

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6123167号
(P6123167)

(45) 発行日 平成29年5月10日(2017.5.10)

(24) 登録日 平成29年4月14日(2017.4.14)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/0476 (2006.01)

A 6 1 B 5/04 3 2 0 A

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2012-86588 (P2012-86588)	(73) 特許権者	000002185
(22) 出願日	平成24年4月5日(2012.4.5)		ソニー株式会社
(65) 公開番号	特開2013-215281 (P2013-215281A)		東京都港区港南1丁目7番1号
(43) 公開日	平成25年10月24日(2013.10.24)	(74) 代理人	100104215
審査請求日	平成27年2月24日(2015.2.24)		弁理士 大森 純一
特許法第30条第2項適用	Worldsleeper 2011 平成23年10月16日	(74) 代理人	100117330
			弁理士 折居 章
		(74) 代理人	100168181
			弁理士 中村 哲平
		(74) 代理人	100170346
			弁理士 吉田 望
		(74) 代理人	100168745
			弁理士 金子 彩子
		(74) 代理人	100176131
			弁理士 金山 慎太郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脳波解析装置及び脳波解析プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験者の頭部上の第1の部位において測定された第1の脳波と、前記被験者の頭部において前記第1の部位より後方に位置する第2の部位において測定された第2の脳波を取得する脳波取得部と、

前記第1の脳波の特定の周波数帯域の強度と、前記第2の脳波の前記特定の周波数帯域の強度を比較する比較部と、

前記第1の脳波の前記特定の周波数帯域の強度が前記第2の脳波の前記特定の周波数帯域の強度より大きい場合には、前記被験者は気分障害状態にあると判定する判定部と

を具備し、

前記特定の周波数帯域は、睡眠紡錘波の周波数帯域である

脳波解析装置。

【請求項2】

請求項1に記載の脳波解析装置であって、

前記第1の部位は前頭前野であり、前記第2の部位は前頭部である

脳波解析装置。

【請求項3】

請求項2に記載の脳波解析装置であって、

前記第1の部位は国際10-20法において定義されるFp位であり、前記第2の部位は国際10-20法において定義されるF位である

脳波解析装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のうちいずれか一つに記載の脳波解析装置であって、
前記特定の周波数帯域は、低速睡眠紡錘波の周波数帯域である
脳波解析装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の脳波解析装置であって、
前記低速睡眠紡錘波の周波数帯域は $10 \sim 12.5$ Hz 以上 $12.5 \sim 15$ Hz 以下である
脳波解析装置。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のうちいずれか一つに記載の脳波解析装置であって、
前記脳波解析装置は、前記被験者の睡眠ステージを判別するステージ判別部をさらに具備し、
前記第 1 の脳波は、前記第 1 の部位において測定された脳波のうち、ステージ 2 乃至 4 の脳波であり、
前記第 2 の脳波は、前記第 2 の部位において測定された脳波のうち、ステージ 2 乃至 4 の脳波である
脳波解析装置。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 のうちいずれか一つに記載の脳波解析装置であって、
前記比較部は、前記第 1 の脳波を周波数成分に変換して第 1 の脳波スペクトルを生成し、前記第 2 の脳波を周波数成分に変換して第 2 の脳波スペクトルを生成し、前記第 1 の脳波スペクトルにおける前記特定の周波数帯域の積分値と、前記第 2 の脳波スペクトルにおける前記特定の周波数帯域の積分値とを比較する
脳波解析装置。

【請求項 8】

被験者の頭部上の第 1 の部位において測定された第 1 の脳波と、前記被験者の頭部において前記第 1 の部位より後方に位置する第 2 の部位において測定された第 2 の脳波を取得する脳波取得部と、
前記第 1 の脳波の特定の周波数帯域の強度と、前記第 2 の脳波の前記特定の周波数帯域の強度を比較する比較部と、
前記第 1 の脳波の前記特定の周波数帯域の強度が前記第 2 の脳波の前記特定の周波数帯域の強度より大きい場合には、前記被験者は気分障害状態にあると判定する判定部としてコンピュータを機能させ、
前記特定の周波数帯域は、睡眠紡錘波の周波数帯域である
脳波解析プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本技術は、被験者の頭部において測定される脳波を解析する脳波解析装置、脳波解析プログラム及び脳波解析方法に関する。

【背景技術】

【0002】

うつ病、統合失調症や双極性障害（うつ状態と躁状態を繰り返す症状）等の気分障害は、患者の身体的な症状から判断することができず、その診断には患者への問診といった臨床的な手法が主流である。このような気分障害は、患者本人にも疾患が否かの判断がつきにくく、疾患早期での受診ができない場合も多い。このような気分障害を示す明確な指標を利用することができれば、気分障害か否かの判断も容易となり、患者による気分障害の判断も可能になると考えられる。

【0003】

10

20

30

40

50

近年、脳波（ヒトの脳において生じる電気活動）に基づいてうつ病等の気分障害を判定する技術が開発されている。例えば特許文献１には、「脳波（ＥＥＧ）測定値を使って抑うつおよびその他の気分障害を分析し、評価するシステムおよび方法」が開示されている。このシステムにおいては、被験者の覚醒状態（非睡眠状態）における脳波の測定結果、具体的には左右の前頭q E E G（定量的脳波）の非対象性に基づいて、気分障害の評価が可能とされている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】特表２００９－５１８０７６号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

上記特許文献１に記載のシステムは、患者の覚醒状態における脳波の測定結果から、気分障害の評価を行うものである。このため、患者の日常生活において脳波測定のための時間が必要となり、患者の負担となるおそれがある。一方で本発明者らは、睡眠時における脳波に気分障害を示す特徴が存在することを見出し、それを利用した気分障害の評価手法を実現するに至った。

