

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6460996号
(P6460996)

(45) 発行日 平成31年1月30日(2019.1.30)

(24) 登録日 平成31年1月11日(2019.1.11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B	5/16	(2006.01)	A 6 1 B	5/16	2 0 0
A 6 1 B	5/0245	(2006.01)	A 6 1 B	5/16	1 1 0
A 6 1 B	5/11	(2006.01)	A 6 1 B	5/0245	1 0 0 B
A 6 1 B	5/00	(2006.01)	A 6 1 B	5/0245	1 0 0 D
			A 6 1 B	5/16	1 3 0

請求項の数 13 (全 20 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2015-537400 (P2015-537400)
 (86) (22) 出願日 平成25年10月16日(2013.10.16)
 (65) 公表番号 特表2015-532165 (P2015-532165A)
 (43) 公表日 平成27年11月9日(2015.11.9)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2013/059396
 (87) 国際公開番号 W02014/064580
 (87) 国際公開日 平成26年5月1日(2014.5.1)
 審査請求日 平成28年10月11日(2016.10.11)
 (31) 優先権主張番号 61/717,186
 (32) 優先日 平成24年10月23日(2012.10.23)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (74) 代理人 100145654
 弁理士 矢ヶ部 喜行

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ストレス測定システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

任意のプリセット時刻にアラームを開始するためのアラームクロックであって、
 前記アラームをオフにするためにユーザの指により操作されるインターフェースと、
 前記インターフェースに組み込まれ、前記ユーザが前記インターフェースを指で操作す
 る間に前記ユーザの第一のバイタルサインを前記ユーザの指先から測定するためのバイタ
 ルサインセンサと、

感知された前記第一のバイタルサインに基づいて前記ユーザのストレスのレベルを決定
 するための処理ユニットと、

前記ユーザの測定された前記第一のバイタルサインを記憶するためのストレージユニッ
 トと

を有し、

前記処理ユニットが、前記ストレージユニットに記憶される同じユーザの複数の測定さ
 れた第一のバイタルサインの傾向に基づいて、これから起きるバーンアウトの可能性を評
 価するように構成される、

アラームクロック。

【請求項 2】

前記ユーザが前記バイタルサインを測定するために必要な閾値時間にわたって前記イン
 ターフェースを操作しておく場合のみ前記アラームをオフにし、そうでなければ前記アラ
 ームを継続するか若しくは前記アラームを再開するように、前記アラームクロックが構成

10

20

される、請求項 1 に記載のアラームクロック。

【請求項 3】

前記ユーザが前記アラームをオフにするために前記インターフェースを操作するとすぐに、音響、視覚、及び/又は触覚ガイド信号を出力するガイドユニットをさらに有し、前記ガイド信号は、前記ユーザが前記閾値時間にわたって前記アラームクロックの前記インターフェースを操作しておくようにガイドするように構成される、請求項 2 に記載のアラームクロック。

【請求項 4】

前記バイタルサインセンサが、心拍数を測定するように構成される P P G センサである、請求項 1 に記載のアラームクロック。

10

【請求項 5】

前記バイタルサインセンサが E C G センサであり、少なくとも一つの E C G 電極が前記インターフェースに組み込まれる、請求項 1 に記載のアラームクロック。

【請求項 6】

前記インターフェースに組み込まれる指紋センサをさらに有する、請求項 1 に記載のアラームクロック。

【請求項 7】

音響、視覚、若しくは触覚形式で前記ユーザにバーンアウト状態を示すためのフィードバックユニットをさらに有する、請求項 1 に記載のアラームクロック。

【請求項 8】

前記フィードバックユニットが前記ユーザの要求があるときのみ前記バーンアウト状態を示すように構成される、請求項 7 に記載のアラームクロック。

20

【請求項 9】

前記ユーザのベッドの中若しくは周辺に配置され、前記ユーザが寝ているときの前記ユーザの第二のバイタルサインを邪魔にならないように測定するように構成される活動センサをさらに有し、前記処理ユニットが前記第一のバイタルサイン及び前記第二のバイタルサインに基づいて前記ストレスのレベルを決定するように構成される、請求項 1 に記載のアラームクロック。

【請求項 10】

前記活動センサがさらに、寝ている前記ユーザの動きを測定し、そこから睡眠 覚醒パターンを導出するように構成され、前記処理ユニットが前記第一のバイタルサイン及び前記第二のバイタルサイン及び前記睡眠 覚醒パターンに基づいて前記ストレスのレベルを決定するように構成される、請求項 9 に記載のアラームクロック。

30

【請求項 11】

前記活動センサが圧力若しくは圧電センサを有する、請求項 9 又は 10 に記載のアラームクロック。

【請求項 12】

前記処理ユニットが睡眠中の前記ユーザの測定された前記第二のバイタルサインの最小値を決定するように構成され、前記処理ユニットが前記ストレスレベルの決定に前記最小値を含むように構成される、請求項 9 に記載のアラームクロック。

40

【請求項 13】

前記処理ユニットがさらに、時間情報、カレンダー情報、前記ユーザの家族歴についての情報、及び/又は前記ユーザの身体活動についての情報、のうちの少なくとも一つを前記ストレスレベルの決定に含むように構成される、請求項 1 に記載のアラームクロック。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明はユーザのストレスのレベルを決定するための、特にこれから起きるバーンアウト（燃え尽き症候群）をモニタリングするための、ストレス測定システムに関する。

【背景技術】

50

【0002】

バーンアウトが、生理活性レベルを増大させて体が反応する、度重なるストレスの期間に蓄積されることは常識である。蓄積は特に、この増大した生理活性が後の休暇若しくはリラクゼーションの期間に十分に回復されない場合に起こる。総説論文において Bruce McEwen は健康と疾患におけるストレスの影響を記述している (McEwen: "Central effects of stress hormones in health and disease: Understanding the protective and damaging effects of stress and stress mediators", *European J. of Pharmacology* 583(2008), p. 174-185)。彼はストレスを二つの異なる側面を持つものとして記述している: 一方では、体はほとんど突然の、予期せぬ出来事に、心拍数(HR)と血圧(BP)を増加させて、その個人が状況に対処するのを助けることによって、反応する; 他方では、これら同じパラメータの慢性的上昇 例えば慢性的に増加した心拍数と血圧 は、心血管系の慢性的損傷を生じる。

10

【0003】

"アロスタシス"という語は、体が日常の出来事に反応しホメオスタシスを維持する活性プロセスをあらわすものとして、SterlingとEyerによって提唱されている ("Allostasis: a new paradigm to explain arousal pathology", Fisher, S., Reason, J. (Eds.). *Handbook of Life Stress, Cognition and Health*. John Wiley & Sons, New York (1988), p. 629-649 参照)。前の論文において McEwen は、過剰なストレス若しくはアロスタシスの非効率な管理、例えばもはや必要ないときに反応を止めないことに起因する損傷をあらわす、アロスタティックロード及びアロスタティックオーバーロードという語を提唱した (McEwen: "Protective and damaging effects of stress mediators", *New England J. Med* 338(1998), p. 171-179)。

20

【0004】

心拍数がこの活性化と回復のプロセスを反映するパラメータであることは明らかである。そして実際、心拍数増加はバーンアウトの存在と関連付けられることがわかっている (例えば Boneva et al.: "Higher heart rate and reduced heart rate variability persist during sleep in chronic fatigue syndrome a population based study", *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical* 137(2007) 94-101 参照)。

30

【0005】

我々のほとんどが生活において持っている主要な回復因子は、休暇期間である。週末もまた、通常は我々の生理活性化に回復効果を持つ。そのために我々は休暇(それが極限スポーツであった場合を除く)の終わり若しくは週末の終わりに心拍数が低くなることを期待するのである。週の期間内、我々のほとんどにとっては労働時間帯に、主要な回復因子は我々の夜の睡眠である。従って、我々は心拍数が夜間に徐々に減少し、朝の起床時に最低になることも期待する (van Eekelen et al.: "Circadian variation in base rate measures of cardiac autonomic activity", *Eur J Appl Physiol* (2004) 93: 39-46 参照)。週末の終わり、及び休暇の終わりに、朝の心拍数は平日の起床時における通常値よりもわずかに低くなり得る。しかしながら、睡眠回復のプロセスが不十分になり始める場合、(平日だけでなく週末の)起床時の心拍数は通常値を超え始めることになる。これは体が追加の回復条件、若しくはストレスの軽減を必要とすることの兆候であり、さもなければその結果は人の健康への長期の悪化作用(例

