

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5619728号
(P5619728)

(45) 発行日 平成26年11月5日(2014.11.5)

(24) 登録日 平成26年9月26日(2014.9.26)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 5/16 (2006.01)

A61B 5/16

A61B 5/0456 (2006.01)

A61B 5/04 312R

A61B 5/0245 (2006.01)

A61B 5/02 310Z

請求項の数 6 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2011-508014 (P2011-508014)
 (86) (22) 出願日 平成21年4月24日 (2009.4.24)
 (65) 公表番号 特表2011-519653 (P2011-519653A)
 (43) 公表日 平成23年7月14日 (2011.7.14)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2009/051688
 (87) 國際公開番号 WO2009/136306
 (87) 國際公開日 平成21年11月12日 (2009.11.12)
 審査請求日 平成24年4月18日 (2012.4.18)
 (31) 優先権主張番号 08155890.0
 (32) 優先日 平成20年5月8日 (2008.5.8)
 (33) 優先権主張国 歐州特許庁 (EP)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (72) 発明者 クロムプフォエツ フロリス エム エイ
 チ
 オランダ国 5656 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 44

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】生理学的状態を決定するシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

人の生理学的状態を決定するシステムにおいて、
 前記人の複数の心拍をサンプリングする少なくとも1つのセンサと、
 制御ユニットであって、
 前記心拍サンプルから一連の心臓 R R 間隔を抽出し、
 続いて起こる R R 間隔のポアンカレプロットを提供し、ここで2つの続いて起こる R R
 間隔が前記ポアンカレプロットにおけるエントリを形成する、
 ように構成された前記制御ユニットと、
 を有し、前記制御ユニットが、

前記ポアンカレプロット内の複数のエントリに対して重心を決定し、
 前記ポアンカレプロット内の前記複数のエントリにわたり橢円又は円をフィットさせ、
 前記橢円又は円の中心が前記重心と一致し、
 前記橢円又は円と前記ポアンカレプロット内の前記複数のエントリのそれぞれとの間の各距離を決定し、
 前記決定された全ての距離が所定の第1の閾値内に収まるか否かを決定することにより前記人がコヒーレンスであるか否かを決定する、
 ように構成される、システム。

【請求項 2】

前記制御ユニットが、前記ポアンカレプロットに含まれる前記複数のエントリの分散を

10

20

決定する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記制御ユニットが、前記エントリのポアンカレプロットを円と一致するように変換する、請求項 1 又は 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記人の生理学的状態が、前記人のコヒーレンスの尺度を示す、請求項 1 ないし 3 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 5】

前記制御ユニットが、前記複数のエントリにわたり橙円をフィットさせる、請求項 1、
2、又は、4 に記載のシステム。

10

【請求項 6】

前記制御ユニットが、前記複数のエントリの分散が最小化されるように前記人をガイドするように聴覚刺激、視覚刺激、触覚刺激の少なくとも 1 つを出力するアクチュエータのための制御信号を出力する、請求項 1 ないし 5 のいずれか一項に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、広くは、人の生理学的状態を決定する方法に関し、より具体的には、心拍変動（H R V）を使用して感情関連事象を決定する改良された方法に関する。本発明は、このような決定方法を使用する対応するシステムにも関する。

20

【背景技術】

【0002】

リラクセーション関連方法及びシステム／装置の分野及び要望は、現在、増大している。異なるツールが、人のストレスレベルを決定する人体の身体的値を測定するために開発されている。測定は、一般に、心拍、消化及び呼吸のような不随意機能を測定することを含む。脳が変化を検出するときはいつでも、自律神経系は、即時の身体的応答を生成し、人の血圧、心拍及び皮膚水分レベルが変化する。バイオフィードバックは、電子計器を使用して、人にこれらの変化を気付かせ、どのようにこれらの変化をより良く制御するかを教え、どのように人体がストレスに応答するかを識別及び測定する。