【０００６】

以上のような事情に鑑み、本技術の目的は、被験者の脳波に基づいて気分障害を判定することが可能な脳波解析装置、脳波解析プログラム及び脳波解析方法を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【０００７】

本技術に係る脳波解析装置は、脳波取得部と、比較部とを具備する。

上記脳波取得部は、被験者の頭部上の第１の部位において測定された第１の脳波と、上記被験者の頭部において上記第１の部位より後方に位置する第２の部位において測定された第２の脳波を取得する。

上記比較部は、上記第１の脳波の特定の周波数帯域の強度と、上記第２の脳波の上記特定の周波数帯域の強度を比較する。

30

【０００８】

気分障害状態と健常状態では、ある特定の周波数帯域における脳波の強度分布に、特に頭部の前後方向において差異が生じることが本発明者らによって見出された。これにより、被験者の頭部上において前後に位置する第１の部位と第２の部位においてそれぞれ測定される脳波の、上記特定の周波数帯域の強度を比較することにより、被験者が気分障害状態にあるか否かの判定が可能となる。即ち、上記構成を有する脳波解析装置によって、被験者が気分障害状態か否かを判定することが可能である。

【０００９】

上記脳波解析装置であって、上記第１の部位は前頭前野であり、上記第２の部位は前頭部であってもよい。

40

【００１０】

ある特定の周波数帯域における脳波の強度分布は、健常状態においては頭部の前方（前頭部）が最大となり、気分障害状態においては前頭部のさらに前方（前頭前野）が最大となることが見出された。したがって、第１の部位を前頭前野に、第２の部位を前頭部にすることにより、気分障害状態と健常状態の脳波の強度分布の差異をより明確に検出することが可能となる。

【００１１】

上記第１の部位は国際１０－２０法において定義されるＦｐ位であり、上記第２の部位は国際１０－２０法において定義されるＦ位であってもよい。

【００１２】

50

前頭前野は国際 10 - 20 法の定義に従えば F p 位 (F p 1、F p z 又は F p 2) に相当し、前頭部は同法の定義に従えば F 位 (F z 又は F 1 ~ F 9) に相当する。

【 0 0 1 3 】

上記特定の周波数帯域は、睡眠紡錘波の周波数帯域である。

【 0 0 1 4 】

少なくとも睡眠紡錘波 (spindle) の周波数帯域 (一般には 10 . 5 H z 以上 16 H z 以下) において、上記強度分布の差異が発生することが確認されている。したがって、上記特定の周波数帯域を睡眠紡錘波の周波数帯域とすることにより、第 1 の部位及び第 2 の部位において測定される脳波から、気分障害状態か否かの判定が可能となる。

【 0 0 1 5 】

睡眠紡錘波は低速睡眠紡錘波 (slow spindle) と高速睡眠紡錘波 (fast spindle) に分けられる。気分障害状態と健常状態における強度分布の差異は、特に低速睡眠紡錘波において顕著であるため、低速睡眠紡錘波の周波数帯域を上記特定の周波数帯域とすることにより、より明確に気分障害状態か否かの判定が可能となる。

【 0 0 1 6 】

上記低速睡眠紡錘波の周波数帯域は 10 . 5 H z 以上 12 . 5 H z 以下であってもよい。

【 0 0 1 7 】

低速睡眠紡錘波 (slow spindle) の周波数帯域は、脳波測定の分野において一般的には 10 . 5 H z 以上 12 . 5 H z 以下である。

【 0 0 1 8 】

上記脳波解析装置は、上記被験者の睡眠ステージを判別するステージ判別部をさらに具備し、

上記第 1 の脳波は、上記第 1 の部位において測定された脳波のうち、ステージ 2 乃至 4 の脳波であり、

上記第 2 の脳波は、上記第 2 の部位において測定された脳波のうち、ステージ 2 乃至 4 の脳波であってもよい。

【 0 0 1 9 】

被験者が睡眠状態にないときに生じる脳波 (波等) は、上記特定の周波数に重畳し、気分障害か否かの判定を困難にするおそれがある。本構成によれば、ステージ判別部が、被験者の睡眠ステージを判別することにより、被験者が確実に睡眠状態にあるとき (ステージ 2 乃至 4) の脳波に基づいて気分障害状態か否かの判定が可能となる。なお、ステージ判別部は、被験者の脳波や眼球運動、頤筋筋電図等の各種生体信号を用いて睡眠ステージを判別するものとしてすることができる。

【 0 0 2 0 】

上記比較部は、上記第 1 の脳波を周波数成分に変換して第 1 の脳波スペクトルを生成し、上記第 2 の脳波を周波数成分に変換して第 2 の脳波スペクトルを生成し、上記第 1 の脳波スペクトルにおける上記特定の周波数帯域の積分値と、上記第 2 の脳波スペクトルにおける上記特定の周波数帯域の積分値とを比較してもよい。

【 0 0 2 1 】

上記特定の周波数帯域における第 1 の脳波の強度と第 2 の脳波の強度の比較は、第 1 の脳波及び第 2 の脳波をそれぞれ周波数成分に変換した第 1 の脳波スペクトル及び第 2 の脳波スペクトルの、上記特定の周波数帯域の積分値を比較することにより可能である。

【 0 0 2 2 】

上記脳波解析装置は、上記比較部による比較結果に基づいて、上記被験者が気分障害状態にあるか否かを判定する判定部をさらに具備していてもよい。

【 0 0 2 3 】

上記判定部は、上記第 1 の脳波の上記特定の周波数帯域の強度が上記第 2 の脳波の上記特定の周波数帯域の強度より大きい場合には、上記被験者は気分障害状態にあると判定してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

本技術に係る脳波解析プログラムは、脳波取得部と、比較部ととしてコンピュータを機能させる。

上記脳波取得部は、被験者の頭部上の第 1 の部位において測定された第 1 の脳波と、上記被験者の頭部において上記第 1 の部位より後方に位置する第 2 の部位において測定された第 2 の脳波を取得する。

