

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6605958号  
(P6605958)

(45) 発行日 令和1年11月13日 (2019. 11. 13)

(24) 登録日 令和1年10月25日 (2019. 10. 25)

(51) Int. Cl.	F I
<b>A 6 1 M 21/02 (2006.01)</b>	A 6 1 M 21/02 G
	A 6 1 M 21/02 C
	A 6 1 M 21/02 B

請求項の数 10 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2015-554273 (P2015-554273)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成26年1月9日 (2014. 1. 9)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2016-510230 (P2016-510230A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成28年4月7日 (2016. 4. 7)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2014/058134		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02014/118654		
(87) 国際公開日	平成26年8月7日 (2014. 8. 7)	(74) 代理人	100122769
審査請求日	平成29年1月6日 (2017. 1. 6)		弁理士 笛田 秀仙
(31) 優先権主張番号	61/757, 776	(74) 代理人	100171701
(32) 優先日	平成25年1月29日 (2013. 1. 29)		弁理士 浅村 敬一
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 睡眠を誘発するための脳波ベースの閉ループ感覚刺激

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象に睡眠段階への移行を促す刺激を前記対象に与えるシステムであって、前記システムは、

前記対象の脳活動に関連する 1 又は複数のパラメータに関する情報を伝達する 1 又は複数の出力信号を生成する 1 又は複数のセンサと、

コンピュータプログラムモジュールを実行する 1 又は複数のプロセッサと、  
を有し、

前記コンピュータプログラムモジュールは、

第 1 の周波数帯におけるパワーを示す第 1 のスペクトルパラメータと第 2 の周波数帯におけるパワーを示す第 2 のスペクトルパラメータとを決定するパラメータ決定モジュールと、

前記対象に刺激を与える刺激源と、

前記対象に刺激を与えるように前記刺激源を制御する制御モジュールと、

を有し、

前記第 1 及び第 2 のスペクトルパラメータは、前記生成された 1 又は複数の出力信号に基づき、

前記第 1 の周波数帯の平均周波数は、前記第 2 の周波数帯の平均周波数よりも高く、

前記刺激源は、前記対象に聴覚刺激を与え、

前記刺激源の制御は、前記刺激の強度を調整することを含み、

10

20

前記調整は、前記第 1 のスペクトルパラメータと前記第 2 のスペクトルパラメータとに基づく、  
システム。

【請求項 2】

前記刺激はさらに、視覚刺激及び / 又は触覚刺激を含む、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

前記 1 又は複数の出力信号の 1 つは、脳波記録 ( EEG : electroencephalography ) を通じて得られた情報を伝達する、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 4】

前記パラメータ決定モジュール及び前記制御モジュールは、前記 1 又は複数のセンサが、更新された出力信号を生成するように、継続中の態様で動作し、前記制御モジュールは、前記刺激の強度の減少が、前記第 1 の周波数パラメータの減少及び / 又は前記第 2 の周波数パラメータの増加のいずれか又は両方に応じて発生するように構成される、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 5】

前記制御モジュールは、前記刺激の強度が、対象特有の要因に基づくように構成される、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 6】

対象に睡眠段階への移行を促す刺激を前記対象に与えるシステムであって、前記システムは、

前記対象の脳活動に関連する 1 又は複数のパラメータに関する情報を伝達する 1 又は複数の出力信号を生成する手段と、

前記生成された 1 又は複数の出力信号に基づく、第 1 の周波数帯におけるパワーを示す第 1 のスペクトルパラメータを決定する手段と、

前記生成された 1 又は複数の出力信号に基づく、第 2 の周波数帯におけるパワーを示す第 2 のスペクトルパラメータを決定する手段と、

前記対象に刺激を与える手段と、

前記対象に刺激を与えるように前記刺激を与える手段を制御する手段と、  
を有し、

前記第 1 の周波数帯の平均周波数は、前記第 2 の周波数帯の平均周波数よりも高く、

前記刺激を与える手段は、前記対象に聴覚刺激を与え、

前記刺激を与える手段の制御は、前記刺激の強度を調整することを含み、

前記調整は、前記第 1 のスペクトルパラメータと前記第 2 のスペクトルパラメータとに基づく、  
システム。

【請求項 7】

前記刺激はさらに、視覚刺激及び / 又は触覚刺激を含む、請求項 6 記載のシステム。

【請求項 8】

前記 1 又は複数の出力信号の 1 つは、脳波記録 ( EEG ) を通じて得られた情報を伝達する、請求項 6 記載のシステム。

【請求項 9】

前記出力信号を生成する手段は、継続中の態様で動作し、前記刺激を与える手段を制御する手段は、前記刺激の強度の減少が、前記第 1 の周波数パラメータの減少及び / 又は前記第 2 の周波数パラメータの増加のいずれか又は両方に応じて減少するように構成される、請求項 6 記載のシステム。

【請求項 10】

前記刺激を制御する手段を制御する手段は、前記刺激の強度の調整が、対象特有の要因に基づくように構成される、請求項 6 記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 1 】

本開示は、対象が眠りにつくのを補助するシステム及び方法に関し、特に、対象が眠りにつくのを促す、及び／又は、誘発する感覚刺激をもたらすことに関する。

## 【 背景技術 】

## 【 0 0 0 2 】

睡眠及び／又は睡眠の質は、人間の一般的な健康及び／又は幸福に関連している。睡眠不足又は不適切な睡眠は、一般的にも、医学的にも望ましくない。眠りにつく際の（又は、覚醒状態から特定の睡眠段階への移行の際の）平均以上の遅れは、次善の睡眠パターン及び／又は睡眠習慣を示していてもよい。睡眠の回復機能は、睡眠につく際の問題及び／又は遅れによって、阻害及び／又は損なわれる。