【0003】

30

呼吸が心拍を変調する（呼吸性洞性不整脈、R S A）ことは周知であり、ヨガのような瞑想術がこの原理を使用している。心拍の変化又は心拍変動（H R V）は、自律神経系（A N S）に起因する。心拍の増加は、副交感（迷走）神経系に起因するのに対し、心拍の減少は、交感神経系に起因する。禅の瞑想において、心拍変動のスペクトルの低周波部分が、前記スペクトルの高周波部分に対して増加される。これは、瞑想する人のウェルビーイングに対して有益である（リラックスさせる）と見なされる。

【0004】

人の生理学的状態を決定するのに心拍変動を使用する方法は、US6358201に開示されている。この方法は、心拍変動の周波数ベースの分析を使用し、測定される人がコヒーレントに呼吸し、リラックスしていることを意味するいわゆるコヒーレンスに対する測定値を生成する。コヒーレンスに対する証拠となりうる兆候は、心拍変動の周波数スペクトル内の単一のピークである。

40

【0005】

しかしながら、この開示された方法には少なくとも 1 つの問題が存在する。この問題は、これが、心拍変動の周波数分析に基づき、これにより、一般に 60 秒のオーダの多数のサンプリングされた心拍を平均するという事実による。前記方法を実施するシステムは、人がリラクセーションの状態になった後に最初の信頼できるコヒーレンス値を得るまで長い"学習時間"を持つ。加えて、コヒーレント周波数ピークからの変化は、周波数ピークの非常に小さな広がりに帰着するだけなので、異常値（即ち、異常心拍）を直ちに検出することは非常に難しい。このようなシステムは、したがって、人のコヒーレンスの短い変化

50

に対して信頼できない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

したがって、人の生理学的状態を決定する改良された方法、より具体的には、心拍変動の周波数分析の使用による先行技術の信頼性の問題を克服又は少なくとも軽減する方法に対する要望が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一態様によると、上記の目的は、人の生理学的状態を決定する方法により満たされ、前記方法は、前記人の複数の心拍をサンプリングするステップと、前記心拍サンプルから一連の心臓 R R 間隔を抽出するステップと、続いて起こる R R 間隔の二次元表示を提供するステップとを有し、2つの続いて起こる R R 間隔は、前記二次元表現のエントリを形成し、前記方法は、更に、前記二次元表現の複数のエントリに対して重心、平均半径及び平均回転周波数を決定するステップと、前記半径と前記二次元表現の前記エントリの各々との間の複数の距離を決定するステップと、前記複数の距離と組み合わせて前記半径を使用して前記人の生理学的状態を決定するステップとを有する。

10

【0008】

本発明の概略的な概念は、心拍変動、すなわち複数の心拍サンプルから抽出された複数の心臓 R R 間隔（すなわち“心拍間隔”、IBIとも称される2つの連続したR波の間に経過する時間）の時間ベースの分析を実行することにより人のコヒーレンスのような生理学的状態を決定することが可能であるという事実に基づく。遅延マップとしての、例えば本質的にはポアンカレモデル（すなわちn番目に測定されたR R 間隔がx軸上にプロットされ、n + i 番目に測定されたR R 間隔がy 軸上にプロットされる）としての続いて起こるR R 間隔のモデル化は、一般に、前記エントリの橈円表現に帰着する。しかしながら、前記エントリの“雲”的重心の決定、後で前記エントリの各々に対する距離が前記雲の半径に関連付けられる前記エントリの雲の半径の決定を含む本発明の新規な概念を用いて、前記人の生理学的状態が、決定されることができる。しかしながら、前記エントリの二次元表現の輪郭を形成する適切な橈円（又はリスクケーリングの後の円）は、一般に、前記人がコヒーレントに呼吸しているときにのみ測定されることに注意すべきである。

