

(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2006-305311

(P2006-305311A)

(43) 公開日 平成18年11月9日(2006.11.9)

| (51) Int. Cl. | F I | テーマコード (参考) |
|--------------------------------|----------------------|-------------|
| A 6 1 B 5/22 (2006.01) | A 6 1 B 5/22 B | 4 C 0 3 8 |
| A 6 1 B 5/11 (2006.01) | A 6 1 B 5/10 3 1 0 G | |
| A 6 3 B 71/06 (2006.01) | A 6 3 B 71/06 J | |
| A 6 3 B 69/00 (2006.01) | A 6 3 B 71/06 M | |
| | A 6 3 B 69/00 C | |
| 審査請求 未請求 請求項の数 10 書面 (全 15 頁) | | |

(21) 出願番号 特願2005-381290 (P2005-381290)
 (22) 出願日 平成17年12月28日 (2005.12.28)
 (31) 優先権主張番号 特願2005-130326 (P2005-130326)
 (32) 優先日 平成17年4月1日 (2005.4.1)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 502379505
 久保 征治
 東京都八王子市暁町2丁目29番8号
 (72) 発明者 久保 征治
 東京都八王子市暁町2丁目29番8号
 Fターム(参考) 4C038 VA04 VA20 VB12 VB14 VC20

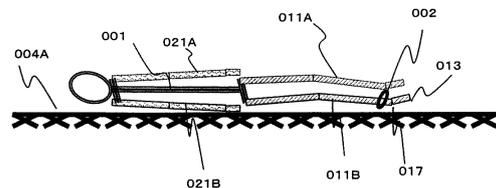
(54) 【発明の名称】 運動・動作計並びにそれを用いたサービス・システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 人の動作による運動量、消費カロリーなどのデータを測定できる。

【解決手段】 人の運動・動作を計測するユニットと表示するユニットに分離して、計測するユニットを人の足首のアキレス腱近傍に装着して運動・動作を計測する。歩き方、地面の状態(平地、上り坂、下り坂)、運動の違いを識別して運動量の情報データを得る装置とそれを用いたサービスである。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

人の動作およびもしくは運動に関わる運動量を計測する第一の装置とその計測した結果の情報を記録・表示する前記装置とは別の第二の装置から構成されており、前記それらの装置はそれらを使用する人の身体に着脱できること、を特徴とする装置。

【請求項 2】

(請求項 1)において、第一の装置は該運動量の計測手段として圧力およびもしくは加速度を電気量に変換してその電気量に関わる情報並びに時間に関わる情報を同時に計測することによって人の運動・動作を区別すること、を特徴とする装置。

【請求項 3】

(請求項 2)において、第一の装置は人の足首の後ろにあるアキレス腱の伸縮に伴う少なくとも圧力の変化量およびもしくは人が足を地面と地上の間を上げ下げする時の少なくとも加速度の変化量を計測すること、を特徴とする装置。

【請求項 4】

(請求項 1)において、前記第一の装置と前記第二の装置を電氣的に接続する時に前記第一の装置と前記第二の装置とを予め設定された照合情報に基づいてそれらの電氣的接続の可否を照合すること、を特徴とする装置。

【請求項 5】

(請求項 2)において計測する人の動作およびもしくは運動には少なくとも歩く運動並びに走る運動の運動量の計測を含むこと、を特徴とする装置。

【請求項 6】

(請求項 2)において、人の動作およびもしくは運動には少なくともスイミングおよびもしくはサイクリングを含む運動の運動量の計測も行うこと、を特徴とする装置。

【請求項 7】

(請求項 1)において、前記第一の装置は少なくとも人の手の動作およびもしくは運動に関わる運動量を計測すること、を特徴とする装置。

【請求項 8】

(請求項 1)において、前記第一の装置は少なくとも人の足、手の動作およびもしくは運動に関わる運動量を計測する複数個の装置から構成されること、を特徴とする装置。

【請求項 9】

(請求項 1)において、それを使う人が別途設けられた体重計に乗る時に圧力、加速度の大きさが時間と共に変化する第一のパターンを前記第一及びもしくは前記第二の装置に搭載されている記憶装置に予め記録しておきその後で人が該体重計に乗る時に圧力、加速度の大きさが時間と共に変化する第二のパターンとを比較してその誤差が 30% の範囲内で一致している場合には、人が体重計に乗ったものと判定してその時の少なくとも人の体重を含む、摂取カロリーに関わる情報を自動的に前記第二の装置の記憶装置に記録すること、を特徴とする装置。

【請求項 10】

(請求項 1)の装置を用いて得た少なくとも人の動作およびもしくは運動に関わる情報をそれとは別に予め設定された同じ動作およびもしくは運動に関わる参照情報と比較する手段があり、その比較結果に基づき人の動作およびもしくは運動のフォームを矯正すること、を特徴とするサービス・システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、ヘルスケアおよびもしくはスポーツ分野用装置並びにそれを用いた施設、サービス・システム、に関する。

【背景技術】**【0002】**

ヘルスケアは人間の年齢を問わず大変関心が大きい分野である。また、ヘルスケアとの

10

20

30

40

50

関連で運動、スポーツおよびもしくは身体を動かすことも非常に重要である。従来、この関連製品としては歩数計が知られている（非特許文献1）。

【0003】

歩数計を用いて消費カロリー計算などが出来る装置も知られている（非特許文献1）。また、体重計で計測した摂取カロリーのデータと前記歩数計で計測した消費カロリーのデータをパソコンに取り込んでデータの管理、体重計のデータと組合せてデータ（健康）の管理をすることも知られている（非特許文献1）。

【0004】

また前記データをインターネット経由で仲間とデータを交換して、楽しむサービスも知られている（非特許文献1）。

10

【非特許文献1】 オムロン社、ヘルスカウンタHJ-710IT：カタログ

【0005】

一方、従来においては非常に特殊で大型の装置を用いての人の動き（動作）で消費されるカロリーを計測する例は知られている（非特許文献2）が、個人が身体に装着して動作した時に消費されるカロリーを計測する装置は知られていない。以下、人の地面上の位置が変化しないで身体を動かす状態を動作、人の地面上の位置が変化して身体を動かす状態の動作を運動と称する。

