拍信号検出手段で検出した信号を A G C 制御した際の係数の逆数の信号であ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。

30

【請求項 7】

前記生体信号検出手段は、微差圧センサと生体信号検出部とからなり、生体信号検出部の内部に収容されている空気の圧力変化を微差圧センサでもって検出することにより生体信号を検出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。

【請求項 8】

前記生体信号検出手段の生体信号検出部は、弾性を有する中空のチューブであることを特徴とする請求項 7 に記載の睡眠段階判定装置。

【請求項 9】

前記生体信号検出手段の生体信号検出部は、内部に空気を充填したマットであることを特徴とする請求項 7 に記載の睡眠段階判定装置。

40

【請求項 10】

前記心拍信号は前記生体信号検出手段により得られた生体信号から整形増幅手段により抽出される信号であ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。

【請求項 11】

前記呼吸信号は前記生体信号検出手段により得られた生体信号から整形増幅手段により抽出される信号であ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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、被験者を拘束することなく生体信号を検出し、その信号から心拍信号並びに呼吸信号を抽出することにより被験者の睡眠段階を判定する睡眠段階判定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

社会が複雑化・高度化するにつれて、その状況に対応しようとすることにより起きるストレスが原因で不眠症を訴える人が増加している。現状では不眠症及び不眠の傾向が顕著な人は国民の約20～30%といわれており、社会構造の変化および経済活動における競争激化の影響で24時間就業による交代勤務などのストレスを受けやすい勤務態勢が増加し、睡眠に起因する身体的および心的不調はますます増加すると考えられる。

【0003】

睡眠は健康のパロメータであると言われ、快適な睡眠により気分のよい目覚めができれば、目覚めた際に颯爽とした気分となり健康を実感することは、日常において多く経験する。一方不眠症や不眠傾向にある場合、あるいは深夜労働などのために昼夜の生活が逆転した睡眠を強いられる場合などでは、その目覚めの後の気分は芳しくないことが多い。即ち意識するか、無意識であるかに拘わらず、睡眠の状態がその後の覚醒時の気分や行動に影響を及ぼし、引いては覚醒後の活動の質を定めることになる。

【0004】

睡眠は我々の身体活動および心的活動に重要な影響を及ぼす要素であり、良好な睡眠を取ることができれば身体的および心的に健康的な日常活動が保証されると言ってもよい。快適な睡眠をとることができれば、心的には安定した状態となり、また精神的に安定していれば、快適な睡眠をとることができることは知られている。

【0005】

睡眠状態を改善するには睡眠時の睡眠段階の推移を1週間乃至1ヶ月の長期間に互って測定することが必要となる。従来睡眠段階を測定する方法としてはPSG法が知られているが、PSG法により被験者の睡眠感を求めようとする方法では、被験者の頭部に電極を装着して測定データを採取する必要があるため、被験者に身体的並びに精神的な負担をかけることから日常的に使用することは困難である。また、被験者の頭部に装着される電極が負担となり、日常と同様の睡眠が得られないという問題がある。さらに測定に使用する機器が高価であることから、被験者が病院生活あるいは在宅にて恒常的に使用するには実用的でない。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

被験者の睡眠時の睡眠深度の推移を長期間に互って測定することは健康管理において重要であると考えられているが、睡眠深度の推移を測定するのに用いることができる装置であって、被験者の睡眠を妨げることがないとともに装置の価格および運用において安価であるという条件を満たす睡眠段階の判定装置が無いのが実情である。

【0007】

本発明は上記の問題点を鑑み、被験者の睡眠を妨げることなく睡眠段階の判定及び記録が可能であり、かつ安価であって被験者が日常的に使用できる運用費用の睡眠段階判定装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の第1の解決手段の睡眠段階判定装置は、呼吸信号及び心拍信号を検出する無拘束の生体信号検出手段と、呼吸信号及び心拍信号のR-R間隔の信号を高速フーリエ変換して求めたパラメータ(HF及びLF)と、呼吸信号及び心拍信号から算出した信号強度の分散との少なくともいずれか一方をもって脳波の波比率を求める波比率推定手段と、前記波比率推定手段によって求めた脳波の波比率を用いて睡眠段階を判定する睡眠段階判定手段とを備えることを特徴とする。

【0009】

10

20

30

40

50

上記の第1の解決手段によれば、無拘束の生体信号検出手段から心拍信号及び呼吸信号を検出し、その信号を演算処理することにより睡眠段階を判定する睡眠段階判定装置であるので、被験者に身体的及び精神的な負担をかけることなく睡眠段階の判定が可能である。また、深い睡眠段階において現れる波比率を推定することにより、睡眠段階を高い精度で判定することができる。

【0010】

本発明の第2の解決手段は、第1の解決手段の睡眠段階判定装置であって、呼吸信号及び心拍信号のR-R間隔の信号を高速フーリエ変換して求めたパラメータ(HF及びLF)から推定した脳波の波比率を含む判定条件と、呼吸信号及び心拍信号から算出した信号強度の分散から推定した脳波の波比率を含む判定条件の論理積を用いて深いノンレム睡眠段階を判定することを特徴とするものであり、より精度の高い睡眠段階判定を実現できる。ここで深いノンレム睡眠段階は国際睡眠判定基準(PSG判定)であるノンレム睡眠3、4段階に相当する。

10

【0011】

本発明の第3の解決手段は、第1の解決手段の睡眠段階判定装置であって、前記波比率推定手段は呼吸信号のHFと心拍信号のLFを用いて脳波の波比率を求めることを特徴とする。

【0012】

本発明の第4の解決手段は、第3の解決手段の睡眠段階判定装置であって、さらに、呼吸信号及び心拍信号のR-R間隔の信号を高速フーリエ変換して求めたパラメータ(HF及びLF)から求めた睡眠段階を判定する第1の指標値と、呼吸信号及び心拍信号から算出した信号強度の分散から求めた第2の指標値との少なくともいずれか一方を演算する指標値演算手段を備え、前記睡眠段階判定手段は前記指標値を用いてレム睡眠段階および覚醒状態を判定することを特徴としており、浅い睡眠段階を判定するのに好適な指標値を得ることができる。

20

【0013】

本発明の第5の解決手段は、第4の解決手段の睡眠段階判定装置であって、前記睡眠段階判定手段は、第1の指標値を含む判定手段と第2の指標値を含む判定手段との論理積を用いてレム睡眠段階および覚醒状態を判定することを特徴としており、より精度の高い睡眠段階判定を実現できる。