10

## 【 0 0 0 3 】

入眠障害に対する薬以外の方法は、少なくとも、行動療法アプローチ、認知的方法、バイオフィードバック療法アプローチを含む。行動療法アプローチは、睡眠衛生勧告、刺激制御、睡眠制限、弛緩訓練、瞑想を含むが、これらに限定されない。認知的方法は、逆説的志向、認知再構築を含むが、これらに限定されない。

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 4 】

睡眠不足又は不適切な睡眠は、一般的にも、医学的にも望ましくない。眠りにつく際の（又は、覚醒状態から特定の睡眠段階への移行の際の）平均以上の遅れは、次善の睡眠パターン及び／又は睡眠習慣を示していてもよい。睡眠の回復機能は、睡眠につく際の問題及び／又は遅れによって、阻害及び／又は損なわれる。

20

## 【 0 0 0 5 】

入眠障害に対する薬以外の方法は、少なくとも、行動療法アプローチ、認知的方法、バイオフィードバック療法アプローチを含む。行動療法アプローチは、睡眠衛生勧告、刺激制御、睡眠制限、弛緩訓練、瞑想を含むが、これらに限定されない。認知的方法は、逆説的志向、認知再構築を含むが、これらに限定されない。

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 6 】

従って、1又は複数の実施形態は、対象に睡眠段階への移行を促す刺激を対象に与えるように構成されたシステムを提供する。当該システムは、対象の脳活動に関連する1又は複数のパラメータに関する情報を伝達する1又は複数の出力信号を生成する1又は複数のセンサと、コンピュータプログラムモジュールを実行する1又は複数のプロセッサとを有する。当該コンピュータプログラムモジュールは、パラメータ決定モジュールと、制御モジュールとを有する。パラメータ決定モジュールは、第1の周波数帯におけるパワーを示す第1のスペクトルパラメータと第2の周波数帯におけるパワーを示す第2のスペクトルパラメータとを決定するように構成される。第1及び第2のスペクトルパラメータは、生成された1又は複数の出力信号に基づいている。第1の周波数帯の平均周波数は、第2の周波数帯の平均周波数よりも高い。制御モジュールは、対象に刺激を与えるために、刺激源を制御するように構成される。刺激源の制御は、刺激の強度を調整することを含む。当該調整は、第1のスペクトルパラメータと第2のスペクトルパラメータとに基づいている。

30

40

## 【 0 0 0 7 】

1又は複数の実施形態の他の態様は、対象に睡眠段階への移行を促す刺激を対象に与える方法を提供する。当該方法は、対象の脳活動に関連する1又は複数のパラメータに関する情報を伝達する1又は複数の出力信号を生成するステップと、生成された1又は複数の出力信号に基づく、第1の周波数帯におけるパワーを示す第1のスペクトルパラメータを決定するステップと、生成された1又は複数の出力信号に基づく、第2の周波数帯におけるパワーを示す第2のスペクトルパラメータを決定するステップと、刺激の強度を調整することによって、前記対象に刺激を与えるための刺激源を制御するステップと、を有し、

50

第 1 の周波数帯の平均周波数は、第 2 の周波数帯の平均周波数よりも高く、調整は、第 1 のスペクトルパラメータと第 2 のスペクトルパラメータとに基づいている。

【 0 0 0 8 】

1 又は複数の実施形態の他の態様は、対象に睡眠段階への移行を促す刺激を対象に与えるように構成されるシステムを提供する。当該システムは、対象の脳活動に関連する 1 又は複数のパラメータに関する情報を伝達する 1 又は複数の出力信号を生成する手段と、生成された 1 又は複数の出力信号に基づく、第 1 の周波数帯におけるパワーを示す第 1 のスペクトルパラメータを決定する手段と、生成された 1 又は複数の出力信号に基づく、第 2 の周波数帯におけるパワーを示す第 2 のスペクトルパラメータを決定する手段と、刺激の強度を調整することによって、対象に刺激を与えるための刺激源を制御する手段と、を有し、第 1 の周波数帯の平均周波数は、第 2 の周波数帯の平均周波数よりも高く、調整は、第 1 のスペクトルパラメータと前記第 2 のスペクトルパラメータとに基づいている。

10

【 0 0 0 9 】

構成に関係のある要素の機能及び動作の方法、製造の経済性及び部品の組み合わせだけでなく、本開示のこれら及び他の目的、特徴及び特性が、添付の図面を参照して、以下の説明及び添付の特許請求の範囲を考慮して、より明らかになるだろう。これら全ては、この明細書の一部を形成し、類似の参照符号は様々な図における対応する部品を示す。しかしながら、図面は例示目的であって、本発明の限定ではないことが、明確に理解されるべきである。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

【図 1】図 1 は、対象に睡眠段階への移行を促す刺激を対象に与えるためのシステムを概略的に示している。

【図 2】図 2 は、脳活動の様々な周波数帯における振幅を表すグラフを示している。

【図 3】図 3 は、脳活動の様々な周波数帯における変化に基づいて、パワーパラメータにおける経時変化を表すグラフを示している。

【図 4】図 4 は、対象に睡眠段階への移行を促す刺激を対象に与えるための方法を示している。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 1 】

本稿での用法では、単数形は、文脈がそうでないことを明確に指示するのでない限り、複数の言及を含む。本稿での用法では、二つ以上の部分または構成要素が「結合される」という陳述は、それらの部分が直接的または間接的に、すなわち一つもしくは複数の中間部分もしくは構成要素を通じて、結び合わされるまたは協働することを意味する。リンクが生じさえすればよい。本稿での用法では、「直接結合される」は二つの要素が直接互いに接触することを意味する。本稿での用法では、「固定的に結合される」または「固定される」は二つの構成要素が、互いに対する相対的な配向を一定に維持しつつ、一体として動くよう結合されることを意味する。