40

50

えばバーンアウト)となる。

【0006】

バーンアウトは、愉快でなく、我々の日常の行動及び活動に顕著な影響を及ぼすので、我々のほとんどが防ぎたい問題である。しかしながら雇用主も、全体的な生産性だけでなく会社のイメージにとってよくないことなので、雇用者がバーンアウトを発症することを防ぎたい。それにもかかわらず、我々の多くはバーンアウトに陥り、有病率はオランダで5%に達し、アジアと米国ではもっと高い数字が推定されている。

【0007】

しかしながら、多くの人には自分に警告する体の信号にもはや気を配る気がないので、バーンアウトを防ぐことは難しい。こうした体の信号に気付かないことはよくあることであり、これは我々が愉快的、ただし安全でない、これから起きる問題への無自覚を維持することを許す。他方でバーンアウトを発症した人は通常、以後、再び発症しつつあるオーバーロードを示す体の信号をもっと認識することができるという。

10

【0008】

WO2009/057033 A2において、ユーザが過剰なストレスを受けること若しくはバーンアウトになることを防ぐために、睡眠時間を増やすこと、健康によい食事をすること、若しくはもっとリラックスすることによってユーザの行動を変えるべきであることを非常に単純な方法でユーザに示す、ヒューマン低バッテリー警告を提供するシステムが提案される。この単純な警告は人が必要なときに休憩をとり、人の"ヒューマンバッテリー"が空にならないことを確実にするのに役立つ。

20

【0009】

多くの従来技術文献が注目している問題の一つは、ユーザのバイタルサイン(例えばHR)を測定する意味のある方法である。ユーザが、例えば日常的に自分のHRを積極的に測定しなければならない場合、ユーザの自覚は測定手順に直接引き付けられ、ユーザはそのことを考えるか若しくはそれに備えてしまうかもしれないので、ユーザの意識は測定を改ざんする可能性がある。別の問題は、特に日常的になされることが要求される場合、ユーザがバイタルサインを測定することを忘れるかもしれないことである。一部の装置は、その目障りさのために、ユーザにとって不快に感じる可能性もある。出張の多い人は多くのストレスにさらされ、バーンアウトを発症するリスクが高いので、こうしたストレス測定システム及び装置のモビリティと実用性も問題である。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明の目的は、可能な限り邪魔にならない方法でユーザのストレスレベルを示すバイタルサインを測定することができるストレス測定システムを提供することである。さらに、かかるシステムのモバイルソリューションを提供することが目的である。好適には、システムはユーザのバイタルサインを測定するためにユーザの余分な動作を必要としない。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の第一の態様において、ユーザのストレスのレベルを決定するため、特にこれから起きるバーンアウトをモニタリングするための、ストレス測定システムが提示される。装置は以下を有する：

40

任意のプリセット時刻にアラームを開始するためのアラームクロック。システムはアラームをオフにするためのインターフェースを有する。

特にアラームをオフにするために、ユーザがインターフェースを操作する間にユーザの第一のバイタルサインを測定するためのバイタルサインセンサ。

感知した第一のバイタルサインに基づいてユーザのストレスのレベルを決定するための処理ユニット。

【0012】

基本的なアイデアは、アラームクロックをバイタルサイン/ストレスレベル測定のため

50

のプラットフォームとして使用することである。多くの人は朝起きるためにアラームクロックを使用する。アラームクロックの音なしで定刻に起きる人でも、寝過ごさないように念のために使用することが多い。アラームクロックのアラームをオフにするために、ユーザは通常、ボタンを押すか若しくは別の種類のインターフェースを操作しなければならない。まさにこの動作が、本発明に従ってストレスのレベルを示すユーザのバイタルサインを測定するために使用される。

【0013】

朝の心拍数（特にある期間にわたる朝の心拍数の進展）はこれから起きるバーンアウトにとって最も興味深い指標の一つであるため、この朝の心拍数を測定するためにアラームクロックを使用することが理想的である（アラームクロックは通常起きるために朝使用されるので）。一実施形態によれば、従ってバイタルサインセンサはユーザの心拍数を測定するための心拍数センサである。しかしながら、提案されるバイタルサインセンサは他のバイタルサイン、例えば血圧、体温、呼吸数、皮膚コンダクタンスなどを測定するように構成されてもよいことが留意される。これら全てのバイタルサイン及びその経時的な進展（数週間及び数カ月にわたる）は、これから起きるバーンアウトをモニタリングするために、そこからユーザのストレスレベルが決定され得る指標である。本発明は心拍数測定に限定されないものとするが、朝の心拍数の測定が以下に詳述されるものとする。

【0014】

通常は、アラームクロックを止めるために、ほんの一瞬だけボタンが押される必要がある。他のユーザインタラクション（ボタンの操作は別として）も一般にアラームクロックのアラームをオフにするために考えられるので、これは本明細書において一般に"アラームをオフにするインターフェース"と称される。アラームは従来技術で周知の通りユーザによってプリセットされ得る。インターフェースはアラームクロックに組み込まれ得るが、システムの任意の他の部分において実現されてもよい。ユーザがこのインターフェースを操作する間に心拍数が測定される場合、これはいくつかの利点を持つ：まず第一に、これはほとんど常に正確に朝の心拍数となる。第二に及びより重要なことに、ユーザは"規則通りに"アラームクロックをオフにするだけなので、ユーザは心拍数が測定されることを認識すらしない。ユーザの余分な動作は必要ない。従ってユーザの能動的意識に起因する測定の改ざんのリスクがない。第三に、アラームクロックへのストレス測定システムの組み込みはほとんどの人が使用する日常の技術的装置への組み込みも意味する。それは別として、アラームクロックは旅行中に持ち込みやすい。これはシステムのモビリティと実用性を著しく増加させる。

【0015】

一実施形態によれば、バイタルサインセンサはアラームクロックに、特にアラームクロックのインターフェースに組み込まれる。バイタルサインセンサは（アラームクロックから分離した）外部装置として実現されることもできるが、この実施形態は実用性を向上させシステムのサイズを縮小する。このように一体型装置が実現される。

【0016】

課題の一つは、ユーザがアラームクロックのアラームをオフにするためにインターフェースを操作する短時間の間にバイタルサインを測定することである。ユーザは通常、ほんの一瞬だけアラームを止めるためにインターフェースを操作する。しかしながら、このような短いインタラクションからバイタルサイン（例えば心拍数）を導出することも可能である。理論的には、最低二心拍のみがHRを測定するために要求される。一実施形態によれば、処理ユニットはこうした二つの順次心拍からHRを外挿するように構成され得る。実際には、さらに数心拍の測定が、信頼できる結果を得るために望ましい可能性がある。従って、バイタルサイン（HR）の測定は、ユーザが通常よりも長い時間インターフェースを操作するように、すなわち通常よりも少し長い時間アラームクロックのボタンを押すように促される場合、改良され得る。

【0017】

一実施形態によれば、アラームクロックはユーザがバイタルサインを測定するために必

10

20

30

40

50

要な閾値時間 t の間インターフェースを操作しておく場合のみ、アラームをオフにし、そうでなければアラームを継続するか若しくはアラームを再開するように構成される。従って t はそこから心拍数を外挿するために十分な数の心拍を測定するために必要な時間と定義される。典型的には t は3秒及び10秒の間であるように選ばれる。 $t = 5$ 秒は意味のある時間であることがわかっている。

【0018】

そして手順は以下ようになる：

- a) 現時点においてアラームクロックがアラームを出す。
- b) ユーザが停止ボタンを押す(インターフェースを操作する)。
- c 1) ユーザが全部で t の間停止ボタンをホールドする場合、心拍数が測定されアラームがオフになる。
- c 2) ユーザが t 未満の間停止ボタンをホールドする場合、そこから心拍数を導出するために時間が十分でなかったことを意味する。アラームが継続するか若しくは再開する。

10

【0019】

このようにユーザは自動的に少なくとも t の間インターフェースを操作するように促される。ユーザの促進を改良するために、システムは、一実施形態に従って、ユーザがアラームをオフにするためにインターフェースを操作するとすぐに、音響、視覚及び/又は触覚ガイド信号を出力するガイドユニットをさらに有し、ガイド信号はユーザがアラームクロックのインターフェースを閾値時間 t の間操作しておくようにガイドするように構成される。

20

【0020】

ガイドユニットは処理ユニットの一部であり得るか、若しくは処理ユニットと接続されるアクチュエータとして実現され得る。例えば、このガイドユニット/アクチュエータは時間 t の間音楽を再生することができる。この音楽はユーザにインターフェースを操作すること、すなわちユーザの指を十分な時間ボタン上に置いておくことを思い出させる。代替的に、視覚、触覚及び/又は任意の他の音響フィードバックが、バイタルサイン測定(HR測定)が完了するとすぐにユーザへ与えられ得る。"規則的な"アラームクロックと対照的に、ユーザは通常よりも少々長くスイッチオフボタンを押すだけでよい。

