

(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2016-538898

(P2016-538898A)

(43) 公表日 平成28年12月15日(2016.12.15)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/16 (2006.01)	A 6 1 B 5/16	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/113 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 5	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 7 1 0 A	
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 2 A	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 44 頁)

(21) 出願番号 特願2016-521736 (P2016-521736)
 (86) (22) 出願日 平成26年10月6日 (2014.10.6)
 (85) 翻訳文提出日 平成28年6月8日 (2016.6.8)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2014/059311
 (87) 国際公開番号 WO2015/054134
 (87) 国際公開日 平成27年4月16日 (2015.4.16)
 (31) 優先権主張番号 2013903881
 (32) 優先日 平成25年10月9日 (2013.10.9)
 (33) 優先権主張国 オーストラリア (AU)
 (31) 優先権主張番号 2014902350
 (32) 優先日 平成26年6月19日 (2014.6.19)
 (33) 優先権主張国 オーストラリア (AU)

(71) 出願人 508354647
 レスメッド センサー テクノロジーズ
 リミテッド
 アイルランド ダブリン 4 クロンスカ
 ー ベルフィーールド オフィス パーク
 ブロックス 9 アンド 10 ネクサス
 ユーシーディー
 (74) 代理人 100099623
 弁理士 奥山 尚一
 (74) 代理人 100096769
 弁理士 有原 幸一
 (74) 代理人 100107319
 弁理士 松島 鉄男
 (74) 代理人 100114591
 弁理士 河村 英文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 疲労モニタリング及び管理システム

(57) 【要約】

システムは、ユーザの疲労をモニタリングする。システム(100)は、ユーザの客観的睡眠尺度を生成するように構成された、非干渉的睡眠センサ等の1つ又は複数のデータソースを含むことができる。システムはまた、1つ又は複数のデータソースからのデータに基づいて、1つ又は複数のプロセッサ等においてユーザの疲労状態の評価を生成するように構成することができる疲労モニタリングモジュールも含むことができる。

【選択図】 図1

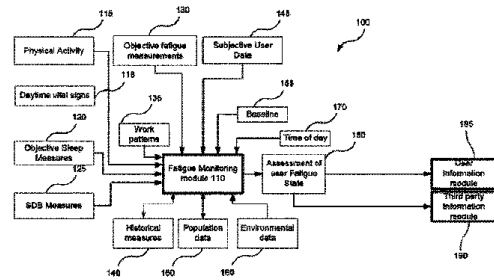


Fig. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ユーザの疲労をモニタリングするシステムであって、
前記ユーザの客観的睡眠尺度を生成するように構成された非干渉的睡眠センサを有する
1つ又は複数のデータソースと、
プロセッサの疲労モニタリングモジュールであって、前記1つ又は複数のデータソース
からのデータに基づいて前記ユーザの疲労状態の評価を生成するように構成されたモジュ
ールと、
を備える、システム。

【請求項 2】

前記1つ又は複数のデータソースは、
前記ユーザの身体活動データを生成するように構成された活動センサと、
前記ユーザの睡眠場所における周囲状態に関連する環境データを生成するように構成さ
れた環境センサと、
前記ユーザの自身で知覚する疲労状態に関連する主観的ユーザデータを取り込むように
構成されたデバイスと、
前記ユーザの日中のバイタルサインデータを取り込むように構成されたデバイスと、
前記ユーザの疲労又は眠気の客観的測定値を取り込むように構成されたデバイスと、
クロックと、
前記ユーザに対する労働パターン情報と、
のうちの1つ又は複数をもっと備える、請求項1に記載のシステム。

【請求項 3】

前記主観的ユーザデータは、
カフェイン摂取量と、
ストレスレベルと、
エネルギーレベルと、
心理状態と、
知覚される睡眠の質と、
のうちの1つ又は複数を含む生活様式パラメータを含む、請求項2に記載のシステム。

【請求項 4】

前記環境データは、季節、天候及びアレルギー情報のうちの1つ又は複数を含む、請求
項2又は3に記載のシステム。

【請求項 5】

前記環境データは、周囲温度、周囲音声レベル、光レベル、空気の品質及び湿度のうち
の1つ又は複数を含む、請求項2又は3に記載のシステム。

【請求項 6】

前記疲労又は眠気の客観的測定値は、ユーザ検査から得られる、請求項2～5のいずれ
か一項に記載のシステム。

【請求項 7】

前記疲労又は眠気の客観的測定値は、前記ユーザによるゲームプレイから得られる、請
求項2～5のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 8】

前記疲労モニタリングモジュールは、所定時間窓にわたって前記1つ又は複数のデー
タソースからデータを取り込むように構成された履歴データベースに基づいて、前記ユー
ザの前記疲労状態の評価を生成する、請求項1～7のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 9】

前記疲労モニタリングモジュールは、前記履歴データベースにおけるデータの傾向分析
から導出された前記ユーザに対するベースラインパラメータに基づいて、該ユーザの前記
疲労状態の評価を生成するように更に構成されている、請求項8に記載のシステム。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記疲労モニタリングモジュールは、前記システムの複数のユーザからの前記1つ又は複数のデータソースからのデータを含む母集団データベースに基づいて、前記ユーザの前記疲労状態の評価を生成するように更に構成されている、請求項1～9のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項11】

前記疲労モニタリングモジュールは、質問票に対する応答から導出される前記ユーザに対するベースラインパラメータに基づいて、該ユーザの前記疲労状態の評価を生成するように更に構成されている、請求項1～10のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項12】

前記睡眠センサは、睡眠呼吸障害尺度を提供するように更に構成されている、請求項1～11のいずれか一項に記載のシステム。

10

【請求項13】

前記睡眠呼吸障害尺度はいびき尺度である、請求項12に記載のシステム。

【請求項14】

睡眠センサデータは、音声センサからの音声データと結合されて前記いびき尺度が得られる、請求項13に記載のシステム。

【請求項15】

前記いびき尺度は、前記睡眠センサデータが、前記ユーザが存在し睡眠していることを示すときの間隔に制限される、請求項14に記載のシステム。

【請求項16】

前記睡眠センサは動きセンサであり、前記いびき尺度を得ることは、前記動きセンサからの呼吸運動信号における高周波数成分と同期する前記音声データにおけるいびき状事象を検出することを含む、請求項14に記載のシステム。

20

【請求項17】

前記睡眠呼吸障害尺度は無呼吸 - 低呼吸指数である、請求項12に記載のシステム。

【請求項18】

前記睡眠呼吸障害尺度は、呼吸数の増大である、請求項12に記載のシステム。

【請求項19】

前記ユーザの前記疲労状態の評価は、該ユーザの現疲労状態の推定を含む、請求項1～18のいずれか一項に記載のシステム。

30

【請求項20】

前記ユーザの前記疲労状態の評価は、指定された時点における該ユーザの将来の疲労状態の予測を含む、請求項1～18のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項21】

前記客観的睡眠尺度は、
心拍数、
呼吸数、
生物学的動きレベル、
睡眠統計量、
ガルバニック皮膚応答、及び
体温、

40

のうちの1つ又は複数を含む、請求項1～20のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項22】

前記睡眠統計量は、
睡眠の持続時間、
睡眠の質、
睡眠の中断の回数、
レム睡眠の持続時間、
中途覚醒、
睡眠慣性、及び

50

睡眠潜時、

のうちの1つ又は複数を含む、請求項21に記載のシステム。

【請求項23】

前記ユーザの前記疲労状態の評価に関連する情報を第三者に提供するように構成された第三者情報モジュールを更に備える、請求項1～22のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項24】

前記ユーザの前記疲労状態の評価に関連する情報を該ユーザに提供するように構成されたユーザ情報モジュールを更に備える、請求項1～23のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項25】

前記睡眠センサは、前記ユーザがCPAP治療を受けている呼吸圧力治療装置と一体化されたセンサである、請求項1～24のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項26】

前記疲労モニタリングモジュールは、前記1つ又は複数のデータソースからのデータを線形結合して疲労指数を生成するように構成されている線形分類器である、請求項1～25のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項27】

前記疲労モニタリングモジュールは、前記1つ又は複数のデータソースからのデータに規則セットを適用して疲労指数を生成する、請求項1～25のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項28】

前記疲労指数は、一組の疲労状態のうちの1つにマッピングされる、請求項26又は27に記載のシステム。

【請求項29】

前記疲労モニタリングモジュールは、前記ユーザに関連する処理デバイス上に実施され、該処理デバイスは前記1つ又は複数のデータソースに接続されている、請求項1～28のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項30】

前記疲労モニタリングモジュールは、ネットワークにより前記1つ又は複数のデータソースに接続されたりリモートサーバにおいて実施される、請求項1～28のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項31】

ユーザの疲労をモニタリングする方法であって、1つ又は複数のプロセッサにおいて、1つ又は複数のデータソースからのデータに基づいて前記ユーザの疲労状態の評価を生成するステップを含み、該データは、非干渉的睡眠センサによって生成される該ユーザの客観的睡眠尺度を含む、方法。

【請求項32】

前記ユーザに前記疲労状態の評価を提供するステップを更に含む、請求項31に記載の方法。

【請求項33】

前記疲労状態の評価に基づいて前記ユーザに推奨を行うステップを更に含む、請求項31又は32に記載の方法。

【請求項34】

前記推奨は、前記ユーザが就寝する理想的な時刻である、請求項33に記載の方法。

【請求項35】

前記推奨は、前記ユーザが起床する最適な時刻である、請求項33に記載の方法。

【請求項36】

前記ユーザは、CPAP治療を受けており、前記推奨は、該CPAP治療を改善するための推奨である、請求項33に記載の方法。

【請求項37】

10

20

30

40

50

第三者に前記疲労状態の評価を提供するステップを更に含む、請求項 3 1 ~ 3 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 3 8】

前記生成するステップは、前記 1 つ又は複数のデータソースに線形分類器を適用するステップを含む、請求項 3 1 ~ 3 7 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 3 9】

前記生成するステップの前に、前記データソースのうちの 1 つ又は複数に非線形変換を適用するステップを更に含む、請求項 3 8 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0 0 0 1】

(関連出願の相互参照)

本出願は、2013年10月9日出願されたオーストラリア仮特許出願第2013903881号、及び2014年6月19日出願されたオーストラリア仮特許出願第2014902350号の利益を主張し、それらの各々の開示内容は、参照することによりその全体が本明細書の一部をなすものとする。

【0 0 0 2】

(連邦政府による資金提供を受けた研究又は開発に関する記載)

該当なし

【0 0 0 3】

20

(共同研究開発の関係者の名称)

該当なし

【0 0 0 4】

(シーケンスリスト)

該当なし

【0 0 0 5】

本技術は、疲労のモニタリング及び管理に関する。特に、本技術は、疲労のモニタリング及び管理において使用されるシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 6】

30

身体の呼吸器系は、ガス交換を容易にしている。

【0 0 0 7】

鼻及び口は、患者の気道への入口を形成する。気道は、一連の分岐する管を備え、これらの管は、肺の中に深く入り込むにつれて、より細く、より短く、かつより多くなっていく。肺の最も重要な機能は、酸素が空気から静脈血内に移動することを可能にするとともに二酸化炭素が排出することを可能にするガス交換である。気管は、左右の主気管支に分岐し、これらの主気管支は、最終的に終末細気管支に更に分岐する。気管支は、誘導気道を構成し、ガス交換には関与しない。気道が更に分岐すると、呼吸細気管支に至り、最終的には肺胞に至る。肺のこの胞状部位は、ガス交換が行われる場所であり、呼吸域と呼ばれる。

40

【0 0 0 8】

5 . 2 . 1 呼吸障害

様々な呼吸障害が存在する。

【0 0 0 9】

睡眠呼吸障害(SDB)の一形態である閉塞性睡眠時無呼吸(OSA)は、睡眠中の上側気道の閉鎖又は閉塞によって特徴付けられる。この閉塞性睡眠時無呼吸は、睡眠中に、異常に小さな上気道と、舌、軟口蓋、及び中咽頭後壁の部位における筋緊張の正常欠損とが組み合わさった結果生じる。この条件によって、罹患患者は、夜ごとに、時に200回~300回、通常は30秒~120秒の継続時間の期間中、呼吸が停止する。この閉塞性睡眠時無呼吸は、多くの場合、過度の日中の傾眠を引き起こし、心血管疾患及び脳損傷を

50

引き起こす場合がある。この症候群は、特に中高年の過体重男性にとって一般的な障害であるが、罹患した人は、その問題に気付いていない場合がある。これについては、米国特許第4,944,310号(Sullivan)を参照されたい。

【0010】

チェーンストークス呼吸(CSR)は、動脈血の反復的な脱酸素及び再酸素化を引き起こす、増減する換気の律動的な交番周期が存在する患者の呼吸調節器の障害である。CSRは、反復的な低酸素のために有害である可能性がある。患者の中には、CSRが睡眠からの反復的な覚醒に結び付き、これによって、深刻な不眠、交感神経作用の増大、及び後負荷の増加が引き起こされる者がいる。これについては、米国特許第6,532,959号(Berthon-Jones)を参照されたい。

10

【0011】

肥満過換気症候群(OHS:Obesity Hyperventilation Syndrome)は、過換気について他の既知の原因が存在しない状態での、重度の肥満と意識下慢性高炭酸ガス血症との組合せとして定義される。症状は、呼吸困難、朝の頭痛、及び過剰の日中の眠気を含む。

【0012】

慢性閉塞性肺疾患(COPD:Chronic Obstructive Pulmonary Disease)は、或る特定の特性を共通に有する下部気道疾患の群のうちの任意の下部気道疾患を包含する。これらは、空気移動に対する抵抗の増加、呼吸の呼気位相の延長、及び肺の正常弾性の喪失を含む。COPDの例は、肺気腫及び気管支炎である。COPDは、慢性的喫煙(主要な危険因子)、職業上の曝露、空気汚染、及び遺伝因子によって引き起こされる。症状は、運動時呼吸困難、慢性咳、及び痰生成を含む。

20

【0013】

神経筋疾患(NMD:Neuromuscular Disease)は、内在筋病理によって直接、又は、神経病理によって間接的に筋肉の機能を損なう多くの疾患及び病気を包含する広義の用語である。一部のNMD患者は、進行性筋肉障害を特徴とし、この進行性筋肉障害により、歩行不能となり、車椅子での生活を強いられ、嚥下困難となり、呼吸筋が衰弱し、そして最終的には呼吸不全による死がもたらされる。神経筋障害は、急速進行性及び緩徐進行性、すなわち、(i)数か月にわたって悪化し、数年以内に死に至る筋肉損傷を特徴とする急速進行性障害(例えば、10代の少年少女の筋萎縮性側索硬化症(ALS:Amyotrophic lateral sclerosis)及びデュシェンヌ型筋ジストロフィ(DMD:Duchenne muscular dystrophy)、(ii)数年にわたって悪化し、寿命を少し減少させるだけである筋肉損傷を特徴とする変わり易い又は緩徐進行性障害(例えば、肢帯、顔面肩甲上腕型、及び筋緊張性筋ジストロフィ)に分類することができる。NMDにおける呼吸不全の症状は、全体的衰弱、嚥下障害、運動時及び安静時呼吸困難、疲労、眠気、朝の頭痛、並びに意識集中及び気分変動に関する困難さを含む。

30

【0014】

胸壁障害は、呼吸筋と胸郭との間の不十分な結合をもたらす胸郭変形の群である。その障害は、通常、拘束性障害を特徴とし、長期高炭酸ガス血症的呼吸不全の可能性を共有する。脊柱側弯症及び/又は脊柱後側弯症は、重篤な呼吸不全をもたらす場合がある。呼吸不全の症状は、運動時呼吸困難、末梢性浮腫、起座呼吸、反復される胸部感染、朝の頭痛、疲労、不十分な睡眠品質、及び食欲不振を含む。

40

【0015】

5.2.2 療法

閉塞性睡眠時無呼吸(OSA)を治療するために、持続気道陽圧(CPAP)療法が用いられている。前提は、持続気道陽圧が空気圧式スプリントとして機能し、軟口蓋及び舌を前方に押し中咽頭後壁から離すことによって上気道閉塞を防止することができるということである。

【0016】

陽圧の空気の供給を患者の気道の入口に適用することは、鼻マスク、フルフェイスマスク、又は鼻枕等の患者インタフェースの使用によって容易にされる。

50

【 0 0 1 7 】

陽圧の空気は、電動ブロワ等の呼吸圧療法（RPT：respiratory pressure therapy）デバイスによって患者の気道に供給することができる。RPTデバイスの出口は、可撓性送達導管を介して上述したような患者インタフェースに接続される。

【 0 0 1 8 】

5 . 2 . 3 疲労

オーストラリアのクィーンズランド州によって発行された疲労に関するガイダンスノート（2013）は、覚醒度の低下及び能力の低下に関連する、身体的要素及び／又は精神的要素を含む可能性がある障害の状態として、疲労を定義している。通常、以下に関連して、疲労の原因となる複数の要因がある。

- ・睡眠の質が悪いこと（例えば、家族／娯楽の要因、ストレス、騒音、呼吸障害及び他の健康問題による）。睡眠の質が悪いことは、世界的に顕著な問題であり、成人人口の最大60％に影響を与えている。