30

【 0 0 1 2 】

本稿での用法では、「一体型 (unitary)」の語は、あるコンポーネントが単一片またはユニットとして作成されることを意味する。すなわち、別個に作成され、その後一緒にユニットとして結合された複数の部分を含むコンポーネントは「一体型」コンポーネントまたはボディではない。本稿での用法では、二つ以上の部分または構成要素が互いに「係合する」という陳述は、それらの部分が、直接または一つまたは複数の中間部分もしくは構成要素を通じて、互いに対して力をはたらかせることを意味する。本稿での用法では、「数」という用語は一または一より大きい整数 (すなわち複数) を意味する。

40

【 0 0 1 3 】

本稿で使われる方向に関する句、たとえば限定するものではないが、上、下、左、右、上部、下部、前、後およびそれらの派生語は、図面に示される要素の配向に関係するのであって、請求項において明示的に記載されているのでない限り、請求項を限定するもので

50

はない。

【 0 0 1 4 】

図 1 は、対象 1 0 6 に睡眠段階への移行を促す刺激を対象 1 0 6 に与えるためのシステム 1 0 を概略的に示している。睡眠段階は、一般的に、レム ( R E M : rapid-eye-movement ) 睡眠段階、及び、1 又は複数のノンレム ( N R E M : non-rapid-eye-movement ) 睡眠段階を含む。用いられるモデル及び / 又は定義に依存して、睡眠の専門家及び / 又はエキスパートは、一般的に、3 つ又は 4 つの異なる N R E M 段階を区別する。用いられる定義に依存して、睡眠の専門家及び / 又はエキスパートは、一般的に、睡眠開始を、第 1 又は第 2 の N R E M 段階への移行として定義する。用いられるモデル及び / 又は定義に依存して、睡眠中、対象は、一般的に、R E M 段階と 3 つ又は 4 つの異なる N R E M 段階との間を交互に行き来する。N R E M 段階は、通常、ステージ 1 ( N 1 ) ~ ステージ 3 ( N 3 ) と称される。幾つかの実施形態では、システム 1 0 は、好ましくは、薬に頼ることなく、対象が睡眠開始に至るまでに要する時間を削減するために用いられてもよい。システム 1 0 は、1 又は複数の刺激源 2 0、1 又は複数のセンサ 1 4 2、1 又は複数のプロセッサ 1 1 0、パラメータ決定モジュール 1 1 1、制御モジュール 1 1 2、電子ストレージ 1 2 0、ユーザインタフェース 1 2 0、及び / 又は、他のコンポーネント及び / 又はコンピュータプログラムモジュールを含む。

10

【 0 0 1 5 】

睡眠開始は、代謝低下副交感神経活動への移行、筋緊張活動の低下、心拍数の低下、呼吸数の低下、皮膚伝導度の低下、脳活動パワー分布における高周波数から低周波数への移行を含むが、これらに限定されない様々な生理的变化と関連している。周波数帯において示されるパワーは、当該周波数帯におけるエネルギー、当該周波数帯における振幅、及び / 又は、周波数帯の範囲内でより高い強度及びより低い強度を区別する方法に対応している。幾つかの実施形態では、上記振幅は、特定の周波数帯における平均振幅に関連している。幾つかの実施形態では、上記パワーは、これに限定されるわけではないが、ウェルチ検定を用いたパワースペクトル分布推定から取得されてもよい。幾つかの実施形態では、脳活動における移行が、例えば、フィードバック又は閉ループの態様で、対象 1 0 6 への刺激の付与を制御するために用いられてもよい。この場合、対象 1 0 6 は、1 又は複数の刺激の強度における変化を知覚することができる。対象 1 0 6 は、例えば、意図的に、オペラント条件付けを通じて、知覚した強度を調整する、例えば、知覚した強度を減少させるように、自身の脳活動を調節してもよい。対象 1 0 6 は、オペラント条件付けを通じて、上記調整をどのように実行するのかを学習してもよく、これは、バイオフィードバックの分野における技術である。入眠障害に対するバイオフィードバック療法アプローチは、筋緊張及び脳波フィードバックに基づくアプローチを含んでいても良いが、これらに限定されない。

20

30

【 0 0 1 6 】

刺激源 2 0 は、感覚刺激などの刺激を対象 1 0 6 に供給及び / 又は伝達するように構成される。感覚刺激は、視覚刺激、聴覚刺激、触覚刺激、嗅覚刺激、電磁気刺激、体性感覚刺激、他の感覚刺激、及び / 又は、これらの任意の組み合わせ及び / 又はこれらの任意のシーケンスを含んでいてもよい。刺激源は、制御モジュール 1 1 2 によって制御されてもよい。刺激源 2 0 は、ある強度の範囲内の強度を持つ刺激を生成するように構成されてもよい。例えば、聴覚刺激の場合、強度の範囲は、増加された強度が、より大きな聴覚刺激に対するような、刺激のボリューム又は大きさの範囲であってもよい。例えば、触覚刺激の場合、強度の範囲は、増加された強度が、振動運動の増加された振幅に対応するような振動運動の振幅の範囲であってもよい。幾つかの実施形態では、振動の強度は、その周波数又は周波数及び振幅の両方に関連していてもよい。

40

【 0 0 1 7 】

ここで用いられるように、異なる感覚に対して主に意図された刺激は、異なるモダリティを持っていると称され得る。例えば、視覚刺激は、聴覚刺激とは異なるモダリティを有する。刺激の特定のモダリティに対する知覚閾値は、ある程度、患者特有であり得る。例

50

えば、並外れた聴力を持つ特定の患者は、聴覚刺激に対する平均の知覚閾値よりも低い知覚閾値を有していてもよい。ここで用いられるように、「知覚閾値」なる用語は、測定可能な反応又は刺激への反応に対する閾値をいう。知覚閾値は、対象の覚醒状態、及び／又は、1又は複数の睡眠段階に対して、決定されてもよい。このように、対象の知覚閾値は、睡眠段階に応じて異なってもよい。例えば、対象は、現在の睡眠段階に依存して、聴覚刺激に対する様々な知覚閾値を有していてもよい。