30

【0021】

いずれの場合も、提案されるシステムは、一実施形態に従って、ユーザがアラームクロックのインターフェースを操作するとすぐにユーザのバイタルサインを測定するためにバイタルサインセンサを初期化する初期化ユニットをさらに有し得る。これはユーザがアラームをオフにしようとするときに最初からバイタルサイン測定が開始されることを確実にする。初期化ユニットはいかなる追加部品である必要もないが、ユーザのインタラクションを感知する小型センサとして実現され得る。

【0022】

上述の方法で心拍数を測定するための複数の方法がある。

【0023】

第一の実施形態によれば、バイタルサインセンサはアラームクロックのインターフェースに組み込まれ、ユーザの指先で心拍数を測定するように構成されるフォトプレチスモグラフィ(PPG)センサである。かかるPPGセンサは従来技術で既知である。しかしながら、本明細書で提案する通りかかるPPGセンサのアラームクロックへの統合は、今までのところ知られていない。

40

【0024】

PPGセンサは通常、心拍数信号を生成するためにある時間にわたって人の血脈波を測定するために使用される。PPGセンサは通常、脈動する動脈血に起因する光吸収の決定を可能にする、異なる波長における血液の吸収を測定する光検出器を含む。PPGセンサは反射モード若しくは透過モードで使用され得る。通常、血中ヘモグロビンにおける光吸収に起因して信号の最大変調がそこで起こるので、近赤外の波長が使用される。フォトプ

50

レチスモグラフィの背景についての詳細は Webster J. G. : "Medical instrumentation, application and design", Second Edition, Houghton Mifflin Company, 1992に見られる。さらなる情報は Allen J. : "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement", Physiol. Meas. 28 (2007) R1 R39に見られる。

【0025】

本発明のさらなる実施形態によれば、バイタルサインセンサは代替的に心電図 (ECG) センサとして実現されてもよく、少なくとも一つの ECG 電極がアラームクロックのインターフェースに組み込まれる。こうして HR は ECG から抽出され得る。ECG は例えば各々別の手で二本の指の間で測定され得る。従って、二つの ECG 電極が、一実施形態に従って、アラームクロックのインターフェースに組み込まれ得る。この実施形態においてユーザはアラームをオフにするため及び心拍数を同時に測定させるために両方の ECG 電極を同時に触らなければならない。代替的に、第二の ECG 電極はユーザのベッドに若しくは任意の他の外部装置に組み込まれ得る。

10

【0026】

心拍数を測定する第三の代替案は、リモートフォトプレチスモグラフィ (リモート PPG) を用いることによる。本発明の一実施形態によれば、バイタルサインセンサはユーザの心拍数を決定するためにリモート PPG を用いるバイタルサインカメラを有する。バイタルサインカメラはアラームクロックに組み込まれるか若しくは外部装置として実現され得る。ユーザがアラームをオフにするためにインターフェースを操作するとすぐに、バイタルサインカメラがオンになり、心拍数が抽出される。そこへ、バイタルサインカメラは通常、ユーザの顔に焦点を合わせてたった数秒でその心拍数を測定する。同様の方法で、心拍数はユーザの手から測定されることもできる。つまりアラームクロックに組み込まれるバイタルサインカメラは手を検出し、その後心拍数測定を開始するように構成され得る。ユーザを楽にするために、システムは可視光の代わりに IR を使用し得る。

20

【0027】

リモート PPG イメージングについてのさらなる情報は、例えば Verkruyse W. : "Remote photoplethysmographic imaging using ambient light", Optics Express, Vol. 16, No. 26, December 2008に見られる。リモート PPG は、皮膚における血液量の時間変動が皮膚による光吸収の変動につながるという原理に基づく。かかる変動は、プロセッシングが手動で選択された領域 (例えば頬の一部) のピクセル平均を計算する間に、皮膚領域、例えば顔の画像を撮るビデオカメラによって記録され得る。この平均信号の周期的変動を見ることによって、心拍数と呼吸数が抽出され得る。

30

【0028】

このように、動脈血の脈動は光吸収の変化を生じる。光検出器 (若しくは光検出器のレイ) で観察されるそれらの変化は PPG 信号を形成する。血液の脈動は拍動する心臓によって生じ、すなわち PPG 信号のピークは心臓の個々の拍動に対応する。従って、PPG 信号はそれ自体心拍信号である。正規化された信号の振幅は波長によって異なり、一部の波長にとってこれは血液酸素化の関数でもある。

40

【0029】

要約すると、ユーザがアラームクロックをオフにする間にユーザの心拍数を導出する、三つの異なる (代替的) 方法が本発明の範囲内で想定される:

1. ユーザの指先から心拍数を測定するために PPG センサを使用すること。
2. アラームクロックのインターフェースに組み込まれる ECG センサから心拍数を抽出すること。
3. リモート PPG のためのバイタルサインカメラを使用すること、カメラは外部装置であるか若しくは同様にアラームクロックに組み込まれ得る。

50

【 0 0 3 0 】

本発明のさらなる実施形態によれば、ストレス測定システムはアラームクロックのインターフェースに組み込まれる指紋センサをさらに有する。

【 0 0 3 1 】

上記インターフェースがボタンとして実現される場合、指紋センサはボタンに組み込まれる（すなわちボタンの表面に組み込まれる）。これはアラームクロックのマルチユーザを区別することを可能にする。例えば、ただ一人がストレスレベル測定のために自分の心拍数を測定したい場合、システムは別の人アラームクロックをオフにしようとする場合を認識する。この場合他の人の心拍数は例えば、測定されず、記憶されず、若しくは処理されない。このように一人のデータは他の人からのデータで汚染されない。しかしながら、マルチユーザモードも考えられる。

10

【 0 0 3 2 】

ストレス測定システムの処理ユニットは、一実施形態に従って、異なるユーザプロフィールを区別するように構成されることもできる。マルチユーザアラームクロックを使用し、自分の心拍数を測定させ記憶させ若しくは処理させたい場合、各自の心拍数測定が正確に組み合わされ得る。そしてストレスレベル及びこれから起きるバーンアウトのリスクが各ユーザごとに別々に計算され得る。従って処理ユニットは指紋センサによって提供される情報を用いることによって各個別ユーザごとに測定されたバイタルサインに基づいてこれから起きるバーンアウトの可能性を評価するように構成される。

【 0 0 3 3 】

シングル若しくはマルチユーザモードから独立して、本発明にかかるストレス測定システムの処理ユニットはさらにストレージユニットに記憶される同じユーザの複数の測定された第一のバイタルサインの傾向に基づいてこれから起きるバーンアウトの可能性を評価するように構成され得る。

20

【 0 0 3 4 】

ストレス測定システムはそれについて好適にはユーザの測定された第一のバイタルサインを記憶するためのストレージユニットを有する。

【 0 0 3 5 】

このように身体信号（第一のバイタルサイン）は好適には長期間にわたって、例えば数週間及び／又は数年にわたって測定される。そしてシステムは上述の方法で朝の心拍数を測定し、毎日少なくとも一つの心拍数値をストレージユニットに記憶する。そしてこれから起きるバーンアウトの可能性が、複数の測定値の傾向に基づいて評価され得る。これは朝の心拍数の進展がバーンアウトを予測するために分析されることを意味する。

30

【 0 0 3 6 】

代替的に、朝の心拍数値が絶対的な意味で高過ぎる場合にユーザに直接警告するために、測定された朝の心拍数値は毎日絶対的な意味で閾値心拍数値と比較され得る。この場合、傾向は分析される必要がない。しかしながら、朝の心拍数を分析する上述の可能性の両方（傾向若しくは絶対値）が組み合わされることもできる。

【 0 0 3 7 】

さらなる実施形態によれば、本発明にかかるストレス測定システムは音響、視覚若しくは触覚形式でユーザにバーンアウト状態を示すためのフィードバックユニットを有する。一実施形態例によれば、バーンアウト状態をテキスト形式で若しくはビジュアルアイコンの使用によって視覚化するディスプレイアラームクロックに組み込まれ得る。別の可能性は注意を引くために点滅光が使用されることである。代替的にフィードバックユニットはラウドスピーカを有し、それを通じて音声アドバイスがユーザへ提供される。このメッセージは例えばユーザに医者にかかるよう助言し得る。別の代替例によれば、アドバイスは触覚フィードバックの形で与えられ、例えばアラームクロックはアラーム信号を出すために振動し得る。上述のフィードバックタイプ（音響、視覚及び／又は触覚フィードバック）は組み合わされることもできる。