30

【0014】

本発明の第6の解決手段は、第1の解決手段の睡眠段階判定装置であって、前記心拍信号の強度信号は、心拍信号検出手段で検出した信号をAGC制御した際の係数の逆数の信号であることを特徴とする。

【0015】

本発明の第7の解決手段は、第1の解決手段の睡眠段階判定装置であって、前記生体信号検出手段は、微差圧センサと生体信号検出部とからなり、生体信号検出部の内部に収容されている空気の圧力変化を微差圧センサでもって検出することにより生体信号を検出することを特徴としており、被験者に非拘束な構成の生体信号部であるので被験者の身体および精神に負担をかけることがない。

40

【0016】

本発明の第8の解決手段は、第7の解決手段の睡眠段階判定装置であって、前記生体信号検出手段の生体信号検出部は、弾性を有する中空のチューブであることを特徴としており、被験者の呼吸、心拍あるいは体動の振動が中空のチューブ内の空気に伝わり、その振動を微差圧センサで検出する。

【0017】

本発明の第9の解決手段は、第7の解決手段の睡眠段階判定装置であって、前記生体信号検出手段の生体信号検出部は、内部に空気を充填したマットであることを特徴としており、被験者の呼吸、心拍あるいは体動の振動が内部に空気を充填したマット内の空気に伝わり、その振動を微差圧センサで検出する。

50

【 0 0 1 8 】

本発明の第 1 0 の解決手段は、第 1 の解決手段の睡眠段階判定装置であって、前記心拍信号は前記生体信号検出手段により得られた生体信号から整形増幅手段により抽出される信号であることを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

本発明の第 1 1 の解決手段は、第 1 の解決手段の睡眠段階判定装置であって、前記呼吸信号は前記生体信号検出手段により得られた生体信号から整形増幅手段により抽出される信号であることを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明の睡眠段階装置は、深い睡眠段階の判定の場合には脳波の 波の比率を推定して行い、一方レム睡眠あるいは覚醒状態の判定には自律神経系の活動と高い相関を有する指標値を演算して睡眠段階を判定するために、高い精度の睡眠段階の判定を行うことができる。また、装置の構成がシンプルであるために使用環境を選ばない。

【 0 0 2 1 】

また、被験者を拘束しない生体信号検出手段を用いているので、被験者に身体的および精神的な負担をかけることなく被験者の覚醒状態を検出することを実現するものである。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 実施例 】

【 0 0 2 2 】

図をもって本発明の睡眠段階判定装置について詳細に説明する。なお、本発明は本実施例によって限定されるものではない。

【 0 0 2 3 】

図 1 は本発明の睡眠段階判定装置の実施例における生体信号検出手段の構成と、その検出信号から睡眠段階を判定する工程を説明する説明図であり、図 2 は図 1 に示す生体信号検出手段を矢視方向から見た側面図である。図 3 は図 1 に示す生体信号検出手段とは別の生体信号検出手段を示す説明図である。

【 0 0 2 4 】

図 1 は、本発明の睡眠段階判定装置の生体信号検出手段の構成とその検出信号から睡眠段階を判定する工程を示すブロック図を示しており、図 2 には、図 1 中の矢視方向から見た一部断面図が示されている。図 1 に示す生体信号検出手段 1 は、被験者を拘束することなく被験者の微細な生体信号を検出する検出手段であり、信号増幅整形手段 2 により、信号を後の処理工程で処理できるように生体検出手段 1 で検出された信号を増幅し、不要な信号をバンドパスフィルターなどにより除去する。

【 0 0 2 5 】

生体信号検出手段 1 は圧力センサ 1 a と圧力検出チューブ 1 b とからなり、被験者を拘束しない生体信号の検出手段を構成している。圧力センサ 1 a は、微小な圧力の変動を検出するセンサであり、本実施例では、低周波用のコンデンサマイクロホンタイプを使用するが、これに限るものではなく、適切な分解能とダイナミックレンジを有するものであればよい。

【 0 0 2 6 】

本実施例で使用した低周波用のコンデンサマイクロフォンは、一般の音響用マイクロフォンが低周波領域に対して配慮されていないのに引き替え、受圧面の後方にチャンバーを設けることによって低周波領域の特性を大幅に向上させたものであり、圧力検出チューブ 1 b 内の微小圧力変動を検出するのに好適なものである。また、微小な差圧を計測するのに優れており、0.2 Pa の分解能と約 50 Pa のダイナミックレンジを有し、通常使用されるセラミックを利用した微差圧センサと比較して数倍の性能を持つものであり、生体信号が体表面に通して圧力検出チューブ 1 b に加えた微小な圧力を検出するのに好適なものである。また周波数特性は 0.7 Hz ~ 20 Hz の間でほぼ平坦な出力値を示し、呼吸

10

20

30

40

50

信号等の微小な生体信号を検出するのに適している。

【0027】

圧力検出チューブ1bは、生体信号の圧力変動範囲に対応して内部の圧力が変動するように適度の弾力を有するものを使用する。また圧力変化を適切な応答速度で圧力センサ1aに伝達するために圧力検出チューブ1bの中空部の容積を適切に選ぶ必要がある。圧力検出チューブ1bが適度な弾性と中空部容積を同時に満足できない場合には、圧力検出チューブ1bの中空部に適切な太さの芯線をチューブ長さ全体にわたって装填し、中空部の容積を適切にとることができる。

【0028】

圧力検出チューブ1bは寝台12上に敷かれた硬質シート13の上に配置され、その上に弾性を有するクッションシート14が敷かれており、その上には被験者が横臥する。なお、圧力検出チューブ1bは、クッションシート14などに組み込んだ構成にすることにより、圧力検出チューブ1bの位置を安定させる構造としてもよい。なおここでは、布団などの寝具については図示しない。

10

【0029】

本実施例では、図1に示すように2組の生体信号検出手段が設けられており、一方が被験者の胸部の部位の生体信号を検出し、他方が被験者の臀部の部位を検出することで、被験者の就寝の姿勢に関わらず生体信号を安定して検出するように構成されているが、胸部の部位または臀部の部位の一方のみ圧力検出チューブ1bを配置する構成としてもよい。

