

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4410234号
(P4410234)

(45) 発行日 平成22年2月3日(2010.2.3)

(24) 登録日 平成21年11月20日(2009.11.20)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 O Z

A 6 1 B 5/16 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 2 1 Z

A 6 1 B 5/16

請求項の数 8 (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2006-318399 (P2006-318399)
 (22) 出願日 平成18年11月27日(2006.11.27)
 (62) 分割の表示 特願2000-602338 (P2000-602338)
 の分割
 原出願日 平成12年3月1日(2000.3.1)
 (65) 公開番号 特開2007-83065 (P2007-83065A)
 (43) 公開日 平成19年4月5日(2007.4.5)
 審査請求日 平成18年11月27日(2006.11.27)
 (31) 優先権主張番号 09/260,643
 (32) 優先日 平成11年3月2日(1999.3.2)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 302066881
 クアンタム・インテック・インコーポレー
 テッド
 アメリカ合衆国・95006・カリフォル
 ニア州・ボルダー クリーク・ウエスト
 パーク アベニュー・14700
 (74) 代理人 100064621
 弁理士 山川 政樹
 (74) 代理人 100098394
 弁理士 山川 茂樹
 (72) 発明者 チルドレ, ドック・エル
 アメリカ合衆国・95006・カリフォル
 ニア州・ボルダー クリーク・キングス
 クリーク ロード・18500

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生理的コヒーレンスおよび自律神経バランスを促進するための方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験者の生理学的測定値をサンプルするように適合されたサンプリング手段と、
 前記サンプリング手段に結合されたプロセッサとを有し、そのプロセッサが、
 前記生理学的測定から導かれ、生理学的コヒーレンスを表すパワー・スペクトル分布 (P S D) ピークであって、時間と共に P S D ピークの大きさと周波数が変化するパワー・
 スペクトル分布ピークを追跡し、

前記 P S D ピークが 0 . 0 3 1 2 5 H z と 0 . 2 3 4 H z の間にあり、1つまたはより
 多くのピークに対して少なくとも相対的に大きいとき、被験者が生理学的コヒーレンスの
 状態にあると決定し、

その状態は少なくとも1つの正弦波の心拍動パターンが特徴的に現れており、かつ前記
 被験者の2つ又はより多くの振動系の間の同期の増加が特徴的に現れていることを特徴と
 するシステム。

【請求項 2】

前記生理学的測定には、心拍数変動のリズム、呼吸のパターン、血圧のリズム、E C G
 の R 波振幅から導かれる係数を含む請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

前記振動系が心拍動、呼吸のリズム、血圧の変化、E C G の R 波振幅、パルス波、イン
 ピーダンス測定、血管の反応からなるグループから選択される請求項 1 記載のシステム。

【請求項 4】

前記生理学的コヒーレンスの状態とはさらに、被験者の心拍動、血圧のリズム、呼吸のリズムの2つ又はより多くの間の同調の状態によって特徴付けられる請求項1記載のシステム。

【請求項5】

前記プロセッサが被験者に前記生理学的測定に基づいてフィードバックを与える請求項1記載のシステム。

【請求項6】

前記フィードバックが被験者を前記生理学的コヒーレンスの状態にする請求項1記載のシステム。

【請求項7】

前記プロセッサが前記生理学的測定を周波数領域、時間領域、期間分析、テンプレート一致のいずれかで分析する請求項1記載のシステム。

【請求項8】

前記相対的な大きさは、前記PSDピークの大きさの他のピークの一つ以上の複数の大きさに対する割合であり、その大きさの比は少なくとも0.6である請求項1記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般には心拍数変動の評価に関し、具体的にはそのパワー・スペクトル分布の分析に関する。

【背景技術】

【0002】

生活の複雑さが増すにつれて、生理的状态と精神衛生との関係に対する関心が高まってきた。ストレスおよび他の情動的要因は疾病の危険性を高め、遂行能力および生産性を低下させ、かつ生活のクオリティを著しく制限することが多くの研究によって証明されてきた。このため、世界中の医療業界が、治療法および予防策を探っている。最近では、体内における系の自己調節に注目が集まり、バイオフィードバックなどの分野における研究へと発展した。

【0003】

過去25年間に、精神的かつ/または情動的アンバランスを改善するためのより伝統的な精神療法または薬剤介入の代替として、様々な新技術が導入された。認知的再編成や神経言語プログラミングのようなより心理学的なアプローチに加えて、心理学者たちは、集中的な黙想を通じて「心を静める」、東洋文化由来のいくつかの技術を採用した。例えば、ヨガでは吸息または脳の一部に集中し、キゴンは「ダン・チエン」ポイント（臍の下）に集中する。カリフォルニア州ボールダ・クリークにあるハート・マス研究所が開発したフリーズ・フレーム（登録商標）（FF）技術では、心臓周辺の部分に注意を集中する。これらすべての技術は、個別的であるが相互作用し合う神経単位の治療中枢の集合体、およびそれらの集合体が相互作用する生物学的振動子を含むことが知られている身体の領域に注意を集中する。心臓、脳および腸はペースメーカー細胞として知られる生物学的振動子を含む。これらの振動子系のいずれかに意図的に注意を集中させることにより、その律動を変えることが可能である。これは、少なくとも脳（黙想）、ヨガ吸息（呼吸）、心臓（FF）、そしてやはり自律神経系（ANS）によって調節されるため特に消化管（キゴン）について当てはまる。身体には、血管系の平滑筋の如き他の振動系も含まれる。我々は、以前、脈拍伝達時間（PTT）を記録することによって測定したこの系、ならびに脳電図（EEG）によって測定した脳、心拍数変動（HRV）によって測定した心臓、かつ呼吸数によって測定した呼吸系はすべて同調（entrain）しうることを示した。さらに、それらはすべて0.1ヘルツ（Hz）前後の周波数に同期する。したがって、結合した生物学的振動子として機能するこれらの系を互いに同調させることが可能である。

【0004】

FF技術は、心臓に集中して精神的かつ情動的反応を始終取り扱う自己管理技術である。HIV陽性被験者に対する心理学的介入プログラムにFF技術を活用したところ、生活ストレス、状態および体質不安レベル、ならびに自覚的な身体的症状が著しく低下した。健康な個人に対してFF技術を用いてポジティブな情動的状態を促した他の2つの調査では、唾液のIgAの増加、および交感迷走神経バランスの向上が示された。交感迷走神経のバランスの向上は、脳からの過度に作用する交感神経性流出に関連する有害な生理的効果を防ぐことが知られている。それらの技術は、自律神経バランスを向上させ、かつストレス・ホルモンのコルチソルを減少させ、かつDHEAを増加させ、糖尿病における血糖調節を改善し、高血圧症の人の血圧を下げるとともに、様々な社会における不安、憂鬱、疲労および当惑などの心理的ストレスを著しく抑えるのに有効であることが、他の調査によって証明されている。

10

【0005】

交感迷走神経バランスは、様々な技術を用いて測定されてきた。例えば、バイオフィードバック・テクニックを用いて、心拍数を意識的にコントロールできるように個人を訓練することが可能である。しかし、副交感神経活動の向上は、呼吸のコントロールによってなされる。中間的催眠状態および心拍数のオペランド条件づけは、コントロールされた呼吸テクニックに関係なく副交感神経活動を強化することにより交感/副交感率を低下させることが証明されている。FF技術は、バイオフィードバック装置は必要とせず、また、この技術に短息プロトコルが使用されていても、呼吸の意識的なコントロールを必要としない。我々の結果は、心拍数および呼吸とは無関係に交感迷走神経バランスを測定する上で情動的経験がある役割を果たすことを示唆している。交感迷走神経が、低周波(LF)パワーおよび高周波(HF)パワーの強い方へシフトすること(心拍数変動の尺度)は、理解の情動的状態を経験したことを生理学的に明示するものであった。FF技術は、以前のポジティブな情動的経験の視覚化または回想とは対照的に、率直な理解または愛の感情の経験に真に焦点をおくものである。

20

【0006】

我々の調査の結果は、FF技術およびハート・マス研究所が開発した他のツールを比較的短期間実施することによって、心臓機能が「同調(entrainment)」モードまたは「内的コヒーレンス」モードになることを示唆する(以下により詳細に説明する)。これらの状態を維持することができる多くの被験者は、無秩序な思考の割り込みが著しく減少すること、かつ深い内なる平和の感情、および直感力の向上がそれに伴うことを報告している。

30

【0007】

我々は、同調モードを導くポジティブな情動的状態は、心臓のダイナミックな拍動パターンに顕著な変化をもたらすことをも確認した。これらの心臓律動を定量分析し、定量するための方法を心拍数変動(HRV)の分析と呼ぶ。健康な個人における正常な静止状態の心拍数は、常にダイナミックに変化する。心電図(ECG)または脈拍から導かれる心拍数変動は、これらの自然に生じる心拍数の拍動変化の尺度であり、健康および適性の指標である。HRVは、物理的運動、睡眠、精神および活動を含む様々な要因に影響され、特にストレスおよび情動的状態の変化に敏感である。HRVの分析は、心拍数の交感神経的調節と副交感神経的調節とを区別することが可能であるため、自律神経系の機能およびバランスに対する重要な情報を提供することができる。HRVの低下は、将来の心臓病、突然死ならびに原因不明死の危険性が高いことを示唆する有力な指標でもある。

40

【0008】

周波数領域分析は、心拍数タコグラムまたは波形を個別的な周波数成分に分解し、それらの相対強度、パワー・スペクトル密度(PSD)の観点からそれらを定量するものである。HRV波形にスペクトル分析技術を適用することにより、自律神経系の交感神経または副交感神経枝の活動性を表すその異なる周波数成分を区別することが可能である。HRVパワー・スペクトルを3つの周波数範囲または帯域、すなわち0.033から0.04Hzの超低周波数(VLF)、0.04から0.15Hzの低周波数(LF)、および0.15から0.4Hzの高周波数(HF)に分割する。

50

【 0 0 0 9 】

高周波数（H F）帯域は、副交感神経または迷走神経活動の尺度として広く受け入れられている。この帯域のピークは、一般には呼吸洞性不整脈と呼ばれる、呼吸サイクルに関連する心拍数変動に対応する。パニック、不安または心配、および憂鬱症に苦しむ、精神的または情動的ストレスを受けた個人に、副交感神経活動の低下が認められた。

【 0 0 1 0 】

低周波数（L F）範囲は、特に短期的な記録における交感および副交感神経活動の両方を反映しうる。副交感神経的影響は、特に呼吸数が1分間当たり7回未満の場合、または個人が深呼吸した場合に示される。この範囲は、圧受容器活動、ならびに時には血压波活動および共振を反映するため、「圧受容器範囲」とも呼ばれる。

10

【 0 0 1 1 】

深くつろぎの状態や睡眠の状態にあるとき、またはフリーズ・フレームやハート・ロックインの如き自律神経バランスを促進するための技術を使用しているときに起こりうるように、個人のH R Vパターンと呼吸が同期または同調する場合、同調が生じる周波数は0 . 1ヘルツであることが多い。これは、L F帯域の中央に相当し、実際は主に副交感神経活動および血管共振の増加による場合でも、交感神経活動の大規模な増加であると誤解釈される可能性がある。正常な状態では、L F帯域における全パワーの約50%が、中央レベルで生成される、洞結節に影響を及ぼす神経信号によって説明され、残りのパワーの大部分は動脈圧調節フィードバック・ループにおける共振によるものであることが、精巧なモデリング技術によって示された。交感神経系は、0 . 1H zの周波数をはるかに上回る周波数に現れる律動を生成しないのに対して、副交感神経系は0 . 05 H zの周波数まで機能することが観察できる。したがって、低呼吸速度の周期を有する個人では、副交感神経活動はL F帯域内の周波数において心臓律動を変調している。したがって、A N S枝のうちL F領域にパワーを送り込んでいるものを区別するためには、呼吸とP T Tの両方を同時に記録し、検討する必要がある。

20

【 0 0 1 2 】

同調モードにありながらL Fパワーが増加することは、圧受容器輸入活動の増加を表す。L F帯域は圧受容器の輸入活動の増加を反映することが示された。実際、L F帯域は圧受容器反射感度を反映することが示されており、生理的状态に影響される。圧受容器活動の増加は、脳から周囲の血管床への交感神経性流出を阻害することが知られているのに対し、ストレスは交感神経性流出を増加させ、圧反射活動を阻害する。高血圧症の個人では圧反射感度が減少しているため、深い持続的な理解の状態において見られたL Fパワーの増加は、高血圧症のコントロールに対して重要な意味をもつ。