40

【 0 0 3 8 】

50

さらなる実施形態によれば、フィードバックユニットはユーザの要求があるときのみバーンアウト状態を示すように構成される。

【0039】

ユーザは、例えば、メッセージを見るためにボタンを押さなければならないかもしれない。この場合、ユーザが具体的に開始することなくアドバイスが提示されないよう、ユーザはバーンアウト状態を尋ねる必要がある。より拡張された実施形態では、ストレス測定システムがユーザへの警告の前（若しくは後）に評価のために資格のある信頼される医師へ測定データを自動的に転送し得るように、ストレス測定システムはネットワーク（例えばインターネット）に接続され得る。

【0040】

なおさらなる実施形態によれば、ストレス測定システムは、ユーザのベッドの中若しくは周囲に配置され、ユーザが寝ているときにユーザの第二のバイタルサインを邪魔にならないように測定するように構成される、活動センサをさらに有し、処理ユニットは第一のバイタルサイン及び／又は第二のバイタルサインに基づいてストレスのレベルを決定するように構成される。

【0041】

"第二のバイタルサイン"も心拍数、特に睡眠中に測定される心拍数であり得る。この実施形態において、朝の心拍数（第一のバイタルサイン）は上記の通り（アラームクロックを用いて）測定され、睡眠中の心拍数（第二のバイタルサイン）は活動センサを用いて測定され得る。活動センサは睡眠者の顔に向けられるHR検出を備えるカメラ（上記同様、バイタルサインカメラ）によって実現され得る。代替的に、活動センサは圧力若しくは圧電センサを有し得る。この圧力若しくは圧電センサはユーザのベッドのマットレスに組み込まれ得る。そして睡眠中の心拍数は心弾動図記録法を用いて圧力若しくは圧電センサで測定される圧力変動から導出され得る。

【0042】

さらなる実施形態によれば、活動センサはさらに寝ているユーザの動きを測定してそこから睡眠覚醒パターンを導出するように構成され、処理ユニットは第一のバイタルサイン及び／又は第二のバイタルサイン及び／又は睡眠覚醒パターンに基づいてストレスのレベルを決定するように構成される。この場合、処理ユニットはバーンアウト状態を導出するために含まれるさらに多くの情報を処理する。それによってバーンアウト予測の品質と正確さが著しく向上される。

【0043】

睡眠中の心拍数を測定するための活動センサは寝ているユーザの動きを測定するための活動センサと（同じ装置に）組み合わせられてもよい。従って、交互の期間の数が睡眠断片化数として導出され、睡眠期間の相対的長さが睡眠覚醒比率の尺度とされ得る。心拍数データと睡眠データの両方が上述のストレージユニットに毎日（少なくとも）一つの値で記憶され得る。これらの値は再度、上述の通り、代表的閾値と個別に比較され得るか、若しくは所定期間にわたる傾向が分析され得る。

【0044】

本発明のさらなる実施形態によれば、処理ユニットは睡眠中のユーザの測定された第二のバイタルサイン（睡眠中HR）の最小値を決定するように構成され、処理ユニットは当該最小値をストレスレベル／バーンアウト予測の決定に含むように構成される。睡眠中の最低心拍数（最小心拍数）も（睡眠中の）ユーザの全体の回復にとって非常によい指標である。

【0045】

実際、ユーザの全体の回復値を計算しそこからストレスのレベルを決定するために、処理ユニットは上述の測定結果全て、すなわち朝の心拍数、睡眠断片化、覚醒睡眠比率及び睡眠中の最小心拍数を組み合わせるように構成され得る。

【0046】

さらに、処理ユニットはストレスレベルの決定に以下の情報の少なくとも一つを含むよ

10

20

30

40

50

うに構成され得る：時間情報、カレンダー情報、特に平日、週末、若しくは休日であるかどうかのカレンダー情報、ユーザの家族歴についての情報及び/又はユーザの身体活動についての情報。これはこれから起きる可能性があるバーンアウトの予測のためのストレスレベル決定のアルゴリズムをさらにより個人化することを可能にする。就業日、週末若しくは休日にとられた測定結果を区別することはこれから起きるバーンアウトをさらにより正確に予測することを可能にする。家族歴若しくは付加的な環境因子を考慮することもアルゴリズムを個別化するために重要である。

【0047】

本発明のこれらの及び他の態様は以降に記載の実施形態から明らかとなり、それらを参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図1】本発明にかかるストレス測定システムの一般的構成要素を図示する概略図を示す。

【図2】本発明にかかるストレス測定システムのさらなる（任意選択）構成要素を図示する概略図を示す。

【図3A】本発明にかかるストレス測定システムの三つの異なる実施形態を概略的に図示する。

【図3B】本発明にかかるストレス測定システムの三つの異なる実施形態を概略的に図示する。

【図3C】本発明にかかるストレス測定システムの三つの異なる実施形態を概略的に図示する。

【図4】本発明にかかるストレス測定システムの技術的原理を図示する概略図を示す。

【図5】本発明にかかるストレス測定システムのさらなる実施形態を概略的に図示する。

【図6】一実施形態に従って本発明にかかるストレス測定システムと組み合わせられ得る情報管理システムを図示する概略図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0049】

図1は本発明にかかるストレス測定システムの構成要素を図示する概略図を示す。その中でストレス測定システムは全体が参照数字10で示される。ストレス測定システム10はユーザのストレスのレベルを決定するために、特にこれから起きるバーンアウトのリスクをモニタリングするために使用される。このストレス測定システム10のためのプラットフォームとして、アラームクロック12が使用される。アラームクロック12の詳細は図3及び4を参照して以下にさらに記載される。

【0050】

アラームクロック12はユーザによって手動で若しくは自動的に設定され得る任意の時刻にアラームを発することを可能にする通常のアラームクロックであり得る。アラームクロックは好適にはインターフェース14を有する。このインターフェース14は、例えば、アラームクロック12のアラームが手動でオフにされ得るボタンとして実現され得る。さらに、ストレス測定システム10はバイタルサインセンサ16と処理ユニット18を有する。

【0051】

バイタルサインセンサ16はユーザの第一のバイタルサイン（例えば心拍数、血圧、呼吸数、皮膚コンダクタンス、体温など）を測定することを可能にする。バイタルサインセンサ16の詳細及びバイタルサインセンサ16を実現する方法の異なる実施形態も、図3及び4を参照して以下にさらに記載される。

【0052】

処理ユニット18はバイタルサインセンサ16で測定される第一のバイタルサインに基づいてユーザのストレスのレベルを決定するように構成される。バイタルサインセンサ16は好適にはアラームクロック12に組み込まれるので、処理ユニット18も好適にはア

10

20

30

40

50

ラームクロック 12 に組み込まれる。しかしながら、処理ユニット 18 は（アラームクロック 12 に組み込まれない）個別の計算装置として実現されてもよいことが留意される。この場合、処理ユニット 18 は好適には配線接続によって若しくは無線接続を介して（例えば Bluetooth（登録商標）、無線インターネット、若しくは赤外線接続を介して）アラームクロック 12 に（バイタルサインセンサ 16 及びインターフェース 14 にも）接続される。

【0053】

本発明の中心となるアイデアは、アラームクロック 12 のアラームをオフにするためのインターフェース 14 をバイタルサインセンサ 16 と結合することである。このように、アラームをオフにする間のアラームクロック 12 とのユーザインタラクションが、同時に上述のユーザの第一のバイタルサインを測定するためにも使用される。バイタルサインセンサ 16 は、例えば、アラームクロック 12 のアラームをオフにするためのインターフェース 14 と一体化されるか若しくは少なくとも電子的に結合した心拍数センサとして実現され得る。ユーザがアラームクロックのアラームをオフにするために押さなければならない通常ボタン（インターフェース 14）を考えると、バイタルサインセンサ 16（例えば心拍数センサ）は、例えば、このボタンに組み込まれ得る。そして、ユーザがアラームをオフにするためにボタンを押す間にユーザのバイタルサイン（例えば心拍数）が測定され得る。

【0054】

ほとんどの人は朝起きるためにアラームクロック 12 を使用するので、これは起床直後に心拍数を測定する理想的な方法をあらわす。記述の導入部で既に詳述されている通り、この起床心拍数はユーザのストレスレベルのよい指標である。起床心拍数は特に睡眠中のユーザの回復についてのフィードバックを与える指標である。

【0055】

本発明の主要な利点の一つは、ストレス測定システム 10 がさらなるユーザインタラクションの必要なしに一回でアラームクロック 12 をオフにして第一のバイタルサイン（例えば心拍数）を測定することを可能にすることである。従ってユーザはほぼ通常の方法でアラームクロック 12 のアラームを止める"だけ"なので、ユーザは自分の心拍数が測定されることに気付きもしないかもしれない。

