

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-239799

(P2012-239799A)

(43) 公開日 平成24年12月10日(2012.12.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 G	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 2 0 Z	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/01 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 1 H	

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願2011-115666 (P2011-115666)
 (22) 出願日 平成23年5月24日 (2011. 5. 24)

(71) 出願人 000002185
 ソニー株式会社
 東京都港区港南1丁目7番1号
 (74) 代理人 100095957
 弁理士 亀谷 美明
 (74) 代理人 100096389
 弁理士 金本 哲男
 (74) 代理人 100101557
 弁理士 萩原 康司
 (74) 代理人 100128587
 弁理士 松本 一騎
 (72) 発明者 佐塚 直也
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

最終頁に続く

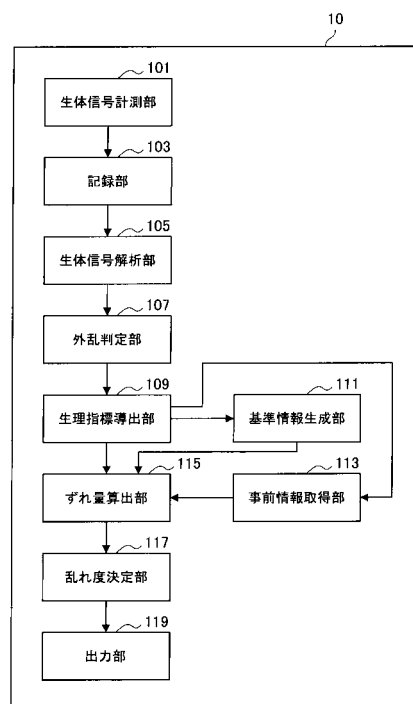
(54) 【発明の名称】 生体リズムの乱れ度算出装置、生体リズムの乱れ度算出システム、生体リズムの乱れ度算出方法、プログラム、及び記録媒体

(57) 【要約】

【課題】 生体リズムの乱れ度を定量的に評価する。

【解決手段】 生体リズムの乱れ度算出装置は、被験者の生体信号から算出された生理指標時系列データを取得する生理指標時系列データ取得部と、通常時の前記生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね2分の1の時間長となる算出期間を決定する算出期間決定部と、前記算出期間において、検査時の前記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、前記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量を算出する算出部と、前記位相のずれ量に基づいて、前記被験者の前記検査時における生体リズムの乱れ度を決定する乱れ度決定部と、を有する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被験者の生体信号から算出された生理指標時系列データを取得する生理指標時系列データ取得部と、

通常時の前記生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね 2 分の 1 の時間長となる算出期間を決定する算出期間決定部と、

前記算出期間において、検査時の前記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、前記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量を算出する算出部と、

前記位相のずれ量に基づいて、前記被験者の前記検査時における生体リズムの乱れ度を決定する乱れ度決定部と、

を備える、生体リズムの乱れ度算出装置。

10

【請求項 2】

前記算出部は、前記通常時生理指標時系列データの平均値より大きい値をとる前記検査時生理指標時系列データに対応する第 1 の特徴量と、前記平均値より小さい値をとる前記検査時生理指標時系列データに対応する第 2 の特徴量と、の比率に基づいて前記ずれ量を算出する、請求項 1 に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

【請求項 3】

前記第 1 の特徴量は、前記平均値より大きい値をとる前記検査時生理指標時系列データの波形と前記平均値を示す直線とにより囲まれる領域の面積であり、

前記第 2 の特徴量は、前記平均値より小さい値をとる前記検査時生理指標時系列データの波形と前記平均値を示す直線とにより囲まれる領域の面積である、

請求項 2 に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

20

【請求項 4】

前記第 1 の特徴量は、前記検査時生理指標時系列データが前記平均値より大きい値をとる期間の時間長であり、

前記第 2 の特徴量は、前記検査時生理指標時系列データが前記平均値より小さい値をとる期間の時間長である、

請求項 2 に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

【請求項 5】

前記算出期間決定部は、前記通常時生理指標時系列データの値が平均値以下から前記平均値以上に切り替わる第 1 の基準時点と、前記通常時生理指標時系列データの値が前記平均値以上から前記平均値以下に切り替わる第 2 の基準時点との間の期間を前記算出期間とする、

請求項 1 に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

30

【請求項 6】

前記算出部は、

前記第 1 の基準時点から前記第 2 の基準時点の間の第 1 の算出期間においては、第 1 の特徴量の割合を前記位相のずれ量とし、

前記第 2 の基準時点から前記第 1 の基準時点の間の第 2 の算出期間においては、第 2 の特徴量の割合を前記位相のずれ量とする、

請求項 5 に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

40

【請求項 7】

前記乱れ度決定部は、前記第 1 の算出期間における前記位相のずれ量、前記第 2 の算出期間における前記位相のずれ量、及び前記第 1 の算出期間における前記位相のずれ量と前記第 2 の算出期間における前記位相のずれ量との平均値のいずれかを前記乱れ度とする、請求項 6 に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

【請求項 8】

前記生体リズムの乱れの原因となる前記被験者の活動時間帯のずれ時間、及び当該活動時間帯のずれの原因を取得する活動時間帯情報取得部、

をさらに備え、

50

前記乱れ度決定部は、前記活動時間帯のずれの原因が東方向への時差を伴う移動である場合に、前記第 1 の算出期間における前記位相のずれ量と前記第 2 の算出期間における前記位相のずれ量との平均値を前記乱れ度とする、請求項 7 に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

【請求項 9】

前記乱れ度の履歴情報を取得する履歴情報取得部と、
前記ずれ時間及びずれの原因に基づいて抽出された前記履歴情報に基づいて乱れ度を予測する予測情報生成部と、
をさらに備える、請求項 8 に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

【請求項 10】

前記履歴情報取得部は、前記被験者についての履歴情報の中に前記ずれ時間及びずれの原因が一致する履歴情報がないとき、前記基準情報が類似する他の被験者の前記履歴情報を取得する、請求項 9 に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

【請求項 11】

前記活動時間帯情報取得部は、前記被験者の位置情報の変化に基づいて、前記活動時間帯のずれの原因が時差を伴う移動であること、及び当該時差を検知する、請求項 8 に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

【請求項 12】

前記活動時間帯情報取得部は、前記被験者の動きを検出する動きセンサの検出値に基づいて前記被験者の活動時間帯のずれ時間を推定する、請求項 8 に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

【請求項 13】

前記生体信号は、概日周期の生体リズムを有する信号であり、
前記算出期間決定部は、前記第 1 の基準時点を前記通常時生理指標時系列データのピーク時刻の 6 時間前とし、前記第 2 の基準時点を前記ピーク時刻の 6 時間後とする期間を前記算出期間とする、請求項 5 に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

【請求項 14】

前記生体信号は、深部体温の値を示す信号である、請求項 1 に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

【請求項 15】

前記生体信号は、脈波を示す信号であり、前記生理指標は、脈拍数又は A I (A u g m e n t a t i o n I n d e x) 値である、請求項 1 に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

【請求項 16】

複数の被験者について、通常時の生体信号から算出された生理指標の時系列データの平均値と、前記平均値に基づいた第 1 の基準時点及び第 2 の基準時点とを取得する情報取得部と、

前記情報取得部により取得された情報に基づいて、特定の被験者の生体リズムを朝型、夜型、及び平均型のいずれかに分類する分類部と、
を備える、分類装置。

【請求項 17】

活動時間帯のずれ時間、及び当該活動時間帯のずれの原因を含む推定条件を入力する推定条件入力部と、

前記推定条件をサーバに送信する送信部と、
を有するユーザ装置と、

通常時の生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね 2 分の 1 の時間長となる算出期間において、検査時の前記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、前記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量に基づいて算出された生体リズムの乱れ度を複数の被験者について取得する取得部と、

前記複数の被験者についての前記乱れ度を用いて、前記推定条件のときの前記乱れ度を

10

20

30

40

50

推定する推定部と、

推定された前記乱れ度の情報を含む表示画面を生成して前記ユーザ装置に提供する表示画面生成部と、

を有する前記サーバと、

を含む、生体リズムの乱れ度算出システム。

【請求項 18】

被験者の生体信号から算出された生理指標時系列データを取得し、

通常時の前記生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね 2 分の 1 の時間長となる算出期間を決定し、

前記算出期間において、検査時の前記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、前記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量を算出し、

前記位相のずれ量に基づいて、前記被験者の前記検査時における生体リズムの乱れ度を決定する、

生体リズムの乱れ度算出方法。

【請求項 19】

コンピュータに、

被験者の生体信号から算出された生理指標時系列データを取得し、

通常時の前記生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね 2 分の 1 の時間長となる算出期間を決定し、

前記算出期間において、検査時の前記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、前記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量を算出し、

前記位相のずれ量に基づいて、前記被験者の前記検査時における生体リズムの乱れ度を決定する、

生体リズムの乱れ度算出方法を実行させるためのプログラム。

【請求項 20】

コンピュータに、

被験者の生体信号から算出された生理指標時系列データを取得し、

通常時の前記生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね 2 分の 1 の時間長となる算出期間を決定し、

前記算出期間において、検査時の前記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、前記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量を算出し、

前記位相のずれ量に基づいて、前記被験者の前記検査時における生体リズムの乱れ度を決定する、

生体リズムの乱れ度算出方法を実行させるためのプログラムを記憶した、コンピュータに読取り可能な記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、生体リズムの乱れ度算出装置、生体リズムの乱れ度算出システム、生体リズムの乱れ度算出方法、プログラム、及び記録媒体に関する。

【背景技術】

【0002】

生体に関するあらゆるパラメータは、生体リズムと呼ばれる特定の周期を有するリズムに従って変動している。この生体リズムを解析する手法の代表的なものとしては、例えば非特許文献 1 に記載されたコサイナー法が挙げられる。このコサイナー法は、最小二乗法を用いてコサイン曲線に時系列データを当てはめ、このコサイン曲線の周期、振幅、水準を生体リズムの特性とするものである。コサイナー法は、時系列データが正弦波の変動を

10

20

30

40

50

している場合には有効な解析手法である。

【0003】

また、この生体リズムの乱れは、生体の健康状態に重大な影響を与えていると言われている。このため、生体リズムの乱れが身体にどのような変調をおよぼすかについての研究が行われてきた（例えば、非特許文献2）。この非特許文献2では、マウスの脳の視交叉上核（SCN: Suprachiasmatic Nucleus）と呼ばれる部分の組織を調べることによって、生体リズムの乱れが身体に及ぼす影響を調べている。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

10

【非特許文献1】時間生物学事典（朝倉書店）石田直理雄・本間研一 編

【非特許文献2】Nagano, M. et al. (2003). An abrupt Shift in the Day/Night Cycle Causes Desynchrony in the Mammalian Circadian Rhythm, Journal of Neuroscience 23: 6141-6151

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところが、非特許文献2の方法では、生体リズムの乱れについて定性的なことしかわからなかった。また、生体リズムが乱れているときには、変動周期や振幅も変動しており、生理指標の時系列データは正弦波の変動をしていないことが多い。このため、上述のコサイン法などの定常的な変動を前提とした解析手法は、生体リズムが乱れている場合には用いることができなかった。

20

そこで、本開示では、生体リズムの乱れの度合いを定量的に評価することのできる生体リズムの乱れ度算出装置、生体リズムの乱れ度算出システム、生体リズムの乱れ度算出方法、プログラム、及び記録媒体を提案する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本開示によれば、被験者の生体信号から算出された生理指標時系列データを取得する生理指標時系列データ取得部と、通常時の上記生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね2分の1の時間長となる算出期間を決定する算出期間決定部と、上記算出期間において、検査時の上記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、上記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量を算出する算出部と、

30

上記位相のずれ量に基づいて、上記被験者の上記検査時における生体リズムの乱れ度を決定する乱れ度決定部と、を有する生体リズムの乱れ度算出装置が提供される。

【0007】

また、本開示によれば、複数の被験者について、通常時の生体信号から算出された生理指標の時系列データの平均値と、上記平均値に基づいた第1の基準時点及び第2の基準時点とを取得する情報取得部と、上記情報取得部により取得された情報に基づいて、特定の被験者の生体リズムを朝型、夜型、及び平均型のいずれかに分類する分類部と、を有する分類装置が提供される。

40

【0008】

また、本開示によれば、活動時間帯のずれ時間、及び当該活動時間帯のずれの原因を含む推定条件を入力する推定条件入力部と、上記推定条件をサーバに送信する送信部とを有するユーザ装置と、

通常時の生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね2分の1の時間長となる算出期間において、検査時の上記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、上記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量に基づいて算出された生体リズムの乱れ度を複数の被験者について取得する取得部と、上記複数の被験

50

者についての上記乱れ度を用いて、上記推定条件のときの上記乱れ度を推定する推定部と、推定された上記乱れ度の情報を含む表示画面を生成して上記ユーザ装置に提供する表示画面生成部とを有する上記サーバと、を含む生体リズムの乱れ度算出システムが提供される。

【0009】

また、本開示によれば、被験者の生体信号から算出された生理指標時系列データを取得し、通常時の上記生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね2分の1の時間長となる算出期間を決定し、上記算出期間において、検査時の上記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、上記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量を算出し、上記位相のずれ量に基づいて、上記被験者の上記検査時における生体リズムの乱れ度を決定する、生体リズムの乱れ度算出方法が提供される。

10

【0010】

また、本開示によれば、コンピュータに、被験者の生体信号から算出された生理指標時系列データを取得し、通常時の上記生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね2分の1の時間長となる算出期間を決定し、上記算出期間において、検査時の上記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、上記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量を算出し、上記位相のずれ量に基づいて、上記被験者の上記検査時における生体リズムの乱れ度を決定する、生体リズムの乱れ度算出方法を実行させるためのプログラムが提供される。

20

【0011】

また、本開示によれば、コンピュータに、被験者の生体信号から算出された生理指標時系列データを取得し、通常時の上記生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね2分の1の時間長となる算出期間を決定し、上記算出期間において、検査時の上記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、上記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量を算出し、上記位相のずれ量に基づいて、上記被験者の上記検査時における生体リズムの乱れ度を決定する、生体リズムの乱れ度算出方法を実行させるためのプログラムを記憶した、コンピュータに読取り可能な記録媒体が提供される。

