

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6130914号
(P6130914)

(45) 発行日 平成29年5月17日(2017.5.17)

(24) 登録日 平成29年4月21日(2017.4.21)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 7 1 1 B
A 6 1 B 5/22 (2006.01)	A 6 1 B 5/22 A
A 6 1 B 5/0255 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 7 3 0 Z
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 7 1 2
	A 6 1 B 5/02 Z D M
請求項の数 5 (全 21 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号 特願2015-523760 (P2015-523760)
 (86) (22) 出願日 平成25年6月27日(2013.6.27)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2013/067719
 (87) 国際公開番号 W02014/207875
 (87) 国際公開日 平成26年12月31日(2014.12.31)
 審査請求日 平成27年9月18日(2015.9.18)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 110001689
 青稜特許業務法人
 (72) 発明者 田中 毅
 日本国東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
 審査官 湯本 照基

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 運動負荷時の生体情報算出システム、生体情報算出方法、及び、携帯情報端末

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ユーザの運動特徴量を計測するセンサデバイスと、
 前記ユーザの心拍数を測定する携帯型の心拍センサと、
 生体情報算出機能を備えたサーバと、
 ネットワークを介して前記サーバに接続可能な携帯端末とを備え、
 前記センサデバイスは、加速度センサと通信機能とを具備しており、
 前記携帯端末は、
 前記ユーザの心拍数を測定する心拍数測定機能と、
 体力測定表示機能と、
 メモリ、表示部及び通信機能を備え、
 前記サーバは、
 前記ユーザの運動特徴量と前記心拍数のデータに基づいて、前記ユーザの運動負荷時の生体情報を算出する生体情報算出機能と、通信機能とを備えており、
 前記携帯端末の前記体力測定表示機能は、
 前記ユーザに対する運動負荷の手順として、安静時、運動負荷時、及び前記運動負荷停止後1分以内の時間差における各心拍数の測定の時間帯を前記表示部に表示する機能と、
 前記表示に対応して測定された前記安静時及び前記運動負荷停止後における前記ユーザの前記心拍数を前記メモリに記録する機能と、
 前記センサデバイスで計測された前記運動負荷時のユーザの動きを前記メモリに蓄積す

る機能と、

前記ユーザの前記各心拍数及び前記ユーザの運動特徴量のデータを前記サーバに送信する機能とを有し、

前記サーバは、

前記運動負荷を止めてから前記停止後心拍数を測定するまでの前記時間差から、前記運動負荷時の心拍数の降下量を推定するために、前記時間差に対応した心拍数の降下率のデータを備えており、

前記生体情報算出機能により、前記ユーザの前記各心拍数と前記ユーザの運動特徴量のデータ及び前記時間差に対応した前記降下率のデータに基づいて、前記ユーザの前記運動負荷時の生体情報を算出する機能を有し、

前記携帯端末の前記体力測定表示機能は、さらに

前記サーバで算出された前記ユーザの前記運動負荷時の生体情報を取得し、前記表示部に表示する機能を有する

ことを特徴とする運動負荷時の生体情報算出システム。

【請求項 2】

請求項 1 において、

前記サーバは、

前記運動負荷停止後の前記心拍数の測定結果を、前記心拍数の降下率データと前記時間差とから、前記運動負荷時の心拍数へ補正する心拍数補正手段と、

前記センサデバイスで計測された前記ユーザの動きに基づき前記運動負荷時における前記ユーザの運動特徴量を算出する運動特徴量計算手段と、

前記ユーザの運動特徴量と、前記補正された心拍数とを用いて、運動負荷テスト時の前記ユーザの生体情報を回帰分析で推定する生体情報推定手段とを備えている

ことを特徴とする運動負荷時の生体情報算出システム。

【請求項 3】

請求項 2 において、

前記生体情報推定手段は、最大酸素摂取量の推定手段である

ことを特徴とする運動負荷時の生体情報算出システム。

【請求項 4】

生体情報算出システムによるユーザの運動負荷時の生体情報算出方法であって、

前記生体情報算出システムは、通信可能なセンサデバイス、携帯型の心拍センサ、生体情報算出機能を有するサーバ、及び、ネットワークを介して前記サーバに接続可能な携帯端末を備えており、

前記サーバは、前記運動負荷を止めてから前記停止後心拍数を測定するまでの時間差から、前記運動負荷時の心拍数の降下量を推定するために、前記時間差に対応した心拍数の降下率のデータを備えており、前記生体情報算出機能により、前記ユーザの前記各心拍数と前記ユーザの運動特徴量のデータ及び前記降下率のデータに基づいて、前記ユーザの前記運動負荷時の生体情報を算出する機能を有し、

前記携帯端末の表示部に、

前記ユーザに対する運動負荷の手順として、安静時、運動負荷時、及び前記運動負荷停止後 1 分以内の時間差における各心拍数の測定の時間帯を前記表示部に表示し、

前記表示に対応して測定された前記安静時及び前記運動負荷停止後における前記ユーザの前記心拍数を前記携帯端末のメモリに記録し、

前記センサデバイスで計測された前記運動負荷時のユーザの動きを前記携帯端末のメモリに蓄積し、

前記ユーザの前記各心拍数及び前記ユーザの運動特徴量のデータを前記サーバに送信し、

前記サーバにおいて、

前記ユーザの前記各心拍数と前記ユーザの運動特徴量のデータ及び前記降下率のデータに基づき、前記前記ユーザの前記運動負荷時の生体情報を算出し、

10

20

30

40

50

前記携帯端末において、前記サーバで算出された前記ユーザの前記運動負荷時の生体情報を取得し、前記表示部に表示することを特徴とするユーザの運動負荷時の生体情報算出方法。

【請求項5】

ネットワークを介してサーバに接続可能な携帯端末であって、ユーザの動きを計測するセンサデバイスと通信する機能と、体力測定表示機能と、ユーザの心拍数を測定する機能と、内蔵のカメラと、メモリと、表示部とを備え、

10

前記サーバは、ユーザに対する運動負荷を止めてから前記停止後心拍数を測定するまでの時間差から、前記ユーザに対する運動負荷時の心拍数の降下量を推定するために、前記時間差に対応した心拍数の降下率のデータを備え、前記ユーザの前記各心拍数と前記ユーザの運動特徴量のデータ及び前記降下率のデータに基づいて前記ユーザの前記運動負荷時の生体情報を算出する機能を有し、

前記体力測定表示機能は、

前記ユーザに対する運動負荷の手順として、安静時、運動負荷時、及び前記運動負荷停止後1分以内の時間差における各心拍数の測定の時間帯を前記表示部に表示する機能と、前記表示に対応して測定された前記安静時及び前記運動負荷停止後における前記ユーザの前記心拍数を前記メモリに記録する機能と、

20

前記センサデバイスで計測された前記運動負荷時のユーザの動きを前記メモリに蓄積する機能と、

前記ユーザの前記各心拍数及び前記ユーザの運動特徴量のデータを前記サーバに送信する機能と、

前記サーバで算出された前記ユーザの前記運動負荷時の生体情報を取得し、前記表示部に表示する機能を有することを特徴とする携帯端末。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、人の運動負荷時の生体情報算出システム、生体情報算出方法、及び、携帯情報端末に係り、特に、身体に装着可能な簡便なセンサデバイスと、脈拍数の測定や入力可能な携帯情報端末とを用いた生体情報算出の技術に関するものである。

【背景技術】

【0002】

日常的な運動習慣による体力増進が糖尿病や高血圧といった生活習慣病の予防につながるということが知られている。運動による体力増強効果を定量的に把握するためには、体力の中でも全身持久力を示す最大酸素摂取量($VO_2 \text{max}$)の測定が最も妥当である。一方で、最大酸素摂取量の正確な測定には、高負荷な運動テストや、呼気分析器などの大掛かりな装置が必要であり、日常での簡易的な測定には適していない。

40

【0003】

特許文献1は、加速度センサ等で最大酸素摂取量($VO_2 \text{max}$)の推定に適した所定時間以上の定常運動状態を検出し、そのときの運動強度と脈波センサで測定した運動時の心拍数とから、最大酸素摂取量を推定する測定システムを開示している。

【0004】

特許文献2は、加速度で計測した歩行時の垂直方向の加速度から運動負荷量を推定し、この運動負荷量と脈拍センサで測定した運動時の心拍数とから、回帰分析にて体力を推定する測定システムを開示している。

【先行技術文献】

50

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2011-200557号公報

【特許文献2】特開2002-253538号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

体力を高精度に推定するために、心拍センサで運動負荷時の心拍数を正確に測定するためには、心拍センサの胸ベルトや電極をユーザの皮膚に直接固定して付ける必要がある。しかし、例えば、あまりスポーツをしない一般のユーザは、煩わしい操作の必要な心拍センサの装着を望まない傾向があり、普段の散歩や通勤路の歩行などの軽負荷で簡便に心拍数を測定することができない。

