

(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2015-131049

(P2015-131049A)

(43) 公開日 平成27年7月23日(2015.7.23)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0205 (2006.01)	A 6 1 B 5/02	C 4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00	G 4 C 1 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 35 頁)

(21) 出願番号	特願2014-5151 (P2014-5151)	(71) 出願人	000002369
(22) 出願日	平成26年1月15日 (2014.1.15)		セイコーエプソン株式会社
			東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
		(74) 代理人	100104710
			弁理士 竹腰 昇
		(74) 代理人	100090479
			弁理士 井上 一
		(74) 代理人	100124682
			弁理士 黒田 泰
		(72) 発明者	長谷川 稔
			長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
		(72) 発明者	黒田 真朗
			長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

最終頁に続く

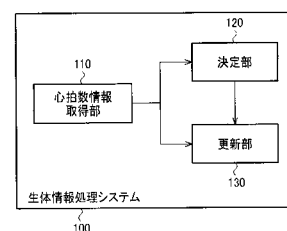
(54) 【発明の名称】 生体情報処理システム、電子機器及びサーバーシステム

(57) 【要約】

【課題】 心拍数情報から基底心拍数を求め、当該基底心拍数に対して所与の更新条件に基づく更新処理を行うことで、心拍数情報を用いた処理を精度よく行う生体情報処理システム、電子機器及びサーバーシステム等を提供すること。

【解決手段】 生体情報処理システム100は、ユーザーの心拍数情報を取得する心拍数情報取得部110と、心拍数情報に基づいて基底心拍数を決定する決定部120と、基底心拍数の更新条件の判定を行い、更新条件が満たされたと判定した場合に、基底心拍数の更新処理を行う更新部130を含む。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ユーザーの心拍数情報を取得する心拍数情報取得部と、
前記心拍数情報に基づいて基底心拍数を決定する決定部と、
前記基底心拍数の更新条件の判定を行い、前記更新条件が満たされたと判定した場合に、
前記基底心拍数の更新処理を行う更新部と、
を含むことを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 2】

請求項 1 において、
前記更新部は、
所定期間又は所定回数、前記更新条件が満たされなかった場合には、前記基底心拍数を
増加させることを特徴とする生体情報処理システム。

10

【請求項 3】

請求項 2 において、
前記更新部は、
前記心拍数情報の計測開始から、計測終了までの繰り返し回数を、前記所定回数として
カウントすることを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 4】

請求項 3 において、
体動センサーからの体動情報を取得する体動情報取得部をさらに含み、
前記更新部は、
前記繰り返し回数のうち、前記計測開始から前記計測終了までの期間の前記体動情報に
基づいて前記ユーザーの体動が小さいと判定された回数を、前記所定回数としてカウント
することを特徴とする生体情報処理システム。

20

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 のいずれかにおいて、
前記更新部は、
前記心拍数情報から求められた最低心拍数に基づいて、前記基底心拍数の前記更新条件
の判定を行うことを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 6】

請求項 5 において、
前記更新部は、
所与の最低心拍数計測期間において取得された前記心拍数情報に対して、移動平均処理
を行って前記最低心拍数を求めることを特徴とする生体情報処理システム。

30

【請求項 7】

請求項 6 において、
前記更新部は、
前記最低心拍数計測期間において取得された前記心拍数情報に基づいて、心拍数の値と
、各心拍数の値が検出された頻度との関係を表すヒストグラムを求め、前記心拍数の値が
 $x \sim x + n$ (x 、 n は所与の正数) の範囲で、前記頻度が所与の頻度閾値を超え、且つ値
が最小となる x を、前記最低心拍数として求めることを特徴とする生体情報処理システム
。

40

【請求項 8】

請求項 1 乃至 7 のいずれかにおいて、
前記決定部は、
前記生体情報処理システムにより設定された前記基底心拍数のデフォルト値を、前記心
拍数情報から求められた最低心拍数により置き換える処理を行い、
前記更新部は、
前記決定部により決定された前記基底心拍数を更新する前記更新処理を行うことを特徴
とする生体情報処理システム。

50

【請求項 9】

請求項 8 において、
体動センサーからの体動情報を取得する体動情報取得部をさらに含み、
前記決定部は、

所与の最低心拍数計測期間における前記体動情報に基づいて、前記ユーザーの体動が小さいと判定される期間が前記最低心拍数計測期間に含まれると判定された場合に、前記最低心拍数計測期間の前記心拍数情報に基づいて求められた前記最低心拍数を前記基底心拍数とすることを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 10】

請求項 1 乃至 8 のいずれかにおいて、
体動センサーからの体動情報を取得する体動情報取得部をさらに含み、
前記更新部は、

前記体動情報に基づいて、前記基底心拍数の前記更新条件の判定を行うことを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 11】

請求項 2 において、

前記所定回数とは、前記基底心拍数の前記更新条件の判定がされた回数であることを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 12】

請求項 1 において、

前記更新部は、

所定期間が経過した場合に、前記基底心拍数を増加させることを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 13】

請求項 1 乃至 12 のいずれかにおいて、

前記基底心拍数と、前記心拍数情報との相対情報を求め、前記相対情報に基づいて健康度を表す健康度情報を求める健康度情報演算部をさらに含むことを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 14】

請求項 1 乃至 13 のいずれかに記載の生体情報処理システムを含むことを特徴とする電子機器。

【請求項 15】

請求項 1 乃至 13 のいずれかに記載の生体情報処理システムを含むことを特徴とするサーバーシステム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体情報処理システム、電子機器及びサーバーシステム等に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、ユーザーの心拍数情報を取得し、取得した情報に基づいて、ユーザーの健康等に関する情報を提供する装置やシステムが用いられている。心拍数情報は、例えば脈拍センサーや心拍センサーから取得されたセンサー情報に基づいて取得すればよい。ここで、心拍数は心臓の拍動回数であり、脈拍数は心臓の拍動により心臓から押し出された血液により生じた圧力が末梢の血管に伝わり、動脈が拍動した回数のことを差し、通常、健常者においては心拍数と脈拍数とは同じものとなる。

【0003】

心拍数情報そのもの（例えば心拍数の値）も、ユーザーの健康状態を表す指標値として用いることができるものであるが、心拍数情報を用いた所与の演算を行うことで、ユーザーの日常の生活習慣に関する情報を求めることもできる。例えば、心拍数情報に基づいて

10

20

30

40

50

ユーザーの消費カロリー量を算出し、ユーザーに提示する手法等が知られている。

【0004】

ユーザーの健康状態を判定する際には、測定により取得されていく心拍数情報を用いるだけでなく、当該心拍数情報と、基準となる心拍数との比較処理を行うことが考えられる。一般的に、心拍数の値はユーザーごとの個人差が大きいものであり、当該ユーザーの状態判定では、心拍数の絶対値ではなく基準値に対する相対値等を用いることで適切な判定が可能になるためである。

【0005】

例えば、特許文献1では、上記の基準として「最低脈拍数」を用いた判定手法が開示されている。また、特許文献2では、心拍数情報に基づいてユーザーの消費カロリー量を算出し、ユーザーに提示する手法が開示されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平4-180730号公報

【特許文献2】特開2009-285498号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献1のように、脈拍数の最低値である最低脈拍数を基準にユーザーの状態（ストレスレベルなど）を判定する場合、外部環境や測定環境等の影響で脈拍数が非常に低くなった場合、それを基準に判定してしまうため、誤った判定をしてしまうおそれがある。つまり、ユーザーの健康状態等の判定における基準となる情報は適切な値を設定しなければならない。

20

【0008】

従来手法では、判定における基準として後述する「基底心拍数」を用いる手法は開示されておらず、そのため当該基底心拍数を状況に応じて適切に更新する手法も開示されていない。

【0009】

本発明の幾つかの態様によれば、心拍数情報から基底心拍数を求め、当該基底心拍数に対して所与の更新条件に基づく更新処理を行うことで、心拍数情報を用いた処理を精度よく行う生体情報処理システム、電子機器及びサーバーシステム等を提供することができる。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の一態様は、ユーザーの心拍数情報を取得する心拍数情報取得部と、前記心拍数情報に基づいて基底心拍数を決定する決定部と、前記基底心拍数の更新条件の判定を行い、前記更新条件が満たされたと判定した場合に、前記基底心拍数の更新処理を行う更新部と、を含む生体情報処理システムに係る。

【0011】

本発明の一態様では、心拍数情報から基底心拍数を決定するとともに、当該基底心拍数を更新条件の判定に基づいて更新する。これにより、心拍数情報を用いた処理の基準等として基底心拍数を用いることが可能になり、且つ基底心拍数が適切に更新されるため、処理精度を向上させること等が可能になる。

40

【0012】

また、本発明の一態様では、前記更新部は、所定期間又は所定回数、前記更新条件が満たされなかった場合には、前記基底心拍数を増加させてもよい。

【0013】

これにより、基底心拍数を増加させる処理を行うことが可能になる。

【0014】

50

また、本発明の一態様では、前記更新部は、前記心拍数情報の計測開始から、計測終了までの繰り返し回数を、前記所定回数としてカウントしてもよい。

【0015】

これにより、計測の開始、終了を単位として所定回数のカウントを行うこと等が可能になる。

【0016】

また、本発明の一態様では、体動センサーからの体動情報を取得する体動情報取得部をさらに含み、前記更新部は、前記繰り返し回数のうち、前記計測開始から前記計測終了までの期間の前記体動情報に基づいて前記ユーザーの体動が小さいと判定された回数を、前記所定回数としてカウントしてもよい。

10

【0017】

これにより、計測の開始、終了及び体動情報を用いて、所定回数のカウントを行うこと等が可能になる。

【0018】

また、本発明の一態様では、前記更新部は、前記心拍数情報から求められた最低心拍数に基づいて、前記基底心拍数の前記更新条件の判定を行ってもよい。

【0019】

これにより、最低心拍数に基づく更新条件の判定が可能になる。

【0020】

また、本発明の一態様では、前記更新部は、所与の最低心拍数計測期間において取得された前記心拍数情報に対して、移動平均処理を行って前記最低心拍数を求めてもよい。

20

【0021】

これにより、最低心拍数を精度よく求めること等が可能になる。

【0022】

また、本発明の一態様では、前記更新部は、前記最低心拍数計測期間において取得された前記心拍数情報に基づいて、心拍数の値と、各心拍数の値が検出された頻度との関係を表すヒストグラムを求め、前記心拍数の値が $x \sim x + n$ (x 、 n は所与の正数) の範囲で、前記頻度が所与の頻度閾値を超え、且つ値が最小となる x を、前記最低心拍数として求めてもよい。

【0023】

30

これにより、最低心拍数を精度よく求めること等が可能になる。

【0024】

また、本発明の一態様では、前記決定部は、前記生体情報処理システムにより設定された前記基底心拍数のデフォルト値を、前記心拍数情報から求められた最低心拍数により置き換える処理を行い、前記更新部は、前記決定部により決定された前記基底心拍数を更新する前記更新処理を行ってもよい。

【0025】

これにより、デフォルト値に対する処理を行い、その後の基底心拍数に対して更新処理を行うこと等が可能になる。

【0026】

40

また、本発明の一態様では、体動センサーからの体動情報を取得する体動情報取得部をさらに含み、前記決定部は、所与の最低心拍数計測期間における前記体動情報に基づいて、前記ユーザーの体動が小さいと判定される期間が前記最低心拍数計測期間に含まれると判定された場合に、前記最低心拍数計測期間の前記心拍数情報に基づいて求められた前記最低心拍数を前記基底心拍数としてもよい。

【0027】

これにより、デフォルト値に対する処理において、体動情報を用いること等が可能になる。

【0028】

また、本発明の一態様では、体動センサーからの体動情報を取得する体動情報取得部を

50

さらに含み、前記更新部は、前記体動情報に基づいて、前記基底心拍数の前記更新条件の判定を行ってもよい。

【0029】

これにより、更新処理において、体動情報を用いること等が可能になる。

【0030】

また、本発明の一態様では、前記所定回数とは、前記基底心拍数の前記更新条件の判定がされた回数であってもよい。

【0031】

これにより、更新条件の判定回数を所定回数として用いることが可能になる。

【0032】

また、本発明の一態様では、前記更新部は、所定期間が経過した場合に、前記基底心拍数を増加させてもよい。

【0033】

これにより、所定期間の経過を条件に基底心拍数を増加させることが可能になる。

【0034】

また、本発明の一態様では、前記基底心拍数と、前記心拍数情報との相対情報を求め、前記相対情報に基づいて健康度を表す健康度情報を求める健康度情報演算部をさらに含んでもよい。

【0035】

これにより、基底心拍数と心拍数情報から健康度情報を求めることが可能になる。

【0036】

また、本発明の他の態様は、上記の生体情報処理システムを含む電子機器に係する。

【0037】

また、本発明の他の態様は、上記の生体情報処理システムを含むサーバーシステムに係する。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】本実施形態に係る生体情報処理システムの構成例。

【図2】本実施形態に係る生体情報処理システムの詳細な構成例。

【図3】生体情報処理システムを含むウェアラブル装置の構成例。

【図4】図4（A）、図4（B）は本実施形態に係る電子機器の例。

【図5】生体情報処理システムを含む携帯端末装置の構成例。

【図6】ウェアラブル装置と携帯端末装置の連携例。

【図7】基底心拍数の更新処理を表す基本的なフローチャート。

【図8】数秒ごとに行われる計測処理を表すフローチャート。

【図9】心拍数ヒストグラムから最低心拍数を求める手法の説明図。

【図10】心拍数ヒストグラムから最低心拍数を求める手法の他の説明図。

【図11】従来の最低心拍数を用いた、基底心拍数の更新処理を説明する図。

【図12】基底心拍数を増加させる処理を説明する図。

【図13】年齢と基底心拍数の関係図。

【図14】年齢と基底心拍数の関係を表すテーブルの例。

【図15】基底心拍数の更新処理を説明する詳細なフローチャート。

【図16】本実施形態の手法と従来手法の比較例。

【図17】本実施形態の手法と従来手法の他の比較例。

【図18】図18（A）、図18（B）は体動時及び非体動時の係数に関する説明図。

【図19】従来手法と本実施形態の手法により演算された基礎代謝量の相関関係。

【図20】表示部に表示されるホーム画面の例。

【図21】表示部に表示される係数設定画面の例。

【図22】表示部に表示される心拍数トレンド画面の例。

【図23】図23（A）、図23（B）は健康度情報を直感的に提示する画面例。

10

20

30

40

50

【図 2 4】表示部に表示される分析画面の例。

【発明を実施するための形態】

【0039】

以下、本実施形態について説明する。なお、以下に説明する本実施形態は、特許請求の範囲に記載された本発明の内容を不当に限定するものではない。また本実施形態で説明される構成の全てが、本発明の必須構成要件であるとは限らない。