【発明の効果】

30

【0012】

以上説明したように本開示によれば、生体リズムの乱れの度合いを定量的に評価することができる。

【図面の簡単な説明】

30

【0013】

【図1】脈波から算出されるAI値についての説明図である。

【図2】AI値の特徴についての説明図である。

【図3】本開示の第1の実施形態に係る生体リズムの乱れ度算出装置の構成を示すブロック図である。

【図4】基準情報についての説明図である。

40

【図5】事前情報入力画面の一例を示す説明図である。

【図6】位相のずれ量の一例についての説明図である。

【図7】位相のずれ量の他の一例についての説明図である。

【図8】10時間の時差を伴う西方向への移動による位相のずれ量の経時変化の一例を示すグラフである。

【図9】6時間の時差を伴う東方向への移動による位相のずれ量の経時変化の一例を示すグラフである。

【図10】10時間の時差を伴う西方向への移動による位相のずれ量の経時変化の一例を位相のずれ量の種別に分離して示したグラフである。

【図11】6時間の時差を伴う東方向への移動による位相のずれ量の経時変化の一例を位相のずれ量の種別に分離して示したグラフである。

50

- 【図 1 2】基準情報算出処理の全体の流れを示すフローチャートである。
- 【図 1 3】脈波からの生理指標導出処理の流れを示すフローチャートである。
- 【図 1 4】体温からの生理指標導出処理の流れを示すフローチャートである。
- 【図 1 5】乱れ度算出処理の全体の流れを示すフローチャートである。
- 【図 1 6】位相のずれ量抽出処理の流れを示すフローチャートである。
- 【図 1 7】乱れ度決定処理の流れを示すフローチャートである。
- 【図 1 8】本開示の第 2 の実施形態に係る生体リズムの乱れ度算出装置の構成を示すブロック図である。
- 【図 1 9】履歴情報の一例を示す説明図である。
- 【図 2 0】情報収集サーバにより記憶される履歴情報の一例を示す説明図である。 10
- 【図 2 1】情報収集サーバにより記憶される基準情報の一例を示す説明図である。
- 【図 2 2】情報収集サーバにより記憶される基準情報の他の一例を示す説明図である。
- 【図 2 3】予測情報生成処理の流れを示すフローチャートである。
- 【図 2 4】情報収集サーバからの履歴情報取得の流れを示すシーケンス図である。
- 【図 2 5】本開示の第 3 の実施形態に係る生体リズムの乱れ度を利用するシステムの構成を示す説明図である。
- 【図 2 6】朝型 - 夜型分類処理の流れを示すフローチャートである。
- 【図 2 7】本開示の第 4 の実施形態に係る生体リズムの乱れ度を利用するシステムの構成を示す説明図である。
- 【図 2 8】同実施形態において提供される分類情報を表示する画面の一例を示す説明図である。 20
- 【図 2 9】同実施形態において提供される分類情報を表示する画面の他の一例を示す説明図である。
- 【図 3 0】同実施形態において提供される分類情報を表示する画面の他の一例を示す説明図である。
- 【図 3 1】同実施形態において提供される分類情報を表示する画面の他の一例を示す説明図である。
- 【図 3 2】同実施形態において提供される分類情報を表示する画面の他の一例を示す説明図である。
- 【図 3 3】同実施形態において提供される乱れ度の情報を表示する画面の一例を示す説明図である。 30
- 【図 3 4】同実施形態において提供される乱れ度の情報を表示する画面の他の一例を示す説明図である。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0 0 1 4】
- 以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。
- 【0 0 1 5】
- なお、説明は以下の順序で行うものとする。 40
1. 概要
 2. 第 1 の実施形態
 - 2 - 1. 構成
 - 2 - 2. 基準情報算出処理
 - 2 - 3. 乱れ度算出処理
 - 2 - 4. 効果の例
 3. 第 2 の実施形態（回復度予測機能を有する例）
 - 3 - 1. 構成
 - 3 - 2. 予測情報生成処理
 - 3 - 3. 効果の例
- 50

4. 第3の実施形態（収集した複数ユーザのデータを利用したサービスの例）

4-1. 構成

4-2. 朝型・夜型分類処理

4-3. 効果の例

5. 第4の実施形態（サーバ側で乱れ度算出を行うシステムの例）

【0016】

< 1. 概要 >

生体信号より導出される生理指標は、様々な周期により変動している。この生理指標の変動のリズムは生体リズムとも呼ばれる。この生体リズムのうち、概日周期の生体リズムは、本来24時間よりやや長い周期をもっている。この24時間よりやや長い周期をもっている生体リズムは、通常、様々な環境要因により約1日に調整されており、外部の環境リズムと同調している。生体リズムを調整する環境要因として代表的なのは太陽光である。ところが、不規則な生活を送っている場合や、時差を伴う移動をした場合には、生体リズムが光などの環境リズムと大きくずれて調節がうまくいかず、ずれた状態となる。時差を伴う移動により生体リズムと環境リズムとにずれが生じ、身体に起こる変調は「時差症候群」と呼ばれる。

10

【0017】

このように、生体リズムと環境リズムとにずれが生じた場合には、短期的症状としては、睡眠障害、日中眠気増大、パフォーマンス低下、消化器系異常などが引き起こされると言われている。また、長期的症状としては、癌、糖尿病、肥満などが引き起こされるとも言われている。環境リズムに合わせた生活を続けることによって、生体リズムと環境リズムは次第に同調する。しかし、この同調時間は、個人差、年齢差、及び時差移動の場合には東西の移動方向による差があると言われる。

20

【0018】

このような生体リズムの乱れについては、上述のような健康への影響があること、時差を伴う移動が原因の場合には西へ移動するよりも東へ移動する場合の方が生体リズムが環境リズムに同調するまでの同調時間が長いことなど、定性的な評価が主に行われてきた。しかし、それぞれの被験者が実際にどの程度乱れが生じているのかを把握することはできなかった。そこで、潜在的にこの乱れの度合いを知りたいという要求があると考えられる。また、この乱れ度を蓄積することによって、乱れ度の推移を知ることができるだろう。さらに乱れ度を乱れの原因や環境リズムと生体リズムのずれ時間などの情報と共に蓄積しておくことによって、乱れ度の推定に用いてもよい。

30

【0019】

このように生体リズムの乱れを定量的に示す乱れ度を生体信号から導出された生理指標の時系列データから算出する。ここで用いられる生理指標としては、例えば鼓膜体温、口内体温、直腸温を含む深部体温、脈波から導出される脈拍数又はAI (Augmentation Index) 値、血圧値、血中のメラトニン又はコルチゾールの量などが挙げられる。これらの値は、いずれも概日周期を有することが知られている。生体リズムの乱れについて継続的に評価するためには、ある程度の期間継続的に、又は定期的に生理指標が検出される。このため、口内や鼓膜から検出される深部体温や、脈波などを用いると、侵襲を伴わず、被験者にとって負担が少ないという利点がある。

40

【0020】

ここで、AI値について図1及び図2を参照しながら説明する。図1は、脈波から算出されるAI値についての説明図である。図2は、AI値の特徴についての説明図である。AI値は、脈波データから導出することのできる生理指標のひとつである。AI値は、主に動脈の硬さや心臓への負荷を示す指標として用いられる。脈波には、心臓が血液を全身に送り込むために収縮することによって発生する「駆出波P1」と、駆出波P1が全身に行きわたる際に末梢動脈や動脈分岐部などで反射することによって発生する「反射波P2」の2種類がある。AI値は、駆出波P1に対する反射波P2の割合として定義される。血管が硬くなると、反射波P2が大きくなるため、AI値は大きくなる。AI値は加齢に

50

応じて変化することが知られており、例えば図 2 に示されるように、21 歳では反射波 P2 は駆出波 P1 と比較して十分小さいのに対し、48 歳では駆出波 P1 と反射波 P2 の差が小さくなっている。また、86 歳の例に示されるように、反射波 P2 が駆出波 P1 よりも大きくなることもある。

【0021】

以下の各実施形態においては、概日周期を有する生理指標について乱れ度を算出する場合について説明する。しかし、生理指標としては、周期性を持って変動する様々な指標を用いることができ、以下の例に限定されない。

【0022】

< 2. 第 1 の実施形態 >

(2 - 1 . 構成)

ここで本開示の第 1 の実施形態に係る乱れ度算出装置 10 の構成について図 3 ~ 図 11 を参照しながら説明する。図 3 は、本開示の第 1 の実施形態に係る生体リズムの乱れ度算出装置の構成を示すブロック図である。図 4 は、基準情報についての説明図である。図 5 は、事前情報入力画面の一例を示す説明図である。図 6 は、位相のずれ量についての説明図である。図 8 は、10 時間の時差を伴う西方向への移動による位相のずれ量の経時変化の一例を示すグラフである。図 9 は、6 時間の時差を伴う東方向への移動による位相のずれ量の経時変化の一例を示すグラフである。図 10 は、10 時間の時差を伴う西方向への移動による位相のずれ量の経時変化の一例を位相のずれ量の種別に分離して示したグラフである。図 11 は、6 時間の時差を伴う東方向への移動による位相のずれ量の経時変化の一例を位相のずれ量の種別に分離して示したグラフである。

10

20

【0023】

乱れ度算出装置 10 は、被験者の生体信号に基づいて、生体リズムの乱れの度合いを示す乱れ度 R を算出する機能を有する情報処理装置である。乱れ度算出装置 10 は、例えば携帯電話、携帯用音楽再生装置、携帯用映像処理装置、携帯用ゲーム機器、PC (Personal Computer)、家庭用映像処理装置 (DVD レコーダ、ビデオデッキなど)、PDA (Personal Digital Assistants)、家庭用ゲーム機器、家電機器などの情報処理装置であってもよい。また、乱れ度算出装置 10 は、被験者の生体信号又はこの生体信号から導出された生理指標を取得して乱れ度 R を算出するサーバであってもよい。

30

【0024】

まず図 1 を参照すると、乱れ度算出装置 10 は、生体信号計測部 101 と、記録部 103 と、生体信号解析部 105 と、外乱判定部 107 と、生理指標導出部 109 と、

基準情報生成部 111 と、事前情報取得部 113 と、ずれ量算出部 115 と、生体リズム乱れ度決定部 117 と、出力部 119 とを主に有する。

【0025】

生体信号計測部 101 は、被験者の生体信号を計測する機能を有する。生体信号計測部 101 は、例えば、生体信号の一例である深部体温を計測することができる。このとき生体信号計測部 101 は、例えば深部体温を計測する温度計のようなセンサであってもよい。生体信号計測部 101 は、深部体温を連続で計測し続けてもよいし、一定間隔毎に計測を実行してもよい。例えば生体信号計測部 101 は、耳の内部 (外耳道) に挿入して鼓膜体温を計測するセンサであってもよい。或いは生体信号計測部 101 は、口内に挿入して口内体温を計測するセンサであってもよい。

40

【0026】

また、生体信号計測部 101 は、生体信号の一例である脈波を計測する計測することができる。このとき生体信号計測部 101 は、例えば光や圧力で脈波を計測するセンサであってもよい。例えば生体信号計測部 101 は、耳朵、指先、手首などから脈波を計測することができる。また、生体信号計測部 101 は、加速度センサなどの動きセンサであって、被験者の身体の動きを計測してもよい。

【0027】

50

なお、ここでは生体信号計測部 101 は、乱れ度算出装置 10 の一部である例が示されたが、本技術はかかる例に限定されない。例えば、生体信号計測部 101 は、乱れ度算出装置 10 と別体のセンサであってもよい。このとき生体信号計測部 101 は、有線又は無線の通信路を介して乱れ度算出装置 10 に生体信号を供給してもよい。生体信号計測部 101 が乱れ度算出装置 10 と別体のセンサである場合には、このセンサが生体信号を計測する部位に装着できることが望ましい。例えばセンサ自体がウェアラブルな形状であってもよいし、センサを計測部位に装着するためのアクセサリが用いられてもよい。また生体信号計測部 101 が乱れ度算出装置 10 の一部である場合には、乱れ度算出装置 10 自体が生体信号を計測する部位に装着できることが望ましい。例えば乱れ度算出装置 10 はウェアラブルな形状であってもよいし、乱れ度算出装置 10 を計測部位に装着するためのアクセサリが用いられてもよい。生体信号計測部 101 は、計測した生体信号を記録部 103 に供給することができる。

10

【0028】

記録部 103 は、生体信号計測部 101 により供給された生体信号を記録する機能を有する。記録部 103 は、例えばフラッシュメモリ、MRAM (Magnetoresistive Random Access Memory)、FeRAM (Ferroelectric Random Access Memory)、PRAM (Phase Change Random Access Memory)、及びEEPROM (Electrically Erasable and Programmable Read Only Memory) などの不揮発性メモリや、HDD (Hard Disk Drive) などの磁気記録媒体などの記憶媒体に生体信号を記録してよい。

20

【0029】

生体信号解析部 105 は、生体信号計測部 101 により取得された生体信号に各種の解析処理を実行する機能を有する。生体信号解析部 105 は、例えば生体信号にフィルタをかけることによってノイズを除去することができる。

【0030】

外乱判定部 107 は、入力された信号が被験者の生体信号であるか外乱であるかを判定し、外乱と判定した信号を出力せず削除する機能を有する。外乱が入り込んだ場合には、生体リズムの乱れと関係なく、生理指標のリズムに乱れが生じることがある。外乱判定部 107 は、この外乱による影響を低減することができる。

30

【0031】

生理指標導出部 109 は、被験者の生体信号から生理指標を導出する機能を有する。生体信号が深部体温である場合には、生理指標導出部 109 は、深部体温を y 秒間測定した平均値を生理指標としてもよい。このとき y の値としては、例えば数十秒から 1 ~ 2 分程度が望ましい。生理指標導出部 109 は、生体信号計測部 101 が連続で深部体温を計測し続けた場合には、深部体温の連続データを y 秒毎に区切り、この y 秒間の平均値を算出してもよい。或いは、生理指標導出部 109 は、生体信号計測部 101 が一定間隔で y 秒間断続的に深部体温を計測した場合には、この y 秒間の平均値を算出してもよい。

【0032】

また、生体信号が脈波である場合には、生理指標導出部 109 は、脈拍数又は AI 値を生理指標としてもよい。脈拍数を導出する場合には、生理指標導出部 109 は、まず y 秒間の脈波データから 1 波形毎のピークを抽出する。そして生理指標導出部 109 は、計測期間 y 秒間中のピークの回数を数え、1 分当たりの回数に変換することにより脈拍数を導出することができる。AI 値を導出する場合には、生理指標導出部 109 は、まず脈波 1 波形の二次微分を計算する。例えば生理指標導出部 109 は、脈波の隣同士のサンプル点の差分或いは近傍複数サンプルで重みをつけて差分を計算することによって二次微分を計算することができる。そして、生理指標導出部 109 は、この二次微分が 2 番目に正から負に変化する点を反射点として抽出する。次に生理指標導出部 109 は、脈波 1 波形毎に、ピーク点の高さと上記反射点の高さとを抽出して、反射点の高さをピーク点の高さで除算することによって AI 値を導出することができる。

40

50

【 0 0 3 3 】

また、生体信号が動き量である場合に、生理指標導出部 1 0 9 は、 y 秒間毎の活動量を生理指標としてもよい。生理指標導出部 1 0 9 は、加速度センサーが被験者の動きを検出した回数を y 秒間毎でカウントすることによって活動量を導出することができる。

