

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2020年6月18日(18.06.2020)



(10) 国際公開番号

WO 2020/121831 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 5/0245 (2006.01) A61B 5/22 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2019/046614

(22) 国際出願日: 2019年11月28日(28.11.2019)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:

特願 2018-232164 2018年12月12日(12.12.2018) JP

(71) 出願人: 日本電信電話株式会社 (NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORPORATION) [JP/JP]; 〒1008116 東京都千代田区大手町一丁目5番1号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 小笠原 隆行(OGASAWARA, Takayuki); 〒1808585 東京都武蔵野市緑町3丁目9-11 NTT 知的財産センタ内 Tokyo (JP). 佐藤 里江子(SATO, Rieko); 〒1808585 東京都武蔵野市緑町3丁目9-11 NTT 知的財産センタ内 Tokyo (JP). 向野 雅彦(MUKAINO, Masahiko);

〒4701192 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪1番地98 学校法人藤田学園 藤田医科大学内 Aichi (JP). 松浦 広昂(MATSUURA, Hirotaka); 〒4701192 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪1番地98 学校法人藤田学園 藤田医科大学内 Aichi (JP). 才藤 栄一(SAITOH, Eiichi); 〒4701192 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪1番地98 学校法人藤田学園 藤田医科大学内 Aichi (JP).

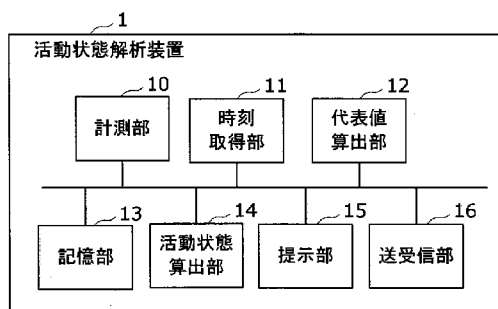
(74) 代理人: 山川 茂樹, 外(YAMAKAWA, Shigeki et al.); 〒1006104 東京都千代田区永田町2丁目11番1号 山王パークタワー4階 山川国際特許事務所内 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,

(54) Title: ACTIVITY STATE ANALYSIS DEVICE, ACTIVITY STATE ANALYSIS METHOD AND ACTIVITY STATE ANALYSIS SYSTEM

(54) 発明の名称: 活動状態解析装置、活動状態解析方法、および活動状態解析システム

[図1]



1... ACTIVITY STATE ANALYSIS DEVICE
10... MEASUREMENT UNIT
11... TIME ACQUISITION UNIT
12... REPRESENTATIVE VALUE CALCULATION UNIT
13... STORAGE UNIT
14... ACTIVITY STATE CALCULATION UNIT
15... PRESENTING UNIT
16... TRANSMITTING/RECEIVING UNIT

(57) Abstract: The purpose of the present invention is to provide an activity state analysis device, an activity state analysis method and an activity state analysis system which can obtain an index indicating a highly reliable user activity state on the basis of a stable value of the resting heart rate. This activity state analysis device 1 is provided with a measurement unit 10 which measures biological information comprising the user's heart rate or pulse rate, a storage unit 13 which stores multiple pieces of biological information measured in a time series, a representative value calculation unit 12 which calculates a representative value by acquiring from the storage unit 13 multiple sets of biological information measured with the user at rest, and an activity state calculation unit 14 which calculates the user's activity state using the representative value calculated by the representative value calculation unit 12.

[続葉有]

WO 2020/121831 A1

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, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

(57) 要約: 安定した安静時心拍数の値に基づいて信頼性の高いユーザの活動状態を示す指標を得ることができる活動状態解析装置、活動状態解析方法、および活動状態解析システムを提供することを目的とする。活動状態解析装置1は、ユーザの心拍数または脈拍数からなる生体情報を計測する計測部10と、時系列に計測された複数の生体情報を記憶する記憶部13と、ユーザの安静時に計測された複数の生体情報を記憶部13から取得して代表値を算出する代表値算出部12と、代表値算出部12が算出した代表値を用いてユーザの活動状態を算出する活動状態算出部14とを備える。

明 細 書

発明の名称：

活動状態解析装置、活動状態解析方法、および活動状態解析システム

技術分野

[0001] 本発明は、活動状態解析装置、活動状態解析方法、および活動状態解析システムに関し、特にセンサによって計測される生体情報を解析する技術に関する。

背景技術

[0002] 近年スポーツやリハビリ医療において、運動強度や生理的コスト指数といった指標が身体の特徴を把握する手段として用いられている。運動強度や生理的コスト指数を用いて、スポーツ選手やリハビリ患者などの身体の静止や歩行などの活動状態を解析することで、より安全で効果的なトレーニングやリハビリが可能となる。

[0003] 運動強度および生理的コスト指数は次の式で計算される（非特許文献 1 および 2 参照）。

$$(\text{運動強度}) = (\text{心拍数} - \text{安静時心拍数}) \div (\text{最大心拍数} - \text{安静時心拍数}) \times 100 \quad \dots (1)$$

$$(\text{生理的コスト指数}) = (\text{歩行時心拍数} - \text{安静時心拍数}) \div (\text{歩行速度}) \quad \dots (2)$$

上式（１）、（２）に用いられる「安静時心拍数」は、運動強度や生理的コスト指数を求める際の基準値となる生体情報である。

[0004] 例えば、非特許文献 3 は、ユーザが朝目覚めたとき、かつ、寝転んだ状態でユーザが自らの動作により計測した 1 つの心拍数のデータを安静時心拍数とする測定法を開示している。

先行技術文献

非特許文献

[0005] 非特許文献 1：“運動強度”、[online]、2017 年 12 月 9 日、W

ikipedia、[2018年6月12日検索]、インターネット<<https://ja.wikipedia.org/wiki/運動強度#心拍数による方法>>

非特許文献2：“PCI (Physiological Cost Index)：生理的成本指数の臨床指標”、[online]、2015年02月11日、[2018年6月12日検索]、インターネット<<http://rigakuryouhourinshou.blog.fc2.com/blog-entry-158.html?sp>>

非特許文献3：“最大心拍数と安静時心拍数から運動強度を知ろう”、[online]、2017年6月9日、[2018年6月12日検索]、インターネット<<https://infomation.club/training-general/know-intensity/#i-2>>

非特許文献4：新島、加速度センサによる体動数および体動間隔に基づいた睡眠覚醒判定手法の検討、信学技報 115 (486), 1-6, 2016-03-03、電子情報通信学会

非特許文献5：宮本、「ヘルスケアの様々な用途に対応したウェアラブルセンサ」、東芝レビュー Vol. 69 No. 11, 13-16 (2014)

非特許文献6：笠井、「要介護高齢者施設でのマット型睡眠計設置事例の紹介」、Japanese Journal of Nursing Art and Science Vol. 14, No. 2, pp. 195-199, 2015

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかし、従来の技術では、ユーザが伏せた姿勢であっても、ユーザの身体の動作が発生した状態における時刻で計測された1つの心拍数を安静時心拍数としており、安定した安静時心拍数の値を得ることが困難であった。そのため、安静時心拍数に基づき算出される活動状態の指標の信頼性を向上させることが困難であった。

[0007] 本発明は、上述した課題を解決するためになされたものであり、安定した安静時心拍数の値に基づいて信頼性の高いユーザの活動状態を示す指標を得ることができる活動状態解析装置、活動状態解析方法、および活動状態解析システムを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0008] 上述した課題を解決するために、本発明に係る活動状態解析装置は、ユーザの心拍数または脈拍数からなる生体情報を計測する計測部と、時系列に計測された複数の生体情報を記憶する記憶部と、前記ユーザの安静時に計測された前記複数の生体情報を前記記憶部から取得して代表値を算出する代表値算出部と、前記代表値算出部が算出した前記代表値を用いて前記ユーザの活動状態を算出する活動状態算出部とを備えることを特徴とする。

[0009] また、本発明に係る活動状態解析装置において、前記代表値算出部は、設定された時間帯に計測された前記複数の生体情報、前記ユーザの加速度から前記ユーザの姿勢が臥位と推定された複数の時点で計測された前記複数の生体情報、または前記ユーザが睡眠状態にあると推定された複数の時点で計測された前記複数の生体情報を、前記ユーザが安静時に計測された前記複数の生体情報として前記記憶部から取得してもよい。

[0010] 上述した課題を解決するために、本発明に係る活動状態解析方法は、ユーザの心拍数または脈拍数からなる生体情報を計測する計測ステップと、時系列に計測された複数の生体情報を記憶部に記憶する記憶ステップと、前記ユーザの安静時に計測された前記複数の生体情報を前記記憶部から取得して代表値を算出する代表値算出ステップと、前記代表値算出ステップで算出した前記代表値を用いて前記ユーザの活動状態を算出する活動状態算出ステップとを備えることを特徴とする。

[0011] また、本発明に係る活動状態解析方法において、前記代表値算出ステップは、前記代表値算出ステップは、設定された時間帯に計測された前記複数の生体情報、前記ユーザの加速度から前記ユーザの姿勢が臥位と推定された複数の時点で計測された前記複数の生体情報、または前記ユーザが睡眠状態に

あると推定された複数の時点で計測された前記複数の生体情報を、前記ユーザが安静時に計測された前記複数の生体情報として前記記憶部から取得してもよい。

[0012] 上述した課題を解決するために、本発明に係る活動状態解析システムは、センサにより計測されたユーザの心拍数または脈拍数からなる生体情報を外部へ出力するセンサ端末と、前記センサ端末から出力された前記生体情報を受信し、外部へ出力する中継端末と、前記センサ端末または前記中継端末から出力された、前記生体情報を受信し、表示装置に表示させる外部端末と、を備え、前記センサ端末、前記中継端末、および前記外部端末の少なくともいずれかは、時系列に計測された複数の生体情報を記憶する記憶部と、前記ユーザの安静時に計測された前記複数の生体情報を前記記憶部から取得して代表値を算出する代表値算出部と、前記代表値算出部が算出した前記代表値を用いて前記ユーザの活動状態を算出する活動状態算出部とを備えることを特徴とする。

[0013] 上述した課題を解決するために、本発明に係る活動状態解析システムは、第1解析部を有するセンサ端末と、第2解析部を有する中継端末と、第3解析部を有する外部端末と、を備え、前記センサ端末は、センサにより計測されたユーザの心拍数または脈拍数からなる生体情報を外部へ出力し、前記中継端末は、前記センサ端末から出力された前記ユーザの前記生体情報を受信し、外部へ出力し、前記外部端末は、前記センサ端末または前記中継端末から出力された、前記生体情報を受信し、表示装置に表示させ、前記センサ端末、前記中継端末、および前記外部端末の少なくともいずれかは、時系列に計測された複数の生体情報を記憶する記憶部を備え、前記第1解析部と、前記第2解析部と、前記第3解析部とは、互いに協働して、前記ユーザの安静時に計測された前記複数の生体情報を前記記憶部から取得して代表値を算出する代表値算出部と、前記代表値算出部が算出した前記代表値を用いて前記ユーザの活動状態を算出する活動状態算出部とを実現することを特徴とする。

[0014] また、本発明に係る活動状態解析システムにおいて、前記代表値算出部は、設定された時間帯に計測された前記複数の生体情報、前記ユーザの加速度から前記ユーザの姿勢が臥位と推定された複数の時点で計測された前記複数の生体情報、または前記ユーザが睡眠状態にあると推定された複数の時点で計測された前記複数の生体情報を、前記ユーザが安静時に計測された前記複数の生体情報として前記記憶部から取得してもよい。

[0015] また、本発明に係る活動状態解析システムにおいて、前記代表値は、中央値または平均値であってもよい。

発明の効果

[0016] 本発明によれば、ユーザの安静時に計測されたユーザの複数の心拍数の代表値を安静時心拍数として算出するので、安定した安静時心拍数の値に基づいて信頼性の高いユーザの活動状態を示す指標を得ることができる。

