

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5770083号
(P5770083)

(45) 発行日 平成27年8月26日 (2015. 8. 26)

(24) 登録日 平成27年7月3日 (2015. 7. 3)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 N 1/365 (2006. 01)

A 6 1 N 1/365

A 6 1 B 5/0245 (2006. 01)

A 6 1 B 5/02 3 2 O P

請求項の数 6 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2011-508015 (P2011-508015)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成21年4月24日 (2009. 4. 24)		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2011-519654 (P2011-519654A)		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(43) 公表日	平成23年7月14日 (2011. 7. 14)		
(86) 国際出願番号	PCT/IB2009/051690	(74) 代理人	100087789
(87) 国際公開番号	W02009/136307		弁理士 津軽 進
(87) 国際公開日	平成21年11月12日 (2009. 11. 12)	(74) 代理人	100122769
審査請求日	平成24年4月18日 (2012. 4. 18)		弁理士 笛田 秀仙
(31) 優先権主張番号	08155934.6	(74) 代理人	100163810
(32) 優先日	平成20年5月9日 (2008. 5. 9)		弁理士 小松 広和
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(72) 発明者	クロンプフツ フロリス エム エイチ オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン ドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング 4 4
前置審査			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 複数ユーザの心拍パラメータの同期

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数のユーザの各々の心拍変動を測定するセンサと、
 特定周波数でのペーシングシグナルを生成するプロセッサとを有するシステムであって

前記プロセッサは、前記複数のユーザに対して測定された複数の心拍変動のうち少なくとも1つを前記ペーシングシグナルの生成への入力として使用するよう構成され、
 当該システムは、各ユーザに対して自己の測定された心拍変動に基づく出力を提示し、
 前記生成されたペーシングシグナルに基づく呼吸ペーサ刺激を各ユーザに対して個別に提示する、出力システムを有する、システム。

【請求項 2】

前記出力システムが、前記ユーザの心拍変動のらせん表現を経時的に表示する表示装置を有する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記出力システムがさらに、異なるユーザの前記測定された生理的パラメータに基づく出力をユーザへ提示する、請求項 1 又は 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記出力システムが、前記生成されたペーシングシグナルに基づく出力を各ユーザへ提示するとき、第一ユーザへ第一出力を提示し、第二ユーザへ第二出力を提示し、前記第二出力は前記第一出力と位相がずれている、請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載のシステム。

10

20

ム。

【請求項 5】

前記第一出力が実質的に前記第二出力と位相が 180 度ずれている、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記プロセッサが前記ユーザの性別を決定し、前記第一出力は男性ユーザへ提示され、前記第二出力は女性ユーザへ提示される、請求項 4 又は 5 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は複数ユーザの心拍パラメータを同期させるための方法及びシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

呼吸は心拍数を調節することがよく知られている（呼吸性洞性不整脈、RSA）。ヨガなどの瞑想術はこの原理を利用する。心拍数の変動すなわち心拍変動（HRV）は自律神経系（ANS）によるものである。心拍数の増加は副交感（迷走）神経系によるものであり、一方心拍数の減少は交感神経系によるものである。瞑想術（禅で行われるような）において、心拍変動のスペクトルの低周波数部分はスペクトルの高周波部分に対して増加される。これは瞑想を行っている個人の健康にとって有益である（リラックスさせる）とされている。

【0003】

個人を支援するために、ユーザへ出力を提供することが知られている。例えば、米国特許出願公開番号 US 2005/0209503 は、心拍変動周期を呼吸周期と同期させるために、呼吸周期を外部タイミング基準と同期させるための聴覚刺激及び視覚刺激を提示する方法を開示している。聴覚刺激及び視覚刺激を提示する方法は、それによってユーザが心拍変動周期のコヒーレンスを得るのを助ける。聴覚指標及び視覚指標のファミリーは、呼吸相、呼吸相の変化、位相内の時間の進行、及び実践者の体内知覚に対する位相の進行を伝えるために指定される。

【0004】

この技術、ならびに Heartmath (www.heartmath.com) 及び Resperate (www.resperate.com) などの他の既存のアプリケーションは全て単一ユーザに焦点を合わせている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

従って、従来技術を改良することが本発明の目的である。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第一の態様によれば、特定周波数でペーシングシグナルを生成するステップ、複数ユーザの各々の生理的パラメータを測定するステップ、各ユーザの測定された生理的パラメータに基づく出力を各ユーザへ提示するステップ、及び生成されたペーシングシグナルに基づく出力を各ユーザへ提示するステップを有する、複数ユーザの心拍パラメータを同期させる方法が提供される。

