(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23日(23.03.2023)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2023/042868 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/11 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2022/034480

(22) 国際出願日： 2022年9月14日(14.09.2022)

(25) 国際出願の言語： 日本語

(26) 国際公開の言語： 日本語

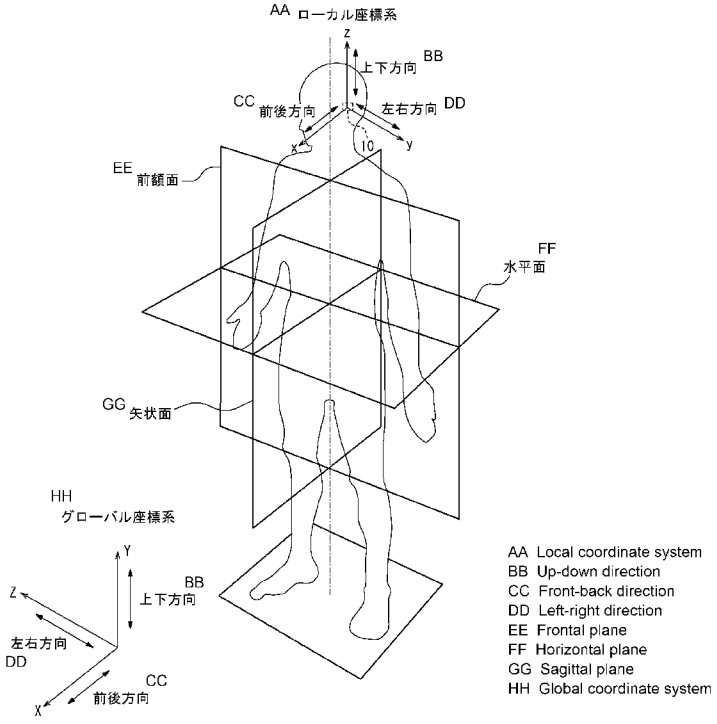
(30) 優先権データ：
特願 2021-149733 2021年9月14日(14.09.2021) JP

(71) 出願人: 京セラ株式会社 (**KYOCERA CORPORATION**) [JP/JP]; 〒6128501 京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町６番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者: クリンキグト マルティン(**KLINKIGT Martin**); 〒6128501 京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町６番地 京セラ株式会社内 Kyoto (JP). 金原 秀行(**KIMPARA Hideyuki**); 〒6128501 京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町６番地 京セラ株式会社内 Kyoto (JP). 西田 尚樹(**NISHIDA Naoki**); 〒6128501 京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町６番地 京セラ株式会社内 Kyoto (JP). 長友 崇(**NAGATOMO Takashi**); 〒6128501 京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町６番地 京セラ株式会社内 Kyoto (JP). 村上 エドワード(**MURAKAMI Edwardo**); 〒6128501 京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町６番地 京セラ株式会社内 Kyoto (JP). 鈴木 貴志(**SUZUKI Takashi**); 〒6128501 京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町６番地 京セラ株式会社内 Kyoto (JP). 岸 雅之(**KISHI Masayuki**); 〒6128501 京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町６番地 京セラ株式会社内 Kyoto (JP).

(54) **Title:** INFORMATION PROCESSING DEVICE, ELECTRONIC DEVICE, INFORMATION PROCESSING SYSTEM, INFORMATION PROCESSING METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称： 情報処理装置、電子機器、情報処理システム、情報処理方法及びプログラム



(57) **Abstract:** This information processing device comprises a control unit. The control unit uses sensor data indicating movement of body parts of a user and a trained model to acquire an estimation value of a ground reaction force acting on the user. The trained model has been trained to output estimation values of ground reaction force when the sensor data is inputted.

WO 2023/042868 A1

［続葉有］

(74) 代理人：杉村　憲司 (SUGIMURA Kenji)；〒1000013 東京都千代田区霞が関三丁目２番１号 霞が関コモンゲート西館３６階 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能)：AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, 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, 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：情報処理装置は、制御部を備える。制御部は、ユーザの身体部位の動きを示すセンサデータと学習モデルとによって、ユーザに加わる床反力の推定値を取得する。学習モデルは、センサデータが入力されると床反力の推定値を出力するように学習したものである。

明　細　書

発明の名称 ：

情報処理装置、電子機器、情報処理システム、情報処理方法及びプログラム

関連出願へのクロスリファレンス

[0001] 本出願は、２０２１年９月１４日に日本国に特許出願された特願２０２１－１４９７３３の優先権を主張するものであり、この先の出願の開示全体をここに参照のために取り込む。

技術分野

[0002] 本開示は、情報処理装置、電子機器、情報処理システム、情報処理方法及びプログラムに関する。

背景技術

[0003] 従来、床反力を測定する技術が知られている。例えば、特許文献１には、歩行動作における床反力の変化を示す床反力データを計測する床反力計が開示されている。例えば、特許文献２には、被験者の足に取り付けられる移動型床反力計測装置が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開２０１３－１３８７８３号公報

特許文献2：特開２０１０－１２７９２１号公報

発明の概要

[0005] 本開示の一実施形態に係る情報処理装置は、ユーザの身体部位の動きを示すセンサデータと学習モデルとによって、ユーザに加わる床反力の推定値を取得する制御部を備え、

前記学習モデルは、前記センサデータが入力されると前記床反力の推定値を出力するように学習したものである。

[0006] 本開示の一実施形態に係る電子機器は、

上述した情報処理装置が取得した前記床反力の推定値を報知する報知部を備える。

[0007] 本開示の一実施形態に係る情報処理システムは、

ユーザの身体部位の動きを示すセンサデータと学習モデルとによって、ユーザに加わる床反力の推定値を取得する情報処理装置を含み、

前記学習モデルは、前記センサデータが入力されると前記床反力の推定値を出力するように学習したものである。

[0008] 本開示の一実施形態に係る情報処理方法は、

ユーザの身体部位の動きを示すセンサデータと学習モデルとによって、ユーザに加わる床反力の推定値を取得することを含み、

前記学習モデルは、前記センサデータが入力されると前記床反力の推定値を出力するように学習したものである。

[0009] 本開示の一実施形態に係るプログラムは、

コンピュータに、

ユーザの身体部位の動きを示すセンサデータと学習モデルとによって、ユーザに加わる床反力の推定値を取得することを実行させ、

前記学習モデルは、前記センサデータが入力されると前記床反力の推定値を出力するように学習したものである。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]本開示の一実施形態に係る情報処理システムの概略構成を示す図である。

[図2]ローカル座標系及びグローバル座標系を説明するための図である。

[図3]ユーザの歩行の様子を説明するための図である。

[図4]図１に示す情報処理システムの構成を示す機能ブロック図である。

[図5]正規化床反力の推定値を示すグラフである。

[図6]トランスフォーマ（Transformer）の構成を示す機能ブロック図である。

[図7]「Multi-Head Attention」の構成を示す機能ブロック図である。

[図8]「Scaled Dot-Product Attention」の構成を示す機能ブロック図である。

[図9]センサデータの組み合わせの一例を示す図である。

[図10]評価結果のグラフである。

[図11]被験者を示す図である。

[図12]被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図13]被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図14]被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図15]被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図16]被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図17]被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図18]被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図19]被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図20]重心移動の評価が高い被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図21]重心移動の評価が高い被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図22]重心移動の評価が高い被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図23]重心移動の評価が高い被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図24]重心移動の評価が低い被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図25]重心移動の評価が低い被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図26]重心移動の評価が低い被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図27]重心移動の評価が低い被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフである。

[図28]異なるセンサデータを用いた場合の床反力の推定値の一例のグラフである。

[図29]図２８に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。

[図30]異なるセンサデータを用いた場合の床反力の推定値の一例のグラフである。

[図31]図３０に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。

[図32]異なるセンサデータを用いた場合の床反力の推定値の一例のグラフである。

[図33]図３２に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。

[図34]異なるセンサデータを用いた場合の床反力の推定値の一例のグラフである。

[図35]図３４に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。

[図36]異なるセンサデータを用いた場合の床反力の推定値の一例のグラフである。

[図37]図３６に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。

[図38]異なるセンサデータを用いた場合の床反力の推定値の一例のグラフである。

[図39]図３８に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。

[図40]異なるセンサデータを用いた場合の床反力の推定値の一例のグラフである。

[図41]図４０に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。

[図42]異なるセンサデータを用いた場合の床反力の推定値の一例のグラフである。

[図43]図４２に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。

[図44]図１に示す電子機器が実行する床反力の推定処理の動作を示すフローチャートである。

[図45]本開示の他の実施形態に係る情報処理システムの構成を示す機能ブロック図である。

[図46]図４５に示す情報処理システムが実行する推定処理の動作を示すシーケンス図である。

発明を実施するための形態

[0011] 従来の床反力を測定する技術には、改善の余地がある。本開示によれば、改善された床反力を測定する技術を提供することができる。

[0012] 以下、本開示の実施形態について、図面を参照して説明する。以下の図面に示す構成要素において、同じ構成要素には、同じ符号を付す。

[0013] （システムの構成）

図１に示すような情報処理システム１は、歩行中のユーザに加わる床反力を推定することができる。ユーザは、任意の場所を歩行してよい。以下、ユーザが歩行する面は、「歩行面」とも記載される。歩行面は、例えば、地面、路面又は床面等である。

[0014] 情報処理システム１は、センサ機器１０Ａと、センサ機器１０Ｂと、センサ機器１０Ｃと、センサ機器１０Ｄ－１，１０Ｄ－２と、センサ機器１０Ｅ－１，１０Ｅ－２と、センサ機器１０Ｆ－１，１０Ｆ－２と、電子機器２０とを含む。ただし、情報処理システム１は、センサ機器１０Ａ，１０Ｂ，１０Ｃ，１０Ｄ－１，１０Ｄ－２，１０Ｅ－１，１０Ｅ－２，１０Ｆ－１，１０Ｆ－１の全てを含まなくてよい。情報処理システム１は、センサ機器１０

Ａ，１０Ｂ，１０Ｃ，１０Ｄ－１，１０Ｄ－２，１０Ｅ－１，１０Ｅ－２，１０Ｆ－１，１０Ｆ－１のうちの少なくとも１個を含めばよい。

[0015] 以下、センサ機器１０Ｄ－１，１０Ｄ－２のそれぞれを特に区別しない場合、これらは、まとめて「センサ機器１０Ｄ」とも記載される。また、センサ機器１０Ｅ－１，１０Ｅ－２のそれぞれを特に区別しない場合、これらは、まとめて「センサ機器１０Ｅ」とも記載される。また、センサ機器１０Ｆ－１，１０Ｆ－２のそれぞれを特に区別しない場合、これらは、まとめて「センサ機器１０Ｆ」とも記載される。また、センサ機器１０Ａ～１０Ｄのそれぞれを特に区別しない場合、これらは、まとめて「センサ機器１０」とも記載される。

[0016] センサ機器１０と電子機器２０とは、通信線を介して通信可能である。通信線は、有線及び無線の少なくとも何れかを含んで構成される。

[0017] ローカル座標系は、図２に示すように、センサ機器１０の位置を基準とする座標系である。図２には、センサ機器１０の位置の例示として、センサ機器１０Ａの位置を破線で示す。ローカル座標系は、例えば、ｘ軸、ｙ軸及びｚ軸で構成される。ｘ軸と、ｙ軸と、ｚ軸とは、互いに直交する。ｘ軸は、センサ機器１０から見た前後方向に平行である。ｙ軸は、センサ機器１０から見た左右方向に平行である。ｚ軸は、センサ機器１０から見た上下方向に平行である。ｘ軸、ｙ軸及びｚ軸の正負の方向は、情報処理システム１の構成等に応じて、設定されてよい。

[0018] グローバル座標系は、図２に示すように、ユーザが歩行する空間における位置を基準とする座標系である。グローバル座標系は、例えば、Ｘ軸、Ｙ軸及びＺ軸で構成される。Ｘ軸と、Ｙ軸と、Ｚ軸とは、互いに直交する。Ｘ軸は、ユーザから見た前後方向に平行である。Ｙ軸は、ユーザから見た上下方向に平行である。Ｚ軸は、ユーザから見た左右方向に平行である。Ｘ軸、Ｙ軸及びＺ軸の正負の方向は、情報処理システム１の構成等に応じて、設定されてよい。

[0019] 矢状面は、図２に示すように、ユーザの身体を左右対称に分ける面又はユ

ーザの身体を左右対称に分ける面と平行な面である。前額面は、ユーザの身体を腹側と背側とに分ける面又はユーザの身体を腹側と背側とに分ける面に平行な面である。水平面は、ユーザの身体を上下に分ける面又はユーザの身体を上下に分ける面に平行な面である。矢状面と、前額面と、水平面とは、互いに垂直である。

[0020] 図１に示すように、センサ機器１０は、ユーザの身体部位に装着される。センサ機器１０は、ユーザの身体部位のうち、センサ機器１０が装着された身体部位の動きを示すセンサデータを検出する。センサデータは、ローカル座標系のデータとなる。

[0021] センサ機器１０Ａは、ユーザの頭部に装着される。例えば、センサ機器１０Ａは、ユーザの耳に装着される。センサ機器１０Ａは、ウェアラブル機器であってよい。センサ機器１０Ａは、イヤホンであってもよいし、イヤホンに含まれてもよい。又は、センサ機器１０Ａは、既存のメガネ又はイヤホン等に後付け可能な装置であってもよい。センサ機器１０Ａは、任意の方法によって、ユーザの頭部に装着されてよい。センサ機器１０Ａは、ヘアバンド、かんざし等のヘアアクセサリ、イヤリング、ヘルメット、帽子、補聴器、入れ歯又はインプラント等に設置されることにより、ユーザの頭部に装着されてよい。

[0022] センサ機器１０Ａは、センサ機器１０Ａの位置を基準とするローカル座標系のｘ軸がユーザから見た頭部の前後方向に平行になり、当該ローカル座標系のｙ軸がユーザから見た頭部の左右方向に平行になり、且つ当該ローカル座標系のｚ軸がユーザから見た頭部の上下方向に平行になるように、ユーザの頭部に装着されてよい。ただし、センサ機器１０Ａの位置を基準とするローカル座標系のｘ軸、ｙ軸及びｚ軸のそれぞれは、必ずしも、ユーザから見た頭部の前後方向、左右方向及び上下方向のそれぞれに一致しなくてよい。この場合、ユーザの頭部に対するセンサ機器１０Ａの相対姿勢は、適宜、初期化又は既知化されてよい。当該相対姿勢の初期化又は既知化は、センサ機器１０Ａをユーザの頭部に取り付ける治具の形状の情報又はセンサ機器１０

Ａが装着されたユーザの頭部を撮像して生成された画像情報を利用することにより、行われてよい。

[0023] センサ機器１０Ａは、ユーザの頭部の動きを示すセンサデータを検出する。センサ機器１０Ａが検出するセンサデータは、例えば、ユーザの頭部の速度、ユーザの頭部の加速度、ユーザの頭部の角度、ユーザの頭部の角速度、ユーザの頭部の温度及びユーザの頭部の位置における地磁気の少なくとも何れかのデータを含む。

[0024] センサ機器１０Ｂは、ユーザの前腕部に装着される。例えば、センサ機器１０Ｂは、ユーザの手首に装着される。センサ機器１０Ｂは、ユーザの左側の前腕部に装着されてもよいし、ユーザの右側の前腕部に装着されてもよい。センサ機器１０Ｂは、腕時計型のウェアラブル機器であってよい。センサ機器１０Ｂは、任意の方法によって、ユーザの前腕部に装着されてよい。センサ機器１０Ｂは、バンド、ブレスレット、ミサンガ、グローブ、指輪、つけ爪又は義手等に設置されることにより、ユーザの前腕部に装着されてよい。当該ブレスレットは、装飾としてユーザが身に着けるものであってもよいし、ロッカー等の鍵を手首に装着するものであってもよい。

[0025] センサ機器１０Ｂは、センサ機器１０Ｂの位置を基準とするローカル座標系のｘ軸がユーザから見た手首の前後方向に平行になり、当該ローカル座標系のｙ軸がユーザから見た手首の左右方向に平行になり、且つ当該ローカル座標系のｚ軸がユーザから見た手首の回旋方向に平行になるように、ユーザの前腕部に装着されてよい。手首の回旋方向は、例えば、手首がねじれて回旋する方向である。

[0026] センサ機器１０Ｂは、ユーザの前腕部の動きを示すセンサデータを検出する。例えば、センサ機器１０Ｂは、手首の動きを示すセンサデータを検出する。センサ機器１０Ｂが検出するセンサデータは、例えば、ユーザの前腕部の速度、ユーザの前腕部の加速度、ユーザの前腕部の角度、ユーザの前腕部の角速度、ユーザの前腕部の温度及びユーザの前腕部の位置における地磁気の少なくとも何れかのデータを含む。

[0027] センサ機器１０Ｃは、ユーザの腰部に装着される。センサ機器１０Ｃは、ウェアラブル機器であってよい。センサ機器１０Ｃは、ベルト又はクリップ等によってユーザの腰部に装着されてよい。

[0028] センサ機器１０Ｃは、センサ機器１０Ｃの位置を基準とするローカル座標系のｘ軸がユーザから見た腰部の前後方向に一致し、当該ローカル座標系のｙ軸がユーザから見た腰部の左右方向に一致し、且つ当該ローカル座標系のｚ軸がユーザから見た腰部の回旋方向に一致するように、ユーザの腰部に装着されてよい。腰部の回旋方向は、例えば、腰部がねじれて回旋する方向である。

[0029] センサ機器１０Ｃは、ユーザの腰部の動きを示すセンサデータを検出する。センサ機器１０Ｃが検出するセンサデータは、例えば、ユーザの腰部の速度、ユーザの腰部の加速度、ユーザの腰部の角度、ユーザの腰部の角速度、ユーザの腰部の温度及びユーザの腰部の位置における地磁気の少なくとも何れかのデータを含む。

[0030] センサ機器１０Ｄ－１は、ユーザの左側の大腿部に装着される。センサ機器１０Ｄ－２は、ユーザの右側の大腿部に装着される。センサ機器１０Ｄは、ウェアラブル機器であってよい。センサ機器１０Ｄは、任意の方法によって、ユーザの大腿部に装着されてよい。センサ機器１０Ｄは、ベルト又はクリップ等によってユーザの大腿部に装着されてよい。センサ機器１０Ｄは、ユーザが着用するズボンの大腿部付近のポケットに入れられることにより、大腿部に装着されてよい。センサ機器１０Ｄは、ズボン、下着、ショーツ、サポータ、義足又はインプラント等に設置されることにより、ユーザの大腿部に装着されてよい。

[0031] センサ機器１０Ｄは、センサ機器１０Ｄの位置を基準とするローカル座標系のｘ軸がユーザから見た大腿部の前後方向に平行になり、当該ローカル座標系のｙ軸がユーザから見た大腿部の左右方向に平行になり、且つ当該ローカル座標系のｚ軸がユーザから見た大腿部の回旋方向に平行になるように、ユーザの大腿部に装着されてよい。大腿部の回旋方向は、例えば、大腿部が

ねじれて回旋する方向である。

[0032] センサ機器１０Ｄ－１は、ユーザの左側の大腿部の動きを示すセンサデータを検出する。センサ機器１０Ｄ－２は、ユーザの右側の大腿部の動きを示すセンサデータを検出する。センサ機器１０Ｄが検出するセンサデータは、例えば、ユーザの大腿部の速度、ユーザの大腿部の加速度、ユーザの大腿部の角度、ユーザの大腿部の角速度、ユーザの大腿部の温度及びユーザの大腿部の位置における地磁気の少なくとも何れかのデータを含む。

[0033] センサ機器１０Ｅ－１は、ユーザの左側の足首に装着される。センサ機器１０Ｅ－２は、ユーザの右側の足首に装着される。センサ機器１０Ｅは、ウェアラブル機器であってよい。センサ機器１０Ｅは、任意の方法によって、ユーザの足首に装着されてよい。センサ機器１０Ｅは、ベルト又はクリップ等によってユーザの足首に装着されてよい。センサ機器１０Ｅは、アンクレット、バンド、ミサンガ、タトゥーのシール、サポータ、ギプス、ソックス、義足又はインプラント等に設置されることにより、ユーザの足首に装着されてよい。

[0034] センサ機器１０Ｅは、センサ機器１０Ｅの位置を基準とするローカル座標系のｘ軸がユーザから見た足首の前後方向に一致し、当該ローカル座標系のｙ軸がユーザから見た足首の左右方向に一致し、且つ当該ローカル座標系のｚ軸がユーザから見た足首の回旋方向に一致するように、ユーザの足首に装着されてよい。足首の回旋方向は、例えば、足首がねじれて回旋する方向である。

[0035] センサ機器１０Ｅ－１は、ユーザの左側の足首の動きを示すセンサデータを検出する。センサ機器１０Ｅ－２は、ユーザの右側の足首の動きを示すセンサデータを検出する。センサ機器１０Ｅが検出するセンサデータは、例えば、ユーザの足首の速度、ユーザの足首の加速度、ユーザの足首の角度、ユーザの足首の角速度、ユーザの足首の温度及びユーザの足首の位置における地磁気の少なくとも何れかのデータを含む。

[0036] センサ機器１０Ｆ－１は、ユーザの左側の足部に装着される。センサ機器

１０Ｆ－２は、ユーザの右側の足部に装着される。本実施形態では、足部は、ユーザのくるぶしからつま先までの部分である。センサ機器１０Ｆは、靴型のウェアラブル機器であってよい。センサ機器１０Ｆは、靴に設けられていてよい。センサ機器１０Ｆは、任意の方法によって、ユーザの足部に装着されてよい。センサ機器１０Ｆは、アンクレット、バンド、ミサンガ、つけ爪、タトゥーのシール、サポータ、ギプス、ソックス、インソール、義足、指輪又はインプラント等に設置されることにより、ユーザの足部に装着されてよい。

[0037] センサ機器１０Ｆは、センサ機器１０Ｆの位置を基準とするローカル座標系のｘ軸がユーザから見た足部の前後方向に平行になり、当該ローカル座標系のｙ軸がユーザから見た足部の左右方向に平行になり、且つ当該ローカル座標系のｚ軸がユーザから見た足部の上下方向に平行になるように、ユーザの足部に装着されてよい。

[0038] センサ機器１０Ｆ－１は、ユーザの左側の足部の動きを示すセンサデータを検出する。センサ機器１０Ｆ－２は、ユーザの右側の足首の動きを示すセンサデータを検出する。センサ機器１０Ｆが検出するセンサデータは、例えば、ユーザの足部の速度、ユーザの足部の加速度、ユーザの足部の角度、ユーザの足部の角速度、ユーザの足部の温度及びユーザの足部の位置における地磁気の少なくとも何れかのデータを含む。

[0039] 電子機器２０は、例えば、歩行中のユーザによって携帯される。電子機器２０は、例えば、携帯電話機、スマートフォン又はタブレット等のモバイル機器である。

[0040] 電子機器２０は、情報処理装置として機能し、センサ機器１０が検出したセンサデータに基づいて、ユーザに加わる床反力の推定値を取得する。以下、図３を参照し、ユーザの歩行の様子とともに床反力について説明する。

[0041] 図３には、ユーザが歩行する様子として、右側の足部が歩行面に着地してから再び着地するまでの様子を示す。図３では、ユーザの右側の足には、「Ｒ」の文字を付す。また、ユーザの左側の足には、「Ｌ」の文字を付す。

[0042] 床反力は、例えば、ユーザの足部と歩行面との接触部分から生じる反力である。図３では、ユーザの右側の足部に加わる床反力を矢印として示す。

[0043] 以下、ユーザの２つの足部のうちの一方の足部は、「第１足部」とも記載される。また、ユーザの２つの足部のうちの他方の足部は、「第２足部」とも記載される。以下、第１足部に着目して歩行周期等について説明する。図３では、第１足部は、右側の足部となる。

[0044] 歩行周期は、第１足部が歩行面に着地してから再び歩行面に着地するまでの期間である。歩行周期の起点及び終点は、第１足部の着地タイミングとなる。着地タイミングは、足部が歩行面に着地するタイミングである。図３では、歩行周期は、ユーザの右側の足部が歩行面に着地してから再び着地するまでの期間である。歩行周期は、立脚期と、遊脚期とを含む。

[0045] 立脚期は、第１足部が歩行面に着地してから離れるまでの期間である。立脚期の起点は、第１足部の着地タイミングとなる。立脚期の終点は、第１足部が歩行面を蹴り出すタイミングとなる。立脚期は、第１足部が歩行面に接地している期間となる。立脚期では、第１足部が歩行面に接地していることにより、第１足部に床反力が加わる。図３では、立脚期は、ユーザの右側の足部が地面に着地してから離れるまでの時間である。

[0046] 立脚期は、荷重応答期（loading response）と、立脚中期（midstance）と、立脚後期（terminal stance）と、前遊脚期（pre-swing）とを含む。これらの期間では、床反力は、第１足部と歩行面とが接触する部分が変わること等により、多様に変化する。床反力が多様に変化することにより、床反力が推定できれば、これらの期間を、推定した床反力によって特定することができる。

[0047] 荷重応答期は、第１足部の踵から歩行面を踏み込む期間である。荷重応答期では、第１足部の踵から歩行面を踏み込むことで、床反力が大きくなる。立脚中期では、ユーザの身体が歩行面の上方向に移動する。ユーザの身体が歩行面の上方向に移動することにより、立脚中期では、ユーザの重心が最も歩行面の上方向に移動する。立脚後期では、ユーザの身体が前方に移動する

。

[0048] 遊脚期は、第１足部が歩行面から離れてから歩行面に着地するまでの期間である。図３では、ユーザの右側の足部が歩行面から離れてから歩行面に着地するまでの期間である。遊脚期では、第１足部が歩行面から離れていることにより、第１足部には床反力が加わらない。

[0049] 図４に示すように、センサ機器１０は、センサ部１２を含んで構成される。センサ機器１０は、通信部１１と、報知部１３と、記憶部１５と、制御部１６とをさらに含んで構成されてよい。センサ機器１０Ｃ～１０Ｆは、報知部１３を含まなくてよい。

[0050] 通信部１１は、通信線を介して電子機器２０と通信可能な少なくとも１つの通信モジュールを含んで構成される。通信モジュールは、通信線の規格に対応した通信モジュールである。通信線の規格は、例えば、Bluetooth（登録商標）、赤外線及びＮＦＣ（Near Field Communication）等を含む近距離無線通信規格である。

[0051] センサ部１２は、センサ機器１０によって検出しようとするセンサデータに応じた、任意のセンサを含んで構成される。センサ部１２は、例えば、３軸のモーションセンサ、３軸の加速度センサ、３軸の速度センサ、３軸のジャイロセンサ、３軸の地磁気センサ、温度センサ、慣性計測ユニット（ＩＭＵ：Inertial Measurement Unit）及びカメラ等の少なくとも何れかを含んで構成される。センサ部１２がカメラを含んで構成される場合、カメラがユーザの身体部位を撮像して生成した画像を解析することにより、当該身体部位の動きを検出できる。

[0052] センサ部１２が加速度センサ及び地磁気センサを含んで構成される場合、加速度センサ及び地磁気センサのそれぞれが検出したデータは、センサ機器１０によって検出する身体部位の初期の角度の算出に用いられてよい。また、加速度センサ及び地磁気センサのそれぞれが検出したデータは、センサ機器１０によって検出される角度のデータの補正に用いられてよい。

[0053] センサ部１２がジャイロセンサを含んで構成される場合、ジャイロセンサ

が検出した角速度を時間積分することにより、センサ機器１０によって検出する身体部位の角度が算出されてよい。

[0054] 報知部１３は、情報を報知する。本実施形態では、報知部１３は、出力部１４を含む。ただし、報知部１３は、出力部１４に限定されない。報知部１３は、情報を出力可能な任意の構成要素を含んでよい。

[0055] 出力部１４は、データを出力可能である。出力部１４は、データを出力可能な少なくとも１つの出力用インタフェースを含んで構成される。出力用インタフェースは、例えば、ディスプレイ又はスピーカ等である。ディスプレイは、例えば、ＬＣＤ（Liquid Crystal Display）又は有機ＥＬ（Electro Luminescence）ディスプレイ等である。

[0056] 出力部１４は、センサ機器１０Ａに含まれる場合、スピーカを含んで構成されてよい。また、出力部１４は、センサ機器１０Ｂに含まれる場合、ディスプレイを含んで構成されてよい。

[0057] 記憶部１５は、少なくとも１つの半導体メモリ、少なくとも１つの磁気メモリ、少なくとも１つの光メモリ又はこれらのうちの少なくとも２種類の組み合わせを含んで構成される。半導体メモリは、例えば、ＲＡＭ（Random Access Memory）又はＲＯＭ（Read Only Memory）等である。ＲＡＭは、例えば、ＳＲＡＭ（Static Random Access Memory）又はＤＲＡＭ（Dynamic Random Access Memory）等である。ＲＯＭは、例えば、ＥＥＰＲＯＭ(Electrically Erasable Programmable Read Only Memory)等である。記憶部１５は、主記憶装置、補助記憶装置又はキャッシュメモリとして機能してよい。記憶部１５は、センサ機器１０の動作に用いられるデータと、センサ機器１０の動作によって得られたデータとを記憶する。例えば、記憶部１５は、システムプログラム、アプリケーションプログラム及び組み込みソフトウェア等を記憶する。

[0058] 制御部１６は、少なくとも１つのプロセッサ、少なくとも１つの専用回路又はこれらの組み合わせを含んで構成される。プロセッサは、ＣＰＵ（Central Processing Unit）若しくはＧＰＵ（Graphics Processing Unit）等の汎