【0056】

主要な利点は、ユーザが心拍数を測定するリストバンドなどのいかなる特別な装置も身につける必要がないことである。第二に、ユーザは心拍数測定に気付きもせず、従って心の準備をすることができないので、心拍数測定を改ざんするリスクがない。第三に、アラームクロック 12 への統合は移動中に持ち込むこともできるモバイルソリューションを実現する。

【0057】

図 3 A から 3 C はストレス測定システム 10 が実際に実現され得る方法の異なる実施形態を示す。一般的に、通常の（デジタル）アラームクロック 12 が使用され得る。このアラームクロック 12 はユーザによって設定され得る任意の時刻に任意の種類のアラームを発することができるべきである。これは例えば、アラームクロックの時刻を設定すること及び/又はアラームの時刻（起床時刻）を設定することを可能にする複数のボタン 20 を有し得る。勿論、異なる起床時刻を記憶する可能性、若しくは平日のみアラームを設定する可能性、若しくは夜間にディスプレイ 22 をオフにする可能性など、他の機能もアラームクロック 12 のユーザメニューに組み込まれてもよい。

【0058】

アラームは多くの方法で発せられ得る。通常、アラーム音若しくは（例えば CD、MP3 若しくは直接ラジオからとられる）任意の自由選択可能なメロディを発するためにラウドスピーカ 24 が使用される。しかしながら、"アラーム"という語はいかなる音響信号にも限定されてはならず、視覚若しくは触覚信号も含むものとする。アラームクロック 12 のいかなる種類の振動もユーザを起こすアラームとして使用され得る。同様に、図 3 b に

10

20

30

40

50

も概略的に図示される通り、光源 26 がアラーム信号を発するため使用され得る。多くの従来技術のアラームクロックからわかる通り、こうした光源 26 はアラーム時刻若しくはその前に点滅光若しくは光強度を連続的に増加する光を生成することができ、非常に円滑な起床を可能にする。こうした視覚アラーム信号も本明細書では一般に"アラーム"と示されるものとする。

【0059】

図 3 A に示す第一の実施形態例によれば、PPG センサがバイタルサインセンサ 16 として使用され得る。この PPG センサ 16 はインターフェース 14 に組み込まれるか若しくはインターフェース 14 の下に配置され得る。これはユーザの指先で心拍数を測定することを可能にする。PPG センサ 16 はユーザの心拍数を測定するために透過若しくは反射モードのいずれかで使用され得る。アラームクロック 12 のアラームをオフにするインターフェース 14 は押される必要がある通常ボタンとして、若しくは（押されずに）触れられるだけでよいセンサアレイとして実現され得る。ユーザがインターフェース 14 を操作するとすぐに、PPG センサ 16 がユーザの心拍数を測定し始める。信頼できる心拍数測定を受けるために、ユーザは通常よりも少し長く（図 4 を参照して説明する通り、例えば数秒）アレイ 14 を押すか若しくは触れるだけでよい。

【0060】

このユーザインタラクション（インターフェース 14 を押すこと若しくは触れること）中に心拍数を導出する別の可能性が図 3 B に概略的に図示される。この実施形態によれば、心拍数はリモート PPG を用いて測定される。カメラ 28、例えばフィリップスバイタルサインカメラ（<http://www.vitalsignscamera.com> 参照）が心拍数を決定するために使用され得る。通常、このバイタルサインカメラはユーザがアラームクロック 12 のアラームをオフにするためにインターフェース 14 を押す若しくは触れるとすぐにユーザの顔に焦点を合わせる。同様の方法で、心拍数はユーザがインターフェース 14 に触れるとすぐにユーザの手に焦点を合わせることによっても測定され得る。

【0061】

両方の場合において、バイタルサインカメラ 28 は好適にはユーザの皮膚の一部に焦点を合わせる。既に上述の通り、リモート PPG は皮膚の血液量の時間変動が皮膚による光吸収の変動につながるという原理に基づく。こうした変動は（顔若しくは手の）任意の皮膚領域の画像を撮るビデオカメラ 28 によって記録され得る。これらの周期的変動を見ることによって信号が導出され、そこから心拍数が抽出され得る。実際の実施例では、処理ユニット 18 が既知のリモート PPG アルゴリズムを実行するソフトウェアを記憶し得る。これは例えばフィリップス `vital signs app` を使用し得る。

【0062】

バイタルサインカメラ 28 は必ずしもアラームクロック 12 に組み込まれる必要がないことが留意される。バイタルサインカメラ 28 は例えばアラームクロック 12 の隣に若しくはユーザのベッドの隣に配置される外部装置としても実現され得る。これは勿論ユーザのベッドの隣の壁上に配置されてもよい。しかしながら、アラームクロックへの統合が好適である。

【0063】

ユーザがアラームクロック 12 のアラームをオフにする間に心拍数を測定する第三の可能性が図 3 C に概略的に図示される。PPG センサの代わりに、心電図（ECG）センサ 30 がこの実施例では使用される。従来技術からわかる通り、ECG センサは心拍数を測定することも可能にする。ECG は、例えば、各々別の手のユーザの二本の指の間で測定され得る。従って、アラームクロックは二つの ECG 電極 30'、30" が組み込まれる二つのインターフェース 14'、14" を有し得る。そしてアラームクロック 12 のアラームをオフにするために、ユーザは両電極 30'、30" に同時に触れなければならない。代替的に、アラームクロック 12 はただ一つの ECG 電極 30 を有し、一方もう一つの電極は例えばユーザのベッドによって形成され得る。しかしながら、これはシステムのモビリティ

10

20

30

40

50

ィを妨げ得る。

【0064】

ユーザの心拍数が測定される方法（上述の三つの可能性のいずれか）から独立して、処理ユニット18は測定された心拍数に基づいてユーザのストレスのレベルを決定するように構成される。そのために複数のアルゴリズムが使用され得る。ユーザのストレスレベルの決定は単一の心拍数測定に基づき得る。この場合、測定された心拍数は閾値と比較される。個人情報（例えばユーザの年齢、体重、性別）も考慮され得る。これはいわゆるストレスレベル指数を決定することを可能にする。代替的に、ストレスレベルの決定は複数の心拍数測定にも基づき得る。特に、本発明の主要目標の一つである、これから起きるバーンアウトのリスクをモニタリングするために、長期間（数週、数カ月若しくは数年間）にわたる心拍数の傾向が分析され得る。これは処理ユニット18において処理されるソフトウェアアルゴリズムによってなされ得る。これから起きるバーンアウトのリスクを決定する方法についての詳細は以下でさらに説明される。

10

【0065】

順次心拍数測定における傾向が分析される場合、ストレス測定システム10がストレージユニット32をさらに含むことが好適である。このストレージユニット32はユーザの測定されたバイタルサイン（心拍数）を記憶するために使用される。これはアラームクロック12に組み込まれるいかなるタイプのメモリ媒体としても、例えばハードドライブとして実現され得る（図2参照）。

【0066】

図2はストレス測定システム10のさらなる（任意選択）構成要素を図示する。ユーザがアラームをオフにするためにインターフェース14を操作するとすぐに音響、視覚及び/又は触覚ガイド信号を出力するガイドユニット34が設けられ得る。このガイド信号はユーザがアラームクロック12のインターフェース14を閾値時間 t の間操作しておくようガイドするために使用され得る。ユーザがインターフェース14を操作する（ボタン14を押す）とすぐに開始して、心拍数測定が完了するとすぐに停止する、メロディ若しくは単純な音がガイドユニット34によって生成され得る。

20

【0067】

心拍数を測定する上述の方法全て（指先でのPPG、リモートPPG若しくはECG）によれば、少なくとも二つの順次心拍動が測定される必要がある。さもなければ、信頼できる心拍数値を得るために測定された心拍数間隔を外挿することは不可能であろう。従ってガイドユニット24は信頼できる心拍数測定を実行できるようにするために十分に長くユーザがインターフェース14を操作するように促し得る。勿論、ガイドユニット34は別の形式で（例えば視覚若しくは触覚形式で）ガイド信号を生成することもできる。全ての場合において、ガイドユニットはアラームクロック12に組み込まれる小型アクチュエータによってあらわされ得る。

30

【0068】

アラームクロック12はアラームクロック12のインターフェース14に組み込まれる指紋センサ36も備え得る。指紋センサ36は例えばアラームクロック12のマルチユーザを区別するためにインターフェースボタン14の表面に追加され得る。これはユーザを正確に識別することを可能にする。このようにあるユーザの心拍数測定は他のユーザの心拍数測定と置き換えられない。処理ユニット18は異なるユーザを区別しそれを例えばストレージユニット32内の個別フォルダに記憶するソフトウェアを記憶し得る。