【非特許文献2】岸恭一、上田伸男、運動生理学、講談社サイエンティフィック、1998.10.25、pp31-32。

【0006】

20

また従来においては人の運動の例として、歩いた時の着地の瞬間における足の位置（かかとつき、べた足つき、つま先つき）の区別が出来る個人が身体に装着できる装置は知られていない。更に、人が歩いた地面が平地、上り坂、下り坂、階段などの区別が出来る個人が身体に装着できる装置は知られていない。

【0007】

さらに、また従来においてはスイミング（水泳）、サイクリング（自転車）などの色々なスポーツをした時の運動量や消費カロリーを同一装置で計測する個人が身体に装着できる装置は知られていない。

【0008】

さらに、また従来においては身体を動かしている最中の体重の変化量、運動量などのデータを、身体を動かしている時間のデータと同時に計測してそれらを記憶して且つ表示できる個人用の装置は知られていない。

30

【0009】

本発明はかかる従来技術ではできなかった人の動作・運動の詳細を計測してそれらに関わる運動量、消費カロリーなどのデータと時間データとの関係を取得できる新規な装置に関する。

本発明はまた、該装置を人（ユーザ）の身体に装着する際の新規な手段に関する。

本発明はまた、該装置で得た前記データ情報に基づいたヘルスケアに関わる施設、サービス・システムに関する。

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

従来歩数計は感度が低くかなり激しい歩きをした運動時の歩数を測って表示させているに過ぎない。この結果、人が歩いていない時、即ち寝る、立つ、座るなどの動作による運動量、消費カロリーなどのデータを計測できない課題があった。

【0011】

また、従来歩数計は感度が低くゆっくり歩いた時の歩数も測ることが出来ない課題があった。その一方で、走った時の歩数も計数ができないか出来たとしても歩いた時の歩数との区別できない課題もあった。

【0012】

50

また、従来の歩数計では、歩いた道の状態（平地、上り坂、下り坂）を区別できない課題もあった。

【0013】

一方、従来からもカロリー計算が出来る歩数計は知られているが、摂取カロリー（体重の増加）のデータは体重計で計測してそのデータを別途歩数計に入力するか歩数計を体重計に装着してデータを入力する必要がある、その手数がユーザにとって煩わしい課題があった。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明はかかる従来技術の課題を解決するためになされたものである。

10

【0015】

本発明はまず、第一に人の運動・動作に関わる運動量として圧力およびもしくは加速度センサの信号の大きさと時間に関わる情報データを同時に計測する第一の装置とそれらの情報を記録、表示する第二の装置を別個に設けてそれらを電気的手段で接続することで、人の運動・動作の区別、例えば歩き方を区別してそれぞれの運動・動作に関わる運動量を記録、表示する手段を、提供する。

【0016】

本発明は、第二に人の足首の後ろにあるアキレス腱に直接およびもしくはその近傍に運動・動作量を計測する圧力およびもしくは加速度センサを装着すると人の運動・動作量の殆ど全てを感度が高く計測できることに着目して、その計測の原理に基づく装置を実現する具体的手段を、提供する。本発明は第三に人の運動として、少なくとも歩くことと走ることに伴う運動量を計測して区別することおよびもしくは少なくともスイミングおよびもしくはサイクリングに伴う運動量を計測して区別することが出来る手段を、提供する。

20

【0017】

本発明は第四に計測する該圧力センサ及びもしくは加速度センサを含む部品で構成されるユニットと少なくとも表示素子を含む部品で構成されるユニットを分けて該圧力センサ及びもしくは加速センサユニットと該表示ユニットの接続を照合する手段を、提供する。

【0018】

本発明は第五に体重計に乗るだけで摂取カロリー（体重の変化）に関わるデータを該装置に自動的に入力出来る手段を、提供する。

30

【0019】

本発明は、第六に人の手の動作に関わる運動量を計測する手段を、提供する。

【0020】

本発明は、第七に人の動作およびもしくは運動のフォームを矯正する施設、サービス・システム手段を、提供する。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、人の運動・動作に関わる殆ど全ての情報を計測できる効果がある。

本発明によれば、人の運動・動作の殆ど全てを区別する効果がある。

【0022】

本発明によれば、体重計に乗るだけで体重、摂取カロリーなどに関わるデータを該装置に自動的に入力出来て人手で入力する煩わしさを解消できる効果がある。

40

【0023】

本発明によれば、人の手の動作に関わる運動量を計測できる効果がある。

【0024】

本発明によれば、人の運動のフォーム、例えば人の歩き方などを矯正する矯正する施設、サービス・システムにより、人の歩き方などが矯正できる効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【実施例1】

50

【0025】

本発明の第一の実施形態を図1、図2、図3、図4、図5、図6を用いて説明する。以下、同じ部品、機能については同一番号を付す。

これは他の実施形態に関わる図面の符号にも適用される。

図1は人が寝ている時に本発明の計測ユニット002を装着した状態、図2は人が立っている時に本発明の計測ユニット002を装着した状態の概略図、図3は図1、図2で人の足首・足の平近辺における足の詳細図、図4は計測ユニット002と表示ユニット003の回路ブロック図、図5は計測ユニット002で計測された信号の大きさと時間の関係を表す図である。

図6(a)は計測ユニット002を表示ユニット003に結合した図、図6(b)は計測ユニット002を人の足首につなぐために表示ユニット003から分離した時の計測ユニット002の詳細を表す図である。

10

【0026】

図1、図2、図3において、001は人、002は計測ユニット、011は足、011Aは左足、011Bは右足、021は手、021Aは左手、021Bは右手、012は踝、013は足の平、013Aは足の甲、014は足指、015Aは寝ている時のアキレス腱、015Bは立っている時のアキレス腱、016Aは寝ているの時の土踏まず、016Bは立っている時の土踏まず、017Aは寝ている時のかかと、017Bは立っている時のかかと、004は地面、004Aはマットの概略を表す。

