

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2007-529283

(P2007-529283A)

(43) 公表日 平成19年10月25日(2007.10.25)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0452 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 A	4 C 0 2 7
A 6 1 M 21/02 (2006.01)	A 6 1 M 21/00 3 3 0 C	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/16 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 U	
	A 6 1 B 5/16 3 0 0 A	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 43 頁)

(21) 出願番号 特願2007-504153 (P2007-504153)	(71) 出願人 506315859 ヘリコール・インコーポレーテッド アメリカ合衆国ニューヨーク州10010 、ニューヨーク、フィフス・アベニュー 156、スイート 1218
(86) (22) 出願日 平成17年3月18日 (2005.3.18)	
(85) 翻訳文提出日 平成18年11月20日 (2006.11.20)	
(86) 国際出願番号 PCT/US2005/009139	
(87) 国際公開番号 W02005/089856	
(87) 国際公開日 平成17年9月29日 (2005.9.29)	(74) 代理人 100089705 弁理士 社本 一夫
(31) 優先権主張番号 60/554,211	(74) 代理人 100140109 弁理士 小野 新次郎
(32) 優先日 平成16年3月18日 (2004.3.18)	(74) 代理人 100075270 弁理士 小林 泰
(33) 優先権主張国 米国 (US)	(74) 代理人 100080137 弁理士 千葉 昭男
	(74) 代理人 100096013 弁理士 富田 博行

最終頁に続く

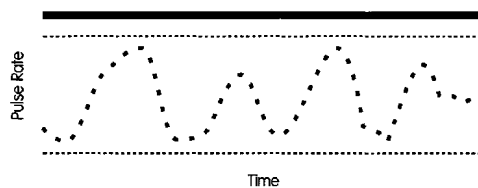
(54) 【発明の名称】 ストレスを解放するための方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】

【解決手段】本発明は、ストレスを評価し処理し、これによりストレスにより引き起こされるか又はストレスにより激化される疾患を評価し処理するための、簡単に使用でき、コスト効果の高い方法及び装置を提供する。より詳しくは、本発明は、個々のRSA波を同定し、ほぼ実時間でRSA波情報を被検者に提供するための方法及び装置を提供する。この情報は、被検者がストレスレベルを低下させ、リズムカルな呼吸を達成することを援助するため例えばバイオフィードバック設備で使用する事ができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検者において少なくとも1つのRSA波を同定する方法であって、時間の経過に亘って心拍数に関連したインターバルを記録し、少なくとも1つのRSA波の各々の輪郭を抽出するのに十分に心拍数関連インターバルを分析し、該輪郭抽出では少なくとも1つのRSA波の各々において少なくとも1つの遷移点を同定する、各工程を備える、方法。

【請求項 2】

前記心拍数関連インターバルは、ppインターバルである、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記心拍数関連インターバルは、rrインターバルである、請求項1に記載の方法。

【請求項 4】

前記少なくとも1つの遷移点は、波の深さを決定するため使用され、該波の深さは前記少なくとも1つのRSA波の各々において少なくとも1つの谷部点又はピーク点を決定するため使用される、請求項1に記載の方法。

【請求項 5】

人間の被検者においてストレスを減少させる方法であって、

被検者に、ほぼ実時間でRSA波情報を提供し、該情報は前記被検者の1つより多い心拍数関連インターバルの記録から導出され、

前記被検者の1つより多い心拍数関連インターバルを、少なくとも1つのRSA波の各々を輪郭抽出するのに十分に分析し、該輪郭抽出では少なくとも1つのRSA波の各々において少なくとも1つの遷移点を同定する、各工程を備える、方法。

【請求項 6】

前記心拍数関連インターバルは、ppインターバルである、請求項5に記載の方法。

【請求項 7】

前記心拍数関連インターバルは、rrインターバルである、請求項5に記載の方法。

【請求項 8】

前記輪郭抽出は、少なくとも1つの極大点と少なくとも2つの極小点の同定工程を備えている、請求項5に記載の方法。

【請求項 9】

リズムカルな呼吸を同定する方法であって、

少なくとも2つの連続するRSA波を比較し、

前記少なくとも2つの連続するRSA波の少なくとも1つの波の特徴に小さな分散が何時存在したかを決定する、各工程を備える、方法。

【請求項 10】

前記波の特徴は、波長、周波数、振幅、ピーク間の時間、及び、ピーク配置時刻からなる群から単独で又は任意の組み合わせで選択される、請求項9に記載の方法。

【請求項 11】

前記波の特徴は、波長であり、前記小さな分散は、平均偏差と比較して20%以下である、請求項10に記載の方法。

【請求項 12】

前記波の特徴は、周波数であり、前記小さな分散は、平均偏差と比較して20%以下である、請求項10に記載の方法。

【請求項 13】

前記波の特徴は、振幅であり、前記小さな分散は、平均偏差と比較して20%以下である、請求項10に記載の方法。

【請求項 14】

前記波の特徴は、ピーク間の時間であり、前記小さな分散は、平均偏差と比較して20%以下である、請求項10に記載の方法。

【請求項 15】

10

20

30

40

50

前記波の特徴は、ピーク配置時刻であり、前記小さな分散は、平均偏差と比較して20%以下である、請求項10に記載の方法。

【請求項16】

人間の被検者においてストレスを軽減するためのハンドヘルド式のポータブル型バイオフィードバック装置であって、

ハウジングと、

前記ハウジング内に配置されたPPGセンサーであって、該PPGセンサーは前記人間の被検者からデータを発生する、前記PPGセンサーと、

前記PPGセンサーに連結された制御システムと、

ディスプレイスクリーンと、

を備え、

前記制御システムは、前記ディスプレイスクリーンに出力するため人間の被検者からのデータを処理するように構成され、該出力されたデータは、前記人間の被検者に該人間の被検者のストレスレベルに関連する情報を提供し、

前記ハウジングと、前記PPGセンサーと、前記制御システムと前記ディスプレイスクリーンとは一体化された構造体を形成する、バイオフィードバック装置。

【請求項17】

前記ハウジングは電源を備える、請求項16に記載のバイオフィードバック装置。

【請求項18】

前記電源はA/C電源により提供される、請求項16に記載のバイオフィードバック装置。

【請求項19】

人間の被検者の呼吸の間に、前記装置は、該被検者の多数の心拍数関連インターバルを記録し、少なくとも1つのRSA波の各々を輪郭抽出するため十分に心拍数関連インターバルを分析するように構成されている、請求項16に記載のバイオフィードバック装置。

【請求項20】

前記心拍数関連インターバルは、ppインターバルである、請求項19に記載のバイオフィードバック装置。

【請求項21】

前記心拍数関連インターバルは、rrインターバルである、請求項19に記載のバイオフィードバック装置。

【請求項22】

前記輪郭抽出は、個々のRSA波の各々において1組の遷移点を同定する工程を備える、請求項19に記載のバイオフィードバック装置。

【請求項23】

前記1組の遷移点は、少なくとも1つの極大点と、少なくとも2つの極小点とを備える、請求項22に記載のバイオフィードバック装置。

【請求項24】

被検者により作動することができる呼吸メトロノームを更に備え、該呼吸メトロノームは所定の時間の後、作動停止するようにプログラムされている、請求項16に記載のバイオフィードバック装置。

【請求項25】

前記装置は、被検者により作動することができる呼吸メトロノームを更に備え、該呼吸メトロノームは所定の時間の後、作動停止するようにプログラムされている、請求項19に記載のバイオフィードバック装置。

【請求項26】

前記装置は、被検者の呼吸に関連した情報を抽出するように構成されている、請求項16に記載のバイオフィードバック装置。

【請求項27】

前記呼吸に関連した情報は、速度、リズム及び体積を含んでいる、請求項26に記載の

10

20

30

40

50

バイオフィードバック装置。

【請求項 28】

R S A 波の輪郭抽出に関連した誤ったデータを検出する方法であって、
所定の閾値、又は、心拍数関連インターバルの組から導出された閾値より小さい I B I 時間を有する、少なくとも 2 つの連続する心拍数関連インターバルを同定し、
前記少なくとも 2 つの連続する心拍数関連インターバルの I B I 時間に対する範囲を計算し、
連続する心拍数関連インターバルの各々を計算された前記範囲と比較して該心拍数関連インターバルが該範囲内であるか否かを判定する、各工程を備える、方法。

【請求項 29】

前記心拍数関連インターバルは、p p インターバルである、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 30】

前記心拍数関連インターバルは、r r インターバルである、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 31】

前記 I B I 時間は、500ms より小さい、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 32】

R S A 波の同定に関連した誤ったデータを訂正する方法であって、
所定の範囲内に無く且つ閾値より大きい I B I 時間を有する、心拍数関連インターバルを同定する工程と、

訂正された心拍数関連インターバルを計算する工程であって、

第 1 の前記心拍数関連インターバルが前記所定の範囲より小さい場合、該第 1 の心拍数関連インターバルに、引き続き心拍数関連インターバルを加算し、該加算工程は、前記インターバルの総和が前記所定の範囲内か又は該範囲を超えるまで続けられ、

前記第 1 の心拍数関連インターバル又は前記インターバルの総和が前記所定の範囲より大きく且つ整数により除算できない場合、該第 1 の心拍数関連インターバルに、引き続き心拍数関連インターバルを加算し、該加算工程は、前記インターバルの総和が整数により除算可能となり、その商が前記所定の範囲内となるまで続けられる、工程と、

訂正された前記心拍数関連インターバルに基づいて訂正された R S A 波を形成する工程と、

を備える方法。

【請求項 33】

前記心拍数関連インターバルは、p p インターバルである、請求項 32 に記載の方法。

【請求項 34】

前記心拍数関連インターバルは、r r インターバルである、請求項 32 に記載の方法。

【請求項 35】

被検者のリズムカルな呼吸の間にポータブル型バイオフィードバック装置の表示のスケールリングを調整する方法であって、

時間の経過に亘って R S A 波の最も高い振幅を決定し、

呼吸の間に形成された最大の波に対応するようにスケールリングを維持する、各工程を備える、方法。

【請求項 36】

コンピュータ読み取り可能なプログラムコード手段を内部に埋め込んだコンピュータで使用可能な媒体を備えるコンピュータプログラム製品であって、

前記コンピュータプログラム製品内の前記コンピュータ読み取り可能なプログラムコード手段は、

コンピュータに、

時間の経過に亘って、心拍数関連インターバルを記録させ、

少なくとも 1 つの R S A 波の各々を輪郭抽出するため十分に心拍数関連インターバルを分析させ、該輪郭抽出では、各々の R S A 波において 1 組の遷移点を同定させるようにするための手段を備える、コンピュータプログラム製品。

10

20

30

40

50

【請求項 37】

機械により読み取り可能なプログラム格納デバイスであって、該装置は、被検者において少なくとも1つのRSA波を同定する方法を実行するため該装置により実行可能な命令のプログラムを有形に具現化し、

前記方法は、

時間の経過に亘って、心拍数関連インターバルを記録し、

少なくとも1つのRSA波の各々を輪郭抽出するため十分に心拍数関連インターバルを分析し、該輪郭抽出では、各々のRSA波において1組の遷移点を同定する、各工程を備える、プログラム格納デバイス。

【請求項 38】

コンピュータ読み取り可能なプログラムコード手段を内部に埋め込んだコンピュータで使用可能な媒体を備えるコンピュータプログラム製品であって、

前記コンピュータプログラム製品内の前記コンピュータ読み取り可能なプログラムコード手段は、

コンピュータに、

少なくとも2つの連続するRSA波を比較させ、

前記少なくとも2つの連続するRSA波の少なくとも1つの波の特徴に小さな分散が何時存在したかを判定させる、コンピュータプログラム製品。

【請求項 39】

機械により読み取り可能なプログラム格納デバイスであって、該装置は、リズムカルな呼吸を同定するための方法を実行するため該装置により実行可能な命令のプログラムを有形に具現化し、

前記方法は、

少なくとも2つの連続するRSA波を比較し、

前記少なくとも2つの連続するRSA波の少なくとも1つの波の特徴に小さな分散が何時存在したかを判定する、各工程を備える、プログラム格納デバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、2004年3月18日に提出された、共に係属中の米国特許仮出願番号60/554,211の優先権及び利益を請求し、ここで参照したことで本願に組み込まれる。

【0002】

本発明は、ストレス及びストレス関連の疾患を評価し、処置するための方法及び装置に関する。より詳しくは、本発明は、呼吸性静脈洞性不整脈パターンに関する情報を提供することにより、副交感神経の活性度を増大させるバイオフィードバック装置及び方法に関する。

【背景技術】

【0003】

多数のストレス減少製品及びサービスの存在にも関わらず、ストレス及びストレス関連疾患は、経済的コスト及び非経済的コストを交互にもたらしている。アメリカ合衆国だけでも、仕事のストレスは、生産性、欠勤及び売上高の点で年間3000億ドル近くの原因となっていると推定されている。直接的な仕事関連のコストを超えて、ストレス及びストレス関連の疾患における試みは、2002年には、抗鬱剤及び抗不安剤で170億ドルを超える原因となっている。そのような薬理的処置の年間コストの上昇傾向は続いている。

【0004】

更に加えて、ストレスは、根底にあるストレス疾患から直接又は間接的に由来して不随する健康問題に起因してかなりのコストであるが計算することができないコストを生じさせている。例えば、ストレスを経験する人々は、ウィルス及び非ウィルス性の病気により

10

20

30

40

50

敏感であることを研究は示している。この共通の周知された例は、ストレスと、呼吸性感染症との間の関係である。その上、病気を患った人は、ストレスを同様に患った場合には、これ以上は回復する見込みはない。

【0005】

慢性のストレスは、自律神経系（ANS）のバランス及びANSの効力の両方に害を与え、多方面に亘るストレス関連の疾患を生じさせる。ANSの傷害は、退行性の病気及び時期尚早の死をもたらす。例えば、臨床的研究において、45歳から64歳の間の14,025人も健康な男女からANSの一回の2分間測定が試験された。8年後、より低い測定値の人々では、疾患及び死の発生率が遙かに大きかった。他の3つの研究（アメリカ合衆国、デンマーク及びフィンランド）においても、ANS機能が「全死亡原因」に関連するものとしてANS機能が試験された。各研究では、低いANS機能は、病気及び死に先立ち、これらを予測していた。文字通り数百もの他の研究が、心臓病、糖尿病及び脳卒中等の個々の病気に関連するものとしてANS機能を試験した。例えば、イギリス政府は、ANS機能及び心臓病に関する研究を委託した。最低のANS機能を持った人々は、心臓攻撃からの死亡率において1,000%を超える増大率を持っていた。ストレスの非経済的コストもかなりのものであり、家族、友人、隣人及び仕事仲間との関係に有害な影響を及ぼしていた。

10

【0006】

「ストレス応答」と称される、ストレスに対する人間の身体の反応は、2つの基本的なシステムを含んでいる。即ち、自律神経系と、内分泌系と、である。ANSは、一般に、内部組織の平滑筋に神経を分布させており、交感神経系と、副交感神経系と、からなる。簡単に云うと、交換神経系は、緊急時（「戦い」又は「高揚」）に応答し、感情を表し、又は、精力的な活動を実施するため、エネルギーを動員することを引き受け、これに対し、副交換神経は、静かな影響を働かし、これにより交感神経系をバランスさせる。

20

【0007】

内分泌系も、ストレス関連のプロセスに関与している。特に、視床下部の下垂体副腎軸（HPA）は、内分泌系のストレス応答に主要な役割を演じる。視床下部は、下垂体腺を刺激するためペプチドホルモンを分泌し、他の内分泌腺を刺激するためそれ自身のホルモンを分泌する。副腎腺は、コルチゾールを分泌し、該コルチゾールは、代謝及びエネルギーの生成を調整し、自律神経系の交感神経枝及び副交感神経枝内の応答を調整する。コルチゾールのレベルは、個々のストレス応答の度合いに直接関連している。

30

【0008】

1970年代初期には、ハーバート・ベンソン博士が、「ストレス応答」とは反対の神経学的及び生理学的状態の存在を実証した。この状態は、「リラックス応答」と呼ばれ、他の臨床研究者により検証された。自律神経系から見ると、ストレス応答は、交感神経枝の高い活動度により特徴付けられ、リラックス応答は、副交感神経枝の高い活動度により特徴付けられる。リラックス応答を導入することは、その定義からして、活性化されたストレス応答に割り込むことになる。従って、リラックス応答の頻繁な活性化は、ストレス因子が進行中の（即ち、長期に及ぶ）ストレスを形成することを防止することができる。また、リラックス応答の頻繁な活性化は、以前に遭遇していた長期間のストレスにより引き起こされる、高血圧症を始めとする損傷のほとんどを一変させることが示された。

40

【0009】

自律神経系の2つの枝（交感神経及び副交感神経）の相互作用は、各々の連続した鼓動の間に生じる時間の小さな変化を検査することによって、特徴付けられた。個人が休息しているとき、鼓動間の時間変動は、副交感神経枝により引き起こされる。この変動は、個人の呼吸パターンに従って増減する。吸気の間、副交感神経枝は抑制され、心拍数は上昇し始める。呼気の間、副交感神経枝が従事し、心拍数は低下する。変化する心拍数と呼吸の間のこの関係は、呼吸性洞性不整脈（RSA）と称される。RSAの測定値は、心拍数が上昇し下降する度合いの数学的な計算値である。上昇及び下降がより増大するとき、副交感神経系の活動度がいっそう大きくなる。換言すれば、より大きいRSAは、より大き

50

い副交感神経系の活動度を示している。前述されたように、副交感神経の活動度における十分な増大は、身体をリラックス反応へとシフトし、これにより、前に存在していたストレス応答を中断する。

【0010】

侵入式及び非侵入式の技術及び処置の両方を始めとして、ストレスを処理し又は制御するためリラックス応答を活性化させるための多数の試みがなされてきた。例えば、鍼療法、処方箋及び非処方箋薬理学処置、並びに、心理療法は、全て、ストレスを解放し又は制御するための試みにおいて使用された。しかし、これらの治療の各々は、お金及び時間の点でかなりのコストをもたらす。その上、これらの処置の効果は、しばしば、完全なものとは遠く、ほとんど無くて同然の場合さえあった。効果は、しばしば評価するのが困難で、多くの場合、一時的なものだけである。加えて、薬理的処置は、しばしば、望ましくない副作用を持ち、追加のリスクを持つことさえもあった。また、全ての利用可能な代替手段を用いてさえも、ストレスは、医者への往診の80%を超える原因ともなっている（直接的又は間接的のいずれにせよ）。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

以上の通り、有効で、非侵入式で、簡単に使用でき、安価である、ストレスを評価し処理するための方法及び装置の明白な必要性が存在している。更には、望ましくない副作用を持たず、追加のリスクを形成しない方法及び装置の明白な必要性が存在している。

20

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明は、ストレスを評価し処理し、これによりストレスにより引き起こされるか又はストレスにより激化される疾患を評価し処理するための、簡単に使用でき、コスト効果の高い方法及び装置を提供する。より詳しくは、本発明は、個々のRSA波を同定し、ほぼ実時間でRSA波情報を被検者に提供するための方法及び装置を提供する。この情報は、被検者がストレスレベルを低下させ、リズムカルな呼吸を達成することを援助するため例えばバイオフィードバック設備で使用することができる。

【0013】

従って、本発明の一例としての実施態様は、人間の被検者においてストレスを軽減するためのポータブルでハンドヘルド式のバイオフィードバック装置を提供する。

30

本発明の別の一例としての実施態様は、フォトプレチスモグラム(PPG)センサーと、被検者に彼らのRSA波に関する情報をほぼ実時間で提供するためのディスプレイスクリーンと、を備える、ポータブルでハンドヘルド式のバイオフィードバック装置を提供する。

【0014】

本発明の更なる一例としての実施態様は、毎分6息に近い呼吸周波数を達成することによってストレスのレベルを軽減させるように被検者を訓練するための方法及び装置を提供する。

