

(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
2023年3月30日(30.03.2023)

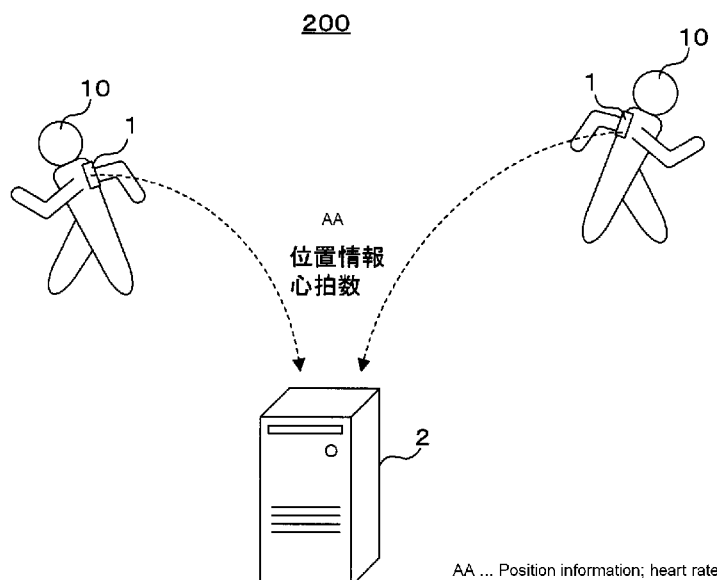


(10) 国際公開番号
WO 2023/047848 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0245 (2006.01) A61B 5/16 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01) G06N 20/00 (2019.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2022/031118
- (22) 国際出願日: 2022年8月17日(17.08.2022)
- (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 2021-154420 2021年9月22日(22.09.2021) JP
- (71) 出願人: 株式会社 K I C O N I A W O R K S (KICONIA WORKS, INC.) [JP/JP];
〒1500002 東京都渋谷区渋谷3-10-1 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 田中 一嘉 (TANAKA, Kazuyoshi);
〒1500002 東京都渋谷区渋谷3-10-1 渋谷M Jビル3 F 株式会社 K I C O N I A W O R K S 内 Tokyo (JP). 書上 拓郎 (SHOGAMI, Takuro);
〒1500002 東京都渋谷区渋谷3-10-1 渋谷M Jビル3 F 株式会社 K I C O N I A W O R K S 内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 河野 英仁, 外 (KOHNO, Hideto et al.);
〒5400035 大阪府大阪市中央区釣鐘町二丁目4番3号 河野特許事務所 Osaka (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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, 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, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD,

(54) Title: LEARNING MODEL GENERATION METHOD, COMPUTER PROGRAM, AND FATIGUE DETERMINATION METHOD

(54) 発明の名称: 学習モデルの生成方法、コンピュータプログラム、及び疲労判定方法



(57) Abstract: In the present invention, practice data is acquired, said data containing movement data indicating the movements of a person who is exercising and heart rate data based on the heart rate of the person. A learning model is generated on the basis of the practice data, said model for outputting the heart rate data if the movement data has been input.

(57) 要約: 運動をする人の動作を表した動作データと前記人の心拍数に基づく心拍数データとを含んだ訓練データを取得し、前記訓練データに基づいて、動作データを入力した場合に心拍数データを出力する学習モデルを生成する。



WO 2023/047848 A1

SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT,
TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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))

明 細 書

発明の名称：

学習モデルの生成方法、コンピュータプログラム、及び疲労判定方法

技術分野

[0001] 本発明は、学習モデルの生成方法、コンピュータプログラム、及び疲労判定方法に関する。

背景技術

[0002] 従来、サッカー等のスポーツにおいて、人に装着したセンサを用いて運動中の人の状態を測定することが行われている。例えば、センサを用いて、人の心拍数又は位置情報が測定される。測定された情報を用いて、試合中の人の移動距離等、人の挙動を表した情報を計算し、人の挙動を可視化することができる。リハビリテーション、又は体を動かすゲーム等、スポーツ以外の運動を行う人に関しても、同様に、挙動を可視化することができる。特許文献1には、センサを用いて運動中の人の状態を測定する技術の例が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2018-33565号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] センサを利用して人の挙動を可視化することができるものの、可視化された情報の用途に課題がある。一方で、スポーツ選手等の運動を行う人の怪我は大きな問題となっている。怪我の発生には、人の疲労が関係している。怪我を防止するためには、人の疲労を判定することが求められる。疲労を判定するためには、疲労を判定する根拠となる情報を得ることが必要となる。

[0005] 本発明は、斯かる事情に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、人に装着したセンサを用いて得られた情報から、人の疲労を判定す

る根拠となる情報を得るための学習モデルの生成方法、コンピュータプログラム、及び疲労判定方法を提供することにある。

課題を解決するための手段

- [0006] 本発明に係る学習モデルの生成方法は、運動をする人の動作を表した動作データと前記人の心拍数に基づく心拍数データとを含んだ訓練データを取得し、前記訓練データに基づいて、動作データを入力した場合に心拍数データを出力する学習モデルを生成することを特徴とする。
- [0007] 本発明に係るコンピュータプログラムは、運動をする人の動作を表した動作データ、及び前記人の心拍数に基づく第1心拍数データを取得し、動作データを入力した場合に心拍数データを出力する学習モデルへ、取得した動作データを入力し、前記学習モデルが出力した第2心拍数データを取得し、前記第1心拍数データ及び前記第2心拍数データの差分を出力する処理をコンピュータに実行させることを特徴とする。
- [0008] 本発明に係る疲労判定方法は、人に装着されたセンサを用いて、運動をする前記人の位置及び前記人の心拍数を測定し、前記センサを用いて測定した前記位置及び前記心拍数に基づいて、運動をする前記人の動作を表した動作データ、及び前記心拍数に基づく第1心拍数データを取得し、動作データを入力した場合に心拍数データを出力する学習モデルへ、取得した動作データを入力し、前記学習モデルが出力した第2心拍数データを取得し、前記第1心拍数データ及び前記第2心拍数データに応じて、前記人の疲労に関する情報を出力することを特徴とする。
- [0009] 本発明の一形態においては、運動をする人の動作を表した動作データと心拍数に基づく心拍数データとを含んだ訓練データを用いた学習により、動作データを入力した場合に心拍数データを出力する学習モデルを生成する。人の動作を測定し、動作データを取得し、動作データを学習モデルへ入力し、学習モデルが出力する心拍数データを取得することにより、心拍数データを推測することができる。疲労に応じて人の心拍数は変化するので、推測した心拍数データは、人の疲労を判定するための根拠となり得る。

[0010] 本発明の一形態においては、実際に測定された心拍率に基づいた第1心拍数データと、学習モデルを用いて推測された第2心拍数データとを取得する。第1心拍数データと第2心拍数データとの違いは、身体にかかる負担が普段と異なっていることを示す。このため、第1心拍数データ及び第2心拍数データの差分を出力することにより、人の疲労を可視化した情報を出力することができる。

発明の効果

[0011] 本発明にあつては、学習モデルを用いて人の動作データから人の心拍数データを推測することが可能となる。推測された心拍数データを根拠にして人の疲労を判定することができるようになる等、本発明は優れた効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]学習モデルを生成するための学習モデル生成システムの構成例を示す模式図である。

[図2]センサ装置の構成の第1例を示すブロック図である。

[図3]センサ装置の構成の第2例を示すブロック図である。

[図4]学習モデル生成装置の内部の機能構成例を示すブロック図である。

[図5]測定データの内容例を示す概念図である。

[図6]学習モデルを生成する処理の手順の一例を示すフローチャートである。

[図7]動作データの内容例を示す概念図である。

[図8]学習モデルの機能を示す概念図である。

[図9]選手の疲労を判定する疲労判定システムの構成例を示す模式図である。

[図10]疲労判定装置の内部の機能構成例を示すブロック図である。

[図11]選手の疲労を判定する処理の手順の一例を示すフローチャートである。

。

[図12]入力データの内容例を示す概念図である。

[図13]疲労判定装置が表示する画像の例を示す模式図である。

[図14]複数の選手に係る差分及び差分の累和を出力するために疲労判定装置

が表示する画像の例を示す模式図である。

[図15]選手の体調を判定するための処理の手順の一例を示すフローチャートである。

[図16]複数の選手に関する運動の強度と疲労度とを含んだ画像の例を示す模式図である。

[図17]複数の選手に関する運動の強度、疲労度及び体調の一覧を含んだ画像の例を示す模式図である。

[図18]特定の選手に関する運動の強度、疲労度及び体調を含んだ画像の例を示す模式図である。

発明を実施するための形態

[0013] 以下本発明をその実施の形態を示す図面に基づき具体的に説明する。

<実施形態1>

本実施形態では、学習モデルを利用して、スポーツを行う選手の疲労を判定する。まず、学習モデルの生成方法について説明する。図1は、学習モデルを生成するための学習モデル生成システム200の構成例を示す模式図である。学習モデル生成システム200は、スポーツを行う選手10に装着されるセンサ装置1と、学習モデルを生成するための情報処理を実行する学習モデル生成装置2とを含んでいる。センサ装置1は、選手10に装着されるウェアラブルセンサである。例えば、センサ装置1は、衣服又は装備品の一部になっている。センサ装置1は、選手10の身体に貼り付けられてもよい。センサ装置1を用いて、選手10の位置、心拍数及びステップ数が測定され、学習モデル生成装置2は、選手10の位置を示す位置情報と心拍数とステップ数とを取得し、学習モデルを生成するための情報処理を実行する。

[0014] 図2は、センサ装置1の構成の第1例を示すブロック図である。センサ装置1は、制御部11と、位置センサ12と、心拍センサ13と、ステップカウンタ18と、記憶部14と、インタフェース部15とを備える。制御部11は、センサ装置1の各部を制御する。例えば、制御部11はプロセッサを用いて構成されている。制御部11は、時間を計測する処理を行ってもよい

。記憶部 14 は、センサ装置 1 の動作に必要なプログラム又はデータを記憶する。例えば、記憶部 14 は不揮発性のメモリである。例えば、記憶部 14 は、センサ装置 1 に固有の、センサ装置 1 を識別するためのセンサ識別情報を記憶している。

[0015] 位置センサ 12 は、センサ装置 1 の位置を測定するセンサである。位置センサ 12 は、GPS (Global Positioning System) 等の測位システムを用いて、位置を測定する。例えば、位置センサ 12 は、GPS 衛星等の測位衛星から送信された信号を受信することによって、位置を測定する。位置を測定するための処理の一部を制御部 11 が実行してもよい。位置センサ 12 は、センサ装置 1 の位置を測定することによって、選手 10 の位置を測定する。

[0016] 心拍センサ 13 は、所定時間の間の選手 10 の心拍数を測定する。例えば、心拍センサ 13 は、20 秒間の心拍数を測定する。例えば、心拍センサ 13 は、光学式のセンサである。ステップカウンタ 18 は、ステップ数を測定する。ステップ数は、所定時間内の歩数である。例えば、ステップカウンタ 18 は、加速度センサを有し、加速度センサの測定結果に応じてステップ数を特定する処理を行う。センサ装置 1 は、加速度センサの測定結果に応じて制御部 11 がステップ数を特定する処理を行う形態であってもよい。

[0017] インタフェース部 15 は、着脱可能な可搬型メモリ 16 が装着され、可搬型メモリ 16 に対してデータを書き込む。制御部 11 は、位置センサ 12 が測定した位置を示す位置情報、心拍センサ 13 が測定した心拍数及びステップカウンタ 18 が測定したステップ数を含むデータを、インタフェース部 15 により可搬型メモリ 16 に記憶する。位置情報、心拍数及びステップ数を含むデータには、位置が測定された時刻を示す情報、心拍数が測定された時刻を示す情報及びステップ数が測定された時刻を示す情報が含まれる。また、位置情報、心拍数及びステップ数を含むデータには、センサ識別情報が含まれる。制御部 11 は、複数の期間において得られた位置情報、心拍数及びステップ数を含むデータを、インタフェース部 15 により可搬型メモリ 16

に記憶する。

[0018] 可搬型メモリ16は、インタフェース部15から離脱し、センサ装置1の外部にあるメモリリーダ31に装着される。メモリリーダ31は、可搬型メモリ16に記憶された、位置情報、心拍数及びステップ数を含むデータを読み出す。なお、センサ装置1は、可搬型メモリ16を用いずに、インタフェース部15が直接にメモリリーダ31に装着される形態であってもよい。この形態では、制御部11は、位置情報、心拍数及びステップ数を記憶部14に記憶し、メモリリーダ31は、インタフェース部15を通じて、位置情報、心拍数及びステップ数を含むデータを読み出す。

[0019] 図3は、センサ装置1の構成の第2例を示すブロック図である。センサ装置1は、制御部11と、位置センサ12と、心拍センサ13と、記憶部14と、送信部17とを備える。制御部11、記憶部14、位置センサ12及び心拍センサ13は第1例と同様である。送信部17は、有線通信又は無線通信を利用して、センサ装置1の外部にある受信装置32へデータを送信する。制御部11は、複数の期間において得られた位置情報、心拍数及びステップ数を含むデータを、送信部17から受信装置32へ送信する。

[0020] センサ装置1は、インタフェース部15と送信部17との両方を備える形態であってもよい。学習モデル生成システム200は、測位システムを用いる以外の方法でセンサ装置1の位置を測定する形態であってもよい。例えば、センサ装置1が外部へ信号を送信し、センサ装置1の外部にある受信装置がセンサ装置1からの信号を受信し、受信装置が受信した信号に基づいてセンサ装置1の位置が測定されてもよい。

[0021] 図4は、学習モデル生成装置2の内部の機能構成例を示すブロック図である。学習モデル生成装置2は、学習モデル生成方法を実行する。学習モデル生成装置2は、サーバ装置又はパーソナルコンピュータ等のコンピュータである。学習モデル生成装置2は、演算部21と、メモリ22と、ドライブ部23と、記憶部24と、操作部25と、表示部26と、インタフェース部27とを備えている。演算部21は、例えばCPU (Central Processing Unit

）、GPU (Graphics Processing Unit)、又はマルチコアCPUを用いて構成されている。演算部21は、量子コンピュータを用いて構成されていてもよい。メモリ22は、演算に伴って発生する一時的なデータを記憶する。メモリ22は、例えばRAM (Random Access Memory) である。ドライブ部23は、光ディスク又は可搬型メモリ等の記録媒体20から情報を読み取る。記憶部24は、不揮発性であり、例えばハードディスク又は不揮発性半導体メモリである。

[0022] 演算部21は、記録媒体20に記録されたコンピュータプログラム241をドライブ部23に読み取らせ、読み取ったコンピュータプログラム241を記憶部24に記憶させる。演算部21は、コンピュータプログラム241に従って、学習モデル生成装置2に必要な処理を実行する。コンピュータプログラム241はコンピュータプログラム製品であってもよい。コンピュータプログラム241は、学習モデル生成装置2の外部からダウンロードされてもよい。又は、コンピュータプログラム241は、学習モデル生成装置2に予め記憶されていてもよい。これらの場合は、学習モデル生成装置2はドライブ部23を備えていなくてもよい。

