

(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2010-162341
(P2010-162341A)

(43) 公開日 平成22年7月29日(2010.7.29)

(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	4 C 0 2 7
A 6 1 B 5/0476 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 2 2	4 C 0 3 8

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2009-283370 (P2009-283370)	(71) 出願人	504258527 国立大学法人 鹿児島大学 鹿児島県鹿児島市郡元一丁目21番24号
(22) 出願日	平成21年12月14日(2009.12.14)	(71) 出願人	508367843 株式会社シー・エム・エス 東京都渋谷区本町3丁目10番3号 清水橋矢部ビル201号
(31) 優先権主張番号	特願2008-318742 (P2008-318742)	(74) 代理人	100090273 弁理士 園分 孝悦
(32) 優先日	平成20年12月15日(2008.12.15)	(72) 発明者	官脇 正一 鹿児島県鹿児島市郡元一丁目21番24号 国立大学法人 鹿児島大学内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	永田 順子 鹿児島県鹿児島市郡元一丁目21番24号 国立大学法人 鹿児島大学内

最終頁に続く

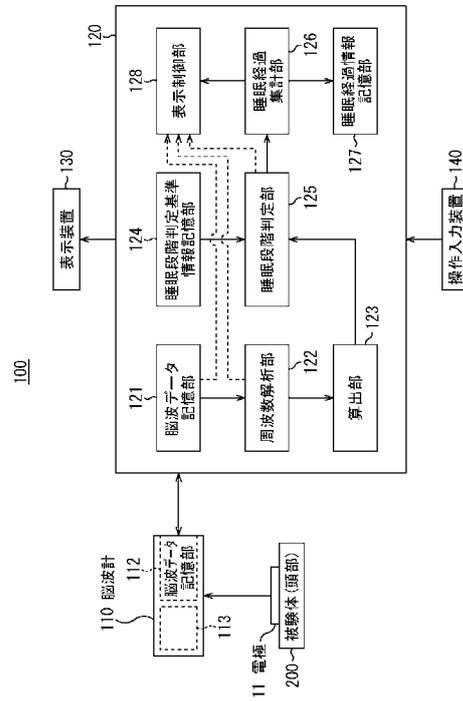
(54) 【発明の名称】 睡眠段階自動判定システム及び睡眠段階自動判定方法

(57) 【要約】

【課題】被験体の睡眠段階の自動判定において、その判定精度の向上を実現する。

【解決手段】被験体200の頭部に設置された電極111を介して当該被験体の脳波を測定する脳波計110と、脳波計110で測定された脳波の時系列データに対して周波数解析を行って、当該脳波の各周波数におけるスペクトルを求める周波数解析部122と、周波数解析部122で求められたスペクトルに基づいて、被験体200の脳波の所定周波数領域における指数スペクトルの傾きを算出する算出部123と、算出部123で算出された指数スペクトルの傾きに基づいて、脳波計110で脳波を測定した際の被験体200における睡眠段階を判定する睡眠段階判定部125を具備する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被験体の頭部に設置された電極を介して当該被験体の脳波を測定する測定手段と、
前記測定手段で測定された脳波の時系列データに対して周波数解析を行って、当該脳波の各周波数におけるスペクトルを求める周波数解析手段と、
前記周波数解析手段で求められたスペクトルに基づいて、前記脳波の所定周波数領域における指数スペクトルの傾きを算出する算出手段と、
前記算出手段で算出された指数スペクトルの傾きに基づいて、前記測定手段で脳波を測定した際の前記被験体における睡眠段階を判定する睡眠段階判定手段と
を有することを特徴とする睡眠段階自動判定システム。

10

【請求項 2】

前記周波数解析手段は、前記周波数解析として、最大エントロピー法に基づく周波数解析を行うものであり、前記スペクトルとして、パワースペクトル密度を求めることを特徴とする請求項 1 に記載の睡眠段階自動判定システム。

【請求項 3】

前記算出手段は、前記周波数解析手段で求められたパワースペクトル密度に基づいて、前記指数スペクトルの傾きを算出することを特徴とする請求項 2 に記載の睡眠段階自動判定システム。

【請求項 4】

被験体の各睡眠段階と前記指数スペクトルの傾きとの関係を示す睡眠段階判定基準情報を記憶する睡眠段階判定基準情報記憶手段を更に有し、
前記睡眠段階判定手段は、前記睡眠段階判定基準情報を用いて、前記算出手段で算出された指数スペクトルの傾きに対応する睡眠段階を検出することにより、前記睡眠段階を判定することを特徴とする請求項 1 に記載の睡眠段階自動判定システム。

20

【請求項 5】

前記周波数解析手段は、前記脳波の時系列データを複数のセグメントに分けて、セグメントごとに前記周波数解析を行うものであり、
前記算出手段は、前記セグメントごとに前記指数スペクトルの傾きを算出し、
前記睡眠段階判定手段は、前記セグメントごとに前記被験体における睡眠段階を判定することを特徴とする請求項 1 に記載の睡眠段階自動判定システム。

30

【請求項 6】

前記睡眠段階判定手段で判定されたセグメントごとの睡眠段階の判定結果を集計して、前記被験体の睡眠段階の経過を示す睡眠経過情報を生成する睡眠経過集計手段と、
前記睡眠経過情報を表示装置に表示する制御を行う表示制御手段と
を更に有することを特徴とする請求項 5 に記載の睡眠段階自動判定システム。

【請求項 7】

前記測定手段は、前記被験体の脳波を測定することに加えて、更に、前記被験体の頭部の動きまたは傾きを少なくとも測定する 3 軸の加速度センサーを内蔵していることを特徴とする請求項 1 に記載の睡眠段階自動判定システム。

【請求項 8】

被験体の頭部に設置された電極を介して当該被験体の脳波を測定する測定手段を備えた睡眠段階自動判定システムによる睡眠段階自動判定方法であって、
前記測定手段で測定された脳波の時系列データに対して周波数解析を行って、当該脳波の各周波数におけるスペクトルを求める周波数解析ステップと、
前記周波数解析ステップで求められたスペクトルに基づいて、前記脳波の所定周波数領域における指数スペクトルの傾きを算出する算出ステップと、
前記算出ステップで算出された指数スペクトルの傾きに基づいて、前記測定手段で脳波を測定した際の前記被験体における睡眠段階を判定する睡眠段階判定ステップと
を有することを特徴とする睡眠段階自動判定方法。

40

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】**【0001】**

本発明は、被験体の睡眠段階を自動で判定する睡眠段階自動判定システム及び睡眠段階自動判定方法に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

被験体（被験者）の睡眠段階の判定における最も一般的な方法としては、国際判定基準（下記の非特許文献1参照）に基づいて、測定者が、被験体の脳波などの被験体情報の特徴的な波形を視覚的に定量化する方法、即ち、視覚判定法がある。この視覚判定方法では、終夜睡眠ポリグラフ（PSG）などの高価な機器を用いて、被験体から睡眠中の脳波や、表面筋電位、眼球運動、心拍、体位などの被験体情報を同期して採得し、これを睡眠認定検査技師や専門医などの測定者が膨大な労力と時間を費やして解析する必要があった。しかも、この視覚判定方法の場合、測定者による判定のばらつき等があり、安定した結果が得られないという問題もあった。

10

【0003】

そこで、従来、これらの問題を解決するために、いわゆるシミュレーションを用いた睡眠段階自動判定方法の開発が進められてきた（例えば、下記の非特許文献2、非特許文献3等参照）。そして、従来 of 睡眠段階自動判定方法では、例えば、脳波の時系列データの前処理法として、フーリエ変換（FFT）法や自己回帰（AR）法が用いられてきた。

【0004】

通常、睡眠段階自動判定の精度の検証には、上述した視覚判定との一致率が用いられるが、上述した従来 of 睡眠段階自動判定方法では、視覚判定との一致率が、測定者間の一致率より低く、その精度が不十分であった。特に、上述したフーリエ変換（FFT）法や自己回帰（AR）法を用いた睡眠段階自動判定方法では、脳波の時系列データが連続的で且つ無限長であるという仮定が必要であるため、離散的で且つ有限長である実際の脳波の時系列データとの差異による精度が問題となっていた。

20

【0005】

即ち、従来 of 睡眠段階自動判定方法では、その精度が不十分であったため、実用化することが困難であるという問題があった。

【先行技術文献】

30

【非特許文献】**【0006】**

【非特許文献1】 Rechtschaffen A, Kales A: A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects. US Government Printing Office, Washington DC, 1968.