【0015】

本発明の更に別の実施態様は、RSA波に関連する誤ったデータを検出し、訂正するための方法を提供し、更に、そのような方法を利用する装置を提供する。

40

本発明の更に別の実施態様は、ポータブル式のバイオフィードバック装置のディスプレイスクリーン上のスケールを調整するための方法を提供し、更に、そのような方法を利用する装置を提供する。

【0016】

本発明の更に別の実施態様は、RSA波を分析することによって、深さ、率及び体積を含む呼吸パターンを同定し、該パターンの表示を提供する。

【実施例】

【0017】

50

制御された呼吸は、交感神経枝と副交感神経枝とのバランスをシフトすることができることが研究によって示されている。3つの特定の呼吸の要素は、副交感神経の神経感応の量対話式に決定する。これらの3つの要素には、周波数、一回呼吸量、及び、吐き出し/吸い込み比率が含まれている。一般に、副交感神経の活動度は、呼吸の周波数を減少し、一回呼吸量を増大させ、及び/又は、吐き出し/吸い込み比率を増大させることにより増大させることができる。かくして、これらの3つの変数を変えることは、副交感神経の活動度を、非侵入式、簡単に、安価に、負の副作用無しに、リラックス応答を効果的に顕在化させるのに十分に向上させる可能性を有する。

【0018】

概して云えば、バイオフィードバック方法及び装置は、トレーニングプロセスを含み、該プロセスは、1つ以上の生理学的機能を改善又は維持するため、被検者が拳動若しくは活動度における変化を促進することを可能にする。時間に亘って、被検者は、これらの機能に関してより大きな制御を練習するため、バイオフィードバック方法及び装置で訓練することができる。処理が被検者に課された他の形態の治療とは対照的に、バイオフィードバック方法及び装置は、被検者がトレーニングプロセスをほとんど自動的な応答へと次第に統合化することを可能にする。

10

【0019】

本発明は、ストレス及びストレス関連の疾患を患う被検者のためバイオフィードバック情報及びトレーニングを提供することができる方法及び装置に関する。そのようなバイオフィードバック情報及びトレーニングは、呼吸性洞性不整脈及びそのようなパターンに影響を及ぼし得る呼吸の分析に基づくことができる。

20

【0020】

R S A データセットのみを使用する自発的な呼吸の間に個々の R S A 波を同定するための既知の方法は存在していなかった。R S A 波を呼吸作用に関連付けるため、通常、心拍数及び呼吸速度の情報が収集され、別々にマッピングされる。本発明の一態様は、R S A データセット内で個々の波を同定する工程を備える。本発明の更なる態様は、心拍数データに基づいて、ほぼ実時間で呼吸フィードバックを被検者に提供するため波パターンの使用工程を備えている。ストレスレベルを減少させ又は適切に制御するための手段も、波パターン分析及び呼吸フィードバックに基づいて提供することができる。

30

【0021】

(波パターンの同定)

本発明の一例としての一実施例では、呼吸性洞性不整脈波の同定及び分析が、被検者の脈拍数を測定することにより開始される。人間の心拍数及び従って脈拍数が波状の態様で上下に連続的に揺らぐ(図1)ことが医療文献で十分に確立されている。これらの波は、心拍数変動性(HRV)波として知られている。人間が物理的に静止し休息しているとき、HRV波は、人間の呼吸作用に関連している。これらの休息HRV波は、これらの波のサイズ及び形状は、人間の呼吸速度、リズム及び深さに関連しているので、呼吸性洞性不整脈即ちR S A波として医学的に知られている。人間が毎分4乃至15回呼吸する限り、波の周波数は、呼吸の周波数に本質的に一致する。ほとんどの個人は、この範囲内で呼吸するが、人がこの範囲外で呼吸するときでさえ、波周波数は、呼吸周波数に近い近似値を

40

【0022】

波と呼吸との間の相関は視覚的分析により医学文献内で十分に確立されているが、心臓鼓動データセット内の個々の波を自動的に同定する方法は存在していなかった。本発明の一例としての実施例は、鼓動データセットの個々の波の各々を同定する新規な方法を備えている。

【0023】

例えば、2つの連続するパルスピークの間(ミリ秒単位の)時間量(ピーク間の時間)は、ppインターバル(pp)(図2)と称される。本発明の一例としての実施例では、装置は、連続するppインターバルを記録する。ppインターバル点の記載は、rrイ

50

ンターバル（心電計即ちECG内の連続するR波の間のインターバル）、脈拍数点等のppインターバルの任意の導関数、心拍数等のrrインターバルの任意の導関数にも当てはまる。総じて、これらのインターバルは、「心拍数関連インターバル」と称されている。更には、ppインターバルからRSA波を抽出するのと同じ方法は、これらの他の点にも同様に直接的に適用することができる。しかし、本発明の好ましい実施例は、ppインターバルデータセット内の波を解析する。

【0024】

各々記録されたppインターバルの心拍数（60, 000/pp）は、新しいパルスビークに遭遇する度にスクリーン上に表示することができる。連続的なppインターバルの間の絶対時間差（ $\text{absplute}(pp[n] - pp[n - 1])$ ）は、鼓動間インターバル時間（IBI）と称される（図3）。本発明の一態様は、個々のRSA波を同定するためppインターバル時間を使用する。本明細書に記載された方法は、自発性呼吸及び案内された呼吸の両方に対して使用することができる。

10

【0025】

各々のp-pは、その直前のp-p（前のpp）及びその直後のp-p（次のpp）に対するその関係性を検査することにより、分類されることができる。p-pは、前のp-pがそれ以下であり且つ次のp-pがそれ以下である場合に極大点（tp）とみなすことができる（図4a）。p-pは、前のp-pがそれ以上であり且つ次のp-pがそれ以上である場合に極小点（bp）とみなすことができる（図4b）。p-pは、前のp-pがそれよりも小さく次のp-pがそれよりも大きい場合に上昇遷移点（at）とみなすことができる（図4c）。p-pは、前のp-pがそれよりも大きく次のp-pがそれよりも小さい場合に下降遷移点（dt）とみなすことができる（図4d）。かくして、p-pは、極大点（tp）、極小点（bp）、上昇遷移点（at）、又は、下降遷移点（dt）のいずれかに分類することができる。「遷移点」という用語は、それが、言語「上昇」又は「下降」で修飾されないとき、上昇遷移点及び下降遷移点の両方を参照するため使用することができる。連続的な遷移点は、一連の連続上昇遷移点又は連続下降遷移点に言及している（図5）。

20

【0026】

「極大レベル」という用語は、極大点の相対的高さを指すため使用することができる。極大点のレベルは、次の通り計算することができる。即ち、L = 極大点以下となる極大点の左側に隣接した連続点の数、R = 極大点以下となる極大点の右側に隣接した連続点の数、となる。L < Rの場合、極大レベルはLに等しく、そうでなければ、極大レベルはRに等しい。図37/図6は、3つの例を使用して、極大点レベルを如何に分類することができるかを示している。

30

【0027】

「極小レベル」という用語は、極小点の相対的高さを指すため使用することができる。極小点のレベルは、次の通り計算することができる。即ち、L = 極小点以上となる極小点の左側に隣接した連続点の数、R = 極小点以上となる極小点の右側に隣接した連続点の数、となる。L < Rの場合、極小レベルはLに等しく、そうでなければ、極小レベルはRに等しい。図7は、3つの例を使用して、極小点レベルを如何に分類することができるかを示している。

40

【0028】

図8(a)及び図8(b)は、データセット内でRSA波を発見するための一例としての処置を示す一例としてのフローチャートを提供し、図9は、この処置を如何に適用することができるかを示している。本発明の一例としての実施例では、第1のステップは、データセット内の最高数の連続遷移点（ctp）を突き止めることである。図9では、最高数の連続遷移点は、点1から開始する。2つの連続遷移点が存在している。波の深さは、これらの遷移点の数に等しい。かくして、この例における波の深さは、2となる。好ましい実施例では、波の深さが4より大きい場合、波の深さの値は4まで下げて調整される。

【0029】

50

次のステップは、極小レベルが波の深さ以上である、連続遷移点の右側に極小点を突き止めることである。これは、RSA波の右側の谷部点(v2)である。図9の例では、極小点No.8は、波の深さよりも大きい3のレベルを有する。次のステップは、極小レベルが波の深さ以上である、連続遷移点の左側に極小点を突き止めることである。これは、RSA波の左側の谷部点(v1)である。図9で提供された例では、極小点No.0は、波の深さよりも大きいレベル4を有する。次のステップは、左側谷部点と右側谷部点との間で最も高い点を見出すことである。これは、RSA波のピーク(p)である。図40/図9における例では、点6は、2つの谷部点の間で最も高い点である。左側谷部点(v1)から右側谷部点(v2)までの全てのデータは、処理データとみなされる。同じ処置が、全ての可能性のある波が同定されるまで、残りの未処理データに関して繰り返される。

10

【0030】

上述した方法において、本発明の範囲内であるとみなすべき多数の変更例が存在している。例えば、遷移点列の各側部上でピークを発見するため類似の方法を使用することができる。従って、2つのピーク点の間の谷部は、2つのピークの間で最も低い点となる。また、波の深さは、遷移点の絶対数に基づいても、又は、遷移点の数に基づいて導出された数(例えば、遷移点の数×75%)のいずれであってもよい。また、v1点は、v2点の前で同定することができる。

【0031】

好ましい実施例では、上述された波解析方法は、新しい極小レベル4が同定される度に使用される。かくして、本発明の一例としての実施例によれば、極小レベル4の点の間のRSA波を「探す」ことになる。他の一例としての実施例では、装置は、各点の後又は一定時間の経過後(例えば、30秒毎に)等にRSAを「探す」ように構成されてもよい。一例としての実施例は、極小レベル4の点を使用する。それらの点は、RSA波の輪郭を描く非常に高い確率を持っているからである。即ち、それらの点は、RSA波の谷部点(v1、v2)である高い確率を持っている。

20

【0032】

上述した基本的なRSA波解析方法が、RSA波を不正確に記述する2つの例が存在している。一つの例は、二極大点波に遭遇したときに発生し得る。二極大点波は、人間が、彼又は彼女が既に息を吐き出した後に吸い込むために長い時間を待つとき形成され得る。もう一つの例は、二極小点波が形成されたときに生じる。二極小点波は、人間が吸気の後長時間に亘って彼の呼吸を保持するとき形成され得る。二極大点は、2つの波の長さの比率を検査することにより容易に同定される(図10)。(p1-v2)が(p1-v1)よりも遙かに小さく、(p2-v2)が(p2-v3)よりも遙かに小さく、(p1-v2)が(p2-v3)に非常に近いとき、二極大点が起こる。好ましい実施例では、二極大点は、 $((p1-v2)/(p1-v1)) < 0.50$ 且つ $((p2-v2)/(p2-v3)) > 0.75$ である状況として定義することができる。二極小点は、二極大点の逆の点として定義することができる。

30

【0033】

二極大点又は二極小点が基本的な解析法から生成されるときは何時でも、パターンを形成する2つの波は、一つの波へと一緒に融合することができる。点v1は新しい波のv1である。点v3は新しい波のv2となる。v1及びv3の間の最も高い値は、新しい波のピーク点である。これは図11により示される。

40

【0034】

(ストレスを分析し減少させるためのRSA波の使用法)

本発明の一例としての実施例は、メンタルストレスのユーザーのレベルにアクセスするため上述されたRSA波情報を使用することができる。このメンタルストレス測定工程を、ストレスメーターとして当該装置内に与えることができる(図12(5))。例えば、人間がストレスを受けているとき、呼吸は、通常、ストレスを受けていない状態と比べて、急速で不規則的となっている。この急速で不規則な呼吸は、短い変動の覆いRSA波の形成を引き起こし得る。本発明に係る方法及び装置は、ユーザーの平均波長がリラックス

50

した状態を表すレベルから如何に遠く逸脱しているかを決定することによりユーザーのストレスレベルを決定するため使用することができる。そのような方法及び装置は、ユーザーの波が如何に不規則（不整脈）であるかを計算することもできる。これらの2つの評価は、各々個別に、又は、ストレスレベル全体を表示するため単一の値へと結合された状態で使用することができる。

【0035】

人々が深くリラックスしたとき（例えば深い瞑想状態）、人々は毎分約6呼吸で定常的なリズムで呼吸する傾向を持っていることを研究は実証している。そのようなリズムカルな呼吸は、RSAの波長を呼吸周波数に引きずられるようにさせる。かくして、毎分6呼吸のリズムカルな呼吸は、10秒の波長を有する一連のRSA波を生じさせる。かくして、本発明の一例としての実施例は、ユーザーのストレスレベルを評価するときリラックス閾値として10秒の波長を使用する。一例としての実施例は、直前の5つの波の平均波長を計算し、その平均値が比例的に10秒から如何に遠いかを決定する方法及び装置も含んでいる。これは、「波長スコア」の一例である。

10

【0036】

不整脈波は、多数の標準分散式を使用して定量化することができる。本発明の一例としての実施例は、「分散スコア」を計算するため、直前の5つの波において各々連続する波長の差異の総和を使用する。一例としての実施例は、連続する波長間の差異の総和を使用することもでき、最も近い波の分散がより多くカウントされるようにランク順の重み平均を使用することもできる。本発明の一例としての実施例におけるストレスレベルは、70%の「波長スコア」+30%の「分散スコア」を使用する。ユーザーのストレスレベルは、新しいRSA波が同定される度に再計算することができる。

20

【0037】

ストレスは、様々なRSA波の挙動を引き起こし得る。即ち、減少したピーク間時間、増大したピーク間周波数、減少した波長、増大した波周波数、減少した振幅、不規則な波長、不規則な波周波数、不規則な振幅、不規則なピーク間時間、不規則なピーク間周波数、不規則なピーク配置又は減少した分散量などである。先行する変数の任意の一つ、又は、それらの任意の組み合わせは、RSA波に適用することができ、ストレスレベルのインジケータとして使用される。個々のRSA波を同定し、ストレスを評価するため先行する変数の任意のものを単独で使用すること、互いに組み合わせて使用すること、及び/又は、他の変数と組み合わせて使用することも、本発明の範囲内にあり、従来技術には記載されていなかったことである。

30

【0038】

ストレスレベルを決定するため同定したRSA波を使用することに加えて、本発明の一例としての実施例に係る装置及び方法は、平均心拍数及び波周波数の両方を決定し、表示するためRSA波情報を使用することもできる。直前の波における全ての脈拍数の平均を、平均の心拍数を評価するため使用することができる。例えば、新しいRSA波が同定される度に、脈拍数の平均を計算し、心拍数を更新することができる。波周波数の表示も新しいRSA波が同定される度に更新されてもよい。一例としての実施例は、毎分毎の波（呼吸）に対する周波数を表現することができる。一例としての実施例では、波周波数及び心拍数は、最も近い整数へと丸めることができる。

40

【0039】

（一例としての装置）

以下の説明は、人間のストレスを評価するため使用することができる、装置の形態における本発明の特定の実施例に関する。この一例としての実施例では、RSA波が上記したように同定され、ユーザーへのバイオフィードバックを提供するため使用される。後述される特定の実施例に加えて、他の方法及び装置が本発明の範囲内にあることが認められるべきである。代替実施例が、臨時的に、このセクションの下で説明される。代替実施例が明白に記載されていない場合、このセクションで提供された厳密な説明に本発明を制限しないことが本願出願人の意図であることを示している。本発明

50

の完全な範囲は、明細書全体としての開示に基づいている。

【0040】

本発明は、例えば、PPGセンサー、ディスプレイスクリーン、制御ボタン及びパワーボタン(図13)を備えるバッテリーパワー供給のハンドヘルド式のポータブル装置を有する。ユーザーは、パワーボタンを押すことによって装置をオンにすることができる。装置がダークルームで使用されている場合、ユーザーは、パワーボタンを2回押し、数秒間に亘って押し続けることにより、背面光をオンにすることができる。装置がパワーオンにされた後直ぐに、それは、ユーザーが、指センサー(図14)内に指を挿入することを促進する。ユーザーは、指を、セッション全体を通して頂部においた状態で装置をゆっくりと保持する。装置は、親指(図15a)上に若しくは親指に対して一定の角度で載り、装置を保持する手の曲げられた指が載った状態で(図15b)、快適に、垂直に保持される。

10

【0041】

一旦、指が指センサー内に挿入されたならば、装置は、PPGセンサーを較正し始める。カウントダウンメーターが較正のため要求された時間量をマークする(図16)。PPGセンサーが較正された後、装置は、指内の血液の各パルスを検出するためPPGセンサーを使用する。結果として生成された脈拍数(数60,000/2つの連続するパルクピークの間のミリ秒の数)が、パルス毎にスクリーンにプロットされる(図17(2))。ディスプレイは、ユーザーの平均脈拍数を示している(図17(1))。

【0042】

PPGセンサーは、指の圧力に非常に敏感となり得る。即ち、ユーザーが装置を圧迫する場合、その結果生成された指の圧力は、装置が正確な脈拍数情報を集めることを妨げ得る。ユーザーが高過ぎる圧力を適用したときは何時でも、装置は、ユーザーが装置を圧迫することを停止させ、彼の指をリラックスするようにユーザーに警告を発するエラーメッセージを表示する(図18)。ユーザーが彼の指を首尾良くリラックスするや否や、脈拍数ディスプレイスクリーンに戻される。

20

【0043】

装置が新しいRSA波を同定したとき、該装置は、5つの事項を決定し表示するため波情報を使用する。この5つの事項とは、即ち、直前の波の周波数、波内のパルス点の全ての平均脈拍数、セッションスコア、残りのセッション時間、及び、ストレス指数即ちユーザーがどのくらい多くのメンタルストレスを現在経験しているかの指数(図12)である。

30

【0044】

装置は、あらゆるRSA波が同定される度に、セッションカウントダウンクロックを更新する。代替例としての実施例は、規則的に減衰するセッションカウントダウンクロックを備えることができる(例えば、1秒につき一度、15秒につき一度等)。この一例としての実施例では、装置は、クロックと所望の挙動との間に作られる無意識的結合を回避するためRSA波毎に更新する。換言すれば、クロックが毎秒カウントダウンオンされれば、ユーザーは、毎分6呼吸の率の呼吸への案内として意識的又は無意識的に秒を使用することができる。そのような結合は、ユーザーが、ストレスを受けたときは何時でも毎分6呼吸で如何に呼吸すべきかを無意識的に学ぶことを防止することができる。ユーザーが意識的(又は、無意識的でさえも)にクロックを使用する場合、彼又は彼女は、装置に常に依存し得る。しかし、あらゆる波に基づいてクロックを更新することによって、そのような可能な状況が回避されるだけでなく、クロックは、学習を補強することができる。ユーザーは、クロックが減少する量により各呼吸の厳密な秒数を見る。クロックがよりゆっくりと減少されるべき場合(例えば、30秒毎に一度)、時間と所望の挙動との間の無意識的な結合の可能性が回避される。しかし、そのような代替の実施手段では、クロックは学習を補強しない。

40

【0045】

この一例としての実施例では、セッションカウントダウンタイマーは、一旦、第1の波

50

が同定され、データが表示された場合（図19）、減少し始める。しかし、代替の実施例では、ユーザーがリズムカルに呼吸し始めるとき、又は、良好な波（例えば、60よりも小さい周波数の波）が達成されたときのみ、又は、ユーザーがリズムカルな呼吸を実施している間のみ、カウンターを減少し始めることができる。別の代替手段では、呼吸ボタンが使用され、ガイダンスが提供されているときにカウンターを減少するべきではない。

【0046】

ユーザーは、彼らの呼吸パターンを変更することにより、波の挙動、従って計算されたストレスレベルを変えることができる。ユーザーが彼の呼吸速度をゆっくりと低下させるとき、波長が増大し、波の振幅も同様に増大する（図20）。人間がより深く呼吸するとき、波の振幅は、より大きくなる（図21）。人間が定常速度でリズムカルに呼吸するとき、波長は、呼吸速度に同調する（図22）。