- ・最後の睡眠以来の時単位での時間として定義される覚醒時間の延長。

【 0 0 1 9 】

米国人の間の疲労の主な原因のうちの1つは、自ら課した覚醒又は睡眠不足、言い換えれば、不十分な「睡眠衛生」であり、人は、故意に自身の睡眠を制限し、及び／又は平日及び週末の間、異なる時刻で就寝し、日曜の夜の不眠症が引き起こされる。例えば、人は、より多くのことをしようと試みて徹夜し、「昼夜休みなく（around the clock：24時間）」ラップトップ、タブレット又はスマートフォンに関り続ける可能性がある（NSF、2013）。

【 0 0 2 0 】

より一般的には、疲労は複雑な問題であるとみなすことができ、複数の要因が関係している。睡眠の質又は量が低下することによる疲労は、短期間、睡眠不足である後に現れる（急性疲労として知られる）か、又は睡眠障害若しくは回復睡眠の不足によって睡眠不足が蓄積された長期間にわたって現れる（蓄積的疲労と呼ばれる）可能性がある。精神的（認知的）疲労は、例えば、覚醒度、協調及び判断の減退、感情的影響並びに労働中のマイクログスリープとして現れる可能性がある。回復（深、徐波）睡眠は、身体的回復に関連し、すなわち身体的疲労を低減させる。認知的（レム）睡眠は、精神的回復に関連する。

【 0 0 2 1 】

睡眠関連の疲労により、欠勤及び職場での事故においてビジネスに対して1年に1500億ドルのコストがかかると推定されてきた。疲労の精神測定学的尺度が線形に増大することによりミスの割合は指数関数的に上昇することが確認された（Dinges他、1997）。不眠症は、職場での全てのコストがかかる事故及びミスの7％、職場での災難全体の24％につながっている（Shahly他、2012）。Dawson及びReid（1997）は、疲労によってもたらされる能力の低下を、アルコールに酔った状態での能力の低下と同等と考え、中位のレベルの疲労により、禁止されたレベルのアルコールに酔った状態より高いレベルの低下がもたらされることを示している。質の低い睡眠と不適切な回復により、疲労が増大し、覚醒度が低下し、種々の認知的精神運動検査において能力が低下することになる（Harrington、1978、Nicholson及びD'Auria、1999）。Barker及びNussbaum（2010）による正看護師の研究では、精神的疲労レベルが身体的疲労レベルより高いことと、急性疲労レベルが慢性疲労レベルより高いことが報告された。全ての疲労の大きさ及び状態が、知覚される能力に否定的に相関した。スウェーデン産業疲労登録簿（SOFI：Swedish Occupational Fatigue Inventory）は、4つの大きさ、すなわちエネルギーの欠如、身体的労作、身体的不快及び意欲の欠如にわたって、作業に関連する知覚された疲労を評価した。エネルギーの欠如の大きさをを用いて、全体的な疲労を測定し、意欲の欠如の大きさをを用いて精神的疲労を測定し、身体的労作及び身体的不快の大きさを身体的疲労の尺度として使用した（Ahsberg、2000）。

【 0 0 2 2 】

5 . 2 . 4 従来手法

10

20

30

40

50

疲労測定に対する従来の手法は、主に、勤務表に載せられた時間/シフト、及び場合によっては、睡眠の被験者報告事例の検討に頼る。

【0023】

米国特許第8075484号は、「疲労を評価し緩和するシステム及び方法において、入力デバイスが、個人から労働-休息パターン及び/又は睡眠データを受け取る。データ集合及び処理プラットフォームが、現労働-休息パターン及び/又は睡眠データをその個人に関連する以前のデータと結合して、疲労評価結果、診断評価結果及び是正介入結果を生成する。少なくとも1つの出力ディスプレイが、疲労評価結果、診断評価結果及び是正介入結果をユーザ可読フォーマットでユーザに出力する。ユーザは、この情報を用いて、労働-休息パターンを見直して、その後の疲労リスクを低減させるか又は制御する」と概説している。

10

【0024】

欧州特許出願公開第2278508号は、「寝ているときのユーザの睡眠の質に関連する1つ又は複数の客観的パラメータをモニタリングし、携帯電話等の携帯型デバイスを介して、起きているときのユーザから、認知能力及び/又は精神運動能力に関する客観的検査データのフィードバックを受け取る、ユーザの睡眠の質を改善するための睡眠管理方法及びシステム」を概説している。

【0025】

米国特許出願公開第20120316845号は、「分散コンピューティング方法及びシステムが開示されており、そこでは、集中した疲労リスク計算が、利用可能な計算資源、疲労リスク計算のパラメータ、時間的制約のあるユーザ要求等に従って分割される。実行費用関数を用いてアクセス可能な計算資源が割りつけられる方法が開示される。追加の方法は、ユーザにより優先順位が付けられたニーズによってかつ計算の一般的な数学的特徴自体によって計算タスクを分割することを含む。そこでは、完全な確率分布ではなく予測-最大尤度のみを計算し、(全データの完全な再表形式化の代りに)ベイズの予測技法を用いて予測尤度を計算し、一連の結果を適切に照合することができる疲労リスク計算の暫定結果(例えば、関連する累積的タスクの連続したタイムスライス独立性)を照合し、疲労予測のより豊富なモデルの簡略化した(例えば、線形、一次)近似を使用し、ユーザが特定した優先順位を複数のこうした要求内の各計算タスクに割り当てる等の方法が含まれる」と概説している。

20

30

【0026】

米国特許出願公開第20120329020号は、「被験者の1つ又は複数の疲労関連個人特性に関連する個人化された教育情報を確認する方法が提供される。本方法は、被験者の1つ又は複数の疲労関連個人特性の表現を示す第1の入力データを受け取ることと、1つ又は複数の疲労関連個人特性に対する特性値を推定することであって、この特性値を推定することは、第1の入力データと、被験者の疲労レベルを一組のモデルパラメータに関連付ける疲労モデルとを用いて、一組のモデルパラメータに対する値を推定すること、及び一組のモデルパラメータに対する推定値を用いて1つ又は複数の特性推定関数を評価することを含むことと、推定された特性値に基づいて被験者の1つ又は複数の疲労関連個人特性に関する個人化された教育情報を求めることとを含む」と概説している。

40

【0027】

国際公開第2006000166号は、オペレータの筋肉活動からのオペレータ疲労検出と、疲労の程度が既知であるオペレータからのデータマイニング法を用いて得られる疲労評価規則を用いる評価とを概説している。

【0028】

国際公開第2000044580号は、「車両等の運転者等の被験者の覚醒状態を判断する装置。本装置は、被験者に関連するEEG信号、EMG信号及びEOG信号等の1つ又は複数の生理学的変数をモニタリングする手段(1~11)を含む。本装置はまた、1つ又は複数の変数から、その又は各変数に対応する被験者の生理学的状態を表すデータを導出する手段(13~16)と、被験者の覚醒状態が所定閾値未満になったときをデータ

50

から判断する手段(17)とを含む。本装置は、運転者の覚醒状態が所定閾値未満であるとき、車両の制御に介入する手段を含むことができる」と概説している。

【0029】

カナダ国特許出願第2578855号は、従業員に対して、個人レベルの睡眠、ストレス及び疲労を自己評価し、調整し、管理する技能及びツールを提供する従業員モジュールと、許容可能なレベルの能力に対するガイドラインを提供し、個人の睡眠レベル、ストレスレベル及び疲労レベルの管理を通してガイドラインを満たすように従業員を支援する企業モジュールとを含むシステムを概説している。会社のガイドラインと比較するために、労働中の個々の従業員の疲労のレベルと休みの間に受け取られる睡眠の量とを記録するために、アクチグラフに基づく個人モニタリング装置が使用される。

10

【0030】

国際公開第2010042615号は、「個人の環境及び睡眠に利用可能な時間に関らず個人の睡眠及び睡眠後の能力を最適化するシステム及び方法が提供される。本システム及び方法は、睡眠後に機敏さ、認知機能及び疲労の主観的感覚に対する睡眠エピソードの影響を決定する要因、すなわち、睡眠エピソードの持続時間及び睡眠構築、そのエピソードが発生した概日周期の時点、エピソードの前に蓄積された睡眠負債の量、及び睡眠不足に対する被験者の感受性を考慮する。本システム及び方法は、より長期間にわたる睡眠構築のモニタリングと、後続する睡眠エピソード各々に対する蓄積した睡眠負債の測定並びに睡眠構築の評価及び/又は調整と、被験者があるべき所望の睡眠状態の確定と、所望の睡眠状態に被験者を誘導するための感覚刺激の発生とを含む」と概説している。

20

【0031】

国際公開第2009115073号は、疲労した人の注意力及び覚醒度を維持し、回復させ、又は上昇させ、特に長い単調な活動の間に、過度の疲労の結果としての事故、損傷又は間違っただ判断を防止する、方法及び装置を概説している。

【0032】

国際公開第2005039415号は、「疲労度を定量化し表示することが可能である。疲労度測定装置(1)は、生体信号データの原波形の各周期のピーク値を検出する生体信号ピーク値検出手段(23)と、生体信号ピーク値検出手段(23)から得られるピーク値から、所定時間範囲に対する上限側のピーク値と下限側のピーク値との差を計算し、この差をパワー値として設定するパワー値算出手段(24)と、パワー値の傾きを算出するパワー値傾き算出手段(25)とを含む。パワー値傾きの時系列信号は絶対値処理され、積分値が算出される。積分値は疲労度として得られる。したがって、人間の疲労度を定量化することができる」と概説している。

30

【0033】

国際公開第2007138930号は、「疲労推定装置は、ユーザの活動の頻度を活動レベルとして連続的に検出する体動検出部(2)を有している。体動検出部(2)によって検出される活動レベルは、活動レベルに基づいてユーザの疲労のレベルを推定する疲労検出部(3)に出力される」と概説している。

【0034】

米国特許出願公開第20110178377号は、「非接触又は微接触センサを用いて収集されたデータを測定し、集約し、分析する装置、システム及び方法は、特に人間の被験者に対する介入の対照試験(例えば、医薬品の臨床試験、又は香料等の消費財の評価)の際に、個々の被験者に生活の質パラメータを提供する。特に、人間の睡眠、ストレス、リラクゼーション、眠気、体温及び感情の状態等の生活の質パラメータの非接触又は微接触測定値を評価するとともに、自動サンプリング、蓄積、及び遠隔のデータ分析センターへの送信を行うことができる。本システムの一構成要素は、被験者の通常の行動に対する妨害を可能な限り少なくして客観的なデータが測定されるということである。本システムは、生活の質を向上させるように意図された行動介入及び薬剤介入にも対応することができる」と概説している。

40

【0035】

50

米国特許出願公開第20100099954号は、「ユーザの睡眠をモニタリング及び/又は改良するユーザのためのシステム及び方法。一実施形態では、睡眠コーチングシステムは、EEG等、睡眠中のユーザの生理学的信号を検知するセンサと、ユーザ及び睡眠関連データ及びアドバイスを格納するコンピュータメモリデータベースと、ユーザ及び睡眠関連データに基づいてユーザの睡眠満足度を向上させるように一組のアドバイスを生成するプロセッサとを備えている。ユーザの睡眠満足度を向上させるためのアドバイスは、ユーザに通信することができ、ユーザが取り組むことができる1つ又は複数の睡眠コーチングワークショップを含むことができる、睡眠コーチング計画を含むことができる」と概説している。

【発明の概要】

【0036】

したがって、より客観的に及び/又は個人化可能なように疲労のモニタリング及び管理に役立つシステムが必要とされている場合がある。

【0037】

本技術は、疲労をモニタリング及び管理するシステム及び方法に関する。

【0038】

本技術の第1の態様は、疲労モニタリング及び管理システムに関する。

【0039】

本技術の別の態様は、疲労をモニタリング及び管理する方法に関する。

【0040】

本技術の態様は、疲労の評価を提供するために、非干渉的(non-obtrusive)睡眠センサから導出される客観的な精神的及び身体的「快復(recharge)」推定値を、客観的及び主観的両方の身体活動及びユーザデータと結合する。

【0041】

本技術の一形態は、ユーザの疲労状態をモニタリングするシステムを含み、本システムは、睡眠及びSDBの主観的尺度、主観的ユーザデータ、客観的疲労測定値及び環境データ等の1つ又は複数のデータソースと、ユーザの疲労状態の評価を生成するようにデータを分析するモニタリングモジュールとを備えている。

【0042】

開示するシステムは、ユーザの評価された疲労状態に基づいてユーザに対して情報を提供することができ(それにより、ユーザに対して、自身の行動を変えるか又は少なくとも自身の疲労のレベルに気付くように促すことができ)、又はユーザの活動を管理する(例えば、疲労レベルに基づいて運転手又は操縦士を割り当てる)ために第三者に情報を提供することができる。したがって、本システムは、ユーザの疲労状態を予防的に管理するように構成されている。

【0043】

一例では、開示するシステムは、人に、よりよい健康及び能力のために睡眠を最大限にしかつ疲労を最小限にする、個人化されかつ科学的に有効な「就寝」時刻を提供することができる、個人化された疲労及び睡眠分析器として作用する。

【0044】

以下は、本技術の様々な形態の態様である。

1. 最近の24時間、48時間、72時間及びそれより長い過去の期間の軽睡眠、深睡眠及びレム睡眠、中断並びに就寝時刻及び起床時刻を含む、客観的睡眠パラメータに基づいて、疲労(及び日中の眠気レベル)をモニタリングするための線形モデルの使用。

2. 客観的睡眠尺度を日常活動レベル及びカロリー摂取並びにボディ・マス指数(BMI)と結合して、疲労(慢性又は急性)をモニタリングして生活の質尺度を形成する方法。

3. 客観的睡眠尺度、並びに任意選択的に活動及び他の生活様式パラメータを、質問票を介して及び/又はゲームを介して収集された主観的ユーザデータと結合して、疲労に対するプロキシ(proxy:代理)として反応時間/覚醒状態を推定する方法。

10

20

30

40

50

4. 睡眠期間のRPTデバイス又は無線周波数センサによって推定されたAHI尺度を、ユーザに対するベースラインAHIに結合することにより、ユーザの疲れ/疲労を推定する方法。AHIは、疲れ/疲労により(ユーザ質問票によって管理されるアルコール等の他の要因により)増大するように見える。

5. CPAP治療コンプライアンスを、疲労測定値を用いてCPAP療法コンプライアンスに影響を与えることによって向上させる方法。

6. 音声処理を介して推定されるいびきレベル及び持続時間を、ユーザに対するベースラインいびきレベルと結合する方法。いびきレベルは、疲れ/疲労により(ユーザ質問票によって管理されるアルコール等の他の要因により)増大するように見える。音声処理から得られるいびき尺度を、睡眠センサデータ処理及び睡眠呼吸障害の他の尺度と結合して精度を向上させることができる。

7. ユーザの人口統計学的値のデータベースに格納された母集団値との比較に基づいて後に変更され、経時的にユーザから収集されるデータに基づいて更に変更される、デフォルトの疲労閾値(例えば、急性疲労に至る5時間未満の睡眠)の使用。

8. 認知的快復(レム睡眠の持続時間を介して、かつ任意選択的に覚醒状態若しくは注意力ゲーム又は質問票若しくはプロンプトを介して推定される)は、その後の睡眠パラメータに基づいて心理状態の予測を可能にするために、質問票又はプロンプトを介して(例えば、スマートフォンアプリケーションを介して)ユーザが提供する心理状態(気分)及び過去の値と相関される。

9. 「実睡眠年齢」、すなわち、ユーザの睡眠推定値及び疲労推定値に基づいて、ユーザの等価年齢が何であるか(例えば、睡眠衛生の不十分な20歳の男性は、「実睡眠年齢」が45歳であるものとして分類される可能性がある)を推定するための客観的睡眠パラメータ及び推定された疲労パラメータの標準人口統計学的データとの比較。

10. 無線周波数動きセンサ又はマットレスベースの圧力センサからのレム睡眠パラメータ及び深睡眠パラメータの客観的尺度。深睡眠は疲労からの身体的回復に相関され、レム睡眠は疲労からの精神的(認知的)回復に相関される。

【0045】

本技術の幾つかの変形は、ユーザの疲労をモニタリングするシステムを含むことができる。本システムは、1つ又は複数のデータソースを含むことができる。1つ又は複数のデータソースは、ユーザの客観的な睡眠尺度を生成するように構成された、非干渉的睡眠センサ等の睡眠センサを含むことができる。本システムはまた、プロセッサのモジュール等、疲労モニタリングモジュールも含むことができる。モジュールは、1つ又は複数のデータソースからのデータに基づいてユーザの疲労状態の評価を生成するように構成することができる。

【0046】

場合によっては、1つ又は複数のデータソースは、ユーザの身体活動データを生成するように構成された活動センサと、ユーザの睡眠場所における周囲状態に関連する環境データを生成するように構成された環境センサと、ユーザの自身で知覚する疲労状態に関連する主観的なユーザデータを取り込むように構成されたデバイスと、ユーザの日中のバイタルサインデータを取り込むように構成されたデバイスと、使用者の疲労又は眠気の客観的測定値を取り込むように構成されたデバイスと、クロックと、ユーザに対する労働パターン情報とのうちの1つ又は複数を更に備えることができる。