30

【 0 0 1 3 】

同調モードへのF F介入の後に顕著かつ明らかな変化があり、それはH R V波形およびP S Dデータに見られる。加えて、多くの被験者は、彼らが誰かと「張りつめた」会話をしているときや反応し始めたときに、F F技術を使用できることを報告している。このような状態にあっても、H R V波形は、彼らが同調状態へ移行したり、同調状態を維持できることを示唆している。

【 0 0 1 4 】

人が欲求不満の状態から率直な理解の状態へと移行すると、波形の形状が、振幅の大きい雑音波から類似した振幅の非調和波形（同調）へと変化することがタコグラム・データからわかる。我々は、この深い平和および内的調和の特殊な情動的状态を示す、我々が「増幅された平和」と呼ぶ追加的な状態をも特定した。この状態では、H R V波形はより小さな振幅波形になる（内部コヒーレンス）。一般に、周波数領域（P S D）は、中程度の振幅の広帯域スペクトルから、非常に大きな振幅の0 . 1 H z付近の狭帯域スペクトル（同調）へと変化し、次いで非常に小さな振幅の広帯域スペクトル（内部コヒーレンス）へと変化する。

40

【 0 0 1 5 】

たいていの個人では、H R Vが小からほぼゼロの範囲であれば、それは心拍数の変化に

50

対する心臓の柔軟性の低下、またはANSにおける情報の流れの低下を意味するものであるため、潜在的な病理学的症状または老化を示すものとなる。しかし、訓練を受けた被験者では、それは、彼らのHRVが通常は大きく、かつ内部コヒーレンス・モードへの移行が意識的に増幅された平和の状態になった結果であるため、彼らの情動および自律神経系に対する例外的な自己管理を示すものとなる。これは、HRVの低下の根元をなす病理学的症状（このような場合は、HRVは常に低い）とは全く異なる。情動的状态とHRVの関係により、明確に疾病を予測するためのHRV分析の臨床的使用を損なってきた、さもないれば健康な個人に時々HRVの低下が観察されることを説明できる可能性がある。

【0016】

内部コヒーレンスの状態において、心臓によって生成された電磁場エネルギーは、心電図（ECG）信号の高速フーリエ変換（FFT）分析で認められたように、コヒーレント電磁場の明確な例である。最近では、非直線系におけるコヒーレント信号とノイズとの相互作用に対する理解が深まったため、これらの非熱的コヒーレント電磁信号を細胞によって検出できるようになった。さらなる証拠は、コヒーレント電磁場は細胞機能に対して重要な意味をもちうることを示唆している。例えば、極度に低周波の非熱的電磁信号は細胞内カルシウム信号に影響を与えうることが、最近証明された。加えて、コヒーレント電磁場は、非コヒーレント信号に比べて、オルニチン・デカルボキシラーゼ活性の如き酵素経路に対する実質的により大きな細胞効果を生むことが示された。このことは、内部コヒーレンスの状態も細胞機能に影響し、情動的状态、自律神経機能、HRVおよび細胞プロセス間に潜在的なリンクを与えうることを示唆する。

【0017】

意識的な注意の集中および/またはポジティブな情動は、HRVおよびPSDに著しく影響する。我々の研究の結果は、これまでの研究を裏づけ、ネガティブな情動的状态を最小限に抑えるとともに、ポジティブな情動的状态を促す心理学的介入は、心臓血管機能に大きな影響を与えうることを示唆するものである。

【0018】

この分野における研究の結果は、率直な理解の感情がパワー・スペクトルのLFおよびHF活動への移行を生むことを証明するとともに、1)生物学的振動子を含む身体の中核が、結合された電氣的振動子として作用しうること、2)これらの振動子は、精神的かつ情動的自己管理を介して活動の同期モードになりうること、3)当該同期の身体への影響は、知覚および心臓血管機能における著しいシフトと関連づけられることを示唆する。ポジティブな情動は、高血圧症の治療に有効であるとともに、鬱血性心不全および冠動脈疾患により患者の突然死の確率を低下させることがある交感迷走神経バランスの変調をもたらす。

【特許文献1】特開平8-280637

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0019】

容易に使用され、大規模なバイオフィードバック装置を必要としない、ANSのバランスに関する定量化された情報を提供する必要がある。さらに、日常生活での利用に向けて、このバランスを監視する可動的な方法が必要である。

【課題を解決するための手段】

【0020】

本発明は、特定の身体律動を測定し、次いでこの情報を分析して、自律神経系の交感神経部と副交感神経部とのバランスをも反映する同調状態を間接的に測定する。

【0021】

本発明の一実施態様によれば、方法は、被験者の心拍動をサンプリングするステップと、当該心拍動の心拍数変動（HRV）を時間の関数（ $HRV(t)$ ）として測定するステップと、 $HRV(t)$ を周波数の関数（ $HRV(f)$ ）として表すステップと、 $HRV(f)$ における周波数の分布を測定するステップと、 $HRV(f)$ のピーク周波数を選択す

るステップと、前記ピーク周波数におけるエネルギー (E_{peak}) を測定するステップと、前記ピーク周波数より小さい周波数におけるエネルギー (E_{below}) および前記ピーク周波数より大きい周波数におけるエネルギー (E_{above}) を測定するステップと、 E_{below} および E_{above} に対する E_{peak} の比率を求めるステップと、当該被験者に対し、第 1 の表示形式で、前記比率に関連する第 1 のパラメータの表示を行うステップとを含む。

【0022】

本発明の一態様によれば、装置は、第 1 の所定時間にわたって被験者の心拍動をサンプリングするように構成されたサンプリング手段と、表示部と、当該サンプリング手段および表示部に結合された処理部とを含み、当該処理部は、当該第 1 の所定時間中における各心拍動の間隔を測定することによって心拍数の心拍数変動 (HRV) (ただし、HRV は時間の関数である) を測定し、当該 HRV の周波数分布であって、少なくとも 1 つのピークを有し、当該少なくとも 1 つのピークは第 1 の数の周波数を含む周波数分布を測定し、当該 HRV の当該周波数分布の第 1 のパラメータであって、当該少なくとも 1 つのピークの面積の当該周波数分布の残りの部分の面積に対する比率である第 1 のパラメータを計算し、当該第 1 のパラメータを当該表示部に出力して当該被験者に対して表示するように構成される。

【0023】

本発明の一態様によれば、方法は、心拍数変動 (HRV) 情報を受領するステップであって、当該 HRV 情報は第 1 の所定時間中における被験者の各心拍動の時間間隔を含むステップと、当該 HRV を周波数の関数として表すステップと、第 1 の範囲の周波数に対する前記 HRV におけるパワーを測定するステップと、前記第 1 の範囲の周波数におけるパワー・ピークを選択するステップと、前記選択されたパワー・ピークにおけるパワーを第 2 の範囲の周波数に対する前記 HRV におけるパワーに関連づける第 1 のパラメータを計算するステップと、当該第 1 のパラメータを当該被験者に対して表示するステップとを含む。

【0024】

本発明は、添付の図面を併用して、特定の好ましい実施態様を説明することによってより十分に理解することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

本発明、ならびにその様々な形態および実施形態の以下の説明において、我々は特定の言葉を使用している。参照の便宜上、それについての好ましい定義は以下の通りである。

【0026】

上述したように、フリーズ・フレーム (登録商標) は自己管理のハートマス・システムに使用されるツールの 1 つである。それは、外部または内部の事象に対する精神的かつ情動的反応を取り払い、次いで愛や理解の如きポジティブな情動に焦点をおきながら、注意の中心を精神および情動から心臓周辺の物理的な部分へとシフトさせるものである。したがって、このツールは、個人が注意の焦点を精神から心臓へとシフトすることを可能にする。当該シフトによって、瞬間的により広く、より客観的な知覚が得られる。

【0027】

後に使用されているように、「理解」という言葉は、被験者が誰かまたは何かに対して率直かつ能動的な理解の感情を明確に知覚または認識する状態を意味する。それは、HRV の変化に関連する理解の心からの感情で、そのような HRV の変化をもたらさない理解の精神的概念とは対照的である。「増幅された平和」という言葉は、通常経験されているよりもはるかに深い平和および安定の状態が感じられる内的状態を意味する。この状態において、新たな次元の意識の入り口に立っている感覚をも持つ。内的均衡の感覚と、新たな直感の領域に達したという意識がある。あらゆる実験的状态と同様に、それを十分に説明する言葉を見いだすのは困難である。これは、人が通常歩き回っている状態ではなく、比較的短時間にわたって入っている状態である。しかし、心臓に集中する訓練により、この状態における時間を長くすることが可能である。それは、砂浜または森林で、通常の経

10

20

30

40

50

【0033】

データ分析段階において、HRV波形はR-R間隔のタコグラムの形状をとる。この信号のスペクトル分析は、256HzおよびFFTにおいてサンプリングしたECG信号から採取した連続的な一連の個別的R-R持続値から得られる。実験室調査からのすべてのデータをバイオ・パック16ビット・ディジタイザおよびソフトウェア・システムによりデジタル化する。FFT、PSDおよび時間領域測定を含むすべての事後分析は、DADISP/32デジタル信号処理ソフトウェアを用いて行う。人為的要素のないホルタ・テープ・データからのあらゆる応答を分析に利用する。

【0034】

実験室内調査では、FFの実施前に5分間、そしてFFの実施中に5分間HRVデータを分析する。両方の5分間の時間に対する全平均心拍数を取得し、その平均値からの標準偏差を計算することによって時間領域トレースを分析する。パワー・スペクトルを3つの周波数領域、すなわちVLF(0.01から0.05Hz)、LF(0.05から0.15Hz)およびHF(0.15から0.3Hz)に分割することによって時間領域データのFFTを分析する。これらの領域のそれぞれにおける全パワーの積分、全領域(VLF+LF+HF)に対する全パワー、VLF/HF比、およびLF/(VLF+HF)比を、対照時間およびFF時間における各個人について計算する。以下の基準を用いて、被験者を2つの組に分類する。

HRVパワー・スペクトルのLF領域における超狭帯域高振幅信号を特徴とし、VLFまたはHF領域に他の大きなピークを伴わず、HRVデータの時間領域痕に比較的高長波信号(正弦波信号)を有する同調モード。

対照に比較して、全HRVパワー・スペクトルに意図的に生成された超低振幅信号を特徴とする内部コヒーレンス・モード。このモードの最終選別要素は、基本周波数の最初の7つ程度の調波が明確に表示されるECC振幅スペクトルで、大きな振幅を有する中間周波数が非常に少ない。

【0035】

一般に、各グループについての正負の区別に対するランクの合計を利用したウィルコクソン符号付きランク試験(T)を使用することによって、情動的表現値に対する生データ対照値を有意性について分析する。ウィルコクソンp値はウィルコクソン符号付きランク試験(T)のための基準値の表からとった。典型的に、あるグループの分析を行う場合は、FF時間中における心拍数または心拍数標準偏差に変化がない。しかし、パワー・スペクトル分析では、通常、VLF/HF比の著しい低下、ならびにLFパワー($p < .01$)、HFパワー($p < .01$)およびLF/(VLF+HF)比($p < .01$)の著しい増加が示される(ただし、pは確率である)。

【0036】

人体のいくつかの信号および機能の著しく単純化した概要図を図1に示す。この図は、人間の自律神経系の機能のすべてを含めることを意図しておらず、心臓の活動に直接関連すると現在考えられているそれらの信号および機能の典型例を提示するものである。図1に示されているように、脳幹5は、制御および状態情報を含む様々な入力信号を全身から受け取る。したがって、例えば、脳幹5は、呼吸、血圧、心拍出量、熱調節、およびレニン・アンギノテンシン、ならびに様々な他のシステム入力に関連する情報を受け取る。脳幹5は、中央神経系統(CNS)のコントロール・センタとして機能し、この流入情報のすべてを集計()し、交感神経または副交感神経サブシステムを介して心臓7への適切な出力を合成する。

【0037】

知覚された危険に対する応答など、心拍数および血圧の上昇の原因となる交感神経系の出力制御信号は、比較的低周波数(LF)の律動になりがちであることが研究によって証明された。対照的に、交感神経系の効果を制限または抑制する働きをする副交感神経系は、比較的高周波数(HF)の信号になりがちである。一般に、副交感系は極めてくつろいだ状態を生みやすいのに対して、交感神経系は、より活動的な興奮状態を生みやすい。例

10

20

30

40

50

えば、息を吸うと、副交感神経系は抑制され、交感神経系はより活動的になって、心拍数が増加する。対照的に、息を吐くと、副交感神経系が活動的になって、心臓への副交感神経信号が強くなり、心拍数が減少する。

