

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-239

(P2017-239A)

(43) 公開日 平成29年1月5日(2017.1.5)

(51) Int.Cl.
A63B 71/06 (2006.01)

F I
A63B 71/06

テーマコード (参考)

J

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2015-114838 (P2015-114838)
(22) 出願日 平成27年6月5日 (2015.6.5)

(71) 出願人 000116024
ローム株式会社
京都府京都市右京区西院溝崎町2 1 番地
(71) 出願人 504137912
国立大学法人 東京大学
東京都文京区本郷七丁目3 番1号
(74) 代理人 110001933
特許業務法人 佐野特許事務所
(72) 発明者 西山 秀樹
京都市右京区西院溝崎町2 1 番地 ローム株式会社内
(72) 発明者 小林 匡
京都市右京区西院溝崎町2 1 番地 ローム株式会社内

最終頁に続く

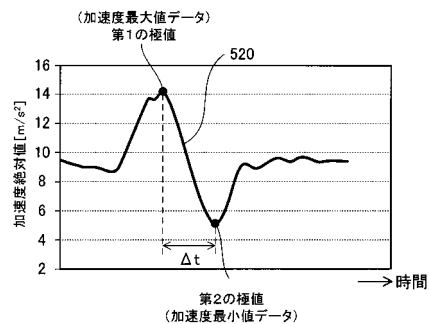
(54) 【発明の名称】 指標導出装置、ウェアラブル機器及び携帯機器

(57) 【要約】

【課題】 簡素な構成にて筋肉強度を測定する。

【解決手段】 胸の前に加速度センサを含んだ装置を配置した状態で被験者はS T S (sit-to-stand) 動作を行う。検出加速度の三軸成分から成る加速度ベクトルの大きさの信号より加速度最大値データを取得し、加速度最大値データと被験者の筋肉量又は体脂肪量を用いて、人体の筋力に関する筋力指標 (S T S 運動における単位筋肉量あたりの加速度最大値) を導出する。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

加速度を検出する加速度センサと、
前記加速度センサの検出結果に基づき人体の筋力に関する筋力指標を導出する演算処理部と、を備えた
ことを特徴とする指標導出装置。

【請求項 2】

前記演算処理部は、前記人体が所定運動を行う評価期間中における前記加速度センサの
検出結果に基づいた加速度信号に基づき、前記筋力指標を導出する
ことを特徴とする請求項 1 に記載の指標導出装置。

10

【請求項 3】

前記演算処理部は、前記加速度信号に含まれる加速度最大値データを用いて、前記筋力
指標を導出する
ことを特徴とする請求項 2 に記載の指標導出装置。

【請求項 4】

前記演算処理部は、前記加速度最大値データと前記人体の体重と前記人体の体脂肪率を
用いて、又は、前記加速度最大値データと前記人体の体重と前記人体の体脂肪量を用いて
、前記筋力指標を導出する
ことを特徴とする請求項 3 に記載の指標導出装置。

【請求項 5】

前記演算処理部は、前記加速度最大値データと前記人体の体重と前記人体の筋肉率を用
いて、又は、前記加速度最大値データと前記人体の筋肉量を用いて、前記筋力指標を導出
する
ことを特徴とする請求項 3 に記載の指標導出装置。

20

【請求項 6】

前記筋力指標導出部は、前記所定運動における前記人体の単位筋肉量あたりの加速度最
大値を、前記筋力指標として導出する
ことを特徴とする請求項 4 又は 5 に記載の指標導出装置。

【請求項 7】

前記加速度センサによる検出加速度は、前記人体の運動による加速度成分と重力による
加速度成分とを含み、
前記演算処理部は、前記加速度最大値データから前記重力による加速度成分を除去した
値を用いて、前記筋力指標を導出する
ことを特徴とする請求項 3 ~ 6 の何れかに記載の指標導出装置。

30

【請求項 8】

前記加速度センサは、前記加速度を互いに直交する三軸方向の夫々において検出し、
前記筋力指標の導出に用いる前記加速度信号は、前記三軸方向の加速度にて形成される
加速度ベクトルの大きさを示す
ことを特徴とする請求項 2 ~ 7 の何れかに記載の指標導出装置。

【請求項 9】

前記所定運動は、前記人体が立ち上がる運動を含む
ことを特徴とする請求項 2 ~ 8 の何れかに記載の指標導出装置。

40

【請求項 10】

請求項 1 ~ 9 の何れかに記載の指標導出装置を備えた
ことを特徴とするウェアラブル機器。

【請求項 11】

請求項 1 ~ 9 の何れかに記載の指標導出装置を備えた
ことを特徴とする携帯機器。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

50

【0001】

本発明は、指標導出装置、ウェアラブル機器及び携帯機器に関する。

【背景技術】

【0002】

被験者の体力を推し量るための動作の一つとして、椅子立ち上がり動作とも呼ばれるSTS (sit-to-stand) 動作がある。STS動作は、相対的に低い支持基底面から相対的に高い位置に被験者の体重心を移動させる動作である。

【0003】

下記非特許文献1では、STS動作における尻、膝及び踵の力のモーメントの関係性がまとめられており、どのような立ち方のSTS動作であっても、健常者の尻と膝の力のモーメントの和は一定値(1.53 N・m/kg)であって、その和と踵の力のモーメントの間には殆ど相関がないことが報告されている。また、STS動作において尻と膝の力のモーメントの和が上記一定値に満たない場合、立ち上がるまでの能力に何らかの問題があると考えられ、寝たきり防止やリハビリ指南のためにも、適切な運動療法が必要であることも報告されている。

10

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】Shinsuke Yoshioka、他3名、“Computation of kinematics and the minimum peak joint moments of sit-to-stand movements”、BioMedical Engineering On Line、2007年、6:26、p.1-14、(“<http://www.biomedical-engineering-online.com/content/6/1/26>”から当該論文を取得可能)

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

非特許文献1に記載の方法では、被験者の尻及び膝の夫々に蛍光塗料を塗り、STS動作において蛍光塗料が塗られた各部位の動きを高感度カメラを用いて観測し、運動方程式を用いて力のモーメントを導出している。非特許文献1は実験研究に基づく論文であることもあり、当該論文の方法を用いて何らかの体力の測定を行い得る機器を構成しようとすると、必要な装置が多くなって機器が高価となる(よって実用的ではない)。

30

【0006】

そこで本発明は、簡素な構成にて人体の体力測定を可能にし得る指標導出装置、ウェアラブル機器及び携帯機器を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明に係る指標導出装置は、加速度を検出する加速度センサと、前記加速度センサの検出結果に基づき人体の筋力に関する筋力指標を導出する演算処理部と、を備えたことを特徴とする。

【0008】

具体的には例えば、前記演算処理部は、前記人体が所定運動を行う評価期間中における前記加速度センサの検出結果に基づいた加速度信号に基づき、前記筋力指標を導出すると良い。