【0030】

生体信号検出手段1によって検出された生体信号は、人の身体から発する様々な振動が混ざりあった信号であり、その中に呼吸信号を始めとして心拍信号や寝返り等の信号が含まれている。信号増幅整形手段2において、生体信号検出手段1によって検出された生体信号を増幅し、さらに明らかに異常なレベルの信号を除去するなどして適切な信号整形処理を行う。

20

【0031】

信号増幅整形手段2の出力信号には、呼吸、心拍、体動などの生体の発する様々な信号が含まれており、心拍信号/呼吸信号検出手段3において、バンドパスフィルター等を用いて心拍信号及び呼吸信号を検出する。

【0032】

H F / L F 値検出手段4は自律神経系の活動を示すH F 及びL F を検出する手段であり、H F 及びL F は自律神経の活動状況を示すパラメータである。

30

【0033】

心拍信号/呼吸信号検出手段3により検出された心拍信号及び呼吸信号から心拍信号からR - R 間隔信号演算部41により、R 波の隣り合うピークの間隔、すなわちR - R 間隔信号を検出する。

【0034】

上述のR - R 間隔信号は、心拍信号の強さがピークとなる付近の波形(R 波)の間隔を変数とする信号であり、心拍変動解析によく使用される。図4に示すR - R 間隔信号演算部41において検出されたR - R 間隔信号はパワースペクトル密度演算部42においてパワースペクトル密度が演算され、H F / L F 値演算部43においてH F およびL F の値が検出される。

40

【0035】

図5及び図6はR - R 間隔信号から求めたパワースペクトル密度の例を示すものであり、図5は交感神経系が優位な場合のパワースペクトル密度を示し、図6は副交感神経が優位な場合のパワースペクトル密度を示している。これから分かるようにパワースペクトル密度は、自律神経系の状態により、異なる様相を示すことが分かる。

【0036】

すなわち、パワースペクトル密度において略0.05~0.15Hzの帯域と、略0.2~0.4Hzの帯域に顕著な極大値が現れる。ここで、略0.05~0.15Hzの帯

50

域における極大値をLFと呼び、略0.2~0.4Hzの帯域における極大値をHFと呼ぶ。LFが大きく、HFが小さい場合には、交感神経系が活発で緊張時であることを示し、LFが小さくHFが大きい場合には、副交感神経系が活発であることを示している。

【0037】

睡眠中は心拍数が減少するが、これは緊張時に活発となる交感神経系活動が低下し、弛緩時に活発となる副交感神経系活動が増加することによるものである。即ち睡眠の深さの状態によりHFおよびLFの値は顕著に変動する。

【0038】

HF/LF値検出手段4は、上記のHFおよびLFの値をパワースペクトル密度から検出する手段であり、ここで検出されたHFおよびLFの値が睡眠段階を検出するパラメータとして用いられる。

10

【0039】

一方、信号強度演算手段7では、心拍信号及び呼吸信号の強度即ち振幅値を検出する。図6に示すように、自動利得制御部(AGC)71において心拍信号及び呼吸信号の出力が所定の信号レベルの範囲に入るように自動的にゲイン制御を行っている。いわゆるAGC回路であり、この際のゲインの値(係数)を信号強度演算部72に出力する。ゲイン制御は、例えば信号のピーク値が上限閾値を超えた場合に出力信号の振幅が小さくなるようにゲインを設定し、ピーク値が下限閾値を下回った場合に振幅が大きくなるようにゲインを設定している。

【0040】

20

信号強度演算部72は、自動利得制御部71において生体信号に対して施したゲイン制御の係数から信号の強度を演算する。上述のAGC回路から得られるゲインの値は信号の大きさが大なるときには小さく、また信号の大きさが小なるときは大きく設定されるように信号強度を示す関数を設定するのがよい。

【0041】

波比率推定手段5は、HF/LF値検出手段4で検出されたHFおよびLFを用いて脳波の波比率を推定する手段である。波は深い睡眠段階において多く見られる脳波の波形であり、波比率推定手段5は脳波の波、波、波、波成分のうち、その波の比率を推定することにより深い睡眠段階であることを判定する。

【0042】

30

判定指標値判定手段6は、HF/LF値検出手段4で検出されたHFおよびLFを用いて自律神経系の活動を把握するための指標値を演算する手段であり、覚醒状態及びレム睡眠の判定を行う。

【0043】

波比率推定手段8は、信号強度演算手段7で検出された信号強度を用いて脳波の波比率を推定する手段である。波は深い睡眠段階において多く見られる脳波の波形成分であり、波比率推定手段8は波の比率を推定する。

【0044】

判定指標値判定手段9は、信号強度演算手段7で検出された信号強度を用いて自律神経系の活動を把握するための指標値を演算する手段であり、覚醒状態及びレム睡眠の判定を行う。

40

【0045】

睡眠段階判定手段10は、波比率推定手段5、8で得られた波比率から深い睡眠段階を判定するとともに、判定指標値判定手段6、9で得られた指標値から浅い睡眠段階を判定する。その結果は、データ記憶・出力手段11に出力することにより図示しないモニター装置に表示すること、あるいは印刷装置に印刷することが可能となる。

【0046】

上述の実施例では、生体信号検出手段として中空のチューブを用いた例で説明したが、図2に示すエアマットを検出手段として用いることも可能である。ここでは、生体信号検出手段15は内部に空気を封入したエアマット15aの一端にエアチューブ15bが接続

50

され、微差圧センサ 15c に接続されて構成されている。圧力センサ 15c は、図 1 に示す中空のチューブを用いた生体信号検出手段の場合で説明したものと同一センサ、即ち圧力センサ 1a を用いることができる。

【0047】

次に被験者の睡眠段階を判定する手順について説明する。生体検出手段 1 の生体検出部 1b で検出された生体信号は、呼吸信号、心拍信号及び寝返り等の体動信号を含む複雑な振動の信号であり、加えて呼吸信号および心拍信号は微細な信号であるので、信号増幅整形手段 2 において信号の増幅および整形を行い、次いで心拍信号 / 呼吸信号検出手段 3 において心拍信号及び呼吸信号をバンドパスフィルタなどの手段により検出する。

【0048】

本実施例の睡眠段階判定装置では深い睡眠段階を判定するために異なる方法で求めた 2 種類の脳波の波比率の推定値を用いる。波比率の推定値の一方は心拍信号及び呼吸信号から R - R 間隔信号のパワースペクトル密度を求め、HF と LF を検出してこの HF と LF から波比率の推定値を求める。波比率の推定値の他方は心拍信号及び呼吸信号の強度を求め、その分散の値から算出する。