【 0 0 3 8 】

脳幹 5 は、圧受容器ネットワーク、ならびに心臓全体かつ心臓 7 の大動脈弓の内部に位置し、伸縮（圧力）および心臓 7 内の化学変化に敏感な他の受容体ニューロンから流入情報をも受け取る。心臓 7 が鼓動し、その壁が膨れると、様々な圧受容器が誘発されて、心拍動の機能としての信号を供給し、心拍数の増加は一般に圧受容器信号の増加によって反映される。

【 0 0 3 9 】

脳幹 5 からの副交感および交換制御信号に応答して、心拍数 7 が変動する。心臓 7 の洞結節（S N）は、これらの自律神経制御信号の相対強度に非直線的に関連する心拍数の心拍動を開始させる自然のペースメーカーとして作用する細胞のグループである。心臓は一定の変動を伴いながら鼓動し、鼓動間の時間は一定ではなく、副交感神経信号と交感神経信号との間のシフトする相対的バランスに従って変動するものと判断された。典型的な心拍数変動（H R V）波形を図 1 に示す。図に示されているように、H R V は一定せず、一般的には循環的パターンを示しながらも時間とともに変化する。

【 0 0 4 0 】

図 2 は、例によって、最も便宜的に時間領域で測定した H R V 波形の周波数領域への変換を説明した図である。当該変換は、よく知られた高速フーリエ変換（F F T）の如き標準的なデジタル信号処理（D S P）法によって成し遂げることができる。これにより、時間領域波形における異なる周波数成分（律動パターン）についての相対的振幅を測定する一種のヒストグラムが得られる。高速のリアルタイム律動は、スペクトルの高周波部分（右側）におけるピークを形成するのに対して、低速の律動は左側の低周波数側に現れる。与えられたピークはどれも、単一の律動プロセス、または周波数が非常に類似した律動の混合体によるものであると思われる。後者は、ピークの高さに寄与するとともに、その幅を縮小する。心拍数の分析の場合は、パワー・スペクトルに存在する異なる周波数（ピーク）は、自律活動（すなわち交感神経および副交感神経活動）における周期的変動による。

【 0 0 4 1 】

一旦周波数領域において、既知の D S P 技術を用いてパワー・スペクトル分布（P S D）を計算し、周波数を横軸にして縦軸にプロットする。一般に、波形のパワー・スペクトルは、平方された各々の成分についての波形振幅を、その成分の周波数の関数としてプロットしたものである。当該プロットは、周波数の関数 f として小さな周波数範囲に存在する、ヘルツ当たりのエネルギーの単位の波力を明らかにする。本例では、波力測定値として、P S D の単位、具体的には（拍動数毎分）² / 秒（B P M² / H z、ただし、ヘルツ（H z）は周波数またはサイクル数毎秒である）が与えられる。

【 0 0 4 2 】

人間の精神的および情動的状态は A N S 活動、特に副交感神経サブシステムと交感神経サブシステムとのバランスに大きな影響を及ぼすことが一般に知られている。そのような影響は、H R V 波形に明確に見られる。一般に、動揺または恐怖は不調を引き起こすのに対して、理解または愛の如き情動は調和の向上をもたらすことを見いだした。後者の状態は、呼吸と H R V、ならびに体内の他の振動系の間の連関を促進させることが示された。この説明のために、H R V 波形と呼吸波形が、同じ速度で、しかも 0.1 h z の周波数で動作し、同調としての正弦波として現れる状態を参照する。この心臓機能のモードは、神経系の交感神経枝と副交感神経枝とのバランスの向上に関連づけられてきたため、それは、「自律神経バランス」（A B）の状態とも呼ばれる。本発明は、具体的には、その利用者が同調および A B を自在に達成するのを支援または促進することを目的とする。一旦達成されれば、よく記録された様々な有益な生理学的プロセスが強化されることになる。以下に論述する本発明のいくつかの実施形態は、同調および A B の基本的特性をさらに強化

10

20

30

40

50

するとともに延ばす方向で、利用者に視覚的なフィードバックを提供するよう特別に設計されている。

【 0 0 4 3 】

図 3 A には、様々な情動的状态の被験者の時間領域 H R V が示されており、図 3 B は、対応する P S D を示す図である。基準となる状態は、被験者が通常の吸息状態にある場合とする。不調状態は、被験者が怒りや恐怖の如き動揺した感情を抱いている場合の状態である。交感神経系によってもたらされるより低い周波数成分を明確に示す、この波形のより不規則な性質に留意されたい。対照的に、同調状態では、波形ははるかに規則的で秩序的である。同調は、我々の示したところでは、理解または愛の如きポジティブな情動的状态をもたらすためのプランまたはプロトコルに従うことによって達成できる状態である。

10

【 0 0 4 4 】

ここに定められているように、これらの言葉は個人の精神的および情動的状态を示し、グラフは、質的に異なる 2 つの「心臓機能モード」の電気病理学的特性を説明するのに役立つ。一分析手法によれば、H R V 波形と呼吸のような他の生物学的振動子との間に周波数ロックが生じたときに、同調モードが達成される。H R V 波形ならびに心拍数についての他のパラメータおよびその変動性と、他の病理学的システムを含む被験者の全体的状態の間に他の相関関係が生じることに留意されたい。H R V と被験者の精神的および情動的状态との間には記録された強い相関関係があるため、両者の対応性を例としてここに提示する。しかし、代替的な実施形態では、H R V 波形と他の機能および状態を相関させることが可能で、例としてここに記すものに限定されるものではなく、むしろ H R V 波形の分析および当該条件との相関性は本発明によって達成されるものである。同様に、情動的状态および精神的状態への対応性は、図 3 A および図 3 B に示される状態に限定されるものではない。

20

【 0 0 4 5 】

図 4 A には、F F 技術を実施する前後にとられた個人の 3 つの身体的応答を同時に記録したものが示されている。第 1 の記録された身体的応答は、1 分間当たりの拍動数 (B P M) で表示された H R V である。第 2 の記録された身体的応答は、秒で測定された脈拍伝達時間 (P T T) である。第 3 の記録された身体的応答は呼吸、すなわちミリボルト (m V) で測定された振幅である。図 4 A に示すように、記録された各々の身体的応答は、約 3 0 0 秒のところ、すなわち個人が F F 技術を実行した時点で大きく転換している。その時点で、H R V 、 P T T および呼吸波形の同調が達成されている。そのような同調は A B 、および生理学的コヒーレンスの増加に特有のものである。

30

【 0 0 4 6 】

図 4 B には、図 4 A の各々の記録された身体的応答についての対応する P S D が示されている。各々の記録された身体的応答に対するパワー・スペクトルは、F F を実行する前は広い周波数範囲を有している。しかし、図 4 C に示すように、F F を実行した後は、各々の記録された身体的応答に対するパワー・スペクトルは周波数範囲がはるかに狭くなり、それぞれの場合において、最大 P S D は、約 0 . 1 H z と 0 . 1 5 H z の周波数の間に集中する。加えて、同調を通じて、H R V と P T T の両方についての最大 P S D は、F F の前に記録されたものよりもはるかに大きい。

40

【 0 0 4 7 】

図 5 には、本発明の一実施形態に従って構成された同調装置 1 0 が示されている。この特定の実施形態において、同調装置 1 0 は、光体積変動記録フィンガ・センサ 1 2 と、モニタ 1 5 を有するコンピュータ・システム 1 4 とを備える。光体積変動記録センサ 1 2 は、連結ケーブル 1 6 を介してコンピュータ・システム 1 4 に電氣的に結合されている。

【 0 0 4 8 】

動作中、個人の指 1 8 を、体積変動記録センサ 1 2 に接触させるようにして配置する。この特定の実施形態において、センサ 1 2 は、指 1 8 とセンサ 1 2 との間の接触が適切に保たれるように指 1 8 に配置されるストラップ 2 0 を含む。光体積変動記録センサ 1 2 は、指 1 8 を介して、個人の心拍動によって生じる脈拍波を検出し、この情報をシステム 1

50

4 に送る。コンピュータ・システム 14 はこの心拍動データを収集および分析し、個人の同調レベルを求める。達成された同調レベルの式をモニタ 15 上に表示する。

【0049】

図 6 には、本発明の一実施形態に従って同調装置 10 により生成される表示出力 22 が示されている。この特定の実施形態において、一分間当たりの拍動数 (BPM) で測定される個人の心拍数が、選択された時間について図式的に表示されている。この同じ時間についての個人の蓄積された同調スコアが、計算された同調帯域に関連させて図式的に表示されている。加えて、個人の同調比および平均心拍数が、この同じ時間について図式的に表示されている。

【0050】

図 7A から 7E は、本発明の好ましい実施形態による同調パラメータ (EP) の計算方法を説明した図である。概して、当該方法では、拍動毎の心拍数の変化を監視し、EP を計算し、計算された EP の分類図を提示する。当該方法は、開始ブロック 30 から始まる。HRV データを取得して処理し、次のステップに備えるステップ 32 で処理が開始される。ステップ 34 において、同調パラメータ (EP) およびスコアを計算する。同調パラメータは、HRV 処理データのパワー分布によって求められ、スコアは EP の履歴表示によって求められる。次いで、ステップ 36 において EP およびスコアを提示し、そのステップは、この情報を表示端末に供給することを含む場合もある。処理を判断ダイアモンド 38 まで続行させて、処理を完了または終了させるかを判断する。処理を終了させる場合は、処理をステップ 40 まで続行させ、そこで処理を完了させる。処理を終了させない場合は、処理フローをブロック 34 に戻す。

【0051】

図 7B にはその処理がさらに詳細に示され、そこではステップ 42 において心拍動を監視する。これには、心電計 (ECG) の如き電氣的感知装置、光体積変動記録センサ 12 の如き光感知装置、または各心拍動を実質的にリアルタイムで確認することができる他の装置または手段を使用することが含まれる。例えば、1 秒当たり 100 回といった規則的な時間間隔で、センサ 12 の出力をサンプリングし、従来のアナログ・デジタル (A/D) 変換器 (不図示) を使用してディジタル化する。ステップ 44 では、生のサンプルを保存する。この生データは基本的に各心拍動の記録、およびその発生の相対時間である。保存された生データは、拍動間隔 (IBI) 情報を含むものと考えられ、そこから拍動間の時間間隔を求めることができる。それは、一般に「心拍数変動」または単に HRV と呼ばれる IBI 変動である。

【0052】

心拍動を監視する上で、ノイズおよび/または読み誤りなどの人為的要素は処理を混乱させる傾向を有する場合があることに留意されたい。ブロック 46 には、当該人為的要素および他の人為的に導入されたノイズを拒絶する任意のステップが提供されている。これは、従来の DSP 人為的要素拒絶テクニックを用いて行うことができる。図 7E には、判断ダイアモンド 94 において $Ravg_{i-1} (1 - Pmin)$ を開始するブロック 46 がさらに詳しく示されている。ここでは、 IBI_i と称する現行の IBI を、拍動の絶対最小間隔 ($Amin$) および拍動の絶対最大間隔 ($Amax$) と比較する。 $Amin$ および $Amax$ は、人間の心拍動がその中におさまる実際の範囲を反映する。例えば、 $Amax$ と $Amin$ は、それぞれ IBI が長すぎることと短すぎることを示し、IBI は通常そのような値をとらないため、これらの条件を用いて、不正確なデータである人為的要素を検出する。 IBI_i がこれら 2 つの極端な値をとる場合は、処理をステップ 96 まで続行させる。 IBI_i がこの範囲に入らない場合は、それ以上の検定を行わず、処理をステップ 98 に進めて、不適切な IBI_i データを除去する。 IBI 値に対し移動平均 ($Ravg$) を計算することに留意されたい。 IBI_i 毎に $Ravg$ 値の範囲を定め、次いでそれを用いて次の値、すなわち IBI_{i+1} を検証する。 IBI 値の百分率として $Ravg$ 値の範囲を定める。 IBI_i の評価には、 IBI_{i-1} に対する $Ravg$ 値の範囲を用いる。一実施形態では、 $Rmin_{i-1}$ と $Rmax_{i-1}$ の間で範囲を定める (ただし、 $Rmin_{i-1}$ は Ra