40

【0009】

より具体的には例えば、前記演算処理部は、前記加速度信号に含まれる加速度最大値データを用いて、前記筋力指標を導出すると良い。

【0010】

更に具体的には例えば、前記演算処理部は、前記加速度最大値データと前記人体の体重と前記人体の体脂肪率を用いて、又は、前記加速度最大値データと前記人体の体重と前記人体の体脂肪量を用いて、前記筋力指標を導出すると良い。

【0011】

50

或いは例えば、前記演算処理部は、前記加速度最大値データと前記人体の体重と前記人体の筋肉率を用いて、又は、前記加速度最大値データと前記人体の筋肉量を用いて、前記筋力指標を導出しても良い。

【0012】

そして例えば、前記筋力指標導出部は、前記所定運動における前記人体の単位筋肉量あたりの加速度最大値を、前記筋力指標として導出することができる。

【0013】

また例えば、前記加速度センサによる検出加速度は、前記人体の運動による加速度成分と重力による加速度成分とを含み、前記演算処理部は、前記加速度最大値データから前記重力による加速度成分を除去した値を用いて、前記筋力指標を導出すると良い。

10

【0014】

また例えば、前記加速度センサは、前記加速度を互いに直交する三軸方向の夫々において検出し、前記筋力指標の導出に用いる前記加速度信号は、前記三軸方向の加速度にて形成される加速度ベクトルの大きさを示していると良い。

【0015】

また例えば、前記所定運動は、前記人体が立ち上がる運動を含んでいると良い。

【0016】

そして、前記指標導出装置を備えたウェアラブル機器を構成することができる。

【0017】

また、前記指標導出装置を備えた携帯機器を構成することもできる。

20

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、簡素な構成にて人体の体力測定を可能にし得る指標導出装置、ウェアラブル機器及び携帯機器を提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の第1実施形態に係る測定装置の構成を示す図である。

【図2】図1の測定装置が被験者に装着される様子を示した図である。

【図3】図1の測定装置における機能ブロックの構成図である。

【図4】図1の測定装置における加速度センサでの3軸と検出された加速度ベクトルを示す図である。

30

【図5】評価用運動を経て被験者が直立している様子を示す図である。

【図6】評価用運動の説明図である。

【図7】加速度センサの検出結果に基づく加速度絶対値信号の波形図である。

【図8】図7の加速度絶対値信号に対してフィルタリング処理を施して得られる信号の波形図である。

【図9】原信号とフィルタリング信号との関係を示す図である。

【図10】複数の被験者に対して導出された指標 (P_1) の分布を年齢を横軸にとって示した図である。

【図11】複数の被験者に対して導出された指標 (P_2) の分布を年齢を横軸にとって示した図である。

40

【図12】測定装置の使用例の具体的な流れを示す図である。

【図13】互いに無線接続された測定装置及び端末装置を示す図である。

【図14】クラス分け処理を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、本発明の実施形態の例を、図面を参照して具体的に説明する。参照される各図において、同一の部分には同一の符号を付し、同一の部分に関する重複する説明を原則として省略する。尚、本明細書では、記述の簡略化上、情報、信号、物理量又は部材等を参照する記号又は符号を記すことによって、該記号又は符号に対応する情報、信号、物理量又

50

は部材等の名称を省略又は略記することがある。

【 0 0 2 1 】

< < 第 1 実施形態 > >

本発明の第 1 実施形態を説明する。本実施形態では、被験者の筋肉強度等を軽量且つ低価格で評価できるように構成された測定装置を説明する（筋肉強度の意義については後述される）。非特許文献 1 の方法では最低 2 箇所（尻と膝）の観測点が必要であったが、本測定装置では 1 つの加速度センサのみを用いて筋肉強度等の評価が可能となる。非特許文献 1 の方法における 2 箇所（尻と膝）での観測に相当する観測を、1 つの加速度センサで実現するためには、尻及び膝の力のモーメントの和と相関がある部位での加速度観測が適切であると考えられ、その部位としては、胸の前が最適又は好適である。また、下半身だけの力だけで思いきり立ち上がることが S T S 動作では重要である。故に、加速度センサを被験者の手や胸に装着（例えば密着）させ、両手を胸の前で交差させた状態にて思いきり立ち上がる動作での加速度観測が最適又は好適である。

10

【 0 0 2 2 】

このような動作を利用して筋肉強度等の測定を行う測定装置の構成を説明する。図 1（a）は、本実施形態に係る測定装置 M D の外観側面図である。図 1（b）は、測定装置 M D における筐体 3 内の構成を示す模式図である。測定装置 M D は、部品群 1、基板 2、筐体 3 及び装着バンド 4 を備える。装着バンド 4 は測定装置 M D の構成要素に含まれないと考えても良い。基板 2 上に部品群 1 を構成する各電子部品が実装される。部品群 1 が実装された基板 2 は、所定形状を有する樹脂又は金属にて形成された筐体 3 内に収容及び固定される。筐体 3 の外形形状は任意であり、例えば円筒形状又は直方体形状を有している。ここでは、説明の具体化のため、筐体 3 は円筒形状を有しているものとする。

20

【 0 0 2 3 】

筐体 3 には、おおむね輪の形状を有した装着バンド 4 が取り付けられている。装着バンド 4 は、例えば、ゴム、樹脂若しくは金属又はそれらの組み合わせにより形成される。装着バンド 4 は、部品群 1 及び基板 2 を内包した筐体 3 を、被験者である人体に装着及び固定させるために設けられる。ここでは説明の具体化のため、図 2 に示す如く、測定装置 M D が、腕時計又はリストバンドのように、装着バンド 4 を用いて被験者の手首部分に巻きつけられるものとする。これにより、筐体 3 の一面（円筒形状の底面の一方）が被験者の手首に密着及び固定せしめられる。但し、装着バンド 4 を用いることなく、筐体 3 の一面が被験者の胸の皮膚に直接接するように筐体 3 を胸に密着固定させても良い。

30

【 0 0 2 4 】

図 3 は、部品群 1 の構成図である。部品群 1 は、加速度センサ 1 1 及び演算処理部 1 2 を備える。加速度センサ 1 1 及び演算処理部 1 2 を構成する部品以外にも、様々な部品を基板 2 に実装することができ、また筐体 3 内に収めておくことができる。特に図示しないが例えば、加速度センサ 1 1 及び演算処理部 1 2 を駆動させるための電源電圧をそれらに供給する電源回路が基板 2 に実装され、また、当該電源回路に電力を供給する電池（リチウムイオン電池等）が筐体 3 内に収められていて良い。