【0047】

場合によっては、主観的ユーザデータは、カフェイン摂取量と、ストレスレベルと、エネルギーレベルと、心理状態と、知覚される睡眠の質とのうちの1つ又は複数を含む生活様式パラメータを含むことができる。任意選択的に、環境データは、季節、天候及びアレルギー情報のうちの1つ又は複数を含むことができる。環境データは、周囲温度、周囲音声レベル、光レベル、空気の品質及び湿度のうちの1つ又は複数を含むことができる。疲労又は眠気の客観的測定値は、ユーザ検査から得ることができる。疲労又は眠気の客観的測定値は、ユーザによるゲームプレイから得ることができる。疲労モニタリングモジュール

10

20

30

40

50

ルは、所定時間窓にわたって1つ又は複数のデータソースからデータを取り込むように構成された履歴データベースに基づいて、ユーザの疲労状態の評価を生成することができる。疲労モニタリングモジュールは、履歴データベースにおけるデータの傾向分析から導出されたユーザに対するベースラインパラメータに基づいて、このユーザの疲労状態の評価を生成するように更に構成することができる。疲労モニタリングモジュールは、システムの複数のユーザからの1つ又は複数のデータソースからのデータを含む母集団データベースに基づいて、ユーザの疲労状態の評価を生成するように更に構成することができる。疲労モニタリングモジュールは、質問票に対する応答から導出されるユーザに対するベースラインパラメータに基づいて、このユーザの疲労状態の評価を生成するように更に構成することができる。

10

【0048】

場合によっては、睡眠センサは、睡眠呼吸障害尺度を提供するように更に構成することができる。睡眠呼吸障害尺度はいびき尺度とすることができる。任意選択的に、睡眠センサデータを、音声センサからの音声データと結合していびき尺度を得ることができる。いびき尺度は、睡眠センサデータが、ユーザが存在し睡眠していることを示すときの間隔に制限することができる。睡眠センサは動きセンサとすることができる。いびき尺度を得ることは、動きセンサからの呼吸運動信号における高周波数成分と同時期に又は同時に、音声データにおけるいびき状事象を検出することを含むことができる。場合によっては、睡眠呼吸障害尺度は、無呼吸指数、低呼吸指数、及び/又は無呼吸 - 低呼吸指数とすることができる。場合によっては、睡眠呼吸障害尺度は、呼吸数の増大とすることができる。

20

【0049】

本システムの幾つかのバージョンでは、ユーザの疲労状態の評価は、このユーザの現疲労状態の推定を含むことができる。場合によっては、ユーザの疲労状態の評価は、指定された時点におけるこのユーザの将来の疲労状態の予測を含むか、又は伴うことができる。場合によっては、客観的睡眠尺度は、心拍数、呼吸数、生物学的動きレベル、睡眠統計量、ガルバニック皮膚応答、及び体温のうちの1つ又は複数を含むことができる。場合によっては、睡眠統計量は、睡眠の持続時間、睡眠の質、睡眠の中断の回数、レム睡眠の持続時間、中途覚醒、睡眠慣性、及び睡眠潜時のうちの1つ又は複数を含むことができる。

【0050】

本システムの幾つかのバージョンは、ユーザの疲労状態の評価に関連する情報を第三者に提供するように構成された第三者情報モジュールを備えることができる。場合によっては、本システムは、ユーザの疲労状態の評価に関連する情報をこのユーザに提供するように構成されたユーザ情報モジュールを備えることができる。

30

【0051】

場合によっては、睡眠センサは、ユーザがCPAP治療を受けることができるか又は受けている呼吸圧力治療装置と一体化されたセンサとすることができる。場合によっては、疲労モニタリングモジュールは、1つ又は複数のデータソースからのデータを線形結合して疲労指数を生成するように構成されている線形分類器とすることができる。任意選択的に、疲労モニタリングモジュールは、1つ又は複数のデータソースからのデータに規則セットを適用して疲労指数を生成することができる。場合によっては、疲労指数は、一組の疲労状態のうちの1つにマッピングすることができる。疲労モニタリングモジュールは、ユーザに関連する処理デバイスで実施することができ、この処理デバイスは1つ又は複数のデータソースに接続することができる。疲労モニタリングモジュールは、ネットワークにより1つ又は複数のデータソースに接続されたリモートサーバにおいて実施することができる。

40

【0052】

本技術の幾つかのバージョンは、ユーザの疲労をモニタリングする方法を含むことができる。本方法は、1つ又は複数のプロセッサ等において、1つ又は複数のデータソースからのデータに基づいてユーザの疲労状態の評価を生成することを含むことができる。このデータは、非干渉的睡眠センサによって生成されるこのユーザの客観的睡眠尺度を含むこ

50

とができる。任意選択的に、本方法は、プロセッサに関連する出力デバイス等を介して、疲労状態評価をユーザに提供することを更に含むことができる。場合によっては、本方法は、プロセッサに関連する出力デバイス等を介して、疲労状態評価に基づいてユーザに対する推奨を生成するか又は行うことを更に含むことができる。場合によっては、推奨は、ユーザが就寝する理想的な時刻とすることができる。場合によっては、推奨は、ユーザが起床する最適な時刻とすることができる。場合によっては、ユーザは、C P A P 治療を受けている場合があり、推奨は、このC P A P 治療を改善するための推奨とすることができる。場合によっては、本方法は、第三者に疲労状態評価を提供することを更に含むことができる。場合によっては、評価を生成することは、1つ又は複数のデータソースに線形分類器を適用することを含むことができる。場合によっては、本方法は、生成する前等に、データソースのうちの1つ又は複数に非線形変換を適用することを更に伴うことができる。

10

【0053】

もちろん、上記態様の幾つかの部分は、本技術の部分態様を形成することができる。また、これらの部分態様及び/又は態様のうちの様々なものは、様々な方法で組み合わせることができ、本技術の追加の態様又は部分態様も構成することができる。

【0054】

本技術の他の特徴は、以下の詳細な説明、要約書、図面、及び特許請求の範囲に含まれる情報を検討することから明らかになるであろう。

【0055】

本技術は、限定ではなく例として、添付図面の図に示されている。これらの図において、同様の参照符号は、以下のものを含む類似の要素を参照する。

20

【図面の簡単な説明】

【0056】

【図1】本技術の一形態による疲労モニタリング及び管理システムのデータフローを示すブロック図である。

【図2】例としての非接触センサによってモニタリングされている、ベッドで眠っている人を示す図である。

【図3】1日にわたる人の血流におけるアデノシンのレベルの例としてのグラフである。

【図4】図1のデータフローにおいて疲労モニタリングモジュールとして使用することができる例としての線形分類器のブロック図である。

30

【図5】年齢の関数として睡眠段階の例としての分布を表すチャート図である。

【図6】数日間にわたって個人の疲労指数に対して睡眠尺度及び労働パターンデータをいかに表示することができるかの概略図である。

【図7】実際の精神運動覚醒検査(P V T : psychomotor vigilance test)平均反応時間(疲労指数)に対する訓練データ及び検査データ両方に対するP V T平均反応時間予測のプロット図である。

【発明を実施するための形態】

【0057】

(本技術の例の詳細な説明)

本技術を更に詳細に説明する前に、本明細書において説明する特定の例は変化することができ、本技術はこれらの例に限定されるものではないことが理解されるべきである。この開示において用いられる術語は、本明細書において論述する特定の例のみを説明するためのものであり、限定を意図するものではないことも理解されるべきである。

40

【0058】

8.1 疲労モニタリング及び管理システム

図1は、本技術の一形態による疲労モニタリング及び管理システム100のデータフローを示すブロック図である。主要処理ブロックは、疲労モニタリングモジュール110である。疲労モニタリングモジュール110は、複数のデータソース(データ115~170)から入力を取得し、疲労モニタリング及び管理システムのユーザの疲労の状態の評価

50

180を提供する。評価180は、ユーザの現在の疲労の状態の推定、又は指定された時点におけるユーザの将来の疲労の状態の予測の形態をとることができる。ユーザ情報モジュール185は、推定又は予測された疲労状態に基づいて情報を生成しユーザに提供する。第三者情報モジュール190は、推定又は予測された疲労状態に基づいて情報を生成し第三者に提供する。情報モジュール185及び190は、詳細に後述するように、ユーザの疲労の予防的な管理を可能にする。

【0059】

疲労モニタリング及び管理システム100によって使用される疲労モデルは個人化に基づき、システムは、ユーザ固有の睡眠パターンを「学習」し、それらを疲労の主観的な評価（例えば、カロリンスカ眠気尺度（KSS：Karolinska Sleepiness Scale）に従って、ユーザがいかに「感じる」か）に、又は疲労の客観的な測定値（例えば、精神運動覚醒検査すなわちPVTにおける能力）に関連付けることができる。

10

【0060】

疲労モニタリング及び管理システム100は、単独の個人を扱う消費者設定で、又は、任意選択的に労働安全衛生システム（OH&S）の既存の疲労管理モジュールに付与された、企業職場疲労管理手法の一部としての職場設定で実施することができる。これにより、非特定化（企業に匿名の）データを利用して、母集団管理能力が可能になる。このカスタマイズされた企業データは、疲労モニタリングモジュール110に対する標準データ比較を提供するために使用される全母集団データベース（例えば、母集団データ150）の部分集合を表す。

20

【0061】

消費者実施態様では、疲労モニタリングモジュール110は、様々なデータソース（データ115～170）のうちの1つ又は複数に有線又は無線で接続される、パーソナルコンピュータ若しくはラップトップコンピュータ、携帯電話、スマートフォン又はタブレットコンピュータ等、ユーザに関連する処理デバイスで実行するソフトウェアとして実施することができる。処理デバイスは、任意選択的に、（本明細書においてより詳細に考察するような）データを導出することができる信号を検出又は生成するように、1つ若しくは複数のセンサを含み、1つ若しくは複数のセンサに結合され、又は1つ若しくは複数のセンサと通信することができる。同じ処理デバイスで、ユーザにより、（主観的ユーザデータ145を得るために使用されるような）眠気、睡眠衛生及び認知能力の質問票を完了することができる。その後、ユーザ情報モジュール185は、同じ処理デバイスを介してユーザに情報を提供することができる。

30

【0062】

代替的に、疲労モニタリングモジュール110は、「クラウドで」、すなわち、ネットワークにより様々なデータソース（データ115～170）に接続されたりリモートサーバで実施することができる。これにより、職場実施態様と同様に、複数の個人からの疲労状態データを集約することができる。しかしながら、消費者実施態様はまた、「クラウドベースの」疲労モニタリングモジュールも利用することができる。リモートサーバは、ネットワークを介して、（主観的ユーザデータ145を得るために使用されるような）眠気、睡眠衛生及び認知能力の質問票を各個人に転送することができる。各個人は、こうしたものを、パーソナルコンピュータ若しくはラップトップコンピュータ、携帯電話、スマートフォン又はタブレットコンピュータ等のネットワークデバイスを用いて完了することができる。そして、ユーザ情報モジュール185は、同じデバイスを介して各個人に情報を提供することができる。第三者情報モジュール190は、ネットワークを介して企業の職員等の第三者に情報を提供することができる。

40

【0063】

疲労モニタリングモジュール110によって使用される様々なデータソース（データ115～170）については詳細に後述する。本技術の様々な形態において、疲労モニタリングモジュール110によってデータソース（データ115～170）の幾つかの部分集合が使用されて、推定又は予測された疲労状態180が生成される。

50

【 0 0 6 4 】

したがって、本明細書に記載する方法は、1つ又は複数の処理デバイス内で/1つ又は複数の処理デバイスにより実施することができる。例えば、本明細書に記載するように、本技術のデータソース及び/又はモジュール実施形態は、本明細書においてより詳細に記載する特定の方法又はアルゴリズムを実施する1つ又は複数のプロセッサを有することができる処理デバイスとすることができる。こうしたデバイス又は装置は、集積チップ、メモリ、及び/又は他の制御命令、データ若しくは情報記憶媒体を含むことができる。例えば、こうした方法を含むプログラムされた命令は、特定用途向け集積チップ(AASIC)を形成するようにデバイス又は装置のメモリの集積チップにおいてコード化することができる。こうした命令はまた若しくは代替的に、適切なデータ記憶媒体を用いてソフトウェア又はファームウェアとしてロードすることができる。こうした処理デバイスは、任意選択的に、キーボード、タッチスクリーン、センサ等の入力デバイスと更に通信するか又はそうした入力デバイスに結合することができる。

10

【 0 0 6 5 】

以下では、概して、人は、夜の間は睡眠し、日中は覚醒しているものと想定し、そのため、「日中」は「覚醒期間」と同義に使用され、「夜」は「睡眠期間」と同義に使用される。しかしながら、開示する疲労モニタリング及び管理システム100はまた、睡眠期間及び覚醒期間がそれぞれ夜及び日中と一致しない場合があるシフト労働者によって使用されるようにも企図されている。こうしたユーザの場合、真の相関性が逆のようなものである可能性があるとしても、依然として「日中」は「覚醒期間」を示し「夜」は「睡眠期間」を示すように理解することができる。

20

【 0 0 6 6 】

8.1.1 身体活動(データ115)

疲労の増大は運動及び活動の低減に関連する。身体活動データ115は、着用可能な活動センサ(例えば、歩数計、「ステップカウンタ」、3軸加速度計に基づくアクチグラフ、高度計、並びに「Fitbit」、「Jawbone Up」及び「Activatch」等の商標が付けられた市販の活動センサ)から得ることができる。代替的に、身体活動データ115は、活動センサを組み込んだスマートフォン等の携帯型デバイスから得ることができる。身体活動データの例は、歩数並びに運動の持続時間及び強度である。身体運動データ115を用いて、ユーザの日常の活動レベルのプロファイルが構築される。

30

【 0 0 6 7 】

8.1.2 日中のバイタルサイン(データ118)

疲労は、日中のストレスレベルに関連する可能性がある。心拍数、呼吸数及び血圧等の生理学的バイタルサインの日中のダイナミクスは、Polar心拍数胸部バンド、ECG/Rピーク、又は胸部に取り付けられる他のデータ収集デバイス等の着用可能なデバイスにより、又はフォトプレチスモグラフィ(PPG)法を用いてこれらの信号を記録するイヤパッド(イヤフォン)(例えば、LG社又はBlaupunkt社製)によって収集することができる。一実施態様では、イヤパッドセンサからの血圧推定値を用いて、日中、血圧値を非侵襲的に追跡することができる(例えば、ユーザが音楽を聴いている/通勤している/運動している等のとき)。

40

【 0 0 6 8 】

エネルギー消費量の推定値を生成するために、心拍数推定値もまた、日中の身体活動データ115と結合することができる。

【 0 0 6 9 】

心拍数の傾向変化を検出することは、例えばアスリートの過度の訓練における、疲労の増大を示すことができる。

【 0 0 7 0 】

日中の疲労には、慢性的ストレスも現れる場合があり、日中の身体活動データ115、日中のバイタルサインデータ118及び客観的睡眠尺度120(後述する)に基づいてモニタリングすることができる。

50

【 0 0 7 1 】

日中のバイタルサインデータ 1 1 8 の変化において、心拍数の増大、心拍変動の低下、呼吸数の増大、血圧の変化及びエネルギー消費量の低下等、慢性疾患の進行等の他の慢性的状態が現われる場合がある。

【 0 0 7 2 】

Jackowska 他 (2 0 1 2) は、睡眠問題が日中の心拍変動 (H R V) の低下に関連する場合があることを発見した。したがって、疲労の全体的な視点では、疲労の影響は、夜の睡眠パターン (例えば、断続的な / 不十分な睡眠) とそれに続く翌日の日中の H R V の推定値との両方に基づいて重み付けすることができる。日中の影響が増大する場合、疲労の累積的影響が増大している可能性がある。

10

【 0 0 7 3 】

8 . 1 . 3 客観的睡眠尺度 1 2 0

ユーザの睡眠及び呼吸をモニタリングする「睡眠センサ」を利用して、寝室又は他の睡眠場所における客観的な睡眠の質及び生体運動レベルの日常のかつ長期的な傾向等の客観的な睡眠尺度 1 2 0 を提供することができる。有利には、客観的睡眠尺度 1 2 0 は、ユーザに対してほとんど又は全く干渉しない睡眠センサから抽出される。非干渉的 (non-obtrusive) 睡眠センサの技術は着用する必要がなく、すなわち、それらは、長期の使用を最大限にするように、「設定して意識不要 (set and forget) 」である。非干渉的睡眠センサの一例は、非接触センサである。図 2 は、ベッドで眠っている人 1 0 0 0 が、無線周波数ドップラ動きセンサ (S l e e p M i n d e r) とすることができる、例としての非接触センサ 7 0 0 0 によってモニタリングされている状態を示す。非干渉的睡眠センサの別の例は、マットレスベースの容量性又は抵抗性マット (圧電性を含む) 圧力センサである。

20

【 0 0 7 4 】

ユーザが、マスク等の患者インタフェースを介して R P T デバイスから閉塞性睡眠時無呼吸に対する C P A P 治療を受けている実施態様では、睡眠センサは、圧力センサ又は流量センサ等、R P T デバイス又は患者インタフェースと一体化されたセンサとすることができる。