#### 【0018】

刺激源20は、1又は複数の光源、ラウドスピーカ（ヘッドフォンなど）20a、20b、電気音響変換器、振動コンポーネント又は振動装置、匂いを生成するように構成された装置又はシステム、電極142a、及び／又は、他の感覚刺激源又は感覚刺激の送信器20bを含んでいてもよい。これに限定されるわけではないが、電極142aなどの、刺激源20、及び／又は、刺激源20を含んだ、あるいは、刺激源20が組み込まれたコンポーネントは、対象106の近傍において身に付けられ、用いられ、位置付けられ、及び／又は、運ばれる、ヘッドバンド20c、帽子、ヘルメット、リストバンド、アームバンド、枕、マットレス、及び／又は、他の物体又は物体の組み合わせに埋め込まれ、及び／又は、結合されてもよい。例えば、光源は、光源からの電磁放射が、対象106に感覚刺激を与えるために、対象106の目、瞼、及び／又は、顔に作用できるように、十分近傍に位置付けられる必要があってもよい。幾つかの実施形態では、刺激源20に含まれるラウドスピーカ20aなどの動作は、ここで述べられる他の考慮に加えて、ラウドスピーカと対象106との間の距離、周囲ノイズのレベル、及び／又は、他の環境的考慮に基づいて、調整されてもよい。

#### 【0019】

図1のシステム10の1又は複数のセンサ142は、対象106の脳活動に関連している1又は複数のパラメータに関する情報を伝達する出力信号を生成するように構成される。生理的パラメータが、脳波記録（EEG：electroencephalography）、電気眼球図記録（EOG：electro-oculography）などの脳機能／脳活動に関するパラメータ、対象106及び／又は対象の身体部分の運動、場所、位置、傾き、及び／又は、角度に関するパラメータ、呼吸パラメータ、及び／又は、他のパラメータを含んでいてもよい。図1に示されるように、1又は複数のセンサ142は、1又は複数の電極142aを含んでいてもよい。電極は、複数のモードで動作してもよく、動作の一モードにおいて、電極は、対象106の脳活動と関連する1又は複数のパラメータに関する情報を伝達する出力信号（EEG信号を含むが、これに限定されない）を生成するために用いられてもよい。動作の他のモードにおいて、電極142は、刺激を対象106に伝達するために用いられてもよく、ここで、刺激は、電気刺激、感覚刺激、及び／又は、電極を通じて伝達可能な他のタイプの刺激を含んでいてもよい。幾つかの実施形態では、かかる伝達は、制御モジュール112によって制御される。

#### 【0020】

1又は複数のセンサ142は、加速度計、位置センサ、動きセンサ、光センサ、赤外光（IR：infra-red）センサ、電磁気センサ、電極、チルトメータ、（ビデオ）カメラ、及び／又は、他のセンサを含んでいてもよい。図1において、3つの部材を含んだセンサ142の図は、限定する意図を有さない。幾つかの実施形態では、システム10は、1又は複数のセンサ142を用いてもよい。図1に示されるセンサ142の場所の図は、限定する意図を有さない。個別のセンサ142が、対象106（の身体）の近くに配置されてもよいし、枕、ベッド、及び／又は、毛布、及び／又は、他の場所に埋め込まれ、及び／又は、一体化されてもよい。1又は複数のセンサ142からの最終的な信号又は情報は、プロセッサ110、ユーザインタフェース120、電子ストレージ130、及び／又は、システム10の他のコンポーネントに送信されてもよい。この送信は、有線及び／又は無線であってもよい。

#### 【0021】

センサ142が、電極142aから離れており、別個であることの図は、限定する意図

10

20

30

40

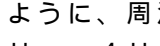
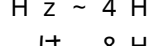
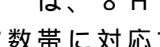
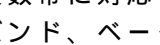
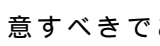
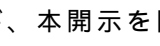
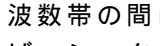
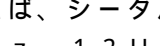
50

を有さない。幾つかの実施形態では、同じ 1 又は複数の電極 142a が、（例えば、電極パルスの形式で）刺激を与え、（次いで）、当該刺激に対する対象 106 の反応及び／又は応答を検出／測定するために用いられてもよい。

#### 【0022】

1 又は複数のセンサ 142 は、睡眠期間の前、間、及び／又は、後などの継続中の態様で、出力信号を生成するように構成されてもよい。このことは、間欠的に、定期的に（例えば、サンプリング期間で）、連続的に、継続的に、可変間隔で、及び／又は、睡眠期間の少なくとも一部の間に継続する他の方法で、信号を生成することを含んでもよい。上記サンプリング期間は、約 0.001 秒、0.01 秒、0.1 秒、1 秒、約 10 秒、約 1 分、及び／又は、他のサンプリング期間であってもよい。特定の出力信号、及び／又は、当該出力信号から得られるパラメータ（のうち特定のパラメータに関連している周波数）に適切であるように、複数の個別のセンサ 142 が、異なるサンプリング期間を用いて動作可能であることに留意すべきである。例えば、幾つかの実施形態では、生成された出力信号は、ベクトルは、脳活動に関連している 1 又は複数のパラメータに関連している伝達情報の複数のサンプルを含むような、出力信号のベクトルと考えられ得る。様々なパラメータが、様々なベクトルに関連していてもよい。出力信号のベクトルから継続する態様で決定された特定のパラメータは、特定のパラメータのベクトルとして考えられ得る。