【 0 0 2 5 】

加速度センサ 1 1 は、加速度センサ 1 1（従って筐体 3 又は測定装置 M D）が動かされるよって生じる X 軸方向、Y 軸方向及び Z 軸方向の加速度を個別に検出する三軸加速度センサである。筐体 3 は被験者に密着及び固定されている一方で加速度センサ 1 1 は筐体 3 内の所定位置に固定されているため、加速度センサ 1 1 にて検出される加速度は、被験者の運動（動き）による加速度を含む。図 4 に示す如く、X 軸、Y 軸及び Z 軸は互いに直交している。加速度センサ 1 1 は加速度をベクトル量として検出することができ、加速度センサ 1 1 によって検出されたベクトル量としての加速度を加速度ベクトルと呼ぶ。図 4 のベクトル V E C は、X 軸、Y 軸及び Z 軸方向の加速度にて形成される加速度ベクトルを表している。つまり、加速度ベクトルの X 軸、Y 軸、Z 軸成分は、夫々、加速度センサ 1 1 によって検出された X 軸方向の加速度、Y 軸方向の加速度、Z 軸方向の加速度である。

40

【 0 0 2 6 】

50

演算処理部 12 は、マイクロコンピュータ等にて実現され、加速度センサ 11 によって検出された加速度（以下、検出加速度と称することがある）に基づいて被験者の筋肉強度等を推定及び導出することができる。演算処理部 12 を半導体集積回路にて形成することができる。

【0027】

被験者の筋肉強度等を推定及び導出するための方法について説明する。測定装置 MD は、被験者が所定の評価用運動を行っている期間を含む所定の評価期間中の検出加速度に基づき、被験者の筋肉強度等を推定及び導出することができる。

【0028】

評価用運動は、所定面である椅子の座面に座っている状態から立ち上がって直立する S T S 動作である。椅子の座面の高さは所定の高さであって良い。但し、被験者が椅子の座面に座っているときに、被験者の両足の裏のつま先及び踵が地面に接しているべきである。例えば、椅子の座面は、被験者の身長の高さの 20% ~ 30% の高さを有する。評価用運動において、被験者は両手を胸の前にて交差させた状態で全力で椅子の座面から立ち上がる。図 5 は、立ち上がった直後の被験者の正面模式図である。図 6 は、評価期間中における被験者の簡素な側面模式図である。

10

【0029】

本実施形態では、筐体 3 の一面（円筒形状の底面の一方）が被験者の手首に密着及び固定せしめられる。故に、両手を胸の前にて交差させた状態では、加速度センサ 11 が被験者の概ね胸の前で固定配置される。筐体 3 が被験者の胸に直接接触するように固定配置された状態で評価用運動を行うようにしても良い。つまり、評価用運動では、加速度センサ 11 を収容した筐体 3（又は加速センサ 11 そのもの）を被験者の手又は胸に装着（例えば密着）した状態で、被験者が椅子の座面から全力で立ち上がる。

20

【0030】

S T S 動作における加速度変化の方向は主として鉛直方向であり、鉛直方向における加速度変化内容に被験者の筋力を反映した情報が含まれる。但し、被験者に対する筐体 3 の装着の仕方に依存して、加速度センサ 11 における X 軸、Y 軸及び Z 軸方向と鉛直方向との関係は様々に変化しうる可能性が高い。そこで、測定装置 MD では、X 軸、Y 軸、Z 軸方向の加速度の夫々を個別に評価するのではなく、加速度ベクトルの大きさを評価するようにする。加速度ベクトルの大きさを加速度絶対値と呼び、加速度絶対値を信号値として持つ信号を加速度絶対値信号と呼ぶ。本実施形態において、特に記述無き限り、加速度絶対値とは、評価期間中の加速度絶対値であると解され、加速度絶対値信号とは、評価期間中の加速度絶対値を信号値として持つ信号であると解される。

30

【0031】

図 7 に、或る被験者が評価用運動を行ったときの加速度絶対値信号 510 の波形（換言すれば、加速度絶対値の信号波形）を示す。図 7 のグラフにおいて、横軸は時間を表し、縦軸は加速度絶対値を表している（後述の図 8 のグラフにおいても同様）。信号 510 に対応する被験者はいわゆる健常者に相当し、一般に、健常者の S T S 動作においては、椅子から尻が離れる部分と直立停止の直前部分において加速度絶対値に大きな変化が現れる。図 7 において、信号 511 が現れる期間は椅子から尻が離れる期間に相当し、その後の信号 512 が現れる期間は直立停止の直前期間に相当する。また、信号 511 が現れる期間より前の、加速度絶対値が概ね $9.8 [m/s^2]$ となっている期間は、被験者が椅子から立ち上がる前の期間（例えば被験者が椅子に座って静止している期間）である。加速度センサ 11 は重力による加速度を検出可能なセンサとして構成されており、結果、被験者が椅子から立ち上がる前の期間（例えば被験者が椅子に座って静止している期間）では、重力加速度のみが加速度センサ 11 にて検出されることになる。

40

【0032】

尚、本実施形態では、加速度センサ 11 のサンプリング周波数（即ち、加速度を周期的に検出する際の検出周期の逆数）を 200 Hz（ヘルツ）とした。加速度センサ 11 のサンプリング周波数を 200 Hz 以外にすることも勿論可能であるが、その場合には、サン

50

プリング周波数に応じて後述のフィルタリング処理の適正化を図ると良い。

【 0 0 3 3 】

一般に、加速度センサ 1 1 は外乱ノイズに敏感であり、たとえ筐体 3 を胸や手にしっかりと固定したとしても、衣服の擦れやさらには皮膚の動きにも過敏に反応する。これを考慮し、測定装置 M D では、加速度センサ 1 1 の検出加速度そのものを表す加速度絶対値信号に対しフィルタリング処理を適用する。このフィルタリング処理は、加速度絶対値信号における比較的低い周波数の信号成分を減衰させ、加速度絶対値信号における比較的高い周波数の信号成分を通過させるローパスフィルタ処理である。本実施形態では、4 次のバターワースローパスデジタルフィルタによるローパスフィルタ処理をフィルタリング処理として用い、当該ローパスフィルタ処理のカットオフ周波数を 5 H z に設定した。

10

【 0 0 3 4 】

フィルタリング処理前の加速度絶対値信号である図 7 の加速度絶対値信号 5 1 0 に対しフィルタリング処理を施して得られる信号、即ち、フィルタリング処理後の加速度絶対値信号 5 2 0 の波形を、図 8 に示す。以下では、記述の簡略化及び明確化のため、図 9 に示す如く、加速度絶対値信号 5 1 0 のようなフィルタリング処理前の加速度絶対値信号を原信号と呼び、加速度絶対値信号 5 2 0 のようなフィルタリング処理後の加速度絶対値信号をフィルタリング信号と呼ぶ。原信号又はフィルタリング信号の信号値は、加速度絶対値である。

【 0 0 3 5 】

評価期間中においてフィルタリング信号の信号値である加速度絶対値は、概ね一定値 ($9.8 [m/s^2]$) に保たれる期間を経て増加し被験者の尻が椅子から離れるタイミング付近にて第 1 の極値をとり、その後、減少して上記一定値に到達し、更に減少して被験者の直立停止の直前タイミング付近にて第 2 の極値をとり、その後、増加して上記一定値に到達する。