$v g_{i-1} - 30\%$ 、 $Rmax_{i-1}$ は $Ravg_{i-1} + 30\%$ である)。IBI_iは、以下の関係式を満たす場合にこの範囲内にある。

$$IBI_i \in [Ravg_{i-1}(1 - Pmin), Ravg_{i-1}(1 + Pmax)]$$

【0053】

ステップ96まで処理を続行させ、IBI_iがこの範囲内にある場合は、ステップ100に処理を進める。IBI_iがこの範囲内になければ、ステップ98まで処理を続行させ、IBI_iを不適切なデータとして除去する。好ましい実施形態において、あまりにも多くのエラーに遭遇した場合は、十分な良好データを受け取って続行を是認するまで計算を凍結する。十分な良好データは、以下の関係式によって示される。

$$Amin < [IBI_j, IBI_k] < Amax$$

ただし、IBIは値IBI_j...IBI_kを含む。ステップ100では、IBI_iの移動平均を $Ravg_i$ として算出する。ステップ102では、IBI_iに対する $Ravg$ の最小範囲を $Rmin_i$ として算出する。ステップ104では、IBI_iに対する最大 $Ravg$ を $Rmax_i$ として算出する。これらの値を用いて、次のIBI値、すなわちIBI_i+1を検証することになる。次いで、処理を判断ダイヤモンド106まで続行させてさらなるIBI処理を行うかどうかを判断し、行う場合は、処理を判断ダイヤモンド94に戻す。行わない場合は、ステップ48まで処理を続行させる。

【0054】

ステップ48において、生データ・サンプルの便宜的にサイズを調整したセグメント、すなわち64秒を選択し、次いでステップ50において、標準DSP技術を用いて直線的に補間する。区別を促進するために、生IBIデータ・ポイントを1000倍に拡大、すなわちミリ秒に変換する。図8Aに示されたHRVグラフは、拡大されたIBIデータの代表的な集合体と直線的に保管されたデータ・ポイントとを示す図であり、この図ではIBIデータ・ポイントが黒点で示され、補間されたデータ・ポイントが「x」で示されている。

【0055】

ステップ52において、線形回帰最小二乗固定線を引くこと（汎用的なDSP技術）によってHRVデータの選択されたセグメントをデミーンおよびデトレンドして、縦軸に関して波形を集中させ、波形が徐々に減少したり、または増加するあらゆる傾向を払拭する。図8Bに示されているとおり、重ね合った線形回帰線からわかるように、HRVセグメントは時間とともに減少する傾向を示す。

【0056】

当業者にとって明らかなように、ステップ48で実施されたセグメンテーション処理は、平方波を伴うHRVデータを畳み込む好ましくない副作用を及ぼし、各セグメントの間の境界においてノイズを導入する傾向がある。例えば、各セグメントにおけるデータ・ポイントの数が128である場合に、サンプル128と129の間に導入された大きなノイズが存在することになる。ハニング・ウィンドウ処理と呼ばれるよく知られたDSP技術は、セグメントの中央のデータ・ポイントに対して、セグメントの端部のデータ・ポイントよりも大きな重みを付けて、効果的にこのノイズの影響を抑えるものである。本実施形態に使用されているように、ハニング・ウィンドウ方程式には、以下のような余弦テーパが用いられる。

$$W(n) = 0.5 - 0.5 \cos(2\pi n / N)$$

ただし、Nはセグメントにおけるデータ・ポイントの総数であり、 $n = [1, N - 1]$ である。ステップ54において、デトレンドされたデータに当該ハニング・ウィンドウを適用して、セグメンテーション・ノイズを除去する。図8Cに示すように、得られたHRV波形はゼロ照合され、トレンドを一切示さない。様々な他の代替的な方法および技術を使用して、記録、補間またはセグメンテーション処理の人為的要素として導入された可能性のある当該ノイズを除去することに留意されたい。

【0057】

ステップ56において、ユーザ設定のシステム制御変数を調べて、どのタイプのスペク

10

20

30

40

50

トル分析を実施する必要があるかを判断する。振幅スペクトルを選択する場合は、ステップ 58 において F F T を実施して、振幅スペクトルを生成する。一方、パワー・スペクトルを選択する場合は、ステップ 60 において、標準的な F F T を使用してデトレンドされたデータの P S D を計算する。次いで、ステップ 62 において、セグメントの長さを秒単位に分割することによってこの P S D を正規化する（ステップ 33 を参照のこと）。例えば、データ・ポイントの数を 128 に選択したとすると、P S D をセグメントの持続時間である 64（すなわち 64 秒）で割る。これにより、パワーの単位が $\text{m s}^2 / \text{H z}$ になる。振幅スペクトルを使用する場合は、当該正規化処理は不要であることに留意されたい。

【0058】

図 8 D にステップ 58 または 62 の結果が示されており、同図では横軸が周波数（H z）を表し、縦軸がパワー（ $\text{m s}^2 / \text{H z}$ ）を表している。図 8 D に示すように、H R V は棒グラフの形で描かれており、角棒は、「ピン」を含む周波数のそれぞれの狭帯域内の H R V 信号に含まれるパワーを表している。参照の便宜上、各ピンには論理的に連続番号が付されており、最も左側のピン 1 から最も右側のピン 64 まで続き、それぞれのピンは周波数に対応している。ステップ 64 では、一組のユーザ選択システム制御変数を調べてピンの範囲を選択し、そこから最大の局部ピークを選択することになる。所望のピークが一定の周波数範囲に入ることが期待できるため、P S D 全体を検討することは必要でも合理的でもない。一実施形態によれば、開始検索ピンは変数「検索ピン開始」（S B S）によって選択され、終了検索ピンは変数「検索ピン終了」（S B E）によって選択される。図 8 D に示された例では、S B S は 3 に等しく、S B E は 18 に等しく、ピン 3、4、5、...、18 の検索範囲を含む。

【0059】

ステップ 66（図 7 C）では、ステップ 64 で選択されたピン範囲内において、各々が最高のパワー・レベルを有する単一のピン、すなわちそれぞれのピークの下のピンによって表される、H R V スペクトルにおけるすべての局部ピークに対して検索を行う。次に、ピン範囲内で最大ピークを表すピンを選択する。図 8 D に示した例では、ピン 3 からピン 18 のピン範囲内に 3 つのピークが存在する。最大ピークはピン 5 のところに位置する。最初の、そして最大絶対値のピークはピン 2 によって表されるため、ピン 3 はピークを表さないものと見なされることに留意されたい。

【0060】

選択されたピン範囲内の最大ピークを決定したら、P S D における全エネルギーに関連する同調エリア内の波のエネルギーを示す同調パラメータ（E P）を計算する。ステップ 66 において、E P を計算するために、一組のユーザ選定変数、すなわちピーク・ピンの左側のピンの数を定める P 1、およびピーク・ピンの右側のピンの数を定める P 2 からピークの「幅」を求める。非対称的分布を所望する場合は P 1 と P 2 が異なることに留意されたい。次いでステップ 68 において、ピークの総エネルギー、すなわち P s u m を、当該範囲 [（ピーク - P 1）、（ピーク + P 2）] 内のすべてのピンのパワー値の合計として算出する。

【0061】

次いで、ステップ 70 において、ピーク・パルスより下の全パワー（P b e l o w）を計算する。一組のユーザ選定変数、すなわち B 1 および B 2 によって該当範囲を求める。P b e l o w の値は、当該範囲 [B 1、B 2] 内のすべてのピンのパワー値の総計である。同様に、ステップ 72 において、一組のユーザ選定変数、すなわち A 1 および A 2 によって求められた該当範囲内で、ピークより上の全パワー（P a b o v e）を計算する。P a b o v e の値は、当該範囲 [A 1、A 2] におけるすべてのピンのパワー値の総計である。これは、図 8 E に明確に示されている。最後に、ステップ 74 において、以下の式に従って E P を計算する。

$$E P = (P s u m / P b e l o w) * (P s u m / P a b o v e)$$

【0062】

次いで、ステップ 76 において、複数のユーザ選定同調レベルしきい値に従って E P 値

10

20

30

40

50

に「得点をつける」。例えば、各々がEPのそれぞれの値を表す2つの変数であるNLT1およびNLT2のみを使用して、同調の3つの段階を便宜的に定めることができる。当該実施形態では、NLT1以下のEPについては、被験者は実質的な同調に達していないと見なすことができ、その被験者に「0」のスコアが与えられる。NLT1以上NLT2以下のEPについては、被験者は軽度の同調に達したものと見なされ、「1」のスコアが与えられる。NLT2以上のEPについては、被験者は十分な同調に達したものと見なされ、「2」のスコアが与えられる。もちろん、他の基準を用いて、達成された同調レベルを判断してもよい。

【0063】

概して、ピーク・パルスが全パワーの非常に大きな部分を含むときに最大限の同調が達成される。図8Fには特に高いEPが示されており、この場合はPbelowとPaboveの両方に比べて、Psumが大きい。これは、この小さな周波数の集合にほとんどのパワーが集中していることを示す。したがって、EPは、パワーの大部分が、選択された比較的狭い周波数ピンの範囲内に集中する状態にウェートを置く傾向がある。一方、周波数ピンのより広い範囲に対して分布した高レベルのパワーの集中度を反映する代替的な計算法を工夫することも確かに可能である。

【0064】

ステップ78において、最近計算されたスコアを記録し、累積スコアと呼ばれる以前の履歴スコアに基づいて累積スコアを計算する。ステップ36において、システム出力としてユーザに提示するための実際のEP結果および累積スコアを作成する。この作成にはステップ76および78のようなステップが必要とされる。

【0065】

判断ステップ80において、ユーザがこの情報を単にコンピュータの状態画面上に、図6の例を介して示される形式のような表示形式で出力することを望んでいるかどうかを判断する。本発明の好ましい実施形態では、ユーザは、図10に示された気球ゲームの如きゲームをこの情報にコントロールさせるよう選択することができる。ユーザがそのように選択する場合は、判断ステップ80において、EPを様々なしきい値レベルと比較し、それに応じてEPにEPスコアを割り当てる。

【0066】

一実施形態によれば、EPに対して、{0、1、2}の集合から選択したスコアを割り当てる。スコア値は以下のような意味をもつ。

【表1】

EPスコア	EP値	同調
0	$EP < \text{レベル1}$	低
1	$\text{レベル1} < EP \leq \text{レベル2}$	中
2	$\text{レベル2} < EP$	高

一実施形態によれば、レベル1を0.9に設定し、レベル2を7.0に設定して、簡便な分布を与える。本実施形態を実施するコンピュータ・プログラムでは、これらのレベルは浮動小数点値として与えられる。代替的な実施形態では追加的なレベルを用いたり、または2つのレベルを用いてもよい。

【0067】

ユーザが非静止形式を選択する場合は、処理を図7Dのステップ84まで続行させ、EPおよびEPスコア値の履歴情報に基づいて、累積スコアである「Aスコア」を計算する

。次いで、スコア値および前のスコア値（プレスコア）に基づいてAスコアを計算する。
この計算は、以下のスキームに従って行われる。

【表 2】

EPスコア	EPプレスコア	Aスコア (i)
2	0	$Ascore(i-1) + 1$
1	0	$Ascore(i-1) + 1$
0	0	$Ascore(i-1) - 2$
2	1	$Ascore(i-1) + 1$
1	1	$Ascore(i-1) + 1$
0	1	$Ascore(i-1) - 1$
2	2	$Ascore(i-1) + 2$
1	2	$Ascore(i-1) + 1$
0	2	$Ascore(i-1) - 2$

一実施形態によれば、Aスコアは{0、1、2、...、100}の範囲の値を有するが、代替的な実施形態では代替的な値の範囲を有してもよい。上記のスキームは変倍した応答をEPに与え、Aスコアは、中程度の同調にとどまっている間は徐々に増加するが、高度な同調にとどまっている間は急激に増加する。同様にこのスキームは低度な同調にとどまっている間は急激に減少する。

【0068】

次いで、Aスコア情報を使用して図式表示を行うことができる。図7Dに示された一実施形態は、判断ダイヤモンド84において、Aスコア_{i-1}に対するAスコア_iの値の判断を開始する。Aスコア_iはAスコアの現行の計算値であり、Aスコア_{i-1}はAスコアの以前の計算値である。

【0069】

Aスコア_iがAスコア_{i-1}に等しい場合は、図的表示に変化をもたらすことなく処理をステップ38に戻す。代替的な実施形態では、この情報を表示に提供する追加的なステップを含んでもよいことに留意されたい。Aスコア_iがAスコア_{i-1}より大きい場合は、処理を判断ダイヤモンド86まで続行させて、Aスコア_iがAスコア_{max}値に達したかどうかを判断する。一実施形態によれば、Aスコア_{max}は100に等しい。Aスコア_iがAスコア_{max}より小さい場合は、処理をステップ88まで続行させる。ステップ88において、図的要素がゴールに向かって移動する。一実施形態では、当該図的要素は気球であり、移動は垂直に空中上昇するものである。代替的な実施形態では、当該図的要素は虹であり、その虹は色を塗りつぶして金の壺になる。虹が金の壺になると、その壺はコインで一杯になり、あふれることになる。他の実施形態では、平和なシーンが色やディテールで徐々に塗りつぶされる。代替的な実施形態では、他のシーン、アイコンまたはイメージを含んでい