用プロセッサ又は特定の処理に特化した専用プロセッサである。専用回路は、例えば、ＦＰＧＡ（Field-Programmable Gate Array）又はＡＳＩＣ（Application Specific Integrated Circuit）等である。制御部１６は、センサ機器１０の各部を制御しながら、センサ機器１０の動作に関わる処理を実行する。

[0059] 制御部１６は、データ検出の開始を指示する信号を、電子機器２０から通信部１１によって受信する。制御部１６は、この信号を受信すると、データ検出を開始する。例えば、制御部１６は、センサ部１２から、センサ部１２が検出したデータを取得する。制御部１６は、取得したデータをセンサデータとして電子機器２０に通信部１１によって送信する。データ検出の開始を指示する信号は、ブロードキャスト信号として、電子機器２０から複数のセンサ機器１０に送信される。データ検出の開始を指示する信号がブロードキャスト信号として複数のセンサ機器１０に送信されることにより、複数のセンサ機器１０は、データ検出を同時に開始することができる。

[0060] 制御部１６は、予め設定された時間間隔で、センサ部１２からデータを取得し、取得したデータをセンサデータとして通信部１１によって送信する。この時間間隔は、一般的なユーザの歩行速度等に基づいて、設定されてよい。この時間間隔は、複数のセンサ機器１０のそれぞれにおいて、同じであってよい。この時間間隔が複数のセンサ機器１０で同じであることにより、複数のセンサ機器１０のそれぞれがデータを検出するタイミングを同期させることができる。

[0061] 図４に示すように、電子機器２０は、通信部２１と、入力部２２と、報知部２３と、記憶部２６と、制御部２７とを含んで構成される。

[0062] 通信部２１は、通信線を介してセンサ機器１０と通信可能な少なくとも１つの通信モジュールを含んで構成される。通信モジュールは、通信線の規格に対応した少なくとも１つの通信モジュールである。通信線の規格は、例えば、Bluetooth（登録商標）、赤外線及びＮＦＣ等を含む近距離無線通信規格である。

[0063] 通信部２１は、後述の図４５に示すようなネットワーク２に接続可能な少なくとも１つの通信モジュールをさらに含んで構成されてよい。通信モジュールは、例えば、ＬＴＥ（Long Term Evolution）、４Ｇ（4th Generation）又は５Ｇ（5th Generation）等の移動体通信規格に対応した通信モジュールである。

[0064] 入力部２２は、ユーザからの入力を受付可能である。入力部２２は、ユーザからの入力を受付可能な少なくとも１つの入力用インタフェースを含んで構成される。入力用インタフェースは、例えば、物理キー、静電容量キー、ポインティングデバイス、ディスプレイと一体的に設けられたタッチスクリーン又はマイク等である。

[0065] 報知部２３は、情報を報知する。本実施形態では、報知部２３は、出力部２４及び振動部２５を含む。ただし、報知部２３は、出力部２４及び振動部２５に限定されない。報知部２３は、情報を出力可能な任意の構成要素を含んでよい。出力部２４及び振動部２５は、電子機器２０に搭載されてもよいし、センサ機器１０Ｂ～１０Ｆの何れかの近傍に配置されてもよい。

[0066] 出力部２４は、データを出力可能である。出力部２４は、データを出力可能な少なくとも１つの出力用インタフェースを含んで構成される。出力用インタフェースは、例えば、ディスプレイ又はスピーカ等である。ディスプレイは、例えば、ＬＣＤ又は有機ＥＬディスプレイ等である。

[0067] 振動部２５は、電子機器２０を振動可能である。振動部２５は、振動素子を含んで構成される。振動素子は、例えば、圧電素子等である。

[0068] 記憶部２６は、少なくとも１つの半導体メモリ、少なくとも１つの磁気メモリ、少なくとも１つの光メモリ又はこれらのうちの少なくとも２種類の組み合わせを含んで構成される。半導体メモリは、例えば、ＲＡＭ又はＲＯＭ等である。ＲＡＭは、例えば、ＳＲＡＭ又はＤＲＡＭ等である。ＲＯＭは、例えば、ＥＥＰＲＯＭ等である。記憶部２６は、主記憶装置、補助記憶装置又はキャッシュメモリとして機能してよい。記憶部２６には、電子機器２０の動作に用いられるデータと、電子機器２０の動作によって得られたデータ

とが記憶される。例えば、記憶部２６は、システムプログラム、アプリケーションプログラム及び組み込みソフトウェア等を記憶する。例えば、記憶部２６は、後述の図６に示すようなトランスフォーマ３０のデータ及びトランスフォーマ３０に用いられるデータ等を記憶する。

[0069] 制御部２７は、少なくとも１つのプロセッサ、少なくとも１つの専用回路又はこれらの組み合わせを含んで構成される。プロセッサは、ＣＰＵ若しくはＧＰＵ等の汎用プロセッサ又は特定の処理に特化した専用プロセッサである。専用回路は、例えば、ＦＰＧＡ又はＡＳＩＣ等である。制御部２７は、電子機器２０の各部を制御しながら、電子機器２０の動作に関わる処理を実行する。制御部２７は、後述の図６に示すようなトランスフォーマ３０が実行する処理を実行してよい。

[0070] 制御部２７は、床反力の推定処理の実行を指示する入力を、入力部２２によって受け付ける。この入力は、電子機器２０に、床反力の推定処理を実行させる入力である。この入力は、例えば、センサ機器１０を装着したユーザによって入力部２２から入力される。ユーザは、例えば、歩行を開始する前に、この入力を入力部２２から入力する。制御部２７は、この床反力の推定処理の実行を指示する入力とともに、ユーザの体重を示す入力及びユーザの身長を示す入力の少なくとも何れかを、入力部２２によって受け付けてもよい。制御部２７は、ユーザの体重を示す入力及びユーザの身長を示す入力の少なくとも何れかを入力部２２によって受け付けた場合、受け付けたユーザの体重の情報及び身長の情報を記憶部２６に記憶させてよい。

[0071] 制御部２７は、床反力の推定処理の実行を指示する入力を入力部２２によって受け付けると、データ検出の開始を指示する信号をブロードキャスト信号として、複数のセンサ機器１０に通信部２１によって送信する。データ検出の開始を指示する信号が複数のセンサ機器１０に送信された後、少なくとも１個のセンサ機器１０から電子機器２０へ、センサデータが送信される。

[0072] 制御部２７は、少なくとも１個のセンサ機器１０から、センサデータを通信部２１によって受信する。制御部２７は、センサ機器１０からセンサデー

タを受信することにより、センサ機器１０からセンサデータを取得する。

[0073] 制御部２７は、センサデータと、学習モデルとによって、ユーザに加わる床反力の推定値を取得する。制御部２７は、グローバル座標系のセンサデータを用いる場合、センサ機器１０から取得したローカル座標系のセンサデータに対して座標変換を実行することにより、グローバル座標系のセンサデータを取得してよい。

[0074] 学習モデルは、例えば、センサデータが入力されると床反力の推定値を出力するように機械学習したものである。本実施形態では、制御部２７は、学習モデルとして、「Ashish Vaswaniら著、“Attention Is All You Need”、２０１７年６月１２日、arXiv:1706.03762v5 [cs.CL]」に記載のトランスフォーマ（Transformer）を用いる。トランスフォーマは、時系列データを処理することができる。ただし、学習モデルは、トランスフォーマに限定されない。制御部２７は、任意の機械学習アルゴリズムに基づく機械学習によって生成された学習モデルを用いてよい。トランスフォーマの構成については、後述する。

[0075] 制御部２７は、センサデータとトランスフォーマとによって、例えば、図５に示すような正規化床反力の推定値を取得する。正規化床反力は、ユーザに加わる床反力を正規化したものである。本実施形態では、正規化床反力は、ユーザに加わる床反力をユーザの体重で除算することにより、正規化される。正規化床反力は、重力加速度９．８０［ｍ／ｓ^2］とユーザの運動加速度とを加算したものとなる。後述するように、トランスフォーマは、センサデータが入力されると正規化床反力の推定値を出力するように学習することができる。

[0076] 図５に、正規化床反力の推定値のグラフを示す。図５における横軸は、時間［ｓ］を示す。図５における縦軸は、正規化床反力［Ｎ／ｋｇ］を示す。図５には、正規化床反力の推定値と合わせて重力加速度も示す。正規化床反力ＬＹは、ユーザの左側の足部の正規化床反力のうち、グローバル座標系のＹ軸に沿う正規化床反力である。正規化床反力ＲＹは、ユーザの右側の足部

の正規化床反力のうち、グローバル座標系のＹ軸に沿う正規化床反力である。正規化床反力ＳＹは、正規化床反力ＬＹと正規化床反力ＲＹとを加算したものである。Ｙ軸に沿う正規化床反力は、ユーザから見た上から下に向かう方向を正方向とする。

[0077] 制御部２７は、ユーザの体重を示す入力を入力部２２によって受け付けた場合、正規化床反力の推定値にユーザの体重を乗算することにより、床反力の算出値を算出してよい。ここで、本明細書では、正規化床反力の推定値と、正規化床反力の推定値から算出した床反力の算出値とを特に区別しない場合、これらは、まとめて「床反力の推定値」とも記載される。

[0078] 制御部２７は、床反力の推定値を、報知部２３に報知させてよい。例えば、制御部２７は、図５に示すような床反力の推定値を示す情報を、出力部２４のディスプレイに表示させてもよい。又は、制御部２７は、床反力の推定値を示す情報を、音声として出力部２４のスピーカに出力させてもよい。後述するように、制御部２７は、センサ機器１０に、床反力の推定値を報知させてもよい。後述するように、制御部２７は、床反力の推定値に基づいて、ユーザの歩行に関する任意の情報を取得してもよいし、ユーザの歩行に対する評価を決定してもよい。

[0079] [トランスフォーマの構成]

以下、図６を参照し、トランスフォーマについて説明する。図６に示すようなトランスフォーマ３０は、複数個の時系列に沿ったセンサデータが入力されると、ユーザの右側又は左側の足部に加わる正規化床反力の推定値の時系列データを出力するように、学習することができる。トランスフォーマ３０は、Ｘ軸、Ｙ軸及びＺ軸の全ての正規化床反力の推定値の時系列データを出力するように学習してもよいし、Ｘ軸、Ｙ軸及びＺ軸のうちの何れか１つ以上の正規化床反力の推定値の時系列データを出力するように学習してもよい。トランスフォーマ３０に入力される時系列に沿ったセンサデータの時間範囲及び時間間隔は、所望の推定精度等に応じて設定されてよい。

[0080] 図６に示すように、トランスフォーマ３０は、エンコーダ４０と、デコー

ダ５０とを含む。エンコーダ４０は、機能部４１と、機能部４２と、Ｎ段のレイヤ４３とを含む。レイヤ４３は、機能部４４と、機能部４５と、機能部４６と、機能部４７とを含む。デコーダ５０は、機能部５１と、機能部５２と、Ｎ段のレイヤ５３と、機能部６０と、機能部６１とを含む。レイヤ５３は、機能部５４と、機能部５５と、機能部５６と、機能部５７と、機能部５８と、機能部５９とを含む。エンコーダ４０が含むレイヤ４３の段数と、デコーダ５０が含むレイヤ５３の段数は、同じくＮ段である。

[0081] 機能部４１は、「Input Embedding」とも記載される。機能部４１には、複数個の時系列に沿ったセンサデータの配列が入力される。例えば、時刻ｔｉ（０≦ｉ≦ｎ）のセンサデータを「D_{ti}」と記載すると、機能部４１に入力されるセンサデータの配列は、（D_{t0}，D_{t1}，…，D_{tn}）と表される。機能部４１には、複数種類のセンサデータを組み合わせた配列が入力されてもよい。例えば、時刻ｔｉ（０≦ｉ≦ｎ）の異なる２つのセンサデータのそれぞれを「Da_{ti}」及び「Db_{ti}」と記載すると、機能部４１に入力されるセンサデータの配列は、（Da_{t0}，Da_{t1}，…，Da_{tn}，Db_{t0}，Db_{t1}，…，Db_{tn}）と表される。

[0082] 機能部４１は、入力されたセンサデータの配列の各要素を多次元ベクトルに変換することにより、分散表現されたベクトルを生成する。多次元ベクトルの次元数は、予め設定されてよい。

[0083] 機能部４２は、「Positional Encoding」とも記載される。機能部４２は、分散表現されたベクトルに位置情報を付与する。

[0084] 機能部４２は、分散表現されたベクトルの各要素に対して位置情報を算出して加算する。位置情報は、分散表現されたベクトルの各要素の、機能部４１に入力されるセンサデータの配列における位置及び分散表現されたベクトルの要素配列における位置を示す。機能部４２は、分散表現されたベクトルの要素の配列において、（２×ｉ）番目の要素の位置情報ＰＥを、式（１）によって算出する。機能部４２は、分散表現されたベクトルの要素の配列において、（２×ｉ＋１）番目の要素の位置情報ＰＥを、式（２）によって算

出する。

[数1]

$$PE_{(pos,2i)} = sin(pos/10000^{2i/d_{model}}) \qquad \text{式（１）}$$

[数2]

$$PE_{(pos,2i+1)} = cos(pos/10000^{2i/d_{model}}) \qquad \text{式（２）}$$

式（１）及び式（２）において、posは、分散表現されたベクトルの要素の、機能部４１に入力されるセンサデータの配列における位置である。d_{model}は、分散表現されたベクトルの次元数である。

[0085] Ｎ段のレイヤ４３において、１段目のレイヤ４３には、機能部４２から、位置情報が付与され、且つ分散表現されたベクトルが入力される。２段目以降のレイヤ４３には、前段のレイヤ４３からのベクトルが入力される。

[0086] 機能部４４は、「Multi-Head Attention」とも記載される。機能部４４には、Ｑ（Query）ベクトル、Ｋ（Key）ベクトル及びＶ（Value）ベクトルが入力される。Ｑベクトルは、レイヤ４３に入力されるベクトルに、重み行列W^Qを乗じたものである。Ｋベクトルは、レイヤ４３に入力されるベクトルに、重み行列W^Kを乗じたものである。Ｖベクトルは、レイヤ４３に入力されるベクトルに、重み行列W^Vを乗じたものである。トランスフォーマ３０は、学習時、重み行列W^Q、重み行列W^K及び重み行列W^Vを学習する。

[0087] 機能部４４は、図７に示すように、ｈ個の機能部７０と、機能部の「Linear」及び「Contact」とを含む。機能部７０は、「Scaled Dot-Product Attention」とも記載される。機能部７０には、ｈ個に分割された、Ｑベクトル、Ｋベクトル及びＶベクトルが入力される。

[0088] 機能部７０は、図８に示すような、機能部の「MatMul」、「Scale」、「Mask(opt.)」及び「Softmax」を含む。機能部７０は、Ｑベクトル、Ｋベクトル及びＶベクトルと、式（３）とによって、スケール内積アテンション（Scaled Dot-Product Attention）を算出する。

[数3]

$$Attention(Q,K,V) = softmax(\frac{QK^T}{\sqrt{d_k}})V \qquad \text{式（３）}$$

式（３）において、ｄ$_k$は、Ｑベクトル及びＫベクトルの次元数である。

[0089] 機能部４４は、図７に示すようなｈ個の機能部７０によってスケール内積アテンションを算出すると、マルチヘッドアテンション（Multi-Head Attention）を算出する。機能部４４は、式（４）によってマルチヘッドアテンションを算出する。

[数4]

$$MutiHead(Q,K,V) = Concat(head_1,\dots,head_h)W^O \qquad \text{式（４）}$$

ここで、

$$head_i = Attention(QW_i^Q, KW_i^K, VW_i^V)$$

$$\mathrm{W_i^Q} \in \mathbb{R}^{\mathrm{d_{model}\times d_k}}, \mathrm{W_i^K} \in \mathbb{R}^{\mathrm{d_{model}\times d_k}}, \mathrm{W_i^V} \in \mathbb{R}^{\mathrm{d_{model}\times d_v}}, W^O \in \mathbb{R}^{\mathrm{hd_v\times d_{model}}}$$

式（４）において、ｄ$_k$は、Ｑベクトル及びＫベクトルの次元数である。ｄ$_v$は、Ｖベクトルの次元数である。

[0090] 機能部４４が算出したマルチヘッドアテンションは、図６に示すような機能部４５に入力される。

[0091] 機能部４５は、「Add & Norm」とも記載される。機能部４５は、レイヤ４３に入力されるベクトルに、機能部４４が算出したマルチヘッドアテンションを加算して正規化する。機能部４５は、正規化後のベクトルを、機能部４６に入力する。

[0092] 機能部４６は、「Position-wise Feed-Forward Networks」とも記載される。機能部４６は、ＲｅＬＵ（Rectified Linear Unit）のような活性化関数と、機能部４５から入力されるベクトルとによって、出力を生成する。機能部４６は、ベクトル化される前の時系列に沿ったセンサデータすなわち機能部４１に入力される時系列に沿ったセンサデータの要素配列の位置毎に、異なるＦＦＮ（Feed-Forward Networks）を用いる。機能部４５から機能部４６に

入力されるベクトルを「ｘ」と記載すると、機能部４６は、式（５）によって出力ＦＦＮ（ｘ）を生成する。

[数5]

$$\mathrm{FFN}(x) = \max(0, xW_1 + b_1)W_2 + b_2 \qquad \text{式（５）}$$

式（５）において、W_1及びW_2は、係数である。b_1及びb_2は、バイアスである。W_1及びW_2並びにb_1及びb_2は、ベクトル化される前の時系列に沿ったセンサデータの要素配列の位置毎に、異なってよい。

[0093] 機能部４７は、「Add & Norm」とも記載される。機能部４７は、機能部４５が出力したベクトルに、機能部４６が生成した出力を加算して正規化する。

[0094] 機能部５１は、「Input Embedding」とも記載される。機能部５１には、デコーダ５０が１つ前までの処理で出力した正規化床反力の推定値の時系列データが入力される。デコーダ５０が最初の時刻の床反力のデータを推定する場合、機能部５１には、ダミーデータ等の予め設定されたデータが入力されてよい。機能部５１は、機能部４１と同一又は類似に、入力された時系列データの各要素を多次元ベクトルに変換することにより、分散表現されたベクトルを生成する。機能部４１と同一又は類似に、多次元ベクトルの次元数は、予め設定されてよい。

[0095] 機能部５２は、「Positional Encoding」とも記載される。機能部５２は、機能部４２と同一又は類似に、分散表現されたベクトルに位置情報を付与する。つまり、機能部５２は、分散表現されたベクトルの各要素に対して位置情報を算出して加算する。位置情報は、分散表現されたベクトルの各要素の、機能部５１に入力される時系列データの配列における位置及び分散表現されたベクトルの要素配列における位置を示す。

[0096] Ｎ段のレイヤ５３において、１段目のレイヤ５３には、機能部５２から、位置情報が付与され、且つ分散表現されたベクトルが入力される。２段目以降のレイヤ５３には、前段のレイヤ５３からのベクトルが入力される。

[0097] 機能部５４は、「Masked Multi-Head Attention」とも記載される。機能部

５４には、機能部４４と同一又は類似に、Ｑベクトル、Ｋベクトル及びＶベクトルが入力される。Ｑベクトル、Ｋベクトル及びＶベクトルは、レイヤ５３に入力されるベクトルに、それぞれ、同一又は異なる重み行列を乗じたものである。トランスフォーマ３０は、学習時、これらの重み行列を学習する。機能部５４は、機能部４４と同一又は類似に、入力されるＱベクトル、Ｋベクトル及びＶベクトルによって、マルチヘッドアテンションを算出する。

[0098] ここで、機能部５４には、トランスフォーマ３０の学習時、正解である正規化床反力の時系列データが一度に入力される。トランスフォーマ３０の学習時、機能部５４は、正規化床反力の時系列データにおいて、デコーダ５０が推定すべき時刻のデータ以降の時刻のデータに、マスクをする。

[0099] 機能部５５は、「Add & Norm」とも記載される。機能部５５は、レイヤ５３に入力されるベクトルに、機能部５４が算出したマルチヘッドアテンションを加算して正規化する。

[0100] 機能部５６は、「Multi-Head Attention」とも記載される。機能部５６には、Ｑベクトル、Ｋベクトル及びＶベクトルが入力される。Ｑベクトルは、機能部５５が機能部５６に入力した正規化後のベクトルである。Ｋベクトル及びＶベクトルは、エンコーダ４０の最終段のレイヤ４３が出力したベクトルに、それぞれ、同一又は異なる重み行列を乗じたものである。機能部５６は、機能部４４と同一又は類似に、入力されるＱベクトル、Ｋベクトル及びＶベクトルによって、マルチヘッドアテンションを算出する。

[0101] 機能部５７は、「Add & Norm」とも記載される。機能部５７は、機能部５５が出力したベクトルに、機能部５６が算出したマルチヘッドアテンションを加算して正規化する。

[0102] 機能部５８は、「Position-wise Feed-Forward Networks」とも記載される。機能部５８は、機能部４６と同一又は類似に、ＲｅＬＵのような活性化関数と、機能部５７から入力されるベクトルとによって、出力を生成する。

[0103] 機能部５９は、「Add & Norm」とも記載される。機能部５９は、機能部５７が出力したベクトルに、機能部５８が生成した出力を加算して正規化する

。

[0104] 機能部６０は、「Linear」とも記載される。機能部６１は、「SoftMax」とも記載される。最終段のレイヤ５３の出力は、機能部６０及び機能部６１によって正規化等された後、床反力の推定値のデータとしてデコーダ５０から出力される。

[0105] ［センサデータの組み合わせ］

制御部２７は、１種類のセンサデータを学習したトランスフォーマを用いてもよいし、複数種類のセンサデータの組み合わせを学習したトランスフォーマを用いてもよい。複数種類のセンサデータの組み合わせは、例えば、図９に示すようなケースＣ１，Ｃ２，Ｃ３，Ｃ４，Ｃ５，Ｃ６，Ｃ７，Ｃ８，Ｃ９，Ｃ１０，Ｃ１１，Ｃ１２，Ｃ１３である。

[0106] 図９に、センサデータの組み合わせの一例を示す。ケースＣ１～Ｃ１３は、センサデータの組み合わせの一例である。制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０の種類に応じて、ケースＣ１～Ｃ１３の何れかを選択してよい。ケースＣ１～Ｃ１３のそれぞれにおいて用いられるトランスフォーマ３０のデータは、ケースＣ１～Ｃ１３とそれぞれ対応付けられて記憶部２６に記憶されてよい。制御部２７は、選択したケースＣ１～Ｃ１３の何れかのセンサデータを、選択したケースＣ１～Ｃ１３の何れかに対応するトランスフォーマ３０に入力することにより、正規化床反力の推定値を取得する。

[0107] ＜ケースＣ１＞

制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０がセンサ機器１０Ａを含む場合、ケースＣ１を選択してよい。

[0108] ケースＣ１では、ユーザの頭部の動きを示すセンサデータが用いられる。ケースＣ１では、センサデータＤ１０ＡＧと、センサデータＤ１０ＡＬとが用いられる。

[0109] センサデータＤ１０ＡＧは、グローバル座標系の、ユーザの頭部の動きを示すセンサデータである。センサデータＤ１０ＡＧは、グローバル座標系の

、Ｘ軸におけるユーザの頭部の速度データ及び加速度データと、Ｙ軸におけるユーザの頭部の速度データ及び加速度データと、Ｚ軸におけるユーザの頭部の速度データ及び加速度データとを含む。制御部２７は、センサ機器１０Ａから取得したローカル座標系のセンサデータに対して座標変換を実行することにより、センサデータＤ１０ＡＧを取得する。

[0110] センサデータＤ１０ＡＬは、センサ機器１０Ａの位置を基準とするローカル座標系の、ユーザの頭部の動きを示すセンサデータである。センサデータＤ１０ＡＬは、当該ローカル座標系の、ｘ軸におけるユーザの頭部の速度データ及び加速度データと、ｙ軸におけるユーザの頭部の速度データ及び加速度データと、ｚ軸におけるユーザの頭部の速度データ及び加速度データとを含む。制御部２７は、センサ機器１０Ａから、センサデータＤ１０ＡＬを取得する。

[0111] ＜ケースＣ２＞

制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０がセンサ機器１０Ａとセンサ機器１０Ｅ－１又はセンサ機器１０Ｅ－２とを含む場合、ケースＣ２を選択してよい。

[0112] ケースＣ２では、ユーザの頭部の動きを示すセンサデータと、ユーザの２つの足首のうちの何れか一方の足首の動きを示すセンサデータが用いられる。ケースＣ２では、センサデータＤ１０ＡＧと、センサデータＤ１０ＡＬと、センサデータＤ１０ＥＬ－１又はセンサデータＤ１０ＥＬ－２とが用いられる。

[0113] センサデータＤ１０ＥＬ－１は、センサ機器１０Ｅ－１の位置を基準とするローカル座標系の、ユーザの左側の足首の動きを示すセンサデータである。センサデータＤ１０ＥＬ－１は、当該ローカル座標系の、ｘ軸におけるユーザの左側の足首の速度データ及び加速度データと、ｙ軸におけるユーザの左側の足首の速度データ及び加速度データと、ｚ軸におけるユーザの左側の足首の速度データ及び加速度データとを含む。制御部２７は、センサ機器１０Ｅ－１から、センサデータＤ１０ＥＬ－１を取得する。

[0114] センサデータＤ１０ＥＬ－２は、センサ機器１０Ｅ－２の位置を基準とするローカル座標系の、ユーザの右側の足首の動きを示すセンサデータである。センサデータＤ１０ＥＬ－２は、当該ローカル座標系の、ｘ軸におけるユーザの右側の足首の速度データ及び加速度データと、ｙ軸におけるユーザの右側の足首の速度データ及び加速度データと、ｚ軸におけるユーザの右側の足首の速度データ及び加速度データとを含む。制御部２７は、センサ機器１０Ｅ－２から、センサデータＤ１０ＥＬ－２を取得する。

[0115] ＜ケースＣ３＞

制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０がセンサ機器１０Ａとセンサ機器１０Ｆ－１又はセンサ機器１０Ｆ－２とを含む場合、ケースＣ３を選択してよい。

[0116] ケースＣ３では、ユーザの頭部の動きを示すセンサデータと、ユーザの２つの足部のうちの何れか一方の足部の動きを示すセンサデータが用いられる。ケースＣ３では、センサデータＤ１０ＡＧと、センサデータＤ１０ＡＬと、センサデータＤ１０ＦＬ－１又はセンサデータＤ１０ＦＬ－２とが用いられる。

[0117] センサデータＤ１０ＦＬ－１は、センサ機器１０Ｆ－１の位置を基準とするローカル座標系の、ユーザの左側の足部の動きを示すセンサデータである。センサデータＤ１０ＦＬ－１は、当該ローカル座標系の、ｘ軸におけるユーザの左側の足部の速度データ及び加速度データと、ｙ軸におけるユーザの左側の足部の速度データ及び加速度データと、ｚ軸におけるユーザの左側の足部の速度データ及び加速度データとを含む。制御部２７は、センサ機器１０Ｆ－１から、センサデータＤ１０ＦＬ－１を取得する。

[0118] センサデータＤ１０ＦＬ－２は、センサ機器１０Ｆ－２の位置を基準とするローカル座標系の、ユーザの右側の足部の動きを示すセンサデータである。センサデータＤ１０ＦＬ－２は、当該ローカル座標系の、ｘ軸におけるユーザの右側の足部の速度データ及び加速度データと、ｙ軸におけるユーザの右側の足部の速度データ及び加速度データと、ｚ軸におけるユーザの右側の

足部の速度データ及び加速度データとを含む。制御部２７は、センサ機器１０Ｆ－２から、センサデータＤ１０ＦＬ－２を取得する。

[0119] ＜ケースＣ４＞

制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０がセンサ機器１０Ａとセンサ機器１０Ｄ－１又はセンサ機器１０Ｄ－２とを含む場合、ケースＣ４を選択してよい。

[0120] ケースＣ４では、ユーザの頭部の動きを示すセンサデータと、ユーザの２つの大腿部のうちの何れか一方の大腿部の動きを示すセンサデータが用いられる。ケースＣ４では、センサデータＤ１０ＡＧと、センサデータＤ１０ＡＬと、センサデータＤ１０ＤＬ－１又はセンサデータＤ１０ＤＬ－２とが用いられる。

[0121] センサデータＤ１０ＤＬ－１は、センサ機器１０Ｄ－１の位置を基準とするローカル座標系の、ユーザの左側の大腿部の動きを示すセンサデータである。センサデータＤ１０ＤＬ－１は、当該ローカル座標系の、ｘ軸におけるユーザの左側の大腿部の速度データ及び加速度データと、ｙ軸におけるユーザの左側の大腿部の速度データ及び加速度データと、ｚ軸におけるユーザの左側の大腿部の速度データ及び加速度データとを含む。制御部２７は、センサ機器１０Ｄ－１から、センサデータＤ１０ＤＬ－１を取得する。

[0122] センサデータＤ１０ＤＬ－２は、センサ機器１０Ｄ－２の位置を基準とするローカル座標系の、ユーザの右側の大腿部の動きを示すセンサデータである。センサデータＤ１０ＤＬ－２は、当該ローカル座標系の、ｘ軸におけるユーザの右側の大腿部の速度データ及び加速度データと、ｙ軸におけるユーザの右側の大腿部の速度データ及び加速度データと、ｚ軸におけるユーザの右側の大腿部の速度データ及び加速度データとを含む。制御部２７は、センサ機器１０Ｄ－２から、センサデータＤ１０ＤＬ－２を取得する。

[0123] ＜ケースＣ５＞

制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０がセンサ機器１０Ａ及びセンサ機器１０Ｂを含む場合、ケースＣ５を選択して