【非特許文献2】 Penzel T, Conradt R.: Computer based sleep recording and analysis. Sleep Med Rev 2000; 4(2): 131-148.

【非特許文献3】 Pittman SD, MacDonald MM, Fogel RB, Malhotra A, Todros K, Levy B, Geva AB, White DP: Assessment of automated scoring of polysomnographic recordings in a population with suspected sleep-disordered breathing. Sleep 2004; 27: 1394-403.

40

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであり、被験体の睡眠段階の自動判定において、その判定精度の向上を実現する睡眠段階自動判定システム及び睡眠段階自動判定方法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】**

本発明の睡眠段階自動判定システムは、被験体の頭部に設置された電極を介して当該被

50

験体の脳波を測定する測定手段と、前記測定手段で測定された脳波の時系列データに対して周波数解析を行って、当該脳波の各周波数におけるスペクトル（具体的には、パワースペクトル密度）を求める周波数解析手段と、前記周波数解析手段で求められたスペクトル（具体的には、パワースペクトル密度）に基づいて、前記脳波の所定周波数領域における指数スペクトルの傾きを算出する算出手段と、前記算出手段で算出された指数スペクトルの傾きに基づいて、前記測定手段で脳波を測定した際の前記被験体における睡眠段階を判定する睡眠段階判定手段とを有する。

【0009】

本発明の睡眠段階自動判定方法は、被験体の頭部に設置された電極を介して当該被験体の脳波を測定する測定手段を備えた睡眠段階自動判定システムによる睡眠段階自動判定方法であって、前記測定手段で測定された脳波の時系列データに対して周波数解析を行って、当該脳波の各周波数におけるスペクトル（具体的には、パワースペクトル密度）を求める周波数解析ステップと、前記周波数解析ステップで求められたスペクトル（具体的には、パワースペクトル密度）に基づいて、前記脳波の所定周波数領域における指数スペクトルの傾きを算出する算出ステップと、前記算出ステップで算出された指数スペクトルの傾きに基づいて、前記測定手段で脳波を測定した際の前記被験体における睡眠段階を判定する睡眠段階判定ステップとを有する。

10

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、被験体の睡眠段階の自動判定において、その判定精度の向上を実現することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の実施形態に係る睡眠段階自動判定システムの外観の一例を示す模式図である。

【図2】本発明の実施形態に係る睡眠段階自動判定システムの機能構成の一例を示す模式図である。

【図3】図1及び図2に示す脳波計で測定される被験体の脳波の時系列データの一例を示す模式図である。

【図4】図1及び図2に示す被験体の脳波の各周波数におけるスペクトルの一例を示す模式図である。

30

【図5】図2に示す睡眠段階判定基準情報記憶部に記憶されている、被験体の各睡眠段階と指数スペクトルの傾きとの関係を示す睡眠段階判定基準情報の一例を示す模式図である。

【図6】図2に示す睡眠経過集計部の集計処理により得られた睡眠経過情報の一例を示す模式図である。

【図7】図1及び図2に示す情報処理装置のハードウェア構成の一例を示す模式図である。

【図8】本発明の実施形態に係る睡眠段階自動判定システムによる睡眠段階自動判定方法の処理手順の一例を示すフローチャートである。

40

【図9】本発明の実施形態に係る睡眠段階自動判定方法により算出された指数スペクトルの傾き（Trend）と、睡眠認定検査技師による視覚判定法を用いた睡眠経過の判定結果との相関を示す模式図である。

【図10】REM及びNon-REMにおける眼電図のスペクトル密度の一例を示す模式図である。

【図11】眼電図のスペクトル密度と、眼電図の指数スペクトルの傾きと、睡眠段階の経過チャートとを示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明を実施するための最良の形態について添付図面を参照して説明する。

50

【 0 0 1 3 】

図 1 は、本発明の実施形態に係る睡眠段階自動判定システムの外觀の一例を示す模式図である。

図 1 に示すように、睡眠段階自動判定システム 1 0 0 は、脳波計 1 1 0 と、情報処理装置 1 2 0 と、表示装置 1 3 0 と、操作入力装置 1 4 0 を有して構成されている。なお、本実施形態においては、情報処理装置 1 2 0 は、通信線を介して、脳波計 1 1 0、表示装置 1 3 0 及び操作入力装置 1 4 0 とそれぞれ接続されているものとする。

【 0 0 1 4 】

脳波計 1 1 0 は、情報処理装置 1 2 0 による制御に基づいて、被験体 2 0 0 の頭部（図 1 に示す例では、被験体の額 2 0 1 ）に貼り付けられて設置された電極 1 1 1 を介して当該被験体 2 0 0 の脳波を測定する脳波測定手段を構成する。また、脳波計 1 1 0 の内部には、測定した脳波の時系列データを記憶する脳波データ記憶部 1 1 2 が設けられている。さらに、脳波計 1 1 0 の内部には、被験体 2 0 0 の頭部の動きまたは傾きを少なくとも測定するための 3 軸（X 軸、Y 軸、Z 軸）の加速度センサー 1 1 3 が内蔵されている。具体的に、3 軸の加速度センサー 1 1 3 により被験体 2 0 0 の頭部の動きや傾き等を検出することにより、被験体 2 0 0 の頭部の位置や向き、或いは、被験体 2 0 0 の寝返りなどの体動を測定することができる。そして、この場合、脳波データ記憶部 1 1 2 には、測定した脳波の時系列データに加えて、3 軸の加速度センサー 1 1 3 で測定された、被験体 2 0 0 の頭部の動きや傾きに係る時系列データも記憶される。

【 0 0 1 5 】

なお、本実施形態では、脳波データ記憶部 1 1 2 は、脳波計 1 1 0 の内部に設けられたものとしているが、この態様に限定されるものではなく、例えば、SD メモリカード等の着脱可能な記憶媒体の場合であっても、本実施形態に適用可能である。また、脳波データ記憶部 1 1 2 を着脱可能な記憶媒体として構成する場合には、必ずしも脳波計 1 1 0 と情報処理装置 1 2 0 とを通信線を介して接続する必要は無く、この場合には、当該着脱可能な記憶媒体（脳波データ記憶部 1 1 2 ）を脳波計 1 1 0 から取り外して情報処理装置 1 2 0 に装着することにより、情報処理装置 1 2 0 側において、脳波計 1 1 0 で測定された脳波の時系列データの処理を行うことができる。

【 0 0 1 6 】

また、図 1 には、脳波計 1 1 0 に 2 つの電極 1 1 1 を接続して、1 c h で被験体 2 0 0 の脳波を測定する例について示しているが、例えば、脳波計 1 1 0 に 3 つ（或いは 4 つ以上）の電極 1 1 1 を接続して、2 c h（或いは 3 c h 以上）で同時に被験体 2 0 0 の脳波或いは眼球運動（眼電図）を測定する態様であってもよい。この場合、例えば脳波計 1 1 0 において、複数 c h で測定した脳波の時系列データに所定のデータ処理を行って、同時刻における 1 つの脳波の時系列データとして脳波データ記憶部 1 1 2 に記憶する態様を採ることができる。

【 0 0 1 7 】

情報処理装置 1 2 0 は、睡眠段階自動判定システム 1 0 0 における動作を統括的に制御するものである。

【 0 0 1 8 】

表示装置 1 3 0 は、情報処理装置 1 2 0 による制御に基づいて、例えば、脳波計 1 1 0 で測定された被験体 2 0 0 の脳波の時系列データや、睡眠段階自動判定の結果得られた情報、当該睡眠段階自動判定システム 1 0 0 の動作状態を示す情報など、各種のデータや各種の情報を表示する。