てもよく、さらには克服すべき障害または到達すべき様々な段階を含んでいてもよい。次いで、処理をステップ 38 に戻す。

【0070】

引き続き図 7D で、A スコア_i が A スコア_{max} より大きい場合は、図的表示に一切変化をもたらすことなく処理をステップ 38 に戻す。代替的な実施形態では、この情報を表示に提供する追加的なステップを含んでいてもよいことに留意されたい。

【0071】

図 7D のステップ 84 に戻ると、A スコア_i が A スコア_{i-1} より小さい場合は、処理を判断ダイヤモンド 90 まで続行させて、A スコア_i が A スコア_{min} 値に到達したかどうかを判断する。一実施形態によれば、A スコア_{min} は 0 に等しい。A スコア_i が A スコア_{min} より大きい場合は、処理をステップ 92 まで続行させる。ステップ 92 において、図的要素がゴールから移動する。当該図的要素が気球である一実施形態では、当該移動は、地面に向かって垂直降下することである。当該図的要素が虹である代替的な実施形態では、虹が色を失って金の壺から分離する。その金の壺が金貨を含む場合は、これらの金貨は取り除かれる。平和なシーンが表示される他の実施形態では、色およびディテールが表示から徐々に除かれていく。代替的な実施形態では、他のシーン、アイコンまたはイメージを含んでいてもよく、さらには克服すべき障害または到達すべき様々な段階を含んでいてもよい。次いで、処理をステップ 38 に戻す。

【0072】

判断ダイヤモンド 90 において、スコア_i がスコア_{min} より小さい場合は、図的表示に一切変化をもたらすことなく、処理をステップ 38 まで続行させる。代替的な実施形態では、この情報を表示に提供する追加的なステップを含んでいてもよいことに留意されたい。

【0073】

代替的な実施形態では、気球図のような図的要素を、そのまま E P スコアに基づいて上昇させるなどの適切な方法で操作できることに留意されたい。図 10 に示すように、空に向かって上昇する熱気球を示し、同調の状態を示唆する。以下に論述するように、シーンの背景は、当該シーンに向かって水平に配置された様々な障害物を伴う草原を含む。気球は、それぞれの障害物を避けるために様々な高度を超えて上昇しなければならない。この表示は、同調の状態を視覚的に示すとともに、同調の達成に対して視覚的な報酬を提供する。気球に対するコントロールは、個人の情動的および/または精神的状態に対するコントロールを示す。代替的な実施形態では、E P スコア値が同調を反映するような特定の目標を達成する他の図的シナリオを使用してもよい。

【0074】

本発明によれば、当該方法は再帰的なものであり、周期的、例えば約 5 秒毎に上記の様々なステップを実行する。一実施形態によれば、当該方法は、コンピュータ可読媒体に格納または配信が可能なソフトウェア・プログラムの形で実施される。次いで、当該ソフトウェアをパーソナル・コンピュータ、またはハンドヘルド・コンピューティング・デバイス、またはソフトウェア・プログラムを動作させ、ユーザ情報を表示することが可能な任意の他の媒体上で動作させる。

【0075】

(産業上の利用可能性)

本発明の代替的な実施形態による同調装置 100 を図 9 に示す。この特定の実施形態において、同調装置 100 は、個人が彼らの同調を判断することを可能にするハンドヘルド装置である。一実施形態において、同調装置 100 は光体積変動記録センサ 102、データ処理システム 104 およびディスプレイ 106 を含む。

【0076】

一実施形態において、個人は、光体積変動記録センサ 102 を含む同調装置背部 29 に配置された什器のなかに指を入れる。光体積変動記録センサ 102 は、その指を介して当該個人の心拍動を感知し、この心拍動情報をデータ処理システム 104 に送る。データ処理システム 104 はこの心拍動データを収集および分析し、個人の同調のレベルを判断す

10

20

30

40

50

る。次いで、個人の同調レベルに関する情報を含む表示出力をデータ処理装置 104 によって生成し、ディスプレイ 106 上に表示する。一形態では、個人の同調比に関する情報がディスプレイ 106 に表示され、モードによりユーザは、彼らの低同調比、中同調比または高同調比を吟味することができる。

【0077】

代替的な実施形態では、センサ 102 は、ECG 電極を含むベストまたはストラップを備える。個人はそのベストを着用し、次いでそれを同調装置 100 のハンドヘルド部に電氣的に結合する。次いでそのベストまたはストラップを使用して個人の心拍動を感知し、心拍動情報をデータ処理システム 104 に送る。

【0078】

本発明の代替実施形態に従って、同調装置 10 により生成される表示形式 24 を図 10 に示す。この特定の実施形態では、田園風景のなかを熱気球が浮動し、個人の同調レベルに基づいて、気球が空へ向かって浮動するのに従って背景シーンがゆっくりとスクロールされる。個人が同調を維持しなければ、気球は地面に落下する。図 10 に示すように、飛行過程で煉瓦の壁または木のような障害物が出現する。個人の同調レベルがこれらの障害物の 1 つをクリアするほど高くなければ、気球がその障害物の高さを超える程度の高い同調レベルが達成されるまで気球の飛行が妨げられる。計算された同調帯域は、高同調レベルおよび低同調レベルに対する気球の上昇勾配を定める。

【0079】

本発明の代替的な実施形態に従って同調装置 10 により生成される代替的な表示形式 26 を図 11 に示す。この特定の実施形態では、個人が同調の状態にあるときに、虹が成長して壺になる。その虹の壺への成長は、個人が同調を維持している間はスムーズかつ安定しているが、個人が同調を維持しない場合は虹が停滞する。虹が壺になると、個人が同調を維持する場合は、金貨が蓄積されて壺を一杯にする。例えば、中程度の同調では壺に対して 5 秒毎に一枚のコインが加えられ、高度な同調では、壺に対して 5 秒毎に二枚のコインが加えられる。次いで、選定された時間が終わった時点で、合計スコアが提示される。

【0080】

本発明の代替的な実施形態に従って、同調装置 10 によって生成される他の可能な表示形式 28 を図 12 に示す。この特定の実施形態では、個人が同調を維持するに従って、自然のシーンが時間とともに変化する。例えば、同調が保たれる 10 秒毎にシーンが変化する。同調が低い場合、または同調が維持されなくなった場合は、シーンは変化しなくなる。

【0081】

代替的な実施形態では、詳細情報、図的情報、グラフィック画像、動画および音声画像を含む様々な表示形式を採用することができる。一実施形態によれば、同調のレベルが音楽伝達システムのボリュームをコントロールする。これは、EP 値に基づいて実施することができ、EP の増加とともにボリュームが大きくなり、EP の低下とともにボリュームが小さくなる。同調プロセスを向上させるために特別に設計された音楽を使用することによって、当該システムを最適化することができる。さらに、一実施形態において、音楽は同調レベルによってスタイルを変化させる。加えて、音声コントローラは言語的なメッセージを提供することができる。

【0082】

ゲーム機能とハンドヘルド・デバイスとを玩具の形で組み合わせることが可能である。一実施形態では、結晶球が点灯し、同調が維持されるに従ってその輝きを増す。同調レベルに到達するに従って、明かりの色が変化しうる。ここでもまた、明かりの色は同調方法を最適化するように設計されている。当該結晶球は、ハンドヘルド・デバイスであっても、または他の簡便なデバイスであってもよく、さらには動程を高めることができるように電池稼働型および/またはポータブルであってもよい。代替的な実施形態では、自動車、トラックおよび動物のようなラジオ・コントロール玩具の如き玩具設計および方法が用いられる。玩具の動作は同調のレベルに基づく。他の実施形態では、ぬいぐるみの動物また

10

20

30

40

50

は玩具が、同調のレベルに基づいて調和音や音楽を発する。

【 0 0 8 3 】

視覚的表示の実施形態としては、より高レベルの同調に到達するに従って溶解して三次元画像のようなグラフィック画像を表す、ドットの連続的な背景を伴う一実施形態が最初に挙げられる。同調がより低いレベルへと低下するにつれて、再びドットが画面を埋めていく。

【 0 0 8 4 】

加えて、多様な結果を生み出す誘因として、様々なコンピュータ・ゲームに同調レベルおよび/またはE P 値および/または累積スコアを用いることができる。例えば、アクション・ゲームにおいて、ゲームが展開するに従って同調が新たな冒険へのアクセスを誘発する。当該冒険は、同調のパターン、すなわち同調が1つのレベルに維持されているか、またはレベル間で変動するか、または上昇するか、または上昇するかに応じて様々に展開する。キーボード入力とマウスおよび/またはジョイスティック動作を組み合わせるゲームを促進することが可能である。一実施形態では、同調がある一定のレベルに達した場合にのみロックされた扉のロックが解除される。所定の長さの時間にわたって同調をそのレベルに維持することが必要な場合もある。当該ゲームのオブジェクトとしては、宇宙空間を移動する宇宙飛行船、ジャングルのなかの動物、軌道上のレーシング・カー、またはゲームに適用可能な他のイメージを挙げることができる。

【 0 0 8 5 】

様々なイメージは、他のイメージよりも個人が同調を達成する上で有益である。それらのイメージは、所定の視聴覚的律動に基づいて選択され、個人に特有であるとともに日毎に変化しうる。一実施形態において、スクリーンセーバは、所定の視聴覚的律動を有する視覚的イメージを提供するとともに、個人が個人的嗜好に基づいて選択するオプションを含む。スクリーンセーバ・プログラムにフィードバックが提供される場合は、当該スクリーンセーバ・プログラムは個人に対する効果を最適化するための調節を行うことができる。我々の研究は、同調を高める傾向にあるいくつかの基準を示唆するものである。例えば、円、および端部が丸みを帯びた形状または曲線は、矩形の角張った、またはシャープな線を有する正方形よりも同調を高める傾向にある。加えて、イメージの動きは遅く、干渉的かつ律動的であることが必要であり、移動は滑らかで、遅く、しかも流動的である。色およびリズムは変動する必要がある。幻覚は、内方向と外方向に同時に移動するものである。動きは、揺れまたは不規則な動きを伴うことなく、滑らかに移動する必要がある。

【 0 0 8 6 】

本発明は、スポーツ家や運動選手、特にゴルフのクリティカル・ホールのような高ストレス状態で競技を行う人たちにも適用可能である。それらのゲーム、デバイスおよび技術により、運動選手は同調に到達する訓練を行ってこの感情状態に慣れるようになり、次には実際のゲームの中でより容易にその状態に到達して成績を向上させることが可能になる。様々なゲームの実施形態をスポーツ愛好家に向けて設計することができる。例えば、同調に到達するにつれて美しいゴルフ・コースが見えてくる。他のゲームはクラブを振り、またはボールを打つゴルファーを含み、そこでは、ショットに先立ち飛球経路や距離が同調の度合いによって決定される。一実施形態では、ゲームがスコアを記録し、同調されない場合は、ボールがスタンドトラップまたは荒地または水たまりまたは他の危険地帯に転がり込んでしまう。同調が長くなれば、ホール・イン・ワンまたは他の報償がもたらされる。代替的な実施形態では、野球、バスケットボール、フットボールおよび他のポピュラーなスポーツの如き他のスポーツに対する同様の方策を採用することができる。

【 0 0 8 7 】

一実施形態では、自動車シリコン・ヴァレにおいて交通渋滞で停滞しており、同調に比例して進んでいく。その自動車の速度が速くなるにつれて、風景のある場所に突き進む。これらのゲームはパーソナル・コンピュータまたは他の表示デバイス上で操作することができ、あるいはポータブル・デバイス上で操作することに留意されたい。ストレスを減じ、生活のクオリティを高める同調の価値は、毎日の日常生活の中で最も必要とされる

10

20

30

40

50

ため、ポータブル・デバイスは大いに望ましい。例えば、仕事用デバイスは、計算器またはパーソナル・プランナーと本発明を組み合わせ、ビジネスマンが、周囲の人に知られることなく仕事の会議または交渉の場で当該デバイスを利用することを可能にする。一実施形態では、また、表示画面上でポインタを操作するために使用されるタッチパッドを使用して心拍動データを監視する。複数の人によって利用されるデバイスをもつことも可能である。仕事の会議またはスポーツ・イベントなどの活動を開始する前に、各メンバーは所定の時間にわたって、所定の同調レベルに到達していなければならない。その満足度は、特定の色の光または特定の音によって示される。