【 0 0 7 5 】

睡眠センサ信号 (複数の場合もあり) から抽出される客観的睡眠尺度 1 2 0 は、睡眠の持続時間、睡眠の質 (予測された睡眠期間中の実際の睡眠の量) 及び睡眠の中断の回数等の睡眠統計量を含むことができる。就寝時刻及び起床時刻もまた、睡眠センサ信号 (複数の場合もあり) から抽出することができる。深睡眠 (低波睡眠) 期間とともにレム睡眠期間もまた抽出することができる。上述したように、レム睡眠時間は認知的快復を示し、深睡眠時間は身体的快復を示す。深睡眠時間、浅睡眠時間及びレム睡眠時間の相対的な比もまた抽出することができる。別の睡眠統計量は睡眠慣性であり、特にユーザが深睡眠から直接覚醒した場合に、覚醒の直後の予測された疲労感レベルを表す。中途覚醒 (W A S O) は、断続的な睡眠の集約された推定値を提供し、それは、検出された中断の回数とともに使用することができる。入眠時間 (睡眠潜時) 及び覚醒時の睡眠段階もまた抽出することができる。

30

40

【 0 0 7 6 】

睡眠センサが、心拍数を測定する機能、例えば、パリストカルジオグラム (心弾動図) をモニタリングする R F ドップラ動きセンサ又はマットレスベースの圧力センサを有する場合、信号に対してパワースペクトル分析を行うことにより、疲労を予測することができる心臓間隔の変動を明らかにすることができる。特に、心拍数スペクトルにおける H F (高周波数) パワー対 L F (低周波数) パワーの比を用いて副交感神経活動を推定することができる、(自律神経系の) 副交感神経成分の低下はストレスレベルの上昇及び疲労の増大を示唆する。特に、慢性疲労における交感神経系 (闘争逃避反応) の活性化は、ちょうど身体が回復しているべきとき、すなわち睡眠中に現れる可能性がある。光学センサを備えた着用可能な腕時計型デバイス、パルスオキシメータ、P o l a r 心拍数モニタ等の胸

50

部ストラップ、又は例えばEEG電極を備えたヘッドバンド等の接触センサから、心拍数データ（したがってHRV）もまた得ることができる。

【0077】

着用可能なデバイス（例えば、Basis watch、又は他の市販のGSR測定デバイス）によって、ガルバニック皮膚反応（GSR、皮膚電気反応としても知られる）を記録することができる。GSR信号は、交感神経系の「闘争・逃避反応（fight or flight）」の活性化の代用尺度として使用することができる。抽出されたGSR信号及びHRV信号を結合することにより、交感神経系活性化と副交感神経系活性化との比の推定値ももたらすことができる。

【0078】

HRVデータ及びGSRデータはまた、ユーザが覚醒しているときに（例えば、胸部電極又は腕時計型デバイスを介して）収集することができ、その場合、それらは、日中のバイタルサインデータ118の一部を形成する。

【0079】

非接触無線周波数ドップラ動きセンサ信号から生物学的運動レベル、呼吸数、心拍数及び睡眠統計値等の客観的睡眠尺度120を抽出する方法は、例えば国際公開第2010/091168号に概説されており、その内容全体は参照することにより本明細書の一部をなすものとする。

【0080】

睡眠センサの具体的な例は、電子的バッファ、増幅及びデジタル化回路を備えたグラフエン（炭素の結晶形態）含浸ゴム（又は、プラスチック若しくはゴムのカバーを備えた他の導電性材料）に基づく、ピエゾ抵抗オーバマットレスバンドである。

【0081】

客観的睡眠尺度120が主観的ユーザデータ145より悪いように見える場合、他の生活様式パラメータ及びSDB尺度125との比較を行うことができる。

【0082】

疲労レベルに影響を与える場合のある実際の睡眠の質の更なる客観的な尺度120は、表面体温（周囲温度に対して較正される）である。例えば、こうした温度モニタリングデバイスは、周囲温度及び皮膚温度を測定し、それにより基礎となる体温に対する補正を提供する2つのセンサを組み込んだBody Media Sensewearデバイスとして具現化することができる。通常夜の睡眠を通して特徴的な温度パターンがあるため、体温は睡眠の質の評価に重要である。疲労の促進因子（時差ぼけ等）は、睡眠温度プロファイルが体温の基本的な概日変動によって「無効」にされるため、このパターンからのずれをもたらす傾向がある。このため、あり得る原因となる客観的睡眠尺度120は、夜を通しての推定された体温、及びそのユーザに対する予測されたプロファイルからのこの温度プロファイルの変動とすることができる。

【0083】

8.1.4 SDB尺度125

不十分な睡眠衛生（自ら課した睡眠制限等）に加えて、疲労に対する主な要因は、睡眠呼吸障害（SDB）の存在である。SDB尺度125の例は、無呼吸-低呼吸指数（AHI）並びに周期性四肢運動（PLM）の発生及び激しさである。非接触無線周波数ドップラ動きセンサ信号からAHI等のSDB尺度を抽出する方法は、例えば国際公開第2010/091168号に概説されており、その内容は参照することにより本明細書の一部をなすものとする。

【0084】

別のSDB尺度125は、呼吸数の増大であり、例えば、睡眠中の中央呼吸数は、（年齢及び基礎的な条件に応じて）1分間辺り20回から24回の呼吸である。

【0085】

さらに、いびきが、音声センサから得られるサンプリングされた音声波形の短時間フーリエ変換（STFT）分析と、その正規化されたサブバンドパワーレベルの推定とに基づ

10

20

30

40

50

いて定量化することができる、S D B 尺度 1 2 5 である。メル周波数ケプストラム係数 (M F C C : mel-frequency cepstral coefficient) を用いて、音声からいびきを識別することができる、(パワースペクトル推定値の間の変化を分析する) スペクトルフラックスを用いて、いびき始まりを検出することができる。S T F T パワーレベル及び移動メディアンフィルタとともに R M S (二乗平均平方根又は平方平均) を使用して、背景雑音からトリガとなる音声レベルを識別することができる。

【 0 0 8 6 】

いびき (及び、無呼吸事象又は低呼吸事象に関連するいびきの停止) は、生物学的運動レベル及び抽出された睡眠統計量と以下のように結合することができる。被験者が通常睡眠するベッドの側方のベッドサイドテーブルに、スマートフォンを配置することができる。一般的なオーディオログ (音声メモ) スマートフォンアプリケーションを用いて、内蔵音声センサ (マイクロフォン) からメモリに音声ファイルを保存することができる。一時記憶空間を最小限にするために、音声は 1 1 . 0 2 5 k H z 、モノラル (単一チャンネル) でサンプリングすることができる。そうでない場合、2 2 . 5 k H z 又は 4 4 . 1 k H z (又は他のサンプリングレート) を使用することができる。音声は、利用可能な最高レートでサンプリングするべきであり、サンプリングされた信号は後にダウンサンプリングすることができることが好ましい。(内部スマートフォンマイクロフォンによっては、8 k H z の上限サンプリングレートが設定されている。) マイクロフォンがユーザに面していることも好ましい。例えば、S a m s u n g G a l a x y S 3 には 2 つのマイクロフォンがあり、「音声記録」マイクロフォンは右下の縁にあるピンホールである。A p p l e i P h o n e (登録商標) 5 にもまた 2 つのマイクロフォンがあり、音声記録マイクロフォンは左下の縁にある。幾つかの i P o d (登録商標) のタイプは、記録を可能にするために付属ヘッドフォン / マイクロフォンを接続する必要があることに留意されたい (例えば、第 4 世代より古い i P o d (登録商標) T o u c h) 。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 7 】

処理を容易にするために、入力ファイルから音声データをブロックで読み出すことができる。このブロックサイズは構成可能とすることができ、メモリ入出力速度と利用可能なメモリとの間のトレードオフを表す。1 0 分セグメントから 2 0 分セグメントが、例としてのブロックサイズである。信号前処理は、デジタルバンドパスフィルタを適用して、周波数成分を 1 0 0 H z から 4 0 0 0 H z の範囲で維持することを含むことができる。これは、カイザー窓を用いる直接形 F I R フィルタを使用することにより、又は他の手段により達成することができる。信号は、8 0 0 0 H z に再サンプリングすることができる (記憶空間限界にこれが必要である場合) 。任意選択的に、信号は、例えば μ - l a w 圧縮器又は同様の手法を適用することにより、圧伸することができる。これはまた、他の信号処理手段によって管理することもでき、圧伸は必ずしも必要であるとは限らない。

【 0 0 8 8 】

周波数領域では、特徴は、以下のサブバンド (H z 単位) でサブバンドパワーを含むことができる。すなわち、0 . 0 1 ~ 5 0 0 、 5 0 0 ~ 1 0 0 0 、 1 0 0 0 ~ 1 5 0 0 、 1 5 0 0 ~ 2 0 0 0 、 2 0 0 0 ~ 2 5 0 0 である。より高いサンプリングレートの場合、より高い周波数帯を考慮することができる。周波数帯はまた、より小さいセグメント又はより大きいセグメントに分割することができる。例えば、8 0 0 H z 未満の特定のサブバンド、すなわち 0 H z ~ 8 0 0 H z (平均値を除く) を考慮することができる。他のスペクトル尺度は、スペクトル重心及び「ピッチ」等の音声処理ステップ、すなわち高調波積スペクトル、スペクトルフラックス、スペクトル広がり、スペクトル自己相関係数及び / 又はスペクトルカートシスである。例えば、8 0 0 H z より大きいパワー対 8 0 0 H z より小さいパワーの比は、S D B のあるいびきをかく人から単純ないびきをかく人を識別することができる (特定の分離周波数は、いびき母集団に基づいて経験的に選択される) 。

【 0 0 8 9 】

視覚的に、スペクトログラム (S T F T ベース) においていびき周波数で「線」を追跡することができる。したがって、自動アルゴリズム手法を用いて、隠れマルコフモデル及

び画像追跡技法を含む、軍事ソナー用途及び同様の用途で使用される技法に基づいて、これらの「線」を検出し抽出することができる。

【0090】

時間領域では、特徴は、ゼロ交差率、自己相関係数及び移動振幅尺度を含むことができる。他の手法は、短期エネルギー及び短期ゼロ交差率を計算することである。

【0091】

音声信号からのいびき検出の共通の問題は、背景雑音、すなわち、モニタリングされているユーザから発生していない雑音源からの悪影響である。これらの雑音源としては、白色雑音又は他の有色雑音型雑音源（例えば、ファン、空調、道路雑音（road hum）、TV、ラジオ、スマートフォンからの音声、音楽等（例えば、ユーザがタブレットで映画を観ている）、室内の別の人のしゃべり、又は実際に別の人のいびき（例えば、ベッドパートナー）を含む場合がある。高度の音声処理により、かつ音声処理を睡眠センサデータ処理（存在／不在、覚醒及び睡眠段階検出を含む）と組み合わせることにより、この問題に対処することができる。

10

【0092】

ユーザが、いびき検出が実装されている同じスマートフォンで（又は接続された若しくはネットワーク化されたデバイスで）音声／媒体を再生している場合、非いびき成分を排除する、すなわち、元来いびきではない音声を排除することができる。再生されている音声／媒体、又は他の発話源、例えば室内の会話に対して、音声認識システム（例えば、ボコーダに基づく）を用いて、記録された音声源をスキャンすることができる。この用途に対して、音声認識機能を用いて、いびき検出が抑制され、いびきが他の発話源が存在しないときにのみ発生すると想定する。これにより、ユーザがラジオ又はTVがオンになった状態で入眠するときに問題が発生するが、この問題は、別個の睡眠センサによって検出される睡眠段階を使用する（すなわち、特にいびき検出を、（a）ユーザが存在するとき及び（b）ユーザが眠っているときの間隔に制限する）ことによって対処することができる。

20

【0093】

音声処理と睡眠センサデータ処理（不在／存在及び睡眠段階を含む）とを組み合わせることにより、いびき検出を、音声センサに最も近いユーザが眠っているときに制限することができる。したがって、ベッドパートナーがいびきをかいているが、モニタリングされているユーザが覚醒している場合であっても、これらのいびきエピソードが排除される。これにはまた、ユーザがベッドから出る（例えば、トイレに行く）ときのいびきを排除するという効果があり、それは、ユーザが、睡眠センサによって、覚醒して範囲外にいる（不在）ものとして検出されるからである。

30

【0094】

両ベッドパートナーが眠っている可能性があり、ともにいびきをかいている（又は、ともに眠っており、離れている（モニタリングされていない）ユーザがいびきをかいている）という点で、混乱要因が残っている。この場合（又は他の場合）、動きセンサからの呼吸運動信号へのアクセスを、音声信号からの検出されたいびき状事象と組み合わせることができる。例えば、音声いびき事象は、例えば吸息段階の高周波成分として、呼吸運動信号に重なる高周波数成分と、相関させることができる。他のいびきタイプでは、いびきは、吸息段階及び呼息段階の両方で発生する可能性がある。呼吸運動データにおけるこれらのいびきパターンは、動きセンサの配置によって決まる場合がある。呼吸運動信号からの無呼吸事象及び低呼吸事象の検出もまた、検出されたいびきパターンの変化と相関させることができる。動きセンサからいびき音声信号及び振動を同時に収集する更なる利点は、いびきが吸息中の方がはるかに一般的であるため、いびきを用いて、動き信号が吸息を表すか呼息を表すかを判断することができる、ということである。更なる手がかりは、吸息対呼息比（正常の被験者では通常1：2である）を評価することによって得ることができる。

40

【0095】

50

いびき事象はまた、睡眠段階、例えばノンレム睡眠期間対レム睡眠期間における発生に相関させることもできる。従来はいびきは、深睡眠及び浅睡眠においてより一般的である場合がある一方、レム睡眠ではそれほど見られない場合がある。レム睡眠は、(例えば)無呼吸からの回復呼吸に関連するもの等、異なる音声事象を含むことができる。

【0096】

特定のユーザからのいびきを検出し、実際に、それらユーザの呼吸数の改良された推定値を提供する別の手段は、音声信号から抽出される呼吸数推定値及び動き信号から抽出される呼吸数推定値を比較することである。これらが密に相関している場合、最も近いユーザが検出される可能性が高い。これらがともに高品質であるが、値は分離されたままである場合、更なるユーザが検出された場合がある。音声信号が、著しいいびきを含む(又は、音声品質が非常に低い)場合、音声信号からの呼吸数推定は可能でない場合があり、このように信号の間で相関を行うことができない。

10

【0097】

8.1.5 客観的疲労測定値130

開示する疲労モニタリング及び管理システム100の重要な態様は、許容された眠気又は疲労の客観的測定値130、例えば、ユーザ検査から得られた測定値を組み込むことができるということである。一般に、客観的疲労測定値130を得るために使用される検査は、全て疲労の影響を受ける、認知機能、実行機能、ストレス及びエネルギーレベルに対処する。客観的疲労測定値130を得るために使用することができる公式のユーザ検査としては、精神運動覚醒検査(PVT)、Osler(Oxford Sleep Resistance検査)及び覚醒維持検査(MWT)が挙げられる。PVTは、反応時間及び手/眼協調を評価する。PVT検査は、1タイプの注意力の適度によく許容される測定であり、疲労の既知の相関物である、眠気の適度な指標として作用するように以前から示されている。PVTの一例では、手持ちデバイスを介してユーザに光がランダムな時点で提示され、ユーザはその光に、ボタンを押すことによって応答しなければならない。PVTによって提供される計量としては、平均又は中央反応時間及びミスの回数が挙げられる。PVTの別の例では、ユーザは、標的を追い、それらの位置を維持しなければならない。注意力応答維持検査(Sustained Attention Response Test)は、眠気を測定する別の方法である。

20

【0098】

一実施態様では、PVTは1日4回行うことができる(例えば、起床の2時間後、昼食の1時間後、夕食の30分後及び就寝の1時間前)。

30

【0099】

他のタイプの検査は、精神的疲労を引き起こすとともに、そのレベルを評価する。例えば、コンピュータ化クレペリン(Kraepelin)検査は、精神的疲労負荷を引き起こす1つの方法である。この検査では、ユーザは、長時間(例えば、1時間~2時間)にわたって繰り返し精神的演算及び選択検査を繰り返すように要求される。タスク自体が疲労を引き起こすように示されており、演算の速度(加えて速度の変動)及び回答の精度を見ることにより、疲労を評価することができる。

【0100】

覚醒時間の間に疲労を定量化する更なる客観的方法は、疲労のEEG測定を用いることである。Trejo他によって記載されるもの等、複数の疲労のEEG予測子が評価されてきた。

40

【0101】

開示する疲労モニタリングシステム(例えば、システム100)の一実施態様では、ユーザは、システムの訓練段階中、EEGヘッドバンドを着用して、疲労の客観的測定値130を提供する。これらの尺度を用いて、測定された客観的ユーザデータ及び主観的ユーザデータ、並びにそのユーザが体験した実際の疲労に関連するモデルが訓練される。