【 0 0 3 4 】

なお、導出された深部体温、脈拍数、A I 値、及び活動量は、生理指標が導出された時刻と関連づけて記憶されることによって、生理指標時系列データとすることができる。生理指標導出部 1 0 9 は、導出した生理指標を導出した時刻と関連づけて記憶させることによって生理指標時系列データを生成してもよい。すなわち、生理指標導出部 1 0 9 は、生理指標時系列データ取得部の一例である。なお活動量は、被験者が活動している時間帯を推定するために用いられてよい。或いは、この活動量は、被験者の睡眠時間を推定するために用いられてよい。以下、通常時の生体信号から導出された生理指標時系列データを通常時生理指標時系列データという。また、検査時の生体信号から導出された生理指標時系列データを検査時生理指標時系列データという。ここで通常時とは、生体リズムに乱れが生じていない状態をいい、例えば時差を伴う移動、シフトワーキング、不規則な生活などを行っておらず、環境リズムと生体リズムとが同調している状態を指す。

【 0 0 3 5 】

基準情報生成部 1 1 1 は、通常時における生理指標時系列データから基準情報を生成すると共にずれ量算出部 1 1 5 がずれ量を算出する算出期間を決定する機能を有する。つまり、基準情報生成部 1 1 1 は、算出期間決定部の一例として機能することができる。基準情報生成部 1 1 1 は、生成する基準情報のうち、第 1 の基準時刻 t_B を開始時点とし、第 2 の基準時刻 t_E を終了時点とする算出期間 TP を決定することができる。この算出期間 TP は、通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね 2 分の 1 の時間長となるように決定されることが望ましい。

【 0 0 3 6 】

ここで生成される基準情報について、図 4 を参照しながら説明する。図 4 には、通常時における生理指標時系列データ S_b が示される。基準情報は、通常時における生理指標時系列データ S_b の平均値 M と、第 1 の基準時刻 t_B と、第 2 の基準時刻 t_E とを含むことができる。第 1 の基準時刻 t_B は、正常時の生理指標時系列データ S_b の値が平均値 M 以下から平均値 M 以上に切替わる凡その時刻である。また、第 2 の基準時刻 t_E は、正常時の生理指標時系列データ S_b の値が平均値 M 以上から平均値 M 以下に切替わる凡その時刻である。第 1 の基準時刻 t_B から第 2 の基準時刻 t_E までの期間を第 1 の算出期間 TP_1 とし、第 2 の基準時刻 t_E から第 1 の基準時刻 t_B までの期間を第 2 の算出期間 TP_2 とする。例えば基準情報生成部 1 1 1 は、生理指標時系列データ S_b のピーク時刻 t_p を抽出して、ピーク時刻 t_p の 6 時間前を第 1 の基準時刻 t_B とすることができる。また、基準情報生成部 1 1 1 は、生理指標時系列データ S_b のピーク時刻 t_p の 6 時間後を第 2 の基準時刻 t_E とすることができる。第 1 の基準時刻 t_B と第 2 の基準時刻 t_E とは、生理指標の変動における 1 周期を、通常時における生理指標が概ね平均値以上となる第 1 の算出期間 TP_1 と通常時における生理指標が概ね平均値を下回る第 2 の算出期間 TP_2 とを 2 分する時刻となる。ここで用いられる生理指標は概日周期で変動する。このため、第 1 の基準時刻 t_B と第 2 の基準時刻 t_E との間の時間差長は、1 2 時間とする。なお、ここでは概日周期の生理指標について扱うため、第 1 の基準時刻 t_B と第 2 の基準時刻 t_E とは、2 つの時点を時刻で求めれば、毎日同じ時刻を基準時点とすることができる。

【 0 0 3 7 】

事前情報取得部 1 1 3 は、生体リズムが乱れる原因についての事前情報を取得する機能を有する。事前情報は、例えば生体リズムの乱れの原因となる被験者の活動時間帯のずれ時間、及び活動時間帯のずれの原因の情報を含む活動時間帯情報であってよい。事前情報取得部 1 1 3 は、例えば図 5 に示す事前情報入力画面 7 1 に対して入力された情報を事前情報として取得してもよい。例えば、生体リズムの乱れの原因が時差を伴う移動である場合には、事前情報取得部 1 1 3 は、移動前後の時差（出発地と到着地の時差）を事前情報

入力画面 71 に対して入力された情報から取得することができる。このとき事前情報取得部 113 は、移動の方向（西または東）に関する情報を取得してもよい。また生体リズムの乱れの原因がシフトワークである場合には、事前情報取得部 113 は、勤務時間のずれ量を事前情報入力画面 71 に対して入力された情報から取得することができる。また、生体リズムの乱れの原因が不規則な睡眠である場合には、事前情報取得部 113 は、睡眠時間のずれ量を事前情報入力画面 71 に対して入力された情報から取得することができる。

【0038】

また、事前情報取得部 113 は、被験者について検知された情報から事前情報を推定することもできる。例えば、事前情報取得部 113 が被験者の位置情報を取得できるとき、事前情報取得部 113 は、取得した位置情報の変化から移動前後の時差を推定してもよい。例えば出発地が東京であり、到着地がロンドンである場合には、事前情報取得部 113 は、被験者が西方向に 9 時間移動したと推定することができる。また、事前情報取得部 113 が被験者の動き検知情報を取得できるとき、シフトワークにおける勤務時間のずれ量、又は不規則な睡眠における睡眠時間のずれ量を推定してもよい。例えば事前情報取得部 113 は、加速度センサの出力値を取得し、勤務時間又は睡眠時間のずれ量を推定してもよい。

10

【0039】

ずれ量算出部 115 は、決定された算出期間において、検査時生理指標時系列データと、通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量を算出する機能を有する。この位相のずれを算出する方法は様々考えられるが、ここでは、ずれ量算出部 115 は、通常時生理指標時系列データの平均値 M より大きい値をとる検査時生理指標時系列データに対応する第 1 の特徴量と、平均値 M より小さい値をとる検査時生理指標時系列データに対応する第 2 の特徴量との比率に基づいて位相のずれ量を算出する。以下、この位相のずれ量について 2 つの具体的な例を挙げて説明する。

20

【0040】

まず、ずれ量算出部 115 が算出する位相のずれ量の一例について、図 6 を参照しながら説明する。図 6 には、生体リズムの乱れが生じているときの生理指標時系列データ S_e が示される。ずれ量算出部 115 は、基準情報生成部 111 により生成された基準情報を用いて、生理指標時系列データ S_e についての位相のずれ量を算出することができる。ずれ量算出部 115 は、第 1 の基準時刻 t_B と第 2 の基準時刻 t_E との間の期間（第 1 の算出期間 $TP1$ 又は第 2 の算出期間 $TP2$ ）において、生理指標時系列データ S の波形と平均値 M とにより囲まれる面積のうち、生理指標時系列データ S の値が平均値 M より大きい第 1 の面積 UP と、生理指標時系列データの値が平均値 M より小さい第 2 の面積 DN との比率に基づいたずれ量を算出する機能を有する。つまり、このとき第 1 の特徴量は、平均値 M より大きい値をとる検査時生理指標時系列データの波形と平均値 M を示す直線とにより囲まれる面積 UP であり、第 2 の特徴量は、平均値 M より小さい値をとる検査時生理指標時系列データの波形と平均値 M を示す直線とにより囲まれる領域の面積 DN である。

30

【0041】

なお、生理指標時系列データ S のうち、通常時生理指標時系列データ S_o と表され、検査時生理指標時系列データ S_e と表される。しかし、この両者を区別する必要のないときには生理指標時系列データ S と表される。また、生理指標時系列データ S の値が平均値 M より大きい第 1 の面積 UP のうち、第 1 の算出期間 $TP1$ において算出されるものは、第 1 の面積 $UP1$ と表され、第 2 の算出期間 $TP2$ において算出されるものは、第 1 の面積 $UP2$ と表される。しかし、両者を特に区別する必要のないときには、第 1 の面積 UP と表される。同様に、第 2 の面積 DN のうち、第 1 の算出期間 $TP1$ において算出されるものは、第 2 の面積 $DN1$ と表され、第 2 の算出期間 $TP2$ において算出されるものは、第 2 の面積 $DN2$ と表される。しかし、両者を特に区別する必要のないときには、第 2 の面積 DN と表される。

40

【0042】

ここでずれ量算出部 115 の算出するずれ量についてより具体的に説明する。ずれ量算

50

出部 115 は、期間 TP1 において第 1 のずれ量 UP_ratio を算出し、期間 TP2 において第 2 のずれ量 DN_ratio を算出することができる。第 1 のずれ量 UP_ratio は、第 1 の基準時刻 t_B から第 2 の基準時刻 t_E の間の期間である第 1 の算出期間 TP1 において、生理指標時系列データ S の波形と平均値 M を示す直線とにより囲まれる面積のうちの第 1 の面積 UP の割合を示す。この第 1 のずれ量 UP_ratio は、図 6 の記号を用いて以下の数式 (1) により示される。また、第 2 のずれ量 DN_ratio は、第 2 の基準時刻 t_E から第 1 の基準時刻 t_B までの期間である第 2 の算出期間 TP2 において、生理指標時系列データ S の波形と平均値 M を示す直線とにより囲まれる面積のうちの第 2 の面積 DN の割合を示す。この第 2 のずれ量 DN_ratio は、図 6 の記号を用いて以下の数式 (2) により示される。

10

【0043】

$$UP_ratio = \frac{UP1}{UP1 + DN1} \quad \dots \text{数式 (1)}$$

$$DN_ratio = \frac{DN2}{UP2 + DN2} \quad \dots \text{数式 (2)}$$

【0044】

20

なお、ずれ量算出部 115 は、通常時における生理指標時系列データ S_b についてもずれ量を算出することができる。図 4 に示したように、第 1 の基準時刻 t_B と第 2 の基準時刻 t_E とが平均値 M となる時刻を正確に抽出できている理想的な場合には、第 1 のずれ量 UP_ratio と第 2 のずれ量 DN_ratio との値は共に 1 となる。

【0045】

次に、図 7 を参照しながら、ずれ量算出部 115 の算出するずれ量の他の一例について説明する。ここで、第 1 の特徴量は、検査時生理指標時系列データが平均値 M より大きい値をとる期間の時間長 L_{UP} であり、第 2 の特徴量は、検査時生理指標時系列データが平均値 M より小さい値をとる期間の時間長 L_{DN} である。ずれ量は、この L_{UP} と L_{DN} との値の比率に基づいて算出される。

30

【0046】

ここでずれ量算出部 115 の算出するずれ量についてより具体的に説明する。ずれ量算出部 115 は、期間 TP1 において第 1 のずれ量 UP_ratio を算出し、期間 TP2 において第 2 のずれ量 DN_ratio を算出することができる。第 1 のずれ量 UP_ratio は、第 1 の基準時刻 t_B から第 2 の基準時刻 t_E の間の期間である第 1 の算出期間 TP1 の時間長に対する、検査時生理指標時系列データが平均値 M より大きい値をとる期間の時間長 L_{UP1} の割合を示す。この第 1 のずれ量 UP_ratio は、図 7 の記号を用いて以下の数式 (3) により示される。また、第 2 のずれ量 DN_ratio は、第 2 の基準時刻 t_E から第 1 の基準時刻 t_B までの期間である第 2 の算出期間 TP2 の時間長に対する、検査時生理指標時系列データが平均値 M より小さい値をとる期間の時間長 L_{DN2} の割合を示す。この第 2 のずれ量 DN_ratio は、図 7 の記号を用いて以下の数式 (4) により示される。

40

【0047】

$$UP_ratio = \frac{LUP1}{LUP1 + LDN1} \quad \dots \text{数式 (3)}$$

$$DN_ratio = \frac{LDN2}{LUP2 + LDN2} \quad \dots \text{数式 (4)}$$

【0048】

乱れ度決定部117は、ずれ量算出部115により算出されたずれ量に基づいて、被験者の検査時における生体リズムの乱れ度Rを決定する機能を有する。乱れ度決定部117は、第1のずれ量UP_ratio、第2のずれ量DN_ratio、及び第1のずれ量UP_ratioと第2のずれ量DN_ratioとの平均値のいずれかを乱れ度Rと決定することができる。例えば、乱れ度決定部117は、第1の算出期間TP1における乱れ度Rを第1のずれ量UP_ratioとし、第2の算出期間TP2における乱れ度Rを第2のずれ量DN_ratioとすることができる。或いは、第1の算出期間TP1と第2の算出期間TP2とを合わせた24時間における乱れ度Rを第1のずれ量UP_ratioと第2のずれ量DN_ratioとの平均値とすることもできる。特に、乱れ度決定部117は、活動時間帯のずれの原因が東方向への時差を伴う移動である場合には、第1のずれ量UP_ratioと第2のずれ量DN_ratioとの平均値を乱れ度Rとすることが好ましい。この点について、次に図8～図11を参照しながら説明する。

【0049】

図8を参照すると、10時間の時差を伴う西方向への移動によるずれ量(UP_ratio又はDN_ratio)の経時変化の一例が示される。横軸は経過時間を示す。例えば横軸の値が1のとき、特定の日の第1の算出期間TP1における第1のずれ量が縦軸の値で示される。横軸の値が2のとき、上記特定の日の第1の算出期間TP1に続く第2の算出期間TP2における第2のずれ量が縦軸で示される。図8によれば、時差を伴う西方向への移動後のずれ量は、移動の直後に大幅に減少した後、時間の経過と共に徐々に通常時の値1に近づいていく。このずれ量の値は、生理指標時系列データS_bの値が平均値Mとなる時刻と、第1の基準時刻t_B及び第2の基準時刻t_Eとの差が大きくなるほど小さくなる。また、生理指標時系列データS_bの値が平均値Mとなる時刻と、第1の基準時刻t_B及び第2の基準時刻t_Eとの差が小さくなるに従ってずれ量の値は「1」に近づく。例えば時差変化の後、6つ目のずれ量の値が約0.7であることから、時差を伴う移動の後、3日目には70%程度回復していることがわかる。

【0050】

これに対して、図9を参照すると、6時間の時差を伴う東方向への移動によるずれ量の経時変化の一例が示される。図9によれば、時差を伴う東方向への移動後のずれ量は、値が上下変動を繰り返しながら徐々に1に近づいていく。

【0051】

図8及び図9のグラフの縦軸はUP_ratio又はDN_ratioの値であったが、これらのサンプルを第1の算出期間TP1のときと第2の算出期間TP2のときとに分けて示したグラフが図10及び図11に示される。図10を参照すると、時差を伴う西方向への移動によるずれ量の経時変化の様子は、第1の算出期間TP1のときと第2の算出期間TP2のときとで傾向に差異が見られない。ところが、図11に示されるように時差を伴う東方向への移動によるずれ量の経時変化の様子は、第1の算出期間TP1のときと第2の算出期間TP2のときとで傾向に差異がある。