【 0 0 1 9 】

操作入力装置 1 4 0 は、例えば睡眠段階自動判定システム 1 0 0 における測定者等の操作者が情報処理装置 1 2 0 に対して情報の入力を行う際に操作されるものである。この操作入力装置 1 4 0 は、例えば、キーボード 1 4 0 a や、ポインティング・デバイスであるマウス 1 4 0 b を具備して構成されている。

【 0 0 2 0 】

図2は、本発明の実施形態に係る睡眠段階自動判定システムの機能構成の一例を示す模式図である。ここで、図2において、図1と同様の構成については、同じ符号を付しており、その詳細な説明は省略する。

【0021】

情報処理装置120は、脳波データ記憶部121と、周波数解析部122と、算出部123と、睡眠段階判定基準情報記憶部124と、睡眠段階判定部125と、睡眠経過集計部126と、睡眠経過情報記憶部127と、表示制御部128の各機能構成を有して構成されている。

【0022】

図2に示す脳波データ記憶部121には、被験体200の頭部に設置された電極111を介して脳波計110で測定された被験体200の脳波の時系列データ、即ち、脳波データ記憶部112に記憶されている被験体200の脳波の時系列データが記憶されている。さらに、脳波データ記憶部112に、3軸の加速度センサー113で測定された、被験体200の頭部の動きや傾きに係る時系列データが記憶されている場合には、図2に示す脳波データ記憶部121には、被験体200の頭部の動きや傾きに係る時系列データも必要に応じて記憶されている。ここで、本実施形態では、情報処理装置120が脳波計110と通信線を介して通信を行うことにより、脳波計110の脳波データ記憶部112に記憶されている脳波の時系列データ（更には、被験体200の頭部の動きや傾きに係る時系列データ）を取得して脳波データ記憶部121に記憶するものとするが、例えば、脳波データ記憶部112を着脱可能な記憶媒体として構成する場合には、当該着脱可能な記憶媒体を脳波データ記憶部121として適用することも可能である。

【0023】

ここで、脳波計110で測定される被験体200の脳波の時系列データの一例について説明する。

【0024】

図3は、図1及び図2に示す脳波計110で測定される被験体200の脳波の時系列データの一例を示す模式図である。

図3には、覚醒時及び睡眠時の各睡眠段階における脳波の時系列データの一例が示されており、具体的に、図3(a)に覚醒時(WAKE)における脳波の時系列データの一例が示され、図3(b)にレム睡眠状態(REM)における脳波の時系列データの一例が示され、図3(c)~図3(f)に、それぞれ、ノンレム睡眠状態の睡眠段階1(Stage I)、睡眠段階2(Stage II)、睡眠段階3(Stage III)、睡眠段階4(Stage IV)における脳波の時系列データの一例が示されている。

【0025】

そして、図3に示すような脳波の時系列データが脳波計110で取得されて、上述した方法により、情報処理装置120の脳波データ記憶部121に記憶される。

【0026】

図2に示す周波数解析部122は、脳波計110で測定され、脳波データ記憶部121に記憶されている被験体200の脳波の時系列データに対して周波数解析を行って、当該脳波の各周波数におけるスペクトル(具体的には、パワースペクトル密度)を求める処理を行う。この各周波数におけるスペクトルについては、図4を用いて後述する。具体的に、周波数解析部122は、まず、脳波データ記憶部121に記憶されている被験体200の脳波の時系列データのノイズ処理を行った後、周波数解析として最大エントロピー法(具体的には、修正型の最大エントロピー法)に基づく周波数解析を用いた解析を行う。また、本実施形態の周波数解析部122では、脳波データ記憶部121に記憶されている被験体200の脳波の時系列データを複数のセグメントに分けて、セグメントごとに上述した周波数解析を行うようにしている。

【0027】

図2に示す算出部123は、周波数解析部122で求められたスペクトル(具体的には、パワースペクトル密度)に基づいて、被験体200の脳波の所定周波数領域における指

10

20

30

40

50

数スペクトルの傾き (T r e n d) を算出する処理を行う。具体的に、算出部 1 2 3 は、周波数解析部 1 2 2 で求められたパワースペクトル密度に基づく指数スペクトルを、所定の近似法 (例えば、所定周波数領域の範囲内での最小二乗法) により近似して、指数スペクトルの傾き (T r e n d) を算出する。また、本実施形態では、周波数解析部 1 2 2 において脳波の時系列データを複数のセグメントに分けて、セグメントごとに処理を行っているため、算出部 1 2 3 においても、脳波の時系列データのセグメントごとに指数スペクトルの傾きの算出処理を行う。

【 0 0 2 8 】

図 4 は、図 1 及び図 2 に示す被験体 2 0 0 の脳波の各周波数におけるスペクトルの一例を示す模式図である。図 4 において、横軸は、被験体 2 0 0 の脳波の周波数を示し、縦軸は、脳波のスペクトル (具体的には、パワースペクトルデンシティ (P S D)) の対数を示している。

10

【 0 0 2 9 】

図 4 に示すように、周波数解析部 1 2 2 で求められた脳波の各周波数におけるスペクトル 4 0 1 は、片対数表示で直線的に減衰する、いわゆる指数スペクトルである。ここで、スペクトル 4 0 1 で示された領域の面積は、元々の脳波データの振動の平均エネルギーに相当する。そして、算出部 1 2 3 では、周波数解析部 1 2 2 で求められたスペクトルに基づく指数スペクトル 4 0 1 を所定周波数領域 (図 4 に示す例では、1 H z ~ 3 0 H z) の範囲内で最小二乗法により近似して、指数スペクトルの傾き 4 0 2 を算出するようにしている。なお、本例では、最小二乗法による近似を行っているが、これに限定されるものではなく、他の既知の近似法を用いて、指数スペクトルの傾き 4 0 2 を算出することも本実施形態に適用可能である。

20

【 0 0 3 0 】

図 2 に示す睡眠段階判定基準情報記憶部 1 2 4 には、被験体 2 0 0 の各睡眠段階と、算出部 1 2 3 で算出される指数スペクトルの傾き (T r e n d) との関係を示す睡眠段階判定基準情報が予め記憶されている。

【 0 0 3 1 】

図 5 は、図 2 に示す睡眠段階判定基準情報記憶部 1 2 4 に記憶されている、被験体 2 0 0 の各睡眠段階と指数スペクトルの傾きとの関係を示す睡眠段階判定基準情報の一例を示す模式図である。

30

【 0 0 3 2 】

図 5 には、被験体 2 0 0 の各睡眠段階 (W A K E、R E M、N o n - R E M (Stage I ~ Stage IV)) と、算出部 1 2 3 で算出される指数スペクトルの傾き (T r e n d) との関係を示す睡眠段階判定基準情報が示されている。図 5 に示す睡眠段階判定基準情報は、被験体 2 0 0 等に対する実験により予め設定されるものであり、本発明者らの実験により、図 5 に示すように、W A K E、R E M、N o n - R E M の Stage I ~ Stage IV の順に、指数スペクトルの傾きがほぼ一定の傾きで低下する特性となることが分かっている。

【 0 0 3 3 】

この睡眠段階判定基準情報は、測定対象の被験体 2 0 0 ごとに設定することが好適であるが、例えば、各被験体 2 0 0 の被験体情報に基づいて代表となる 1 つの睡眠段階判定基準情報に修正を加えて、これを当該被験体における睡眠段階判定基準情報として用いる態様であっても良い。

40

この場合、例えば、(睡眠時の指数スペクトルの傾き) = (覚醒時 (W A K E) における指数スペクトルの傾き : 被験体 (被験者) によって異なる) - A × (睡眠段階) のような対応関係として睡眠段階判定基準情報を適用することが考えられる。なお、この場合、A は定数である。