【0007】

本発明の第二の態様によれば、特定周波数で、各ユーザに対して、ペーシングシグナルを生成するプロセッサと、ユーザの生理的パラメータを測定するセンサと、各ユーザの測定された生理的パラメータに基づく出力をユーザへ提示し、生成されたペーシングシグナルに基づく出力をユーザへ提示する、出力システムとを有する、複数ユーザの心拍パラメータを同期させるためのシステムが提供される。

【0008】

10

20

30

40

50

本発明により、複数の個人に適用可能な同期システムを提供することが可能である。このシステムにおいて、2人（又はそれ以上）に対して同期された心拍変動の効果を測定し考慮するアプリケーションが提案される。これは、例えばタントラなどの瞑想術において多くの異なる用途を持つ。例えば、タントラは逆呼吸（*contrary breathing*）が2人の個人により高い恍惚レベルをもたらすと教えており、これは本発明のシステムを用いて実現されることができる。一実施形態において、測定された生理的パラメータは心拍変動（HRV）を有する。視覚的であり得る、HRVのユーザへの直接フィードバックは、HRV測定値（心拍間隔）がコヒーレンス範囲内（円形バウンディングボックスの特定距離内）にあるかどうかを決定するより速い方法を提供する。既知のシステムにおいて、例えばHeartmathなどは、例えばHRVのパワースペクトル解析を使用し、これはかなり遅く（1分）、突発的な短いイベントに敏感である。

10

【0009】

この実施形態において、該システムは異なる人の間で心拍の同期を提供する。複数の人の心拍変動は時間ベースの方法を用いて測定及び解析される。心拍コヒーレンスは心拍間隔楕円（二次元の視覚的出力で表現されることができる）を用いて観察される。例えば動転又は驚愕によるコヒーレンス状態の中断は、楕円軌道からの急激な即時の逸脱をもたらす、これは視覚的フィードバックに示される。これはユーザに対してガイダンスとある程度のコヒーレンスを維持しながら突発的なイベントの迅速な視覚化と検出を可能にする。加えて、心拍センサの動きが同時に観察されるとき、モーションアーチファクトによるイベントはデジタル領域におけるデータフローからフィルタ除去されることができる。

20

【0010】

理想的には、各ユーザの測定された生理的パラメータに基づく出力を各ユーザへ提示するステップは、ユーザの心拍変動のらせん表現を経時的に表示するステップを有する。らせんの使用は、ユーザが容易にアクセス可能な方法で変動についての情報を経時的に示すことができる表示を各ユーザへ提供する。

【0011】

好適には、生成されたペーシングシグナルに基づく出力を各ユーザへ提示するステップは、第一ユーザへ第一出力を提示するステップと、第二ユーザへ第二出力を提示するステップを有し、第二出力は第一出力と位相がずれている。該システムは2人（又はそれ以上）の心拍パラメータ（心臓の速度及び／又は変動など）を同期させるために使用されることができるが、必ずしも2人が同相である必要はない。ユーザの心臓を制御するために使用されるペーシングシグナルの周波数は、両方の（又は全ての）ユーザに対して同じであるが、必ずしも同位相である必要はない。

30

【0012】

該システムは、参加者の心拍数において180度の位相シフトを実現するように操作されることができる。（大きな）ユーザグループを用いるシステムにおいて、女性のメンバーは男性のメンバーから180度シフトされた心拍変動／呼吸リズム位相を持つことができる。この場合、該システムはユーザ入力を介して、又はユーザのプロフィールにアクセスすることによって、各ユーザの性別を決定する必要がある。該システムは原則的に任意の所望の位相シフトを実現するように操作されることができる。

40

【0013】

有利なことに、特定周波数でペーシングシグナルを生成するステップは、測定された生理的パラメータの少なくとも1つを、ペーシングシグナルの生成への入力として使用するステップを有する。ユーザ間の同期を駆動するために使用されるシグナルは、ユーザのうちの1人以上の出力から（全部又は一部が）導き出されることができる。例えば、複数のユーザが既に比較的緊密に同期していると検出される場合、これはペーシングシグナルの生成のための基準として使用されることができる。これはペーシングシグナルを生成する効率的な方法である。