【0049】

HF および LF を用いて波比率の推定値を求める手順を説明する。HF / LF 値検出手段 4 内の R - R 間隔演算手段により心拍信号 / 呼吸信号検出手段 3 で検出した心拍信号及び呼吸信号のそれぞれの信号のピーク間隔（以下「R - R 間隔」と呼ぶ）を求める。次いでパワースペクトル密度演算部 42 により心拍信号及び呼吸信号のパワースペクトル密度を演算する。図 5 あるいは図 6 の例に示すような出力が得られる。

【0050】

ここで R - R 間隔信号のパワースペクトル密度について説明する。図 5 は、交感神経が優位な場合のパワースペクトル密度を示し、図 6 は副交感神経が優位な場合のパワースペクトル密度を示している。これから分かるようにパワースペクトル密度は、自律神経系の状態により、異なる様相を示すことが分かる。

【0051】

すなわち、略 0.05 ~ 0.15 Hz の帯域と、略 0.2 ~ 0.4 Hz の帯域に顕著な極大値が現れる。ここで、略 0.05 ~ 0.15 Hz の帯域における極大値を LF と呼び、略 0.2 ~ 0.4 Hz の帯域における極大値を HF と呼ぶことにする。LF が大きく、HF が小さい場合には、交感神経が活発で緊張時であることを示し、LF が小さく HF が大きい場合には、副交感神経が活発であることを示している。

【0052】

睡眠中は心拍数が減少するが、これは緊張時に活発となる交感神経活動が低下し、弛緩時に活発となる副交感神経活動が増加することによるものである。即ち睡眠の深さの状態により HF および LF の値は顕著に変動する。深い睡眠段階を判定するには、HF の値が大であるほど深い睡眠段階である。

【0053】

HF / LF 検出手段 4 の HF / LF 検出部 43 はパワースペクトル密度演算部 42 で得られたパワースペクトル密度から HF および LF を検出する手段であり、検出された心拍信号の HF および LF と呼吸信号の HF および LF とを波比率推定手段 5 に送る。

【0054】

波比率推定手段 5 は HF / LF 検出手段 4 で得られた心拍信号の HF および LF と呼吸信号の HF および LF を用いて指標値 P1 を下記の式 (A) により求める。

$$P1 = HF_B / (HF_B + LF_R) \quad (A)$$

ここで、HF_B は呼吸信号から算出した HF であり、LF_R は心拍信号から算出した LF である。

【0055】

図 8 に波比率推定手段 5 によって算出した指標値 P1 の時系列データを示す。即ち、図 7 は一晩の睡眠における指標値 P1 の推移を示すものであり、横軸は時間 (秒)、縦軸

10

20

30

40

50

に指標値 P 1 を百分率に換算した値を示す。

【 0 0 5 6 】

図 9 は指標値 P 1 を算出した際に同時に検出した脳波の 波比率を指標値と並べて表示したものであり、指標値 P 1 は移動平均を求めることで高周波成分を除去している。脳波の 波比率と指標値 P 1 との相関を求めたところ、0.8 以上の高い相関を示すことが判明した。即ち指標値 P 1 から脳波の 波比率を推定することができる。

【 0 0 5 7 】

波比率推定手段 5 において指標値 P 1 を算出し、 波比率と指標値 P 1 との相関が高いことから、予め求めておいた 波比率との関係を用いて 波比率の値を求めて睡眠段階判定手段 10 に送る。

【 0 0 5 8 】

心拍信号および呼吸信号の強度から脳波の 波比率の推定値を求める手順を説明する。心拍信号 / 呼吸信号検出手段 3 で検出した心拍信号及び呼吸信号から信号強度演算手段 7 の自動利得制御部 7 1 において A G C 制御が行われ、信号強度（振幅）が所定の範囲に制限される。心拍信号及び呼吸信号の異常値が排除されることになり、データの信頼性が向上する効果がある。

【 0 0 5 9 】

信号強度演算部 7 2 では自動利得制御部 7 1 において心拍信号及び呼吸信号に適用されたゲインの値を用いて信号強度を算出する。心拍強度信号及び呼吸強度信号のデータは 1 秒ごとにサンプリングされ、呼吸強度の時系列データが得られる。本実施例ではゲインの逆数と比例する関数を設定し信号強度とする。

【 0 0 6 0 】

信号強度分散演算部 7 3 において、心拍強度信号及び呼吸強度信号の所定時間のデータの分散を求める。心拍強度信号の場合では、時系列データのうち基準時点から 60 秒間のデータを取得し、そのデータの分散を算出する。呼吸強度信号の場合では、時系列データのうち基準時点から 180 秒間のデータを取得し、そのデータの分散を算出する。 波比率推定手段 8 は心拍強度信号の分散あるいは呼吸強度信号の分散を用いて式（B）により指標値 P 2 を求める。

$$P 2 = a / S \quad (B)$$

ここで、S は心拍強度信号の分散あるいは呼吸強度信号の分散であり、a は定数である。

【 0 0 6 1 】

図 10 に 波比率推定手段 8 によって算出した推定値 P 2 の時系列データを示す。即ち図 10 は一晩の睡眠における心拍強度信号 S の推移を示すものであり、横軸は時間（秒）、縦軸に第 2 の指標値を百分率に換算した値である。

【 0 0 6 2 】

図 11 は 波比率の推定値を算出した際に同時に検出した脳波の 波比率を指標値と並べて表示したものであり、 波比率の推定値は移動平均を求めることで高周波成分を除去している。脳波の 波比率と心拍強度信号 S との相関を求めたところ、0.8 以上の高い負の相関を示すことが判明した。したがって脳波の 波比率と推定値との間には高い負の相関を示すことが分かる。

【 0 0 6 3 】

波比率推定手段 8 において指標値 P 2 を算出する際に呼吸信号から算出した分散 S を用いてもよいが、本実施例では心拍信号から算出した分散 S を用いる方がより相関が高いことを確認済みである。

【 0 0 6 4 】

睡眠段階判定手段 10 において、脳波の 波比率の 2 つの推定値を用いて被験者の睡眠段階を判定する。脳波の 波はノンレム睡眠のうちでも深い睡眠段階で多く出現する波形であり、 波比率推定手段 5、8 で得られた 波比率の推定値が所定比率以上であればノンレム睡眠の深い睡眠段階であると判定することができる。本発明では、脳波の 波比率の推定値を異なる 2 つの方法で得ており、それぞれ単独でもノンレム睡眠の深い睡眠段階