【0052】

このため、乱れ度決定部117は、活動時間帯のずれの原因に応じて異なるずれ量を用いて乱れ度Rを決定してもよい。例えば乱れ度決定部117は、時差を伴う東方向への移動の場合には、UP_ratioの値及びDN_ratioの値の平均値を乱れ度Rとす

ることが望ましい。これに対して、時差を伴う西方向への移動の場合、シフトワークの場合、および不規則な睡眠習慣の場合には、乱れ度決定部 117 は、第 1 のずれ量 UP_ratio 、第 2 のずれ量 DN_ratio 、及び第 1 のずれ量 UP_ratio と第 2 のずれ量 DN_ratio との平均値のいずれかを乱れ度 R としてよい。

【0053】

出力部 119 は、乱れ度 R の算出結果などの情報を被験者等に提供する機能を有する。出力部 119 は、例えば生成された表示画面を表示部に表示させることにより乱れ度 R の算出結果を提供してもよい。或いは出力部 119 は、音声出力により乱れ度 R の算出結果を提供してもよい。出力部 119 が表示画面を用いて乱れ度 R の算出結果を提供する場合には、出力部 119 は、例えば図 8 に示されるグラフを含む表示画面を提供してもよい。或いは、出力部 119 は、出力時における最新の乱れ度 R の値を数字で示した表示画面を提供してもよい。

10

【0054】

以上、本実施形態に係る乱れ度算出装置 10 の機能の一例を示した。上記の各構成要素は、汎用的な部材や回路を用いて構成されていてもよいし、各構成要素の機能に特化したハードウェアにより構成されていてもよい。また、各構成要素の機能を、CPU (Central Processing Unit) などの演算装置がこれらの機能を実現する処理手順を記述した制御プログラムを記憶した ROM (Read Only Memory) や RAM (Random Access Memory) などの記憶媒体から制御プログラムを読み出し、そのプログラムを解釈して実行することにより行ってもよい。従って、本実施形態を実施する時々の技術レベルに応じて、適宜、利用する構成を変更することが可能である。

20

【0055】

また、本実施形態において上述された乱れ度算出装置 10 の各機能は、複数の装置により実現されてもよい。例えば、被験者の生体信号を取得するセンサと、乱れ度 R を算出する装置と、乱れ度 R の算出結果を出力する装置とは、それぞれ別体の装置であってもよい。また、生体信号計測部 101、記録部 103、及び出力部 119 の機能を有する端末装置が無線通信路を介して、生体信号解析部 105、外乱判定部 107、生理指標導出部 109、基準情報生成部 111、事前情報取得部 113、ずれ量算出部 115、及び乱れ度決定部 117 の機能を有する別体のサーバに取得した生体信号を送信してもよい。このとき、サーバは解析結果を端末装置に送信する。端末装置は、携帯型、腕時計型、又は据え置き型のいずれであってもよい。また生体信号を取得するセンサはこの端末装置に内蔵されていてもよく、別体の装置であってもよい。端末装置とセンサとが別体である場合には、センサは無線又は有線の通信路を介して取得した生体信号を端末装置に送信する。また、サーバの各機能が 1 つのサーバにて実現される形態のみならず、複数のサーバを用いた分散処理によって上述の各機能が実現される形態も本技術の範囲内に含まれる。

30

【0056】

なお、上述のような本実施形態に係る乱れ度算出装置 10 の各機能を実現するためのコンピュータプログラムを作成し、パーソナルコンピュータ等を実装することが可能である。また、このようなコンピュータプログラムが格納された、コンピュータで読み取り可能な記録媒体も提供することができる。記録媒体は、例えば、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、フラッシュメモリなどである。また、上記のコンピュータプログラムは、記録媒体を用いずに、例えばネットワークを介して配信してもよい。

40

【0057】

次に、乱れ度算出装置 10 の動作の一例について説明する。乱れ度算出装置 10 の動作は、事前に被験者毎の基準情報を取得するための基準情報算出処理と、この基準情報を用いた乱れ度算出処理とを含む。以下、これらの動作についてそれぞれ説明する。

【0058】

(2-2. 基準情報算出処理)

まず、基準情報の準備動作について図 12 ~ 図 14 を参照しながら説明する。図 12 は

50

、基準情報算出処理の全体の流れを示すフローチャートである。図 1 3 は、脈波からの生理指標導出処理の流れを示すフローチャートである。図 1 4 は、体温からの生理指標導出処理の流れを示すフローチャートである。

【 0 0 5 9 】

まず、生理指標導出部 1 0 9 は、通常時の生体信号から導出された生理指標の時系列データを取得する (S 1 0 1)。ステップ S 1 0 1 の生理指標時系列データ取得処理は、次に図 1 3 及び図 1 4 を用いて説明される生理指標導出処理により導出される生理指標が取得時刻と共に記憶されることによって生理指標時系列データを取得する処理である。

【 0 0 6 0 】

ここで、ステップ S 1 0 1 により取得された生理指標時系列データ S_b の生理指標の種類が生理指標導出部 1 0 9 により判断される (S 1 0 3)。ここで取得された生理指標が活動量である場合には、基準情報生成部 1 1 1 は、生理指標時系列データ S_b から被験者の睡眠時間を推定する (S 1 0 5)。一方、生理指標が体温、脈拍数、A I 値などの場合には、次に基準情報生成部 1 1 1 は、生理指標時系列データ S_b から生理指標時系列データ S_b の 2 4 時間の平均値 M 、第 1 の基準時刻 t_B 、第 2 の基準時刻 t_E をそれぞれ導出する (S 1 0 7)。ここで、第 1 の基準時刻 t_B は、生理指標時系列データ S_b の 2 4 時間のピーク時刻の 6 時間前とし、第 2 の基準時刻 t_E は、生理指標時系列データ S_b の 2 4 時間のピーク時刻の 6 時間後とすることができる。

【 0 0 6 1 】

また、ずれ量算出部 1 1 5 は、ステップ S 1 0 7 において算出された基準情報を用いて通常時のずれ量を算出してもよい (S 1 0 9)。ここで算出されるずれ量は、第 1 の基準時刻 t_B から第 2 の基準時刻 t_E の第 1 の算出期間 T P 1 おいて生理指標時系列データ S_b の値が平均値 M 以上となる部分の面積 U P の割合である第 1 のずれ量 U P _ r a t i o と、第 2 の基準時刻 t_E から第 1 の基準時刻 t_B の第 2 の算出期間 T P 2 において生理指標時系列データ S_b の値が平均値 M 以下となる第 2 のずれ量 D N _ r a t i o とである。

【 0 0 6 2 】

ここで、ステップ S 1 0 1 における生理指標時系列データ取得処理のうち、生理指標の導出について図 1 3 及び図 1 4 を参照しながら説明する。図 1 3 には、生体信号が脈波である場合の生理指標導出処理の一例が示されている。このとき、まず生体信号計測部 1 0 1 は、脈波を y 秒間測定する (S 1 1 1)。そして、生体信号解析部 1 0 5 は、取得された生体信号をフィルタ (ローパスフィルタ L P F 又はバンドパスフィルタ B P F) にかけて所望の帯域の信号を抽出する (S 1 1 3)。次に生理指標導出部 1 0 9 は、脈波 1 波形毎のピークを抽出する (S 1 1 5)。そして、生理指標導出部 1 0 9 は、計測期間 (y 秒間) 中のピーク数から 1 分間毎のピーク数を脈拍数として算出する (S 1 1 7)。

【 0 0 6 3 】

次に、生理指標導出部 1 0 9 は、脈波 1 波形の二次微分を計算する (S 1 1 9)。そして、生理指標導出部 1 0 9 は、1 波形内での二次微分が 2 番目に正から負に変化する時点を反射時点として抽出する (S 1 2 1)。そして、生理指標導出部 1 0 9 は、1 波形毎に A I 値を算出する (S 1 2 3)。このとき、A I 値は、反射時点における脈波の高さをピーク時点における脈波の高さで除算することによって 1 波形毎の A I 値を算出することができる。また生理指標導出部 1 0 9 は、導出した A I 値の計測期間における平均値を算出してこの値を平均の A I 値という生理指標とする (S 1 2 5)。そして、生理指標導出部 1 0 9 は、算出した生理指標 (脈拍数及び A I 値) のノイズを除去する (S 1 2 7)。

【 0 0 6 4 】

次に図 1 4 には、生体信号が体温である場合の生理指標導出処理の一例が示されている。このとき、まず生体信号計測部 1 0 1 は、体温を y 秒間測定する (S 1 3 1)。このとき測定する体温は、深部体温であることが望ましい。そして生理指標導出部 1 0 9 は、 y 秒間の体温の平均値を算出する (S 1 3 3)。そして、例えば y 秒毎の体温の平均値が前後の値と比較して急に大きく変動した場合の値を削除するノイズ除去が行われる (S 1 3 5)。そして、ノイズが大きい場合にはさらにフィルタ (ローパスフィルタ L P F) が

10

20

30

40

50

けられる (S 1 3 7)。

【 0 0 6 5 】

なお、図示されていないが、生体信号が活動量である場合には、加速度センサーなどのモーションセンサの出力に基づいて、y 秒間毎の活動量が計算される。

【 0 0 6 6 】

(2 - 3 . 乱れ度算出処理)

次に、図 1 3 ~ 図 1 7 を参照しながら、本実施形態に係る乱れ度算出処理の一例が説明される。図 1 5 は、乱れ度算出処理の全体の流れを示すフローチャートである。図 1 6 は、ずれ量抽出処理の流れを示すフローチャートである。図 1 7 は、乱れ度決定処理の流れを示すフローチャートである。

10

【 0 0 6 7 】

まず図 1 5 を参照すると、生理指標導出処理が実行される (S 1 4 1)。ステップ S 1 4 1 の生理指標導出処理は、基準情報算出処理において説明したように、取得された生体信号の種類に応じた処理がなされる (図 1 3 及び図 1 4 参照)。次に、ずれ量算出部 1 1 5 はずれ量算出処理を実行する (S 1 4 3)。ここで、図 1 6 を参照しながらステップ S 1 4 3 のずれ量算出処理の詳細の一例について説明する。

【 0 0 6 8 】

まずずれ量算出部 1 1 5 は、生理指標時系列データ S を取得する (S 1 5 1)。そしてずれ量算出部 1 1 5 は、事前情報取得部 1 1 3 により取得されたずれの原因の情報を参照することによって、被験者が時差を伴う移動をしたか否かを判断する (S 1 5 3)。そして、被験者が時差を伴う移動をしている場合には、移動先の時刻を用いてずれ量を算出する (S 1 5 5)。一方、被験者が時差を伴う移動をしていない場合には、現在位置の時刻を用いてずれ量を算出する (S 1 5 7)。

20

【 0 0 6 9 】

再び図 1 5 に戻って説明を続けると、次に乱れ度決定部 1 1 7 が生体リズムの乱れ度決定処理を実行する (S 1 4 5)。ここで図 1 7 を参照しながら、ステップ S 1 4 5 の乱れ度決定処理の詳細の一例について説明する。乱れ度決定部 1 1 7 は、まず東方向に時差を伴う移動をしたか否かを事前情報取得部 1 1 3 により取得された事前情報に基づいて判断する (S 1 6 1)。ここで、東方向に時差を伴う移動をしたと判断されると、乱れ度決定部 1 1 7 は、24 時間測定で、第 1 のずれ量 UP_ratio と第 2 のずれ量 DN_ratio の平均値を乱れ度 R とする (S 1 6 3)。一方、時差を伴う西方向への移動の場合、シフト勤務の場合、及び不規則な生活などの場合には、乱れ度決定部 1 1 7 は、12 時間測定で UP_ratio 又は DN_ratio のいずれかを乱れ度 R とすることができ (S 1 6 5)。なお、上述の通りここでは時差を伴う東方向への移動の場合にのみ 24 時間測定としたが、本技術はかかる例に限定されない。ずれの原因に関わらず、24 時間測定が行われても良い。また、ずれの原因に関わらず、12 時間測定が行われてもよい。この場合には、時差を伴う東方向への移動の場合に、上述の通りずれ度が上下の変動を繰り返しながら回復することとなる。

30

【 0 0 7 0 】

ここで再び図 1 5 にもどると、乱れ度 R が決定された後、出力部 1 1 9 は算出された乱れ度 R を出力する (S 1 4 7)。ここでの乱れ度 R の出力は、上述の通り表示画面を用いて行われてもよいし、音声出力により行われてもよい。

40

【 0 0 7 1 】

(2 - 4 . 効果の例)

以上、本開示の第 1 の実施形態にかかる乱れ度算出装置 1 0 について説明してきた。本実施形態によれば、生体リズムの乱れについて定量的に評価することができるようになる。このとき、第 1 の基準時刻 t_B と第 2 の基準時刻 t_E との間の期間 TP において、生体信号から導出された生理指標 (例えば深部体温) の時系列データの波形と、通常時における生理指標時系列データの平均値を示す直線とにより囲まれる領域の面積のうち、生理指標時系列データ S の値が平均値 M より大きい第 1 の面積と、生理指標時系列データ S の値

50

が平均値 M より小さい第 2 の面積との比率に基づいて乱れ度が決定される。ここで第 1 の基準時刻 t_B と第 2 の基準時刻 t_E とを、通常時において生理指標が平均値 M となると推定される時刻とすることによって、通常時のずれ量を 1 とし、生体リズムの乱れの度合いが大きいほどずれ量の値を小さくすることができる。これによりずれ量の値をそのまま、或いはずれ量の平均値をそのまま乱れ度 R の値として用いることができる。なお、第 1 の基準時刻 t_B と第 2 の基準時刻 t_E とを、通常時において生理指標が平均値 M となると推定される時刻としない場合には、通常時のずれ量と検査時のずれ量との差異を乱れ度 R として用いてもよい。

【0072】

また、第 1 の基準時刻 t_B を生理指標時系列データ S_b のピーク時刻の 6 時間前とし、第 2 の基準時刻 t_E を上記ピーク時刻の 6 時間後とすることによって、少ない演算量で基準時点を求めることができる。なお被験者が東方向への時差を伴う移動をした場合に、第 1 のずれ量 UP_ratio と第 2 のずれ量 DN_ratio の平均値を乱れ度 R とすることによって、生体リズムの乱れ度合いをより正確に表すことができる。

【0073】

< 3 . 第 2 の実施形態 (回復度予測機能を有する例) >

(3 - 1 . 構成)

次に、本開示の第 2 の実施形態にかかる乱れ度算出装置 20 の構成について図 18 ~ 図 22 を参照しながら説明する。図 18 は、本開示の第 2 の実施形態に係る生体リズムの乱れ度算出装置の構成を示すブロック図である。図 19 は、履歴情報の一例を示す説明図である。図 20 は、情報収集サーバにより記憶される履歴情報の一例を示す説明図である。図 21 は、情報収集サーバにより記憶される基準情報の一例を示す説明図である。図 22 は、情報収集サーバにより記憶される基準情報の他の一例を示す説明図である。