【0040】

1. 本実施形態の概要

心拍数情報からユーザーの状態（健康状態等）を判定する手法は種々知られており、例えば特許文献2では、心拍数情報（HR）を心拍センサー等で実測し、心拍数情報に基づいて推定された分時酸素消費量（VO₂）から消費カロリー量を求める手法が知られている。摂取カロリー量が消費カロリー量を上回っている場合、そのユーザーはメタボリックシンドロームの増悪する疑いがあるという判定等が可能になるため、消費カロリー量はユーザーの健康状態を表す健康度情報として用いることができる。

【0041】

特許文献2では、心拍数情報から分時酸素消費量を推定する際に、下式（1）等を用いている。

【数1】

$$\frac{(VO_2 - VO_{2r})}{(VO_{2m} - VO_{2r})} \times 100(\%) = \frac{(HR - HR_r)}{(HR_m - HR_r)} \times 100(\%) \quad \dots \dots (1)$$

【0042】

上式（1）のVO_{2m}は分時酸素消費量の最大値、VO_{2r}は安静状態における分時酸素消費量、HR_mは心拍数情報の最大値、HR_rは安静状態における心拍数情報の値である。特許文献1では、VO_{2m}、VO_{2r}、HR_m、HR_rの各値を求めておき、それらの値と実測されたHRとからVO₂を求めている。VO₂と消費カロリー量には所与の関係があるため、推定したVO₂から消費カロリー量を求めることが可能になる。

【0043】

しかし、VO_{2m}は分時酸素消費量の最大値であるが、被験者に対して分時酸素消費量が最大になると思われる程度の高負荷の運動をさせることは現実的ではない。そのため、VO_{2m}は実測値から求めることはできず、所与の統計値（仮想値）を用いることになる。同様にHR_mについても実測値から求めることはできず、所与の統計値を用いる。そのため、VO_{2m}、HR_mについてはユーザー間の個人差が考慮されていない。よって、ある程度の人数を対象として、集団の消費カロリー量の傾向等を求める場合には上式（1）は有効であるが、1人1人の消費カロリー量を求める場合には上式（1）を用いることには問題が残る。

【0044】

また、上式（1）に基づくVO₂の推定には、安静時の心拍数情報の値であるHR_rが用いられているが、HR_rについても問題がある。エネルギーの消費を伴う人間の活動には、フィジカルな活動（運動）の他にメンタルな活動が考えられる。そして、このメンタル活動においても、心拍数情報の値が上昇し、消費カロリー量も増大する。つまり、身体的にユーザーが安静状態にあったとしても、メンタル活動がない場合（例えば寝ているような状態）と、メンタル活動がある場合（例えば計算等の複雑な思考を行っていたり、緊張状態にある場合）とではHR_rの値は異なるものになる。

【0045】

特許文献1では、メンタル面でのHR_rの変動は考慮されていなかった。そのため、比較的高負荷の運動を行っている場合等では上式（1）は有効であるが、運動していない状態等では正確な消費カロリー量の計算ができない。従来は、消費カロリー量の計算は運動中を対象とすることが想定されていたため、上式（1）による問題は大きくなかった。例

えば、従来はランニング等の運動を行った場合に、当該運動でどれくらいのエネルギーを消費できたのか、ということを利用者に通知できればよく、安静時にまで消費カロリー量を測定することは重要視されていない。しかし、利用者の日常活動における健康度判定においては安静時での消費カロリー量も重要な指標となる。例えば、上述したメタボリックシンドローム増悪度の判定では、摂取カロリー量と消費カロリー量との比較は安静時も含む所与の期間（例えば連続する24時間）を単位として行う必要がある。その他、種々の健康度情報を考慮した場合にも、安静時の精神活動などによる消費カロリー量を正確に算出する必要性は高く、その場合安静時の精度が問題となる上式（1）を用いる手法は適切と言えない。

【0046】

そこで本出願人は、心拍数情報を用いた処理を、より精度よく行うために基底心拍数を用いる手法を導入する。一例としては、基底心拍数（ HR_0 ）を求め、当該基底心拍数を用いて消費カロリー量等を計算する。以下の説明では消費カロリー量等、利用者の健康状態を表す健康度情報を求める例について説明するが、基底心拍数を他の処理に用いることは妨げられない。

【0047】

ここで、基底心拍数とは利用者が深睡眠状態にある場合の心拍数情報を表す。深睡眠状態では、上述した HR_r とは異なりメンタル活動での変動は生じず、運動時（体動時）だけでなく安静時（非体動時）においても精度よく心拍数情報を用いた処理を行うことが可能である。

【0048】

ただし、本実施形態における基底心拍数は、必ずしも深睡眠状態での心拍数情報であるとは限らない。例えば、一日の睡眠において深睡眠状態となる時間は数時間程度であり、当該時間も利用者による個人差が大きい。つまり利用者によっては深睡眠状態となる期間が非常に短かったり、日によっては存在しなかったりする。さらに年齢が高くなるほど深睡眠状態となる時間は減少する傾向にあること等も考慮すれば、本実施形態に係る機器（例えば図4（A）等）を用いて後述するウェアラブル装置）を用いても、深睡眠状態での心拍数を計測できないという状況は考えられることである。そもそも、深睡眠状態か否かは脳波等の情報を用いなければ判定が難しく、本実施形態に係る機器単体では、求めた心拍数が真に深睡眠状態での心拍数であることを保証することは難しい。

【0049】

よって本実施形態に係る基底心拍数は、必ずしも深睡眠状態での心拍数を表すものには限定せず、本実施形態の生体情報処理システムにおける判定処理によって、深睡眠状態での心拍数情報と判定された情報であればよい。つまり、例えばある程度の確度で基底心拍数を求めることができるアルゴリズムを生体情報処理システムに実装した場合であれば、当該アルゴリズムにより求められた情報は、本実施形態における基底心拍数に含まれるものとする。

【0050】

基底心拍数を用いることで、上述した HR_r 等を用いる場合に比べて、心拍数情報を用いた処理を精度よく行うことが可能になる。ただし、基底心拍数を用いる場合であっても、当該基底心拍数の更新処理を適切に行う必要がある。本出願人の調査により、基底心拍数は日差変動が少ないことがわかっているが、生体情報である以上、ある程度の変動は生じるものであるから、実測された心拍数情報等を用いて更新していくことが望ましい。しかし、上述したように基底心拍数は心拍数情報を用いた処理の基準であるため、当該基準が高頻度で変動してしまうと、判定結果も種々変動することになり好ましくない。具体的には、判定結果（消費カロリー量やストレスレベル等）が変化している場合に、利用者としてはそれが自身の生活や体調等の変動によるものであるのか、基準である基底心拍数の変動によるものであるのかが、明確に区別できないことになってしまう。

【0051】

そこで本出願人は、基底心拍数を用いるとともに、当該基底心拍数を適切な更新条件に

10

20

30

40

50

基づいて更新する手法を提案する。具体的には、本実施形態に係る生体情報処理システム 100 は、図 1 に示したように、ユーザーの心拍数情報を取得する心拍数情報取得部 110 と、心拍数情報に基づいて基底心拍数を決定する決定部 120 と、基底心拍数の更新条件の判定を行い、更新条件が満たされたと判定した場合に、基底心拍数の更新処理を行う更新部 130 を含む。

【0052】

このようにすれば、基底心拍数を用いるとともに、当該基底心拍数を適切に更新することができるため、心拍数情報を用いた処理を精度よく行うことが可能になる。なお、基底心拍数の更新条件等の詳細については後述する。

【0053】

以下、本実施形態に係る生体情報処理システム 100 等のシステム構成例について説明し、その後、基底心拍数の更新処理の詳細について説明する。ここでは基底心拍数のデフォルト値（心拍数情報の実測値によらない値）の求め方等についても説明する。最後に、心拍数情報と基底心拍数を用いた処理の具体例として健康度情報を求める処理について説明する。基底心拍数を用いた場合、消費カロリー量だけではなく他の健康度情報を求めることも可能になる。具体的には、心拍数情報と基底心拍数を用いて、ユーザーが深睡眠状態にあるか否かの判定を行ってもよく、当該判定から深睡眠状態にある時間を表す深睡眠時間情報を求めてもよい。或いは、心拍数情報と基底心拍数を用いて、ユーザーに対してストレスがかかっているか否かの判定を行ってもよく、当該判定からストレスがかかっていた時間等を表すストレス情報を求めてもよい。

【0054】

2. システム構成例

図 2 に本実施形態に係る生体情報処理システム 100 の詳細な構成例を示す。図 2 に示したように、生体情報処理システム 100 は、心拍数情報取得部 110 と、決定部 120 と、更新部 130 と、体動情報取得部 140 と、健康度情報演算部 150 を含む。ただし、生体情報処理システム 100 は図 2 の構成に限定されず、これらの一部の構成要素を省略したり、他の構成要素を追加するなどの種々の変形実施が可能である。また、種々の変形実施が可能である点は図 3 等においても同様である。

【0055】

心拍数情報取得部 110 と、決定部 120 と、更新部 130 については図 1 と同様であるため詳細な説明は省略する。体動情報取得部 140 は、体動センサーからの体動情報を取得する。ここで体動センサーとは、心拍数情報の取得対象であるユーザーの動きを検出するセンサーであり、加速度センサーであってもよいし、角速度センサー（ジャイロセンサー）であってもよいし、他のセンサーであってもよく、またこれらのセンサーを複数組み合わせてもよい。体動情報取得部 140 で取得された体動情報は、基底心拍数の更新処理等に用いられる。詳細については後述する。

【0056】

健康度情報演算部 150 は、基底心拍数と心拍数情報との相対情報を求め、相対情報に基づいて健康度を表す健康度情報を求める。ここでの健康度情報とは、ユーザーの健康状態を表す情報であり、例えば消費カロリー量、深睡眠時間情報、ストレス情報等である。健康度情報演算部 150 での処理の詳細は後述する。

【0057】

また、本実施形態の手法は図 1 や図 2 等の生体情報処理システム 100 を含む電子機器に適用することができる。ここでの電子機器とは、生体情報計測装置であってもよく、狭義にはユーザーにより装着されるウェアラブル装置であってもよい。この場合、心拍センサーによる測定は本実施形態に係る電子機器であるウェアラブル装置において行われることになる。

【0058】

具体的には、本実施形態に係る電子機器（ウェアラブル装置 200）は、図 3 に示したように、心拍センサー 10（脈拍センサー、脈波センサー）と、体動センサー 20 と、心

10

20

30

40

50

拍数情報取得部 110 と、決定部 120 と、更新部 130 と、体動情報取得部 140 と、健康度情報演算部 150 と、報知部 210 と、通信部 220 とを含む。図 2 に示したように、図 3 における心拍数情報取得部 110、決定部 120、更新部 130、体動情報取得部 140、健康度情報演算部 150 等が本実施形態に係る生体情報処理システム 100 に対応する。

【0059】

心拍センサー 10 は心拍数の測定を行うセンサーである。体動センサー 20 については上述したように種々のセンサーを用いることが可能である。そして、電子機器がウェアラブル装置 200 である場合、心拍数情報取得部 110 は、機器内の心拍センサー 10 からのセンサー情報（或いは当該センサー情報に対する信号処理の結果）を心拍数情報として取得することになる。同様に、体動情報取得部 140 は、機器内の体動センサー 20 からのセンサー情報（或いは当該センサー情報に対する信号処理の結果）を体動情報として取得することになる。

【0060】

報知部 210 は、健康度情報演算部 150 で演算された健康度情報をユーザーに対して報知（提示）する。報知部 210 での報知態様は種々考えられ、音や音声を発するものであってもよいし、LED 等の発光部を光らせるものであってもよいし、振動部を振動させるものであってもよい。また、報知部 210 が種々の表示画面を表示する表示部により実現されてもよく、表示部は液晶ディスプレイや有機 EL ディスプレイなどにより実現できる。

【0061】

通信部 220 は、種々のネットワークを介して他の機器との通信を行う。図 6 を用いて後述するように、ウェアラブル装置 200 での演算結果を他の機器において報知することもあるため、その場合には求められた健康度情報や、当該健康度情報を提示するための情報（例えば表示画面の情報等）を当該他の機器に対して送信する。

【0062】

ここでのウェアラブル装置 200 の例を図 4（A）、図 4（B）に示す。図 4（A）、図 4（B）に示したように、ウェアラブル装置 200 は、バンド 50 と、バンド穴 52 と、バックル 54 とを含むバンド型（腕時計型）の電子機器であってもよい。図 4（A）、図 4（B）の例では、ウェアラブル装置は報知部 210 として発光部 56 を含み、LED 等の点灯、点滅等により健康度情報等の種々の情報をユーザーに報知する。また、ウェアラブル装置 200 はケース 58 を含み、ケース 58 に心拍センサー 10 や体動センサー 20、生体情報処理システム 100 を実現する電子基板等が収納される。

【0063】

また、本実施形態に係る電子機器は心拍センサー 10 等を含むウェアラブル装置 200 に限定されるものではなく、他の電子機器であってもよい。例えば、本実施形態の電子機器は、スマートフォン等の携帯端末装置であってもよい。この場合、携帯端末装置 300 は図 5 に示したように、生体情報処理システム 100 に対応する心拍数情報取得部 110、決定部 120 及び更新部 130 を含み、心拍数情報取得部 110 は、ウェアラブル装置 200 等に搭載される心拍センサー 10 から心拍数情報を取得することになる。この場合、ウェアラブル装置 200 と携帯端末装置 300 は、短距離無線通信等、種々のネットワークにより接続されることになる。なお、図 5 では省略したが、携帯端末装置 300 も図 3 のウェアラブル装置 200 と同様に、報知部や通信部を含んでもよい。

【0064】

具体例を図 6 に示す。図 6 では図 4（A）等 に示したバンド型のウェアラブル装置 200 と、スマートフォン等の携帯端末装置 300 とが短距離無線通信等により接続され、ウェアラブル装置 200 に搭載された心拍センサー 10 からの情報に基づいて演算された心拍数等の情報が、携帯端末装置 300 の表示部で表示されている。なお、図 6 ではウェアラブル装置 200 にも報知部 210（発光部 56）が設けられるため、心拍数情報を用いた処理結果をウェアラブル装置 200 で報知することも可能である。その場合、図 5 の構

成では処理結果は携帯端末装置 300 において取得されるため、まずウェアラブル装置 200 がセンサー情報を携帯端末装置 300 に対して送信し、携帯端末装置 300 が当該センサー情報を用いて健康度情報を演算し、演算結果をウェアラブル装置 200 に対して送信するといった手順を経ることになる。

【0065】

なお、図 6 は上述したように図 3 の構成にも対応する図であり、その場合、心拍数情報を用いた処理結果までウェアラブル装置 200 において取得しているため、発光部 56 における報知については特に通信等は不要である。ただしその場合、携帯端末装置 300 では健康度情報等の演算は行われないため、携帯端末装置 300 の表示部等での表示を行う場合には、演算結果をウェアラブル装置 200 から受信する必要がある。