上記比較部は、上記第 1 の脳波の特定の周波数帯域の強度と、上記第 2 の脳波の上記特定の周波数帯域の強度を比較する。

【 0 0 2 5 】

本技術に係る脳波解析方法は、脳波取得部が、被験者の頭部上の第 1 の部位において測定された第 1 の脳波と、上記被験者の頭部において上記第 1 の部位より後方に位置する第 2 の部位において測定された第 2 の脳波を取得する。

比較部が、上記第 1 の脳波の特定の周波数帯域の強度と、上記第 2 の脳波の上記特定の周波数帯域の強度を比較する。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 6 】

以上のように、本技術によれば、被験者の脳波に基づいて気分障害を判定することが可能な脳波解析装置、脳波解析プログラム及び脳波解析方法を提供することが可能である

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 7 】

【 図 1 】 本技術の実施形態に係る脳波解析装置を示す模式図である。

【 図 2 】 国際 1 0 - 2 0 法に規定された脳波の測定位置の模式図である。

【 図 3 】 本技術の実施形態に係る脳波解析装置の動作を示すフローチャートである。

【 図 4 】 睡眠ステージの判別方法の例を示す表である。

【 図 5 】 本技術の実施形態に係る脳波解析装置によって生成される脳波スペクトルの例である。

【 図 6 】 本技術の実施形態に係る脳波解析装置によって生成される脳波スペクトルの例である。

【 図 7 】 被験者の気分障害状態及び健常状態における各測定部位の脳波（低速睡眠紡錘波）の強度を示すグラフである。

【 図 8 】 被験者の気分障害状態及び健常状態における各測定部位の脳波（低速睡眠紡錘波）の強度分布を示す模式図である。

【 図 9 】 被験者の気分障害状態及び健常状態における各測定部位の脳波（高速睡眠紡錘波）の強度を示すグラフである。

【 図 1 0 】 被験者の気分障害状態及び健常状態における各測定部位の脳波（高速睡眠紡錘波）の強度分布を示す模式図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 8 】

〔 脳波解析装置の構成 〕

本実施形態に係る脳波解析装置について説明する。図 1 は脳波解析装置 1 0 0 の構成を示す模式図である。同図に示すように、脳波解析装置 1 0 0 は、解析ユニット 1 1 0 と脳波計 1 2 0 から構成されている。解析ユニット 1 1 0 は例えば情報処理装置であり、脳波計 1 2 0 と接続され、脳波計 1 2 0 によって測定された脳波を解析するものである。解析ユニット 1 1 0 と脳波計 1 2 0 は一体的に構成されているものでもよく、別々に構成されているものでもよい。また、図 1 には被験者の頭部 H を示す。

【 0 0 2 9 】

脳波計 1 2 0 は、第 1 測定電極 1 2 1、第 2 測定電極 1 2 2 及び脳波測定部 1 2 3 を有する。第 1 測定電極 1 2 1 は頭部 H 上の「第 1 部位」に接続され、第 1 部位における被験者の脳波（EEG: Electroencephalogram）を検出する。第 2 測定電極は頭部 H 上の「第 2 部位」に接続され、第 2 部位における被験者の脳波を検出する。なお、脳波計 1 2 0 は

、第 1 測定電極 1 2 1 及び第 2 測定電極 1 2 2 に加え、脳波を検出するための測定電極をさらに有するものとすることができる。

【 0 0 3 0 】

図 2 は、第 1 部位及び第 2 部位を説明するための模式図である。なお、図 2 は、脳波の測定位置を規定する国際 1 0 - 2 0 法に従った測定電極の位置を示す図である。

【 0 0 3 1 】

詳細は後述するが、第 1 測定電極 1 2 1 が接続される第 1 部位と、第 2 測定電極 1 2 2 が接続される第 2 部位は、第 2 部位が第 1 部位より被験者の頭部 H において後方に位置する位置関係とすることができる。より好適には、第 1 部位は前頭前野 (pre frontal) であるものとすることができ、前頭前野は図 2 に示す国際 1 0 - 2 0 法において F p 位 (F p 1、F p z 又は F p 2) に相当する。

10

【 0 0 3 2 】

また、第 2 部位は前頭部 (frontal) であるものとすることができ、前頭部は図 2 に示す国際 1 0 - 2 0 法において F 位 (F z 又は F 1 ~ F 9) に相当する。なお、第 1 部位及び第 2 部位は必ずしも国際 1 0 - 2 0 法で規定される位置である必要はなく、後述する脳波の強度分布の差異を測定できる位置であればよい。

【 0 0 3 3 】

脳波測定部 1 2 3 は、第 1 測定電極 1 2 1 及び第 2 測定電極 1 2 2 に接続され、第 1 測定電極 1 2 1 及び第 2 測定電極 1 2 2 において検出された脳波を測定し、解析ユニット 1 1 0 に有線又は無線によって出力する。以下、第 1 測定電極 1 2 1 によって第 1 部位において測定された脳波を「第 1 脳波」とし、第 2 測定電極 1 2 2 によって第 2 部位において測定された脳波を「第 2 脳波」とする。なお、脳波計 1 2 0 には、脳波の基準電位を検出する基準電極 (ニュートラル電極) や、第 1 測定電極 1 2 1 及び第 2 測定電極 1 2 2 と頭部 H の表面の接触抵抗を検出する参照電極等がさらに設けられているものとすることができる。

20

【 0 0 3 4 】

解析ユニット 1 1 0 は、脳波取得部 1 1 1、ステージ判別部 1 1 2、比較部 1 1 3 及び判定部 1 1 4 を有する。これらの各構成は、解析ユニット 1 1 0 が備えるソフトウェアとハードウェアの協働によって実現される機能的構成であるものとすることができ、ネットワーク上に実装されているものとすることも可能である。脳波取得部 1 1 1 はステージ判別部 1 1 2 及び比較部 1 1 3 に接続され、比較部 1 1 3 は判定部 1 1 4 に接続されている。ステージ判別部 1 1 2 は比較部 1 1 3 に接続されている。