【0014】

理想的には、該方法はさらに、異なるユーザの測定された生理的パラメータに基づく出

50

力をユーザへ提示するステップを有する。自分自身のフィードバックに加えて、ユーザは異なるユーザに関連するフィードバックも提供されることができる。例えば、2人のユーザを持つシステムにおいて、各ユーザへの出力はユーザの両方の現在のパフォーマンスを示すことができ、これらは互いに重ね合わされ得る。これはユーザへのより多くの情報提供を支援し、これはユーザの同期作業の速度と精度を大幅に改良することになる。

【0015】

第二の実施形態において、該システムは、同期されたコヒーレントグループ瞑想、又は人間同士の交流の増進サービスを提供することができ、これらはインターネットを利用し得る。同期されたペースの呼吸ペースは、グループ瞑想に参加している人々の同調を促進することができる。同調したグループに参加することは、変革的体験 (transformative experience) となり得る。こうした同調がインターネットを通して提供される場合、より多くの観客が互いに同調することができ、有益な効果を大きく増強させる。同調する人々の大きなグループの効果は、Princeton Universityのglobal consciousness projectによって研究中である。

【0016】

本発明の実施形態は、ほんの一例として、添付図面を参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】複数ユーザの心拍パラメータを同期させるためのシステムの概略図である。

【図2】図1のシステムを操作する方法のフローチャートである。

【図3】該システムの第二の実施形態の概略図である。

【図4】図3のシステムで使用するためのグラフィカルインターフェースの異なる図を示す。

【図5】図3のシステムで使用するためのグラフィカルインターフェースの異なる図を示す。

【図6】図3のシステムで使用するためのグラフィカルインターフェースの異なる図を示す。

【図7】2人の異なるユーザに対する測定された生理的データを示す概略図である。

【図8】平行移動及びスケーリング後の図7のデータを示す概略図である。

【図9】時間軸の追加後の図8のデータを示す概略図である。

【図10】2人の異なるユーザに対する測定された生理的データを示すさらなる概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

複数ユーザ12の心拍パラメータを同期させるためのシステム10の第一の実施形態が図1に示され、この実施例では2人のユーザの心拍パラメータが同期されている。この図において、2人のユーザ12は同じ物理的位置にいるように示されるが、これはそうである必要はない。2人のユーザ12は互いから離れて位置することができ、インターネットなどの広域ネットワークによって接続されることができる。ユーザ12は互いに直接接続される必要はなく、両者は例えばウェブサイトによって提供されるウェブサービスに接続されることができる。

【0019】

システム10はまた、特定周波数で、及び各ユーザ12に対して、ペースングシグナル16を生成するプロセッサ14と、各ユーザ12の生理的パラメータを測定するセンサ18と、ユーザ12の測定された生理的パラメータに基づく出力を各ユーザへ提示し、かつ生成されたペースングシグナル16に基づく出力をユーザへ提示する出力システム20（ここでは表示装置）も有する。ユーザ12への実際の出力は図3から図10に関して以下でより詳細に論じられる。

【0020】

図 1 において、各ユーザ 12 は心拍を測定するために手首に固定されたセンサ 18 を装着しているように示される。システム 10 の実際の実施においては、両方のユーザ 12 が同じセンサ 18 を使用する要件も、同じ生理的パラメータが各ユーザ 12 に対して測定される要件もない。例えば、第一ユーザ 12 は電気皮膚反応を測定するセンサ 18 を使用していてもよく、第二ユーザ 12 はユーザの呼吸を観察しているカメラから成るセンサ 18 を使用していてもよい。複数の生理的パラメータを測定するため、又は特定の生理的パラメータのより正確な測定結果を得るために、複数のセンサ 18 が個々のユーザ 12 に対して使用されることができる。測定された生理的パラメータは心拍変動を有することができる。

【0021】

生成されたペーシングシグナル 16 に基づく出力を各ユーザ 12 へ提示するステップは、第一ユーザ 12 へ第一出力を提示するステップと、第二ユーザ 12 へ第二出力を提示するステップを有し、第二出力は第一出力と位相がずれている。2 人のユーザ 12 の間に望まれる同期は、同相の同期である必要はない。例えば、2 人のユーザ 12 の心拍パラメータが、例えば 180 度位相がずれるように同期させることが望まれる可能性がある。