10

【0007】

一方、特許文献1は、ユーザの手首に脈波センサや加速度センサを装着し、測定歩行や走行時における体の動きと心拍数を測定することを前提とした計測システムを開示している。特許文献2は、ユーザの耳に脈拍センサを装着し、ユーザに別途装着した加速度センサを装着し、これらのセンサで計測した脈拍数や加速度を用いることを前提とした計測システムを開示している。

【0008】

しかしながら、ユーザの手首や耳等に身に着けて測定できる簡便な脈拍センサにおいては、運動時の体の動きに起因する外光や電極のズレによるノイズが影響して、精度の高い心拍数（あるいは脈拍数）の測定が困難である。簡便な脈拍センサを使用する場合、一度運動を止めてから安静な状態で測定する必要がある。一方で、運動を止めてから計測した心拍数では、運動負荷時から時間の経過に伴って心拍数は降下し、運動負荷中の運動強度に対応する心拍数が得られず、人の体力、例えば最大酸素摂取量（ $VO_2 \text{max}$ ）の推定精度が低下する。他方、ユーザの手首等に装着する方式で精度の高い心拍数（あるいは脈拍数）を得る装置も可能ではあるが、精度を高くするために特殊な精密機器とならざるを得ず高価なものとなり、一般のユーザが手軽に利用できるものではない。

20

【0009】

本発明の課題は、運動負荷時の人の運動データと心拍数を基に体力を推定する技術において、簡便な脈拍センサあるいは心電センサを用いながら、人の軽負荷時の体力の推定を高精度に行える技術を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の代表的なものの一例を示すと、次の通りである。本発明の運動負荷時の生体情報算出システムは、ユーザの運動特徴量を計測するセンサデバイスと、前記ユーザの心拍数を測定する携帯型の心拍センサと、生体情報算出機能を備えたサーバと、ネットワークを介して前記サーバに接続可能な携帯端末とを備え、前記センサデバイスは、加速度センサと通信機能とを具備しており、前記携帯端末は、前記ユーザの心拍数を測定する心拍数測定機能と、体力測定表示機能と、メモリ、表示部及び通信機能を備え、前記サーバは、前記ユーザの運動特徴量と前記心拍数のデータに基づいて、前記ユーザの運動負荷時の生体情報を算出する生体情報算出機能と、通信機能とを備えており、前記携帯端末の前記体力測定表示機能は、前記ユーザに対する運動負荷の手順として、安静時、運動負荷時、及び前記運動負荷停止後1分以内の時間差における各心拍数の測定の時間帯を前記表示部に表示する機能と、前記表示に対応して測定された前記安静時及び前記運動負荷停止後における前記ユーザの前記心拍数を前記メモリに記録する機能と、前記センサデバイスで計測された前記運動負荷時のユーザの動きを前記メモリに蓄積する機能と、前記ユーザの前記各心拍数及び前記ユーザの運動特徴量のデータを前記サーバに送信する機能とを有し、前記サーバは、前記運動負荷を止めてから前記停止後心拍数を測定するまでの前記時間差から、前記運動負荷時の心拍数の降下量を推定するために、前記時間差に対応した心拍数

40

50

の降下率のデータを備えており、前記生体情報算出機能により、前記ユーザの前記各心拍数と前記ユーザの運動特徴量のデータ及び前記時間差に対応した前記降下率のデータに基づいて、前記ユーザの前記運動負荷時の生体情報を算出する機能を有し、前記携帯端末の前記体力測定表示機能は、さらに前記サーバで算出された前記ユーザの前記運動負荷時の生体情報を取得し、前記表示部に表示する機能を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、運動中の測定に適していない安価で簡便な脈拍センサや心電センサを用いる場合においても、運動時の心拍数を正確に計測可能となり、この心拍数のデータと加速度センサで計測した体の動きのデータとから、運動負荷時の生体情報、例えば最大酸素摂取量 ($VO_2 \max$)、を高精度に推定することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の第一の実施例に係る、運動負荷時の生体情報算出システムの全体構成を示す図である。

【図2】第一の実施例におけるセンサデバイスの構成図である。

【図3】第一の実施例における携帯情報端末の構成図である。

【図4】第一の実施例における、運動負荷時の生体情報算出処理の概要を示すフローチャートである。

【図5】第一の実施例における、サーバに格納される加速度データの構成例である。

20

【図6】第一の実施例における、サーバに格納される心拍数データの構成例である。

【図7】第一の実施例における、サーバに格納される運動特徴量データの構成例である。

【図8】第一の実施例における、サーバに格納される身体特徴量データの構成例である。

【図9】本発明における、心拍数補正の原理を示す心拍数降下量のグラフである。

【図10】本発明における、心拍数補正の原理を示す心拍数降下率のグラフである。

【図11】第一の実施例における、サーバに格納される心拍数降下率データの構成例である。

【図12】第一の実施例における、サーバに格納される最大酸素摂取量データの構成例である。

【図13A】第一の実施例における、運動負荷時の生体情報算出処理の詳細を示すフローチャートである。

30

【図13B】第一の実施例における、運動負荷時の生体情報算出処理の詳細を示すフローチャートである。

【図14】一般的な、最大酸素摂取量 ($VO_2 \max$) の測定原理を示すグラフである。

【図15】第一の実施例における、心拍数補正の原理を示す時系列グラフである。

【図16】第一の実施例における、最大酸素摂取量 ($VO_2 \max$) の推定原理を示すグラフである。

【図17】第一の実施例における、携帯情報端末の画面表示の例である。

【図18】第一の実施例における、携帯情報端末の画面表示の例である。

【図19】第一の実施例における、携帯情報端末の画面表示の例である。

40

【発明を実施するための形態】

【0013】

本発明は、人の身体に装着可能で動きを計測する超小型のセンサデバイスと、脈拍数の測定や入力可能な携帯情報端末とを用いて、人の運動データと運動後の心拍数あるいは脈拍数をもとに、体力を推定する技術において、運動後の心拍数から運動中の心拍数を推定して補正する。すなわち、本発明では、胸バンド等のようなセンサを肌に直接固定するような煩わしいものではない、携帯情報端末、若しくは簡便な心電センサ、あるいは脈拍センサを用いて、運動時の体の動きを計測した後に、一度運動を止めてから安静状態で体動によるノイズの影響を受けることなく心拍数を測定する。そして、運動を止めてから心拍数を測定するまでの時間差を計り、この時間差に基づいて運動終了直前の心拍数からの

50

降下量を推定し、運動終了直前の心拍数へと変換して補正する。これによって、人の軽負荷時の体力の推定を高精度化するものである。

【0014】

以下、図面を参照しながら、本発明の運動負荷時の生体情報算出システムの一実施例を説明する。

【0015】

図1は、本発明の第一の実施例に係る、運動負荷時の生体情報算出システムの主要な構成を示す、全体構成を示す図である。運動負荷時の生体情報算出システムは、ユーザ2が体に装着して用いられるセンサデバイス1と、ユーザ2が携帯しセンサデバイス1と通信する携帯情報端末3と、インターネット5に接続された携帯電話通信などの無線基地局4を介して携帯情報端末3と通信するサーバ6から構成されている。この運動負荷時の生体情報算出システムは、処理が低速ながらユーザ2が常時身につけられる超小型で低消費電力なセンサデバイス1、及び携帯情報端末3から、大型で処理能力や記憶容量が豊富なサーバ6にセンサデータを収集することで、大規模な解析を高速に処理できる。

【0016】

センサデバイス1は常時、または日中の主な活動時間においてユーザ2が身につけることによって、ユーザ2の動きや生体情報を計測する。センサデバイス1は計測した情報をBluetooth(登録商標)などの近距離無線通信や、USB(ユーエスピー)などの有線通信手段によって携帯情報端末3に送信する。携帯情報端末3は受信した計測データを記録する。また、携帯情報端末3は内蔵のセンサやカメラで、ユーザ2の生体情報などを測定し、記録する。すなわち、携帯情報端末3は、内蔵されたカメラと以下に述べる本発明のアプリケーションプログラムとにより、ユーザが手軽に利用できる簡便な脈拍センサとしての機能を備えている。この場合、アプリケーションプログラムにより脈拍センサとして追加される機能は、安価に提供できる。