【0027】

図4において計測ユニット002を構成する、0021は圧力センサ、0022は加速度センサ、0023はメモリ、0024は信号増幅、信号処理装置、0025は信号入出力部、0026は発電機、0027は電源、0028は電池、0029はミニプラグを表す。図4において表示ユニット003を構成する、0030は信号入出力部、0031は信号処理装置、0032はディスプレイ、0033はメモリ、0034は信号処理部の出力でコネクタに接続される配線、0035はコネクタ、0038は電池・電源部、0039はミニプラグを表す。図4において0004はユーザ(人)が所有する機器で、0041はパソコン、0042は携帯電話、0043はICカードである。

20

【0028】

図5(a)、図5(b)は図1のように人が寝ている状態から、図2のように立った状態までの間にアキレス腱近傍に装着した計測ユニット002の圧力センサ0021の出力信号を時間と共に計測した結果を表す。

30

【0029】

図6(a)、(b)において、002Aは002を装着するバンド、002Bは装着するバンド002Aに002を収納するポケット、002Cはバンド止めである。

【0030】

次に、図1、図2、図3、図4、図5、図6を用いて寝ている状態と立っている状態が区別できる原理を説明する。

人が寝ている時(図1)には、つま先立ちのように足の平013が足首(踵)017よりも先に伸びた状態である。

40

これに対して人が立っている時(図2)にはべた足立ちの状態つまり足011A、011Bと足の平013がほぼ直角で足の裏が地面004にほぼ全面がついた状態である。

【0031】

この違いを図3で更に詳細に説明する。図3に示すように、人が寝ている時と立っている時におけるアキレス腱の位置は踵と踝012の近辺即ち足首の後ろ側にあり夫々、015A、015Bであり足011と足の平013とが作る角度が異なる。015Aの時は足指014が踵(かかと)017Aよりも下に下がってアキレス腱015Aが縮んだ状態、015Bの時は足指014が踝017Bとほぼ平行で足の裏は地面004にほぼ全面がついてアキレス腱015Bが伸びた状態である。

図3に示すように、015A、015Bとではアキレス腱に接触させてつけた計測ユニ

50

ット002の圧力センサ0021でその圧力の違いを計測することで、人が寝ている時と立っている時との区別が出来る。

【0032】

図5から分かるように立っている時の方が圧力センサ0021の出力波形が大きい。この理由は図1のように、人が寝ている時は足の平013がつま先立ちのようにつま先が前になった状態であるので、図3におけるアキレス腱015Aは縮んだ状態になるので図4における圧力センサ0021の信号は小さい値である。

これに対して図2のように、人が立っている時は図2のよう足の平013はべた足立ちの状態であるのでアキレス腱015Bは伸びた状態であるので、図4における圧力センサ0021の信号は大きい値である。

10

【0033】

また、図5から分かるように計測ユニット002は寝ている状態から立った状態までの変化の動作、即ち立ち上がる動作も計測できる。

計測ユニットを人の身体に装着する時は、図6(b)のように計測ユニット002をポケット002Bに収納できるバンド002Aをアキレス腱近傍の足首に巻いてバンド留め002Cで締めて計測ユニット002で人の動作に基づく、例えばアキレス腱近傍の圧力の変化を計測してそのデータを記録する。

計測した結果を見たい時には、図6(a)のように計測ユニット002の入ったバンド002Aを足首から外して、002Aについていて電氣的に002と接続されたミニプラグ0029を表示ユニットのミニプラグ0039に差し込む。その結果、図4に示す、信号処理装置0024、0031が連携して前記データを処理した後でその処理したデータを003の記録部0033に記録したり、表示部0032にその処理したデータを表示する。

20

このように、人が寝ている状態と立っている状態を識別できる以外にも例えば身体を横にして寝ている時や座っている時など色々な動作を計測ユニット002によって計測できる。

【実施例2】

【0034】

次に、図4、図6、図7、図8、図9、図10、図11、図12、図13、図14を用いて、第二実施例を説明する。図4、図6は実施例1と同じである。

30

【0035】

図7は人が歩いている時の状態、図8は人が歩いている時の着地の瞬間から全面着地を経て蹴り上げの状態に至るまでの違いを、着地の瞬間の違いすなわち、べた足着地、かかと着地、つま先着地で区別してその概略を示した図である。

図9は、図8に対応する計測ユニット002の加速度センサ0022の出力(加速度)信号(地面004と垂直方向:Z方向)と時間の関係を示す図である。図10は、地面の状態が、(b)平地、(a)上り坂、(c)下り坂において人が歩いている時(走っている時も含む)の足の平013の角度と地面004との角度を説明する図である。

図11は人が水泳(スイミング)をしている時の状態、図12は人が自転車こぎ(サイクリング)をしている時の状態を表す。図13は図11、図12の状態における計測ユニット002のセンサ信号0021の出力と時間の関係を示す図である。

40

【0036】

次に、図8を用いて、足の着地の瞬間の違いを説明する。かかと着地の時は、同図の項番1のように、まず、かかと017で着地する。その後で項番3のように全面着地に移る。その後、項番4で足指014で地面004を蹴り上げる。

【0037】

これに対して、べた足着地の時は、項番1ですでに全面着地をして項番2で全面着地のまま足の平013と足の平013の角度だけが変化する。項番4で足指014で地面004を蹴り上げる動作は、かかと着地の時と基本的には同じである。

50

【0038】

図8に示すように着地の瞬間から全面着地の間に、かかと着地は時間 t_2 がかかるが、べた足着地の時は $t=0$ もしくは t_1 ($t_1 < t_2$)であるので、かかと着地とべた足着地の違いを識別できる。更に、べた足着地はかかと着地に比べて、地面に着地する時の衝撃が大きいので図4における加速度センサ0022の信号も大きく計測される。

【0039】

図9を用いて、該計測ユニット002で計測された出力波形の違いによって、足の着地を区別して計測できることを説明する。

図9において、(a)、(b)、(c)はそれぞれ、べた足着地、かかと着地、つま先着地時の計測ユニット002における加速度センサ0022の出力波形と時間との関係を表す。

10

【0040】

べた足着地(a)の時は地面004との衝撃が大きくなるので、着地の瞬間 $t=0$ で、出力波形は最大となり、 $t=t_1$ で出力波形はゼロになる。次に $t=t_4_1$ で蹴り上げが始まり、出力波形は負の方向に振れて、 $t=t_5_1$ で浮き足になる。