#### 【0023】

図 2 は、脳活動の様々な周波数帯（X 軸上の「f」）における振幅（Y 軸上の「a」）を描いたグラフ 21 を示している。図 2 に図示された振幅は、非限定的な例において、電気的な脳活動、エネルギー振幅の大きさ、当該大きさの係数、及び／又は、特定の周波数におけるエネルギーに関連する任意の係数の大きさ、周波数帯、及び／又は、周波数範囲に対応していてもよい。非限定的な例において、グラフ 21 は、脳波記録（EEG）信号の周波数スペクトルを図示している。脳活動に関連する他の信号は、本開示の範囲内に考慮されている。図 2 に示されるように、周波数スペクトルは、 の 4 つの周波数帯に分割される。 は、1 Hz ~ 4 Hz の間の周波数帯に対応し、 は、4 Hz ~ 8 Hz の間の周波数帯に対応し、 は、8 Hz ~ 13 Hz の間の周波数帯に対応し、 は、13 Hz ~ 30 Hz の間の周波数帯に対応する。、、 は、いわゆるデルタバンド、シータバンド、アルファバンド、ベータバンドにそれぞれ対応している、平均の大きさ又は平均振幅であることに留意すべきである。幾つかの実施形態では、周波数帯は、その範囲において連続的であるが、本開示を限定する意図はない。幾つかの実施形態では、上記の様々な周波数帯が、各周波数帯の間においてギャップを有さなくてもよいが、本開示を限定する意図はない。例えば、シータバンド、アルファバンド、ベータバンドは、それぞれ、4 Hz ~ 7 Hz、8 Hz ~ 12 Hz、15 Hz ~ 30 Hz に及んでいてもよい。図 2 における描画は、例示的な実施形態として意図されたものであり、本開示を限定する意図はない。幾つかの実施形態は、2、3 又は 4 より多くの異なる周波数帯を使用してもよい。ここで図示又は説明される、用いられる周波数帯の数、又は、用いられる個別の周波数帯の任意の周波数帯における上限及び下限は、単に例示であって、本開示を限定する意図はない。

#### 【0024】

図 1 に戻り、システム 10 の電子ストレージ 130 は、情報を電氣的に格納する電子ストレージ媒体を有する。電子ストレージ 130 の電子ストレージ媒体は、例えば、システム 10 と一体化された（即ち、実質的に取り外し不可能な）システムストレージ、及び／又は、ポート（USB ポート、FireWire ポートなど）又はドライブ（ディスクドライブなど）を介して、システム 10 に取り外し可能に接続され得るリムーバブルストレージのうちのいずれか、又は、両方を含んでいてもよい。電子ストレージ 130 は、光学読み取り可能なストレージ媒体（光ディスクなど）、磁気読み取り可能なストレージ媒体（磁気テープ、磁気ハードドライブ、フロッピーディスクなど）、荷電ベースストレージ媒体（EPROM、EEPROM、RAM など）、ソリッドステートストレージ媒体（フラッシュドライブなど）、及び／又は、他の電氣的に読み取り可能なストレージ媒体のうちの 1 又

は複数を含んでいてもよい。電子ストレージ 130 は、ソフトウェアアルゴリズム、プロセッサ 110 によって決定される情報、ユーザインタフェース 120 を介して受信される情報、及び/又は、システム 10 を適切に機能させることが可能な他の情報を格納することができる。例えば、電子ストレージ 130 は、生成された出力信号に基づいて、パラメータのベクトル、及び/又は、(本開示で説明される)他のパラメータ、及び/又は、他の情報を記録又は格納してもよい。電子ストレージ 130 は、システム 10 内の別個のコンポーネントであってもよいし、電子ストレージ 130 は、システム 10 の 1 又は複数の他のコンポーネント(例えば、プロセッサ 110)と一体的に供給されてもよい。

#### 【0025】

図 1 のシステム 10 のユーザインタフェース 120 は、ユーザが、システム 10 に情報を供給するとともに、システム 10 から情報を受信することができる、システム 10 とユーザ(例えば、ユーザ 108、対象 106、介護人、治療法の決定者)との間のインタフェースを供給するように構成される。このことは、まとめて「情報」と称される、データ、結果、及び/又は、命令、及び、他の通信可能な項目が、ユーザとシステム 10 との間で通信されることを可能にする。ユーザ 108 によってシステム 10 に伝達され得る情報の一例は、聴覚刺激の大きさなどの、刺激の強度を決定する際に適用される要因に関する、患者特有又は対象特有の情報である。ユーザ 108 に伝達され得る情報の一例は、睡眠期間中の異なる睡眠段階間の持続期間及び/又は移行、又は、対象 106 のモニタリング期間に関する詳細な報告である。ユーザインタフェース 120 に含まれる適切なインタフェース装置の例は、キーパッド、ボタン、スイッチ、キーボード、ノブ、レバー、ディスプレイ画面、タッチスクリーン、スピーカ、マイクロフォン、指示灯、警報音、及び、プリンタを含む。情報は、ユーザインタフェース 120 によって、可聴信号、視覚信号、触覚信号、及び/又は、他の感覚信号の形式で、ユーザ 108 又は対象 106 に供給され得る。

#### 【0026】

ここでは、有線又は無線の他の通信技術もユーザインタフェース 120 として含まれることが理解されるべきである。例えば、ある実施形態では、ユーザインタフェース 120 は、電子ストレージ 130 によって供給される取り外し可能なストレージインタフェースと一体化されてもよい。この例では、情報は、ユーザがシステム 10 をカスタマイズ可能にする取り外し可能なストレージ(スマートカード、フラッシュドライブ、リムーバブルディスクなど)からシステム 10 へロードされる。ユーザインタフェース 120 としてシステムとともに用いるのに適応した他の例示的な入力装置及び入力技術は、RS-232 ポート、RF リンク、IR リンク、モデム(電話、ケーブル、イーサネット、インターネットなど)を含むが、これらに限定されない。要するに、システム 10 で情報を伝達するための任意の技術が、ユーザインタフェース 120 として考慮される。

#### 【0027】

図 1 のシステム 10 のプロセッサ 110 は、システム 10 において、情報処理能力を供給するように構成される。従って、プロセッサ 110 は、デジタルプロセッサ、アナログプロセッサ、情報処理要に設計されたデジタル回路、情報処理要に設計されたアナログ回路、及び/又は、電氣的に情報を処理するための他のメカニズムのうちの 1 又は複数を含む。図 1 においてプロセッサは単体として示されているが、これは、例示を目的としているに過ぎない。幾つかの実施形態では、プロセッサ 110 は、複数の処理ユニットを含む。