図面の簡単な説明

[0017] [図1]図1は、本発明の第1の実施の形態に係る活動状態解析装置の機能を説明するブロック図である。

[図2]図2は、第1の実施の形態に係る活動状態解析装置のハードウェア構成を示すブロック図である。

[図3]図3は、第1の実施の形態に係る活動状態解析装置の動作を説明するフローチャートである。

[図4]図4は、第1の実施の形態に係る活動状態解析システムの構成を示す図である。

[図5]図5は、第1の実施の形態に係る活動状態解析システムの構成を示すブロック図である。

[図6]図6は、第1の実施の形態に係る活動状態解析システムの動作を説明するシーケンス図である。

[図7]図7は、第1の実施の形態に係る活動状態解析装置の効果を説明する図である。

[図8]図8は、第1の実施の形態に係る活動状態解析装置の効果を説明する図

である。

[図9]図 9 は、第 2 の実施の形態に係る活動状態解析装置の構成を示すブロック図である。

[図10]図 10 は、第 2 の実施の形態に係る臥位推定部の構成を示すブロック図である。

[図11]図 11 は、第 2 の実施の形態に係る活動状態解析システムの動作を説明するシーケンス図である。

[図12]図 12 は、第 3 の実施の形態に係る活動状態解析システムの動作を説明するシーケンス図である。

[図13]図 13 は、第 4 の実施の形態に係る活動状態解析装置の構成を示すブロック図である。

[図14]図 14 は、第 4 の実施の形態に係る活動状態解析システムの動作を説明するシーケンス図である。

発明を実施するための形態

[0018] 以下、本発明の好適な実施の形態について、図 1 から図 14 を参照して詳細に説明する。

[第 1 の実施の形態]

まず、本発明の第 1 の実施の形態に係る活動状態解析装置 1 の構成の概要を説明する。図 1 は、活動状態解析装置 1 の機能構成を示すブロック図である。活動状態解析装置 1 は、設定された時間帯に計測されたユーザの心拍数の時系列データの代表値を安静時心拍数として算出する。また、活動状態解析装置 1 は、算出された安静時心拍数を用いてユーザの活動状態を示す指標を算出し、解析結果として表示装置などに表示させる。また、以下においては、活動状態解析装置 1 が解析に用いる生体情報の一例として心拍数を採用する場合について説明する。

[0019] [活動状態解析装置の機能ブロック]

活動状態解析装置 1 は、計測部 10、時刻取得部 11、代表値算出部 12、記憶部 13、活動状態算出部 14、提示部 15、および送受信部 16 を備

える。

[0020] 計測部 10 は、ユーザに装着された後述のセンサ 106 によって検出されたユーザの心電位に基づく心電波形から心拍数を計測する。センサ 106 は心拍計などを備える。計測部 10 は、例えば、サンプリングレート 1 秒でユーザの心拍数を計測する。計測部 10 は、デジタルデータの心拍数と計測時刻とが関連付けられた時系列データを出力する。計測部 10 によって計測されたユーザの心拍数の時系列データは後述する記憶部 13 に記憶される。なお、計測部 10 は、心拍数に代えて、例えば脈拍計で構成されるセンサ 106 によって検出されたユーザの脈動から脈拍数を計測してもよい。

[0021] 時刻取得部 11 は、活動状態解析装置 1 において用いられる時刻情報を取得する。時刻取得部 11 は、例えば、活動状態解析装置 1 に設けられた内蔵時計、または NTP サーバから標準時刻などの時刻情報を取得してもよい。時刻取得部 11 によって取得された時刻情報は、計測部 10 による心拍数のサンプリングを行う際や、代表値算出部 12 が、代表値を算出するためにユーザの心拍数の時系列データを取得する際に用いられる。

[0022] 代表値算出部 12 は、ユーザの安静時に計測された複数の心拍数を記憶部 13 から取得して代表値を算出する。より詳細には、代表値算出部 12 は、設定された時間帯に計測された心拍数の時系列データを記憶部 13 から取得して中央値を算出する。例えば、代表値算出部 12 は、午前 0 時から午前 5 時までの時間帯に計測されたユーザの心拍数を安静時に計測された心拍数として記憶部 13 から読み出す。なお、代表値算出部 12 は、ユーザの安静時に計測された複数の脈拍数を記憶部 13 から取得して同様に代表値を算出してもよい。

[0023] また、代表値算出部 12 は、例えば、時刻取得部 11 によって取得された現在時刻を参照し、午前 5 時を経過したときに記憶部 13 から午前 0 時から午前 5 時までの 5 時間分の心拍数のデータを取得してもよい。代表値算出部 12 によって算出された中央値は、安静時心拍数として記憶部 13 に記憶される。なお、代表値算出部 12 は、心拍数の代表値として平均値を算出して

もよい。

[0024] ここで、1日のうち午前0時から午前5時までの時間帯は、一般に患者などユーザが就寝している時間であるため、ユーザは能動的な活動を伴わない姿勢にあると考えられる。このことから、午前0時から午前5時の時間帯においてユーザが安静な状態にあるとして、代表値算出部12は、この時間帯における心拍数の時系列データの代表値を求める。また、ユーザの心拍数は、計測部10においてサンプリングレートを1秒として計測されているため、5時間の期間での心拍数のデータ数は18000点にのぼる。そのため、午前0時から午前5時までの期間の心拍数の中央値は、信頼度が高いといえる。

[0025] 記憶部13は、計測部10によって計測されたユーザの心拍数の時系列データを記憶する。また、記憶部13は、代表値算出部12によって用いられる「設定された時間帯」、すなわち午前0時から午前5時までの期間を示す情報を記憶する。また、記憶部13は、代表値算出部12によって算出された心拍数の中央値を安静時心拍数として記憶する。さらに、記憶部13は、活動状態算出部14が活動状態を示す指標を算出する際に用いる上述した式(1)や式(2)を予め記憶している。

[0026] 活動状態算出部14は、代表値算出部12によって算出された心拍数の中央値を安静時心拍数として用い、上述の式(1)、(2)に基づいて運動強度や生理的コスト指数を算出する。活動状態算出部14によって算出された運動強度や生理的コスト指数は、ユーザの活動状態を示す解析結果として出力される。なお、代表値算出部12が脈拍数の中央値を算出した場合には、活動状態算出部14は、脈拍数の中央値を安静時心拍数として用いる。

[0027] 提示部15は、活動状態算出部14によって得られたユーザの活動状態の解析結果を提示する。より詳細には、提示部15は、後述の表示装置109に解析結果を表示したり、解析結果に基づいてユーザを支援する情報を生成して提示する。提示部15は、ユーザを支援する情報を、表示装置109や音声出力装置、光源、アクチュエータ、温熱機器などで実現される動作装置

(図示しない)に出力してもよい。

[0028] 送受信部16は、後述するセンサ106によって検出されたユーザの心電位を受信する。また、送受信部16は、活動状態算出部14によるユーザにおける活動状態の解析結果を通信ネットワークを介して外部に送出することができる。

[0029] [活動状態解析装置のハードウェア構成]

次に、上述した機能を有する活動状態解析装置1のハードウェア構成の例について図2のブロック図を用いて説明する。

[0030] 図2に示すように、活動状態解析装置1は、例えば、バス101を介して接続されるCPU103と主記憶装置104とを有する演算装置102、通信インターフェース105、センサ106、外部記憶装置107、時計108、表示装置109を備えるコンピュータと、これらのハードウェア資源を制御するプログラムによって実現することができる。

[0031] CPU103と主記憶装置104とは、演算装置102を構成する。主記憶装置104には、CPU103が各種制御や演算を行うためのプログラムが予め格納されている。演算装置102によって、図1に示した代表値算出部12および活動状態算出部14を含む活動状態解析装置1の各機能が実現される。

[0032] 通信インターフェース105は、活動状態解析装置1と各種外部電子機器との間を通信ネットワークNWにて接続するためのインターフェースおよび制御装置である。活動状態解析装置1は、通信インターフェース105を介して、ユーザに装着された後述のセンサ106から通信ネットワークNWを介して心電位や心電波形、加速度などの生体情報のデータを受信してもよい。

[0033] 通信インターフェース105としては、例えば、LTE、3G、無線LAN、Bluetooth（登録商標）などの無線データ通信規格に対応した演算インターフェースおよびアンテナが用いられる。通信インターフェース105によって、図1で説明した送受信部16が実現される。

- [0034] センサ１０６は、例えば、心電計などのセンサによって実現される。センサ１０６は、予め設定された計測期間にわたってユーザに装着され、ユーザの心電位などの生体情報を検出および計測する。
- [0035] 外部記憶装置１０７は、読み書き可能な記憶媒体と、その記憶媒体に対してプログラムやデータなどの各種情報を読み書きするための駆動装置とで構成されている。外部記憶装置１０７には、記憶媒体としてハードディスクやフラッシュメモリなどの半導体メモリを使用することができる。
- [0036] 外部記憶装置１０７は、センサ１０６により検出された心電位に基づく心電波形を記憶する記憶領域や、活動状態解析装置１がユーザの活動状態の解析処理を行うためのプログラムを格納するプログラム格納部や、図示しないその他の格納装置で、例えば、この外部記憶装置１０７内に格納されているプログラムやデータなどをバックアップするための格納装置などを有することができる。外部記憶装置１０７によって、図１で説明した記憶部１３が実現される。
- [0037] 時計１０８は、活動状態解析装置１に設けられた水晶発振器を内蔵したりリアルタイムクロック（Real-time clock：RTC）などで構成され、時刻を計時する。時計１０８によって得られた時刻情報は、計測部１０による心拍数のサンプリングや代表値算出部１２が代表値を算出するための心拍数を取得する際に用いられる。なお、時計１０８によって得られた時刻情報は、図１で説明した時刻取得部１１により取得される。
- [0038] 表示装置１０９は、活動状態解析装置１の提示部１５として機能する。表示装置１０９は液晶ディスプレイなどによって実現される。また、表示装置１０９は、活動状態の解析結果に基づいて生成されるユーザの支援情報を出力する動作装置を構成する。
- [0039] [活動状態解析装置の動作]
- 次に、上述した構成を有する活動状態解析装置１の動作について図３のフローチャートを用いて説明する。以下において、記憶部１３には、設定された条件として午前０時から午前５時までの期間を示す情報が記憶されている

。まず、センサ 106 がユーザに装着された状態で以下の処理が実行される。

[0040] 計測部 10 は、ユーザに装着されたセンサ 106 で検出された心電位に基づく心電波形からユーザの心拍数を計測する（ステップ S 1）より詳細には、計測部 10 は、ユーザの心電波形のノイズを除去し、デジタルデータの心拍数を算出する。また、計測部 10 はサンプリングレート 1 秒で心拍数のサンプリングを行う。

[0041] 次に、計測部 10 によって計測されたユーザの心拍数の時系列データは、記憶部 13 に記憶される（ステップ S 2）。その後、代表値算出部 12 は、予め設定された時間帯、すなわち午前 0 時から午前 5 時の時間帯に計測された心拍数の時系列データを記憶部 13 から取得する（ステップ S 3）。

[0042] 例えば、代表値算出部 12 は、時刻取得部 11 が取得した現在時刻を参照し、午前 5 時を経過したときに、午前 0 時から午前 5 時まで 5 時間分の心拍数を記憶部 13 から取得してもよい。その後、代表値算出部 12 は、ステップ S 3 で取得した午前 0 時から午前 5 時までのユーザの心拍数の中央値を算出する（ステップ S 4）。算出された心拍数の中央値は、ユーザの安静時心拍数として記憶部 13 に記憶される。

[0043] 次に、活動状態算出部 14 は、ステップ S 4 で算出されたユーザの安静時心拍数を用いて、例えば、記憶部 13 に記憶されている上述した式（1）に基づき運動強度を算出する（ステップ S 5）。算出された運動強度は、ユーザの活動状態の解析結果として記憶部 13 に記憶される。なお、活動状態算出部 14 は、上述した式（2）を用いてユーザの生理的コスト指数を同様に算出してもよい。

