

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6151861号
(P6151861)

(45) 発行日 平成29年6月21日 (2017.6.21)

(24) 登録日 平成29年6月2日 (2017.6.2)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/0295 (2006.01)

A 6 1 B 5/11 (2006.01)

A 6 1 B 5/1455 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 7 1 1 B

A 6 1 B 5/02 7 1 0 A

A 6 1 B 5/02 8 6 0

A 6 1 B 5/10 3 1 0 A

A 6 1 B 5/14 3 2 2

請求項の数 7 (全 12 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2016-533726 (P2016-533726)
 (86) (22) 出願日 平成27年7月17日 (2015.7.17)
 (65) 公表番号 特表2016-537142 (P2016-537142A)
 (43) 公表日 平成28年12月1日 (2016.12.1)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/066370
 (87) 国際公開番号 WO2016/016016
 (87) 国際公開日 平成28年2月4日 (2016.2.4)
 審査請求日 平成28年5月24日 (2016.5.24)
 (31) 優先権主張番号 14178696.2
 (32) 優先日 平成26年7月28日 (2014.7.28)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (74) 代理人 100163809
 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ユーザのウォームミグアップの状態を決定する心拍モニタシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心拍モニタシステムであって、
 ユーザの心拍を測定又は決定し、出力信号を出力するよう構成される光学的心拍センサと、

前記心拍センサからの出力信号を分析し、前記光学的心拍センサからの前記分析された出力信号に基づきユーザのウォームミグアップの状態を決定するよう構成される分析ユニットとを有し、

前記分析ユニットが、

前記出力信号の A C 要素、前記出力信号の D C 要素及び前記出力信号のパルス形態の少なくとも 1 つを分析するよう構成される信号分析器と、

前記出力信号の前記 A C 要素及び / 若しくは前記 D C 要素又は前記パルス形態の信号特性に従って検出される血液灌流に基づき、前記ユーザのウォームミグアップの状態を検出するよう構成されるウォームアップ検出器ユニットとを含む、心拍モニタシステム。

【請求項 2】

前記光学センサが、ユーザの皮膚の方へ向けられる光を生成するよう構成される少なくとも 1 つの光源と、前記ユーザの前記皮膚における、又は、前記皮膚からの、前記少なくとも 1 つの光源からの光の吸収又は反射を示す光を検出するよう構成される少なくとも 1 つの光検出器ユニットとを有し、前記光学的心拍センサの前記出力信号は、前記少なくとも 1 つの光検出器ユニットの出力信号に対応する、請求項 1 に記載の心拍モニタシステム

10

20

。

【請求項 3】

前記出力信号の前記信号特性が、前記 D C 要素の瞬間値又は時間平均値、前記 A C 要素の瞬間振幅又は時間平均振幅、及び / 又は、瞬間の又は時間平均されたパルス形態を含む、請求項 1 に記載の心拍モニタシステム。

【請求項 4】

前記ウォームアップ検出器ユニットが、前記ユーザがすでにウォームアップしたかを決定するため、前記分析された信号特性、時間にわたる前記信号特性の相対的及び / 又は絶対的な変化を閾値と比較するよう構成される、請求項 3 に記載の心拍モニタシステム。

【請求項 5】

前記ユーザのウォームアップ状態を出力するよう構成される出力ユニットを更に有する、請求項 4 に記載の心拍モニタシステム。

【請求項 6】

ユーザのウォームミングアップの状態を決定する方法において、
光学的心拍センサによりユーザの心拍を測定又は決定し、出力信号を出力するステップと、

前記心拍センサから出力信号を分析し、前記光学的心拍センサからの前記分析された出力信号に基づき、ユーザのウォームミングアップの状態を決定するステップとを有し、

前記決定するステップが、

前記出力信号の A C 要素、前記出力信号の D C 要素及び前記出力信号のパルス形態の少なくとも 1 つを信号分析器により分析するステップと、

前記出力信号の前記 A C 要素及び / 若しくは前記 D C 要素又は前記パルス形態の信号特性に従って検出される血液灌流に基づき、前記ユーザのウォームミングアップの状態をウォームアップ検出器ユニットにより検出するステップとを有する、方法。

【請求項 7】

請求項 6 に記載されるユーザのウォームミングアップの状態を決定する方法のステップをコンピュータに実行させるコンピュータプログラムコード手段を有するコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ユーザのウォームミングアップの状態を決定する心拍モニタシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

ユーザの心拍をモニタ又は検出するための光学心拍センサは、よく知られている。斯かる心拍センサは、フォトプレチスモグラフ (P P G) センサに基づかれることができ、ポリュメトリック器官測定を得るために用いられることができる。パルス酸素濃度計を用いて、ヒト皮膚の光吸収における変化が検出され、これらの測定に基づき、ユーザの心拍が決定されることができる。