30

【 0 0 3 5 】

脳波取得部 1 1 1 は、脳波計 1 2 0 の脳波測定部 1 2 3 から出力された第 1 脳波及び第 2 脳波を取得し、ステージ判別部 1 1 2 及び比較部 1 1 3 に供給する。

【 0 0 3 6 】

ステージ判別部 1 1 2 は、脳波取得部 1 1 1 によって供給された第 1 脳波及び第 2 脳波に基づいて、あるいは被験者から測定された他の測定データに基づいて、被験者の「睡眠ステージ」(図 4 参照)を判別する。睡眠ステージは、被験者の脳活動の程度によって、被験者の状態を覚醒からステージ 1 ~ 5 に判別したものであり、詳細は後述する。ステージ判別部 1 1 2 は判別した睡眠ステージを比較部 1 1 3 に供給する。

40

【 0 0 3 7 】

比較部 1 1 3 は、特定の周波数帯域 (以下、特定周波数帯域とする) における第 1 脳波の強度と、第 2 の脳波の強度を比較する。比較部 1 1 3 は、ステージ判別部 1 1 2 によって判別された被験者の睡眠ステージが、睡眠状態 (ステージ 2 ~ 4) である場合において、この比較を実施するものとすることができる。比較部 1 1 3 が比較に用いる特定周波数帯域は、睡眠紡錘波、好適には低速睡眠紡錘波 (slow spindle) の周波数帯域 (一般的には 1 0 . 5 H z ~ 1 2 . 5 H z) であるものとすることができる。比較部 1 1 3 は、比較結果を判定部 1 1 4 に供給する。

【 0 0 3 8 】

50

判定部 114 は、比較部 113 による比較結果に基づいて、被験者が気分障害を有するか否かを判定する。具体的には、判定部 114 は、特定周波数帯域における第 1 脳波の強度が第 2 脳波の強度より大きい場合には、被験者は気分障害状態にあるものと判定することができる。また、判定部 114 は、特定周波数帯域における第 2 脳波の強度が第 1 脳波の強度より大きい場合には、被験者は気分障害にない（健常状態である）ものと判定することができる。判定部 114 は、判定結果を図示しないディスプレイ等に表示するものとする。なお、気分障害状態とはうつ病、統合失調症や双極性障害（うつ状態と躁状態を繰返す症状）等の健常状態ではない精神状態を意味する。

【0039】

〔脳波解析装置の動作〕

脳波解析装置 100 の動作について説明する。図 3 は脳波解析装置 100 の動作を示すフローチャートである。

【0040】

脳波取得部 111 は、脳波測定部 123 から、第 1 脳波及び第 2 脳波を取得する（S t 1）。脳波取得部 111 は、脳波測定部 123 から、第 1 脳波及び第 2 脳波を随時取得してもよく、脳波測定部 123 によって測定され、図示しない記録部に所定時間に渡って記録された第 1 脳波及び第 2 脳波を取得するものとする。脳波取得部 111 は取得した第 1 脳波及び第 2 脳波をステージ判別部 112 及び比較部 113 に供給する。

【0041】

続いて、ステージ判別部 112 は、被験者の睡眠ステージを判別する（S t 2）。図 4 は、睡眠ステージの各ステージとその判別方法の一例を示す表である。図 4 に示すように、被験者の睡眠状態は、脳の活動状態に応じて、非睡眠ステージ（W A K E）、レム睡眠ステージ（R E M）、ノンレム睡眠ステージに分類することができる。ノンレム睡眠ステージはさらに、睡眠の深度に応じてステージ 1（入眠）、ステージ 2（軽眠）、ステージ 3（中眠）、ステージ 4（深眠）のいずれかに分類することができる。

【0042】

ステージ判別部 112 は、被験者の睡眠状態が、いずれの睡眠ステージにあるかを判別する。ステージ判別部 112 は、脳波取得部 111 から供給された第 1 脳波及び第 2 脳波を用いて睡眠ステージを判別してもよく、被験者について測定された他の生体信号を用いて睡眠ステージを判別してもよい。他の生体信号は例えば、眼球運動（E O G : electrooculogram）、頤筋筋電図（E M G : electromyogram）等である。ステージ判別部 112 は判別した睡眠ステージを比較部 113 に供給する。

【0043】

続いて比較部 113 は、特定周波数帯域における第 1 脳波の強度と、第 2 脳波の強度を比較する（S t 3）。ここで、比較部 113 は、ステージ判別部 112 によって判別された睡眠ステージがステージ 2 からステージ 4 に判別された場合に限り、この比較を実施するものとする。これは被験者が完全に睡眠していない状態（W A K E、R E M、又はステージ 1）においては、特定周波数に周波数帯域が重複する脳波（波等）が発生し、即ち判定部 114 による判定（後述）の妨げとなるおそれがあるためである。

【0044】

比較部 113 は、第 1 脳波及び第 2 脳波を周波数成分に変換（周波数変換）し、比較を実施するものとする。以下、第 1 脳波を周波数成分に変換したものを第 1 脳波スペクトルとし、第 2 脳波を周波数成分に変換したものを第 2 脳波スペクトルとする。図 5 は、第 1 脳波スペクトル（図 5（a））及び第 2 脳波スペクトル（図 5（b））の例を示す図である。比較部 113 は、任意の手法、例えば高速フーリエ変換やウェーブレット変換等によって第 1 脳波及び第 2 脳波を周波数変換するものとする。

【0045】

比較部 113 は、この第 1 脳波スペクトル及び第 2 スペクトルを用いて、特定周波数帯域における第 1 脳波の強度と、第 2 脳波の強度を比較するものとする。具体