10

【0047】

リラックスするため装置を使用する際の第1のステップは、深く吸い込むことであり、次に空気をゆっくりと吐き出して呼吸を延長することである。これは、波長をより長くさせ、従って波の周波数を減少させる。ユーザーは、波の周波数が6まで減少するまで、深く息を吸い込み、更によりゆっくりと息をはき続ける（図16 / 図23）。波の周波数が6より小さく低下する場合、ユーザーは、少し速く呼吸する必要がある。即ち、次回には長く吐き出す必要はない。

【0048】

一旦、ユーザーが波の周波数を6へと減少させたならば、彼又は彼女は、6の周波数を生成したのと同じ速度及びリズムで呼吸し続ける。ユーザーの呼吸速度が増大したならば、周波数は増大し、彼の次の呼吸は、より長い吐き出しを持つ必要があることを示している。ユーザーの呼吸速度が非常にゆっくりとなる場合、周波数は6より落ち、これは次の呼吸の吐き出しを少し速くする必要があることを示している。波の周波数に注意を払うことにより、ユーザーは、毎分6つの呼吸サイクルの周波数に対応する、長さ10秒間のリズムカルな波でスクリーンを迅速に充足させることができる（図24）。

20

【0049】

セッションスコアは、各RSA波が同定される毎に計算され、表示される。スコアは、ユーザーが所望の挙動をどのくらいの近さで達成するかに基づいている。ユーザーはスコア点を蓄積する。セッションのスコアを付けるための様々な方法を使用することができる。幾つかの実施例では、ユーザーは、波が6以下の周波数を持つ場合、3点を受け取る。ユーザーは、7又は8の波周波数に対して2点を受け取り、9又は10の波周波数に対して1点を受け取り、10より大きい周波数に対しては得点が得られない。蓄積されたセッションスコアを、数値的に表示することができる。代替例として、各々の個々のスコアを表示することができる。更に別の代替手段は、1組の以前のスコアに並べて現在のスコアを（数値又はグラフのいずれかで）示すことである。好ましい実施例は、現在のスコアと1組の以前のスコアとをグラフ的に表示する（図25）。このようにして、ユーザーは彼が何時リズムカルに呼吸をしているかを教えられる。スコアのディスプレイが均一であるとき、ユーザーはリズムカルに呼吸をしている。

30

【0050】

一旦、ユーザーがリズムカルな波でスクリーンを充足したならば、彼は、少しより深く吸い込み、少しより完全に吐き出すことに注意を向けるべきである。即ち、ユーザーは、より大きい体積の空気（1回呼吸量と称される）を吸い込んだり吐き出したりしようとするべきである。ユーザーが彼の呼吸の深さを静かに増大させるとき、波のサイズが増大する（図26）。ユーザーは、セッションタイマーが終了するまで、波長が10秒である大きな波でスクリーンを充足し続ける。そのとき、ユーザーは、彼が非常に深い状態のリラックスを達成したことを見出すことになる。

40

【0051】

ユーザーが、毎分6呼吸の速度で深くリズムカルに呼吸をすることが困難である場合、彼は、呼吸案内機能を作動させることによりガイダンスを得ることができる（図27）。

50

ユーザーが呼吸ボタンを押すや否や、呼吸案内がディスプレイ上に現れる。ユーザーは、呼吸バーが上昇するとき、息を吸い込み（図21a / 図28a）、呼吸バーが下降するとき息を吐き出す（図21b / 図28b）ように指令される。一例としての実施例では、呼吸案内は、ユーザーの呼吸を、例えば吸気：呼気が1：2の比率で、毎分6呼吸へとペースを調整する。代替実施例では、呼吸案内は、毎分6呼吸に近い比率（例えば、4～8 / 分）で他のリズム（例えば、1：3）を提供するようにプログラムすることもできる。呼吸案内は、1分の間に動作した状態のままであり、その後、自動的に停止する。常時ではなく一時的な呼吸案内を持つことによって、ユーザーは、毎分6呼吸の呼吸パターンを達成するためバイオフィードバックプロトコルを使用するように促進される。ユーザーが呼吸案内にのみ頼る場合には、彼自身で当該パターンを如何に達成するかを学習するのが遙かに困難となることになる。かくして、ユーザーを呼吸案内から引き離すことによって、ユーザーは無意識的な学習を形成するため、バイオフィードバックを使用することができる。代替の一例としての設備は、一定周期が発生した後、ユーザーが呼吸パターンをオフにすることを促進することができる。他の呼吸速度及びリズムも使用することができる。

10

【0052】

装置は、呼吸案内が完了した後、定まったディスプレイへとユーザーを戻す。ユーザーは、波周波数を6にまで下げ、リズムカルな呼吸を維持し、呼吸による波のサイズをより深くなるように増加させる前述した態様で彼の呼吸を調整する。ユーザーは、このプロセスを、セッションタイマーが0：00に達するまで続行する。この時点において、セッションの要約スクリーンが表示されてもよい（図29）。

20

【0053】

本発明の幾つかの態様は、多数の代替の一例としての実施例を形成するため一緒に結合することができる。例えば、装置は、ストレスメーターよりも振幅フィードバックメーターとして使用することができるメーターを特徴とすることができる。メーターは、更にターゲットバーを持つことができる。かくして、装置は、如何に深く人間が呼吸をして彼がより深い呼吸をすることを学ぶかをグラフ的に表示することができる。ターゲットバーが使用された場合、ユーザーは、メーターをターゲットバーの上方に上げさせるため各呼吸で十分に深く呼吸をすることを試みることができる。振幅の数値的又はグラフ的なフィードバック（視覚的若しくは他の手段）は、この代替実施例の範囲内にある。

30

【0054】

別の代替の一例としての実施例は、ユーザーが規定された呼吸プロトコル（例えば吸気：呼気が1：3の比率で、毎分6呼吸）に従う度合いに関するフィードバックを決定し、提供するため波情報（例えば、波長、振幅及びピーク配置）を使用することができる。代替例として、ユーザーは、案内された呼吸パターンにどのくらい近く従っているかに関する同時的な聴覚的若しくは視覚的フィードバックを提供されつつ、呼吸案内が提供されてもよい。更には、ユーザーが、彼がターゲットレベルより上にきている場合には従っているとみなされ、彼若しくは彼女が当該レベルよりも下にきている場合には、呼吸プロトコルに従っていないものとみなされるようにターゲットレベルを表示することができる。

【0055】

代替の一例としての実施例は、リズムカルな呼吸を検出するため1つ以上の波パラメータの分散を使用することができる。次に、リズムカルな呼吸の度合いを、数値的、グラフ的、又は、他の幾つかの態様で視覚的に表示することができる。オプションで、可聴フィードバックを提供することができる。例えば、一例としての実施例では、呼吸がより不整となるときのトーンを上げ、呼吸がよりリズムカルとなるとときにはトーンを下げるができる。代替例として、単一のピープ音が、リズムカルな呼吸であることを指し示すことができ、二重ピープ音がリズムカルな呼吸に近いことを示し、三重ピープ音が不整呼吸であることを示すことができる。当然、前述したフィードバック技術又はこれらの技術の派生技術を、独立に、互いに組み合わせて、他の技術と組み合わせて、又は、互い及び他の技術の両方と組み合わせて、使用することができる。そのような設備手段は、ヨガのスタイルのリズムカルな呼吸パターンを実践するため使用されてもよい。例えば、ヨガの学生が

40

50

吸気：保持：呼気の比率が1：1：1となるようにリズムカルな呼吸を実践する場合、彼又は彼女は、リズムカルな呼吸が維持されることを確実にするため装置を使用することができる。

【0056】

本発明の他の実施例では、ユーザーが彼の呼吸の律動性に関して視覚的及び/又は聴覚的なフィードバックを受け入れている間に呼吸案内に従うことができるような予めプログラムされた呼吸案内を装置に設けることができる。更には、呼吸案内は、プログラム可能であってもよい。オプションで、フィードバックは、呼吸のリズムにのみ提供されるのではなく、呼吸速度にも提供することができる。例えば、ユーザーが毎分5呼吸で1：1：1の比率で呼吸を実践することを望んだ場合、視覚的及び/又は聴覚的なフィードバックは、ユーザーが毎分5呼吸でリズムカルに呼吸をしている度合いを指摘することができる。別の周波数で及び/又は不整に呼吸をしていると、スコアが減点される。

10

【0057】

別の一例としての実施例は、呼吸の深さに関するフィードバックを提供する。リズムカルな呼吸の間に、前述された方法を使用した測定可能な現象、即ち波振幅における主要な差異は、1回呼吸量（呼吸の深さ）である。かくして、振幅測定値を、人間の呼吸の深さを示すため視覚的及び/又は聴覚的なフィードバックのために使用してもよい。前述されたように、深い呼吸は、ストレスを解放する有用な方法である。一例としての実施例は、如何に深く呼吸をし、これによりストレスを解放するかをユーザーに教えることを援助するためユーザーの呼吸の深さに関するフィードバックを提供することができる。

20

【0058】

手短に言えば、本発明の一例としての実施例は、次の事項に対して視覚的及び/又は聴覚的なフィードバックを提供することができる。即ち、呼吸速度、呼吸の律動性、呼吸の深さ、規定された速度/リズムへの呼吸の追従性等である。評価は、これらの各々について、単独又は任意の組み合わせでなすことができる。フィードバックは、そのような評価の1つ以上に関して提供することができる。2つ以上のRSA波を同定し、速度、リズム深さ及び/又は追従性を導出する任意の実施手段が本発明の範囲内にある。

【0059】

（一例としての形態因子）

本発明の一例としての実施例は、多数の追加の特徴を組み込んでいる。そのような特徴の一つが、装置の形態因子の設計である。本発明以前には、バイオフィードバックプログラムは、ワイヤを介してコンピュータに取り付けられた、指PPGセンサー、耳PPGセンサー、及び/又は、心拍数ECGセンサーを使用していた。PPGセンサーは運動及び指圧力に敏感であるが、従来技術は、従来技術の指PPGセンサーがしばしばテーブル又はディスク上に置かれているので、運動又は過度の圧力により形成された多数の人為要素を処置する必要が無かった。この状況では、ユーザーは、彼らの手及び指をディスクに載せ、手及び指を安定にして過度の運動及び指圧力を防止することができていた。

30

【0060】

外部ワイヤは一般に社会的に（及び他の理由で）受け入れることができないので、本発明の一例としての実施例は、PPGセンサーをポータブル装置へと直接統合化し、外部ワイヤを無くしている。その結果、本発明の一例としての実施例に係る装置は、公的なセッティングにおいて快適に使用することができる。しかし、PPGセンサーをポータブル装置内に組み込むことは、革新的な形態因子を必要とする。例えば、セッション時間が5～15分の範囲に及び得るので、装置のユーザーは、長時間に亘ってディスクのような安定化構造無しに、装置を保持する。従って、本発明は、ユーザーが彼の指を指センサー上に静かに載せることを可能にしつつ快適に握ることができる装置を提供する。

40

【0061】

本発明は、長時間（例えば、10～15分間）に亘って運動及び圧力により引き起こされた人為要素を最小にしつつ快適さを提供する形態因子も提供する。2つの一例としての形態因子が、これらの目的を達成する。第1の因子では、指センサーは、エッジの一つの

50

近傍で装置の頂部上にある。人間工学的には、装置の底部から頂部までの高さは、約 3 . 8 c m から約 8 . 9 c m (約 1 . 5 インチから約 3 . 5 インチ) の間にあり、好ましくは、約 6 . 4 c m (2 . 5 インチ) 付近である。これは、垂直に保持されたとき (図 1 5 a) に親指により、又は、傾斜されたとき (図 1 5 b) 曲げられた指により支持されるかのいずれかによって装置を支持することを可能にしている。第 2 の因子では、ディスプレイが前部にあり、装置を使用中に例えば手のひらに載せることを可能にしている状態 (図 3 0) で、指センサーは、装置の丸みを帯びた後部上に置かれている。特に好ましい形態因子は、上記した第 1 のものであり、科学的且つ医学的な外観及び感触を備えた製品の設計を可能にしている。

【 0 0 6 2 】

10

(エラー検出及び訂正)

上記したいずれの形態因子も人為要素を最小にするが、ハードウェアの形態因子は、全ての可能となる人為要素を無くすることはできない。例えばテーブル又はディスク上に支持構造が存在していないので、手及び指は、セッションを通して様々な時刻で移動する。ハードウェアが人為要素を最小にするが、残り的人為要素は、本発明の一例としての実施例のソフトウェアにより取り組むことができる。また、装置は、エラーが発生した時点を検出するだけでなく、エラーを訂正する。

【 0 0 6 3 】

一般に、小型ポータブル装置上のディスプレイは、エラーに対して遙かに敏感である。そのようなディスプレイは、例えばデスクトップコンピュータのディスプレイと比べて非常に小さいからである。エラーがデスクトップコンピュータ上で発生したとき、ディスプレイは、正確なデータ及びエラーの両方を示すのに十分な解像度を持っている (図 3 1 a) 。しかし、小型ポータブル装置では、一つのエラーが、全ての正確なデータを、その低い解像度に起因して識別不能とさせ得る (図 3 1 b) 。

20

【 0 0 6 4 】

データ流れ内のエラーを検出するための多数の統計的な方法が、当該技術分野において存在する。しかし、これらの方法は、それらが高い度合いの精度を提供する前にデータの大量サンプリングを必要としている。上述されたように、小型ディスプレイを有する装置は、単一のエラーさえによっても悪影響を及ぼされ得る。かくして、エラーは迅速且つ正確に検出され、訂正されるべきである。本発明の一例としての実施例に係る装置は、非常

30

【 0 0 6 5 】

本発明のエラー検出及び訂正方法の更なる理解を容易にするため、理想的なエラーの無い状態でパルス情報を得るため P P G センサーが如何に使用されるかについての簡単な説明が提供される。P P G センサーは、指内の血圧の量を連続的に検出する。心臓が鼓動する度に、血液の対応するパルスは、指内の血圧を急激に上昇させ、次いで低下させる。P P G センサーは、血圧がピークに達する時刻を同定するため (図 3 2) 連続的に検出し続けている。これは、パルスピークである。前述されたように、2 つの連続するパルスピークの間 (ミリ秒単位の) 時間量は、p p インターバル (p p) と称されている (図 2)

40

。本発明に係る装置は、連続的な p p インターバルの各々を記録することができる。各々記録された p p インターバル (6 0 , 0 0 0 / p p) の心拍数は、新しいパルスピークに遭遇する度にスクリーン上に表示され得る。連続する p p インターバルの間の絶対時間差 ($absplute(pp[n] - pp[n - 1])$) は、鼓動間インターバル時間即ち I B I と称されている (図 3) 。

【 0 0 6 6 】

P P G センサーが次のパルスピークを正確に同定しようとするとき 2 種類のエラーが発生する (図 3 3) 。一つの種類のエラーは、P P G センサーが人為要素をパルスピークとして不正確に同定するとき発生し得る。即ち、P P G センサーは、実際には存在しないパルスピークが発生したと決定する。この種のエラーは、フォールスポジティブエラーと称

50

されている。第2の種類のエラーは、PPGセンサーが、実際には存在しているパルスビークを同定しないときに生じる。これは、フォールスネガティブエラーと称される。フォールスネガティブ及びフォールスポジティブの両方のエラーは、大きなIBIをもたらす。エラーの無いデータは、大きなIBIを生じさせることも生じさせないこともあり得る。しかし、エラーのあるデータは、大きなIBIを常に発生させる。かくして、大きなIBIを含んでいない連続データが大量に存在している場合は常に、このデータはエラーが無いと安全に仮定することができる。大きなIBIが発生した場合には、それはエラーに起因していることもあるし、良好なデータであることもある。装置は、いずれの場合であるかを決定する必要がある。

【0067】

本発明の好ましい一例としての実施例によれば、エラー検出の枠組みにおける最初のステップは、あらゆるIBI時間が200msより小さい一定数の心拍数関連のインターバル（例えば、10ppインターバル）を待機することである。これらのデータ点は、エラーが無いとみなされる。連続インターバルの数は、10より小さくてもよいが、少なくとも2である必要があり、好ましくは少なくとも3、更に好ましくは少なくとも5である。別の代替例は、連続データセット（例えば、5連続ppインターバル）内で、あらゆるIBI時間がppインターバル等の最低の心拍数関連インターバルの1/3よりも小さい1組の連続データ点を待機することである。これらのデータ点の範囲を計算することができる。本明細書で使用されるとき、「範囲」とは絶対範囲（即ち、min ppからmax ppまでの範囲）、範囲の導出（例えば、 $(\text{min pp} - 10\%) - (\text{max pp} + 10\%)$ ）、又は、計算された分散（例えば、平均偏差、標準偏差等）に言及し得る。当該範囲の任意の適切な数学的記述を使用することができる。本発明に係る好ましい実施例は、当該範囲の極小点として、 $\text{min pp} - ((\text{max pp} - \text{min pp}) \times 25\%)$ を使用する。好ましい実施例は、当該範囲の極大点として、 $\text{max pp} - ((\text{max pp} - \text{min pp}) \times 25\%)$ を使用する。当該範囲は、全データセット又はデータセットのサブセットから導出することができる。

【0068】

一旦、当該範囲が確立されたならば、新しいp-pの各々は、それが当該範囲内にあるか否かを決定するためテストされる。一例としての実施例では、新しいpp値は、それが極小値よりも大きく極大値よりも小さい場合、当該「範囲内」であるとみなされる。しかし、「範囲内」は、選択された範囲計算により決定されたときの当該範囲への現在のp-pの近接に関する任意の数学的判定に言及することもできる。例えば、範囲が標準偏差を使用して計算された場合、「範囲内」は、現在のppが、計算された分散内にある確率が80%以上である統計的判定に言及することができる。

【0069】

新しいppインターバルが到来したとき、新しいIBIを計算することもできる（新pp - 前のppの絶対値）。新しいIBIは、それが大きいか否かを決定するためテストすることができる。好ましい実施例では、装置は、IBIが範囲の極小値の半分よりも大きいか否かをテストする。もしそれが大きい場合、IBIは大きいとみなされる。他の一例としての実施例では、新しいppインターバルのIBI時間から以前のインターバルを引いた値を計算してもよい。その代わりに、ppインターバルの直前の数nの平均ppと比較される新しいppのIBI等、他のIBI時間を使用することもできる。また、大きくないIBIから大きなIBIを識別するための異なる閾値を使用することができる。本発明の実施例によれば、エラーを検出するため、ppインターバルの差異、又は、ppインターバルの導関数（例えば、平均）の差異を使用する任意の実施手段を使用することができる。

【0070】

上記を要約すると、本発明の一例としての実施例に係る装置が始動するとき、全てのIBI時間が200msより小さいところに10連続ppインターバルが位置するまで、エラー検出モードには入らない。次に、本装置はこれらのppインターバルの範囲を計算することができ、エラー検出モードを開始する。エラー検出モードでは、本装置は、新しい

10

20

30

40

50

p p が「範囲内」にあるか否かを決定するため新しい p p の各々をテストすることができ、本装置は、新しい I B I の各々を、それが「大きい」か否かを決定するためテストする。エラー検出で使用するためのこれらの 2 つの特性のいずれか又は両方を決定する他の任意の適切な方法も、本発明の範囲内にある。

【0071】

次の p - p が「当該範囲」内にあり、且つ、I B I が「大きくない」場合、新しい p - p をエラーが無いとみなすことができる。次の p - p が「当該範囲」内になく、且つ、I B I が「大きくない」場合、新しい p - p をエラーが無いとみなすことができ、当該範囲は、新たに見出された p p を含むように再計算される。新しい p - p が当該範囲内にあるが、I B I が「大きい」場合、新しい p - p を、エラーが無いものとみなすことができる。しかし、新しい p - p が「範囲外」であり、且つ、I B I が「大きい」場合、新しい p - p は、エラーの結果であるとみなすことができる。一旦、エラーが検出されたならば、エラーは訂正されなければならない。従って、エラー検出モードでエラーが検出される度に、本装置は、エラー訂正モードへと変更する。本装置は、誤った条件が解決されるまでエラー訂正モードのままであることができる。