【 0 0 3 4 】

ここで、定数 A の決定法の一例について説明する。R E M では、眼球運動が N o n - R E M に比べて明らかに大きいことは周知の事実である。つまり、脳波と同様に最大エントロピー法に基づいて眼電図を周波数解析してパワースペクトル密度を求めると、図 1 0 に

50

示すように、REMにおける眼電図のスペクトル密度は、Non-REMより明らかに大きくなる。このため、睡眠段階のうちREMの判定だけはスペクトル密度から容易に判定が可能である。このようにREMと容易に判定することができることから、定数Aは、覚醒時(WAKE)の指数スペクトルのTrend(脳波の記録を開始した最初の時点のTrend)とREMの指数スペクトルのTrend(眼電図のスペクトル密度からREMと判定した時点のTrend)との差によって求めることも可能である。

【0035】

図2に示す睡眠段階判定部125は、算出部123で算出された指数スペクトルの傾き(Trend)に基づいて、脳波計110で脳波を測定した際の被験体200における睡眠段階を判定する処理を行う。具体的に、睡眠段階判定部125は、睡眠段階判定基準情報記憶部124に記憶されている図5に示す睡眠段階判定基準情報を用いて、算出部123で算出された指数スペクトルの傾きに対応する睡眠段階(WAKE、REM、Non-REMのStage I~Stage IV)を検出することにより、被験体200における睡眠段階を判定する。例えば、睡眠段階判定部125は、算出部123で算出された指数スペクトルの傾きが図5に示すTsであった場合には、被験体200における睡眠段階をREMと判定する。また、本実施形態では、脳波の時系列データを複数のセグメントに分けて、セグメントごとに処理を行っているため、睡眠段階判定部125においても、脳波の時系列データのセグメントごとに睡眠段階の判定処理を行う。

10

【0036】

図2に示す睡眠経過集計部126は、睡眠段階判定部125で判定されたセグメントごとの睡眠段階の判定結果を集計する処理を行う。この睡眠経過集計部126による集計処理により、被験体200の睡眠段階の経過を示す睡眠経過情報が生成される。

20

【0037】

図6は、図2に示す睡眠経過集計部126の集計処理により得られた睡眠経過情報の一例を示す模式図である。

【0038】

図6に示す睡眠経過情報において、横軸は、脳波計110で測定した脳波の測定時間の経過を示し、縦軸は、被験体200の各睡眠段階を示している。このように、睡眠経過集計部126は、睡眠段階判定部125で判定されたセグメントごとの睡眠段階の判定結果を集計する処理を行うことにより、図6に示すような睡眠段階の経過チャートを示す睡眠経過情報が得られる。そして、この図6に示す睡眠経過情報から、被験体200における睡眠のリズム解析(周期解析)を行うことができる。さらに、睡眠経過集計部126は、測定時間に対する睡眠段階ごとの割合(図6に示す例では、例えばREMが20%)を求め、続いて、睡眠段階ごとの積算時間を集計する処理を行う。例えば、図6に示す例では、REMが20%であるため、その積算時間は、1.4時間と集計されることになる。

30

【0039】

図2に示す睡眠経過情報記憶部127には、睡眠経過集計部126で集計処理された睡眠経過情報等が記憶される。

【0040】

図2に示す表示制御部128は、必要に応じて、睡眠経過集計部126で集計処理された図6に示す睡眠経過情報や、睡眠段階判定部125で判定された睡眠段階の判定結果の情報、算出部123で算出された指数スペクトルの傾きの情報、周波数解析部122で求められたスペクトルの情報、脳波データ記憶部121に記憶されている被験体200の脳波の時系列データなどを表示装置130に表示する制御を行う。これにより、図3に示す脳波の時系列データや、図4に示すスペクトル及び指数スペクトルの傾きの情報、図6に示す被験体200の睡眠経過情報等が表示装置130に表示される。さらに、図2に示す表示制御部128は、必要に応じて、脳波データ記憶部121に記憶されている、被験体200の頭部の動きや傾きに係る時系列データを表示装置130に表示する制御を行う。

40

【0041】

次に、情報処理装置120のハードウェア構成について説明する。

50

図7は、図1及び図2に示す情報処理装置120のハードウェア構成の一例を示す模式図である。

図7に示すように、情報処理装置120は、CPU701、RAM702、ROM703、外部メモリ704、着脱可能な記憶媒体705、操作入力装置706、通信インタフェース(以下、「通信I/F」と称する)707、及び、バスの各ハードウェア構成を有して構成されている。

【0042】

ここで、本実施形態においては、例えば、図7に示すCPU701がROM703に記憶されたプログラム703aを実行することにより、図2に示す周波数解析部122、算出部123、睡眠段階判定部125、睡眠経過集計部126及び表示制御部128が構成される。また、例えば、図7に示す外部メモリ704或いは着脱可能な記憶媒体705に、図2に示す脳波データ記憶部121、睡眠段階判定基準情報記憶部124及び睡眠経過情報記憶部127が構成される。

10

【0043】

図7に示すCPU701は、情報処理装置120における動作を統括的に制御するものであり、バスを介して、情報処理装置120の各構成部(702~707)を制御する。

【0044】

図7に示すRAM702は、CPU701の主メモリ、ワークエリア等として機能する。CPU701は、処理の実行に際して、ROM703から必要なプログラム703a等をRAM702にロードし、当該プログラム703a等を実行することで各種の機能動作を実現する。

20

【0045】

図7に示すROM703には、CPU701が、後述する図8の処理を実行するために必要なプログラム703a等が記憶されている。なお、プログラム703aは、外部メモリ704或いは着脱可能な記憶媒体705に記憶されていてもよい。

【0046】

図7に示す外部メモリ704及び着脱可能な記憶媒体705には、例えば、CPU701がプログラム703a等を用いた処理を行う際に必要な各種のデータや各種の情報が記憶されている。また、外部メモリ704及び着脱可能な記憶媒体705には、例えば、CPU701がプログラム703a等を用いた処理を行うことにより得られた各種のデータや各種の情報が記憶される。

30

【0047】

図7に示す操作入力装置706は、操作者が情報処理装置120に対して情報の入力を行う際に操作されるものである。なお、この操作入力装置706は、例えば、操作入力装置140として構成される場合には、情報処理装置120の内部に構成する必要はない。

【0048】

図7に示す通信I/F707は、外部装置との通信を司るものである。また、バスは、CPU701と、RAM702、ROM703、外部メモリ704、着脱可能な記憶媒体705、操作入力装置706及び通信I/F707とを通信可能に接続するためのものである。

40

【0049】

なお、図1及び図2に示す脳波計110のハードウェア構成についても、図7に示すハードウェア構成の一例を適用することが可能である。

【0050】

次に、睡眠段階自動判定システム100による睡眠段階自動判定方法の処理手順について説明する。

【0051】

図8は、本発明の実施形態に係る睡眠段階自動判定システムによる睡眠段階自動判定方法の処理手順の一例を示すフローチャートである。具体的に、図8に示すフローチャートは、情報処理装置120における処理のフローチャートを示している。

50

【 0 0 5 2 】

まず、図 8 に示すフローチャートにおける処理の前段階で行われる、被験体 2 0 0 の脳波の測定について説明する。

【 0 0 5 3 】

まず、測定対象である被験体 2 0 0 の頭部（図 1 に示す例では、被験体の額 2 0 1 ）に、脳波計 1 1 0 に接続された電極 1 1 1 を貼り付けて、脳波計 1 1 0 及び電極 1 1 1 を設置する。続いて、脳波計 1 1 0 の電源を入れて、被験体 2 0 0 の脳波の測定を開始する。例えば、被験体（被験者）2 0 0 を横にさせて目を閉じた安静状態で脳波の測定を開始し、その後、被験体（被験者）2 0 0 が就寝した際の当該被験体の脳波の測定を、予め設定された時間行う。これにより、脳波計 1 1 0 の脳波データ記憶部 1 1 2 には、脳波計 1 1 0 で所定時間測定した被験体 2 0 0 の脳波の時系列データが記憶される。さらに、この際、必要に応じて、脳波計 1 1 0 の 3 軸の加速度センサー 1 1 3 を用いて、被験体 2 0 0 の頭部の動きや傾きに係る時系列データを測定し、これを脳波データ記憶部 1 1 2 に記憶するようにしてもよい。