【0041】

かかと着地(b)の時は着地の瞬間 $t=0$ での地面004との衝撃は(a)よりは小さく、 $t=t_2$ で全面着地になって $t=t_4_2$ で蹴り上げが始まり、その後は(a)の時と同じである。図8、図9から分かるように $t_4_2 > t_4_1$ である。

【0043】

従って、出力波形の大きさの違いと $t_4_2 > t_4_1$ の時間計測をすることで、べた足着地とかかと着地を識別できる。

20

【0044】

つま先着地についても図8、図9で分かるように、べた足着地、かかと着地との違いを識別できる。

【0045】

次に、歩いている時と走っている時の違いを識別できる理由を図9を用いて説明する。

図9において、時間軸の T_1 、 T_2 、 T_3 はそれぞれ、べた足着地、かかと着地、つま先着地の時の1サイクル(両足で歩く時間)の時間を表す。歩く時は着地している間の時間、即ち例えば、 t_5_1 が、 T_1 の半分以下であり、一方、走っている時は T_1 の半分以下である(両足が地面004から離れている時(時間)である)。

30

従って、前記 t_5_1 と T_1 などを計測すれば、歩いている時と走っている時の違いを識別できる。 t_5_2 、 t_5_3 も同様である。

【0046】

次に、図10を用いて人が歩いている時の地面004の状態の違いを識別できる理由を説明する。

図10において(a)上り坂、(b)は平地(c)は下り坂である。図10は、平地ではかかと着地で着地角度がである人がそのままの足の角度で違った状態の地面004を歩いている図である。図10から分かるように、地面004の角度1の大きさにもよるが、例えば上り坂は歩く人が平地はかかと着地であっても地面004の状態ではべた足着地に近い状態になる。

40

但し、この場合には足が着地する前に地面004から離れている(浮いている)距離が平地の時よりも短いので図9における加速度センサ0022の信号出力の大きさは平地の時よりも小さい値である。この例のように、この結果、地面004の状態が(a)上り坂、(b)は平地(c)は下り坂で計測ユニット002で計測される情報データが異なるので歩いたり、走ったりした時における地面の状態を識別が出来る。

【0047】

次に、図11、図12を用いて、人が水泳(スイミング)をしている時、人が自転車こぎ(サイクリング)をしている時もの該計測ユニット002でそれらの運動を該装置の計測ユニットで識別できることを説明する。

50

図 1 1 は、人が水泳（スイミング）をしている時に該計測ユニット 0 0 2 を装着している図、図 1 2 は、人が自転車こぎ（サイクリング）をしている時に該計測ユニット 0 0 2 を装着している図、図 1 3 は図 7、図 1 1、図 1 2 に対応した該計測ユニット 0 0 2 の加速度センサ 0 0 2 2 の出力波形である。

【 0 0 4 8 】

図 1 1 において、0 0 5 はプール、海などの水面、他の符号は図 1 と同じである。

図 1 2 において、0 0 6 1 は自転車のタイヤ、0 0 6 2 は自転車のハンドル、0 0 6 3 は自転車のペダル、0 0 6 4 は自転車のサドル、他の符号は図 1 と同じである。

図 1 3 において、(a)、(b)、(c) は夫々、歩く時（ウォーキング）・走る時（ジョギング）、水泳（スイミング）、自転車こぎ（サイクリング）の時の計測ユニット 0 0 2 の加速度センサ 0 0 2 2 の出力波形である。なお、水泳（スイミング）の時はクロールでのバタ足の例を示す。

10

【 0 0 4 9 】

図 1 1、図 1 3 から分かるように、クロールで水泳（スイミング）の時のバタ足の時には、加速度センサの出力波形は大きい。この加速度センサと併用して圧力センサを足首の前部（アキレス腱の反対側）につけると、その圧力も大きい信号が生じる。

即ち水泳（スイミング）の時は、計測ユニット 0 0 2 を足首の前部（アキレス腱の反対側）に図 3 とは 1 8 0 度回転させて装着するか、図 3 で 0 0 2 とは別個の計測ユニット（0 0 2 A：図示していない）を 0 0 2 と 1 8 0 度回転した位置に装着しても良い。

なお、水泳（スイミング）には泳ぎ方で、例えば、クロール、平泳ぎ、背泳ぎ、バタフライなどによって、足（手を含む）の動作に違いがあるが、それらの違いも基本的には図 1 1 に示す計測ユニットで計測できる。即ち、要すれば、図 4 に示す加速度センサの加速度の計測に足を上下に動かす（Z 軸）方向以外に前後（X 軸）、左右（Y 軸）を付加することで計測の精度を向上できる。なお、図 4 での Z 軸は地面と垂直方向（重力方向）を言い、図 1 1 での Z 軸は足の伸縮方向即ち、水面と平行な方向を言う。

20

図 1 2、図 1 3 から分かるように、自転車こぎ（サイクリング）をしている時の波形はペダルの回転が円運動であることにより、計測ユニット 0 0 2 の加速度センサ 0 0 2 2 の出力波形も特有の波形（図示はしていない）として計測されるので自転車こぎ（サイクリング）での運動量の収集と他の運動との識別が出来る。

以上、第二実施例では加速度センサ 0 0 2 2 の軸は Z 軸（上下軸）の 1 軸について説明したが、本発明の概念は、X 軸およびもしくは Y 軸を加えた 2 軸、3 軸であっても良い。また、図 4 に示すように、第一実施例で説明した、圧力センサ 0 0 2 1 と加速度センサ 0 0 2 2 を併用しても良い。

30

また、本発明は第二実施例で説明した運動にとどまらず、他の運動（動き）の計測にも適用できる。

即ち、足踏み、跳ねる、タケ踏み、ゴルフのスイングのように身体の変動を伴わないが人の動き、サッカー、スキーのように身体の変動を伴う人の動きを計測できる。例えば、水中で歩く運動の運動量を計測する時には、図 4 で説明した Z 軸方向の加速度を加速度センサ 0 0 2 2 で計測するのに加えて、X 軸方向（歩く方向）の加速度、圧力も計測すれば良い。

