

(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
2022年2月3日(03.02.2022)



(10) 国際公開番号

WO 2022/024899 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/11 (2006.01) A61B 5/389 (2021.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2021/027254
- (22) 国際出願日: 2021年7月21日(21.07.2021)
- (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 2020-129387 2020年7月30日(30.07.2020) JP
特願 2020-129388 2020年7月30日(30.07.2020) JP
- (71) 出願人: 株式会社村田製作所
(MURATA MANUFACTURING CO., LTD.) [JP/
JP]; 〒6178555 京都府長岡京市東神足 1
丁目 1 0 番 1 号 Kyoto (JP).
- (72) 発明者: 松本 龍彦 (MATSUMOTO Tatsuhiko);
〒6178555 京都府長岡京市東神足 1 丁目 1 0 番
1 号 株式会社村田製作所内 Kyoto (JP). 内藤

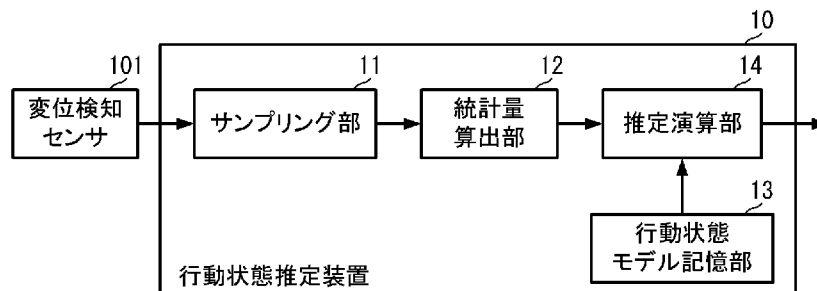
敦士 (NAITO Atsushi); 〒6178555 京都府長岡京市東神足 1 丁目 1 0 番 1 号 株式会社村田製作所内 Kyoto (JP). 河原 直樹 (KAWARA Naoki); 〒6178555 京都府長岡京市東神足 1 丁目 1 0 番 1 号 株式会社村田製作所内 Kyoto (JP). ▲ 高▼丸 泰 (TAKAMARU Yutaka); 〒6178555 京都府長岡京市東神足 1 丁目 1 0 番 1 号 株式会社村田製作所内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人 楓国際特許事務所 (KAEDE PATENT ATTORNEYS' OFFICE); 〒5400011 大阪府大阪市中央区農人橋 1 丁目 4 番 3 4 号 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, 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, IT, JO, JP, KE, KG, KH,

(54) Title: ACTION STATE ESTIMATION DEVICE, ACTION STATE ESTIMATION METHOD, ACTION STATE LEARNING DEVICE AND ACTION STATE LEARNING METHOD

(54) 発明の名称: 行動状態推定装置、行動状態推定方法、行動状態学習装置、および、行動状態学習方法



- 10 Action state estimation device
11 Sampling unit
12 Statistic calculation unit
13 Action state model storage unit
14 Estimation calculation unit
101 Displacement detection sensor

(57) Abstract: This action state estimation device (10) is provided with a sampling unit (11), a statistic calculation unit (12), an action state model storage unit (13) and an estimation calculation unit (14). The sampling unit (11) samples a displacement measurement signal within a prescribed time period and generates displacement measurement data. The statistic calculation unit (12) calculates a statistic of the displacement measurement data. The action state model storage unit (13) stores an action state model which models the association between the statistic and the desired muscle load state. The estimation calculation unit (14) estimates the load state using the action state model with the statistic as input vector.

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, 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)）

(57) 要約：行動状態推定装置（10）は、サンプリング部（11）、統計量算出部（12）、行動状態モデル記憶部（13）、および、推定演算部（14）を備える。サンプリング部（11）は、変位計測信号を、所定時間内においてサンプリングして、変位計測データを生成する。統計量算出部（12）は、変位計測データの統計量を算出する。行動状態モデル記憶部（13）は、統計量と所望の筋肉の負荷状態とが関連づけられてモデル化された行動状態モデルを記憶する。推定演算部（14）は、統計量を入力ベクトルとして、行動状態モデルを用いて負荷状態を推定する。

明 細 書

発明の名称：

行動状態推定装置、行動状態推定方法、行動状態学習装置、および、行動状態学習方法

技術分野

[0001] 本発明は、振戦の検出結果から筋肉の負荷状態を含む行動状態を推定する技術、および、この推定技術のための行動状態モデルの生成技術（行動状態学習技術）に関する。

背景技術

[0002] 特許文献1には、行動状態推定装置等が記載されている。特許文献1に記載の行動状態推定装置は、変位検知センサの測定信号を周波数成分に変換する。特許文献1に記載の行動状態推定装置は、所定の周波数バンドの成分から、行動状態を推定する。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2011-182824号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、特許文献1に示すような従来の装置および方法では、センサの測定信号を周波数成分に変換する必要がある。このため、推定用の信号を生成する処理負荷が増大する。

[0005] したがって、本発明の目的は、所望の推定精度を実現しながら、処理負荷を抑制する行動状態推定技術を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0006] この発明の行動状態推定装置は、第1サンプリング部、第1統計量算出部、行動状態モデル記憶部、および、推定演算部を備える。第1サンプリング

部は、被験者の変位計測信号を所定時間内においてサンプリングして、変位計測データを生成する。第1統計量算出部は、変位計測データの第1統計量を算出する。行動状態モデル記憶部には、第1統計量と所望の筋肉の負荷状態とが関連づけられてモデル化された行動状態モデルが記憶されている。推定演算部は、第1統計量を入力ベクトルとして、行動状態モデルを用いて、負荷状態を推定する。

[0007] この構成では、周波数成分に変換されていない計測データを用いて、負荷状態が推定される。

発明の効果

[0008] この発明によれば、所望の推定精度を実現しながら、処理負荷を抑制できる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]図1は、本発明の第1の実施形態に係る行動状態推定装置の機能ブロック図である。

[図2]図2は、第1の実施形態に係る重要度の設定例を示す表である。

[図3]図3は、本発明の第1の実施形態に係る行動状態推定方法の主要処理を示すフローチャートである。

[図4]図4は、本発明の第1の実施形態に係る行動状態学習装置の機能ブロック図である。

[図5]図5は、本発明の第1の実施形態に係る行動状態学習方法の主要処理を示すフローチャートである。

[図6]図6（A）は、信号強度の時間変化例を示し、図6（B）は、信号強度分布を示し、図6（C）は、強度ブロックデータを示す。

[図7]図7は、第2の実施形態に係る重要度の設定例を示す表である。

[図8]図8（A）は、信号強度の時間変化例を示し、図8（B）は、強度ブロックデータ（平均値）を示し、図8（C）は、強度ブロックデータ（積算値）を示す図である。

[図9]図9は、本発明の第3の実施形態に係る行動状態推定装置の機能ブロック図である。

ク図である。

[図10]図10(A)、図10(B)は、第3の実施形態に係る重要度の設定例を示す表である。

[図11]図11は、本発明の第3の実施形態に係る行動状態推定方法の主要処理を示すフローチャートである。

[図12]図12は、本発明の第3の実施形態に係る行動状態学習装置の機能ブロック図である。

[図13]図13は、本発明の第3の実施形態に係る行動状態学習方法の主要処理を示すフローチャートである。

[図14]図14(A)、図14(B)は、第4の実施形態に係る重要度の設定例を示す表である。

[図15]図15は、本発明の第5の実施形態に係る行動状態学習方法の主要処理を示すフローチャートである。

[図16]図16は、同期の概念を示す図である。

発明を実施するための形態

[0010] (第1の実施形態)

本発明の第1の実施形態に係る行動状態推定技術および行動状態モデル生成技術について、図を参照して説明する。

[0011] (行動状態推定装置の構成および処理)

図1は、本発明の第1の実施形態に係る行動状態推定装置の機能ブロック図である。図1に示すように、行動状態推定装置10は、時系列サンプリング部11、統計量算出部12、推定演算部14、および、行動状態モデル記憶部13を備える。行動状態推定装置10を構成する各機能部は、電子回路、IC、各機能部の機能を実行するプログラムが記憶された記憶媒体とこのプログラムを実行する演算処理デバイス(CPU等)によって実現可能である。

[0012] サンプリング部11には、変位検知センサ101から変位計測信号が入力される。サンプリング部11は、変位計測信号を、所定のサンプリング周波

数（例えば、 100Hz ）でサンプリングすることで、変位計測データを生成する。すなわち、サンプリング部11は、変位計測信号を周波数成分に変換することなく、変位計測データを生成する。サンプリング部11は、変位計測データを、統計量算出部12に出力する。

[0013] なお、変位検知センサ101は、圧電センサや加速度センサ等によって実現される。変位検知センサ101は、負荷状態を推定する筋肉の位置に配置する必要はなく、推定対象の筋肉によって生じる振戦が計測できる位置に配置されていればよい。また、変位検知センサ101は、1箇所配置された1個のセンサであっても、複数箇所に配置された複数個のセンサであってもよい。変位検知センサ101は、変位計測信号を生成して出力する。変位計測信号は、振戦と変形に起因する皮膚表面の変位を電圧に変換した信号である。

[0014] ここで言う本発明における振戦とは、例えば、律動的な筋活動を示す不随意運動である。すなわち、本発明における振戦は、正常人にみられる細かく速い姿勢時振戦であり、生理的振戦とよばれ、例えば、 8Hz から 12Hz の周波数である。なお、パーキンソン病患者等の疾患者にみられるふるえは、病理的振戦であり、例えば、 4Hz から 7Hz であり、本発明における振戦の対象とはしない。振戦を用いることによって、筋電に対して、次の各種の優位点がある。例えば、振戦の検出（計測）は、人の体等の被検知体の表面（皮膚等）に直接貼り付けなくても可能である。振戦の検出によって、筋伸縮を検出できる。振戦の検出によって、筋疲労に伴う変化を検出できる。

[0015] 統計量算出部12は、変位計測データから、統計量を算出する。統計量算出部12は、所定期間（例えば、1秒間）内の複数の変位計測データから、統計量を算出する。

[0016] 統計量の種類としては、例えば、平均値、最大値、最小値、中央値、1%値、5%値、25%値、75%値、95%値、99%値、分散値、歪度値、尖度値、積算値等が用いられる。なお、統計量の種類は、これに限るものでなく、時系列の変位計測データから得られるものであれば、他のものであ

てもよい。統計量算出部 12 は、これらのなかから、複数種類の統計量を算出する。なお、 $\times\%$ 値とは、期間内の複数の変位計測データの内、最小値から昇順に数えて $\times\%$ に位置する値を指す。

[0017] 統計量算出部 12 は、算出した複数種類の統計量を、推定演算部 14 に出力する。

[0018] 行動状態モデル記憶部 13 には、行動状態モデルが記憶されている。行動状態モデルは、変位計測データの各種統計量と、推定対象の筋肉の負荷状態との関係が設定されている。行動状態モデルは、例えば後述する行動状態学習装置 20 によって事前に生成され、行動状態モデル記憶部 13 に格納されている。