【0074】

まず図 18 を参照すると、乱れ度算出装置 20 は、生体信号計測部 101 と、記録部 103 と、生体信号解析部 105 と、外乱判定部 107 と、生理指標導出部 109 と、基準情報生成部 111 と、事前情報取得部 113 と、ずれ量算出部 115 と、生体リズム乱れ度決定部 117 と、出力部 119 と、履歴情報記録部 121 と、予測情報生成部 123 とを主に有する。

【0075】

つまり、乱れ度算出装置 20 は、本開示の第 1 の実施形態にかかる乱れ度算出装置 10 の構成に加えて、履歴情報記録部 121 と、予測情報生成部 123 とをさらに有する。また、乱れ度算出装置 20 は、基準情報及び乱れ度 R についての履歴情報を情報収集サーバ 50 に記録する構成を有する点において乱れ度算出装置 10 と異なる。なお、以下第 1 の実施形態にかかる乱れ度算出装置 10 と同様の構成要素については説明を省略し、乱れ度算出装置 10 との差異について主に説明する。

【0076】

履歴情報記録部 121 は、被験者の乱れ度 R についての履歴情報を記録する機能を有する。履歴情報記録部 121 は、例えば乱れ度算出装置 20 内部の記憶部 (図示せず) に乱れ度 R についての履歴情報 22 を記録させることができる。例えば履歴情報 22 は、乱れ原因と、ずれ時間と、(乱れ原因が生じてからの) 経過時間と、乱れ度 R とを含むことができる。また、履歴情報記録部 121 は、履歴情報 22 に被験者を識別するためのユーザ ID を加えて、ネットワークを介して通信することのできる情報収集サーバ 50 に記録させてもよい (履歴情報 52)。なお、この情報収集サーバ 50 は、複数の被験者の乱れ度 R についての履歴情報 52 と、基準情報 54 とを収集することができる。

【0077】

予測情報生成部 123 は、事前情報取得部 113 により取得された、活動時間帯のずれ時間、及び当該活動時間帯のずれの原因に基づいて履歴情報を抽出し、抽出された履歴情報に基づいて乱れ度 R を予測する機能を有する。このとき、予測情報生成部 123 は、乱れ度算出装置 20 内部の記憶部に記憶された履歴情報 22 から履歴情報を抽出してもよい

10

20

30

40

50

。また、予測情報生成部 123 は、情報収集サーバ 50 に記憶された履歴情報 52 から履歴情報を抽出してもよい。このとき予測情報生成部 123 は、被験者本人の履歴情報が記憶されていない場合に、他の被験者の履歴情報を用いることができる。他の被験者の履歴情報を用いる場合には、予測情報生成部 123 は、被験者本人と通常時の生体リズムが類似する他の被験者の履歴情報を用いることが好ましい。このとき予測情報生成部 123 は、被験者本人と基準情報が類似する他の被験者の履歴情報を用いることができる。この予測情報生成部 123 は、例えば被験者の生理指標時系列データが経過時間 1 日までしか存在しない場合に、2 日目以降の乱れ度 R の予測情報を生成してもよい。このとき出力部 119 は、1 日目の乱れ度 R は乱れ度決定分 117 から供給される値を用い、2 日目以降の予測情報を加えて乱れ度 R の情報を出力することができる。

10

【0078】

例えば情報収集サーバ 50 が記憶する基準情報 54 は、図 21 に示されるように基準時点を含んでもよい。この場合、基準情報 54 a は、ユーザ ID と、平均値 M と、第 1 の基準時刻 t_B と、第 2 の基準時刻 t_E とを含むことができる。また情報収集サーバ 50 が記憶する基準情報 54 は、図 22 に示されるように基準時点を固定した場合のずれ量を含んでもよい。このとき基準情報 54 b は、ユーザ ID と、平均値 M と、第 1 のずれ量 UP_ratio と、第 2 のずれ量 DN_ratio と、 t_B 時点における生理指標の正負の情報とを含むことができる。なお、この正負の情報は t_E 時点における生理指標の正負の情報であってもよい。

20

【0079】

(3-2. 予測情報生成処理)

次に乱れ度算出装置 20 の動作のうち、予測情報生成処理について図 23 及び図 24 を参照しながら説明する。図 23 は、予測情報生成処理の流れを示すフローチャートである。図 24 は、情報収集サーバからの履歴情報取得の流れを示すシーケンス図である。

【0080】

予測情報生成部 123 は、まず事前情報取得部 113 により取得された事前情報を予測条件として取得する (S201)。そして、予測情報生成部 123 は、取得した予測条件に基づいて、被験者本人についての予測条件に適した履歴情報が存在するか否かを判断する (S203)。被験者本人についての予測条件に適した履歴情報が存在する場合には、被験者本人の履歴情報を用いて、予測条件に基づいた乱れ度 R の予測情報を生成する (S205)。一方、ステップ S203 において、被験者本人についての予測条件に適した履歴情報が存在しない場合には、予測情報生成部 123 は、サーバから平常時の生理指標時系列データ S の特徴が類似する他の被験者の履歴情報を取得する (S207)。

30

【0081】

このステップ S207 における処理の詳細を図 24 を参照しながら説明する。乱れ度算出装置 20 は、情報収集サーバ 50 に対して基準情報 (M, t_B, t_E) と、事前情報取得部 113 により取得された予測条件とを送信する (S211)。情報収集サーバ 50 は、受信した基準情報に基づいて、記憶している基準情報 54 a の中から最も基準情報が類似する被験者のユーザ ID を抽出する。そして、情報収集サーバ 50 は、抽出したユーザ ID の被験者についての履歴情報 52 の中から、予測条件に適した履歴情報を取得する (S213)。そして、情報収集サーバ 50 は、取得した履歴情報を乱れ度算出装置 20 に送信する (S215)。なお、ここでは基準情報に基準時点を含む例について説明したが、本技術はかかる例に限定されない。例えば、基準情報はずれ量を含んでもよい。基準情報がずれ量を含む場合には、予測情報生成部 123 は、 t_B 時点生理指標の正負情報と共にずれ量及び平均値 M を情報収集サーバ 50 に送信する。情報収集サーバ 50 は、ずれ量、平均値 M が類似し、 t_B 時点生理指標の正負情報が一致する被験者の履歴情報を抽出することができる。

40

【0082】

このように情報収集サーバ 50 から履歴情報を取得した予測情報生成部 123 は、取得した履歴情報を用いて、予測条件に基づいた乱れ度 R の予測情報を生成する。例えば取得

50

した履歴情報が1件の場合には、取得した履歴情報の乱れ度Rをそのまま予測情報としてもよい。また、取得された履歴情報が複数存在する場合には、取得した履歴情報の乱れ度Rの平均値を予測情報としてもよい。

【0083】

(3-3. 効果の例)

以上説明した本開示の第2の実施形態にかかる乱れ度算出装置20によれば、現時点の生体リズムの乱れ度Rのみならず、未来の乱れ度Rを予測することができる。生体リズムの回復の度合いは、個人差がある。このため、被験者本人の履歴情報が存在する場合には、被験者本人の履歴情報を用いる方が予測の精度が高まる可能性が高い。ところが、必ずしも被験者本人の履歴情報が存在するとは限らない。このため、乱れ度算出装置20は、他の被験者の履歴情報を用いる事の出来る構成を有する。このとき乱れ度算出装置20は、他の被験者のうち、通常時の生体リズムの特徴が類似する被験者の履歴情報を用いることができる。上述の通り、生体リズムの回復の度合いは個人差がある。通常時の生体リズムの特徴が類似する被験者は、生体リズムが乱れたときの回復度合いも類似すると考えられる。このため、他の被験者のうち通常時の基準情報が類似する被験者の履歴情報を用いることによって、比較的予測の精度を高めることができる。

10

【0084】

<4. 第3の実施形態(収集した複数ユーザのデータを利用したサービスの例)>

次に、本開示の第3の実施形態について説明する。本実施形態は、上記に説明してきた乱れ度算出装置10又は乱れ度算出装置20により取得することのできる基準情報を用いたサービスの一例である。

20

【0085】

(4-1. 構成)

ここで図25を参照しながら本実施形態において提供されるサービスについて説明する。図25は、本開示の第3の実施形態に係る生体リズムの乱れ度を利用するシステムの構成を示す説明図である。まずここで説明するサービスは、サービスサーバ60により提供される。サービスサーバ60は、分類装置の一例であり、ユーザの端末装置(ここでは乱れ度算出装置10)からの分類要求を受けて、ユーザを朝型、夜型、又は通常型に分類する機能を有する。このときサービスサーバ60は、情報収集サーバ50により収集された基準情報54を用いる。サービスサーバ60は、分類要求の送信元であるユーザの端末装置に分類結果を送信することができる。

30

【0086】

(4-2. 朝型・夜型分類処理)

次に図26を参照しながら朝型・夜型分類処理について説明する。図26は、朝型・夜型分類処理の流れを示すフローチャートである。サービスサーバ60は、まず乱れ度算出装置20から分類要求を受信する(S221)。そして、サービスサーバ60は、対象のユーザの第1の基準時刻 t_B は、複数の被験者についての第1の基準時刻 t_B の平均値と比較して所定の範囲内であるか否かを判断する(S223)。

【0087】

ステップS223において、第1の基準時刻 t_B が所定の範囲内であると判断された場合には、サービスサーバ60は、このユーザを「平均型」に分類する(S225)。一方、ステップS223において、第1の基準時刻 t_B が所定の範囲内でないと判断された場合には、サービスサーバ60は、この第1の基準時刻 t_B が所定の範囲内よりも時刻が早い方にずれているのか否かを判断する(S227)。ステップS227において第1の基準時刻 t_B が所定の範囲内よりも早い方にずれていると判断された場合には、サービスサーバ60はこのユーザを「朝型」に分類する(S229)。一方、ステップS227において第1の基準時刻 t_B が所定の範囲内よりも遅いほうにずれていると判断された場合には、サービスサーバ60はこのユーザを「夜型」に分類する(S231)。

40

【0088】

(4-3. 効果の例)

50

以上説明した本開示の第3の実施形態によれば、乱れ度算出装置10により取得される基準情報を用いて、ユーザを朝型、夜型、又は通常型に分類することができる。生体リズムには個人差がある。このため、ユーザの中には、自分の生体リズムが朝型であるのか、夜型であるのか、或いは平均的であるのか知りたいという潜在的な要求があると思われる。本実施形態によれば、ユーザにとって有益な分類情報を、複数の被験者の平均値に基づいて提供することができる。

【0089】

< 5. 第4の実施形態 >

次に、図27を参照しながら、本開示の第4の実施形態に係る乱れ度算出システムの構成について説明する。例えば乱れ度算出システムは、ユーザ装置61と、基準情報生成サーバ62と、サービスサーバ63と、分類サーバ64と、乱れ度算出サーバ65とを有する。

10

【0090】

ユーザ装置61は、生体信号を取得する機能を有する情報処理装置である。ユーザ装置61は、例えば携帯電話、携帯用音楽再生装置、携帯用映像処理装置、携帯用ゲーム機器などの情報処理装置であってよい。ユーザ装置61は、通常時には生体信号を取得して基準情報生成サーバ62に取得した生体信号を送信するように設定されていてよい。この生体信号の送信は、定期的、継続的に行われるように設定されていてよい。或いは、ある程度の期間において定期的、継続的に生体信号を送信して、基準情報が生成された後は、生成された基準情報を用いるように設定されていてよい。また、ユーザ装置61は、サービスサーバ63の提供するサービスを利用するときには、サービスの利用に必要な各種の情報をサービスサーバ63に送信することができる。

20

【0091】

基準情報生成サーバ62は、ユーザ装置61から受信した生体信号から基準情報を生成する機能を有する。なお、基準情報生成サーバ62は、複数のユーザ装置61から生体信号を受信して、それぞれのユーザについての基準情報を生成することができる。このとき、基準情報生成サーバ62は、生成した基準情報を各ユーザ（被験者）を識別する符号と共に記憶させることができる。基準情報生成サーバ62は、分類サーバ64又は乱れ度算出サーバ65の要求に応じて、特定のユーザの基準情報を提供することができる。

30

【0092】

サービスサーバ63は、ユーザ装置61に対して各種の情報を提供する機能を有する。サービスサーバ64は、後述する図28～図34に示す表示画面をユーザ装置61に提供するとともに、この表示画面に対するユーザの操作に応じて表示画面内の情報を例えば分類サーバ64、乱れ度算出サーバ65などに生成させることにより表示内容を変更することができる。例えば、サービスサーバ64は、ユーザ装置61により指定された特定のユーザタイプの情報を分類サーバ64に送信することによって、当該ユーザタイプに属する複数のユーザについての基準情報などの平均値を含む分類情報を取得することができる。例えばサービスサーバ63は、図28に示すよう表示画面73において、ユーザが入力領域731でユーザタイプ（分類）を選択すると、選択されたユーザタイプについての分類情報を含む表示画面73をユーザ装置61に提供してもよい。或いは、図29に示されるように、ユーザタイプを選択する表示画面75において、ユーザが選択したユーザタイプ（複数選択可）についての分類情報を分類サーバ64から取得し、取得した分類情報を含む表示画面77（図30）を生成してユーザ装置61に提供してもよい。

40

【0093】

或いはサービスサーバ63は、分類サーバ64にユーザの識別子を送信することによって、当該ユーザの分類情報を取得することができる。このとき分類サーバ64は、ユーザの識別子に基づいて基準情報生成サーバ62から当該ユーザの基準情報を取得し、この基準情報に基づいてユーザがいずれのタイプに該当するか分類することができる。サービスサーバ63は、分類サーバ64から取得した、特定ユーザに関する分類情報を図31に示す表示画面79の形式でユーザ装置61に提供することができる。なお、ここではサービ

50

サーバ 63 は、ユーザの識別子を送信して、分類サーバ 64 に基準情報制しえサーバ 62 から基準情報を取得させることとしたが、本技術はかかる例に限定されない。例えば、ユーザ装置 61 がユーザ自身の基準情報を保有している場合には、サービスサーバ 63 は、ユーザ装置 61 から基準情報を取得して分類サーバ 64 に転送してもよい。このとき分類サーバ 64 は、サービスサーバ 63 から取得した基準情報を用いて当該ユーザのユーザタイプを分類することができる。

【0094】

また、サービスサーバ 63 は、上述の機能を組み合わせて、例えば図 32 に示す表示画面 81 を生成することもできる。すなわち、サービスサーバ 63 は、特定のユーザを識別する情報から、当該ユーザの分類情報を取得し、さらに特定のユーザタイプに関する分類情報をあわせて提供する表示画面 81 を生成してもよい。かかる表示画面 81 によれば、ユーザは自身の情報と、その他のユーザタイプの人の情報とを比較することができる。ユーザは、表示画面 81 の入力領域 811 により比較したいユーザタイプを選択することにより、選択したユーザタイプの人の基準情報等を参照することができる。