20

【 0 0 3 6 】

第 1 の極値は、評価期間中におけるフィルタリング信号の最大信号値であり、これを加速度最大値データと呼ぶ。図 8 の例において、加速度最大値データは約 $14.3 [m/s^2]$ である。第 2 の極値は、評価期間中におけるフィルタリング信号の最小信号値であり、これを加速度最小値データと呼ぶ。図 8 の例において、加速度最小値データは約 $5.0 [m/s^2]$ である。尚、フィルタリング信号において、信号値が第 1 の極値を取るタイミングと信号値が第 2 の極値を取るタイミングとの時間差を t にて表す (t の利用法については後述) 。

30

【 0 0 3 7 】

加速度センサ 1 1 による検出加速度は、静的成分と慣性成分を含んでいる。静的成分は、重力による加速度成分と、被験者の運動とは別の外力による加速度成分とを含む。ここでは、測定装置 M D を地球上で用いることを想定し、重力による加速度成分の大きさを $9.8 [m/s^2]$ とみなす。重力加速度が働く方向は、当然、鉛直方向である。慣性成分は被験者の動きによる加速度成分であり、S T S 動作において必要な成分は慣性成分である。通常の S T S 動作においては外力ゼロ且つ重力一定であると考えられるので、慣性成分は、検出加速度から重力による加速度成分を差し引いたものであると考えて良い。

40

【 0 0 3 8 】

演算処理部 1 2 は、原信号にフィルタリング処理を施すことでフィルタリング信号を生成するフィルタ部 (不図示) を有し、評価期間中の原信号に基づくフィルタリング信号に基づいて、被験者の筋力等に関する様々な指標を導出する。尚、上記フィルタ部を、演算処理部 1 2 に設けるのではなく、加速度センサ 1 1 と演算処理部 1 2 との間に挿入するようにしても良い。

【 0 0 3 9 】

[指標 P_1 の導出]

フィルタリング信号に基づいて導出される指標には指標 P_1 が含まれていて良い。指標 P_1 は、例えば、

50

$P_1 = (\text{加速度最大値データ} - \text{重力加速度}) / (\text{体重} \times \text{筋肉率})$ 、即ち、
 $P_1 = (ACC_{MAX} - 9.8) / (WEIGHT \times MS_{PER}) \dots (1A)$
 にて表される。 ACC_{MAX} は $[m/s^2]$ を単位とする加速度最大値データであり、 $WEIGHT$ は被験者の体重を表し、 MS_{PER} は被験者の筋肉率を表す。被験者の筋肉率は、被験者の体重を占める被験者の筋肉量の割合を指すため、指標 P_1 は、

$P_1 = (\text{加速度最大値データ} - \text{重力加速度}) / \text{筋肉量}$ 、
 とも表現できる。即ち、式(1A)を下記式(1B)に書き直すこともできる。

$P_1 = (ACC_{MAX} - 9.8) / MS_{AMT} \dots (1B)$
 MS_{AMT} は被験者の筋肉量(即ち被験者の体に含まれる筋肉の重さ)を表す。

【0040】

演算処理部12は、式(1A)又は式(1B)を用いて指標 P_1 を導出して良い。式(1A)又は式(1B)を用いて指標 P_1 を導出する際、被験者の体重 $WEIGHT$ と筋肉率 MS_{PER} 、又は、被験者の筋肉量 MS_{AMT} は、予め演算処理部12に与えられているものとする。

【0041】

しかしながら、一般に筋肉率又は筋肉量を正確に知ることは容易ではない。そこで、人体が“筋肉”と“脂肪”と“骨及び内臓”から形成されると考えると共に“骨及び内臓”は被験者の体格差に関係なく一定であると仮定すると、筋肉率又は筋肉量の代わりに、比較的容易に測定及び取得しやすい体脂肪率又は体脂肪量を用いて指標 P_1 を導出することができる。

【0042】

つまり例えば、演算処理部12は、式(2A)又は式(2B)を用いて指標 P_1 を導出して良い。

$$P_1 = (ACC_{MAX} - 9.8) / WEIGHT \times (1 - BF_{PER}) \dots (2A)$$

$$P_1 = (ACC_{MAX} - 9.8) / (WEIGHT - BF_{AMT}) \dots (2B)$$

BF_{PER} は被験者の体脂肪率を表す。 BF_{AMT} は被験者の体脂肪量(即ち被験者の体に含まれる脂肪の重さ)を表す。式(2A)及び式(2B)では、簡単化のため、“骨及び内臓”の重さを無視していることになる。式(2A)又は式(2B)を用いて指標 P_1 を導出する際、被験者の体重 $WEIGHT$ と体脂肪率 BF_{PER} 、又は、被験者の体重 $WEIGHT$ と体脂肪量 BF_{AMT} は、予め演算処理部12に与えられているものとする。

【0043】

或いは例えば、演算処理部12は、式(2C)又は式(2D)を用いて指標 P_1 を導出して良い。

$$P_1 = (ACC_{MAX} - 9.8) / WEIGHT \times (1 - BF_{PER} - K_{A1}) \dots (2C)$$

$$P_1 = (ACC_{MAX} - 9.8) / (WEIGHT - BF_{AMT} - K_{A2}) \dots (2D)$$

【0044】

K_{A1} は、被験者の体に含まれる“骨及び内臓”の重さの、被験者の体重に対する比率を表すものとして予め設定された値である。 K_{A2} は、被験者の体に含まれる“骨及び内臓”の重さを表すものとして予め設定された値である。式(2C)又は式(2D)を用いて指標 P_1 を導出する際にも、被験者の体重 $WEIGHT$ と体脂肪率 BF_{PER} 、又は、被験者の体重 $WEIGHT$ と体脂肪量 BF_{AMT} は、予め演算処理部12に与えられているものとする。

【0045】

式(1A)、(1B)、(2A)~(2D)の各右辺における分母は、被験者の筋肉量そのもの、又は、被験者の筋肉量の近似値を表す。故に、指標 P_1 は、評価用運動としてのSTS動作における、被験者の単位筋肉量あたりの加速度最大値を表しており、これを筋肉強度と呼ぶ。筋肉強度は被験者の筋力に依存するため、筋肉強度は被験者の筋力に関

10

20

30

40

50

する指標（筋力指標）と言える。筋力は、持続的に作動する筋肉の力と瞬間的に作動する筋肉の力（即ち瞬発力）とに大別されるが、加速度の検出結果に基づく筋力は後者に属すると考えられる。

【0046】

指標 P_1 は、筋肉量の大小ではなく、筋肉の使用効率を表しているとも言える。つまり、指標 P_1 が高い方が、筋肉を効率よく使いこなせていると考えることができ、故に、指標 P_1 が高い方が、筋肉強度が優秀であると考えられることができる。例えば、筋肉質に見える人であっても、指標 P_1 が低ければ筋肉を効率良く使いこなせていない可能性があると言える。また例えば式(2A)等を用いて指標 P_1 を導出することを考えた場合、体重の比較的重い人や体脂肪率の比較的低い人は、そうでない人と比べて高い指標 P_1 を達成しにくくなる。この場合、指標 P_1 に関して、体重の比較的重い人や体脂肪率の比較的低い人が優秀な成績をおさめるためには、そうでない人と比べて、より大きな加速度最大値を達成しなければならない（即ち、より素早く立ち上がらなければならない）。