【0102】

これらのタイプの検査を疲労モニタリング及び管理システム100に組み込んで、眠気又は疲労の客観的測定値130を提供することができる(したがって、これらのタイプの

50

検査は、疲労の内部「較正」点として作用することができる)。

【0103】

客観的疲労測定値130は、上述したもののようより公式の注意力維持検査からの「ハード」測定値である場合もあれば、ゲームプレイから導出される「ソフト」測定値である場合もある。後者の代替例に関して、関心を維持するために、注意力検査を「ゲーム化」することができる。ゲーム化は、非ゲームコンテキストにおいてゲーム思考及びゲーム機構を使用して、ユーザの注意を引き、問題を解決することである(Zichermann及びCunningham、2011)。特に、注意力検査のゲーム化により、社会的態様とともに目標探索態様も可能になる。社会的態様により、母集団セグメント比較、例えば、「自身の睡眠」対他の従業員、同じ年齢の人々、業績優秀者等の睡眠の比較が可能になる。それにより、Twitter及びFacebook等のソーシャルメディアサイトにおけるこれらの比較の共有も可能になる。目標探索態様により、ポイント蓄積を介するアプリケーション内の「よくできました」メッセージを介して、又はシステムの企業スポンサーを介する有形の賞を介して、目標及び報酬の概念が加わる。ゲームプレイからのデータ(例えば、認知機能、覚醒機能及び実行機能の推定値)は、神経行動能力の推定値を提供することができる。これらは、記憶、行ったミス(例えば、ゲームの「ゴール」を逃す)並びに精神的反応時間及び身体的反応時間に関連する。

10

【0104】

8.1.6 労働パターン(データ135)

疲労モニタリング及び管理システム100は、労働パターン情報135が提供される場合、より洞察を得ることができ、労働パターン情報135は、「1週間に5日、午前8時半から午後5時まで働く」ように単純なものとすることができ、又は詳細なシフト表のように複雑なものとするすることができる。労働パターン情報135は、ユーザのあり得る睡眠パターンを示し、疲労状態推定値180の精度を向上することができる。

20

【0105】

一例では、客観的睡眠測定値120の一部として、日中の睡眠対夜の睡眠の比を抽出することができる。この比は、居眠り、シフト労働、時差ぼけ及び他の要因に基づいて変化する可能性がある。特に、疲労モニタリング及び管理システムに、来たるべき労働時間(例えば、シフト労働)又は複数のタイムゾーンを横切る移動に関する労働パターン情報135が提供される場合、ユーザは来たるべき変化に準備する(例えば、ユーザが睡眠時間の変化を予測して自身の睡眠習慣を変える場合)ため、ユーザに対して「先行する」睡眠を可能にすることができる。

30

【0106】

8.1.7 履歴尺度140

疲労モニタリングモジュール110は、他のデータソース(データ115~170)からの履歴情報(例えば、履歴尺度140)を利用することができる。例えば、最近の1日~7日は、ユーザのあり得る疲労状態に関する有用な情報を提供することができる。例えば、通常7.5時間の睡眠時間が観察されるユーザの場合、1晩につき6時間に徐々に遷移することは、累積的疲労を示す可能性がある。1晩につき5時間以下に突然(すなわち、短期間で)変化することは、急性疲労を示す可能性がある。

40

【0107】

所定の時間窓、例えば7日間にわたる他のデータソースからの各パラメータの履歴は、履歴尺度140のデータベースに格納することができる。

【0108】

8.1.8 主観的ユーザデータ145

主観的ユーザデータ145は、例えば、質問票に応じてユーザが入力したデータを表す。主観的ユーザデータ145の一形態は、ユーザの主観的な又は自身で知覚する眠気に関する。例えば、ともに質問票に基づく、エプワース眠気尺度(ESS: Epworth sleepiness scale)及びスタンフォード眠気尺度(SSS: Stanford sleepiness scale)は、眠気を主観的に定量化する。Stop-Bang評価質問票は、SDBに対する危険性の推

50

定値を提供することができる。

【0109】

カロリンスカ眠気尺度 (KSS) は、主観的眠気の指標として開発され、広く使用されてきた。KSS は、人に対して、以下の5点の尺度に従ってその時点におけるその人の眠気を格付けするように要求する。

1 = 非常にはっきり目覚めている (extremely alert)

3 = 目覚めている (alert)

5 = 目覚めてもいなければ眠くもない

7 = 眠いが、起きているのが困難ではない

9 = 極めて眠い、眠気と戦っている。

10

【0110】

主観的ユーザデータ145は、スマートフォン又はタブレット等のユーザデバイスを介して取り込むことができる。一例では、スマートフォン「アプリケーション」は、ユーザが疲れた/疲労していると感じるとき(例えば、あくびをするとき)作動させる「疲労ボタン」を提供し、任意選択的に、ユーザに対して、関連するカウンタを介してユーザが知覚する疲労の激しさを選択させることができる。視覚的アナログ尺度 (VAS: Visual Analog Scale) として知られる別の例では、アプリケーションは、ユーザに対して言葉による記述に対して格付けするように要求するのではなく、眠気の連続体を提供し、それに沿ってユーザが、(例えば、グラフィカルユーザインタフェース (GUI) における) 「スライダ」を移動して自身の主観的な眠気のレベルを示す。

20

【0111】

一実施態様では、VASは、1日に4回行うことができる(例えば、プロセッサによって自動的に起動される)(例えば、起床の2時間後、昼食の1時間後、夕食の30分後及び就寝の1時間前)。

【0112】

知覚される疲労に関する主観的ユーザデータ145の他の形態は、カフェイン摂取量、ストレスレベル、エネルギーレベル、心理状態(気分)、知覚される睡眠の質及び月経周期等の生活様式パラメータであり、関連する疲労のその可能性を含む。これらの生活様式パラメータの各々は、上述したようなユーザデバイスを介して取り込み、疲労モニタリングモジュール110への入力として使用することができる。

30

【0113】

8.1.9 母集団データ150

開示する疲労モニタリング及び管理システム100の一態様は、分析論を用いて、ユーザの記録をより大きい母集団の記録と比較し、基準を確立し、ユーザが母集団内のどこに適合することができるかを判断することができる、というものである。例えば、個人によっては、他の個人より短期間の睡眠不足による影響を受け易く、これは、経時的にその人の記録を検査することによって学習することができる。高レベルでは、幾つかの領域は、異なる疲労特性、例えば、地場産業、時間変化による短期間の効果、地域の食事習慣及びBMI、社会経済的レベル、日照時間等の季節的影響、糖尿病の罹患率等を示すことができる。

40

【0114】

この目的で、母集団データ150は、疲労モニタリング及び管理システム100の複数のユーザからのパラメータを含む。母集団データ150は、人口統計学的パラメータ、サイコグラフィックスのパラメータ、行動パラメータ及び地理的パラメータの混合に基づいて、同様のユーザからのデータを利用して、疲労状態の予備評価を可能にすることができる。標準尺度との比較を可能にするために、母集団データ150は、ユーザのプライバシーを保護するために非特定化することができる。

【0115】

8.1.10 ベースライン(データ155)

ベースラインパラメータ155は、ユーザに対する標準値を表し、履歴尺度140の傾

50

向分析から導出することができる（最初は短い時間尺度にわたるが、場合によっては数週間、数か月又は数年のデータの視野まで広げる）。

【0116】

ベースラインはまた、ピッツバーグ睡眠質問票（PSQ：Pittsburgh Sleep Questionnaire）及び生活の質（QoL）調査等の質問票に対する応答から確立することもできる。スマートフォン又はタブレット等のユーザデバイスを介して、質問票を与え、応答155を取り込むことができる。

【0117】

8.1.11 環境（データ160）

ユーザの局所環境は、特に花粉数又は光レベルに影響を受け易い（例えば、季節性情動障害）場合、ユーザの疲労レベルに關与する可能性がある。（ユーザによってプロフィールに詳細に提供されるか又はジオロケーションデバイス、例えばGPSデバイスを介して得られる）ユーザの睡眠場所と、適切なオンラインデータベースの照合とに基づいて、季節、天候及びアレルギー情報等の広範な環境データ160を収集することができる。

10

【0118】

より具体的な環境データ160としては、ユーザの睡眠場所の周囲温度（快適な睡眠温度と相関される）、周囲音声レベル（大音響の雑音を検出するため）、光レベル（日の出時刻を特定するため、季節情報及び場所並びに室内の照明制御と照合される）、空気の品質及び湿度が挙げられる。こうしたデータは、温度値をログ記録する、Onset HOB0等の専用の較正された環境センサから、又はユーザとともに室内に位置するスマートフォン環境（例えば、周囲音声）センサによって得ることができる。

20

【0119】

8.1.12 時刻（データ170）

クロックから得られる時刻データ170は、疲労の評価におけるキー探索尺度として使用することができる。時刻データ170は、例えば正弦曲線モデルを用いて、疲労の基礎にある日ごとの又は概日の変動を取り込むことができる。

【0120】

8.1.13 他のデータ入力

疲労モニタリング及び管理システム100の幾つかの実施態様は、ユーザの全体的な眠気レベルに対するあり得る較正点として、血流におけるアデノシン及びメラトニンのレベル等、眠気及び覚醒度の許容される生理学的測定値を組み込む。アデノシンは神経活動を衰えさせるため、アデノシンレベルは眠気を示す。図3は、1日にわたる人の血流におけるアデノシンのレベルの例としてのグラフ3000を含む。第1部3010では、人が眠っている間、レベルは低い。レベルは、人が時点3020で覚醒する直前に上昇し始め、人が眠いと感じる「臨界眠気レベル」3030を超えるまで、覚醒期間を通して上昇し続ける。人は、時点3040で眠りに落ち、その後、レベルは下降し始める。カフェインが、脳内のアデノシン受容体と優先的に結合し、したがってその後アデノシンの神経抑制効果を衰えさせることにより、覚醒レベルまで短期間の上昇を可能にすることができる。

30

【0121】

疲労モニタリング及び管理システム100はまた、不安、頭痛及び鼻づまり、ぜんそく、貧血（例えば、月経に関連する）、うつ病、関節炎、糖尿病及び睡眠時無呼吸を含む、疲労に関連する状態/疾患状態に関する情報を、ユーザから収集することもできる。

40

【0122】

疲労モニタリングモジュール110によって使用することができる別のタイプのデータは、寝具に関する情報、例えば、最後に変更されたシーツのタイプ、マットレス及び掛布団の経年数及び埃アレルギーの存在である。これらのデータは、ユーザの推定される疲労パターン、睡眠傾向（特に動きの量）、部屋の環境データ160（例えば温度）及び母集団データ150と組み合わせることができる。

【0123】

疲労モニタリング及び管理システム100の運転実施態様では、ユーザの運転に関する

50

情報は、運転と移動とを識別する（すなわち、他のタイプの動きから運転を識別する）ために、加速度計及びジオロケーションデバイス（例えば、GPSベース）を介して得ることができる。これらのデータを用いて、地方道路網、特に疲労関連事故の既知の「事故多発区域（black spots）」、例えば、「居眠り運転」事故又は死亡事故の発生率が高いものとして知られる地域又は道路を含む地図データベースを指し示すことができる。

【0124】

8.1.14 疲労モニタリングモジュール110

上述したように、疲労モニタリングモジュール110は、データソース（データ115～170）のうちの1つ又は複数からの入力を取得して、ユーザの疲労状態の評価180を生成する。疲労状態評価180は、ユーザの現疲労状態の推定、又はユーザの将来の疲労状態の予測の形態をとることができる。

10

【0125】

疲労モニタリングモジュール110によって使用される前に、入力データに対して、対数等の非線形変換を行うことができる。入力データはまた、例えば平均値の減算により、個々のデータの間の「静的バイアス」を除去するように正規化することもできる。

【0126】

図4は、本技術の一形態による疲労モニタリングモジュール110を実施するために使用することができる線形分類器4000のブロック図である。図4において、線形分類器4000は、入力データソース（データ115～170）から引き出された3つのデータパラメータ x 、 y 及び z を取得し、それらをそれぞれ係数 a 、 b 及び c と線形に結合して、数値による「疲労指数」 f を生成する。一例では、1という疲労指数値は、高レベルの疲労を示し、0という値は、低レベルの疲労を示す。他の実施態様では、3より大きいか又は小さい数の入力パラメータが、線形分類器4000によって線形結合されて、疲労指数 f が生成される。

20

【0127】

線形分類器4000への更なる入力は、疲労指数 f が対応する時点 t とすることができる。時点 t が現在である場合、疲労指数 f は、現疲労状態の推定値である。時点 t が将来の時点である場合、疲労指数 f は、時点 t における疲労状態の予測を表す。係数 a 、 b 及び c は概して時間によって変化するため、時点 t を用いて、疲労の評価のために係数 a_t 、 b_t 及び c_t の正しい値を得ることができる。

30

【0128】

一例では、線形分類器4000への入力パラメータは、以下のパラメータの組を含む。すなわち、{覚醒以来の時間、昨夜の睡眠の持続時間、前の夜の中断の回数、最近の5回の夜の睡眠時間の移動平均、年齢、性別、前の夜の深睡眠の持続時間、昨夜の室温}である。

【0129】

線形分類器4000が有用であるためには、所与の個人を特徴付けるために、重み付け係数 a 、 b 及び c 並びに入力パラメータの「最良」セットの適切な値が必要である（例えば、何人かの個人に対して、最も重要な入力パラメータが覚醒以来の時間であり、他の個人に対して、それは最後の夜の睡眠の持続時間である可能性がある）。重回帰分析は、訓練セットから入力パラメータ及び対応する係数の「最良」セットを確立するための教師あり方法である。重回帰分析手法では、疲労モニタリング及び管理システム100は、入力パラメータ及び対応する係数の「最良」セットを学習して、人の疲労状態を推定又は予測する。いかなる先行する学習データもない場合、標準線形モデルを用いて線形分類器4000を初期化することができる。

40

【0130】

訓練データは、個々のユーザから得ることができ、その場合、分類器はそのユーザに特定であり、又は複数の個人から得ることができ、その場合、分類器はより一般的である。こうした一般的な分類器は、異なる領域からの訓練データに基づくサブモデルを含むことができる。一般的な分類器は、以前は未知であった個人からのデータに基づいて疲労評価

50

を行うことができる。

【0131】

訓練データが入手可能である状況では、これは、その日の間にユーザから（例えば、精神運動覚醒検査、Visual Analog Scale又は疲労のEEGベースの尺度を用いて）収集された疲労の客観的又は主観的測定値を含むことが多い。これにより、線形モデルを有用な出力疲労指数に適合させることができる。

【0132】

疲労モニタリングモジュール110が、疲労指数 f を推定するために入力パラメータ及び対応する係数の「最良」セットを学習するために使用することができるロジスティック回帰及び非線形回帰等、線形回帰に対する多くの代替形態がある。

10

【0133】

開示する疲労モニタリング及び管理システム100の他の形態では、疲労モニタリングモジュール110は、非線形分類器、サポートベクターマシン又はニューラルネットワーク等、疲労状態評価180を生成するために異なる手法を用いることができる。

【0134】

疲労モニタリングモジュール110の別の実施態様は、規則に基づく手法を用いて疲労指数を生成する。こうした実施態様の一例は、以下のうちの任意の1つ、複数又は全てを有する以下の規則セットを含む。

- ・睡眠時間 < 6時間である場合、疲労指数を上昇させる（注：時に、非常に短い睡眠は、特にユーザがこれまで体調がよかった（OK）場合に、1日かけてユーザに影響を与える場合があるが、それが持続する場合、ユーザはおそらく慢性疲労になる）。
- ・睡眠時間 > 10時間である場合、疲労指数を上昇させる。
- ・就寝時刻が、最近の3回の夜にわたって2.5時間より長く変化した場合、疲労指数を上昇させる。
- ・深睡眠 < 7%である場合、疲労指数を上昇させる。
- ・最近の3回の夜の深睡眠の減少対平均 > 8%である場合、疲労指数を上昇させる。（減少傾向が第2の又は後続する夜に続く場合、疲労指数を更に上昇させる。深睡眠の後続する増加 > 5%である場合、ユーザは、「快方に向かって」おり、疲労指数は低下する。）
- ・レムが非常に短い（< 5% ~ 7%）場合、疲労指数を上昇させる。
- ・睡眠効率 < 75% ~ 80%の場合、疲労指数を上昇させる（動きセンサが寝室の背景動きを拾い上げた場合、及び、ユーザがアプリケーションにあえて就寝時刻を入力しなかった場合に、異常値がないか検査する必要がある場合がある）。
- ・それ以外の場合、疲労指数を低下させる。

20

30

【0135】

考慮することができる幾つかの他の規則は以下の通りである。

- ・特に、長い睡眠時間及びレムの低減と結合された場合、週末における疲労指数を低下させる。
- ・ユーザが眠りにつくために長い時間がかかっている（睡眠潜時が高い）場合、疲労指数を上昇させる（ただし、この特徴は偏っている場合もある）。
- ・PSQI/QoLスコアが悪い場合、ユーザは、睡眠障害がある可能性があるため、疲労指数を上昇させる。
- ・活動データが、ユーザが概して座っておりその後急に活動していると示唆する場合、疲労指数を上昇させる。