40

【0069】

さらに、ストレス測定システム10はフィードバックユニット38を有し得る。このフィードバックユニット38は音響、視覚若しくは触覚形式でユーザにバーンアウト状態を示すために使用され得る。フィードバックユニット38は、例えばバーンアウトのリスクが高いことをユーザに警告し得る。点滅光があらわれ得るか、若しくは音声メッセージがユーザに提示され得る。実際にフィードバックユニット38はそのフィードバックをディスプレイ22を用いて視覚形式で、若しくはラウドスピーカ24を用いて音響形式で、若

50

しくは光源 26 を用いて視覚形式で出力する。

【0070】

なおさらに、ストレス測定システム 10 はユーザがアラームクロック 12 のインターフェース 14 を操作するとすぐにユーザのバイタルサインを測定するためにバイタルサインセンサ 16 を初期化する初期化ユニット 44 を有し得る。この初期化ユニット 44 はソフトウェアベースであり処理ユニット 18 に組み込まれ得る。これはユーザがインターフェース 14 を操作するとすぐにバイタルサイン測定（心拍数測定）が初期化されることを確実にする。これは手の動きを検出する動きセンサによって実現されてもよい。このように、システム 10 はユーザがインターフェース 14 に触れる前に既に（ユーザがそれに近づくときに既に）プロセスを開始する準備ができています。

10

【0071】

全測定プロセスは、図解で、再度図 4 に実現される。これは PPG センサが使用される場合の測定を例示する（図 3 A に図示の第一の実施形態参照）。しかしながら、例示の手順はわずかな適応だけで心拍数を測定する他の二つの上述の方法（リモート PPG 若しくは ECG）に転用され得る。

【0072】

最初に、ユーザがインターフェース 14 に触れる。初期化ユニット 44 がこのインタラクションを認識し、バイタルサインセンサ 16 をオンにする。インターフェース 14 が触れられた / 押されたことを示す信号が出される。そしてブロック 40 によってあらわされる光源がユーザの指先へ光を発する。ブロック 42 によってあらわされるレーザが反射光を受信し、受信信号 43 を処理ユニット 18 へ送信する。同時に、指紋センサ 36 がユーザを識別し得る。そして受信した心拍数信号 43 を用いて心拍数が処理ユニット 18 によって計算 / 処理される。バイタルサインセンサ 16 で心拍数を抽出するために必要な時間 t を測定するためにタイマー 46 が使用され得る。タイマー 46 によって生成されるこの時間信号 47 はラウドスピーカ 24 若しくは光源 26 へ送信され得る。ラウドスピーカ 24 若しくは光源 26 によって生成されるアラームは、例えばユーザが心拍数を測定するために必要な閾値時間 t の間インターフェース 14 を操作しておく場合にのみオフにされる。さもなければこれはアラームを継続するか若しくはアラームを再開する。このプロセスは既に前述されている通りガイドユニット 34 によって生成されるガイド信号を伴ってもよい。最後に、計算された心拍数とユーザ識別がストレージユニット 32 内に保存され得る。データはこれから起きるバーンアウトのリスクを評価し得る医師へ（例えばインターネットを介して）直接転送されることもできる。

20

30

【0073】

本発明のさらなる実施形態が図 5 に概略的に図示される。この実施形態において、ストレス測定システム 10 は、上記アラームクロック 12 の他、さらに一つ若しくは二つの追加活動センサ 48、50 を有する。これらの活動センサ 48、50 はユーザのベッド 52 の中若しくは周辺に配置され、ユーザが寝ているときのユーザの第二のバイタルサインを邪魔にならない方法で測定するように構成される。第二のバイタルサインも、第一のバイタルサインと同様に、ユーザの心拍数であってもよいが、ユーザの睡眠中のユーザの活動をモニタリングする測定信号であってもよい。処理ユニット 18 はこの場合全測定信号に基づいてストレスのレベルを決定するように構成される。

40

【0074】

本発明の一実施例において、活動センサ 48 は睡眠中のユーザの心拍数をモニタリングする（追加の）バイタルサインカメラとして実現され得る。これは睡眠中にユーザの顔に焦点を合わせ得る。代替的に若しくは組み合わせて、活動センサ 50 は人のベッド 52 にリンクされ得る。活動センサ 50 はベッド 52 に取り付けられる、例えばベッド 52 のマットレスに組み込まれる、圧力センサ若しくは圧力センサのアレイ 54 を有し得る。これは圧力センサアレイ 54 で記録され得る圧力パターンから心拍数を導出することを可能にする。一方若しくは両方の活動センサ 48、50 は夜間に人の心拍数を連続的に測定し、例えば最後の五分間の平均を保持し得る。二つの活動センサ 48、50 のいずれかによ

50

て生成される信号が消えるときはいつでも、ユーザがベッドから離れていると思われ、最近五分間の平均が起床心拍数としてストレージユニット32に記憶される。これが測定される時刻も記録され得る。ユーザが(少し)しばらくしてベッドに再び入る場合、測定手順は以前通り継続し、場合によりその日の新たな起床心拍数が記録される。このように少なくとも一つの起床心拍数が毎日記録される。しかしながら、起床心拍数はやはりアラームクロック12を用いて上述の方法で測定され得ることが留意される。活動センサ48、50はこの場合他のバイタルサイン測定のために若しくはユーザの睡眠行動をモニタリングするために使用され得る。実際の実施例においてストレス測定システム10はただ一つの活動センサ、カメラセンサ48若しくは圧力センサ50のいずれかを有し得ることも留意されるものとする。

10

【0075】

圧力センサアレイ54を含む活動センサ50は睡眠中のユーザの活動をモニタリングし得る。これは睡眠フェーズ中の完全回復の欠如を示し得る、この人の正常パターンからの反復的变化をモニタリングすることを可能にする。最小限の活動(睡眠)の期間と、大きな活動(覚醒)の期間が、圧力センサアレイ54によって生成される信号から導出され得る。それらの相対的長さが処理ユニット18によって計算され得る。これは交互の期間の数を睡眠断片化数として導出することを可能にし、睡眠期間の相対的長さはいわゆる睡眠覚醒比率の尺度となり得る。

【0076】

全データ、心拍数データ及び睡眠データはストレスレベルを決定するために処理ユニット18において処理され得る。例えば、ストレスレベル値が計算され得る。この値は毎日、若しくは一週間当たりの平均値として計算され得る。これらの値が絶対的な意味で非常に高い(つまり全人口の平均よりも高い)場合、ユーザは医者にかかることが賢明であり得ることを直接警告され得る。しかしながら通常は、値は全人口で通常見られる範囲内になるので、システム10はユーザに直接警告しない。しかしながら、全データ(心拍数データ及び睡眠データ)はこれらのデータが以前測定された値と比較して増加する傾向を持つかどうかをモニタリングすることを可能にする。

20

【0077】

これから起きるバーンアウトの非常に強力な指標はまた、夜間に測定される最小心拍数である。従って好適には処理ユニット18はユーザのストレスレベルの決定に当該最小値も含む。処理ユニット18において実施されるアルゴリズムは個人化され得る。アルゴリズムはさらにストレスレベルの決定に以下の情報の少なくとも一つを含み得る: 時間情報、カレンダー情報、特に平日、週末若しくは休日であるかどうかのカレンダー情報、ユーザの家族歴についての情報及び/又はユーザの身体活動についての情報。これらの情報全てをアルゴリズムに含むことはバーンアウト予測の地位を大幅に向上させる。就業日と週末の測定を区別することはさらなる内情を与える。

30

【0078】

バーンアウトのリスクを計算/予測する一つの考えられる方法は、測定された朝の心拍数、睡眠断片化、覚醒 睡眠比率及び/又は睡眠中の最小心拍数の組み合わせから全体回復値を計算することである。この回復値がシステム10の設置後最初の数週間に正常集団の範囲内にあり、その後一貫して増加しない場合、バーンアウトのリスクは極めて低いとみなされる。他方で回復値が一貫して正常境界外である場合、ユーザへ医者にかかることを勧めるように警告するメッセージがユーザへ与えられる。

40

【0079】

既に上述した通り、自動システムは人への警告の前(若しくは後)に評価のために資格のある信頼される医師へデータを転送することもできる。考慮され得るさらなる可能性は環境因子である。それに加えて、システムは室内の温度、騒音及び/又は光強度を測定する複数のセンサをさらに有し得る。これらの測定結果は心拍数及び/又は睡眠データとの関連で分析され得る。