10

【0047】

図10に、指標 P_1 に関する実験の結果データを示す。当該実験では、複数の被験者に評価用運動を行わせ、各被験者について上述の方法により指標 P_1 を導出した。但し、指標 P_1 の導出の際、式(2A)を用いた。図10では、各被験者の年齢を横軸にとり、導出された指標 P_1 を縦軸にとっている。複数の被験者には男性8人と女性6人が含まれ、複数の被験者の年齢は30歳台から70歳台まで広く分布している。図10において、黒塗りの四角形は男性に対応し、白抜きの円は女性に対応している（後述の図11においても同様）。当該実験により、所定年齢（例えば30歳）以上では、被験者の年齢が増大するにつれて指標 P_1 が低下してゆく傾向にあることが分かる。この傾向は、年齢が増大するにつれて筋力が衰えがちになるという実態に即していると考えられ、このことから、指標 P_1 が被験者の筋力の状態を表す指標として適切なものであることが伺える。

20

【0048】

図10において、直線540は、当該実験における各年齢での指標 P_1 の平均値を表しており、式「 $y = ax + b$ 」にて表される。この式において、 y は指標 P_1 の値を表し、 x は被験者の年齢を表し、 a 及び b は直線540を特徴付ける係数である。より多くの被験者に対して上記実験を行って直線540を求めるようにすれば、係数 a 及び b の値をより実態に即したものとすることができる。ここでは、 y が x の一次関数であると考えたが、 y が x の高次関数（二次以上の関数）であると考えるようにしても良い。

30

【0049】

[指標 P_2 の導出]

フィルタリング信号に基づいて導出される指標には指標 P_2 が含まれていて良い。指標 P_2 は、例えば、

$P_2 = (\text{加速度最大値データ} - \text{重力加速度}) / (\text{体重} \times \text{体脂肪率})$ 、即ち、

$$P_2 = (ACC_{MAX} - 9.8) / (WEIGHT \times BFP_{ER}) \quad \dots (3A)$$

にて表される。 ACC_{MAX} は $[m/s^2]$ を単位とする加速度最大値データであり、被験者の体脂肪率 BFP_{ER} は、被験者の体重 $WEIGHT$ を占める被験者の体脂肪量の割合を指すため、指標 P_2 は、

40

$P_2 = (\text{加速度最大値データ} - \text{重力加速度}) / \text{体脂肪量}$ 、

とも表現できる。即ち、式(3A)を式(3B)に書き直すこともできる。

$$P_2 = (ACC_{MAX} - 9.8) / BFA_{MT} \quad \dots (3B)$$

【0050】

演算処理部12は、式(3A)又は式(3B)を用いて指標 P_2 を導出して良い。式(3A)又は式(3B)を用いて指標 P_2 を導出する際、被験者の体重 $WEIGHT$ と体脂肪率 BFP_{ER} 、又は、被験者の体脂肪量 BFA_{MT} は、予め演算処理部12に与えられているものとする。

【0051】

指標 P_2 は、評価用運動としてのSTS動作における、被験者の単位体脂肪量あたりの

50

加速度最大値を表している。一般に、やせ形筋肉質の人がそうでない人よりも高い指標 P_2 を達成し易くなるため、指標 P_2 を肥満傾向を示すデータとして用いることができる。

【0052】

図10に対応する上記実験で得られた加速度最大値データを用い、複数の被験者について導出した指標 P_2 を図11に示す。図11では、各被験者の年齢を横軸にとり、導出された指標 P_2 を縦軸にとっている。指標 P_1 に対する同様の考え方を指標 P_2 にも適用し、複数の被験者に対して求めた指標 P_2 から、年齢と指標 P_2 との関係式を導出することが可能である。

【0053】

[指標 P_3 の導出]

フィルタリング信号に基づいて導出される指標には指標 P_3 が含まれていて良い。指標 P_3 は、評価期間中におけるフィルタリング信号の波形形状に基づき導出される。例えば、指標 P_3 は、下記(4A)、(4B)又は(4C)によって算出される。

$$P_3 = k_{B1} (ACC_{MAX} - 9.8) - k_{B2} \cdot t \quad \dots (4A)$$

$$P_3 = k_{B1} (ACC_{MAX} - 9.8) / t \quad \dots (4B)$$

$$P_3 = k_{B1} / t \quad \dots (4C)$$

【0054】

k_{B1} 及び k_{B2} は予め定められた正の係数である。 t の意義は図8を参照して上述した通りである。被験者の筋力(瞬発力)が強くなり素早く立ち上がるほど、加速度最大値データ ACC_{MAX} が大きくなり、また時間 t も短くなると考えられる。故に、指標 P_1 と同様、指標 P_3 も被験者の筋力に依存するため被験者の筋力に関する指標(筋力指標)と言える。

【0055】

[実験データ収集処理について]

測定装置MDを用いて、以下の実験データ収集処理を行うことができる。実験データ収集処理は、例えば、測定装置MDが製品として消費者(一般消費者や介護又は医療従事者など)に使用される前の測定装置MDの設計又は製造段階において実行される。実験データ収集処理は、単位実験の繰り返しから成る。単位実験では、或る年齢の一人の被験者に評価用運動を行わせ、その被験者について上述の方法により指標 $P_1 \sim P_3$ を導出する。このような単位実験を、様々な年齢を持つ多数の被験者に対して実行する。

【0056】

互いに分離した第1~第n年齢層を定義する。 n は2以上の整数であり、任意の整数 i に関し、第 $(i+1)$ 年齢層に属する年齢は第 i 年齢層に属する年齢よりも高いものとする。

【0057】

第 i 年齢層に属する複数の被験者について導出された複数の指標 P_1 の平均値、分散の正の平方根を、夫々、 $AVE_{P_1}[i]$ 、 $\sigma_{P_1}[i]$ にて表す。

第 i 年齢層に属する複数の被験者について導出された複数の指標 P_2 の平均値、分散の正の平方根を、夫々、 $AVE_{P_2}[i]$ 、 $\sigma_{P_2}[i]$ にて表す。

第 i 年齢層に属する複数の被験者について導出された複数の指標 P_3 の平均値、分散の正の平方根を、夫々、 $AVE_{P_3}[i]$ 、 $\sigma_{P_3}[i]$ にて表す。