40

【0136】

疲労評価180は、疲労指数値 f とすることができる。代替的に、疲労モニタリングモジュール110は、1つ又は複数の閾値を用いて、計算された疲労指数値 f を一組の疲労状態のうちの一つにマッピングすることができる。こうした疲労状態は、より容易に解釈される疲労評価180を表すことができる。こうしたマッピングの一実施態様では、あり得る疲労状態及び対応する閾値の組は、以下の通りである。

- ・「全てOK」 - 気にかかる疲労状態は全く検出されない（ $f < 0.5$ ）。

50

・「危険状態」 - ユーザは、疲労のリスクが上昇している ($0.5 < f < 0.8$)。この状態では、これがいかに導出されたか及びその重大度の指標が提供される。例えば、ユーザは、睡眠不足の初期段階を示している可能性があり、慢性疲労の状態を経験する前に行動変化を介して矯正することができる。

・「急性疲労」 - 比較的短期間 (およそ1日~2日) の睡眠制限又は非常に質の悪い睡眠が、急性疲労のフラグとなっている可能性がある ($0.8 < f < 1$)。労働パターン情報135又は他のデータに基づいて、これは、ハイリスク状態であるとみなすことができる (例えば、ユーザが、セーフティクリティカルな (safety-critical) 機能又は、ユーザが報告した計画された長時間運転等を実行する)。これは、最初に、身体的疲労として現れ、その後、精神的疲労として (関連する認知障害とともに) 現れる場合がある。

・「慢性疲労」 (数日間、 $0.5 < f < 0.8$) は、より長期の睡眠制限又は全体的な不十分の睡眠衛生 (不十分な食事、及び/又は目覚めているためのカフェイン入り/栄養ドリンクの混合物、それに続く、眠るためのアルコール及び睡眠薬を含む) / 不眠症の結果である可能性がある。基礎となるSDB状態もまた、根本原因である可能性がある。

【0137】

他の実施態様では、より広範囲のあり得る疲労状態に対応する、より多くの閾値を用いることができる。

【0138】

8.1.15 ユーザ情報モジュール185

ユーザ情報モジュール185は、疲労状態評価と、任意選択的に、客観的睡眠尺度の一部を形成する睡眠統計量とを含む報告を生成し、ユーザに提供する。

【0139】

疲労モニタリング及び管理システム100の消費者実施態様では、ユーザ情報モジュール185は、ユーザに対し、推定された疲労レベル、危険因子及び改善戦略への個人化した洞察を提供することができる。

【0140】

図6は、ユーザ情報モジュール185が、数日にわたるユーザの疲労指数 f に対する、客観的睡眠尺度120、身体活動データ115及び労働パターンデータ135をいかに表示することができるかの概略表現600を含む。図6において、下方のグラフ6020の2つの表示された尺度は、睡眠時間及び実際の労働シフト時間である。上方のグラフ6010は、図4の線形分類器4000を用いて計算された、一部にはこれらの測定された睡眠時間及び労働シフト時間に基づく、疲労指数 f を含む。図6において、2回目の日中6030及び3回目の日中6040では、ユーザの疲労指数 f は高くなっており、それは、ユーザが、先行する夜6050及び6060における睡眠期間が短く、かつ通常の労働シフトより長かったためである。

【0141】

ユーザ情報モジュール185は、ユーザが自身に十分な睡眠の機会を与えなかった場合に (すなわち、ユーザが単に、日課において睡眠のために十分な時間が可能でなかった場合、ユーザはこれに気付いている場合もあれば気付いてない場合もある)、警告を発することができる。しかしながら、疲労モニタリング及び管理システム100の消費者実施態様では、警告は指示的ではない場合がある。それは、例えば、旅行又は交際により、疲労状態に短期間の又は一時的な悪い変化がもたらされる場合があるからである。警告は、特にユーザがセーフティクリティカルな役割を有する場合 (例えば、採鉱、列車運転手、クレーンオペレータ等)、職場実施態様の場合により指示的であるように構成することができる。

【0142】

疲労評価180を用いて、ユーザに対して推奨を行うことができる。一例として、十分に夜の睡眠がとれなかったユーザを考慮し、客観的睡眠尺度120が、上述したように非干渉的睡眠センサを介して収集されるものとみなす。日中の間、客観的疲労測定値130、環境データ160、身体活動データ115、場所データ及び食事データ等の疲労関連デ

10

20

30

40

50

ータが、ユーザから取り込まれる。このデータは、疲労モニタリングモジュール110によって分析されて、疲労状態の評価180が生成される。ユーザ情報モジュール185は、この評価に基づいて、その日の「理想的な睡眠時刻」を推定し推奨する。したがって、ユーザは、この時間を前もって知り、推奨に従うか又はそれを無視する選択を行うことができる。この遵守又は応諾データ自体は、更なる分析のための入力になる。警告は、推奨された理想的な睡眠時刻に先立って与えることができる（すなわち、例えば、ユーザのスマートフォンを介して提供される「睡眠時刻」リマインダ）。経時的に、疲労モニタリング及び管理システムは、個々の個人化された「理想的な睡眠時刻」リコメンダになる。

【0143】

ユーザ情報モジュール185はまた、様々なシナリオの下の予測された疲労状態に基づいて、ユーザが（a）最適な起床覚醒度又は（b）最適な一日中の覚醒度を達成するために翌日に起床する最適な時刻を推奨することもできる。警告は、ユーザのスマートフォンのクロックアプリケーションを介して、推奨時刻にユーザに発することができる。

10

【0144】

疲労状態180を推定するために客観的睡眠尺度120を使用する1つの利点は、ユーザが、実際には、自身で感知するよりよく睡眠している場合があるということである。この事実を、ユーザ情報モジュール185を介してユーザに通信することは、ユーザが、ついてない日であると考え（心理学的又は妄想的疲労）、その後、刺激物（コーヒー又は他のカフェイン入り飲料）を過剰に使用し、その後、就寝の前にアルコール又は睡眠薬をとる、という悪循環を断ち切る役割を果たすことができる。より一般的には、こうした刺激物のパターンがシステムによって観察される場合、ユーザ情報モジュール185は、或る期間にわたってカフェインの低減（場合によっては除去）、及びアルコール摂取（及び該当する場合は喫煙又は「ディッピング（dipping：かみタバコをかむこと）」）の同様の管理を推奨することができる。

20

【0145】

上述した寝具用途では、ユーザ情報モジュール185は、ユーザに対して、ユーザの寝室における寝具及び/又は環境状態を変更するリマインダを提供することができる。

【0146】

上述した運転に関する実施態様では、ユーザ情報モジュール185は、ユーザに対して特定の個人化推奨を提供することができる。これは、安全性を向上させる可能性がある。例えば、ユーザ情報モジュール185は、推定された又は予測された疲労状態180が運転中に眠りに落ちるリスクの上昇を示す場合、ユーザが、公共交通機関、自動車の相乗り（カーシェアリング）等、代替的な輸送手段を探すように推奨することができる。疲労がモニタリングされるに従って経時的に、地理的地域及びユーザの疲労レベルの推定値を評価し、通勤時の事故の可能性等と関連付けることができる。ユーザ情報モジュール185はまた、時刻に基づいて昼寝戦略を推奨することもでき、寝過ぎ（過剰な昼寝）を回避するために適切な警報を提供することができる。

30

【0147】

旅行に関する実施態様では、ユーザ情報モジュール185は、ユーザに対して、来るべきタイムゾーンの変更に対してユーザに覚悟させるように、日中、太陽光（可能な場合）への露出を増大させるか、又は昼光（フルスペクトル）ランプ/光源を利用するように推奨することができる。

40

【0148】

ゲームに関する実施態様では、ユーザ情報モジュール185は、ユーザに対して就寝するようにリマインドすることができる。

【0149】

学生に関する実施態様では、ユーザ情報モジュール185は、勉強時間及び試験時間に対してエネルギーレベルを向上させるように、健康的な睡眠習慣のためのアドバイスエンジンとして作用することができる。

【0150】

50

C P A P 治療の利点は、疲労の低減（例えば、日中の眠気の低減）である。C P A P 患者における疲労指数の上昇は、処方されたC P A P 療法への最適に満たないコンプライアンスを示唆する可能性がある。したがって、疲労モニタリング及び管理システム100のC P A P 治療実施態様では、ユーザ情報モジュール185は、患者のC P A P 治療コンプライアンスレベルを向上させる推奨を提供することができる。特に、ユーザ入力モジュール185によって提供される教育（関連の理解の増大）を通して、C P A P 治療を定期的に使用していない患者に対して、コンプライアンスの上昇の利益を示すことができる。高い疲労指数は、低い治療コンプライアンスに相関し、したがって、そうした患者は、自身の疲労指数を改善し、これにより自身のコンプライアンスを上昇させるように駆り立てられる。

10

【0151】

C P A P 患者が不眠症である場合、そうした患者は、自身の治療を使用しないように選択する場合がある。このシナリオでは、個人化した睡眠衛生改善アドバイスを提供し、任意選択的に、リラックスさせる呼吸プログラム（例えば、パーソナルコンピューティングデバイスで実行している音声プログラムによって提供される、誘導呼吸）を提供することにより、疲労モニタリング及び管理システム100は、よりよい睡眠をとるための手段を提供し、結果として、C P A P 治療のコンプライアンスを上昇させる。

【0152】

疲労評価180を用いて、就寝時刻の間に使用される特別な一連の音楽が睡眠を促進するために有利であるか否かと、翌日の疲労レベルに対する影響とを推論する（例えば、「疲労回復（fatigue busting）」楽曲を特定する）ことができる。

20

【0153】

疲労評価180を用いて、特定の呼吸運動が睡眠又は覚醒度を促進するか否かを推論することができる（例えば、任意選択的に、非接触睡眠センサからの生体フィードバックを用いて、光又は表示デバイス及び特別な音声シーケンスを介してペースが調整された照明のうちの1つ又は複数を用いて、呼吸数を低下させ、吸息/呼息時間を調整する、覚醒度呼吸運動）。

【0154】

8.1.16 第三者情報モジュール190

疲労モニタリング及び管理システム100の職場実施態様では、第三者情報モジュール190は、企業雇用者の現場健康アドバイザー等の第三者に、複数の従業員の睡眠及び疲労に関する情報を含む報告を提供する。報告は、カスタマイズ可能であり、以下のような特徴のうちの1つ又は複数を含む。

30

- ・従業員（又は従業員のグループ）ごとの日常の報告
- ・睡眠履歴、時刻及び仕事量を含む要因に基づく疲労リスク基準
- ・シフト周りの睡眠のパターンの指標
- ・睡眠の質又は量が不十分であるパターンにおいて引き起こされた最近の睡眠履歴
- ・実際の睡眠時間 - 睡眠の持続時間、睡眠の質及び睡眠のタイミング
- ・長期の傾向 - 長期の睡眠負債の推定、個人の母集団に対する比較（すなわち、平均に対する比較）を含む
- ・回復（深）睡眠及び認知（レム）睡眠のバランス
- ・睡眠呼吸障害 - リスク評価
- ・睡眠慣性（深睡眠又は浅睡眠からの覚醒）
- ・他の重要な尺度（治療コンプライアンス、投薬追跡等）

40

【0155】

寝具に関する実施態様では、第三者情報モジュール190は、寝具製造業者が寝具の使用の平均時間、及び相対的な快適レベル（ともに、主観的ユーザデータ145を介してかつ客観的睡眠尺度120を介して入力される）を調べるためのリサーチツールとして作用することができる。

【0156】

50

8.1.17 サンプル使用事例

単一のユーザに対する疲労モニタリング及び管理システム100のサンプル使用事例は、以下の通りである。疲労モニタリングモジュール110は、日常の追跡のために、非接触睡眠センサ及び着用可能な活動センサへのBluetooth（登録商標）を介する無線接続とともに、スマートフォンのソフトウェアアプリケーション（アプリ）と通信するクラウドウェブサーバにおけるソフトウェアモジュールとして実装される。

【0157】

夜間#1：ユーザは、ユーザのスマートフォン又は他のローカルメモリ記憶デバイスに接続された非接触睡眠センサを用いて自身の睡眠をモニタリングする。このデバイスは、就寝時刻、睡眠潜時（入眠までの時間）、中断の回数、起床時刻及び睡眠スコア等の客観的睡眠尺度120を、疲労モニタリングモジュール110に転送する。いびきレベルもまた（スマートフォンマイクロフォンを介して、又は非接触睡眠センサに内蔵されたマイクロフォンを介して）一晩中記録される。

10

【0158】

日中#1：ユーザのいびきレベル強度及び睡眠中断の数が、疲労モニタリングモジュール110によって重要である（閾値を超える）とみなされたので、朝、ユーザに対して、Stop-Bang質問票が提示される。ユーザはまた、自身の身長及び体重、並びに任意選択的にカロリー消費データを入力するように促される。ユーザの身体活動データ115は、疲労モニタリングモジュール110に後に送信されるために、ユーザのスマートフォンに無線接続された着用可能な活動センサによって取り込まれる。ユーザの運動レベルは、通常健康値と比較される。ユーザは、自身のスマートフォンで実行しているアプリケーションを介して「疲労事象」（例えば、あくび、眼を閉じる等）を日中、感じた場合、それらをログ記録するように要求される。スマートフォンによって収集される他の主観的ユーザデータ145としては、ユーザが通勤しているか否か（そうである場合、運転しているか否か）と、ユーザが日中昼寝するか否かが挙げられる。

20

【0159】

夜間#2：ユーザは、自身のスマートフォンを介して、必要な場合は睡眠衛生を改善するための幾つかの助言を含む、ユーザ情報モジュール185からの自身の第1のフィードバックを受け取る。これは、疲労のユーザ固有校正の基礎を形成する。

【0160】

続く1週間の間、ユーザ情報モジュール185によって継続したアドバイスが提供される。

30

【0161】

日中#7：1週間（可能な場合は完全な週間労働時間を取り込むことが望ましいため、7日間）の後、疲労状態推定値180は、ユーザ情報モジュール185によってユーザに、又は第三者情報モジュール190によってOH&Sプログラム管理者に提示される。疲労状態推定値180は、特にSDBパターンが検出された場合、7日の期間が経過する前に利用可能とすることができる。

【0162】

ユーザの疲労レベルは、母集団データ150と比較され、こうしたパラメータがユーザの「実睡眠年齢」として提供される。睡眠内科の分野における研究者は、年齢に応じて睡眠段階のあり得る分布のプロファイルを作成している。図5は、年齢に応じた睡眠段階の例としての分布を表すチャート5000（Shambroom及びFabregasより）を含む。ユーザの実際の睡眠段階の分布を母集団分布と比較することにより、そのユーザに対する睡眠年齢を求めることができる。

40

【0163】

生活の質の推定値は、疲労指数と、疲労モニタリング及び管理システム100によって主観的ユーザデータ145として取り込むことができる他の生活様式パラメータとに基づいて、疲労モニタリングモジュール110によって導出することができる。こうしたパラメータとしては、カフェイン摂取量、知覚されるストレス及びエネルギーレベル、並びに

50

「心理状態」(気分)推定値が挙げられる。

【0164】

8.1.18 例としての能力

疲労モニタリング及び管理システム100の一例としての実施態様は、以下のデータソースから7日にわたって20人のユーザに対して収集されたデータを利用した。

- ・ピッツバーグ睡眠質問票及び生活の質の調査(ベースラインデータ155)、
- ・SleepMinder非接触動きセンサ(客観的睡眠尺度120及びSDB尺度125)
- ・HOBOTemperature口ガー(環境データ160)
- ・FitBit活動センサ(身体活動データ115)
- ・スマートフォンを介して1日4回行われたPVT(客観的ユーザデータ130)
- ・スマートフォンを介して1日4回行われたVAS(主観的ユーザデータ145)
- ・就寝時刻/起床時刻(スマートフォンアプリケーションに手動で入力)
- ・スマートフォンアプリケーションによって記録された周囲音声(環境データ160)

【0165】

線形分類器4000を用いて、疲労モニタリングモジュール110を実施した。入力としてPVT平均反応時間スコアを除く全てのデータソースを取得し、収集データの90%を使用して線形分類器4000を訓練した。その日の第1のPVTに対する平均PVT反応時間スコアを、出力疲労指数値に対するプロキシ(proxy)として計算した。そして、データの残りの10%を含む検査データに、訓練された線形分類器4000を適用して、PVT平均反応時間を予測した。図7は、訓練データ(円(丸))及び検査データ(x印)における実際のPVT平均反応時間(実際の疲労指数)に対する予測されたPVT平均反応時間(予測された疲労指数)のプロットを含む。検査データにおけるRMS予測誤差は49.3ミリ秒であり、訓練データでは、52.1ミリ秒であり、それは、線形分類器4000が未知のユーザに対して一般化可能であることを示す。検査データにおける r^2 値は0.70である。

【0166】

8.2 用語解説

本技術の開示において、本技術の幾つかの形態では、以下の定義のうちの1つ又は複数適用することができる。本技術の他の形態では、代替の定義を適用することができる。

【0167】

空気：本技術の幾つかの形態では、患者に供給される空気は、大気の空気とすることができ、本技術の他の形態では、大気の空気には、酸素を補うことができる。

【0168】

持続気道陽圧(CPAP)療法：大気に対して連続して陽圧で、好ましくは患者の呼吸サイクルを通じてほぼ一定の圧力で、空気又は呼吸に適したガスの供給を気道の入口に適用すること。CPAP療法の幾つかの形態では、圧力は、患者の異なる呼吸サイクル間で変動し、例えば、部分的上気道閉塞の指標の検出に応答して増加され、部分的上気道閉塞の指標が存在しない場合には減少される。