【0017】

携帯情報端末3は、携帯電話等で用いられる広域無線通信手段や無線LAN(ローカルエリアネットワーク)によって、自宅や外出先において基地局4に接続可能である。これによって、インターネット5に接続されたサーバ6と携帯情報端末3とは、センサデバイス1で計測した情報、携帯情報端末3で計測した情報や、サーバ6で解析された情報や蓄積された情報を、相互に送信することができる。

【0018】

サーバ6は、CPU57と、RAM58と、インターネット5に接続して通信するLAN(ローカルエリアネットワーク)通信部59と、サーバ6を制御して必要な計算を実行するための複数のコンピュータプログラム(データ受信プログラム51、歩行検出プログラム52、運動特徴量計算プログラム53、心拍数補正プログラム54、最大酸素摂取量(VO_2max)推定プログラム55等)を記録したプログラムメモリ20と、センサデバイス1や携帯情報端末3で計測したデータや、データを解析した結果を記録する大容量の記憶デバイスであるストレージ36から構成されており、センサデバイス1や携帯情報端末3と比較して高速な演算が可能であるCPU57によって、大容量データを用いた大規模な解析処理が可能である。サーバ6において、上記コンピュータプログラムをCPU57で実行することにより、サーバ(コンピュータ)を、データ受信手段、歩行検出手段、運動特徴量計算手段、心拍数補正手段、及び、最大酸素摂取量(VO_2max)推定手段として機能させる。

【0019】

サーバ6は、データ受信プログラム51によって、携帯情報端末3から送信されたデータをインターネット5に接続して受信し、ストレージ36の加速度データ60、心拍数データ50、身体特徴量データ70に記録する。歩行検出プログラム52は、加速度データ60を解析し、公知の歩行検出アルゴリズムによって、酸素消費と酸素摂取量が釣り合う、一定ペースで3分以上歩行していた時間区間を検出し、予め規定されたユーザの識別子であるユーザIDと歩行の開始時刻、終了時刻を歩行データ100に記録する。運動特徴

10

20

30

40

50

量計算プログラム53によって、歩行検出プログラム52で検出した歩行区間における運動特徴量を加速度データ60から算出して歩行データ100の同区間に記録する。運動特徴量は、例えば加速度の3軸(x、y、z)それぞれの平均や分散、加速度から判別した歩行ピッチ(1歩あたりの時間幅)等である。加速度の平均は、主に加速度が重力加速度の影響を受けている向き、即ち姿勢を示し、分散は加速度の振れの強さを示している。心拍数補正プログラム54は、ユーザに対する運動負荷、例えば有酸素運動である所定時間の運動後に、短い時間を空けてから計測したユーザの心拍数を、ユーザの運動終了直前の運動中の心拍数に変換して補正するプログラムである。なお、ユーザに対する運動負荷は、ジョギング、サイクリングなどで他の種類の負荷でも良いことは言うまでもない。また、本実施例では、運動負荷として、ユーザが手軽に実行できる軽負荷の中の「歩行」を採用している。

10

【0020】

なお、心拍数を計測する手段としては、簡便な脈拍センサあるいは心電センサとして使用でき、かつ、ユーザインタフェース機能及び通信機能を備えているものであれば、携帯情報端末3でなくても良い。あるいは、また、他の簡便な脈拍センサあるいは心電センサで測定した心拍数を、携帯情報端末3に入力し、アプリケーションプログラムで処理する方式であってもよい。

【0021】

本発明では、胸バンド等のようなセンサを人の肌に直接固定するような煩わしいものではない、携帯情報端末3等のように、簡便で、且つ、安価な脈拍センサ、あるいは心電センサを、「携帯型の心拍センサ」と定義する。

20

【0022】

本実施例に係る、運動負荷時の生体情報算出システムにより、簡便な脈拍センサあるいは心電センサを用いたユーザ2の運動時の動きのデータと心拍数のデータを、サーバ6に収集して解析するので、ユーザ2は運動負荷時の精度の高い生体情報、例えば体力を示す最大酸素摂取量(VO_2max)を、手軽な計測法により知ることができる。なお、以下では、最大酸素摂取量(VO_2max)の算出を例に述べるが、サーバ6は、運動負荷時の加速度データや心拍数データ等に基づき、最大酸素摂取量以外の生体情報も生成・出力可能であることは言うまでもない。

【0023】

図2は、センサデバイス1の主要な構成を示しており、マイコン10と、人の動きや向きなどを計測可能な加速度センサ13と、現在の時刻情報やカレンダー情報を保持するRTC(リアルタイムクロック)14と、携帯情報端末3と通信するBluetoothなどの消費電力の少ない通信規格に準拠した近距離無線通信部15と、近距離無線通信部15からの送信データを電波で送信するアンテナ16と、大容量の不揮発記憶素子であるフラッシュメモリ17と、有線通信手段であるUSBで外部の機器と通信するためのUSB通信部18と、素子間の通信路である通信線19とから構成される。

30

【0024】

マイコン10は、内部に予め記録された加速度計測プログラム11と加速度データ送信プログラム12に記述されたプログラムに従って動作する。加速度計測プログラム11によって、加速度センサ13で計測した情報である加速度データ60を所定の間隔で取得し、RTC14から取得した加速度計測時の時刻情報であるタイムスタンプを所定の間隔で付加し、フラッシュメモリ16に記録することができる。加速度計測プログラム11では、所定の間隔の加速度計測や加速度データのフラッシュメモリ16への記録以外では動作する必要がないため、消費電力を小さく抑えることが可能であり、例えば人の日常動作を計測するために必要な20ヘルツ以上の周期で計測した場合において、常時動作させていても小型の内蔵電池で数日以上動作が可能であり、電池充電などのメンテナンスは容易である。また、同様の計測周期で加速度を計測した場合においては、記録するデータ量も汎用的なフラッシュメモリの容量と比較して十分に小さく、数週間以上の記録が容易である。加速度データ送信プログラム12はユーザ2の任意のタイミングか、または携帯情報

40

50

端末3と通信可能なタイミングを自動的に判断して、近距離無線通信部15を制御して通信を開始し、フラッシュメモリ16に記録された加速度データ60を携帯情報端末3に送信することができる。あるいは、USB通信部19が携帯情報端末3等との有線接続を検出して、加速度データ60の送信を開始することができる。センサデータ17は計測後に時間が経過してから送信されても、前述のタイムスタンプが付加されていることによって、受信する携帯情報端末3やサーバ6においても時系列に並べ替えて記録することができる。

【0025】

図3は、携帯情報端末3の主要な構成を示しており、大容量不揮発記憶素子であるフラッシュメモリ30に記録されたプログラムを実行して他の素子を制御するCPU(中央演算素子)37と、現在の時刻情報やカレンダー情報を保持するRTC39と、プログラムの指示する任意の情報を表示可能な表示部40と、ユーザが操作してプログラムの操作等を行うためのキーボードやタッチパネル等の入力部43と、携帯情報端末3の傾きや動きを計測可能なセンサ42と、CPU37の処理に必要な情報を一時的に記録するランダムアクセスメモリであるRAM38と、センサデバイス1などと通信するBluetoothなどの消費電力の少ない通信規格に準拠した近距離無線通信部44と、近距離無線通信部44からの送信データを電波で送信するアンテナ45と、インターネット5に接続してサーバ6等と通信する携帯電話等と同様の通信規格に準拠した広域無線通信部46と、IEEE802.11等の規格に準拠して屋内など近距離の基地局4を介してインターネット5に接続してサーバ6等と通信する無線LAN通信部48と、無線LAN通信部48からの送信データを電波で送信するアンテナ49と、画像を撮影可能なセンサやレンズから構成され、指や顔を連続的に撮影することによって脈拍の計測も可能であるカメラ41と、素子間の通信路である通信線21から構成されており、加速度センサデータやユーザ2が測定、あるいは入力した脈拍数データを一時的にフラッシュメモリ30に蓄積し、基地局4を中継してインターネット5に接続してサーバ6に送信することができ、同様にサーバ6から受信した表示用データ等のコンテンツを表示部40にて表示できることを特徴としている。フラッシュメモリ30には携帯情報端末3の動作を記述した複数のプログラムが記憶されている。加速度データ受信プログラム31により、近距離無線通信部44を制御してセンサデバイス1から送信された加速度データを受信してフラッシュメモリ30内部に加速度データ60として記録する。つまり、サーバ6に常時接続できない環境であっても、受信した加速度データを失うことはない。脈拍数測定プログラム32により、カメラ41を制御してユーザ2の指や顔などの皮膚を連続的に撮影し、血流の変換による皮膚の色等の周期的な変化を検出し、脈拍数を計測し、フラッシュメモリ30の脈拍数データ50に記録することができる。本実施例の体力測定においては、人の末端の皮膚で測定する脈拍数は、心臓の拍動回数である心拍数とほぼ同じとして扱う。カメラ41などの画像素子や光の強度の変化を検出する素子を用いた脈拍測定においては、静止している場合を除いては外乱光や体動によって脈拍とは無関係なノイズ成分を検出することが、測定精度を低下させる。そのため、運動時ではなく運動後に測定することが望ましい。また、表示部40に入力画面を表示し、ユーザ2が入力部43を用いて入力した値をフラッシュメモリ30の脈拍数データ50に記録することができる。記録する脈拍数データ50には、RTC39から計測時の日時を取得して付加するため、計測時刻が後からサーバ6等で判別可能である。入力する場合には、計測時刻をユーザ2の任意の時刻に設定することも可能である。データ送信プログラム32により、広域無線通信部46か無線LAN通信部48を制御して、フラッシュメモリ30に記録した加速度データ60と脈拍数データ50を、基地局4を介してインターネット5に接続してサーバ6に送信することができる。体力測定結果表示プログラム34により、3分間歩行などの運動テストの手順をユーザに指示し、他のプログラムをユーザの操作で起動することができる。また、サーバ6にて加速度データ60と脈拍数データ50をもとに算出された体力値、即ち推定された最大酸素摂取量(VO_2max)を表示部40に表示してユーザ2に対して通知することもできる。最大酸素摂取量は、少なくとも3分以上の一定ペースの運動をしている状態、つまり運動によ