【0058】

実験データ収集処理では、多数の被験者に対する単位実験の結果から、 $AVE_{P_1}[1] \sim AVE_{P_1}[n]$ 、 $\sigma_{P_1}[1] \sim \sigma_{P_1}[n]$ 、 $AVE_{P_2}[1] \sim AVE_{P_2}[n]$ 、 $\sigma_{P_2}[1] \sim \sigma_{P_2}[n]$ 、 $AVE_{P_3}[1] \sim AVE_{P_3}[n]$ 及び $\sigma_{P_3}[1] \sim \sigma_{P_3}[n]$ から成るクラス分け用データ群が導出される。尚、クラス分け用データ群を導出するための演算は、測定装置MDと異なる任意の演算装置(不図示)にて行われても良い。

【0059】

尚、男性についてのクラス分け用データ群と女性についてのクラス分け用データ群を別

10

20

30

40

50

々に導出することもできるが、以下では、説明の簡略化上、特に記述なき限り、被験者は男性であるものとし且つクラス分け用データ群は男性についてのクラス分け用データ群を指すものとする。

【0060】

[測定装置の具体的な利用例]

図12を参照し、クラス分け用データ群の利用方法の説明を含む、測定装置MDの使用例の具体的な流れを説明する。図12のステップS11～S15の動作は、クラス分け用データ群が取得された後に実行される。

【0061】

まず、ステップS11において、被験者及び測定装置MDの状態を測定準備状態とする。測定準備状態では、被験者が所定の椅子に座っており、測定装置MDの筐体3の一面が被験者の手首（又は胸）に密着及び固定される。

10

【0062】

次に、ステップS12において、被験者又は他の人物が、スタンバイ操作を測定装置MDに入力する。測定装置MDは、スタンバイ操作の入力有無を検出することができる。スタンバイ操作は、例えば、筐体3に設けられた不図示の操作ボタンを押す操作である。この場合、測定装置MDは、操作ボタンの押下の有無を監視していれば良い。操作ボタンはタッチパネル上のボタンでも良い。或いは例えば、スタンバイ操作は、測定装置MDに無線接続された端末装置TM（図13参照）に対する所定操作の入力を指す。この場合、所定操作の入力を受けた外部機器TMが、その旨を測定装置MDに伝達することでスタンバイ操作の入力が検知される。測定装置MD及び端末装置TMの夫々は無線処理部（無線モジュール）を有し、無線処理部を用いて任意の情報を無線にて送受信可能である。端末装置TMは、例えば、情報端末、携帯電話機、パーソナルコンピュータである。所謂スマートホンは、情報端末、携帯電話機又はパーソナルコンピュータに属する。

20

【0063】

スタンバイ操作の入力後又は入力前に、被験者は両手を胸の前にて交差させた状態にする。スタンバイ操作の入力後、速やかに、ステップS13にて被験者は上述の評価用運動を行う。演算処理部12は、スタンバイ操作の入力タイミングを評価期間の開始タイミングとみなせば良い。評価期間の長さは所定時間（例えば10秒）であっても良い。この場合、演算処理部12は、スタンバイ操作の入力タイミングから所定時間が経過したタイミングを評価期間の終了タイミングとみなす。或いは例えば、フィルタリング信号における加速度最小値データが観測された時点で評価期間を終了させても良い。

30

【0064】

評価期間の終了後、ステップS14において、演算処理部12は、評価期間中の加速度センサ11の検出結果に基づき上述の指標 $P_1 \sim P_3$ の全部又は一部を導出する。その後のステップS15において、演算処理部12は、ステップS14にて導出した指標とクラス分け用データ群とに基づきクラス分け処理を行う。ここでは、演算処理部12が内包する不揮発性メモリ（不図示）にクラス分け用データ群が予め格納されていると考えてクラス分け処理を説明する。

【0065】

例えば、被験者の年齢が第*i*年齢層に属する場合を考える（*i*は1以上*n*以下の何れかの整数）。被験者の年齢が第*i*年齢層に属するという情報は予め測定装置MDに与えられる。

40

【0066】

この場合において例えば、図14に示す如く、ステップS14にて導出した指標 P_1 についてのクラス分け処理では、指標 P_1 を、

$$" P_1 < AVE_{P_1} [i] - 2 \cdot P_1 [i] "$$

の成立時には第1クラスに分類し、

$$" AVE_{P_1} [i] - 2 \cdot P_1 [i] \leq P_1 \leq AVE_{P_1} [i] - P_1 [i] "$$

の成立時には第2クラスに分類し、

50

$$“ AVE_{P_1}[i] - P_1[i] < P_1 < AVE_{P_1}[i] + P_1[i] ”$$

の成立時には第3クラスに分類し、

$$“ AVE_{P_1}[i] + P_1[i] > P_1 > AVE_{P_1}[i] + 2 \cdot P_1[i] ”$$

の成立時には第4クラスに分類し、

$$“ AVE_{P_1}[i] + 2 \cdot P_1[i] < P_1 ”$$

の成立時には第5クラスに分類する。

年齢層ごとの値 ($AVE_{P_1}[i] - 2 \cdot P_1[i]$)、値 ($AVE_{P_1}[i] - P_1[i]$)、値 ($AVE_{P_1}[i] + P_1[i]$) 及び値 ($AVE_{P_1}[i] + 2 \cdot P_1[i]$) は、指標 P_1 についてのクラス分け処理における所定の基準値として機能する。

10

【0067】

同様に例えば、ステップ S 1 4 にて導出した指標 P_2 についてのクラス分け処理では、指標 P_2 を、

$$“ P_2 < AVE_{P_2}[i] - 2 \cdot P_2[i] ”$$

の成立時には第1クラスに分類し、

$$“ AVE_{P_2}[i] - 2 \cdot P_2[i] > P_2 > AVE_{P_2}[i] - P_2[i] ”$$

の成立時には第2クラスに分類し、

$$“ AVE_{P_2}[i] - P_2[i] < P_2 < AVE_{P_2}[i] + P_2[i] ”$$

の成立時には第3クラスに分類し、

$$“ AVE_{P_2}[i] + P_2[i] > P_2 > AVE_{P_2}[i] + 2 \cdot P_2[i] ”$$

の成立時には第4クラスに分類し、

$$“ AVE_{P_2}[i] + 2 \cdot P_2[i] < P_2 ”$$

の成立時には第5クラスに分類する。

年齢層ごとの値 ($AVE_{P_2}[i] - 2 \cdot P_2[i]$)、値 ($AVE_{P_2}[i] - P_2[i]$)、値 ($AVE_{P_2}[i] + P_2[i]$) 及び値 ($AVE_{P_2}[i] + 2 \cdot P_2[i]$) は、指標 P_2 についてのクラス分け処理における所定の基準値として機能する。