#### 【0028】

図 1 に示されるように、プロセッサ 110 は、1 又は複数のコンピュータプログラムモジュールを実行するように構成される。1 又は複数のコンピュータプログラムモジュールは、パラメータ決定モジュール 111、制御モジュール 112、及び/又は、他のモジュールの 1 又は複数を含む。プロセッサ 110 は、ソフトウェア、ハードウェア、ファームウェア、これらのいずれかの組み合わせ、及び/又は、プロセッサ 110 上で処理能力を構成するための他のメカニズムによって、モジュール 111 ~ 112 を実行するように構



成されてもよい。

#### 【 0 0 2 9 】

当然のことながら、モジュール 1 1 1 ~ 1 1 2 は、図 1 において、単一の処理ユニット内に共同しているように記載されているが、プロセッサ 1 1 0 が複数の処理ユニットを有する実施形態では、1 又は複数のモジュール 1 1 1 ~ 1 1 2 が、他のモジュールから離れて配置されてもよい。ここで述べられる異なるモジュール 1 1 1 ~ 1 1 2 によって供給される機能の説明は、例示的な目的のためのものであって、これに限定する意図はなく、任意のモジュール 1 1 1 ~ 1 1 2 は、ここで述べられた機能よりも多い又は少ない機能を供給してもよい。例えば、1 又は複数のモジュール 1 1 1 ~ 1 1 2 が、除去されてもよく、また、これらの機能の幾つか又は全てが、併合され、共有され、一体化され、及び / 又は、モジュール 1 1 1 ~ 1 1 2 の他の 1 つによって供給されてもよい。プロセッサ 1 1 0 は、以下のモジュール 1 1 1 ~ 1 1 2 の 1 つが提供する機能の幾つか又は全てを実行可能な 1 又は複数の追加モジュールを実行するように構成されてもよいことに留意すべきである。

#### 【 0 0 3 0 】

図 1 のシステム 1 0 のパラメータ決定モジュール 1 1 1 は、センサ 1 4 2 によって生成された出力信号から 1 又は複数のパラメータを決定するように構成される。1 又は複数のパラメータは、第 1 のスペクトルパラメータ、第 2 のスペクトルパラメータ、パワーパラメータ、及び / 又は、他のパラメータを含む。第 1 のスペクトルパラメータは、第 1 の周波数帯におけるパワー（例えば、振幅）を示す。例えば、第 1 のスペクトルパラメータは、図 2 に関連して説明されたように、アルファバンドにおける E E G 信号の平均振幅を示していてもよい。換言すれば、アルファは、第 1 のスペクトルパラメータであってもよい。第 2 のスペクトルパラメータは、第 2 の周波数帯におけるパワーを示す。例えば、第 2 のスペクトルパラメータは、図 2 に関連して説明されたように、シータバンドにおける E E G 信号の平均振幅を示していてもよい。換言すれば、シータは、第 2 のスペクトルパラメータであってもよい。幾つかの実施形態では、第 1 及び第 2 のスペクトルパラメータは、アルファバンド対シータバンドのように、第 1 のスペクトルパラメータの第 1 の周波数帯の平均周波数が、第 2 のスペクトルパラメータの第 2 の周波数帯の平均周波数よりも高いように、定義及び / 又は決定されてもよい。幾つかの実施形態では、パラメータ決定モジュール 1 1 1 は、他の周波数帯に対応する第 3、第 4、及び / 又は、追加のスペクトルパラメータを、第 1 及び第 2 のスペクトルパラメータと同様の方法で、決定するように構成される。例えば、パラメータ決定モジュール 1 1 1 は、図 2 に関連して上述されたように、デルタ及びベータを決定してもよい。

#### 【 0 0 3 1 】

図 1 に戻り、パラメータ決定モジュール 1 1 1 は、1 又は複数のスペクトルパラメータに基づいて、パワーパラメータを決定するように構成されてもよい。パワーパラメータは、「g」又は「パワーパラメータ g」と称され得る。幾つかの実施形態では、パワーパラメータ g は、比較的低い周波数（例えば、デルタ及び / 又はシータ）に対応するパワー及び / 又は振幅における増加、及び / 又は、比較的高い周波数（例えば、アルファ及び / 又はベータ）に対応するパワー及び / 又は振幅における減少が、パワーパラメータ g における増加に相関するように、決定されてもよい。非限定的な例は、 $g = \frac{\text{power}_{\text{delta}}}{\text{power}_{\text{alpha}}}$ 、 $g = \frac{\text{power}_{\text{theta}}}{\text{power}_{\text{alpha}}}$ 、 $g = \frac{\text{power}_{\text{delta}} + \text{power}_{\text{theta}}}{\text{power}_{\text{alpha}}}$  などである。

#### 【 0 0 3 2 】

例として、図 3 は、脳活動の様々な周波数帯における変化に基づいて、パワーパラメータ g（Y 軸上の「g」）における経時（X 軸上の「t」）変化を描画したグラフ 3 1 を示している。時間は、対象が眠ることを試みた後の約 7 分から、対象が眠ることを試みた後の約 1 4 分までに亘る。図 3 の例に示されるように、 $g = \frac{\text{power}_{\text{delta}}}{\text{power}_{\text{alpha}}}$  である。前述のとおり、睡眠開始は、脳活動のより高い周波数からより低い周波数までの振幅分布における移行を含む様々な生理的变化と関連している。換言すれば、対象 1 0 6 が眠りにつく際、比較的高い周波数における脳活動が減少（例えば、 $\text{power}_{\text{alpha}}$  が減少）するか、比較的低い周波数にお