10

【 0 0 5 4 】

そして、図 8 のステップ S 1 0 1 において、情報処理装置 1 2 0 の CPU 7 0 1 は、脳波計 1 1 0 と通信を行って、脳波データ記憶部 1 1 2 に記憶されている被験体 2 0 0 の脳波の時系列データ（更に必要に応じて、被験体 2 0 0 の頭部の動きや傾きに係る時系列データ）を取得する処理を行う。そして、情報処理装置 1 2 0 の CPU 7 0 1 は、取得した被験体 2 0 0 の脳波の時系列データ（更に必要に応じて、被験体 2 0 0 の頭部の動きや傾きに係る時系列データ）を、外部メモリ 7 0 4 或いは着脱可能な記憶媒体 7 0 5 （図 2 の脳波データ記憶部 1 2 1 ）に記憶する。

20

【 0 0 5 5 】

ここで、本実施形態では、脳波計 1 1 0 と通信を行って被験体 2 0 0 の脳波等の時系列データを取得するようにしているが、例えば、脳波データ記憶部 1 1 2 を着脱可能な記憶媒体として構成する場合には、当該着脱可能な記憶媒体が情報処理装置 1 2 0 に装着された際に、当該着脱可能な記憶媒体に記憶されている、被験体 2 0 0 の脳波等の時系列データを取得する形態を採る。

【 0 0 5 6 】

続いて、ステップ S 1 0 2 において、情報処理装置 1 2 0 の CPU 7 0 1 は、例えば、測定者からの操作入力装置 1 4 0 を介した入力に基づいて、ステップ S 1 0 1 で取得した被験体 2 0 0 の脳波の時系列データを複数のセグメント（S）に分割し、そのセグメント数 N を設定する。例えば、被験体 2 0 0 の脳波の時系列データが 7 時間（4 2 0 分）である場合に、1 つのセグメント（S）を 3 0 秒とする場合には、セグメント数 N は 8 4 0 と設定されることになる。

30

【 0 0 5 7 】

続いて、ステップ S 1 0 3 において、情報処理装置 1 2 0 の CPU 7 0 1 は、処理対象のセグメント S を 1 に設定する。

【 0 0 5 8 】

続いて、ステップ S 1 0 4 において、情報処理装置 1 2 0 の CPU 7 0 1 （図 2 の周波数解析部 1 2 2 ）は、セグメント S の脳波の時系列データに対して、ノイズ処理を行った後、最大エントロピー法に基づく周波数解析処理を行って、当該脳波の各周波数におけるスペクトル（具体的には、パワースペクトル密度）を求める処理を行う。これにより、例えば、図 4 に示すスペクトル 4 0 1 が得られる。

40

【 0 0 5 9 】

続いて、ステップ S 1 0 5 において、情報処理装置 1 2 0 の CPU 7 0 1 （図 2 の算出部 1 2 3 ）は、ステップ S 1 0 4 で求められたスペクトル（具体的には、パワースペクトル密度）に基づく指数スペクトルを、所定の近似法（例えば、所定周波数領域の範囲内の最小二乗法）により近似して、指数スペクトルの傾き（Trend）を算出する。これにより、例えば、図 4 に示す指数スペクトルの傾き 4 0 2 が算出される。

50

【0060】

続いて、ステップS106において、情報処理装置120のCPU701（図2の睡眠段階判定部125）は、外部メモリ704或いは着脱可能な記憶媒体705（図2の睡眠段階判定基準情報記憶部124）に記憶されている図5に示す睡眠段階判定基準情報を用いて、ステップS105で算出された指数スペクトルの傾きに対応する睡眠段階（WAKE、REM、Non-REMのStage I~Stage IV）を検出して、被験体200における睡眠段階を判定する。例えば、ステップS105で算出された指数スペクトルの傾きが図5に示すTsであった場合には、被験体200における睡眠段階がREMと判定される。

【0061】

続いて、ステップS107において、情報処理装置120のCPU701は、現在の処理対象であるセグメントSが、ステップS102で設定したN未満であるか否かを判断する。即ち、このステップS107では、ステップS101で取得した被験体200の脳波の時系列データをN個のセグメントに分割した際に、未だ処理を行っていないセグメントがあるか否かが判断される。

10

【0062】

ステップS107の判断の結果、現在の処理対象であるセグメントSがステップS102で設定したN未満である場合には、未だ処理を行っていないセグメントがあると判断して、ステップS108に進む。ステップS108に進むと、情報処理装置120のCPU701は、Sに1を加算して、処理対象のセグメントSを変更する。その後、ステップS104に戻り、ステップS108で新たに設定したセグメントSの脳波の時系列データに対して、ステップS104以降の処理が行われる。

20

【0063】

一方、ステップS107の判断の結果、現在の処理対象であるセグメントSがステップS102で設定したN未満でない場合には、全てのセグメントにおける処理が終了したと判断して、ステップS109に進む。

【0064】

ステップS109に進むと、情報処理装置120のCPU701（図2の睡眠経過集計部126）は、ステップS106で判定されたセグメントごとの睡眠段階の判定結果を集計する処理を行う。この集計処理により、図6に示すような睡眠段階の経過チャートを示す睡眠経過情報が得られる。そして、この図6に示す睡眠経過情報から、被験体200における睡眠のリズム解析（周期解析）を行うことができる。さらに、情報処理装置120のCPU701（図2の睡眠経過集計部126）は、測定時間に対する睡眠段階ごとの割合（図6に示す例では、REMが20%等）を求め、続いて、睡眠段階ごとの積算時間を集計する処理を行う。例えば、図6に示す例では、REMが20%であるため、その積算時間は、1.4時間と集計される。そして、情報処理装置120のCPU701（図2の睡眠経過集計部126）は、ステップS109の処理の結果得られた睡眠経過情報を、外部メモリ704或いは着脱可能な記憶媒体705（図2の睡眠経過情報記憶部127）に記憶する。

30

【0065】

続いて、ステップS110において、情報処理装置120のCPU701（図2の表示制御部128）は、ステップS109の処理の結果得られた睡眠経過情報を、表示装置130に表示する表示制御処理を行う。これにより、表示装置130には、例えば、図6に示す睡眠経過情報が表示されることになる。さらに、情報処理装置120のCPU701（図2の表示制御部128）は、例えば、測定者からの操作入力装置140を介した入力に基づいて、睡眠段階判定部125で判定された睡眠段階の判定結果の情報、算出部123で算出された指数スペクトルの傾きの情報、周波数解析部122で求められたスペクトルの情報、脳波データ記憶部121に記憶されている被験体200の脳波の時系列データや被験体200の頭部の動きや傾きに係る時系列データを表示装置130に表示する制御を行う。

40

【0066】

50

そして、ステップ S 1 1 0 の処理が終了すると、図 8 に示すフローチャートの処理が終了する。

【 0 0 6 7 】

次に、上述した本実施形態の睡眠段階自動判定方法により算出された指数スペクトルの傾き (T r e n d) と、睡眠認定検査技師による視覚判定法を用いた睡眠経過の判定結果との相関について、実験結果を以下に説明する。

【 0 0 6 8 】

図 9 は、本発明の実施形態に係る睡眠段階自動判定方法により算出された指数スペクトルの傾き (T r e n d) と、睡眠認定検査技師による視覚判定法を用いた睡眠経過の判定結果との相関を示す模式図である。

10

【 0 0 6 9 】

図 9 において、図 9 (a) は、被験体 2 0 0 として睡眠時無呼吸症が認められるがデルタ睡眠への移行が認められる患者 (5 4 歳男性) を適用したものを示し、図 9 (b) は、被験体 2 0 0 として睡眠時無呼吸症は認められずデルタ睡眠への移行は認められる患者 (3 2 歳男性) を適用したものを示している。