10

20

30

40

50

る酸素消費と酸素摂取量が釣り合った有酸素運動の状態における、心拍数と運動量（または酸素摂取量や消費エネルギー）の関係から、Astrandのノモグラム等の公知のアルゴリズムによって推定できる。また、体力測定結果表示プログラム34では、最大酸素摂取量（ VO_2max ）の推定に必要なユーザ2の身体特徴量データの入力するインターフェースを表示器40に表示して、最大酸素摂取量の推定に先立って入力を促し、入力された値をサーバ6に送信する。身体特徴量データは、例えば、身長、体重、年齢、安静時心拍数、喫煙の有無、などである。安静時心拍数は、カメラ41を制御して脈拍数測定プログラム32と同様に計測して入力値とすることができる。安静時の脈拍数の測定では、センサ42で所定の時間以上安静であるか、あるいは起床直後であるかを判別して計測を開始し、正確な安静時心拍数を計測することができる。また、安静時心拍数は、起床直後と昼間のように、測定の間隔が異なれば異なる値になる可能性が高いので、できるだけ同じ条件下で測定する。

10

【0026】

なお、加速度データと脈拍数データから最大酸素摂取量（ VO_2max ）を推定する計算は、演算時間の短縮のために高速なサーバ6で計算することが望ましいが、携帯情報端末3の計算時間や消費電力を無視することができれば、携帯情報端末3においても計算可能である。また、同様に消費電力の問題を無視することができれば、センサデバイス1で計測している加速度を、携帯情報端末3のセンサ42で計測することができる。

【0027】

図4は、第一の実施例における、運動負荷時の生体情報算出処理の概要を示すフローチャートである。まず、ユーザ2は所定の「運動負荷テスト」を開始する（S40）。この運動負荷テスト時に、加速度計等を備えたセンサデバイス1で、ユーザの運動特徴量が測定される（S41）。さらに、この運動負荷テスト終了後の所定の時間内に、簡便なセンサ、例えば携帯情報端末3、によりユーザの脈拍測定が実施される（S42）。これら運動特徴量や脈拍のデータは、サーバ6に送られる。サーバ6では、脈拍の測定結果を、運動負荷テスト時の心拍数へ補正する（S43）。そして、ユーザの運動特徴量と、補正心拍数とを用いて、運動負荷テスト時のユーザの最大酸素摂取量（ VO_2max ）が推定される（S44）。

20

【0028】

簡易的な脈拍計、例えば、携帯情報端末3のカメラ41等を使用する場合、ユーザの運動中には正確に脈拍を測定することができない。そこで、有酸素運動時の脈拍数を測定するにあたって、一度運動を止めて静止状態になってから測定することが必要になる（S42）。この場合、運動を止めてから脈拍数を測定するまでの時間差で脈拍数は降下し、運動時の値とは異なる。そこで、サーバ6の心拍数補正プログラム54では、歩行データ100の歩行区間データと、心拍数データ50に記録された前述の歩行区間に対応する心拍数の計測時間から、心拍数の降下につながる時間差を算出し、この時間差をもとに脈拍数の降下量を推定して歩行データ100に記録する。

30

【0029】

本発明では、脈拍数の降下量の算出に、脈拍数降下率データ80に記録された、時間差を降下量に変換する係数を用いることに1つの特徴がある。この点に関しては、後で詳細に説明する。最大酸素摂取量推定プログラム55では、歩行データ100に記録された1つの歩行区間につき、ひとつの最大酸素摂取量（ VO_2max ）の推定値を算出して、最大酸素摂取量データ90に記録する。最大酸素摂取量（ VO_2max ）の算出においては、歩行データ100に記録された、1つの歩行区間における、運動特徴量と心拍数（脈拍数も心拍数として記録）と、計測対象であるユーザ2の身体特徴量70による回帰分析によって推定する。これは、心拍数と運動量の関係から最大酸素摂取量（ VO_2max ）を推定するアルゴリズムと同じ原理であるが、運動量を歩行の速度などに置き換えて計測して用いる場合と比較して、加速度データをもとにした複数の運動特徴量を用いる本実施例は高精度に推定することができる。

40

【0030】

50

図5は、加速度データ60の構造を示している。加速度データ60はユーザ毎に時間毎のデータとして各行に記録する。ユーザID61は各データが、どのユーザを計測したデータであるかを示す識別子である。計測日時62は、加速度を計測した年月日、時間を示している。本実施例においては、1秒毎に計測日時62を加速度値に付加しているが、ミリ秒単位以下にすることも可能である。加速度X63、加速度Y64、加速度Z65は、ユーザID61、計測時間62に対応する、3軸加速度のそれぞれの値を記録している。秒単位の計測日時62を用いて、秒単位以下の計測周期のデータを記録するため、対応する秒間の計測値を、1行中に計測順で複数記録している。例えば、±4Gの加速度を計測できる加速度センサの値を、8bitの分解能で読み取る場合には、加速度の-4Gは-128であり、4Gは127となる。

10

【0031】

図6は、心拍数データ50の構造を示している。携帯情報端末3で計測、あるいは入力された心拍数データや脈拍数データを、ユーザ毎に測定時間毎に各行に記録する。脈拍数と心拍数の定義は一般的に異なるが、本実施例では脈拍数のデータも心拍数のデータとして扱う。ユーザID51は心拍数を計測したユーザ2に対応する識別子である。計測日時52は、心拍数を測定した年月日、時間である。心拍数53は、ユーザID51に対応するユーザ2が、計測時間52に測定した心拍数、あるいは脈拍数である。脈拍数53は前述の脈拍数補正プログラム54によって補正される前の値である。

【0032】

図7は、歩行データ100の構造を示している。歩行データ100は、ユーザ毎に3分以上の一定ペースの歩行状態を検出した各区間のデータを1行ずつ記録する。ユーザID101は、その行の歩行区間に対応するユーザ2の識別子を示している。開始日時102は、検出された歩行区間の始まる年月日、時間を示している。終了日時103は、検出された歩行区間の終わる年月日、時間を示している。心拍数104は、歩行区間に対応する心拍数を示しており、歩行後に静止してから測定した脈拍数を、脈拍数補正プログラム54にて補正して歩行終了直前の値を推定して補正した結果を記録する。平均X105、平均Y106、平均Z107は、歩行区間における3軸加速度の各軸の平均値を記録している。分散X107、分散Y108、分散Z109は、歩行区間における3軸加速度の各軸の分散値を記録している。歩行ピッチ111は、歩行区間の3軸加速度から公知の歩行検出アルゴリズムによって検出された一歩あたりの時間幅を示している。

20

30

【0033】

図8は、各ユーザが入力した身体特徴量データ70の構造を示しており、ユーザ毎に各行のデータに記録する。ユーザID71は、その行のデータに対応するユーザの識別子を示している。年齢72はユーザの年齢を示している。身長73はユーザの身長(センチメートル単位、あるいはメートル単位)を示している。体重74は、ユーザの体重(キログラム単位)を示している。喫煙有無75はユーザが現在習慣的に喫煙をしているかを示している。安静時心拍数76は、ユーザが完全に安静な状態(理想的には就寝中や起床時)における心拍数を示している。