40

【 実施例 3 】

【 0 0 5 0 】

次に、第三の実施形態を図 1 4、図 1 5、図 1 8 を用いて、人の手の動作・運動を計測する手段を説明する。

図 1 4 は、人 0 0 1 が手を振る幾つかの動作・運動と手首につけた計測ユニット 0 0 5 の概略図であり、図 1 5 はその 0 0 5 で計測された信号波形を表す。

なお、計測ユニット 0 0 5 の具体的な回路ブロックの構成や装置の構造は夫々前記した足首につける計測ユニット 0 0 2 で説明した図 4、図 6 と同じであるかもしくは若干違っている程度であるので図面は省略している。

【 0 0 5 1 】

50

図14において、表の左側は主に足を動かさない時の手の動作を、右側は足を動かした時の手の動きを表す。図14において手の動作の信号波形は図15のようであり、これらの波形によって、人の手の動きが識別できる。

【0052】

図示はしていないが、足の動作・運動を計測する計測ユニット002と手の動作・運動を計測する計測ユニット005を同時に人001の身体に装着して表示ユニット003に002、005を個別に接続してそれらで得られた運動量他の情報データを合算処理した新しい情報データとしたり、人のフォームの情報データとして記録して、それらを表示ユニット003自体で表示したり、それらの情報データをパソコン0041や携帯電話0042を経由してインターネットサービス会社0061へ送ることも出来る(図18)。

10

【実施例4】

【0053】

次に、第四の実施形態について、図16を用いて説明する。図16において、040は体重計、041は体重計040の体重を測る部分、042は体重計040の表示部である。

【0054】

人001が体重を入力する時は体重計040の一部例えば表示部の隅にあるスロット(図示してはいない)に計測ユニット003を挿入すると041で測定された体重のデータを計る部分が接続されて測定された体重のデータが計測ユニット003に入力される(図4参照)。計測ユニット003は、このデータを構成する食事などによって人が得た摂取カロリーと、計測ユニット002で計測された人の運動・動作に伴う運動量によって消費されたエネルギー(消費カロリー)の差分を計算処理してそのカロリーの収支をメモリに記録したり表示部に表示する。

20

【0055】

人が食事などによって得た摂取カロリーを当該装置に入力させる他の手段として、人が体重計に乗る時の動作・運動自体の加速度や圧力の情報データが他の動作・運動と違う特有のパターンを有することに着目してそのパターンに相当する情報データを予め計測ユニット002に設定しておき、人が実際に体重計040を使用する時にその動作・運動を時間と共に変化する加速度・圧力の信号波形パターンとして計測ユニット002の圧力センサ0021、加速度センサ0022で自動的に計測してそのパターンを前記予め設定されたパターンと比較してその誤差が30%の範囲ないであれば、その時に同時に計測された体重のデータを計測ユニットおよびもしくは表示ユニットにある記憶装置(メモリ)0023およびもしくは0033に自動的に記録して用いることも可能、である。

30

本実施例では、消費カロリーが正確に計測されているので、カロリーの収支(カロリー・バランス)が従来と比べて遥かに精度を向上できる。

さらにまた、摂取カロリーを入力する時の手間の煩わしさを解消できる。

【実施例5】

【0056】

次に、図17を用いて、前記計測ユニット002およびもしくは005と表示ユニット003とを照合する手段の実施例を説明する。図17はそのフローチャートである。

40

【0057】

ステップS1において、運動・動作計を製造している会社が製品を販売する前に、二つのユニットが所定の組み合わせの時だけ接続できるように暗証番号を予め設定しておき図4の回路ブロック図において、不揮発メモリで構成された記録部0023Aおよび0033Aにその暗証番号を記録する。

【0058】

ステップS2において、運動・動作計を購入して使用している人が二つのユニットを接続して計測ユニットで計測された情報データ他を表示ユニットで確認しようとする。

【0059】

ステップS3において、二つのユニットがミニプラグ0029、0039で機械的に接続

50

されたことを図4に示す信号処理装置(マイコン)0024、0031が確認して、夫々のユニットの記録部に記録されていた暗証番号を読み出して図4に示す信号処理装置(マイコン)0024、0031の中にある比較器(図示はしていない)で夫々お互いの暗証番号を比較する。

【0060】

暗証番号が一致すれば、ステップS4に進み二つのユニットは機械的だけではなくて電氣的にも接続されて、計測ユニット002で計測したデータが表示ユニット003の表示部0031で表示されて、ステップS6に進み、002と003が電氣的に接続されて一体で動作を開始する。

【0061】

暗証番号が不一致であれば、ステップS5に進み二つのユニットの暗証番号が合わないことを表示してステップS7に進み、電氣的には二つのユニットは接続されない。

【実施例6】

【0062】

次に、本発明の第六の実施形態について図18を用いて説明する。

図18は、例えば人が歩く時のフォーム(含む手の振り方)に関連した情報データを得る目的で、前記した足の運動を計測する計測ユニット002を足首につけ、また手の運動を計測する計測ユニット005を手首につけてそれらで得たデータ情報を表示ユニット003で集めてそれらをPC0041経由でアクセスポイント0060A、プロバイダ0060を經由して新運動計サービス会社0061に送信しておき、その人(ユーザ01)が歩くフォームが望ましい歩き方のモデルの値や標準範囲と比較したり、本発明の運動計を使用している他の多数のユーザにおける歩き方(フォーム)の平均値と比較してユーザのフォームを矯正するサービスをする図である。

【0063】

図18において、0060はプロバイダ、0060A、0060Bはアクセスポイント、0061は新運動計のサービス会社、0062は新運動計の矯正機器製造・販売会社、0063はスポーツ・ジム会社、0064は運動矯正機器である。

【0064】

以下に人が本発明の新運動・動作計を使用して例えば、歩くときの足と手のフォームを矯正する手順を図19のフローチャートを用いて説明する。

ステップS11において人が計測ユニット002、005で足と手の運動・動作のデータを計測して表示ユニット003に記録する。

ステップS12において003に記録されたデータを人のPC0041に転送する。

【0065】

ステップS13においてPC0041に転送・記録された情報データがインターネット・プロバイダ0060を介して新運動計サービス会社0061に送られて予め設定されている標準モデルの情報データや本新運動計001を使用している多くの他人についての情報データの平均値やデータの標準値との比較がされる。