【 0 0 7 0 】

図 9 (a) 及び図 9 (b) には、それぞれ、本実施形態の睡眠段階自動判定方法により算出された指数スペクトルの傾き 9 0 1 及び 9 0 3 が実線で示され、睡眠認定検査技師による視覚判定法を用いた睡眠段階の経過チャート 9 0 2 及び 9 0 4 が破線で示されている。また、図 9 (a) 及び図 9 (b) において、横軸は経過時間を示し、縦軸は指数スペクトルの傾き (及び図 6 に示す睡眠段階のレベル) を示している。即ち、図 9 (a) 及び図 9 (b) は、ステップ S 1 0 5 で算出された指数スペクトルの傾きに、睡眠認定検査技師による視覚判定法を用いた睡眠段階の経過チャートを重ね合わせたものである。

20

【 0 0 7 1 】

この図 9 (a) 及び図 9 (b) から、脳波の指数スペクトルの傾き 9 0 1 及び 9 0 3 は、睡眠認定検査技師の判定による睡眠段階の経過チャートとほぼ同期して増減していることが分かる。このことは、本実施形態の睡眠段階自動判定方法により算出される脳波の指数スペクトルの傾きが睡眠認定検査技師の判定による睡眠段階と相関関係があることを示している。具体的には、脳波の指数スペクトルの傾きが小さくなると、図 6 に示す睡眠段階の経過チャートが下の段階になることを示しており、換言すれば、図 5 に示す関係が成立することが実証されたと考えることができる。

30

【 0 0 7 2 】

また、図 1 1 は、被験体 2 0 0 について、ステップ S 1 0 4 と同様の手順で算出した眼電図のスペクトル密度と、ステップ S 1 0 5 と同様の手順で算出した眼電図の指数スペクトルの傾きとに、睡眠認定検査技師による視覚判定法を用いた睡眠段階の経過チャートを重ね合わせたものである。

図 1 1 に示すように、眼電図のスペクトル密度は、睡眠認定検査技師の判定による R E M の時に、N o n - R E M の時より大きいことがわかる。したがって、脳波の指数スペクトルの傾き (T r e n d) と眼電図とを併用すれば、さらに判定の精度を向上することが可能である。

40

【 0 0 7 3 】

したがって、図 5 に示す睡眠段階判定基準情報を用いて睡眠段階を判定することは、この図 9 に示す実験結果から有効であると考えられる。

【 0 0 7 4 】

以上説明したように、本実施形態によれば、脳波の時系列データに対して周波数解析を行って当該脳波の各周波数におけるスペクトルを求め、当該スペクトルに基づいて脳波の所定周波数領域における指数スペクトルの傾きを算出し、算出された指数スペクトルの傾きに基づいて被験体における睡眠段階を判定するようにしたので、被験体の睡眠段階の自動判定における判定精度の向上を実現することが可能となる。

【 0 0 7 5 】

50

(本発明の他の実施形態)

前述した本発明の実施形態における睡眠段階自動判定システム100に含まれる情報処理装置120を構成する図2の各機能構成部(各手段)、並びに、図8に示す各ステップは、コンピュータのCPU(701)がROM(703)に記憶されたプログラム(703a)を実行することによって実現できる。このプログラム及び前記プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体は本発明に含まれる。

【0076】

また、本発明は、例えば、システム、装置、方法、プログラム若しくは記憶媒体等としての実施形態も可能であり、具体的には、複数の機器から構成されるシステムに適用してもよいし、また、1つの機器からなる装置に適用してもよい。

10

【0077】

なお、本発明は、前述した実施形態の機能を実現するソフトウェアのプログラム(実施形態ではプログラム703a)を、システムあるいは装置に直接、あるいは遠隔から供給するものを含む。そして、そのシステムあるいは装置のコンピュータが前記供給されたプログラムコードを読み出して実行することによっても達成される場合も本発明に含まれる。

【0078】

したがって、本発明の機能処理をコンピュータで実現するために、前記コンピュータにインストールされるプログラムコード自体も本発明を実現するものである。つまり、本発明は、本発明の機能処理を実現するためのコンピュータプログラム自体も含まれる。

20

【0079】

その場合、プログラムの機能を有していれば、オブジェクトコード、インタプリタにより実行されるプログラム、OSに供給するスクリプトデータ等の形態であってもよい。

【0080】

プログラムを供給するための記録媒体としては、例えば、フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスク、光ディスク、光磁気ディスク、MO、CD-ROM、CD-R、CD-RWなどがある。また、磁気テープ、不揮発性のメモリカード、ROM、DVD(DVD-ROM, DVD-R)などもある。

【0081】

その他、プログラムの供給方法としては、クライアントコンピュータのブラウザを用いてインターネットのホームページに接続する。そして、前記ホームページから本発明のコンピュータプログラムそのもの、若しくは圧縮され自動インストール機能を含むファイルをハードディスク等の記録媒体にダウンロードすることによっても供給できる。

30

【0082】

また、本発明のプログラムを構成するプログラムコードを複数のファイルに分割し、それぞれのファイルを異なるホームページからダウンロードすることによっても実現可能である。つまり、本発明の機能処理をコンピュータで実現するためのプログラムファイルを複数のユーザに対してダウンロードさせるWWWサーバも、本発明に含まれるものである。

【0083】

また、本発明のプログラムを暗号化してCD-ROM等の記憶媒体に格納してユーザに配布し、所定の条件をクリアしたユーザに対し、インターネットを介してホームページから暗号化を解く鍵情報をダウンロードさせる。そして、ダウンロードした鍵情報を使用することにより暗号化されたプログラムを実行してコンピュータにインストールさせて実現することも可能である。

40

【0084】

また、コンピュータが、読み出したプログラムを実行することによって、前述した実施形態の機能が実現される。その他、そのプログラムの指示に基づき、コンピュータ上で稼動しているOSなどが、実際の処理の一部又は全部を行い、その処理によっても前述した実施形態の機能が実現され得る。

50

【 0 0 8 5 】

さらに、記録媒体から読み出されたプログラムが、コンピュータに挿入された機能拡張ボードやコンピュータに接続された機能拡張ユニットに備わるメモリに書き込まれる。その後、そのプログラムの指示に基づき、その機能拡張ボードや機能拡張ユニットに備わるCPUなどが実際の処理の一部又は全部を行い、その処理によっても前述した実施形態の機能が実現される。

【 0 0 8 6 】

なお、前述した各実施形態は、何れも本発明を実施するにあたっての具体化の例を示したものに過ぎず、これらによって本発明の技術的範囲が限定的に解釈されてはならないものである。即ち、本発明はその技術思想、又はその主要な特徴から逸脱することなく、様々な形で実施することができる。

10

【 符号の説明 】

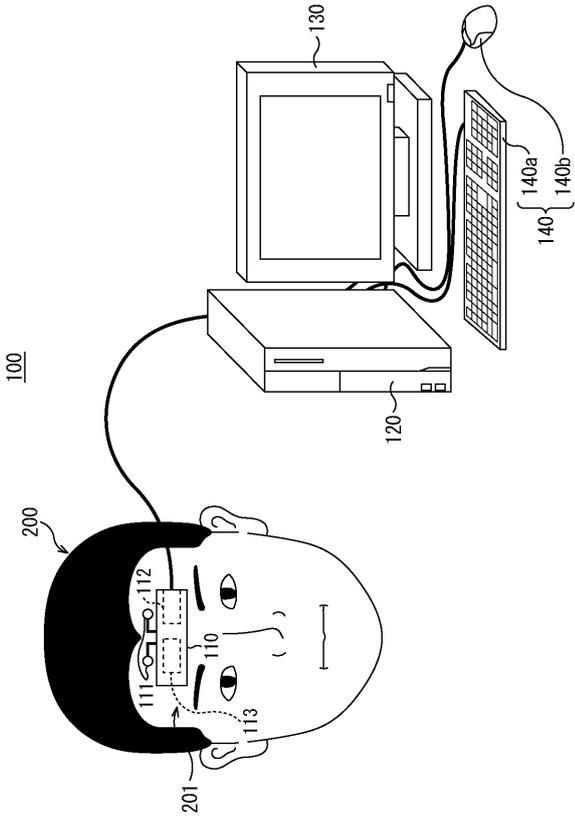
【 0 0 8 7 】

- 1 0 0 睡眠段階自動判定システム
- 1 1 0 脳波計
- 1 1 1 電極
- 1 1 2 脳波データ記憶部
- 1 1 3 3軸の加速度センサー
- 1 2 0 情報処理装置
- 1 2 1 脳波データ記憶部
- 1 2 2 周波数解析部
- 1 2 3 算出部
- 1 2 4 睡眠段階判定基準情報記憶部
- 1 2 5 睡眠段階判定部
- 1 2 6 睡眠経過集計部
- 1 2 7 睡眠経過情報記憶部
- 1 2 8 表示制御部
- 1 3 0 表示装置
- 1 4 0 操作入力装置
- 1 4 0 a キーボード
- 1 4 0 b マウス
- 2 0 0 被験体
- 2 0 1 被験体の額