20

【0009】

前記エントリの各々と前記半径との間の距離が小さい、すなわち前記橈円の線の太さが小さい場合、これは、前記人のコヒーレンスに対する測定値である。すなわち、前記人がコヒーレントである場合に、前記人の心拍変動（HRV）及び呼吸周期は、ほとんど一一対一で、強力な相関性があり、呼吸周期 = HRV 周期である。したがって、本発明は、前記人の心拍変動の周波数分析を備える必要なしに前記人のコヒーレント状態を決定する問題を解決する。すなわち、前記二次元表現のエントリがより一様に配置されると、前記測定される人はよりコヒーレントである。この解決法に従う本発明の利点は、したがって、前記人のコヒーレント状態を決定するのにかかる時間が最小化され、同時に、前記エントリの各々が前記橈円の半径に直接的に関連しているので前記状態の変化を迅速に検出することが可能であることである。加えて、各エントリは、時間ベースの分析により個別に解析されるので、（従来技術において使用される周波数ベースの分析において使用される平均化と比較して）リアルタイムで先行するエントリの各々に対する各新しいエントリの場所を個別に分析することが可能である。身体的に若い健康な人が、一般に、より大きな半径を持つのに対し、より年老いた身体的に不健康な人が、より小さな半径を持つことに注意すべきである。前記方法が、前記二次元表現における前記複数のエントリに対してr 及びを決定することを含みうることに注意すべきである。

30

【0010】

本発明の好適な実施例において、前記決定するステップは、前記決定された半径に関連して前記二次元表現における前記複数のエントリの間の分散を決定するステップを含む。

40

50

したがって、前記異なるエントリの間の関係並びに前記橜円表現の分散及び／又は半径を容易に決定することが可能であり、前記距離及び／又は分散が所定の第1の閾値の上であるか又は下であるかを決定する可能性をも含み、これにより前記人に警告を発することができる。前記警告は、例えば、聴覚刺激、視覚刺激、触覚刺激の少なくとも1つを含むことができ、このような刺激は、前記距離／分散が最小化されるように前記人をガイドするのに使用されることもできる。同様に、前記分散は、前記複数のエントリに対する前記決定された r 及び r に基づいて半径 d_r 及び回転周波数 d_r の両方の決定を含みうる。この概念は、下で更に説明される。

【0011】

更に、本発明による方法を実行するのに必要とされる処理パワーを制限するために、前記続いて起こるRR間隔の二次元表現を提供するステップは、円と一致するように前記エントリの二次元表現を変換するステップ、すなわち橜円から円への変換を有する。この円変換に関する更なる考察は、本発明の詳細な説明において行われる。

10

【0012】

本発明の代替実施例において、前記生理学的状態は、決断する時間の間の人の無関心、眞の注意及び怒りの少なくとも1つを測定するために複数の人に対して決定される。このような実施例は、例えば、公衆に対して提示されたアイデア及び（政治的）提案に対する感情的反応をモニタする、人のグループの受け入れモニタリングに対して使用され、したがって、前記提案されたアイデアの感情的インパクトに対する客観的な測定を得ることができる。追加的な可能性は、特定の提案の傾向分析を含む。したがって、新しい提案は、最初に提示されたときに、肯定的又は否定的な意味のいずれかで、強力な感情的反応を喚起しうる。しかしながら、前記提案についてよりよく理解した後に、これらの強力な最初の反応は、（常にではないが時々）消えることができ、もしかすると、よりバランスのとれた見方が表れる。すなわち、コヒーレント応答のような集団パラメータは、どのように前記グループで同様の態度を示すかの情報を提供する。集められた情報は、前記グループ又はプロセスファシリテータのいずれかにより決断プロセスをガイドするのに使用することができる。このような測定の信頼性を追加的に増加させるために、前記複数の人の電気皮膚応答の決定を含み、結果として生じる応答を前記無関心、眞の注意及び怒りを測定するのに使用することが可能である。

20

【0013】

本発明の一実施例において、前記人の少なくとも一人は、残りの人から離れて配置され、複数の心拍をサンプリングする当該人のセンサ及び前記電気皮膚応答を決定する手段からの測定結果はインターネットのようなネットワーク上で制御ユニットに送信される。このような実施は、したがって、ウェブベースのアイデア提示、テレビ及び／又は他の異なる電子マスコミュニケーションに関連して発明システムを使用する可能性を提供する。