[0044] 次に、提示部 15 は、活動状態算出部 14 によって算出されたユーザの運動強度を示す情報をユーザの活動状態の解析結果として表示装置 109 に表示させる（ステップ S 7）。また、提示部 15 は、算出されたユーザの運動強度に基づいて、ユーザに対する支援情報を生成し、表示装置 109 に表示させたり、支援情報に基づいて、前述した動作装置に対してユーザを支援す

る動作を実行させてもよい。

[0045] 以上説明した活動状態解析装置 1 の各機能は、1 つの計算機に設けられる場合だけでなく、通信ネットワークを介して互いに通信可能に接続された複数の計算機に分散して構成されてもよい。

[0046] [活動状態解析システム]

次に、本発明に係る活動状態解析装置 1 を具体的に構成した活動状態解析システムについて図 4 および図 5 を参照して説明する。

活動状態解析システムは、例えば、図 4 に示すように、ユーザ 500 に装着されるセンサ端末 200 と、中継端末 300 と、外部端末 400 とを備える。センサ端末 200、中継端末 300、外部端末 400 のすべてもしくはいずれかは、図 1 で説明した計測部 10、代表値算出部 12、および活動状態算出部 14 などの活動状態解析装置 1 の各機能を備える。なお、以下においては、中継端末 300 が図 1 で説明した代表値算出部 12、および活動状態算出部 14 を備える場合について説明する。

[0047] [センサ端末の機能ブロック]

センサ端末 200 は、センサ 201、センサデータ取得部 202、データ記憶部 203、およびデータ送信部 204 を備える。センサ端末 200 は、例えば、ユーザ 500 の体の体幹に配置されてユーザの心拍数を計測する。センサ端末 200 は、計測したユーザ 500 の心拍数を通信ネットワーク NW を介して中継端末 300 に送信する。

[0048] センサ 201 は、心拍計などで実現される。センサ 201 は、ユーザの心電位を検出して出力する。ユーザの心電位のデータは、センサデータ取得部 202 によって取得される。センサ 201 は、図 2 で説明したセンサ 106 に対応する。

[0049] センサデータ取得部 202 は、センサ 201 によって検出されたユーザ 500 の心電位に基づく心電波形から心拍数を取得する。より詳細には、センサデータ取得部 202 は、心電波形に対するノイズの除去やサンプリング処理を行い、デジタル信号の心拍数の時系列データを求める。センサデータ取

得部 202 は、図 1 で説明した計測部 10 に対応する。本実施の形態では、センサデータ取得部 202 は、例えば、サンプリングレート 1 秒で心拍数のサンプリングを行う。

[0050] データ記憶部 203 は、センサ 201 によって検出された心電位に基づく心電波形や、センサデータ取得部 202 によって処理されて求められたデジタル信号の心拍数の時系列データを記憶する。データ記憶部 203 は、記憶部 13（図 1）に対応する。

[0051] データ送信部 204 は、データ記憶部 203 に記憶されている心拍数の時系列データを、通信ネットワーク NW を介して中継端末 300 に送信する。データ送信部 204 は、例えば、LTE、3G、無線 LAN（Local Area Network）や Bluetooth（登録商標）等の無線データ通信規格に対応した無線通信を行うための通信回路を備える。データ送信部 204 は、送受信部 16（図 1）に対応する。

[0052] [中継端末の機能ブロック]

中継端末 300 は、データ受信部 301、データ記憶部 302、時刻取得部 303、代表値算出部 304、活動状態算出部 305、およびデータ送信部 306 を備える。中継端末 300 は、センサ端末 200 から受信した、ユーザ 500 の心拍数の時系列データより安静時心拍数を算出し、算出した安静時心拍数を用いて運動強度などを算出してユーザ 500 の活動状態を解析する。さらに、中継端末 300 は、解析結果を外部端末 400 に送信する。

[0053] 中継端末 300 は、スマートフォン、タブレット、ノートパソコンなどによって実現される。

[0054] データ受信部 301 は、通信ネットワーク NW を介してセンサ端末 200 から心拍数の時系列データを受信する。データ受信部 301 は、送受信部 16（図 1）に対応する。

[0055] データ記憶部 302 は、データ受信部 301 が受信したユーザ 500 の心拍数や、代表値算出部 304 が用いる予め設定された時間帯に関する情報を記憶する。本実施の形態では、データ記憶部 302 は、午前 0 時から午前 5

時までの時間帯を示す情報を記憶する。またデータ記憶部302は、活動状態算出部305によって用いられる運動強度や生理的コスト指数を求める上述した式(1)、(2)を記憶する。データ記憶部302は、記憶部13(図1)に対応する。

[0056] 時刻取得部303は、中継端末300で用いられる基準時刻を取得する。例えば、水晶発振器を備えるRTCやNTPサーバから時刻情報を取得してもよい。なお、時刻取得部303によって取得された時刻を活動状態解析システムの基準時刻としてセンサ端末200および外部端末400との時刻同期をとってもよい。時刻取得部303は、図1で説明した時刻取得部11に対応する。

[0057] 代表値算出部304は、データ記憶部302に記憶されている予め設定された時間帯に関する情報を読み出して、その時間帯に計測された心拍数の時系列データをデータ記憶部302から取得して中央値(代表値)を算出する。算出された中央値は安静時心拍数としてデータ記憶部302に記憶される。なお、代表値算出部304は、中央値の代わりに平均値を算出してもよい。代表値算出部304は、図1で説明した代表値算出部12に対応する。

[0058] 活動状態算出部305は、代表値算出部304によって算出されたユーザ500の安静時心拍数を、上述した式(1)に代入し、運動強度を算出する。算出された運動強度はユーザ500の活動状態の解析結果として出力される。なお、活動状態算出部305は、上述した式(2)を用いて生理的コスト指数を算出してもよい。活動状態算出部305は、図1で説明した活動状態算出部14に対応する。

[0059] データ送信部306は、活動状態算出部305によって算出された運動強度や生理的コスト指数を活動状態の解析結果として、通信ネットワークNWを介して外部端末400に送信する。なお、外部端末400に送信される情報は、運動強度や生理的コスト指数だけでなく、安静時心拍数や、ユーザ500の心拍数の時系列データなどを含んでもよい。データ送信部306は、送受信部16(図1)に対応する。

[0060] 〔外部端末の機能ブロック〕

外部端末４００は、データ受信部４０１、データ記憶部４０２、提示処理部４０３、および提示部４０４を備える。外部端末４００は、中継端末３００から通信ネットワークNWを介して受信したユーザ５００の活動状態の解析結果を提示し、また、解析結果に基づいたユーザ５００に対する支援情報の提示を行う。

[0061] 外部端末４００は、中継端末３００と同様に、スマートフォン、タブレット、ノートパソコンなどによって実現される。外部端末４００は受信した解析結果を表示する表示装置や、解析結果に基づいて生成されるユーザ５００を支援する情報を出力する動作装置（図示しない）を備えている。外部端末４００が備える動作装置の例として、表示装置、音声出力装置、光源、アクチュエータ、温熱機器などが挙げられる。

[0062] 音声出力装置としては、例えば、スピーカや楽器を用いてもよい。光源としては、ＬＥＤや電球を用いてもよい。アクチュエータとしては、振動子やロボットアーム、電気治療器を用いてもよい。また、温熱機器としては、ヒータやペルチェ素子などを用いてもよい。

[0063] データ受信部４０１は、通信ネットワークNWを介して中継端末３００から活動状態の解析結果を受信する。データ受信部４０１は、送受信部１６（図１）に対応する。

[0064] データ記憶部４０２は、データ受信部４０１によって受信された活動状態の解析結果を記憶する。データ記憶部４０２は、記憶部１３（図１）に対応する。

[0065] 提示処理部４０３は、解析結果に基づいてユーザ５００に対する支援情報を生成する。提示処理部４０３は、図１で説明した提示部１５に対応する。

[0066] 提示部４０４は、解析結果の提示や提示処理部４０３による指示に基づいて、ユーザ５００に対する支援情報を提示する。より詳細には、外部端末４００が備える表示装置に文字情報やグラフなどにより解析結果や支援情報を表示したり、外部端末４００が備える図示しないスピーカから、アラート音

などにより支援情報を出力してもよい。その他、提示部404は、振動や光などユーザ500が認知可能な方法により支援情報を提示することができる。提示部404は、図1で説明した提示部15に対応する。

[0067] このように、本発明に係る活動状態解析システムは、活動状態解析装置1の各機能がセンサ端末200、中継端末300、および外部端末400に分散された構成を有し、ユーザ500の心拍数の計測から安静時心拍数の算出および活動状態の解析結果の提示に関する処理を分散して行う。

[0068] [活動状態解析システムの動作シーケンス]

次に、上述した構成を有する活動状態解析システムの動作について、図6のシーケンス図を用いて説明する。

[0069] 図6に示すように、まず、センサ端末200は、ユーザ500に装着されて、心拍数を計測する（ステップS100）。センサ端末200は、心拍数に対して、例えば、サンプリングレート1秒でサンプリングを行ってデジタル信号を求める。

[0070] 次に、センサ端末200は、通信ネットワークNWを介して中継端末300に心拍数の時系列データを送信する（ステップS101）。なお、センサ端末200は、ユーザ500にセンサ端末200が装着されている間、継続して心拍数を計測し、中継端末300に一定の時間間隔で心拍数を送信してもよい。

[0071] 中継端末300は、センサ端末200から心拍数の時系列データを受信すると、設定された時間帯、すなわち午前0時から午前5時に計測された心拍数の時系列データを取得する（ステップS102）。

[0072] より詳細には、中継端末300が心拍数を受信すると、受信した心拍数はデータ記憶部302に記憶される。例えば、代表値算出部304は、時刻取得部303が取得した現在時刻を参照し、午前5時を経過したときにデータ記憶部302から5時間分の心拍数を取得してもよい。

[0073] その後、中継端末300の代表値算出部304は、午前0時から午前5時までに計測された心拍数の時系列データの中央値（代表値）を安静時心拍数

として算出する（ステップS103）。次に、活動状態算出部305は、ステップS103で算出されたユーザ500の安静時心拍数を上述した式（1）に代入し、運動強度を求める（ステップS104）。

[0074] 中継端末300は、ユーザ500の活動状態についての解析結果として、ステップS104で算出した運動強度を通信ネットワークNWを介して外部端末400に送信する（ステップS105）。なお、中継端末300は、運動強度だけでなく、生理的コスト指数や、安静時心拍数の値、心拍数の時系列データを外部端末400に送信してもよい。

[0075] 外部端末400は、解析結果を受信すると、提示処理を実行する（ステップS106）。具体的には外部端末400は、解析結果を表示装置に表示する。また、外部端末400は、解析結果に基づいてユーザ500に対する支援情報を生成し、表示装置などに表示する。

[0076] 次に、本実施の形態に係る活動状態解析装置1の効果について、図7および図8を参照して説明する。図7は、20代の成人男女12名の運動強度と酸素摂取量との関係を示した図である。図7の縦軸は、運動強度（%HR R）を示し、横軸は酸素摂取量（%VO2 R）を示している。座位時、睡眠でない臥位時、就寝時のそれぞれにおける測定値の回帰直線を引いたところ、いずれも決定係数 R^2 が0.85から0.9の範囲に収まり、極めて高い相関が得られた。

[0077] このことは、本実施の形態に係る活動状態解析装置1では、例えば、酸素摂取量の計測を行う場合に、ユーザがマスクなどを特に着用しなくとも、ユーザの心拍数を計測することで、ユーザの代謝機能を把握できることを示している。

[0078] 次に、図8は、図7に示される座位時、睡眠でない臥位時、および就寝時のそれぞれの運動強度と酸素摂取量の測定値に対するBland-Altman分析を行った結果を示している。Bland-Altman分析では、バイアスによる誤差が存在しない場合は、回帰線が横軸に漸近し、誤差の影響があれば回帰線は横軸から離れたり、回転したりする。