【0003】

U S 2 0 1 4 / 0 0 7 3 4 8 6 A 1 号は、ユーザの心拍を決定するため P P G 信号を使用するウェアラブル生理的測定システムを示す。心拍又は心拍変動性が決定され、これらの測定に基づき、ユーザが、より長い間、ウォームアップすべきか、又はユーザがまだウォームアップ段階にあるかが決定される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

概して、透過型又は反射型血液 P P G センサは、特定の波長での吸収測定を通り皮膚の真皮及び皮下組織に対する血液の灌流をモニタする。 P P G 信号は、大きい不必要な D C

10

20

30

40

50

オフセット信号の上で、小さいＡＣ信号（実際のフォトプレチスモグラム）を有する可能性がある。ＤＣオフセット信号は、環境光の相当な部分からだけでなく皮膚又は組織から生じることができる信号を有する可能性がある。

【０００５】

本発明の目的は、ユーザのウォームMINGアップの状態を検出することができる心拍モニタシステム及びユーザのウォームMINGアップの状態を決定する対応する方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

本発明の側面において、心拍モニタシステムが提供される。心拍モニタシステムは、ユーザの心拍を測定又は決定し、出力信号を出力するよう構成される光学的心拍センサを有する。心拍モニタシステムは更に、上記少なくとも１つの心拍センサからの出力信号を分析し、上記光学的心拍センサからの上記分析された出力信号に基づきユーザのウォームMINGアップの状態を決定するよう構成される分析ユニットを有する。分析ユニットは、上記出力信号のＡＣ要素、上記出力信号のＤＣ要素及び上記出力信号のパルス形態の少なくとも１つを分析するよう構成される信号分析器を有する。分析ユニットは更に、上記光学的心拍センサからの上記出力信号の上記ＡＣ要素、上記ＤＣ要素又は上記パルス形態の信号特性に従って検出されるユーザの血液灌流に基づき、上記ユーザのウォームMINGアップの状態を検出するよう構成されるウォームアップ検出器ユニットを有する。こうして、心拍モニタシステムは、光学的心拍センサにより決定される測定された生理的信号に基づき、ユーザのウォームMINGアップの状態を決定することができる。その結果、ウォームMINGアップの状態の検出がより正確に実行される。

【０００７】

本発明の更なる側面において、上記光学的心拍センサが、ユーザの皮膚の方へ向けられる光を生成するよう構成される少なくとも１つの光源を有する。光学的心拍センサは更に、上記ユーザの上記皮膚において、又は、上記皮膚からの、上記少なくとも１つの光源からの光の吸収又は反射を示す光を検出するよう構成される少なくとも１つの光検出器ユニットを有する。上記光学的心拍センサの上記出力信号は、上記少なくとも１つの光検出器ユニットの出力信号に対応する。従って、光検出器ユニットの出力が、分析ユニットにより分析され、ユーザのウォームMINGアップの状態を決定するために用いられる。

【０００８】

本発明の更なる側面によれば、上記信号特性が、出力信号のＡＣ要素の振幅、ＤＣ要素又は（振幅の増加／減少といった）出力信号の履歴、又は出力信号のパルス形態を含むことができる。これらの信号特性は、瞬間値又は時間平均値とすることができる。

【０００９】

本発明の更なる側面によれば、上記ウォームアップ検出器ユニットが、上記ユーザのウォームMINGアップの状態を決定するため、上記分析された信号特性、及び／又は時間にわたるそれらの絶対的及び／又は相対的な変化を閾値と比較するよう構成される。例えば振幅が（有意な）増加を示さないとき、最適灌流に達している。

【００１０】

本発明の更なる側面によれば、心拍モニタシステムが、上記ユーザの上記ウォームアップ状態を出力するよう構成される出力ユニットを有する。本発明の更なる側面によれば、ユーザのウォームMINGアップの状態を決定する方法が提供される。ユーザの心拍が、光学的心拍センサを用いて測定又は決定され、出力信号が出力される。少なくとも１つの光学的心拍センサからの出力信号が分析され、ユーザのウォームMINGアップの状態が、光学的心拍センサからの分析された出力信号に基づき決定される。

【００１１】

本発明の側面によれば、血液灌流及びこれによりユーザのウォームMINGアップの状態が、光学的心拍センサを用いて、光学的心拍センサの出力信号を分析することにより検出される。特に、血液灌流は、出力信号に、例えば光学的心拍センサの信号対ノイズ比に影