30

【0014】

加えて、本発明による方法は、例えばマイクロプロセッサ（例えば汎用コンピュータ）又はセットトップボックス、テレビセットの一部（内蔵式）、DVDプレーヤ又はポータブル装置のような同様の装置上で実行されるコンピュータプログラム（コンピュータソフトウェア）として実施されてもよい。

40

【0015】

本発明の他の態様によると、人の生理学的状態を決定するシステムが提供され、前記システムは、前記人の複数の心拍をサンプリングする少なくとも1つのセンサと、前記心拍サンプルから一連の心臓RR間隔を抽出し、続いて起こるRR間隔の二次元表現を提供するように構成された制御ユニットとを有し、2つの続いて起こるRR間隔は、前記二次元表現におけるエントリを形成し、前記制御ユニットは、更に、前記二次元表現内の複数のエントリに対する重心及び半径を決定し、前記半径と前記二次元表現における前記エントリの各々との間の複数の距離を決定し、前記複数の距離と組み合わせて前記半径を使用して前記人の前記生理学的状態を決定するように構成される。

【0016】

50

本発明による方法に関連して上で述べたように、この新規のシステムは、心拍変動の周波数分析による従来技術の平均化及び信頼性問題を解決するという事実により従来技術に対して複数の利点を提供する。

【0017】

本発明の好適な実施例において、前記複数の心拍をサンプリングする少なくとも1つのセンサは、フォトプレチスマグラフ(photoplethysmograph)、ECGレコーダ又は心電図を測定する装置の少なくとも1つである。しかしながら、当業者は、異なるセンサが使用されることができ、上の例が非限定的であると理解する。

【0018】

本発明のこれら及び他の態様は、ここで、本発明の現在の好適な実施例を示す添付の図面を参照してより詳細に記載される。

10

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の一実施例によるシステムを示すブロック図である。

【図2】続いて起こるRR間隔の二次元表現を示すグラフである(二つの軸上のラベル:x軸IBI時間n、y軸IBI時間n+1)。

【図3】半径分布のヒストグラムプロットである。

【図4】本発明による方法を使用する決断システムの概念的設定である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

20

本発明は、ここで、本発明の現在の好適な実施例が示される添付の図面を参照して以下に更に詳しく記載される。本発明は、しかしながら、多くの異なる形式で実施されることができ、個々に記載される実施例に限定されると解釈されるべきでなく、むしろ、これらの実施例は、徹底性及び完全性に対して提供され、本発明の範囲を当業者に十分に伝える。同様の参照文字は、通して同様の要素を示す。

【0021】

ここで図面、特に図1及び2を参照すると、本発明の一実施例によるシステム100のブロック図、及びシステム100により決定される続いて起こるRR間隔の二次元グラフィカル表現がそれぞれ描かれている。図1及び2は、同時に論じられる。システム100は、センサ102及び104を介してシステム100により取得されたHRV信号を測定し、比較し、フィードバックを与える。各センサ102及び104は、人の心拍を測定し、すなわち前記人の心拍を検出することができるよう構成される。複数のセンサを使用する利点は、異なるセンサのデータを結合し、信頼性を向上させる、例えばモーションアーチファクトを減少させることができることである。しかしながら、当業者は、2より多い又は少ないセンサが可能であり、したがって本発明の範囲内であることを理解する。心拍を検出することができるセンサの例は、フォトプレチスマグラフ、ECGレコーダ、又は心電図を測定する装置(例えばEmfitセンサ、MyHeartプロジェクト)である。

30

【0022】

システム100は、これに加えて、マイクロプロセッサ等のような、センサ102及び104から前記心拍サンプルを受信する制御ユニット106を有し、制御ユニット106は、前記心拍サンプル、すなわち前記人の心拍変動から一連の心臓RR間隔(又は"心拍間隔"、IBI)を抽出し、続いて起こるRR間隔の二次元表現を提供し、2つの続いて起こるRR間隔は、前記二次元表現においてエントリ200を形成する。制御ユニット106は、好ましくは、心拍測定を受信する無線機能を有する。しかしながら、接続は、もちろん、ワイヤを用いて提供されることがある。上で論じられたように、前記二次元表現は、好ましくは、本質的に続いて起こるRR間隔のポアンカレモデルであり、すなわちn番目の測定されたIBIがx軸上にプロットされるのに対し、n+i番目の測定されたIBIがy軸上にプロットされる。加えて、制御ユニット106は、好ましくは、前記二次元表現内の前記複数のエントリに対する重心202及び平均半径204、すなわち本質的に輪郭が橢円の形状を持つ二次元プロットとして表される前記エントリの中心及び前