[0019] 推定演算部 14 は、行動状態モデル記憶部 13 に記憶された行動状態モデルを用い、複数の統計量を入力ベクトルとして、推定対象の筋肉の負荷状態を推定する。この際、推定演算部 14 は、推定対象の筋肉に応じて、推定に用いる統計量の重要度を設定する。この重要度は、例えば、行動状態モデルに設定されている。

[0020] 図 2 は、第 1 の実施形態に係る重要度の設定例を示す表である。筋肉 M1、筋肉 M2、筋肉 M3、および、筋肉 M4 は、計測した変位で負荷状態が推定可能な筋肉の種類を示す。例えば、変位検知センサ 101 が足首の腱が集まっている箇所、より具体的には、足首前方および足首後方に配置されている場合、筋肉 M1、筋肉 M2、筋肉 M3、および、筋肉 M4 は、ヒラメ筋、腓腹筋、前脛骨筋、大腿四頭筋、ハムストリング等を設定できる。また、統計量 A1～A15 のそれぞれは、上述の各種の統計量（平均値、最大値、最小値、中央値、1%値、5%値、25%値、75%値、95%値、99%値、分散値、歪度値、尖度値、積算値等）のいずれかがそれぞれに設定される。

[0021] 例えば、図 2 の場合、筋肉 M1 に対しては、統計量 A1、統計量 A2、統計量 A8、統計量 A12、統計量 A7 の順に、推定に対する重要度が、1 位、2 位、3 位、4 位、5 位の順に設定される。また、筋肉 M2 に対しては、

統計量 A 3、統計量 A 5、統計量 A 2、統計量 A 1 4、統計量 A 1 5 の順に、推定に対する重要度が、1 位、2 位、3 位、4 位、5 位の順に設定される。以下、筋肉 M 3、筋肉 M 4 についても、図 2 に示すように統計量に対して重要度が設定される。

[0022] 推定演算部 1 4 は、推定対象の筋肉を設定すると、筋肉に応じて設定された重要度を用いて、複数の統計量から、筋肉の負荷状態（例えば、筋電位値）を推定する。なお、筋肉の負荷状態は、筋電位値に限らず、値として表されるものであれば、他のものであってもよい。

[0023] より具体的には、例えば、推定演算部 1 4 は、重要度が 1 位から 5 位の統計量のそれぞれと行動状態モデルとから推定される統計量毎の負荷状態の推定結果を演算する。そして、推定演算部 1 4 は、重要度に応じた重み付けを各推定結果に行って、例えば加算平均等を行うことで、最終的な負荷状態の推定結果を算出する。なお、推定演算部 1 4 が推定に用いる統計量の個数は、これに限らない。例えば、重要度が 1 位から 1 0 位の統計量から推定演算を行ってもよい。

[0024] また、推定演算部 1 4 は、推定対象の筋肉が 1 種類であれば、この筋肉に応じた統計量と重要度を用いて、負荷状態を推定する。一方、推定演算部 1 4 は、推定対象の筋肉が複数種類であれば、統計量と重要度とを筋肉毎に設定し、それぞれの筋肉に対する負荷状態を推定する。

[0025] この構成を用いることによって、行動状態推定装置 1 0 は、計測データを周波数成分に変換する処理を行うことなく、筋肉の負荷状態を推定できる。これにより、行動状態推定装置 1 0 は、所望の推定精度を実現しながら、処理負荷を抑制できる。

[0026] さらに、この構成を用いることによって、行動状態推定装置 1 0 は、推定対象の筋肉毎に、推定に用いる統計量の種類、その重要度を、個別に設定している。これにより、行動状態推定装置 1 0 は、筋肉の負荷状態を、より高精度に推定できる。

[0027] また、この構成を用いることによって、行動状態推定装置 1 0 は、変位検

知センサ１０１の位置が、推定対象の筋肉の位置でなくても、この筋肉の負荷状態を推定できる。これにより、行動状態推定装置１０は、例えば、体表面に表出していない筋肉、筋電位が直接計測できない筋肉（例として、変位検知センサ１０１の配置位置から離れた筋肉）に対しても、負荷状態を推定できる。変位検知センサ１０１を足首に配置することで、行動状態推定装置１０は、大腿四頭筋、ハムストリングス（大腿二頭筋、半膜様筋、半腱様筋、大内転筋）、前脛骨筋、腓腹筋、ヒラメ筋、大臀筋などの負荷状態を推定できる。また、行動状態推定装置１０は、複数の筋肉の連動状態を推定できる。

[0028] また、変位検知センサ１０１の配置位置の誤差による影響を抑制できる。したがって、変位検知センサ１０１の配置が容易になり、負荷状態の推定のための作業が容易になる。

[0029] また、この構成では、変位検知センサ１０１の変位計測信号を共通に用いて、複数の筋肉の負荷状態を推定できるので、センサと行動状態推定装置とを含む行動状態推定システムを小型化できる。

[0030] また、この構成では、利用する統計量と重要度とが推定対象の筋肉毎に個別に設定される。したがって、行動状態推定装置１０は、変位検知センサ１０１の変位計測信号を共通に用いて、複数の筋肉の負荷状態を高精度に推定できる。

[0031] また、この構成では、負荷状態をクラスでなく値として推定できる。このように、負荷状態を値で推定できることによって、行動状態推定装置１０は、より正確な負荷状態を提示、管理でき、被験者に対して、より適切な通知等を行うことができる。

[0032] （行動状態推定方法）

図３は、本発明の第１の実施形態に係る行動状態推定方法の主要処理を示すフローチャートである。なお、各処理の具体的な内容は、上述の構成の説明によって記載しているので、以下では概略的に説明する。

[0033] 行動状態推定装置１０は、変位計測信号を入力する（Ｓ１１）。行動状態

推定装置 10 は、変位計測信号に対してサンプリングを実行し、変位計測データを生成する (S 12)。行動状態推定装置 10 は、変位計測データから統計量を算出する (S 13)。

[0034] 行動状態推定装置 10 は、行動状態モデルを取得する (S 14)。行動状態推定装置 10 は、統計量を入力ベクトルとして、行動状態モデルを用いて負荷状態を推定する (S 15)。

[0035] なお、上述の処理は、プログラム化して記憶媒体等に記憶しておき、CPU等の演算処理装置によって実行する態様であってもよい。

[0036] (行動状態学習装置の構成および処理)

上述の行動状態モデルは、例えば、次に示すように生成される。図4は、本発明の第1の実施形態に係る行動状態学習装置の機能ブロック図である。

[0037] 図4に示すように、行動状態学習装置20は、サンプリング部11、統計量算出部12、行動状態モデル記憶部13、サンプリング部21、モデル化基準値算出部22、および、学習演算部24を備える。サンプリング部11、統計量算出部12、行動状態モデル記憶部13は、上述の通りであり、説明は省略する。

[0038] サンプリング部21には、筋活動検知センサ102から筋活動計測信号（例えば、筋電位信号）が入力される。サンプリング部21は、筋活動計測信号を、所定のサンプリング周波数（例えば、100Hz）でサンプリングすることで、筋活動計測データを生成する。サンプリング部21は、筋活動計測データを、モデル化基準値算出部22に出力する。

[0039] なお、筋活動検知センサ102は、筋活動を計測可能なセンサであり、例えば、筋電センサ（筋電位計）である。筋活動検知センサ102は、負荷状態を推定する筋肉の近傍位置に配置されている。より具体的には、筋活動検知センサ102は、筋活動検知センサ102で計測される振戦を生じる筋活動の元となる筋肉の位置に配置される。筋活動検知センサ102は、筋活動を検知し、筋活動計測信号を生成して出力する。筋活動検知センサ102は、1種類の筋肉に対して配置された1個のセンサであっても、複数の種類の

筋肉に対して筋肉別に配置された複数個のセンサであってもよい。

[0040] モデル化基準値算出部 22 は、筋活動計測データからモデル化基準値を算出する。例えば、モデル化基準値算出部 22 は、所定期間内の筋活動計測データの絶対平均値をモデル化基準値として算出する。絶対平均値とは、計測データの絶対値の平均値である。

[0041] なお、モデル化基準値は、絶対平均値に限るものではなく、回帰可能な値、例えば、平均値、最大値、最小値、中央値、1%値、5%値、25%値、75%値、95%値、99%値、分散値、歪度値、尖度値等を用いることもできる。さらには、モデル化基準値は、筋活動計測データから分類可能な負荷の大、中、小等のクラスを表すものでも可能である。

[0042] モデル化基準値算出部 22 は、モデル化基準値を学習演算部 24 に出力する。

[0043] 学習演算部 24 は、統計量とモデル化基準値とを用いて学習を行い、行動状態モデルを生成する。より具体的には、例えば、学習演算部 24 は、統計量を説明変数としモデル化基準値を目的変数として決定木アルゴリズムを利用した勾配ブースティングの手法を用いて学習を行う。学習演算部 24 は、この学習を繰り返し行い、所定の推論精度が得られたら、この結果を用いて行動状態モデルを生成する。なお、学習の手法は、勾配ブースティングに限らず、類似する `AdaBoost` といった手法に代表されるブースティング (`boosting`) などの手法を用いてもよい。また、それ以外の学習の手法として、`SVM` や `GMM`、`HMM`、ニューラルネットワーク、学習型ベイジアンネットワーク等を用いてもよい。さらには、学習演算部 24 に複数の学習器を用いて、複数の学習器の結果を重み付けした上で多数決をとるアンサンブル法を用いてもよい。

[0044] この構成および処理を用いることで、行動状態学習装置 20 は、行動状態モデルを適正に設定できる。

[0045] (行動状態モデル生成方法)

図 5 は、本発明の第 1 の実施形態に係る行動状態学習方法の主要処理を示

すフローチャートである。なお、各処理の具体的な内容は、上述の構成の説明によって記載しているので、以下では概略的に説明する。

[0046] 行動状態学習装置 20 は、変位計測信号を入力する (S 21)。行動状態学習装置 20 は、変位計測信号に対して、サンプリングを実行し、変位計測データを生成する (S 22)。行動状態学習装置 20 は、変位計測データから統計量を算出する (S 23)。

[0047] 行動状態学習装置 20 は、筋活動計測信号を入力する (S 31)。行動状態学習装置 20 は、筋活動計測信号に対して、サンプリングを実行し、筋活動計測データを生成する (S 32)。行動状態学習装置 20 は、筋活動計測データからモデル化基準値を算出する (S 33)。

[0048] 行動状態学習装置 20 は、統計量とモデル化基準値とを用いた学習を実行し、行動状態モデルを生成する (S 41)。

[0049] なお、上述の処理は、プログラム化して記憶媒体等に記憶しておき、CPU等の演算処理装置によって実行する態様であってもよい。

[0050] また、本実施形態の行動状態推定装置 10 と行動状態学習装置 20 との構成からわかるように、本実施形態の構成を用いることによって、学習時には、筋電位計等の比較的大掛かりな筋電位測定手段を用いる必要はあるものの高精度な行動状態モデルを生成でき、実使用時（行動状態推定装置 10 の使用時）には、筋電位計等の比較的大掛かりな筋電位測定手段を用いる必要が無い。すなわち、実使用時には、簡素な構成で、被験者への負担も少なく、負荷状態を推定（計測）できる。