10

【0095】

また、サービスサーバ 63 は、ユーザ装置 61 から取得した、少なくとも事前情報を含む情報を乱れ度算出サーバ 65 に対して送信し、乱れ度の算出結果を取得することができる。このときサービスサーバ 63 は、ユーザ装置 61 から検査時の生体信号を取得して乱れ度算出装置 65 に送信してもよい。乱れ度算出装置 65 は、取得した事前情報と生体信号とから、当該ユーザの乱れ度を実際に算出してもよい。或いは、乱れ度算出装置 65 は、事前情報に基づいて、ユーザの乱れ度を予測することもできる。

20

【0096】

サービスサーバ 63 は、例えば図 33 に示されるような表示画面 83 をユーザ装置 61 に提供することができる。このときサービスサーバ 63 は、事前情報選択領域 831 に対してユーザが選択又は入力した事前情報を乱れ度算出サーバ 65 に送信することによって、当該ユーザの乱れ度の予測結果を表示することができる。例えば乱れ度の予測結果は、グラフ 835 の形式でユーザに提供されてもよい。また、サービスサーバ 63 は、何日後にどの程度乱れ度が回復しているかと、回復率が概ね 100% となるまでにかかる時間とを表示してもよい。このとき表示されるデータの条件は、予め決められたものであってもよい。或いは、サービスサーバ 63 は、概ね 100% となるまでにかかる時間を領域 834 に表示し、領域 832 に入力された条件に従って領域 833 に表示する回復率の計算を行って表示しても良い。或いは、サービスサーバ 63 は、領域 833 に入力された条件に従って領域 832 に表示する日数の計算を行って表示してもよい。かかる表示画面 83 によれば、乱れの原因となる状況を選択して、ユーザが選択したユーザタイプの人の生体リズムの乱れ度合いについて知ることができる。

30

【0097】

或いは、サービスサーバ 63 は、図 34 に示されるような表示画面 85 をユーザ装置 61 に提供してもよい。この表示画面 85 は、特定のユーザについての乱れ度を表示することができる。このとき、サービスサーバ 63 は、ユーザ装置 61 からユーザを識別するための情報を取得して分類サーバ 64 に送信する。そして、サービスサーバ 63 は分類サーバ 64 から取得した、特定のユーザについてのユーザタイプの情報を含む表示画面 85 を生成することができる。この表示画面 85 によれば、ユーザは、ユーザ自身について、乱れの原因となる状況を選択してそのときの乱れ度合いを知ることができる。

40

【0098】

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

【0099】

50

例えば、上記第2及び第3の実施形態では、情報収集サーバ50と乱れ度算出装置10, 20とは別体の装置であることとしたが、本技術はかかる例に限定されない。例えば、情報収集サーバ50と乱れ度算出装置10, 20とは一体の装置により実現され、ユーザの端末装置から生体信号を受信して乱れ度算出処理を行ってもよい。

【0100】

なお、ここで示される各実施形態は一例を示したものであり、乱れ度算出装置の機能として説明された各機能は、複数の装置により実現することもできる。乱れ度算出装置10又は乱れ度算出装置20の各機能は、複数の装置により実現されてもよい。例えば、被験者の生体信号を取得するセンサと、乱れ度Rを算出する装置と、乱れ度Rの算出結果を出力する装置とは、それぞれ別体の装置であってもよい。また、生体信号計測部101、記録部103、及び出力部119の機能を有する端末装置が無線通信路を介して、生体信号解析部105、外乱判定部107、生理指標導出部109、基準情報生成部111、事前情報取得部113、ずれ量算出部115、及び乱れ度決定部117の機能を有する別体のサーバに取得した生体信号を送信してもよい。このとき、サーバは解析結果を端末装置に送信する。端末装置は、携帯型、腕時計型、又は据え置き型のいずれであってもよい。また生体信号を取得するセンサはこの端末装置に内蔵されていてもよく、別体の装置であってもよい。端末装置とセンサとが別体である場合には、センサは無線又は有線の通信路を介して取得した生体信号を端末装置に送信する。また、サーバの各機能が1つのサーバにて実現される形態のみならず、複数のサーバを用いた分散処理によって上述の各機能が実現される形態も本技術の範囲内に含まれる。

10

20

【0101】

尚、本明細書において、フローチャートに記述されたステップは、記載された順序に沿って時系列的に行われる処理はもちろん、必ずしも時系列的に処理されなくとも、並列的に又は個別的に実行される処理をも含む。また時系列的に処理されるステップでも、場合によっては適宜順序を変更することが可能であることは言うまでもない。

【0102】

なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

(1)

被験者の生体信号から算出された生理指標時系列データを取得する生理指標時系列データ取得部と、

30

通常時の前記生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね2分の1の時間長となる算出期間を決定する算出期間決定部と、

前記算出期間において、検査時の前記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、前記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量を算出する算出部と、

前記位相のずれ量に基づいて、前記被験者の前記検査時における生体リズムの乱れ度を決定する乱れ度決定部と、

を備える、生体リズムの乱れ度算出装置。

(2)

前記算出部は、前記通常時生理指標時系列データの平均値より大きい値をとる前記検査時生理指標時系列データに対応する第1の特徴量と、前記平均値より小さい値をとる前記検査時生理指標時系列データに対応する第2の特徴量と、の比率に基づいて前記ずれ量を算出する、前記(1)に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

40

(3)

前記第1の特徴量は、前記平均値より大きい値をとる前記検査時生理指標時系列データの波形と前記平均値を示す直線とにより囲まれる領域の面積であり、

前記第2の特徴量は、前記平均値より小さい値をとる前記検査時生理指標時系列データの波形と前記平均値を示す直線とにより囲まれる領域の面積である、

前記(2)に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

(4)

前記第1の特徴量は、前記検査時生理指標時系列データが前記平均値より大きい値をと

50

る期間の時間長であり、

前記第 2 の特徴量は、前記検査時生理指標時系列データが前記平均値より小さい値をとる期間の時間長である、

前記 (2) に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

(5)

前記算出期間決定部は、前記通常時生理指標時系列データの値が平均値以下から前記平均値以上に切り替わる第 1 の基準時点と、前記通常時生理指標時系列データの値が前記平均値以上から前記平均値以下に切り替わる第 2 の基準時点との間の期間を前記算出期間とする、

前記 (1) から (3) のいずれか 1 項に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

10

(6)

前記算出部は、

前記第 1 の基準時点から前記第 2 の基準時点の間の第 1 の算出期間においては、第 1 の特徴量の割合を前記位相のずれ量とし、

前記第 2 の基準時点から前記第 1 の基準時点の間の第 2 の算出期間においては、第 2 の特徴量の割合を前記位相のずれ量とする、

前記 (5) に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

(7)

前記乱れ度決定部は、前記第 1 の算出期間における前記位相のずれ量、前記第 2 の算出期間における前記位相のずれ量、及び前記第 1 の算出期間における前記位相のずれ量と前記第 2 の算出期間における前記位相のずれ量との平均値のいずれかを前記乱れ度とする、

20

前記 (6) に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

(8)

前記生体リズムの乱れの原因となる前記被験者の活動時間帯のずれ時間、及び当該活動時間帯のずれの原因を取得する活動時間帯情報取得部、

をさらに備え、

前記乱れ度決定部は、前記活動時間帯のずれの原因が東方向への時差を伴う移動である場合に、前記第 1 の算出期間における前記位相のずれ量と前記第 2 の算出期間における前記位相のずれ量との平均値を前記乱れ度とする、前記 (7) に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

30

(9)

前記乱れ度の履歴情報を取得する履歴情報取得部と、

前記ずれ時間及びずれの原因に基づいて抽出された前記履歴情報に基づいて乱れ度を予測する予測情報生成部と、

をさらに備える、前記 (8) に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

(10)

前記履歴情報取得部は、前記被験者についての履歴情報の中に前記ずれ時間及びずれの原因が一致する履歴情報がないとき、前記基準情報が類似する他の被験者の前記履歴情報を取得する、前記 (9) に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

(11)

40

前記活動時間帯情報取得部は、前記被験者の位置情報の変化に基づいて、前記活動時間帯のずれの原因が時差を伴う移動であること、及び当該時差を検知する、前記 (8) または (9) のいずれかに記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

(12)

前記活動時間帯情報取得部は、前記被験者の動きを検出する動きセンサの検出値に基づいて前記被験者の活動時間帯のずれ時間を推定する、前記 (8) から (11) のいずれか 1 項に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

(13)

前記生体信号は、概日周期の生体リズムを有する信号であり、

前記算出期間決定部は、前記第 1 の基準時点の前記通常時生理指標時系列データのピー

50

時刻の 6 時間前とし、前記第 2 の基準時点を前記ピーク時刻の 6 時間後とする期間を前記算出期間とする、前記 (5) から (1 2) のいずれか 1 項に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

(1 4)

前記生体信号は、深部体温の値を示す信号である、前記 (1) から (1 3) のいずれか 1 項に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

(1 5)

前記生体信号は、脈波を示す信号であり、前記生理指標は、脈拍数又は A I (A u g m e n t a t i o n I n d e x) 値である、前記 (1) から (1 4) のいずれか 1 項に記載の生体リズムの乱れ度算出装置。

10

(1 6)

複数の被験者について、通常時の生体信号から算出された生理指標の時系列データの平均値と、前記平均値に基づいた第 1 の基準時点及び第 2 の基準時点とを取得する情報取得部と、

前記情報取得部により取得された情報に基づいて、特定の被験者の生体リズムを朝型、夜型、及び平均型のいずれかに分類する分類部と、
を備える、分類装置。

(1 7)

活動時間帯のずれ時間、及び当該活動時間帯のずれの原因を含む推定条件を入力する推定条件入力部と、

20

前記推定条件をサーバに送信する送信部と、
を有するユーザ装置と、

通常時の生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね 2 分の 1 の時間長となる算出期間において、検査時の前記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、前記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量に基づいて算出された生体リズムの乱れ度を複数の被験者について取得する取得部と、

前記複数の被験者についての前記乱れ度を用いて、前記推定条件のときの前記乱れ度を推定する推定部と、

推定された前記乱れ度の情報を含む表示画面を生成して前記ユーザ装置に提供する表示画面生成部と、

30

を有する前記サーバと、
を含む、生体リズムの乱れ度算出システム。

(1 8)

被験者の生体信号から算出された生理指標時系列データを取得し、

通常時の前記生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね 2 分の 1 の時間長となる算出期間を決定し、

前記算出期間において、検査時の前記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、前記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量を算出し、

前記位相のずれ量に基づいて、前記被験者の前記検査時における生体リズムの乱れ度を決定する、

40

生体リズムの乱れ度算出方法。

(1 9)

コンピュータに、

被験者の生体信号から算出された生理指標時系列データを取得し、

通常時の前記生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね 2 分の 1 の時間長となる算出期間を決定し、

前記算出期間において、検査時の前記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、前記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量を算出し、

前記位相のずれ量に基づいて、前記被験者の前記検査時における生体リズムの乱れ度を決定する、

50

生体リズムの乱れ度算出方法を実行させるためのプログラム。

(2 0)

コンピュータに、

被験者の生体信号から算出された生理指標時系列データを取得し、

通常時の前記生体信号から算出された通常時生理指標時系列データが変動する周期の概ね 2 分の 1 の時間長となる算出期間を決定し、

前記算出期間において、検査時の前記生体信号から算出された検査時生理指標時系列データと、前記通常時生理指標時系列データとの位相のずれ量を算出し、

前記位相のずれ量に基づいて、前記被験者の前記検査時における生体リズムの乱れ度を決定する、

10

生体リズムの乱れ度算出方法を実行させるためのプログラムを記憶した、コンピュータに読み取り可能な記録媒体。

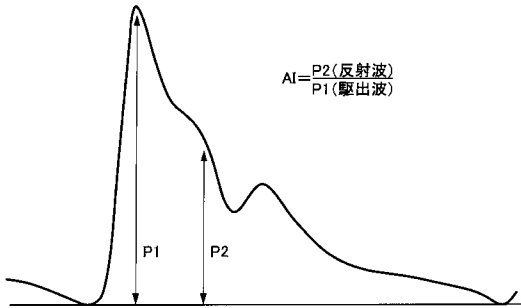
【符号の説明】

【 0 1 0 3 】

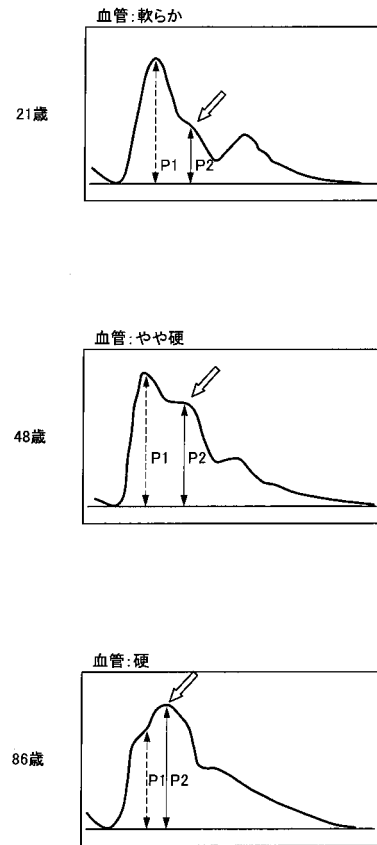
1 0	乱れ度算出装置
1 0 1	生体信号計測部
1 0 3	記録部
1 0 5	生体信号解析部
1 0 7	外乱判定部
1 0 9	生理指標導出部
1 1 1	基準情報生成部
1 1 3	事前情報取得部
1 1 5	特徴量算出部
1 1 7	乱れ度決定部
1 1 9	出力部
1 2 1	履歴情報記録部
1 2 3	予測情報生成部