40

50

記重心から前記橜円が本質的に表す半径 204 を決定するように構成される。すなわち、1つの平均半径は、一般に、橜円から円への変換の後にのみ決定されることがある。しかしながら、一種の平均橜円を規定することが可能であるが、これは、より複雑であり、前記橜円の二つの軸の平均を決定する必要がある。また、制御ユニット 106 は、半径 206 と前記二次元表現内の前記エントリの各々との間の距離 206 を決定するように構成され、前記エントリの各々に対する距離は、個別に、分析され、前記エントリに対する平均半径 204 と比較されることができる。制御ユニット 106 によっても実行される前記分析の結果は、この場合、前記人の生理学的状態を決定するのに使用されることがある。

【 0023 】

システム 100 は、刺激及びフィードバック可能性を提供することもでき、前記刺激は、例えば、前記人に対して示される呼吸ペーサ刺激を含む、このような刺激を提供するように特定的に構成されたテレビセット 108 及びスピーカ 110 を用いるオーディオビジュアル（例えばオーディオ及び / 又はビデオ）体験のレンダリングを含むことができる。また、アンビライト（又は同等物）を有するテレビセット 108 の場合、アンビライト照明概念は、前記オーディオビジュアル体験を更に強化するのに使用されることがある。他の追加の構成は、もちろん可能であり、例えば前記人により着用される織物衣服に埋め込まれた、前記人の近くに配置された異なるタイプのアクチュエータ又はアクチュエータを埋め込まれたソファ / 椅子を使用する、前記人の触覚刺激を含む。しかしながら、前記テレビセットは、必ずしも特定的に構成される必要はなく、例えばセットトップボックス又は D V D プレーヤが、代わりに、上述の刺激を提供するように構成されてもよく、前記人がコヒーレンスの状態に迅速に到達する（例えば迅速にストレスを取り除く）ことができるよう前記人に対するガイダンス及び刺激を提供する情報パターンを記憶した D V D プレーヤ用の特定的に構成された D V D ディスクを含む。

【 0024 】

テレビセット 108 及び / 又は上述の D V D プレーヤは、例えば、人が家庭の快適さで容易にリラックスすることを可能にするスローダウン体験を提供するリラクステレビの概念によって構成されることがある。システム 100 を使用する人は、ソファの背にもたれ、各手にセンサ 102、104 を保持し、テレビセット 108 に表示される映画クリップのペースで呼吸し、例えばテレビセット 108 に表示されるグラフィカルフィードバックインターフェースを用いて彼又は彼女のリラクセーションレベルの上昇を目にすることができる。数分後に、このユーザは、前記ユーザの心拍リズム及びリラクセーションを考慮に入れた特別なオーディオビジュアルコンテンツ及び / 又は（上で論じられた）アンビライトを有するテレビセット 108 上で視覚化される調整された呼吸リズムエクセサイズに従うことによりリラックスした状態を達成する。一例の前記リラクステレビ概念は、参照により完全に組み込まれる欧州特許出願第 08152732.7（出願人側整理番号 PH009672）に開示されている。

【 0025 】

しかしながら、前記スローダウン体験がテレビ 108 のみに限定されず、他のレンダリング装置により提供されてもよいことに注意すべきである。例えば、バイオフィードバックリラクセーション体験は、照明システム又は音楽プレーヤに統合されることがある。代替的には、これは、アラームクロック又はウェイクアップライト（Wake-up Light）内に統合することにより眠りに落ちるプロセスを促進するのに使用されることがある。