[0051] （第 2 の実施形態）

本発明の第 2 の実施形態に係る行動状態推定技術および行動状態モデル生成技術について、図を参照して説明する。第 2 の実施形態に係る行動状態推定技術は、第 1 の実施形態に示した行動状態推定技術に対して、統計量の算出方法において異なる。図 6 (A) は、信号強度の時間変化例を示し、図 6 (B) は、信号強度分布を示し、図 6 (C) は、強度ブロックデータを示す。

[0052] 統計量算出部 12 は、所定期間内の変位計測データから、信号強度分布を算出する。信号強度分布とは、所定期間内の変位計測データを信号強度の大きい順に並べたものである。例えば、統計量算出部 12 は、図 6 (A) に示すように、所定のサンプリング周期（サンプリング周波数）によって設定された時刻 t_1 から時刻 t_{100} の信号強度が得られると、図 6 (B) に示すように、信号強度の大きな順に、順位 R_1 から順位 R_{100} を設定し、順位 R_1 から順に、順位 R_{100} まで並べる。

[0053] 統計量算出部 12 は、信号強度分布から、強度ブロックデータを生成し、これを統計量として出力する。より具体的には、統計量算出部 12 は、信号強度分布に対して信号強度の高い順に並べ替え、所定個数毎に強度ブロック（信号強度ブロック）を設定する。統計量算出部 12 は、強度ブロック毎に積算値を算出することで、強度ブロックデータを生成する。例えば、図 6 (C) の場合、統計量算出部 12 は、計測データを 10 個ずつブロック分けする。一例であれば、統計量算出部 12 は、順位 R_1 から順位 R_{10} までの信号強度を強度ブロック B_1 に設定し、順位 R_1 から順位 R_{10} までの信号強度の積算値を算出する。統計量算出部 12 は、この処理を強度ブロック B_1 から強度ブロック B_{10} まで行い、統計量として出力する。

[0054] 推定演算部 14 は、この信号強度分布に基づく統計量を用いて行動状態を推定する。この際、推定演算部 14 は、重要度を用いて行動状態を推定する。

[0055] 図 7 は、第 2 の実施形態に係る重要度の設定例を示す表である。図 7 に示すように、第 2 の実施形態では、信号強度分布の強度ブロックに対して、筋肉毎に重要度が設定される。

[0056] 例えば、図 7 の場合、筋肉 M_1 に対しては、強度ブロック B_{10} 、強度ブロック B_9 、強度ブロック B_6 、強度ブロック B_3 、強度ブロック B_5 の順に、推定に対する重要度が、1 位、2 位、3 位、4 位、5 位の順に設定される。また、筋肉 M_2 に対しては、強度ブロック B_{10} 、強度ブロック B_8 、強度ブロック B_9 、強度ブロック B_7 、強度ブロック B_1 の順に、推定に対

する重要度が、1位、2位、3位、4位、5位の順に設定される。以下、筋肉M3、筋肉M4についても、図7に示すように統計量（強度ブロック）に対して重要度が設定される。

[0057] 推定演算部14は、推定対象の筋肉を設定すると、筋肉に応じて設定された重要度を用いて、複数の統計量（強度ブロックの値）から筋肉の負荷状態を推定する。

[0058] この構成によって、第2の実施形態に係る行動状態推定装置は、第1の実施形態に係る行動状態推定装置10と同様に、計測データを周波数成分に変換する処理を行うことなく、筋肉の負荷状態を推定できる。これにより、第2の実施形態に係る行動状態推定装置は、必要な推定精度を実現しながら、処理負荷を抑制できる。

[0059] なお、上述の説明（図6（A）、図6（B）、図6（C）を参照）では、複数の計測データを強度順に並べ、複数の強度ブロックを設定し、複数の強度ブロック毎に積算値を算出して統計量としている。しかしながら、この場合、積算値は、平均値に置き換えることも可能である。

[0060] さらに、次に図8（A）、図8（B）、図8（C）を参照して説明する態様では、複数の計測データに対して時間範囲で複数のブロック（時間ブロック）を設定し、複数の時間ブロック毎に平均値や積算値を算出して統計量としている。

[0061] 平均値を用いる場合、統計量算出部12は、統計量算出用の時間内の複数の計測データを、時系列のブロック（時間ブロック）に分け、時間ブロック毎に平均値を算出する。積算値を用いる場合、統計量算出部12は、統計量算出用の時間内の複数の計測データを、時系列のブロック（時間ブロック）に分け、時間ブロック毎に積算値を算出する。統計演算部12は、この平均値や積算値を時間ブロックの値（統計量）とする。

[0062] 図8（A）は、信号強度の時間変化例を示し、図8（B）は、時間ブロックデータ（平均値）を示し、図8（C）は、時間ブロックデータ（積算値）を示す図である。

[0063] 例えば、図8（A）のような計測データを取得した時、時刻 t_1 から時刻 t_{100} の信号強度に対して、経時的に並ぶ時間ブロック $B_{1t} - B_{10t}$ を設定する。時間ブロック B_{1t} は、時刻 $t_1 - t_{10}$ に対応し、時間ブロック B_{2t} は、時刻 $t_{11} - t_{20}$ に対応する。同様に、時間ブロック $B_{3t} - B_{9t}$ が設定され、時間ブロック B_{10t} は、時刻 $t_{91} - t_{100}$ に対応する。

[0064] 平均値を用いる場合、統計量算出部12は、時間ブロック B_{1t} について、時刻 t_1 から時刻 t_{10} の信号強度の平均値を算出し、時間ブロック B_{1t} の統計量とする。同様に、統計量算出部12は、時間ブロック $B_{2t} - B_{9t}$ について平均値を算出して、それぞれの統計値とする。そして、統計量算出部12は、時間ブロック B_{10t} については、時刻 t_{91} から時刻 t_{100} の信号強度の平均値を算出し、時間ブロック B_{10t} の統計量とする。

[0065] 積算値を用いる場合、統計量算出部12は、時間ブロック B_{1t} について、時刻 t_1 から時刻 t_{10} の信号強度の積算値を算出し、時間ブロック B_{1t} の統計量とする。同様に、統計量算出部12は、時間ブロック $B_{2t} - B_{9t}$ について積算値を算出して、それぞれの統計値とする。そして、統計量算出部12は、時間ブロック B_{10t} については、時刻 t_{91} から時刻 t_{100} の信号強度の積算値を算出し、時間ブロック B_{10t} の統計量とする。

[0066] （第3の実施形態）

本発明の第3の実施形態に係る行動状態推定技術および行動状態モデル生成技術について、図を参照して説明する。

[0067] （行動状態推定装置の構成および処理）

図9は、本発明の第3の実施形態に係る行動状態推定装置の機能ブロック図である。図9に示すように、行動状態推定装置10Aは、第1の実施形態に係る行動状態推定装置10に対して、サンプリング部31、統計量算出部32を備え、行動状態モデル記憶部13A、推定演算部14Aにおいて異なる。行動状態推定装置10Aの他の構成は、行動状態推定装置10と同様であり、同様の箇所の説明は省略する。

- [0068] 行動状態推定装置 10A は、サンプリング部 11、統計量算出部 12、推定演算部 14A、行動状態モデル記憶部 13A、サンプリング部 31、および、統計量算出部 32 を備える。行動状態推定装置 10A を構成する各機能部は、電子回路、IC、各機能部の機能を実行するプログラムが記憶された記憶媒体とこのプログラムを実行する演算処理デバイス（CPU等）によって実現可能である。
- [0069] 統計量算出部 12 は、第 1 の実施形態に示した統計量を変位統計量として算出し、推定演算部 14A に出力する。
- [0070] サンプリング部 31 には、動作検知センサ 300 から動作計測信号が入力される。サンプリング部 31 は、動作計測信号を、所定のサンプリング周波数（例えば、100Hz）でサンプリングすることで、動作計測データを生成する。すなわち、サンプリング部 31 は、動作計測信号を周波数成分に変換することなく、動作計測データを生成する。サンプリング部 31 は、動作計測データを統計量算出部 32 に出力する。
- [0071] なお、動作検知センサ 300 は、加速度センサ、角速度センサ等によって実現される。動作検知センサ 300 は、負荷状態を推定する筋肉の位置に配置する必要はなく、推定対象の筋肉によって生じる被験者の動作が計測できる位置に配置されていればよい。また、動作検知センサ 300 は、1箇所に配置された 1 個のセンサであっても、複数箇所に配置された複数個のセンサであってもよい。動作検知センサ 300 は、被験者の動作を検知し、動作の計測信号を生成して出力する。
- [0072] 統計量算出部 32 は、動作計測データから、動作統計量を算出する。統計量算出部 32 は、所定期間（例えば、1 秒間）内の複数の動作計測データから、動作統計量を算出する。
- [0073] 動作統計量の種類としては、例えば、平均値、最大値、最小値、中央値、1%値、5%値、25%値、75%値、95%値、99%値、分散値、歪度値、尖度値、積算値等が用いられる。なお、動作統計量の種類は、これに限るものでなく、時系列の計測データから得られるものであれば、他のもので

あってもよい。統計量算出部32は、これらのなかから、複数種類の動作統計量を算出する。なお、×%値とは、期間内の複数の動作計測データの内最大値を100%として、その上位×%に当たる値である。

[0074] 統計量算出部32は、算出した複数種類の動作統計量を推定演算部14Aに出力する。

[0075] 行動状態モデル記憶部13Aには、行動状態モデルが記憶されている。行動状態モデルは、各種の変位統計量および各種の動作統計量と、推定対象の筋肉の負荷状態との関係が設定されている。行動状態モデルは、例えば後述する行動状態学習装置20Aによって事前に生成され、行動状態モデル記憶部13Aに記憶（格納）されている。

[0076] 推定演算部14Aは、行動状態モデル記憶部13Aに記憶された行動状態モデルを用い、変位統計量および動作統計量を入力ベクトルとして、推定対象の筋肉の負荷状態を推定する。この際、推定演算部14Aは、推定対象の筋肉に応じて、推定に用いる変位統計量の重要度および動作統計量の重要度を設定する。これらの重要度は、例えば、行動状態モデルに設定されている。

[0077] 図10(A)、図10(B)は、第3の実施形態に係る重要度の設定例を示す表である。図10(A)は、変位統計量の重要度を示し、図10(B)は、動作統計量の重要度を示す。また、図10(A)、図10(B)において、筋肉M1、筋肉M2、筋肉M3、および、筋肉M4は、計測した変位で負荷状態が推定可能な筋肉の種類を示す。例えば、変位検知センサ101が足首の腱が集まっている箇所、より具体的には、足首前方および足首後方に配置されている場合、筋肉M1、筋肉M2、筋肉M3、および、筋肉M4は、ヒラメ筋、腓腹筋、前脛骨筋、大腿四頭筋、ハムストリング等を設定できる。変位統計量Ar1～Ar15のそれぞれは、上述の各種の変位統計量のいずれかがそれぞれに設定され、動作統計量Aa1～Aa15のそれぞれは、上述の各種の動作統計量のいずれかがそれぞれに設定される。