よい。

[0124] ケースＣ５では、ユーザの頭部の動きを示すセンサデータと、ユーザの２つの手首のうちの何れか一方の手首の動きを示すセンサデータとが用いられる。ケースＣ５では、センサデータＤ１０ＡＧと、センサデータＤ１０ＡＬと、センサデータＤ１０ＢＬとが用いられる。

[0125] センサデータＤ１０ＢＬは、センサ機器１０Ｂの位置を基準とするローカル座標系の、ユーザの手首の動きを示すセンサデータである。センサデータＤ１０ＢＬは、当該ローカル座標系の、ｘ軸におけるユーザの手首の速度データ及び加速度データと、ｙ軸におけるユーザの手首の速度データ及び加速度データと、ｚ軸におけるユーザの手首の速度データ及び加速度データとを含む。制御部２７は、センサ機器１０Ｂから、センサデータＤ１０ＢＬを取得する。

[0126] ＜ケースＣ６＞

制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０がセンサ機器１０Ａ，１０Ｂとセンサ機器１０Ｅ－１又はセンサ機器１０Ｅ－２とを含む場合、ケースＣ６を選択してよい。

[0127] ケースＣ６では、ユーザの頭部の動きを示すセンサデータと、ユーザの２つの手首のうちの何れか一方の手首の動きを示すセンサデータと、ユーザの２つの足首のうちの何れか一方の足首の動きを示すセンサデータが用いられる。ケースＣ６では、センサデータＤ１０ＡＧと、センサデータＤ１０ＡＬと、センサデータＤ１０ＢＬと、センサデータＤ１０ＥＬ－１又はセンサデータＤ１０ＥＬ－２とが用いられる。

[0128] ＜ケースＣ７＞

制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０がセンサ機器１０Ａ，１０Ｂとセンサ機器１０Ｆ－１又はセンサ機器１０Ｆ－２とを含む場合、ケースＣ７を選択してよい。

[0129] ケースＣ７では、ユーザの頭部の動きを示すセンサデータと、ユーザの２つの手首のうちの何れか一方の手首の動きを示すセンサデータと、ユーザの

２つの足部のうちの何れか一方の足部の動きを示すセンサデータとが用いられる。ケースＣ７では、センサデータＤ１０ＡＧと、センサデータＤ１０ＡＬと、センサデータＤ１０ＢＬと、センサデータＤ１０ＦＬ－１又はセンサデータＤ１０ＦＬ－２とが用いられる。

[0130] ＜ケースＣ８＞

制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０がセンサ機器１０Ａ，１０Ｂ，１０Ｆ－１，１０Ｆ－２を含む場合、ケースＣ８を選択してよい。

[0131] ケースＣ８では、ユーザの頭部の動きを示すセンサデータと、ユーザの２つの手首のうちの何れか一方の手首の動きを示すセンサデータと、ユーザの２つの足部のぞれぞれの動きを示すセンサデータとが用いられる。ケースＣ８では、センサデータＤ１０ＡＧと、センサデータＤ１０ＡＬと、センサデータＤ１０ＢＬと、センサデータＤ１０ＦＬ－１と、センサデータＤ１０ＦＬ－２とが用いられる。

[0132] ＜ケースＣ９＞

制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０がセンサ機器１０Ｆ－１及びセンサ機器１０Ｆ－２を含む場合、ケースＣ９を選択してよい。

[0133] ケースＣ９では、ユーザの２つの足部のぞれぞれの動きを示すセンサデータが用いられる。ケースＣ９では、センサデータＤ１０ＦＬ－１と、センサデータＤ１０ＦＬ－２とが用いられる。

[0134] ＜ケースＣ１０＞

制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０がセンサ機器１０Ｄ－１，１０Ｄ－２を含む場合、ケースＣ１０を選択してよい。

[0135] ケースＣ１０では、ユーザの２つの大腿部のぞれぞれの動きを示すセンサデータが用いられる。ケースＣ１０では、センサデータＤ１０ＤＬ－１と、センサデータＤ１０ＤＬ－２とが用いられる。

[0136] センサデータＤ１０ＤＬ－１は、センサ機器１０Ｄ－１の位置を基準とするローカル座標系の、ユーザの左側の大腿部の動きを示すセンサデータである。センサデータＤ１０ＤＬ－１は、当該ローカル座標系の、ｘ軸におけるユーザの左側の大腿部の速度データ及び加速度データと、ｙ軸におけるユーザの左側の大腿部の速度データ及び加速度データと、ｚ軸におけるユーザの左側の大腿部の速度データ及び加速度データとを含む。制御部２７は、センサ機器１０Ｄ－１から、センサデータＤ１０ＤＬ－１を取得する。

[0137] センサデータＤ１０ＤＬ－２は、センサ機器１０Ｄ－２の位置を基準とするローカル座標系の、ユーザの右側の大腿部の動きを示すセンサデータである。センサデータＤ１０ＤＬ－２は、当該ローカル座標系の、ｘ軸におけるユーザの右側の大腿部の速度データ及び加速度データと、ｙ軸におけるユーザの右側の大腿部の速度データ及び加速度データと、ｚ軸におけるユーザの右側の大腿部の速度データ及び加速度データとを含む。制御部２７は、センサ機器１０Ｄ－２から、センサデータＤ１０ＤＬ－２を取得する。

[0138] ＜ケースＣ１１＞

制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０がセンサ機器１０Ｃを含む場合、ケースＣ１１を選択してよい。

[0139] ケースＣ１１では、ユーザの腰部の動きを示すセンサデータが用いられる。ケースＣ１１では、センサデータＤ１０ＣＧと、センサデータＤ１０ＣＬとが用いられる。

[0140] センサデータＤ１０ＣＧは、グローバル座標系の、ユーザの腰部の動きを示すセンサデータである。センサデータＤ１０ＣＧは、グローバル座標系の、Ｘ軸におけるユーザの腰部の速度データ及び加速度データと、Ｙ軸におけるユーザの腰部の速度データ及び加速度データと、Ｚ軸におけるユーザの腰部の速度データ及び加速度データとを含む。制御部２７は、センサ機器１０Ｃから取得したローカル座標系のセンサデータに対して座標変換を実行することにより、センサデータＤ１０ＣＧを取得してよい。

[0141] センサデータＤ１０ＣＬは、センサ機器１０Ｃの位置を基準とするローカ

ル座標系の、ユーザの腰部の動きを示すセンサデータである。センサデータＤ１０ＣＬは、当該ローカル座標系の、ｘ軸におけるユーザの腰部の速度データ及び加速度データと、ｙ軸におけるユーザの腰部の速度データ及び加速度データと、ｚ軸におけるユーザの腰部の速度データ及び加速度データとを含む。制御部２７は、センサ機器１０Ｃから、センサデータＤ１０ＣＬを取得する。

[0142] ＜ケースＣ１２＞

制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０がセンサ機器１０Ｂ及びセンサ機器１０Ｃを含む場合、ケースＣ１２を選択してよい。

[0143] ケースＣ１２では、ユーザの２つの手首のうちの何れか一方の手首の動きを示すセンサデータと、ユーザの腰部の動きを示すセンサデータとが用いられる。ケースＣ１２では、センサデータＤ１０ＢＬと、センサデータＤ１０ＣＧと、センサデータＤ１０ＣＬとが用いられる。

[0144] ＜ケースＣ１３＞

制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０がセンサ機器１０Ｂ，１０Ｆ－１，１０Ｆ－２，１０Ｃを含む場合、ケースＣ１３を選択してよい。

[0145] ケースＣ１３では、ユーザの２つの手首のうちの何れか一方の手首の動きを示すセンサデータと、ユーザの２つの足部のそれぞれの動きを示すセンサデータと、ユーザの腰部の動きを示すセンサデータとが用いられる。ケースＣ１３では、センサデータＤ１０ＢＬと、センサデータＤ１０ＦＬ－１と、センサデータＤ１０ＦＬ－２と、センサデータＤ１０ＣＧと、センサデータＤ１０ＣＬとが用いられる。

[0146] ［トランスフォーマの生成及び評価］

以下、トランスフォーマの生成及び評価について説明する。トランスフォーマの生成では、被験者の歩行データベースが用いられた。被験者の歩行データベースとして、「小林吉之、肥田直人、中嶋香奈子、藤本雅大、持丸正

明、“2019：AIST歩行データベース2019”、［Online］、［令和３年８月２０日検索］、インターネット＜https://unit.aist.go.jp/harc/ExPART/GDB2019_e.html＞」において提供されるデータが用いられた。この歩行データベースには、複数の被験者の歩行データが登録されている。被験者の歩行データには、歩行中の被験者の動きを示すデータと、歩行中の被験者に加わる床反力のデータとが含まれる。歩行中の被験者の動きを示すデータは、モーションキャプチャシステムによって検出されたものである。歩行中の被験者に加わる床反力のデータは、床反力計によって検出されたものである。

[0147] トランスフォーマは、床反力計によって検出された複数の被験者の床反力のデータと、モーションキャプチャシステムによって検出された歩行中の被験者の動きを示すデータとを含むデータセットを学習データとして生成された。

[0148] 本実施形態では、データセットの生成において、床反力計によって検出された床反力を被験者の体重で除算することにより、正規化床反力が取得された。モーションキャプチャシステムによって検出された被験者の動きを示すデータから、センサデータに対応するデータが取得された。正規化床反力と、センサデータに対応するデータとを対応付けることにより、データセットが生成された。図９を参照して上述したケースＣ１～Ｃ１３に対応するデータセットが生成された。生成したデータセットによってトランスフォーマの学習が実行された。トランスフォーマの学習では、過学習への対策のために、データセットに１０％程度のノイズが付与された。

[0149] 発明者らは、トランスフォーマの学習に用いられなかったデータセットによって、学習済みのトランスフォーマを評価した。発明者らは、図９を参照して上述したケースＣ１～Ｃ１３についての評価結果を得た。

[0150] 図１０に、評価結果のグラフを示す。図１０には、評価結果として、ケースＣ１～Ｃ１３のそれぞれにおける正規化床反力の平均二乗誤差（ＭＳＥ:Mean Squared Error）の棒グラフを示す。図１０に示す平均二乗誤差のデータは、後述の図１１に示す被験者から得られたデータである。平均二乗誤差は

、トランスフォーマによる正規化床反力の推定値と、データセットの正規化床反力の実測値とによって算出された。棒グラフのうち、左側の足部の正規化床反力の評価結果には、ハッチングを付す。棒グラフのうち、右側の足部の正規化床反力の評価結果は、白抜きで示される。図１０において、棒グラフに付された数値は、左側の足部の正規化床反力の平均二乗誤差である。平均二乗誤差は、以下の式（６）によって算出された。

[数6]

$$MSE_{seq} = \frac{1}{n} \times \frac{1}{d} \sum_{j=1}^{n} \sum_{i=1}^{d} \left(a_{i,j} - b_{i,j}\right)^2 \qquad \text{式（６）}$$

式（６）において、ｊは、グロール座標系のＸ軸、Ｙ軸及びＺ軸に対応する。ｄは、グローバル座標系の次元数の３である。$a_{i,j}$は、データセットの正規化床反力の実測値である。$b_{i,j}$は、正規化床反力の推定値である。ｎは、正規化床反力のサンプル数である。

[0151] 図１０に示すように、ケースＣ１～Ｃ１３において、左側の足部の正規化床反力の評価結果と、右側の足部の正規化床反力の評価結果とでは、類似の推定精度の傾向が見られた。左側の足部の正規化床反力の評価結果と右側の足部の正規化床反力の評価結果とでにおいて類似の推定精度の傾向が見られることにより、以下では、左側の足部の正規化床反力の平均二乗誤差に主に着目する。

[0152] 図１０に示すように、ケースＣ１では、左側の足部の正規化床反力の平均二乗誤差は、０．１２［（ｍ／ｓ^2）^{2}］程度であった。ケースＣ１では、ユーザの身体部位の中でも、ユーザの足部から最も離れているユーザの頭部の動きを示すセンサデータのみが用いられる。ケースＣ１の結果から、ユーザの頭部の動きを示すセンサデータのみであっても、床反力をある程度の精度で推定できることが分かる。この理由は、歩行中のユーザの上下方向の動きが頭部の動きに反映されるためと推認される。

[0153] 図１０に示すように、ケースＣ２～Ｃ８の平均二乗誤差は、ケースＣ１の平均二乗誤差よりも、小さくなった。つまり、ケースＣ２～Ｃ８では、ケー

スＣ１よりも、床反力の推定精度が向上した。ケースＣ２～Ｃ８では、上述したように、ユーザの頭部の動きを示すセンサデータに加えて、ユーザの手首、足首、足部及び大腿部の少なくとも何れかの動きを示すセンサデータが用いられる。つまり、ケースＣ２～Ｃ８では、ユーザの頭部を含む体幹部の動きを示すセンサデータに加えて、ユーザの手首、足首、足部及び大腿部の少なくとも何れかを含む体肢部の動きを示すセンサデータが用いられる。ユーザの体肢部の動きを示すセンサデータと、ユーザの体幹部の動きを示すセンサデータとでは、１つの歩行周期において有するパターンが大きく異なる。例えば、ユーザの身体の左右対称性により、ユーザの体肢部の動きを示すセンサデータは、１つの歩行周期において１つのパターンを有する。これに対し、ユーザの体幹部の動きを示すセンサデータは、１つの歩行周期において２つのパターンを有する。ケースＣ２～Ｃ８では、１つの歩行周期において異なるパターンを有するセンサデータが用いられることにより、ケースＣ１よりも、床反力の推定精度が向上したと推認される。

[0154] 図１０に示すように、ケースＣ９では、左側の足部の正規化床反力の平均二乗誤差は、０．１１２［（ｍ／ｓ^2）^{2}］程度であった。また、ケースＣ１０では、左側の足部の正規化床反力の平均二乗誤差は、０．０６６［（ｍ／ｓ^2）^{2}］程度であった。ケースＣ９及びケースＣ１０では、それぞれ、ユーザの足部の動きを示すセンサデータ及びユーザの大腿部の動きを示すセンサデータが用いられる。ユーザの足部及びユーザの大腿部は、ユーザの身体部位の中でも、歩行面に近い身体部位である。ケースＣ９及びケースＣ１０では、歩行面に近い身体部位の動きを示すセンサデータが用いられるため、床反力をある程度の精度で推定できたと推認される。

[0155] 図１０に示すように、ケースＣ１１では、左側の足部の正規化床反力の平均二乗誤差は、０．０６８（ｍ／ｓ^2）^{2}］程度であった。ケースＣ１１では、腰部の動きを示すセンサデータのみが用いられる。ケースＣ１１の結果から、ユーザの腰部の動きを示すセンサデータのみであっても、床反力をある程度の精度で推定できることが分かる。この理由は、歩行中のユーザの上下

方向の動きが腰部を含む体幹部の動きに反映されるためと推認される。

[0156] 図１０に示すように、ケースＣ１２，Ｃ１３の平均二乗誤差は、ケースＣ１１の平均二乗誤差よりも、小さくなった。つまり、ケースＣ１２，Ｃ１３では、ケースＣ１１よりも、床反力の推定精度が向上した。ケースＣ１２，Ｃ１３では、上述したように、ユーザの腰部の動きを示すセンサデータに加えて、ユーザの手首及び足首の少なくとも何れかの動きを示すセンサデータが用いられる。つまり、ケースＣ１２，Ｃ１３では、ユーザの腰部を含む体幹部の動きを示すセンサデータに加えて、ユーザの手首及び足首の少なくとも何れかを含む体肢部の動きを示すセンサデータが用いられる。上述したように、ユーザの体肢部の動きを示すセンサデータと、ユーザの体幹部の動きを示すセンサデータとでは、１つの歩行周期において有するパターンが大きく異なる。ケースＣ１２，Ｃ１３では、１つの歩行周期において異なるパターンを有するセンサデータが用いられることにより、ケースＣ１１よりも、床反力の推定精度が向上したと推認される。

[0157] 図１０に示すように、ケースＣ６の左側の足部の正規化床反力の平均二乗誤差及びケースＣ１３の左側の足部の正規化床反力の平均二乗誤差は、それぞれ、０．０４［（ｍ／ｓ^2）^{2}］程度であった。ケースＣ６及びケースＣ１３の平均二乗誤差は、ケースＣ１～Ｃ１３のうちで最も小さかった。つまり、ケースＣ６及びケースＣ１３の床反力の推定精度は、ケースＣ１～Ｃ１３のうちで最も高かった。

[0158] 次に、被験者の床反力の実測値と推定値との比較結果について説明する。まず、比較結果に用いた被験者について、図１１を参照して説明する。

[0159] 図１１に、被験者の一例を示す。被験者は、多様な身体的特徴を有する。

[0160] 被験者ＳＵ１は、性別が男性であり、年齢が３３才であり、身長が１７１［ｃｍ］であり、体重が１００［ｋｇ］である。被験者ＳＵ１の身体的特徴は、体重が重い男性であることである。

[0161] 被験者ＳＵ２は、性別が女性であり、年齢が７０才であり、身長が１５１［ｃｍ］であり、体重が３９［ｋｇ］である。被験者ＳＵ２の身体的特徴は

、体重が軽い女性であることである。

[0162] 被験者ＳＵ３は、性別が女性であり、年齢が３８才であり、身長が１５５［ｃｍ］であり、体重が４１［ｋｇ］である。被験者ＳＵ３の身体的特徴は、体重が軽く、且つ年齢が若い女性であることである。

[0163] 被験者ＳＵ４は、性別が女性であり、年齢が６５才であり、身長が１４９［ｃｍ］であり、体重が７０［ｋｇ］である。被験者ＳＵ４の身体的特徴は、体重が重い女性であるということである。

[0164] 被験者ＳＵ５は、性別が男性であり、年齢が２２才であり、身長が１６３［ｃｍ］であり、体重が６５［ｋｇ］である。被験者ＳＵ５の身体的特徴は、身長及び体重が平均的な男性ということである。

[0165] 被験者ＳＵ６は、性別が女性であり、年齢が６６才であり、身長が１４９［ｃｍ］であり、体重が４７［ｋｇ］である。被験者ＳＵ６の身体的特徴は、身長が低い女性であることである。

[0166] 被験者ＳＵ７は、性別が女性であり、年齢が６５才であり、身長が１４８［ｃｍ］であり、体重が４７［ｋｇ］である。被験者ＳＵ７の身体的特徴は、身長が低い女性であることである。

[0167] 被験者ＳＵ８は、性別が男性であり、年齢が５７才であり、身長が１７８［ｃｍ］であり、体重が８１［ｋｇ］である。被験者ＳＵ８の身体的特徴は、身長が高い男性であることである。

[0168] ＜比較結果１＞

図１２から図１９に、被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフを示す。図１２から図１９では、ケースＣ６のセンサデータによって生成したトランスフォーマが用いられた。図１２から図１９における横軸及び縦軸は、それぞれ、図５における横軸及び縦軸と同じである。

[0169] 図１２から図１５、図１８及び図１９には、右側の足部における床反力の実測値及び推定値のグラフを示す。図１２は、被験者ＳＵ１のグラフである。図１３は、被験者ＳＵ２のグラフである。図１４は、被験者ＳＵ３のグラフである。図１５は、被験者ＳＵ４のグラフである。図１８は、被験者ＳＵ

７のグラフである。図１９は、被験者ＳＵ８のグラフである。

[0170] 図１６及び図１７には、左側の足部における床反力の実測値及び推定値のグラフを示す。図１６は、被験者ＳＵ５のグラフである。図１７は、被験者ＳＵ６のグラフである。

[0171] 以下の図面において、正規化床反力ＲＸｒ，ＲＹｒ，ＲＺｒは、被験者の右側の足部に加わる床反力の実測値である。正規化床反力ＲＸｅ，ＲＹｅ，ＲＺｅは、被験者の右側の足部に加わる床反力の推定値である。

[0172] 正規化床反力ＲＸｒ，ＲＸｅは、被験者の右側の足部に加わる正規化床反力のうち、グローバル座標系のＸ軸に沿う正規化床反力である。正規化床反力ＲＸｒ，ＲＸｅは、ユーザの前から後ろに向かう方向を正方向とする。

[0173] 正規化床反力ＲＹｒ，ＲＹｅは、被験者の右側の足部に加わる正規化床反力のうち、グローバル座標系のＹ軸に沿う正規化床反力である。正規化床反力ＲＹｒ，ＲＹｅは、ユーザの下から上に向かう方向を正方向とする。

[0174] 正規化床反力ＲＺｒ，ＲＺｅは、被験者の右側の足部に加わる正規化床反力のうち、グローバル座標系のＺ軸に沿う正規化床反力である。正規化床反力ＲＺｒ，ＲＺｅは、ユーザの左から右に向かう方向を正方向とする。

[0175] 正規化床反力ＬＸｒ，ＬＹｒ，ＬＺｒは、被験者の左側の足部に加わる床反力の実測値である。正規化床反力ＬＸｅ，ＬＹｅ，ＬＺｅは、被験者の左側の足部に加わる床反力の推定値である。

[0176] 正規化床反力ＬＸｒ，ＬＸｅは、被験者の左側の足部に加わる正規化床反力のうち、グローバル座標系のＸ軸に沿う正規化床反力である。正規化床反力ＬＸｒ，ＬＸｅは、ユーザの前から後ろに向かう方向を正方向とする。

[0177] 正規化床反力ＬＹｒ，ＬＹｅは、被験者の左側の足部に加わる正規化床反力のうち、グローバル座標系のＹ軸に沿う正規化床反力である。正規化床反力ＬＹｒ，ＬＹｅは、ユーザの下から上に向かう方向を正方向とする。

[0178] 正規化床反力ＬＺｒ，ＬＺｅは、被験者の左側の足部に加わる正規化床反力のうち、グローバル座標系のＺ軸に沿う正規化床反力である。正規化床反力ＬＺｒ，ＬＺｅは、ユーザの左から右に向かう方向を正方向とする。

[0179] 図１２から図１９に示すように、正規化床反力の推定値は、正規化床反力の実測値と比較的よく一致した。被験者ＳＵ１～ＳＵ８は、図１１を参照して上述したように、多様な身体的特徴を有する。これらの結果から、ケースＣ６のセンサデータによってトランスフォーマを生成すれば、身体的特徴に関わらず、床反力を精度良く推定できることが分かる。

[0180] ＜比較結果２＞

図２０から図２３に、重心移動の評価が高い被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフを示す。図２０は、被験者ＳＵ７の右側の足部に加わる床反力のグラフである。図２１は、被験者ＳＵ１の右側の足部に加わる床反力のグラフである。図２２は、被験者ＳＵ３の右側の足部に加わる床反力のグラフである。図２３は、被験者ＳＵ６の左側の足部に加わる床反力のグラフである。

[0181] 図２４から図２７に、重心移動の評価が低い被験者の床反力の実測値及び推定値の一例のグラフを示す。図２４は、被験者ＳＵ５の左側の足部に加わる床反力のグラフである。図２５は、被験者ＳＵ２の右側の足部に加わる床反力のグラフである。図２６は、被験者ＳＵ４の左側の足部に加わる床反力のグラフである。図２７は、被験者ＳＵ８の左側の足部に加わる床反力のグラフである。

[0182] 図２０から図２７では、ケースＣ１のセンサデータによって生成されたトランスフォーマが用いられた。図２０から図２３における横軸及び縦軸は、それぞれ、図５における横軸及び縦軸と同じである。

[0183] 重心移動の評価が高い被験者とは、被験者の上下方向における重心移動が大きい被験者を意味する。図２０から図２３に示すように、Ｙ軸に沿う正規化床反力ＲＹｒ，ＲＹｅ，ＬＹｒ，ＬＹｅには、それぞれ、２つの極大値と、２つの極大値の間に位置する極小値とが生じる。当該極小値は、立脚中期においてユーザの重心が歩行面の上方向に移動することにより、生じる。上下方向における重心移動が大きいユーザほど、図２０から図２３に示すように、Ｙ軸に沿う正規化床反力ＲＹｒ，ＲＹｅ，ＬＹｒ，ＬＹｅのそれぞれに

おいて、２つの極大値と、２つの極大値の間に位置する極小値との間の差分が大きくなる。

[0184] 重心移動の評価が低い被験者とは、被験者の上下方向における重心移動が小さい被験者を意味する。図２４から図２７に示すように、上下方向における重心移動が大きい被験者ほど、Ｙ軸に沿う正規化床反力ＲＹｒ，ＲＹｅ，ＬＹｒ，ＬＹｅのそれぞれにおいて、２つの極大値と、２つの極大値の間に位置する極小値との間の差分が小さくなる。

[0185] 重心移動の評価が高い被験者では、図２０から図２３に示すように、正規化床反力の推定値は、正規化床反力の実測値と比較的よく一致した。ケースＣ１では、ユーザの頭部の動きを示すセンサデータのみが用いられる。重心移動の評価が高い被験者は、被験者の上下方向における重心移動が大きく、被験者の上下方向における動きも大きい。重心移動の評価が高い被験者では、被験者の上下方向における動きが大きいことにより、歩行中の被験者の動きの特徴がユーザの頭部の動きに反映され得る。そのため、重心移動の評価が高い被験者では、正規化床反力の推定値は、正規化床反力の実測値と比較的よく一致したと推認される。

[0186] 重心移動の評価が低い被験者では、図２４から図２７に示すように、図２０から図２３と比較すると、正規化床反力の推定値は、正規化床反力の実測値とはあまりよく一致しなかった。重心移動の評価が低い被験者は、被験者の上下方向における重心移動が小さく、被験者の上下方向における動きも小さい。重心移動の評価が低い被験者では、被験者の上下方向における動きが小さいことにより、重心移動の評価が高い被験者と比較すると、歩行中の被験者の動きの特徴がユーザの頭部の動きに反映されにくい。そのため、重心移動の評価が低い被験者では、正規化床反力の推定値は、図２０から図２３と比較すると、正規化床反力の実測値とはあまりよく一致しなかったと推認される。

[0187] このように重心移動の評価が低い被験者では、ケースＣ１のセンサデータを用いた場合の床反力の推定精度は、重心移動の評価が高い被験者と比較す

ると、低くなる。これに対し、重心移動の評価が高い被験者データでは、ケースＣ１のセンサデータを用いた場合であっても、床反力を比較的精度よく推定することができる。

[0188] ＜比較結果３＞

同じ被験者に対して異なるセンサデータを組み合わせた場合の床反力の推定値について説明する。

[0189] 図２８から図３５に、被験者ＳＵ２の右側の足部に加わる床反力のグラフを示す。

[0190] 図２８は、ケースＣ１，Ｃ２，Ｃ３のセンサデータを用いた場合の床反力の推定値のグラフである。図２９は、図２８に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。図２８における横軸及び縦軸は、それぞれ、図５における横軸及び縦軸と同じである。図２９における横軸は、時間［ｓ］を示す。図２９における縦軸は、差分［ｍ／ｓ^2］を示す。

[0191] 図３０は、ケースＣ４，Ｃ５，Ｃ６のセンサデータを用いた場合の床反力の推定値のグラフである。図３１は、図３０に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。図３０における横軸及び縦軸は、それぞれ、図５における横軸及び縦軸と同じである。図３１における横軸及び縦軸は、それぞれ、図２９における横軸及び縦軸と同じである。

[0192] 図３２は、ケースＣ６，Ｃ７，Ｃ８，Ｃ１０のセンサデータを用いた場合の床反力の推定値のグラフである。図３３は、図３２に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。図３２における横軸及び縦軸は、それぞれ、図５における横軸及び縦軸と同じである。図３３における横軸及び縦軸は、それぞれ、図２９における横軸及び縦軸と同じである。

[0193] 図３４は、ケースＣ９，Ｃ１１，Ｃ１２，Ｃ１３のセンサデータを用いた場合の床反力の推定値のグラフである。図３５は、図３４に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。図３４における横軸及び縦軸は、それぞれ、図５における横軸及び縦軸と同じである。図３５における横軸及び縦軸は、それぞれ、図２９における横軸及び縦軸と同じである。

[0194] 図３２から図３５において、正規化床反力ＲＹｅ＿Ｃ１～ＲＹｅ＿Ｃ１３は、それぞれ、ケースＣ１～Ｃ１３のセンサデータを用いた場合の正規化床反力ＲＹｅである。差分ＲＤ＿Ｃ１～ＲＤ＿Ｃ１３は、それぞれ、正規化床反力ＲＹｅ＿Ｃ１～ＲＹｅ＿Ｃ１３と正規化床反力ＲＹｒとの間の差分である。

[0195] 被験者ＳＵ２では、床反力の実測値と推定値との間の差分は、ケースＣ１～Ｃ１３の中でケースＣ６及びケースＣ１３のセンサデータを用いた場合に最も小さくなった。被験者ＳＵ２は、重心移動の評価が低い被験者である。重心移動の評価が低い被験者であっても、ケースＣ６及びケースＣ１３のセンサデータを用いれば、床反力を精度良く推定できることが分かる。

[0196] 図３６から図４３に、被験者ＳＵ８の左側の足部に加わる床反力のグラフを示す。

[0197] 図３６は、ケースＣ１，Ｃ２，Ｃ３のセンサデータを用いた場合の床反力の推定値のグラフである。図３７は、図３６に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。図３６における横軸及び縦軸は、それぞれ、図５における横軸及び縦軸と同じである。図３７における横軸及び縦軸は、それぞれ、図２９における横軸及び縦軸と同じである。

[0198] 図３８は、ケースＣ４，Ｃ５，Ｃ６のセンサデータを用いた場合の床反力の推定値のグラフである。図３９は、図３８に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。図３８における横軸及び縦軸は、それぞれ、図５における横軸及び縦軸と同じである。図３９における横軸及び縦軸は、それぞれ、図２９における横軸及び縦軸と同じである。