10

20

30

40

50

る脳活動が増加（例えば、 $g$ が増加）する、又は、その両方が同時に発生する。どちらの場合においても、パワーパラメータ  $g$  は、然るべく増加するであろう。ここで例示されるように、対象は、眠りにつこうとしてから 7 分～14 分の間で眠りにつき、このことは、パワーパラメータ  $g$  の値における変化に相関する。停滞期 32a が、覚醒状態に対応してもよい。停滞期 32b が、睡眠段階 N1 に対応してもよい。停滞期 32c が、睡眠段階 N2 に対応してもよい。停滞期 32a～32c の決定及び／又は睡眠段階間の移行の決定は、観察、1 又は複数の生理的パラメータの分析、複数のサンプルを含むパワーパラメータ  $g$  の（平滑化された）ベクトルの分析、及び／又は、他の要因及び／又は他の情報に基づいていてもよい。幾つかの実施形態では、かかる情報は、例えば、睡眠段階の識別を通じた、上記停滞期の専門的な評価及び／又は識別を含んでいてもよい。

10

#### 【0033】

図 1 に戻り、パラメータ決定モジュール 111 の動作は、例えば、特定のサンプリング期間において、継続する態様で実行されてもよい。1 又は複数のパラメータが、システム 10 内の、又は、対象 106 の近くの異なる場所及び／又は位置において決定されてもよい。幾つかの実施形態では、パラメータ決定モジュール 111 は、対象 106 のモニタリング期間の間、継続する態様で、パラメータのベクトルを抽出してもよい。パラメータのベクトルは、生成された出力信号のベクトル、及び／又は、他の決定されたパラメータ（のベクトル）に基づいていてもよい。

#### 【0034】

制御モジュール 112 は、対象 106 に 1 又は複数の刺激を伝達するための刺激源 20 を制御するように構成される。当該刺激は、感覚刺激であってもよい。当該刺激は、一連の、及び／又は、順序的な刺激を含んでいてもよい。刺激の制御は、1 又は複数の刺激の強度を制御することを含んでいてもよい。調整が、決定された（スペクトル）パラメータ、及び／又は、生成された出力信号に基づいていてもよい。例えば、調整は、パワーパラメータ  $g$  に基づいていてもよい。調整は、例えば、特定のサンプリング期間において、継続する態様で作られてもよい。調整速度は、0.5 秒、1 秒、2 秒、5 秒、10 秒、20 秒、及び／又は、自身の脳活動を調整する対象 106 による努力に対する（ほぼ即座の）反応として知覚されるフィードバックを対象 106 に与えるのに適切な他の速度であってもよい。脳活動の測定、及び、これに基づく強度を有する刺激の伝達により、対象 106 は、睡眠開始の間に自然に生じるような同様の生理的变化を促進するように自身の脳を調整することができ、これにより、睡眠開始を早めることが促進及び／又は誘起される。

20

30

#### 【0035】

幾つかの実施形態では、刺激は、ピープ音などの短い音を含んでいてもよい。この音の強度は、音の大きさであってもよい。上記の短い音の続く伝達の強度は、ここで説明されるように、経時的に調整されてもよい。幾つかの実施形態では、1 又は複数の刺激が、歌などの長い音を含んでいてもよい。歌の強度は、歌の大きさであってもよい。続く刺激の強度は、ここで説明されるように、同じ歌のボリューム又は大きさを経時的に調整することによって、経時的に調整されてもよい。換言すれば、歌の伝達は、制御モジュール 112 の上記機能の目的のために、複数の刺激の伝達であると考えられ得る。

#### 【0036】

制御モジュール 112 による調整は、パワーパラメータ  $g$  並びに 1 又は複数の伝達刺激の強度と相関する関数に基づいていてもよい。比例、対数、及び／又は、他の関数を含むがこれらに限定されない単調増加又は単調減少している関数が、伝達される刺激の強度と、1 又は複数のスペクトルパラメータ（又は、パワーパラメータ  $g$  などの派生パラメータ）との間の（対象 106 のための）予測可能な関係を確立するために適していてもよい。幾つかの実施形態では、上記関数は、正の相関を確立する。

40

#### 【0037】

制御モジュール 112 による調整は、1 又は複数の対象特有のパラメータ及び／又は要因に基づいていてもよい。幾つかの実施形態では、対象 106 は、動作中、制御モジュール 112 によって考慮され得る 1 又は複数の好みを供給してもよい。例えば、対象 106

50

は、極めて柔らかい聴覚刺激を好んでいてもよい。幾つかの実施形態では、対象 106 は、より大きな聴覚刺激を必要としてもよい。例えば、テスト及び / 又は校正を通じて、対象 106 は、難聴（高聴覚閾値とも称される）を患っていることが分かれば、より大きな聴覚刺激が必要となる。

【0038】

幾つかの実施形態では、脳活動と特定の強度を有する伝達刺激との間の相関は、睡眠段階から覚醒状態に対象 106 を促がすために用いられてもよい。

【0039】

図 4 は、対象を睡眠段階へ移行させる刺激を対象に伝達するための方法 400 を示している。以下の示される方法 400 の動作は、例示目的である。ある実施形態では、方法 400 は、説明されない 1 又は複数の追加的な動作で、及び / 又は、記載される 1 又は複数の動作なしに、達成され得る。さらに、図 4 に示され、以下説明される方法 400 の動作の順序には、限定的な意図はない。

【0040】

ある実施形態では、方法 400 は、1 又は複数の処理装置（例えば、ディジタルプロセッサ、アナログプロセッサ、情報処理用に設計されたディジタル回路、情報処理用に設計されたアナログ回路、及び / 又は、電氣的に情報を処理するための他のメカニズム）において実装され得る。1 又は複数の処理装置は、電子ストレージ媒体上に電子的に格納された命令に応じて、方法 400 の動作の幾つか又は全てを実行する 1 又は複数の装置を含んでいてもよい。1 又は複数の処理装置は、方法 400 の動作の 1 又は複数を実行するために特別に設計されたハードウェア、ファームウェア、及び / 又は、ソフトウェアを通じて構成された 1 又は複数の装置を含んでいてもよい。