[0078] 例えば、図10(A)の場合、筋肉M1に対しては、変位統計量Ar1、

変位統計量A r 2、変位統計量A r 8、変位統計量A r 1 2、変位統計量A r 7の順に、推定に対する重要度が、1位、2位、3位、4位、5位の順に設定される。また、筋肉M 2に対しては、変位統計量A r 3、変位統計量A r 5、変位統計量A r 2、変位統計量A r 1 4、変位統計量A r 1 5の順に、推定に対する重要度が、1位、2位、3位、4位、5位の順に設定される。以下、筋肉M 3、筋肉M 4についても、図10（A）に示すように変位統計量に対して重要度が設定される。

[0079] さらに、例えば、図10（B）の場合、筋肉M 1に対しては、動作統計量A a 1、動作統計量A a 2、動作統計量A a 8、動作統計量A a 1 2、動作統計量A a 7の順に、推定に対する重要度が、1位、2位、3位、4位、5位の順に設定される。また、筋肉M 2に対しては、動作統計量A a 3、動作統計量A a 5、動作統計量A a 2、動作統計量A a 1 4、動作統計量A a 1 5の順に、推定に対する重要度が、1位、2位、3位、4位、5位の順に設定される。以下、筋肉M 3、筋肉M 4についても、図10（B）に示すように動作統計量に対して重要度が設定される。

[0080] なお、1種類の筋肉に対する変位統計量の重要度と動作統計量の重要度とは、共通の重要度によって設定されていてもよく、個別に設定されていてもよい。例えば、図10（A）、図10（B）に示す変位統計量の添え字（数字）と動作統計量の添え字（数字）とが、同じ種類の統計量を示す場合、図10（A）、図10（B）に示す変位統計量の重要度と動作統計量の重要度の設定は、共通の重要度によって設定が可能である。

[0081] 一方、図10（A）に示す変位統計量の添え字（数字）は変位統計量の種類に応じて設定され、図10（B）に示す動作統計量の添え字（数字）は動作統計量の種類に応じて設定されていれば、変位統計量の重要度と動作統計量の重要度の設定は、個別に設定される。

[0082] 変位統計量の重要度と動作統計量の重要度とを共通の重要度によって設定することによって、重要度の設定が簡素化され、行動状態の推定処理を簡素化できる。一方、変位統計量の重要度と動作統計量の重要度とを個別に設定

することによって、行動状態の推定条件をより多様に設定できる、行動状態を、さらに高精度に推定できる。

[0083] 推定演算部 14 A は、推定対象の筋肉を設定すると、筋肉に応じて設定された重要度を用いて、複数の変位統計量および動作統計量から、筋肉の負荷状態（例えば、筋電位値）を推定する。なお、筋肉の負荷状態は、筋電位値に限らず、値として表されるものであれば、他のものであってもよい。

[0084] より具体的には、例えば、推定演算部 14 A は、重要度が同じ順位の変位統計量と動作統計量との組と行動状態モデルとから負荷状態の推定結果を演算する。推定演算部 14 A は、重要度が同じ順位の組毎に、負荷状態の推定結果を算出する。そして、推定演算部 14 A は、各推定結果に重要度に応じた重み付けを行って、例えば加算平均等を行うことで、最終的な負荷状態の推定結果を算出する。

[0085] なお、推定演算部 14 A は、変位統計量と行動状態モデルとからの負荷状態の推定結果と、動作統計量と行動状態モデルとからの負荷状態の推定結果とを個別に演算し、これらの推定結果から最終的な負荷状態の推定結果を算出することも可能である。推定演算部 14 が推定に用いる姿勢統計量および動作統計量の個数は、これに限らず、適宜設定できる。例えば、重要度が 1 位から 10 位の統計量から推定演算を行ってもよい。

[0086] また、推定演算部 14 A は、推定対象の筋肉が 1 種類であれば、この筋肉に応じた変位統計量および動作統計量とこれらの重要度を用いて、負荷状態を推定する。一方、推定演算部 14 A は、推定対象の筋肉が複数種類であれば、筋肉毎に、変位統計量および動作統計量とこれらの重要度とを都度設定し、それぞれの筋肉に対する負荷状態を推定する。

[0087] この構成を用いることによって、行動状態推定装置 10 A は、振戦を含む変位のみでなく、加速度、角速度等の動作の検知結果を用いて、筋肉の負荷状態を推定できる。サンプリングされた加速度、角速度等の動作の検知結果は、被験者の動作から強い影響を受け、被験者の筋活動に対して相関性が高い。そして、行動状態推定装置 10 A は、ミクロ的な振戦計測データとマク

口的な動作計測データとから行動状態を推定するので、筋肉の負荷状態を高精度に推定できる。

[0088] さらに、この構成では、変位計測データも、サンプリングされた計測データである。したがって、行動状態推定装置 10A は、周波数変換に伴う振戦に関する情報の欠落を抑制でき、筋肉の負荷状態を、さらに高精度に推定できる。

[0089] さらに、この構成を用いることによって、行動状態推定装置 10A は、推定対象の筋肉毎に、推定に用いる変位統計量および動作統計量の種類、その重要度を個別に設定している。これにより、行動状態推定装置 10A は、筋肉の負荷状態をより高精度に推定できる。

[0090] また、この構成を用いることによって、行動状態推定装置 10A は、変位検知センサ 101 の位置および動作検知センサ 300 の位置が推定対象の筋肉の位置でなくても、この筋肉の負荷状態を推定できる。これにより、行動状態推定装置 10A は、例えば、体表面に表出していない筋肉、筋電位が直接計測できない筋肉（例として、変位検知センサ 101 あるいは動作検知センサ 300 の配置位置から離れた筋肉）に対しても、負荷状態を推定できる。変位検知センサ 101 と動作検知センサ 300 を足首に配置することで、行動状態推定装置 10A は、大腿四頭筋、ハムストリングス（大腿二頭筋、半膜様筋、半腱様筋、大内転筋）、前脛骨筋、腓腹筋、ヒラメ筋、大臀筋などの負荷状態を推定できる。また、行動状態推定装置 10A は、複数の筋肉の連動状態を推定できる。

[0091] また、変位検知センサ 101 の配置位置の誤差による影響を抑制できる。したがって、変位検知センサ 101 および動作検知センサ 300 の配置が容易になり、負荷状態の推定のための作業が容易になる。

[0092] また、この構成では、変位検知センサ 101 の変位計測信号および動作検知センサ 300 の動作計測信号を共通に用いて、複数の筋肉の負荷状態を推定できるので、センサと行動状態推定装置とを含む行動状態推定システムを小型化できる。

[0093] また、この構成では、利用する変位統計量および動作統計量と重要度とが推定対象の筋肉毎に個別に設定される。したがって、行動状態推定装置 10A は、変位検知センサ 101 の計測信号および動作検知センサ 300 の計測信号を共通に用いて、複数の筋肉の負荷状態を、高精度に推定できる。

[0094] また、この構成では、負荷状態をクラスでなく値として推定できる。このように、負荷状態を値で推定できることによって、行動状態推定装置 10A は、より正確な負荷状態を提示、管理でき、被験者に対して、より適切な通知等を行うことができる。

[0095] (行動状態推定方法)

図 11 は、本発明の第 3 の実施形態に係る行動状態推定方法の主要処理を示すフローチャートである。なお、各処理の具体的な内容は、上述の構成の説明によって記載しているので、以下では概略的に説明する。

[0096] 行動状態推定装置 10A は、変位計測信号を入力する (S11A)。行動状態推定装置 10A は、変位計測信号に対してサンプリングを実行し、変位計測データを生成する (S12A)。行動状態推定装置 10A は、変位計測データから変位統計量を算出する (S13A)。

[0097] 行動状態推定装置 10A は、動作計測信号を入力する (S21A)。行動状態推定装置 10A は、動作計測信号に対してサンプリングを実行し、動作計測データを生成する (S22A)。行動状態推定装置 10A は、動作計測データから動作統計量を算出する (S23A)。

[0098] 行動状態推定装置 10A は、行動状態モデルを取得する (S14A)。行動状態推定装置 10A は、変位統計量および動作統計量を入力ベクトルとして、行動状態モデルを用いて、負荷状態を推定する (S15A)。

[0099] なお、上述の処理は、プログラム化して記憶媒体等に記憶しておき、CPU 等の演算処理装置によって実行する態様であってもよい。

[0100] (行動状態学習装置の構成および処理)

上述の行動状態モデルは、例えば、次に示すように生成される。図 12 は、本発明の第 3 の実施形態に係る行動状態学習装置の機能ブロック図である。

。

[0101] 図 1 2 に示すように、行動状態学習装置 2 0 A は、サンプリング部 1 1、統計量算出部 1 2、行動状態モデル記憶部 1 3 A、サンプリング部 2 1、モデル化基準値算出部 2 2、学習演算部 2 4 A、サンプリング部 3 1、および、統計量算出部 3 2 を備える。サンプリング部 1 1、統計量算出部 1 2、行動状態モデル記憶部 1 3 A、サンプリング部 3 1、および、統計量算出部 3 2 は、上述の通りであり、説明は省略する。

[0102] サンプリング部 2 1 には、筋活動検知センサ 1 0 2 から筋活動計測信号（例えば、筋電位信号）が入力される。サンプリング部 2 1 は、筋活動計測信号を、所定のサンプリング周波数（例えば、1 0 0 H z）でサンプリングすることで、筋活動計測データを生成する。サンプリング部 2 1 は、筋活動計測データを、モデル化基準値算出部 2 2 に出力する。

[0103] なお、筋活動検知センサ 1 0 2 は、筋活動を計測可能なセンサであり、例えば、筋電センサ（筋電位計）である。筋活動検知センサ 1 0 2 は、負荷状態を推定する筋肉の位置に配置されている。より具体的には、筋活動検知センサ 1 0 2 は、筋活動検知センサ 1 0 2 で計測される振戦を生じる筋活動の元となる筋肉の位置に配置される。筋活動検知センサ 1 0 2 は、筋活動を検知し、筋活動の計測信号を生成して出力する。筋活動検知センサ 1 0 2 は、1 種類の筋肉に対して配置された 1 個のセンサであっても、複数の種類の筋肉に対して筋肉別に配置された複数個のセンサであってもよい。

[0104] モデル化基準値算出部 2 2 は、筋活動計測データからモデル化基準値を算出する。例えば、モデル化基準値算出部 2 2 は、所定期間内の筋活動計測データの絶対平均値を、モデル化基準値として算出する。絶対平均値とは、計測データの絶対値の平均値である。

[0105] なお、モデル化基準値は、絶対平均値に限るものではなく、回帰可能な値、例えば、平均値、最大値、最小値、中央値、1 % 値、5 % 値、2 5 % 値、7 5 % 値、9 5 % 値、9 9 % 値、分散値、歪度値、尖度値等を用いることもできる。さらには、モデル化基準値は、筋活動計測データから分類可能な負

荷の大、中、小等のクラスを表すものでも可能である。

[0106] モデル化基準値算出部 22 は、モデル化基準値を、学習演算部 24 A に出力する。

[0107] 学習演算部 24 A は、変位統計量および動作統計量とモデル化基準値とを用いて、学習を行い、行動状態モデルを生成する。より具体的には、例えば、学習演算部 24 A は、変位統計量および動作統計量を説明変数とし、モデル化基準値を目的変数として決定木アルゴリズムを利用した勾配ブースティングの手法を用いて学習させる。学習演算部 24 A は、この学習を繰り返し行い、所定の推論精度が得られたら、この結果を用いて行動状態モデルを生成する。