ステップS14において新運動計のサービス会社0061にユーザ01が登録しているとユーザ01の情報データが予め設定されてある情報データの標準値や前記他人の情報データの平均値と比較する。

【0066】

ステップS15において前記標準値、平均値との違いを新運動計のサービス会社0061がユーザ01に通知する。

ステップS16においてユーザ01は例えばスポーツ・ジムへ行きインストラクタの指導に従ってフォームを矯正したりおよびもしくは自動化した矯正機器の指示に従って、ユーザ自身が自分のフォームを矯正する。

【0067】

新運動計のサービス会社0061にユーザが登録していると背景技術にもあるインターネットを通じてユーザ同士の情報交換が運動・動作が異なっても所定の変換基準によ

10

20

30

40

50

って定量的な運動量の比較やを行う事が出来る。

このように本発明の新運動計では非常にきめ細かいデータをもとに、運動量の正確な比較が出来るので環境や年齢が違う多くの人が楽しみながら身体を鍛えることが出来るのが特徴である。

【0068】

以上述べて来たように本発明の基本的な概念は人の動作・運動を計測する手段として少なくとも人の足と手の動きの変化が大きい場所に計測ユニット002, 005を表示ユニット003とは切り離して配備したことに特徴がある。

本発明の概念には、前記に加えて、例えば、頭で思考している時に頭で消費されるエネルギーを頭に近いところに配備した計測ユニットで計測したり、心臓もしくは手首の動脈近辺に配備して心拍数を計測したり、外気の温度、自分およびもしくは他人の足音、屋外の雑音を耳につけた計測ユニットで計測してそれらで得た信号(データ)を表示ユニットで集計してそれらの総合情報を基に、カロリー計算、ストレス量の算定と対策処理、高齢者に必要最小限の運動動作のアドバイス(例えば、竹踏み、深呼吸を通じて)をすることなど同業者が容易に類推する機能を付加することも含む。

【0069】

なお、図4に示す計測ユニット002の電源部0027は人の運動自体のエネルギーを電気エネルギーに変換する機械式発電機、圧力で発電する装置、非常に小さい化学電池のいずれかおよびもしくはそれらの組み合わせであっても良い。

更にまた、前記計測ユニット002, 005と表示ユニット003との間の接続は前記、機構部品のミニプラグ以外に細い電気配線や無線で接続しても良い。また、前記計測ユニット002を身体に装着する手段としては前記したバンド以外に粘着テープや靴や靴下に埋め込んでいても良い。

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図1】人が寝ている時に本発明の計測ユニットを装着した状態の概略図である。

【図2】図2は人が立っている時に本発明の計測ユニットを装着した状態の概略図である。人の足首・足の平近辺における足の詳細図、図4は計測ユニット002と表示ユニット003のブロック図、図5は計測ユニット002で計測された信号の大きさを表す図である。

【図3】図1、図2で人の足首・足の平、アキレス腱近辺詳細・概略図である。

【図4】計測ユニットと表示ユニットの回路ブロック図である。

【図5】人の動作を計測ユニットで計測した信号の大きさを表す図である。

【図6】(a)は計測ユニットを表示ユニットに結合した概略図である。(b)は計測ユニットを人の足首につないだ時の詳細を表す図である。

【図7】人が歩いている時の状態を表す概略図である。

【図8】人が歩いている時の着地の瞬間から全面着地を経て蹴り上げの状態に至るまでの違いを、着地の違いで区別してその概略を示した図である。

【図9】図8に対応する計測ユニットの加速度センサ出力信号の出力と時間の関係を示す図である。

【図10】人が歩く地面の状態を表す図である。

【図11】人が水泳(スイミング)をしている時に計測ユニットを装着している図である。

【図12】人が自転車こぎ(サイクリング)をしている時に計測ユニットを装着している図である。

【図13】図10、図12、図13に対応した計測ユニットの加速度センサの出力波形である。

【図14】人が手を振る幾つかの動作・運動と手首につけた計測ユニットの概略図である。

【図15】図14での計測ユニットで計測した信号波形を表す。

【図16】体重計で測定したデータを本発明の運動計に入力する図である。

【図17】計測ユニットと表示ユニットとを照合する手段を説明するフローチャートである。

【図18】運動・動作計で得たデータ情報をインターネット接続して人のフォームを矯正するサービスを示す図である。

【図19】人のフォームを矯正する手順を示すフローチャートである。

【符号の説明】

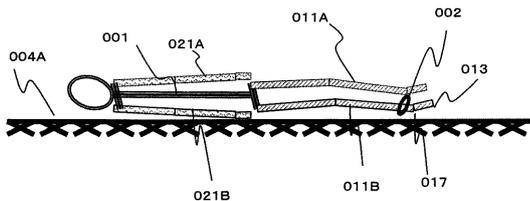
【0071】

001：人（ユーザー）、011、011A、011B：人の足、021、021A、021B：人の手、013、013A：足の平、014：足指、015A、015B：アキレス腱、016A、016B：踵、017A、017B：土踏まず、002：計測ユニット、002A：計測ユニットのバンド、0020A：ポケット、0021A：バンド留め、003：表示ユニット、004：地面、0021：圧力センサ、0022：加速度センサ、0024、0031：信号処理装置、0023、0033：メモリ、0025、0030：信号入出力部、0028、0037：電池、0026：発電機、0027：電源部、0032：ディスプレイ、0034：コネクタまでの配線、0029、0035、0039：コネクタ、0004：ユーザーが保有する電子機器、0041、0041A：パソコン、0042：携帯電話、0043：ICカード、005：水面、0061：自転車の車（輪）、0062：自転車のハンドル、0063：自転車のペダル、0064：自転車のサドル、006：手の計測ユニット、040：体重計、041：体重計の秤、042：体重計の表示部、運動計の表示ユニット挿入部、0060：プロバイダ、0061：運動計サービス会社、0062：矯正機器製造・販売会社、0063：スポーツ・ジム会社、0064：矯正機器、0065、0065A：アクセス・ポイント