【0022】

一般的に、呼吸ペーシングのコンプライアンスは、心拍センサがベルトなどで胴体（胸部又は腹部）に装着されるならば、心拍センサに組み込まれる 3D 加速度計で測定されることができる。こうした 3D 加速度計は、例えば Analog Devices ADXL330 を用いて組み込まれることができる。そしてコンプライアンスからの逸脱はユーザ 12 へ信号で伝えられることができる。瞑想のためには、動かないでいることが有利であり、脊椎が真に垂直である必要がある。不穩レベルと脊椎方向もまた、加速度計出力から導き出されることができる。

【0023】

図 2 は図 1 のシステムを操作する方法を要約する。複数ユーザの心拍パラメータを同期させる方法は、ステップ S1 において、特定周波数でペーシングシグナル 16 を生成するステップを有する。この後、ステップ S2 において、複数ユーザ 12 の各々の生理的パラメータの測定が続く。一旦パラメータが測定されると、その後、各ユーザ 12 の測定された生理的パラメータに基づく出力を各ユーザ 12 へ提示するステップ S3 と、生成されたペーシングシグナル 16 に基づく出力を各ユーザ 12 へ提示するステップ S4 が続く。複数ユーザ 12 の各々の生理的パラメータが継続的に測定され、ステップ S3 のフィードバックが同様に反応するように、フローチャートにはループが示される。

【0024】

特定周波数でペーシングシグナル 16 を生成するステップ S1 は、測定された生理的パラメータの少なくとも 1 つを、ペーシングシグナル 16 の生成への入力として使用するステップを有することができる。この場合ステップ S2 はステップ S1 の前又はステップ S1 と同時に起こる。ペーシングシグナル 16 はユーザ 12 のうちの 1 人の現在の状態に基づくことができる。例えば、2 人のユーザ 12 が、彼らの心拍が 180 度位相がずれるように訓練するためにシステム 10 を使用しているかもしれない。システム 10 は、ユーザの現在の心拍を測定し、それらの測定された心拍のうちどちらをペーシングシグナル 16 の基準として使用すべきかを決定してもよく、例えば測定された低い方の心拍をペーシングシグナル 16 の周波数として使用する。

【0025】

ステップ S3 はまた、異なるユーザ 12 の測定された生理的パラメータに基づく出力をユーザ 12 へさらに提示することによって拡張され得る。従って、自分自身の現在のパフォーマンスを見ることに加えて、ユーザ 12 は 1 人以上の他のユーザのパフォーマンスを見てもよい。

【0026】

図 1 に示されるものよりも複雑なシステムは、心拍変動（HRV）の測定あたりに基づき得る。この実施形態において、システム 10 の本質的特徴は、システム 10 を用いて（

10

20

30

40

50

例えば J & J Engineering, Poulsbo, WA, USA によって作られた C2+ を用いて) 複数の人 12 から HRV を測定することと、複数の人 12 からの HRV を刺激 (視覚、聴覚、触覚) を用いて互いに同期させることを含む。

【0027】

刺激はペーシングシグナル 16 に基づき、ペーシングシグナル 16 の周波数は各人に対して同じである。上述の通り、このペーシングシグナル 16 の位相は各人 12 に対して異なって設定されることができる。プロセッサ 14 によって、複数の人 12 の測定された HRV の実際の位相が回復され、これがペーシングシグナル 16 の指示された位相に対応するかどうかチェックされる。好適な実施形態において、センサ 18 によって測定された HRV シグナルはプロセッサ 14 によって心拍間隔 (時間領域) において処理される。

10

【0028】

ユーザへ提供されるフィードバックは、例えば視覚、聴覚、又は触覚によるものであることができるが、システム 10 の好適な実施形態において、HRV 時系列は表示装置上に二次元でプロットされる。すなわち $t - t_{n-1}$ vs. $t - t_{(n-i)}$ 、ここで t_{n-1} は n 番目の測定された心拍間隔であり、 i は整数である。これは HRV シグナル間の位相差についてのフィードバックを提供し、従って両方の人 12 からの呼吸パターンを提供する。

【0029】

本発明のこの実施形態のシステムの概略は図 3 に描かれ、これはシステム 10 のこの実施形態の概略を示す。リラックスシステム 10 は、 S_1 から S_i とラベルされた複数のセンサ 18 を介してシステム 10 によって取得される HRV シグナルを測定し、比較し、それについてのフィードバックを与える。各センサ 18 は 1 人の人 12 の心拍 (HRV) を測定する。心拍及び HRV を検出することができるセンサ 18 の例は、光電脈波、ECG レコーダ、及び心弾動図を測定するための装置である。システム 10 は各人 12 に対して呼吸ペース刺激を個別に提供することができる。