20

【0068】

同様に例えば、ステップ S 1 4 にて導出した指標 P_3 についてのクラス分け処理では、指標 P_3 を、

$$“ P_3 < AVE_{P_3}[i] - 2 \cdot P_3[i] ”$$

の成立時には第1クラスに分類し、

$$“ AVE_{P_3}[i] - 2 \cdot P_3[i] > P_3 > AVE_{P_3}[i] - P_3[i] ”$$

の成立時には第2クラスに分類し、

$$“ AVE_{P_3}[i] - P_3[i] < P_3 < AVE_{P_3}[i] + P_3[i] ”$$

の成立時には第3クラスに分類し、

$$“ AVE_{P_3}[i] + P_3[i] > P_3 > AVE_{P_3}[i] + 2 \cdot P_3[i] ”$$

の成立時には第4クラスに分類し、

$$“ AVE_{P_3}[i] + 2 \cdot P_3[i] < P_3 ”$$

の成立時には第5クラスに分類する。

年齢層ごとの値 ($AVE_{P_3}[i] - 2 \cdot P_3[i]$)、値 ($AVE_{P_3}[i] - P_3[i]$)、値 ($AVE_{P_3}[i] + P_3[i]$) 及び値 ($AVE_{P_3}[i] + 2 \cdot P_3[i]$) は、指標 P_3 についてのクラス分け処理における所定の基準値として機能する。

30

40

【0069】

ステップ S 1 4 における導出内容及びステップ S 1 5 の分類結果を含む測定装置 MD が認識可能な任意の情報は、測定装置 MD から端末装置 TM に無線送信されても良く、液晶ディスプレイパネル等から成る表示画面に表示されて良い。ここにおける表示画面は、測定装置 MD の筐体 3 に設置されうる表示画面であっても良いし、端末装置 TM に設けられた表示画面であっても良い。表示画面の表示内容の制御は、測定装置 MD 又は端末装置 T

50

M内に設けられた表示制御部（不図示）により実現される。

【0070】

例えば、指標 P_1 が第3クラスに分類されたとき、筋肉強度が標準的であることが表示画面に表示される。指標 P_1 が第4クラスに分類されたとき、筋肉強度が標準よりも優れていることが表示画面に表示され、指標 P_1 が第5クラスに分類されたとき、筋肉強度が第4クラスよりも更に優れていることが表示画面に表示される。指標 P_1 が第2クラスに分類されたとき、筋肉強度が標準よりも劣っていることが表示画面に表示され、指標 P_1 が第1クラスに分類されたとき、筋肉強度が第2クラスよりも更に劣っていることが表示画面に表示される。また、指標 P_1 が第1又は第2クラスに分類されたとき、適切な運動療法の実施を推奨する文面等が表示画面に表示されても良い。指標 P_2 又は P_3 についても同様にして、表示画面の表示内容制御が行われる。また、上述の方法では5段階によるクラス分けが行われているが、クラス分けの段階数は5以外でも良い。

10

【0071】

尚、上述の動作例では、フィルタリング処理、ステップS14での指標の導出及びステップS15でのクラス分け処理を全て測定装置MDにて行うことを想定しているが、それらの内の全部又は一部を、端末装置TMにて行うようにしても良い。この場合、演算処理部12の全部又は一部が端末装置TM側に存在すると考えれば良い。クラス分け処理が端末装置TM側で行われる場合、端末装置TMに対してクラス分け用データ群が予め与えられる。

【0072】

本実施形態によれば、加速度センサの検出データを用いるという簡素な構成にて筋肉強度等の測定が可能となる。簡素な構成は装置の小型化及び低廉化に寄与する。また、被験者（ユーザ）側から見れば、椅子から立ち上がるような日常動作にて簡単に筋肉強度等の測定が可能となるため、日常的に自分の筋力を可視化することが容易となる。結果、運動不足の検知やQOL（quality of life）の向上、寝たきりにならないための適正な運動量の目安等を容易に被験者に示すことができ、ひいては、健康年齢の向上やそれに伴う医療費削減効果などが期待される。

20

【0073】

<<第2実施形態>>

本発明の第2実施形態を説明する。第2実施形態は第1実施形態を基礎とする実施形態であり、第2実施形態において特に述べない事項に関しては、矛盾の無い限り、第1実施形態の記載が第2実施形態にも適用される。第2実施形態において、第1及び第2実施形態間で矛盾する事項については第2実施形態の記載が優先される。第2実施形態では、第1実施形態に示した技術に対する幾つかの変形技術又は応用技術を説明する。

30

【0074】

重力による加速度を検出しない加速度センサが加速度センサ11として使用されても良く、この場合には、第1実施形態で述べた各式における“(ACC_{MAX} - 9.8)”は“ACC_{MAX}”に置き換えられる。また、この場合には、第1の極値も第2の極値も極大値をとることになるが、第1実施形態と同様、第1の極値が加速度最大値データとして取り扱われる。

40

【0075】

また、仮にZ軸が常に鉛直方向に平行な状態で評価用運動が行われることが定まっているのであれば、加速度センサ11はZ軸方向の加速度だけを検出する一軸加速度センサであっても良い。この場合、検出されたZ軸方向の加速度の大きさを加速度絶対値として取り扱えば足る。

【0076】

測定装置MDは、加速度センサ11と、加速度センサ11の検出結果に基づく指標（例えば指標 P_1 、 P_2 又は P_3 ）を導出する演算処理部とを備えた指標導出装置を内包していると言える。指標導出装置を内包したウェアラブル機器を構成しても良い。ウェアラブル機器は、指標導出装置を被験者としての人体に装着させるための装着部を備えていると

50

良い。第1実施形態における測定装置MDもウェアラブル機器の一種であり、装着バンド4が装着部に相当する。装着部は、装着バンド4に限らず、指標導出装置を被験者としての人体に装着させるものであれば任意である。

【0077】

また、指標導出装置を、携帯電話機、スマートホンなどの携帯機器に設けるようにしても良い。この場合、例えば、携帯機器が胸の前で固定されるように携帯機器を手のひらにて持った状態で評価用運動を行えば良い。尚、ウェアラブル機器も携帯機器の一種であると考えることができる。携帯機器は部品群1を有し、携帯機器を構成する基板及び筐体が基板2及び筐体3として機能する。携帯機器は、任意の情報（指標導出装置にて導出された指標 $P_1 \sim P_3$ を含む）を表示可能な表示画面、インターネット網などのネットワーク網を介して他の情報機器と通信可能な通信部、音を出力可能なスピーカ等から成る音声出力部、相手側機器との通話を実現するための通話部などを備える。携帯機器の傾き等を検出するために加速度センサが既に携帯機器に設けられていることもあるが、その場合、携帯機器の傾き等を検出するための加速度センサを加速度センサ11として兼用しても良い。そして、携帯機器に設けられたマイクロコンピュータに演算処理部12が実現すべき処理を実行させれば良い。

10

【0078】

また、評価用運動を行う際、加速度センサ11は被験者の運動による加速度を検出できる所定位置に配置され、該所定位置として被験者の胸の前を提案したが、該所定位置は被験者の胸の前に限定されない。例えば、該所定位置は、被験者のみぞおち又は喉の前であっても良い。