[0023] 操作部25は、使用者からの操作を受け付けることにより、テキスト等の情報の入力を受け付ける。操作部25は、例えばタッチパネル、ペンタブレット、キーボード又はポインティングデバイスである。表示部26は、画像を表示する。表示部26は、例えば液晶ディスプレイ又はELディスプレイ (Electroluminescent Display) である。操作部25及び表示部26は、一体になっていてもよい。

[0024] インタフェース部27は、図4には図示していないメモリーリーダ31又は受信装置32が接続される。メモリーリーダ31は、可搬型メモリ16から読み出した位置情報、心拍数及びステップ数を含むデータを、インタフェース部27を通じて学習モデル生成装置2へ入力する。又は、受信装置32は、受信した位置情報、心拍数及びステップ数を含むデータを、インタフェース部27を通じて学習モデル生成装置2へ入力する。インタフェース部27は

、可搬型メモリ16が装着され、可搬型メモリ16からデータを読み出す形態であってもよく、センサ装置1から送信されたデータを受信する形態であってもよい。このようにして、学習モデル生成装置2は、インタフェース部27を通じて、センサ装置1が測定した選手10の位置を示す位置情報、センサ装置1が測定した選手10の心拍数、及びセンサ装置1が測定した選手10のステップ数を含むデータを取得する。

[0025] 学習モデル生成装置2は、複数のコンピュータにより構成され、データが複数のコンピュータによって分散して記憶されていてもよく、処理が複数のコンピュータによって分散して実行されてもよい。学習モデル生成装置2は、クラウドコンピューティングを利用して実現されてもよく、一台のコンピュータ内に設けられた複数の仮想マシンによって実現されてもよい。

[0026] 記憶部24は、複数の選手10の個人情報を記録した選手データを記憶している。選手データには、選手10が装着するセンサ装置1のセンサ識別情報、選手10の誕生日、及び選手10のスポーツでのポジションが含まれている。

[0027] 学習モデル生成システム200は、複数の選手10に装着される複数のセンサ装置1を含んでいる。学習モデル生成装置2は、複数のセンサ装置1の夫々から位置情報、心拍数及びステップ数を含んだデータを取得する。即ち、学習モデル生成装置2は、複数のセンサ装置1が測定した選手10の位置を示す位置情報、複数のセンサ装置1が測定した選手10の心拍数、及び複数のセンサ装置1が測定した選手10のステップ数を取得する。学習モデル生成装置2は、複数の選手10に係る位置情報、心拍数及びステップ数を含んだ測定データ242を、記憶部24に記憶する。例えば、スポーツの練習が行われる際に、センサ装置1を用いて各選手10に係る位置情報、心拍数及びステップ数が取得され、取得された位置情報、心拍数及びステップ数を含んだ測定データ242が記憶される。

[0028] 図5は、測定データ242の内容例を示す概念図である。測定データ242には、選手10の夫々について、位置情報、心拍数及びステップ数が含ま

れている。測定データ242には、選手10を識別するための選手識別情報と、選手10のスポーツでのポジションを示すポジション情報が含まれている。選手識別情報は、選手10に固有の情報である。選手識別情報は個人識別情報に対応する。選手識別情報は、センサ識別情報と同一であってもよい。或は、選手データに、センサ識別情報と対応付けて選手識別情報が記録されている。学習モデル生成装置2は、選手データを参照し、センサ装置1から取得したデータに含まれるセンサ識別情報に対応する選手識別情報を特定し、測定データ242に記録する。

[0029] ポジション情報は、選手10のポジションに応じて異なる情報である。例えば、スポーツはサッカーであり、選手10のポジションがフォワードである場合と、ゴールキーパーである場合とでは、ポジション情報は異なる。例えば、学習モデル生成装置2は、選手データを参照し、選手識別情報に対応するポジション情報を特定し、測定データ242に記録する。なお、測定データ242には、選手識別情報又はポジション情報が含まれていなくてもよい。

[0030] 選手10の選手識別情報及びポジション情報に関連付けて、選手10の位置を示す位置情報、選手10の心拍数及び選手10のステップ数が記録されている。位置情報には、位置が測定された時刻が関連付けられている。また、心拍数及びステップ数には、心拍数及びステップ数が測定された時刻が関連付けられている。例えば、心拍数又はステップ数に関連付けられている時刻は、心拍数又はステップ数を測定するための所定時間が開始された時刻又は終了した時刻である。

[0031] 学習モデル生成装置2は、測定データ242に基づき、学習モデルを生成するための訓練データを生成し、訓練データを用いて学習された学習モデルを生成する処理を行う。図6は、学習モデルを生成する処理の手順の一例を示すフローチャートである。以下、ステップをSと略す。学習モデル生成装置2の演算部21は、コンピュータプログラム241に従って処理を実行する。

- [0032] 学習モデル生成装置 2 は、測定データ 242 に含まれる各選手 10 の位置情報及びステップ数から、各選手 10 の動作を表した動作データを生成する (S 11)。図 7 は、動作データの内容例を示す概念図である。動作データは、選手 10 の動作の特徴を表す特徴量として、選手 10 の速度、加速度、加速度の絶対値、ステップ数、メタボリックパワー、及び MSF (muscular fatigue) を含む。動作データとして複数種類の特徴量を用いることにより、選手 10 の動作の特徴が詳細に表される。なお、動作データには、速度、加速度、加速度の絶対値、ステップ数、メタボリックパワー、及び MSF の内、いずれかが含まれていなくてもよい。
- [0033] S 11 では、演算部 21 は、位置情報の変化と、位置情報に関連付けられた時刻の変化とに基づいて、速度、加速度、及び加速度の絶対値を計算する。また、演算部 21 は、測定データ 242 に含まれていたステップ数に基づいたステップ数を動作データに含ませる。例えば、演算部 21 は、測定データ 242 に含まれていたステップ数そのもの、又は測定データ 242 に含まれていたステップ数から計算した、カウントする時間の長さを変更したステップ数等の計算値を、ステップ数として動作データに含ませる。演算部 21 は、メタボリックパワーとして、加速度と速度とを乗算した値を計算する。演算部 21 は、移動距離及び移動方向の変化に基づいて、MSF として、100 度以上の角度変化を 4 m 進んだ回数を計算する。
- [0034] S 11 では、演算部 21 は、動作データに含まれる各特徴量の所定時間内の平均値又は最大値を計算する。例えば、所定時間は 20 秒である。また、動作データは、複数の期間の夫々における各特徴量の平均値又は最大値を含む。即ち、演算部 21 は、複数の期間の夫々における速度、加速度、加速度の絶対値、ステップ数、メタボリックパワー、及び MSF の平均値又は最大値を計算する。図 7 には、任意の時刻を基準にして、0~20 秒前の期間、20~40 秒前の期間、及び 40~60 秒前の期間の夫々における各特徴量の平均値又は最大値が動作データに含まれている例を示している。複数の期間での特徴量を動作データが含むことによって、選手 10 の動作の時間的な

変化が表される。演算部 21 は、複数の時刻に係る動作データを生成する。なお、学習モデル生成システム 200 は、センサ装置 1 がステップ数を測定せず、学習モデル生成装置 2 が S11 で位置情報の変化から得られる移動距離、移動方向の変化、速度の変化又は加速度の変化に基づいてステップ数を計算する形態であってもよい。

[0035] 学習モデル生成装置 2 は、次に、測定データ 242 に含まれる各選手 10 の心拍数から、各選手 10 の心拍率（心拍数データ）を計算する（S12）。心拍率は、心拍数を最大心拍数で除した値である。最大心拍数は、人にとって可能な最大の心拍数である。最大心拍数は、人の年齢に依存する。心拍率は、心拍数を人の年齢に応じて補正した値であり、心拍数データに対応する。心拍数を人の年齢に応じて補正することにより、学習モデルの生成及び疲労の判定の際に、年齢による影響を排除することができる。例えば、アスリートの 1 分間の最大心拍数は、以下の（1）式で表される。

$$\text{最大心拍数} = 210 - 0.5 \times \text{年齢} \quad \dots (1)$$

[0036] S12 では、演算部 21 は、選手識別情報に基づいて選手データから選手 10 の誕生日を読み出し、年齢を計算し、（1）式を利用して最大心拍数を計算する。また、演算部 21 は、測定データ 242 に含まれる心拍数を最大心拍数で除することにより、心拍率を計算する。例えば、測定データ 242 に 20 秒間の心拍数が含まれている場合に、演算部 21 は、（1）式を用いて計算した 1 分間の最大心拍数を、20 秒間の最大心拍数へ変換し、心拍率を計算する。演算部 21 は、測定データ 242 に含まれる心拍数を 1 分間の心拍数へ変換し、1 分間の最大心拍数で心拍数を除することにより、心拍率を計算してもよい。なお、（1）式を用いる方法以外の方法で、最大心拍数が特定されてもよい。例えば、年齢に応じて最大心拍数を計算するための式として、（1）式以外にも種々の式が従来提案されているので、（1）式以外の式を利用して最大心拍数が計算されてもよい。例えば、年齢と最大心拍率との対応関係を記録したテーブルが予め記憶部 24 に記憶されており、テーブルに基づいて年齢に対応する最大心拍数が特定されてもよい。演算部 2

1 は、複数の時刻に係る心拍率を計算する。S 1 1 と S 1 2 との処理は逆の順で実行されてもよい。

[0037] 学習モデル生成装置 2 は、次に、動作データ及び心拍率を含んだ訓練データを生成する (S 1 3)。S 1 3 では、演算部 2 1 は、同じ時刻に関連する動作データ及び心拍率を関連付けることにより、訓練データを生成する。例えば、演算部 2 1 は、動作データを計算する際の基準となる時刻と、心拍率の基となった心拍数に関連付けられている時刻とが所定の誤差内で一致する場合に、動作データ及び心拍率を関連付けたデータセットを生成する。演算部 2 1 は、複数のデータセットを生成し、複数のデータセットを含む訓練データを生成する。

[0038] 訓練データは、更に、心拍率の基となった心拍数が得られた時点よりも前の時点における心拍率である事前心拍率を含む。事前心拍率は、事前心拍数データに対応する。事前心拍率として、所定の遡及時間だけ遡及した時点での心拍率を用いる。例えば、60～80秒前の心拍数から得られた心拍率を事前心拍率とする。演算部 2 1 は、計算した複数の心拍率から、事前心拍率を選択し、動作データ及び心拍率に関連付ける。

[0039] 訓練データは、更に、選手識別情報及びポジション情報を含む。演算部 2 1 は、選手識別情報及びポジション情報を動作データ及び心拍率に関連付ける。訓練データは、複数のデータセットを含み、データセットには、動作データ、心拍率、事前心拍率、選手識別情報及びポジション情報が関連付けられて含まれている。

[0040] S 1 1～S 1 3 の処理を実行することにより、学習モデル生成装置 2 は、訓練データ 2 4 3 を取得する。演算部 2 1 は、生成した訓練データ 2 4 3 を記憶部 2 4 に記憶する。学習モデル生成装置 2 は、複数の選手 1 0 について S 1 1～S 1 3 の処理を実行する。各選手 1 0 について一又は複数のデータセットが生成され、訓練データ 2 4 3 は複数の選手 1 0 に係る複数のデータセットを含む。

[0041] S 1 1～S 1 3 の処理は、センサ装置 1 から位置情報、心拍数及びステッ

プ数を得られる都度実行されてもよく、ある程度の量の情報が測定データ 2 4 2 に記録された段階で実行されてもよい。なお、S 1 1 ~ S 1 3 の処理が学習モデル生成装置 2 の外部で行われ、学習モデル生成装置 2 には生成された訓練データ 2 4 3 が外部から入力されてもよい。

[0042] 学習モデル生成装置 2 は、次に、訓練データ 2 4 3 を利用して、心拍率を予測するために用いられる学習モデルを生成する (S 1 4)。学習モデルは、コンピュータプログラム 2 4 1 に従って演算部 2 1 が情報処理を実行することにより実現される。記憶部 2 4 は、学習モデルを実現するために必要なデータを記憶している。なお、学習モデルは、ハードウェアにより構成されていてもよい。学習モデルは、量子コンピュータを用いて実現されてもよい。

[0043] 図 8 は、学習モデルの機能を示す概念図である。学習モデルには、動作データ、事前心拍率、選手識別情報及びポジション情報が入力される。学習モデルは、動作データ、事前心拍率、選手識別情報及びポジション情報が入力された場合に、心拍率を出力するように学習される。学習モデルは、Light GBM (Light Gradient Boosting Machine) を用いて構成される。学習モデルは、ニューラルネットワーク、トランスフォーマ、又はLSTM (Long Short-Term Memory) を用いて構成されてもよい。

[0044] S 1 4 では、演算部 2 1 は、訓練データ 2 4 3 に含まれる動作データ、事前心拍率、選手識別情報及びポジション情報を学習モデルへ入力し、学習モデルの学習を行う。学習モデルは、動作データ、事前心拍率、選手識別情報及びポジション情報の入力に応じて、心拍率を出力する。演算部 2 1 は、学習モデルが出力した心拍率を取得し、学習モデルへ入力された動作データ、事前心拍率、選手識別情報及びポジション情報に訓練データ 2 4 3 において関連付けられた心拍率と学習モデルが出力した心拍率との誤差が小さくなるように、学習モデルの演算のパラメータを調整する。即ち、動作データ、心拍率、事前心拍率、選手識別情報及びポジション情報に関連付けられた心拍率とほぼ同一の心拍率が出力されるように、パラメータが調整される。演算

部 2 1 は、訓練データ 2 4 3 に含まれる複数のデータセットを用いて処理を繰り返して、学習モデルのパラメータを調整することにより、学習モデルの機械学習を行う。

[0045] 例えば、演算部 2 1 は、Optuna（登録商標）を利用した学習モデルのパラメータ調整を行う。例えば、演算部 2 1 は、訓練データ 2 4 3 を複数に分割し、クロスバリデーションにより複数の学習モデルを生成し、複数の学習モデルを平均化して融合することにより、一つの学習モデルを生成する。演算部 2 1 は、その他のアルゴリズムによって学習モデルのパラメータを調整してもよい。演算部 2 1 は、調整された最終的なパラメータを記録した学習済みデータを記憶部 2 4 に記憶する。このようにして、学習された学習モデルが生成される。S 1 4 が終了した後、学習モデル生成装置 2 は、学習モデルを生成するための処理を終了する。

[0046] 一般的に、人の運動の強度が高くなるほど、心拍率は大きくなる。このため、選手 1 0 の動作と心拍率の間には関連があり、選手 1 0 の動作を表す動作データから選手 1 0 の心拍率を生成する学習モデルを生成することが可能である。また、疲労が大きい場合は、人の心拍率は大きくなる。学習モデルを用いて動作データから得られる心拍率は、普段の状態の選手 1 0 の心拍率である。学習モデルを用いて動作データから得られる心拍率よりも実際の心拍率が大きい場合は、選手 1 0 が普段よりも疲労していると判定できる。このように、学習モデルを用いて動作データから得られる心拍率は、選手 1 0 の疲労を判定するための根拠として利用することができる。