10

【0072】

図 3 4 は、エラー訂正モードの間に用いられる一例としてのエラー訂正方法を示すフローチャートを提供している。エラー訂正は、それが同定されたとき連続的 p p インターバルの各々を一緒に総和する工程を備え、この総和工程は、この p p インターバルの総和が「範囲内」にあるか又は当該総和が整数により除算され、その除算の結果が「範囲内」にあるようにすることができるかのいずれかが達成されるまで続行される。総和それ自身が「範囲内」にあるとき、当該総和を形成する全ての p p インターバルを、当該総和に等しい単一の値へと結合することができる。整数により除算された総和が範囲内にあるとき、誤ったデータ群を、n 個の数（ここで、n = 整数分母）の除算の結果に等しい値で置き換えることができる。

20

【0073】

次の説明は、本発明の一例としての実施例に従ってエラーを如何に訂正することができるかの例を提供する。例えば、範囲が 600 ms から 1000 ms であり、誤った p p インターバル時間が 200 ms であるとする。次の p p インターバルが 100 ms である。すると、総和は、300 ms である。それは「範囲内」ではない。次の p p インターバルは 400 ms である。従って、総和は 700 ms となる。それは「範囲内」にあり、従って 700 ms が訂正值となる。3 つの p p インターバル（200 ms、100 ms 及び 400 ms）は 700 ms の単一値へと結合される。そして、本装置は、エラー訂正モードへと戻る。

30

【0074】

別の例として、当該範囲が 700 ms ~ 1000 ms であり、誤った p p インターバルが 1300 ms であるとする。1300 ms をそれで除算することにより「範囲内」にある値を生じさせる整数値は存在していない。従って、次の p p インターバル（300 ms）が一緒に総和され、1,600 ms を生成する。この時点において、「範囲内」にある値を生成するため除算で使うことができる整数が存在する。整数 2 が「範囲内」にある値をもたらす（1600 / 2 = 800 ms）。従って、2 つの誤った値（1,300 ms 及び 300 ms）は、2 つ（整数値）の 800 ms の値（除算の結果）で置き換えられる。

40

【0075】

一例としての実施例では、本発明に係る装置は、1 つ又は 2 つの追加の p p インターバル内で訂正值を発生することができる。しかし、装置が不定にエラー訂正モードに入る可能性がある。従って、本発明は、この状況をそれが発生する場合に解決するための安全機構を備えることができる。例えば、装置が長すぎる期間に亘ってエラー訂正モードのままである場合、本装置は、遭遇した全ての元のデータ点に統計的手法を適用することにより当該範囲を再計算する。即ち、P P G センサーから受け取ったあらゆる未処理の p p イン

50

ターバルが使用される。当該範囲は、統計に基づく範囲計算、即ち標準偏差式を用いて計算される。一例としての実施例では、中間 p p インターバルが、遭遇した全ての未処理 p p インターバル（信頼性があるが誤っている）から決定される。当該範囲は、中間値より小さい毎分 15 鼓動から中間値よりも大きい毎分 15 鼓動として定義される。エラー列内の p p インターバルは、新しい範囲に従って再処理される。なお、当該範囲は、未処理データ点（例えば、直前の 50 データ点）のサブセットを用いて計算することもできる。本発明は、延長したエラー状態を解決するため当該範囲を再計算する任意の方法を備えることができる。

【0076】

前述されたように、PPG センサーは、運動及び指の圧力に敏感である。それらのセンサーは、明るい光や低温の指にも敏感に反応する。従って、多数のエラーを引き起こし得る多数の因子が存在している。本発明の幾つかの実施例では、10 秒を超えるノイズ対信号比が 25% より下に低下するときは何時でも、本装置は、装置がエラー訂正モードから出るまで、エラーメッセージの表示（図 18 に示された例）を周期的に出すことができる。かくして、ユーザーには、正確なパルス情報を集めることに関し装置を援助するためなすことができる変更に関する情報が提供される。

【0077】

本発明は、心拍数インターバルデータセットにおいてエラーを検出し訂正するための代替実施例も提供する。例えば、新しい心拍数インターバル値が検出されるとき、当該範囲及び / 又は I B I 閾値を動的に変化させることを可能にする多数の実施手段が存在している。そのような実施手段は、幾つかの状況において精度の限界に近い増大を提供することができる。

【0078】

例えば、当該範囲を、時差窓を使用して連続的に評価することができる。当該範囲は、各連続 I B I が 200 ms よりも小さくなるように p p インターバルの最初の 10 秒を受け取った後に初期化することができる。この時点の後、当該範囲は、信頼性のあるデータの最後の 10 秒の時差窓を使用して連続的に再評価することができる。信頼性のあるデータの最後の 10 秒は、連続的であっても或いは連続的でなくてもよい。例えば、当該範囲の極大点 (r _ t o p) は、信頼性のあるデータの最後の 10 秒内で最も高い p - p であってもよく、当該範囲の極小点 (r _ b o t t o m) は、信頼性のあるデータの最後の 10 秒内で最も低い p - p であってもよい。

【0079】

別の代替手段は、当該範囲が動的に拡大し、収縮することができる率を減衰させることである。例えば、新しい p p 値が検出される度に、当該範囲を 3 つのステップで更新することができる。最初に、データセット極大 (d s _ t o p) 及びデータセット極小 (d s _ b o t t o m) が信頼性のあるデータの最後の 10 秒から同定される。第 2 に、d s _ t o p 及び d s _ b o t t o m が、それらが以前の d s _ t o p (p _ d s _ t o p) 及び以前の d s _ b o t t o m (p _ d s _ b o t t o m) から有意に変化しないような態様で調整される。例えば、p _ d s _ t o p が d s _ t o p よりも大きい場合、d s _ t o p は、 $p_ds_top - ((p_ds_top - ds_top) / 25 + 1)$ にリセットすることができる。p _ d s _ t o p が d s _ t o p よりも小さい場合、d s _ t o p は、 $p_ds_top + ((ds_top - p_ds_top) / 4 + 1)$ にリセットすることができる。p _ d s _ b o t t o m が d s _ b o t t o m よりも大きい場合、d s _ b o t t o m は、 $p_ds_bottom - ((p_ds_bottom - ds_bottom) / 2 + 1)$ にリセットすることができる。p _ d s _ b o t t o m が d s _ b o t t o m よりも小さい場合、d s _ b o t t o m は、 $((ds_bottom - p_ds_bottom) / 25 + 1)$ にリセットすることができる。かくして、r _ t o p は、調整された d s _ t o p に等しくなり、r _ b o t t o m は調整された d s _ b o t t o m に等しくなる。p - p は、それが r _ b o t t o m と r _ t o p との間にある場合には、「範囲内」であるとみなされる。

10

20

30

40

50

【0080】

上述された手法は、3つの目的を達成することができる。最初に、当該範囲を動的に増減することを可能にする。第2には、当該範囲をそれが収縮するよりも速く拡大することができる。第3に、当該範囲の極小点は、当該範囲の極大点よりも迅速に拡大することができる。これらの方法を実施する多数の方法が存在しており、これらの3つの目的のいずれかを達成する任意の実施手段は、本発明の範囲内にあることが意図されている。

【0081】

更に別の代替手法は、計算されたpp範囲を脈拍数値(prv)の範囲へと変換し、各々新たに検出されたprv(60, 000/pp)を脈拍数範囲と比較する、各工程を備えている。「範囲内」であることは、新しいprvが最大のprv(max_prv)より小さく、最小のprv(min_prv)より大きいかににより決定することができる。又は、「範囲内」であることは、新しいprvがprv値の範囲に十分に近いか否かに言及することもできる。例えば、範囲の極大点及び範囲の極小点は、決定された数の鼓動だけ拡大することができる(即ち、max_prv = max_prv + 9及びmin_prv = min_prv - 9)。かくして、データセットの9bpm内にある任意の新しいprvは、「当該範囲内」であるとみなすことができる。

10

【0082】

pp範囲に関しては、prv範囲を、動的とすることができる。即ち、新しいprvが到来したとき、新しいprvが信頼性があるとみなされる場合(例えば、IBIが過度に長すぎない場合)に、当該範囲を再計算することができる、

20

エラー検出能力を増大させるための別の方法は、新しいIBIが以前のIBIから如何に近いところにあるかを決定するため2つの閾値を使用することである。例えば、新しいIBIが低い方の閾値よりも小さい場合、それは、「小さいジャンプ」とみなすことができる。新しいIBIが2つの閾値の間にある場合、それは、「かなりのジャンプ」とみなすことができる。そして、新しいIBIが2つの閾値よりも高い場合、それは、「大きいジャンプ」とみなすことができる。かくして、新しい値が入ったとき、新たな値が「範囲内」であるか又は「範囲外」であるかに関して及び新しいIBIが小さいジャンプ、かなりのジャンプ又は大きいジャンプのいずれであるかに関してそれらの値を評価することができる。値を表示するか否かに関する判定は、範囲を更新するための値を使用し、及び/又は、値を訂正するか否かに関する判定は、そのような評価に基づくことができる。

30

【0083】

任意の心拍数関連のインターバルは、IBIレベルの有意性を判定するため使用することができる。例えば、2つのprvの鼓動間インターバル差(prvIBI)を、以前のpuls値に対する新しいpuls値の近似値を評価するとき使用することができる。かくして、IBIの値は、ppインターバル、prv値、rrインターバル、hr値等々に対して計算し評価することができる。

【0084】

更に別の代替手段は、ジャンプが小さいか、かなりであるか又は大きいかを判定するためIBI変化の方向を使用する工程を備えている。人間が物理的に静止しているとき、心拍数は、様々に異なる率で上昇又は下降している。かくして、異なる閾値を、変化の方向に依存して使用することができる。例えば、以前のprvIBIよりも大きいprvのIBIは、それが8bpmより小さい場合には、小さな上昇ジャンプであり、それが8~15bpmの間にある場合にはかなりの上昇ジャンプであり、それが15bpmよりも大きい場合には大きな上昇ジャンプであるとみなすことができる。以前のprvIBIよりも小さいprvのIBIは、それが8bpmより小さい場合には、小さなジャンプであり、それが8~12bpmの間にある場合にはかなりのジャンプであり、それが12bpmよりも大きい場合には大きなジャンプであるとみなすことができる。

40

【0085】

更に別の一例としての実施例は、当該範囲内にある以前のprvの位置にprvIBI閾値を基づかせる工程を備えている。以前のprvが当該範囲の極大点に既に向かっている

50

る場合、閾値はより小さく設定することができる。理論上、次の prv が当該範囲の外部に遠くに行き過ぎることは望まれていないからである。同様に、以前の prv が当該範囲の極小点に既に向かっている場合、ジャンプを小さくするための prv 閾値を減少することができる。かくして、当該範囲の以前の prv の位置に基づいた prv IBI 閾値の例には、小さな上昇ジャンプに対して $(r_{top} - prev_{prv}) (1/3) + 10$ 、大きな上昇ジャンプに対して $(r_{top} - prev_{prv}) (2/3) + 15$ 、小さな下降ジャンプに対して $(prev_{prv} - r_{bottom}) (1/2) + 10$ 、大きな下降ジャンプに対して $(prev_{prv} - r_{bottom}) (2/3) + 15$ が含まれている。

【0086】

更に別の一例としての実施例では、新しい心拍数インターバル点が訂正される必要があるか否かを判定するときに例えば方向等の第3のテストを追加する。例えば、点が IBI 及び範囲テストに落ちたが、当該範囲、以前の心拍数インターバル点により近い場合、その点はなおも許容可能であるとみなされる。

10

【0087】

幾つかの状況及び実施態様において、動的範囲法、方向に基づく異なる閾値を備えた二点 IBI 閾値法、及び、心拍数インターバル方向方法によって、限界に近い改善を得ることができる。そのような組み合わせの一例は次の通りである。各々の新しい prv が計算されるとき $(60, 000 / pp)$ 、それが「直ちに表示可能」であるか否かを最初に評価することができる。 prv が小さな上昇ジャンプ又は小さな下降ジャンプのいずれかである場合（適切な閾値を使用する）、それは、「直ちに表示可能」となり、従って、直ちに表示される。 prv がかなりのジャンプであり「範囲内」にある場合には、それは、「直ちに表示可能」となり、従って、直ちに表示される。他の場合には、それが表示可能であるか否かを見るため方向により再評価することができる。現在の prv が以前の prv よりも当該範囲により近い場合、それはなおも表示される。他の場合では、それは表示されず、訂正されなければならない。

20

【0088】

上述した方法の組み合わせは、値が何時「信頼性を持つことができる」かを判定するため、使用することができる。即ち、これらの方法は、新しい prv が動的範囲を再計算する際に使用されるべきであるかを判定するため使用することができる。例えば、新しい prv が小さなジャンプである場合、それは「信頼性が高い」とみなすことができる。新しい prv がかなりのジャンプであり、「範囲内」にある場合、それは「信頼性が高い」とみなすことができる。新しい prv がかなりのジャンプであり、「範囲外」であるが以前の prv よりも当該範囲により近い場合、それは「信頼性が高い」とみなすことができる。

30

【0089】

データセット内のエラーを検出し訂正するため、いずれかの方法を用いるべきかを決定する際には、ハードウェアの安定性、使用環境、及び、複雑に組み合わせた方法の可能な統計学的利点の度合いが基本的な IBI 閾値 / 範囲方法を超えてより大きい実用的な有用性を提供するか否かを判定するための他の因子を考慮すべきである。ほとんどの状況では、基本的な IBI / 範囲の枠組みで十分となる。しかし、有意な運動、太陽光線、圧力及び類似の因子が存在するものと予想される場合には、上述された追加の統計学的手法を、データセット内のエラーの検出及び訂正によりいっそう高い精度を提供するため実施することができる。

40

【0090】

(スケーリング問題の解決及びリズムカルな呼吸の同定)

本発明の一例としての実施例に係る方法及び装置は、ストレスを評価し、正確な平均心拍数を決定し、波周波数に関してフィードバックを提供するためだけに波情報を使用するのではなく、波が示されるディスプレイの領域を革新的にスケーリングするためにも波情報を使用する。

【0091】

50

R S A 波の振幅は、人によって有意にばらつき得る。前述されたように、R S A 振幅は、個人の年齢、性別、フィットネスレベル、呼吸パターン及びそれ他に依存している。大きなディスプレイスクリーンは、大きな波又は小さな波を収容することができるが、ポータブル装置上の小さなディスプレイスクリーンは、洗練されたスケーリングを必要とする。かくして、小さなディスプレイ上のスケールが小さ過ぎる場合、大きな波は、ディスプレイに適合しない。スケールが大き過ぎる場合、小さな波の形状及びサイズは識別不能となる。スケールが非常に動的であり、非常に頻繁に調整され過ぎる場合、大きな波及び小さな波は、同じサイズであるように見え、ユーザーは彼の呼吸パターンが変わったか否か、何時変わったかを識別することができなくなる。

【0092】

10

本発明の一例としての実施例に係る装置は、2つの段階の間に、異なる態様でディスプレイスケーリングを調整することによりスケーリングの問題を解決することができる。第1の段階は、装置がパワーオンされた時点からユーザーがリズムカルに呼吸をし始めるまで継続する。第2の段階は、装置がリズムカルな呼吸を検出した時点から装置がオフにされるまで継続する。段階1の間では、非常に基本的なスケーリング技術を実施することができる。段階2の間では、ユーザーが、彼の呼吸が何時より浅くなるか（深くなくなるか）を正確に評価することができるように、革新的なアプローチを用いることができる。

【0093】

例えば、装置が最初にオンにされたとき、スケーリングは、小さな予めセットされた値へとズームインされるのが好ましい。次に、装置は、現在のズームレベルを使用してプロットすることができる最高値よりも高いか又は最低値よりも低い脈拍数点に遭遇するときには何時でもズームアウトする。スケールは、新しいパルス点が装置のディスプレイ領域の縁部でプロットされるようにズームアウトされる。ユーザーにスケールのアイディアを与えるため、装置は、始動時に、ズームアウトだけ実行し、ズームインは実行しない。ディスプレイは、大きな波がスクリーンに励起された後、ディスプレイの全高が極大点から極小点まで使用されるように、ズームインに戻す。ディスプレイは、ユーザーがリズムカルな呼吸を始めるまでの全ての時刻で示されたデータ点がディスプレイの全範囲を消費するように、連続的にズームインしズームアウトする。

20

【0094】

一旦、ユーザーがリズムカルに呼吸をし始めたならば、装置は、彼に深く呼吸をすることを奨励しようとする。装置は、小さな波が現れたときに自動的にズームインし続ける場合には、浅い呼吸により生成された小さな波は、深い呼吸により生成された大きな波と同じサイズに見える。これは、ユーザーが、彼の呼吸の深さを波のサイズから視覚的に識別することを可能にしない。

30

【0095】

本発明の一例としての実施例に係る装置は、リズムカルな呼吸を検出するため波情報を使用する。リズムカルな呼吸は、均一な波長、周波数、振幅、ピーク間時間、ピーク配置時刻（図35）を有する波を生成する。これらの波の特徴パラメータのうち1つ以上の分散を測定することにより、リズムカルな呼吸を同定することができる。一例としての実施例は、直前の3つの波の波長及び振幅の分散量を計算する。これらの分散の両方ともが低いとき、リズムカルな呼吸が開始したとみなされる。

40

【0096】

分散を決定し、かくして分散が何時小さかを確認する一つの方法は、パーセント相対偏差に基づくことができる。この方法は、2つ以上の値（例えば、ピーク間時間、波長、周波数等）の分散を比較するとき有用となる。これは以下の通りなすことができる。最初に、当該値の中間値（平均）を決定することができる。次に、各値の平均からの差の総和（sum_dif）を計算することができる。当該総和は、平均値×値の個数によって除算することができる。例えば、4つの波、10、8、10、8秒を考える。平均は9である。中間値からの差の総和は4（10は1離れ、8は1離れ、プラス10は1離れ、プラス8は1離れている）となる。かくして、4が、値の中間値×値の個数で除算される（4 / (9 ×

50

4))。かくして、パーセント相対平均偏差は、11.1%となる。ここで4つの振幅、30、28、30、28 bpmを考える。偏差は前記例のように4であるが、パーセント相対平均偏差は、ほんの3.4%となる。かくして、パーセント比較平均偏差は、それ自身を、分析される値の範囲へと自動的にスケールしている。

【0097】

波の特徴の任意の分散量を、単独で又は多数の方法の使用と組み合わせで分析することができる。好ましい実施例は、パーセント相対平均偏差を用いる。その結果生成されたパーセンテージが大きくなればなるほど、分散が大きくなる。分散閾値は、リズムカルな呼吸が始まったか否かを判定するため設定することができる。例えば、3つ以上の波が、20%より小さい波の特徴の分散量を持っている場合、リズムカルな呼吸が始まったと結論することができる。好ましい実施例では、リズムカルな呼吸は、直前の3つの波の波長の分散及び振幅が各々10%より小さいとき、開始したとみなされる。

10

【0098】

一旦、リズムカルな呼吸が始まったならば、生じたリズムカルな波により形成された最も大きい振幅(最大振幅)の追跡を続けることができる。本装置は、例えば各々のあらゆる波に関して、ユーザーがなおもリズムカルに呼吸をしているか否かを判定し続ける。ユーザーがリズムカルに呼吸をし続けている限り、本装置は、最も大きい振幅(最大振幅)を探し続けることができる。新たに形成されたリズムカルな波が現在の最大振幅よりも高い振幅を持っている場合には、最大振幅を、新しい振幅に等しくなるように再調整することができる。一般に、ディスプレイは、最大振幅よりも大きくはズームインしない。即ち、最大振幅に等しい振幅を持つ波がスクリーンを極大点から極小点まで完全に占めるようにディスプレイスケールを設定することができる。ズームレベルは、この設定ポイントを超えないように設定することができる。その結果、本装置は、ズームアウトすることができるが、最大振幅により決定された設定ポイントを超えてズームインしない。このようにして、ユーザーは、スクリーン上に(最大振幅と比べて)比較的小さい波を見ることになるので、彼らが呼吸を何時浅くしたかに気づくことになる。