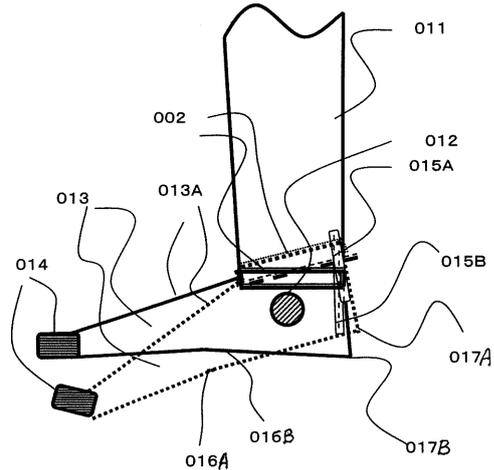
10

20

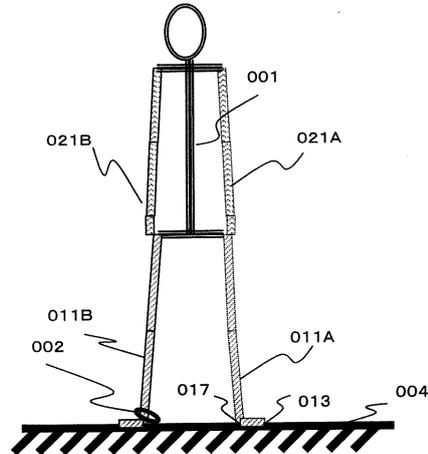
【図1】



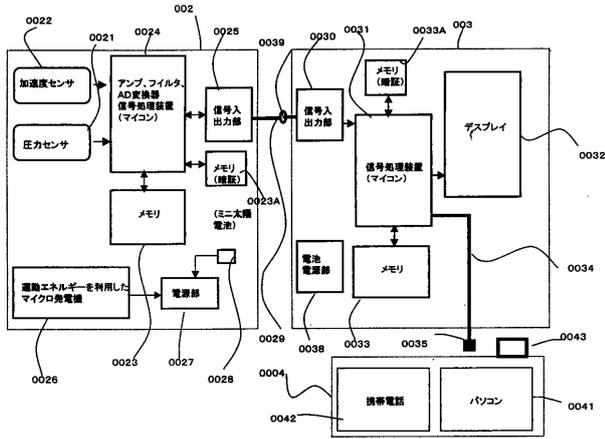
【図3】



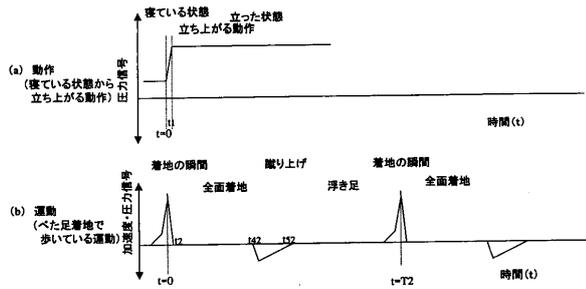
【図2】



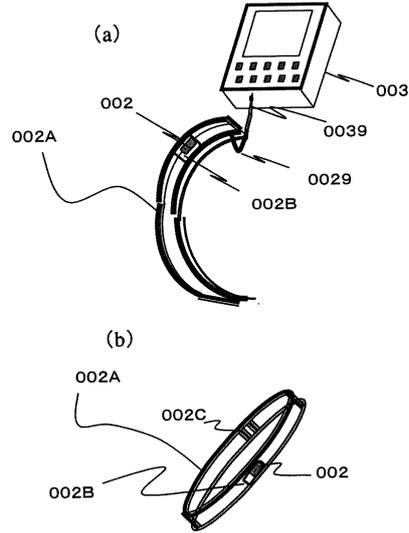
【 図 4 】



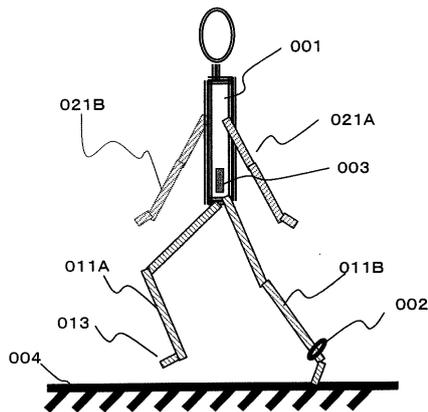
【 図 5 】



【 図 6 】



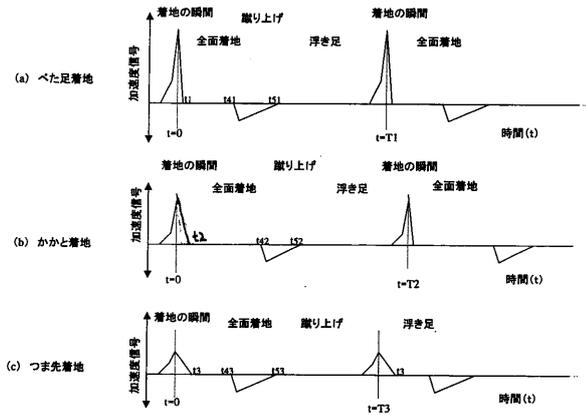
【 図 7 】



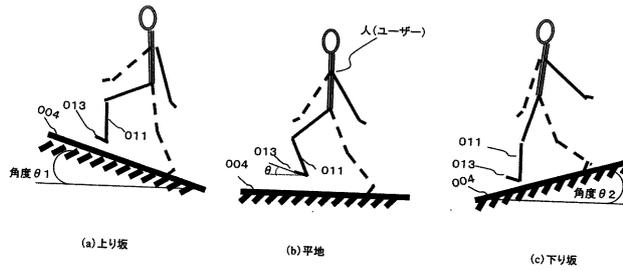
【 図 8 】

| 項番 | 動作、時間 | べた足着地 | かかと着地 | つま先着地 |
|----|-------|----------------------------------|----------------------------------|-------------------------------|
| 1 | 着地の瞬間 | $t=0$ 016A, 017 | $t=0$ 016C, 017 | $t=0$ |
| 2 | 全面着地1 | $t=t1$ 016A, 017 | | |
| 3 | 全面着地2 | | $t=t2$ 014, 016A, 017 | $t=t3$ 004, 013, 002A, 014 |
| 4 | 蹴り上げ | $t=t41=t1+tx$ 016A, 014, 017 | $t=t42=t2+tx$ 014, 016A, 017 | $t=t43=t3+tx$ |
| 5 | 浮き足 | $t=t51=t41+ty$ 016A, 014, 017 | $t=t52=t42+ty$ 016A, 014, 017 | $t=t53=t43+ty$ |