【 0026 】

図 2 から明らかなように、前記二次元表現における前記エントリは、デフォルトで、橜円形状に配置され、 $i = 0$ に対して、このプロットは、原点を通る直線である。しかしながら、前記半径及び前記距離を決定し、これらの決定を前記分析に使用するために、大規模な計算が必要である。したがって、橜円より円を分析する方が少ない計算パワーを要するので円形変換（即ち橜円から円）を実行することが望ましい。これを行うために、両方の軸上のデータは、互いに対して 90 度シフトされる。

10

20

30

40

50

【0027】

円形プロットを得るために、 I_{BIn} 対 $I_{Bin} + i_{circle}$ をプロットすることが必要である。ここで、 i_{circle} は、以下のように推定される。

$$i_{circle} = [T_{pacer} / I_{BIn average}] / 4$$

ここで、 T_{pacer} は、秒単位の前記ペーサの周期であり、 $I_{BIn average}$ は、秒単位の平均 I_{BIn} である。比 $T_{pacer} / I_{BIn average}$ は、前記橜円の 1 つのパスに対するデータ点の数である。上の式に示されるようにこの数を 4 で除算すると、前記橜円を円にする 90 度位相係数を与える。

【0028】

前記ユーザに対するフィードバックは、この場合、前記橜円（円）である。換言する 10 と、より開いた及びより薄い橜円は、より“コヒーレントな状態”、すなわち呼吸ペースと心拍との間の良好な同期を表す。前記橜円の半径（すなわちサイズ）は、心拍変動（HRV）の振幅に対する尺度であり、前記橜円の線の太さ、すなわち半径の分散は、前記コヒーレンスに対する尺度である。上で論じたように、前記人がコヒーレントである場合、前記 HRV 及び前記呼吸周期は、ほとんど一対一で、強力に相関し、呼吸周期 = HRV 周期である。

【0029】

気を散らされた又は驚かされた結果としての、前記コヒーレンス状態の破れは、橜円経路からの突然かつ即時のずれを結果として生じる。これは、事象の速い検出及び速い視覚化をも可能にする。上で決定されたように、前記円の半径 204 が平均半径 $r_{average}$ 及び幅 dr を持つ特定の分布を持つ場合に、点が橜円経路からの突然のずれである場合に対する尺度を設定することが可能である。 20

【0030】

測定された半径（すなわち重心 202 と特定のエントリ 200 との間の距離）が、平均半径 $r_{average}$ から大幅にずれる場合、この点は、事象としてラベルづけされ、前記分布（ dr 及び $r_{average}$ ）に考慮されない。これはフィルタリング方法であるが、しかしながら、他の適切なフィルタリング又はデータ点拒絶スキームが同様に使用されることができる。もちろん、最初に、十分なデータ点を持つ適切な分布を構築することが必要である。しかしながら、データ点の数が大きいほど、前記分布はより良好になり、事象検出はより良好に機能する。換言すると、より長い履歴が確立される。分布のヒストグラムプロット 300 の例は、図 3 に示される。この例において、測定されたデータ点の距離 206、 d は、平均半径 $r_{average}$ から dr の 3 倍以上外れ、すなわち $|d - r_{average}| > 3 dr$ であり、この点は、事象 302 としてラベルづけされる。一つ点が大幅に外れるかに対する基準は、システム 100 のユーザにより手動で、又はシステム 100 により自動的に（半径分布及び統計理論に基づいて）設定ができる。

【0031】

約 10 秒で事象（即ちコヒーレンスの破れ）を検出し、周波数領域における分析を使用する従来技術の方法及びシステムと比較して、本発明による橜円視覚化方法は、約 1 秒で（すなわち I_{BIn} 測定のタイムスケールで）事象を検出する。呼吸ペーシングのようなフィードバック及び修正測定が大幅に速いこと可能であり、前記コヒーレント状態の迅速な回復を生じるので、速い検出は有利である。したがって、ストレス解消を試みる人の体験が向上される。 40