[0199] 図４０は、ケースＣ６，Ｃ７，Ｃ８，Ｃ１０のセンサデータを用いた場合の床反力の推定値のグラフである。図４１は、図４０に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。図４０における横軸及び縦軸は、それぞれ、図５における横軸及び縦軸と同じである。図４１における横軸及び縦軸は、それぞれ、図２９における横軸及び縦軸と同じである。

[0200] 図４２は、ケースＣ９，Ｃ１１，Ｃ１２，Ｃ１３のセンサデータを用いた

場合の床反力の推定値のグラフである。図４３は、図４２に示す床反力の実測値と推定値との間の差分を示すグラフである。図４２における横軸及び縦軸は、それぞれ、図５における横軸及び縦軸と同じである。図４３における横軸及び縦軸は、それぞれ、図２９における横軸及び縦軸と同じである。

[0201] 図３６から図４３において、正規化床反力ＬＹｅ＿Ｃ１～ＬＹｅ＿Ｃ１３は、それぞれ、ケースＣ１～Ｃ１３のセンサデータを用いた場合の正規化床反力ＬＹｅである。差分ＬＤ＿Ｃ１～ＬＤ＿Ｃ１３は、それぞれ、正規化床反力ＬＹｅ＿Ｃ１～ＬＹｅ＿Ｃ１３と正規化床反力ＬＹｒとの間の差分である。

[0202] 被験者ＳＵ８では、床反力の実測値と推定値との間の差分は、ケースＣ１～Ｃ１３の中で、ケースＣ６及びケースＣ１３のセンサデータを用いた場合に最も小さくなった。被験者ＳＵ８は、重心移動の評価が低い被験者である。重心移動の評価が低い被験者であっても、ケースＣ６及びケースＣ１３のセンサデータを用いれば、床反力を精度良く推定できることが分かる。

[0203] ［歩行に関する情報の取得処理］

制御部２７は、床反力の推定値に基づいて、ユーザの歩行に関する任意の情報を取得してもよい。

[0204] 一例として、ユーザの歩行に関する情報は、ユーザの着地タイミング及び歩行周期であってよい。制御部２７は、床反力の推定値に基づいて、ユーザの着地タイミング及び歩行周期の少なくとも何れかを取得してよい。例えば、図５において、矢印で示す正規化床反力ＬＹが立ち上がるタイミングは、ユーザの左側の足部の着地タイミングに対応する。また、矢印で示す正規化床反力ＲＹが立ち上がるタイミングは、ユーザの右側の足部の着地タイミングに対応する。制御部２７は、床反力の推定値が立ち上がるタイミングを特定することにより、ユーザの着地タイミングを取得する。また、制御部２７は、取得したユーザの着地タイミングによって、ユーザの歩行周期を特定して取得する。

[0205] 他の例として、ユーザの歩行に関する情報は、ユーザの歩幅の情報であっ

てよい。制御部２７は、床反力の推定値に基づいて、ユーザの歩幅の情報を取得してよい。例えば、制御部２７は、上述したように床反力の推定値によって、ユーザの左側の足部の着地タイミングと、ユーザの右側の足部の着地タイミングとを取得する。制御部２７は、ユーザの左側の足部の着地タイミングと、ユーザの右側の足部の着地タイミングと、グローバル座標系のＸ軸におけるユーザの速度とによって、ユーザの歩幅を算出して取得する。制御部２７は、センサ機器１０から、グローバル座標系のＸ軸におけるユーザの速度の情報を取得してよい。

[0206] さらに他の例として、ユーザの歩行に関する情報は、歩行中のユーザの関節にかかる負荷の情報及びユーザの筋肉にかかる負荷の情報の少なくとも何れかであってよい。この場合、制御部２７は、床反力の推定値に対して逆動力学解析を実行することにより、歩行中のユーザの関節にかかる負荷の情報及びユーザの筋肉にかかる負荷の情報の少なくとも何れかを取得してよい。

[0207] 制御部２７は、取得したユーザの歩行に関する情報を、報知部２３に報知させてよい。例えば、制御部２７は、ユーザの歩行に関する情報を出力部２４のディスプレイに表示させてもよいし、ユーザの歩行に関する情報を音声として出力部２４のスピーカに出力させてもよい。

[0208] ［評価の決定処理］

制御部２７は、床反力の推定値に基づいて、ユーザの歩行に対する評価を決定してよい。

[0209] 一例として、ユーザの歩行に対する評価は、図３を参照して上述した荷重応答期におけるユーザの踏み込みが十分であるか否かの評価であってよい。制御部２７は、床反力の推定値に基づいて、荷重応答期におけるユーザの踏み込みが十分であるか否かの評価を決定してよい。例えば、図５において、正規化床反力ＬＹは、矢印で示すように、２つの極大値を有する。２つの極大値のうち、１つ目の極大値は、荷重応答期における床反力に対応する。荷重応答期が足部の踵からの踏み込みが見られる期間であることにより、１つ目の極大値によって、荷重応答期におけるユーザの踏み込みが十分であるか

否かを評価することができる。制御部２７は、Ｙ軸に沿う正規化床反力又は床反力の２つの極大値のうちの１つ目の極大値を解析することにより、荷重応答期におけるユーザの踏み込みが十分であるか否かの評価を決定する。

[0210] 他の例として、ユーザの歩行に対する評価は、図３を参照して上述したユーザの蹴り出しが十分であるか否かの評価であってよい。制御部２７は、床反力の推定値に基づいて、ユーザの蹴り出しが十分であるか否かの評価を決定してよい。例えば、図５において、矢印で示す正規化床反力ＬＹの２つの極大値のうち、２つ目の極大値は、ユーザの蹴り出すタイミングにおける床反力に対応する。制御部２７は、Ｙ軸に沿う正規化床反力又は床反力の２つの極大値のうちの２つ目の極大値を解析することにより、ユーザの蹴り出しが十分であるか否かの評価を決定する。

[0211] さらに他の例として、ユーザの歩行に対する評価は、ユーザの上下方向における重心移動の評価であってよい。制御部２７は、床反力の推定値に基づいて、ユーザの上下方向における重心移動の評価を決定してよい。例えば、図５において、正規化床反力ＬＹには、矢印で示すように、２つの極大値と、２つの極大値の間に位置する１つの極小値とが生じる。上述したように、上下方向における重心移動が大きいユーザほど、２つの極大値と、２つの極大値の間に位置する極小値との間の差分が大きくなる。制御部２７は、Ｙ軸に沿う正規化床反力又は床反力における、２つの極大値と、２つの極大値の間に位置する極小値との間の差分に基づいて、ユーザの上下方向における重心移動の評価が高いか否かを決定してよい。

[0212] また、制御部２７は、ユーザの上下方向における重心移動の評価として、ユーザの上下方向における重心移動の評価が低いか否かを決定してよい。例えば、上述したように、遊脚期では、足部が歩行面から離れているため、足部には床反力が加わらない。しかしながら、重心移動の評価が低い被験者において、ケースＣ１のセンサデータを用いて床反力を推定した場合、例えば、図２４、図２５及び図２６に矢印で示すように、遊脚期において、正規化床反力ＬＹｅ，ＲＹｅがゼロにならない場合がある。そこで、制御部２７は

、ケースＣ１のセンサデータを用いてＹ軸に沿う正規化床反力又は床反力を推定してよい。さらに、制御部２７は、推定した当該正規化床反力又は床反力が遊脚期においてゼロにならない場合、遊脚期においてゼロになる場合よりも、ユーザの重心移動の評価が低いと決定してよい。制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０がセンサ機器１０Ａ以外を含む場合であっても、ユーザの重心移動の評価を決定するために、ケースＣ１のセンサデータを用いてＹ軸に沿う正規化床反力又は床反力を推定してよい。

[0213] さらに他の例として、ユーザの歩行に対する評価は、ユーザの足部がブレーキ及びアクセルとして機能しているか否かの評価であってよい。制御部２７は、床反力の推定値に基づいて、ユーザの足部がブレーキ及びアクセルとして機能しているか否かの評価を決定してよい。例えば、図１２において、正規化床反力ＲＸｅは、矢印で示すように、負のピーク値と正のピーク値とを有する。負のピーク値は、ユーザの足部が歩行面に着地してブレーキとして機能することにより、生じる。正のピーク値は、ユーザの足部が歩行面を蹴り出してアクセルとして機能することにより、生じる。制御部２７は、Ｘ軸に沿う正規化床反力又は床反力における正のピーク値及び負のピーク値を解析することにより、ユーザの足部がブレーキ及びアクセルとして機能しているか否かの評価を決定する。

[0214] さらに他の例として、ユーザの歩行に対する評価は、ユーザの歩幅が身長に対して妥当であるか否かの評価であってよい。例えば、制御部２７は、上述したように、床反力の推定値に基づいて、ユーザの歩幅の情報を取得する。制御部２７は、記憶部２６からユーザの身長の情報を取得し、ユーザの身長と歩幅とを比較することにより、ユーザの歩幅が身長に対して妥当であるか否かの評価を決定する。

[0215] 制御部２７は、決定した評価を報知部２３によってユーザに報知してよい。例えば、制御部２７は、決定した評価の情報を出力部２４のディスプレイに表示させてもよいし、決定した評価の情報を音声として出力部２４のスピ

ーカに出力させてもよい。又は、制御部２７は、決定した評価に応じた振動パターンで、振動部２５を振動させてもよい。

[0216] ［外部機器への送信処理］

制御部２７は、床反力の推定値、取得した歩行に関する情報及び決定した評価の少なくとも何れかを示す測定信号を生成してよい。制御部２７は、生成した測定信号を、任意の外部機器に通信部２１に送信してよい。

[0217] 制御部２７は、外部機器として報知部１３を有する任意のセンサ機器１０に、測定信号を通信部２１によって送信してよい。この場合、センサ機器１０では、制御部１６は、測定信号を通信部１１によって受信する。制御部１６は、測定信号が示す情報を、報知部１３に報知させる。例えば、制御部１６は、測定信号が示す情報を出力部１４に出力させる。このような構成により、ユーザは、例えば床反力等を把握することができる。

[0218] 制御部２７は、例えばセンサ機器１０Ａがイヤホンであるか、又はイヤホンに含まれる場合、外部機器としてイヤホンに、測定信号を通信部２１によって送信してよい。この場合、センサ機器１０Ａでは、制御部１６は、測定信号を通信部１１によって受信する。センサ機器１０Ａでは、制御部１６は、測定信号が示す情報を、報知部１３に報知させる。例えば、センサ機器１０Ａでは、制御部１６は、測定信号が示す情報を音声として出力部１４のスピーカに出力させる。このような構成により、床反力等の情報を、音声によってユーザに報知することができる。音声によってユーザに報知することにより、ユーザの歩行を妨げる可能性が低減する。

[0219] （システムの動作）

図４４は、図１に示す電子機器２０が実行する床反力の推定処理の動作を示すフローチャートである。この動作は、本実施形態に係る情報処理方法の一例に相当する。制御部２７は、例えば、床反力の推定処理の実行を指示する入力を入力部２２によって受け付けると、ステップＳ１の処理を開始する。

[0220] 制御部２７は、床反力の推定処理の実行を指示する入力を入力部２２によ

って受け付ける（ステップＳ１）。この入力は、センサ機器１０を装着したユーザによって入力部２２から入力される。

[0221] 制御部２７は、データ検出の開始を指示する信号をブロードキャスト信号として、複数のセンサ機器１０に通信部２１によって送信する（ステップＳ２）。ステップＳ２の処理が実行された後、少なくとも１個のセンサ機器１０から電子機器２０へ、センサデータが送信される。

[0222] 制御部２７は、少なくとも１個のセンサ機器１０から、センサデータを通信部２１によって受信する（ステップＳ３）。

[0223] 制御部２７は、センサデータを電子機器２０に送信したセンサ機器１０の種類に応じて、ケースＣ１～Ｃ１３の何れかを選択する（ステップＳ４）。制御部２７は、ステップＳ４の処理で選択したケースＣ１～Ｃ１３において用いられるトランスフォーマ３０のデータを、記憶部２６から取得する（ステップＳ５）。

[0224] 制御部２７は、ステップＳ４の処理で選択したケースＣ１～Ｃ１３のセンサデータを、ステップＳ５の処理でデータを取得したトランスフォーマに入力し、トランスフォーマから床反力の推定値を取得する（ステップＳ６）。

[0225] 制御部２７は、ステップＳ６の処理で取得した床反力の推定値を報知部２３によって報知する（ステップＳ７）。

[0226] ステップＳ７の処理を実行した後、制御部２７は、推定処理を終了する。制御部２７は、推定処理を終了した後、ユーザが設定歩数歩くと、推定処理を再び実行してよい。この設定歩数は、ユーザによって入力部２２から予め入力されてよい。再び実行する推定処理では、制御部２７は、ステップＳ３の処理から開始してよい。制御部２７は、推定処理の終了を指示する入力を入力部２２から受け付けるまで、ユーザが設定歩数歩く毎に推定処理を繰り返し実行してよい。推定処理の終了を指示する入力は、例えば、ユーザによって入力部２２から入力される。ユーザは、例えば、歩行を終了すると、推定処理の終了を指示する入力を入力部２２から入力する。制御部２７は、推定処理の終了を指示する入力を受け付けると、データ検出の終了を指示する

信号をブロードキャスト信号として、複数のセンサ機器１０に通信部２１によって送信してよい。センサ機器１０では、制御部１６は、データ検出の終了を指示する信号を通信部１１によって受信すると、データ検出を終了してよい。

[0227] このように情報処理装置としての電子機器２０では、制御部２７は、センサデータと、学習モデルとによって、ユーザに加わる床反力の推定値を取得する。本実施形態では、学習モデルを用いることにより、床反力計等の大掛かりな装置を用いることなく、ユーザに加わる床反力の推定値を取得することができる。このような構成により、本実施形態では、より簡素な構成で、ユーザに加わる床反力の推定値を取得することができる。よって、本実施形態によれば、改善された、床反力を測定（推定）する技術が提供される。

[0228] さらに、本実施形態では、制御部２７は、ユーザの身体部位に装着される少なくとも１個のセンサ機器１０から、センサデータを取得してよい。以下、センサデータとしてセンサ機器１０が検出したデータを用いる場合の利点を比較例１及び比較例２と対比して説明する。

[0229] 比較例１として、床反力計を用いて床反力を測定する場合を考える。この場合、床反力計が設置される場所をユーザが歩行しなければ、床反力を測定することができない。多くの場合、床反力計は、専用の実験室等の室内に設置される。したがって、比較例１では、ユーザは、床反力計が設置される専用の実験室等を歩行しなければならないため、リラックスして普段通りに歩行することができない。ユーザが普段通りに歩行することができないと、床反力を正しく測定することができない。また、床反力計の大きさが有限であることにより、床反力計では、限られた歩数分の床反力しか測定することができない。したがって、比較例１では、ユーザが屋外を長時間歩行する場合の床反力を測定することが困難である。

[0230] このような比較例１に対し、センサデータとしてセンサ機器１０が検出したデータを用いる場合、ユーザが歩行する場所がどこであっても、ユーザにセンサ機器１０が装着されていれば、床反力の推定値を取得することができ

る。また、ユーザが長時間歩行する場合であっても、ユーザにセンサ機器１０が装着されていれば、床反力の推定値を取得することができる。このようにセンサデータとしてセンサ機器１０が検出したデータを用いる場合、ユーザが歩行する場所及びユーザが歩行する時間にかかわらず、床反力の推定値を取得することができる。このような構成により、情報処理システム１は、リハビリを含む任意の用途に使用可能である。

[0231] 比較例２として、靴底に荷重センサを内蔵した靴によって、ユーザに加わる床反力を測定する場合を考える。このような荷重センサを内蔵した靴を用いる場合、ユーザが当該靴を装着していれば、ユーザが歩行する場所がどこであっても、床反力を測定することができる。また、ユーザが長時間歩行する場合であっても、ユーザが当該靴を装着していれば、床反力を測定することができる。しかしながら、このような荷重センサは、一般的に高額であることが多い。また、荷重センサを内蔵した靴を用いる場合、ユーザの足部のサイズに合わせた靴を準備する必要がある。

[0232] このような比較例２に対し、センサ機器１０が検出するセンサデータは、荷重センサを用いなくても、慣性計測ユニット等によって、検出可能である。したがって、本実施形態では、荷重センサを用いる場合よりも、より安価に、ユーザの床反力の推定値を取得することができる。また、センサ機器１０Ｆが検出したセンサデータを用いる場合、例えばセンサ機器１０Ｆをユーザの靴に後付けすれば、ユーザの足部のサイズに合わせた靴を準備しなくてよい。

[0233] ここで、本実施形態では、トランスフォーマは、ケースＣ１のセンサデータが入力されると床反力の推定値を出力するように学習したものであってよい。ケースＣ１のセンサデータは、センサ機器１０Ａによって検出される。このような構成により、ユーザがセンサ機器１０Ａのみを装着する場合であっても、ユーザに加わる床反力の推定値を取得することができる。また、ユーザがセンサ機器１０Ａのみを装着すればよいため、ユーザの利便性を向上させることができる。さらに、センサ機器１０Ａがイヤホンであるか、又は

イヤホンに含まれる場合、ユーザは、センサ機器１０Ａを容易に頭部に装着することができる。ユーザがセンサ機器１０Ａを容易に頭部に装着することができることにより、ユーザの利便性をさらに向上させることができる。また、センサ機器１０Ａが検出したセンサデータのみを用いることにより、複数のセンサ機器１０のそれぞれがデータを検出するタイミングを同期させなくてよくなる。複数のセンサ機器１０のそれぞれがデータを検出するタイミングを同期させなくてよいことにより、より簡便に、床反力の推定値を取得することができる。

[0234] また、本実施形態では、トランスフォーマは、ケースＣ２～Ｃ５の何れかのセンサデータが入力されると床反力の推定値を出力するように学習したものであってよい。ケースＣ２のセンサデータは、センサ機器１０Ａと、センサ機器１０Ｅ－１又はセンサ機器１０Ｅ－２とによって、すなわち、２個のセンサ機器１０によって、検出される。ケースＣ３のセンサデータは、センサ機器１０Ａと、センサ機器１０Ｆ－１又はセンサ機器１０Ｆ－２とによって、すなわち、２個のセンサ機器１０によって、検出される。ケースＣ４のセンサデータは、センサ機器１０Ａと、センサ機器１０Ｄ－１又はセンサ機器１０Ｄ－２とによって、すなわち、２個のセンサ機器１０によって、検出される。ケースＣ５のセンサデータは、センサ機器１０Ａと、センサ機器１０Ｂとによって、すなわち、２個のセンサ機器１０によって、検出される。このようにケースＣ２～Ｃ５では、２個のセンサ機器１０によってセンサデータが検出されるため、ユーザは、２個のセンサ機器１０を装着すればよい。したがって、ユーザの利便性を向上させることができる。また、図１０を参照して上述したように、ケースＣ２～Ｃ５では、ケースＣ１よりも、床反力の推定精度が向上した。したがって、ケースＣ２～Ｃ５のセンサデータを用いることにより、床反力を精度良く推定することができる。

[0235] また、本実施形態では、トランスフォーマは、ケースＣ６，Ｃ７の何れかのセンサデータが入力されると床反力の推定値を出力するように学習したものであってよい。ケースＣ６のセンサデータは、センサ機器１０Ａと、セン

サ機器１０Ｂと、センサ機器１０Ｅ－１又はセンサ機器１０Ｅ－２とによって、すなわち、３個のセンサ機器１０によって、検出される。ケースＣ７のセンサデータは、センサ機器１０Ａと、センサ機器１０Ｂと、センサ機器１０Ｆ－１又はセンサ機器１０Ｆ－２とによって、すなわち、３個のセンサ機器１０によって、検出される。このようにケースＣ６，Ｃ７では、３個のセンサ機器１０によってセンサデータが検出されるため、ユーザは、３個のセンサ機器１０を装着すればよい。したがって、ユーザの利便性を向上させることができる。また、図１０を参照して上述したように、ケースＣ６，Ｃ７では、ケースＣ１よりも、床反力の推定精度が向上した。また、図１０を参照して上述したように、ケースＣ６の床反力の推定精度は、ケースＣ１～Ｃ１３のうちで最も高かった。したがって、ケースＣ６，Ｃ７のセンサデータを用いることにより、床反力を精度良く推定することができる。

[0236] （他のシステム構成）

図４５は、本開示の他の実施形態に係る情報処理システム１０１の構成を示す機能ブロック図である。

[0237] 情報処理システム１０１は、センサ機器１０と、電子機器２０と、サーバ８０とを含む。情報処理システム１０１では、サーバ８０が、情報処理装置として機能し、ユーザに加わる床反力の推定値を取得する。

[0238] 電子機器２０と、サーバ８０とは、ネットワーク２を介して通信可能である。ネットワーク２は、移動体通信網及びインターネット等を含む任意のネットワークであってよい。

[0239] 電子機器２０の制御部２７は、情報処理システム１と同じ又は類似に、センサ機器１０からセンサデータを通信部２１によって受信する。情報処理システム１０１では、制御部２７は、センサデータを、ネットワーク２を介してサーバ８０に、通信部２１によって送信する。

[0240] サーバ８０は、例えば、クラウドコンピューティングシステム又はその他のコンピューティングシステムに属するサーバである。サーバ８０は、通信部８１と、記憶部８２と、制御部８３とを含んで構成される。

[0241] 通信部８１は、ネットワーク２に接続可能な少なくとも１つの通信モジュールを含んで構成される。通信モジュールは、例えば、有線ＬＡＮ（Local Area Network）又は無線ＬＡＮ等の規格に対応した通信モジュールである。通信部８１は、通信モジュールによって有線ＬＡＮ又は無線ＬＡＮを介して、ネットワーク２に接続される。

[0242] 記憶部８２は、少なくとも１つの半導体メモリ、少なくとも１つの磁気メモリ、少なくとも１つの光メモリ又はこれらのうちの少なくとも２種類の組み合わせを含んで構成される。半導体メモリは、例えば、ＲＡＭ又はＲＯＭ等である。ＲＡＭは、例えば、ＳＲＡＭ又はＤＲＡＭ等である。ＲＯＭは、例えば、ＥＥＰＲＯＭ等である。記憶部８２は、主記憶装置、補助記憶装置又はキャッシュメモリとして機能してよい。記憶部８２には、サーバ８０の動作に用いられるデータと、サーバ８０の動作によって得られたデータとが記憶される。例えば、記憶部８２は、システムプログラム、アプリケーションプログラム及び組み込みソフトウェア等を記憶する。例えば、記憶部８２は、図６に示すようなトランスフォーマ３０のデータ及びトランスフォーマ３０に用いられるデータ等を記憶する。

[0243] 制御部８３は、少なくとも１つのプロセッサ、少なくとも１つの専用回路又はこれらの組み合わせを含んで構成される。プロセッサは、ＣＰＵ若しくはＧＰＵ等の汎用プロセッサ又は特定の処理に特化した専用プロセッサである。専用回路は、例えば、ＦＰＧＡ又はＡＳＩＣ等である。制御部８３は、サーバ８０の各部を制御しながら、サーバ８０の動作に関わる処理を実行する。制御部８３は、図６に示すようなトランスフォーマ３０が実行する処理を実行してよい。

[0244] 制御部８３は、ネットワーク２を介して電子機器２０から、センサデータを通信部８１によって受信する。制御部８３は、上述した電子機器２０の制御部２７による処理と同じ又は類似の処理を実行することにより、センサデータに基づいて、ユーザに加わる床反力の推定値を取得する。

[0245] （他のシステムの動作）

図４６は、図４５に示す情報処理システムが実行する推定処理の動作を示すシーケンス図である。この動作は、本実施形態に係る情報処理方法の一例に相当する。電子機器２０が床反力の推定処理の実行を指示する入力を受け付けると、情報処理システム１０１は、ステップＳ１１の処理から推定処理を開始する。

[0246] 電子機器２０では、制御部２７は、床反力の推定処理の実行を指示する入力を入力部２２によって受け付ける（ステップＳ１１）。制御部２７は、データ検出の開始を指示する信号をブロードキャスト信号として、複数のセンサ機器１０に通信部２１によって送信する（ステップＳ１２）。

[0247] センサ機器１０では、制御部１６は、データ検出の開始を指示する信号を、電子機器２０から通信部１１によって受信する（ステップＳ１３）。制御部１６は、この信号を受信すると、データ検出を開始する。制御部１６は、センサ部１２からセンサ部１２が検出したデータを取得し、取得したデータをセンサデータとして、電子機器２０に通信部１１によって送信する（ステップＳ１４）。

[0248] 電子機器２０では、制御部２７は、センサ機器１０からセンサデータを通信部２１によって受信する（ステップＳ１５）。制御部２７は、センサデータを、ネットワーク２を介してサーバ８０に、通信部２１によって送信する（ステップＳ１６）。

[0249] サーバ８０では、制御部８３は、ネットワーク２を介して電子機器２０から、センサデータを通信部８１によって受信する（ステップＳ１７）。制御部８３は、センサデータを電子機器２０を介してサーバ８０に送信したセンサ機器１０の種類に応じて、ケースＣ１～Ｃ１３の何れかを選択する（ステップＳ１８）。制御部８３は、ステップＳ１８の処理で選択したケースＣ１～Ｃ１３において用いられるトランスフォーマ３０のデータを、記憶部８２から取得する（ステップＳ１９）。制御部８３は、ステップＳ１８の処理で選択したケースＣ１～Ｃ１３のセンサデータを、ステップＳ１９の処理でデータを取得したトランスフォーマに入力し、トランスフォーマから床反力の

推定値を取得する（ステップＳ２０）。制御部８３は、床反力の推定値を示す測定信号を生成する（ステップＳ２１）。制御部８３は、生成した測定信号を、ネットワーク２を介して電子機器２０に、通信部８１によって送信する（ステップＳ２２）。

[0250] 電子機器２０では、制御部２７は、ネットワーク２を介してサーバ８０から、測定信号を通信部２１によって受信する（ステップＳ２３）。制御部２７は、測定信号が示す情報を、報知部２３に報知させる（ステップＳ２４）。ステップＳ２４の処理において、制御部２７は、測定信号をセンサ機器１０に通信部２１によって送信し、センサ機器１０に測定信号が示す情報を報知させてもよい。

[0251] ステップＳ２４の処理を実行した後、情報処理システム１０１は、推定処理を終了する。情報処理システム１０１は、推定処理を終了した後、ユーザが上記設定歩数歩くと、推定処理を再び実行してよい。再び実行する推定処理では、情報処理システム１０１は、ステップＳ１４の処理から開始してよい。情報処理システム１０１は、電子機器２０が推定処理の終了を指示する入力を入力部２２から受け付けるまで、ユーザが上記設定歩数歩く毎に評価処理を繰り返し実行してよい。上述したように、電子機器２０は、推定処理の終了を指示する入力を受け付けると、データ検出の終了を指示する信号をブロードキャスト信号として、複数のセンサ機器１０に送信してよい。上述したように、センサ機器１０は、データ検出の終了を指示する信号を受信すると、データ検出を終了してよい。

[0252] ステップＳ２０の処理において、サーバ８０の制御部８３は、床反力の推定値に基づいて、ユーザの歩行に関する情報を取得してもよいし、ユーザの歩行に関する評価を決定してもよい。この場合、ステップＳ２１の処理において、制御部８３は、床反力の推定値、ユーザの歩行に関する評価及びユーザの歩行に関する情報の少なくとも何れかを示す測定信号を生成してよい。

[0253] 情報処理システム１０１は、情報処理システム１と同じ又は類似の効果を奏することができる。

[0254] 本開示を諸図面及び実施例に基づき説明してきたが、当業者であれば本開示に基づき種々の変形又は修正を行うことが容易であることに注意されたい。したがって、これらの変形又は修正は本開示の範囲に含まれることに留意されたい。例えば、各機能部に含まれる機能等は論理的に矛盾しないように再配置可能である。複数の機能部等は、１つに組み合わせられたり、分割されたりしてよい。上述した本開示に係る各実施形態は、それぞれ説明した各実施形態に忠実に実施することに限定されるものではなく、適宜、各特徴を組み合わせたり、一部を省略したりして実施され得る。つまり、本開示の内容は、当業者であれば本開示に基づき種々の変形及び修正を行うことができる。したがって、これらの変形及び修正は本開示の範囲に含まれる。例えば、各実施形態において、各機能部、各手段又は各ステップ等は論理的に矛盾しないように他の実施形態に追加し、若しくは、他の実施形態の各機能部、各手段又は各ステップ等と置き換えることが可能である。また、各実施形態において、複数の各機能部、各手段又は各ステップ等を１つに組み合わせたり、或いは分割したりすることが可能である。また、上述した本開示の各実施形態は、それぞれ説明した各実施形態に忠実に実施することに限定されるものではなく、適宜、各特徴を組み合わせたり、一部を省略したりして実施することもできる。

[0255] 例えば、センサ機器１０の通信部１１は、図４５に示すようなネットワーク２に接続可能な少なくとも１つの通信モジュールをさらに含んで構成されてよい。通信モジュールは、例えば、ＬＴＥ、４Ｇ又は５Ｇ等の移動体通信規格に対応した通信モジュールである。この場合、図４５に示すような情報処理システム１０１では、センサ機器１０の制御部１６は、ネットワーク２を介してサーバ８０に、センサ機器１０が検出したデータを通信部１１によって送信してよい。

[0256] 例えば、上述した実施形態では、ケースＣ５～Ｃ８，Ｃ１２，Ｃ１３は、ユーザの手首の動きを示すセンサデータを含むものとして説明した。ただし、ケースＣ５～Ｃ８，Ｃ１２，Ｃ１３では、ユーザの手首の動きを示すセン