20

【0099】

時折、誤った波(不正確に再構築された訂正エラーを持つ波)が最大振幅を持ち得る。この大きな振幅は、誤って高くなり得る。また、人間の可能な最大の振幅は、彼らの肺がリズムカルな呼吸に使用されるようになるまで、時間の経過と共に低下し得る。即ち、彼らの肺が疲労するようになったとき、肺は、最大振幅に等しい振幅を備えた波を再生成することができなくなる。本装置は、ユーザーを挫折させてはならないが、ユーザーが快適に作ることができる最大の波を生成するように奨励するので、本装置は、連続的な波が最大振幅に十分に近づかない場合には、時間の経過と共に最大振幅を減少させることができる。好ましい実施例では、3つの連続したリズムカルな波が最大振幅の80%より小さい振幅を有している場合、最大振幅を、次式即ち(直前の3つの波の最大振幅)×(100/85)を使用して再調整するようにしてもよい。別の代替手段は、波がディスプレイを極大から極小まで占めるのに十分に近くなるまで、最大振幅を連続的に減少させることである。例えば、最大振幅は、新たに形成されたリズムカルな波が現在の最大振幅の80%よりも小さい振幅を持つ度に、5%だけ減少するようにしてもよい。振幅を使用する別の方法は、最高の平均振幅を採用することである。例えば、直前の3つの波の平均振幅が、新しい波に遭遇する度に計算されてもよい。最高の平均振幅を、最小の設定ポイントとして使用することができる。

30

40

【0100】

設定ポイントを確率するためリズムカルな呼吸で生じる高い振幅の使用は、開示された発明の新規で有用な構成要素である。振幅、範囲、分散又は偏差に基づく任意のスケールリングが、本発明の範囲内にあることが意図されている。例えば、データセット若しくはデータのサブセットの標準偏差を決定することができる。最大ズームレベルは、偏差に対して一定の確率を有する値がスクリーンを占めるように設定することができる。例えば、標準偏差内に80%の確率で存在する全ての値は、スクリーンを極大から極小まで充足する

50

。

【0101】

(一例としてのシステム及びソフトウェアプロセス)

本発明の一例としての実施例は、例えばコンピュータ等のデータ処理装置のメモリに格納されたプロセスとして実施することができる。そのようなプロセスは、当該技術分野で知られているように、例えば、ソフトウェアの形態にあり、データプロセッサ又はCPUと、例えばCRT、プラズマ、他のコンピュータディスプレイ等のディスプレイ上に表示された結果とにより実行することができる。かくして、例えば、そのようなソフトウェアは、1つ以上のバス又はデータ経路により全て接続されている、CPU、メモリ及びディスプレイを備えるシステム上で実施することができる。図55は、そのような一例としてのシステムを表している。

10

【0102】

図55を参照すると、I/O即ち入力/出力インターフェース5501と、CPU5505と、メモリ5510とが提供されている。この一例としてのシステムの3つの構成要素は、システムバス5520を介して連絡可能に接続されている。なお、システムバス5520は、論理構成要素であり、任意の与えられた実施例において、システム要素の間の複数の相互接続をなすことができる。そのような一例としてのシステムが与えられると、ソフトウェアプロセスは、メモリ5510にロードされ、CPU5505で実行することができる。その上、ユーザーは、入力をI/O5501を介してプロセスに提供することができる。また、視覚、聴覚、触覚又は他の手段を経由したユーザーへの出力は、I/O

20

【0103】

更に加えて、そのようなソフトウェアプロセスは、例えば、任意の適切なコンピュータ言語又は既知の技術を使用した言語の組み合わせを使用して表現することができ、例えば、組み込まれたシステム、或いは、既知の技術を使用した命令の通常通り格納されたプログラムとして実施することができる。そのようなソフトウェアプロセスは、例えば、上述されたように、人間のストレスを評価するため使用することができるデバイス上で実施することができる。そのような一例としてのソフトウェアプロセスは、例えば、ユーザーへのメッセージを表示することにより、及び、例えばユーザーが呼吸ガイダンスボタンを押下したり又はユーザーの指から発しているパルス等の様々なユーザーの動作を連続的に調べ該動作に応答することにより、ユーザーと応答し合う極大レベルのプロセスを有することができる。そのような一例としてのソフトウェアプロセスは、次に記載されるように、図36乃至図54に表されている。なお、上述した図8(a)及び図8(b)は、この一例としてのソフトウェアプロセスと統合化されており、よって、図49と関連されて後述されるサブルーチン「process_waves」は、図8(a)及び図8(b)に表されているサブルーチン「get_waves」を呼んでいる。

30

【0104】

図36乃至図37は、ユーザーに表示されることを制御することができ、例えばユーザーの動作に応答することができる、一例としての極大レベルプロセスを表している。この極大レベルのプロセスは、事実上、変数を初期化し、応答する割り込みを待機している。図36を参照すると、ステップ3601で、変数を初期化することができる。この初期化工程は、例えば、装置のモードを「自発」に設定し、次の変数即ち、未処理タイムステップの数、タイムステップの数、ppインターバルの数、鼓動間インターバルの数、error_sum、波の数、ppインターバルの数、ppインターバルタイムステップの数に関する値をゼロに設定し、並びに、変数状態を「未処理(RAW)」に設定する。この初期化は、例えば、次の疑似コードに従って実施することができる。即ち、n_rt=0;n_ts=0;n_pp=0;n_i

40

50

【0105】

図36を参照し続けると、ステップ3602では、例えば、「指を挿入せよ」のメッセージをユーザーに対して表示することができる。ステップ3603では、当該プロセスは、割り込みを待機し、割り込みが発生するまでは更なる動作を実行しない。ステップ3604では、ステップ3610で指がユーザーにより挿入された場合、例えば、本装置は、較正を開始し、ディスプレイメッセージが更新され、割り込みがクリアにされて、ステップ3602へと戻る。

【0106】

この一例としての極大レベルプロセスのためのプロセスの流れが図37に表されているように続行する。図37に参照されるように、ステップ3710において、ユーザーが上記のように呼吸ボタンを押下すると、これは、呼吸ボタン押下の割り込みをトリガーすることができる。プロセスの流れは、ステップ3720に移行し、該ステップでは、例えば、装置のモードが「案内」に設定され、変数「Start」が現在時刻に設定され、割り込みがクリアにされる。次に、プロセスの流れがステップ3721に移行すると、該ステップでは、クロックの割り込みを、例えば、100ミリ秒に設定することができる。プロセスの流れがステップ3730に移行すると、該ステップでは、案内モードの表示をユーザーに与えることができる。プロセスの流れは、図37の区切り点2を通過して図36のステップ3603へと戻り、そこで、極大レベルプロセスは、再び、別の割り込みが発生することを待機する。これは、プロセスの流れを区切り点1を通して図37に戻し、ステップ3711では、例えば、クロックの割り込みが生じた場合、プロセスの流れはステップ3703に移行し、ステップ3711でユーザーが呼吸ボタンを押した時点から案内モードに入るまで2分未満が経過したかをテストする。その経過時間がまだ2分未満であった場合、プロセスの流れは、ステップ3731を通過してステップ3730へと移行することができる。該ステップ3730では、例えば、案内モードの表示を更新することができる。ステップ3703において例えばユーザーが呼吸ボタンを押してから2分より長い時間が経過していた場合、プロセスの流れは、ステップ3702に移行することができ、モードの変数は「自発」にリセットされ、プロセスの流れは、ステップ3701に移行し、該ステップにおいて例えば自発モードの表示が復帰される。

【0107】

最終的に、図37に関して、ステップ3712においてパルスが検出された場合、パルス検出割り込みが発生し、プロセスの流れは、例えばステップ3713に移行し、サブルーチン“Process Pulse”が呼び出される。これは、図36及び図37に表された一例としての極大レベルプロセスを終了させる。図38乃至図42は、本発明の一例としての実施例に係る“Process Pulse”と名付けられた一例としての主要ルーチンのプロセス流れを表している。“Process Pulse”は、サブルーチンerror_correction(図43乃至図45)、error_detection(図46乃至図47)、initialize_range(図48)並びにprocess_waves(図49乃至図50)を呼び出す。次いで、process_wavesは、サブルーチンget_waves(図8(a)及び図8(b))、及び、determine_stress(図51乃至図53)を呼び出す。かくして、サブルーチンの全てが、“Process Pulse”によって、直接的又は間接的に呼び出される。

【0108】

図38を参照すると、ステップ3802で、図36のステップ3601で初期化が与えられるとrt[0]となる未処理時間ステップrt[n_rt]が、ミリ秒単位で現在時刻に設定され、n_rt即ち未処理時間ステップの数が事前に増分される。次に、例えば、ステップ3803、3804及び3805では、データが、エラーが無い状態、エラーの疑いがある状態又はエラー状態のいずれで仮定されるかを判定するため、変数状態を、「未処理」、「検出」又は「訂正」に対してテストすることができ、従って、これに沿って経路プロセスの流れが続行される。状態＝「訂正」である場合、ステップ3805で始まるデータ経路が採用され、ステップ3805でサブルーチンerror_correctionを呼び出す。状態＝「検出」である場合、ステップ3804で始まるデータ経路が採用され、図39のステップ39

10

20

30

40

50

10でサブルーチンerror_correctionを呼び出す。これらの2つのデータ経路は、最終的に図40のステップ4011に到達する。状態=「未処理」である場合、プロセスの流れは、図39のステップ3901へと移行し、更にn_tsが1より大きい数であることが立証されるステップ3902を通して直接続行することができ、予備増分変数n_ts、時間ステップの数を追跡する変数を始めとするタイミング変数が初期化される。これがその場合である場合、ステップ3903では、例えば、n_val、割り当てられるべきppインターバルの数を、例えば1に等しく設定することができ、プロセスの流れは、区切り点9を通して、図40のステップ4010へと移行し、更にステップ4011を介して続行することができる。プロセスの流れがステップ4011に到達したとき、割り当てられる必要がある1つ以上のpp値が存在する。かくして、ステップ4011では、各々のpp値にある値が割り当てられ、1より多いpp値(即ち、n_val>1)が存在する場合、実際の時間ステップを発生することができ、(60000/pp[n_pp-1])により決定された現在のppインターバルの周波数である瞬間的な脈拍数が表示される。ステップ4011からプロセスの流れは、ステップ4110へと続行し、該ステップでは、1つより多いpp値が存在する場合、鼓動間インターバル(IBI)の計算が可能となる。このステップ4110では、プロセスは、この条件をテストし、もしイエスであるならば、IBI値は、ステップ4111で計算することができる。もしノーであるならば、プロセスの流れは、ステップ4010へと戻って繰り返される。ステップ4111では、一旦、IBI値が計算されたならば、プロセスの流れは、如何に多くのpp値が存在するかをテストするためステップ4201に移行する。8より多く、即ち9が存在する場合、レベル4の谷部を同定するため十分なデータが存在している。一旦、少なくとも2つのレベル4の谷部の点が存在したならば、即ち、ステップ4212でnum_val4>1である場合、一例としてのプロセスは、上述されたように、RSA波を探すことができる。かくして、ステップ4212でイエスである場合、例えば、プロセスの流れに、ステップ4213においてサブルーチンprocess_wavesを呼び出させる。

10

20

【0109】

図43乃至図45は、エラー訂正サブルーチンのための一例としてのプロセス流れを表している。図38のステップ3805では、一例としてのルーチンProcess Pulseに関して上述されたように、エラー訂正サブルーチンが呼び出される。図43を参照すると、プロセス流れは、ステップ4301で始まり、サブルーチンが開始される。ステップ4302では、現在のppインターバル時間を蓄積する例えば変数err_sumは、最も近いppインターバルをそれに追加させる。

30

【0110】

これに加えて、変数n_valが0に設定される。プロセスの流れは、ステップ4303で続行し、該ステップでは、err_sumの新しい値が範囲内にあるか否かに関してテストされる。その値が範囲内にある場合、プロセスの流れは、例えば、ステップ4310へと移行することができ、該ステップでは、同定された正確なppインターバルを表す変数n_valが1にセットされ、ppインターバルの値は、err_sumのミリ秒数に等しく設定され、プロセスの流れは、ステップ4320でProcess Pulseに戻る。他方、ステップ4303では、仮のppインターバル時間が範囲内になう場合、プロセスの流れは、ステップ4304へと移行し、該ステップでは、例えば、サブルーチンが、現在のppインターバル時間が当該範囲より小さいか否かをテストする。もしイエスならば、プロセスの流れはステップ4302へと戻り、追加のppインターバル時間が、変数err_sumに加算される。もしノーであるならば、現在の総和は、非常に高過ぎるとみなされ、2以上の「範囲内」のppインターバルを形成するため総和を除算するべき適切な整数が見出されなければならない。次に、プロセスの流れは、ステップ4304から区切り点20を介して図44のステップ4401へと移行する。ここで、test_integer=2がテスト約数として設定され、プロセスの流れは例えばステップ4402へと移行し、該ステップでは、一時的な変数tmp_valが、可能となる実際に訂正されたppインターバルを表すerr_sum/test_integerの商を保持するため設定される。プロセスの流れは、ステップ4403へと移行し、該ステップ

40

50

では、例えばtmp_valが当該範囲を超えるかに関してテストされる。もしイエスならば、ステップ4410では、例えばtest_integer変数が増分され、提案された除算が、ステップ4402においてもう一度実行される。他方、ステップ4403で、tmp_valが当該範囲を超えていない場合、ステップ4404で、例えば、tmp_valが当該範囲内にあるかに関して再度テストすることができ、もしイエスならば、プロセスの流れは、図45のステップ4501に（区切り点21を介して）移行することができる。

【0111】

図45のステップ4501では、カウント変数を1に設定することができ、ステップ4502では、例えば、サブルーチンが、カウントがtest_integerの現在値よりも小さいか否かを尋ねることができる。もしノーであるならば、プロセスの流れは例えばステップ4510へと移行し、変数n_valはtest_integerに等しく設定することができ、ステップ4520では例えば図38の区切り点6においてProcess Pulseに戻る。他方、カウントがステップ4502でtest_integerの現在値よりも小さい場合、プロセスの流れは、例えばステップ4503、4504及び4502を介してループを形成することができる。各ループ（ステップ4504で）のカウント値は、該カウント値がtest_integerに等しくなるとプロセスの流れがProcess Pulseに戻ることができるまで、増分される。次に記載されたことは、図46から図47を参照した一例としてのエラー検出サブルーチンである。図46を参照すると、プロセスの流れはステップ4601から始まり、ステップ4602まで続行する。現在のppインターバルが（仮に正しいという意味合いで）一時的なppインターバルtmp_ppへと読み込まれる。ステップ4603では、tmp_ppは当該範囲内にあるかに関してテストされる。もしイエスならば、n_valが1に設定され、ステップ4610でval[0]がtmp_ppに等しく設定され、ステップ4620ではプロセスの流れは、呼び出しプログラム、特に図39のステップ3911に戻る。しかし、ステップ4603で、tmp_ppが当該範囲外であることが見出されたならば、ステップ4604で、上述されたように任意のエラーを検出する際に使用するため一時的な鼓動間インターバル変数tmp_ibiが発生される。プロセスの流れは、（区切り点22を介して）図47のステップ4701へと移行することができ、該ステップでは、tmp_ibiが当該範囲の下側限界の半分よりも大きいかにしてテストされる。このテストは、上述されたように、大き過ぎることに関するテストである。もしイエスであるならば、エラーが存在すると仮定され、流れはステップ4702に移行する。ステップ4702では、変数err_sumがtmp_ppに等しく設定され（err_sumは、上述されたエラー訂正サブルーチンへの入力である）、「状態」が「訂正」となるように設定され、プロセスの流れは例えばステップ4703へと移行する。ステップ4703ではn_valが0に設定され、プロセスの流れはProcess Pulseに戻り、次に、n_val=0及び「状態」=「訂正」に基づいて、図39のステップ3911で図38のステップ3820へと戻ることができる。最終的には、流れは、ステップ3805でエラー訂正サブルーチンへと移行する。

【0112】

ステップ4701で、tmp_ibiが当該範囲の下側限界の半分より大きくなく、それが大きいとはみなされず、よってppインターバルデータにエラーが存在しないとみなされる場合、プロセスの流れは、ステップ4710へと移行し、例えば、tmp_ppが当該範囲の極大値よりも大きいか否かをテストする。tmp_ibiがステップ4701で大きいとは見出されず、よってエラーが存在しないと仮定されたので、ステップ4710でtmp_ppインターバルが当該範囲の現存する極大点よりもまだ大きい場合には、データ中のエラーの結果ではない最大の可能なppインターバルのための値を保持するmax_ppとして新しいppインターバルを使用して当該範囲を再計算する必要がある。ステップ4711では、例えば、max_ppが、tmp_ppに等しく設定することができ、この新しい値を使用して、ステップ4712で、例えば当該範囲の上側限界及び下側限界が再計算される。流れは、例えばステップ4713へと移行し、該ステップでn_valが1に等しく設定され、val[0]が現在のppインターバル、tmp_ppに等しく設定される。ステップ4714では、例えばプロセスの流れは、呼び出しループProcess Pulseへと戻ることができる。ステップ4710で現在の

10

20

30

40

50

pp インターバルが当該範囲の現存する上側限界より大きくない場合、例えばステップ 4720 で最小の可能な pp インターバルが現在の pp インターバルミニウムに等しく設定される。次にプロセスの流れがステップ 4712、4713 及び 4714 を介して上述されたように続行し、プロセスの流れは呼び出しプログラムへと戻る。

【0113】

図 48 を参照して、次に、サブルーチン initialize_range に関するプロセスの流れを説明する。このサブルーチンは、エラー検出及び訂正のルーチンで使用するべく、この範囲でデータにエラーが無いと仮定される pp インターバルのための範囲を計算するため、本発明の一例としての実施例で使用することができる。サブルーチンの呼び出しでステップ 4801 で開始するとき、プロセスの流れは、例えばステップ 4802 へと移行し、該ステップでは、変数 min_pp 及び max_pp が次の疑似コードを使用して設定される。即ち、min_pp = データセット内の最低の pp、max_pp = データセット内の最高の pp である。次に、例えばステップ 4803 では、データ点の範囲の上側限界及び下側限界が、上述されたように、エラー検出及び訂正のために使用される。これは、例えば、次の疑似コードを使用して実施することができる。即ち、range_high = max_pp + ((max_pp - min_pp) * 0.25) であり、range_low = min_pp + ((max_pp - min_pp) * 0.25) である。これらの一例としての値を使用するとき、今や当該範囲が設定され、ステップ 4804 で、プロセスの流れは、呼び出しルーチン、即ち Process Pulse へと戻ることができる。特にプロセスの流れは、図 41 でステップ 4102 へと戻る。

10

【0114】

図 49 から図 50 は、波処理サブルーチンの一例としてのプロセスの流れを表している。本発明の一例としての実施例では、例えば、上述されたように Process Pulse 等のパルス取得処理ルーチンにより、そのようなサブルーチンを呼び出すことができる。ステップ 4901 でサブルーチンが呼び出された後、例えば、プロセスの流れはステップ 4902 で続行することができ、該ステップで、上述された get_waves サブルーチンを、パルスデータから同定された波を入力するため呼び出すことができる。プロセスの流れはステップ 4903 へと移行し、該ステップでは、取得されたデータが与えられると、同定された波内に反映されたユーザーのストレスレベルを示すスコアを、一例として determine_stress サブルーチンを使用して割り当てることができる。流れは、例えばステップ 4904 へと移行することができ、該ステップでは、波がソートされ、瞬間的な周波数が、表現周波数 = $60000 / ([ppts[v2[n_waves - 1]] - ppts[v1[n_waves - 1]])$ を使用して現在の pp インターバルに基づいて計算される。ここで、ppts[v] はデータ点 v におけるパルス点のタイムスタンプである。そこから、例えば、プロセスの流れは図 50 のステップ 5001 へと移行することができ、該ステップでは、0 から 3 の間のスコアを、現在の波の周波数に基づいてユーザーに割り当てることができる。ここで、より高いスコアはより低いストレスレベルを示している。ステップ 5002 では、例えば、サブルーチンは、例えば、(ステップ 4903 で determine_stress への呼び出しから得られた) 彼又は彼女の (i) ストレスレベルの各々と、(ii) (ステップ 4904 からの) 周波数と、(iii) (ステップ 5001 からの) スコアと、をユーザーに表示し、該時点で、例えば、ステップ 5003 において、プロセス流れは、呼び出しルーチン、即ち Process Pulse へと戻ることができる。