【0034】

先にも述べたとおり、本発明では、脈拍数の降下量の算出に、脈拍数降下率データ80に記録された、時間差を降下量に変換する係数を用いることに1つの特徴がある。発明者等は、研究を重ねた結果、歩行直後の脈拍数の降下量の特性には、個人差の少ないことを見出した。

40

【0035】

図9は、発明者等が、20~40代の一般成人男性を対象として測定した3分間歩行後の典型的な心拍数変化を示している。歩行停止後1分以内では、この変化における個人差は、最大酸素摂取量(VO_2max)の推定に与える影響が少ない。

【0036】

この変化を元に心拍数降下率を算出すると、図10のグラフになる。この降下率のグラフをもとに、心拍数降下率データ80を作成することができる。

50

【 0 0 3 7 】

図 1 1 は、心拍数降下率データ 8 0 の構造を示している。心拍数降下率データ 8 0 には、最も典型的な運動停止後 1 分以内程度の個人差が少ない時間内での心拍数降下率を示しており、運動後から心拍数測定までの時間差に対応した降下率（降下量[回/分]/時間差[秒]）を予め記録している。心拍数降下率データ 8 0 は、予め複数の被験者から収集した運動後の心拍数変化のデータから作成することができる。なお、図 9 ~ 図 1 1 のデータやテーブルは一般成人男性を対象としたものであるが、一般成人女性の場合も同様な傾向がある。本発明を、熟年者や子供にも適用する場合には、それらの世代のデータを収集し、データベース化することで、より精度の高い推定が可能になる。

【 0 0 3 8 】

また、心拍数降下率データ 8 0 のテーブルはユーザ毎に測定したデータを元に学習して、ユーザ毎に作成することも可能である。このテーブルの係数を、運動の停止から、心拍数測定までの時間に掛け合わせることによって、ユーザ毎の心拍数の降下量を、より高精度に推定することができる。

【 0 0 3 9 】

図 1 2 は、最大酸素摂取量データ 9 0 の構造を示しており、ユーザ毎に測定毎の値を 1 行に記録している。最大酸素摂取量（ $VO_2 \text{max}$ ）の値は、3 分以上の一定のペースが検出された歩行区間の中で、歩行後に心拍数を測定して記録された場合に、推定して記録する。ユーザ ID 9 1 は、その行の最大酸素摂取量に対応するユーザの識別子を示している。測定日時 9 2 は、最大酸素摂取量（ $VO_2 \text{max}$ ）を測定した日時、つまり歩行データ 1 0 0 から推定する場合には歩行区間の終了日時が記録される。別の方法で測定した場合には、その測定日時を記録している。測定方法 9 3 は、その行の最大酸素摂取量の測定方法を示している。つまり、歩行データ 1 0 0 を用いた推定に限定せず、他の方法で計測したデータも記録することができる。最大酸素摂取量 9 4 は、歩行データ 1 0 0 から推定した、あるいは別の手段で測定した最大酸素摂取量（ $VO_2 \text{max}$ ：単位はミリリットル/キログラム/分）のデータを記録する。

【 0 0 4 0 】

図 1 3 A、図 1 3 B は、本実施例における最大酸素摂取量（ $VO_2 \text{max}$ ）の測定手順を示している。処理手順 1 2 0 はセンサデバイス 1、処理手順 1 2 1 は携帯情報端末 3、処理手順 1 2 2 はサーバ 6 の処理手順をそれぞれ示している。処理 1 2 3 では、センサデバイス 1 が加速度の計測を開始する。センサデバイス 1 は、最大酸素摂取量の測定とは関係なく、加速度を常時計測していることもできるため、最大酸素摂取量の測定に先立って測定開始する。処理手順 1 2 4 では、携帯情報端末 3 の体力測定表示プログラム 3 4 を起動して、最大酸素摂取量の測定に必要な手順やメニューを表示する。処理 1 2 5 では、過去に入力していないか、修正が必要な場合に限り、身体特徴量をユーザが入力する。処理 1 2 6 では、処理 1 2 5 で入力することもできる安静時心拍数を携帯情報端末 3 の脈拍数計測プログラム 5 4 で計測する。安静時心拍数を計測する際に、携帯情報端末 3 のセンサ 4 2 で所定の時間以上の安静状態を検出してから脈拍数を計測する。

【 0 0 4 1 】

処理 1 2 7 では、携帯情報端末 3 の体力測定表示プログラム 3 4 を操作し、3 分間歩行の運動テストを開始し、ここからタイマーで 3 分間の経過を計測して通知することができる。一方で、このようなユーザへのナビゲーションがなくとも、3 分間以上の一定ペースの歩行データと、歩行後の心拍数のデータがあれば最大酸素摂取量（ $VO_2 \text{max}$ ）を推定することはできる。歩行区間 1 2 8 は、運動による酸素消費と酸素摂取量が釣り合う有酸素運動状態を得るために 3 分以上を必要とする。

【 0 0 4 2 】

タイマーが運動テスト開始から 3 分以上が経過すると、ユーザは運動テストを止めて安静状態になり（静止区間 1 2 9）、脈拍数の測定を始める。測定時間差 1 3 0 は、ユーザ 2 が実際に運動を止め静止状態に移行してから、脈拍数の測定を開始するまでの時間である。処理 1 3 1 では、ユーザが体力測定表示プログラム 3 4 を操作して脈拍数を測定する

10

20

30

40

50

。ユーザは、携帯情報端末3の表示部の指示に基づき、携帯情報端末に設けられたカメラ41などを用いて、運動後の脈拍数を測定する。または、カメラ41などを用いずに別の簡易型の心拍センサや脈拍センサで測定した値を入力しても良い。

【0043】

処理132では、前述の3分間歩行の運動テストとは非同期で、センサデバイス1と携帯情報端末3が通信可能な状態において、センサデバイス1で計測して記録していた、歩行区間128を含む加速度データを携帯情報端末3に送信する。処理133では、携帯情報端末3は、センサデバイス1から送信されたデータを受信して内部のフラッシュメモリ30に記録する。処理134では、携帯情報端末3が、前述の処理133とは非同期で、サーバ6と通信可能な状態において、フラッシュメモリ30に記録した加速度データ60と脈拍数データ50をサーバ6に送信する。

10

【0044】

処理135では、サーバ6が、携帯情報端末3から送信されたデータを受信して、処理136でストレージ36に記録する。処理137では、サーバ6の歩行検出プログラム52で、受信した加速度データ60から3分以上の歩行区間128を検出して歩行データ100に記録する。処理138では、運動特徴量計算プログラム53で前述の歩行データ100に記録された歩行区間128に対応する運動特徴量を算出して歩行データ100に記録する。処理139では、心拍数補正プログラム54で、歩行データ100に記録した歩行区間128の終了日時から、1分以内に測定された心拍数を心拍数データ50から検索し、歩行区間128の終了日時と心拍数の測定日時の差を測定時間差130として算出する。処理140では、心拍数補正プログラム54で、処理139で算出した測定時間差130から心拍数降下率データ80を用いて心拍数の降下量を推定し、心拍数データ50の値に降下量を加えた値を歩行データ100の心拍数104に記録する。処理141では、最大酸素摂取量推定プログラム55によって、3分間歩行の運動テストの歩行区間128に対応する歩行データ100と、測定しているユーザ2の身体特徴量データ70を用いた回帰分析により最大酸素摂取量(VO_2max)を推定する。処理142では、処理141で推定した結果を最大酸素摂取量(VO_2max)のデータ90に記録する。

20

【0045】

次に、ユーザが自身の運動テストにより得られた最大酸素摂取量を知りたい場合の処理について、説明する。処理143では、ユーザが携帯情報端末3の表示部で体力表示プログラムを起動する。これに伴い、処理144~147では、携帯情報端末3がサーバ6に記録された最大酸素摂取量のデータを取得し、処理148~149では、携帯情報端末3の表示部にその情報が表示され、ユーザがそれを確認し、終了する。

30

【0046】

図14は、一般的な最大酸素摂取量(VO_2max)の測定原理を示すグラフである、酸素摂取量 VO_2 と心拍数HRの関係を示した図である。最大酸素摂取量を実際に測定するためには、被験者の最大心拍数における酸素摂取量を呼気ガス分析器で測定する必要がある。これを簡易的に測定するためには、酸素摂取量と心拍数の相関関係を利用した回帰直線150を用いる。これを用いると最大以下の心拍数における酸素摂取量を測定し、回帰直線150に従って、最大心拍数時の値を推定する。最大心拍数は一般的に220-年齢で推定できるとされている。また、 VO_2mini は、無安静時の酸素摂取量である。なお、酸素摂取量は呼気ガス分析器を用いない場合には、その運動時の運動量から推定する。運動量は、例えば歩行時であれば、歩行速度から公知のアルゴリズムで推定することができる。本実施例の最大酸素摂取量推定プログラム55では、歩行速度とは異なる加速度データから算出可能な複数の運動特徴量を用いる重回帰分析によって、より精度の高い推定が可能である。