[0079] 図8に示すように、座位時、睡眠でない臥位時、および就寝時での結果のうち、就寝中の測定値のみに誤差が認められず、信頼性の高い結果が得られることがわかる。ユーザに意識がある状況における臥位や座位で算出された安静時心拍数に基づく活動状態を示す値は、より大きな誤差を含んでいる。これに対し、ユーザの意識がない就寝時での心拍数より算出された安静時心拍数に基づく活動状態は、誤差の影響が少ない。本実施の形態に係る活動状態解析装置1は、ユーザの意識がない就寝時という状況であってもより簡易な構成を用いて安定した安静時心拍数を求めることができる。そのため、信頼性の高い活動状態を把握することができる。

[0080] 以上説明したように、第1の実施の形態に係る活動状態解析装置1は、設定された時間帯に計測されたユーザの心拍数の時系列データの代表値を安静時心拍数として算出する。そのため、安定した安静時心拍数の値に基づいて信頼性の高いユーザの活動状態を示す指標を得ることができる。

[0081] また、説明した実施の形態では、心臓が全身に血液を送り出す拍動数であるユーザの心拍数に基づいて安静時心拍数を求めたが、心拍数の代わりに全身の動脈に生ずる脈拍数を用いて安静時心拍数を算出することができる。そのため、より簡易に計測可能な生体情報に基づいて信頼度の高いユーザの活動状態を示す指標を得ることができる。

[0082] [第2の実施の形態]

次に、本発明の第2の実施の形態について説明する。なお、以下の説明では、上述した第1の実施の形態と同じ構成については同一の符号を付し、その説明を省略する。

[0083] 第1の実施の形態では、代表値算出部12が、設定された時間帯に計測されたユーザの心拍数の時系列データの代表値を安静時心拍数として算出する場合について説明した。これに対し、第2の実施の形態では、活動状態解析装置1Aは臥位推定部17をさらに備え、ユーザの臥位を推定する。そして、代表値算出部12は、臥位と推定された複数の時点で計測された心拍数の代表値を安静時心拍数として算出する。以下、第1の実施の形態と異なる構

成を中心に説明する。

[0084] また、以下においては、活動状態解析装置 1 A が解析に用いる生体情報の一例として心拍数を採用する場合について説明するが、第 1 の実施の形態と同様に、心拍数の代わりに脈拍数を用いて安静時心拍数を求めてもよい。

[0085] 図 9 に示すように、活動状態解析装置 1 A は、臥位推定部 1 7 を備える。また、本実施の形態において、ユーザに装着されるセンサ 1 0 6 は 3 軸の加速度センサを含む。

[0086] 臥位推定部 1 7 は、3 軸の加速度センサ（センサ 1 0 6）によって検出されたユーザの加速度データに基づいて、ユーザの臥位を推定する。臥位推定部 1 7 は、図 1 0 に示すように、傾斜算出部 1 7 0、姿勢算出部 1 7 1、および体動算出部 1 7 2 を備える。

[0087] 傾斜算出部 1 7 0 は、3 軸の加速度データからセンサ 1 0 6 の傾きを算出する。

姿勢算出部 1 7 1 は、傾斜算出部 1 7 0 によって算出された傾斜から、ユーザの姿勢を算出する。姿勢算出部 1 7 1 によって算出された値は、加速度データが検出された時刻情報と関連付けて記憶部 1 3 に記憶される。姿勢算出部 1 7 1 によって算出されたユーザの姿勢に関する情報は、臥位推定部 1 7 によりユーザの臥位の推定に用いられる。

体動算出部 1 7 2 は、3 軸の加速度データから、ユーザの体動の大きさを算出する。

[0088] ここで、傾斜算出部 1 7 0 は、3 軸の加速度データより重力加速度に対するセンサ 1 0 6 の傾きとして、以下の式により θ 、 ϕ を算出する。なお、傾斜算出部 1 7 0 は、例えば、25 Hz のサンプリングレートでサンプリングされた 3 軸の加速度データを用いる。

[0089] また、 θ ($-90 \leq \theta < 270$) は鉛直方向に対する加速度センサの Z 軸の傾き、 ϕ ($-90 \leq \phi < 270$) は鉛直方向に対する加速度センサの X 軸の傾きであり、単位は度 [degree] である。なお、X、Y、Z 軸は、互いに直交する加速度センサの軸を示す。

[0090] [数1]

$$\theta = \frac{180}{\pi} \cos^{-1} \left(\frac{A_z}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}} \right) + 90 \quad (A_y \geq 0 \text{ のとき})$$

$$\theta = -\frac{180}{\pi} \cos^{-1} \left(\frac{A_z}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}} \right) + 90 \quad (A_y < 0 \text{ のとき})$$

... (3)

[0091] [数2]

$$\phi = \frac{180}{\pi} \cos^{-1} \left(\frac{A_x}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}} \right) + 90 \quad (A_y \geq 0 \text{ のとき})$$

$$\phi = -\frac{180}{\pi} \cos^{-1} \left(\frac{A_x}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}} \right) + 90 \quad (A_y < 0 \text{ のとき})$$

... (4)

[0092] A_x 、 A_y 、 A_z は加速度センサの出力値であり、単位は重力加速度 G ($1.0 G \div 9.8 \text{ m/s}^2$) である。式 (3) と式 (4) では、加速度センサの出力値の合成ベクトルの大きさ (ノルム) に対する単軸の計測値の比を求め、さらに余弦 (コサイン) の逆関数を求めることで角度の次元をもつ値として算出している。

[0093] 式 (3) および式 (4) の A_x 、 A_y 、 A_z は、加速度センサの出力値をそのまま代入してもよいし、平滑化のためのローパスフィルタ (たとえば FIR フィルタや移動平均フィルタ) を適用した値を用いてもよい。

[0094] 姿勢算出部 171 において、式 (3) と式 (4) で算出した θ 、 ϕ の値に対して閾値との比較を行うことで姿勢の算出を行う。例えば、図 4 に示すような加速度センサを備えるセンサ端末 200 の傾きは、それを身に着けるユーザ 500 の上体の傾きを反映するため、センサ端末 200 の傾きからユーザ 500 の姿勢を算出できる。例えば、次のような算出方法により姿勢を場合分けとして算出する。なお、センサ 201 が備える加速度センサの 3 軸は、例えば、図 5 に示すように、X 軸は体の左右方向、Y 軸は体の前後方向、Z 軸は体の上下方向に平行に設けられる。

[0095] (i) 立位（正立）： $30 \leq \theta < 140$ のとき。

(ii) 立位（倒立）： $\theta < -40$ または $220 < \theta$ のとき。

(iii) 臥位（左半身が上に位置する）： $(\phi \leq -50 \text{ または } 230 < \phi)$ かつ $(-40 \leq \theta < 30)$ のとき、もしくは、 $(\phi \leq -50 \text{ または } 230 < \phi)$ かつ $(140 < \theta < 220)$ のとき。

(iv) 臥位（右半身が上に位置する）： $(50 < \phi < 130)$ かつ $(-40 \leq \theta < 30)$ のとき、もしくは、 $(50 < \phi < 130)$ かつ $(140 < \theta < 220)$ のとき。

(v) 臥位（仰向け）： $(130 \leq \phi \leq 230)$ かつ $(-40 \leq \theta < 30)$ のとき、もしくは、 $(130 \leq \phi \leq 230)$ かつ $(140 < \theta < 220)$ のとき。

(vi) 臥位（うつ伏せ）： $(-50 \leq \phi \leq 50)$ かつ $(-40 \leq \theta < 30)$ のとき、もしくは、 $(-50 \leq \phi \leq 50)$ かつ $(140 < \theta < 220)$ のとき。

[0096] 上述した算出における (i) - (vi) の定義は、以下の表 1 に示すような θ 、 ϕ のテーブルとして姿勢算出部 171 に設定（記憶）しておけばよい。

[0097]

[表1]

		Φ ($-90 \leq \Phi < 270$)				
		-50	50	130	230	
θ ($-90 \leq \theta < 270$)	-40	倒立	倒立	倒立	倒立	倒立
	30	左半身が上	うつ伏せ	右半身が上	仰向け	左半身が上
	140	正立	正立	正立	正立	正立
	220	左半身が上	うつ伏せ	右半身が上	仰向け	左半身が上
		倒立	倒立	倒立	倒立	倒立

[0098] このように、姿勢算出部 171 によって算出されたユーザの姿勢は、加速度データが検出された時刻と関連付けて記憶部 13 に記憶される。

臥位推定部 17 は、姿勢算出部 171 によって算出されたユーザの姿勢のうち、ユーザが臥位の時点を特定する。

[0099] 代表値算出部 12 は、臥位推定部 17 によってユーザが臥位と推定された複数の時点で計測された複数の心拍数を記憶部 13 から取得して中央値（代表値）を算出する。算出された中央値は、ユーザが安静な状態における安静時心拍数として記憶部 13 に記憶される。

[0100] ここで、日常生活において、ユーザが臥位の場合が必ずしも就寝時であるとは限らない。しかし、一般に就寝時間が 6～8 時間程度であることを考慮すると、臥位の期間が仮に 12 時間あろうとも、その大半が就寝時間であると考えても差し支えない。このような理由から、代表値算出部 12 は、ユーザの姿勢が臥位である複数の時点で計測された複数の心拍数の代表値を算出する。

[0101] また、代表値算出部 12 は、ユーザが臥位の期間における複数の心拍数の

中央値を取ることで、ユーザが就寝している時間以外の例外的な臥位の影響はほとんど受けることはない。

[0102] 〔活動状態解析システムの動作シーケンス〕

次に、本実施の形態に係る活動状態解析装置 1 A の各機能が、図 4 で説明したセンサ端末 200、中継端末 300、および外部端末 400 を備える活動状態解析システムによって実現される場合の動作について、図 11 に示すシーケンス図を参照して説明する。なお、センサ端末 200、中継端末 300、および外部端末 400 の各機能ブロックは、図 4 で説明した構成と同様である。また、中継端末 300 が臥位推定部 17、代表値算出部 12、および活動状態算出部 14 を備えるものとする。さらに、センサ端末 200 のセンサ 201 は、心拍計と 3 軸の加速度センサとを備える。

[0103] まず、センサ端末 200 がユーザ 500 に装着されて、ユーザ 500 の心拍数を計測する（ステップ S200）。より具体的には、センサ端末 200 は、心拍計（センサ 201）でユーザ 500 の心電位を計測する。センサデータ取得部 202 は、センサ 201 から心電位を取得し、その心電位に基づく心電波形からデジタルデータの心拍数を算出する。取得された心電位や心拍数はデータ記憶部 203 に記憶される。

[0104] 次に、センサ端末 200 は、ユーザ 500 の 3 軸の加速度を計測する（ステップ S201）。その後、センサ端末 200 は、計測した心拍数および加速度の時系列データを通信ネットワーク NW を介して中継端末 300 に送信する（ステップ S202）。例えば、センサ端末 200 は、一定の時間間隔で心拍数および加速度のデータを送信してもよい。また、センサ端末 200 は、心拍数と加速度とを別々に送信してもよい。

[0105] 中継端末 300 は、センサ端末 200 からユーザ 500 の心拍数および加速度の時系列データを受信すると、まず、臥位推定部 17 において、受信した 3 軸の加速度データに基づいて、ユーザ 500 の臥位を推定する（ステップ S203）。

[0106] より詳細には、傾斜算出部 170 が、3 軸の加速度データに基づいて上述

した式（３）および式（４）により加速度センサ（センサ２０１）の傾きを求める。その後、姿勢算出部１７１は、傾斜算出部１７０によって算出された傾斜に基づいて、上述した表１を参照してユーザ５００の姿勢を算出する。そして臥位推定部１７は、算出されたユーザ５００の姿勢から臥位の時点を特定する。また、体動算出部１７２は、３軸の加速度データからユーザ５００の体動の大きさを算出する。臥位推定部１７によって推定されたユーザ５００の臥位の姿勢は対応する加速度データが検出された時間と関連付けてデータ記憶部３０２に記憶される。