[0047] 心拍率は、直前の心拍率に影響を受ける。例えば、運動の強度が同じであっても、直前の心拍率が大きいほど、心拍率は大きくなる。動作データに加えて事前心拍率が学習データへ入力されることにより、学習モデルはより正確な心拍率を出力することができる。個々の選手 1 0 によって、選手 1 0 の動作と心拍率との関係に差異が発生することがあり得る。動作データに加えて選手識別情報が学習データへ入力されることにより、学習モデルは、選手 1 0 の個性に応じてより正確な心拍率を出力することができる。選手 1 0 の

ポジションが異なると、選手10が行う運動の内容が異なり、動作データと心拍率との関係に差異が発生することがあり得る。動作データに加えてポジション情報が学習データへ入力されることにより、学習モデルは、選手10のポジションに応じてより正確な心拍率を出力することができる。なお、学習モデルは、事前心拍率、選手識別情報及びポジション情報の内、いずれかが入力されない形態であってもよい。

[0048] 次に、学習モデルを利用して選手10の疲労を判定する方法を説明する。図9は、選手10の疲労を判定する疲労判定システム400の構成例を示す模式図である。疲労判定システム400は、疲労判定方法を実行する。疲労判定システム400は、スポーツを行う選手10に装着されるセンサ装置1と、疲労を判定するための情報処理を実行する疲労判定装置4とを含んでいる。センサ装置1は、学習モデル生成システム200で用いられたセンサ装置1と同様である。センサ装置1は、選手10の位置、心拍数及びステップ数を測定する。疲労判定装置4は、選手10の位置を示す位置情報、心拍数及びステップ数をセンサ装置1から取得する。

[0049] 図10は、疲労判定装置4の内部の機能構成例を示すブロック図である。疲労判定装置4は、パーソナルコンピュータ、タブレット型コンピュータ又はスマートフォン等のコンピュータである。疲労判定装置4は、演算部41と、メモリ42と、ドライブ部43と、記憶部44と、操作部45と、表示部46と、インタフェース部47とを備えている。演算部41は、例えばCPU、GPU、又はマルチコアCPUを用いて構成されている。演算部41は、量子コンピュータを用いて構成されていてもよい。メモリ42は、演算に伴って発生する一時的なデータを記憶する。メモリ42は、例えばRAMである。ドライブ部43は、光ディスク又は可搬型メモリ等の記録媒体40から情報を読み取る。記憶部44は、不揮発性であり、例えばハードディスク又は不揮発性半導体メモリである。

[0050] 演算部41は、記録媒体40に記録されたコンピュータプログラム441をドライブ部43に読み取らせ、読み取ったコンピュータプログラム441

を記憶部 4 4 に記憶させる。演算部 4 1 は、コンピュータプログラム 4 4 1 に従って、疲労判定装置 4 に必要な処理を実行する。コンピュータプログラム 4 4 1 はコンピュータプログラム製品であってもよい。コンピュータプログラム 4 4 1 は、疲労判定装置 4 の外部からダウンロードされてもよい。又は、コンピュータプログラム 4 4 1 は、疲労判定装置 4 に予め記憶されていてもよい。これらの場合は、疲労判定装置 4 はドライブ部 4 3 を備えていなくてもよい。

[0051] 操作部 4 5 は、使用者からの操作を受け付けることにより、テキスト等の情報の入力を受け付ける。操作部 4 5 は、例えばタッチパネル、ペンタブレット、キーボード又はポインティングデバイスである。表示部 4 6 は、画像を表示する。表示部 4 6 は、例えば液晶ディスプレイ又は EL ディスプレイである。操作部 4 5 及び表示部 4 6 は、一体になっていてもよい。

[0052] インタフェース部 4 7 は、図 10 には図示していないメモリリーダ 3 1 又は受信装置 3 2 が接続される。メモリリーダ 3 1 又は受信装置 3 2 は、位置情報、心拍数及びステップ数を含むデータを、インタフェース部 4 7 を通じて疲労判定装置 4 へ入力する。インタフェース部 4 7 は、可搬型メモリ 1 6 が装着され、可搬型メモリ 1 6 からデータを読み出す形態であってもよく、センサ装置 1 から送信されたデータを受信する形態であってもよい。このようにして、疲労判定装置 4 は、インタフェース部 4 7 を通じて、センサ装置 1 が測定した選手 1 0 の位置を示す位置情報、センサ装置 1 が測定した選手 1 0 の心拍数、及びセンサ装置 1 が測定した選手 1 0 のステップ数を含むデータを取得する。疲労判定装置 4 は、複数のコンピュータにより構成されてもよい。疲労判定装置 4 は、クラウドコンピューティングを利用して実現されてもよく、一台のコンピュータ内に設けられた複数の仮想マシンによって実現されてもよい。

[0053] 疲労判定装置 4 は、学習モデル 4 4 2 を備えている。学習モデル 4 4 2 は、コンピュータプログラム 4 4 1 に従って演算部 4 1 が情報処理を実行することにより実現される。学習モデル 4 4 2 は、学習モデル生成装置 2 によっ

て学習された学習モデルである。疲労判定装置4は、学習モデル生成装置2によって学習された学習モデルのパラメータを記録した学習済みデータを記憶部44に記憶することによって、学習モデル442を備える。例えば、学習済みデータは、ドライブ部43によって記録媒体40から読み出されるか、又は、ダウンロードされる。なお、学習モデル442は、ハードウェアにより構成されていてもよい。学習モデル442は、量子コンピュータを用いて実現されてもよい。或は、学習モデル442は疲労判定装置4の外部に設けられており、疲労判定装置4は、外部の学習モデル442を利用して処理を実行する形態であってもよい。例えば、学習モデル442は、クラウドで構成されていてもよい。

[0054] 記憶部44は、選手データを記憶している。疲労判定装置4は、センサ装置1から位置情報、心拍数及びステップ数を含んだデータを取得する。即ち、疲労判定装置4は、センサ装置1が測定した選手10の位置を示す位置情報、選手10の心拍数及び選手10のステップ数を取得する。疲労判定装置4は、位置情報、心拍数及びステップ数を含んだ測定データを、記憶部24に記憶する。例えば、スポーツの試合が行われる際に、センサ装置1を用いて選手10に係る位置情報、心拍数及びステップ数が取得され、取得された位置情報、心拍数及びステップ数を含んだ測定データが記憶される。

[0055] 疲労判定装置4は、学習モデルへ入力するための入力データを生成し、学習モデル442を利用して選手10の疲労を判定する処理を行う。図11は、選手10の疲労を判定する処理の手順の一例を示すフローチャートである。疲労判定装置4の演算部41は、コンピュータプログラム441に従って処理を実行する。

[0056] 疲労判定装置4は、測定データに含まれる選手10の位置情報及びステップ数から、選手10の動作を表した動作データを生成する(S201)。S201では、演算部41は、位置情報の変化と、位置情報に関連付けられた時刻の変化とに基づいて、速度、加速度、加速度の絶対値、メタボリックパワー及びMSFを計算することにより、動作データを生成する。また、演算

部41は、測定データに含まれていたステップ数に基づいたステップ数を動作データに含ませる。動作データには、図7に示すように、速度、加速度、加速度の絶対値、ステップ数、メタボリックパワー及びMSFの、複数の期間の夫々における平均値又は最大値が含まれる。S201の処理により、疲労判定装置4は動作データを取得する。なお、疲労判定システム400は、センサ装置1がステップ数を測定せず、疲労判定装置4がS201で位置情報の変化から得られる移動距離、移動方向の変化、速度の変化又は加速度の変化に基づいてステップ数を計算する形態であってもよい。動作データには、速度、加速度、加速度の絶対値、ステップ数、メタボリックパワー、及びMSFの内、いずれかが含まれていなくてもよい。

[0057] 疲労判定装置4は、次に、測定データに含まれる選手10の心拍数から、選手10の心拍率を計算することにより、第1心拍率を計算する(S202)。第1心拍率は、選手10の心拍数から計算された実際の心拍率であり、第1心拍数データに対応する。S202では、演算部41は、選手データに基づいて選手10の年齢を計算し、最大心拍数を計算し、第1心拍率を計算する。演算部41は、複数の時刻に係る第1心拍率を計算する。S201とS202との処理は逆の順で実行されてもよい。

[0058] 疲労判定装置4は、次に、学習モデル442へ入力するための入力データを生成する(S203)。図12は、入力データの内容例を示す概念図である。入力データには、動作データ、事前心拍率、選手識別情報及びポジション情報が含まれる。S203では、演算部41は、動作データを計算する際の基準となる時刻より所定の遡及時間だけ遡及した時点での第1心拍率を、事前心拍率として特定する。演算部41は、動作データ、事前心拍率、選手識別情報及びポジション情報を関連付けることにより、入力データを生成し、記憶部44に記憶する。また、演算部41は、同じ時刻に関連する入力データ及び第1心拍率を関連付ける。例えば、演算部41は、動作データを計算する際の基準となる時刻と、第1心拍率の基となった心拍数に関連付けられている時刻とが所定の誤差内で一致する場合に、動作データ及び第1心拍

率を関連付ける。

[0059] S 2 0 1 ~ S 2 0 3 の処理は、センサ装置 1 から位置情報、心拍数及びステップ数が得られる都度実行されてもよく、ある程度の量の情報が測定データに記録された段階で実行されてもよい。なお、S 2 0 1 ~ S 2 0 3 の処理が疲労判定装置 4 の外部で行われ、疲労判定装置 4 には生成された入力データ及び第 1 心拍率が外部から入力されてもよい。

[0060] 疲労判定装置 4 は、入力データを学習モデル 4 4 2 へ入力する (S 2 0 4)。S 2 0 4 では、演算部 4 1 は、入力データを学習モデル 4 4 2 へ入力し、学習モデル 4 4 2 に処理を実行させる。学習モデル 4 4 2 は、入力データが入力されたことに応じて、第 2 心拍率を出力する。第 2 心拍率は、選手 1 0 の心拍率を学習モデル 4 4 2 を用いることによって推測した値であり、第 2 心拍数データに対応する。疲労判定装置 4 は、学習モデル 4 4 2 が出力した第 2 心拍率を取得する (S 2 0 5)。

[0061] 疲労判定装置 4 は、次に、第 1 心拍率から第 2 心拍率を減算した差分を計算する (S 2 0 6)。S 2 0 6 では、演算部 4 1 は、入力データに関連付けられた第 1 心拍率から、入力データを学習モデル 4 4 2 へ入力することによって取得された第 2 心拍率を、減算する。計算された差分は、実際の選手 1 0 の心拍率と、学習モデル 4 4 2 を用いて選手 1 0 の心拍率を推測した値との差である。第 1 心拍率が第 2 心拍率を超過する場合は、差分が正の値となり、普段よりも選手 1 0 の心拍数が大きい。普段よりも心拍数が大きいので、選手 1 0 の身体に普段よりも大きい負担がかかっており、選手 1 0 が疲労している可能性がある。差分が大きいほど、選手 1 0 の身体に係る負担が大きく、疲労の強度を表す疲労度が大きいと推測され得る。

[0062] 疲労判定装置 4 は、次に、差分の累和を計算する (S 2 0 7)。例えば、疲労判定装置 4 は、S 2 0 1 ~ S 2 0 6 の処理を複数回繰り返し、差分が得られる都度、S 2 0 7 の処理を行う。例えば、疲労判定装置 4 は、ある程度の長さの時間に関する測定データに基づいて S 2 0 1 ~ S 2 0 6 の処理を行うことにより、時系列的な複数の差分を計算し、S 2 0 7 の処理を行う。S

207では、演算部41は、複数の差分を順に足し合わせるにより、差分の累和を計算する。演算部41は、累和を計算する際に、差分が負の値であっても、単純に足し合わせる。

[0063] 差分の累和は、継続して選手10から得られた情報に基づいて計算された値であるので、選手10の状態を反映している。差分の累和が正の値であることは、普段よりも選手10の心拍数が大きい状態が継続しており、選手10の身体に普段よりも大きい負担がかかっている状態が継続していることを示す。このため、差分の累和が正の値である場合は、選手10が疲労していることが明らかである。差分の累和が大きいほど、選手10の疲労度は大きい。

[0064] 疲労判定装置4は、次に、差分、及び差分の累和を出力する(S208)。S208では、演算部41は、差分及び差分の累和を含んだ画像を生成し、表示部46に表示する。差分及び差分の累和が大きいほど、選手10の疲労度は大きいので、差分及び差分の累和は、疲労度を表す情報として用いることができる。S208で出力された差分及び差分の累和は、選手10の疲労度を表す。差分及び差分の累和を含んだ画像では、差分及び差分の累和が出力されていれば、それが疲労度又は疲労に関する情報であることが明示的に出力されなくてもよい。使用者が、差分及び差分の累和から、疲労度又は疲労に関する情報であるものと認識すれば足りるからである。また、演算部41は、差分の履歴、及び差分の累和の履歴を、記憶部44に記憶する。なお、疲労判定装置4は、差分、又は差分の累和の一方のみを出力してもよい。

[0065] 疲労判定装置4は、次に、計算した差分又は差分の累和が所定の閾値以上であるか否かを判定する(S209)。S209では、演算部41は、差分又は差分の累和と所定の閾値とを比較し、判定を行う。閾値は、予め記憶部44に記憶されているか、又はコンピュータプログラム441に含まれている。差分の閾値と差分の累和の閾値とは異なる。

[0066] 差分又は差分の累和が閾値未満である場合は(S209:NO)、疲労判

定装置 4 は、選手 10 の疲労を判定する処理を終了する。差分又は差分の累和が閾値以上である場合は (S 209 : YES)、疲労判定装置 4 は、選手 10 が疲労していることを示す警告を出力する (S 210)。S 210 では、演算部 41 は、差分及び差分の累和に加えて警告を含んだ画像を生成し、表示部 46 に表示する。なお、S 209 及び S 210 では、疲労判定装置 4 は、差分又は差分の累和が閾値未満である場合に処理を終了し、差分又は差分の累和が閾値を超過する場合に警告を出力してもよい。出力される警告は、差分又は差分の累和に応じた通知である。S 210 を実行した後は、疲労判定装置 4 は選手 10 の疲労を判定する処理を終了する。疲労判定装置 4 は、S 201 ~ S 210 の処理を繰り返し、表示部 46 に表示する画像を更新する。

[0067] 図 13 は、疲労判定装置 4 が表示する画像の例を示す模式図である。画像には、選手 10 の氏名及び年齢が含まれる。演算部 41 は、選手データに記録された個人情報に基づいて、選手 10 の氏名及び年齢を含む画像を生成する。画像には、日時と、現在の時刻と、疲労判定を開始した時刻とが含まれる。また、画像には、選手 10 の最大心拍数と、実際の心拍率である第 1 心拍率と、学習モデル 442 により推測された第 2 心拍率と、第 1 心拍率から第 2 心拍率を減算した差分と、差分の累和とが表示される。このようにして、選手 10 の疲労に関する情報が出力される。使用者は、選手 10 の第 1 心拍率を確認することにより、選手 10 の現在の状態を知ることができる。また、使用者は、疲労度を表す差分及び差分の累和を確認することにより、選手 10 の疲労度を知ることができる。