40

【0047】

図15は、本実施例における心拍数補正の原理を示すグラフである。図15は、運動負荷量の一例として、ユーザが所定の時間(図13Aの歩行区間128)だけ一定の速度で歩行し、その直後(図13Aの静止区間129以降)に脈拍を測定する例を示している。

50

運動負荷テストの開始時刻が T_1 、終了（静止状態への移行）時刻が T_2 、脈拍の測定可能時間帯が $T_2 - T_4$ であり、実際の測定時刻を T_3 とする。図 15 の (A) に示したように、運動負荷テストにより歩行ペース 155 を一定で継続すると、図 15 の (B) に示したように、ユーザの心拍数 156 は上昇し、一般的に 3 分以上で運動に対応する心拍数 151 で飽和する。同様に、図 15 の (B) に示したように、酸素摂取量 157 も運動に対応した酸素摂取量 158 で飽和する。最大酸素摂取量 ($VO_2 \text{max}$) の推定には、この運動に対応する心拍数 151 の値、すなわち運動負荷テストの停止直前（時刻 T_2 ）の心拍数の値 HR_2 と、運動に対応する酸素摂取量 158 の値、すなわち運動負荷テストの停止直前（時刻 T_2 ）の酸素摂取量の値 $VO_2 b$ を用いて、回帰直線 150 の原理で推定できる。酸素摂取量 157 の値 $VO_2 b$ は加速度センサ等の常時計測可能なデバイスで計測することができるが、安価で簡便な脈拍センサ等では心拍数 156 の値 HR_2 を運動中に正確に測定できない。そのため、運動後に測定することになる。この場合、運動負荷テストの停止直前 T_2 と実際の測定時刻 T_3 との間に測定時間差 154 が生じるため、心拍数降下量 153 分の心拍数が運動に対応した心拍数 151 の値 HR_2 より降下し、測定時の心拍数 152 の値 HR_1 になり、正確な最大酸素摂取量の推定ができない。

【0048】

本実施例によれば、ユーザが、携帯情報端末 3 のカメラ 41 などを用いて運動後の時刻 T_3 に心拍数 152 の値 HR_1 を測定する。そして、サーバ 6 の心拍数補正プログラム 54 によって測定時間差 154 を基に、測定された心拍数 152 の値 HR_1 を運動に対応した心拍数 151 の推定値 HR_2 に補正することで、正確な最大酸素摂取量 ($VO_2 \text{max}$) の推定が可能になる。既に述べた通り、測定時間差 154 が約 1 分以内程度であれば、心拍数降下量 153 の個人差が少なく、予め得られたデータに基づく正確な補正が可能である。そのため、測定可能時間帯 $T_2 - T_4$ は 1 分以内程度に設定する。

【0049】

図 16 は、第一の実施例における、最大酸素摂取量 ($VO_2 \text{max}$) の推定原理を示すグラフである。ユーザが測定した運動後の心拍数 152 の値 HR_1 と運動停止直前の酸素摂取量 157 の値 $VO_2 b$ と、安静時の最小酸素摂取量とから、回帰直線 150 b が得られる。この回帰直線 150 b によれば、ユーザの最大酸素摂取量は、 $VO_2 \text{max} - b$ となる。しかし、心拍数補正プログラム 54 によって補正された運動時の心拍数 151 の推定値 HR_2 を採用すると、この推定値と運動時の酸素摂取量 157 の値 $VO_2 b$ と安静時の最小酸素摂取量とから、回帰直線 150 a が得られる。この補正後の回帰直線 150 a によれば、ユーザの最大酸素摂取量は、 $VO_2 \text{max} - a$ となる。この値 $VO_2 \text{max} - a$ が、ユーザの最大酸素摂取量の推定値である。

【0050】

なお、図 14 及び図 16 において、基本となる回帰直線は 1 本であるが、ユーザの喫煙習慣の有無、年代等に各々対応した、複数の回帰直線若しくは回帰曲線を採用し、ユーザのプロフィールに即したよりきめの細かい推定方式にしても良い。

【0051】

図 17、図 18 は、体力測定時の、携帯情報端末 3 の表示部 40 への画面表示内容の実施例を示している。まず、図 17 において、ユーザが体力測定表示プログラム 34 を起動すると、初期画面 201 が表示される。運動テスト開始ボタン 204 を選択することにより、3 分間のタイマーを開始して、運動テストを始め、運動テスト画面表示 212 に遷移する。安静時脈拍測定ボタン 205 を選択することにより、安静時脈拍測定画面 202 に遷移する。プロフィール入力ボタン 206 を選択することにより、プロフィール入力画面 203 に遷移する。終了ボタン 230 を選択することにより、体力測定表示プログラム 34 を終了する。安静時脈拍測定画面 202 では、測定手順表示 207 と脈波表示 208 を表示し、所定時間以上の安静を検出して、脈拍数を測定する。脈拍数の測定が完了すると、測定した脈拍数を安静時心拍数としてサーバ 6 に送信して、初期画面 201 に戻る。または、キャンセルボタン 231 を選択することにより、初期画面 201 に戻る。プロフィール入力画面 203 では、入力フォーム 209 で身長、体重、喫煙の有無をユーザ 2 が入

10

20

30

40

50

力可能であり、入力後に入力完了ボタン 210 を選択することにより、入力内容をユーザ 2 の身体特徴量としてサーバ 6 に送信して、初期画面 201 に戻る。または、キャンセルボタン 232 を選択することにより、初期画面 201 に戻る。

【0052】

次に、図 18 において、ユーザが携帯情報端末 3 の運動テスト開始ボタン 204 を選択し運動テストを始めた場合、運動テスト画面表示 212 では、運動テスト手順表示 218 で運動テストの手順や開始からの経過時間を表示する。ユーザが 3 分以上の歩行を行ったところで脈拍数測定ボタン 219 を選択することで、運動後脈拍測定画面 213 に遷移する。なお、運動後の脈拍測定は運動停止後の 1 分以内という限られた時間帯に行う必要があるため、運動テスト画面表示 212 もしくは運動後脈拍測定画面 213 に、脈拍の測定可能時間帯（時刻 T2 - 了時刻 T4）、及びその時間帯の中における現在時刻の関係をユーザに知らせる表示を加えるのが望ましい。

10

【0053】

脈拍数入力ボタン 220 を選択すると、入力フォーム 223 を備えた運動後脈拍数入力画面 214 に遷移する。または、キャンセルボタン 233 を選択することにより、初期画面 201 に戻る。運動後脈拍測定画面 213 では、運動後脈拍測定手順表示 221 と、脈波表示 222 を表示して、ユーザの脈拍数を測定し、脈拍数の測定が完了すると、脈拍数を内部のフラッシュメモリに記録して、サーバ 6 に送信して、初期画面 201 に戻る。または、キャンセルボタンを選択することにより、初期画面 201 に戻る。運動後脈拍数入力画面 214 では、入力フォーム 223 に別の機器で測定した脈拍数と脈拍測定時間を入力することができる。入力後に入力完了画面 224 を選択することにより、入力した値を、運動後脈拍測定画面 213 で測定した場合と同様に、サーバ 6 へ入力した脈拍数と測定時間を送信し、初期画面 201 に戻る。または、キャンセルボタン 235 を選択することにより、初期画面 201 に戻る。

20

【0054】

図 19 は、体力測定表示プログラム 34 が、体力値表示の機能を備えた例を示している。携帯情報端末 3 の初期画面 201 には、体力値表示ボタン 250 があり、このボタンを選択すると、体力値表示画面に遷移する。この体力値表示画面には、この補正後の回帰直線 150a に基づく、ユーザの最大酸素摂取量の推定値（ $VO_2 \text{max} - a$ ）が、 $VO_2 \text{max} \times 251$ として表示される。OK ボタン 252 を選択することにより、初期画面 201 に戻る。このようにして、ユーザは、携帯情報端末等の安価で簡便な脈拍センサや心電センサを用い、運動時の心拍数、ひいては、運動負荷時の生体情報に関する正確な情報を手軽に得ることができる。

30

【0055】

なお、実施例 1 では、運動負荷時の生体情報として最大酸素摂取量（ $VO_2 \text{max}$ ）を推定する例について述べたが、本発明は、これに限定されるものではなく、運動時のユーザの他の生体情報を得ることもできる。例えば、ユーザ運動時の酸素摂取量 157 の値 $VO_2 b$ とユーザの体重とから、カロリー消費量を推定することもできる。