【0041】

動作 402 において、1 又は複数の出力信号が生成され、ここで、1 又は複数の出力信号は、対象の脳活動に関連している 1 又は複数のパラメータに関する情報を伝達する。幾つかの実施形態では、動作 402 は、（図 1 に示され、上述された）センサ 142 と同一又は類似のセンサによって実行される。

【0042】

動作 404 において、第 1 の周波数帯におけるパワーを示す第 1 のスペクトルパラメータが決定され、当該第 1 のスペクトルパラメータは、1 又は複数の生成された出力信号に基づいている。幾つかの実施形態では、動作 404 は、（図 1 に示され、上述された）パラメータ決定モジュール 111 と同一又は類似のパラメータ決定モジュールによって実行される。

【0043】

動作 406 において、第 2 の周波数帯におけるパワーを示す第 2 のスペクトルパラメータが決定され、当該第 2 のスペクトルパラメータは、1 又は複数の生成された出力信号に基づいている。第 1 の周波数帯の平均周波数は、第 2 の周波数帯の平均周波数よりも高い。幾つかの実施形態では、動作 406 は、（図 1 に示され、上述された）パラメータ決定モジュール 111 と同一又は類似のパラメータ決定モジュールによって実行される。

【0044】

動作 408 において、刺激源は、刺激の強度を調整することによって、対象に刺激を伝達するように制御される。当該調整は、第 1 のスペクトルパラメータ及び第 2 のスペクトルパラメータに基づいている。幾つかの実施形態では、動作 408 は、（図 1 に示され、上述された）制御モジュール 112 と同一又は類似の制御モジュールによって実行される。

【0045】

請求項中の括弧内の任意の参照符号は、請求項を限定するものとして解釈されるべきではない。「有する」又は「含む」なる用語は、請求項に挙げられた要素又はステップ以外の要素又はステップの存在を除外しない。幾つかの手段を規定している装置クレームにおいて、これらの手段の幾つかは、全く同一のハードウェアによって実現されてもよい。単

10

20

30

40

50

数形の要素は、かかる要素が複数存在することを除外しない。幾つかの手段を規定している任意の装置クレームにおいて、これらの手段の幾つかは、全く同一のハードウェア部品によって実現されてもよい。特定の要素が相互に異なる従属項において言及されているという単なる事実は、これらの要素が組み合わせられないということを示すものではない。

【 0 0 4 6 】

現時点で最も実用的且つ好適と考えられる実施態様に基づき例示の目的のために本発明を詳細に記載したが、そのような詳細は専らその目的のためであること、並びに、本発明は開示の実施態様に限定されず、逆に、付属の請求項の精神及び範囲内にある変更及び均等構成を包含することが意図されていることが理解されるべきである。例えば、本発明は、可能な限り、任意の実施態様の1つ又はそれよりも多くの機能を任意の他の実施態様の1つ又はそれよりも多くの機能と組み合わせ得ることが理解されるべきである。

10

【 図 1 】

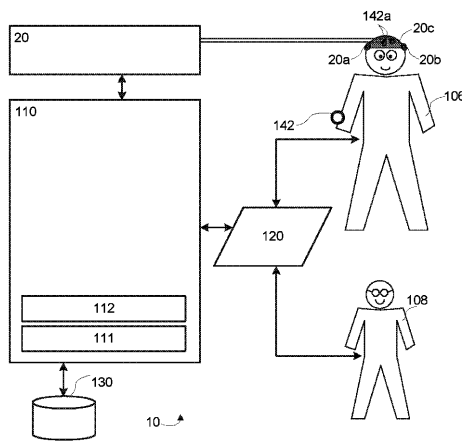


FIG. 1

【 図 3 】

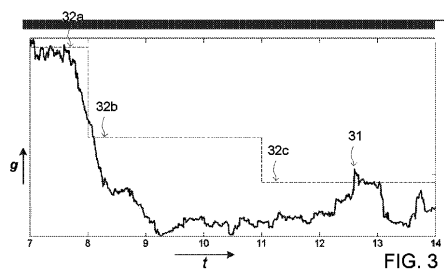


FIG. 3

【 図 2 】

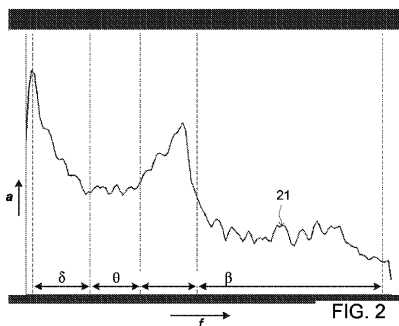
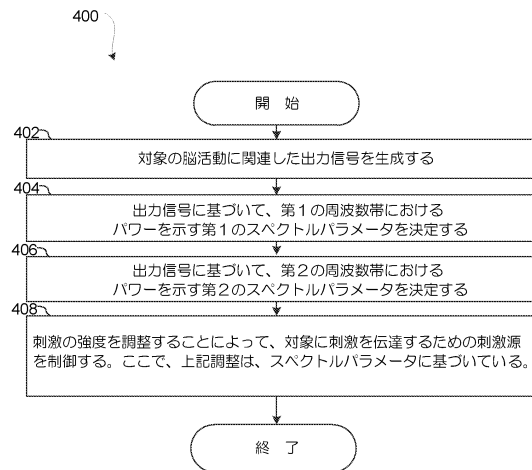


FIG. 2

【図 4】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ガルシア モリナ ゲーリー ネルソン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5

審査官 胡谷 佳津志

(56)参考文献 米国特許出願公開第2009/0192556(US, A1)  
特表2007-512086(JP, A)  
米国特許出願公開第2006/0205994(US, A1)  
米国特許出願公開第2010/0010289(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A 6 1 M 2 1 / 0 2