20

30

40

【0115】

図 51 乃至図 53 は、ストレススコアを決定するための一例としてのサブルーチンを表している。測定されたものは、彼又は彼女の RSA 波の波長に操作することにより、与えられたユーザーが如何にリラックスしていないかを示すものである。図 51 を参照すると、ステップ 5104 で、determine_stress サブルーチンがサブルーチン assigned_wavelengths を呼び出し、該サブルーチンが各波に対して (ステップ 5102 で設定された) wl_low から wl_high の間の波長を割り当てる。これらの波長及びどのくらい多くの波が存在するかの情報 (即ち、n_waves の値) を使用して、図 51 から図 52 は、1 から 4 の間の n_waves の各値に関するプロセス流れを表している。スコア 1 は、ステップ 5110、5201

50

、5202及び5203の各々で決定される。スコア1は、各波の波長と、特定の波が存在するベースラインを如何に遠く離れているかの尺度である w_{lo} との間の差異の重みを付けた総和である。かくして、完全なリラックススコアは、全ての n に対して $a_w[n]=w_{lo}$ を持ち、スコア1の各々はゼロに等しくなる。本発明の代替の一例としての実施例では、スコア1は、差異の総和を重み付けること無く計算することができ、これは、上述されたような方法である。スコア1は、「波長」スコアとして記載されたものである。ステップ5110、5201、5202及び5203の各々で理解することができるように、「分散」スコア、即ちスコア2も計算される。スコア1及びスコア2は、スコア3を得るため、70/30相対寄与因子を使用してステップ5302で結合することができる。他の相対重み付けを、有用であると見出すことができるとき本発明の一例としての代替実施例で使用することができる。スコア3は、例えば、式 $stress_level=(score3-21)*(100/(100-21))$ を使用して $stress_level$ を計算するため使用することができる。 $stress_level$ は、ステップ4903で $process_waves$ に戻される。

10

【0116】

図54を参照すると、取得した波に波長を割り当てるための一例としてのサブルーチンが洗わされている。このサブルーチンは、上述されたように、入力として波長を取る例えば図51乃至図53に表された一例としての $determine_stress$ ルーチン内で使用することができる。本発明の一例としての実施例では、プロセスの流れは、サブルーチンへの呼び出しを有するステップ5401から始まる。ステップ5402では、カウンター変数 n がゼロに等しく設定され、ステップ5403では、例えば、現在の波長 w_1 は、表現式 $w_1=ts[v_2[n]]-ts[v_1[n]]$ を使用して現在の v_2 のタイムスタンプを現在の v_1 から差し引くことにより計算される。ステップ5404及び5405では、例えば、 w_1 の値は、図51のステップ5102で示されるように呼び出しサブルーチンで設定することができる w_{lo} 及び w_{high} の値（例えば、3及び10に各々設定される）と比較される。もし w_1 が w_{lo} より小さいか又は w_{high} よりも高い場合、 $a_w[n]$ は、その場合に応じて w_{lo} 及び w_{high} のいずれかで切り捨てられ、流れはステップ5407へと移行し、該ステップで n の値が予め増分される。しかし、 w_1 が w_{lo} 及び w_{high} の間の値を持っている場合、例えば、ステップ5406で、 $a_w[n]$ は w_1 に設定され、プロセスの流れはステップ5407へと移行する。ステップ5408では、 n の値は、取得した波の各々に波長が割り当てられたことを確実にするため、 n_waves の値と比較される。それらが等しかった場合、ステップ5410で、例えば、プロセスの流れは、このサブルーチンに対して終了し、図51のステップ5105へと戻る。それらが等しくなかった場合、流れは、ステップ5403を通して、全ての取得した波に波長が割り当てられるまで、取得した波の各々に対してループが形成される。

20

30

【図面の簡単な説明】

【0117】

【図1】図1は、呼吸性洞性不整脈（RSA）により引き起こされる典型的な心拍数の変動性（HRV）パターンを示す。

【図2】図2は、一例としての連続するRSA波を示し、幾つかのパルスピークを同定する。

40

【図3】図3は、一例としての連続するRSA波を示し、連続するパルスピークの間隔間時間（IBI）を計算する。

【図4a】図4aは、極大点を同定する。

【図4b】図4bは、極小点を同定する。

【図4c】図4cは、上昇遷移点を同定する。

【図4d】図4dは、下降遷移点を同定する。

【図5】図5は、連続する上昇遷移点及び下降遷移点を示す。

【図6】図6は、極大点を同定するための一例としての方法を示す。

【図7】図7は、極小点を同定するための一例としての方法を示す。

【図8a】図8(a)は、一例としての発見処置を示す一例としてのプロセスの流れを表

50

している。

【図 8 b】図 8 (b) は、一例としての発見処置を示す一例としてのプロセスの流れを表している。

【図 9】図 9 は、データセット内で R S A 波を同定するための一例としての処置を示している。

【図 1 0】図 1 0 は、一例としての二極大点波を示す。

【図 1 1】図 1 1 は、代表的な二極大点波からのデータを訂正するための一例としての方法を示す。

【図 1 2】図 1 2 は、ストレスメーターの一例としてのディスプレイを示す。

【図 1 3】図 1 3 は、本発明の一例としての実施例に係る装置を示し、パワースイッチの可能な位置を同定する。 10

【図 1 4】図 1 4 は、被検者の指からデータを収集することができる P P G センサーの代表的な位置を示す。

【図 1 5 a】図 1 5 a は、被検者の指が P P G センサー内にある間に被検者が一例としての装置を保持するための代替方法を示す。

【図 1 5 b】図 1 5 b は、被検者の指が P P G センサー内にある間に被検者が一例としての装置を保持するための代替方法を示す。

【図 1 6】図 1 6 は、カウントダウンメーターの一例としてのディスプレイを示す。

【図 1 7】図 1 7 は、代表的な平均脈拍数並びに時間に関する脈拍数の一例としてのディスプレイを示す。 20

【図 1 8】図 1 8 は、エラーメッセージの一例としてのディスプレイを示す。

【図 1 9】図 1 9 は、カウントダウンタイマーの一例としての実施例を示す。

【図 2 0】図 2 0 は、呼吸が時間の経過と共にゆっくりとしてきた被検者の R S A 波の代表的な図示を提供する。

【図 2 1】図 2 1 は、呼吸が時間の経過と共により深くなってきた被検者の R S A 波の代表的な図示を提供する。

【図 2 2】図 2 2 は、リズムカルな呼吸と一致する代表的な R S A パターンを示す。

【図 2 3】図 2 3 は、6 の波周波数を持つ被検者の代表的なディスプレイを提供する。

【図 2 4】図 2 4 は、6 の波周波数を持つ被検者の別の代表的なディスプレイを提供する。 30

【図 2 5】図 2 5 は、被検者のためのセッションスコアの一例としてのディスプレイを示す。

【図 2 6】図 2 6 は、呼吸の深さが増大し、各々約 1 0 秒の持続時間で比較的大きな波が発生される被検者の一例としてのディスプレイを示す。

【図 2 7】図 2 7 は、本発明の一例として装置における呼吸案内機能を作動させるための呼吸案内スイッチのための代表的な位置を示す。

【図 2 8 a】図 2 8 a は、吸い込みを案内するため増大し、吐き出しを案内するため減少する呼吸バーで呼吸を案内するための一例としてのディスプレイを示す。

【図 2 8 b】図 2 8 b は、吸い込みを案内するため増大し、吐き出しを案内するため減少する呼吸バーで呼吸を案内するための一例としてのディスプレイを示す。 40

【図 2 9】図 2 9 は、セッション要約スクリーンの一例としてのディスプレイを示す。

【図 3 0】図 3 0 は、本発明の一例としての装置のための代替形態の因子を示す。

【図 3 1 a】図 3 1 a は、正確なデータと誤ったデータの両方を示すのに十分なサイズを持ったディスプレイを示している。

【図 3 1 b】図 3 1 b は、誤ったデータのみを識別可能とした、小型ポータブル装置のディスプレイを示している。

【図 3 2】図 3 2 は、一連の代表的なパルスピークを示す。

【図 3 3 a】図 3 3 a は、代表的なフォールスポジティブのパルスピークを示す。

【図 3 3 b】図 3 3 b は、代表的なフォールスネガティブのパルスピークを示す。

【図 3 4】図 3 4 は、代表的なエラー訂正モードの間で用いられる一例としてのエラー訂 50

正法のため一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図 3 5】図 3 5 は、被検者が何時リズムカルな呼吸を達成するかを決定するため使用することができる、代表的な波の特徴を示す。

【図 3 6】図 3 6 は、本発明の一例としての実施例に係る、ユーザーと相互作用するための一例としての極大レベル処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図 3 7】図 3 7 は、本発明の一例としての実施例に係る、ユーザーと相互作用するための一例としての極大レベル処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図 3 8】図 3 8 は、本発明の一例としての実施例に係る、検出パルス进行处理するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図 3 9】図 3 9 は、本発明の一例としての実施例に係る、検出パルス进行处理するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。 10

【図 4 0】図 4 0 は、本発明の一例としての実施例に係る、検出パルス进行处理するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図 4 1】図 4 1 は、本発明の一例としての実施例に係る、検出パルス进行处理するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図 4 2】図 4 2 は、本発明の一例としての実施例に係る、検出パルス进行处理するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図 4 3】図 4 3 は、本発明の一例としての実施例に係る、検出パルスのシーケンスをエラー訂正するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

。 20

【図 4 4】図 4 4 は、本発明の一例としての実施例に係る、検出パルスのシーケンスをエラー訂正するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図 4 5】図 4 5 は、本発明の一例としての実施例に係る、検出パルスのシーケンスをエラー訂正するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図 4 6】図 4 6 は、本発明の一例としての実施例に係る、検出パルスのシーケンスのエラーを検出するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図 4 7】図 4 7 は、本発明の一例としての実施例に係る、検出パルスのシーケンスのエラーを検出するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図 4 8】図 4 8 は、本発明の一例としての実施例に係る、検出パルスの範囲を初期化するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図 4 9】図 4 9 は、本発明の一例としての実施例に係る、検出パルスのシーケンス内の R S A 波进行处理するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。 30

【図 5 0】図 5 0 は、本発明の一例としての実施例に係る、検出パルスのシーケンス内の R S A 波进行处理するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図 5 1】図 5 1 は、本発明の一例としての実施例に係る、ユーザーのストレスレベルを決定するため検出パルスのシーケンス内の R S A 波長进行处理するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図 5 2】図 5 2 は、本発明の一例としての実施例に係る、ユーザーのストレスレベルを決定するため検出パルスのシーケンス内の R S A 波長进行处理するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図 5 3】図 5 3 は、本発明の一例としての実施例に係る、ユーザーのストレスレベルを決定するため検出パルスのシーケンス内の R S A 波長进行处理するための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

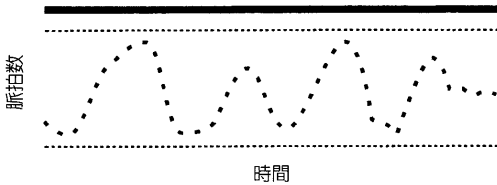
【図 5 4】図 5 4 は、本発明の一例としての実施例に係る、R S A 波に波長を割り当てる 40

【図 5 4】図 5 4 は、本発明の一例としての実施例に係る、R S A 波に波長を割り当てる 50

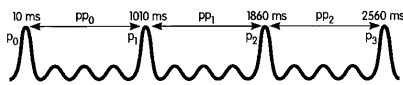
ための一例としての処置に関する一例としてのプロセス流れ図を表している。

【図55】図55は、本発明の一例としての実施例に従ってソフトウェアプロセスを実施することができる一例としてのシステムを表している。

【図1】



【図2】



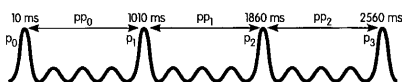
$$p-p_0 = \text{abs}(p_1 - p_0) = \text{abs}(1,010 \text{ ms} - 10 \text{ ms}) = 1,000 \text{ ms}$$

$$p-p_1 = \text{abs}(p_2 - p_1) = \text{abs}(1,860 \text{ ms} - 1,010 \text{ ms}) = 850 \text{ ms}$$

$$p-p_2 = \text{abs}(p_3 - p_2) = \text{abs}(2,560 - 1,860) = 700 \text{ ms}$$

FIG. 2

【図3】



$$p-p_0 = \text{abs}(p_1 - p_0) = \text{abs}(1,010 \text{ ms} - 10 \text{ ms}) = 1,000 \text{ ms}$$

$$p-p_1 = \text{abs}(p_2 - p_1) = \text{abs}(1,860 \text{ ms} - 1,010 \text{ ms}) = 850 \text{ ms}$$

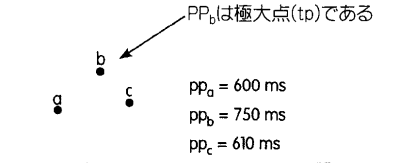
$$p-p_2 = \text{abs}(p_3 - p_2) = \text{abs}(2,560 \text{ ms} - 1,860 \text{ ms}) = 700 \text{ ms}$$

$$|BI_0| = \text{abs}(pp_0 - pp_1) = \text{abs}(1,000 \text{ ms} - 850 \text{ ms}) = 150 \text{ ms}$$

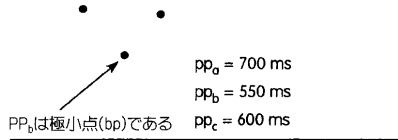
$$|BI_1| = \text{abs}(pp_1 - p-p_2) = \text{abs}(850 \text{ ms} - 700 \text{ ms}) = 150 \text{ ms}$$

FIG. 3

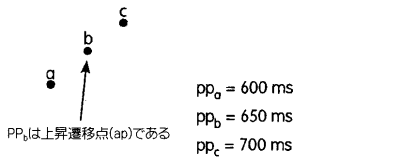
【図4 a】



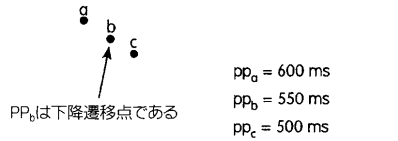
【図4 b】



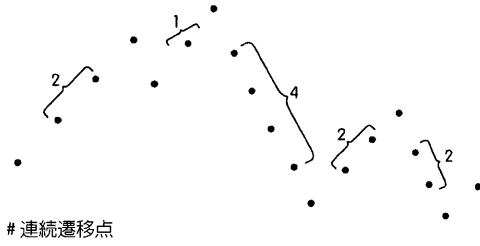
【図4 c】



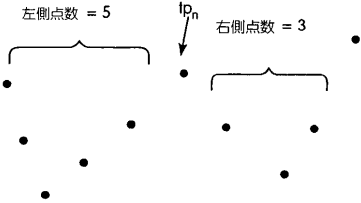
【図4 d】



【 図 5 】



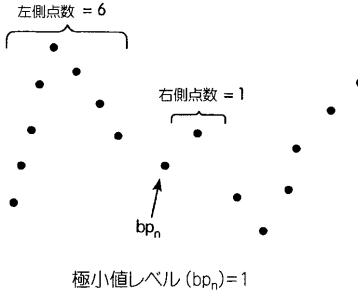
【 図 6 】



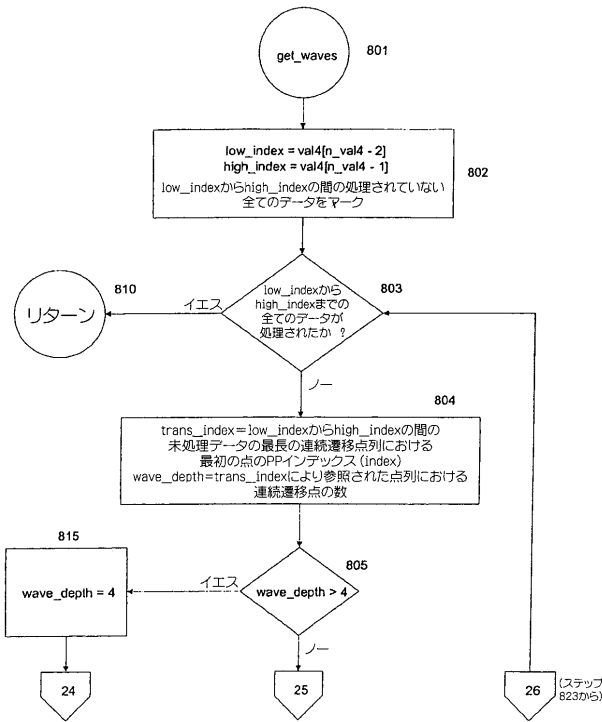
左側の点数は右側の点数より小さくない

従って、最高値レベル(tp_n)=右側点数=3

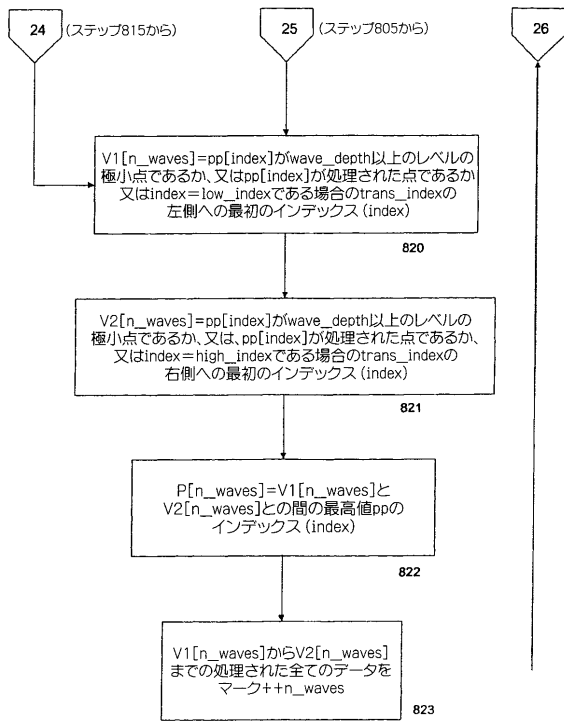
【 図 7 】



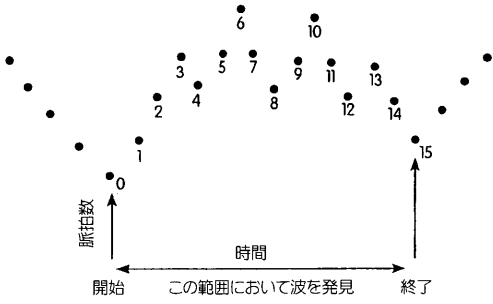
【 図 8 a 】



【 図 8 b 】

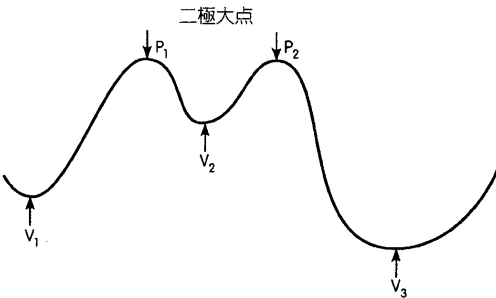


【図 9】

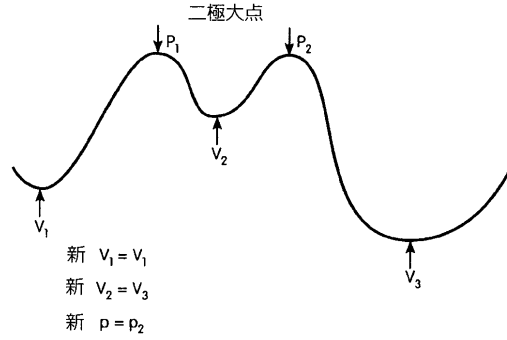


Wave₁ = (P₀ (左側谷部) P₆ (ピーク) P₈ (右側谷部))
 Wave₂ = (P₈ (左側谷部) P₁₀ (ピーク) P₁₂ (右側谷部))
 Wave₃ = (P₁₂ (左側谷部) P₁₃ (ピーク) P₁₅ (右側谷部))