【0088】

ハンドヘルド・デバイスは教育に適用することができ、その場合は、学生の脳の神経網を訓練して、コヒーレント状態および同調状態のフィーリングに慣れさせる。一度培われると、これらの状態は、成人期を通じて発達して、情動的バランスおよび生理学的コヒーレンスの達成および維持に影響する。若年のユーザに合わせて調整された使用が容易な形式を提供することにより、本発明は、コヒーレントで同調された心臓律動を生み出す方法を習得するよう彼らを奨励するものである。漫画キャラクタ、動物およびポピュラーなイメージを動画化し、それらが、同調に到達するための指示や成功に対する報償を提供するようにしてもよい。

【0089】

本発明は、医療業界や医療分野にも適用可能である。同調状態は、腺や器官の消耗や疲労を減じることにより、効率的な生理学的状態を与え、同調状態を達成および監視する方法は、非貫入的な予防医療技術である。我々の研究は、特定の病理的症状を伴う個人に対して、身体がもつ健康で高機能の心臓律動を自己生成するよう指導することによって、再生システムが活性化され、治癒が促進されることを示唆するものである。当該用途に対する本発明の応用分野としては、苦痛管理、血圧管理、不整脈の安定化、および糖尿病管理が挙げられる。

【0090】

脳幹レベルでの心臓からの救心的入力苦痛信号の機能を変調して、神経系から脳へと移動することが研究によって示唆されている。同調のレベルが救心的入力に比例することにより、心臓から脳への苦痛信号に対する妨害に影響を及ぼす。苦痛を受けている被験者は本発明を利用して、苦痛を軽減する同調の状態に達することができる。さらに、同調状態は、器官全体の血液の流れを能率的にするとともに、高血圧の有害な効果を減じることができる。一実施形態において、ゲームは、動脈および主な血管を含む人体の視覚的イメージを含む。同調のレベルが、身体の血液流のイメージをコントロールする。表示は、身体内部機能を示すとともに、同調およびコヒーレンスに比較して、ストレス時や感情が高まっている時の心臓機能の具体的な相違点を示す。心臓の律動が同調されるに従って血液流のイメージが変化して、エネルギーが効率的に使用されていることを示す。

【0091】

同調の状態を達成および維持することの追加的な利点は、自律神経系の効率的な機能を含む。一実施形態では、神経系の電気信号の視覚的イメージを提供するゲームが使用される。人体システム全体を通じての脈動信号が表示され、被験者からのセンサ検出に従って移動する。このゲームのゴールは、システムが効率的に機能するようにイメージを変化させるとともに、すり減ったイメージまたはすり切れたイメージを減少または除去することである。

【0092】

我々の研究により、さらに、情動的自己管理および生理学的コヒーレンスは、憂鬱症、不安および他の情動的ストレスを軽減し、また糖尿病患者の血糖コントロールを改善する上で有効であることが示された。加えて、同調状態を維持することは、一般に、不安、一般的な憂鬱症および他の情動的障害を治療する上で有益である。例えば、一実施形態は、休息に入る前に、本発明によって自律神経バランスを監視するためのデバイスを提供する。これは、睡眠障害の治療に特に有益であり、被験者が心臓律動をシフトさせることを可

10

20

30

40

50

能にし、それによって睡眠が促進される傾向にある。

【0093】

加えて、本発明は衝動コントロールにも適用可能であり、食餌障害、立腹および/または嗜癖を克服するのに役立つ訓練を提供する。我々の研究は、ストレス管理および情動的自己管理を習得する上で本発明が有益であることを示唆するものである。一実施形態において、信号が心臓から脳へと移動する、神経系やホルモン系の如き体内における他の系を示す視覚的表示が提供される。ここでは、これらの信号の効果が明確に確認され、同調の状態を達成することによってコントロールすることができる。

【0094】

本発明の様々な好ましい実施形態を例示の目的で開示してきたが請求項の範囲に開示された本発明の範囲および趣旨から逸脱することなく、様々な改造、追加および/または代用が可能であることを当業者なら理解するであろう。

【図面の簡単な説明】

【0095】

【図1】より高度な器官の自律神経系(ANS)の交感神経および副交感神経サブシステムが、どのように互いに心拍数変動(HRV)に影響を及ぼすものと考えられるかを、高度に図表化された形式で説明した図である。

【図2】本発明の一実施形態に従って測定されたHRVのパワー・スペクトル分布(PSD)を説明した図である。

【図3A】4つの異なるANS状態の各々について、固有時間領域HRVおよび対応するPSDを説明した図である。

【図3B】4つの異なるANS状態の各々について、固有時間領域HRVおよび対応するPSDを説明した図である。

【図4A】ANSのバランスを改善するために特別に設計された情動的自己調節プロトコルを被験者が意識的に実行する前後における被験者の時間領域HRV、脈拍伝達時間、呼吸数、および対応するPSDを説明した図である。

【図4B】ANSのバランスを改善するために特別に設計された情動的自己調節プロトコルを被験者が意識的に実行する前後における被験者の時間領域HRV、脈拍伝達時間、呼吸数、および対応するPSDを説明した図である。

【図4C】ANSのバランスを改善するために特別に設計された情動的自己調節プロトコルを被験者が意識的に実行する前後における被験者の時間領域HRV、脈拍伝達時間、呼吸数、および対応するPSDを説明した図である。

【図5】HRVを測定するとともに、既に説明したように、本発明の一実施形態による自律神経バランス(AB)の向上の指標でもある同調度を計算するための装置を説明した図である。