10

20

30

40

50

的には比較部 1 1 3 は、第 1 脳波スペクトルと第 2 脳波スペクトルにおいて、それぞれ特定周波数帯域（ここでは 10 . 5 H z 以上 12 . 5 H z 以下）の積分値を比較するものとすることができる。図 5（a）及び図 5（b）において特定周波数帯域（10 . 5 H z 以上 12 . 5 H z 以下）の積分値を斜線領域の面積として示す。

【0046】

特定周波数帯域は、睡眠紡錘波（spindle）の周波数帯域（10 . 5 H z 以上 16 H z 以下）とすることができる。また、睡眠紡錘波は高速睡眠紡錘波（fast spindle: 12 . 5 H z 以上 16 H z 以下）と低速睡眠紡錘波（slow spindle: 10 . 5 H z 以上 12 . 5 H z 以下）に分けることができるが、特定周波数帯域は特に低速睡眠紡錘波の周波数帯域が好適である（後述）。なお、ここに示す周波数帯域の具体的な数値（10 . 5 H z 等）は脳波測定分野において一般に用いられている数値であり、必ずしもこれらの値に限定されない。

【0047】

比較部 1 1 3 は、図 5（a）及び図 5（b）に示したように、特定周波数帯域における第 1 脳波スペクトルと第 2 脳波スペクトルの積分値を大小を比較することによって、特定周波数帯域における第 1 脳波の強度と、第 2 脳波の強度を比較するものとすることができる。また、比較部 1 1 3 は、必ずしも脳波スペクトルを用いる必要はなく、他の方法によって特定周波数帯域における第 1 脳波の強度と、第 2 脳波の強度を比較することも可能である。比較部 1 1 3 は、比較結果、即ち特定周波数帯域における第 1 脳波の強度と第 2 脳波の強度の大小関係を判定部 1 1 4 に供給する。

【0048】

判定部 1 1 4 は、比較部 1 1 3 による比較結果に基づいて、被験者が気分障害状態にあるか否かを判定する（St 4）。判定部 1 1 4 は、比較部 1 1 3 によって比較された特定周波数帯域における第 1 脳波の強度が、特定周波数帯域の第 2 脳波の強度より大きいときには、被験者は気分障害状態にあると判定することができる。一方、特定周波数帯域における第 1 脳波の強度が、特定周波数帯域における第 2 脳波の強度より小さいときには、被験者は気分障害状態にない（健常状態にある）と判定することができる。例えば、図 5 に示す例では特定周波数帯域（10 . 5 H z 以上 12 . 5 H z 以下）の第 1 脳波の強度（図 5（a）の斜線部の面積）が第 2 脳波の強度（図 5（b）の斜線部の面積）より大きいので、判定部 1 1 4 は被験者が気分障害状態にあるものと判定することができる。

【0049】

一方、図 6 は、被験者が健常状態である場合の、第 1 部位において取得された第 1 脳波スペクトル（図 6（a））及び第 2 部位において取得された第 2 脳波スペクトル（図 6（b））の例を示す図である。特定周波数帯域（10 . 5 H z 以上 12 . 5 H z 以下）の第 1 脳波の強度（図 6（a）の斜線部の面積）は第 2 脳波の強度（図 6（b）の斜線部の面積）より小さく、即ち判定部 1 1 4 は被験者が健常状態にあるものと判定することができる。

【0050】

[判定の原理]

判定部 1 1 4 によって、以上のような判定が可能な原理について説明する。図 7 は、被験者の頭部の各部位において測定された低速睡眠紡錘波（10 . 5 H z 以上 12 . 5 H z 以下）の強度を示すグラフである。図 7（a）は気分障害状態の被験者について測定された強度であり、図 7（b）は健常状態にある被験者について測定された強度である。図 7 に示すグラフは、図 2 に示す国際 10 - 20 法の各部位において測定されたものである。両グラフを比較すると、図 7（a）に示すグラフでは前頭前野（Fp 位）の値が最大であるのに対し、図 7（b）に示すグラフでは前頭部（F 位）の値が最大である。

【0051】

図 8 は、各部位において測定された低速睡眠紡錘波の強度分布を被験者の頭部形状に反映して表示したもの（図の上方が被験者の前方）であり、図 8（a）は気分障害状態の、図 8（b）は健常状態の強度分布である。図 8（a）及び図 8（b）において、高強度の

領域ほど濃い色に着色されている。図 8 (a) に示す気分障害状態における高強度の領域は頭部前方 (前頭前野付近) に存在するのに対し、図 8 (b) に示す健常状態における高強度の領域はより後方 (前頭付近) に存在していることがわかる。

【 0 0 5 2 】

したがって、低速睡眠紡錘波の周波数帯域において、第 1 部位 (例えば前頭前野) と、被験者の頭部においてより後方に位置する第 2 部位 (例えば前頭部) の脳波の強度を比較することにより、被験者が気分障害状態にあるか否かを判別することが可能である。上記図 7 (a) 及び図 8 (a) に示したように、気分障害状態においては、脳波の強度は頭部前方において大きくなる。したがって、図 5 (a) に示す第 1 部位の脳波 (第 1 脳波) の強度 (斜線部の面積) と、図 5 (b) に示す第 2 部位の脳波 (第 2 脳波) の強度 (斜線部の面積) を比較すると、第 1 部位 (図 5 (a)) の方が大きくなる。

10

【 0 0 5 3 】

一方、図 7 (b) 及び図 8 (b) に示したように健常状態の第 1 部位の脳波 (第 1 脳波) の強度と、第 2 部位の脳波 (第 2 脳波) の強度を比較すると、第 2 脳波の強度が大きくなる。上記図 7 (b) 及び図 8 (b) に示したように、健常状態においては、脳波の強度は頭部中央付近において大きくなる。したがって、図 6 (a) に示す第 1 部位の脳波 (第 1 脳波) の強度 (斜線部の面積) と、図 6 (b) に示す第 2 部位の脳波 (第 2 脳波) の強度 (斜線部の面積) を比較すると、第 2 部位 (図 6 (b)) の方が大きくなる。