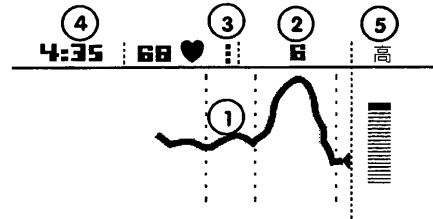
【図 10】



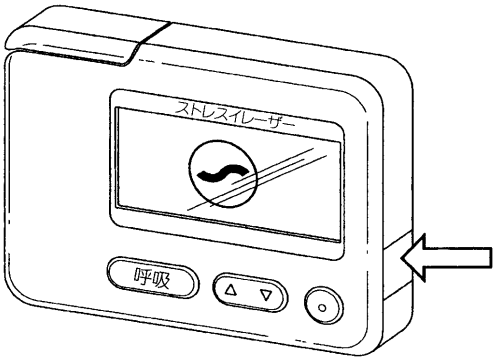
【図 11】



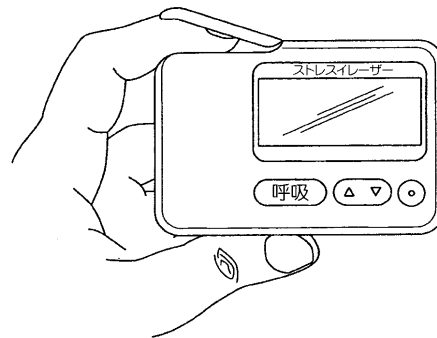
【図 12】



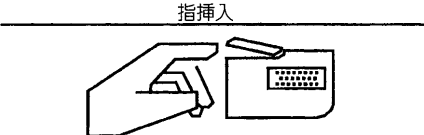
【図 13】



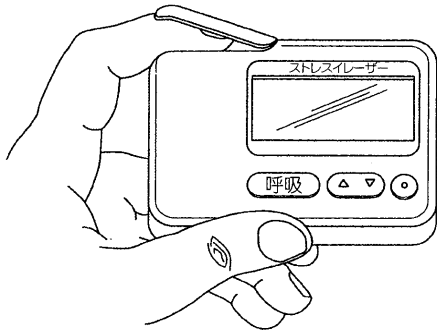
【図 15 a】



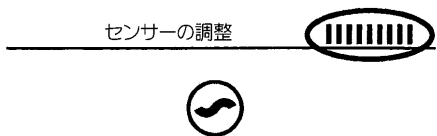
【図 14】



【図 15 b】



【図 16】



【 図 1 7 】

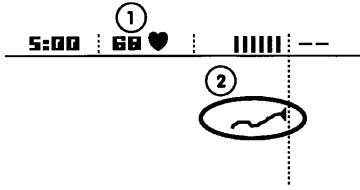
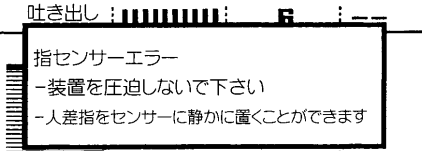
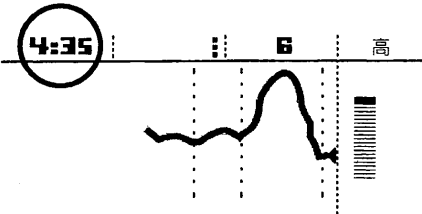