20

【0030】

図 4 は、図 3 に関連して記載されたようなシステム 10 の機能を持つ、プロセッサ 14 によって実行されるコンピュータプログラムのグラフィカルインターフェース 22 を示す。該コンピュータプログラムは視覚的な呼吸ペース刺激 24 (図 4 の右のバー 24) を提供する。バー 24 が上昇するとき、一方の人 12 は息を吸い込み、他方の人 12 は息を吐き出す (2 つの刺激が 1 つの視覚的なペースを効果的に使用する)。バー 24 は生成されたペーシングシグナル 16 に基づく出力 24 である。バー 24 の動きは、システム 10 を使用しているユーザ 12 の呼吸 (従って心拍) を制御するように設計される。両方のユーザが同じバー 24 を見ていることが想定されるが、ユーザ 12 へフィードバックを提供するために個々のバー 24 が使用されることができる。

30

【0031】

図 4 はコンピュータ実装アプリケーションのスクリーンダンプである。右側には呼吸ペースが振動バー 24 として示される。上部グラフ 26 は 2 人の人 12 の IBI 楕円 28 を異なる 2 色で示す。これらの楕円 28 はユーザ 12 の測定された生理的パラメータに基づく出力 28 である。中央グラフ 30 は 1 人のユーザ 12 の経時的な心拍を示す。下部グラフ 32 はこのユーザ 12 の心拍変動を経時的に示す。心拍データはこの実施形態において光電脈波で取得される。中央グラフ 30 は 1 人の人 12 の心拍パルスを見視化する。下部グラフ 32 は同じ人の心拍変動 (HRV) を描く。HRV から心拍間隔 IBI (秒) が決定される。

40

【0032】

プロセッサによって実行されるプログラムは、第二ユーザ 12 の IBI データも取得する。上部グラフ 26 は両方のユーザ 12 の IBI データを見視化する。異なる色が使用され、この実施例においては、白い楕円は第一ユーザ 12 の IBI データをあらわし、一方 (小さい方の) 赤い楕円は第二ユーザ 12 の IBI データをあらわす。 n 番目の測定された IBI は、 y 軸上の $n + i$ 番目の測定された IBI に対して x 軸上にプロットされる。

50

これはグラフ 26 に示されるような楕円 28 をもたらす ($i = 1$)。 $i = 0$ の場合プロットは原点を通る直線になる。円形のプロットを得るためには、 IBI_n vs. $IBI_{n+i_{circle}}$ をプロットする必要がある。ここで、 i_{circle} は以下の方法で推定される。

$$i_{circle} = \left\lceil \frac{T_{pacer}}{IBI_{average}} \right\rceil / 4$$

ここで T_{pacer} はペーサの周期 (秒) であり、 $IBI_{average}$ は平均 IBI (秒) である。比率 $T_{pacer} / IBI_{average}$ は楕円の 1 パスに対するデータ点の数である。この数を上記式に示されるように 4 で割ることによって、楕円を円に変えるための 90 度位相係数を与える。各人ごとに i_{circle} は異なり得るが、実際にはこれらは過度に異なることはない (係数 2 未満)。円形プロットの例は図 5 に示される。ここで $i = 3$ (最も近い整数値) は円形プロットへの最良近似を与える。図 5 は i_{circle} の式を用いて $i = 3$ の指数を用いて円に変形された楕円を示す。

【0033】

ユーザ 12 へのフィードバックは、この場合楕円 28 である。これらはユーザ 12 の測定された生理的パラメータに基づく出力を構成する。ユーザ 12 は、彼らが行っている練習における彼らの現在のパフォーマンスを見るために楕円 28 を考察することができる。楕円 28 の形状と配置は、ユーザが自身の現在の生理的状態の質を決定するのを助ける。例えば、インターフェース 22 によって示される、より広げられたより薄い楕円 28 は、ユーザのより "コヒーレント状態" をあらわすと見なされることができ、これはユーザの呼吸ペースと心拍の間でのよい同期を示す。楕円 28 の線の太さ、すなわち半径の変動は、コヒーレンスの尺度である。例えば気が散ること又は驚くことの結果として、ユーザ 12 のコヒーレント状態の中断は、楕円軌道からの急激な即時の逸脱をもたらす。こうした出力の例は図 6 に示される。