[0107] その後、中継端末３００の代表値算出部３０４は、ユーザ５００が臥位の期間に計測された心拍数をデータ記憶部３０２から取得する（ステップＳ２０４）。

[0108] 次に、代表値算出部３０４は、ステップＳ２０４で取得した複数の心拍数における中央値を安静時心拍数として算出する（ステップＳ２０５）。なお、代表値算出部３０４は、中央値の代わりに平均値を安静時心拍数として算出してもよい。

[0109] その後、活動状態算出部３０５は、ステップＳ２０５で算出された安静時心拍数に基づいて、上述した式（１）より、運動強度を算出する（ステップＳ２０６）。なお、活動状態算出部３０５は、安静時心拍数を用いて上述した式（２）より生理的コスト指数を算出してもよい。

[0110] 次に、中継端末３００は、算出された運動強度を活動状態の解析結果として通信ネットワークNWを介して外部端末４００に送信する（ステップＳ２０７）。その後、外部端末４００は、解析結果を受信すると、提示処理を行う（ステップＳ２０８）。より詳細には、外部端末４００は、解析結果に基づいて、提示処理を行い（ステップＳ２０５）、解析結果を表示装置に表示したり、ユーザ５００に対する支援情報を生成して出力する。

[0111] 以上説明したように、第２の実施の形態に係る活動状態解析装置１によれば、ユーザが臥位と推定された複数の時点で計測された複数の心拍数の代表値を安静時心拍数として算出するので、より安定した安静時心拍数を求める

ことができる。そのため、より信頼性の高いユーザの活動状態を示す指標を得ることができる。

[0112] [第3の実施の形態]

次に、本発明の第3の実施の形態について説明する。なお、以下の説明では、上述した第1および第2の実施の形態と同じ構成については同一の符号を付し、その説明を省略する。

[0113] 第1の実施の形態では、設定された時間帯の心拍数の時系列データの代表値を安静時心拍数として算出した。また、第2の実施の形態では、ユーザの臥位を推定し、ユーザが臥位の複数の時点で計測された複数の心拍数の代表値を安静時心拍数として算出した。これに対して、第3の実施の形態では、代表値算出部12は、設定された時間帯において、ユーザが臥位と推定された複数の時点で計測された複数の心拍数の代表値を安静時心拍数として算出する。以下、第1および第2の実施の形態と異なる構成を中心に説明する。

[0114] なお、以下においては、活動状態解析装置1Aが解析に用いる生体情報の一例として心拍数が採用される場合について説明するが、第1および第2の実施の形態と同様に、心拍数の代わりに脈拍数を用いて安静時心拍数を求めてもよい。

[0115] 本実施の形態に係る活動状態解析装置1Aの構成は、図9に示す機能構成と同様である。

代表値算出部12は、ユーザが安静時に計測された複数の心拍数を記憶部13から取得して代表値を算出する。より詳細には、代表値算出部12は、午前0時から午前5時の時間帯に計測された心拍数のうち、臥位推定部17が臥位と推定した複数の時点で計測された複数の心拍数の中央値（代表値）を安静時心拍数として算出する。

[0116] [活動状態解析システムの動作シーケンス]

次に、本実施の形態に係る活動状態解析装置1Aの各機能が、図4で説明したセンサ端末200、中継端末300、および外部端末400を備える活動状態解析システムによって実現される場合の動作について、図12に示す

シーケンス図を参照して説明する。なお、センサ端末200、中継端末300、および外部端末400の各機能ブロックは、図4で説明した構成と同様である。また、中継端末300が臥位推定部17および代表値算出部12を備えるものとする。さらに、センサ端末200のセンサ201は、心拍計と3軸の加速度センサとを備える。

[0117] まず、センサ端末200がユーザ500に装着されて、ユーザ500の心拍数を計測する（ステップS300）。より具体的には、センサ端末200は、心拍計（センサ201）でユーザ500の心電位を計測する。センサデータ取得部202は、センサ201から心電位を取得し、その心電位に基づく心電波形からデジタルデータの心拍数を算出する。取得された心電位や心拍数はデータ記憶部203に記憶される。

[0118] 次に、センサ端末200は、ユーザ500の3軸の加速度を計測する（ステップS301）。その後、センサ端末200は、計測した心拍数および加速度の時系列データを通信ネットワークNWを介して中継端末300に送信する（ステップS302）。例えば、センサ端末200は、一定の時間間隔で心拍数および加速度のデータを送信してもよい。また、センサ端末200は、心拍数と加速度とを別々に送信してもよい。

[0119] 中継端末300は、センサ端末200からユーザ500の心拍数および加速度の時系列データを受信すると、まず、臥位推定部17において、受信した3軸の加速度データに基づいて、ユーザ500の臥位を推定する（ステップS303）。

[0120] より詳細には、傾斜算出部170が、3軸の加速度データに基づいて上述した式（3）および式（4）により加速度センサ（センサ201）の傾きを求める。その後、姿勢算出部171は、傾斜算出部170によって算出された傾斜に基づいて、上述した表1を参照してユーザ500の姿勢を算出する。臥位推定部17は、算出された姿勢のうちユーザ500が臥位の時点を特定する。また、体動算出部172は、3軸の加速度データからユーザ500の体動の大きさを算出する。臥位推定部17によって推定されたユーザ500

0の臥位の状態と対応する加速度データが検出された時刻とが関連付けてデータ記憶部302に記憶される。

[0121] その後、中継端末300の代表値算出部304は、データ記憶部302に記憶されている設定された時間帯に関する情報、すなわち午前0時から午前5時までの期間を読み出す。代表値算出部304は、午前0時から午前5時までの時間帯において、ユーザ500の姿勢が臥位であった複数の時点で計測されたユーザ500の複数の心拍数をデータ記憶部302から取得する（ステップS304）。

[0122] 次に、代表値算出部304は、ステップS304で取得した複数の心拍数の中央値を安静時心拍数として算出する（ステップS305）。なお、代表値算出部304は、中央値の代わりに平均値を安静時心拍数として算出してもよい。

[0123] その後、活動状態算出部305は、ステップS305で算出された安静時心拍数に基づいて、上述した式（1）より、運動強度を算出する（ステップS306）。なお、活動状態算出部305は、安静時心拍数を用いて上述した式（2）より生理的コスト指数を算出してもよい。

[0124] 次に、中継端末300は、算出された運動強度を活動状態の解析結果として通信ネットワークNWを介して外部端末400に送信する（ステップS307）。その後、外部端末400は、解析結果を受信すると、提示処理を行う（ステップS308）。より詳細には、外部端末400は、解析結果に基づいて、提示処理を行い（ステップS305）、解析結果を表示装置に表示したり、ユーザ500に対する支援情報を生成して出力する。

[0125] 以上説明したように、第3の実施の形態に係る活動状態解析装置1によれば、午前0時から午前5時において、ユーザの姿勢が臥位である複数の時点で計測された複数の心拍数の代表値を安静時心拍数として算出するので、より安定した安静時心拍数を求めることができる。そのため、より信頼性の高いユーザの活動状態を示す指標を得ることができる。

[0126] [第4の実施の形態]

次に、本発明の第4の実施の形態について説明する。なお、以下の説明では、上述した第1から第3の実施の形態と同じ構成については同一の符号を付し、その説明を省略する。

[0127] 第2の実施の形態では、臥位推定部17がユーザの臥位を推定した。そして代表値算出部12は、ユーザが臥位である複数の時点で計測された複数の心拍数の代表値を安静時心拍数として算出した。これに対し、第4の実施の形態では、活動状態解析装置1Bは睡眠状態判定部18をさらに備え、ユーザが睡眠している状態を判定する。そして、代表値算出部12は、睡眠状態と判定された複数の時点で計測された複数の心拍数の代表値を安静時心拍数として算出する。以下、第1から第3の実施の形態と異なる構成を中心に説明する。

[0128] 図13は、本実施の形態に係る活動状態解析装置1Bの機能構成を示すブロック図である。活動状態解析装置1Bは、睡眠状態判定部18を備える。活動状態解析装置1Bのその他の機能構成は、第1から第3の実施の形態で説明した機能構成と同様である。

[0129] 睡眠状態判定部18は、心拍計や加速度センサ（図示しない）によって計測されたユーザの心拍や加速度などから睡眠状態を判定する。例えば、睡眠状態判定部18は、非特許文献4に記載された技術を用いることができる。より詳細には、C o l e アルゴリズムおよびE S S アルゴリズムを用いた睡眠状態の判定結果を、サポートベクターマシン（S V M）、k 近傍法、ランダムフォレストなどの機械学習により統合してユーザの睡眠状態を判定することができる。なお、C o l e アルゴリズムは、計測されたユーザの加速度から体動を算出し、体動数に基づいて睡眠状態を判定するアルゴリズムである。また、E S S アルゴリズムは、算出された体動間隔に基づいて睡眠状態を判定する。

[0130] また、睡眠状態判定部18は、非特許文献5に記載されたリストバンド型の心拍や加速度を計測するウェアラブルセンサを用いて、計測されたユーザの加速度のパターンからユーザの就寝時の体動の特徴を分析し、睡眠状態を

判定してもよい。

[0131] また、睡眠状態判定部 18 は、非特許文献 6 に記載されたマットレス型のスリープスキャンにより、ユーザの呼吸、脈拍、および体動の 3 種類の振動に基づいて、ユーザの睡眠状態を判定してもよい。

[0132] 代表値算出部 12 は、ユーザが睡眠状態にあると推定された複数の時点で計測された複数の心拍数を記憶部 13 から取得して代表値を算出する。より詳細には、代表値算出部 12 は、睡眠状態判定部 18 によってユーザが睡眠状態にあると判定された複数の時点で計測された複数の心拍数を記憶部 13 から取得して中央値（代表値）を算出する。算出された複数の心拍数の中央値は、安静時心拍数として記憶部 13 に記憶される。

[0133] [活動状態解析システムの動作シーケンス]

次に、本実施の形態に係る活動状態解析装置 1B の各機能が、図 4 で説明したセンサ端末 200、中継端末 300、および外部端末 400 を備える活動状態解析システムによって実現される場合の動作について、図 14 に示すシーケンス図を参照して説明する。なお、センサ端末 200、中継端末 300、および外部端末 400 の各機能ブロックは、図 4 で説明した構成と同様である。また、中継端末 300 が睡眠状態判定部 18、代表値算出部 12、および活動状態算出部 14 を備えるものとする。さらに、センサ端末 200 のセンサ 201 は、心拍計と 1 軸や 3 軸の加速度センサとを備える。

[0134] まず、センサ端末 200 がユーザ 500 に装着されて、ユーザ 500 の心拍数を計測する（ステップ S400）。より具体的には、センサ端末 200 は、心拍計（センサ 201）でユーザ 500 の心電位を計測する。センサデータ取得部 202 は、センサ 201 から心電位を取得し、その心電位に基づく心電波形からデジタルデータの心拍数を算出する。取得された心電位や心拍数はデータ記憶部 203 に記憶される。

[0135] 次に、センサ端末 200 は、ユーザ 500 の加速度を計測する（ステップ S401）。その後、センサ端末 200 は、計測した心拍数および加速度の時系列データを通信ネットワーク NW を介して中継端末 300 に送信する（

ステップS402)。例えば、センサ端末200は、一定の時間間隔で心拍数および加速度のデータを送信してもよい。また、センサ端末200は、心拍数と加速度とを別々に送信してもよい。

[0136] 中継端末300は、センサ端末200からユーザ500の心拍数および加速度の時系列データを受信すると、まず、睡眠状態判定部18において、受信した加速度データに基づいて、ユーザ500の睡眠状態を判定する（ステップS403）。

[0137] その後、中継端末300の代表値算出部304（代表値算出部12）は、ユーザ500が睡眠状態にある複数の時点で計測された複数の心拍数をデータ記憶部302から取得する（ステップS404）。

[0138] 次に、代表値算出部304は、ステップS404で取得した複数の心拍数の中央値を安静時心拍数として算出する（ステップS305）。なお、代表値算出部304は、中央値の代わりに平均値を安静時心拍数として算出してもよい。