【図6】本発明に従って測定されたHRVと同調率とを同時に表示するための1つの形式を説明した図である。

【図7A】本発明に従ってABを計算するための方法をフローチャート形式で説明した図である。

【図7B】本発明に従ってABを計算するための方法をフローチャート形式で説明した図である。

【図7C】本発明に従ってABを計算するための方法をフローチャート形式で説明した図である。

【図7D】本発明に従ってABを計算するための方法をフローチャート形式で説明した図である。

【図7E】本発明に従ってABを計算するための方法をフローチャート形式で説明した図である。

【図8A】図7Aから7Eの方法のステップを説明した図である。

【図8B】図7Aから7Eの方法のステップを説明した図である。

【図8C】図7Aから7Eの方法のステップを説明した図である。

10

20

30

40

50

【図 8 D】図 7 A から 7 E の方法のステップを説明した図である。

【図 8 E】図 7 A から 7 E の方法のステップを説明した図である。

【図 8 F】図 7 A から 7 E の方法のステップを説明した図である。

【図 9】A B を計算するためのハンドヘルド装置を説明した図である。

【図 10】本発明の一実施形態に従って測定された、達成されたレベルの同調の動画化視覚表現を提供する図形表現の 3 つの異なるシーケンスを説明した図である。

【図 11】本発明の一実施形態に従って測定された、達成されたレベルの同調の動画化視覚表現を提供する図形表現の 3 つの異なるシーケンスを説明した図である。

【図 12】本発明の一実施形態に従って測定された、達成されたレベルの同調の動画化視覚表現を提供する図形表現の 3 つの異なるシーケンスを説明した図である。

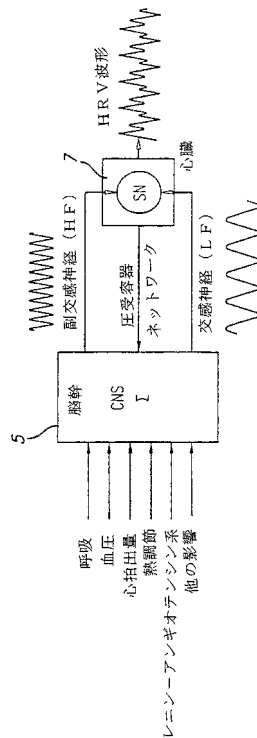
10

【符号の説明】

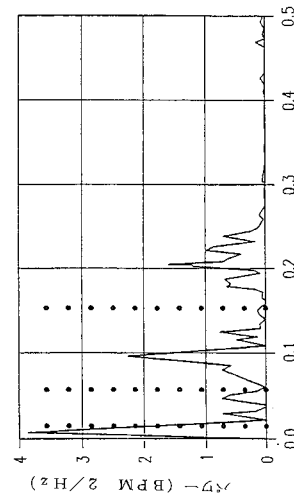
【0096】

5 ... 脳幹、7 ... 心臓

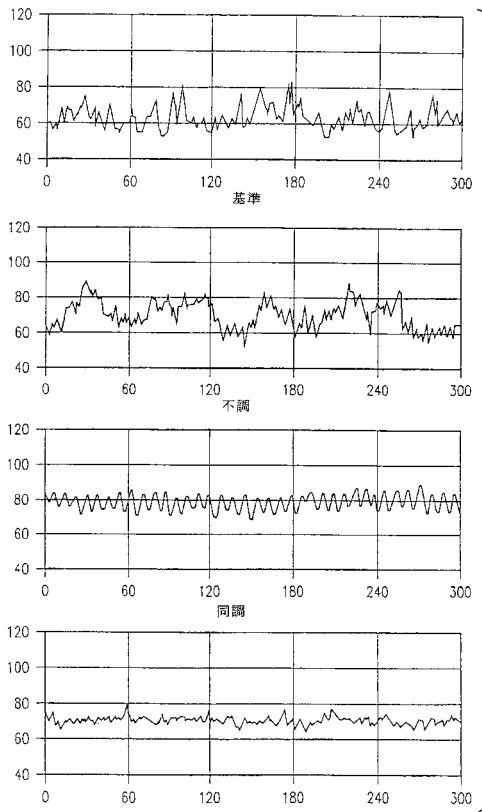
【図 1】



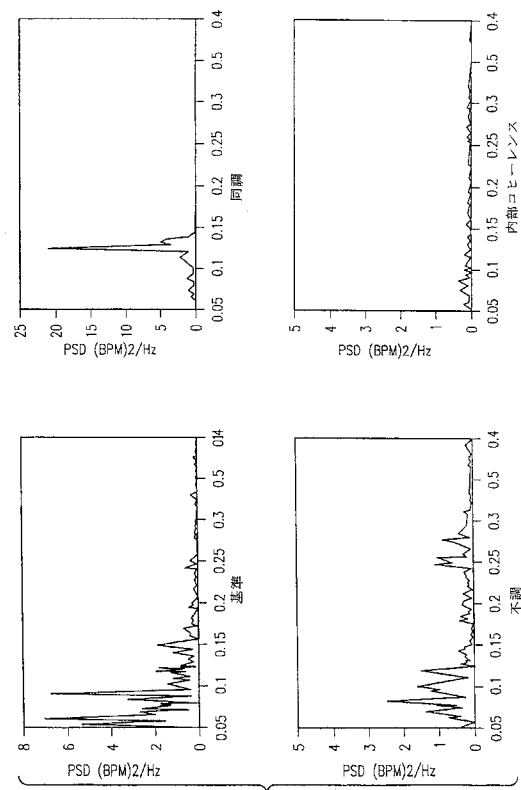
【図 2】



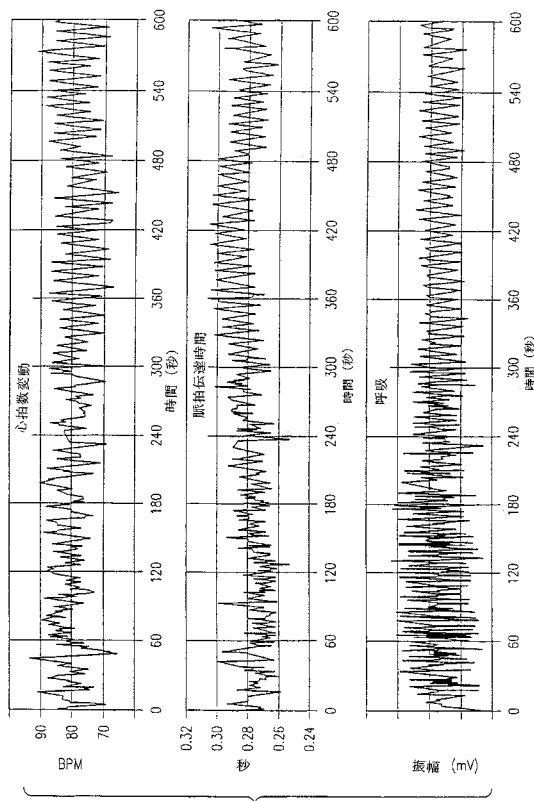
【図 3 A】



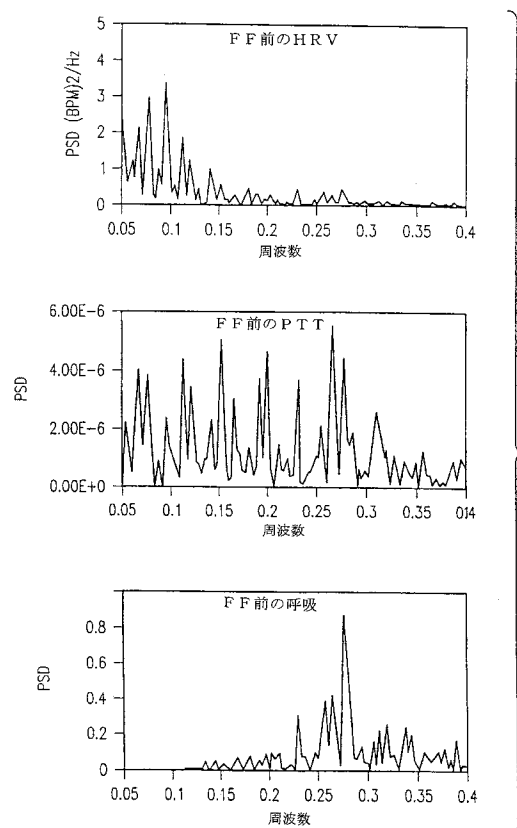
【図 3 B】



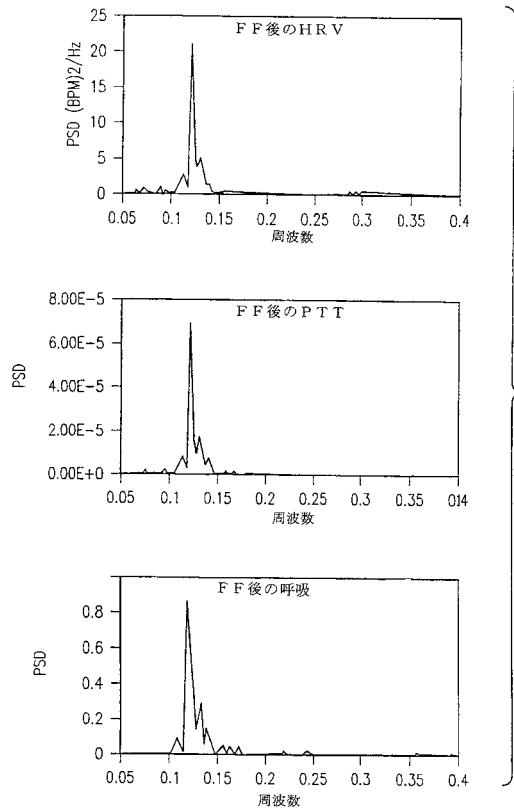
【図 4 A】



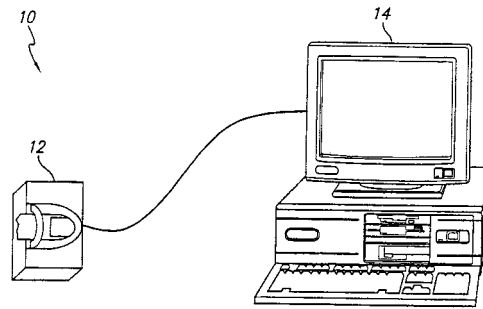
【図 4 B】



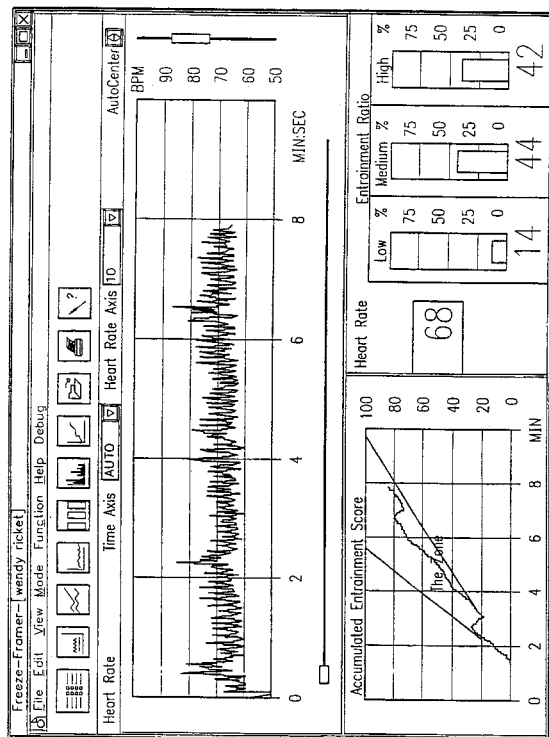
【図 4 C】



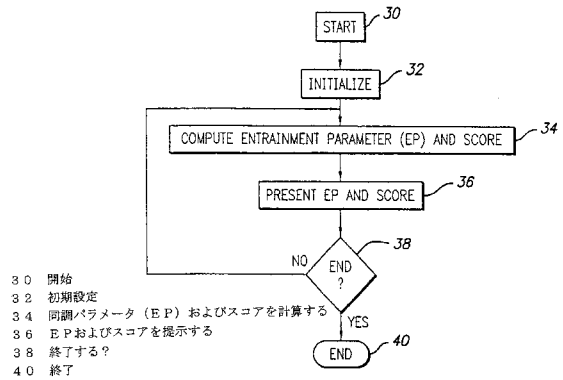
【図 5】



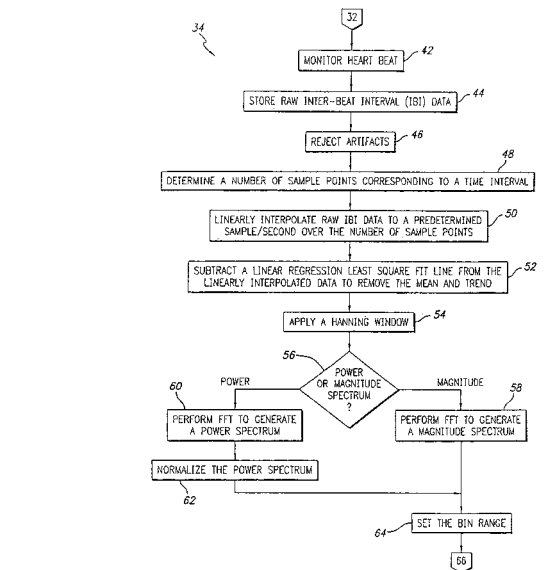
【図 6】



【図 7 A】

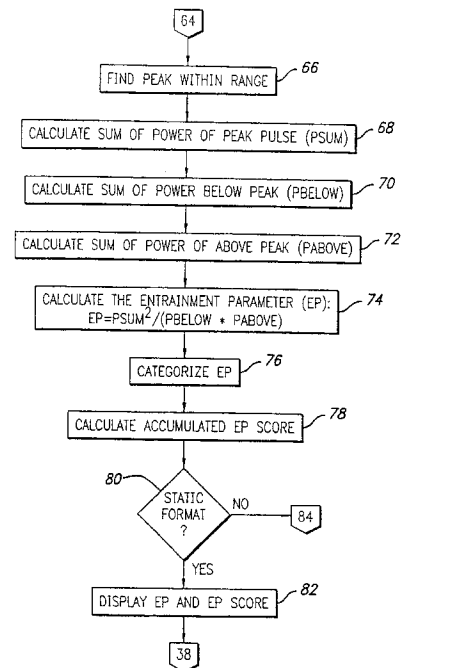


【図 7 B】



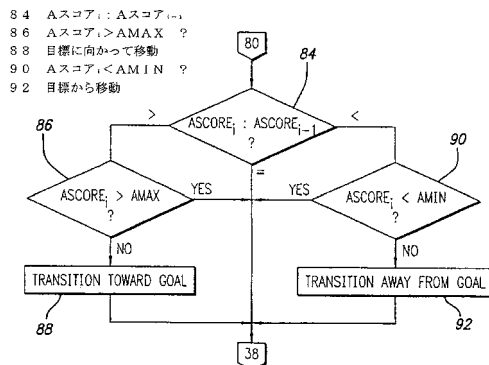
42 心拍動を監視する
 44 生の拍動間隔 (IBI) データを記憶する
 46 人為的要素を排除する
 48 時間間隔に対応するサンプル・ポイントの数を決定する
 50 当該数のサンプル・ポイントに對して、生の IBI データを所定のサンプル/秒に直線的に補間する
 52 線形的に補間したデータから線形回帰最小自乗固定線を引いて、ミーンおよびトレンドを除く
 54 ハニング・ウィンドウを適用する
 56 パワー・スペクトルか振幅・スペクトルか？
 58 FFT を実施して、振幅・スペクトルを生成する
 60 FFT を実施して、パワー・スペクトルを生成する
 62 パワー・スペクトルを正規化する
 64 BIN 範囲を設定する

【図 7 C】



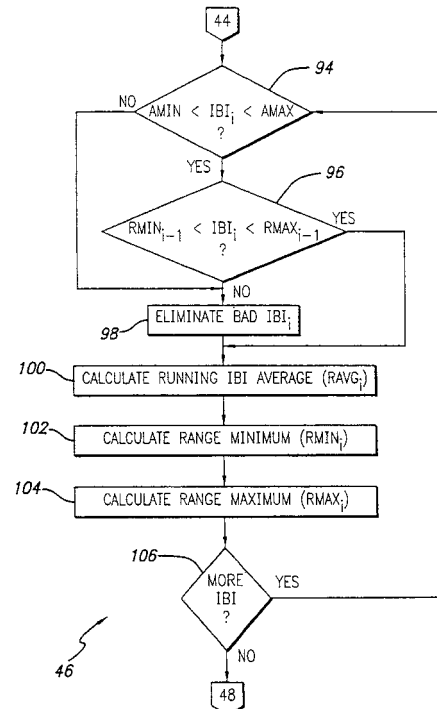
66 範囲内のピークを検索する
 68 ピーク・パルスのパワーの合計 (PSUM) を計算する
 70 ピークより下のパワーの合計 (PBELOW) を計算する
 72 ピークの上のパワーの合計 (PABOVE) を計算する
 74 同調パラメータ (EP) を計算する: $EP = PSUM^2 / (PBELOW * PABOVE)$
 76 EP を分類する
 78 累積 EP スコアを計算する
 80 静止形式？
 82 EP および EP スコアを表示する

【図 7 D】



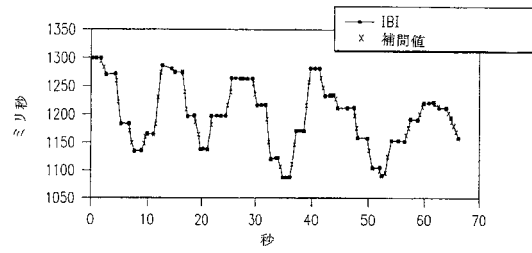
84 Aスコア: Aスコア_{i-1}
 86 Aスコア > AMAX ?
 88 目標に向かって移動
 90 Aスコア < AMIN ?
 92 目標から移動

【図 7 E】

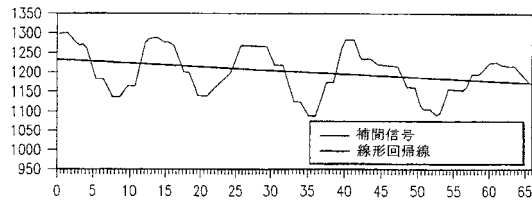


98 不適切な IBI を除去する
 100 IBI 移動平均値 (RAVG_i) を計算する
 102 最小範囲 (RMIN_i) を計算する
 104 最大範囲 (RMAX_i) を計算する
 106 まだ IBI が存在する？