【0034】

この図において、楕円 28' は、グラフ 26 において点によって前に規定された軌道から、即座にかつ明らかに離脱している。これは、ユーザによるその練習の中断の迅速な視覚化と検出を可能にする。上記の楕円視覚化法では、中断検出には約 1 秒かかる。迅速な検出は、呼吸ペーシングなどのフィードバック及び是正措置がより速く使用されることができ、コヒーレント状態の迅速な回復につながるため、有利である。ストレスを解消しようとしている人 12 の体験は、このために大幅に充実される。図 6 は楕円 28' を上部グラフ 26 において示し、心拍間隔に対する、ユーザが驚くことによる影響を示す。データ点は楕円の前の軌道から飛び離れ、イベントが発生したことを直ちに示す。

【0035】

上記説明は 2 人のユーザ 12 に関して詳述されているが、2 人の人 12 及び 2 つの楕円 28 の代わりに、この方法は、手順の大幅な改作なく、より多くのユーザにも拡張されることができる。

【0036】

システム 10 によって測定された生理的パラメータについてのデータの出力は、多くの異なる方法で実行されることができる。ここで、三次元らせんとして表示されるデータをもたらす第二の実施形態が説明される。この実施形態は第一の実施形態に基づく。三次元に二重らせんをプロットするために、図 7 に示されるように 2 つの生データ楕円 28 がキャプチャされる。図 7 は 2 人のユーザ 12 から取られた生データ IBI 楕円 28 を示す。第一ユーザ "人 1" はデータプロット 28a によってあらわされ、第二ユーザ "人 2" はデータプロット 28b によってあらわされる。第一の実施形態において、これらの楕円 28 はユーザ 12 にそのまま示されるが、この第二の実施形態においては、データは各ユーザ 12 への出力の前にさらに処理される。

【0037】

楕円 28 は、平均 I B I を引くことによって原点へ平行移動される。続いてこれらが重なるようにリスケールされる。結果は図 8 に示される。リスケーリング係数は両方の人の H R V の相対振幅の尺度である。図 8 は、平行移動されスケールされた I B I 楕円 34 a 及び 34 b を、2 人のユーザ、人 1 及び人 2 に対してそれぞれ示す。楕円 28 a 及び 28 b が平行移動されリスケールされた後、プロットに時間という第三次元が加えられる。得られる二重らせん状構造 36 a 及び 36 b は図 9 に示される。適切なフィルタリング又は平均化により、より滑らかな表現が可能である。図 9 は 2 人のユーザ、人 1 及び人 2 の I B I データに基づく二重らせん 36 を示す。楕円上のデータ点の時間発展は、図 9 に示されるように、プロット中の第三次元として時間軸を用いることによって、より容易に観察されることができる。こうした表現はまた、2 人の人の中でのもつれ感も伝える。三次元らせん表現は心拍変動における 180 度位相シフトの正確さのフィードバックを可能にする。

10

【0038】

データの他の表現が可能である。例えば、二次元（楕円型）プロットにおいて、最後の、例えば 10 の I B I データ点が、二次元プロットにおいて異なる色を用いて示されることができる。他の代替的なアイデアは、グラフ表示上のプロットの完全飽和（最後のデータ点）から不飽和（まだ表示されている第一データ点）の表示へと色を変化させるユーザを含む。

【0039】

システム 10 のさらなる実施形態において、ユーザへの出力はタントラで使用されることができる。タントラから、2 人の人が愛し合い逆位相で呼吸するとき、これはより高い恍惚につながり得ることが知られている。この位相を決定するために、両方の人の I B I が図 10 に示されるように時間でプロットされる。この図においては、2 人のユーザ 12 のデータプロット 38 a 及び 38 b が示される。

20

【0040】

2 曲線の干渉パターンは 2 曲線を足すことによって決定されることができる。それに続く二乗化と加算が、2 曲線の加算に対して実行されることができ、これは出力として生成される数をもたらす。この数が小さいほど、2 人の人は逆位相でうまく呼吸している（理想的にはこの数はゼロであるべきである）。その狙いは、2 人の人の行為への関与を定量化する方法を提供することである。図 8 に示される視覚化法は、呼吸サイクルの反コヒーレンスにおける中断を、容易にかつ発生後すぐに検出することを可能にする。着色光の調光及び増強などのペーシング補助が、純粋な反コヒーレンスに入ることを促進するために使用され得る。

30

【0041】

この発明はライフスタイル及び健康の分野に応用されることができる。より具体的には、ヨガトレーニング、2 人の人に対するタントラ（逆呼吸）、及び、複数の人が最良の結果に達するために自分の H R V を制御しなければならないゲーム（例えば二重、三重、又は四重らせん）がある。