[0139] その後、活動状態算出部305は、ステップS405で算出された安静時心拍数に基づいて、上述した式（1）より、運動強度を算出する（ステップS406）。なお、活動状態算出部305は、安静時心拍数を用いて上述した式（2）より生理的コスト指数を算出してもよい。

[0140] 次に、中継端末300は、算出された運動強度を活動状態の解析結果として通信ネットワークNWを介して外部端末400に送信する（ステップS407）。その後、外部端末400は、解析結果を受信すると、提示処理を行う（ステップS408）。より詳細には、外部端末400は、解析結果に基づいて、提示処理を行い、解析結果を表示装置に表示したり、ユーザ500に対する支援情報を生成して出力する。

[0141] 以上説明したように、第4の実施の形態に係る活動状態解析装置1Bによれば、ユーザが睡眠している状態の複数の時点で計測された複数の心拍数の代表値を安静時心拍数として算出するので、より安定した安静時心拍数を求めることができる。そのため、信頼性の高いユーザの活動状態を示す指標を

得ることができる。

[0142] 以上、本発明の活動状態解析装置、活動状態解析方法、および活動状態解析システムにおける実施の形態について説明したが、本発明は説明した実施の形態に限定されるものではなく、請求項に記載した発明の範囲において当業者が想定し得る各種の変形を行うことが可能である。

[0143] 例えば、説明した実施の形態では、安静時心拍数を用いて運動強度や生理的コスト指数を算出する場合について説明した。しかし、安静時心拍数を用いてユーザの活動状態を解析する指標であればこれらに限られない。

[0144] また、説明した実施の形態では、具体例において、中継端末300が代表値算出部12を備える場合について説明した。しかし、代表値算出部12が有する機能をセンサ端末200、中継端末300、および外部端末400にそれぞれ分散して実現してもよい。

[0145] 例えば、第1解析部を有するセンサ端末200、第2解析部を有する中継端末300、および第3解析部を有する外部端末400が互いに協働して、設定された時間帯に計測されたユーザの心拍数または脈拍数からなる生体情報の時系列データの代表値を安静時心拍数として算出してもよい。

[0146] また、第1解析部を有するセンサ端末200、第2解析部を有する中継端末300、および第3解析部を有する外部端末400が互いに協働して、臥位推定部17によって推定された複数の時点で計測された複数の心拍数または脈拍数の代表値を安静時心拍数として算出してもよい。

[0147] また、第1解析部を有するセンサ端末200、第2解析部を有する中継端末300、および第3解析部を有する外部端末400が互いに協働して、睡眠状態判定部18によってユーザが睡眠状態と判定された複数の時点で計測された複数の心拍数または脈拍数の代表値を安静時心拍数として算出してもよい。

[0148] 同様に、活動状態算出部14が有する機能をセンサ端末200、中継端末300、および外部端末400にそれぞれ分散して実現してもよい。

符号の説明

[0149] 1…活動状態解析装置、10…計測部、11…時刻取得部、12、304…代表値算出部、13…記憶部、14、305…活動状態算出部、15、404…提示部、16…送受信部、101…バス、102…演算装置、103…CPU、104…主記憶装置、105…通信インターフェース、106、201…センサ、107…外部記憶装置、108…時計、109…表示装置、200…センサ端末、300…中継端末、400…外部端末、202…センサデータ取得部、203、302、402…データ記憶部、204、306…データ送信部、301、401…データ受信部、403…提示処理部。

請求の範囲

- [請求項1] ユーザの心拍数または脈拍数からなる生体情報を計測する計測部と、
、
時系列に計測された複数の生体情報を記憶する記憶部と、
前記ユーザの安静時に計測された前記複数の生体情報を前記記憶部から取得して代表値を算出する代表値算出部と、
前記代表値算出部が算出した前記代表値を用いて前記ユーザの活動状態を算出する活動状態算出部と
を備えることを特徴とする活動状態解析装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の活動状態解析装置において、
前記代表値算出部は、
設定された時間帯に計測された前記複数の生体情報、前記ユーザの加速度から前記ユーザの姿勢が臥位と推定された複数の時点で計測された前記複数の生体情報、または前記ユーザが睡眠状態にあると推定された複数の時点で計測された前記複数の生体情報を、前記ユーザが安静時に計測された前記複数の生体情報として前記記憶部から取得する
ことを特徴とする活動状態解析装置。
- [請求項3] ユーザの心拍数または脈拍数からなる生体情報を計測する計測ステップと、
時系列に計測された複数の生体情報を記憶部に記憶する記憶ステップと、
前記ユーザの安静時に計測された前記複数の生体情報を前記記憶部から取得して代表値を算出する代表値算出ステップと、
前記代表値算出ステップで算出した前記代表値を用いて前記ユーザの活動状態を算出する活動状態算出ステップと
を備えることを特徴とする活動状態解析方法。
- [請求項4] 請求項3に記載の活動状態解析方法において、

前記代表値算出ステップは、

設定された時間帯に計測された前記複数の生体情報、前記ユーザの加速度から前記ユーザの姿勢が臥位と推定された複数の時点で計測された前記複数の生体情報、または前記ユーザが睡眠状態にあると推定された複数の時点で計測された前記複数の生体情報を、前記ユーザが安静時に計測された前記複数の生体情報として前記記憶部から取得する

ことを特徴とする活動状態解析方法。

[請求項5]

センサにより計測されたユーザの心拍数または脈拍数からなる生体情報を外部へ出力するセンサ端末と、

前記センサ端末から出力された前記生体情報を受信し、外部へ出力する中継端末と、

前記センサ端末または前記中継端末から出力された、前記生体情報を受信し、表示装置に表示させる外部端末と、

を備え、

前記センサ端末、前記中継端末、および前記外部端末の少なくともいずれかは、

時系列に計測された複数の生体情報を記憶する記憶部と、

前記ユーザの安静時に計測された前記複数の生体情報を前記記憶部から取得して代表値を算出する代表値算出部と、

前記代表値算出部が算出した前記代表値を用いて前記ユーザの活動状態を算出する活動状態算出部と

を備えることを特徴とする活動状態解析システム。

[請求項6]

第1解析部を有するセンサ端末と、

第2解析部を有する中継端末と、

第3解析部を有する外部端末と、

を備え、

前記センサ端末は、センサにより計測されたユーザの心拍数または

脈拍数からなる生体情報を外部へ出力し、

前記中継端末は、前記センサ端末から出力された前記ユーザの前記生体情報を受信し、外部へ出力し、

前記外部端末は、前記センサ端末または前記中継端末から出力された、前記生体情報を受信し、表示装置に表示させ、

前記センサ端末、前記中継端末、および前記外部端末の少なくともいずれかは、

時系列に計測された複数の生体情報を記憶する記憶部を備え、

前記第1解析部と、前記第2解析部と、前記第3解析部とは、互いに協働して、

前記ユーザの安静時に計測された前記複数の生体情報を前記記憶部から取得して代表値を算出する代表値算出部と、

前記代表値算出部が算出した前記代表値を用いて前記ユーザの活動状態を算出する活動状態算出部とを実現する

ことを特徴とする活動状態解析システム。

[請求項7]

請求項5または請求項6に記載の活動状態解析システムにおいて、前記代表値算出部は、

設定された時間帯に計測された前記複数の生体情報、前記ユーザの加速度から前記ユーザの姿勢が臥位と推定された複数の時点で計測された前記複数の生体情報、または前記ユーザが睡眠状態にあると推定された複数の時点で計測された前記複数の生体情報を、前記ユーザが安静時に計測された前記複数の生体情報として前記記憶部から取得する

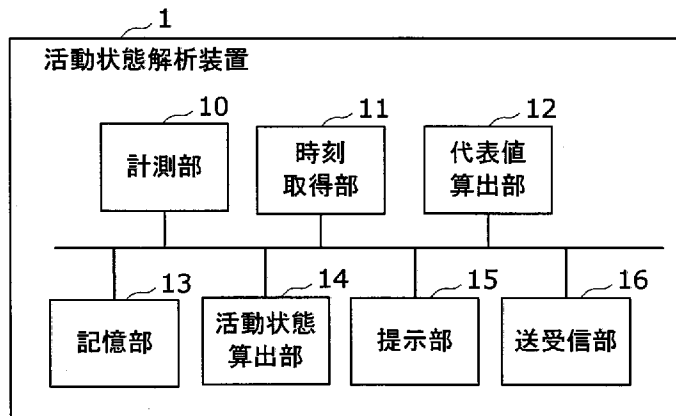
ことを特徴とする活動状態解析システム。

[請求項8]

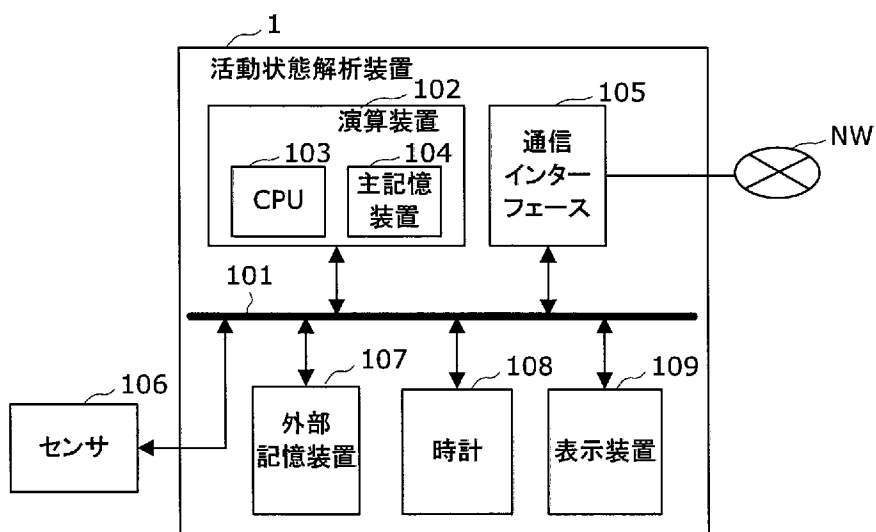
請求項5から7のいずれか1項に記載の活動状態解析システムにおいて、

前記代表値は、中央値または平均値であることを特徴とする活動状態解析システム。

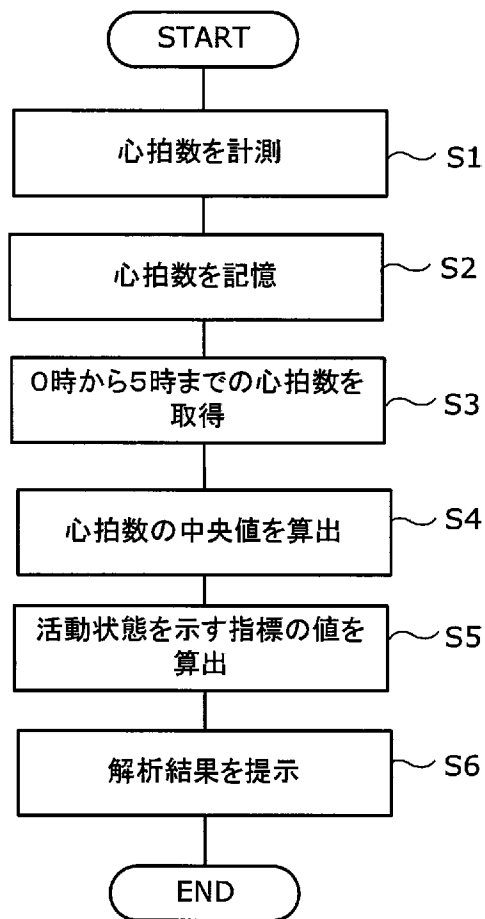
[図1]