響を与える。

【 0 0 1 2 】

本発明の側面によれば、ユーザのウォームアップの状態を決定する方法のステップをコンピュータに実行させるコンピュータプログラムコード手段を有するコンピュータプログラムが提供される。

【 0 0 1 3 】

請求項 1 の心拍モニタシステム、請求項 7 のユーザのウォームアップの状態を決定する方法及び請求項 8 のコンピュータプログラムが、特に従属項に記載されるのと、類似する及び / 又は同一の好ましい実施形態を持つ点を理解されたい。

【図面の簡単な説明】

10

【 0 0 1 4 】

【図 1】本発明の側面による心拍モニタシステムの基本ブロックダイアグラムを示す図である。

【図 2】本発明の側面による心拍センサからの出力信号を表すグラフを示す図である。

【図 3】本発明の側面による、A C 要素なしの心拍センサの出力信号及びユーザの運動データを表すグラフを示す図である。

【図 4】A C 要素を持つ心拍センサの出力信号及び運動データを表すグラフを示す図である。

【図 5】本発明の更に別の側面による、心拍センサの出力信号の A C 要素及び運動データを表すグラフを示す図である。

20

【図 6】本発明の側面による、心拍センサの出力信号及び出力センサの変調を表すグラフを示す図である。

【図 7】本発明の側面による、心拍センサの出力信号及びユーザの運動データを表すグラフを示す図である。

【図 8】ユーザの手首において測定される 20 の間隔にわたる、心拍センサの出力信号及び出力信号の変調を表すグラフを示す図である。

【図 9】ユーザのふくらはぎにおいて測定される 17 の間隔にわたる、心拍センサの出力信号及び出力信号の変調を表すグラフを示す図である。

【図 10】本発明の側面による赤色光及び赤外線光を用いる光学心拍センサの出力信号を表すグラフを示す図である。

30

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 5 】

本発明の好ましい実施形態は、従属項、上記実施形態又は側面と個別の独立請求項との組み合わせとすることもできる点を理解されたい。

【 0 0 1 6 】

本発明のこれらの及び他の態様が、以下に説明される実施形態より明らかとなり、これらの実施形態を参照して説明されることになる。

【 0 0 1 7 】

図 1 は、本発明の側面による心拍モニタシステムの概略的なブロック図を示す。心拍モニタシステム 10 は、少なくとも 1 つの心拍センサ 100、分析ユニット 200、オプションで出力ユニット 300、及びオプションで少なくとも 1 つのセカンダリセンサ 400 を有する。心拍センサ 100 は、少なくとも 1 つの光源 110 及び少なくとも 1 つの光検出器 120 を有する。複数の光検出器は、光検出器ユニットに組み合わせられることができる。光検出器ユニットは、ただ 1 つの光検出器を有することもできる。光源 110 は、ユーザの皮膚 1000 上へ光を放出し、光検出器 120 は、ユーザの皮膚 1000 から、又は、これを通り反射された又は透過された光を検出する。光源 110 は、LED 又はレーザーとして実現されることができる。従って、心拍センサ 100 は、光学心拍センサとして実現されることができる。心拍センサ 100 は、透過モード（ユーザの皮膚 1000 を通り透過される光を測定する）において、又は、反射モード（ユーザの皮膚 1000 から反射される光を測定する）において作動されることができる。

40

50

【 0 0 1 8 】

本発明の側面において、光学心拍センサ 1 0 0 は、フォトブレチスモグラフィ (P P G) センサとして実現される。

【 0 0 1 9 】

光検出器 1 2 0 は、ユーザの皮膚 1 0 0 0 から反射又は透過される光を検出する。事実、心拍センサ 1 0 0 は、ヒト組織における血液量の変動を光学的に測定し、これらの測定に基づき、パルス信号を検出することができる。少なくとも 1 つの光検出器 1 2 0 の出力信号は、心拍センサ 1 0 0 の出力信号 1 0 1 とすることができる。心拍センサ 1 0 0 の出力信号は、D C 要素及び A C 要素を持つことができる。これは、図 2 を参照して更に詳細に説明される。

10

【 0 0 2 0 】

分析ユニット 2 0 0 は、信号分析器 1 2 0 及びウォームアップ検出器 2 2 0 を有することができる。ウォームアップ検出器 2 2 0 はオプションで、閾値が格納されることができるメモリ 2 2 1 に結合されることができる。代替的に又は追加的に、ウォームアップ検出器 2 2 0 は、時間にわたり振幅の変化を算出することにより、ウォーミングアップが完了されたことを検出することもできる。振幅の (有意な) 変化がそれ以上ない場合、ユーザはウォームアップされ、良好な灌流が実現される。