【 0 0 5 4 】

このように、気分障害状態と健常状態の、低速睡眠紡錘波の強度分布の差を利用して、第 1 部位において測定された第 1 脳波の強度と、第 2 部位において測定された第 2 脳波の強度に基づいて、被験者が気分障害状態にあるか否かを判定することが可能である。

20

【 0 0 5 5 】

上記説明では、低速睡眠紡錘波 (例えば 10.5 Hz 以上 12.5 Hz 以下) の周波数帯域を、判定部 114 による判定に利用する特定周波数帯域としたが、これに限られない。低速睡眠紡錘波と同様の傾向を示す周波数帯域を判定に利用する特定周波数帯域とすることができる。以下、高速睡眠紡錘波 (例えば 12.5 Hz 以上 16 Hz 以下) の周波数帯域を特定周波数帯域とする場合について説明する。

【 0 0 5 6 】

図 9 は、被験者の頭部の各部位において測定された高速睡眠紡錘波の強度を示すグラフである。図 9 (a) は気分障害状態の被験者について測定された強度であり、図 9 (b) は健常状態にある被験者について測定された強度である。図 9 に示すグラフは、図 2 に示す国際 10 - 20 法の各部位において測定されたものである。両グラフを比較すると、図 9 (a) に示すグラフでは前頭前野 (F p 位) の値が最大であるのに対し、図 9 (b) に示すグラフでは頭頂部 (C 位) の値が最大である。

30

【 0 0 5 7 】

図 10 は、各部位において測定された高速睡眠紡錘波の強度分布を被験者の頭部形状に反映して表示したもの (図の上方が被験者の前方) であり、図 10 (a) は気分障害状態の、図 10 (b) は健常状態の強度分布である。図 10 (a) 及び図 10 (b) において、高強度の領域ほど濃い色に着色されている。図 10 (a) に示す気分障害状態における高強度の領域は頭部前方 (前頭前野付近) に存在するのに対し、図 10 (b) に示す健常状態における高強度の領域はより後方 (頭頂部付近) に存在していることがわかる。

40

【 0 0 5 8 】

したがって、低速紡錘波の周波数帯域を特定周波数帯域とする場合と同様に、高速紡錘波の周波数帯域を特定周波数帯域とすることによっても、気分障害状態と健常状態の判定が可能である。具体的には、気分障害状態では図 5 (a) 及び図 5 (b) に示すように高速睡眠紡錘波の周波数帯域 (12.5 Hz 以上 16 Hz 以下) において第 1 脳波 (図 5 (a)) の強度が大きくなる。また、健常状態では図 6 (a) 及び図 6 (b) に示すように同周波数帯域において第 2 脳波 (図 6 (b)) の強度が大きくなる。即ち、高速紡錘波の周波数帯域においても、第 1 脳波と第 2 脳波の強度を比較することにより、気分障害状態

50

と健常状態の判別が可能である。

【0059】

一方で、図8に示す低速紡錘波の強度分布と図10に示す高速紡錘波の強度分布を比較すると、気分障害状態（図8（a）及び図10（a））において、高強度の領域が前方に遷移する程度は低速紡錘波の方が顕著である。したがって、低速紡錘波の周波数帯域を判別に利用する特定周波数帯域とすることにより、より明確に気分障害状態と健常状態の判別が可能になると考えられる。

【0060】

なお、気分障害状態と健常状態において、睡眠紡錘波の強度分布に差異が生じる原因であるが、気分障害状態においては視床前頭葉伝達系（thalamofrontal circuit）が正常に機能していないことに起因すると考えられる。視床のロスター網様体（Rostal reticular）と内側背側核（mediodorsal nucleus）が関与する視床前頭葉伝達系が12Hz前後の睡眠紡錘波に関与していることが示唆されている。

10

【0061】

このように、特定周波数帯域の脳波の強度分布が、気分障害状態と健常状態において異なることを利用して、気分障害状態と健常状態の判定が可能である。第1測定電極121と第2測定電極122は、上記強度分布の差異を検出できる部位に配置される。具体的には、第1測定電極が配置される第1部位と、第2測定電極122が配置される第2部位を、被験者の頭部H上において前後となる位置関係とすることができる。より具体的には、第1部位を前頭前野（国際10-20法におけるFp位）に、第2部位を前頭部（国際10-20法におけるF位）にすることができる。

20

【0062】

判定に利用される特定周波数帯域は、睡眠紡錘波（一般に10.5Hz～16Hz）の周波数帯域とすることができ、その中でも低速睡眠紡錘波（一般に10.5Hz～12.5Hz）の周波数帯域は強度分布の差異が顕著であるため、特に有効である。なお、特定周波数帯域は睡眠紡錘波の周波数帯域に限定されず、気分障害状態と健常状態において強度分布が異なる周波数帯域であれば利用することが可能である。

【0063】

以上のように、本実施形態に係る脳波解析装置100を用いて、被験者が気分障害状態にあるか健常状態にあるかの客観的な指標を提供することができる。被験者は睡眠状態にあればよく、判定に要する負担も小さいため、本技術はホームモニタリングにも適する。

30

【0064】

本技術は、上記各実施形態にのみ限定されるものではなく、本技術の要旨を逸脱しない範囲内において変更することが可能である。

【0065】

なお、本技術は以下のような構成も採ることができる。

【0066】

（1）

被験者の頭部上の第1の部位において測定された第1の脳波と、上記被験者の頭部において上記第1の部位より後方に位置する第2の部位において測定された第2の脳波を取得する脳波取得部と、