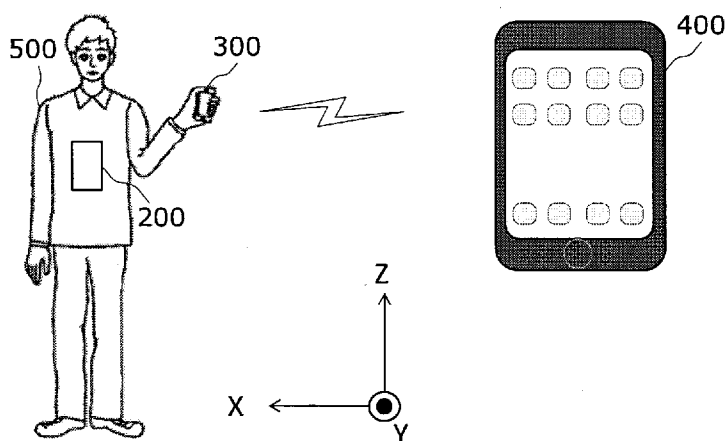
[図2]



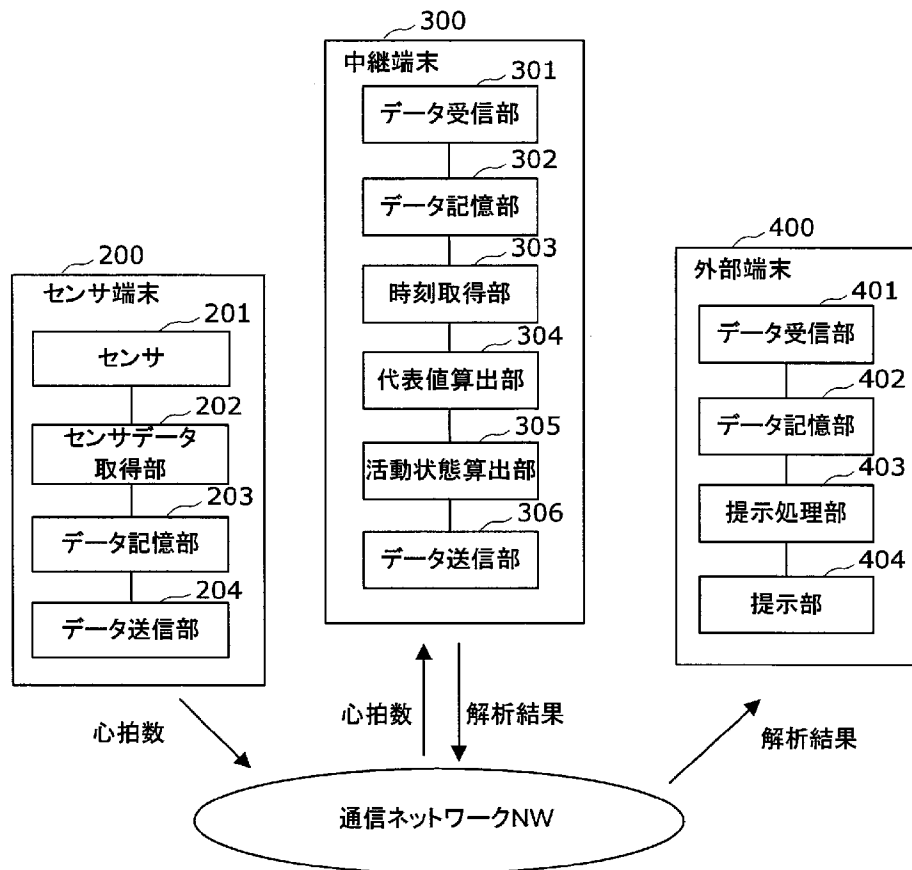
[図3]



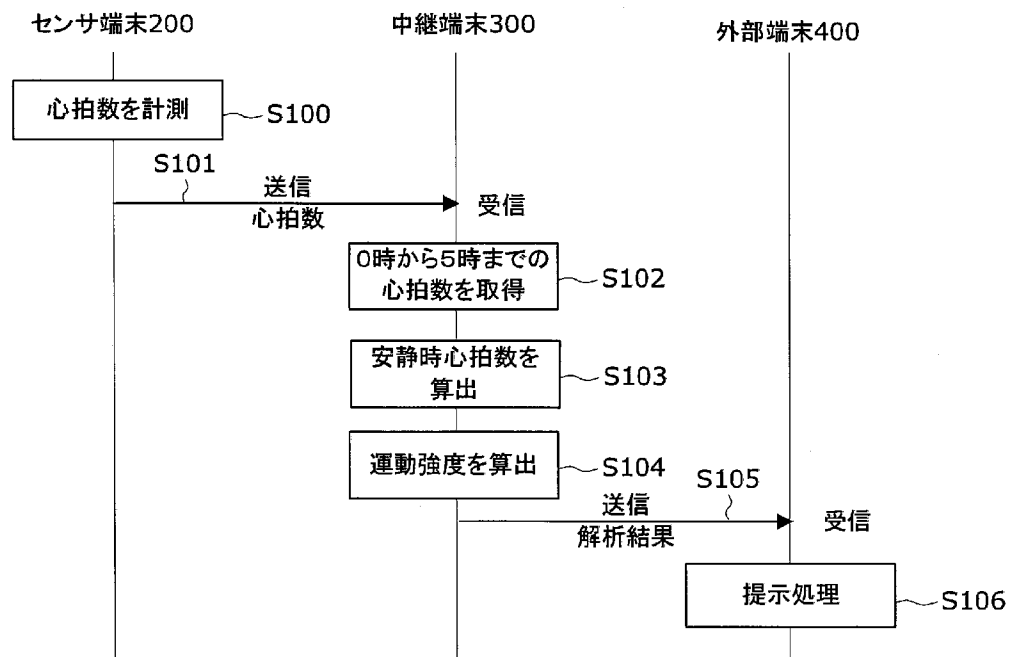
[図4]



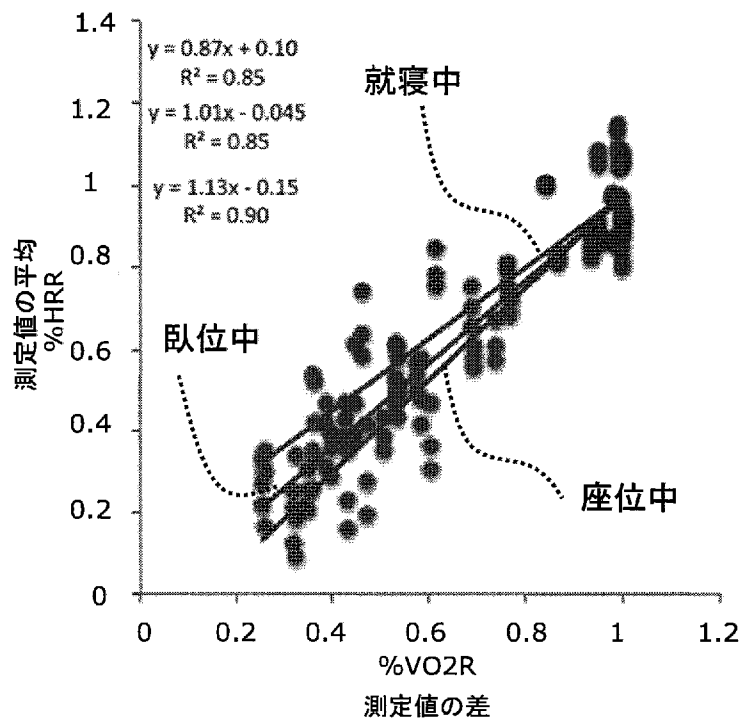
[図5]



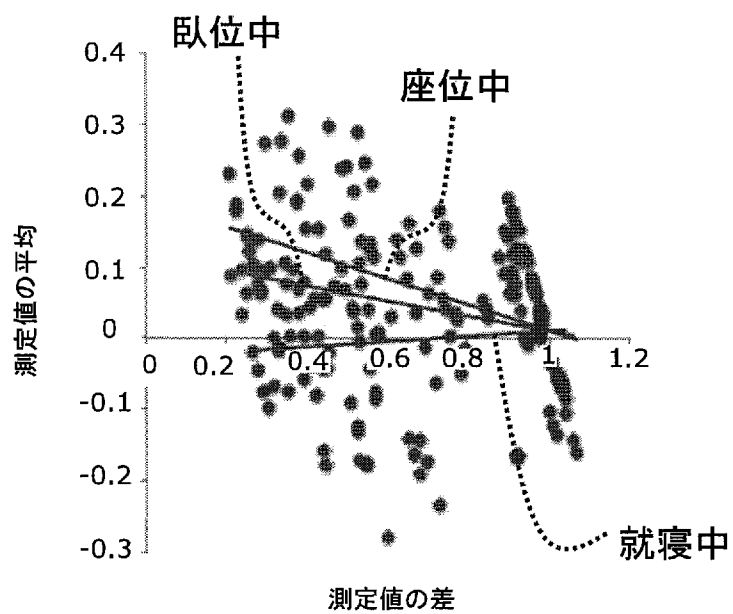
[図6]



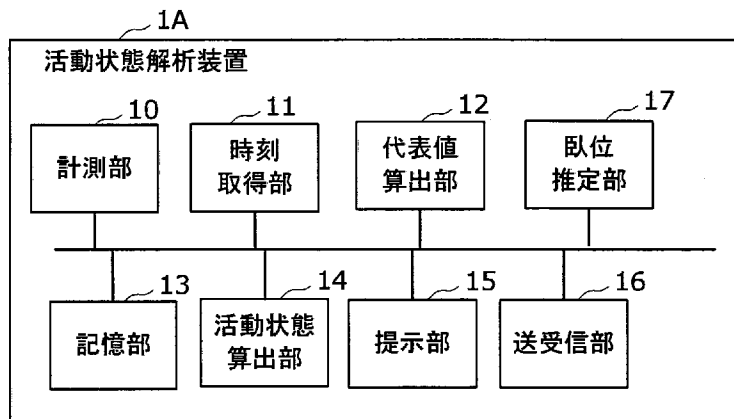
[図7]



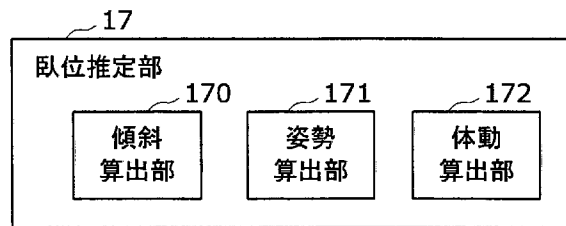
[図8]



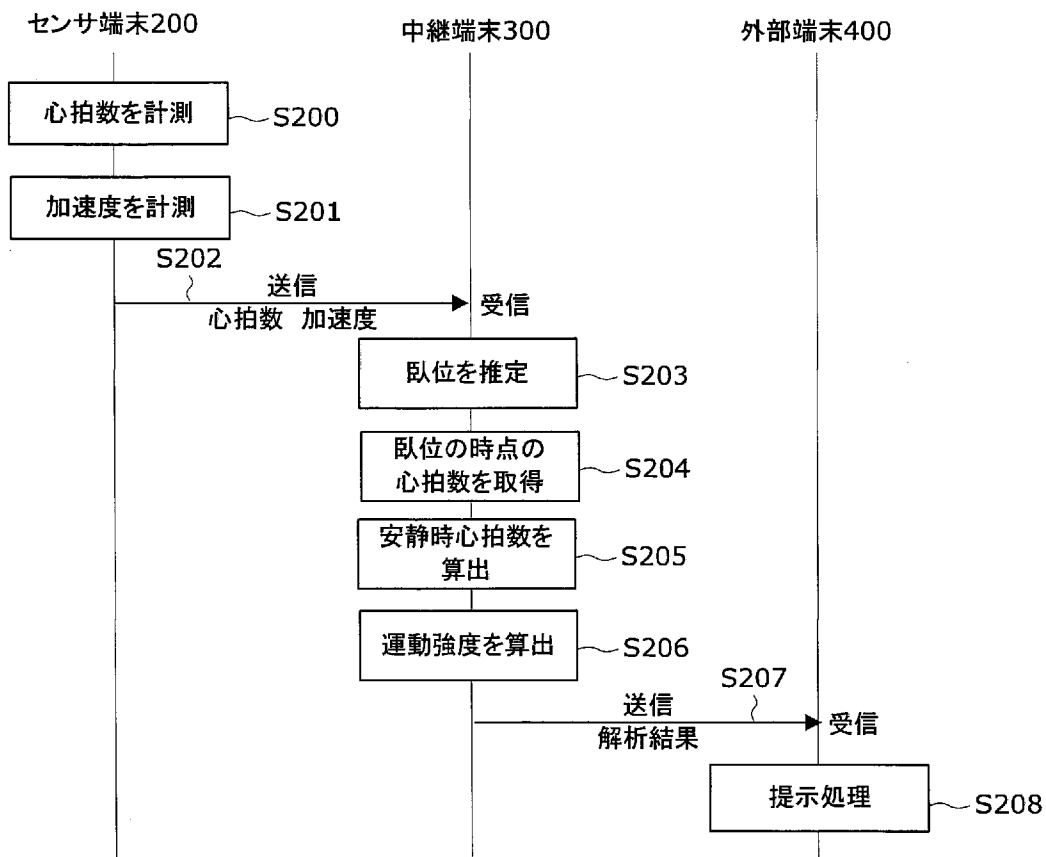
[図9]