【0169】

無呼吸：無呼吸は、呼吸流量が或る継続時間、例えば10秒の間、所定の閾値未満に低下したときに発生したと言われる。閉塞性無呼吸は、患者の努力にもかかわらず、気道の或る閉塞によって空気が流ることができないときに発生したと言われる。中枢性無呼吸は、呼吸努力の低下又は呼吸努力の欠如に起因した無呼吸が検出されたときに発生したと言われる。

【0170】

呼吸数：患者の自発呼吸数は、通例、呼吸毎分で測定される。

【0171】

呼吸低下：呼吸低下は、呼吸流量の停止ではなく、呼吸流量の低下とされる。1つの形態では、呼吸低下は、或る継続時間の間、閾値を下回る呼吸流量の低下があるときに発生

10

20

30

40

50

したとすることができる。

【0172】

開通性（気道）：気道が開放している度合い、又は気道が開放している程度。開通気道は開放している。気道開通性は定量化することができ、例えば、1の値は開放しており、0の値は閉鎖している。

【0173】

呼吸流量、空気流量、患者空気流量、呼吸気流量（ Q_r ）：これらの同義の用語は、通例はリットル毎分で表される、患者が受けている実際の呼吸流量率である「真の呼吸流量」又は「真の呼吸気流量」とは対照的に、RPTデバイスの呼吸流量率の推定値を指すものと理解することができる。

10

【0174】

上気道閉塞（UAO）：部分上気道閉塞及び完全上気道閉塞の双方を含む。これは、上気道にわたる圧力差が増加するにつれて、流量のレベルが僅かにしか増加しないか又は減少する場合さえある（スターリングレジスタ拳動）流量制限の状態に関連付けることができる。

【0175】

8.3 他の特記事項

本特許文書の開示内容の一部は、著作権保護を受けるマテリアルを含んでいる。著作権者は、本特許文書又は特許開示内容が特許商標庁の包袋又は記録に現われているときは、いかなる者によるこの特許文書又は特許開示内容の複製に対しても異議を有しないが、それ以外については、いかなる著作権も全てこれを留保する。

20

【0176】

文脈が明らかに別段の規定をしていない限り、かつ値の範囲が提供されている場合には、下限の単位の10分の1まで、その範囲の上限と下限との間にある各値、及びその明示された範囲にある他の任意の明示された値又は間にある値が、本技術の範囲内に包含されることが理解される。これらの間にある範囲の上限及び下限は、当該間にある範囲に独立して含まれる場合があり、これらも、本技術の範囲内に包含され、明示された範囲内で任意の明確に除外された制限に従う。明示された範囲がこれらの上限及び下限の一方又は双方を含む場合、それらの含まれる上限及び下限の一方又は双方を除外した範囲も本技術に含まれる。

30

【0177】

さらに、単数又は複数の値が、本技術の一部として実施されるものとして本明細書に明示されている場合、そのような値は、別段の明示がない限り、近似することができ、そのような値は、実際の技術的な実施態様が可能とすることができるか又は必要とする場合がある程度まで任意の好適な有効桁で利用することができることが理解される。

【0178】

別段の定義がない限り、本明細書に用いられる全ての科学技術用語は、この技術が属する技術分野の当業者によって一般に理解されているものと同じ意味を有する。本明細書に記載された方法及びマテリアルと類似の又は等価ないずれの方法及びマテリアルも、本技術の実践又は試験において用いることができるが、限られた数の例示の方法及びマテリアルが本明細書に記載されている。

40

【0179】

特定のマテリアルが、構成要素の構築に用いられることが好ましいと特定されたとき、同様の性質を有する明らかな代替のマテリアルを代替物として用いることができる。さらに、本明細書に記載したありとあらゆる構成要素は、逆のことが明記されていない限り、製造することが可能であると理解され、したがって、合わせて又は別々に製造することができる。

【0180】

単数形（「a」、「an」及び「the」）は、本明細書及び添付の特許請求の範囲において用いられるとき、文脈が明らかに別段の規定をしていない限り、複数の等価なものを含む

50

ことに留意しなければならない。

【0181】

本明細書で言及した全ての刊行物は、それらの刊行物の主題である方法及び／又はマテリアルを開示及び記載しているように参照することによって本明細書の一部をなすものとする。本明細書において論述した刊行物は、本出願の出願日前のそれらの開示内容についてのみ提供される。本明細書におけるいかなるものについても、本技術が先行発明によるそのような刊行物に先行する権利がないことを認めるものと解釈されるべきではない。さらに、提供される刊行物の日付は、実際の公開日とは異なる場合があり、実際の公開日は、別個に確認することが必要な場合がある。

【0182】

その上、開示内容を解釈する際に、全ての用語は、文脈と一貫性のある最も広い合理的な方法で解釈されるべきである。特に、「備える」、「含む」という用語は、非排他的な方法で要素、構成要素、又はステップを指すものと解釈されるべきであり、参照される要素、構成要素、又はステップが存在することができること、利用することができること、又は明確に参照されない他の要素、構成要素、若しくはステップと組み合わせることができることを示す。

【0183】

詳細な説明において用いられた見出し語は、読み手の参照を容易にするためにのみ含まれており、本開示又は特許請求の範囲全体を通じて見られる主題を限定するために用いられるべきではない。これらの見出し語は、特許請求の範囲の範囲又は特許請求の範囲の限定事項を解釈する際に用いられるべきではない。

【0184】

特定の実施形態を参照して本明細書における技術を説明してきたが、これらの実施形態は、本技術の原理及び適用の単なる例示にすぎないことが理解されるべきである。幾つかの場合には、術語及びシンボルは、本技術を実施するのに必要とされない特定の詳細を意味している場合がある。例えば、「第1」及び「第2」という用語が用いられる場合があるが、別段の指定がない限り、それらは、何らかの順序を示すことを意図するものではなく、異なる要素を区別するのに利用される場合がある。さらに、上記方法論におけるプロセスステップは、或る順序で説明又は図示される場合があるが、そのような順序付けは必須ではない。当業者であれば、そのような順序付けを変更することができ、及び／又はそれらの態様を同時に行うこともできるし、更には同期して行うこともできることを認識するであろう。

【0185】

したがって、本技術の趣旨及び範囲から逸脱することなく、非常に多くの変更を例示の実施形態に行うことができ、他のアレンジを考案することができることが理解されるべきである。

【符号の説明】

【0186】

- 100 疲労モニタリング及び管理システム
- 110 疲労モニタリングモジュール
- 115 身体活動データ
- 118 日中のバイタルサイン
- 120 客観的睡眠尺度
- 125 SDB尺度
- 130 客観的疲労測定値
- 135 労働パターン情報
- 140 履歴情報
- 145 主観的ユーザデータ
- 150 母集団データ
- 155 ベースラインデータ

10

20

30

40

50

1 6 0 環境データ
 1 7 0 時刻
 1 8 0 疲労状態の評価
 1 8 5 ユーザ情報モジュール
 1 9 0 第三者情報モジュール
 1 0 0 0 人
 3 0 0 0 グラフ
 3 0 1 0 第 1 部
 3 0 2 0 時点
 3 0 3 0 臨界眠気レベル
 3 0 4 0 時点
 4 0 0 0 線形分類器
 5 0 0 0 チャート
 6 0 0 0 概略表現
 6 0 1 0 上方のグラフ
 6 0 2 0 グラフ
 6 0 3 0 日中
 6 0 4 0 日中
 6 0 5 0 夜
 6 0 6 0 夜
 7 0 0 0 非接触センサ

10

20

30

40

50

【 0 1 8 7 】

(引用文献)

Ahsberg, E., 2000. Dimensions of fatigue in different working populations. *Scandinavian Journal of Psychology*, 41: 231-241. <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/1467-9450.00192/pdf>

Belenky, G., et al., 2003. Patterns of performance degradation and restoration during sleep restriction and subsequent recovery: a sleep dose-response study. *J Sleep Res*, vol. 12 no 1. <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1046/j.1365-2869.2003.00337.x/pdf>

Dawson and Reid, 1997. Fatigue, alcohol and performance impairment. *Nature*, 388: 235.

Dinges DF, Pack F, Williams K, Gillen KA, Powell JW, Ott GE, et al. Cumulative sleepiness, mood disturbance, and psychomotor vigilance performance decrements during a week of sleep restricted to 4-5 hours per night. *Sleep* 1997; 20 (4):267-77.

Harrington, J., 1978. Shiftwork and Health: A Critical Review of the Literature. Report to the Medical Advisory Service, UK Health and Safety Executive.

Institute of Medicine (US) Committee on Sleep Medicine and Research; Colten HR, Altevogt BM, editors. *Sleep Disorders and Sleep Deprivation: An Unmet Public Health Problem*. Washington (DC): National Academies Press (US); 2006. 4, Functional and Economic Impact of Sleep Loss and Sleep-Related Disorders. Available from : <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK19958/63>.

Jackowska et al., 2012. Sleep problems and heart rate variability over the working day, *Journal of Sleep Research*, Volume 21, Issue 4, February 2012.

Nicholson PJ, D'Auria DA, 1999. Shift work, health, the working time regulations and health assessments. *Occup Med (Lond)*. 1999 Apr;49(3):127-37. <http://ocmed.oxfordjournals.org/content/49/3/127.full.pdf>

NSF (National Sleep Foundation), 2013. <http://www.sleepfoundation.org/article/sleep-related-problems/excessive-sleepiness-and-sleep>

Sasaki, T., 2007. Overtime, job stressors, sleep/rest, and fatigue of Japanese workers in a company. https://www.jstage.jst.go.jp/article/indhealth/45/2/45_2_237/_pdf

Shahly V, Berglund PA, Coulouvrat C, et al. The Associations of Insomnia With Costly Workplace Accidents and Errors: Results From the America Insomnia Survey. Arch Gen Psychiatry. 2012; 69(10):1054-10

Shambroom JR, Fabregas SE. Age Related Changes in Objectively Measured Sleep Observed in a Large Population in the Home, available through myzeo.com.

State of Queensland, Department of Natural Resources and Mines, 2013. Guidance Note for Fatigue Risk Management.

Trejo et al. EEG-Based Estimation of Mental Fatigue. http://aiolos.um.savba.sk/~roman/Papers/hci07_1.pdf

Zichermann, G. and Cunningham, C. (August 2011). Introduction to Gamification by Design: Implementing Game Mechanics in Web and Mobile Apps (1st ed.). Sebastopol, California: O'Reilly Media.

【 図 1 】

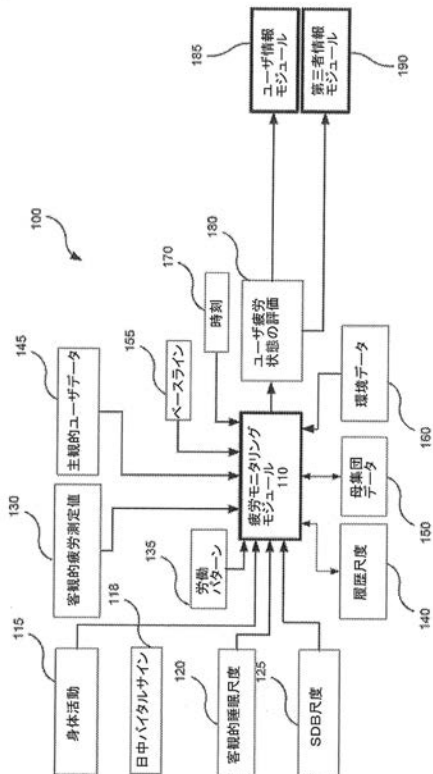


Fig. 1

【 図 2 】

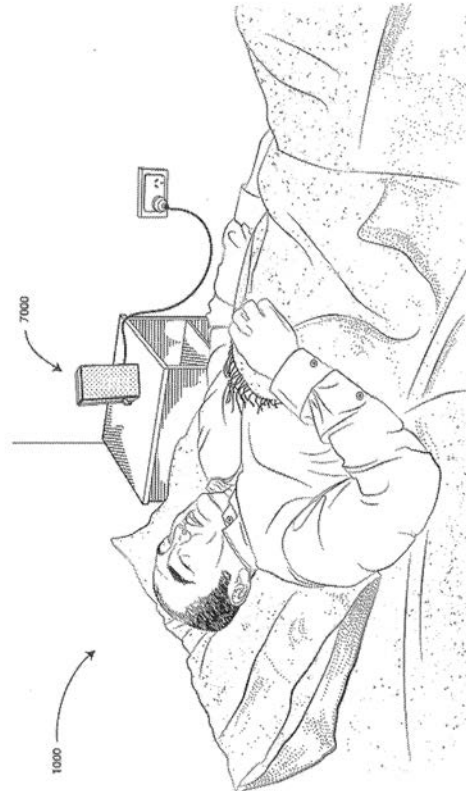


Fig. 2

【 図 3 】

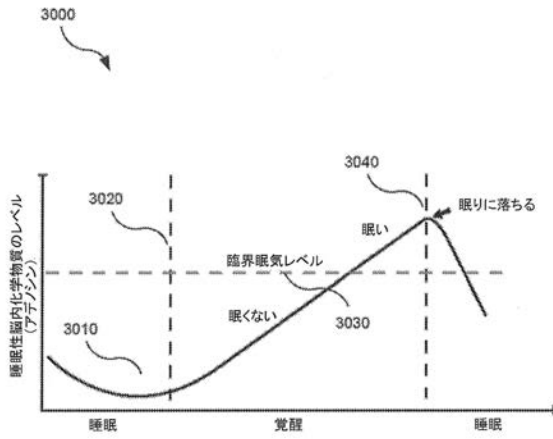


Fig. 3

【 図 4 】

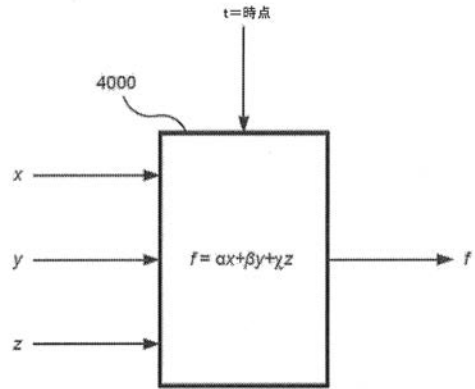


Fig. 4

【 図 5 】

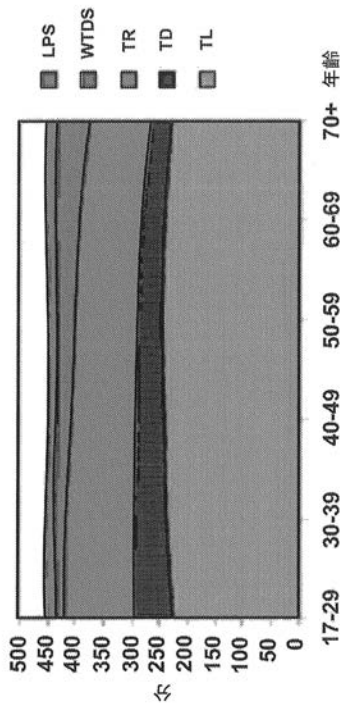


Fig. 5

【 図 6 】

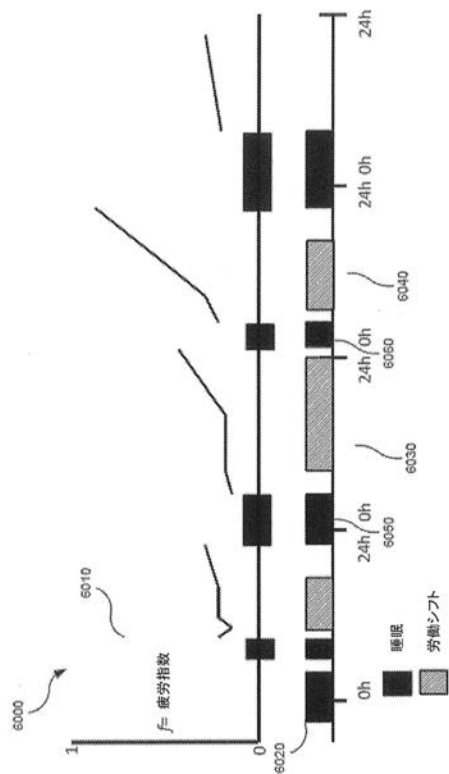


Fig. 6

【 図 7 】

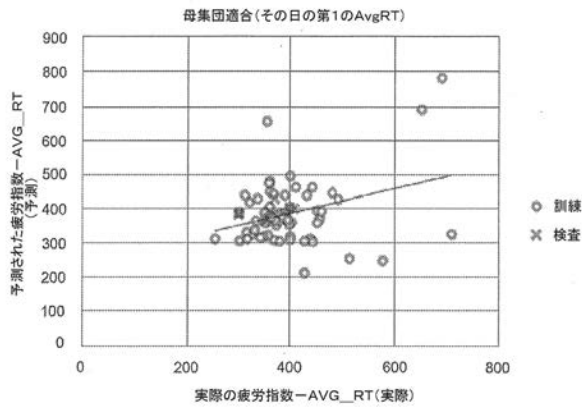


Fig. 7

【 手続補正書 】

【 提出日 】平成28年6月9日(2016.6.9)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】全文