FIG. 17

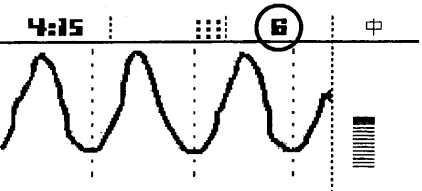
【 図 1 8 】



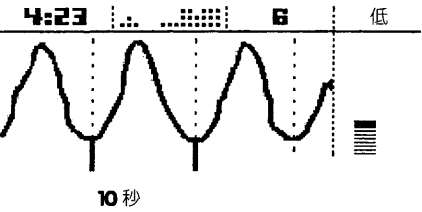
【 図 1 9 】



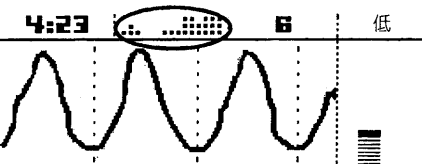
【 図 2 3 】



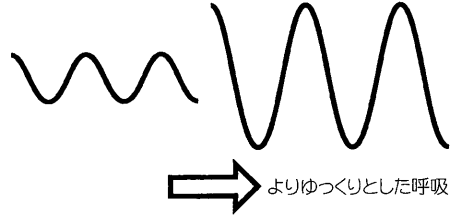
【 図 2 4 】



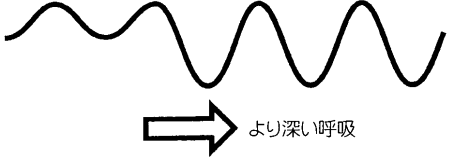
【 図 2 5 】



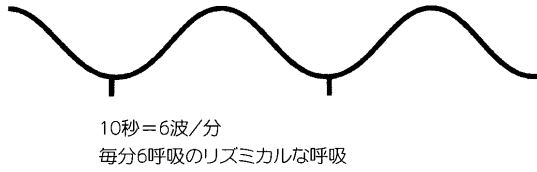
【 図 2 0 】



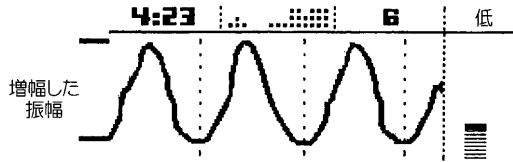
【 図 2 1 】



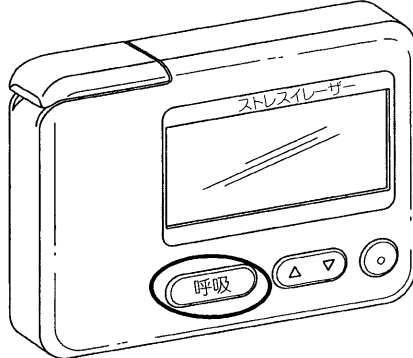
【 図 2 2 】



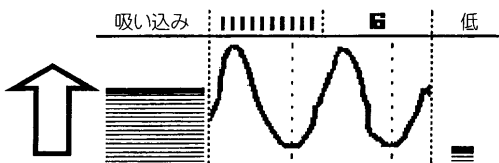
【 図 2 6 】



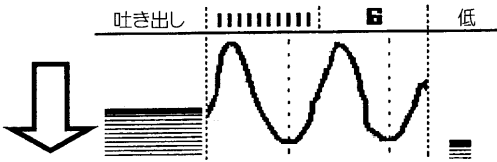
【 図 2 7 】



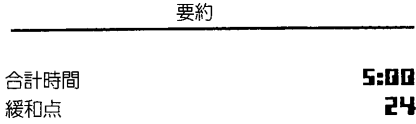
【 図 2 8 a 】



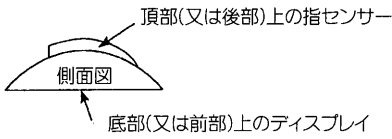
【図 28 b】



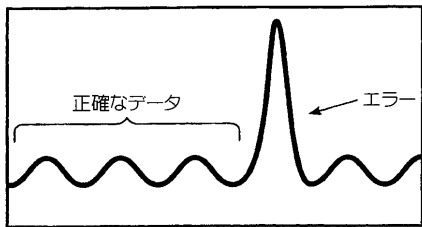
【図 29】



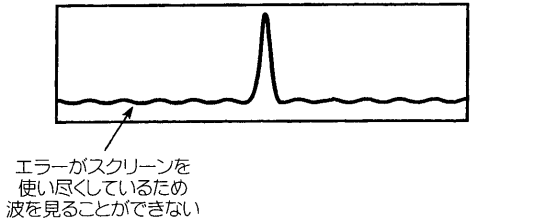
【図 30】



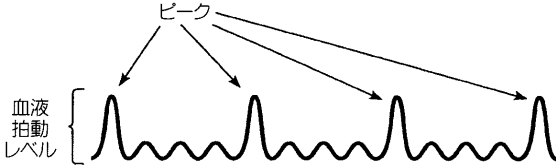
【図 31 a】



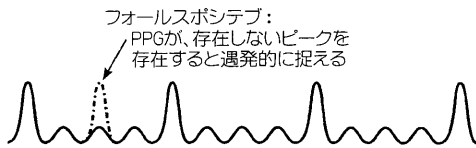
【図 31 b】



【図 32】



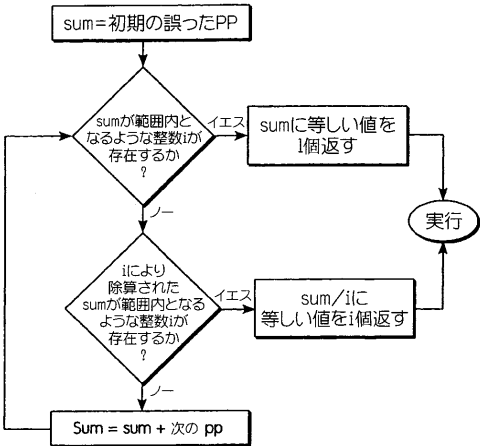
【図 33 a】



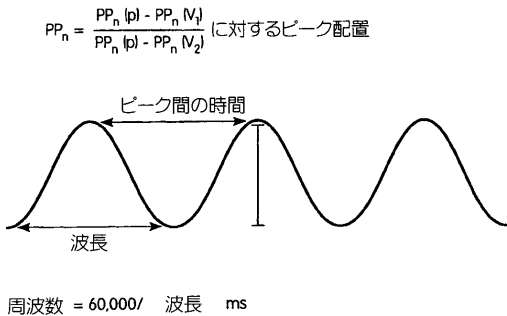
【図 33 b】



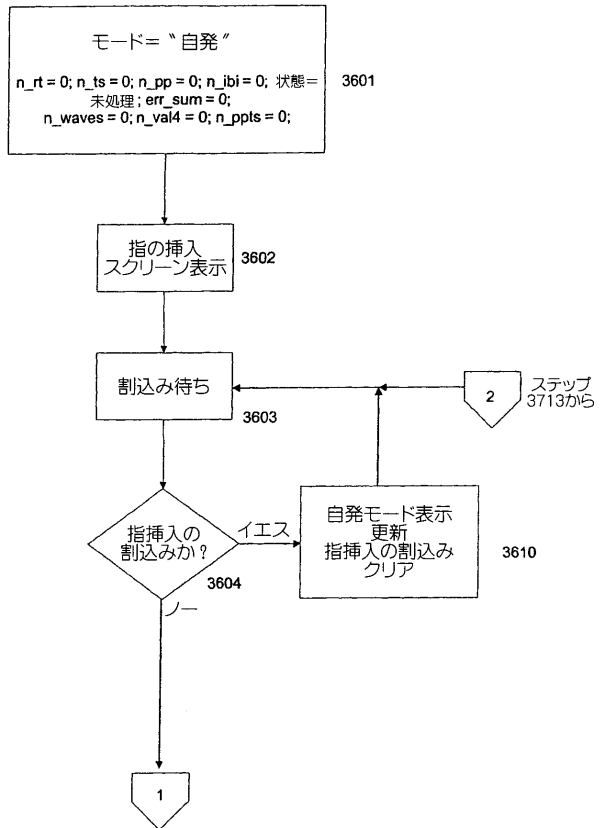
【図 34】



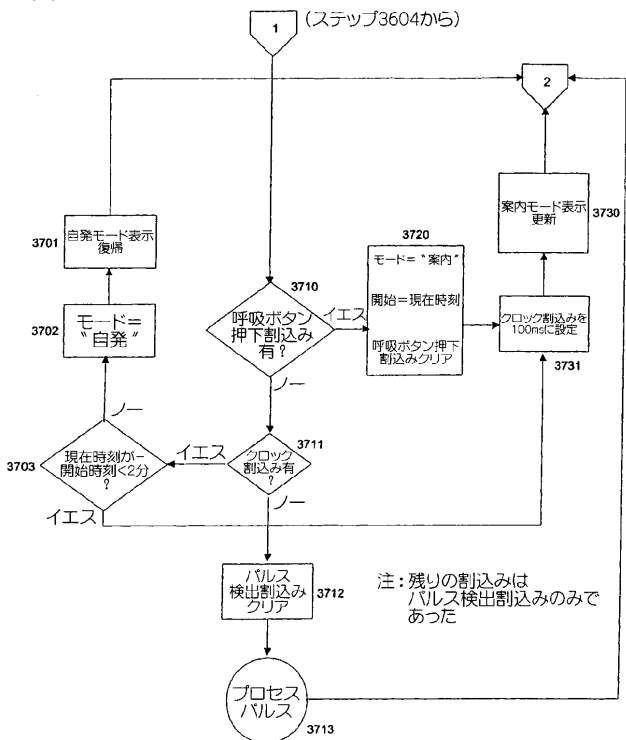
【図 35】



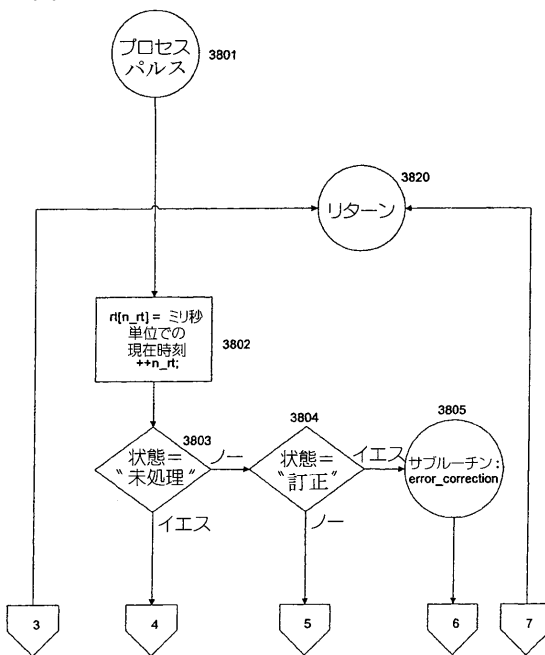
【図 36】



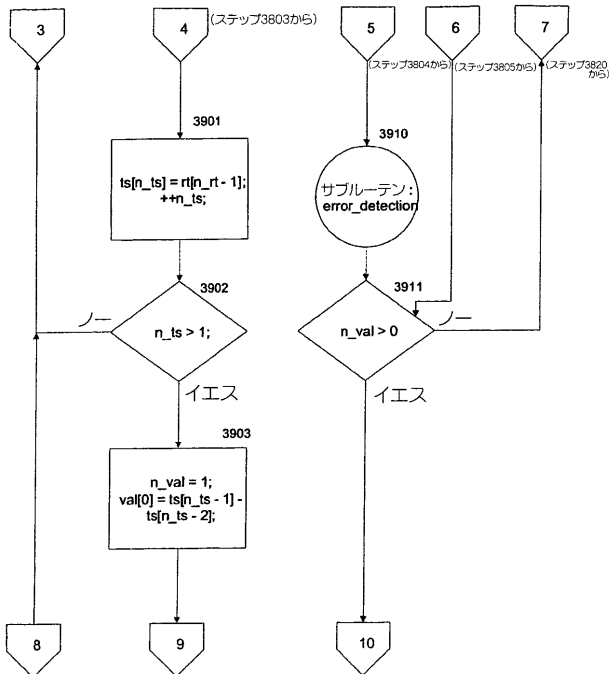
【 図 3 7 】



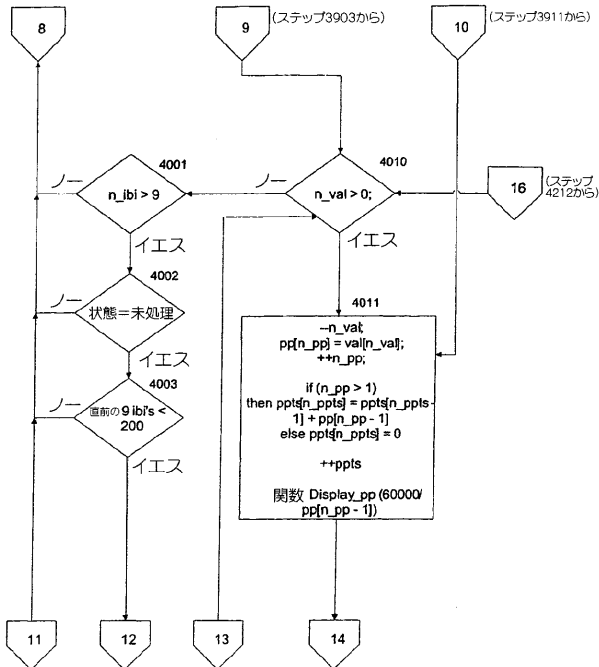
【 図 3 8 】



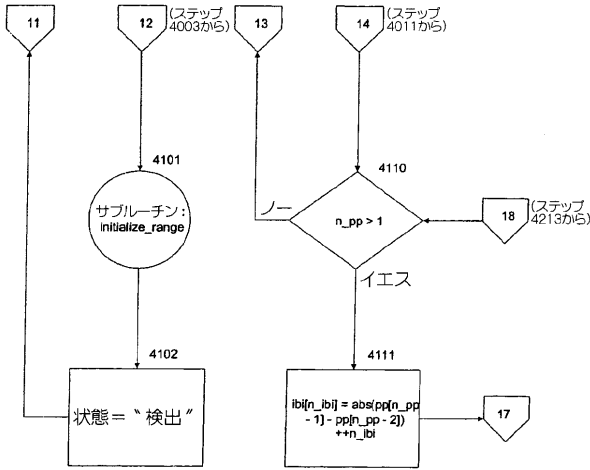
【 図 3 9 】



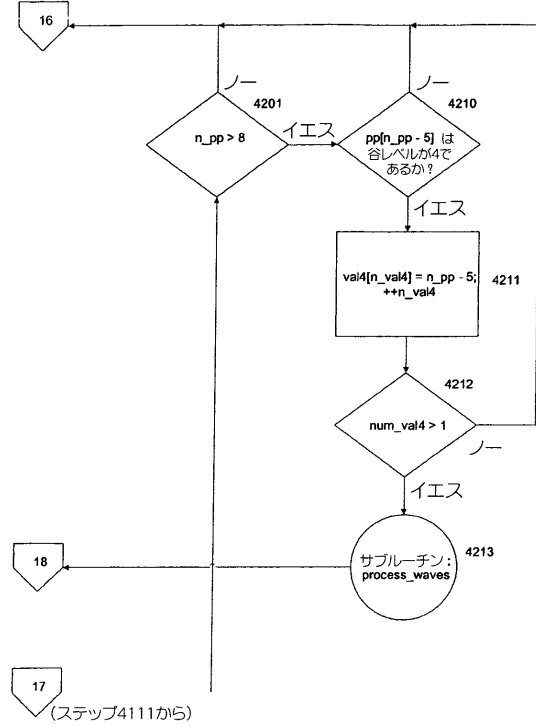
【 図 4 0 】



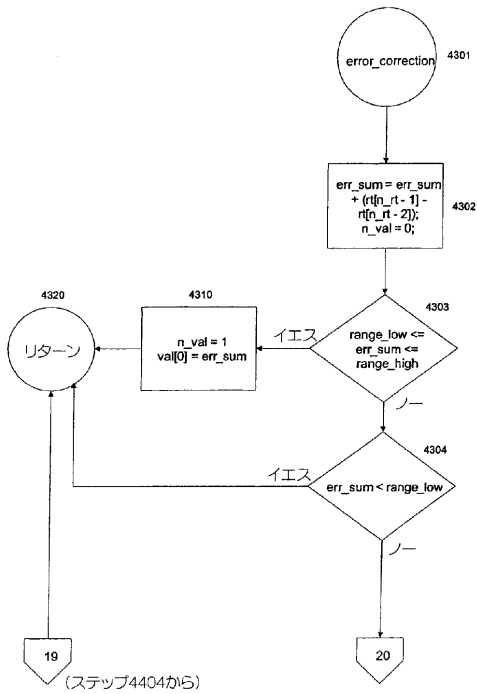
【 図 4 1 】



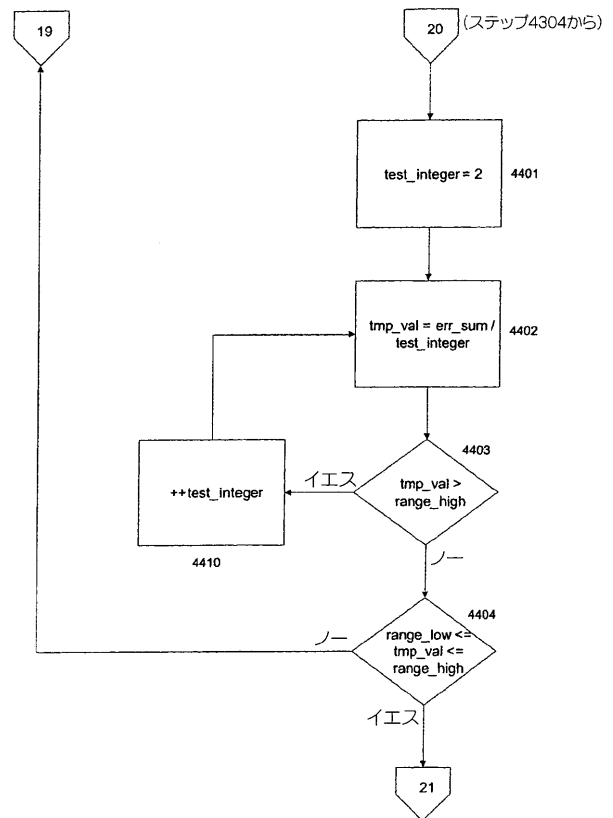
【 図 4 2 】



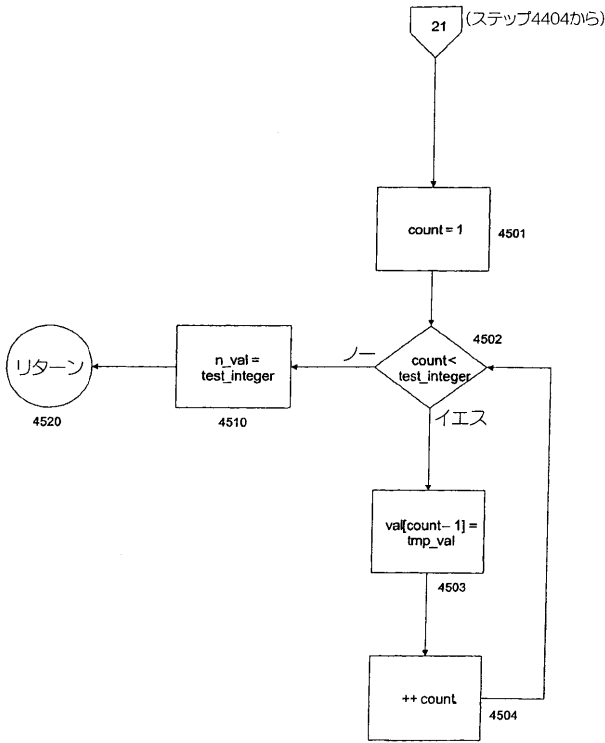
【 図 4 3 】



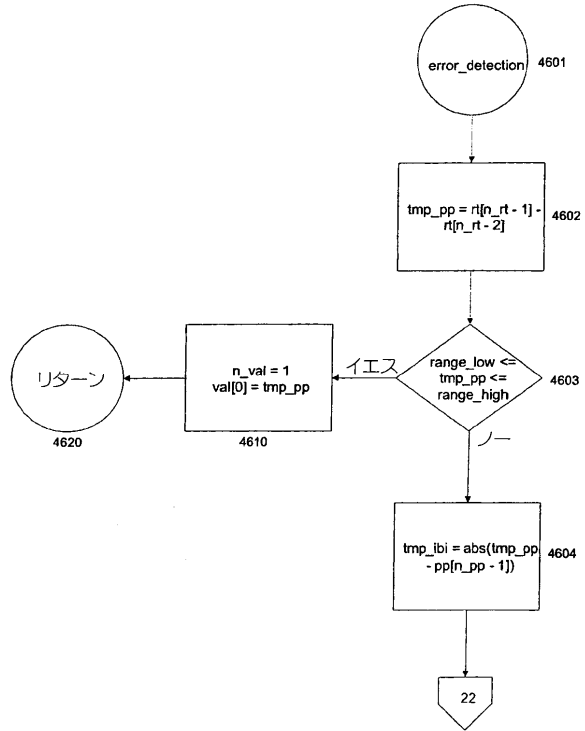
【 図 4 4 】



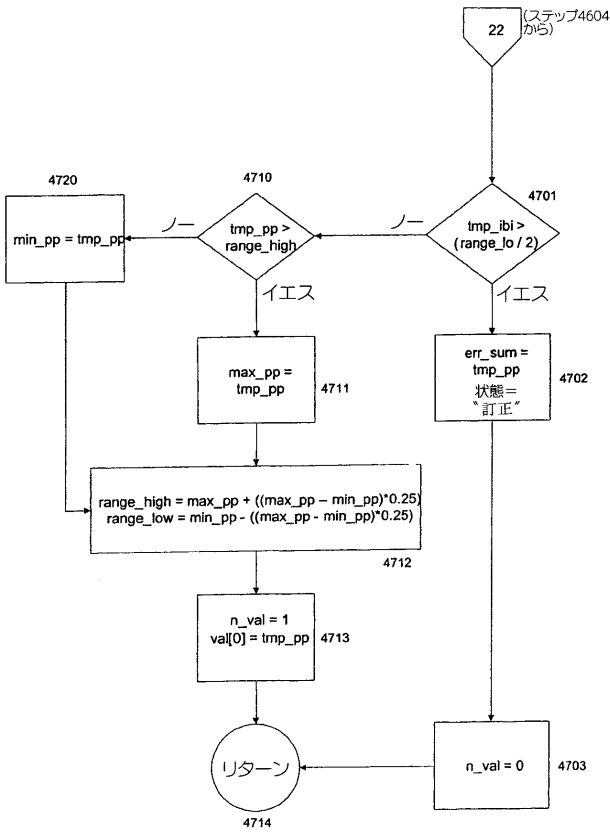
【 図 4 5 】



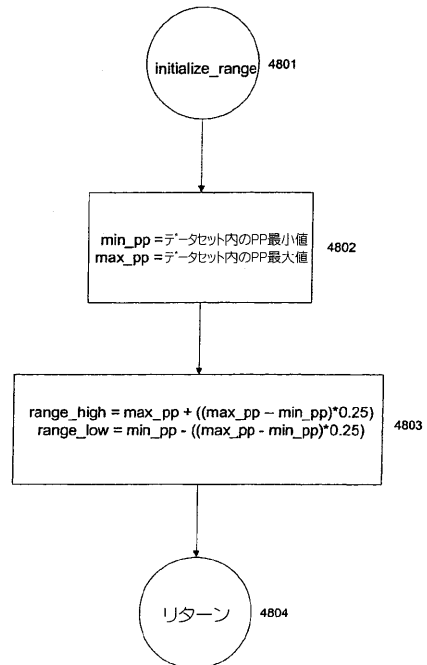
【 図 4 6 】



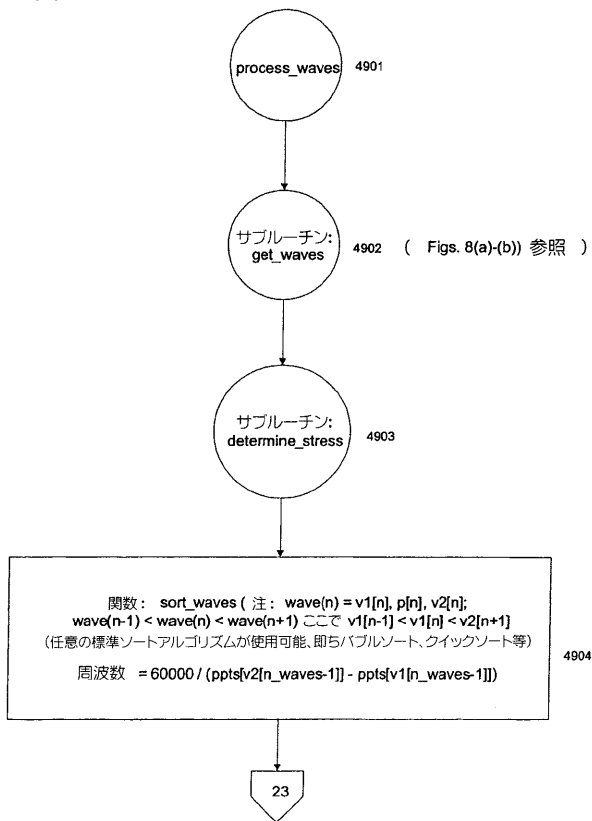
【 図 4 7 】



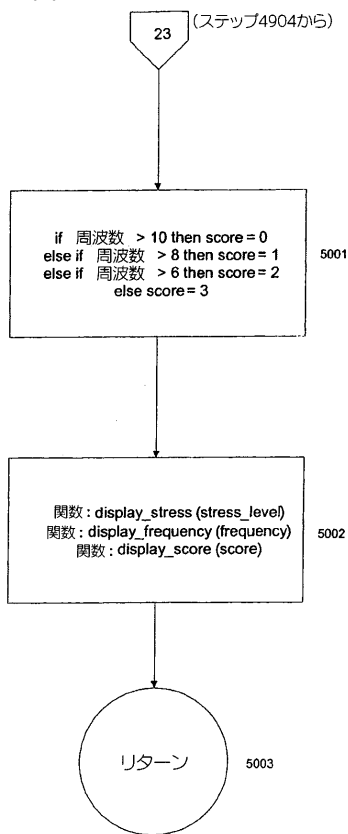
【 図 4 8 】



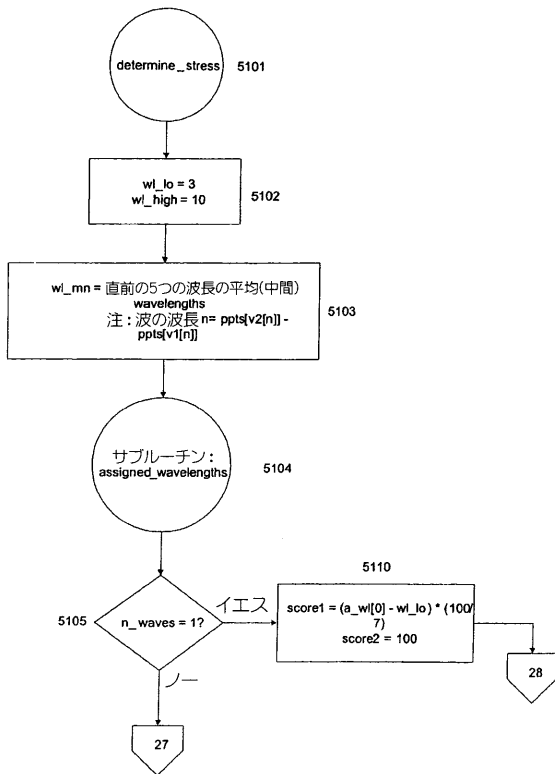
【 図 4 9 】



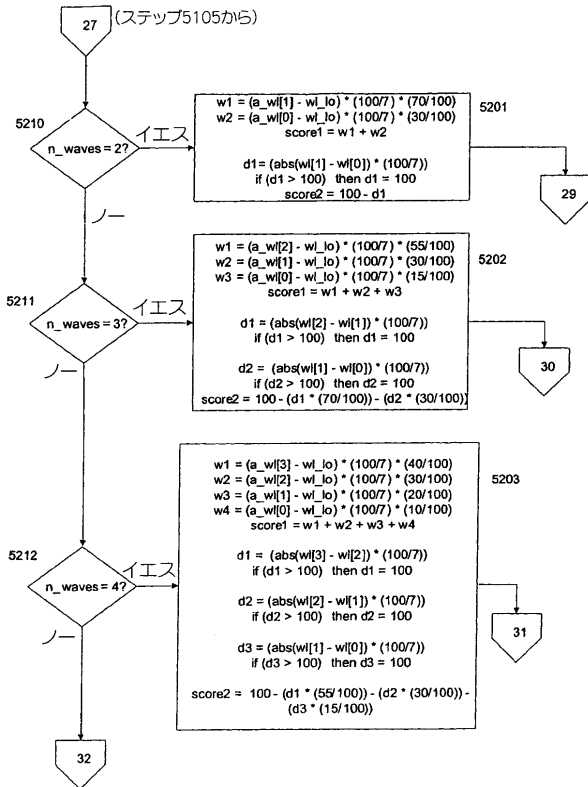
【 図 5 0 】



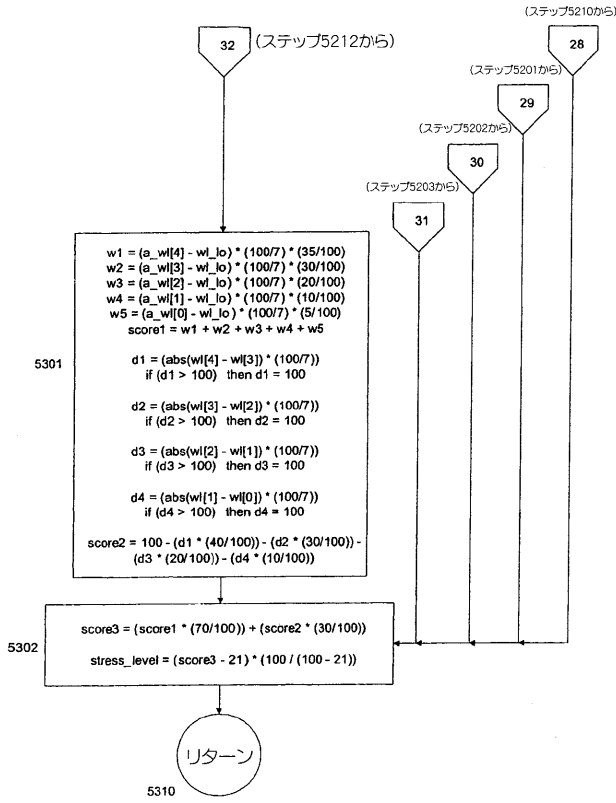
【 図 5 1 】



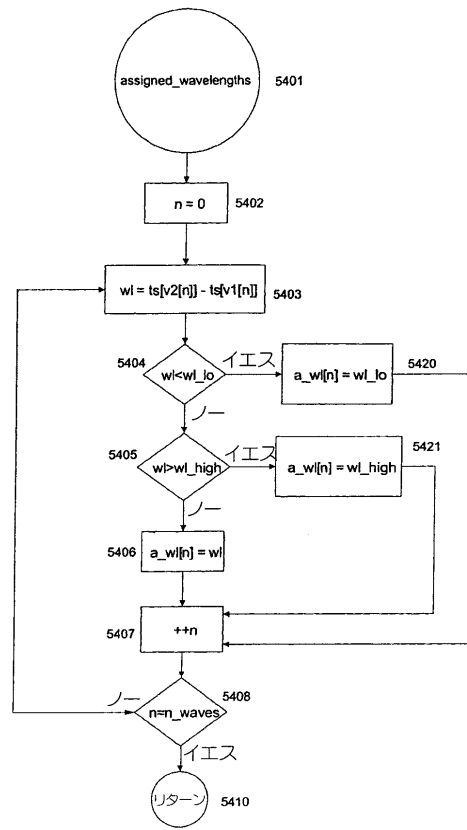
【 図 5 2 】



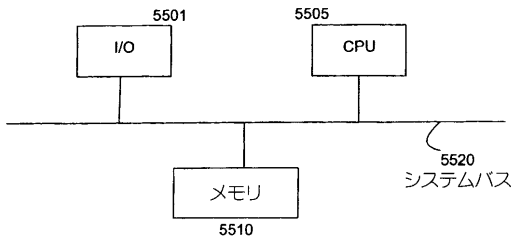
【 図 5 3 】



【 図 5 4 】



【 図 5 5 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US05/09139								
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A 61 M 31/00 US CL : 600/509 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC										
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/509 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)										
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width: 10%;">Category *</th> <th style="width: 70%;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="width: 20%;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="text-align: center;">X</td> <td rowspan="2">US 6,305,943 B1 (POUGATCHEV et al.) 23 October 2001 (23.10.01) see entire disclosure.</td> <td style="text-align: center;">1-3, 5-24, 36-39</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Y</td> <td style="text-align: center;">4, 26-27, 35</td> </tr> </tbody> </table>			Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	US 6,305,943 B1 (POUGATCHEV et al.) 23 October 2001 (23.10.01) see entire disclosure.	1-3, 5-24, 36-39	Y	4, 26-27, 35
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.								
X	US 6,305,943 B1 (POUGATCHEV et al.) 23 October 2001 (23.10.01) see entire disclosure.	1-3, 5-24, 36-39								
Y		4, 26-27, 35								
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input type="checkbox"/> See patent family annex.								
* Special categories of cited documents: <table style="width: 100%; border: none;"> <tr> <td style="width: 50%; border: none;"> "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "B" earlier application or patent published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reasons (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed </td> <td style="width: 50%; border: none;"> "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family </td> </tr> </table>			"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "B" earlier application or patent published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reasons (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family						
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "B" earlier application or patent published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reasons (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family									
Date of the actual completion of the international search 11 June 2005 (11.06.2005)		Date of mailing of the international search report 13 JUL 2005								
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer Mark W. Bockelman Telephone No. N/A								

フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74) 代理人 100106208

弁理士 宮前 徹

(72) 発明者 ウッド, マイケル

アメリカ合衆国フロリダ州 3 3 1 4 0 , マイアミ・ビーチ, ウエスト・トゥウェンティフィフス・ストリート 1 4 1 0

(72) 発明者 フォーブス, アダム

アメリカ合衆国ニューヨーク州 1 0 0 1 1 , ニューヨーク, ウエスト・ナインティーンズ・ストリート 8 - 1 0 , ナンバー 1 0

(72) 発明者 レス, クリスティン

アメリカ合衆国ニューヨーク州 1 1 2 0 6 , ブルックリン, ホワイト・ストリート 9 , アpartment 2 0 4

F ターム(参考) 4C027 AA02 CC00 GG05 GG18

4C038 PP03 PS00

专利名称(译)	用于缓解压力的方法和装置		
公开(公告)号	JP2007529283A	公开(公告)日	2007-10-25
申请号	JP2007504153	申请日	2005-03-18
[标]申请(专利权)人(译)	合力公司电话		
申请(专利权)人(译)	Herikoru公司		
[标]发明人	ウッドマイケル フォーブスアダム レスクリスティン		
发明人	ウッド,マイケル フォーブス,アダム レス,クリスティン		
IPC分类号	A61B5/0452 A61M21/02 A61B5/16 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/04 A61B5/08 A61M31/00 G09B23/28		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/02405 A61B5/02416 A61B5/0816 A61B5/486 G09B23/288 G16H20/30		
FI分类号	A61B5/04.312.A A61M21/00.330.C A61B5/04.312.U A61B5/16.300.A		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/CC00 4C027/GG05 4C027/GG18 4C038/PP03 4C038/PS00		
代理人(译)	小林 泰 千叶昭夫 宫前彻		
优先权	60/554211 2004-03-18 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

类型代码：本发明提供了一种简单而经济的方法和装置，用于评估和处理压力，从而评估和治疗由压力引起的或由压力加剧的疾病提供。更具体地，本发明提供了一种用于识别各个RSA波并近乎实时地向对象提供RSA波信息的方法和装置。该信息可以用于例如生物反馈设施中以帮助受试者降低压力水平并实现有节奏的呼吸。