20

【0079】

本発明に係る対象装置（指標導出装置、ウェアラブル機器又は携帯機器）を、集積回路等のハードウェア、或いは、ハードウェアとソフトウェアの組み合わせによって構成することができる。対象装置にて実現される機能の全部又は一部である任意の特定の機能をプログラムとして記述して、該プログラムを対象装置に搭載可能なフラッシュメモリに保存しておいても良い。そして、該プログラムをプログラム実行装置（例えば、対象装置に搭載可能なマイクロコンピュータ）上で実行することによって、その特定の機能を実現するようにしてもよい。上記プログラムは任意の記録媒体に記憶及び固定されうる。上記プログラムを記憶及び固定する記録媒体は対象装置と異なる機器（サーバ機器等）に搭載又は接続されても良い。

30

【0080】

<<本発明の考察>>

上述の実施形態にて具現化された発明について考察する。

【0081】

本発明の一側面に係る指標導出装置は、加速度を検出する加速度センサ（11）と、前記加速度センサの検出結果に基づき人体の筋力に関する筋力指標（例えば P_1 又は P_3 ）を導出する演算処理部（12）と、を備えたことを特徴とする。

【0082】

これにより、加速度センサの検出結果を用いるという簡素な構成にて筋力に関する指標の取得が可能となる。簡素な構成は装置の小型化及び低廉化に寄与する。小型化及び低廉化によって装置の手軽な利用が促進され、日常的に自分の筋力を可視化するといったことが容易となる。結果、運動不足の検知やQOL（quality of life）の向上、寝たきりにならないための適正な運動量の目安等を容易に被験者（ユーザ）に示すことができ、ひいては、健康年齢の向上やそれに伴う医療費削減効果などが期待される。

40

【符号の説明】

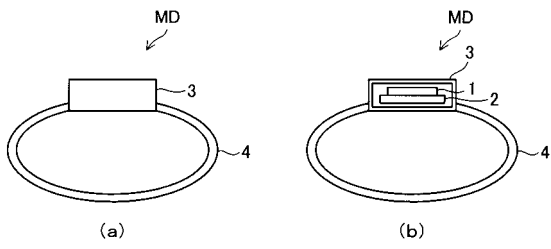
【0083】

- MD 測定装置
- 1 部品群
- 2 基板

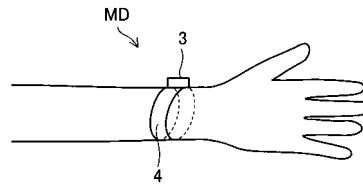
50

- 3 筐体
- 4 装着バンド
- 1 1 加速度センサ
- 1 2 演算処理部

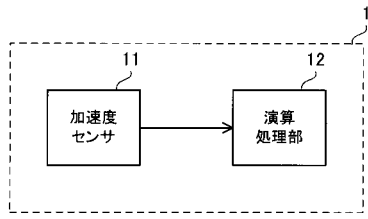
【 図 1 】



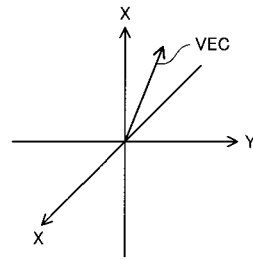
【 図 2 】



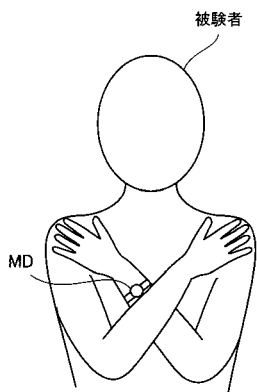
【 図 3 】



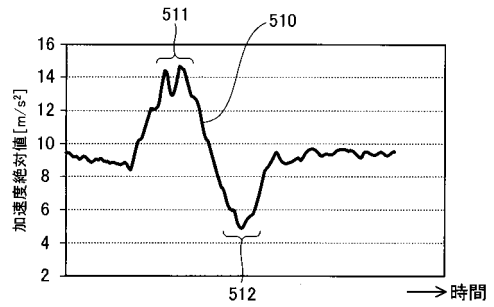
【 図 4 】



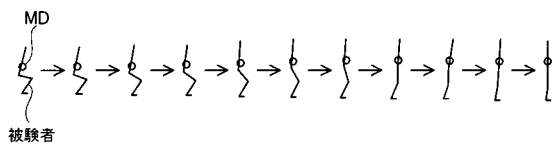
【 図 5 】



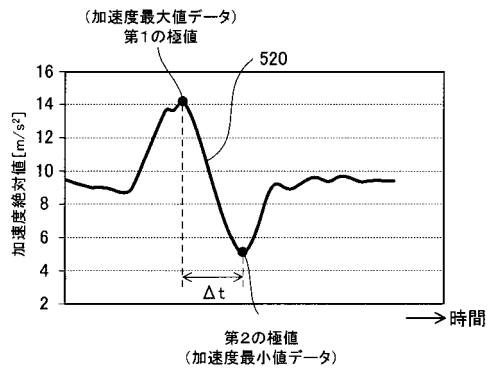
【 図 7 】



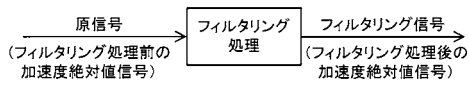
【 図 6 】



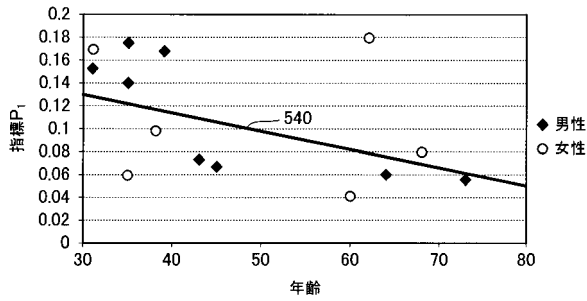
【 図 8 】



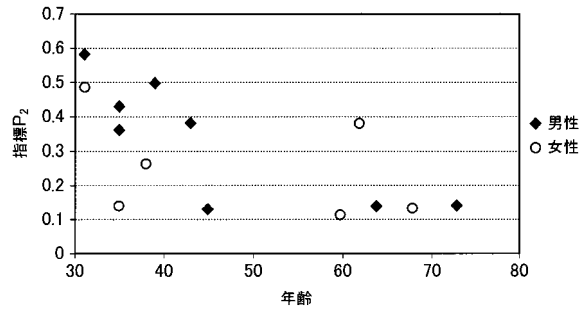
【 図 9 】



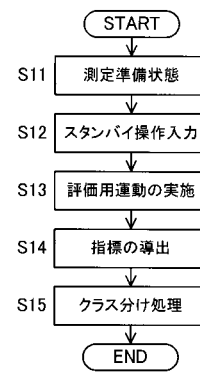
【 図 10 】



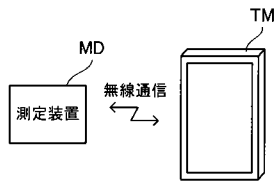
【 図 11 】



【 図 12 】



【 図 13 】



【 図 14 】



フロントページの続き

(72)発明者 深代 千之

東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内