10

【0066】

また、本実施形態に係る電子機器は、ウェアラブル装置 200 や携帯端末装置 300 に限定されるものではなく、P C (Personal Computer) 等、種々の機器を用いることが可能である。

【0067】

また、本実施形態の手法は上記の生体情報処理システム 100 を含むサーバーシステムにも適用できる。サーバーシステムの構成例については図 5 の携帯端末装置 300 と同様のものとなる。ただしこの場合、サーバーシステムが物理的にユーザーから遠い位置に設けられることも充分考えられ、その場合サーバーシステムでの処理結果をサーバーシステムの報知部で報知してもユーザーが認識できない。よって、サーバーシステムでは健康度情報等の演算結果を、ウェアラブル装置 200 や携帯端末装置 300 等、ユーザーが利用する機器に対して送信することが好ましい。

20

【0068】

一般的に、サーバーシステムはウェアラブル装置 200 や携帯端末装置 300 に比べて処理性能が高く、記憶部の記憶領域の制限も小さい。よって、生体情報処理システム 100 がウェアラブル装置 200 等に含まれる場合に比べて、心拍数情報を用いた処理を高速で行うこと等が可能になる。また、記憶領域が大きければ、心拍数情報等のログデータをとる際に、多数のユーザーのログデータを記憶することや、1 人当たりのログデータの量を増やすことも可能である。そのため、多数のユーザーデータを用いて汎用性の高い処理を行うことや、数年や数十年単位でユーザーの心拍数情報を記憶しておくことで当該ユーザーについての健康度情報の演算精度を向上させること等も期待できる。

30

【0069】

なお、ウェアラブル装置 200 とサーバーシステムとの間の通信ルートは種々考えられる。例えば、ウェアラブル装置 200 がネットワークに直接接続可能な場合であれば、ウェアラブル装置 200 がネットワークを介して直接的にサーバーシステムと通信をおこなってもよい。或いは、ウェアラブル装置 200 は短距離無線通信等を利用して、まず携帯端末装置 300 に対してセンサー情報を送信し、携帯端末装置 300 がネットワークを介してサーバーシステムに当該センサー情報を転送するように、ウェアラブル装置 200 とサーバーシステムの間には他の機器を介して通信を行ってもよい。

【0070】

40

3. 基底心拍数の更新処理

次に基底心拍数の更新処理の詳細について説明する。具体的には、まず最低心拍数の演算処理と、最低心拍数による基底心拍数の更新処理を説明する。これは基底心拍数を減少させる更新処理に対応する。その次に、基底心拍数を増加させる更新処理を説明する。さらに、基底心拍数のデフォルト値の設定、更新や、体動情報を用いた処理について説明し、最後に基底心拍数の更新処理全体をフローチャート等を用いて説明する。

【0071】

3. 1 最低心拍数の演算

本実施形態では、更新部 130 は、心拍数情報に基づいて最低心拍数を求め、最低心拍数に基づいて基底心拍数の更新条件の判定を行う。基底心拍数とは、上述したように深睡

50

眠状態での心拍数、或いは深睡眠状態であると判定された心拍数を表すものである。よって、深い睡眠状態、浅い睡眠状態、安静時、運動時等、対象ユーザーが取り得る種々の状態を考えた中でも最も数値が小さいことが想定される心拍数が基底心拍数となる。つまり、仮に基底心拍数に変動しないのであれば、心拍数情報の計測時に値が基底心拍数を下回ることではなく、逆に心拍数情報の値が基底心拍数を下回ったのであれば、基底心拍数を当該下回った値で更新すればよい。具体的には、図7に示したように、まず最低心拍数の演算を行い（S101）、最低心拍数が基底心拍数を下回ったかの判定を行う（S102）。S102でYesの場合には、基底心拍数の更新条件が満たされたとして、基底心拍数を最低心拍数の値に更新する（S103）。

【0072】

10

ただし、現実的には、心拍測定時の機器装着状態などによって、体動アーティファクト等により心拍数を誤検出する場合があるため、単純に下限値を下回った場合に更新を行っているとして誤って更新される危険性がある。そこで、本実施形態ではまずS101における最低心拍数の演算精度を高くする。なお、ここでの最低心拍数とは、心拍数情報の計測開始から計測終了までを1単位として、その期間内での心拍数情報に基づいて求められる値である。そして、計測開始から計測終了までとは、例えばユーザーによるスタートボタンの押下からストップボタンの押下までであるが、図4（A）等のバンド型の機器であれば、機器がユーザーの腕に巻かれてから外されるまでの期間を用いる等の変形実施が可能である。

【0073】

20

具体的には、更新部130は、所与の最低心拍数計測期間において取得された心拍数情報に対して、移動平均処理を行って最低心拍数を求める。最低心拍数計測期間では、定期的に（例えば数秒に一回の頻度で）図8のフローチャートに示した処理が行われる。

【0074】

この処理が開始されると、まず心拍センサー10からそのときの心拍数HRが取得され、体動センサー20からそのときの体動情報（例えば加速度値acc）が取得される。そして、HR（及びacc）について移動平均をとる（S201）。HRは取得される値をそのまま用いると値のばらつきが多く、特に図9等のヒストグラムでの下限付近でのばらつきが顕著である。そして、最低心拍数は上述したように最低値に近い値であるから、ばらつきの大きい下限付近の情報を用いて求めることになり、演算精度が低下してしまう。これに対して、移動平均をとることで値のばらつきを抑えることができるため、最低心拍数を精度よく求めることが可能である。

30

【0075】

具体例を図9に示す。図9は横軸に心拍数の数値、縦軸に最低心拍数計測期間内で当該心拍数の数値が現れた頻度（度数）を表したヒストグラムであり、A1（逆三角形でのプロット）が移動平均処理前のヒストグラム、A2（丸でのプロット）が移動平均処理後のヒストグラムである。図9では誤検出と推定される非常に小さい値を最低心拍数としないように、所与の頻度閾値を設定しており、ここでは度数が90を超えていて、且つ最小となる心拍数を最低心拍数としている。それでも、移動平均処理前のA1では値のばらつきが大きいため、心拍数の数値が小さい範囲においてもある程度は度数が大きくなってしまふことがある。図9の例では41～43程度の心拍数は最低心拍数として採用することが好ましくないものであるのに、閾値判断を行えば42が最低心拍数となってしまう。

40

【0076】

それに対して、移動平均処理を行うことで、A2に示したように下限付近でも値のばらつきは押さえられ、グラフの立ち上がりを急峻なものとする。その結果、最低心拍数は44となり、過剰に小さい値を最低心拍数としてしまう可能性を抑止できる。

【0077】

S201の移動平均処理後は、体動状態の判定を行う（S202）。ここでの状態とは、例えば短期的なスパンでの体動が多いか少ないかを表すものであり、より具体的には1分程度の体動信号の平均値（或いは差分値の平均値）と閾値との比較処理や、信号の周期

50

性等を用いて判定される。その後、S 2 0 1で算出された移動平均処理後の心拍数を用いてヒストグラムを更新する。具体的には、S 2 0 1で算出された心拍数の値の度数を1だけ増加させればよい。

【0078】

また、図8のフローチャートでは、S 2 0 1で心拍数情報と併せて求めておいた体動情報に基づいて、睡眠中か否かといった判定を行うことを想定している。そのため、S 2 0 4において、体動信号が所定値よりも小さいか否かを判定するとともに、所定値よりも小さかった期間の長さを累計して記憶している。S 2 0 1及びS 2 0 4での体動信号を用いた処理の詳細は後述する。

【0079】

ただし、上述したように移動平均処理を行っても、ヒストグラムにおいて特異な点が生じてしまう場合がある。具体例を図10に示す。図10ではB1が移動平均処理前、B2が移動平均処理後のヒストグラムである。B1とB2を比較した場合、移動平均処理によりばらつきが押さえられ、B1に比べてB2では42, 43といった心拍数の度数を低く抑えることができる。その結果B1であれば最低心拍数が43となっていたところ、43を最低心拍数から除外することが可能である。

【0080】

B2では心拍数44で度数が大きくなっており、閾値判定からは最低心拍数が44となる。しかしB2の45～48での度数が非常に小さいことに鑑みれば、44での度数は測定の誤差や移動平均演算の結果生じてしまった特異な値であり、最低心拍数を44とすることは不適切である。

【0081】

よって本実施形態では、所与の心拍数の値での度数だけではなく、その前後の心拍数の値での度数も用いて最低心拍数を求めてもよい。具体的には、更新部130は、最低心拍数計測期間において取得された心拍数情報に基づいて、心拍数の値と、各心拍数の値が検出された頻度との関係を表すヒストグラムを求め、心拍数の値が $x \sim x + n$ (x 、 n は所与の正数)の範囲で、頻度が所与の頻度閾値を超え、且つ値が最小となる x を、最低心拍数として求める。

【0082】

図10の例ではヒストグラムの横軸は整数値であり x は自然数となる。また、 n としては例えば2を用いてもよく、この場合、心拍数の値が x 、 $x + 1$ 、 $x + 2$ の全てにおいて度数が閾値を超えている場合に、 x を最低心拍数とする。図10の場合、 $x = 44$ とした場合、44での度数は閾値を超えているが $x + 1 = 45$ 及び $x + 2 = 46$ では度数が閾値を超えていない。よって $x = 44$ が最低心拍数と判定しないことが可能になる。そして、 $x = 48$ のとき、48、49、50の全てで度数が閾値を超え、 x が48未満では3つ連続で閾値を超える心拍数の数値は見つからない。よって最低心拍数を48と判定することができ、最低心拍数を精度よく求めることが可能である。

【0083】

ただし、最低心拍数を求める手法は、連続で閾値を超える最小の心拍数の値を探索するものに限定されない。例えば、値の大きい側から探索していき、度数が単調減少しており、且つ当該単調減少の範囲での減少幅が最大となる数値を特定してもよい。

【0084】

例えば図10では(グラフの上部が欠けているが)、心拍数=52での度数が最大であったとする。この場合、数値が大きい方から数値の小さい方向へ探索していった場合の単調減少範囲(つまり数値の小さい方から大きい方向で言えば単調増加範囲)は、52～49、48～47、44～43の3箇所となる。この場合、52～49での減少幅、48～47での減少幅、44～43減少幅を比較すれば、52～49の減少幅が最大となる。この場合は、当該単調減少範囲の下限値、すなわち49を最低心拍数とすればよい。

【0085】

理想的には、図10のようなヒストグラムは1つの山(ピークより小さい範囲では単調

10

20

30

40

50

増加でありピークより大きい範囲では単調減少）となる。図10では特異な点により本来の1つの山の他にも小さな山がいくつか生じてしまっているが、複数の山のうち高さ（増加、減少の幅）が最大となるものが、本来検出したい山であることは明らかである。つまり上記の手法を用いることで、連続的に閾値を超える値を探索する手法と同様に、特異な点を排除して適切な最低心拍数を求めることが可能である。

【0086】

ただし、連続的に閾値を超える値の探索では最低心拍数が48となり、減少幅の大きい値を探索する手法では最低心拍数が49となったことから明らかなように、用いる手法により最低心拍数の値が変化する可能性がある。そして、どの手法が適切であるかは実際に取得されたヒストグラム形状等にも依存する。また、計測期間内に、睡眠状態である期間と、起きている状態である期間の両方が含まれる場合、ヒストグラムの山は睡眠状態に対応する山と起きている状態に対応する山の2つが現れるように、ユーザーの使用状態によってもヒストグラムは変化する。つまり、最低心拍数をどのように求めるかは、上記の手法に限定されず、他の手法を用いたり、いくつかの手法を組み合わせる等、種々の変形実施が可能である。

【0087】

3.2 基底心拍数を増加させる処理

以上の手法により最低心拍数を精度よく求めることができ、それにより基底心拍数を適切に更新することが可能になる。しかし、上述した更新処理は基底心拍数を減少させるものであり、増加させる更新処理は考慮されていない。

【0088】

基底心拍数は環境の変化や気温によって変化することが知られている。例えば、日常標高の高いところに住んでいる場合に、標高の低いところに移動することで、酸素分圧が増加するため、少ない心拍数で通常酸素摂取量を取得できる。そのため、特異的に基底心拍が変化する（特に減少する）ケースがある。上述したように、単純に最低心拍数が基底心拍数を下回った場合に更新を行っていくだけでは、このような特異的なケースの後、基準が通常の生活環境下と整合が取れなくなるケースがある。

【0089】

具体例を図11に示す。図11では基底心拍数を点線で示し、上記手法により実測される最低心拍数（例えば1日ごとの最低心拍数）を実線で示している。図11では50日経過頃及び70日経過頃に、環境変化等の要因で値の小さな最低心拍数が取得され、それに伴い基底心拍数を減少させる更新処理が行われている。そして80日経過頃に、環境が元に戻ったものとする。

【0090】

この場合、50日経過前と同様に、対象ユーザーの心拍数は環境変化中に比べて高い水準に戻っているのに対して、図11のC1で囲んだ領域からもわかるように、基底心拍数は低下した状態から更新されない。その結果、ユーザーとしては通常的生活を送っているにもかかわらず、日々の心拍数が基底心拍数に対して大きい値になってしまう。具体的には、図11のC2で測定された心拍数の基底心拍数に対する大きさ（比、或いは増加量）に比べて、C1で測定された心拍数の基底心拍数に対する大きさ（比、或いは増加量）が大きい。そのため、通常的生活を送っているにもかかわらず、運動負荷が大きすぎる、ストレスを感じている、睡眠が充分でないといった判定がされてしまう。例えば、図11のC1で実線が途切れている箇所があるが、これはユーザーは実際には寝ているにもかかわらず、睡眠をとっていないと誤判定したことを表すものである。

【0091】

特許文献1にもあるように、心拍数情報を用いた処理では、対象ユーザーにとって最低値、或いはそれに準ずる値を基準として用いる手法が広く用いられる。それゆえに、実測値を用いて基準値を小さい値に更新する手法は従来にもみられるものではあったが、基準値を大きい値に更新する手法は知られているものではない。

【0092】

そこで本出願人は、基底心拍数を増加させる更新処理を行う。具体的には、更新部 130 は、所定期間又は所定回数、更新条件が満たされなかった場合には、基底心拍数を増加させる。