【 0 0 2 1 】

出力ユニット 3 0 0 はオプションで、グラフィックユーザインターフェイス 3 1 0 及び無線インタフェース 3 2 0 を持つことができる。無線インタフェース 3 2 0 を介して、心拍モニタシステムは、例えばスマートフォン、タブレット又はラップトップとワイヤレスで通信することができる。

20

【 0 0 2 2 】

セカンダリセンサユニット 4 0 0 は、ユーザの運動を測定する加速度計 4 1 0、温度センサ 4 2 0 及び / 又は湿度センサ 4 3 0 といった少なくとも 1 つのセカンダリセンサを有することができる。セカンダリセンサユニット 4 0 0 からのデータは、ウォームアップ検出器 2 2 0 の出力を検証するために用いられることができる。

【 0 0 2 3 】

本発明の側面によれば、信号分析器 2 1 0 は、光学心拍センサ 1 0 0 の出力信号 1 0 1 を分析する。特に、信号分析器 2 1 0 は、出力信号 1 0 1 の D C 要素、A C 要素及び / 又はパルス形態を分析することができる。特に、P P G 信号におけるパルスの形態が、分析されることができる。更に、信号分析器 2 1 0 は、出力信号 1 0 1 の D C 要素、A C 要素及び / 又はパルス形態における変動を分析することもできる。ウォームアップ検出器 2 2 0 は、光学心拍センサ 1 0 0 の出力信号 1 0 1 の D C 要素、A C 要素及び / 又はパルス形態を分析することにより、ユーザのウォーミングアップの状態を決定する。言い換えると、ウォームアップ検出器 2 2 0 は、出力信号の信号特性 (例えば、A C 要素の振幅及び / 又は P P G センサの出力信号の履歴) に基づき、ユーザのウォーミングアップの状態を検出する。オプションで、ウォームアップ検出器 2 2 0 は、例えばメモリ 1 2 1 に格納される閾値と分析された出力信号 1 0 1 とを比較することができる。これらの比較に基づき、ウォームアップ検出器 2 2 0 は、ユーザのウォーミングアップの状態を決定することができる。

30

40

【 0 0 2 4 】

ウォームアップ検出器 2 2 0 は、センサ 1 0 0 からの出力信号の振幅の変化をモニタすることもできる。(有意な) 変化が検出されない場合、ウォームアップ検出器は、ウォームアップが完了されたと決定することができる。

【 0 0 2 5 】

ウォーミングアップは典型的に、ランニング、サッカーをするといったエクササイズの前に実行される。ウォーミングアップは典型的に、より低い強度の物理活動により実行される。特に、筋肉が動かされる。目的は、体温を上昇させ、心血管系の活動を増加させ、灌流を増加させることである。ウォーミングアップは、けがのリスクを低下させるため

50

に有益である。ウォーミングアップを通して、灌流は増加される。これは、増加された筋肉活動をもたらすことができる。従って、より多くの血液が、筋肉を通り流れ、及び従って筋肉に、酸素が供給されることができる。

【 0 0 2 6 】

図 2 は、本発明の側面による心拍センサの出力信号を表すグラフを示す。図 2 による心拍センサは、図 1 による心拍センサに基づかれることができる。特に、心拍センサの出力信号 1 0 1 は、D C 要素 1 0 1 a と A C 要素 1 0 1 b とを有する。出力信号 1 0 1 は、パルス形態学も持つ。図 2 において、手首に着用される P P G センサからの典型的な信号が示される。出力信号 1 0 0 の D C 要素 1 0 1 a は、心拍情報を含まない。しかしながら、A C 要素 1 0 1 b は、心拍が得られることができる信号である。D C 要素に対する A C 要素の比率は、変調であり、心拍導出に関して有益な信号の量のインジケーションである。心拍信号の振幅は、A C 要素の高さである。

10

【 0 0 2 7 】

図 3 は、心拍センサからの出力信号と運動データとを表すグラフを示す。特に、図 3 において、光学レートセンサの出力信号 1 0 1 が示される。更に、対応する運動データ 4 0 1 a、4 0 1 b、4 0 1 c も、示される。心拍センサの図示された出力信号から分かるように、A C 要素 1 0 1 b でなく D C 要素 1 0 1 a だけが存在する。一方、運動データ 4 0 1 a ~ 4 0 1 c により見られることができるように、ユーザは運動していない。従って、心拍センサ 1 0 0 は、パルス信号を検出することができない。