[0068] 更に、画像には、疲労度の時間変化を示すグラフが含まれる。演算部 41 は、疲労度を表す情報として差分の累和を用い、計算した差分の累和の時間変化を疲労度の時間変化として示したグラフを生成し、生成したグラフを含む画像を表示部 46 に表示する。使用者は、疲労度の時間変化を確認することにより、選手 10 がどの程度疲労しており、どのように疲労が蓄積されているのかを知ることができる。例えば、疲労度の時間変化に応じて選手 10

の運動を調整することにより、選手10の疲労を抑制させる。

[0069] 図13には、選手10が疲労していることを示す警告が出力された例を示している。図13に示した例では、疲労度が許容値を超えていることをテキストで警告している。使用者は、警告を確認することにより、選手10の疲労度が危険な大きさであることを知ることができる。例えば、警告が出力された場合に選手10の運動を止めさせることにより、怪我の発生が抑制される。

[0070] S201~S210の処理は、複数の選手10について実行され得る。例えば、疲労判定装置4は、複数の選手10に関するS201~S210を順番に又は並列に実行し、複数の複数の選手10に関する差分及び差分の累和を出力する。また、疲労判定装置4は、複数の選手10の夫々について、差分の履歴、及び差分の累和の履歴を、記憶部44に記憶する。疲労判定装置4は、S208で、複数の選手10に係る差分及び差分の累和を出力してもよい。演算部41は、複数の選手10に係る差分及び差分の累和を含んだ画像を生成し、表示部46に表示する。

[0071] 図14は、複数の選手10に係る差分及び差分の累和を出力するために疲労判定装置4が表示する画像の例を示す模式図である。画像には、複数の選手10の夫々に関する情報が含まれる。画像には、夫々の選手10の氏名、第1心拍率、第2心拍率、第1心拍率から第2心拍率を減算した差分、及び差分の累和が含まれる。更に、夫々の選手10について、疲労度の時間変化を示すグラフが含まれる。例えば、差分の累和の時間変化を疲労度の時間変化としている。このようにして、複数の選手10の疲労に関する情報が出力される。

[0072] 使用者は、複数の選手10の疲労に関する情報を確認し、複数の選手10の現在の状態を知ることができる。また、使用者は、複数の選手10の疲労度を知ることができる。図14には、「注意!」というテキストにより一の選手10が疲労していることを示す警告が出力された例を示している。使用者は、警告を確認することにより、疲労度が危険な大きさになっている選手

10がいることを知ることができる。使用者が操作部45を操作し、複数の選手10から一の選手10を選択する指示が入力された場合に、疲労判定装置4は、図13に示す如き一の選手10に係る情報を含む画像を表示してもよい。

[0073] 疲労判定システム400は、複数の疲労判定装置4を含んでもよい。複数の疲労判定装置4の夫々は、個別にいずれかの選手10に関するS201～S210を実行してもよい。

[0074] 以上詳述した如く、本実施形態では、選手10に装着したセンサ装置1を用いて選手10の位置、心拍数及びステップ数を測定し、選手10に関する動作データ及び心拍率を取得し、動作データ及び心拍率を含む訓練データを用いた学習により学習モデルを生成する。学習モデルは、動作データを入力された場合に心拍率を出力する。学習モデルを用いることにより、動作データから、心拍率を推測することができる。疲労に応じて人の心拍率は変化するので、学習モデルを用いて推測した心拍率は、選手10の疲労を判定するための根拠となり得る。実際的心拍率である第1心拍率が、学習モデルを用いて推測した心拍率である第2心拍率を超過した場合は、選手10の身体に普段よりも大きい負担がかかっており、選手10が疲労していると判定できる。第1心拍率から第2心拍率を減算した差分、又は差分の累和を計算することにより、選手10の疲労度を可視化することができる。疲労している選手10の運動を止めさせる等、可視化された疲労度に応じて選手10のケアを行うことにより、怪我の発生を抑制することが可能となる。

[0075] 本実施形態においては、疲労判定装置4が疲労度に応じて警告を出力する形態を示したが、疲労判定装置4は、疲労度に応じた警告以外の情報を出力する形態であってもよい。例えば、疲労判定装置4は、疲労度ではなく、第1心拍率から第2心拍率を減算した差分若しくは差分の累和の推移、又は疲労度の推移に応じて、警告を出力する形態であってもよい。また、これらに応じて、休憩のタイミング、又は選手交代のタイミングを通知する形態であってもよい。即ち、疲労判定装置4は、疲労の推移又は疲労度に応じた通知

を含む、差分又は差分の累和に応じた通知を出力すればよい。

[0076] <実施形態 2>

一般的に、人の運動の強度が高くなるほど、心拍率は大きくなる。また、第2心拍率は、学習モデル442を用いることによって、選手10の動作を表した動作データに応じた値として得られる。このため、第2心拍率は、選手10が行った運動の強度を表した指標として用いることができる。第2心拍率は、0～1.0（0%～100%）の範囲の数値で表される。学習モデル442は、過去の一月等の所定期間に得られた動作データ及び心拍率を含む訓練データを用いて学習されているので、第2心拍率が示す運動の強度は、過去に選手10が行った運動の強度と比較してどの程度の割合であるかを示す。運動の強度は、量的及び質的な強度の両方を含む。負荷の低い運動であっても長時間継続された場合は運動の強度は高くなり、運動の継続時間が短時間であっても負荷の高い運動であれば運動の強度は高くなる。実施形態2では、第2心拍率を指標とした運動の強度と、疲労度と、選手10の体調との関係を明らかにする形態を示す。

[0077] 疲労判定システム400の構成は実施形態1と同様である。疲労判定装置4は、選手10の体調を管理するための処理を行う。図15は、選手10の体調を判定するための処理の手順の一例を示すフローチャートである。疲労判定装置4は、S201～S207と同様のS301～S307の処理を実行する。

[0078] 疲労判定装置4は、次に、選手10の体調を特定する（S308）。疲労判定装置4は、実施形態1と同様に、第1心拍率から第2心拍率を減算した差分又は差分の累和を、疲労度を表す情報として用いる。例えば、差分の累和の値を、疲労度の値とする。疲労度が大きいほど、疲労度の値は大きくなる。疲労度の値がプラスのときは疲労度が大きく、疲労度の値がマイナスのときは疲労度が小さい。また、疲労判定装置4は、選手10が行った運動の強度を表す指標として、第2心拍率を用いる。具体的には、選手10が行った運動の強度の値は、第2心拍率の値であり、0%～100%の範囲の数値

を取り得る。

[0079] 疲労判定装置4は、選手10が行った運動の強度と、選手10の疲労度とを比較することにより、選手10の体調を特定する。一般的に、運動の強度が高いほど、疲労度が大きくなる傾向がある。運動の強度が高いにもかかわらず、疲労度が小さい場合は、選手10の体調が良いと認められる。運動の強度が低いにもかかわらず、疲労度が大きい場合は、選手10の体調が悪いと認められる。運動の強度が高く疲労度が大きい場合、及び運動の強度が低く疲労度が小さい場合は、選手10の体調は普通である。このように、運動の強度と疲労度とを比較することによって、選手10の体調を特定することができる。

[0080] S308では、演算部41は、運動の強度と疲労度とに基づいて、選手10の体調を特定する。演算部41は、選手10の体調を数値で表す。演算部41は、運動の強度が高くかつ疲労度が小さいほど体調の数値が大きく（体調が良く）なり、運動の強度が低くかつ疲労度が大きいほど体調の数値が小さく（体調が悪く）なるように、体調を計算する。例えば、演算部41は、運動の強度と疲労度とに基づいて、コンピュータプログラム441に含まれる所定のアルゴリズムに従った計算を行うことにより、体調の数値を計算する。例えば、運動の強度及び疲労度と体調とを関連付けて記録したテーブルが予め記憶部44に記憶されており、演算部41は、運動の強度及び疲労度に関連付けられた体調の値をテーブルから抽出することにより、選手10の体調を特定する。

[0081] 疲労判定装置4は、複数の選手10の夫々についてS301～S308の処理を実行する。疲労判定装置4は、S301～S308の処理によって、複数の選手10の夫々について、第1心拍率から第2心拍率を減算した差分、差分の累和、及び体調を、記憶部44に記憶する。また、疲労判定装置4は、S301～S308の処理を繰り返し実行する。即ち、疲労判定装置4は、複数の時点での動作データを生成し、各時点における第1心拍率から第2心拍率を減算した差分と差分の累和と体調とを取得する。例えば、疲労判

定装置 4 は、一日に一回等、定期的に S 3 0 1 ~ S 3 0 8 の処理を実行する。この結果、疲労判定装置 4 は、複数の選手 1 0 の夫々について、第 1 心拍率から第 2 心拍率を減算した差分の履歴、差分の累和の履歴及び体調の履歴を、記憶部 4 4 に記憶する。

[0082] 疲労判定装置 4 は、次に、複数の選手 1 0 が行った運動の強度と複数の選手 1 0 の疲労度とを出力する (S 3 0 9)。S 3 0 9 では、演算部 4 1 は、複数の選手 1 0 に関する運動の強度と疲労度とを含んだ画像を表示部 4 6 に表示することにより、運動の強度及び疲労度を出力する。図 1 6 は、複数の選手 1 0 に関する運動の強度と疲労度とを含んだ画像の例を示す模式図である。演算部 4 1 は、記憶部 4 4 に記憶した、第 1 心拍率から第 2 心拍率を減算した差分又は差分の累和に基づいて、特定の時点での複数の選手 1 0 の疲労度の合計、及び複数の選手 1 0 が行った運動の強度の平均を計算する。

[0083] 表示部 4 6 に表示する画像には、特定の時点 (日付) を示すカレンダーが含まれる。例えば、使用者が操作部 4 5 を操作することにより、カレンダーを用いて特定の時点が指定され、演算部 4 1 は、指定された時点での疲労度の合計及び運動の強度の平均を計算する。特定の時点は、使用者が操作部 4 5 を操作することにより変更することも可能である。演算部 4 1 は、計算した疲労度の合計及び運動の強度の平均を含んだ画像を表示部 4 6 に表示する。画像を視認にした使用者は、複数の選手 1 0 全体の疲労度、及び複数の選手 1 0 全体で行われた運動の強度を確認することができる。例えば、使用者は、複数の選手 1 0 が所属するスポーツのチーム全体で、疲労度及び運動の強度を管理することができる。

[0084] また、S 3 0 9 では、演算部 4 1 は、第 1 心拍率から第 2 心拍率を減算した差分の履歴及び差分の累和の履歴に基づいて、複数の選手 1 0 に関する疲労度の合計及び運動の強度の平均の時間変化を示すグラフを含んだ画像を表示部 4 6 に表示する。図 1 6 に含まれるグラフの横軸は時間を示し、縦軸は疲労度の合計及び運動の強度の平均の値を示す。実線のグラフは運動の強度の平均を示し、破線のグラフは疲労度の合計を示す。使用者は、複数の選手

10全体の疲労度の時間変化、及び複数の選手10全体で行った運動の強度の時間変化を確認することができる。例えば、使用者は、チーム全体の疲労度及び運動の強度が時間経過に応じてどのように推移したかを確認することができる。

[0085] また、S309では、演算部41は、特定の時点で疲労度が大きい選手10と疲労度が小さい選手10とについて、選手名と疲労度とを含んだ画像を表示部46に表示する。使用者は、疲労度が特に大きい選手10と疲労度が特に小さい選手10とを確認することができる。例えば、使用者は、疲労度が特に大きい選手10を休ませるか、疲労度が特に小さい選手10により運動を勧める等、疲労度に応じて選手10を管理することができる。

[0086] 疲労判定装置4は、特定の時点での複数の選手10に関する運動の強度、疲労度及び体調の一覧を出力する(S310)。S310では、演算部41は、複数の選手10に関する特定の時点での運動の強度、疲労度及び体調の一覧を含んだ画像を表示部46に表示することにより、運動の強度、疲労度及び体調の一覧を出力する。使用者が操作部45を操作することにより、カレンダーを用いて特定の時点が指定され得る。

[0087] 図17は、複数の選手10に関する運動の強度、疲労度及び体調の一覧を含んだ画像の例を示す模式図である。図17に示す例では、体調は矢印で示される。上向きの矢印は体調が良いことを示し、下向きの矢印は体調が悪いことを示す。演算部41は、体調の値に応じた矢印を含んだ画像を表示部46に表示する。一覧が表示されることにより、使用者は、複数の選手10の状態を容易に確認することができる。例えば、使用者は、各選手10の運動の強度、疲労度又は体調に応じて複数の選手10を管理することができる。例えば、スポーツのチームに所属する複数の選手10の内、体調が悪い選手10を休ませ、体調の良い選手10を試合に出場させることにより、チーム全体の状態を管理することができる。

[0088] また、S310では、演算部41は、特定の時点での複数の選手10が行った運動の強度の平均、並びに複数の選手10の疲労度の合計及び平均を含

んだ画像を表示部46に表示する。使用者は、複数の選手10全体の疲労度、及び複数の選手10全体で行われた運動の強度を確認することができる。

[0089] 疲労判定装置4は、特定の選手10に関する運動の強度、疲労度及び体調を出力する(S311)。S311では、演算部41は、特定の選手10に関する運動の強度、疲労度及び体調を含んだ画像を表示部46に表示することにより、特定の選手10に関する運動の強度、疲労度及び体調を出力する。例えば、使用者が操作部45を操作することにより、図17に示す如き画像を用いて特定の選手10が指定され、演算部41は、指定された選手10に関する運動の強度、疲労度及び体調を含んだ画像を表示部46に表示する。

[0090] 図18は、特定の選手10に関する運動の強度、疲労度及び体調を含んだ画像の例を示す模式図である。画像には、特定の選手10の選手名が含まれる。S311では、演算部41は、特定の時点における疲労度を含む画像を表示部46に表示する。使用者が操作部45を操作することにより、カレンダーを用いて特定の時点が指定され得る。また、S311では、演算部41は、特定の時点よりも過去の所定長さの期間における疲労度の平均を計算し、計算した疲労度の平均を直近疲労度平均として含む画像を表示部46に表示する。所定長さの期間は、例えば、一週間である。使用者は、特定の選手10を指定して、特定の選手10の疲労度を確認することができる。

[0091] また、S311では、演算部41は、複数の時点における運動の強度、疲労度、及び体調を含む画像を表示部46に表示する。画像に含まれる運動の強度、疲労度、及び体調には、夫々の時点を示す日付と、その時点での運動が練習によるものか又は試合によるものかを示す情報とが関連付けられている。演算部41は、運動の強度、疲労度及び体調の時間変化を示すグラフを含む画像を表示してもよい。画像を視認した使用者は、各時点における運動の強度、疲労度及び体調を確認することができる。また、使用者は、特定の選手10について、運動の強度、疲労度及び体調の時間変化を確認することができる。