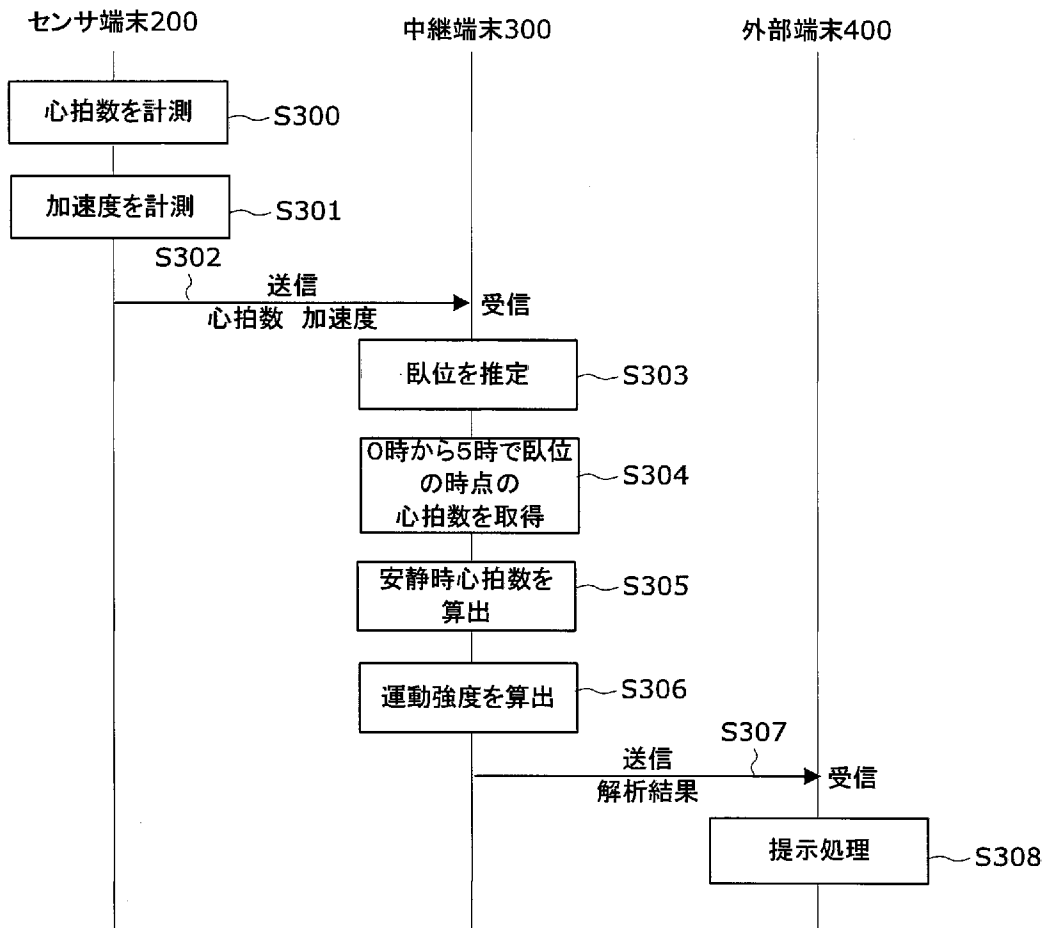
[図10]



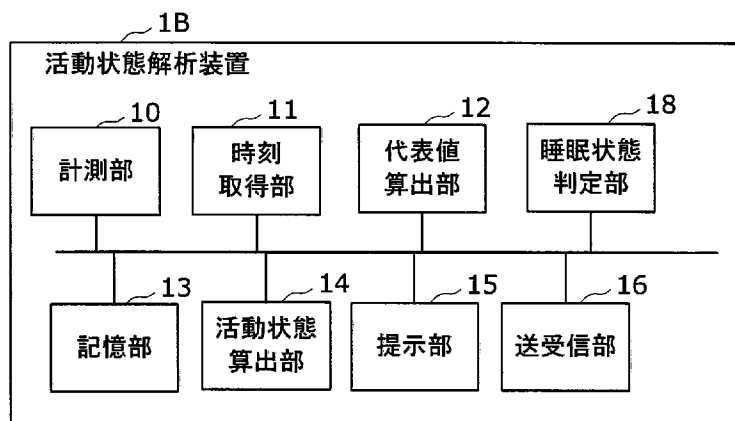
[図11]



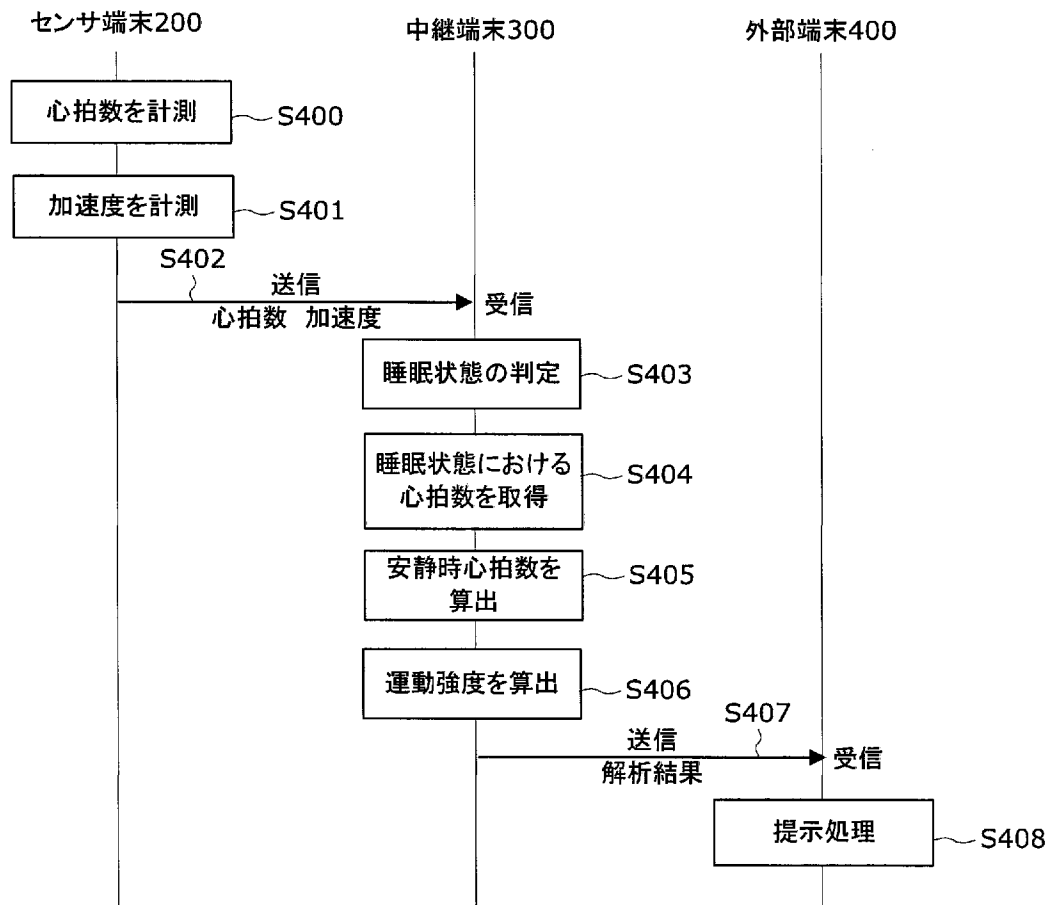
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/046614

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B5/0245 (2006.01) i, A61B5/22 (2006.01) i
FI: A61B5/22100, A61B5/0245100D

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)

Int.Cl. A61B5/0245, A61B5/22

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2020
Registered utility model specifications of Japan	1996-2020
Published registered utility model applications of Japan	1994-2020

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2018/139398 A1 (NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORPORATION) 02 August 2018, paragraphs [0067]-[0075], [0086], [0089], [0092], fig. 5	1-8
A	WO 2014/038594 A1 (SEIKO EPSON CORPORATION) 13 March 2014, entire text, all drawings	1-8
A	JP 2018-15316 A (FUJITSU LIMITED) 01 February 2018, entire text, all drawings	1-8

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* 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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
16.01.2020

Date of mailing of the international search report
28.01.2020

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2019/046614

WO 2018/139398 A1	02 August 2018	CN 110234276 A
WO 2014/038594 A1	13 March 2014	JP 2014-50451 A US 2015/0150516 A1, whole documents EP 2893878 A1 CN 104602604 A
JP 2018-15316 A	01 February 2018	(Family: none)

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 5/0245(2006.01)i; A61B 5/22(2006.01)i FI: A61B5/22 100; A61B5/0245 100D														
B. 調査を行った分野														
調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） A61B5/0245; A61B5/22														
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922 - 1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971 - 2020年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996 - 2020年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994 - 2020年</td> </tr> </table>			日本国実用新案公報	1922 - 1996年	日本国公開実用新案公報	1971 - 2020年	日本国実用新案登録公報	1996 - 2020年	日本国登録実用新案公報	1994 - 2020年				
日本国実用新案公報	1922 - 1996年													
日本国公開実用新案公報	1971 - 2020年													
日本国実用新案登録公報	1996 - 2020年													
日本国登録実用新案公報	1994 - 2020年													
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）														
C. 関連すると認められる文献														
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号												
X	WO 2018/139398 A1（日本電信電話株式会社）02.08.2018（2018 - 08 - 02） [0067]-[0075], [0086], [0089], [0092], 図5	1-8												
A	WO 2014/038594 A1（セイコーエプソン株式会社）13.03.2014（2014 - 03 - 13） 全文, 全図	1-8												
A	JP 2018-15316 A（富士通株式会社）01.02.2018（2018 - 02 - 01） 全文, 全図	1-8												
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☒ パテントファミリーに関する別紙を参照。														
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>“T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</td> </tr> <tr> <td>“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの</td> <td>“X” 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの</td> </tr> <tr> <td>“E” 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの</td> <td>“Y” 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの</td> </tr> <tr> <td>“L” 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）</td> <td>“&” 同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td></td> </tr> <tr> <td>“P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献</td> <td></td> </tr> </table>			* 引用文献のカテゴリー	“T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	“X” 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの	“E” 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	“Y” 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの	“L” 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）	“&” 同一パテントファミリー文献	“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		“P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献	
* 引用文献のカテゴリー	“T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの													
“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	“X” 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの													
“E” 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	“Y” 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの													
“L” 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）	“&” 同一パテントファミリー文献													
“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献														
“P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献														
国際調査を完了した日 16.01.2020	国際調査報告の発送日 28.01.2020													
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 磯野 光司 2Q 1569 電話番号 03-3581-1101 内線 3292													

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2019/046614

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
WO	2018/139398	A1	02.08.2018	CN	110234276	A	
WO	2014/038594	A1	13.03.2014	JP	2014-50451	A	
				US	2015/0150516	A1	
				Whole documents			
				EP	2893878	A1	
				CN	104602604	A	
JP	2018-15316	A	01.02.2018	(ファミリーなし)			