【0032】

しかしながら、前記人の生理学的状態を決定する方法が、人のグループによる決断に関連して使用されることもできることに更に注意すべきである。そのようなものとして、提案に対する心理生理学的応答は、前記グループ内の全ての人に対してモニタされることができ、無関心、真の注意及び怒りのような個別のパラメータは、心拍変動（HRV）の解釈により判別ことができ、及び / 又は電気皮膚応答が決定されることができる。コヒーレント応答のような集団パラメータは、前記グループ内の派閥が同様の態度を示す情報を提供する。しかしながら、前記グループ内の人々の心理生理学的応答が、上述の特定の 50

H R V 方法を含めて又は含めずに行われることに注意すべきである。

【 0 0 3 3 】

図 4において、決断システム 4 0 0 の一例が示される。前記グループ内の人々は、例えば会議に関連して、心拍及び / 又は皮膚導電率を測定する少なくとも 1 つのセンサを備える。図示された例において、センサ構成（即ち心拍及び皮膚導電率の両方）は、単一のセンサ装置 4 0 2 内に統合され、単一のセンサ装置 4 0 2 は、更に、中央制御ユニット 4 0 4 と通信する無線機能を有する。この実施例において、追加の人 / 参加者は、例えば電話会議又はビデオ会議を用いて、残りの人から離れて配置される。この場合、当該人は、インターネットのようなネットワーク接続を用いて制御ユニット 4 0 4 に接続されるセンサ装置 4 0 2 を備えている。

10

【 0 0 3 4 】

個別の人の分析中に、投票と測定との間の時間同期が正しいことは必須である。したがって、システム 4 0 0 は、各測定に対してタイムスタンプを記録する。したがって、人の需要のレベルと決定の公式の結果との間の距離 D が規定される場合、この距離は、前記決定の全体的な結果、前記個別の人の投票、前記人が投票した瞬間ににおける測定された生理学的データ、及び前記人が前記公式の結果を知る瞬間ににおける測定された生理学的データの関数である。式は、

$$D = f(vote_{person} - outcome_{total}) + g(measdata_{after} - measdata_{voting})$$

により与えられる。

20

【 0 0 3 5 】

ここで、サブ関数 f は、どれだけ前記人の投票 $vote_{person}$ が全体的な結果 $outcome_{total}$ と異なるかを決定するように規定され、サブ関数 g は、どれだけ公式の結果において測定されたデータ $measdata_{after}$ が投票中に測定されたデータ $measdata_{voting}$ と異なるかを決定する。

【 0 0 3 6 】

距離関数 D は、この場合、一種の重み付け係数と見なされることができる。前記距離が大きいほど、前記人は、前記公式の結果に対してより反対する。信頼性尺度を得るために、我々は、下の表に示される以下の 4 つの状況を区別することができる。

【表 1】

関数の結果 (f + g)	距離 (D)	同意のレベル
f small + g small	small	強く同意
f large + g small	medium	疑う
f small + g large	medium	疑う
f large + g large	large	強く反対

30

【 0 0 3 7 】

同期がタイムスタンプに対して上述のように行われる場合、離れた場所にいる及び局所的に存在する両方の人々が、同時に評価されることができる。応答検出とフィードバックとの間の待ち時間は、リアルタイムモニタリングの知覚を作成するのに十分短いことが必要である。注意の欠如及び変化に対する上述の心拍変動分析アルゴリズムは、前記データを分析するのに使用されることがある。提案が提示される会議の設定におけるこのようなアルゴリズムの使用は、無関心が参加者に対する関心から区別されることを可能にする。上述のようにして、無関心、真の注意及び怒りのような個別のパラメータは、心拍変動及び電気皮膚応答の解釈により区別されることがある。コヒーレント応答のような集団パラメータは、前記グループ内の派閥が同様の態度を示す情報を提供する。集められた情報は、前記グループ、又は決断プロセスをガイドするプロセスファシリテータのいずれかにより使用されることがある。上述のシステム 4 0 0 は、電子投票（例えば遠隔投票）と併せて、前記決断プロセスに対するフィードバックツールとして、決断に対する受け入れモニタリングに関連して特に有用である。