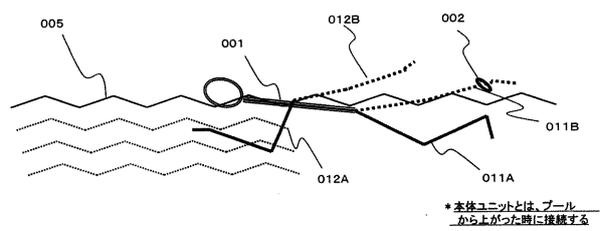
【図9】



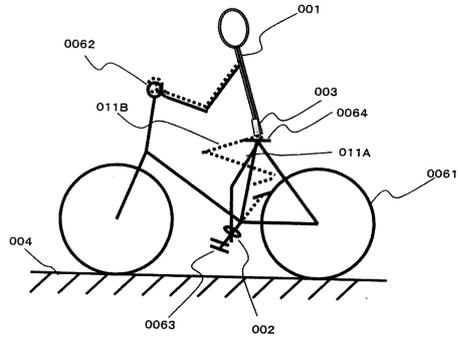
【図10】



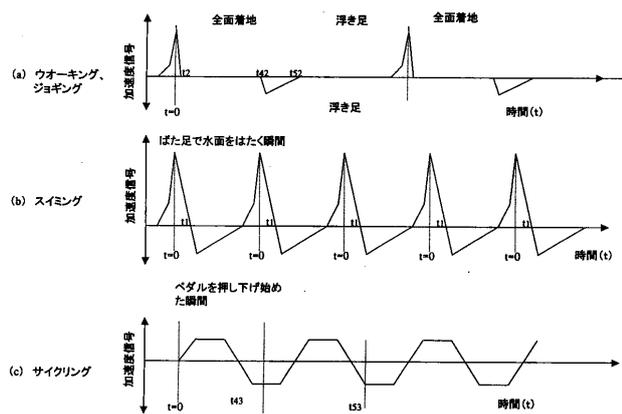
【図11】



【図12】



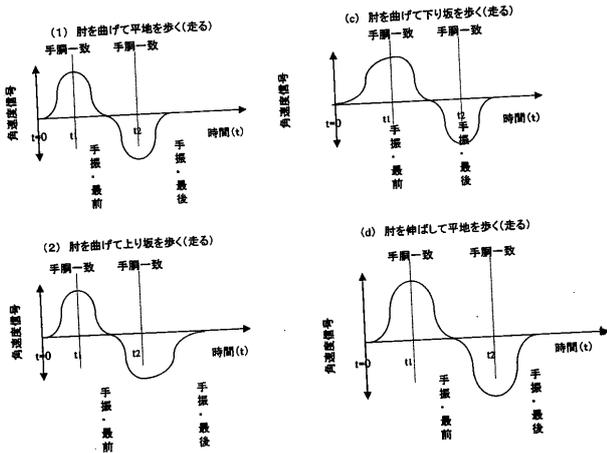
【図13】



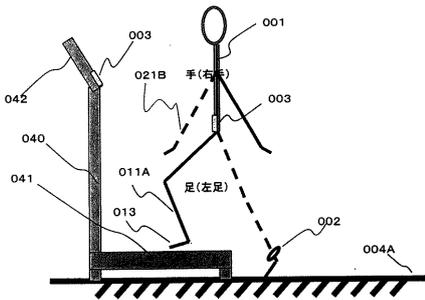
【図14】

| 項番 | 人の姿の概略図 | 左図の説明 | 項番 | 人の姿の概略図 | 右図の説明 |
|----|---------|---------------|----|---------|-----------------|
| 1 | | 両手を上げる | 1 | | 肘を曲げて平地を歩く(走る) |
| 2 | | 両手を組んで首の周りを回す | 2 | | 肘を曲げて上り坂を歩く(走る) |
| 3 | | 手を握る | 3 | | 肘を曲げて下り坂を歩く(走る) |
| 4 | | 膝を折って手を前に倒す | 4 | | 肘を伸ばして平地を歩く(走る) |

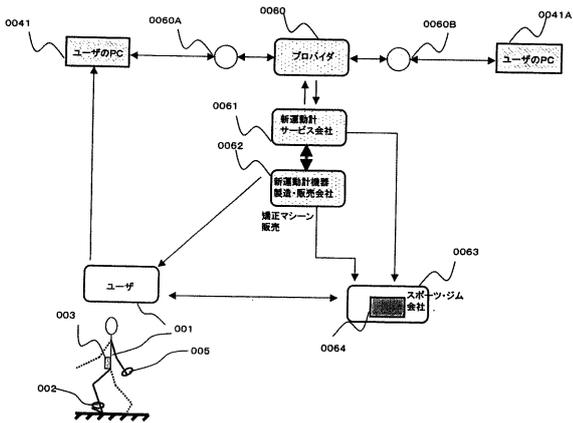
【図15】



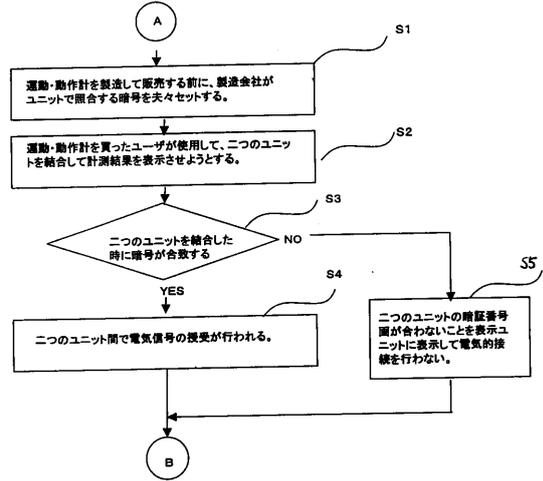
【図16】



【図18】



【図17】



【図19】