【0080】

50

本明細書で提示される発明はバーンアウト予防として使用され得る情報及び時間管理システムと組み合わせられ得る。かかる情報及び時間管理システム100の略ブロック図が図6に図示される。この情報管理システム100は何を、いつ、どのように、受信データ(すなわち情報)をユーザに提示するかを評価及び決定するためにユーザのバイタルサイン、好み、及び履歴を考慮する。これはユーザヘデータを選択的に提示することを可能にし、現代の労働環境内での心理的及び身体的負荷を軽減することを目指す。その結果これは反復性ストレス障害(RSI)及びバーンアウトの予防若しくは軽減に寄与する。

【0081】

この知的情報管理システム100(図6参照)は以下の構成要素を有し得る: 情報管理システム100はユーザの好み(ブロック62によって示される)とユーザのバイタルサイン(ブロック64によって示される)を考慮し、ユーザへの情報(ブロック66によって示される)を提示することによって受信情報(ブロック60によってあらわされる)を整理/管理する。

10

【0082】

1. 受信情報(60)

受信情報(60)は電子メール、会議出席依頼、電話、テキストメッセージ、Facebook(登録商標)の通知、最新ニュースなどといったあらゆるタイプのデジタル情報を含む。

【0083】

2. ユーザの好み(62)

ユーザは、例えば、どのように、いつ、何の情報を見たいかを設定することができる。ユーザはメッセージの重要性と緊急性も設定し得る。さらに、ユーザはスマート情報管理システム100が作動する方法を個人化し得る。

20

【0084】

3. ユーザバイタルサイン(64)

バイタルサイン(例えば心拍数、睡眠パターン、血圧など)は上述の方法で測定され得る。情報管理システム100は受信する及び提示される情報との関連でバイタルサインがどのように変化するかを評価し得る。このように、システム100は特定タイプの受信データがどのようにユーザに影響を及ぼすかを学習する。この学習は以下の通り自動的に起こる:

30

【0085】

システム100がユーザの装置(コンピュータ、スマートフォン、iPad(登録商標)など)に最初にインストールされるときにまず、システムはユーザについての情報を受動的に集める。これは受信データを分析し、ユーザから測定されるバイタルサインへのリンクを構築する。これは所定期間、例えば二カ月継続する。二カ月後、十分なデータが収集されユーザプロフィールが作成されているので、システムは完全に機能しユーザを支援できる状態にある。ここでシステムはユーザについての受信情報の影響を正確に予測することができる。新たな受信情報は対応するユーザプロフィールを更新するために使用される。異なるデータマイニング、自然言語処理及び人工知能ツール及びアルゴリズムを用いて学習と適応がなされる。

40

【0086】

測定されるバイタルサインは例えば心拍数、心拍変動、皮膚コンダクタンス及び呼吸パターンを含む。これらの測定はバイタリティプレット及びバイタルサインカメラなどのフィリップスアプリケーションと装置を用いて容易になされ得る。加えて、表皮電子パッチがユーザの体に取り付けられることができ、こうしたデータがいかなる装置の必要もなく常に収集されることができる。技術開発を考慮して、生理学的データの収集と処理は容易にアクセス可能になり、一般的なことになるだろう。

【0087】

4. 情報管理システム(100)

情報管理システムはソフトウェアとして実現され得る。このソフトウェアは並行して機

50

能する異なるデータ処理アルゴリズムを持ち得る。装置からのあらゆるタイプのデータ 60、ユーザの好み 62、及びバイタルサイン 64 が分析され、ユーザプロフィール若しくはマルチユーザプロフィールが作成され得る。これらに基づいて、ユーザの状態に最適な時刻、方法、形式及びコンテンツでデータが提示される。一実施形態において、情報管理システム 100 は異なるシステムが互いに学習し合い得るように他の情報管理システムと通信することもできる。

【0088】

5. ユーザに提示される情報 (66)

情報はユーザに提示されるだけではない。それによって管理システムパラメータを更新するために提示情報へのユーザの反応も好適には観察される。

10

【0089】

かかる情報管理システム 100 の二つの実用的実施形態が以下に提示されるものとする：

【実施例 1】

【0090】

実施例 1：電子カレンダー

紙のカレンダーの分野では、人及び/又はそのアシスタントは新たな予約の依頼を受け、原則的に、最も都合のよいときにその新たな予約を計画することができた。人が出張しなければならない、まず別の人に会わなければならない若しくはまずレポートを読みたいということを検討することが可能であった。その人自身への依頼も役割を果たした。一部の人へ他の人よりも高い優先度が与えられることができた。

20

【0091】

電子カレンダーは多くの新機能をもたらした。紙のカレンダーを用いて複数参加者の会議を計画することは困難な課題である。しかしながら、電子カレンダーは最も早い可能な時間帯と多くの選択肢を瞬時に提案することができる。

【0092】

しかしながら電子カレンダーは時間の管理を大幅に低下させた。勿論、人は予約の依頼を断り、より都合のよい時間を提案することができる。しかしこれは余計な手間である。加えてこれは他の人に奇妙な、否定的なサインを出す。特定の期間にわたってこうした会議へのユーザの反応(身体的信号、労働パターン、音声、表情など)をモニタリングすることによって、情報管理システム 100 はユーザの人格及びユーザのこうした状況への対応方法についてフィードバックを与える。そして、複数の隣接する会議があることがその人に(長期にバーンアウト若しくは R S I につながり得る)望ましくない影響を及ぼすことが検出される場合、隣接する時間帯は、例えば電子カレンダーにおいて自動的にブロックされ得る。これは例えば、ユーザが会議の準備をするために若しくは会議の後回復するために十分な時間があるように、既存の予約若しくは新たな予約の内容/重要性にも依存し得る。

30

【実施例 2】

【0093】

実施例 2：電子メール

昔は、郵便配達人がほぼ一日一回若しくは二回やって来て、入ってくる新しいメールに邪魔されることなく仕事をする若しくは返事を準備する時間が十分にあった。

40

【0094】

電子メールの多くの肯定的な側面は別にして、否定的な側面もある。最も重要なことは、電子メールが毎日 24 時間やってきて、非常によく似たターンアラウンドタイムを持ち得ることである。

【0095】

電子メールの内容を分析することによって、その関連性及びそれが生じ得るストレスについて何か言われる。電子メールが肯定的な返事若しくはメッセージを含む場合、これはストレスレベルを軽減し得る。否定的な返事若しくはメッセージが含まれるときはいつで

50

も、ストレスレベルが上昇することが予測され得る。従って情報管理システム100はユーザに提示する前に前もって電子メールを分析する。システム100は、複数の電子メールを受信することがユーザに望ましくない影響を及ぼし得ると観察される場合、電子メールが受信箱に入る瞬間に受信メールを遅らせるか若しくは新たに受信した電子メールを表示しないように構成され得る。メール信号は一日の時刻に依存してなされ得る。新しいメールは日中の離散的な瞬間にのみ表示され得る。メール信号はコンピュータでの作業にも依存してなされ得る。集中して作業している、読んでいる、若しくはタイプしているとき、受信メールは抑制され得る。メール信号は受信メールの内容若しくは送信者にも依存してなされ得る。緊急のメール若しくは重要と分類されるメールは勿論例外であり得る。

【0096】

10

本発明は図面と上記説明において詳細に図示され記載されているが、かかる図示と記載は説明若しくは例示であって限定ではないとみなされるものとする。本発明は開示の実施形態に限定されない。開示の実施形態への他の変更は、図面、開示、及び添付の請求項の考察から、請求される発明を実施する上で当業者によって理解されもたらされることができ

【0097】

請求項において、"有する"という語は他の要素若しくはステップを除外せず、不定冠詞"a"若しくは"a n"は複数を除外しない。単一の要素若しくは他のユニットは請求項に列挙される複数の項目の機能を満たし得る。特定の手段が相互に異なる従属請求項に列挙されるという単なる事実は、これら手段の組み合わせが有利に使用されることができないこ

20

【0098】

コンピュータプログラムは他のハードウェアと一緒に若しくはその一部として供給される光学記憶媒体若しくはソリッドステート媒体などの適切な媒体上に記憶/分散され得るが、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムなどを介して他の形式で分散されてもよい。