【符号の説明】

【0056】

- 1 センサデバイス
- 2 ユーザ
- 3 携帯情報端末
- 4 基地局
- 5 インターネット
- 6 サーバ
- 7 プログラムメモリ
- 8 ストレージ
- 11 加速度計測プログラム
- 12 加速度データ送信プログラム

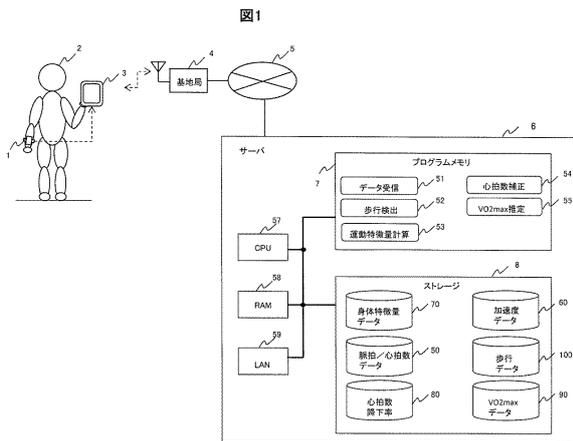
40

50

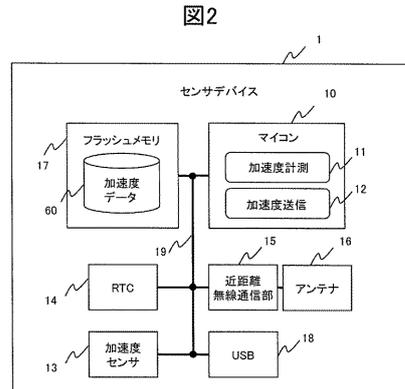
1 4	リアルタイムクロック (R T C)	
1 8	U S B (ユニバーサルシリアルバス) 通信部	
2 0	プログラムメモリ	
3 1	加速度データ受信プログラム	
3 2	脈拍数測定プログラム	
3 3	データ送信プログラム	
3 4	体力測定表示プログラム	
3 6	ストレージ	
3 7	中央演算素子 (C P U)	
3 8	ランダムアクセスメモリ (R A M)	10
3 9	リアルタイムクロック (R T C)	
4 6	広域無線通信部	
4 8	無線 L A N (ローカルエリアネットワーク) 通信部	
5 0	脈拍数データ	
5 1	データ受信プログラム	
5 2	歩行検出プログラム	
5 3	運動特徴量計算プログラム	
5 4	心拍数補正プログラム	
5 5	最大酸素摂取量推定プログラム	
5 7	中央演算素子 (C P U)	20
5 8	ランダムアクセスメモリ (R A M)	
5 9	L A N (ローカルエリアネットワーク) 通信部	
6 0	加速度データ	
1 2 0	センサデバイスの処理手順	
1 2 1	携帯情報端末の処理手順	
1 2 2	サーバの処理手順	
1 2 3 ~ 1 2 7	処理	
1 2 8	運動テスト時間	
1 2 8	静止動作	
1 2 9 ~ 1 4 2	処理	30
1 5 0	回帰直線	
1 5 2	運動後の心拍数	
1 5 5	歩行ペース	
1 5 6	心拍数	
1 5 7	酸素摂取量	
2 0 1	初期画面	
2 0 2	安静時脈拍測定画面	
2 0 3	プロフィール入力画面	
2 0 4 ~ 2 0 6	ボタン表示	
2 0 7	指示表示	40
2 0 8	脈拍波形表示	
2 0 9	入力フォーム表示	
2 1 0	ボタン表示	
2 1 2	運動テスト画面	
2 1 3	運動後脈拍測定画面	
2 1 4	運動後脈拍入力画面	
2 1 9	ボタン表示	
2 2 0	ボタン表示	
2 2 1	指示表示	
2 2 2	脈拍波形表示	50

- 2 2 3 入力フォーム
- 2 2 4 ~ 2 3 5 ボタン表示
- 2 5 0 体力値表示ボタン。

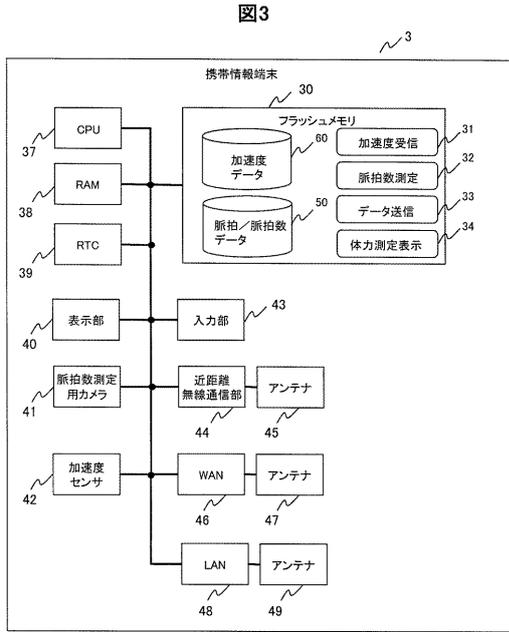
【 図 1 】



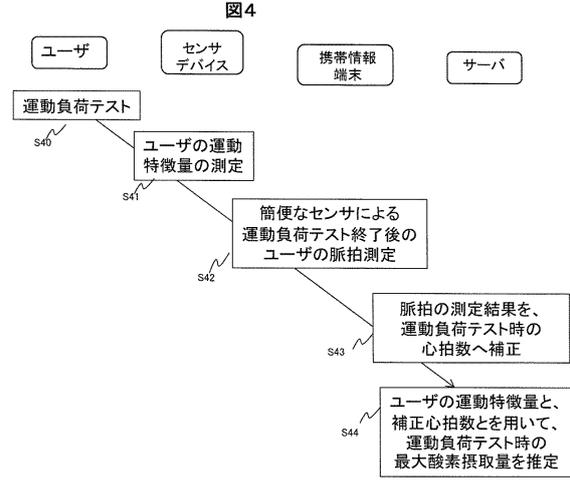
【 図 2 】



【図3】



【図4】



【図5】

図5

ユーザID	計測日時	加速度X	加速度Y	加速度Z
0001	2013/2/1 11:22:33	-12,-12-11,・・・,5	-12,-12-11,・・・,5	-12,-12-11,・・・,5
0001	2013/2/1 11:22:34	5,3,2,・・・,25	5,3,2,・・・,25	5,3,2,・・・,25
0001	2010/2/1 11:22:35	25,20,11,・・・,7	25,20,11,・・・,7	25,20,11,・・・,7
.
.
.

【図7】

図7

ユーザID	開始日時	終了日時	心拍数	平均X	平均Y	平均Z	分散X	分散Y	分散Z	ピッチ
0001	2013/2/1 11:29:45	2013/2/1 11:33:2	156	-5.69	42.15	-4.99	268.5	102.2	-5.69	2.31
0001	2013/2/13 8:11:01	2013/2/13 8:14:12	163	-9.61	33.60	-1.31	68.02	50.05	-9.61	1.93
0002	2010/2/7 9:18:37	2010/2/7 9:22:3	151	-2.79	36.16	-9.45	33.40	118.8	-2.79	1.73
.
.
.

【図6】

図6

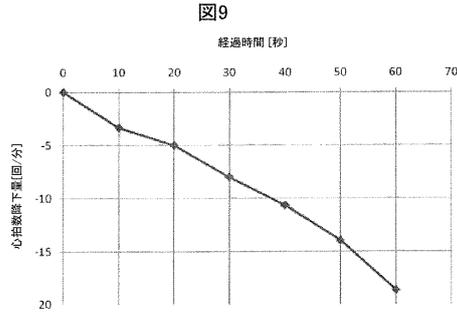
ユーザID	測定日時	心拍数
0001	2013/2/1 11:33:21	143
0001	2010/2/13 8:14:34	135
0002	2010/2/7 9:22:35	121
.	.	.
.	.	.
.	.	.

【図8】

図8

ユーザID	年齢	身長	体重	喫煙有無	安静時心拍数
000001	31	170.5	60.5	無	49
000002	42	172.0	65.5	無	63
000003	36	180.5	72.0	有	81
.
.
.