10

20

30

40

50

であることを判定することを可能であるが、2つの推定値がともに深い睡眠段階であると判定できた場合にノンレム睡眠の深い睡眠段階であると判定する。単独で推定値を適用する場合と比較してより高い精度の睡眠段階の判定を行う。

【0065】

一方、レム睡眠段階および覚醒状態においては波の出現は顕著でなく、波比率の推定値をもってレム睡眠段階および覚醒状態を判定することは困難である。そこで、HFおよびLFから算出した指標値と信号強度の分散から算出した指標値をもって覚醒状態及びレム睡眠段階を判定する。

【0066】

判定指標値演算手段6においてHFおよびLFを用いた睡眠段階の指標値を演算する。本実施例では式(A)のP1を指標値とする。

10

【0067】

判定指標値演算手段9においては、次の式(C)の値P3を睡眠段階の指標値とする。

$$P3 = b \cdot S \quad (C)$$

ここで、Sは心拍強度信号の分散あるいは呼吸強度信号の分散であり、bは定数である。ただし、覚醒状態の判定には呼吸強度信号の分散Sを用いるものとし、レム睡眠段階の判定には心拍強度信号の分散Sを用いるものとする。

【0068】

睡眠段階の判定は睡眠段階判定装置10において図12に示すフロー図のように行われる。まず波比率推定手段5、8で求めた波比率の推定値を用いてノンレム睡眠の第3段階及び第4段階(深いノンレム睡眠段階)の判定を行う(第1ステップ)。次いで判定指標値演算手段6、9で求めた睡眠段階の指標値を用いて覚醒状態の判定を行い(第2ステップ)、さらに判定指標値演算手段6、9で求めた睡眠段階の指標値を用いてレム睡眠段階の判定を行う(第3ステップ)。以上の判定が該当しないならばノンレム睡眠の第1段階及び第2段階(浅いノンレム睡眠段階)と判定する(第4ステップ)。

20

【0069】

睡眠段階の判定の第1ステップでは、脳波の波比率から被験者の睡眠段階がノンレム睡眠の第3段階及び第4段階(深いノンレム睡眠段階)であるか判定する。波比率推定手段5で求めた波比率の推定値と波比率推定手段8で求めた波比率の推定値とがともに所定の値以上となれば、ノンレム睡眠の第3段階及び第4段階(深いノンレム睡眠段階)と判定する

30

【0070】

睡眠段階の判定の第2ステップの覚醒状態の判定は、睡眠段階の判定の指標値P1が閾値p1以下でかつ指標値P3が閾値q1以上であれば被験者は覚醒状態であると判定する。指標値P1は式(A)においてHFは呼吸信号から求めたHFと、LFは心拍信号から求めたLFを用いており、HFの値が小さく、LFの値が大であるならば副交感神経系の活動が不活発であり、指標値P1が閾値p1以下であれば覚醒状態と捉える。一方、第2の指標値P3は式(C)において心拍信号から求めた分散Sを用いて算出するものであり、分散Sが大であるほど交感神経が活発であるので、指標値P3が閾値q1以上であれば覚醒状態と捉える。2つの条件がともに成立するならば覚醒状態と判定する。閾値p1及び閾値q1は予め実験等により求めておくものとする。

40

【0071】

睡眠段階の判定の第3ステップのレム睡眠段階の判定は、睡眠段階の判定の指標値P1が閾値p2以下でかつ指標値P3が閾値q2以上であれば被験者はレム睡眠段階であると判定する。指標値P1は式(A)において呼吸信号から求めたHFと、心拍信号から求めたLFを用いており、HFの値が小さく、LFの値が大であるならば副交感神経系の活動が不活発であり、第2ステップにより覚醒状態ではないと分かっているので、指標値P1が閾値p2以下であればレム睡眠段階と捉える。一方、第2の指標値P3は式(C)において呼吸信号から求めた分散Sを用いて算出するものであり、分散Sが大であるほど交感神経が活発であり、第2ステップにより覚醒状態ではないと分かっているので、指標値P

50

3 が閾値 q_1 以上であればレム睡眠と捉える。2つの条件がともに成立するならばレム睡眠段階と判定する。閾値 p_2 及び閾値 q_2 は、予め実験等により求めておくものとする。

【0072】

第1のステップから第3のステップでノンレム睡眠の第3段階及び第4段階、覚醒状態およびレム睡眠段階でないことを確認された場合に、睡眠段階の判定の第4ステップにおいては、ノンレム睡眠の第1段階及び第2段階（浅いノンレム睡眠段階）と判定する。

【0073】

睡眠段階判定手段10は、以上の判定手順で睡眠段階の判定を所定時間間隔で実行し、データ記憶・出力手段11に出力する。

【0074】

本実施例においては、各睡眠段階の判定における指標値の算出において、心拍信号および呼吸信号のいずれかに限定して波比率あるいは指標値を求めたがこれに限るものではない。

【産業上の利用可能性】

【0075】

本発明の睡眠段階判定装置は、被験者の呼吸信号及び心拍信号から自律神経系の交感神経あるいは副交感神経系の活動と相関の高い指標値を求め、その指標値を用いて睡眠段階を判定するものであり、精度の高い睡眠段階の判定を実現するものである。

【0076】

また、本発明の睡眠段階判定装置は被験者を拘束しない生体信号検出手段を用いて検出した呼吸信号および心拍信号から指標値を算出する構成であるので、被験者に身体的及び精神的な負担をかけることがないので、日常的に使用することが可能である。

【0077】

また、本発明の睡眠段階判定装置を用いることにより、被験者の就寝中の睡眠段階の推移を容易にかつ精度よく入手することが可能になり、その結果は被験者の健康管理にとって重要なデータと成り得るものであり、本発明の睡眠段階判定装置は健康管理に役立つと期待されることが大なるものがある。