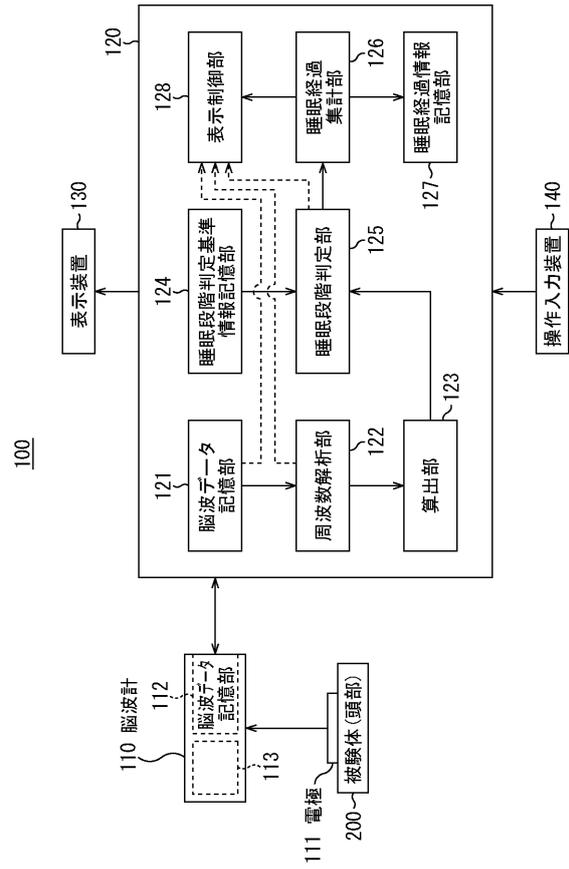
20

30

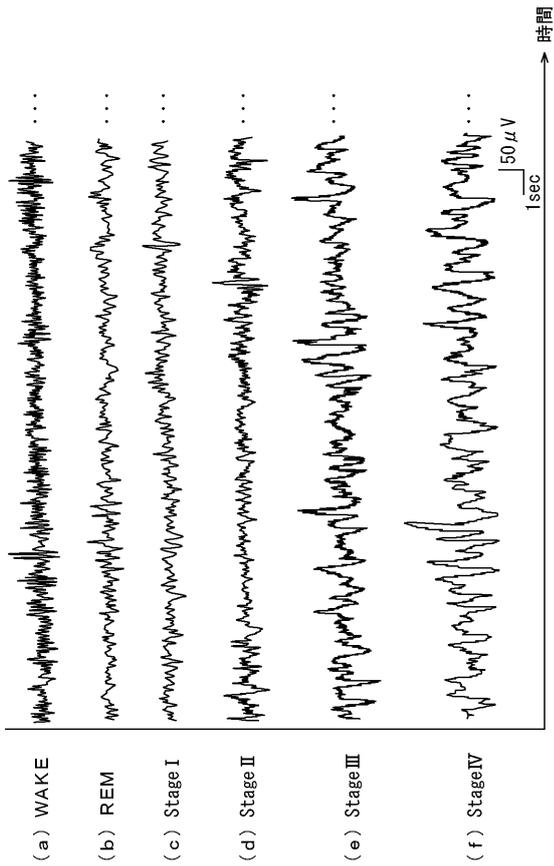
【 図 1 】



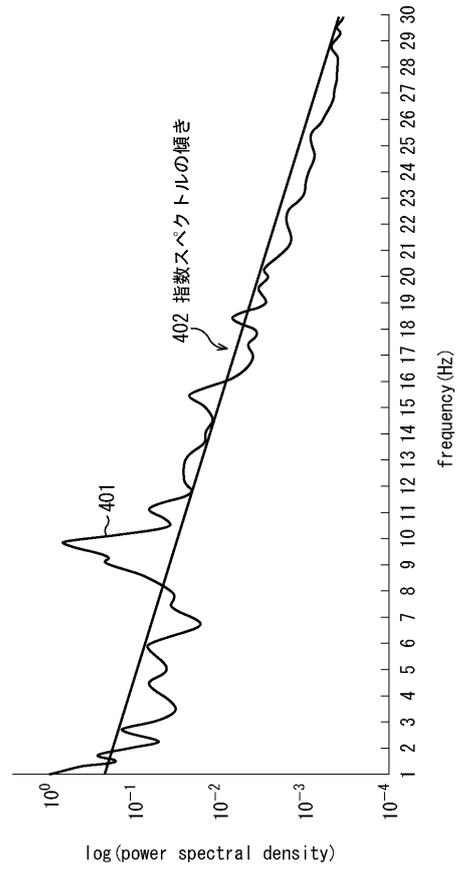
【 図 2 】



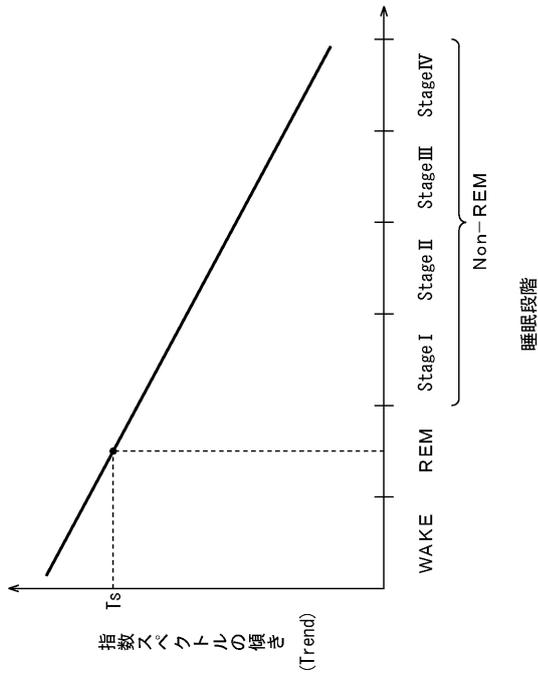
【 図 3 】



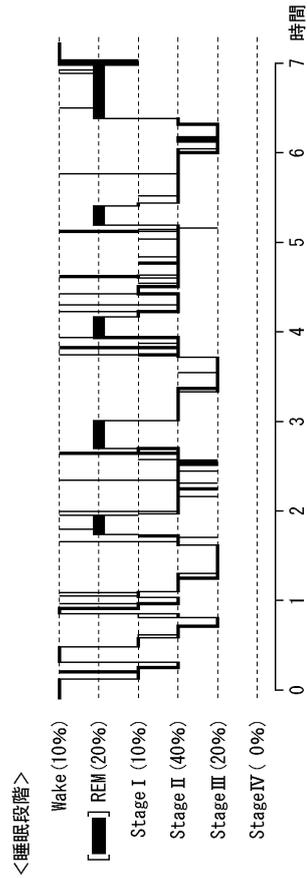
【 図 4 】



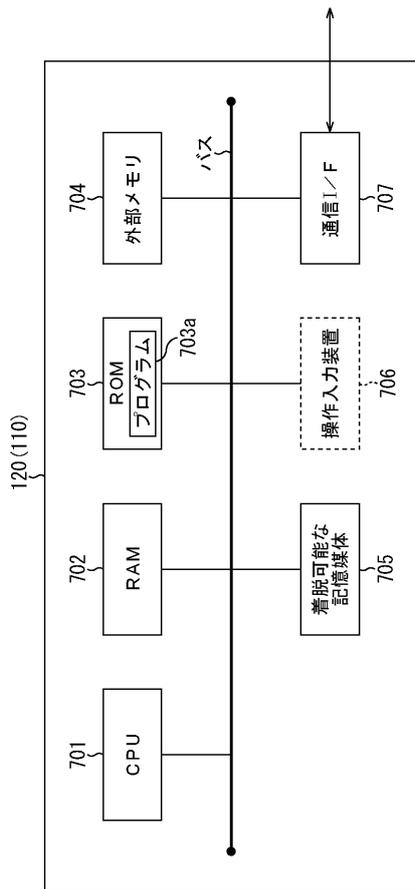
【 図 5 】



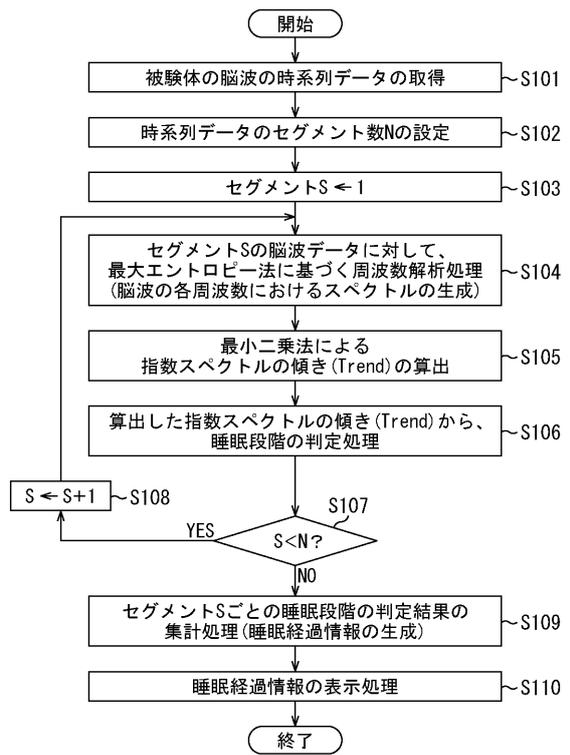
【 図 6 】



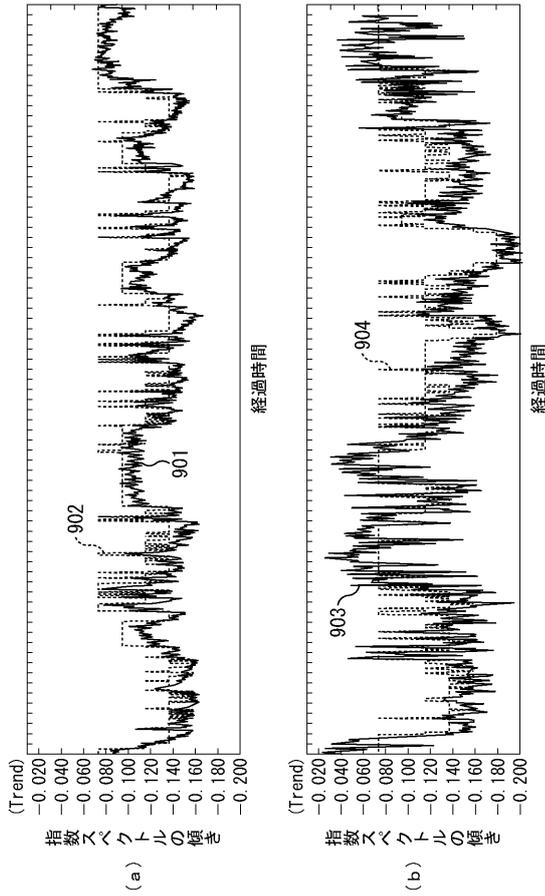
【 図 7 】



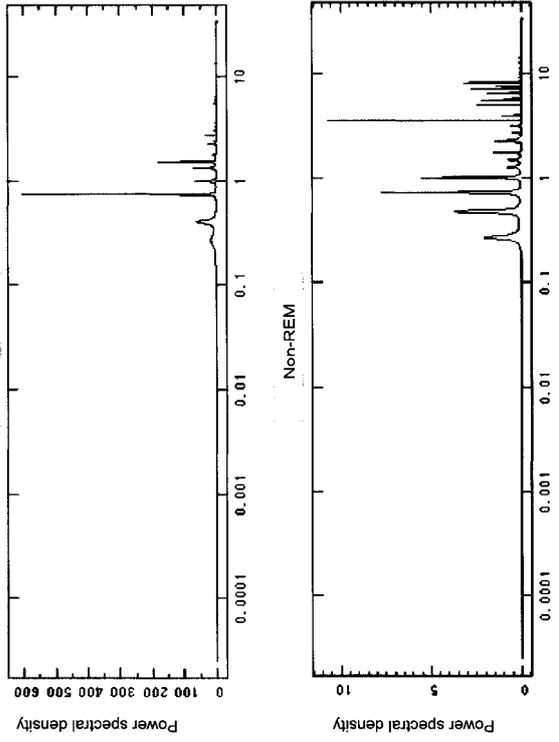
【 図 8 】



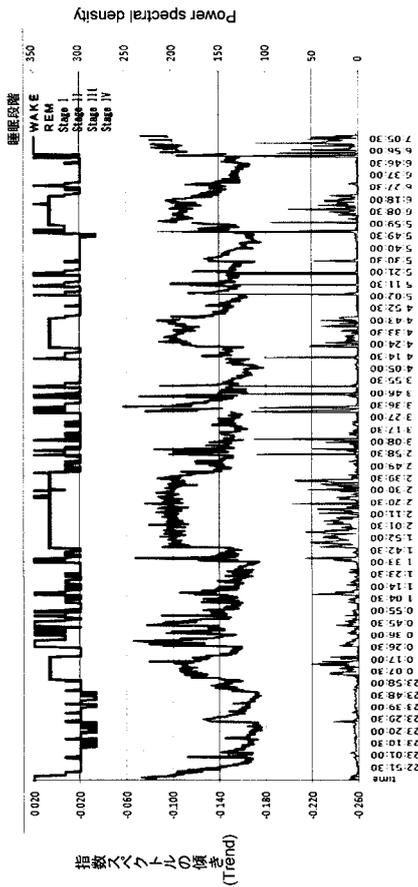
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



フロントページの続き

- (72)発明者 上村 裕希
鹿児島県鹿児島市郡元一丁目2番24号 国立大学法人 鹿児島大学内
- (72)発明者 林 列成
東京都渋谷区本町3丁目10番3号 清水橋矢部ビル201号 株式会社ジー・エム・エス内
- (72)発明者 篠崎 毅
宮城県仙台市宮城野区宮城野2丁目8番8号 独立行政法人国立病院機構 仙台医療センター内
- (72)発明者 千葉 伸太郎
神奈川県川崎市川崎区日進町1丁目50番 特定医療法人愛仁会太田総合病院記念研究所附属診療所 太田睡眠科学センター内
- (72)発明者 八木 朝子
神奈川県川崎市川崎区日進町1丁目50番 特定医療法人愛仁会太田総合病院記念研究所附属診療所 太田睡眠科学センター内
- (72)発明者 長濱 博行
鹿児島県鹿児島市山田町1241-60
- (72)発明者 城間 清美
鹿児島県鹿児島市天保山町22-14-405
- Fターム(参考) 4C027 AA03 GG11 KK03
4C038 PP05 PS03