- [0092] 演算部41は、使用者が操作部45を操作することにより、特定の選手10を変更する指示を受け付け、指示に従って特定の選手10を変更し、変更後の特定の選手10に関する運動の強度、疲労度及び体調を出力してもよい。S309、S310及びS311の処理は、他の順で実行されてもよく、交互に繰り返し実行されてもよい。又は、S309、S310及びS311の中で何れかの処理が省略されてもよい。S309、S310及びS311の処理が終了した後は、疲労判定装置4は、選手10の体調を判定するための処理を終了する。
- [0093] 以上詳述したごとく、実施形態2では、疲労判定装置4は、第2心拍率を、運動の強度として出力する。運動の強度が出力されることによって、使用者は、選手10が行った運動の強度を確認することができる。また、疲労判定装置4は、疲労度と運動の強度とに基づいて選手10の体調を特定し、選手10の体調を出力する。選手10の体調が出力されることによって、使用者は、選手10の体調を確認することができ、体調に応じた選手10の管理を行うことができる。
- [0094] 以上の実施形態1及び2においては、疲労度を表す情報として差分又は差分の累和そのものを用いる形態を示したが、疲労判定装置4は、差分又は差分の累和に応じたその他の情報を疲労度を表す情報として出力する形態であってもよい。疲労度を表す情報は、差分又は差分の累和が大きいほど疲労度が大きいことを示す。実施形態1及び2においては、第1心拍率から第2心拍率を減算した差分を用いる形態を示したが、差分として第2心拍率から第1心拍率を減算した値が用いられ、差分が負の値である場合に差分の絶対値が大きいほど疲労度が大きいことが示されてもよい。
- [0095] 実施形態1及び2においては、心拍数を人の年齢に応じて補正した値として心拍率を用いる形態を示したが、心拍数を人の年齢に応じて補正した値として心拍率以外の情報が用いられてもよい。例えば、心拍数を特定の年齢での心拍数に換算した値が用いられてもよい。実施形態1及び2においては、一つの学習モデルを利用する形態を示したが、学習モデル生成システム20

0は選手別又はポジション別に学習モデルを生成する形態であってもよく、疲労判定装置4は、選手別又はポジション別に学習モデルを利用して第2心拍率を取得する形態であってもよい。

[0096] 実施形態1及び2においては、センサ装置1が選手10に関する位置情報、心拍数及びステップ数を測定する形態を示したが、センサ装置1は、その他の情報を測定する形態であってもよい。例えば、センサ装置1は、加速度センサを有し、選手10に発生する加速度を測定する形態であってもよい。実施形態1及び2においては、スポーツを行う選手10にセンサ装置1を装着させる形態を示したが、学習モデル生成システム200は、選手10以外の一般的な人にセンサ装置1を装着して学習モデルを生成する形態であってもよい。また、疲労判定システム400は、一般的な人の動作データ及び第2心拍率を取得し、疲労度、運動の強度又は体調に関する情報を出力してもよい。例えば、リハビリテーションを行う人、体を動かすゲームを行う人、トレーニングを行う人又は生活に伴った運動を行う人に関して、学習モデルが生成され、疲労度、運動の強度又は体調に関する情報が出力されてもよい。

[0097] 本発明は上述した実施の形態の内容に限定されるものではなく、請求項に示した範囲で種々の変更が可能である。即ち、請求項に示した範囲で適宜変更した技術的手段を組み合わせ得られる実施形態も本発明の技術的範囲に含まれる。

符号の説明

- [0098] 10 選手
1 センサ装置
12 位置センサ
13 心拍センサ
200 学習モデル生成システム
2 学習モデル生成装置
243 訓練データ

- 4 0 0 疲労判定システム
- 4 疲労判定装置
- 4 0 記録媒体
- 4 4 1 コンピュータプログラム
- 4 4 2 学習モデル

請求の範囲

- [請求項1] 運動をする人の動作を表した動作データと前記人の心拍数に基づく心拍数データとを含んだ訓練データを取得し、
前記訓練データに基づいて、動作データを入力した場合に心拍数データを出力する学習モデルを生成することを特徴とする学習モデルの生成方法。
- [請求項2] 前記心拍数データは、人の心拍数を前記人の年齢に応じて補正した値である
ことを特徴とする請求項1に記載の学習モデルの生成方法。
- [請求項3] 前記動作データは、速度、加速度、加速度の絶対値、ステップ数、メタボリックパワー、又はMSF (muscular fatigue) を含む
ことを特徴とする請求項1又は2に記載の学習モデルの生成方法。
- [請求項4] 前記動作データは、複数の期間の夫々における人の動作を表すデータの平均値又は最大値を含む
ことを特徴とする請求項1乃至3の何れか一つに記載の学習モデルの生成方法。
- [請求項5] 前記訓練データは、前記心拍数データの基になる心拍数が得られた時点よりも前の時点における心拍数に基づく事前心拍数データを含み、
前記学習モデルは、事前心拍数データを更に入力される
ことを特徴とする請求項1乃至4の何れか一つに記載の学習モデルの生成方法。
- [請求項6] 前記訓練データは、人を識別するための個人識別情報、又は所定のスポーツでの人のポジションを示すポジション情報を含み、
前記学習モデルは、個人識別情報又はポジション情報を更に入力される
ことを特徴とする請求項1乃至5の何れか一つに記載の学習モデルの生成方法。

- [請求項7] 運動をする人の動作を表した動作データ、及び前記人の心拍数に基づく第1心拍数データを取得し、
動作データを入力した場合に心拍数データを出力する学習モデルへ、取得した動作データを入力し、前記学習モデルが出力した第2心拍数データを取得し、
前記第1心拍数データ及び前記第2心拍数データの差分を出力する処理をコンピュータに実行させることを特徴とするコンピュータプログラム。
- [請求項8] 前記差分は、前記第1心拍数データから前記第2心拍数データを減算した値であり、
前記人の疲労に関する情報を、前記差分が大きいほど疲労の強度が大きくなるように、出力する
処理をコンピュータに実行させることを特徴とする請求項7に記載のコンピュータプログラム。
- [請求項9] 前記差分の累和を計算し、
前記人の疲労に関する情報を、前記累和の値が大きいほど疲労の強度が大きくなるように、出力する
処理をコンピュータに実行させることを特徴とする請求項8に記載のコンピュータプログラム。
- [請求項10] 前記差分又は前記差分の累和に応じた通知を出力する
処理をコンピュータに実行させることを特徴とする請求項8又は9に記載のコンピュータプログラム。
- [請求項11] 複数の人に関する前記第1心拍数データ及び前記第2心拍数データを取得し、
前記複数の方の疲労に関する情報を出力する
処理をコンピュータに実行させることを特徴とする請求項7乃至10のいずれか一つに記載のコンピュータプログラム。
- [請求項12] 前記第1心拍数データ及び前記第2心拍数データは、人の心拍数を

前記人の年齢に応じて補正した値である

ことを特徴とする請求項7乃至11のいずれか一つに記載のコンピュータプログラム。

[請求項13] 前記動作データは、速度、加速度、ステップ数、メタボリックパワー、又はMSF (muscular fatigue) を含む

ことを特徴とする請求項7乃至12のいずれか一つに記載のコンピュータプログラム。

[請求項14] 前記動作データは、複数の期間の夫々における人の動作を表すデータの平均値又は最大値を含む

ことを特徴とする請求項7乃至13のいずれか一つに記載のコンピュータプログラム。

[請求項15] 前記第1心拍数データの基になる心拍数が得られた時点の所定時間前の時点における心拍数に基づく事前心拍数データを取得し、

動作データを更に入力した場合に心拍数データを出力する前記学習モデルへ、取得した事前心拍数データを更に入力し、前記学習モデルが出力した第2心拍数データを取得する

処理をコンピュータに実行させることを特徴とする請求項7乃至14のいずれか一つに記載のコンピュータプログラム。

[請求項16] 人を識別するための個人識別情報、又は所定のスポーツでの人のポジションを示すポジション情報を取得し、

個人識別情報又はポジション情報を更に入力した場合に心拍数データを出力する前記学習モデルへ、取得した個人識別情報又はポジション情報を更に入力し、前記学習モデルが出力した第2心拍数データを取得する

処理をコンピュータに実行させることを特徴とする請求項7乃至15のいずれか一つに記載のコンピュータプログラム。

[請求項17] 前記第2心拍数データを、前記人が行った運動の強度として出力する

処理をコンピュータに実行させることを特徴とする請求項 7 乃至 11 のいずれか一つに記載のコンピュータプログラム。

[請求項18] 前記運動の強度と、前記差分又は前記差分の累和に応じた前記人の疲労度とを出力する

処理をコンピュータに実行させることを特徴とする請求項 17 に記載のコンピュータプログラム。

[請求項19] 前記運動の強度と前記疲労度とに基づいて、前記人の体調を特定する

処理をコンピュータに実行させることを特徴とする請求項 18 に記載のコンピュータプログラム。

[請求項20] 複数の人に関する前記運動の強度、前記疲労度及び前記体調を一覧にして出力する

処理をコンピュータに実行させることを特徴とする請求項 19 に記載のコンピュータプログラム。

[請求項21] 人に装着されたセンサを用いて、運動をする前記人の位置及び前記人の心拍数を測定し、

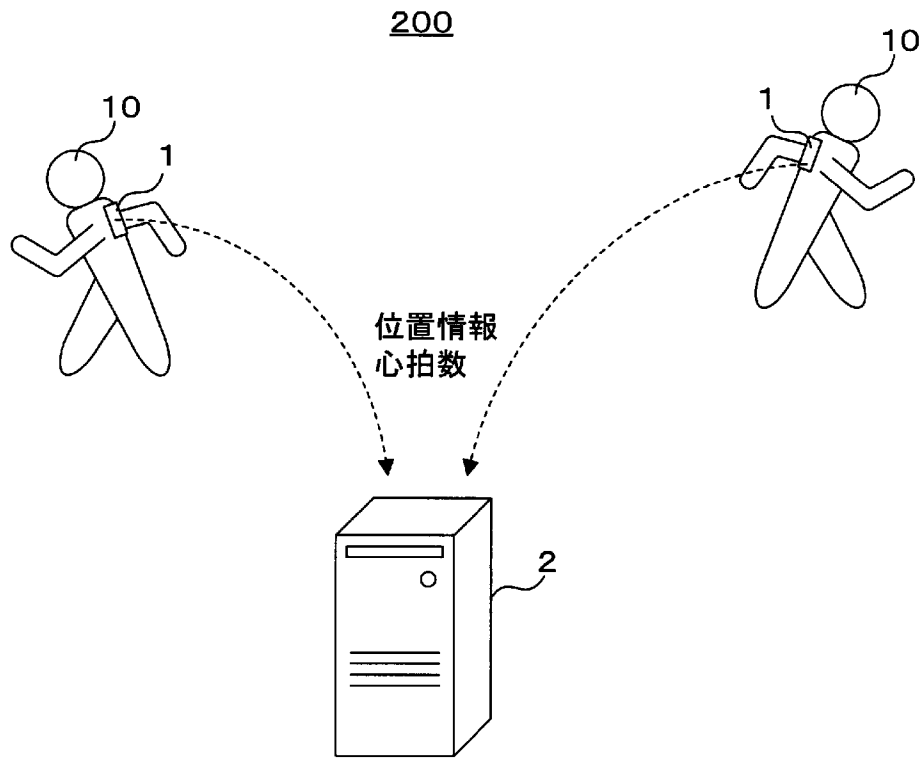
前記センサを用いて測定した前記位置及び前記心拍数に基づいて、運動をする前記人の動作を表した動作データ、及び前記心拍数に基づく第 1 心拍数データを取得し、

動作データを入力した場合に心拍数データを出力する学習モデルへ、取得した動作データを入力し、前記学習モデルが出力した第 2 心拍数データを取得し、

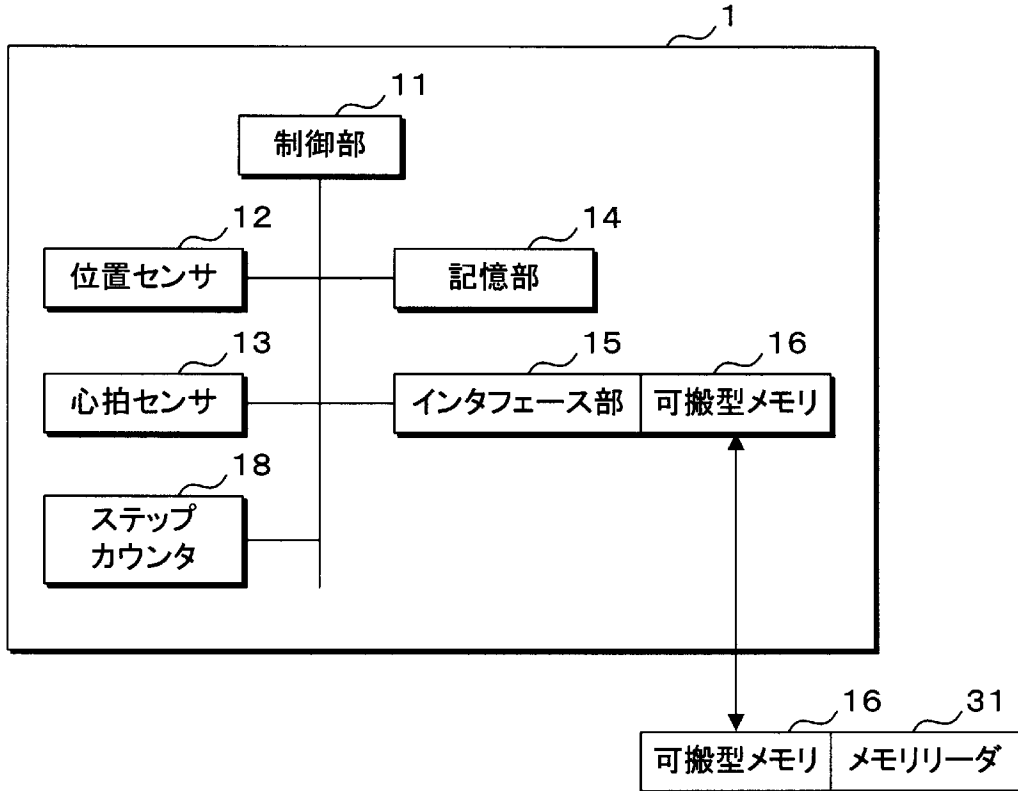
前記第 1 心拍数データ及び前記第 2 心拍数データに応じて、前記人の疲労に関する情報を出力する