【0093】

ここでの更新条件とは、例えば図 7 の S 102 の条件である。また、所定期間とは例えば 90 日等の期間を設定すればよい。また、更新部 130 は、心拍数情報の計測開始から、計測終了までの繰り返し回数を、所定回数としてカウントしてもよい。具体的には上述したように計測スタートボタンが押下され、その後計測終了ボタンが押下された場合に、1 回とカウントすればよい。或いは、所定回数とは、基底心拍数の更新条件の判定がされた回数であってもよい。図 7 の S 102 であれば最低心拍数と基底心拍数の比較処理が行われた回数であり、この場合、所定回数とは最低心拍数が求められた回数と考えることができる。よって、計測自体は行われたが最低心拍数が求められなかった場合を回数から除外することや、スタートボタンの押下からストップボタンの押下までに、複数回最低心拍数が求められた場合には、当該求められた回数をカウントすることも可能である。

【0094】

図 12 は計測中に睡眠状態となったと判定された場合に、最低心拍数を求めるものとした場合の例である。この場合、横軸に示したように所定回数とは睡眠回数と考えることができる。図 12 では、4, 5 回目の睡眠時に最低心拍数の値が小さくなったため、基底心拍数を減少させる更新処理が行われた。しかし、その後 90 回の間、最低心拍数が基底心拍数を下回ることがなかった。このような場合には、現在の基底心拍数はユーザーの実情を反映していない、すなわち過剰に小さい値となっている可能性があるものと考えられる。よって、図 12 に示したように基底心拍数の値を増加させるとよく、図 12 では値を 1 増加させている。なお、上述したように判定処理の基準となる基底心拍数は大きく変化させるべきではないため、増加させる場合にも増加幅を過剰に大きくすることは好ましくない。

【0095】

このようにすれば、基底心拍数を減少させる更新処理だけでなく、増加させることも可能になるため、環境変化等の要因により基底心拍数が低下してユーザーの状態と対応しなくなった場合にも、適切な更新処理が可能になる。なお、上述してきたように、基底心拍数を最低心拍数を用いて減少させることは容易であるため、仮に基底心拍数を増加させる更新処理が不適切であったとしても、基底心拍数を適切な状態に戻すことは容易である。

【0096】

また、ユーザーの年齢による基底心拍数の変化等を考慮して、基底心拍数を増加させることも可能である。例えば、更新部 130 は、所定期間が経過した場合に、基底心拍数を増加させてもよい。

【0097】

図 13 に示したように、年齢が上がるとともに基底心拍数の値は上昇する傾向にある。つまり、上記のような環境変化による基底心拍数の減少や、測定或いは処理の誤差による基底心拍数の減少が仮に無かったとしても、時間とともに基底心拍数がユーザーの状態と合致しなくなってくることが考えられる。そのため、例えば 3 ヶ月、半年、1 年といった単位で基底心拍数を増加させてもよい。上記の更新条件が満たされない場合に増加させる例では、所定期間又は所定回数の間に更新処理が行われた場合には、期間の計測又は回数のカウントはリセットされていたが、この場合にはそれまでの更新状態等は特に考慮しなくてよい。そのため、実測される心拍数情報の状態によらず、確実に基底心拍数の値を増加させることができる。

【0098】

もちろん、更新条件が満たされない場合の増加処理により、年齢に伴う変動も含めて適切な更新処理が行われている場合も充分考えられ、その場合所定期間経過による更新処理により過剰に基底心拍数の値を増加させてしまう可能性を否定できない。しかし上述したように、過剰に増加した基底心拍数の値を減少させることは容易であるため、大きな問題

とはならない。上述したように、基底心拍数が高頻度で変動してしまうことは好ましくないが、ここでの所定期間はある程度長い期間であることが想定されるため、その点を考慮しても大きな問題にはならない。

【0099】

3. 3 デフォルト値の設定及び更新処理

次に基底心拍数のデフォルト値に関する処理について説明する。上述したように、心拍数情報の数値はユーザーによる個人差が大きく、適切な処理を行うためには絶対値ではなく基準となる値、すなわち基底心拍数との比較処理を行う必要がある。そのため、生体情報処理システム100（例えば図4（A）等のウェアラブル装置200）の使用を開始したばかりで、ユーザーの心拍数情報が、基底心拍数を求められる程度に実測できていない状況であっても、何らかのデフォルト値を基底心拍数として設定しておくといよい。

10

【0100】

具体的には、ユーザーのパーソナルデータとは関係なく、所定の値をデフォルト値としてもよい。或いは、図14に示したように、所定のパーソナルデータ（例えば年齢）と基底心拍数のデフォルト値を関連づけるテーブルを保持しておき、機器の使用開始時にユーザーから入力されるパーソナルデータと当該テーブルとから、デフォルト値を設定してもよい。或いは、パーソナルデータからデフォルト値を求める数式を保持しておき、当該数式を用いた演算結果からデフォルト値を設定してもよい。

【0101】

しかしこれらのデフォルト値はユーザー間の個人差を考慮しているものではない。よって本実施形態では、決定部120において心拍数情報に基づいて基底心拍数の値を決定することで、対象ユーザーからの実測値を用いた基底心拍数に変更（更新）する。つまり、決定部120での処理も広義には基底心拍数の更新処理と言えるものであるが、本実施形態では決定部120における処理と、更新部130での処理を異なるものとしてもよい。

20

【0102】

具体的には、決定部120は、生体情報処理システム100により設定された基底心拍数のデフォルト値を、心拍数情報から求められた最低心拍数により置き換える処理を行い、更新部130は、決定部120により決定された基底心拍数を更新する更新処理を行う。

。

【0103】

上述したように、更新部130での更新処理は、値を減少させるものであれば最低心拍数で置き換えが行われるため、基底心拍数の値をある程度大きい幅で変更することも不可能ではない。しかし、値を増加させる処理は、図12に示したように、所定期間又は所定回数に渡って判断する必要がある、上述したように増加幅も小さいことが想定される。

30

【0104】

基底心拍数のデフォルト値は個人差を考慮しないものであるため、実際に用いるべき値とは大きく異なる可能性もある。その場合、理想的な値よりもデフォルト値が大きければ、更新部130と同様の処理でも比較的短時間で理想値に近づけることが可能である。しかし、理想的な値よりもデフォルト値が小さい場合には、更新部130のように長時間掛けて少しずつ値を増加させる手法では理想値に到達するまでに長い時間を要するおそれもあり好ましいとは言えない。

40

【0105】

そこで、本実施形態では、デフォルト値から実測値を用いた値への変更に際しては、最低心拍数と基底心拍数（デフォルト値）の大小関係によらず、最低心拍数による置き換えを行ってもよい。このようにすれば、理想的な値よりもデフォルト値が小さいケースであっても、比較的短時間で理想値に近づけることが可能である。

【0106】

3. 4 体動信号を用いた処理

また、本実施形態では、基底心拍数の更新等において、体動情報取得部140で取得される体動情報を用いてもよい。具体的には、決定部120は、所与の最低心拍数計測期間

50

における体動情報に基づいて、ユーザーの体動が小さいと判定される期間が最低心拍数計測期間に含まれると判定された場合に、最低心拍数計測期間の心拍数情報に基づいて求められた最低心拍数を基底心拍数としてもよい。

【0107】

上述してきたように、基底心拍数は深睡眠状態や、深睡眠状態と判定される状態での心拍数であり、対象ユーザーにとって最も低い、或いはそれに準ずる心拍数である。つまり、実測された心拍数情報を用いて、基底心拍数の値をデフォルト値から変更する場合には、深睡眠状態等での最低心拍数を用いる必要がある。特に、上述したように決定部120での処理では、最低心拍数が基底心拍数（デフォルト値）より大きい場合であっても、基底心拍数を最低心拍数で置き換えることになる。そのため、更新部130等の処理であれば、基底心拍数の演算に全く寄与しない非常に高い心拍数（例えば運動中の心拍数）を基底心拍数としてしまうおそれがある。もちろん、その後に睡眠中の低い心拍数情報から最低心拍数が求められれば、当該値により基底心拍数が更新されるため問題はないが、ユーザーによっては睡眠中の使用頻度が非常に低い場合もあり、過剰に高い基底心拍数が長期間用いられてしまうおそれがある。

10

【0108】

そこで、最低心拍数を求める際に、心拍数情報と併せて体動情報も求めておき、当該体動情報に基づいて、対象としている期間（最低心拍数計測期間）内でユーザーが睡眠状態となったか否かを判定する。そして、睡眠状態となる期間が含まれると判定された場合の最低心拍数を用いて、基底心拍数をデフォルト値から変更する。逆に、期間内にユーザーは睡眠状態となっていないのであれば、当該期間での情報からは基底心拍数は変更されないため、基底心拍数の値が過剰に大きくなることを抑止できる。

20

【0109】

具体的には、図8のS201に示したように、数秒に1回といった頻度で、体動信号を取得する。この際、心拍数情報と同様に移動平均処理を行ってばらつきを押さえてもよい。また、加速度信号では重力加速度の値が検出されてしまうように、理想的な安静状態でも体動情報の値が0にならない場合もあるため、S201では体動情報の差分値（微分値）を取得するものとしてもよい。

【0110】

そして、S204において、S201で得られた値の所与の期間での平均値や総和をとって、閾値との比較処理を行えばよい。ここでの所与の期間は種々考えられるが、例えば10分程度の時間を用いる。この比較処理により、平均値が閾値よりも大きければ、当該期間でユーザーの体動が大きく睡眠状態ではないと判定できるし、平均値が閾値以下であれば、当該期間でユーザーの体動が小さく睡眠状態であると判定できる。

30

【0111】

さらに、1回の最低心拍数測定期間において、上記判定により睡眠状態であると判定された時間を累積する。ここでは、睡眠状態であると判定された時間が3時間より長ければ、当該最低心拍数測定期間では、ユーザーが睡眠状態となっており、基底心拍数に関する処理に用いることができる値が得られていると判定する。逆に、睡眠状態の時間が3時間以下であれば、ユーザーが睡眠状態とならなかった、或いは睡眠状態にはなったが、当該睡眠は深睡眠状態となるほど十分なものでなかったと判定し、基底心拍数に関する処理には用いない。

40

【0112】

また、更新部130において体動情報を用いてもよく、更新部130は、体動情報に基づいて、基底心拍数の更新条件の判定を行ってもよい。基底心拍数が理想的には深睡眠状態での心拍数となるべきである点は決定部120での処理でも更新部130での更新処理でも同様であるため、少なくともある程度の時間睡眠状態にあったと推定される期間での情報を用いることで、基底心拍数を適切に更新することが可能になる。

【0113】

より具体的には、更新部130は、繰り返し回数のうち、計測開始から計測終了までの

50

期間の体動情報に基づいてユーザーの体動が小さいと判定された回数を、所定回数としてカウントしてもよい。

【0114】

これにより、上記所定回数を適切にカウントすることが可能になる。例えばスタートボタンの押下からストップボタンの押下までを1回とカウントする場合、ユーザーの使用例によっては1日のうちにスタートストップを高頻度で繰り返すことで、カウントが短時間で非常に多くなることも考えられる。極端な例では1日のうちに90回のON/OFFを繰り返せば、当該1日のうちに基底心拍数を増加させる可能性も出てくる。

【0115】

しかしこの所定回数とは、本来有意な更新判定が行われた回数とすべきである。対象ユーザーにとって心拍数が充分低い状態に対応する最低心拍数を求め、当該最低心拍数と基底心拍数を図7のS102に示したように比較することで、基底心拍数の更新可能性のある判定となる。仮に運動中に90回最低心拍数を求めたとしても、当該最低心拍数が基底心拍数を下回る可能性は非常に低く、基底心拍数の更新という観点から有用な処理とは言えない。運動状態等での最低心拍数が所定回数連続で基底心拍数を上回ったとしても、それは当然の結果であり、当該結果を根拠に基底心拍数を増加させるのは適切とは言い難いものである。

【0116】

つまり、所定回数のカウントにおいて体動情報を用いることで、基底心拍数の有意な更新条件の判定処理が規定回数行われることになる。そして、当該有意な判定をある程度の回数繰り返した上でも、最低心拍数が基底心拍数を下回らない場合に増加処理が行われるのであるから、基底心拍数の増加についてもある程度の妥当性を確保できる。

【0117】

3. 5 まとめ

本項のまとめとして、上記の処理を含んだ基底心拍数の更新処理を表すフローチャートを説明し、その後実測値に基づくグラフを用いて、本実施形態の手法と従来手法の差異を説明する。

【0118】

図15が基底心拍数の詳細な更新処理を表すフローチャートである。この処理が開始されると、まず体動情報（例えば加速度値の微分値）の所与の期間における平均値や積算値が、体動の閾値を超えた時間を、最低心拍数測定期間に渡って累積した値を取得し、当該値が時間の閾値（例えば3時間）を超えたかを判定する（S301）。時間の累積値は図8のS204に示したように、心拍数情報等に合わせて取得されているため、その値を用いればよい。

【0119】

S301でNoの場合には、処理対象である最低心拍数測定期間においては、ユーザーは十分な睡眠をとっていると言えず、最低心拍数を求めたとしても、当該最低心拍数が基底心拍数に対応するものでないと判定できる。よって、図15のフローチャートでは、最低心拍数の演算処理自体を行わず、処理を終了する。

【0120】

一方、S301でYesの場合には、ユーザーが睡眠状態（特に深睡眠状態）となった可能性があるため、最低心拍数の演算処理を行う。図15のフローチャートでは、図10を用いて上述したように、低い方の心拍数から、連続的に度数が閾値を超える値を探索する手法を想定しているため、まず探索の起点を $hr = h_{rmin}$ として設定する（S302）。 h_{rmin} より小さい数値範囲は基底心拍数の探索対象とならないことから、ここでの h_{rmin} は、基底心拍数が取り得る数値範囲の下限より小さい値を用いればよい。例えば、基底心拍数の値が30を下回るユーザーは非常に少ないと考えれば、 $h_{rmin} = 30$ とすればよい。

【0121】

そして、 h_{rmin} から探索範囲の上限 h_{rmax} の範囲で（S303）、ヒストグラ

10

20

30

40

50

ムの度数（頻度）と、頻度閾値（例えば90）との比較処理を行って最低心拍数を探索する。 hr_{max} は基底心拍数が取り得る数値範囲の上限よりも大きい値を用いればよい。ここではヒストグラムの横軸を整数値としているため、心拍数の値が hr での度数、 $hr+1$ での度数、 $hr+2$ での度数が全て閾値より小さいかの判定を行う（S304）。

【0122】

S304でYesの場合には、図10における心拍数=44等のケースのように、その際の hr は最低心拍数ではないと判定される。よって、 hr を増加させる更新処理を行って探索を継続する。ここでは hr をインクリメントして（S305）、S303のループを継続する。

【0123】

一方、S304でYesの場合には、図10における心拍数=48のように、その際の hr が処理対象である最低心拍数測定期間における最低心拍数であると判定できる。よって、S303のループを抜けて、求めた最低心拍数を用いた基底心拍数の更新条件の判定に移行する。