【 0 0 2 8 】

20

図 4 は、本発明の側面による心拍センサの出力信号と運動データとを表すグラフを示す。図 4 に示される測定は、図 3 の測定と比較して、後の時間点で測定される。ここで、下のグラフから、ユーザが運動していないこと、及び A C 要素 1 0 1 b が検出可能であることが分かる。その結果、パルス信号が得られることができる。出力信号におけるリンクルは、心臓拍動によりもたらされる反射における変化に対応する。これらのリンクルの振幅は、ユーザの活動に基づき変化することができる。これは特に、ウォームアップ期間の間の最初の数分の間に起こることができる。

【 0 0 2 9 】

図 5 は、心拍センサの出力信号と運動データとを表すグラフを示す。図 5 による測定は、図 4 と比較して、後の時間点で測定された。A C 要素 1 0 1 b の振幅は、図 3 (それが基本的にゼロである) から図 4 ($0, 0.3 \times 10^{-4}$ の振幅を持つ) へと $0, 0.4 \times 10^{-4}$ の振幅まで増加する。

30

【 0 0 3 0 】

図 3 ~ 図 5 は、ランの間、小さい休止を取るとき (加速度計データにおける平坦なラインにより示される)、P P G 出力信号の振幅が、より良好な灌流 (ランナーは、暖められる) が原因で増加することができることを示す。この休止の間、P P G 信号は、運動アーチファクトにより妨害されない。

【 0 0 3 1 】

図 6 は、出力信号の振幅 S と出力信号の変調 M とを表すグラフを示す。変調 M は、% で示され、振幅 S は、 $n A / m A$ で示される。 $t = 1$ において、ユーザは、暖かい環境内部にいる。 $t = 2$ において、ユーザは、1 キロメートルを走り、ベンチ上に座って、相対的に低い灌流を持つ。 $t = 3 \sim 1.4$ において、ユーザは、階段を上下に走り、その後心拍が 120 bpm に後退するまで、ベンチに座っている。ここで、灌流が増加し始めることが分かる。 $t = 1.5$ において、4 キロメートルのランが実行され、その後、心拍が 120 bpm に後退するまで、ベンチに座ることが続く。 $t = 1.6$ において、最終的な 2 キロメートルのランが実行され、ユーザは帰宅し、心拍が 90 bpm 以下に低下するまで、椅子に座っている。図 6 から分かるように、変調 M 及び信号 S は、エクササイズの間、体が経験する異なる段階に反応して、時間にわたり変化する。 $t = 2$ において、変調 M 及び信号振幅 S は、体が体熱を保存しようとするにつれて減少する。その後、体は、ゆっくり暖まり始める。例えば $t = 1.0$ で、振幅が増加する。図 6 において、相対的な短いエクササイズ

40

50

及び長いアイドル段階が原因で、ウォームアップ期間は延長された。t = 6 において、ユーザは、互いの直後に 2 つのランを実行した。こうして、出力信号の振幅が増加する。

【 0 0 3 2 】

図 7 は、本発明の側面による、心拍センサの出力信号とモーションセンサの出力信号とを表すグラフを示す。図 7 において、エクササイズは 4 0 0 0 秒行われ、上部に、モーションセンサの出力信号 1 0 1 が描かれ、一方、下部に、ユーザからの運動データが描かれる。t = 2 2 0 ~ 3 7 0 0 s の間、加速度は、t = 5 0 0 及び t = 2 4 0 0 での中断を除いてあまり変化していない。そのとき、ユーザは、立ったまま休息している。図 7 から分かるように、出力信号 1 0 1 の振幅は、開始 (t = 2 9 5 s) 及び中間 (t = 2 . 0 9 6 s) から増加する。

10

【 0 0 3 3 】

図 8 は、複数の間隔 1 ~ 2 0 に関して見られる本発明の側面による出力信号 1 0 1 の信号 S 及び変調 M を表すグラフを示す。この場合、間隔はそれぞれ、1 0 秒とすることができる。特に、光学心拍センサ 1 0 0 が、ユーザの手首に付けられる。図 8 のグラフは、図 7 のグラフに関連する。

【 0 0 3 4 】

図 9 は、図 7 に示されるのと同じエクササイズの間、本発明の側面による心拍センサの出力信号 1 0 1 の信号及び変調を表すグラフを示す。この場合、心拍センサは、ユーザのふくらはぎに付けられる。図 8 及び図 9 を比較することにより、出力信号が、ユーザのふくらはぎに付けられる心拍センサに対してより、手首に付けられる心拍センサに対して、一層増加することが分かる。但し、腕は、ユーザの前進には直接関与しない。

20

【 0 0 3 5 】

血液灌流がウォームアップ段階の間、増加するとき、心拍センサの出力信号 1 0 1 の増加された DC 要素と増加された変調とが説明されることが出来る点に留意されたい。