【図面の簡単な説明】

【0078】

【図1】 本発明の睡眠段階判定装置の構成と睡眠段階を判定する工程を示すブロック図である。

【図2】 生体検出手段の側方から見た断面図である。

【図3】 別の生体信号検出手段を示す平面図である。

【図4】 HF/LF値検出手段の詳細を示すブロック図である。

【図5】 交感神経が優位な場合のパワースペクトル密度のグラフである。

【図6】 副交感神経が優位な場合のパワースペクトル密度のグラフである。

【図7】 信号強度演算部の詳細を示すブロック図である。

【図8】 心拍信号から求めた副交感神経成分の推移を示すグラフである。

【図9】 副交感神経成分と脳波の波比率との相関を示すグラフである。

【図10】 心拍強度のばらつきを示すグラフである。

【図11】 心拍強度のばらつきと脳波の波比率との相関を示すグラフである。

【図12】 睡眠段階判定のステップを説明するフロー図である。

【符号の説明】

【0079】

- 1 生体信号検出手段
- 2 信号増幅整形手段
- 3 心拍信号/呼吸信号検出手段
- 4 HF/LF値検出手段
- 5 波比率推定手段
- 6 判定指標値演算手段

10

20

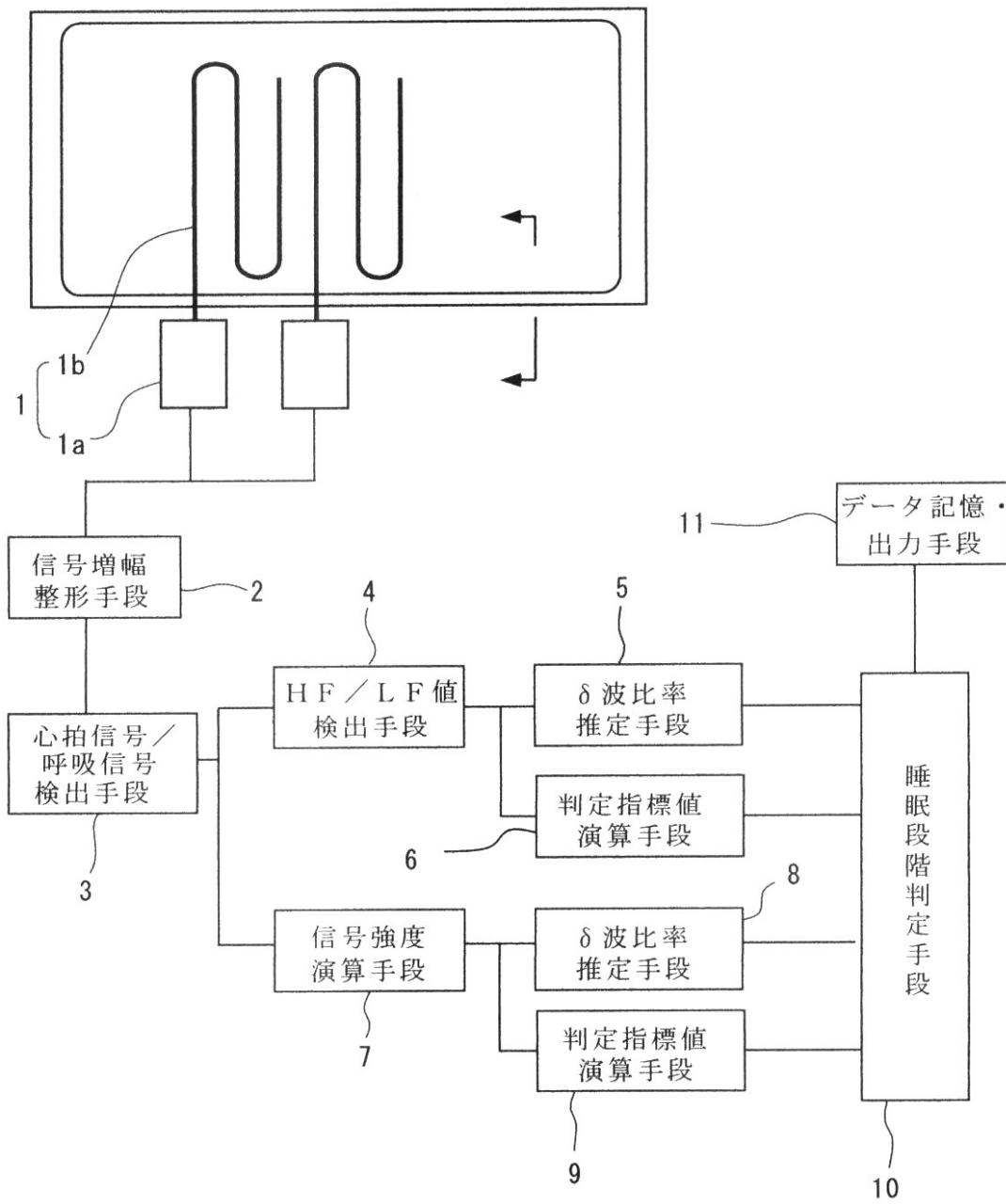
30

40

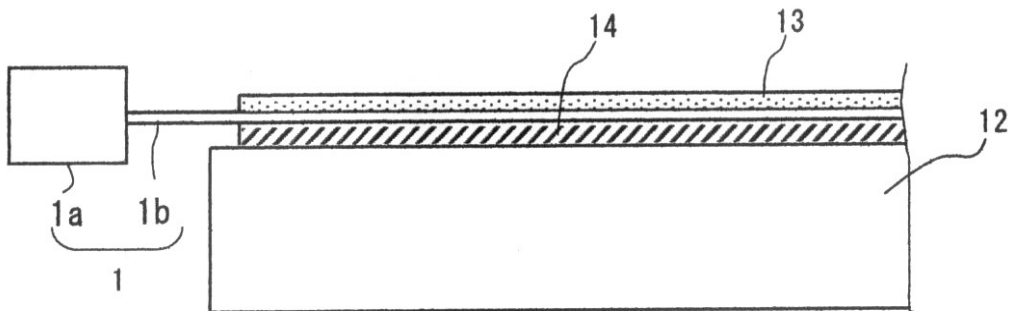
50

- 7 信号強度演算手段
- 8 波比率推定手段
- 9 判定指標値演算手段
- 10 睡眠段階判定手段
- 11 データ記憶出力手段
- 12 寝台
- 13 硬質シート
- 14 クッションシート
- 15 生体信号検出手段
- 41 R - R 間隔信号演算部
- 42 パワースペクトル密度演算部
- 43 HF / LF 値演算部
- 71 自動利得制御部 (AGC)
- 72 信号強度演算部
- 73 信号強度分散演算部