サデータの代わりに、ユーザの前腕部の手首以外の部分の動きを示すセンサデータが用いられてもよい。

[0257] 例えば、上述した実施形態では、センサ機器１０は、図４及び図４５に示すような通信部１１を含んで構成されるものとして説明した。ただし、センサ機器１０は、通信部１１を含んで構成されなくてもよい。この場合、センサ機器１０が検出したセンサデータは、ＳＤ（Secure Digital）メモリカード等の記憶媒体を介して、床反力を推定する電子機器２０又はサーバ８０等の装置に転送されてよい。ＳＤメモリカードは、「ＳＤカード」とも呼ばれる。センサ機器１０は、ＳＤメモリカード等の記憶媒体を挿入可能に構成されてよい。

[0258] 例えば、上述した実施形態では、電子機器２０又はサーバ８０は、センサ機器１０が検出したセンサデータと、学習モデルとによって、ユーザに加わる床反力の推定値を取得するものとして説明した。ただし、センサデータは、ユーザの身体部位の動きを示すデータであれば、ユーザの身体部位に装着されるセンサ機器１０が検出したセンサデータに限定されない。センサデータは、任意の方法によって検出されてよい。一例として、電子機器２０又はサーバ８０は、光学式、画像式又は磁気式等のモーションキャプチャによって検出されたセンサデータと、学習モデルとによって、ユーザに加わる床反力の推定値を取得してよい。

[0259] 例えば、汎用のコンピュータを、本実施形態に係る電子機器２０として機能させる実施形態も可能である。具体的には、本実施形態に係る電子機器２０の各機能を実現する処理内容を記述したプログラムを、汎用のコンピュータのメモリに格納し、プロセッサによって当該プログラムを読み出して実行させる。したがって、本実施形態に係る構成は、プロセッサが実行可能なプログラム又は当該プログラムを記憶する非一時的なコンピュータ可読媒体としても実現可能である。

符号の説明

[0260] １，１０１　情報処理システム

２　ネットワーク

１０，１０Ａ，１０Ｂ，１０Ｃ，１０Ｄ，１０Ｄ－１，１０Ｄ－２，１０Ｅ，１０Ｅ－１，１０Ｅ－２，１０Ｆ，１０Ｆ－１，１０Ｆ－２　センサ機器

１１　通信部

１２　センサ部

１３　報知部

１４　出力部

１５　記憶部

１６　制御部

２０　電子機器

２１　通信部

２２　入力部

２３　報知部

２４　出力部

２５　振動部

２６　記憶部

２７　制御部

３０　トランスフォーマ

４０　エンコーダ

４１，４２，４４，４５，４６，４７　機能部

４３　レイヤ

５０　デコーダ

５１，５２，５４，５５，５６，５７，５８，５９，６０，６１，７０　機能部

５３　レイヤ

８０　サーバ

８１　通信部

８２　記憶部

８３　制御部

Ｃ１，Ｃ２，Ｃ３，Ｃ４，Ｃ５，Ｃ６，Ｃ７，Ｃ８，Ｃ９，Ｃ１０，Ｃ１１，Ｃ１２，Ｃ１３　ケース

Ｄ１０ＡＧ，Ｄ１０ＡＬ，Ｄ１０ＢＬ，Ｄ１０ＣＧ，Ｄ１０ＣＬ，Ｄ１０ＤＬ－１，Ｄ１０ＤＬ－２，Ｄ１０ＥＬ－１，Ｄ１０ＥＬ－２，Ｄ１０ＦＬ－１，Ｄ１０ＦＬ－２　センサデータ

請求の範囲

[請求項1] ユーザの身体部位の動きを示すセンサデータと学習モデルとによって、ユーザに加わる床反力の推定値を取得する制御部を備え、

前記学習モデルは、前記センサデータが入力されると前記床反力の推定値を出力するように学習したものである、情報処理装置。

[請求項2] 前記制御部は、前記ユーザの身体部位に装着される少なくとも１個のセンサ機器から、前記センサデータを取得する、請求項１に記載の情報処理装置。

[請求項3] 前記学習モデルは、前記ユーザの頭部の動きを示す前記センサデータが入力されると前記床反力の推定値を出力するように学習したものである、請求項１又は２に記載の情報処理装置。

[請求項4] 前記学習モデルは、前記ユーザの頭部の動きを示す前記センサデータと、前記ユーザの２つの足首のうちの何れか一方の足首の動きを示す前記センサデータとが入力されると、前記床反力の推定値を出力するように、学習したものである、請求項１又は２に記載の情報処理装置。

[請求項5] 前記学習モデルは、前記ユーザの頭部の動きを示す前記センサデータと、前記ユーザの２つの足部のうちの何れか一方の足部の動きを示す前記センサデータとが入力されると、前記床反力の推定値を出力するように、学習したものである、請求項１又は２に記載の情報処理装置。

[請求項6] 前記学習モデルは、前記ユーザの頭部の動きを示す前記センサデータと、前記ユーザの２つの大腿部のうちの何れか一方の大腿部の動きを示す前記センサデータとが入力されると、前記床反力の推定値を出力するように、学習したものである、請求項１又は２に記載の情報処理装置。

[請求項7] 前記学習モデルは、前記ユーザの頭部の動きを示す前記センサデータと、前記ユーザの２つの前腕部のうちの何れか一方の前腕部の動き

を示す前記センサデータとが入力されると、前記床反力の推定値を出力するように、学習したものである、請求項１又は２に記載の情報処理装置。

[請求項8] 前記学習モデルは、前記ユーザの頭部の動きを示す前記センサデータと、前記ユーザの２つの前腕部のうちの何れか一方の前腕部の動きを示す前記センサデータと、前記ユーザの２つの足首のうちの何れか一方の足首の動きを示す前記センサデータとが入力されると、前記床反力の推定値を出力するように、学習したものである、請求項１又は２に記載の情報処理装置。

[請求項9] 前記学習モデルは、前記ユーザの頭部の動きを示す前記センサデータと、前記ユーザの２つの前腕部のうちの何れか一方の前腕部の動きを示す前記センサデータと、前記ユーザの２つの足部のうちの何れか一方の足部の動きを示す前記センサデータとが入力されると、前記床反力の推定値を出力するように、学習したものである、請求項１又は２に記載の情報処理装置。

[請求項10] 前記学習モデルは、床反力を正規化した正規化床反力の推定値を出力し、

前記制御部は、前記正規化床反力の推定値に前記ユーザの体重を乗算することにより、前記床反力の算出値を算出する、請求項１から９までの何れか一項に記載の情報処理装置。

[請求項11] 前記学習モデルは、トランスフォーマ（Transformer）である、請求項１から１０までの何れか一項に記載の情報処理装置。

[請求項12] 前記制御部は、前記床反力の推定値に基づいて、前記ユーザの歩行に対する評価を決定する、請求項１から１１までの何れか一項に記載の情報処理装置。

[請求項13] 前記制御部は、前記床反力の推定値に基づいて、前記ユーザの歩行に関する情報を取得する、請求項１から１２までの何れか一項に記載の情報処理装置。

[請求項14] 通信部をさらに備え、

前記制御部は、前記床反力の推定値、前記ユーザの歩行に関する評価及び前記ユーザの歩行に関する情報の少なくとも何れかを示す測定信号を生成し、前記測定信号を外部機器に前記通信部によって送信する、請求項１から１３までの何れか一項に記載の情報処理装置。

[請求項15] 前記外部機器は、イヤホンである、請求項１４に記載の情報処理装置。

[請求項16] 前記学習モデルは、床反力計によって検出された複数の被験者の床反力のデータと、モーションキャプチャシステムによって検出された被験者の動きを示すデータとを含むデータセットを学習データとして生成されたものである、請求項１から１５までの何れか一項に記載の情報処理装置。

[請求項17] 請求項１から１５までの何れか一項に記載の情報処理装置が取得した前記床反力の推定値を報知する報知部を備える電子機器。

[請求項18] ユーザの身体部位の動きを示すセンサデータと学習モデルとによって、ユーザに加わる床反力の推定値を取得する情報処理装置を含み、

前記学習モデルは、前記センサデータが入力されると前記床反力の推定値を出力するように学習したものである、情報処理システム。

[請求項19] ユーザの身体部位の動きを示すセンサデータと学習モデルとによって、ユーザに加わる床反力の推定値を取得することを含み、

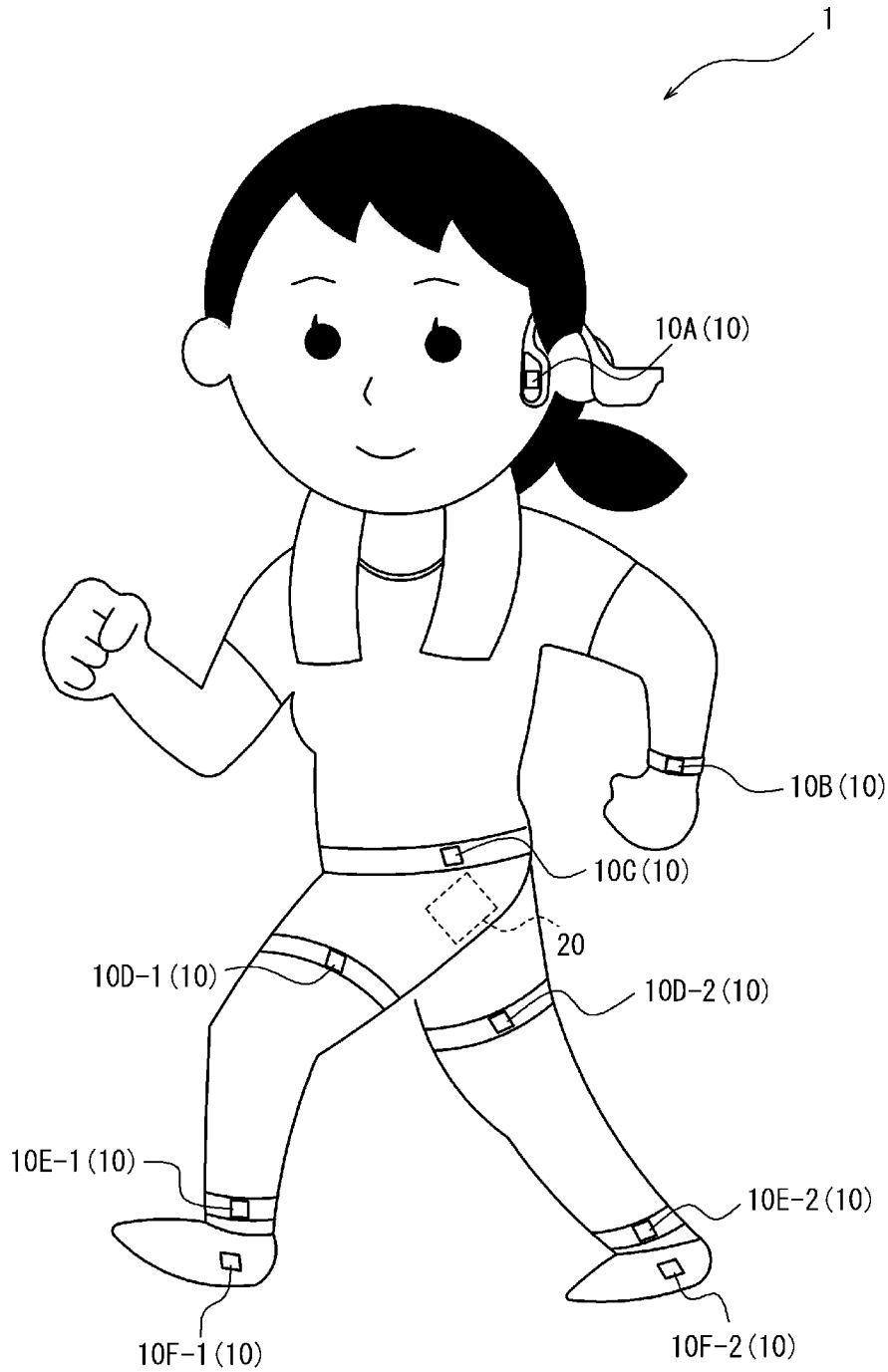
前記学習モデルは、前記センサデータが入力されると前記床反力の推定値を出力するように学習したものである、情報処理方法。

[請求項20] コンピュータに、

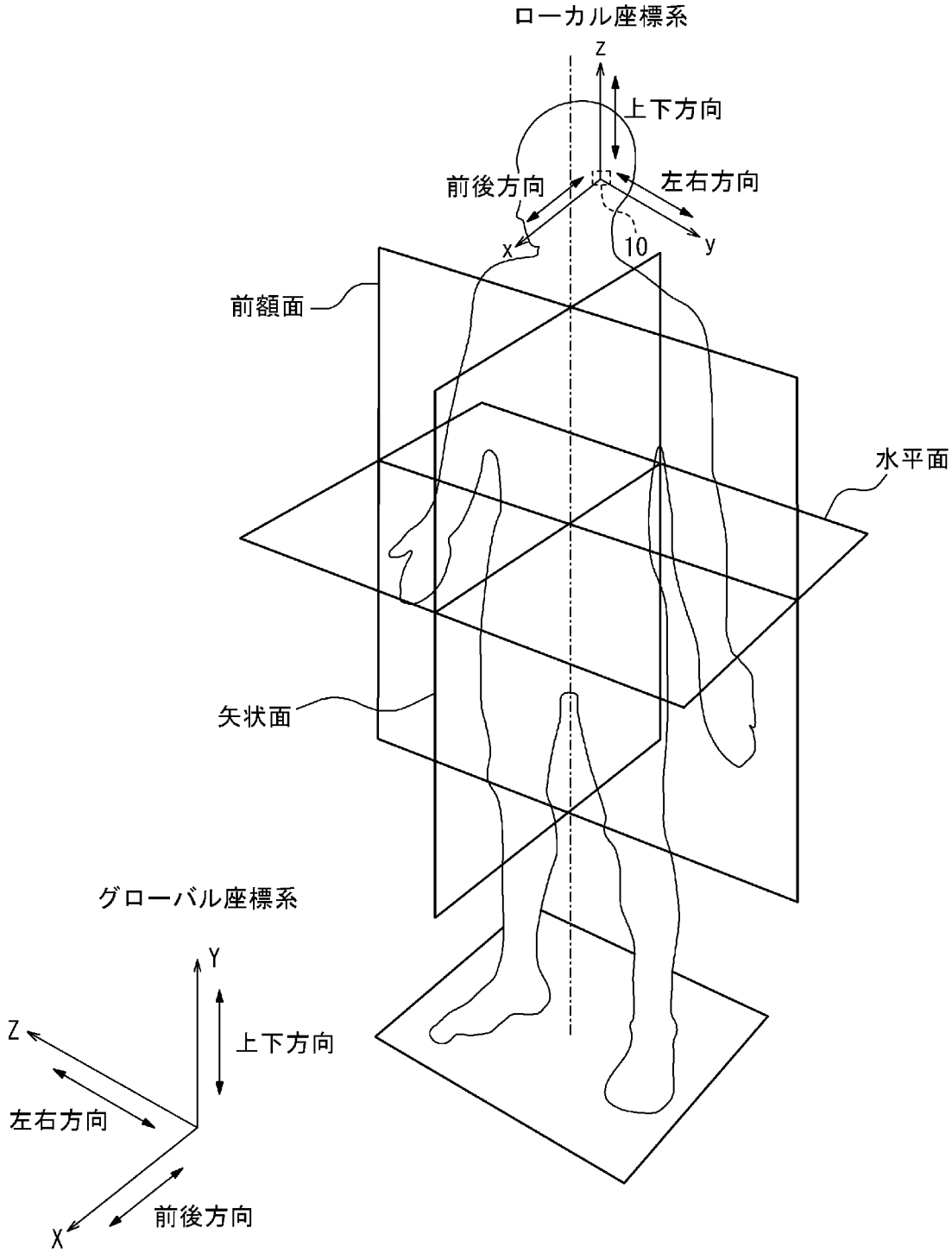
ユーザの身体部位の動きを示すセンサデータと学習モデルとによって、ユーザに加わる床反力の推定値を取得することを実行させ、

前記学習モデルは、前記センサデータが入力されると前記床反力の推定値を出力するように学習したものである、プログラム。

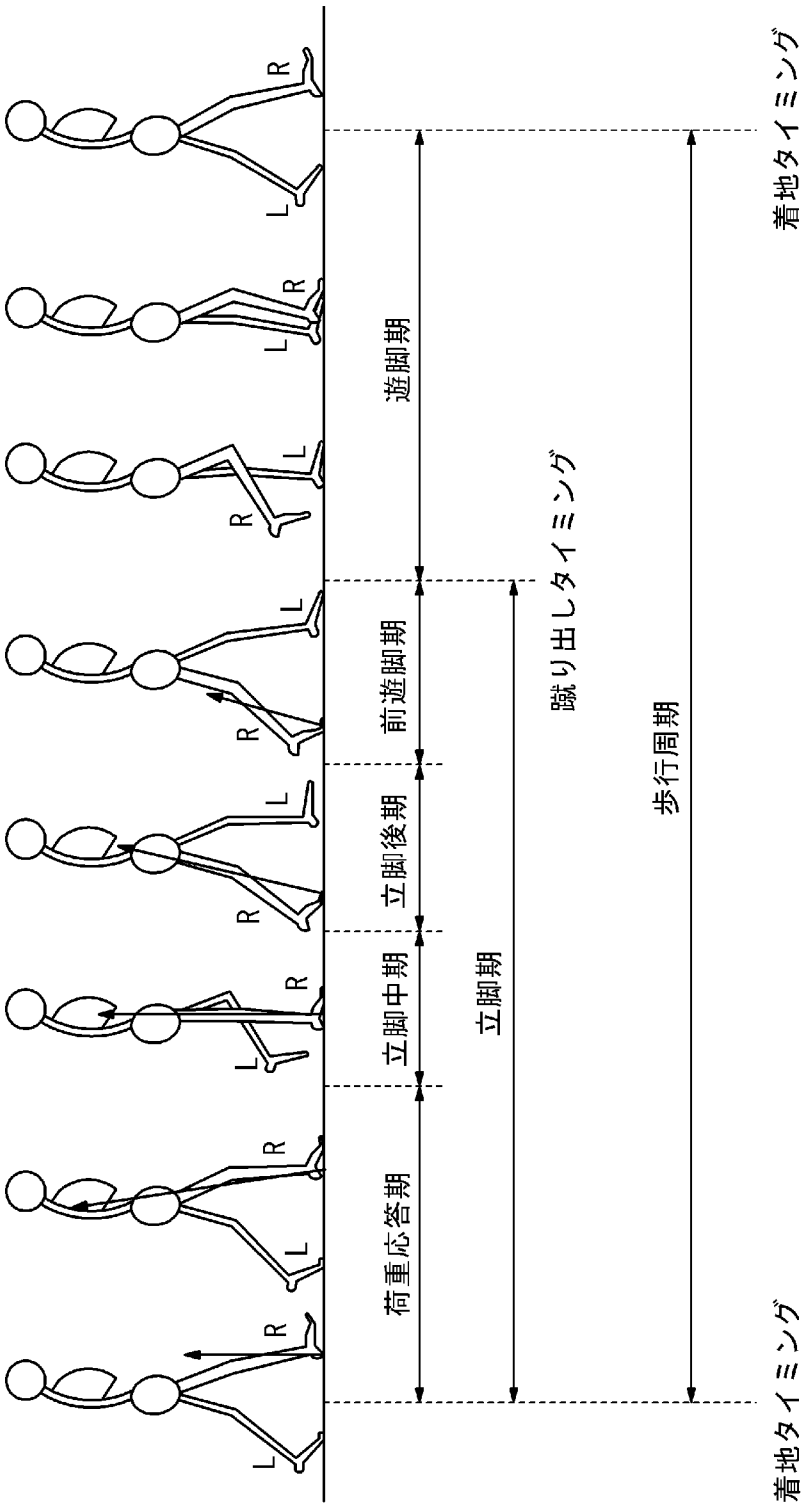
[図1]


1
10A(10)
10B(10)
10C(10)
20
10D-1(10)
10D-2(10)
10E-1(10)
10E-2(10)
10F-1(10)
10F-2(10)

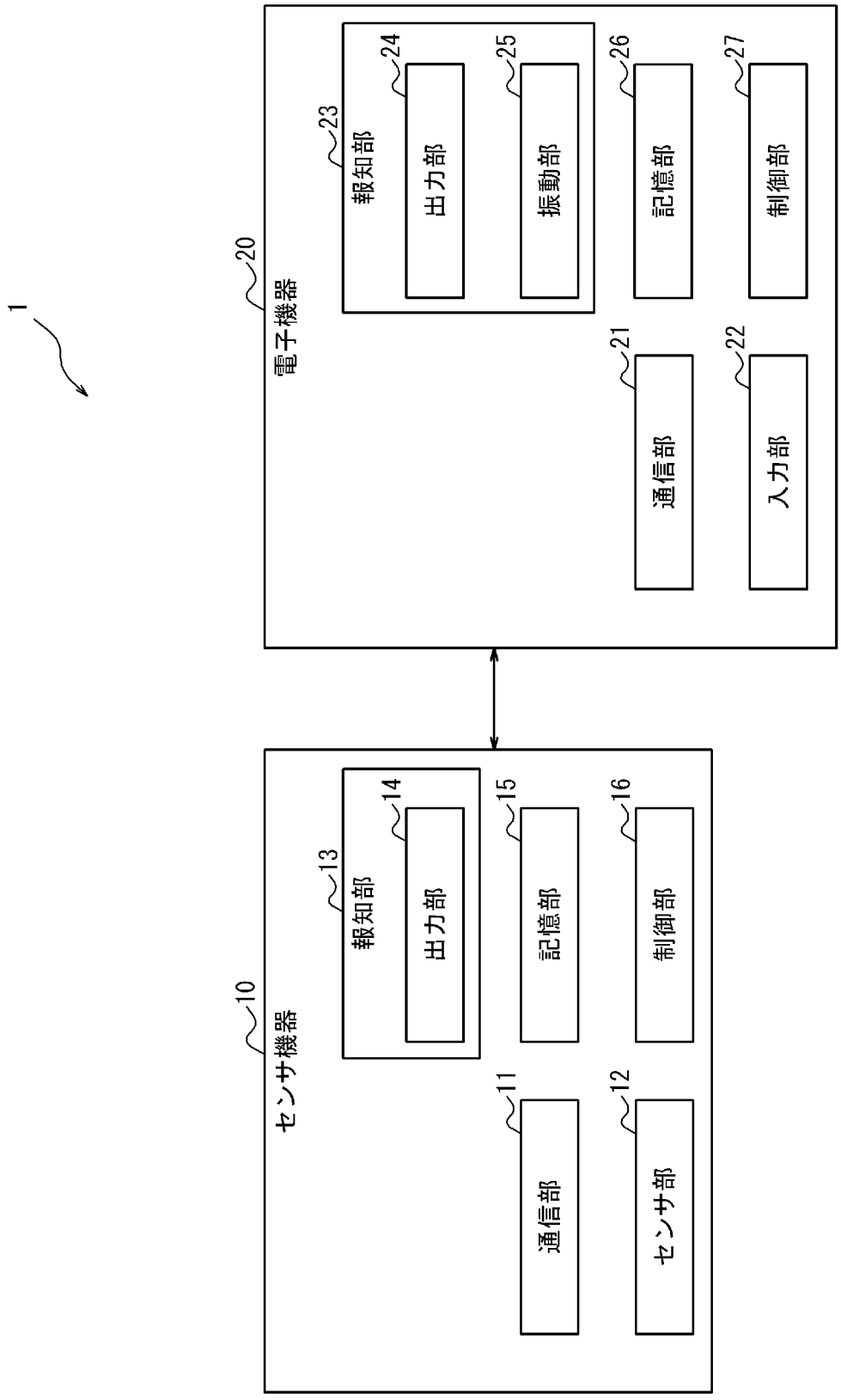
[図2]


ローカル座標系
z
上下方向
前後方向
左右方向
x
y
10
前額面
水平面
矢状面
グローバル座標系
Y
上下方向
Z
左右方向
X
前後方向

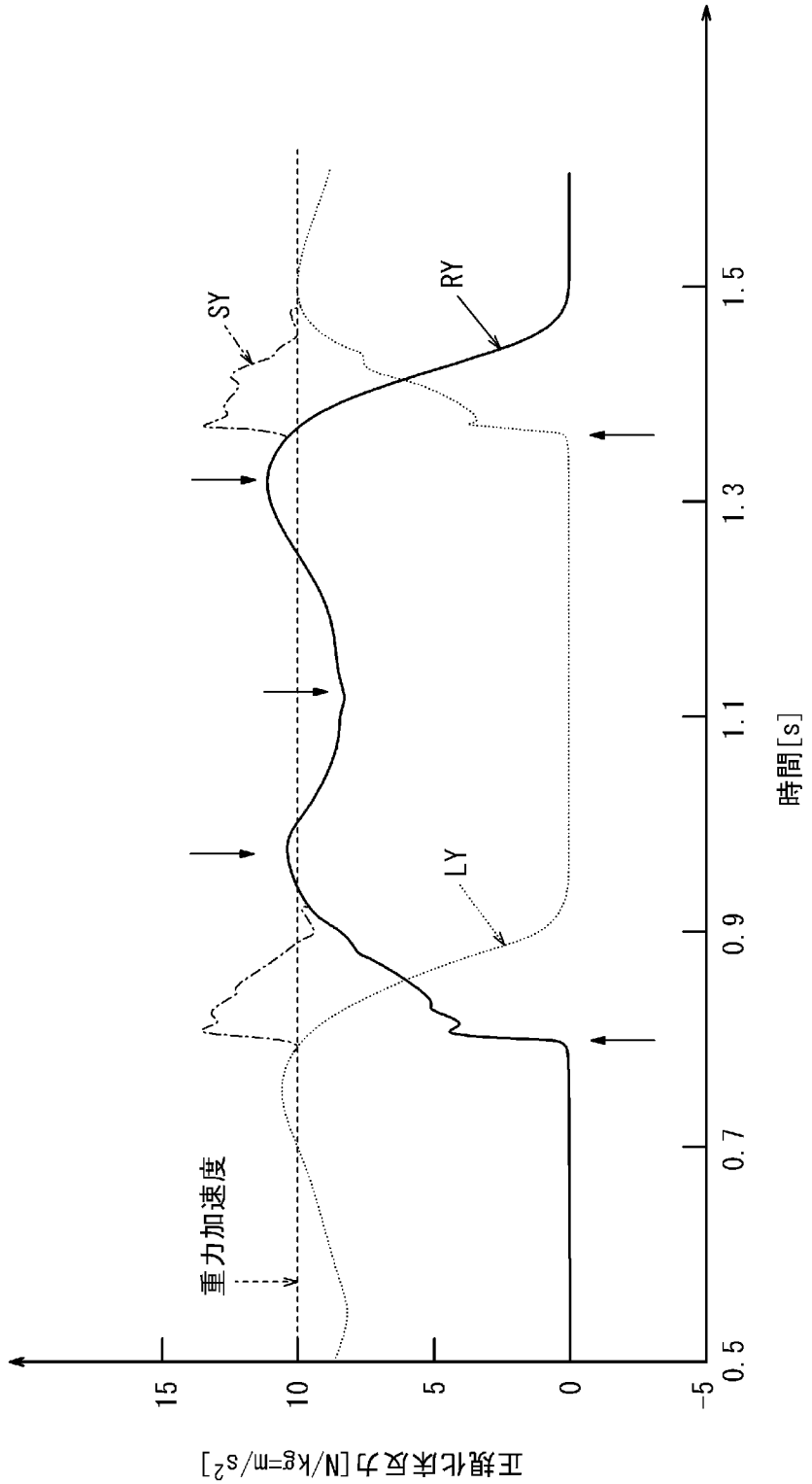
[図3]