20

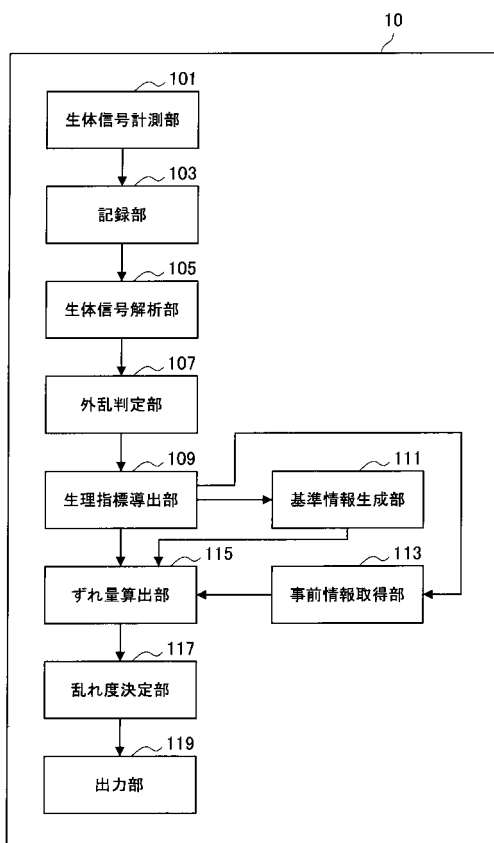
【図 1】



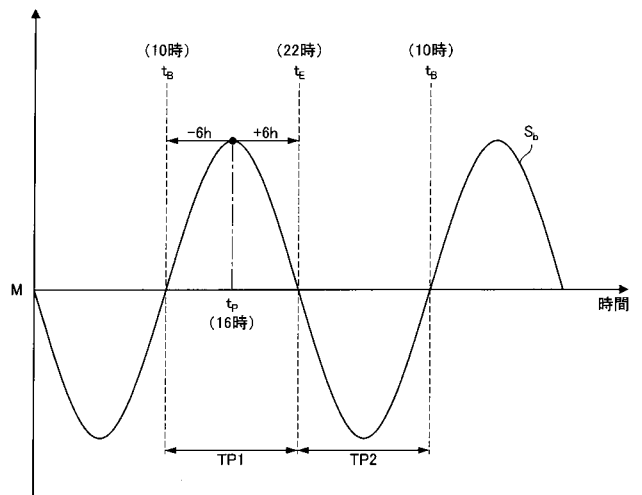
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【図 5】

71

事前情報を入力してください。

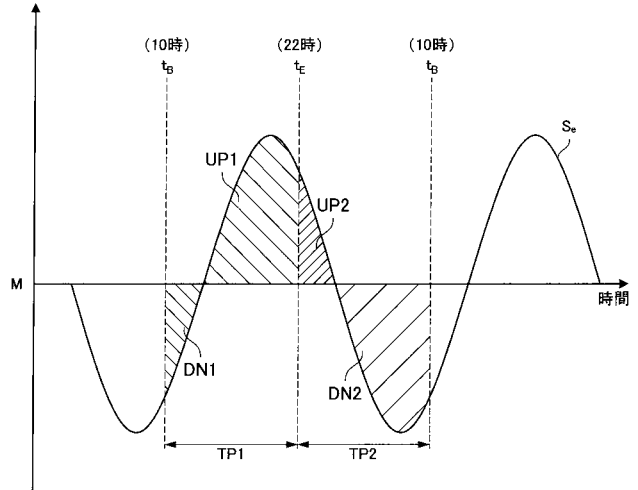
リズム乱れの原因を選択してください。

	▽
時差移動(西方面)	
時差移動(東方面)	
シフトワーク	
不規則な睡眠	

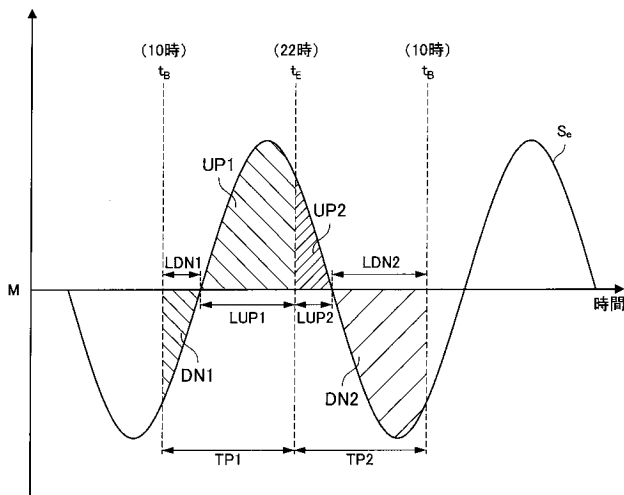
ずれ時間を入力してください。

時間

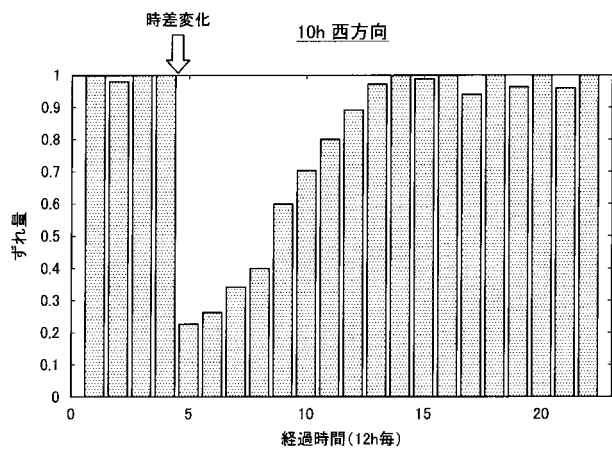
【図 6】



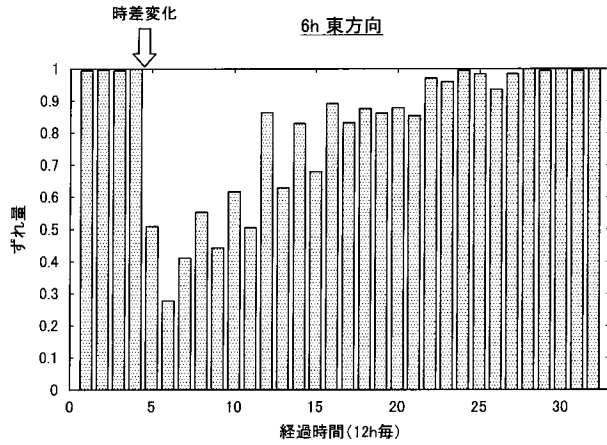
【図 7】



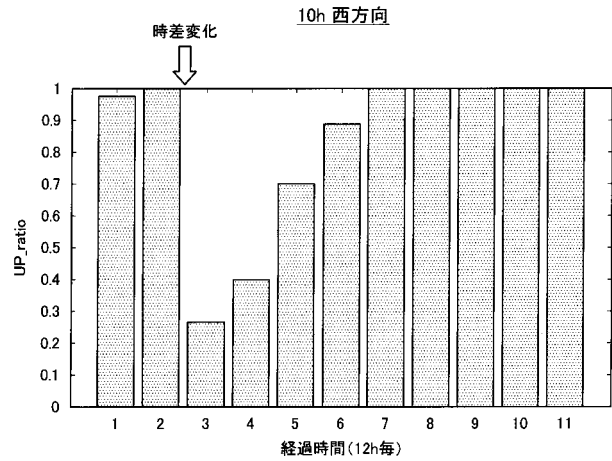
【図 8】



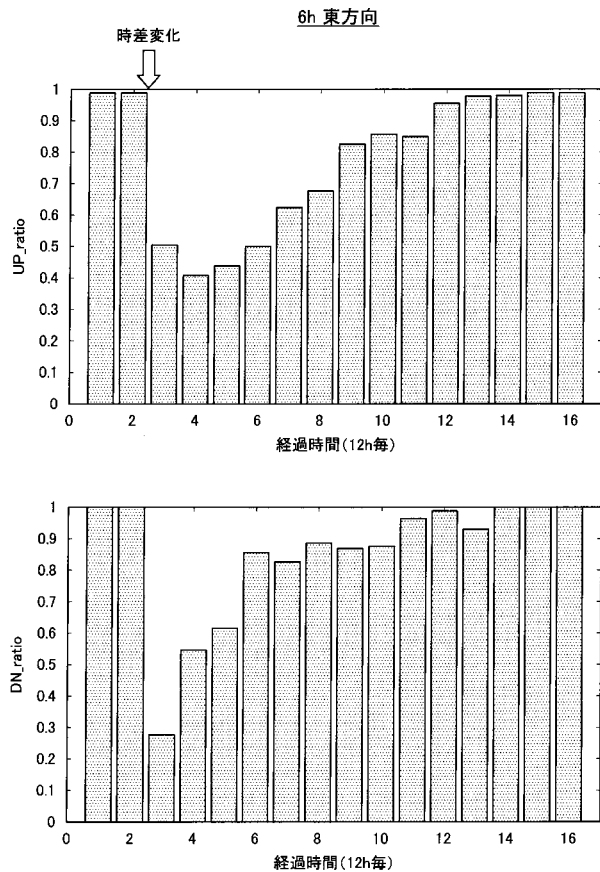
【図 9】



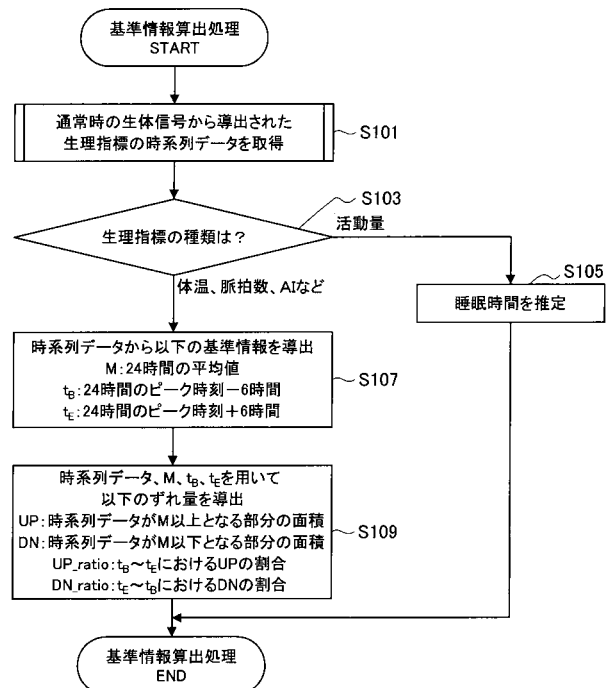
【図 10】



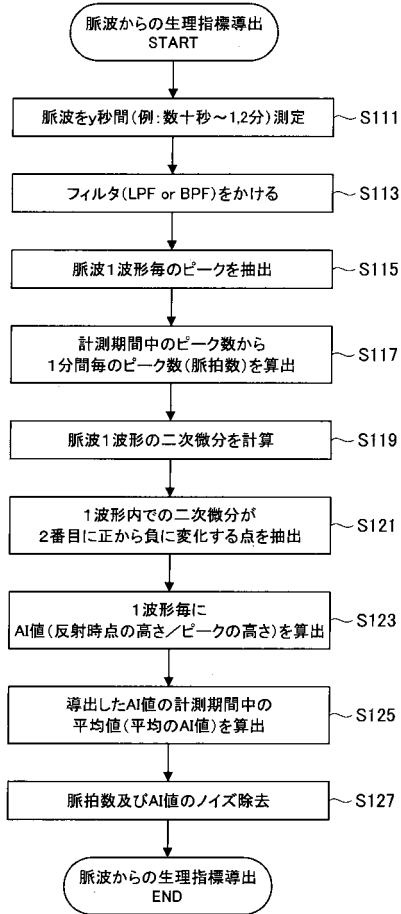
【図 11】



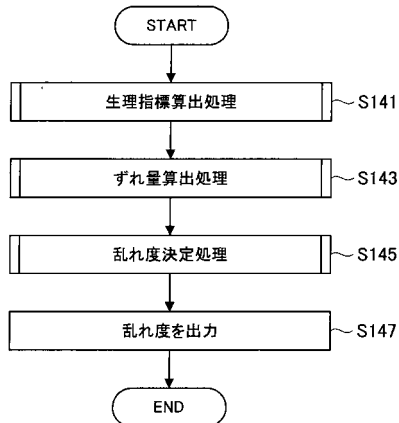
【図 12】



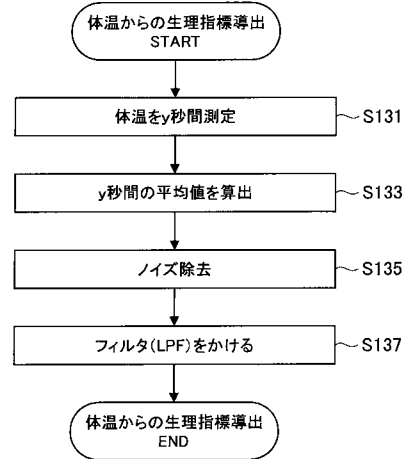
【図 1 3】



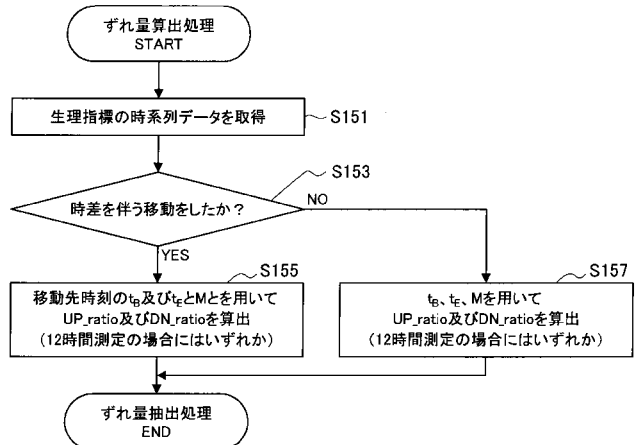
【図 1 5】



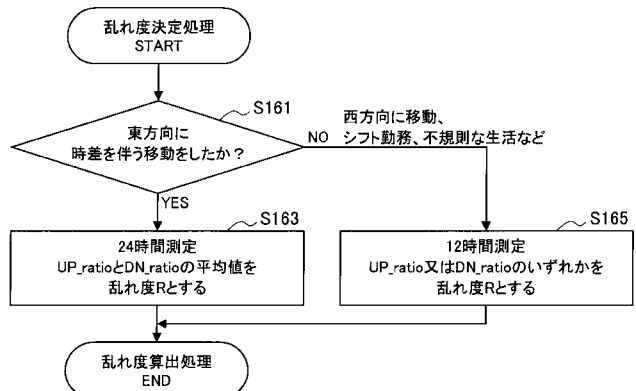
【図 1 4】



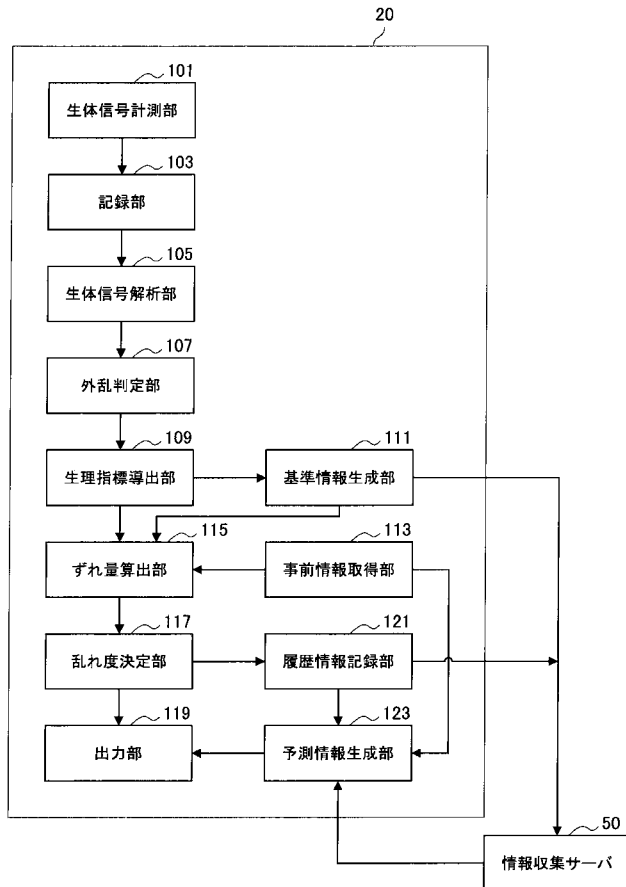
【図 1 6】



【図 1 7】



【図 18】



【図 19】

乱れ原因	ずれ時間	経過時間	乱れ度R
時差移動 (Advance)	6h	0.5日	0.25
時差移動 (Advance)	6h	1日	0.4
時差移動 (Advance)	6h	1.5日	0.6
時差移動 (Advance)	6h	2日	0.7
シフト勤務	7h	1日	0.6
シフト勤務	7h	1.5日	0.7
シフト勤務	7h	2日	0.85
⋮	⋮	⋮	⋮