【 0 0 3 6 】

相対的に一定の運動を伴うランの間、運動アーチファクトが比較的一定である限り、PPG 信号の振幅は、休息の間、増加することができる。

【 0 0 3 7 】

ユーザがサイドシャッフル、カリオカ、ハイニー、バットキック等といった異なる種類のエクササイズでウォームアップをしている場合、ウォームアップエクササイズが比較的短く、エクササイズの間には休息期間があるため、灌流の増加を測定するのが困難であり、それらを使用することがより良好かもしれない点に留意されたい。他方、エクササイズが、戻りパターンを持つ場合、心拍モニタシステムは、いくつかの活動分類 (例えば加速度計データに基づき) を実行することができる。これは、エクササイズの間さえ、ウォームアップ状態の有効な検出を可能にする。

30

【 0 0 3 8 】

図 1 0 は、指先に置かれる本発明による心拍センサの出力信号を表すグラフを示す。図 1 0 の上部において、赤色光を用いる光学心拍センサの出力信号 1 0 1 d が示され、下部において、赤外線を用いる光学心拍センサの出力信号 1 0 1 e が示される。更に、図 1 0 において、血管運動トーンにおける変化が示される。これは冷水においてセンサなしに手を水に入れることにより t = 3 7 6 s に誘導される。血管収縮が、全身を通り存在し、こうして、血管収縮がもたらされる点に留意されたい。図 1 0 から分かるように、変調だけでなく出力信号のパルス形態が、変化する。

40

【 0 0 3 9 】

従って、本発明による心拍モニタシステムは、ユーザのウォームアップの状態を得るため、心拍センサの出力信号を分析する。ユーザのウォームアップの状態が、血液灌流に直接関連付けられるので、血液灌流を検出することは、ウォームアップの状態を決定することを可能にする。本発明による心拍モニタシステムは、血液灌流を決定するため、心拍センサの出力信号 1 0 1 の低い信号対ノイズ比 (低い変調) の関係を使用する。言い換えると、心拍センサ 1 0 0 の出力信号の信号対ノイズ比が良好である場合

50

、血液灌流も良好であり、ユーザがウォームアップされる。他方、信号対ノイズ比が低い場合、血液灌流も低く、ユーザが正しくウォームアップされていない。ユーザが、冷えた環境においてエクササイズを始めている場合、人体は、毛細管を閉じることにより体熱を保存しようとし、こうして、血管収縮が開始される。

【 0 0 4 0 】

本発明の側面によれば、ユーザのウォームアップの状態は、ユーザの実際に測定された生理的信号により検出されることができる。こうして、ユーザのウォームアップの状態の非常に有効で正確な決定が実行されることができる。

【 0 0 4 1 】

本発明の側面によれば、信号分析器 2 1 0 は、A C 要素、D C 要素、又は信号の変調といったこれらの組み合わせを分析する。信号分析器 2 1 0 に基づき、ウォームアップ検出器 2 2 0 は、ユーザのウォームアップの状態を検出することができる。例えば、ウォームアップ検出器は、ユーザのウォームアップ状態を決定するため、出力信号の A C 要素、D C 要素又は変調における増加、並びに出力信号 1 0 1 のパルス形態を使用することができる。ユーザのウォームアップ状態は、出力ユニット 3 0 0 により出力されることができる。これは、グラフィカルユーザインタフェース 3 1 0 により、又は、無線インタフェース 3 2 0 により実行されることができる。ユーザ及び/又はトレーナは、光学又は音響信号により、効果的なウォーミングアップを知らされることができる。代替的に、振動信号が、出力ユニット 3 0 0 により出力されることもできる。

【 0 0 4 2 】

本発明の側面によれば、ウォームアップ検出器 2 2 0 は、心拍センサ 1 0 0 の実際に分析された出力信号とメモリ 2 2 1 に格納される閾値とを比較することができる。例えば、D C 要素における 5 % の増加は、閾値として使用されることができる。本発明の別の側面では、ウォームアップ検出器 2 2 0 は、時間にわたり振幅における変化を算出することができる（例えば、最後の 1 0 秒における平均振幅を取り、その 1 0 秒より前の平均振幅を減算する）、その値が、例えば 5 % の閾値と交差するとき、ウォームアップが充分であると決定することができる。追加的に又は代替的に、閾値は、ユーザ依存又はエクササイズ的环境依存とすることもできる。環境の閾値は、外部の温度、体におけるセンサの位置及び活動データを考慮することもできる。ユーザ特有の閾値は、ユーザ年齢、性、民族性及び/又は皮膚のトーン及び/又はユーザの過去のエクササイズの間、測定された信号特性を考慮することもできる。

【 0 0 4 3 】

光学心拍センサ 1 0 0 の光源 1 1 0 は、L E D 又はレーザーとすることができる。代替的に、光学センサは、カメラベースとすることができ、追加的な光源なしに、環境光を用いて作動することができる。