ことを特徴とする疲労判定方法。

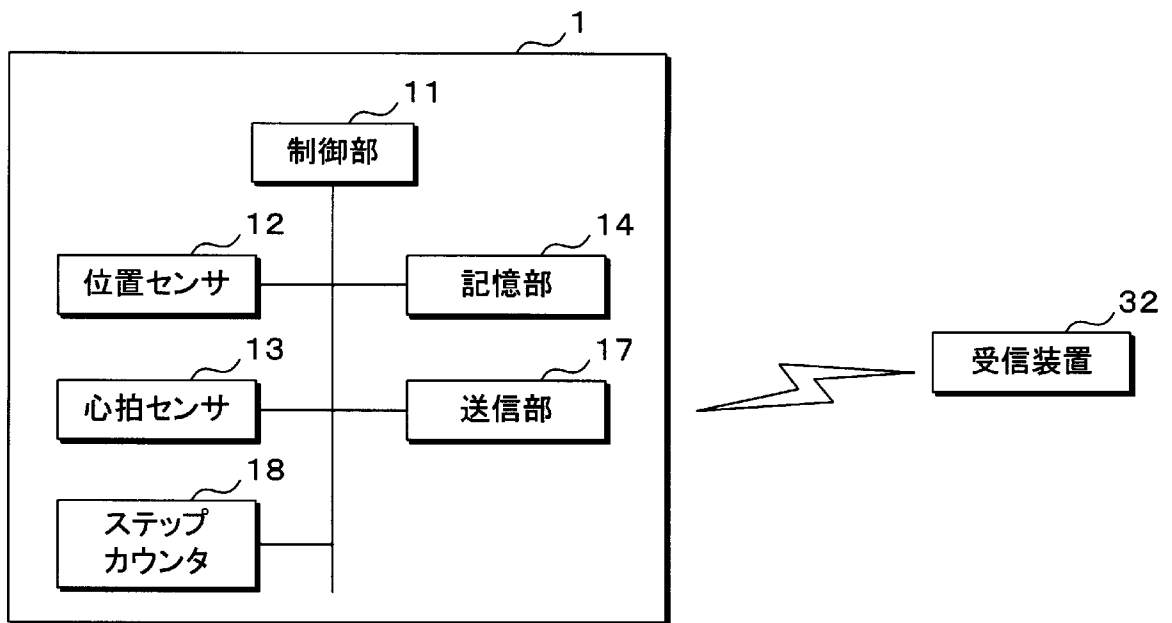
[図1]



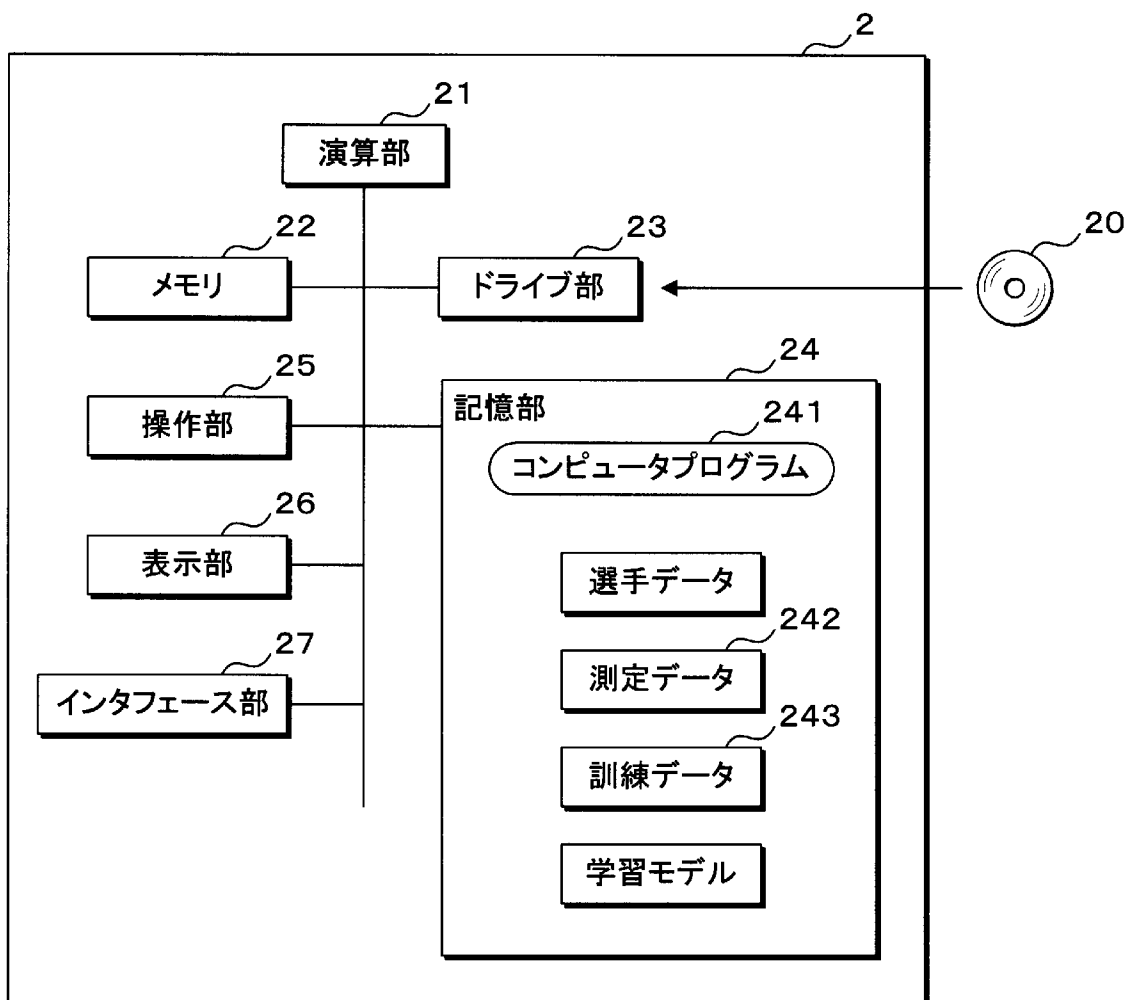
[図2]



[図3]



[図4]



[図5]

242

選手識別情報:001
 ポジション情報:02

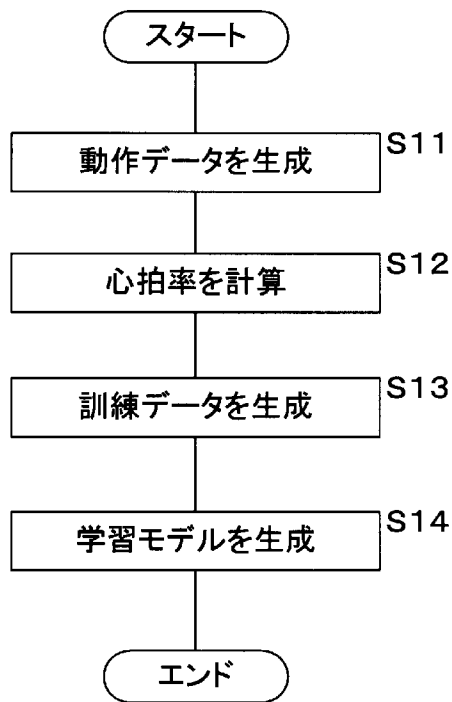
時刻	位置情報	心拍数	ステップ数
2021年3月2日12時14分10秒	*****	**	**
2021年3月2日12時14分11秒	*****	**	**
2021年3月2日12時14分12秒	*****	**	**
2021年3月2日12時14分00秒	*****	**	**
2021年3月2日12時14分20秒	*****	**	**
2021年3月2日12時14分40秒	*****	**	**

選手識別情報:002
 ポジション情報:02

時刻	位置情報	心拍数	ステップ数
2021年3月4日15時03分21秒	*****	**	**
2021年3月4日15時03分22秒	*****	**	**
2021年3月4日15時03分23秒	*****	**	**
2021年3月4日15時03分00秒	*****	**	**
2021年3月4日15時03分20秒	*****	**	**
2021年3月4日15時03分40秒	*****	**	**

.....

[図6]

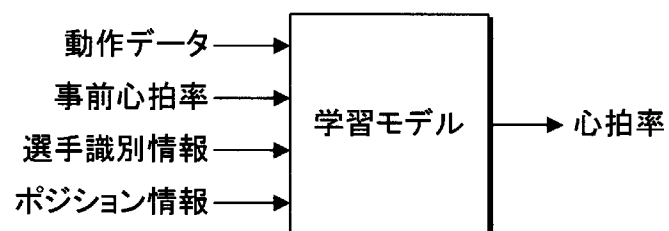


[図7]

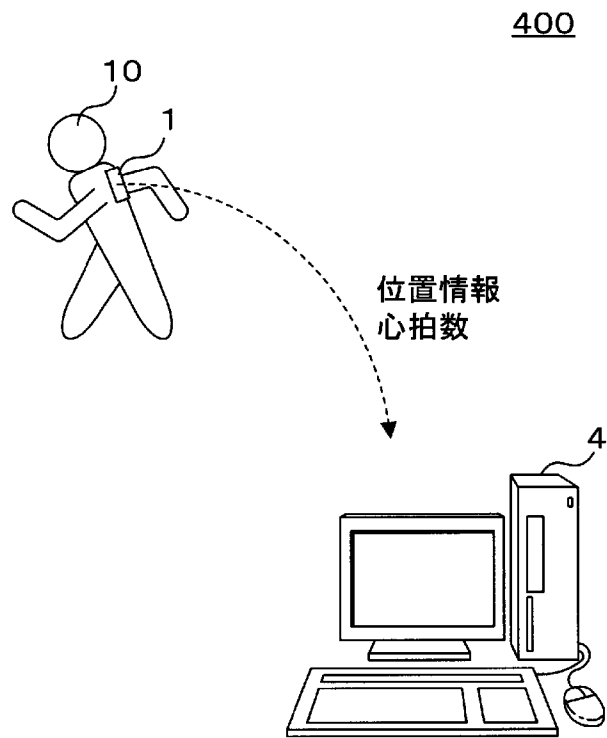
動作データ

	0～20秒前	20～40秒前	40～60秒前
速度	*****	*****	*****
加速度	*****	*****	*****
加速度の絶対値	*****	*****	*****
ステップ数	*****	*****	*****
メタボリックパワー	*****	*****	*****
MSF	*****	*****	*****

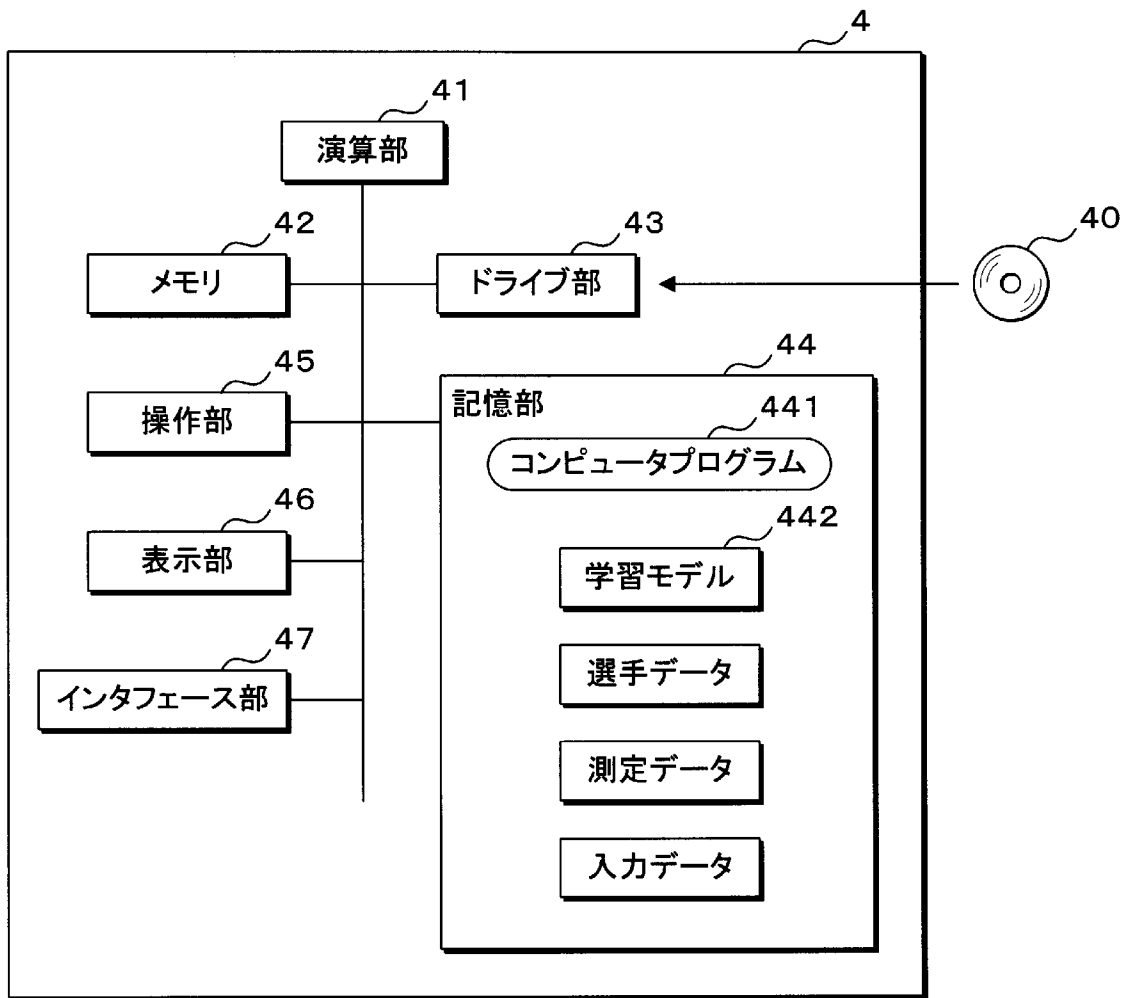
[図8]



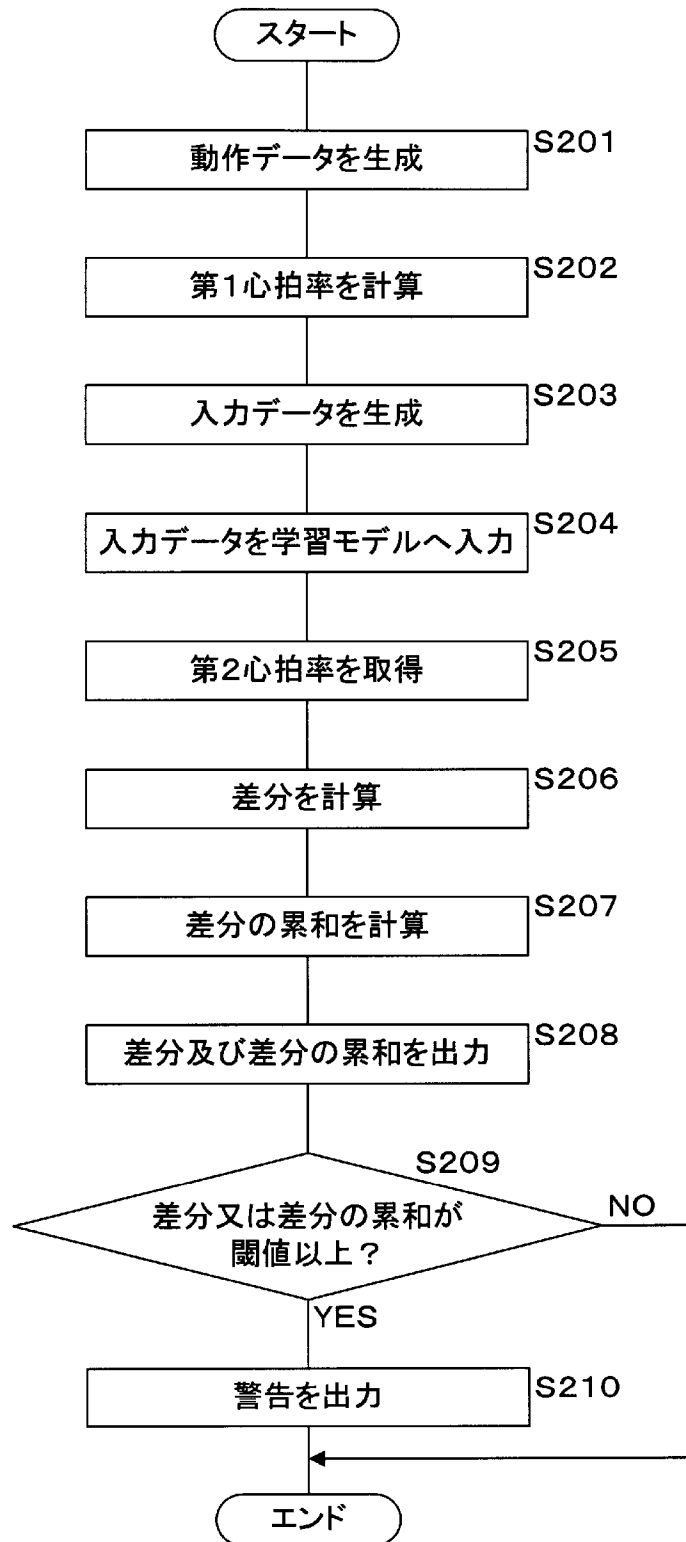
[図9]