[0108] なお、学習の手法は、勾配ブースティングに限らず、類似する *Ada Boost* といった手法に代表されるブースティング (*boosting*) などの手法を用いてもよい。また、それ以外の学習の手法として、SVM や GMM、HMM、ニューラルネットワーク、学習型ベイジアンネットワーク等を用いてもよい。さらには、学習演算部 24 A に複数の学習器を用いて、複数の学習器の結果を重み付けした上で多数決をとるアンサンブル法を用いてもよい。

[0109] この構成および処理を用いることで、行動状態学習装置 20 A は、行動状態モデルを適正に設定できる。

[0110] (行動状態学習方法)

図 13 は、本発明の第 3 の実施形態に係る行動状態学習方法の主要処理を示すフローチャートである。

[0111] 行動状態学習装置 20 A は、変位計測信号および動作計測信号を入力する (S41A)。行動状態学習装置 20 A は、変位計測信号に対してサンプリングを実行し、変位計測データを生成し、動作計測信号に対してサンプリングを実行し、動作計測データを生成する (S42A)。行動状態学習装置 20 A は、変位計測データから変位統計量を算出し、動作計測データから動作統計量を算出する (S43A)。

[0112] 行動状態学習装置 20A は、筋活動計測信号を入力する (S51A)。行動状態学習装置 20A は、筋活動計測信号に対して、サンプリングを実行し、筋活動計測データを生成する (S52A)。行動状態学習装置 20A は、筋活動計測データからモデル化基準値を算出する (S53A)。

[0113] 行動状態学習装置 20A は、変位統計量および動作統計量とモデル化基準値とを用いた学習を実行し、行動状態モデルを生成する (S61A)。

[0114] なお、上述の処理は、プログラム化して記憶媒体等に記憶しておき、CPU等の演算処理装置によって実行する態様であってもよい。

[0115] (第4の実施形態)

本発明の第4の実施形態に係る行動状態推定技術および行動状態モデル生成技術について説明する。第4の実施形態に係る行動状態推定技術は、第3の実施形態に示した行動状態推定技術に対して、変位統計量および動作統計量の強度ブロックデータを用いる点で異なる。動作統計量の強度ブロックデータの生成方法は、第3の実施形態の変位統計量の強度ブロックデータの生成方法と同様であり、具体的な例を用いた説明は省略する。

[0116] 統計量算出部 12 は、変位計測データの信号強度分布から変位計測データの強度ブロックデータ (変位強度ブロックデータ) を生成し、これを変位統計量として出力する。より具体的には、統計量算出部 12 は、信号強度分布に対して信号強度の高い順に所定個数毎に強度ブロック (信号強度ブロック) を設定する。統計量算出部 12 は、強度ブロック毎に積算値を算出することで、変位強度ブロックデータを生成する。

[0117] 統計量算出部 32 は、統計量算出部 12 と同様の構成であり、動作計測データに対して、統計量算出部 12 と同様の処理を行う。これにより、統計量算出部 32 は、動作計測データの強度ブロックデータ (動作強度ブロックデータ) からなる動作統計量を算出し、出力する。

[0118] 推定演算部 14A は、この信号強度分布に基づく変位統計量および動作統計量を用いて、行動状態を推定する。この際、推定演算部 14A は、重要度を用いて、行動状態を推定する。

[0119] 図14(A)、図14(B)は、第4の実施形態に係る重要度の設定例を示す表である。図14(A)は、変位統計量の重要度を示し、図14(B)は、動作統計量の重要度を示す。図14(A)、図14(B)に示すように、第4の実施形態では、信号強度分布の強度ブロックに対して、筋肉毎に重要度が設定される。

[0120] 図14(A)に示す重要度の設定は、変位統計量が強度ブロックの値という点を除いて、図10(A)に示した重要度の設定と同様である。図14(B)に示す重要度の設定は、動作統計量が強度ブロックの値という点を除いて、図10(B)に示した重要度の設定と同様である。したがって、詳細な説明は省略する。

[0121] 推定演算部14Aは、推定対象の筋肉を設定すると、筋肉に応じて設定された重要度を用いて、複数の変位統計量（強度ブロックの値）および動作統計量（強度ブロックの値）から、筋肉の負荷状態を推定する。

[0122] この構成によって、第4の実施形態に係る行動状態推定装置は、第3の実施形態に係る行動状態推定装置10Aと同様に、筋肉の負荷状態を高精度に推定できる。

[0123] （第5の実施形態）

本発明の第5の実施形態に係る行動状態推定技術および行動状態モデル生成技術について説明する。第5の実施形態に係る行動状態推定技術は、第1の実施形態に示した行動状態推定技術に対して、学習時の変位計測信号と筋活動計測信号との同期をとる点で異なる。第5の実施形態に係る行動状態推定技術の他の方法は、第1の実施形態に係る行動状態推定技術と同様であり、同様の箇所の説明は省略する。

[0124] 図15は、本発明の第5の実施形態に係る行動状態学習方法の主要処理を示すフローチャートである。図15に示すように、第5の実施形態に係る行動状態学習方法は、第1の実施形態に係る行動状態学習方法に対して同期処理を追加した点で異なる。第5の実施形態に係る行動状態学習方法の他の処理は、第1の実施形態に係る行動状態学習方法と同様であり、同様の箇所の

説明は省略する。

- [0125] 行動状態学習装置 20 は、統計量とモデル化基準値とを算出すると、統計量とモデル化基準値とを同期させる。図 16 は、同期の概念を示す図である。図 16 に示すように、変位検知センサ 101 と筋活動検知センサ 102 との反応差に応じて、変位計測信号の基準時間 t_{0t} と筋活動計測信号の基準時間 t_{0m} との間に時差 Δt を生じる。
- [0126] したがって、学習演算部 24 は、変位計測信号の基準時間 t_{0t} と筋活動計測信号の基準時間 t_{0m} とを検出し、これらの差を算出することで、時差 Δt を検出する。学習演算部 24 は、この時差 Δt を用いて、統計量とモデル化基準値とを同期させる。
- [0127] 学習演算部 24 は、同期された統計量とモデル化基準値とを用いた学習を実行し、行動状態モデルを生成する (S41)。
- [0128] このような処理を行うことによって、行動状態推定装置 10 は、筋肉の負荷状態をより高精度に推定できる。
- [0129] なお、変位計測信号および動作計測信号と、筋活動計測信号とを用いて学習を行う場合には、変位計測信号および動作計測信号と筋活動計測信号とを同期させて学習を行えばよい。
- [0130] また、上述の各実施形態の構成および処理は、組み合わせることができる。そして、これらの組合せを用いることによって、行動状態推定装置、および、行動状態推定方法は、より高い推定精度を実現できる。例えば、サンプリングによって得られた統計量と、信号強度分布を算出して得られた統計量の 2 つの統計量を併用する (両方の統計量を用いる) こともできる。
- [0131] また、上述の説明では、筋活動検知センサ 102 として、筋電センサ (筋電位計) を用いる態様を示した。しかしながら、筋活動検知センサ 102 は、MRI 等の筋活動を計測可能な別のセンサであってもよい。
- [0132] また、上述の説明では、動作検知センサ 300 として、加速度センサや角速度センサ等の慣性センサを用いる態様を示した。しかしながら、動作検知センサ 300 は、例えば、モーションセンサ、画像センサ等を用いることも

できる。

[0133] また、上述の説明では、変位計測信号をサンプリングする態様を示した。しかしながら、動作計測信号をサンプリングする場合は、変位計測信号を周波数サンプリングすることも可能である。ただし、上述のように、変位計測信号をサンプリングすることによって、行動状態推定装置は、筋肉の負荷状態をより高精度に推定できる。

[0134] このような点を考慮すると、変位検知センサ 101 は、圧電センサであることが好ましい。すなわち、加速度センサ等の他のセンサでは周波数成分を抽出することによって精度が向上するが、圧電センサを用いれば、このような周波数成分の抽出を行わなくても、精度良く推定できる。

[0135] また、上述の構成および処理では、行動状態として筋肉の負荷状態を推定する態様を示した。しかしながら、この筋肉の負荷状態に関連性を有する被験者の他の行動状態も推定可能である。

[0136] また、上述の構成および処理では、サンプリングにより得られた変位統計量および動作統計量をそのまま用いて、あるいは信号強度分布を算出して得られた変位統計量および動作統計量を用いて、行動状態を推定する態様を示した。しかしながら、行動状態推定装置、および、行動状態推定方法には、各統計量の差分値（変化量）や変化率を用いることもできる。具体的には、行動状態推定装置、および、行動状態推定方法は、時系列に並ぶ複数の統計量における、時系列で隣り合う統計量の差分値（変化量）や変化率を算出し、この算出値を用いる。これにより、行動状態推定装置、および、行動状態推定方法は、行動状態の変化を推定することもできる。

[0137] また、上述の行動状態モデルを用いた負荷状態の推定において、入力ベクトルとして、次の生体情報に関する項目を追加してもよい。例えば、被計測者のBMI、身長、体重、体脂肪率、筋肉量、握力（左右、1回目、2回目）、下腿最小囲周径、年代（20代、30代、40代、50代、60代）、性別（女性、男性）の少なくとも1つを加えてもよい。これにより、筋肉の負荷状態をより高精度に推定できる。

符号の説明

- [0138] 1 0、1 0 A : 行動状態推定装置
- 1 1 : サンプリング部
- 1 2 : 統計量算出部
- 1 3、1 3 A : 行動状態モデル記憶部
- 1 4、1 4 A : 推定演算部
- 2 0、2 0 A : 行動状態学習装置
- 2 1 : サンプリング部
- 2 2 : モデル化基準値算出部
- 2 4、2 4 A : 学習演算部
- 3 1 : サンプリング部
- 3 2 : 統計量算出部
- 1 0 1 : 変位検知センサ
- 1 0 2 : 筋活動検知センサ
- 3 0 0 : 動作検知センサ

請求の範囲

- [請求項1] 被験者の変位計測信号を所定時間内においてサンプリングして、変位計測データを生成する第1サンプリング部と、
前記変位計測データの第1統計量を算出する第1統計量算出部と、
第1統計量と所望の筋肉の負荷状態とが関連づけられてモデル化された行動状態モデルを記憶する行動状態モデル記憶部と、
前記第1統計量を入力ベクトルとして、前記行動状態モデルを用いて、前記負荷状態を推定する推定演算部と、
を備える、行動状態推定装置。
- [請求項2] 前記統計量算出部は、
前記変位計測データを信号強度の大きさ順に並べた信号強度分布から前記第1統計量を算出する、
請求項1に記載の行動状態推定装置。
- [請求項3] 前記統計量算出部は、
前記信号強度分布を複数の信号強度ブロックに分け、前記信号強度ブロックごとに算出した統計量を前記第1統計量として用いる、
請求項2に記載の行動状態推定装置。
- [請求項4] 前記統計量算出部は、
前記変位計測データを時系列に並ぶ所定時間毎にブロック化し、ブロック毎に算出した統計量を前記第1統計量として用いる、
請求項1に記載の行動状態推定装置。
- [請求項5] 前記行動状態モデルは、
前記負荷状態の推定対象の筋肉毎に、前記統計量の重要度が設定されている、
請求項1乃至請求項4のいずれかに記載の行動状態推定装置。
- [請求項6] 前記被験者の動作計測信号を所定時間内においてサンプリングして、動作計測データを生成する第2サンプリング部と、
前記動作計測データに対する第2統計量を算出する第2統計量算出