【0099】

請求項における任意の参照符号は範囲を限定するものと解釈されてはならない。

【 図 1 】

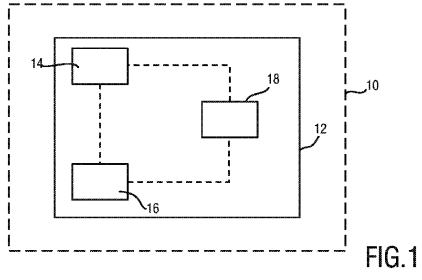


FIG.1

【 図 2 】

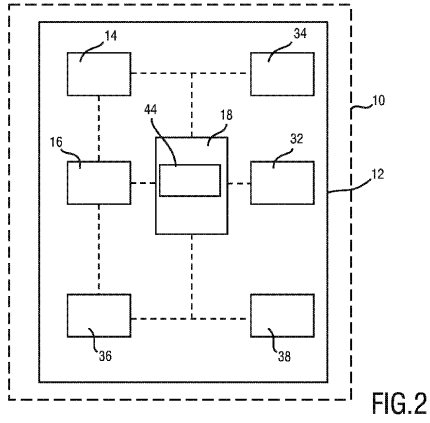


FIG.2

【 図 3 A 】

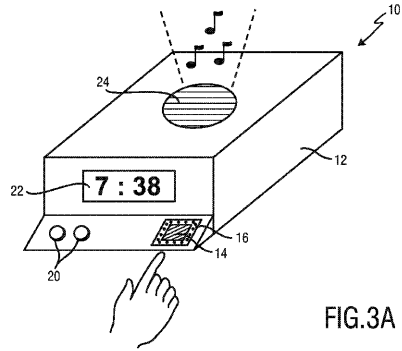


FIG.3A

【 図 3 B 】

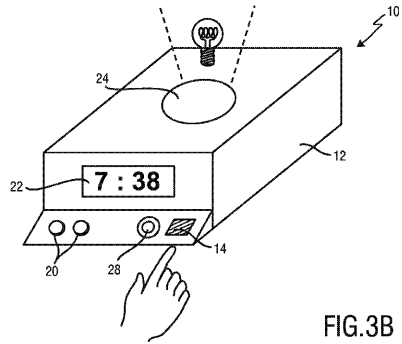


FIG.3B

【 図 3 C 】

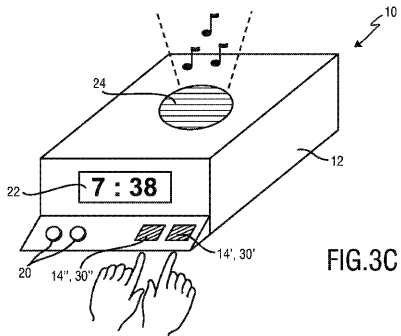


FIG.3C

【 図 4 】

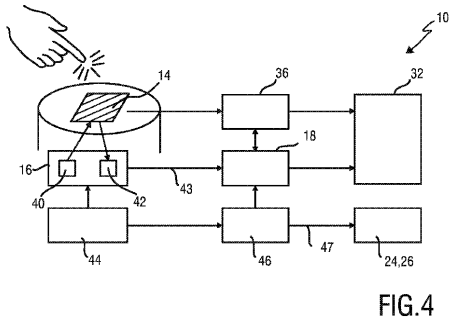


FIG.4

【 図 5 】

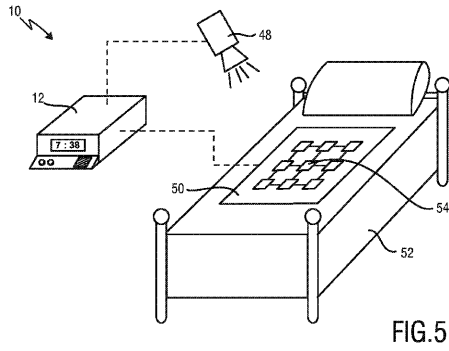


FIG.5

【 図 6 】

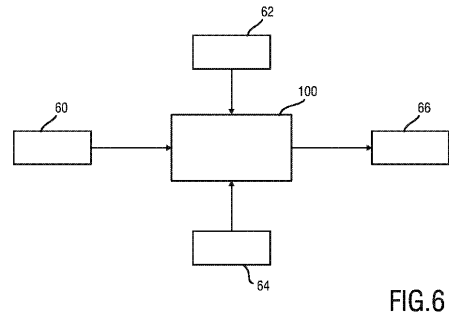


FIG.6

フロントページの続き

- (51)Int.Cl. F I
 A 6 1 B 5/11 1 0 0
 A 6 1 B 5/00 D
- (72)発明者 ブルーケルス アルフォンス アントニウス マリア ラムベルトス
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
 5
- (72)発明者 ブルート ミュルタザ
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
 5
- (72)発明者 ミハイロヴィチ フォーカン
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
 5
- (72)発明者 アウウェルケルク マーティン
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
 5
- (72)発明者 ウェステルインク ヨアンネ ヘンリエッテ デズリー モニーク
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
 5

審査官 松本 隆彦

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2004/0117212(US,A1)
 特開2004-138439(JP,A)
 実開昭62-111690(JP,U)
 米国特許第7117031(US,B2)
 国際公開第2009/057033(WO,A2)
 米国特許出願公開第2009/0203998(US,A1)
 特開2006-109895(JP,A)
 特開2008-183205(JP,A)
 特表2011-517982(JP,A)
 特開2005-177306(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A 6 1 B 5 / 1 6 - 5 / 1 8
 A 6 1 B 5 / 0 2 - 5 / 0 2 9 5

专利名称(译)	压力测量系统
公开(公告)号	JP6460996B2
公开(公告)日	2019-01-30
申请号	JP2015537400
申请日	2013-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡
[标]发明人	ブルーケルスアルフォンスアントニウスマリアラムベルトス ブルートミュルタザ ミハイロヴィチフォーカン アウエルケルクマーティン ウェステルインクヨアンネヘンリエッテデズリーモニーク
发明人	ブルーケルス アルフォンス アントニウス マリア ラムベルトス ブルート ミュルタザ ミハイロヴィチ フォーカン アウエルケルク マーティン ウェステルインク ヨアンネ ヘンリエッテ デズリー モニーク
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/0245 A61B5/11 A61B5/00
CPC分类号	A61B5/4884 A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/02416 A61B5/0402 A61B5/0408 A61B5/1118 A61B5/1172 A61B5/4809 A61B5/4812 A61B5/486 A61B5/6843 A61B5/6892 A61B5/6898 A61B5/7275 A61B5/7405 A61B5/742 A61B5/7455 A61B2560/029 A61B2560/0468 A61B2560/0475 A61B2562/0247 A61B2562 /08
FI分类号	A61B5/16.200 A61B5/16.110 A61B5/0245.100.B A61B5/0245.100.D A61B5/16.130 A61B5/11.100 A61B5/00.D
代理人(译)	矢ヶ部 喜行
优先权	61/717186 2012-10-23 US
其他公开文献	JP2015532165A
外部链接	Espacenet

摘要(译)

本发明涉及一种用于确定用户的压力水平的压力测量系统，特别是用于监控从现在开始发生的烧坏，该系统10包括：用于在任何预设时间发起警报的闹钟12，用于系统10的闹钟12具有用于关闭警报的界面14；用于在用户操作界面14时测量用户的第一生命体征的生命体征传感器16；以及基于所感测的第一生命体征的第二生命体征并且具有用于确定用户的压力水平的处理单元18。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6460996号 (P6460996)
(45) 発行日 平成31年1月30日 (2019. 1. 30)	(24) 登録日 平成31年1月11日 (2019. 1. 11)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 5 / 1 6 (2 0 0 6 . 0 1) F 1 A 6 1 B 5 / 0 2 4 5 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 5 / 1 6 2 0 0 A 6 1 B 5 / 1 1 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 5 / 1 6 1 1 0 A 6 1 B 5 / 0 0 . D (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 5 / 0 2 4 5 1 0 0 B A 6 1 B 5 / 0 0 . D (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 5 / 0 2 4 5 1 0 0 D A 6 1 B 5 / 0 0 . D (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 5 / 1 6 1 3 0	請求項の数 13 (全 20 頁) 最終頁に続く	
(21) 出願番号 特願2015-537400 (P2015-537400)	(73) 特許権者 590000248	
(86) (22) 出願日 平成25年10月16日 (2013. 10. 16)	コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V.	
(65) 公表番号 特表2015-532165 (P2015-532165A)	オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven	
(43) 公表日 平成27年11月9日 (2015. 11. 9)		
(86) 国際出願番号 PCT/JP2013/059396		
(87) 国際公開番号 W02014/064580		
(87) 国際公開日 平成26年5月1日 (2014. 5. 1)		
審査請求日 平成28年10月11日 (2016. 10. 11)		
(31) 優先権主張番号 61/717, 186		
(32) 優先日 平成24年10月23日 (2012. 10. 23)		
(33) 優先権主張国 米国 (US)	(74) 代理人 100122769 弁理士 苗田 秀仙 100145654 弁理士 矢ヶ部 喜行	
		最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 ストレス測定システム		