着地タイミング
遊脚期
前遊脚期
蹴り出しタイミング
立脚後期
立脚期
歩行周期
立脚中期
荷重応答期
着地タイミング
R
L

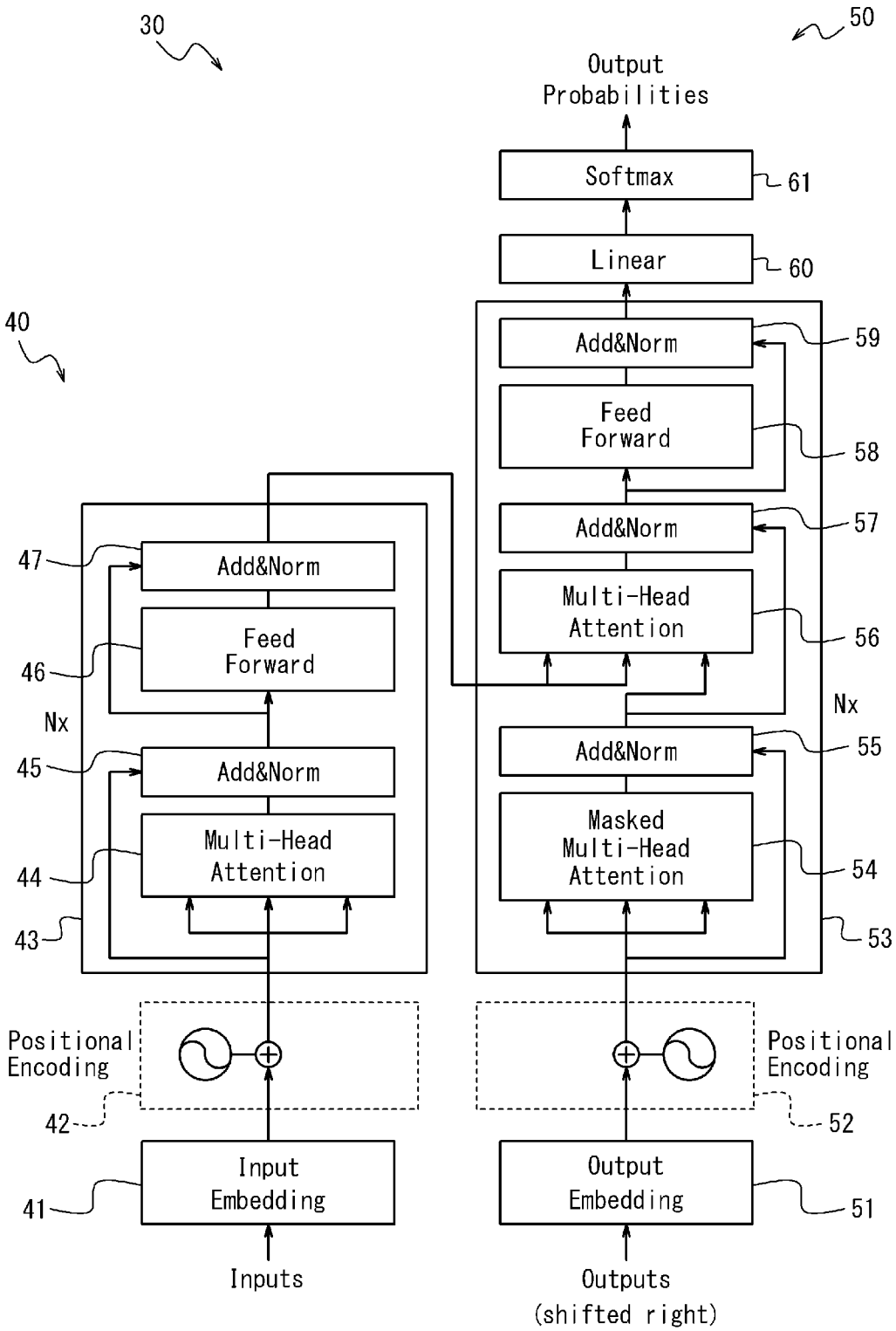
[図4]


1
20
電子機器
23
報知部
24
出力部
25
振動部
26
記憶部
27
制御部
21
通信部
22
入力部
10
センサ機器
13
報知部
14
出力部
15
記憶部
16
制御部
11
通信部
12
センサ部

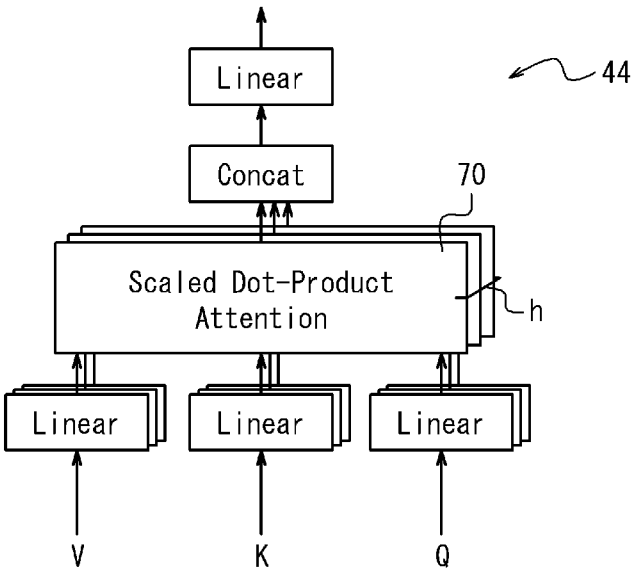
[図5]



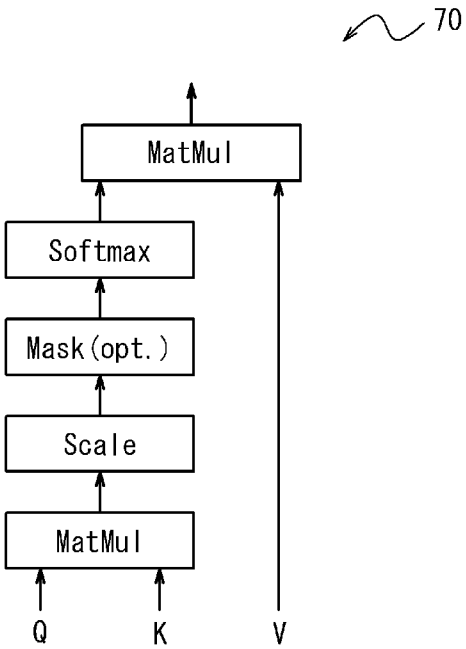
[図6]


30
50
Output Probabilities
Softmax
61
Linear
60
40
Add&Norm
59
Feed Forward
58
Add&Norm
57
Multi-Head Attention
56
47
Add&Norm
Feed Forward
46
Nx
Nx
45
Add&Norm
Multi-Head Attention
44
Masked Multi-Head Attention
54
43
53
Positional Encoding
Positional Encoding
42
52
Input Embedding
41
Output Embedding
51
Inputs
Outputs (shifted right)

[図7]


Linear
44
Concat
70
Scaled Dot-Product Attention
h
Linear
Linear
Linear
V
K
Q

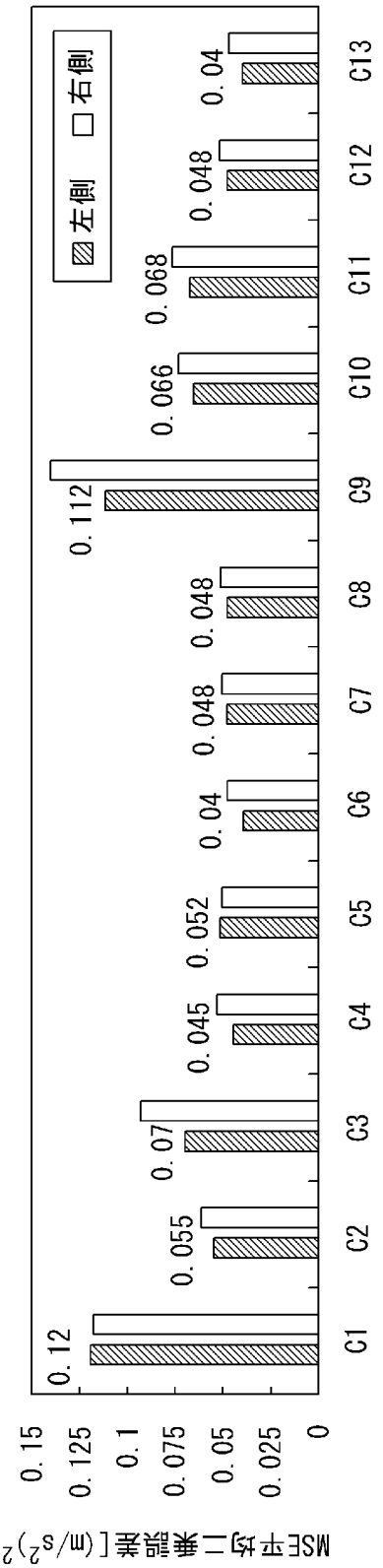
[図8]


70
MatMul
Softmax
Mask(opt.)
Scale
MatMul
Q
K
V

[図9]

	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11	C12	C13
センサデータD10AG（センサ機器10A）	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓					
センサデータD10AL（センサ機器10A）	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓					
センサデータD10BL（センサ機器10B）					✓	✓	✓	✓				✓	✓
センサデータD10EL-1又はD10EL-2（センサ機器10E-1又10E-2）		✓				✓							
センサデータD10FL-1又はD10FL-2（センサ機器10F-1又は10F-2）			✓				✓						✓
センサデータD10FL-1及びD10FL-2（センサ機器10F-1及び10F-2）								✓	✓				✓
センサデータD10DL-1又はD10DL-2（センサ機器10D-1又は10D-2）				✓									
センサデータD10DL-1及びD10DL-2（センサ機器10D-1及び10D-2）										✓			
センサデータD10CG（センサ機器10C）											✓	✓	✓
センサデータD10CL（センサ機器10C）											✓	✓	✓

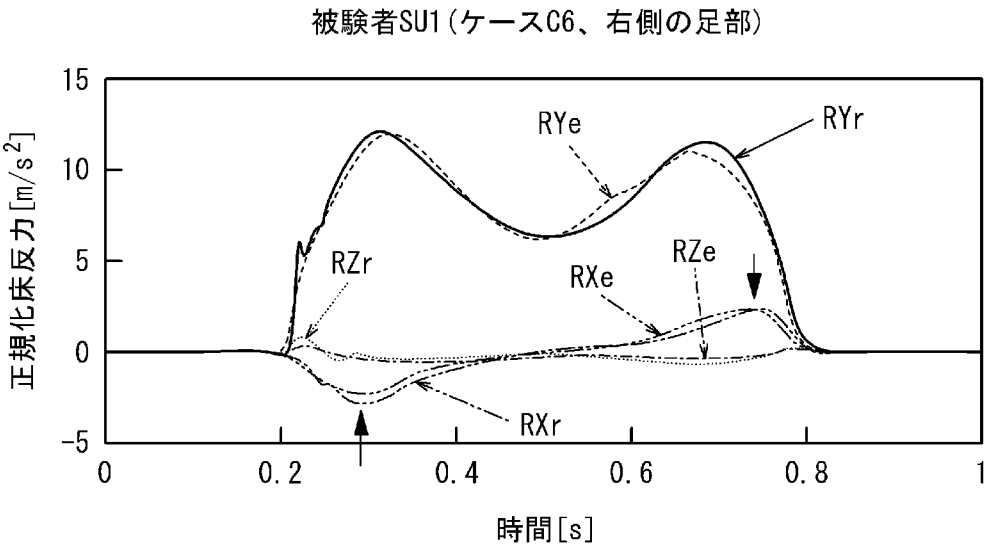
[図10]


左側
右側
MSE平均二乗誤差[(m/s²)²]
0.15
0.125
0.1
0.075
0.05
0.025
0
0.12
0.055
0.07
0.045
0.052
0.04
0.048
0.048
0.048
0.112
0.066
0.068
0.048
0.04
C1
C2
C3
C4
C5
C6
C7
C8
C9
C10
C11
C12
C13

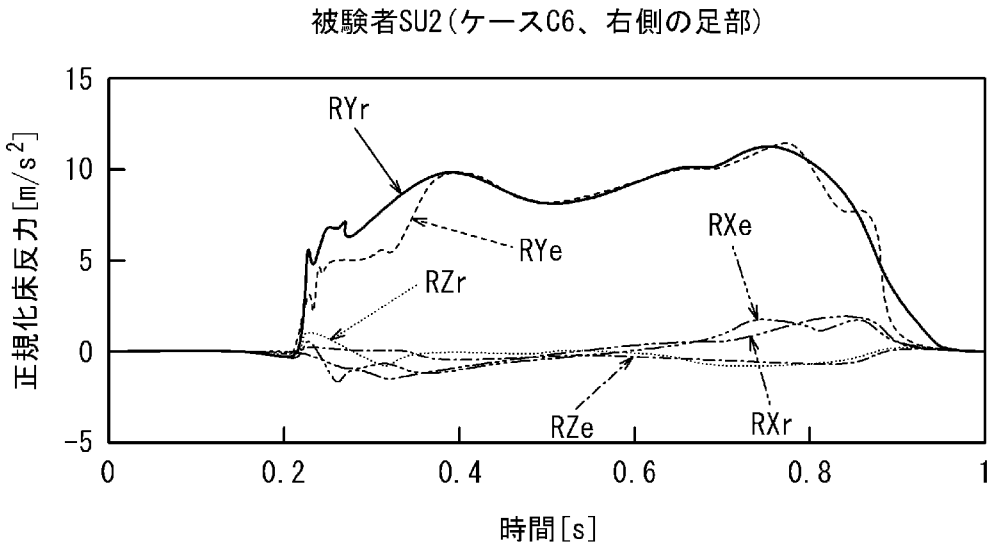
[図11]

被験者	性別	年齢	身長[cm]	体重[kg]	身体的特徴
SU1	男性	33	171	100	体重が重い、男性
SU2	女性	70	151	39	体重が軽い、女性
SU3	女性	38	155	41	体重が軽い、年齢が若い、女性
SU4	女性	65	149	70	体重が重い、女性
SU5	男性	22	163	65	身長及び体重が並み、男性
SU6	女性	66	149	47	身長が低い、女性
SU7	女性	65	148	47	身長が低い、女性
SU8	男性	57	178	81	身長が高い、男性

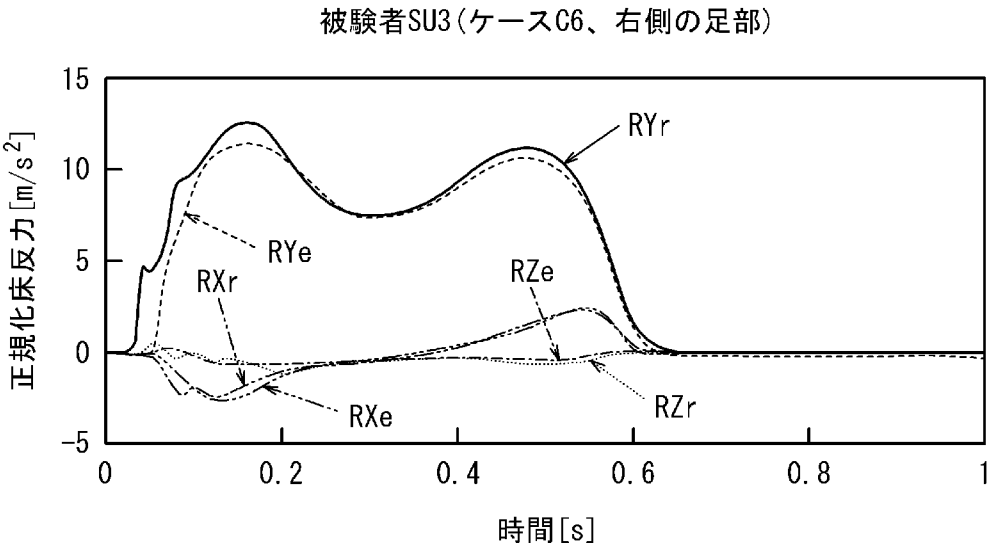
[図12]


被験者SU1（ケースC6、右側の足部）
15
10
5
0
-5
正規化床反力[m/s^2]
RYe
RYr
RZr
RZe
RXe
RXr
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]

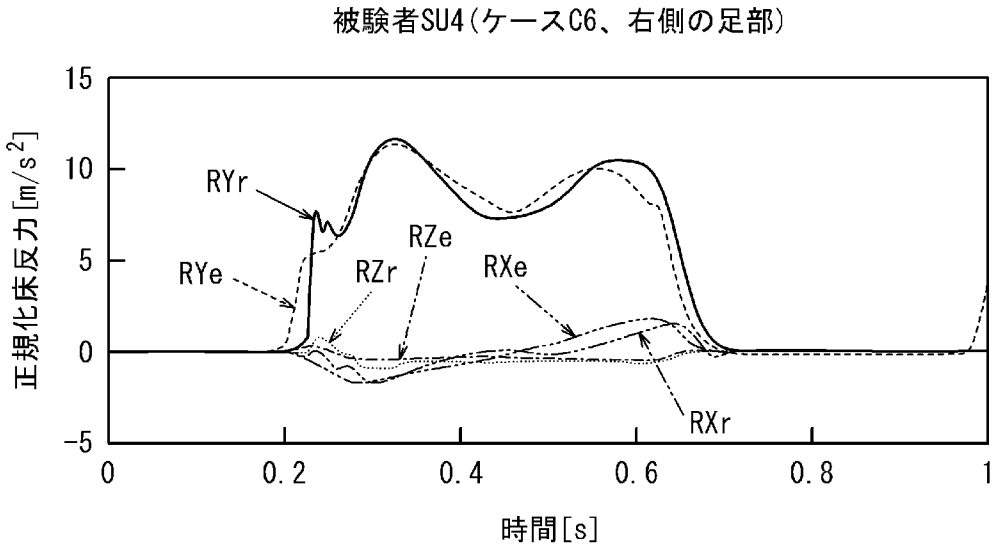
[図13]


被験者SU2（ケースC6、右側の足部）
15
10
5
0
-5
正規化床反力[m/s^2]
RYr
RYe
RZr
RXe
RZe
RXr
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]

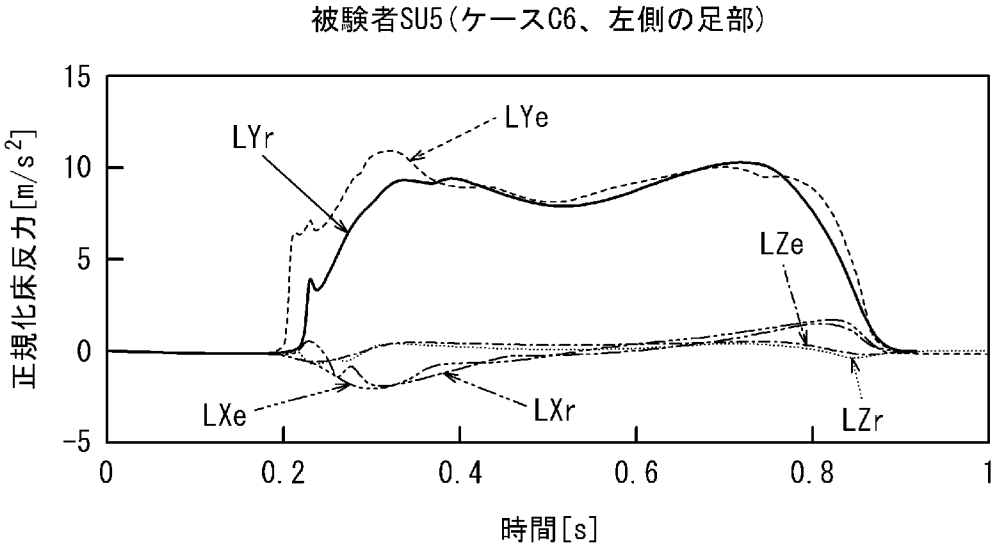
[図14]


被験者SU3（ケースC6、右側の足部）
正規化床反力[m/s^2]
15
10
5
0
−5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]
RYr
RYe
RXr
RZe
RXe
RZr

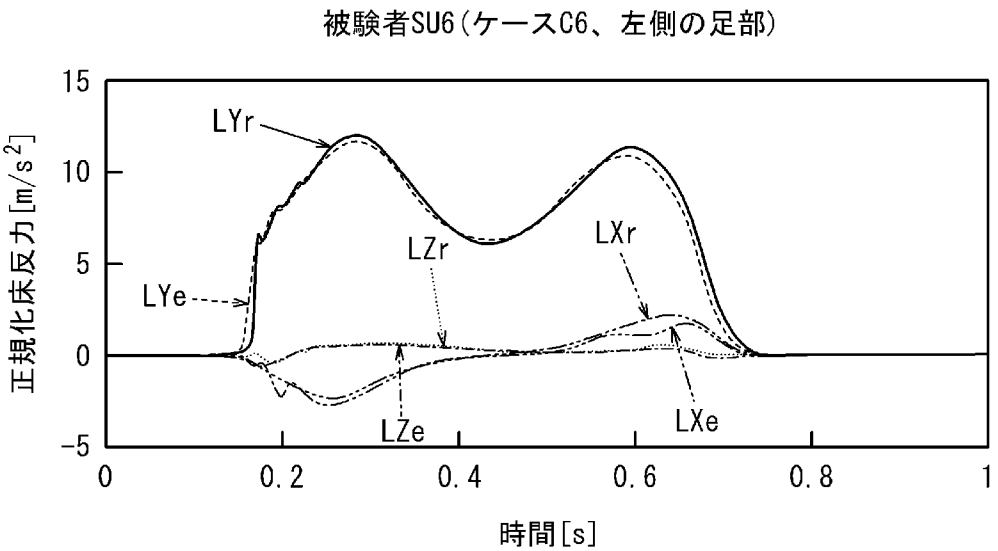
[図15]


被験者SU4（ケースC6、右側の足部）
正規化床反力[m/s^2]
15
10
5
0
−5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]
RYr
RZe
RYe
RZr
RXe
RXr

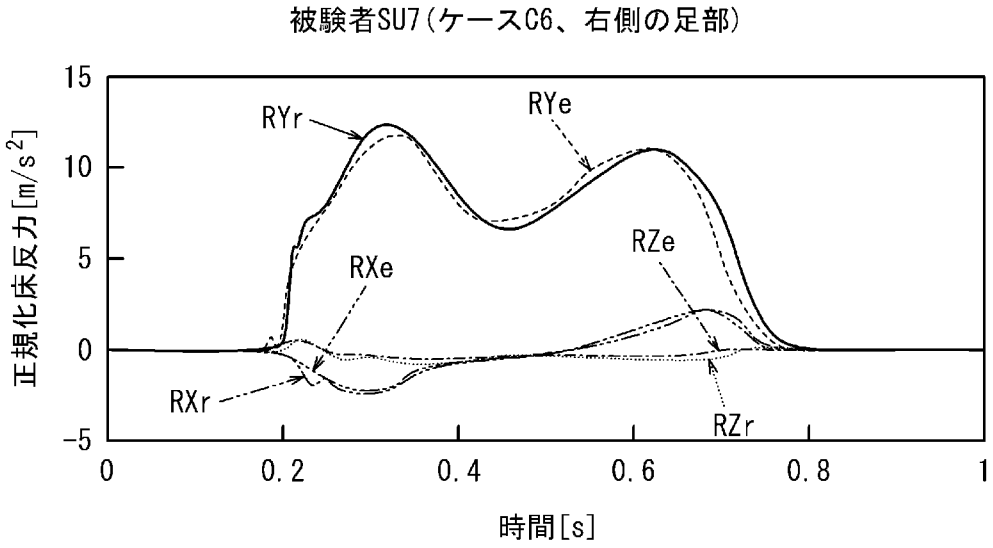
[図16]


被験者SU5（ケースC6、左側の足部）
正規化床反力[m/s^2]
15
10
5
0
-5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]
LYr
LYe
LZe
LXe
LXr
LZr

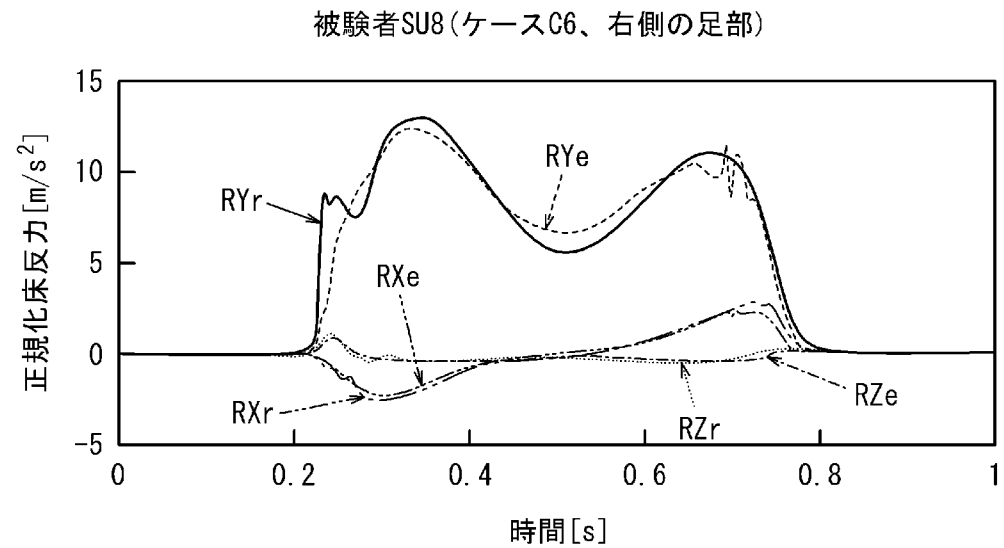
[図17]


被験者SU6（ケースC6、左側の足部）
正規化床反力[m/s^2]
15
10
5
0
-5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]
LYr
LZr
LXr
LYe
LZe
LXe

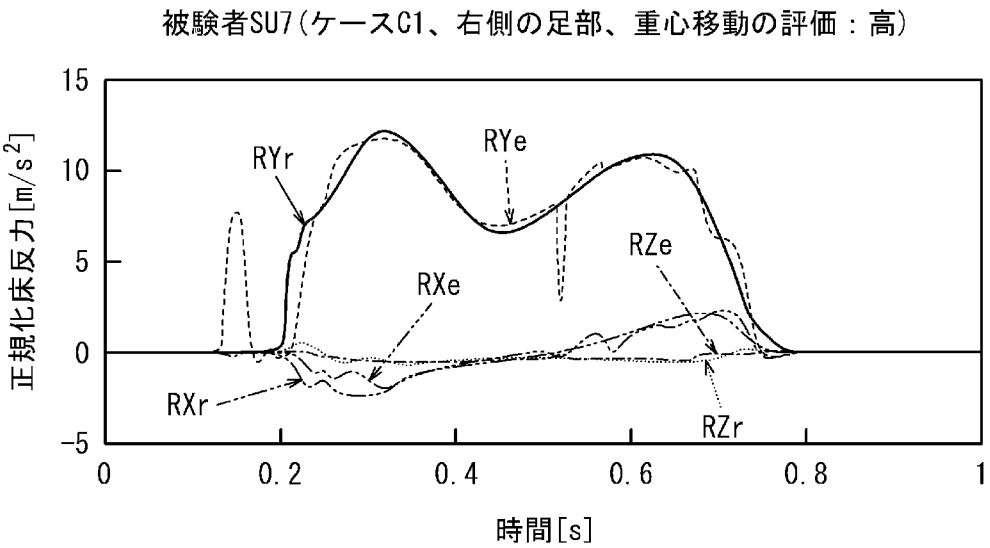
[図18]


被験者SU7（ケースC6、右側の足部）
15
10
5
0
-5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
正規化床反力[m/s^2]
時間[s]
RYr
RYe
RXe
RZe
RXr
RZr

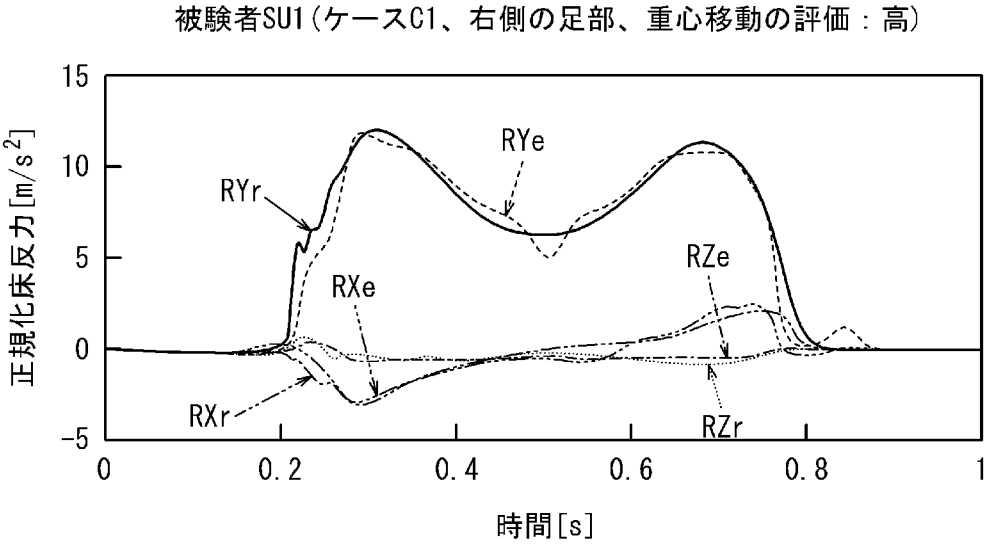
[図19]


被験者SU8（ケースC6、右側の足部）
15
10
5
0
-5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
正規化床反力[m/s^2]
時間[s]
RYr
RYe
RXe
RZe
RXr
RZr

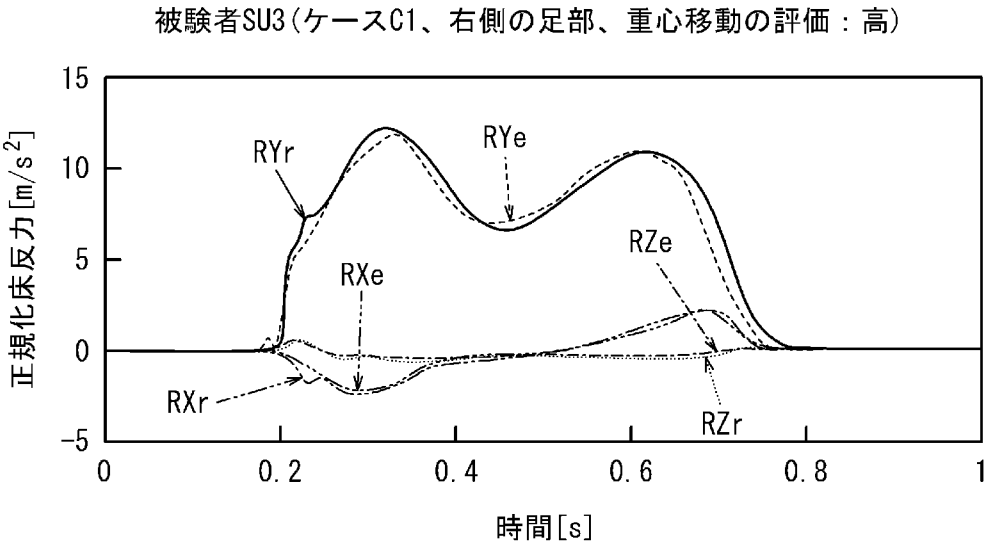
[図20]