【0042】

システム 10 は、同じ位置にいる 2 人の人によって使用されるだけでなく、世界中に広がる人々を一緒につなぐためにも実施されることができる。本発明のシステム 10 は、例えば呼吸リズム又は心拍変動のペーシングを提供する、インターネットベースのグループ瞑想サービスを提供するために使用されることができる。同期されたペーサの呼吸ペーサは、グループ瞑想に参加している人々の同調を促進することができる。同調したグループに参加することは、変革的体験となり得る。こうした同調がインターネットを通して提供される場合、より多くの観客が互いに同調することができ、有益な効果を大きく増強させる。

40

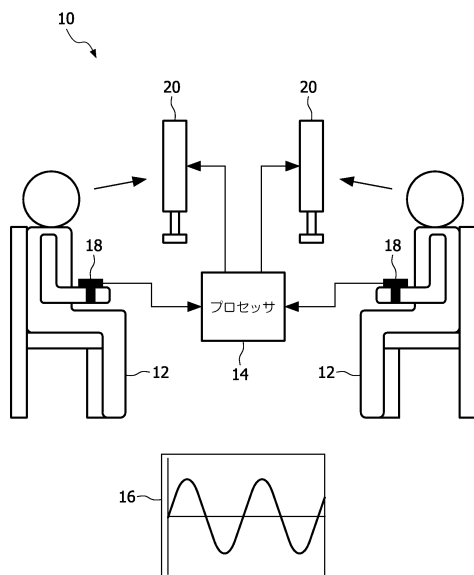
【0043】

この実施形態において、システム 10 は、ユーザがログインすることができる、同期された心拍変動ペーサ又は呼吸ペーサをサービスプロバイダが提供するように構成される。

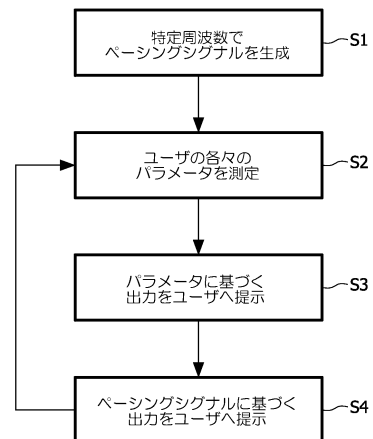
50

心拍又は呼吸センサ 18 はペースングリズム 16 のコンプライアンスを定量化するために使用されることができる。コンプライアンスのレベルはサービスプロバイダにアップロードされる。その目的は、グループ瞑想に参加しているユーザ 12 の同調を促進することである。同調しているユーザ 12 の数が表示されることができる。同調の質は、ペースタイミングをオフセットするある種のガウス曲線として表示されることができる。完全な同調への進展は、現在の瞑想セッションの結果を前セッションの結果と比較することによって示されることができる。従ってシステム 10 はインターネットグループ瞑想サービスにおいて使用されることができる。