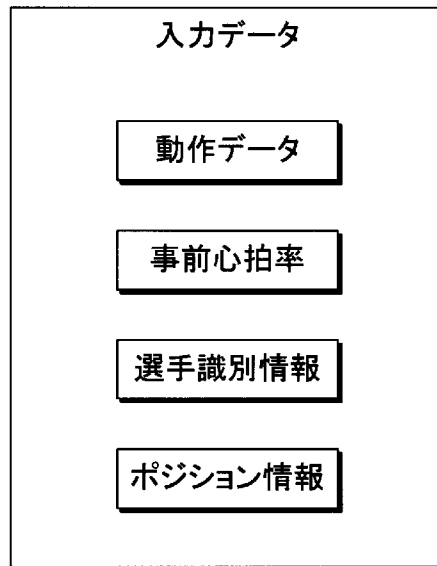
[図10]



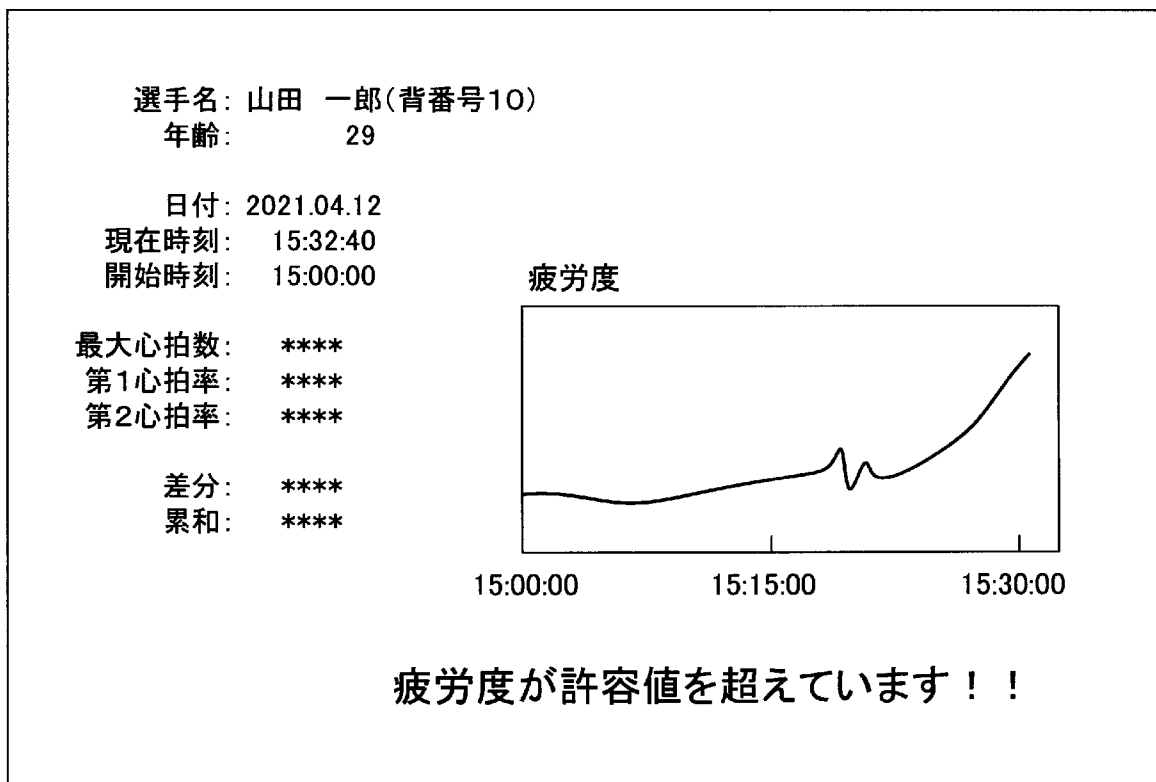
[図11]



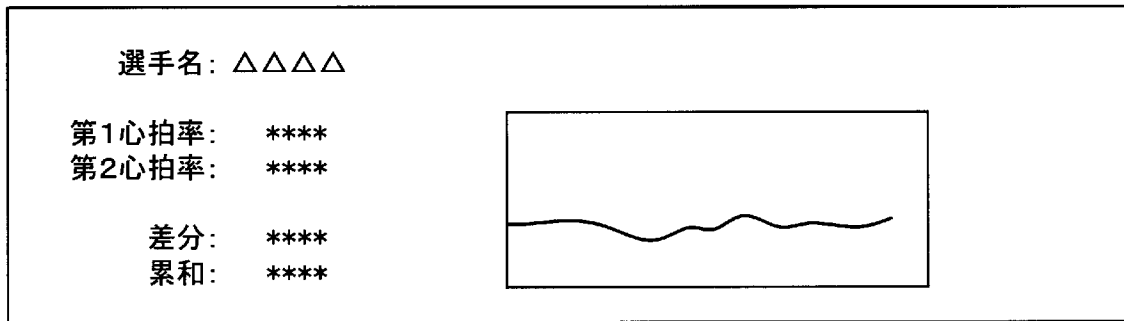
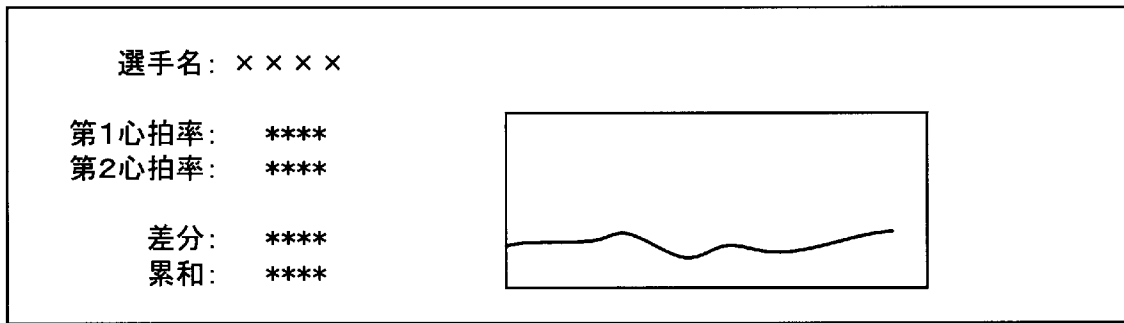
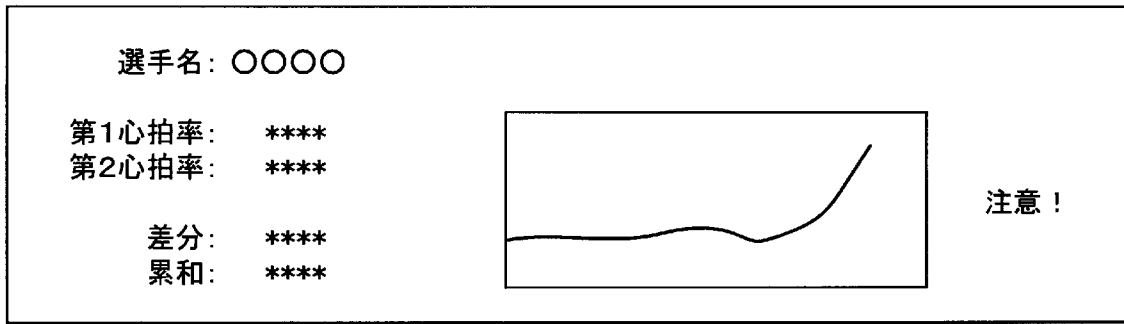
[図12]



[図13]

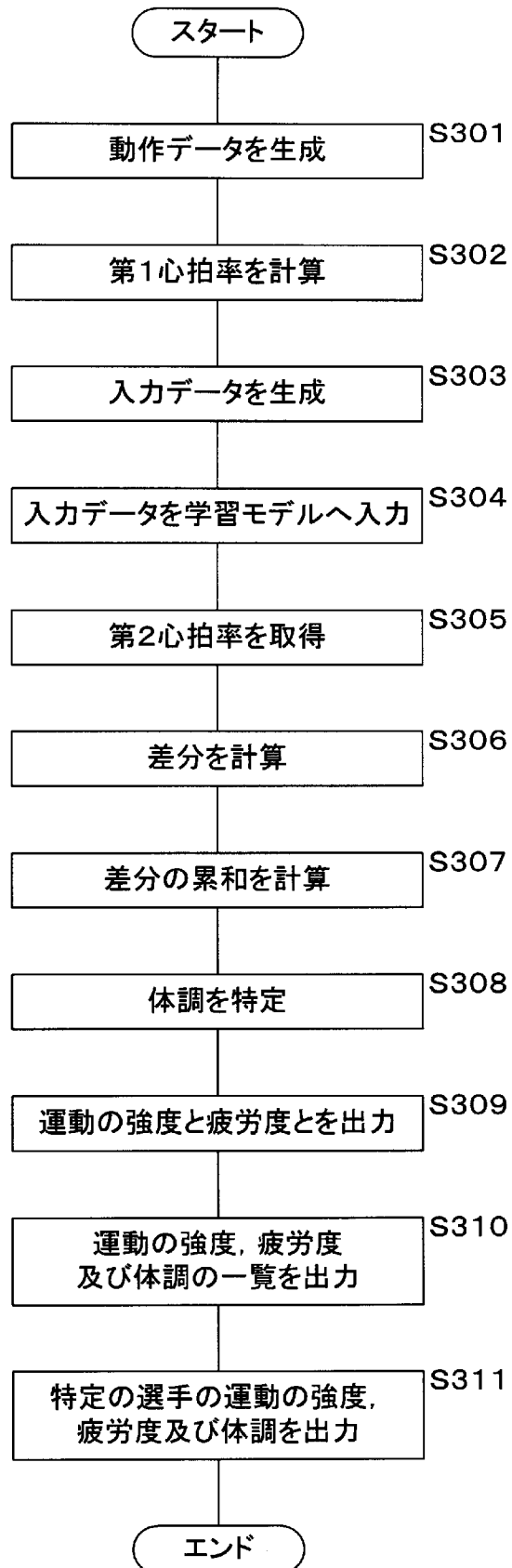


[図14]

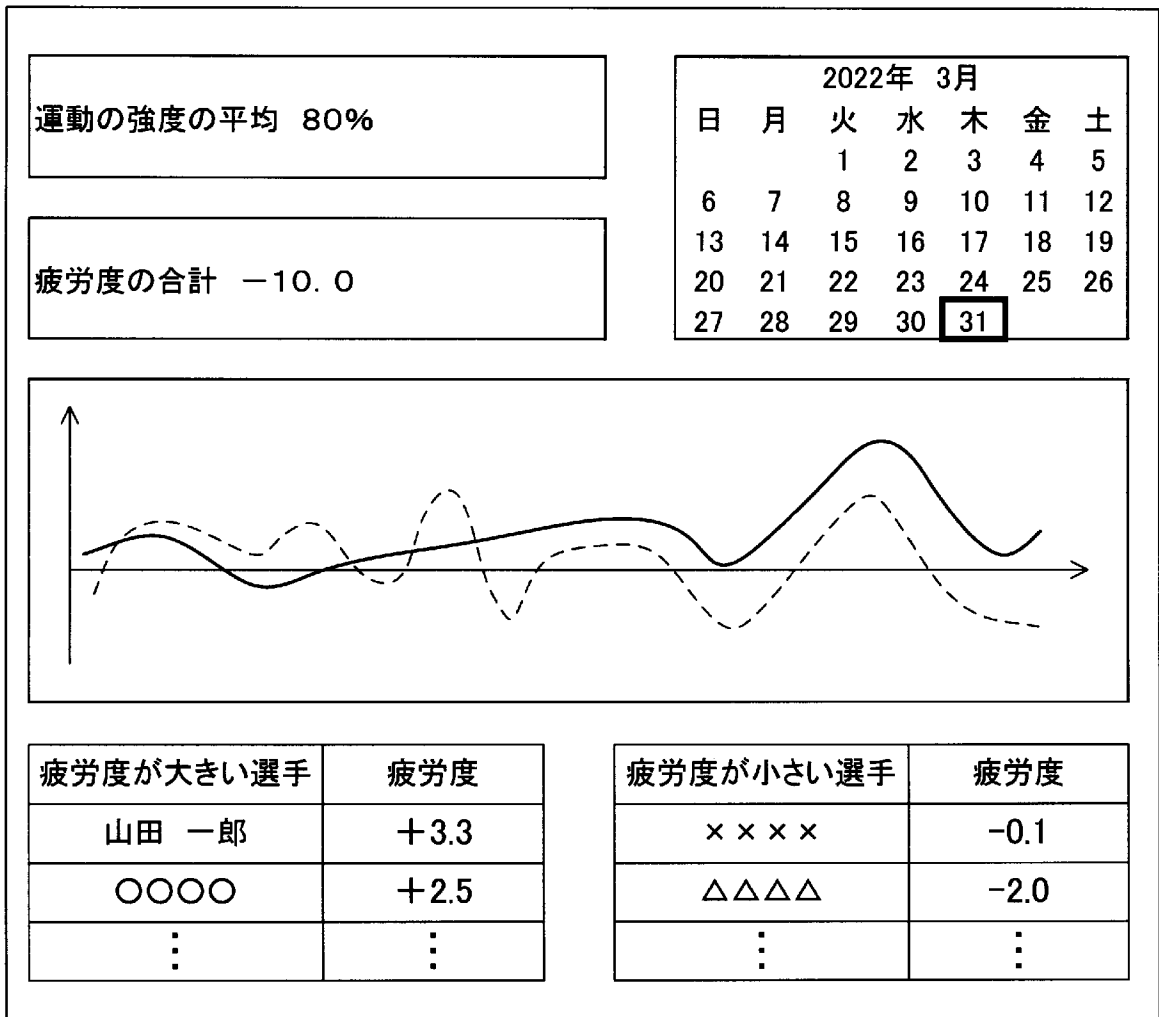


⋮

[図15]



[図16]



[図17]