被験者SU7(ケースC1、右側の足部、重心移動の評価：高)
正規化床反力[m/s2]
15
10
5
0
-5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]
RYr
RYe
RZe
RXe
RXr
RZr

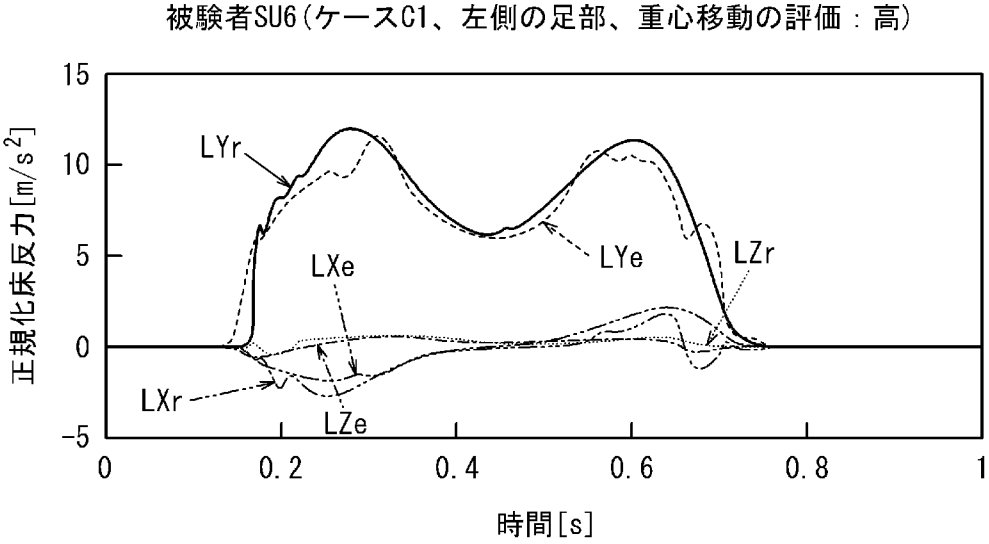
[図21]


被験者SU1(ケースC1、右側の足部、重心移動の評価：高)
正規化床反力[m/s2]
15
10
5
0
-5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]
RYr
RYe
RZe
RXe
RXr
RZr

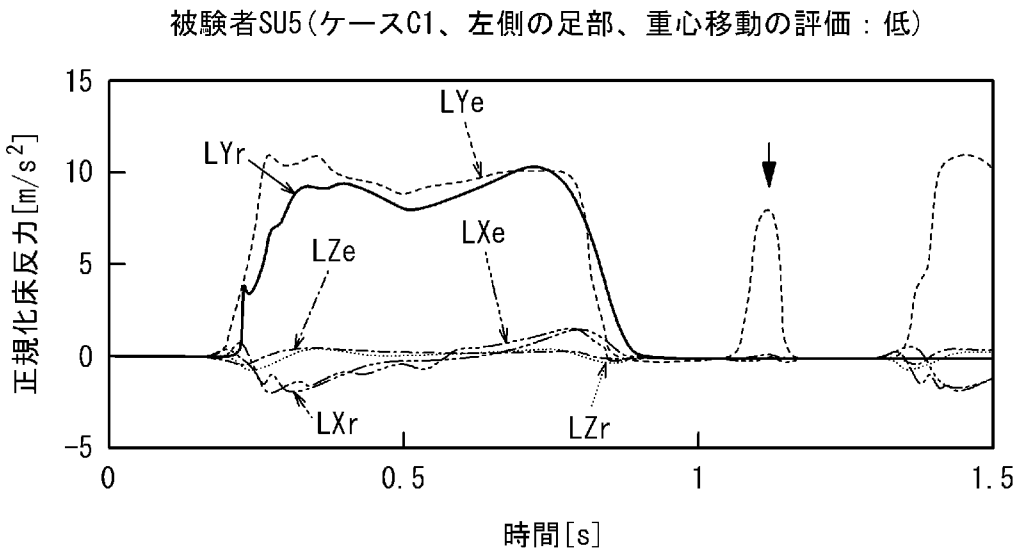
[図22]


被験者SU3(ケースC1、右側の足部、重心移動の評価：高)
15
10
5
0
−5
正規化床反力[m/s²]
RYr
RYe
RZe
RXe
RXr
RZr
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]

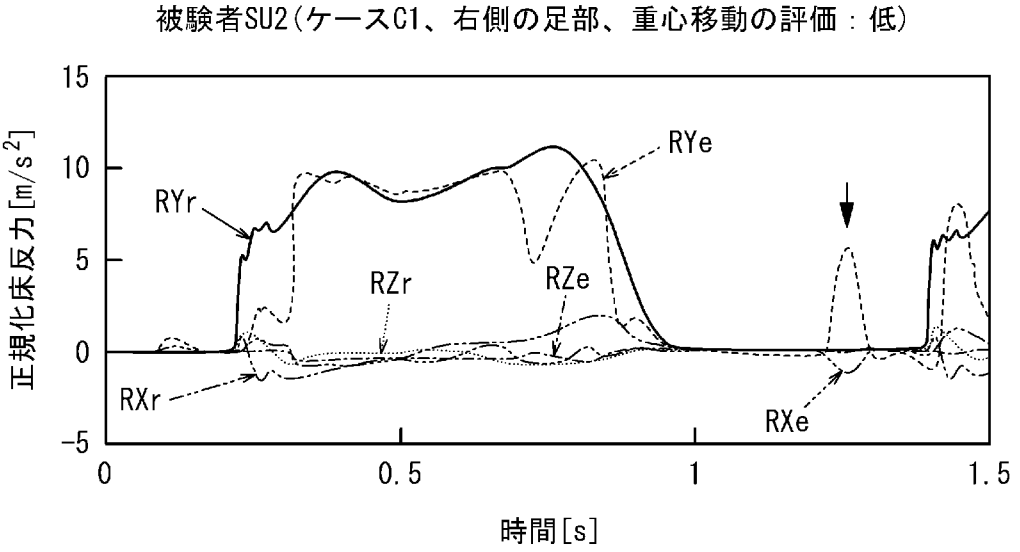
[図23]


被験者SU6(ケースC1、左側の足部、重心移動の評価：高)
15
10
5
0
−5
正規化床反力[m/s²]
LYr
LYe
LZr
LXe
LXr
LZe
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]

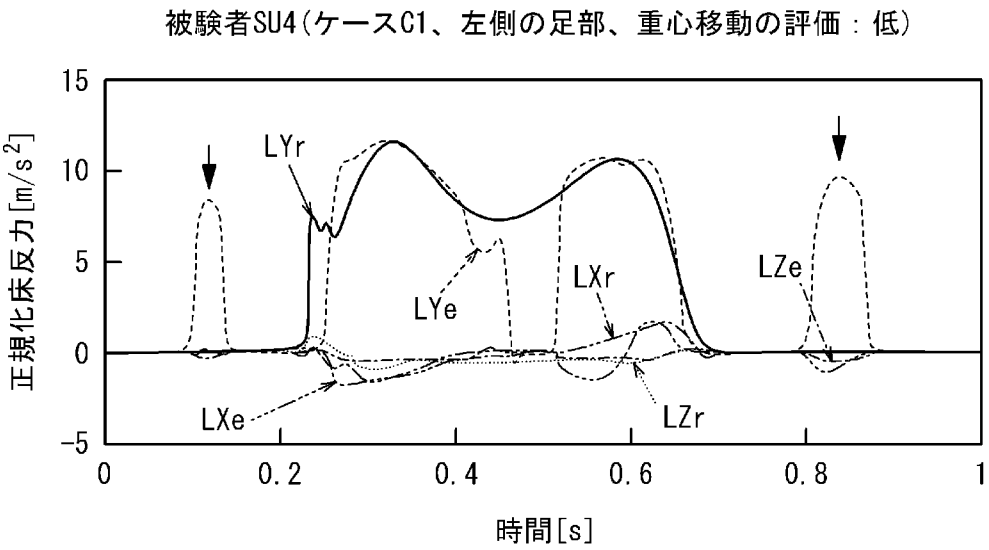
[図24]


被験者SU5(ケースC1、左側の足部、重心移動の評価：低)
15
10
5
0
-5
正規化床反力[m/s2]
LYe
LYr
LZe
LXe
LXr
LZr
0
0.5
1
1.5
時間[s]

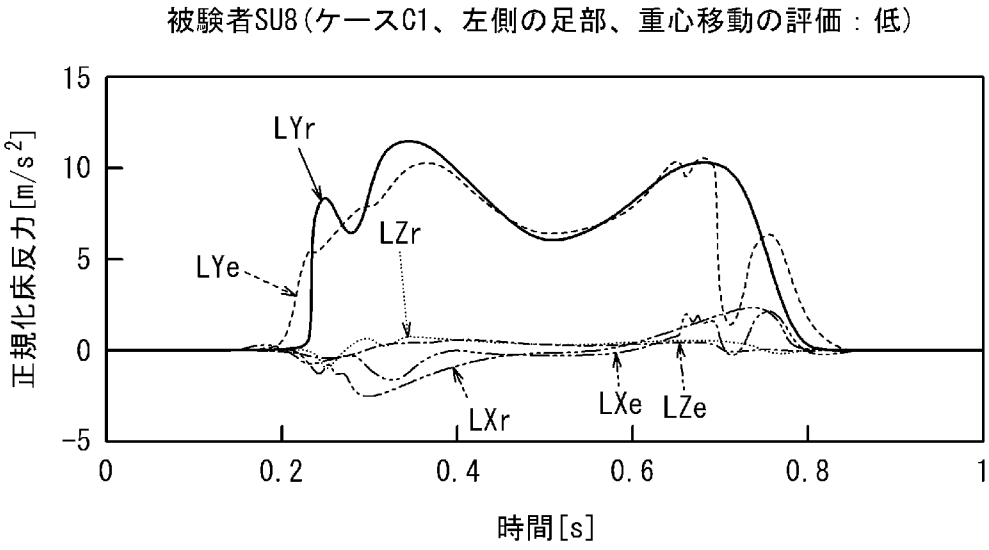
[図25]


被験者SU2(ケースC1、右側の足部、重心移動の評価：低)
15
10
5
0
-5
正規化床反力[m/s2]
RYe
RYr
RZr
RZe
RXr
RXe
0
0.5
1
1.5
時間[s]

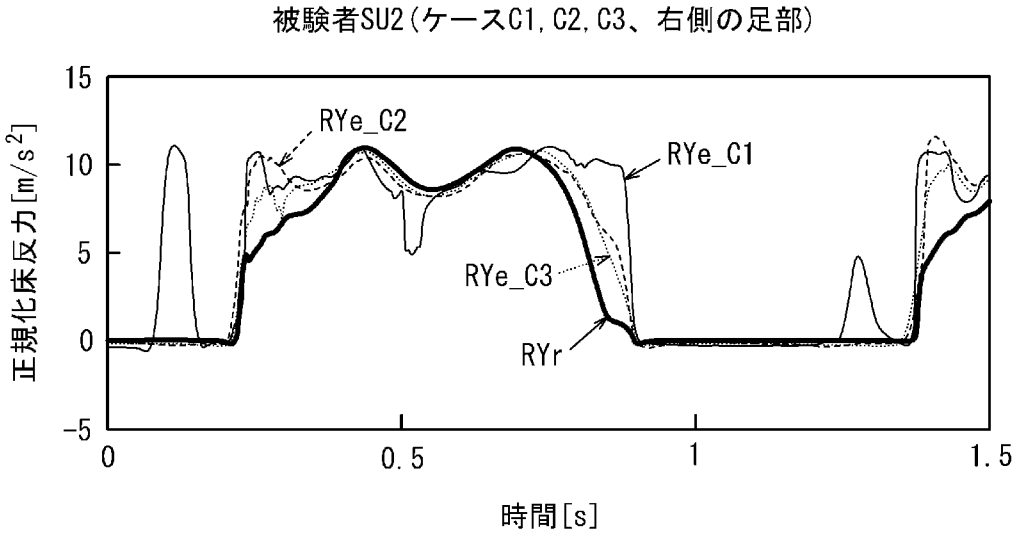
[図26]


被験者SU4(ケースC1、左側の足部、重心移動の評価：低)
正規化床反力[m/s^2]
15
10
5
0
-5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]
LYr
LYe
LXr
LZe
LXe
LZr

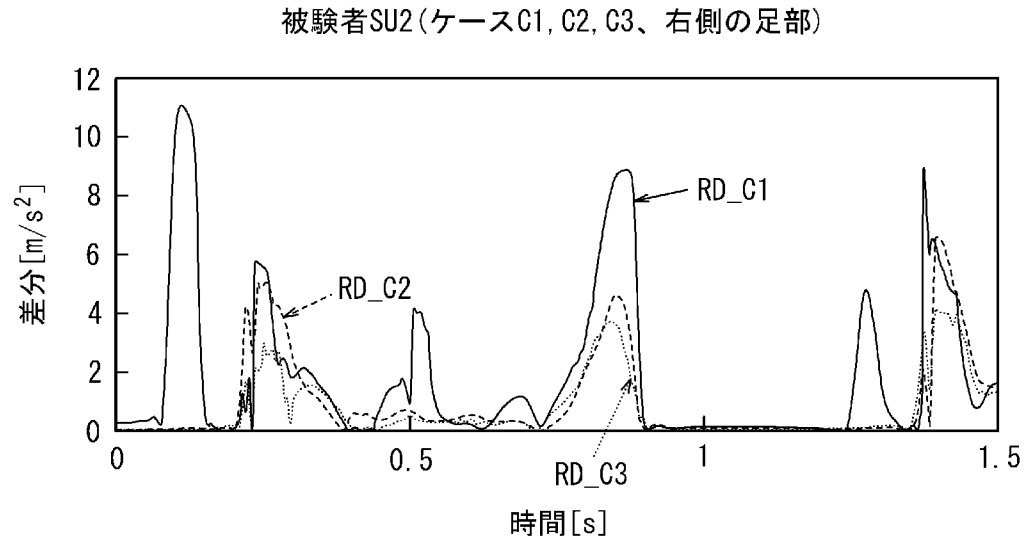
[図27]


被験者SU8(ケースC1、左側の足部、重心移動の評価：低)
正規化床反力[m/s^2]
15
10
5
0
-5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]
LYr
LZr
LYe
LXr
LXe
LZe

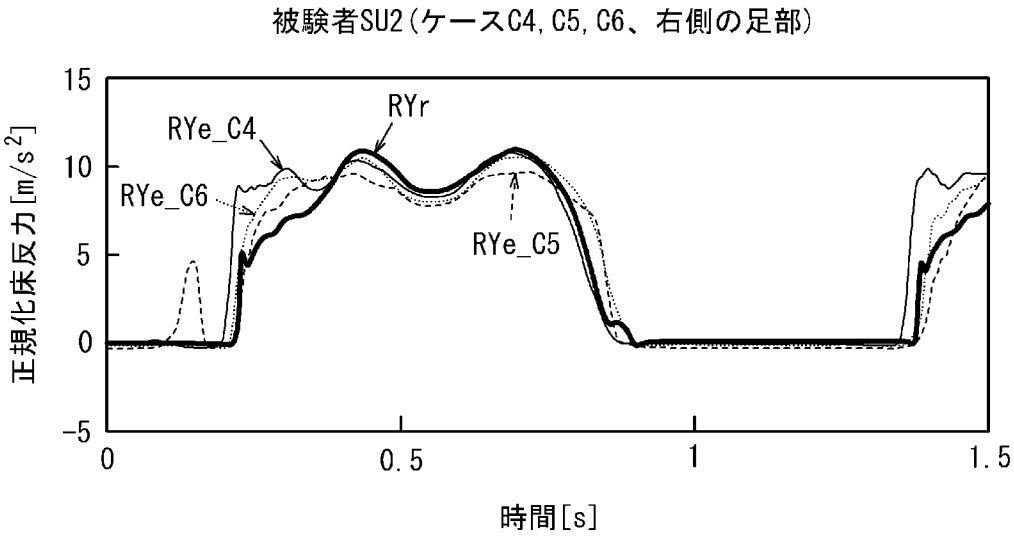
[図28]


被験者SU2(ケースC1,C2,C3、右側の足部)
15
10
5
0
-5
正規化床反力[m/s2]
RYe_C2
RYe_C1
RYe_C3
RYr
0
0.5
1
1.5
時間[s]

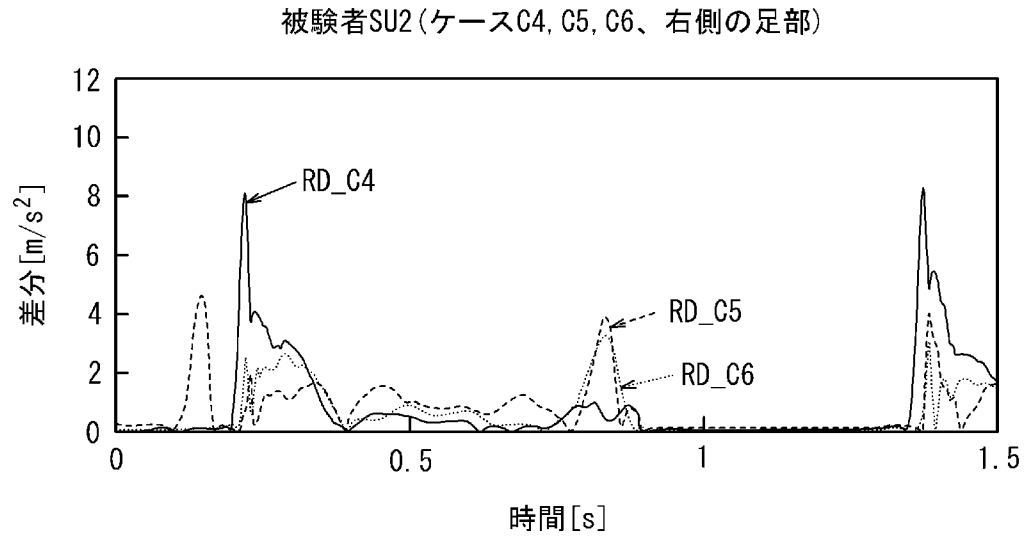
[図29]


被験者SU2(ケースC1,C2,C3、右側の足部)
12
10
8
6
4
2
0
差分[m/s2]
RD_C1
RD_C2
RD_C3
0
0.5
1
1.5
時間[s]

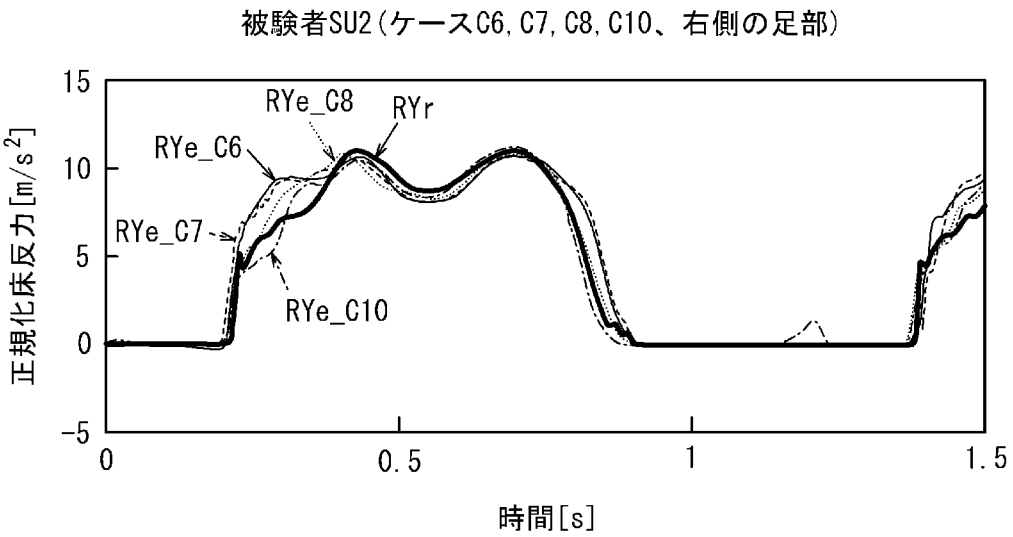
[図30]


被験者SU2(ケースC4, C5, C6、右側の足部)
正規化床反力[m/s2]
15
10
5
0
-5
0
0.5
1
1.5
時間[s]
RYe_C4
RYr
RYe_C6
RYe_C5

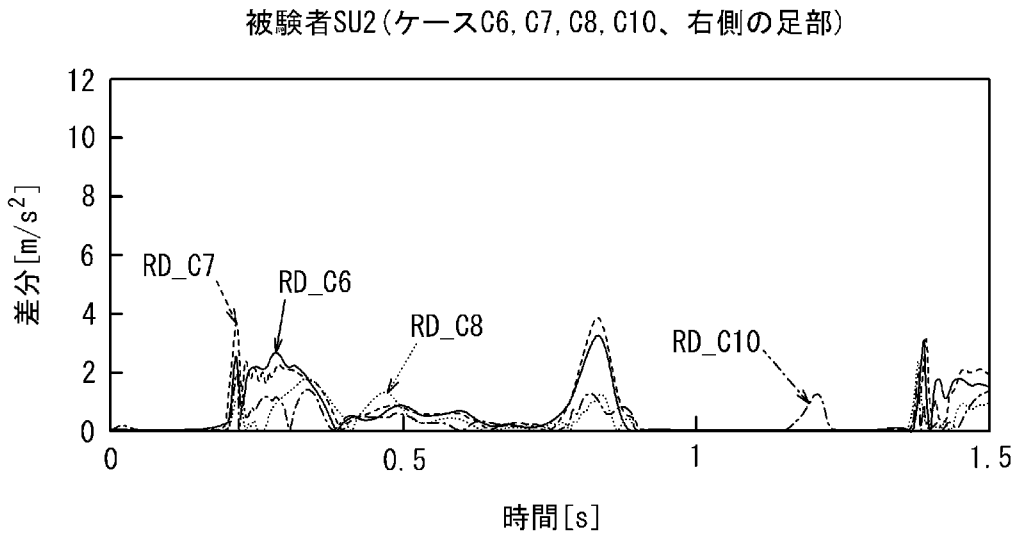
[図31]


被験者SU2(ケースC4, C5, C6、右側の足部)
差分[m/s2]
12
10
8
6
4
2
0
0
0.5
1
1.5
時間[s]
RD_C4
RD_C5
RD_C6

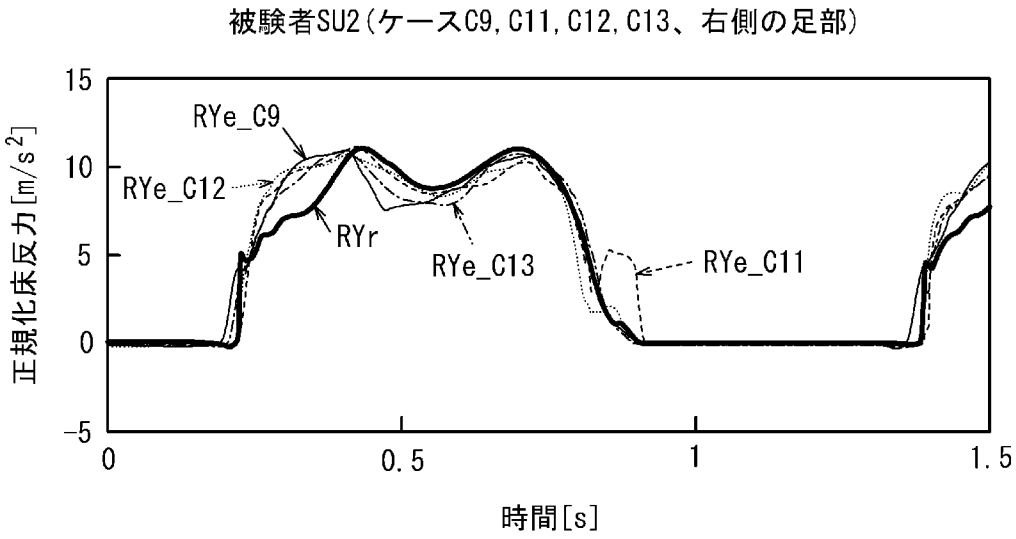
[図32]


被験者SU2(ケースC6, C7, C8, C10、右側の足部)
正規化床反力[m/s^2]
15
10
5
0
-5
0
0.5
1
1.5
時間[s]
RYe_C8
RYr
RYe_C6
RYe_C7
RYe_C10

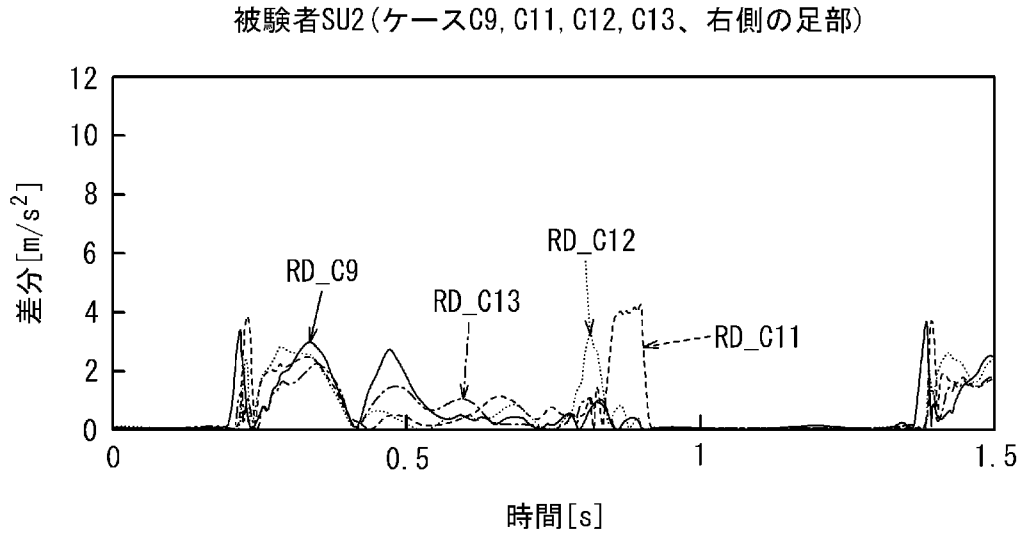
[図33]


被験者SU2(ケースC6, C7, C8, C10、右側の足部)
差分[m/s^2]
12
10
8
6
4
2
0
0
0.5
1
1.5
時間[s]
RD_C7
RD_C6
RD_C8
RD_C10

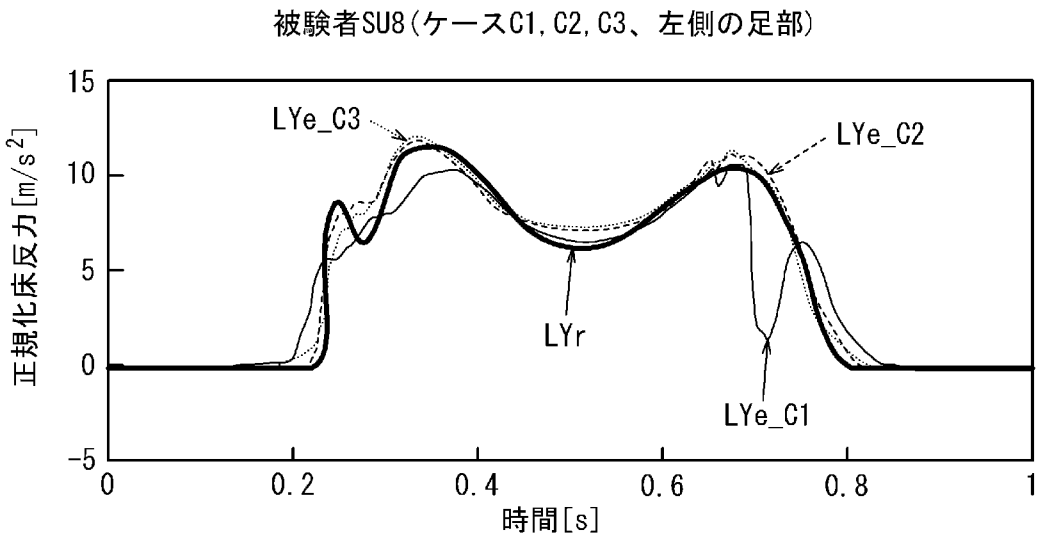
[図34]


被験者SU2（ケースC9, C11, C12, C13、右側の足部）
正規化床反力[m/s^2]
15
10
5
0
-5
0
0.5
1
1.5
時間[s]
RYe_C9
RYe_C12
RYr
RYe_C13
RYe_C11

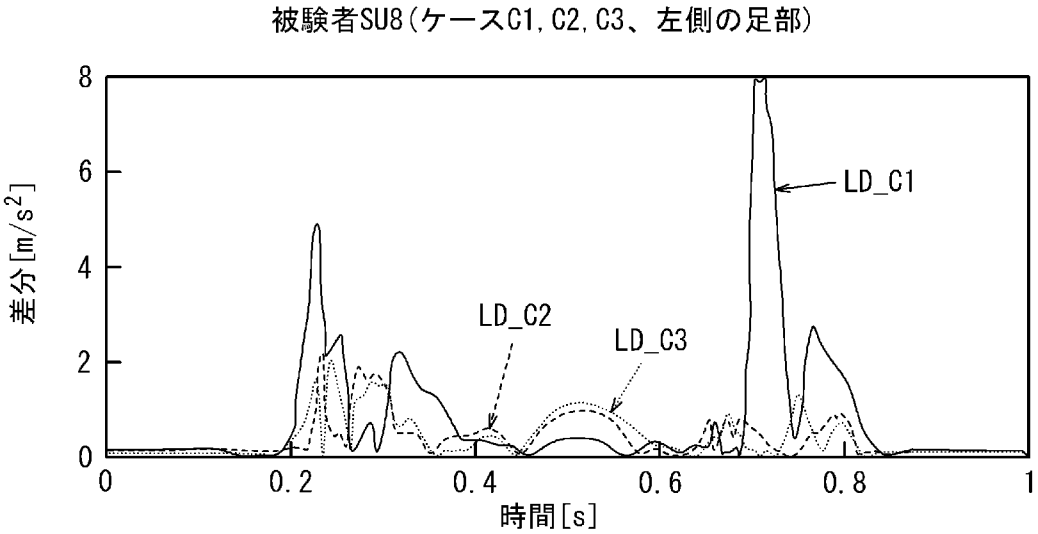
[図35]