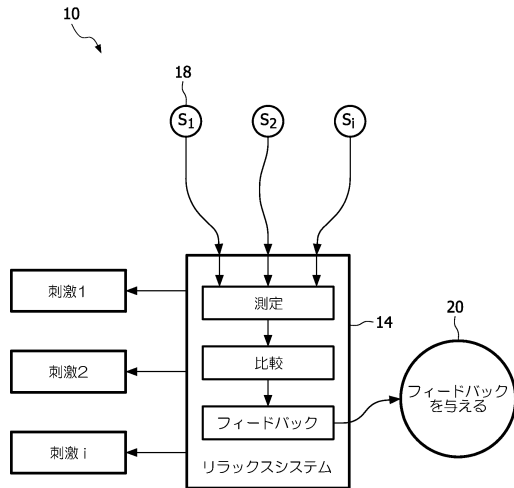
【図 1】



【図 2】



【図 3】



【図 4】

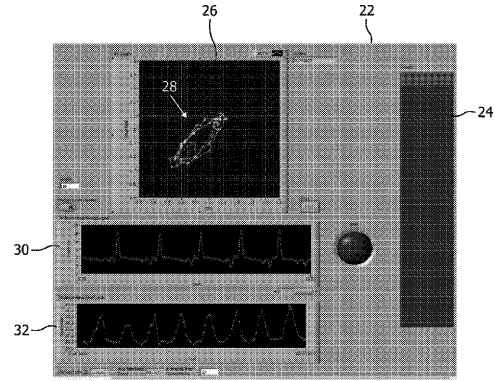


FIG. 4

【図 5】

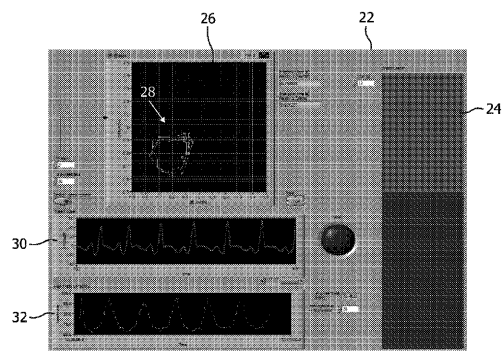


FIG. 5

【図 6】

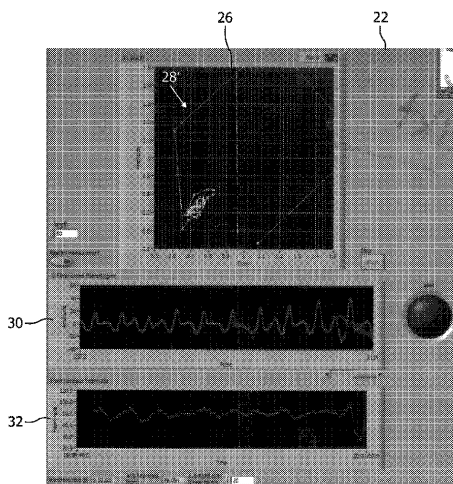
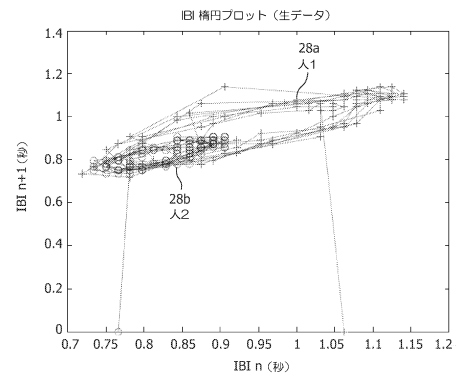
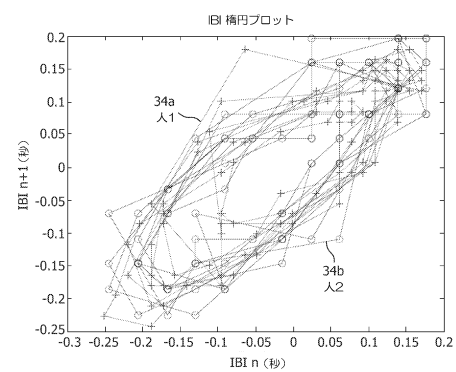


FIG. 6

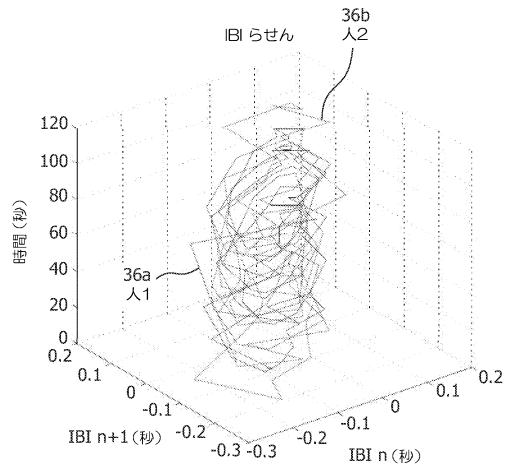
【図 7】



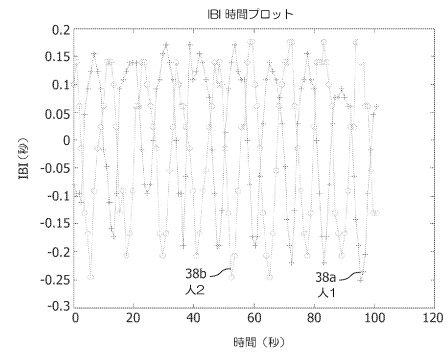
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 アウヴェルケルク マルティン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 パスフェール ヴィレム エフ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

審査官 佐藤 智弥

(56)参考文献 特開平 1 1 - 4 8 9 2 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 2 2 8 1 8 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 1 9 9 1 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 N 1 / 3 6 5