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

ユーザの疲労をモニタリングするシステムであって、

前記ユーザの客観的睡眠尺度を生成するように構成された非干渉的睡眠センサを有する
1つ又は複数のデータソースと、

プロセッサの疲労モニタリングモジュールであって、前記1つ又は複数のデータソース
からのデータに基づいて前記ユーザの疲労状態の評価を生成するように構成されたモジュ
ールと、

を備える、システム。

【 請求項 2 】

前記1つ又は複数のデータソースは、

前記ユーザの身体活動データを生成するように構成された活動センサと、

前記ユーザの睡眠場所における周囲状態に関連する環境データを生成するように構成さ
れた環境センサと、

前記ユーザの自身で知覚する疲労状態に関連する主観的ユーザデータを取り込むように
構成されたデバイスと、

前記ユーザの日中のバイタルサインデータを取り込むように構成されたデバイスと、

前記ユーザの疲労又は眠気の客観的測定値を取り込むように構成されたデバイスと、

クロックと、
前記ユーザに対する労働パターン情報と、
のうちの1つ又は複数を更に備える、請求項1に記載のシステム。

【請求項3】

前記主観的ユーザデータは、
カフェイン摂取量と、
ストレスレベルと、
エネルギーレベルと、
心理状態と、
知覚される睡眠の質と、
のうちの1つ又は複数を含む生活様式パラメータを含む、請求項2に記載のシステム。

【請求項4】

前記環境データは、季節、天候及びアレルギー情報のうちの1つ又は複数を含む、請求項2又は3に記載のシステム。

【請求項5】

前記環境データは、周囲温度、周囲音声レベル、光レベル、空気の品質及び湿度のうちの1つ又は複数を含む、請求項2又は3に記載のシステム。

【請求項6】

前記疲労又は眠気の客観的測定値は、ユーザ検査から得られる、請求項2～5のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項7】

前記疲労又は眠気の客観的測定値は、前記ユーザによるゲームプレイから得られる、請求項2～5のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項8】

前記疲労モニタリングモジュールは、所定時間窓にわたって前記1つ又は複数のデータソースからデータを取り込むように構成された履歴データベースに基づいて、前記ユーザの前記疲労状態の評価を生成する、請求項1～7のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項9】

前記疲労モニタリングモジュールは、前記履歴データベースにおけるデータの傾向分析から導出された前記ユーザに対するベースラインパラメータに基づいて、該ユーザの前記疲労状態の評価を生成するように更に構成されている、請求項8に記載のシステム。

【請求項10】

前記疲労モニタリングモジュールは、前記システムの複数のユーザからの前記1つ又は複数のデータソースからのデータを含む母集団データベースに基づいて、前記ユーザの前記疲労状態の評価を生成するように更に構成されている、請求項1～9のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項11】

前記疲労モニタリングモジュールは、質問票に対する応答から導出される前記ユーザに対するベースラインパラメータに基づいて、該ユーザの前記疲労状態の評価を生成するように更に構成されている、請求項1～10のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項12】

前記睡眠センサは、睡眠呼吸障害尺度を提供するように更に構成されている、請求項1～11のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項13】

前記睡眠呼吸障害尺度はいびき尺度である、請求項12に記載のシステム。

【請求項14】

睡眠センサデータは、音声センサからの音声データと結合されて前記いびき尺度が得られる、請求項13に記載のシステム。

【請求項15】

前記いびき尺度は、前記睡眠センサデータが、前記ユーザが存在し睡眠していることを

示すときの間隔に制限される、請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

前記睡眠センサは動きセンサであり、前記いびき尺度を得ることは、前記動きセンサからの呼吸運動信号における高周波数成分と同期する前記音声データにおけるいびき状事象を検出することを含む、請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記睡眠呼吸障害尺度は無呼吸 - 低呼吸指数である、請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記睡眠呼吸障害尺度は、呼吸数の増大である、請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 9】

前記ユーザの前記疲労状態の評価は、該ユーザの現疲労状態の推定を含む、請求項 1 ~ 1 8 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 2 0】

前記ユーザの前記疲労状態の評価は、指定された時点における該ユーザの将来の疲労状態の予測を含む、請求項 1 ~ 1 8 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 2 1】

前記客観的睡眠尺度は、
心拍数、
呼吸数、
生物学的動きレベル、
睡眠統計量、
ガルバニック皮膚応答、及び
体温、

のうちの 1 つ又は複数を含む、請求項 1 ~ 2 0 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 2 2】

前記睡眠統計量は、
睡眠の持続時間、
睡眠の質、
睡眠の中断の回数、
レム睡眠の持続時間、
深睡眠の持続時間
浅睡眠の持続時間
中途覚醒、
睡眠慣性、及び
睡眠潜時、

のうちの 1 つ又は複数を含む、請求項 2 1 に記載のシステム。

【請求項 2 3】

前記ユーザの前記疲労状態の評価に関連する情報を第三者に提供するように構成された第三者情報モジュールを更に備える、請求項 1 ~ 2 2 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 2 4】

前記ユーザの前記疲労状態の評価に関連する情報を該ユーザに提供するように構成されたユーザ情報モジュールを更に備える、請求項 1 ~ 2 3 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 2 5】

前記睡眠センサは、前記ユーザが C P A P 治療を受けている呼吸圧力治療装置と一体化されたセンサである、請求項 1 ~ 2 4 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 2 6】

前記疲労モニタリングモジュールは、前記 1 つ又は複数のデータソースからのデータを結合して疲労指数を生成するように構成されている分類器である、請求項 1 ~ 2 5 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 27】

前記疲労モニタリングモジュールは、前記1つ又は複数のデータソースからのデータに規則セットを適用して疲労指数を生成する、請求項1～25のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 28】

前記疲労指数は、一組の疲労状態のうちの一つにマッピングされる、請求項26又は27に記載のシステム。

【請求項 29】

前記疲労モニタリングモジュールは、前記ユーザに関連する処理デバイス上に実施され、該処理デバイスは前記1つ又は複数のデータソースに接続されている、請求項1～28のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 30】

前記疲労モニタリングモジュールは、ネットワークにより前記1つ又は複数のデータソースに接続されたリモートサーバにおいて実施される、請求項1～28のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 31】

ユーザの疲労をモニタリングする方法であって、1つ又は複数のプロセッサにおいて、1つ又は複数のデータソースからのデータに基づいて前記ユーザの疲労状態の評価を生成するステップを含み、該データは、非干渉的睡眠センサによって生成される該ユーザの客観的睡眠尺度を含む、方法。

【請求項 32】

前記ユーザに前記疲労状態の評価を提供するステップを更に含む、請求項31に記載の方法。

【請求項 33】

前記疲労状態の評価に基づいて前記ユーザに推奨を行うステップを更に含む、請求項31又は32に記載の方法。

【請求項 34】

前記推奨は、前記ユーザが就寝する理想的な時刻である、請求項33に記載の方法。

【請求項 35】

前記推奨は、前記ユーザが起床する最適な時刻である、請求項33に記載の方法。

【請求項 36】

前記ユーザは、CPAP治療を受けており、前記推奨は、該CPAP治療を改善するための推奨である、請求項33に記載の方法。

【請求項 37】

第三者に前記疲労状態の評価を提供するステップを更に含む、請求項31～36のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 38】

前記生成するステップは、前記1つ又は複数のデータソースに分類器を適用するステップを含む、請求項31～37のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 39】

前記生成するステップの前に、前記データソースのうちの一つ又は複数に非線形変換を適用するステップを更に含む、請求項38に記載の方法。

【請求項 40】

前記睡眠統計量は、レム睡眠の持続時間を含み、前記ユーザの前記疲労状態の評価は、該ユーザの精神的疲労状態の評価である、請求項22に記載のシステム。

【請求項 41】

前記睡眠統計量は、深睡眠の持続時間を含み、前記ユーザの前記疲労状態の評価は、該ユーザの身体的疲労状態の評価である、請求項22に記載のシステム。

【請求項 42】

前記ユーザの前記疲労状態の評価は、該ユーザの睡眠年齢である、請求項1～30のい

ずれか一項に記載のシステム。

【請求項 4 3】

前記主観的ユーザデータは、STOP - BANG 質問票に対する応答を含む、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4 4】

前記疲労状態のうちの 1 つは急性疲労である、請求項 2 8 に記載のシステム。

【請求項 4 5】

前記疲労状態のうちの 1 つは慢性疲労である、請求項 2 8 に記載のシステム。

【請求項 4 6】

前記 1 つ又は複数のデータソースは、疲労に関連する状態 / 疾患状態に関する前記ユーザからの情報を更に含む、請求項 1 ~ 3 0 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 4 7】

前記客観的睡眠尺度は、心拍変動 (HRV) を更に含む、請求項 1 ~ 3 0 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 4 8】

前記ユーザの日中のバイタルサインデータを取り込むように構成されたデバイスは、ECG データ収集デバイスである、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4 9】

前記ユーザの疲労又は眠気の客観的測定値を取り込むように構成されたデバイスは、EEG 電極である、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 5 0】

前記分類器は線形分類器である、請求項 2 6 に記載のシステム。

【請求項 5 1】

前記分類器は非線形分類器である、請求項 2 6 に記載のシステム。

【請求項 5 2】

前記疲労モニタリングモジュールはニューラルネットワークである、請求項 1 ~ 2 5 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 5 3】

前記疲労モニタリングモジュールはサポートベクターマシンである、請求項 1 ~ 2 5 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 5 4】

前記推奨は、前記ユーザが代替的な輸送手段を探すことである、請求項 3 3 に記載の方法。

【請求項 5 5】

前記疲労状態の評価に基づいて前記ユーザに警告を発行するステップを更に含む、請求項 3 1 ~ 3 9、及び 5 4 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5 6】

前記警告は指示的警告である、請求項 5 5 に記載の方法。

【請求項 5 7】

前記疲労状態の評価に基づいて前記ユーザに誘導呼吸を提供するステップを更に含む、請求項 3 1 ~ 3 9 及び 5 4 ~ 5 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5 8】

前記推奨は、就寝時刻において楽曲を聴くことである、請求項 3 3 に記載の方法。

【請求項 5 9】

前記ユーザの前記疲労状態に対するプロキシとして疲労の客観的測定値を用いて前記分類器を訓練するステップを更に含む、請求項 3 8 に記載の方法。

【請求項 6 0】

前記疲労の客観的測定値は、前記ユーザから得られている、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 6 1】

前記疲労の客観的測定値は、複数の個人から得られている、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 6 2】

前記ユーザの前記疲労状態に対するプロキシとして、該ユーザの自分で知覚する疲労状態に関連する主観的ユーザデータを用いて前記分類器を訓練するステップを更に含む、請求項 3 8 に記載の方法。

【請求項 6 3】

前記分類器は線形分類器である、請求項 3 8 に記載の方法。

【請求項 6 4】

前記分類器は非線形分類器である、請求項 3 8 に記載の方法。

【請求項 6 5】

前記生成するステップは、前記 1 つ又は複数のデータソースにニューラルネットワークを適用するステップを含む、請求項 3 1 ~ 3 7 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 6 6】

前記生成するステップは、前記 1 つ又は複数のデータソースにサポートベクターマシンを適用するステップを含む、請求項 3 1 ~ 3 7 のいずれか一項に記載の方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2014/059311
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(B) - A61B 5/02 (2014.01) CPC - A61B 5/4806 (2014.12) 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) IPC(B) - A61B 5/00, 5/02, 5/11 (2014.01) CPC - A61B 5/4806, 5/4809, 5/4812, 5/4815, 4818, 2560/0242 (2014.12) (keyword delimited)		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched USPC - 340/575, 600/300, 301, 484, 509, 529, 534, 538, 544		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) PatBase, Orbit, Google Patents, Google Scholar, Google. Search terms used: CPAP, sleep, sensor, fatigue, monitor, quality, temperature, weather, apnea, recommendation		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2011/0015495 A1 (DOTHIE et al) 20 January 2011 (20.01.2011) entire document	1-5, 31-35
Y		36
Y	US 2008/0033304 A1 (DALAL et al) 07 February 2008 (07.02.2008) entire document	36
A	US 2010/0049008 A1 (DOHERTY et al) 25 February 2010 (25.02.2010) entire document	1-5, 31-36
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but 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 reason (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 "G" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 23 December 2014		Date of mailing of the international search report 12 JAN 2015
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. 571-273-3201		Authorized officer: Blaine R. Copenheaver PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US2014/059311

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.: 6-30, 37-39
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

フロントページの続き

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

(特許庁注：以下のものは登録商標)

- 1 . T W I T T E R
- 2 . F A C E B O O K

(74) 代理人 100125380

弁理士 中村 綾子

(74) 代理人 100142996

弁理士 森本 聡二

(74) 代理人 100166268

弁理士 田中 祐

(74) 代理人 100170379

弁理士 徳本 浩一

(74) 代理人 100179154

弁理士 児玉 真衣

(74) 代理人 100180231

弁理士 水島 亜希子

(72) 発明者 ヘネガン, コナー

アメリカ合衆国カリフォルニア州 9 2 1 2 3, サン・ディエゴ, スペクトラム・センター・ブルヴァード 9 0 0 1, レスメッド・インコーポレイテッド内

(72) 発明者 マコート, キアラン・ジェラード

アメリカ合衆国カリフォルニア州 9 2 1 2 3, サン・ディエゴ, スペクトラム・センター・ブルヴァード 9 0 0 1, レスメッド・インコーポレイテッド内

(72) 発明者 マクマホン, スティーヴン

アイルランド国, ダブリン 1 4, サイデンハム・ロード 3

(72) 発明者 ショルディス, レドモンド

アイルランド国, ダブリン 4, クロンスカー, ベルフィールド・オフィス・パーク, ネクサスユーシーディー, レスメッド・センサー・テクノロジーズ・リミテッド内

F ターム(参考) 4C017 AA02 AB08 AC40

4C038 PP01 PP05 PS05 SS09 SV01 SV05 VA04 VB31 VB33

4C117 XA01 XB18 XC02 XE13 XE23 XE24 XE26 XE52 XJ06 XJ52

专利名称(译)	疲劳监测和管理系统		
公开(公告)号	JP2016538898A	公开(公告)日	2016-12-15
申请号	JP2016521736	申请日	2014-10-06
申请(专利权)人(译)	Resumeddo传感器科技有限公司		
[标]发明人	ヘネガンコナー マコートキアランジェラード マクマホンスティーヴン シヨルディスレドモンド		
发明人	ヘネガン,コナー マコート,キアラン・ジェラード マクマホン,スティーヴン シヨルディス,レドモンド		
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/08 A61B5/113 A61B5/0245 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/4815 A61B5/0022 A61B5/02055 A61B5/02405 A61B5/0245 A61B5/0456 A61B5/0476 A61B5/0478 A61B5/0533 A61B5/0816 A61B5/1118 A61B5/18 A61B5/4818 A61B5/7253 A61B5/7257 A61B5/7264 A61B5/746 A61B7/003 A61B2560/0242 A61M16/0069 G16H50/20 G16H50/30		
FI分类号	A61B5/16 A61B5/08 A61B5/10.315 A61B5/02.710.A A61B5/00.102.A		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AB08 4C017/AC40 4C038/PP01 4C038/PP05 4C038/PS05 4C038/SS09 4C038/SV01 4C038/SV05 4C038/VA04 4C038/VB31 4C038/VB33 4C117/XA01 4C117/XB18 4C117/XC02 4C117/XE13 4C117/XE23 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE52 4C117/XJ06 4C117/XJ52		
代理人(译)	河村 英文 中村 綾子 田中 宇 徳本 光一		
优先权	2013903881 2013-10-09 AU 2014902350 2014-06-19 AU		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该系统监视用户疲劳。系统100可以包括一个或多个数据源，例如不相干的睡眠传感器，其被配置为生成用户的客观睡眠度量。该系统还可以包括疲劳监测模块，该疲劳监测模块可以被配置为基于来自一个或多个数据源的数据来生成用户的疲劳状态的评估，例如在一个或多个处理器上。 [选型图]图1

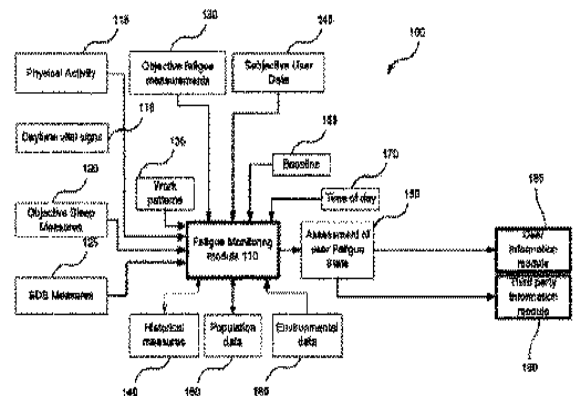


Fig. 1