部と、

をさらに備え、

前記行動状態モデル記憶部は、

第1統計量、第2統計量、および、所望の筋肉の負荷状態が関連づけられてモデル化された行動状態モデルを記憶し、

前記推定演算部は、

前記第1統計量、および、前記第2統計量を入力ベクトルとして、前記行動状態モデルを用いて、前記負荷状態を推定する、

請求項1乃至請求項5のいずれかに記載の行動状態推定装置。

[請求項7]

前記第2統計量算出部は、

前記動作計測データを複数のブロックに分けて、前記ブロック毎に算出した統計量を前記第2統計量として用いる、

請求項6に記載の行動状態推定装置。

[請求項8]

前記行動状態モデルは、

前記負荷状態の推定対象の筋肉毎に、前記第1統計量の重要度および前記第2統計量の重要度が設定されている、

請求項6または請求項7に記載の行動状態推定装置。

[請求項9]

前記第1統計量の重要度と前記第2統計量の重要度とは、共通の重要度によって設定されている、

請求項8に記載の行動状態推定装置。

[請求項10]

前記第1統計量の重要度と前記第2統計量の重要度とは、個別に設定されている、

請求項8に記載の行動状態推定装置。

[請求項11]

前記動作計測信号は、加速度および角速度の少なくとも一方の計測信号である、

請求項6乃至請求項10のいずれかに記載の行動状態推定装置。

[請求項12]

前記変位計測信号は、生理的振戦による影響を含む変位を電圧変換した信号である、

- 請求項 1 乃至請求項 1 1 のいずれかに記載の行動状態推定装置。
- [請求項13] 前記入力ベクトルとしてさらに生体情報を含む、
請求項 1 乃至請求項 1 2 のいずれかに記載の行動状態推定装置。
- [請求項14] 被験者の変位計測信号を所定時間内においてサンプリングして、変位計測データを生成する第 1 サンプリング処理と、
前記変位計測データの第 1 統計量を算出する第 1 統計量算出処理と、
、
第 1 統計量と所望の筋肉の負荷状態とが関連づけられてモデル化された行動状態モデルを用いて、前記第 1 統計量を入力ベクトルとして、前記負荷状態を推定する推定演算処理と、
を有する、行動状態推定方法。
- [請求項15] 前記被験者の動作計測信号を所定時間内においてサンプリングして、動作計測データを生成する第 2 サンプリング処理と、
前記動作計測データに対する第 2 統計量を算出する第 2 統計量算出処理と、
をさらに有し、
前記推定演算処理は、
第 1 統計量、第 2 統計量、および、所望の筋肉の負荷状態が関連づけられてモデル化された行動状態モデルを用いて、前記第 1 統計量および前記第 2 統計量を入力ベクトルとして、前記負荷状態を推定する、
請求項 1 4 に記載の行動状態推定方法。
- [請求項16] 被験者の変位計測信号を所定時間内においてサンプリングして、変位計測データを生成する第 1 サンプリング部と、
前記変位計測データの第 1 統計量を算出する第 1 統計量算出部と、
筋活動計測信号を所定時間内においてサンプリングして、筋活動計測データを生成する第 3 サンプリング部と、
前記筋活動計測データから行動状態モデルのモデル化基準値を算出

するモデル化基準値算出部と、

前記第 1 統計量と前記モデル化基準値を用いた学習を実行し、前記行動状態モデルを生成する学習演算部と、

を備える、行動状態学習装置。

[請求項17] 前記学習演算部は、

前記第 1 統計量、および、前記モデル化基準値を同期して、前記行動状態モデルを生成する、

請求項 16 に記載の行動状態学習装置。

[請求項18] 前記被験者の動作計測信号を所定時間内においてサンプリングして、動作計測データを生成する第 2 サンプリング部と、

前記動作計測データに対する第 2 統計量を算出する第 2 統計量算出部と、

をさらに備え、

前記学習演算部は、

前記第 1 統計量、前記第 2 統計量、および、前記モデル化基準値を用いて、前記行動状態モデルを生成する、

請求項 16 または請求項 17 に記載の行動状態学習装置。

[請求項19] 前記学習演算部は、

前記第 1 統計量、前記第 2 統計量、および、前記モデル化基準値を同期して、前記行動状態モデルを生成する、

請求項 18 に記載の行動状態学習装置。

[請求項20] 被験者の変位計測信号を所定時間内においてサンプリングして、変位計測データを生成する第 1 サンプリング処理と、

前記変位計測データの第 1 統計量を算出する第 1 統計量算出処理と、

前記被験者の筋活動計測信号を所定時間内においてサンプリングして、筋活動計測データを生成する第 3 サンプリング処理と、

前記筋活動計測データから行動状態モデルのモデル化基準値を算出するモデル化基準値算出処理と、

前記第 1 統計量と前記モデル化基準値を用いた学習を実行し、前記行動状態モデルを生成する学習演算処理と、

を有する、行動状態学習方法。

[請求項21]

前記被験者の動作計測信号を所定時間内においてサンプリングして、動作計測データを生成する第 2 サンプリング処理と、

前記動作計測データに対する第 2 統計量を算出する第 2 統計量算出処理と、

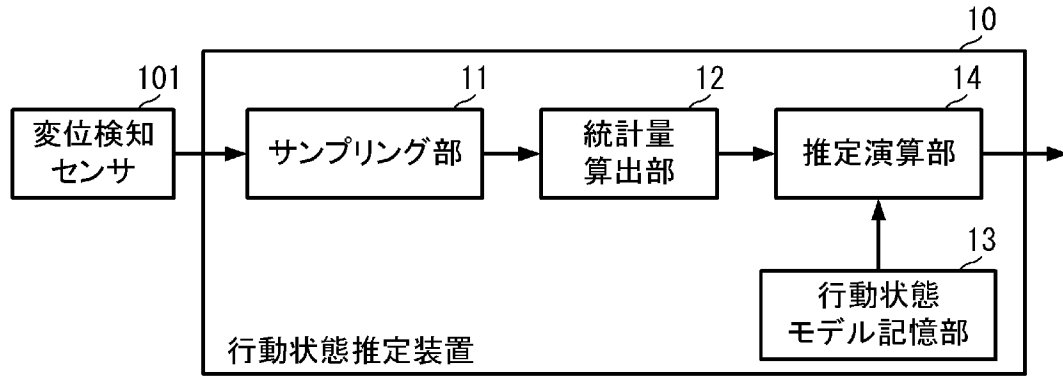
をさらに有し、

前記学習演算処理は、

前記第 1 統計量、前記第 2 統計量、および、前記モデル化基準値を用いて、行動状態モデルを生成する、

請求項 20 に記載の行動状態学習方法。

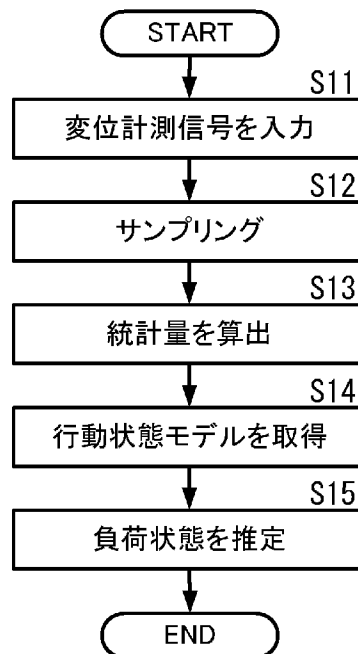
[図1]



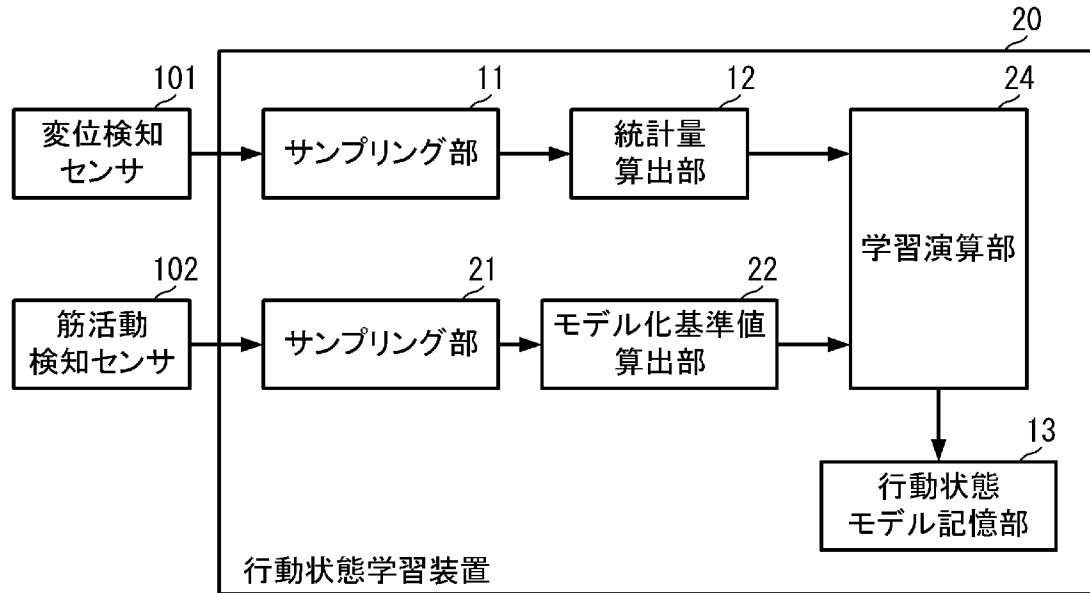
[図2]

重要度	筋肉M1	筋肉M2	筋肉M3	筋肉M4
1位	A1	A3	A5	A4
2位	A2	A5	A13	A11
3位	A8	A2	A3	A1
4位	A12	A14	A2	A3
5位	A7	A15	A9	A6