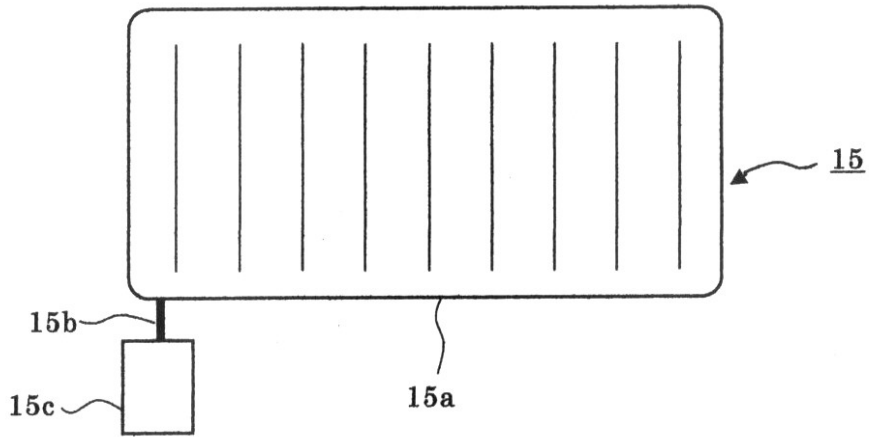
【図 1】



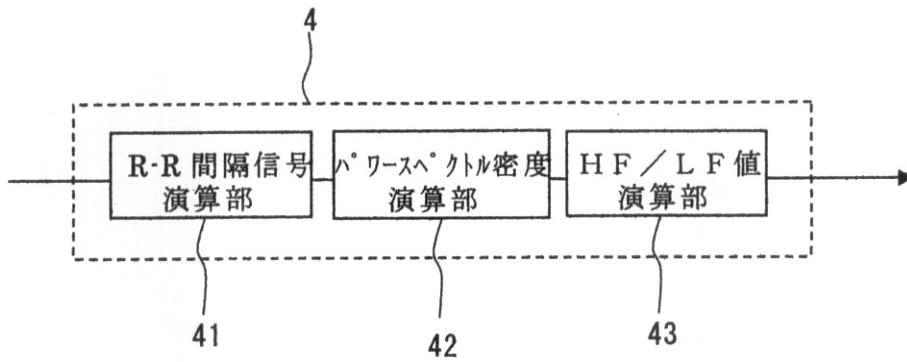
【図 2】



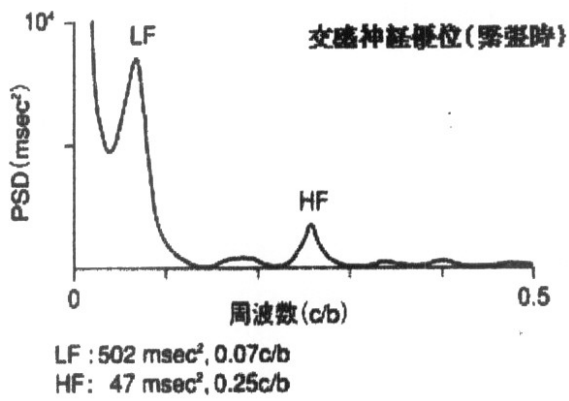
【 図 3 】



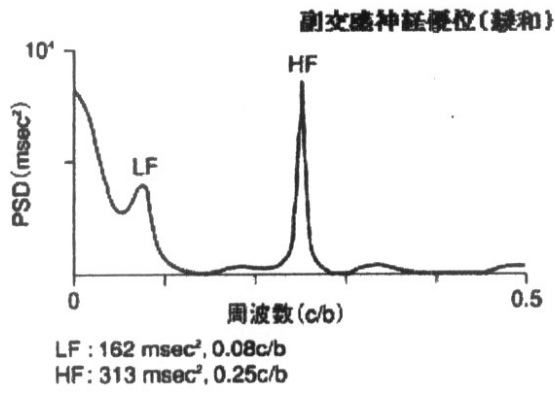
【 図 4 】



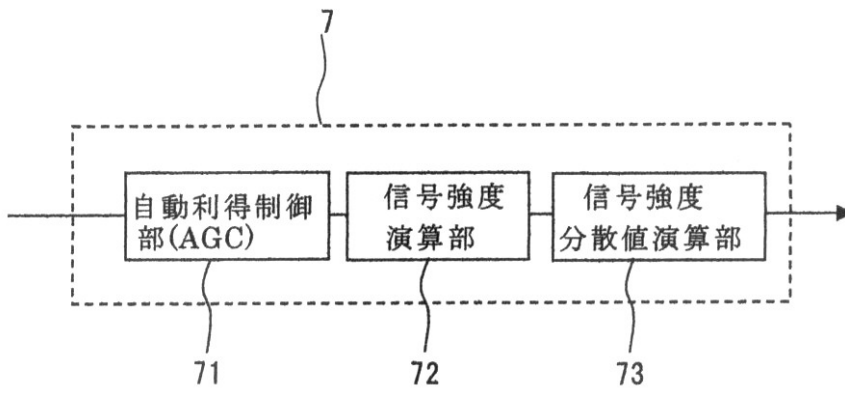
【 図 5 】



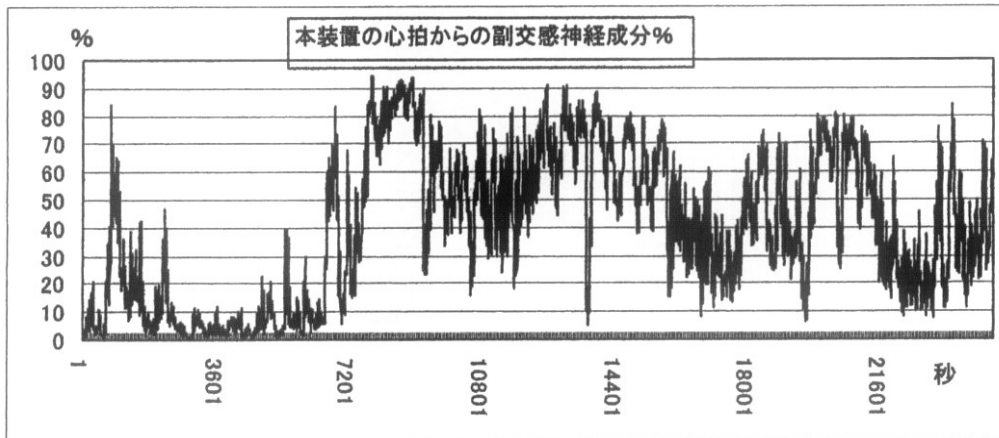
【 図 6 】



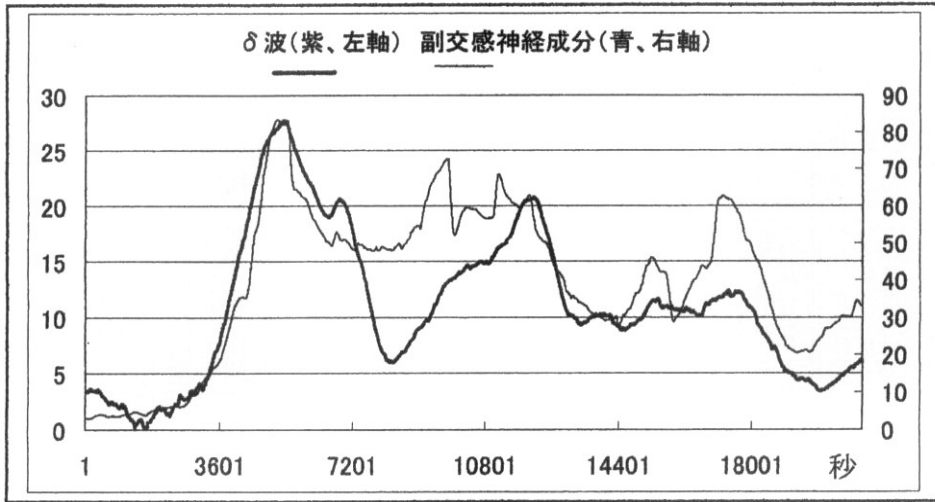
【 図 7 】



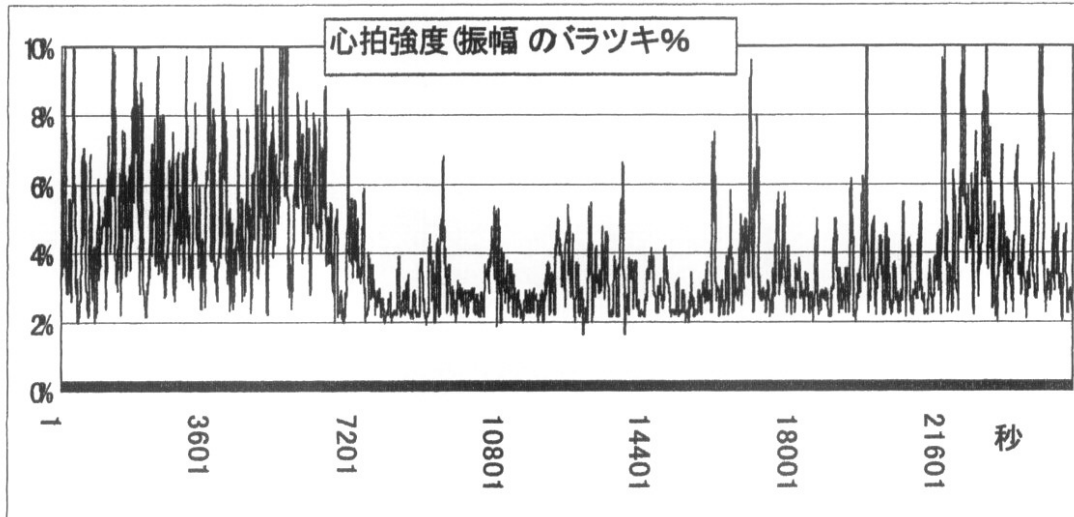
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】

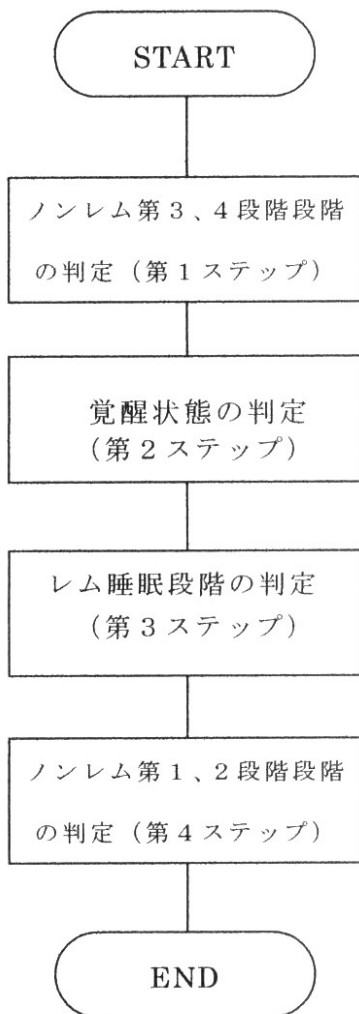


【図 1 1】

図面代用写真(カラー)



【図 1 2】



专利名称(译)	睡眠阶段确定装置		
公开(公告)号	JP2009297474A	公开(公告)日	2009-12-24
申请号	JP2008178409	申请日	2008-06-12
[标]申请(专利权)人(译)	SLEEP SYST LAB		
申请(专利权)人(译)	株式会社スリープシステム研究所		
[标]发明人	根本新		
发明人	根本 新		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/16		
FI分类号	A61B5/00.101.R A61B5/16		
F-TERM分类号	4C038/PP05 4C038/PS00 4C038/PS03 4C117/XA05 4C117/XB18 4C117/XC02 4C117/XD22 4C117/XD28 4C117/XE27 4C117/XE30 4C117/XE56 4C117/XJ05 4C117/XJ17 4C117/XJ38		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种睡眠阶段确定装置，该装置可以确定并记录睡眠阶段而不干扰受试者的睡眠，该装置便宜且具有受试者每天可以使用的操作成本。睡眠阶段确定装置包括检测呼吸信号和心跳信号的不受约束的生物信号检测单元，以及通过对呼吸信号和心跳信号的RR间隔信号执行快速傅里叶变换而获得的参数（HF和LF）。）以及根据呼吸信号和心跳信号计算出的信号强度的方差，用于获得脑波的δ波比的δ波比估计装置以及通过δ波比估计装置获得的脑波的δ波比。以及睡眠阶段确定装置，用于通过使用来确定睡眠阶段。 [选型图]图1