被験者SU2（ケースC9, C11, C12, C13、右側の足部）
差分[m/s^2]
12
10
8
6
4
2
0
0
0.5
1
1.5
時間[s]
RD_C9
RD_C13
RD_C12
RD_C11

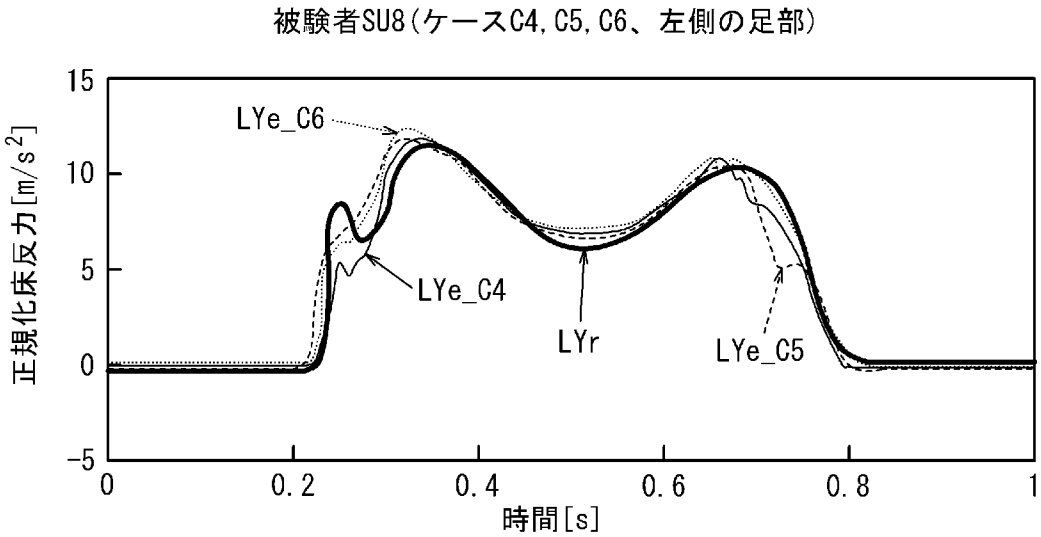
[図36]


被験者SU8(ケースC1, C2, C3、左側の足部)
正規化床反力[m/s^2]
15
10
5
0
−5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]
LYe_C3
LYe_C2
LYr
LYe_C1

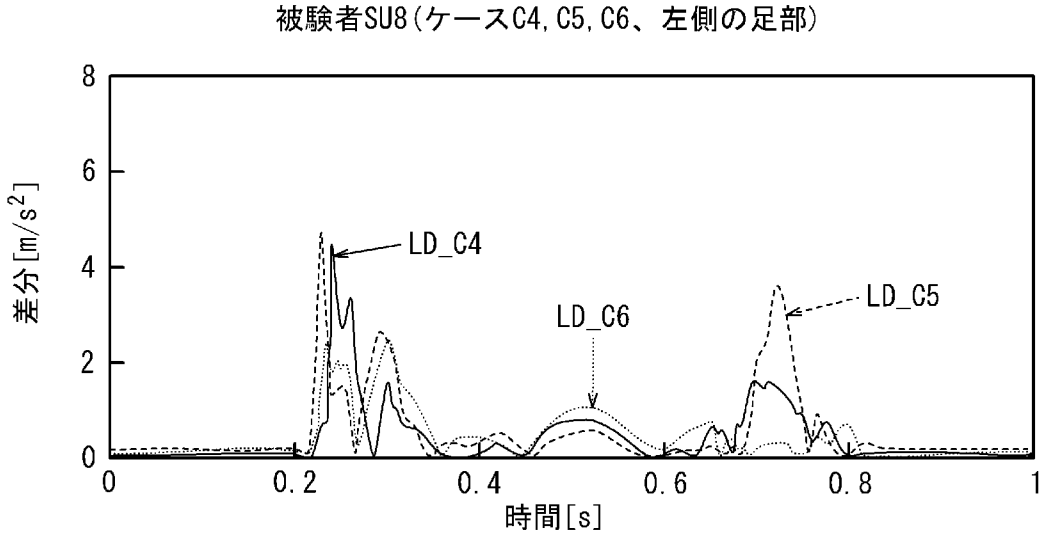
[図37]


被験者SU8(ケースC1, C2, C3、左側の足部)
差分[m/s^2]
8
6
4
2
0
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]
LD_C1
LD_C2
LD_C3

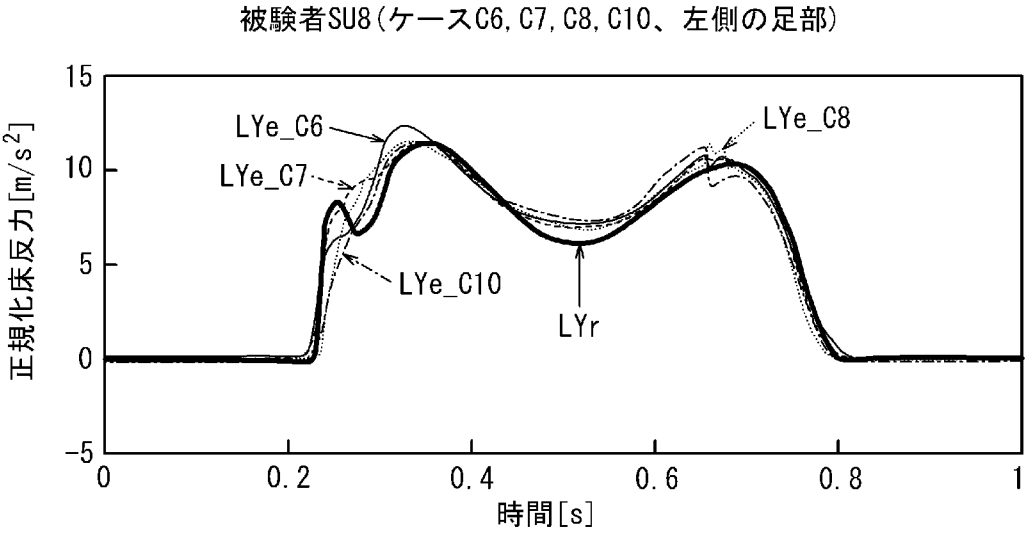
[図38]


被験者SU8(ケースC4, C5, C6、左側の足部)
15
10
5
0
-5
正規化床反力[m/s^2]
LYe_C6
LYe_C4
LYr
LYe_C5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]

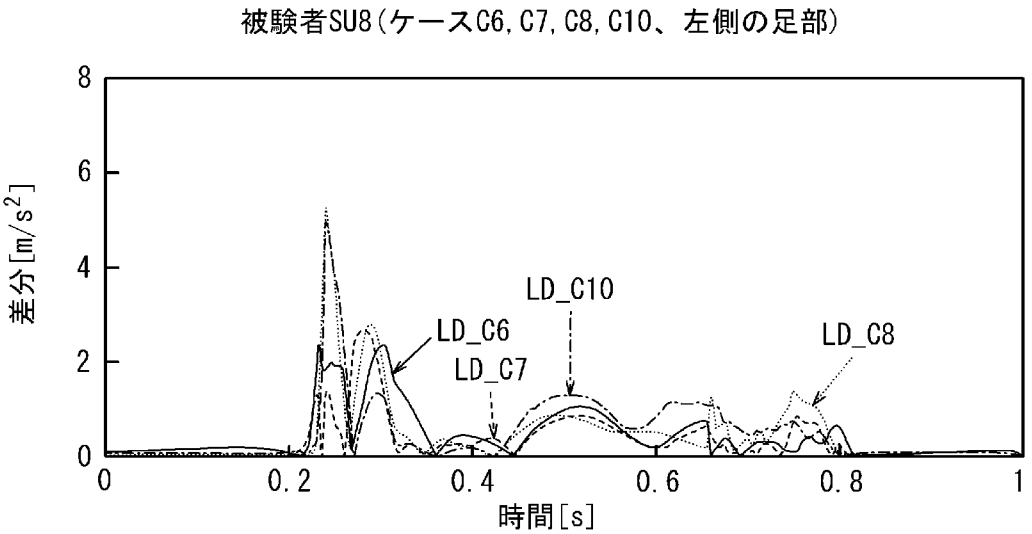
[図39]


被験者SU8(ケースC4, C5, C6、左側の足部)
8
6
4
2
0
差分[m/s^2]
LD_C4
LD_C6
LD_C5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]

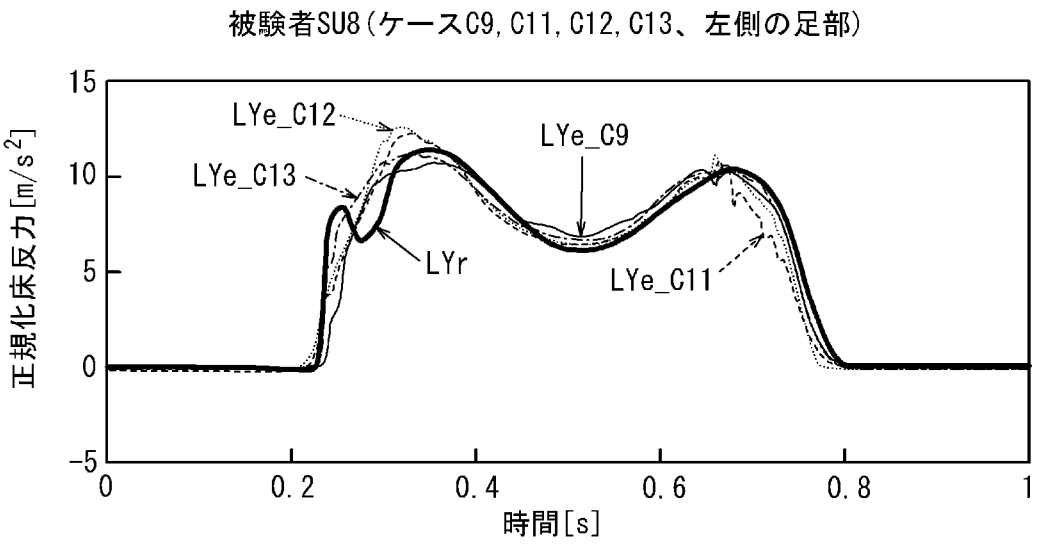
[図40]


被験者SU8（ケースC6, C7, C8, C10、左側の足部）
正規化床反力[m/s^2]
15
10
5
0
-5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]
LYe_C6
LYe_C7
LYe_C8
LYe_C10
LYr

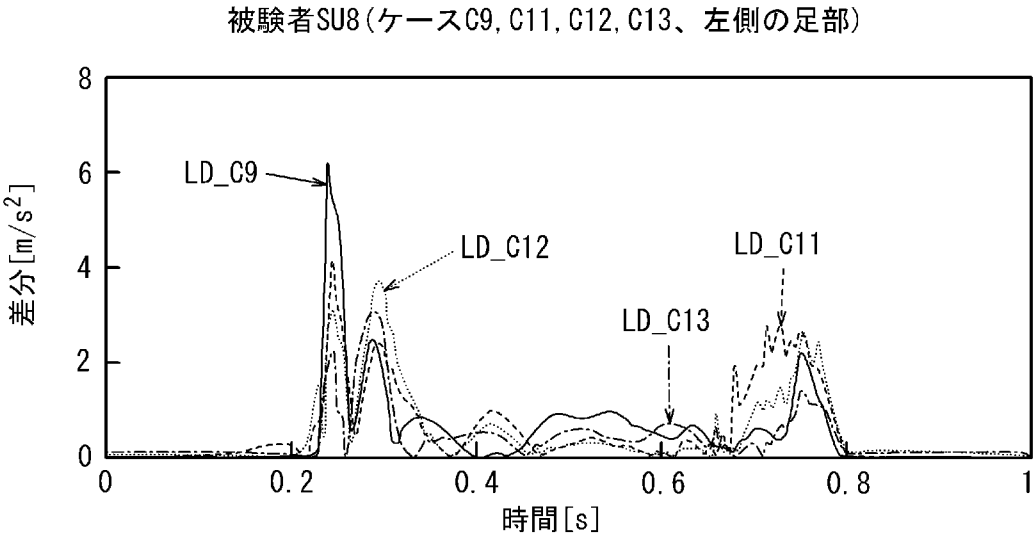
[図41]


被験者SU8（ケースC6, C7, C8, C10、左側の足部）
差分[m/s^2]
8
6
4
2
0
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
時間[s]
LD_C10
LD_C6
LD_C7
LD_C8

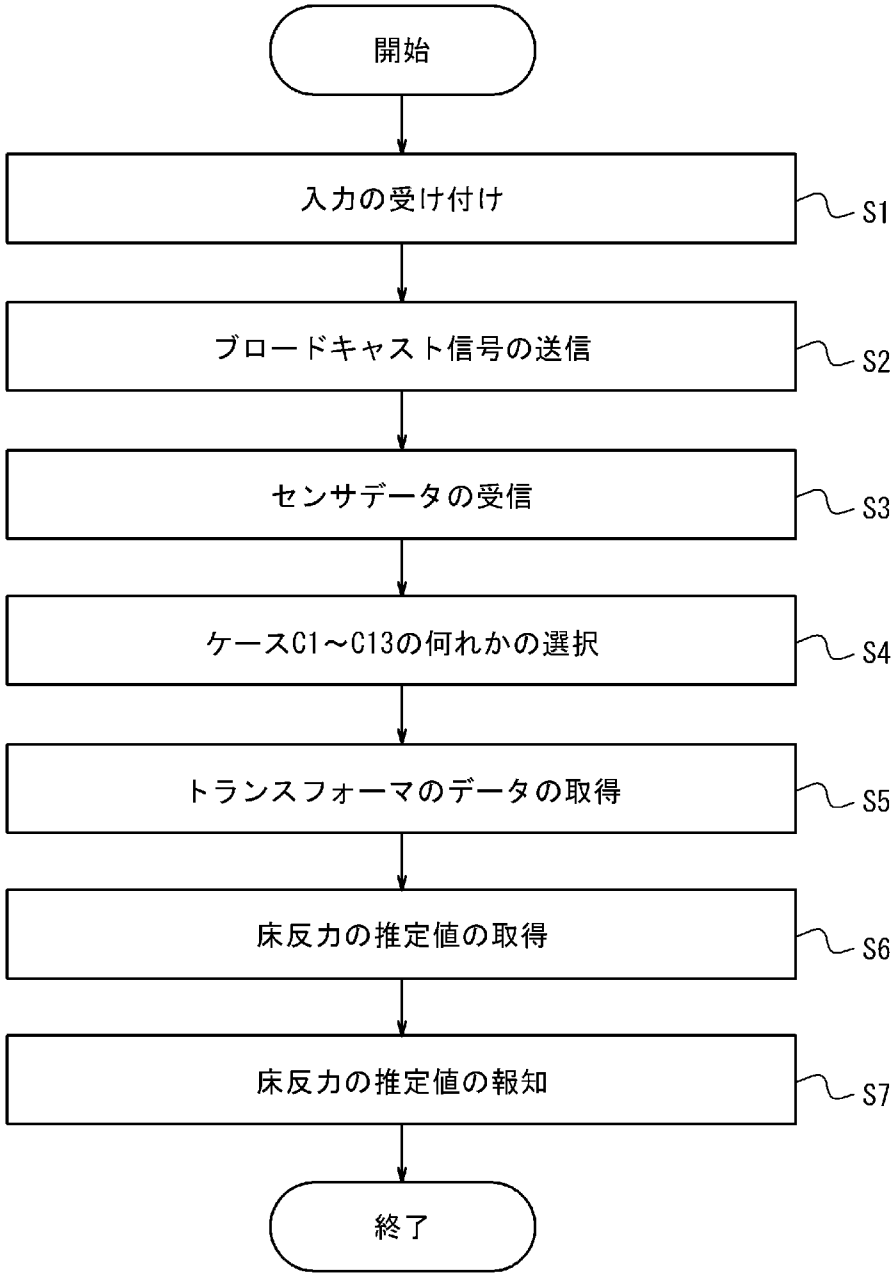
[図42]


被験者SU8(ケースC9, C11, C12, C13、左側の足部)
正規化床反力[m/s2]
時間[s]
LYe_C12
LYe_C13
LYe_C9
LYr
LYe_C11
15
10
5
0
-5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1

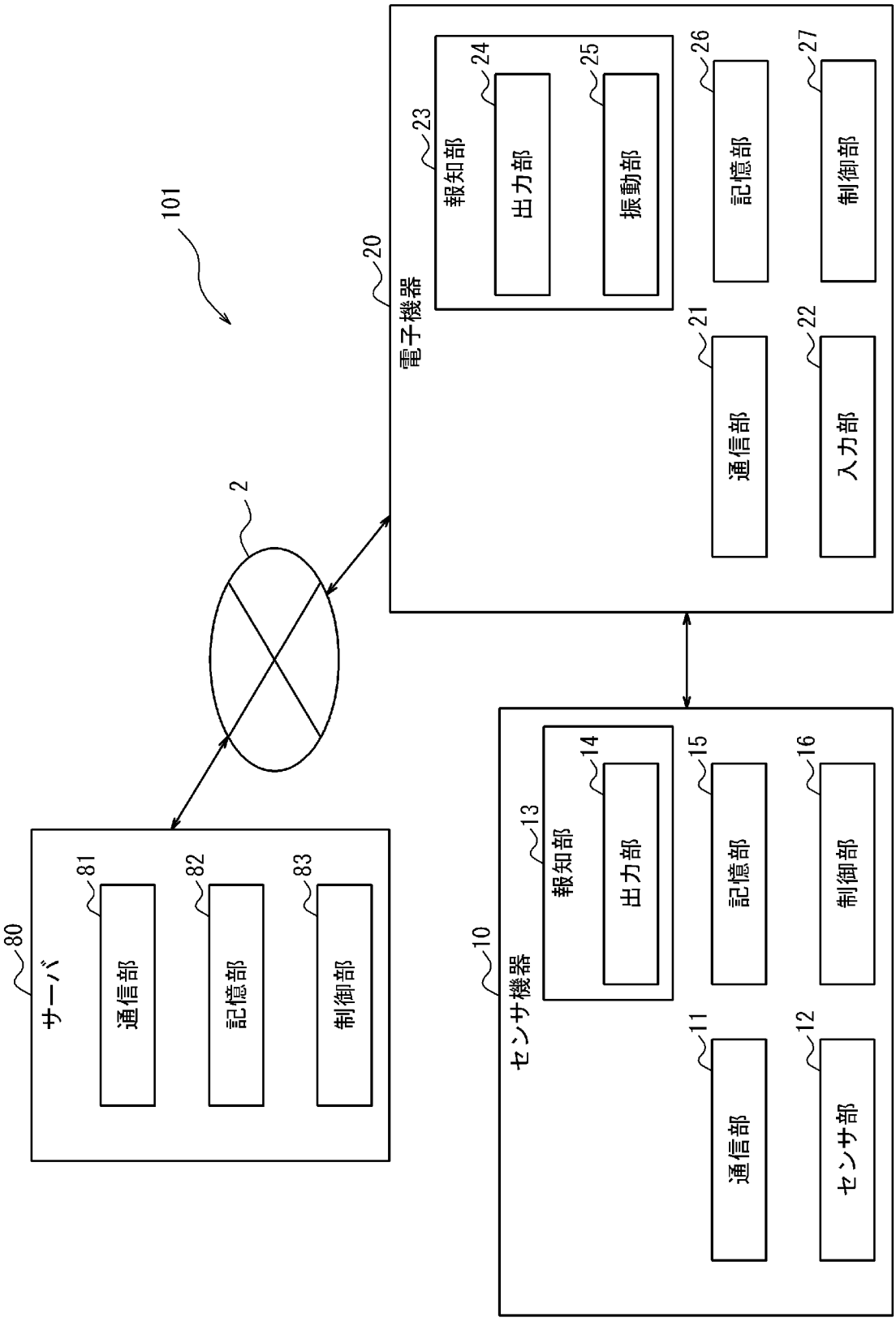
[図43]


被験者SU8(ケースC9, C11, C12, C13、左側の足部)
差分[m/s2]
時間[s]
LD_C9
LD_C12
LD_C13
LD_C11
8
6
4
2
0
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1

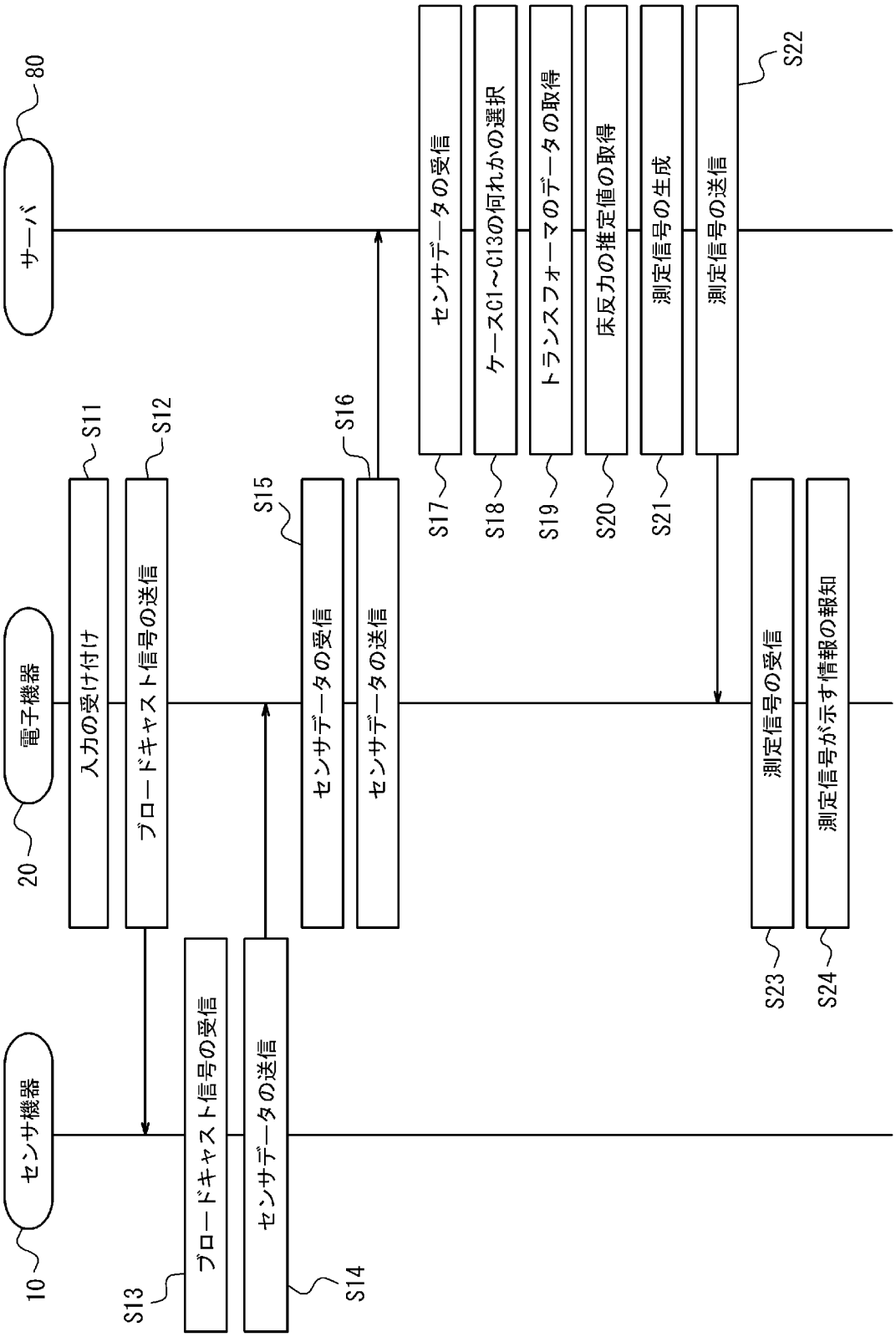
[図44]


開始
入力の受け付け
S1
ブロードキャスト信号の送信
S2
センサデータの受信
S3
ケースC1～C13の何れかの選択
S4
トランスフォーマのデータの取得
S5
床反力の推定値の取得
S6
床反力の推定値の報知
S7
終了

[図45]


101
2
80
サーバ
81
通信部
82
記憶部
83
制御部
20
電子機器
23
報知部
24
出力部
25
振動部
26
記憶部
27
制御部
21
通信部
22
入力部
10
センサ機器
13
報知部
14
出力部
15
記憶部
16
制御部
11
通信部
12
センサ部

[図46]


サーバ
80
電子機器
20
センサ機器
10
入力の受け付け
S11
ブロードキャスト信号の送信
S12
ブロードキャスト信号の受信
S13
センサデータの送信
S14
センサデータの受信
S15
センサデータの送信
S16
センサデータの受信
S17
ケースC1～C13の何れかの選択
S18
トランスフォーマのデータの取得
S19
床反力の推定値の取得
S20
測定信号の生成
S21
測定信号の送信
S22
測定信号の受信
S23
測定信号が示す情報の報知
S24

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2022/034480

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/11(2006.01)i
FI: A61B5/11 230; A61B5/11 200

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

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)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2018/101071 A1 (NEC CORPORATION) 07 June 2018 (2018-06-07) paragraphs [0027]-[0058], [0062]-[0070], [0092]	1-2, 18-20
Y	paragraphs [0027]-[0058], [0062]-[0070], [0092]	3-17
Y	US 2020/0355721 A1 (BEFLEX INC.) 12 November 2020 (2020-11-12) paragraphs [0040]-[0042], [0047], [0081]	3-17
Y	JP 2011-41752 A (FEEL FINE KK) 03 March 2011 (2011-03-03) paragraph [0060]	4, 8, 10-17
Y	JP 2015-528316 A (DORSAVI PTY LTD) 28 September 2015 (2015-09-28) paragraphs [0010]-[0029]	7-17
Y	JP 2019-195633 A (BEFLEX INC) 14 November 2019 (2019-11-14) paragraphs [0086]-[0088]	10-17

☐ 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	Date of mailing of the international search report
12 October 2022	**25 October 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.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2022/034480

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
WO 2018/101071 A1	07 June 2018	US 2020/0054249 A1 paragraphs [0053]-[0084], [0088]-[0096], [0116]	
US 2020/0355721 A1	12 November 2020	EP 3735902 A1 paragraphs [0028]-[0030], [0035], [0069] KR 10-2020-0129286 A paragraphs [0032]-[0034], [0039], [0077] CN 111904427 A paragraphs [0044]-[0048], [0053], [0091]	
JP 2011-41752 A	03 March 2011	(Family: none)	
JP 2015-528316 A	28 September 2015	US 2015/0201868 A1 paragraphs [0014]-[0046] CN 104780840 A paragraphs [0010]-[0047]	
JP 2019-195633 A	14 November 2019	US 2019/0224529 A1 paragraphs [0169]-[0173] KR 10-2022942 B1 paragraphs [0093]-[0099]	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2022/034480

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
FI: A61B5/11 230; A61B5/11 200

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

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	１９７１－２０２２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

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー*	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
X	WO 2018/101071 A1 (日本電気株式会社) 07.06.2018 (2018-06-07) 段落[0027]-[0058],[0062]-[0070],[0092]	1-2,18-20
Y	段落[0027]-[0058],[0062]-[0070],[0092]	3-17
Y	US 2020/0355721 A1 (BEFLEX INC.) 12.11.2020 (2020-11-12) 段落[0040]-[0042],[0047],[0081]	3-17
Y	JP 2011-41752 A (フィールファイン株式会社) 03.03.2011 (2011-03-03) 段落[0060]	4,8,10-17
Y	JP 2015-528316 A (ドーサヴィ ピーティーワイ. エルティーディー.) 28.09.2015 (2015-09-28) 段落[0010]-[0029]	7-17
Y	JP 2019-195633 A (ビフレクス インコーポレイテッド) 14.11.2019 (2019-11-14) 段落[0086]-[0088]	10-17

☐ 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	国際調査報告の発送日
12.10.2022	25.10.2022

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）
▲高▼木　尚哉 2Q 3611

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2022/034480

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
WO 2018/101071 A1	07.06.2018	US 2020/0054249 A1 段落[0053]-[0084],[0088]-[0096],[0116]	
US 2020/0355721 A1	12.11.2020	EP 3735902 A1 段落[0028]-[0030],[0035],[0069] KR 10-2020-0129286 A 段落[0032]-[0034],[0039],[0077] CN 111904427 A 段落[0044]-[0048],[0053],[0091]	
JP 2011-41752 A	03.03.2011	（ファミリーなし）	
JP 2015-528316 A	28.09.2015	US 2015/0201868 A1 段落[0014]-[0046] CN 104780840 A 段落[0010]-[0047]	
JP 2019-195633 A	14.11.2019	US 2019/0224529 A1 段落[0169]-[0173] KR 10-2022942 B1 段落[0093]-[0099]	