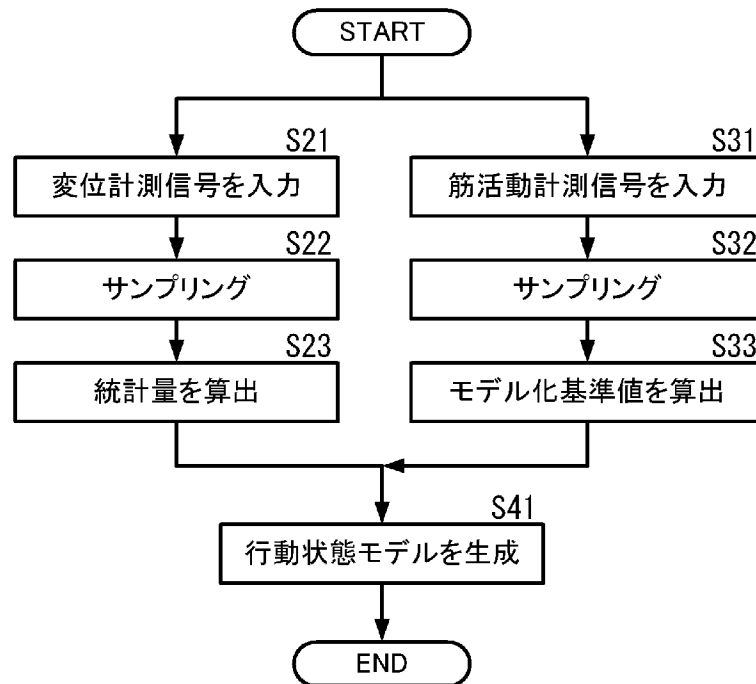
[図3]



[図4]



[図5]



[図6]

(A)

時刻	t1	t2	t3	t4		t98	t99	t100
信号強度	1.5	1.9	4.2	0.3		3.6	2.0	1.3

(B)

順位	R1	R2	R3	R4		R98	R99	R100
信号強度	4.2	4.0	4.0	3.6		0.4	0.4	0.3

(C)

強度ブロック	B1	B2	B3		B9	B10
積算値	40.2	33.5	21.8		15.2	6.7

[図7]

重要度	筋肉M1	筋肉M2	筋肉M3	筋肉M4
1位	B10	B10	B3	B7
2位	B9	B8	B8	B6
3位	B6	B9	B1	B10
4位	B3	B7	B2	B8
5位	B5	B1	B10	B9

[図8]

(A)

時刻	t1	t2	t3	...	t10	...	t91	...	t99	t100
信号強度	1.5	1.9	4.2	...	0.3	...	2.6	...	2.0	1.3

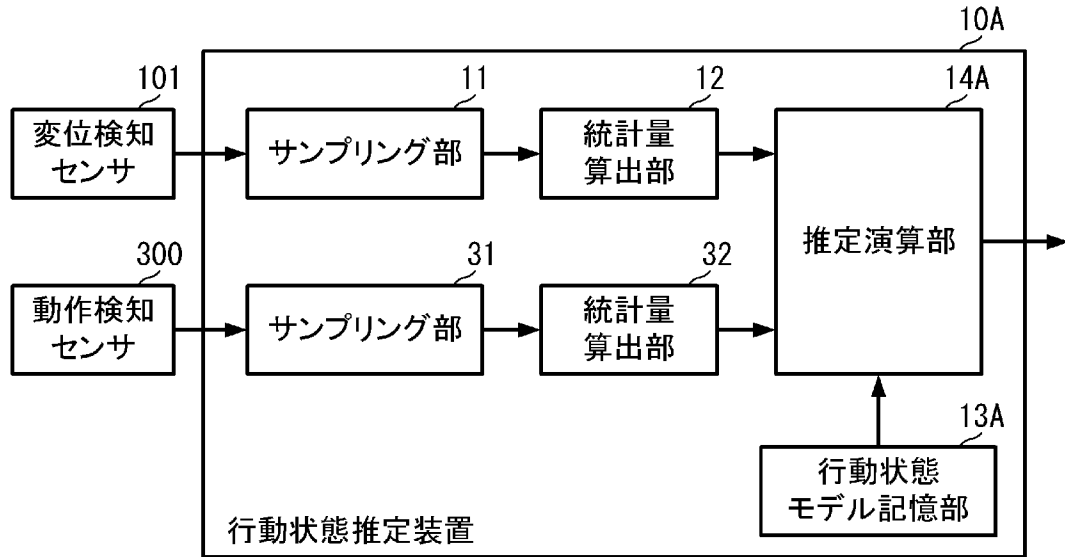
(B)

時間ブロック	B1t	B2t	B3t		B9t	B10t
平均値	3.01	2.23	1.42		1.28	2.13

(C)

時間ブロック	B1t	B2t	B3t		B9t	B10t
積算値	30.1	22.3	14.2		12.8	21.3

[図9]



[図10]

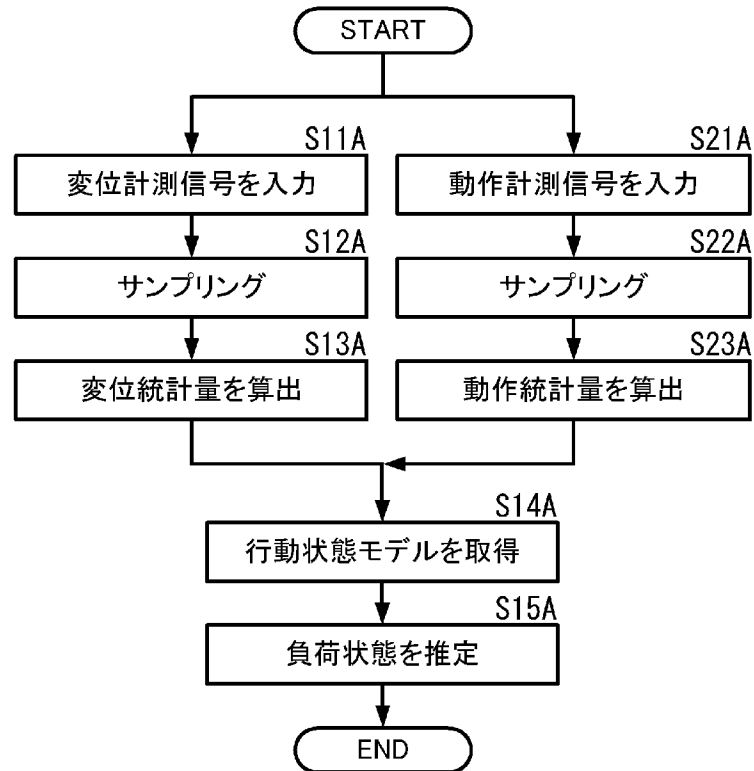
(A)

重要度	筋肉M1	筋肉M2	筋肉M3	筋肉M4
1位	Ar1	Ar3	Ar5	Ar4
2位	Ar2	Ar5	Ar13	Ar11
3位	Ar8	Ar2	Ar3	Ar1
4位	Ar12	Ar14	Ar2	Ar3
5位	Ar7	Ar15	Ar9	Ar6

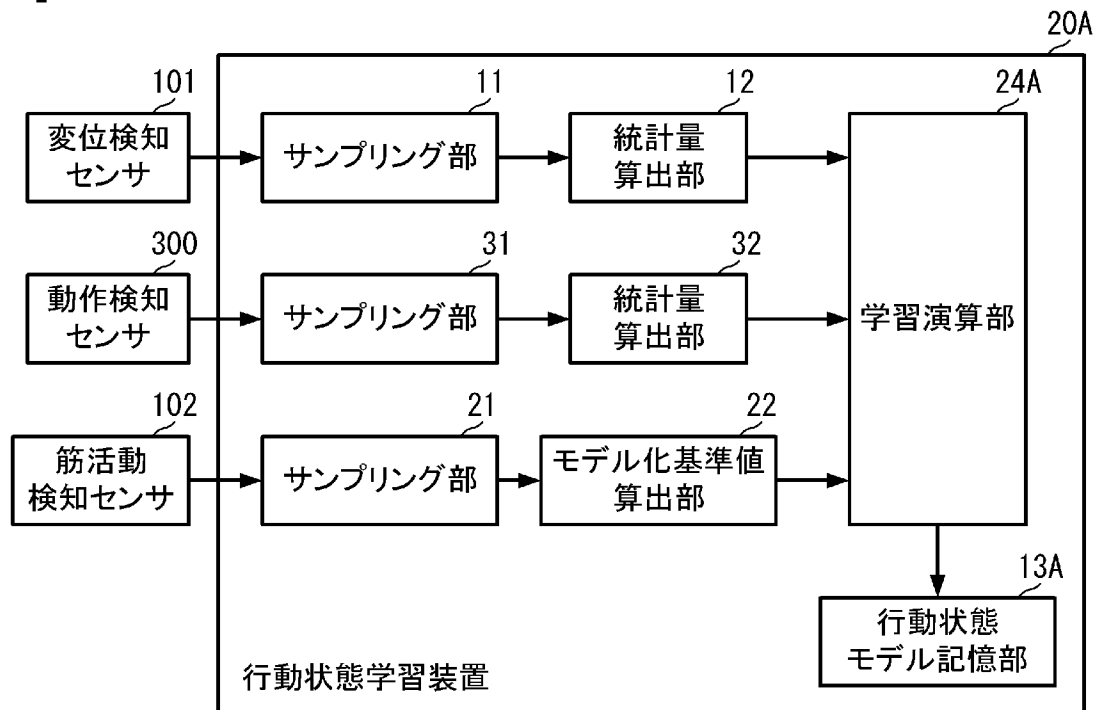
(B)

重要度	筋肉M1	筋肉M2	筋肉M3	筋肉M4
1位	Aa1	Aa3	Aa5	Aa4
2位	Aa2	Aa5	Aa13	Aa11
3位	Aa8	Aa2	Aa3	Aa1
4位	Aa12	Aa14	Aa2	Aa3
5位	Aa7	Aa15	Aa9	Aa6

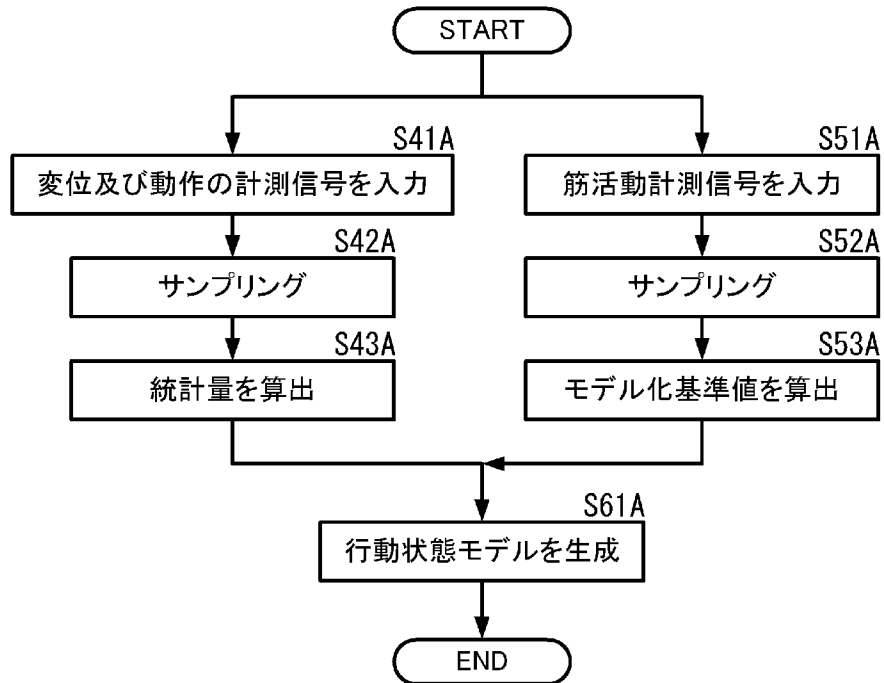
[図11]