【図 20】

ユーザID	乱れ原因	ずれ時間	経過時間	乱れ度R
0000001	時差移動 (Advance)	6h	1日	0.25
0000001	時差移動 (Advance)	6h	1.5日	0.4
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
0000002	シフト勤務	7h	1日	0.6
0000002	シフト勤務	7h	1.5日	0.65
0000002	シフト勤務	7h	2日	0.7
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

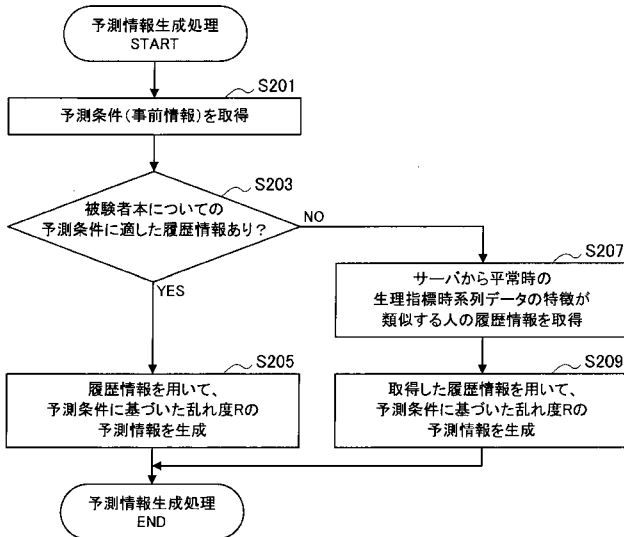
【図 21】

ユーザID	平均値M	第1の基準時刻 t_b	第2の基準時刻 t_e
0000001	36.5	10:00	22:00
0000002	36.3	9:50	21:50
0000003	37.1	9:30	21:30
0000004	36.7	9:00	21:00
0000005	35.9	9:15	21:15
⋮	⋮	⋮	⋮

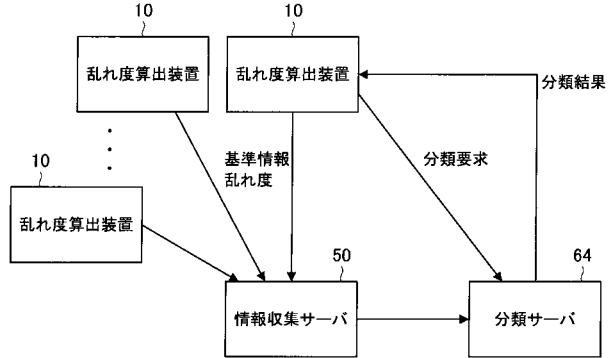
【図 22】

(t _b 10:00 t _e 22:00 固定)				
ユーザID	平均値M	UP_ratio	DN_ratio	t _b 時点生理指標
0000001	36.5	0.99	0.98	正
0000002	36.3	0.92	0.94	正
0000003	37.1	0.93	0.95	負
0000004	36.7	0.97	0.99	正
0000005	35.9	0.98	0.94	負
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

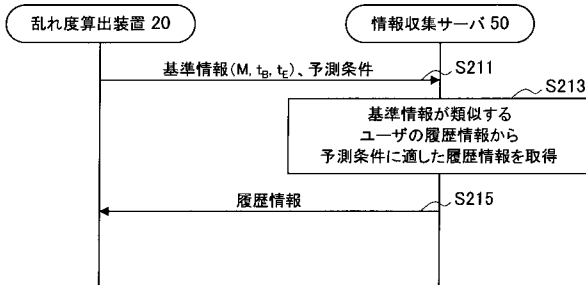
【図 2 3】



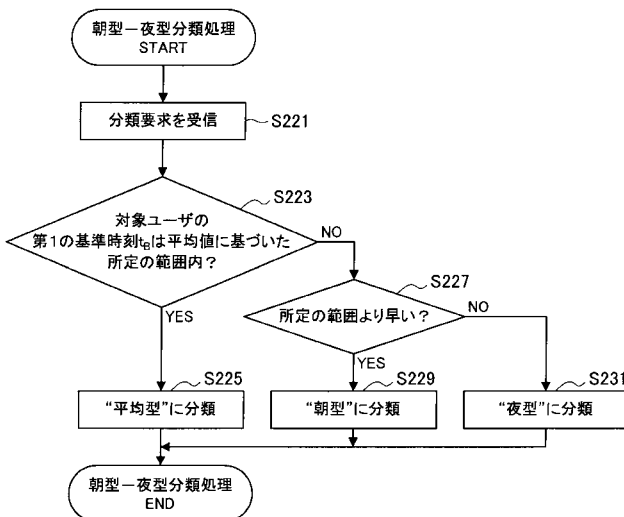
【図 2 5】



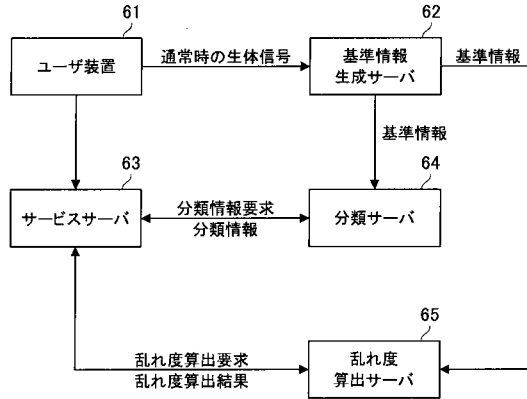
【図 2 4】



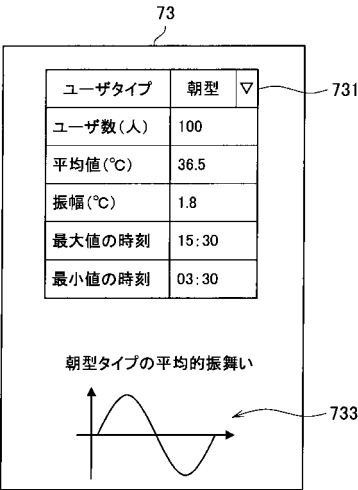
【図 2 6】



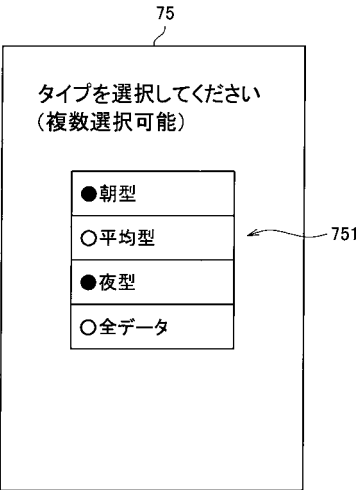
【図 2 7】



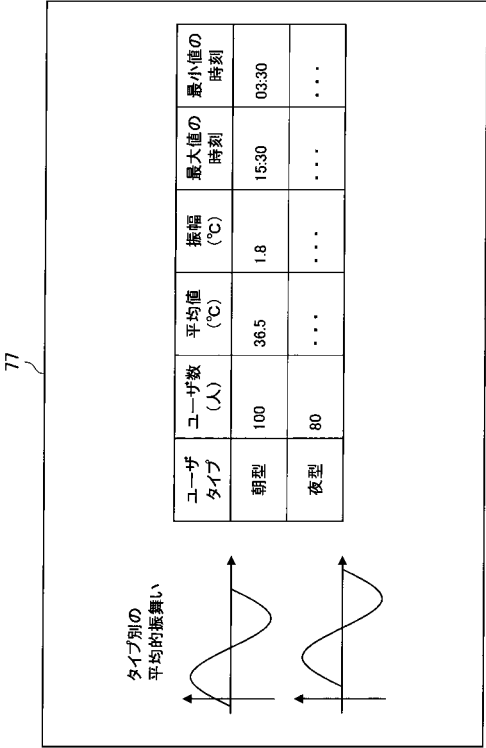
【図 2 8】



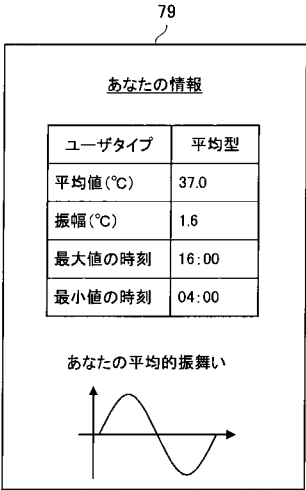
【図 2 9】



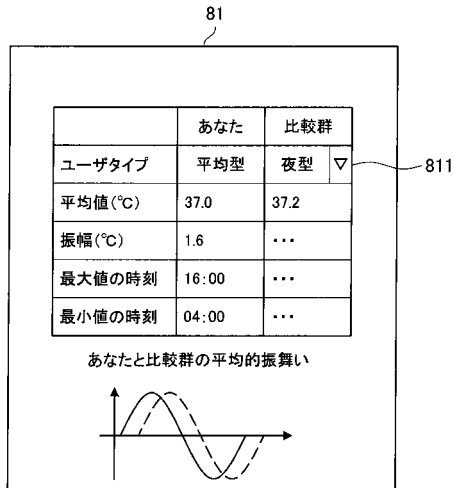
【図 3 0】



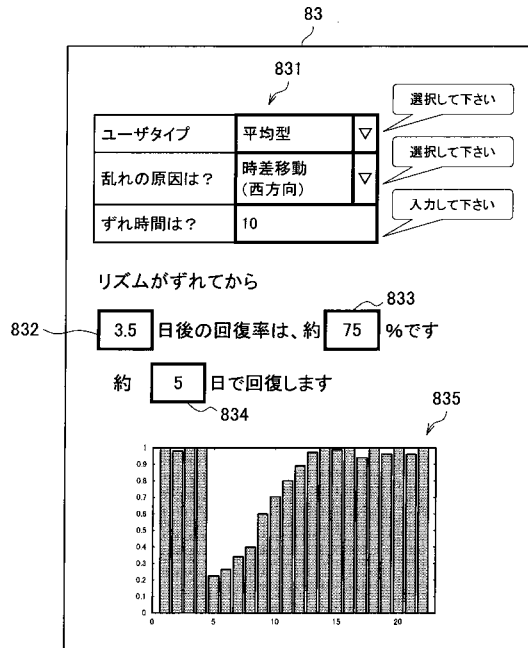
【図 3 1】



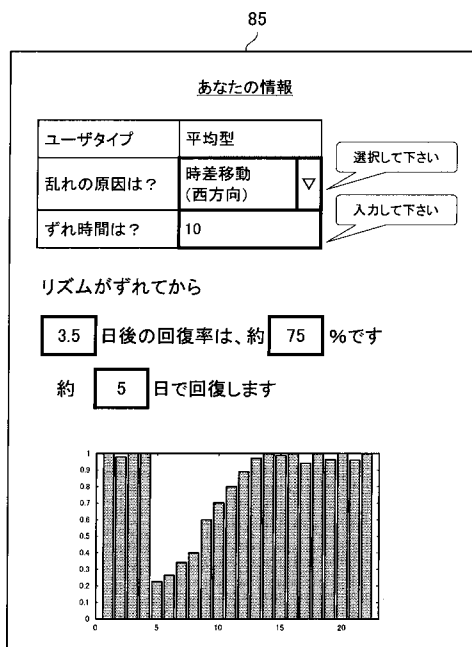
【図 3 2】



【図 3 3】



【図 3 4】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C017 AA09 AA10 AA16 BB02 BB12 BC14 BC21 BD06 CC02 CC08
4C038 VA04 VB31 VC20
4C117 XA01 XB01 XB02 XE13 XE23 XF03 XF22 XH16 XJ12 XJ16
XJ38 XR01

专利名称(译)	用于计算生物节律的干扰程度的装置，用于计算生物节律的无序程度的系统，用于计算生物节律的无序程度的方法，程序和记录介质		
公开(公告)号	JP2012239799A	公开(公告)日	2012-12-10
申请号	JP2011115666	申请日	2011-05-24
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	佐塚直也		
发明人	佐塚 直也		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/11 A61B5/0245 A61B5/01		
FI分类号	A61B5/00.G A61B5/10.310.A A61B5/02.320.Z A61B5/00.101.H A61B5/01.250 A61B5/02.710.Z A61B5/0245.Z A61B5/11		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AA10 4C017/AA16 4C017/BB02 4C017/BB12 4C017/BC14 4C017/BC21 4C017/BD06 4C017/CC02 4C017/CC08 4C038/VA04 4C038/VB31 4C038/VC20 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XB02 4C117/XE13 4C117/XE23 4C117/XF03 4C117/XF22 4C117/XH16 4C117/XJ12 4C117/XJ16 4C117/XJ38 4C117/XR01		
代理人(译)	松本 一骑		
其他公开文献	JP5799581B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：定量评估生物特征节律的干扰程度。解决方案：生物特征节奏的干扰度计算装置具有：生理参数时间序列数据获取单元，用于获取在此基础上计算的生理参数时间序列数据一个主题的生物信号;计算周期确定单元，用于确定计算周期，该计算周期是基于正常生物计量信号计算的正常生理参数时间序列数据的大致一半的时间长度变化的;计算单元，用于在计算周期内计算基于检查时的生物信号计算出的检查时生理参数时序数据的相位与正常生理参数时序数据之间的偏移量;干扰度确定单元，用于根据相位之间的偏移量确定在对象的检查时间的生物特征节奏的干扰程度。