運動の強度の平均 80%		2022年 3月						
		日	月	火	水	木	金	土
				1	2	3	4	5
		6	7	8	9	10	11	12
		13	14	15	16	17	18	19
		20	21	22	23	24	25	26
		27	28	29	30	31		
疲労度の合計／平均 -10.0／-0.8								
選手名	運動の強度	疲労度	体調					
山田 一郎	85%	+3.3	↓					
〇〇〇〇	80%	+2.5	↘					
××××	80%	-0.1	↗					
△△△△	74%	-2.0	→					
⋮	⋮	⋮	⋮					

[図18]

山田 一郎		2022年 3月						
直近疲労度平均 +2.4(-0.3)		日	月	火	水	木	金	土
疲労度 +3.3				1	2	3	4	5
		6	7	8	9	10	11	12
		13	14	15	16	17	18	19
		20	21	22	23	24	25	26
		27	28	29	30	31		
日付	練習／試合	運動の強度	疲労度	体調				
2022/3/31	試合	85%	+3.3	↓				
2022/3/29	練習	70%	-2.4	↶				
2022/3/28	練習	80%	+1.5	↷				
2022/3/26	練習	72%	+1.8	↷				
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮				

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/031118

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
A61B 5/0245(2006.01)i; A61B 5/11(2006.01)i; A61B 5/16(2006.01)i; G06N 20/00(2019.01)i FI: A61B5/0245 Z; A61B5/11 200; A61B5/16 200; G06N20/00 130		
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) A61B5/02-5/0245; A61B5/11; A61B5/16-5/18; G06N20/00		
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 1971-2022 Registered utility model specifications of Japan 1996-2022 Published registered utility model applications of Japan 1994-2022		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	前中省吾, 杉田敢, 諏訪博彦, 荒川豊, 安本慶一, 心拍数予測に基づいたウォーキング支援システム, 信学技報, vol. 114, no. 419, 一般社団法人 電子情報通信学会, 2015.01, pp. 61-66 (MAENAKA, Shogo, SUGITA, Isamu, SUWA, Hirohiko, ARAKAWA, Yutaka, YASUMOTO, Keiichi. Walking support system based on heart rate forecast. Technical Report, Institute of Electronics, Information and Communication Engineers) "2. Method for heart rate estimation using smart phone" column, fig. 1	1, 3, 6
A	entire text, all drawings, all tables	2, 4-5, 7-21
A	JP 2018-43029 A (SEKISUI CHEMICAL CO., LTD.) 22 March 2018 (2018-03-22) paragraphs [0011]-[0056], fig. 1-4	1-21
A	JP 2004-81723 A (PIONEER CORPORATION) 18 March 2004 (2004-03-18) paragraphs [0011]-[0080], fig. 1-14	1-21
A	JP 2021-122580 A (UNIV OSAKA) 30 August 2021 (2021-08-30) paragraphs [0024]-[0140], fig. 1-8	1-21
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 21 October 2022		Date of mailing of the international search report 01 November 2022
Name and mailing address of the ISA/JP Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan		Authorized officer Telephone No.

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:

Document 1: 前中省吾, 杉田敢, 諏訪博彦, 荒川豊, 安本慶一, 心拍数予測に基づいたウォーキング支援システム, 信学技報, vol. 114, no. 419, 一般社団法人 電子情報通信学会, 2015.01, p.61-66 (MAENAKA, Shogo, SUGITA, Isamu, SUWA, Hirohiko, ARAKAWA, Yutaka, YASUMOTO, Keiichi. Walking support system based on heart rate forecast. Technical Report, Institute of Electronics, Information and Communication Engineers)
"2. Method for heart rate estimation using smart phone" column, fig. 1

The claims are classified into the following three inventions.

(Invention 1) Claims 1-6

Document 1 describes "a learning model generation (construction) method in which training (teacher) data comprising operation data such as acceleration which represents the operation of a person performing a motion (walking) and heart rate data based on the heart rate of the person is acquired, and a learning model for outputting the heart rate data when the operation data is input is generated (constructed) on the basis of the training (training) data" (in particular, "2. Heart rate estimation method using smartphone" column, fig. 1). Claims 1-6 lack novelty in the light of document 1 and thus do not have special technical features. However, claim 2 depending from claim 1 has the special technical feature of "the heart rate data is a value obtained by correcting the heart rate of a person in accordance with the age of the person" and claims 3-6 also have the same special technical feature as claim 2. Therefore, claims 1-6 are classified as invention 1.

(Invention 2) Claims 7-20

Claims 7-20 share, with claim 2 classified as invention 1, the feature of "a learning model for outputting heart rate data when operation data is input." However, this feature does not make a contribution over the prior art in light of the disclosures (in particular, "2. Heart rate estimation method using smartphone" column, fig. 1) in document 1, and thus cannot be said to be a special technical feature. Furthermore, claims 7-20 do not share any other identical or corresponding special technical features with claim 2.

Additionally, claims 7-20 do not depend from claim 2. Moreover, claims 7-20 are neither substantially identical to or similarly closely related to any of the claims classified as invention 1.

Therefore, claims 7-20 cannot be classified as invention 1.

Claims 7-20 are classified as invention 2 as a result of having the special technical feature of "a computer program for causing a computer to execute a process for acquiring operation data representing the operation of a person performing a motion and first heart rate data based on the heart rate of the person, inputting the acquired operation data to a model, acquiring second heart rate data output by the model, and outputting the difference between the first heart rate data and the second heart rate data."

(Invention 3) Claim 21

Claim 21 shares, with claim 2 classified as invention 1 and claim 7 classified as invention 2, the feature of "a learning model that outputs heart rate data when operation data is input." However, this feature does not make a contribution over the prior art in light of the disclosures (in particular, "2. Heart rate estimation method using smartphone" column, fig. 1) in document 1, and thus cannot be said to be a special technical feature.

Furthermore, there is no other identical or corresponding special technical feature between claim 21 and claim 2 or claim 7.

Additionally, claim 21 does not depend from claim 2 or claim 7. Moreover, claim 21 is neither substantially identical to or similarly closely related to any of the claims classified as invention 1 or 2.

Therefore, claim 21 cannot be classified as either invention 1 or invention 2.

Claim 21 is classified as invention 3 as a result of having the special technical feature of "a fatigue determination method in which a sensor worn by a person is used to measure the position of the person performing a motion and the heart rate of the person; on the basis of the position and the heart rate measured by using the sensor, operation that represents an operation of the person performing the motion and first heart rate data based on the heart rate are acquired; the acquired operation data is inputted to a model; second heart rate data output by the model is acquired; and information relating to fatigue of the person is outputted on the basis of the first heart rate data and the second heart rate data."

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

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.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2022/031118

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP 2018-43029 A	22 March 2018	(Family: none)	
JP 2004-81723 A	18 March 2004	US 2004/0046666 A1 paragraphs [0031]-[0105], fig. 1-14 EP 1393679 A1	
JP 2021-122580 A	30 August 2021	(Family: none)	

<p>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 5/11(2006.01)i; A61B 5/16(2006.01)i; G06N 20/00(2019.01)i FI: A61B5/0245 Z; A61B5/11 200; A61B5/16 200; G06N20/00 130</p>																				
<p>B. 調査を行った分野</p> <p>調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） A61B5/02-5/0245; A61B5/11; A61B5/16-5/18; G06N20/00</p> <p>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</p> <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 - 2022年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996 - 2022年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994 - 2022年</td> </tr> </table> <p>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） JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII)</p>			日本国実用新案公報	1922 - 1996年	日本国公開実用新案公報	1971 - 2022年	日本国実用新案登録公報	1996 - 2022年	日本国登録実用新案公報	1994 - 2022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 - 2022年																			
日本国実用新案登録公報	1996 - 2022年																			
日本国登録実用新案公報	1994 - 2022年																			
<p>C. 関連すると認められる文献</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>引用文献の カテゴリー*</th> <th>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</th> <th>関連する 請求項の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>前中省吾, 杉田敢, 諏訪博彦, 荒川豊, 安本慶一, 心拍数予測に基づいたウォーキング支援システム, 信学技報, Vol.114, No. 419, 一般社団法人 電子情報通信学会, 2015.01, p.61-66 「2. スマートフォンを用いた心拍数推定方法」の欄, 図1</td> <td>1, 3, 6</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>全文, 全図, 全表</td> <td>2, 4-5, 7-21</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2018-43029 A (積水化学工業株式会社) 22.03.2018 (2018 - 03 - 22) 段落[0011]-[0056], 図1-4</td> <td>1-21</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2004-81723 A (パイオニア株式会社) 18.03.2004 (2004 - 03 - 18) 段落[0011]-[0080], 図1-14</td> <td>1-21</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2021-122580 A (国立大学法人大阪大学) 30.08.2021 (2021 - 08 - 30) 段落[0024]-[0140], 図1-8</td> <td>1-21</td> </tr> </tbody> </table> <p><input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。</p> <p>* 引用文献のカテゴリー “A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの “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 “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） “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 “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 “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 “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 “&” 同一パテントファミリー文献</p>			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	前中省吾, 杉田敢, 諏訪博彦, 荒川豊, 安本慶一, 心拍数予測に基づいたウォーキング支援システム, 信学技報, Vol.114, No. 419, 一般社団法人 電子情報通信学会, 2015.01, p.61-66 「2. スマートフォンを用いた心拍数推定方法」の欄, 図1	1, 3, 6	A	全文, 全図, 全表	2, 4-5, 7-21	A	JP 2018-43029 A (積水化学工業株式会社) 22.03.2018 (2018 - 03 - 22) 段落[0011]-[0056], 図1-4	1-21	A	JP 2004-81723 A (パイオニア株式会社) 18.03.2004 (2004 - 03 - 18) 段落[0011]-[0080], 図1-14	1-21	A	JP 2021-122580 A (国立大学法人大阪大学) 30.08.2021 (2021 - 08 - 30) 段落[0024]-[0140], 図1-8	1-21
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	前中省吾, 杉田敢, 諏訪博彦, 荒川豊, 安本慶一, 心拍数予測に基づいたウォーキング支援システム, 信学技報, Vol.114, No. 419, 一般社団法人 電子情報通信学会, 2015.01, p.61-66 「2. スマートフォンを用いた心拍数推定方法」の欄, 図1	1, 3, 6																		
A	全文, 全図, 全表	2, 4-5, 7-21																		
A	JP 2018-43029 A (積水化学工業株式会社) 22.03.2018 (2018 - 03 - 22) 段落[0011]-[0056], 図1-4	1-21																		
A	JP 2004-81723 A (パイオニア株式会社) 18.03.2004 (2004 - 03 - 18) 段落[0011]-[0080], 図1-14	1-21																		
A	JP 2021-122580 A (国立大学法人大阪大学) 30.08.2021 (2021 - 08 - 30) 段落[0024]-[0140], 図1-8	1-21																		
<p>国際調査を完了した日</p> <p>21.10.2022</p>	<p>国際調査報告の発送日</p> <p>01.11.2022</p>																			
<p>名称及びあて先</p> <p>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</p>	<p>権限のある職員（特許庁審査官）</p> <p>藤原 伸二 2Q 9013</p> <p>電話番号 03-3581-1101 内線 3292</p>																			

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

文献1: 前中省吾, 杉田政, 諏訪博彦, 荒川豊, 安本慶一, 心拍数予測に基づいたウォーキング支援システム, 信学技報, Vol.114, No.419, 一般社団法人 電子情報通信学会, 2015.01, p.61-66
「2. スマートフォンを用いた心拍数推定方法」の欄, 図1

請求の範囲は、以下の3つの発明に区分される。

(発明1) 請求項1-6

文献1には「運動(歩行)をする人の動作を表した加速度等の動作データと前記人の心拍数に基づく心拍数データとを含んだ訓練(教師)データを取得し、前記訓練(同)データに基づいて、動作データを入力した場合に心拍数データを出力する学習モデルを生成(構築)する学習モデルの生成(同)方法」が記載されており(特に「2. スマートフォンを用いた心拍数推定方法」の欄, 図1)、文献1により新規性が欠如しているため、特別な技術的特徴を有しない。しかしながら、請求項1の従属請求項である請求項2は、「心拍数データは、人の心拍数を人の年齢に応じて補正した値である」という特別な技術的特徴を有しており、また、請求項3-6も、請求項2と同一の特別な技術的特徴を有している。したがって、請求項1-6を発明1に区分する。

(発明2) 請求項7-20

請求項7-20は、発明1に区分された請求項2と、「動作データを入力した場合に心拍数データを出力する学習モデル」という共通の技術的特徴を有している。しかしながら、当該技術的特徴は、文献1の開示内容(特に「2. スマートフォンを用いた心拍数推定方法」の欄, 図1)に照らして、先行技術に対する貢献をもたらすものではないから、特別な技術的特徴であるとはいえない。また、請求項7-20と請求項2の間に、他に同一の又は対応する特別な技術的特徴は存在しない。

さらに、請求項7-20は請求項2の従属請求項ではない。また、請求項7-20は、発明1に区分されたいずれの請求項に対しても実質同一又はそれに準ずる関係にはない。

したがって、請求項7-20は発明1に区分できない。

そして、請求項7-20は、「運動をする人の動作を表した動作データ、及び前記人の心拍数に基づく第1心拍数データを取得し、取得した動作データをモデルへ入力し、前記モデルが出力した第2心拍数データを取得し、前記第1心拍数データ及び前記第2心拍数データの差分を出力する処理をコンピュータに実行させるコンピュータプログラム」という特別な技術的特徴を有しているため、発明2に区分する。

(発明3) 請求項21

請求項21は、発明1に区分された請求項2と発明2に区分された請求項7と、「動作データを入力した場合に心拍数データを出力する学習モデル」という共通の技術的特徴を有している。しかしながら、当該技術的特徴は、文献1の開示内容(特に「2. スマートフォンを用いた心拍数推定方法」の欄, 図1)に照らして、先行技術に対する貢献をもたらすものではないから、特別な技術的特徴であるとはいえない。

また、請求項21と請求項2又は請求項7との間に、他に同一の又は対応する特別な技術的特徴は存在しない。

さらに、請求項21は請求項2又は請求項7のいずれの従属請求項でもない。また、請求項21は、発明1又は2に区分されたいずれの請求項に対しても実質同一又はそれに準ずる関係にはない。

したがって、請求項21は発明1及び発明2のいずれにも区分できない。

そして、請求項21は、「人に装着されたセンサを用いて、運動をする前記人の位置及び前記人の心拍数を測定し、前記センサを用いて測定した前記位置及び前記心拍数に基づいて、運動をする前記人の動作を表した動作データ、及び前記心拍数に基づく第1心拍数データを取得し、モデルへ、取得した動作データを入力し、前記モデルが出力した第2心拍数データを取得し、前記第1心拍数データ及び前記第2心拍数データに応じて、前記人の疲労に関する情報を出力する疲労判定方法」という特別な技術的特徴を有しているため、発明3に区分する。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の
申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

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/JP2022/031118

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2018-43029 A	22.03.2018	(ファミリーなし)	
JP 2004-81723 A	18.03.2004	US 2004/0046666 A1 段落[0031]-[0105], 図1-14 EP 1393679 A1	
JP 2021-122580 A	30.08.2021	(ファミリーなし)	