[図12]



[図13]



[図14]

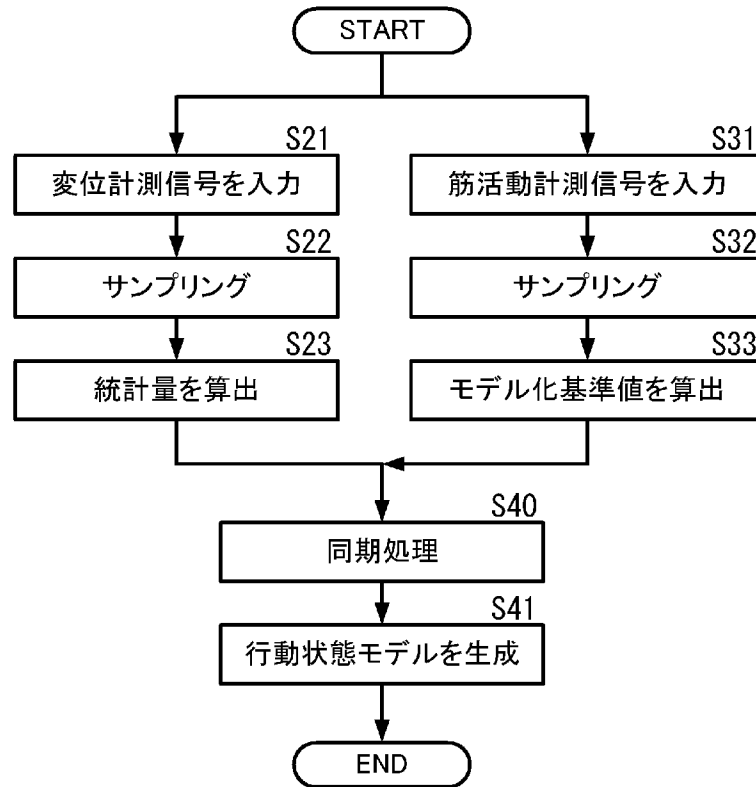
(A)

重要度	筋肉M1	筋肉M2	筋肉M3	筋肉M4
1位	Br10	Br10	Br3	Br7
2位	Br9	Br8	Br8	Br6
3位	Br6	Br9	Br1	Br10
4位	Br3	Br7	Br2	Br8
5位	Br5	Br1	Br10	Br9

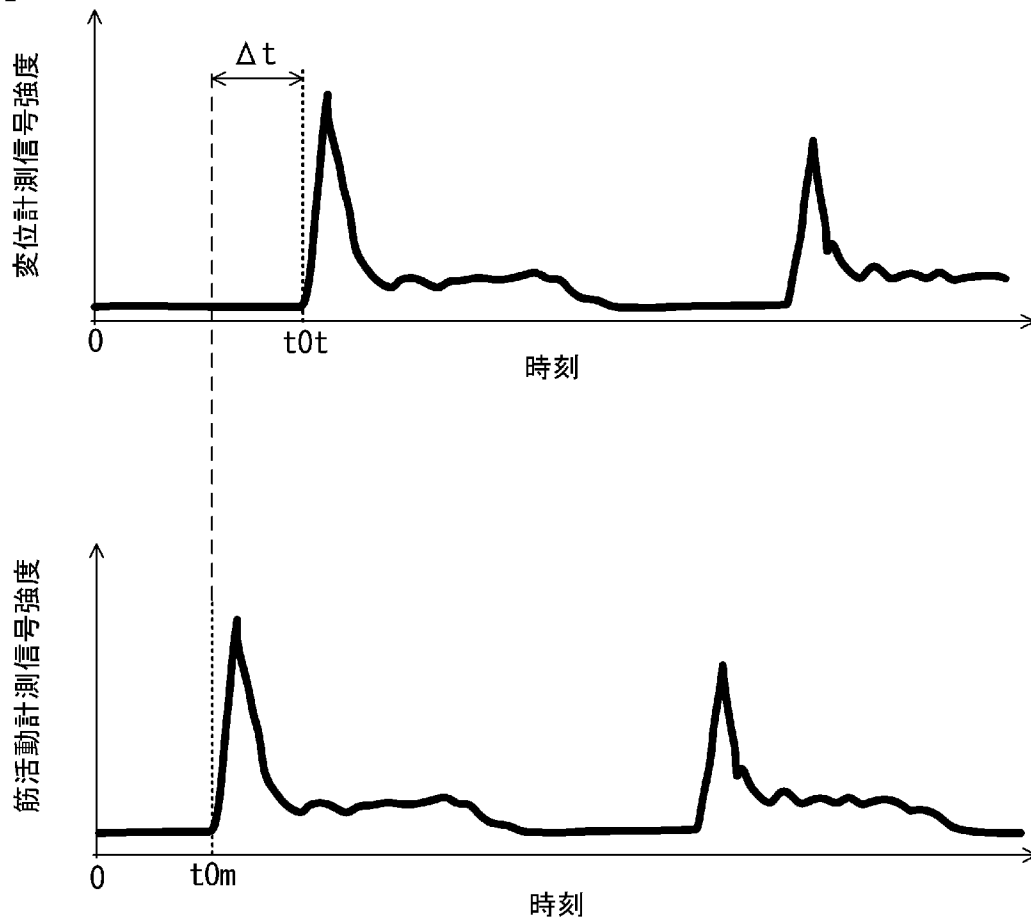
(B)

重要度	筋肉M1	筋肉M2	筋肉M3	筋肉M4
1位	Ba10	Ba10	Ba3	Ba7
2位	Ba9	Ba8	Ba8	Ba6
3位	Ba6	Ba9	Ba1	Ba10
4位	Ba3	Ba7	Ba2	Ba8
5位	Ba5	Ba1	Ba10	Ba9

[図15]



[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2021/027254

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**A61B 5/11**(2006.01)i; **A61B 5/389**(2021.01)i

FI: A61B5/11 200; A61B5/389

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)

A61B5/11; A61B5/389

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 1971-2021
 Registered utility model specifications of Japan 1996-2021
 Published registered utility model applications of Japan 1994-2021

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.
A	JP 2011-182824 A (OKI ELECTRIC INDUSTRY CO., LTD.) 22 September 2011 (2011-09-22) entire text, all drawings	1-21
A	JP 2018-42998 A (HYOGO PREFECTURE SOCIAL WELFARE CORP.) 22 March 2018 (2018-03-22) entire text, all drawings	1-21
A	JP 2003-116822 A (MATSUSHITA ELECTRIC WORKS, LTD.) 22 April 2003 (2003-04-22) entire text, all drawings	1-21
A	JP 2002-78697 A (MICROSTONE CORP.) 19 March 2002 (2002-03-19) entire text, all drawings	1-21
A	JP 2007-160076 A (NIHON UNIVERSITY) 28 June 2007 (2007-06-28) entire text, all drawings	1-21
A	JP 2016-97228 A (HITACHI SYSTEMS, LTD.) 30 May 2016 (2016-05-30) entire text, all drawings	1-21



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

01 October 2021

Date of mailing of the international search report

12 October 2021

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.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2021/027254

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-345990 A (TAMA TLO KK) 28 December 2006 (2006-12-28) entire text, all drawings	1-21
A	US 2017/0043215 A1 (CATAPULT GROUP INTERNATIONAL LTD.) 16 February 2017 (2017-02-16) entire text, all drawings	1-21
A	高野 倉雅人, 宮本 靖久, 坂本 和義, 上肢振戦の発生メカニズムと疲労評価への応用, 人間工学, vol. 37/Supplement, 2001, pp. 274-275, Internet:<URL:https://www.jstage.jst.go.jp/article/jje1965/37/Supplement/37_Supplement_274/_article/-char/ja>, <DOI:10.5100/jje.37.Supplement_274> (TAKANOKURA, Masato, MIYAMOTO, Yasuhisa, SAKAMOTO, Kazuyoshi. Mechanism of physiological tremor in upper limb and its application for evaluation of fatigue. Ergonomics.) entire text, all drawings	1-21

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2021/027254

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP	2011-182824	A	22 September 2011	(Family: none)	
JP	2018-42998	A	22 March 2018	WO 2018/047739 A1 entire text, all drawings	
JP	2003-116822	A	22 April 2003	(Family: none)	
JP	2002-78697	A	19 March 2002	(Family: none)	
JP	2007-160076	A	28 June 2007	(Family: none)	
JP	2016-97228	A	30 May 2016	WO 2016/084499 A1 entire text, all drawings	
JP	2006-345990	A	28 December 2006	(Family: none)	
US	2017/0043215	A1	16 February 2017	US 2019/0318161 A1 entire text, all drawings	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 5/11(2006.01)i; A61B 5/389(2021.01)i FI: A61B5/11 200; A61B5/389		
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）） A61B5/11; A61B5/389		
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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2021年 日本国実用新案登録公報 1996-2021年 日本国登録実用新案公報 1994-2021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） JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)		
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
A	JP 2011-182824 A（沖電気工業株式会社）22.09.2011（2011-09-22） 全文，全図	1-21
A	JP 2018-42998 A（社会福祉法人兵庫県社会福祉事業団）22.03.2018（2018-03-22） 全文，全図	1-21
A	JP 2003-116822 A（松下電工株式会社）22.04.2003（2003-04-22） 全文，全図	1-21
A	JP 2002-78697 A（マイクロストーン株式会社）19.03.2002（2002-03-19） 全文，全図	1-21
A	JP 2007-160076 A（学校法人日本大学）28.06.2007（2007-06-28） 全文，全図	1-21
A	JP 2016-97228 A（株式会社日立システムズ）30.05.2016（2016-05-30） 全文，全図	1-21
A	JP 2006-345990 A（タマティーエルオー株式会社）28.12.2006（2006-12-28） 全文，全図	1-21
☒ 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。		
* 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	
国際調査を完了した日 01.10.2021	国際調査報告の発送日 12.10.2021	
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） 岡▲さき▼ 潤 2Q 3330 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

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
A	US 2017/0043215 A1 (CATAPULT GROUP INTERNATIONAL LTD) 16.02.2017 (2017 - 02 - 16) 全文, 全図	1-21
A	高野倉 雅人, 宮本 靖久, 坂本 和義, 上肢振戦の発生メカニズムと疲労評価への応用, 人間工学, 37 巻/Supplement 号, 2001, p. 274-275, インターネット: <URL: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jje1965/37/Supplement/37_Supplement_274/_article/-char/ja >, <DOI: 10.5100/jje.37.Supplement_274> 全文, 全図	1-21

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/JP2021/027254

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP	2011-182824	A	22.09.2011	(ファミリーなし)	
JP	2018-42998	A	22.03.2018	WO 2018/047739 A1 全文, 全図	
JP	2003-116822	A	22.04.2003	(ファミリーなし)	
JP	2002-78697	A	19.03.2002	(ファミリーなし)	
JP	2007-160076	A	28.06.2007	(ファミリーなし)	
JP	2016-97228	A	30.05.2016	WO 2016/084499 A1 全文, 全図	
JP	2006-345990	A	28.12.2006	(ファミリーなし)	
US	2017/0043215	A1	16.02.2017	US 2019/0318161 A1 全文, 全図	