【0124】

具体的には、まず現在の基底心拍数がデフォルト値であるか否かの判定を行う（S306）。S306でYesの場合には、決定部120における処理となるため、基底心拍数と最低心拍数の大小関係によらず、基底心拍数を最低心拍数の値で置き換える（S307）。そして所定回数のカウントをスタートするために、カウンターの値を0でリセットして（S308）、処理を終了する。

【0125】

一方、S306でNo、つまり基底心拍数がデフォルト値ではなく、既にユーザーの実測値を用いて更新された後の場合には、更新部130における処理となるため、最低心拍数が基底心拍数よりも小さいか否かの判定を行う（S309）。S309でYesの場合には、基底心拍数を最低心拍数の値で置き換えればよいので、S307及びS308の処理を行って処理を終了する。

【0126】

S306でYesの場合には、基底心拍数と最低心拍数が等しいかの判定を行う（S310）。等しい場合には、所定回数をカウントするカウンターの値をリセットする（S311）。S310でYesの場合とは、基底心拍数の更新条件（S309の条件）は満たされていないものの、実測値に基づく最低心拍数が基底心拍数と等しくなることから、現在の基底心拍数はユーザー状態を表す値として適切なものである、言い換えれば過剰に小さい値にはなっていないと判定できる場合である。その場合、基底心拍数を増加させる処理は当面不要であることから、所定回数のカウントは0から再開するとよい。なお、実装上はS310及びS311を省略し、S309の判定を $hr \leq$ 基底心拍数とする変形実施も可能である。

【0127】

S310でNoの場合には、最低心拍数が基底心拍数よりも大きいケースであるため、値を減少させる更新処理は不要である。よって、基底心拍数を増加させる処理を行うかの判定を行う。具体的には所定回数をカウントするカウンターが所与の閾値（ここでは90）より小さいかを判定する（S312）。S312でYesの場合には、更新条件が満たされなかった回数が、まだ所定回数に達していないため、基底心拍数は変化させずにカウンターの値をインクリメントする（S313）。S312でNoの場合には、所定回数だけ更新条件が満たされなかったため、基底心拍数を増加させる。ここでは基底心拍数の値を1だけ増加させている（S314）。S314の処理後は、所定回数のカウントを再度開始するため、カウンターの値を0でリセットして（S315）、処理を終了する。

【0128】

次に、従来手法と本実施形態の手法での基底心拍数等の差異を図16及び図17に示す。図16では同一の心拍数情報のログデータに対して、従来手法で最低心拍数を求めて基底心拍数を更新した場合のグラフと、本実施形態の手法で最低心拍数を求めて基底心拍数

10

20

30

40

50

を更新した場合のグラフを示した。図から明らかなように、従来手法では最低心拍数の演算精度が不十分であるため、5月16日や、8月1日、8月15日のように、基底心拍数が過剰に減少してしまうケースが見られたが、本実施形態の手法であれば基底心拍数を適切な水準に保つことが可能になる。

【0129】

また図17は従来手法での基底心拍数、最低心拍数と、本実施形態での基底心拍数、最低心拍数のグラフを示したものである。図17の範囲では基底心拍数の変動はないが、図16と同様に、本実施形態の手法では基底心拍数を過剰に減少させる更新処理が抑止されるため、本実施形態の基底心拍数は従来手法に比べて値が大きい。そして、従来手法での最低心拍数と、本実施形態での最低心拍数を比較から、ほとんどの計測において本実施形態の最低心拍数の方が従来手法に比べて値が大きく、最低心拍数を過剰に低く演算してしまう可能性を抑止できていることがわかる。

10

【0130】

また、基底心拍数に対して最低心拍数が高い場合、ユーザーが睡眠状態になっていないと誤判定されるおそれがある。ここでの睡眠状態判定は心拍数情報に基づくものであり、図15のS301のように体動情報を用いる手法とは異なるものである。図17では睡眠状態と判定されなかった場合には、最低心拍数自体を求めない例を示している。従来手法では基底心拍数が低くなってしまうため、破線の円に示したように、最低心拍数が高くなる日があった場合、ユーザーが睡眠をとっていても睡眠状態にないと判定されてしまう。それに対して、本実施形態の手法では基底心拍数を適切な水準に保てるため、破線の円に示したように、最低心拍数が高くなる日であっても、睡眠状態を誤判定する可能性を抑止できる。

20

【0131】

4. 基底心拍数を用いた健康度情報の生成処理

基底心拍数を用いて健康度情報を求める処理の具体例について説明する。以下では各情報の演算手法を説明した後、求められた健康度情報をユーザーに提示する際に用いられる表示画面の例について説明する。ただし、基底心拍数に基づいて求められる健康度情報は下記のものに限定されない。

【0132】

4. 1 消費カロリー量の演算手法

上述したように、従来手法では心拍数(HR)、最大 VO_2 (VO_{2m})、最大HR(HR_m)、安静時 VO_2 (VO_{2r})、安静時HR(HR_r)から、上式(1)に基づいて VO_2 を推定し、分時エネルギー(カロリー)消費量 EE ($EE = VO_2 \times 5 / 1000 \text{ kcal}$)を求めていた。しかし、 VO_{2m} 、 HR_m 、 VO_{2r} 、 HR_r は個人差をあまり考慮してなく、しかも VO_{2m} 、 HR_m は実際には測定できず、動作(AC T)による影響も考慮していないため信頼性が低い。特に、体動時、非体動時を問わずに長期間(例えば丸一日)におけるユーザーの健康状態のモニタリング等の用途を考えた場合に、上式(1)を用いる手法の問題は大きい。

30

【0133】

そこで、本実施形態では上述した基底心拍数 HR_0 を基準に消費カロリー量を演算する。具体的には、上式(1)を基底心拍数 HR_0 に相当する分時エネルギー消費量 EE_0 を用いて、下式(2)のように変換する。下式(2)の EE は分時消費カロリー量、 EE_0 は基底状態での EE 、 EE_m は EE の最大値を表す。

40

【数2】

$$\frac{(EE - EE_0)}{(EE_m - EE_0)} = \frac{(HR - HR_0)}{(HR_m - HR_0)} \quad \dots \dots (2)$$

【0134】

そして、上式(2)を EE について解くことで下式(3)のようになる。

50

【数 3】

$$EE = EE_0 + \frac{(EE_m / EE_0 - 1)}{(HR_m / HR_0 - 1)} \times \frac{EE_0}{HR_0} \times (HR - HR_0)$$

$$\frac{(EE_m / EE_0 - 1)}{(HR_m / HR_0 - 1)} = x \quad , \quad HR - HR_0 = \Delta HR \text{ とすれば、}$$

$$EE = EE_0 + x \times \frac{EE_0}{HR_0} \times \Delta HR$$

10

さらに $EE - EE_0 = \Delta EE$ とすれば、

$$\Delta EE = x \times \frac{EE_0}{HR_0} \times \Delta HR \quad \cdot \cdot \cdot \cdot (3)$$

【0135】

20

ここで EE_0 は、ユーザーの分時基礎代謝量に相当する値であり、一日当たりの基礎代謝量 BM は種々の手法により算出可能であることが知られていることから、 EE_0 も事前に求めておくことができる。また、 HR_0 は上述したように実測値から決定可能であり、 HR はそのときの実測された心拍数情報の値を用いればよい。よって、上式(3)において、 x で示した部分の値が決定されれば、消費カロリー量(分時消費カロリー量 EE)を求めることができる。

【0136】

ここで、縦軸に上式(3)の ΔEE 、横軸に上式(3)の $(\Delta HR / HR_0) \times EE_0$ をとって値をプロットしたグラフを図18(A)、図18(B)に示す。図18(A)は、活動中(運動中、或いは体動時とも表記する)の値をプロットした図に対応し、図18(B)は非活動中(安静時、或いは非体動時とも表記する。具体的には安静臥位、坐位、立位時等)の値をプロットした図に対応する。

30

【0137】

縦軸、横軸の値と、上式(3)からわかるように、プロットされた点を直線近似した場合に、当該直線の傾きは係数 x を表すことになる。図18(A)と図18(B)を比較した場合、体動時の係数に相当する図18(A)の直線の傾きは、非体動時の係数に相当する図18(B)の直線の傾きに比べて大きい。これはつまり、係数 x の値は活動時の方が非活動時より大きな値であり、エネルギー消費量(消費カロリー量)を求める際に、活動時か非活動時かに応じて係数を変えて演算する必要があることを示している。

【0138】

40

また、上式(3)では、心拍数情報の基準値に対する変動度合いを表す指標値 ΔHR として $HR - HR_0$ を用いている。つまり、基準値は基底心拍数 HR_0 となっている。しかし、覚醒時には体動・非体動を問わず、ユーザーは立位あるいは坐位をとっていることが多い。その場合、圧受容体感受性が働くことになり、仮にフィジカル活動とメンタル活動のいずれも非常に弱い状況であったとしても、心拍数は HR_0 に比べて増加している。よって、実際には ΔHR を決定する際の心拍数情報の基準値としては HR_0 そのものではなく、上記の増加分を考慮した値を用いることが望ましい。そこで本実施形態では1以上の係数 α 及び β を設定し、体動時には $\Delta HR = HR - \alpha HR_0$ 。非体動時には $\Delta HR = HR - \beta HR_0$ を用いるものとする。

【0139】

50

以上、係数 x は体動時と非体動時で異なる値とすべき点、 ΔHR は $HR - HR_0$ ではなく基準値の増加分 α 及び β を用いるべき点を考慮して、本出願人は消費カロリー量の計算式として下式 (4) 及び下式 (5) を提案する。下式 (4) が体動時の消費カロリー量を演算する式であり、下式 (5) が非体動時の消費カロリー量を演算する式である。

【数 4】

$$EE = EE_0 + x \times (HR - \alpha HR_0) \times \frac{EE_0}{HR_0} \quad \dots \dots \dots (4)$$

【数 5】

$$EE = EE_0 + y \times (HR - \beta HR_0) \times \frac{EE_0}{HR_0} \quad \dots \dots \dots (5)$$

【0140】

図 18 (A)、図 18 (B) を用いて上述したように、体動時には係数 x を用い、非体動時には係数 y を用いる。これは、 x が体動時、つまり主に筋肉運動による SV (SV は心拍 1 回当たりの血液放出量である 1 回心拍出量を表す) 増加の補正係数を示しているのに対し、 y は非体動時、つまり精神活動あるいは体位変動による SV 増加の補正係数を示すという差異に起因するということもできる。つまり、分時消費カロリー量 (EE) は心拍出量 (CO) に比例するが ($EE \propto CO = SV \times HR$)、 HR の増加に対する SV の増加が、体動時と非体動時とでことなるため、それぞれに x 、 y の異なる係数を用いる。

【0141】

また、上述したように α は体動時の覚醒における安静心拍の補正である。ここで、安静時でも覚醒と立位により、心拍数は基底心拍数の値 HR_0 に比べて約 1.2 倍程度増加することが実験的に確認された。従って本実施形態の α は、 $\alpha = 1.2$ を通常の値として用いる。それに対して、 β は非体動時の精神活動あるいは体位変動前の初期値の補正であるが、通常は安静に近いと考えられ、本実施形態では $\beta = 1.0$ を通常の値として用いるものとする。

【0142】

また、上述したように、上式 (4)、(5) から消費カロリー量を求めるためには、基底心拍数 HR_0 に対応する分時消費カロリー量 EE_0 の値を決定しておく必要がある。1 日当たりの基礎代謝量 BM から 1 分当たりの値を求めれば、求めた値が EE_0 に対応することになり、 BM を求める手法は広く知られている $Harris - Benedict$ 式を用いてもよい。

【0143】

ただし本実施形態では、分時心拍出量 CO (CO は心拍数 HR と 1 回心拍出量 SV の積) に基づいて EE_0 を求めてもよい。酸素は肺でヘモグロビンに結合して、心臓によって運ばれ、組織 (脳や筋肉) で放出利用され、残りは肺にて排泄されるのであり、 VO_2 と分時心拍出量 CO は比例関係にある ($VO_2 \propto CO = HR \times SV \propto EE$)。

【0144】

本出願人は、脳波の徐波睡眠相 (深睡眠時) には、心拍数が基底心拍数 HR_0 をとり、またこの時の心係数 CI (体表面積を BSA とした場合、 $CI = CO / BSA$) は個人差が少ないという原理を発見している。そしてその原理を応用して、個人差の少ない値として、睡眠時の心拍出量 (CO_0) を求める下式 (6) を作成した。

$$CO_0 = 6.9 \times A g e^{-0.25} \times BSA \quad \dots \dots \dots (6)$$

【0145】

上式 (6) と、標準的な血中ヘモグロビン濃度 (男性 15g/dl、女性 13.5g/dl)、動脈血中酸素飽和度 (97.5%) と静脈血中酸素飽和度 (75%) の差分、1g のヘモグロビンに結合する酸素の量 (1.34ml) とから酸素消費量が推定でき、 VO_2 から EE が推定可能なよう

に、 CO_0 に対応する酸素消費量から基礎代謝量 BM が推定できることになる。

【0146】

具体的には、血中ヘモグロビン濃度を Hb として上記の各値を用い、さらに単位換算のための値も含めて計算すると、基礎代謝量推定値 BM は下式 (7) で求められ、 Hb に具体的な値を入れることで、男性の基礎代謝推定値 BM_m と女性の基礎代謝推定値 BM_f は下式 (8) のようになる。

$$BM = CO_0 \times Hb \times 1.34 \times (0.975 - 0.75) \times 10 \times 60 \times 24 \times 5 / 1000 \quad \dots \dots (7)$$

$$\text{男性 } BM_m = 325.6 \times CO_0$$

$$\text{女性 } BM_f = 293.0 \times CO_0 \quad \dots \dots (8)$$

【0147】

種々の年齢、性別の被験者に対して、従来の $Harris-Benedict$ 式で求めた基礎代謝量を縦軸にとり、上式 (6) 及び (8) で求めた基礎代謝推定値を横軸にとった場合の図を図 19 に示す。この場合、相関係数は $r = 0.96$ となり、非常に高い相関関係にあるといえる。つまり、本出願人の提案する上式 (6) 及び (8) を用いた手法でも、基礎代謝量 (及び分時消費カロリー量 EE_0) は精度よく演算することが可能である。

【0148】

次に上式 (4) の x 、(5) の y を決定する手法について説明する。具体的には、所与の標準値を用いてもよいし、一定負荷の運動を行った場合の実測値から求めてもよい。

【0149】

まず標準値を用いる手法について説明する。上式 (3) に示したように、 x は $(EE_m / EE_0 - 1) / (HR_m / HR_0 - 1)$ に近い値をとる。 EE_m は 20 ~ 70 歳で年齢 (Age) から統計的に、男性は $49 - 0.29 Age$ 、女性は $41 - 0.33 Age$ の値をとることが知られており、 HR_m は $220 - Age$ の値をとることが知られている。また、 EE_0 は上述の BM_m 又は BM_f から求めることができ、 HR は心拍センサー等からの実測値を用いて取得できる。