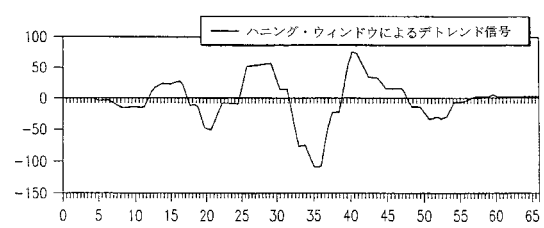
【図 8 A】



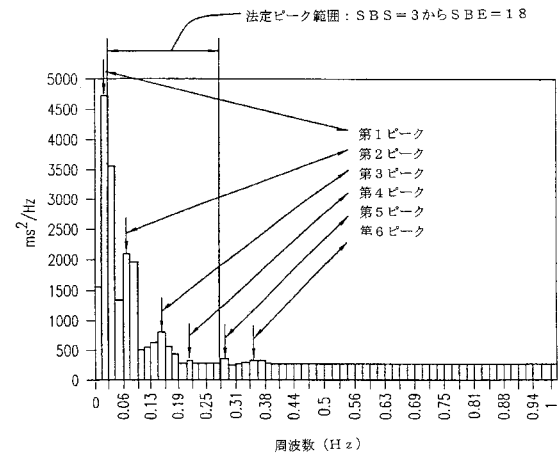
【図 8 B】



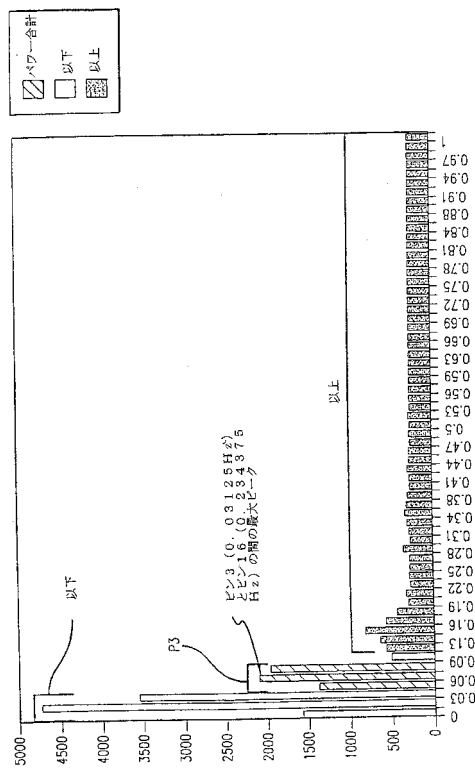
【図 8 C】



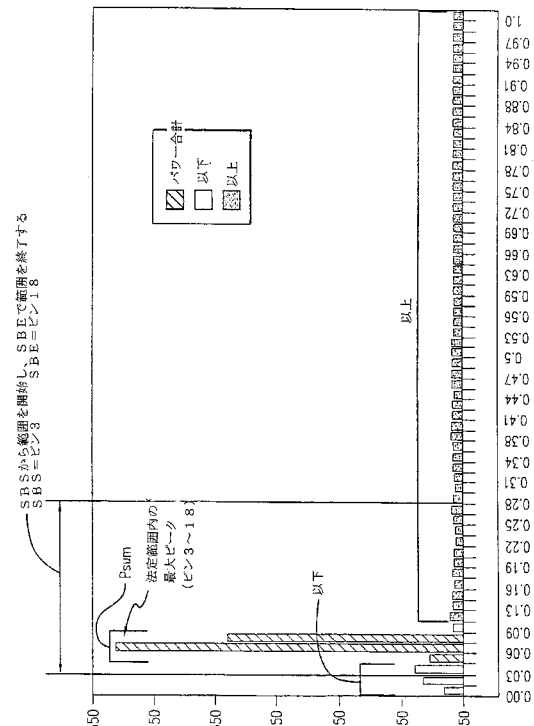
【図 8 D】



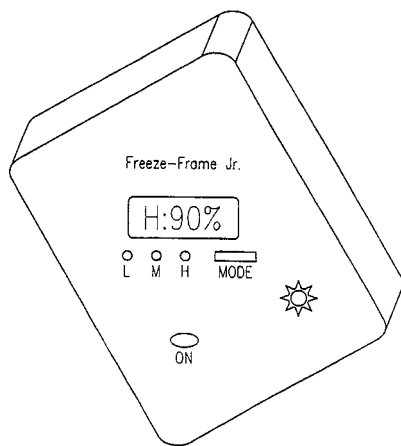
【図 8 E】



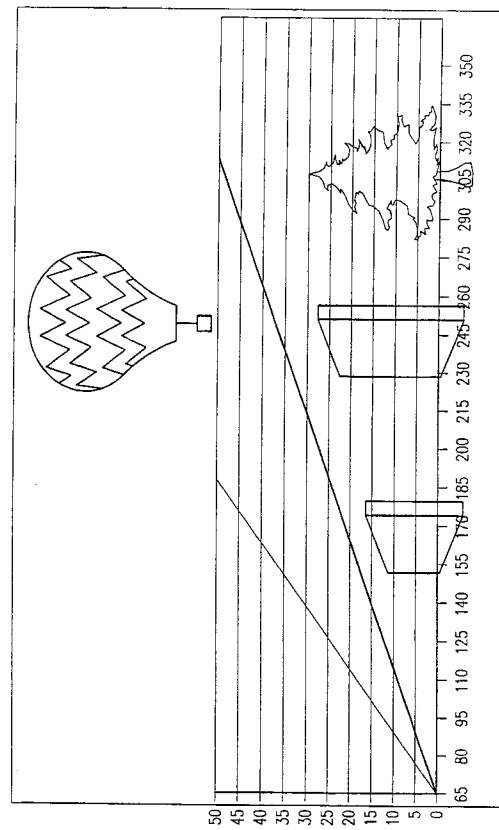
【図 8 F】



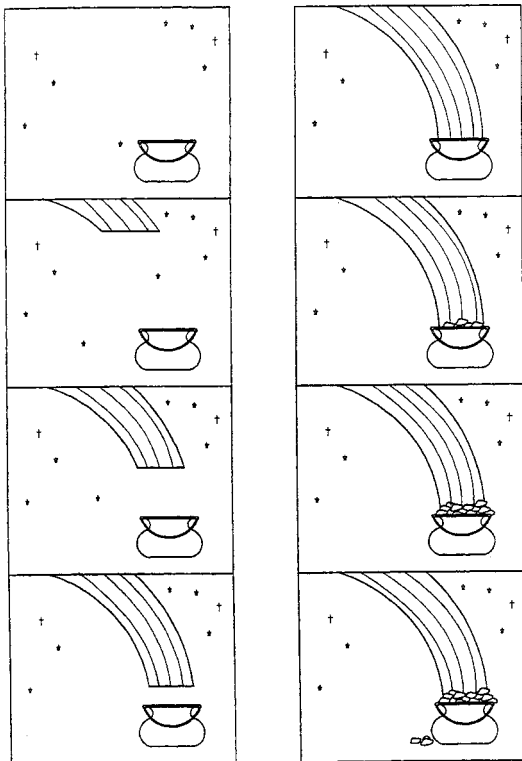
【図 9】



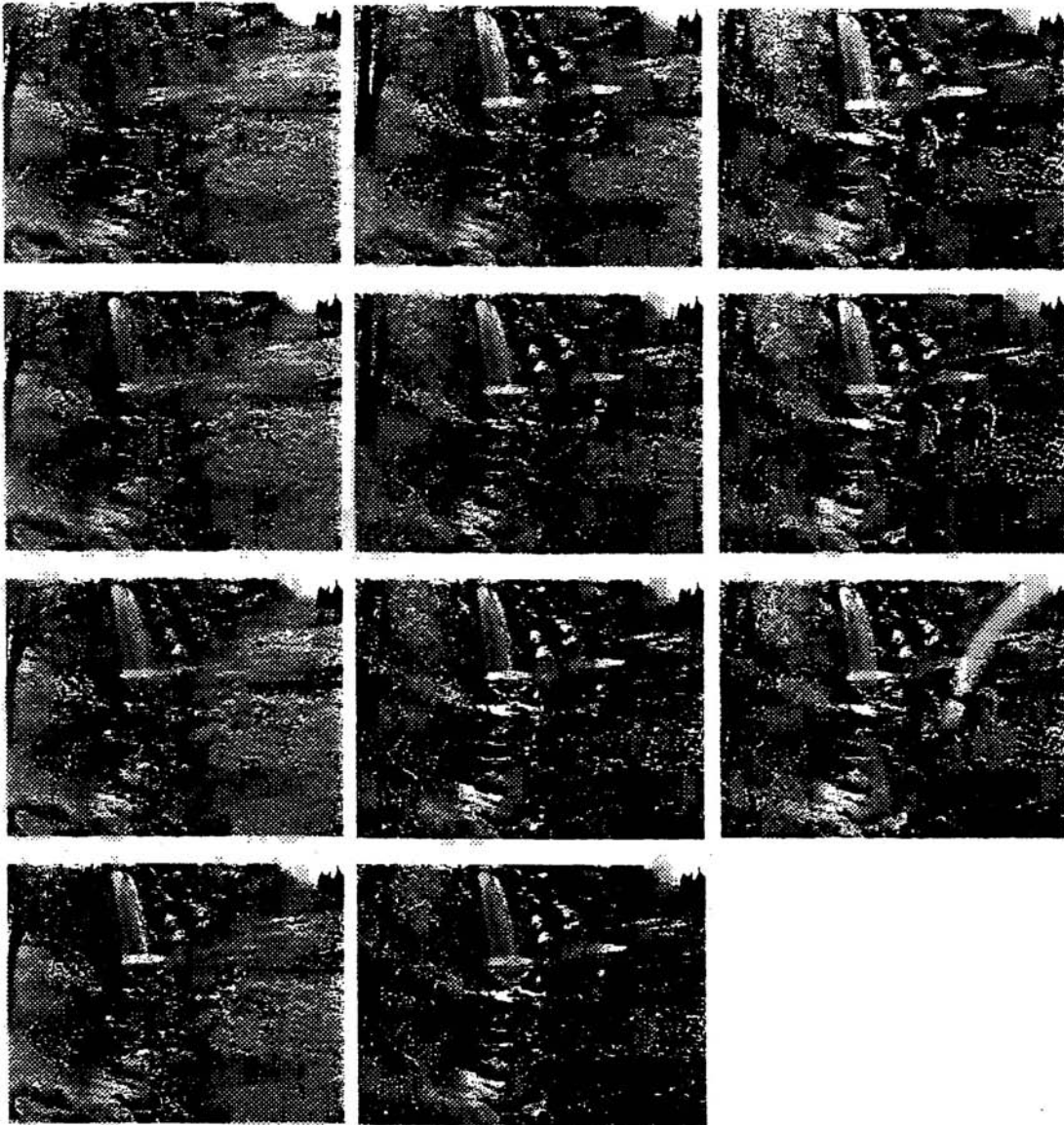
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

- (72)発明者 マックレイティ, ローリン・アイ
アメリカ合衆国・95006・カリフォルニア州・ボルダー クリーク・ウエスト パーク アベ
ニュー・14700
- (72)発明者 アトキンソン, マイケル・エイ
アメリカ合衆国・95006・カリフォルニア州・ボルダー クリーク・キングス クリーク ロ
ード・18500

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 特開平08-280637(JP, A)
国際公開第96/008992(WO, A1)
特開平11-155845(JP, A)
国際公開第00/51677(WO, A2)
米国特許第6358201(US, B1)
欧州特許出願公開第1156851(EP, A2)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/0245
A61B 5/16

专利名称(译)	用于促进生理相干性和自主平衡的方法和装置		
公开(公告)号	JP4410234B2	公开(公告)日	2010-02-03
申请号	JP2006318399	申请日	2006-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	量子英达		
申请(专利权)人(译)	量子英智公司		
当前申请(专利权)人(译)	量子英智公司		
[标]发明人	チルドレドックエル マックレイティローリンアイ アトキンソンマイケルエイ		
发明人	チルドレ,ドック・エル マックレイティ,ローリン・アイ アトキンソン,マイケル・エイ		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/16 A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/02405 A61B5/02416 A61B5/0245 A61B5/4035 A61B5/4047 A61B5/486		
FI分类号	A61B5/02.310.Z A61B5/02.321.Z A61B5/16 A61B5/02.711.Z A61B5/0245.100.Z A61B5/04.310.M		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA09 4C017/AA10 4C017/AA14 4C017/AA19 4C017/AB03 4C017/AB04 4C017/AC16 4C017/AC26 4C017/BC14 4C017/BC16 4C017/BC21 4C017/BD10 4C017/CC02 4C017/CC08 4C027/AA02 4C027/BB05 4C027/GG11 4C027/KK03 4C038/PP03 4C038/PS00 4C127/AA02 4C127/BB05 4C127/GG11 4C127/KK03		
代理人(译)	山川茂树		
优先权	09/260643 1999-03-02 US		
其他公开文献	JP2007083065A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供有关ANS平衡的量化信息，这些信息易于使用且不需要广泛的生物反馈设备，并提供一种监测这种平衡的移动方法，以便在日常生活中使用。ŽSOLUTION：对受试者的心跳进行采样，将心跳的心率变异性确定为时间HRV (f) 的函数，并将HRV (f) 表示为频率的函数 (HRV (f)))，确定HRV (f) 中频率的分布，选择HRV (f) 的峰值频率，确定峰值频率 (E < SB > ;峰值 < / SB >) 中的能量，频率中的能量低于峰值频率 (E < SB > ;低于 < / SB >) 并高于峰值频率 (E < SB > ;高于 < / SB >)，E < SB > ;峰值 < / SB > 与 E < SB > ;SB的比值确定 < > < / SB > ;以下和 < / SB > ;以上 < / SB >，并且以第一呈现格式提供与该比率相关的第一参数的呈现。Ž

EPスコア	EP値	同調
0	EP < レベル1	低
1	レベル1 < EP ≤ レベル2	中
2	レベル2 < EP	高