40

上記第1の脳波の特定の周波数帯域の強度と、上記第2の脳波の上記特定の周波数帯域の強度を比較する比較部と

を具備する脳波解析装置。

【0067】

（2）

上記（1）に記載の脳波解析装置であって、

上記第1の部位は前頭前野であり、上記第2の部位は前頭部である

脳波解析装置。

【0068】

50

(3)

上記 (1) 又は (2) に記載の脳波解析装置であって、

上記第 1 の部位は国際 10 - 20 法において定義される F p 位であり、上記第 2 の部位は国際 10 - 20 法において定義される F 位である

脳波解析装置。

【 0 0 6 9 】

(4)

上記 (1) から (3) のうちいずれかひとつに記載の脳波解析装置であって、

上記特定の周波数帯域は、睡眠紡錘波の周波数帯域である

脳波解析装置。

10

【 0 0 7 0 】

(5)

上記 (1) から (4) のうちいずれかひとつに記載の脳波解析装置であって、

上記特定の周波数帯域は、低速睡眠紡錘波の周波数帯域である

脳波解析装置。

【 0 0 7 1 】

(6)

上記 (1) から (5) のうちいずれかひとつに記載の脳波解析装置であって、

上記低速睡眠紡錘波の周波数帯域は 10 . 5 H z 以上 12 . 5 H z 以下である

脳波解析装置。

20

【 0 0 7 2 】

(7)

上記 (1) から (6) のうちいずれかひとつに記載の脳波解析装置であって、

上記脳波解析装置は、上記被験者の睡眠ステージを判別するステージ判別部をさらに具備し、

上記第 1 の脳波は、上記第 1 の部位において測定された脳波のうち、ステージ 2 乃至 4 の脳波であり、

上記第 2 の脳波は、上記第 2 の部位において測定された脳波のうち、ステージ 2 乃至 4 の脳波である

脳波解析装置。

30

【 0 0 7 3 】

(8)

上記 (1) から (7) のうちいずれかひとつに記載の脳波解析装置であって、

上記比較部は、上記第 1 の脳波を周波数成分に変換して第 1 の脳波スペクトルを生成し、上記第 2 の脳波を周波数成分に変換して第 2 の脳波スペクトルを生成し、上記第 1 の脳波スペクトルにおける上記特定の周波数帯域の積分値と、上記第 2 の脳波スペクトルにおける上記特定の周波数帯域の積分値とを比較する

脳波解析装置。

【 0 0 7 4 】

(9)

上記 (1) から (8) のいずれかひとつに記載の脳波解析装置であって、

上記脳波解析装置は、上記比較部による比較結果に基づいて、上記被験者が気分障害状態にあるか否かを判定する判定部

をさらに具備する脳波解析装置。

40

【 0 0 7 5 】

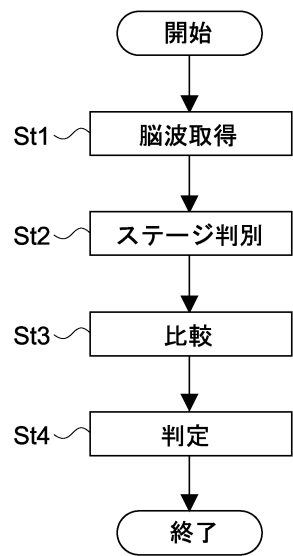
(10)

上記 (1) から (9) のいずれかひとつに記載の脳波解析装置であって、

上記判定部は、上記第 1 の脳波の上記特定の周波数帯域の強度が上記第 2 の脳波の上記特定の周波数帯域の強度より大きい場合には、上記被験者は気分障害状態にあると判定する

50

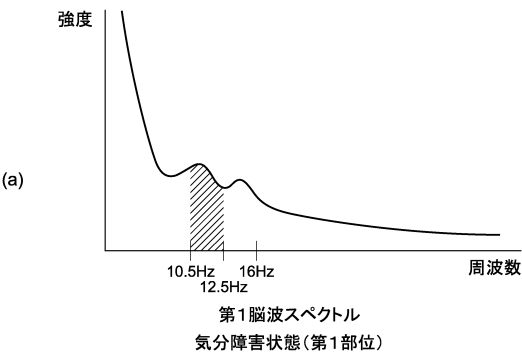
【 図 3 】



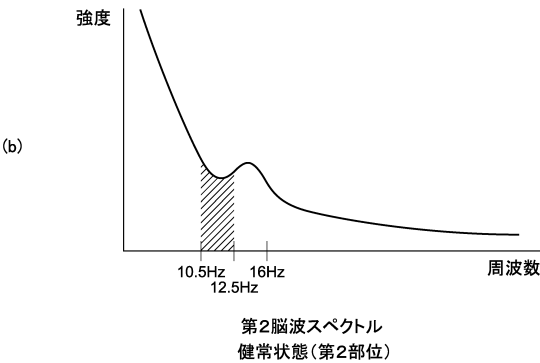
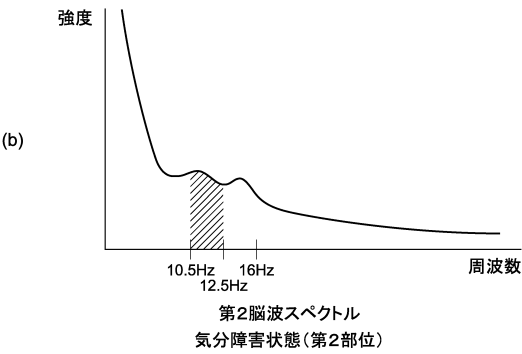
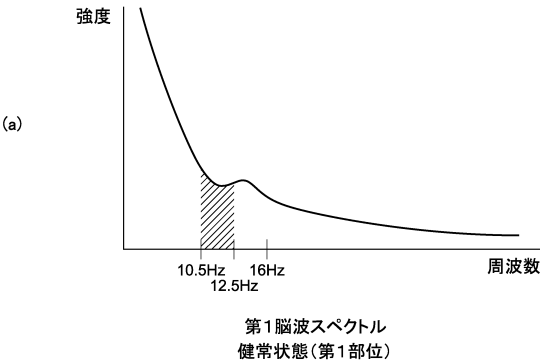
【 図 4 】