40

50

【0038】

当業者は、本発明が、いかなる意味でも、上述の好適な実施例に限定されないことに気が付く。逆に、多くの修正例及び変形例が、添付の請求項の範囲内で可能である。例えば、上述の決断システムは、例えば周波数分析を使用する従来の H R V モニタリング方法のような、他のタイプの人の生理学的状態を決定する方法とともに使用されることができる。

【0039】

更に、前記円変換を実行する際に、最初に前記二次元表現内の前記エントリの質量中心（すなわち重心）を決定することが可能であり、その後に、水平軸に対する角度（ θ ）及び前記質量中心の座標に対する距離（ r ）が、各エントリに対して決定され、新しい座標（ r, θ ）を生じる。前記角度は、時間の関数としてプロットされ、線形フィットが、この曲線に対して行われる。一次微分は、回転周波数 f を生じる。これから、周期 $T = 1 / f$ が決定され、この周期は、 $T_{pacer} / I B I_{average}$ と同等である。橿円を円に変換する時間シフトは、 $t = T / 4$ により与えられる。同様に、距離 r のずれ d_r 又は角度 θ のずれ d_θ は、コヒーレンスの尺度として使用されることができる。後者の場合、ずれ d_r は、平均回転周波数 f と比較される。 r のずれに対して、上述のように同様の尺度（ d_r / r ）を使用することが可能である。

10

【図 1】

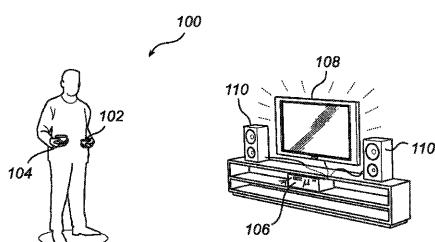
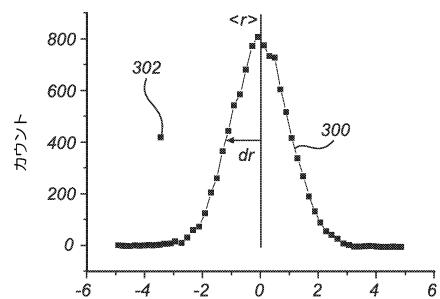


Fig. 1

【図 3】



【図 2】

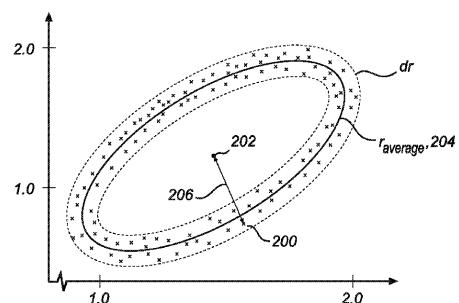
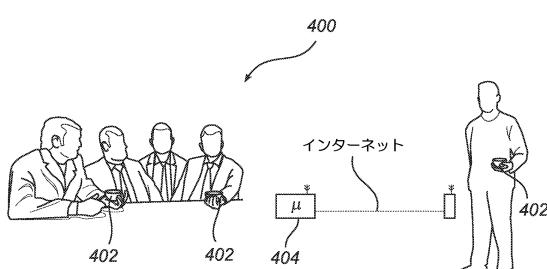


Fig. 2

【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 オウウェルケルク マルティン
オランダ国 5656 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
44

(72)発明者 ヘッセル ヘンク エイ
オランダ国 5656 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
44

(72)発明者 クランス マルティン
オランダ国 5656 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
44

(72)発明者 ウェステリンク ヨアンネ エイチ ディー エム
オランダ国 5656 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
44

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開平09-322943(JP,A)
特開2007-105131(JP,A)
特開2008-167933(JP,A)
豊福史 外2名,心電図RR間隔のローレンツプロットによる副交感神経活動の簡易推定法の開発,人間工学,日本,2007年,Vol.43,No.4,pp.185-192

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/16
A61B 5/02
A61B 5/04
JST Plus / JMEDPlus / JST7580 (JDreamIII)