【0150】

これらの値を用いて x を計算したところ、平均は 4.8 ± 1.5 (標準偏差 SD) の値 (約 5) に近い値であった。従って、 x が不明な場合は標準値として 5 の値を用いるものとする。なお、 y の値は精神活動時の HR と VO_2 を測定して統計的に算出した値を用いるものとし、本実施形態では y の標準値として 1.5 を用いる。

【0151】

ただし、上述の x 決定手法では、実測が難しい EE_m 及び HR_m について、統計値を用いることで x の概算値を求めている。よって、上式 (1) 等に示した特許文献 1 の手法と同様に、ユーザー毎の個人差に対応することが困難であるという問題が残る。

【0152】

そこで本実施形態では、 x の値を実測値から求めてもよい。具体的には、上式 (4) を変形することで下式 (9) を取得する。

【数 6】

$$x = (EE - EE_0) \times \frac{1}{(HR - \alpha HR_0) \times \frac{EE_0}{HR_0}} \quad \dots \dots (9)$$

【0153】

右辺の HR_0 及び EE_0 は上述した手法により求めることができ、 α についても、実験上 1.2 を用いると良いことが判っている。さらに心拍センサー等から心拍数情報 HR の値も求まるため、 EE の値を求めることができれば x を実測値から決定可能となる。ここで、本実施形態の手法が分時消費カロリー量 EE を求めることを目的としていることに鑑みれば、任意の活動状態 (体動時、非体動時を含む) を対象としたのでは事前に EE の値を決定することはできない。しかし、所定の運動負荷となることが知られている運動を行

10

20

30

40

50

う場合に限定すれば、当該運動による消費カロリー量 $E E$ を事前に計算することは可能である。例えば、1 秒間 2 ステップの足踏み運動を 3 分間継続した場合（約 3 M e t s の運動）、その際の分時消費カロリー量 $E E$ は下式（10）を満たすことが知られている。

$$E E = 3 \times 1.05 \times \text{体重} / 60 \cdots \cdots (10)$$

【0154】

このように、ユーザーに対して所定の運動を行う指示を与えることができる場合には、 $H R_0$ 、 $E E_0$ 、 α 、 $H R$ 、 $E E$ の全ての値を決定、取得することができるため、上式（9）により x を実測値から求めることが可能になる。

【0155】

4. 2 深睡眠時間情報の演算

睡眠不足（例えば深睡眠時間が 4 時間以下の場合）は、翌日の自律神経に大きな影響を与え、健康に悪影響があることが知られているため、ライフスタイルの評価において睡眠時間は重要な指標値となる。特に、睡眠状態のうち、より深い眠りにある深睡眠状態（或いは脳波徐波睡眠状態と表記）の時間等は睡眠状態を表す指標値として重要である。例えば、睡眠時間自体は長いのに深睡眠時間が短い場合には健康に悪影響があり、寝ているはずなのに疲れがとれない等の自覚症状にもつながる。

【0156】

よって本実施形態では、ユーザーが深睡眠状態にあるか否かの情報（狭義には 24 時間のうち深睡眠状態にある時間である深睡眠時間に関する情報）についても、健康度情報として演算するものとする。

【0157】

上述したように、深睡眠状態では心拍数情報 $H R$ の値は、基底心拍数 $H R_0$ の値に近い値をとることになる。よって、 $H R$ と $H R_0$ との比較により、ユーザーが深睡眠状態にあるか否かを判定すればよい。ただし、深睡眠状態にあったとしても $H R$ の値にはばらつきがあるため、 $H R$ の値が $H R_0$ よりも大きくなることは十分考えられる。よって、 $H R$ との比較に用いる値は $H R_0$ そのものではなく、ある程度のマージンを持たせ、 $H R_0 \times$ （睡眠係数）の値を用いる。つまり、下式（11）が成り立つ場合には、ユーザーは深睡眠状態にあると判定し、24 時間のうち下式（11）が成り立つ時間の積算値を深睡眠時間とする。ここで、下式（11）の睡眠係数はユーザー毎に異なる値となるが、例えば統計的に求めた 1.12 等の値を用いればよい。

$$H R \leq H R_0 \times (\text{睡眠係数}) \cdots \cdots (11)$$

【0158】

4. 3 ストレス情報の演算

ユーザーに対してかかる負荷を表すストレス情報も、健康度を表す指標値として用いることができる。ここでストレス情報としては、体動時の身体的な活動に起因する身体ストレス（フィジカルストレス、physical stress）と、非体動時の精神的な活動に起因する心理ストレス（メンタルストレス、mental stress）とが考えられる。

【0159】

フィジカルストレス及びメンタルストレスによる負荷の程度は心拍数情報 $H R$ の値に大きく反映される。ここで、非体動時に心拍数が増加するのは主に脳活動によるものであることが知られていることから、非体動時に一定以上の心拍数上昇が見られた時間を積算することによりメンタルストレスを評価できる。その目安としてストレス係数を設け、 $H R$ が下式（12）を満たす場合に、ユーザーに対して注視すべき程度のメンタルストレスがかかっていると判定し、下式（12）が成り立つ時間の積算値をメンタルストレスについての指標値（メンタルストレス情報）とする。

$$H R \geq H R_0 \times (\text{ストレス係数}) \cdots \cdots (12)$$

【0160】

ここで、ストレス係数の値は個人により異なるものとなるため、外部から入力するものとしてもよい。ただし、ストレス係数が不明な場合、或いはユーザーによる操作負担の軽減を図る場合等には、統計的に求められた値として、ストレス係数 = 1.8 等を用いても

よい。

【0161】

一方、フィジカルストレスについては体動時におけるユーザーへの負荷を表すものであり、主に筋肉活動による心拍数増加を考慮することで、その値を求めることが可能である。具体的には、上述したメンタルストレスと同様に、上式(12)による判定を行えばよいが、フィジカルストレスの場合には、体動時を対象とする点が異なる。

【0162】

なお、体動時か非体動時かの判定手法は種々考えられるが、例えば体動センサーからのセンサー情報に基づいて処理を行えばよい。体動センサーが加速度センサーであれば、当該センサーからのセンサー情報である加速度検出値が大きい場合には体動時であると判定できるし、加速度検出値が体動時よりも小さければ非体動時であると判定できる。或いは、加速度検出値の大きさそのものではなく、加速度検出値の周波数特性(例えば歩行、走行運動時のピッチに相当)を求め、そこから体動時か非体動時かを判定してもよい。つまり、本実施形態の体動センサーは、ストレス情報の演算においては体動時か非体動時かを判定できるセンサーであれば十分であり、加速度センサーを用いてもよいし、他のセンサーを用いてもよい。また、センサー情報に基づいて体動時か非体動時かの判定を行う手法も任意である。

【0163】

このようにして求めたストレス情報は、メンタルストレスについてはその積算時間の値が小さいほど好ましく、フィジカルストレスについてはその積算時間が適度な値(運動不足にならない程度に大きく、過負荷とならない程度に小さい値)となるほど好ましいと判定する指標値として用いることができる。

【0164】

4.4 表示制御

上述したように、本実施形態の手法では消費カロリー量、深睡眠時間、及びストレス情報を健康度情報として取得することができる。取得した健康度情報は、その値を単純に表示するのではユーザーの健康状態の理解が容易でない可能性も考えられる。よって本実施形態では、取得した健康度情報をグラフ化する等の手法を用いて、ユーザー(或いは当該ユーザーの主治医、健康アドバイザー等)にとって一見して理解しやすい形で提示する。

【0165】

以下、図20～図24を用いて表示画面の具体例を説明するが、本実施形態での表示画面の形式はこれに限定されるものではない。また、一度にある程度の情報量を提供することに鑑み、図20等の画面は図6の携帯端末装置300等に表示することを想定しているが、ウェアラブル装置200が十分なサイズの表示部を有する場合や、表示画面が簡素化された場合等には、ウェアラブル装置200の表示部に情報提示用の表示画面を表示してもよい。

【0166】

図20がウェアラブル装置200と携帯端末装置300等が接続された際に表示されるホーム画面の例である。ホーム画面では、年齢、性別、身長、体重、IDなど個人情報入力モード、データファイル管理、通信による入出力管理、基底心拍数(HR₀)設定や初期係数設定などのカバー情報がディスプレイされている。以下具体的に説明する。

【0167】

図20のD1の領域では、ウェアラブル装置200についての設定等を行う。具体的には、ウェアラブル装置200と携帯端末装置300が接続された状態で、D11の取り込みボタンを押すことで、ウェアラブル装置200で取得された情報が携帯端末装置300に取り込まれる。取り込まれる情報は、消費カロリー量、深睡眠時間及びストレス情報のように、HRとHR₀に基づく演算の結果である情報であってもよいし、心拍センサー10や体動センサー20のセンサー情報を全て対象としてもよく、種々の変形実施が可能である。

【0168】

D 1 2ではユーザー情報の登録や、時計合わせ等を行うことができる。D 1 2の機能については詳細な説明は省略する。

【0169】

D 2はD 1 1の取り込みボタンにより取り込まれた情報が、どのようなファイル名で保存されるかを表すものである。具体的には、D 2 1で最新のデータファイルを表示するとともに、D 2 2で過去に取り込んだデータファイルを表示してもよい。

【0170】

D 3は取得した情報（ここではHRの値を全て取得していることを前提としている）のうち、心拍数情報の時間変化（HRトレンド）や、それに基づく分析結果等を表示するためのボタンである。これらのボタンが押された場合の表示画面例については後述する。

10

【0171】

D 4はデータファイルの保存、削除を指示するためのボタンである。D 5は健康度情報の演算における事前準備を行うための領域である。具体的には、D 5 1は、健康度情報を求めるための係数を設定する画面を呼び出すボタンであり、D 5 1が押された場合には、図21の画面に遷移することになる。図21では、 HR_0 の値や、 x 、 y 、 α 、 β といった消費カロリー量の演算に用いられる係数、或いは深睡眠時間の演算に用いられる睡眠係数や、ストレス情報の演算に用いられるストレス係数等を設定することができる。また、 x については上述したように実測値から設定することもでき、その場合にはユーザーはE 1で示した x 計算ボタンを押して、所与の運動を開始すればよい。 x の実測値からの設定の際に行われる運動（上述の例であれば1秒間2ステップの足踏み運動を3分間継続）の負荷の値を設定することもでき、これはE 2の校正消費カロリー（ $Met s$ ）に対応する。加速度係数は、体動センサーとして加速度センサーを用いる場合に、体動時か非体動時の判定を行う際の加速度検出値の閾値を表す値である。なお、図21の加速度係数の値は加速度センサーのレンジ等でも異なるものであり、単位は標準重力加速度を基準とする g や、 m/s^2 というわけではない。

20

【0172】

D 5 2は HR_0 を設定する際に用いるボタンである。上述したように、 HR_0 は心拍数情報を用いて更新されるが、ユーザーの明示の指示により再設定を行う場合等が考えられるため、D 5 2のボタンが押下された場合には HR_0 の設定処理を行うものとする。

【0173】

図22は、図20のD 3 1のHRトレンドボタンが押された場合に表示される画面の例である。図22は連続する24時間における心拍数情報HRの値の時間変化、及びHRと HR_0 に基づき演算された消費カロリー量の時間変化を表す図である。図22のうち、F 1で示されるグラフがHRの時間変化を表し、F 2で示されるグラフが消費カロリー量の時間変化を表す。図22からでも、0時頃から6時半頃まで睡眠状態にあること等、ユーザーの生体情報（生活習慣情報）を知ることができる。

30

【0174】

ただし、健康度情報はある程度まとめてわかりやすく提示することが望ましく、本実施形態においては図20のD 6に示した領域等に、図23（A）、図23（B）の表示画面を表示するものとしてもよい（図20は図23（B）の画面を表示した例である）。

40

【0175】

図23（B）は1日の消費カロリー量、深睡眠時間、ストレス情報をまとめて表示するグラフである。図23（B）の深睡眠時間は、ユーザーが深睡眠状態にある時間であり、ACT（－）は非体動時であり、且つメンタルストレスがかかっていない状態の時間である。Mental Sは非体動時であり、且つメンタルストレスがかかっている状態の時間を表す。また、Physical Sは体動時であり、且つフィジカルストレスがかかっている状態の時間を表し、ACT（＋）は体動時であり、且つフィジカルストレスがかかっていない状態の時間を表す。また、円グラフの中央部に24時間当たりの消費カロリー量が表示される。

【0176】

50

図 2 3 (B) を用いることで、2 4 時間のうちの深睡眠時間、メンタルストレスのかかっていた時間、フィジカルストレスのかかっていた時間等の比率を直感的に理解させることが可能になる。具体的には、健康に良いライフスタイルとは十分な休養（睡眠）が取られ、身体活動（フィジカルストレス）は適度に多く、精神ストレス（メンタルストレス）が少なく、摂取カロリーと消費カロリーのバランスがとれている状態と考えられるため、そのような観点から図 2 3 (B) を見ることで、ユーザーの健康状態を容易に把握できる。

【0 1 7 7】

ただし本実施形態のウェアラブル装置 2 0 0 等は、当該装置の充電等を考慮すると、2 4 時間連続で着用されないケースも考えられる。その場合、図 2 3 (B) では各時間の相対的な関係を見やすい形で提示することを考慮しているため、2 4 時間に満たないデータであっても、2 4 時間に換算して提示する（例えば装着時間が 1 2 時間であった場合には、各時間の値を 2 倍する等の処理が行われる）。そのため、実時間がわかりにくくなる場合も想定される。

【0 1 7 8】

よって、2 4 時間基準に換算せず、図 2 3 (A) のように実際の時間をそのまま表示する手法をとってもよい。図 2 3 (A) は縦軸、横軸ともに時間（単位はhour）をとっており、G 1 がメンタルストレス、G 2 が非体動時（且つメンタルストレスを感じていない）、G 3 が体動時（且つフィジカルストレスを感じていない）、G 4 がフィジカルストレス、の各実時間を表している。

【0 1 7 9】

また、深睡眠時間については図 2 3 (A) の三角形の領域で表現してもよい。この場合、深睡眠時間は三角形の領域の面積ではなく、色等により表現されることが想定される。例えば、深睡眠時間が十分であれば（7 時間以上）緑色、やや少なければ（4 ～ 7 時間）黄色、明らかに不足している場合（4 時間以下）には赤色等の色分けを行えばよい。

【0 1 8 0】

また、図 2 3 (A)、図 2 3 (B) 等のグラフ表示は、直感的でわかりやすいという特徴がある反面、正確な値を把握することが困難である。そこで、図 2 0 の A 3 2 に示した分析ボタンが押された場合には、図 2 4 に示した分析画面を表示してもよい。分析画面では例えば、図 2 4 に示したようにユーザーの個人情報や、健康度情報の演算に用いたパラメーターを表示するとともに、実際に測定された健康度情報の具体的な値を表示している。この際、図 2 3 (B) 等のグラフを同時に表示してもよい。図 2 4 等の分析画面を表示することで、より正確な値を知ることが可能になる。