睡眠ステージ		状態	特徴
非睡眠	WAKE	覚醒	EEG: α 波と低振幅で周波数成分の高い波が混在 EMG: 高振幅、持続性の波 EOG: REM(Rapid Eye Movement)
	REM	レム睡眠	EEG: α 波が時間とともに徐々に減少 EOG: REM EMG: 振幅は最も低い
ノンレム睡眠	STAGE1	入眠	EEG: α 波が時間とともに徐々に減少 EOG: SEM(Slow Eye Movement)
	STAGE2	軽眠	EEG: 睡眠紡錘波、K複合波、高振幅徐波なし、 δ 波20%以下 EOG、EMG: 持続的に出現、低振幅
	STAGE3	中眠	EEG: 2Hz以下、 $75\mu\text{V}$ 以下の δ 波が20~50% EMG: STAGE2より低振幅、持続性の波
	STAGE4	深眠	EEG: 2Hz以下、 $75\mu\text{V}$ 以下の δ 波が50%以上 EMG: STAGE3と同様

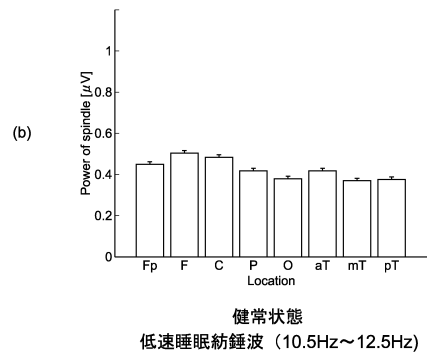
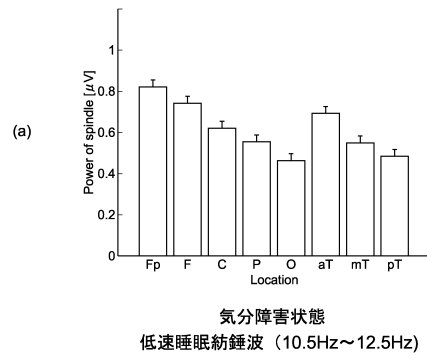
【 図 5 】



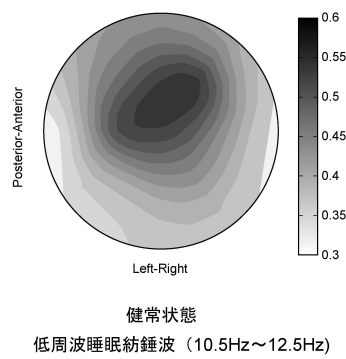
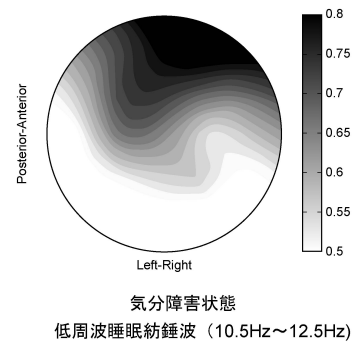
【 図 6 】



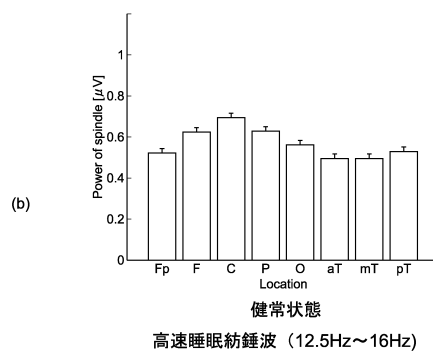
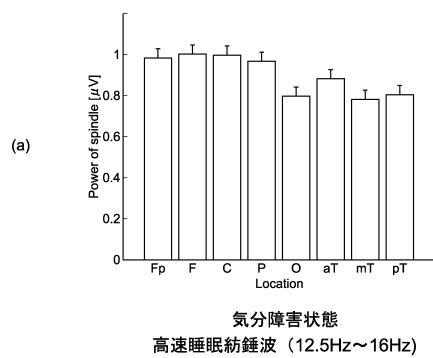
【図 7】



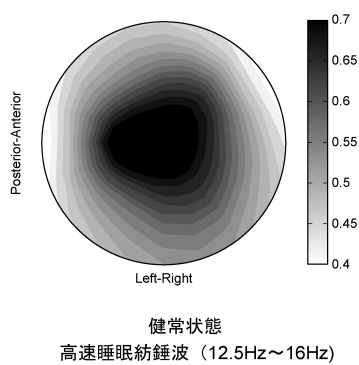
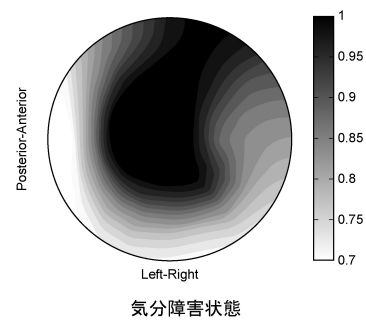
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (72)発明者 中島 悠策
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内
- (72)発明者 富田 尚
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内
- (72)発明者 西多 昌規
東京都文京区湯島1-5-45 国立大学法人東京医科歯科大学内

審査官 湯本 照基

- (56)参考文献 特開平11-276449(JP,A)
特開昭62-253034(JP,A)
登録実用新案第3171443(JP,U)
特許第5068409(JP,B2)
特表2009-518076(JP,A)
特開2003-135414(JP,A)
特開平06-086762(JP,A)
特開平03-015902(JP,A)
特開2001-161652(JP,A)
米国特許第05230346(US,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/0476