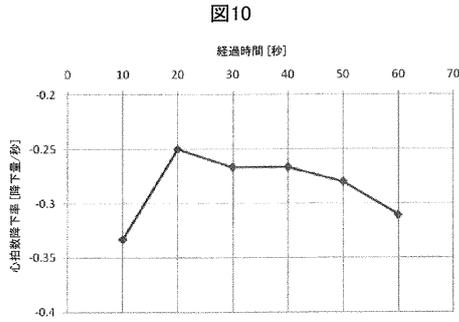
【図9】



【図11】

測定時間差 [秒]	心拍数降下率 (降下量(回/秒) / 時間差(秒))
0~10	-0.33
10~20	-0.25
20~30	-0.27
30~40	-0.27
40~50	-0.28
50~60	-0.31

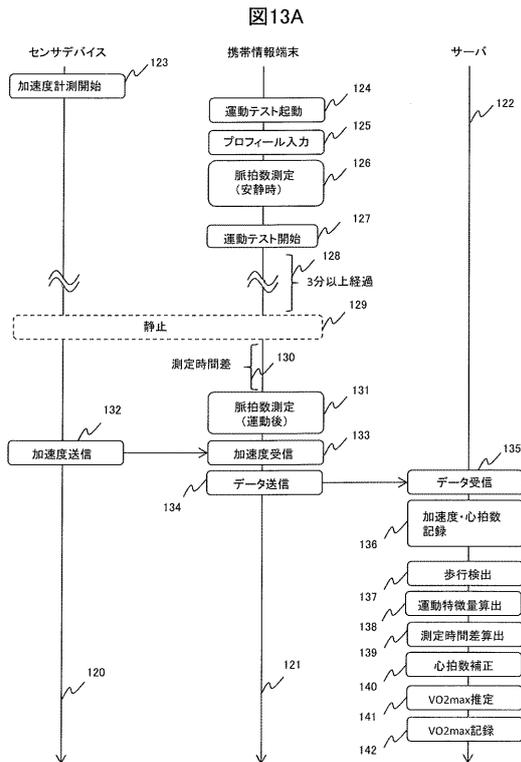
【図10】



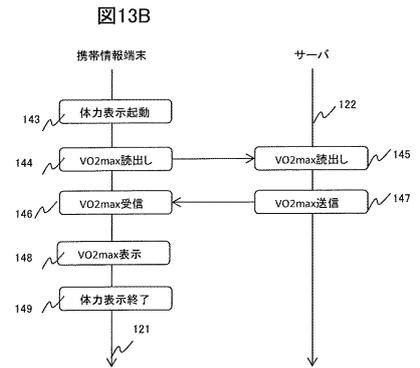
【図12】

ユーザーID	測定日時	測定方法	VO2max
000001	2013/3/5 8:31:00	3分間歩行テスト	34.1
000001	2013/3/12 9:46:21	3分間歩行テスト	36.2
000002	2013/3/19 7:33:11	3分間歩行テスト	29.5
.	.	.	.
.	.	.	.

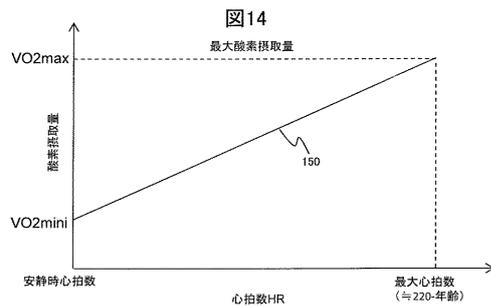
【図13A】



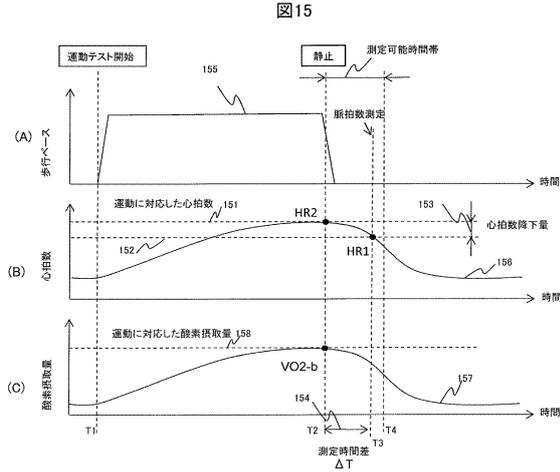
【図13B】



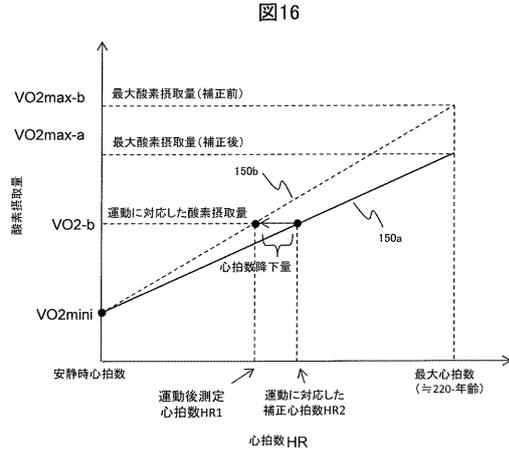
【図14】



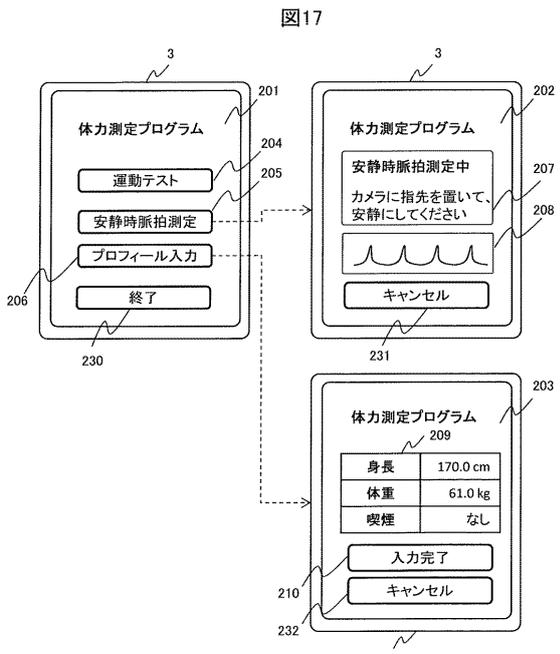
【図15】



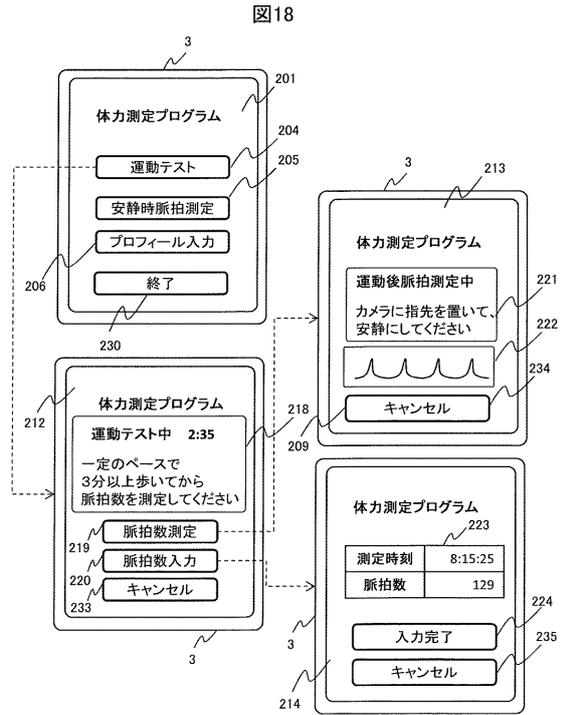
【図16】



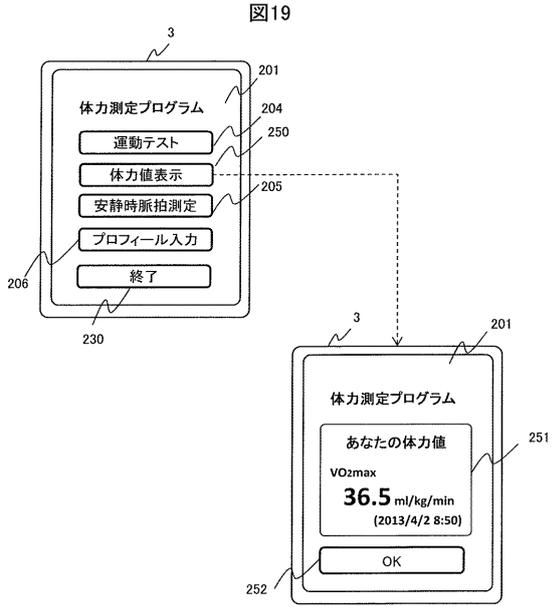
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/02 Z I T

(56)参考文献 特開2011-200376(JP,A)
特表2013-506526(JP,A)
特開2011-212385(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 5 / 0 2 4 5
A 6 1 B 5 / 0 2
A 6 1 B 5 / 0 2 5 5
A 6 1 B 5 / 2 2