【0 1 8 1】

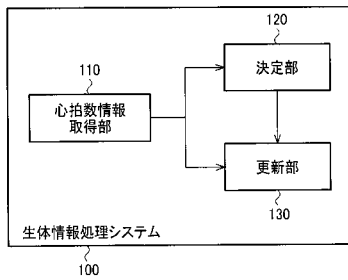
なお、以上のように本実施形態について詳細に説明したが、本発明の新規事項および効果から実体的に逸脱しない多くの変形が可能であることは当業者には容易に理解できるであろう。従って、このような変形例はすべて本発明の範囲に含まれるものとする。例えば、明細書又は図面において、少なくとも一度、より広義または同義な異なる用語と共に記載された用語は、明細書又は図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えることができる。また生体情報処理システム 1 0 0 等の構成、動作も本実施形態で説明したものに限定されず、種々の変形実施が可能である。

【符号の説明】

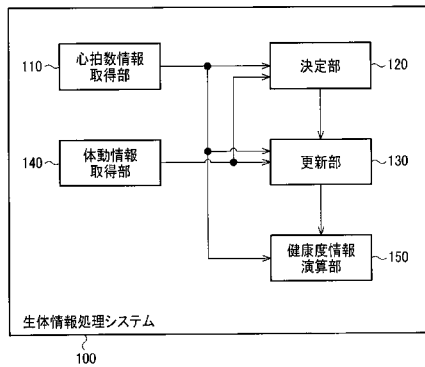
【0 1 8 2】

1 0 心拍センサー、2 0 体動センサー、5 0 バンド、5 2 バンド穴、
5 4 バックル、5 6 発光部、5 8 ケース、1 0 0 生体情報処理システム、
1 1 0 心拍数情報取得部、1 2 0 決定部、1 3 0 更新部、
1 4 0 体動情報取得部、1 5 0 健康度情報演算部、2 0 0 ウェアラブル装置、
2 1 0 報知部、2 2 0 通信部

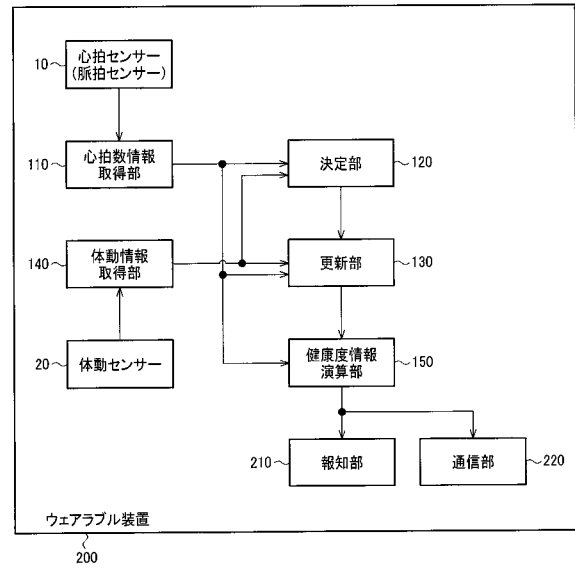
【図 1】



【図 2】

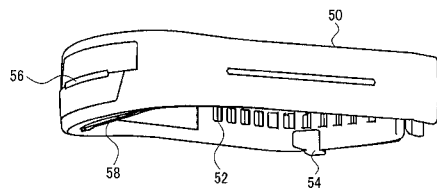


【図 3】

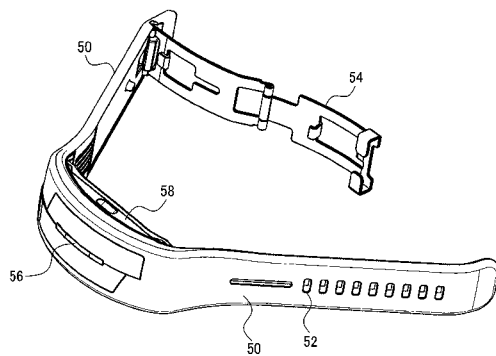


【図 4】

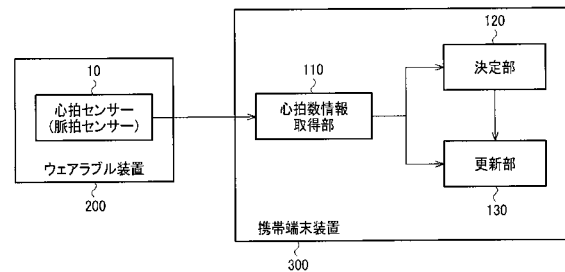
(A)



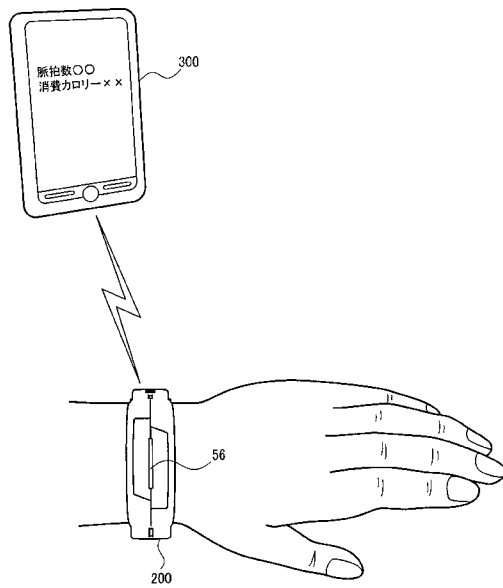
(B)



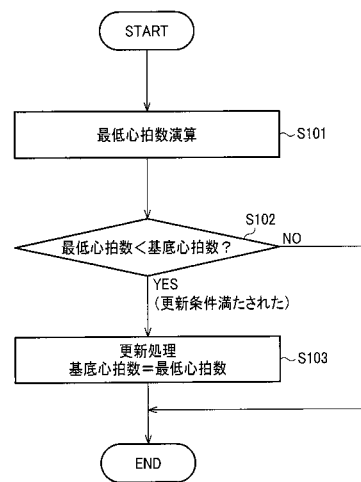
【図 5】



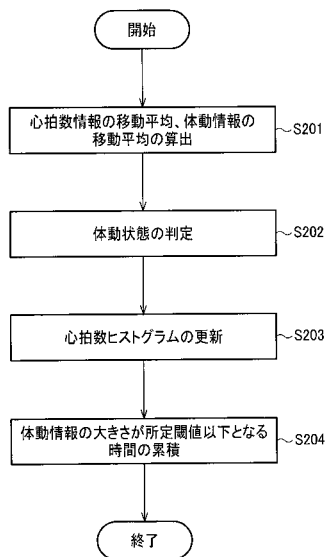
【図 6】



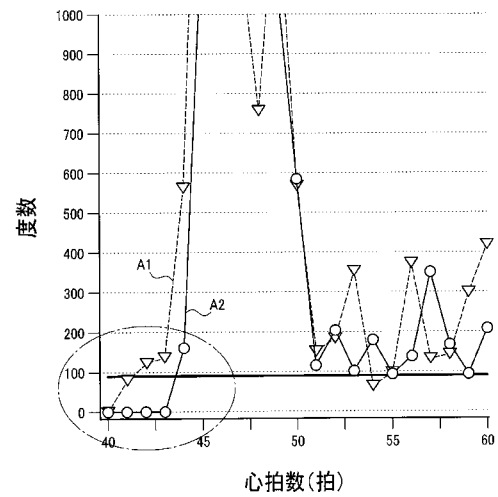
【図 7】



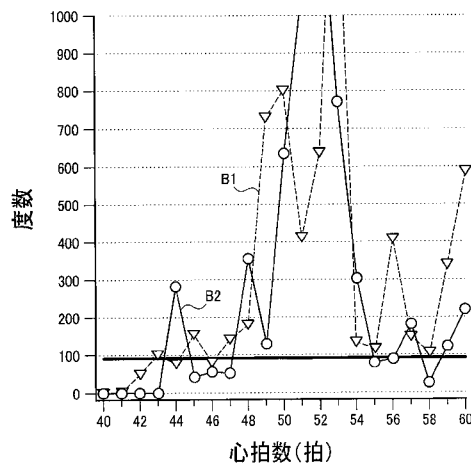
【図 8】



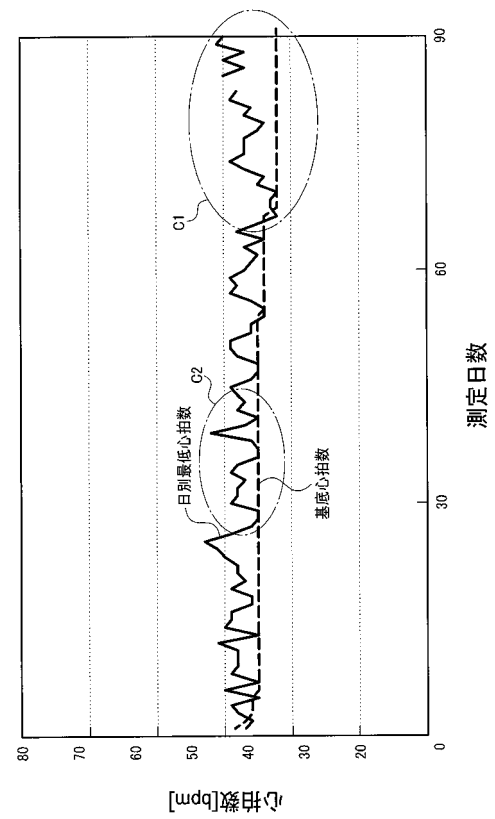
【図 9】



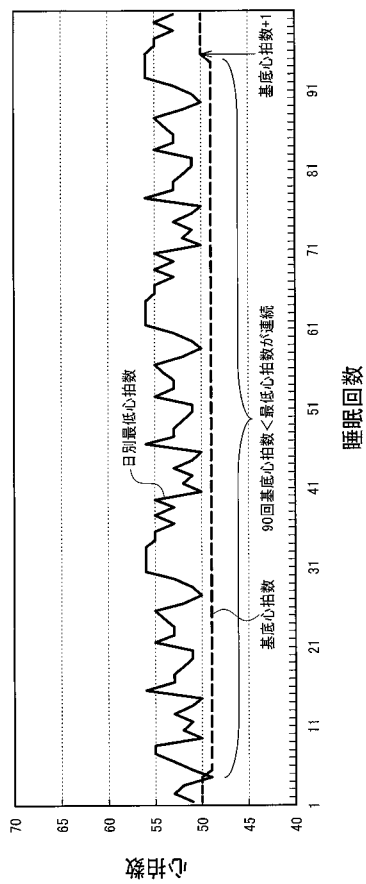
【図 10】



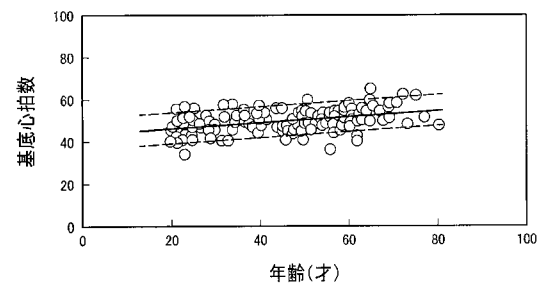
【図 11】



【図 12】



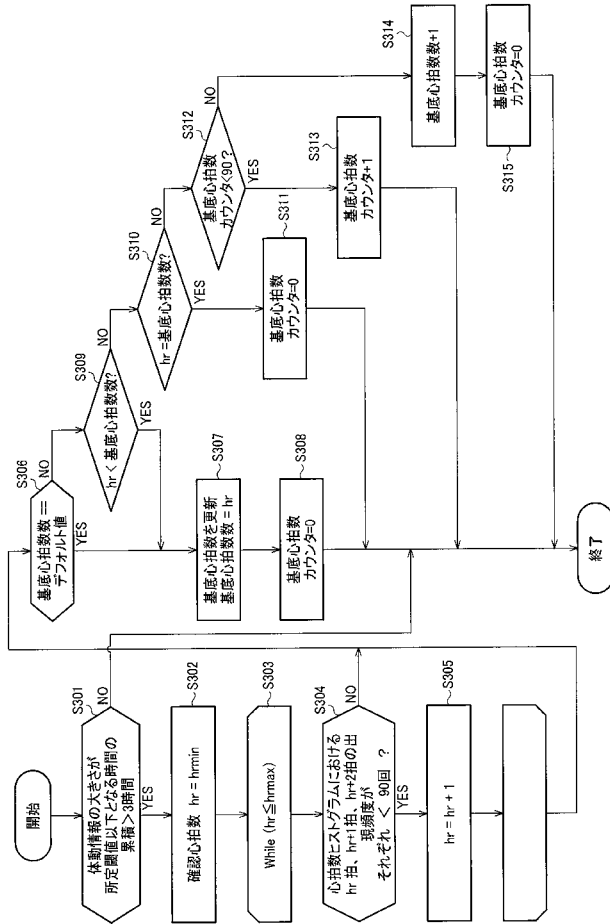
【図 13】



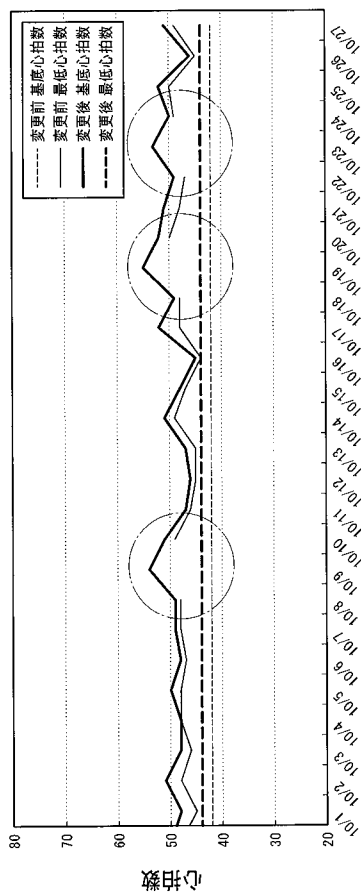
【図 14】

年齢	基底心拍数
～25	50
～30	51
～35	52
～40	53
～45	54
～55	55
～60	56
～65	57
66～	58

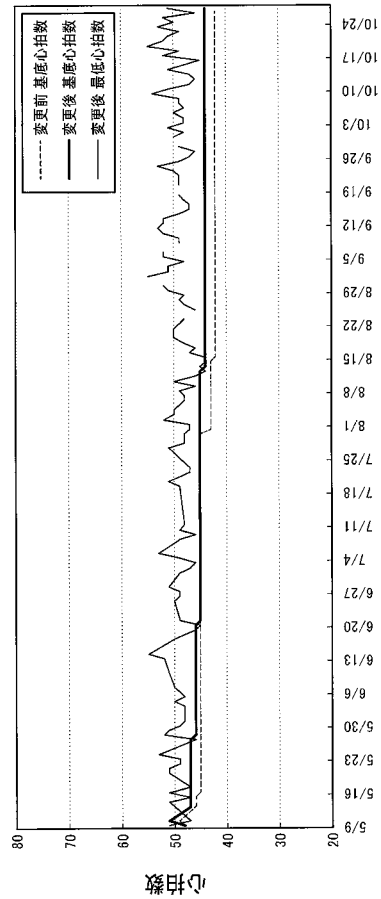
【図 15】



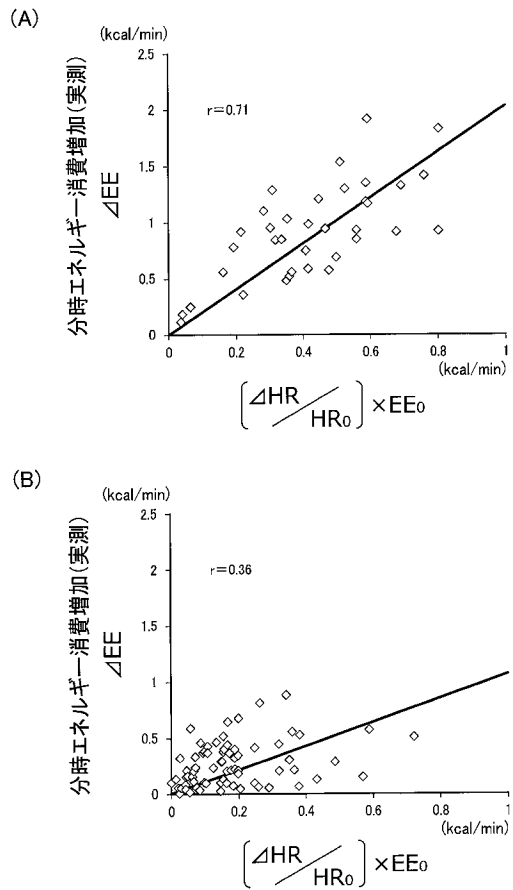
【図 17】



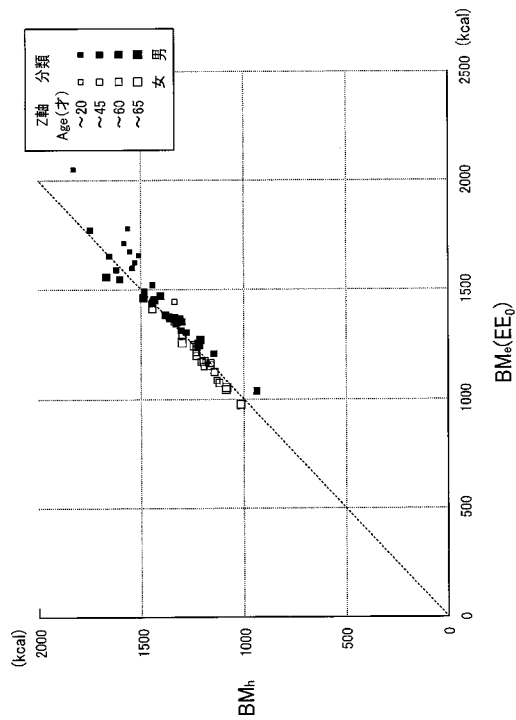
【図 16】



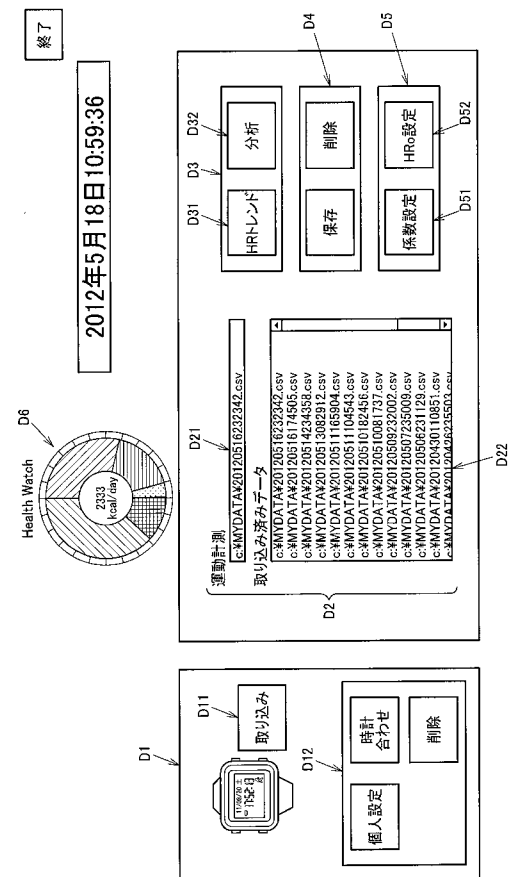
【図 18】



【図 19】



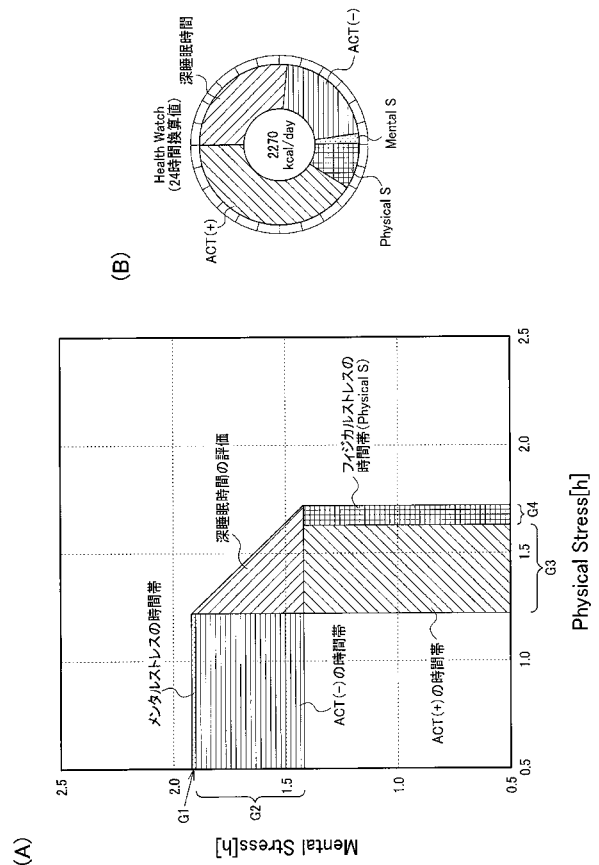
【図 20】



【図 21】

基礎心拍数 HRo	50	戻る
体動係数 X	5.00	X計算
体動補正值 α	1.20	E1
非体動係数 Y	1.50	
非体動補正值 β	1.00	
ストレス係数	1.60	
睡眠係数	1.11	
校正消費カロリー (Mets)	3.00	E2
加速度係数	5	

【図 23】



戻る

印刷

C:\MYDATA\20120726234419.osv

測定開始時間 2012/07/26 23:44:19

終了時間 2012/07/27 16:10:31

計測時間(h) 18.44

出力

ID 10001001

年齢 70

性別 1:男 0:女

身長(cm) 169

体重(kg) 61

HRTレンド

基礎心拍数 HRo 50

体動係数 X 5.00

体動補正 α 1.20

非体動係数 Y 1.50

非体動補正 β 1.00

睡眠係数 1.11

ストレス係数 1.60

加速度係数 10

計算

基本計算

体素面積 RSA 1.7

基礎代謝 男 BMR 1319

女 BMR 1190

体動時間(h) 5.56

安静時間(h) 10.86

体動時消費カロリー(Kcal) 998.62

非体動時消費カロリー(Kcal) 825.92

フィジカル平均化 1.28

メンタル平均化 1.55

フィジカルストレス(h) 3.14

メンタルストレス(h) 1.56

深睡眠時間(h) 5.18

Health Watch (24時間換算値)

ACT(+) 2664 kcal/day

Physical S

Mental S

ACT(-)

深睡眠時間

戻る

印刷

出力

HRTレンド

計算

基本計算

体素面積 RSA

基礎代謝

男 BMR

女 BMR

体動時間(h)

安静時間(h)

体動時消費カロリー(Kcal)

非体動時消費カロリー(Kcal)

フィジカル平均化

メンタル平均化

フィジカルストレス(h)

メンタルストレス(h)

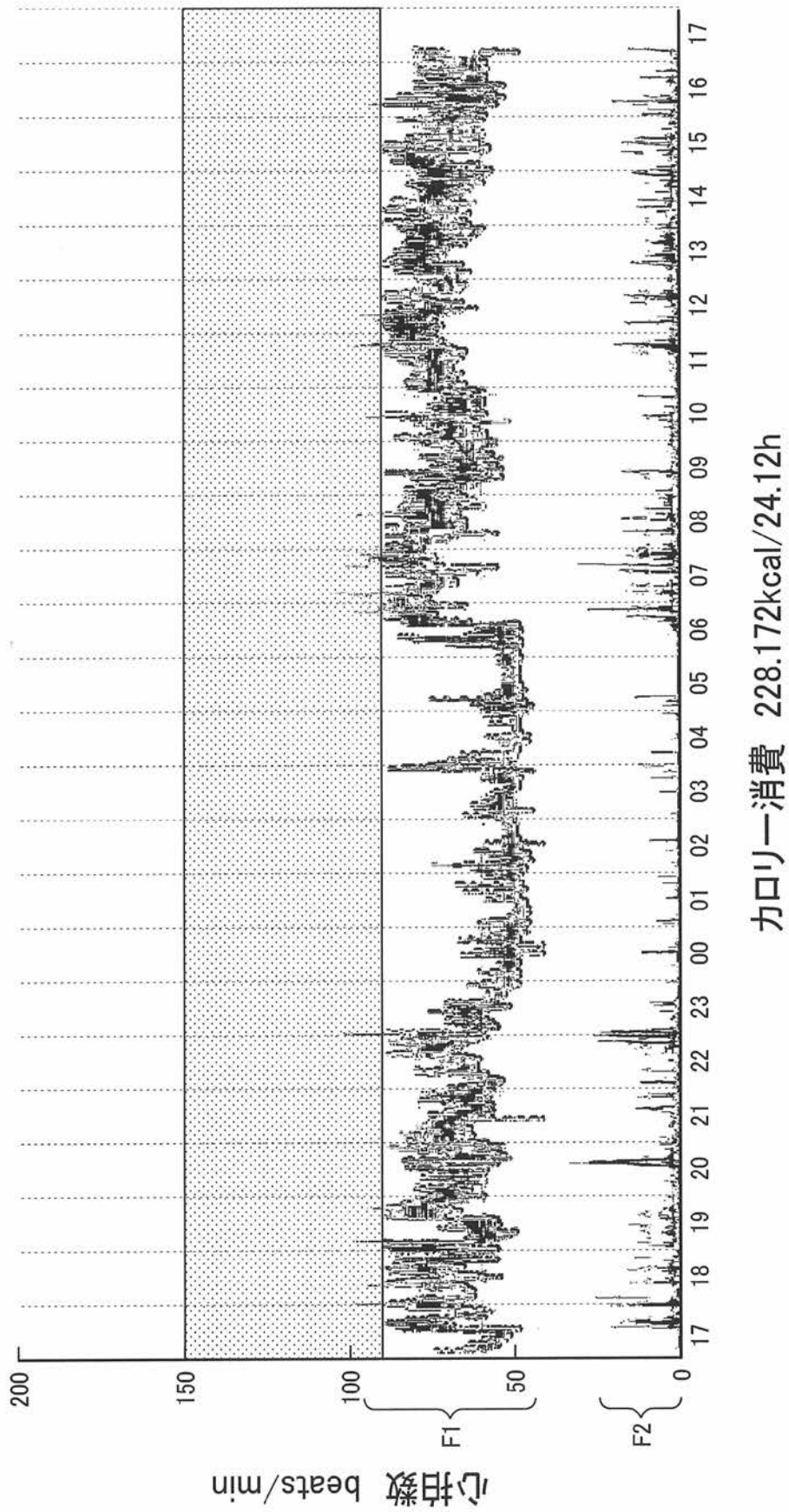
睡眠係数

ストレス係数

加速度係数

深睡眠時間

【図 22】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C017 AA10 AA20 AB02 CC02 CC06 EE15 FF05
4C117 XA01 XB02 XC13 XC26 XD15 XE13 XE26 XE54 XG01 XG05
XG18 XG19 XH02 XJ12 XJ13 XJ38 XJ46 XJ47 XP01 XP02
XR01

专利名称(译)	生物信息处理系统，电子设备和服务器系统		
公开(公告)号	JP2015131049A	公开(公告)日	2015-07-23
申请号	JP2014005151	申请日	2014-01-15
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	長谷川 稔 黒田 真朗		
发明人	長谷川 稔 黒田 真朗		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00		
FI分类号	A61B5/02.C A61B5/00.G		
F-TERM分类号	4C017/AA10 4C017/AA20 4C017/AB02 4C017/CC02 4C017/CC06 4C017/EE15 4C017/FF05 4C117/XA01 4C117/XB02 4C117/XC13 4C117/XC26 4C117/XD15 4C117/XE13 4C117/XE26 4C117/XE54 4C117/XG01 4C117/XG05 4C117/XG18 4C117/XG19 4C117/XH02 4C117/XJ12 4C117/XJ13 4C117/XJ38 4C117/XJ46 4C117/XJ47 4C117/XP01 4C117/XP02 4C117/XR01		
代理人(译)	井上 一 黒田 靖		
其他公开文献	JP2015131049A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号	特願2014-5151 (P2014-5151)	(71) 出願人	000002369
	(22) 出願日	平成26年1月15日 (2014.1.15)		セイコーエプソン株式会社 東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
要解决的问题：提供能够通过从心率信息获取基础心率来准确地执行使用心率信息的处理的生物信息处理系统，电子设备，服务器系统等，并且执行用于的更新处理。基于给定更新条件的基础心率。解决方案：生物信息处理系统100包括：心率信息获取部分110，用于获取用户的心率信息;确定部分120，用于根据心率信息确定基础心率;以及用于确定基础心率的更新条件的更新部分130，并且当确定满足更新条件时，执行基础心率的更新处理。	(74) 代理人		100104710	弁理士 竹腰 昇
	(74) 代理人		100090479	弁理士 井上 一
	(74) 代理人		100124682	弁理士 黒田 泰
	(72) 発明者		長谷川 稔	長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
	(72) 発明者		黒田 真朗	長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
			最終頁に続く	