【 0 0 4 4 】

本発明の好ましい実施形態において、心拍モニタシステムは、手首デバイスとして実現されることができる。従って、手首デバイスは、少なくとも 1 つの光学心拍センサ及び分析ユニットを有することができる。オプションで、手首デバイスは、出力ユニット 3 0 0 を有することもできる。

【 0 0 4 5 】

心拍モニタシステムは、スマートウォッチ、手首デバイス、スマート眼鏡、スマートブレスレット又は他のウェアラブル（スマート）デバイスとして実現されることができる。

【 0 0 4 6 】

図面、開示及び添付された請求項の研究から、開示された実施形態に対する他の変形が、請求項に記載の本発明を実施する当業者により理解され、実行されることができる。

【 0 0 4 7 】

請求項において、単語「有する」は他の要素又はステップを除外するものではなく、不定冠詞「a」又は「an」は複数性を除外するものではない。

【 0 0 4 8 】

単一のユニット又はデバイスが、請求項において列挙される複数のアイテムの機能を満たすことができる。特定の手段が相互に異なる従属項に記載されるという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを意味するものではない。コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に又はその一部として供給される光学的記憶媒体又は固体媒体といった適切な媒体に格納／配布されることができ、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介してといった他の形式で配布されることもできる。

【 0 0 4 9 】

請求項における任意の参照符号は、発明の範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

10

【 図 1 】

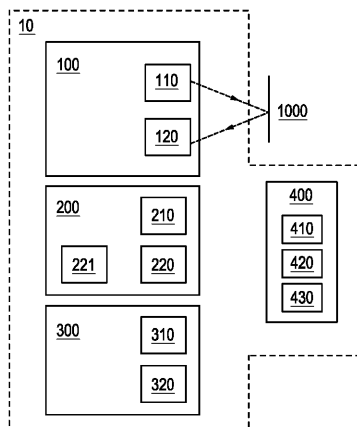


FIG. 1

【 図 2 】

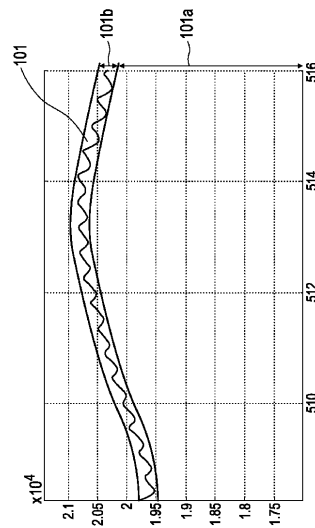


FIG. 2

【図 3】

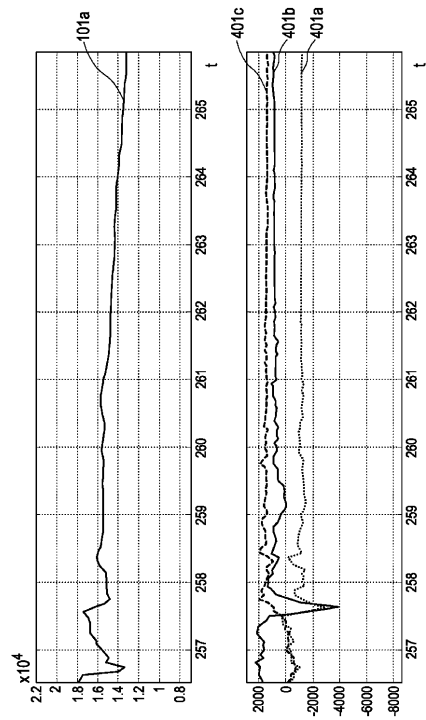


FIG. 3

【図 4】

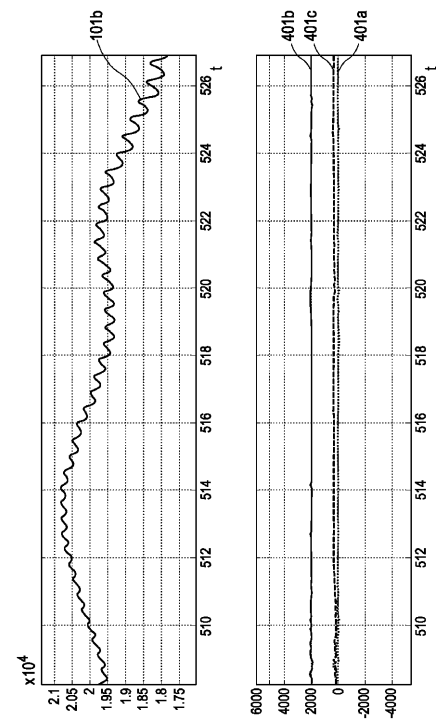


FIG. 4

【図 5】

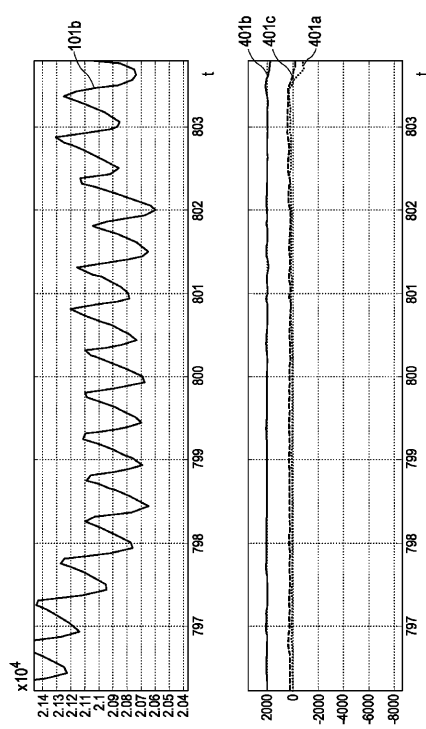


FIG. 5

【図 6】

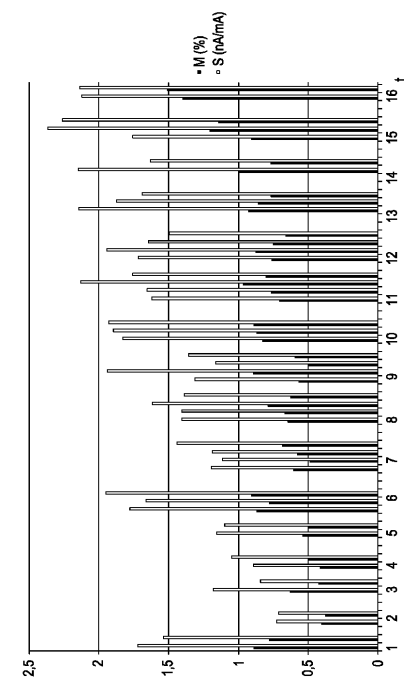


FIG. 6

【図 7】

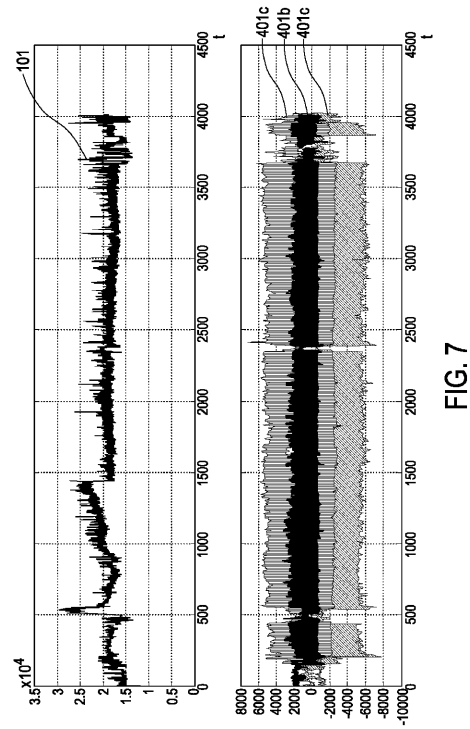


FIG. 7

【図 8】

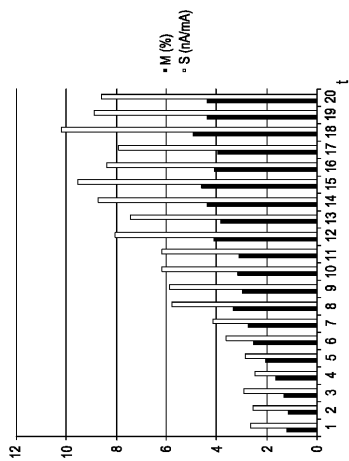


FIG. 8

【図 9】

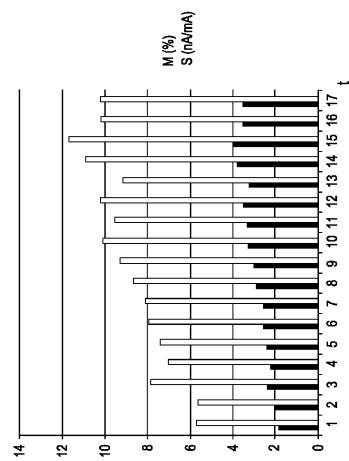


FIG. 9

【図 10】

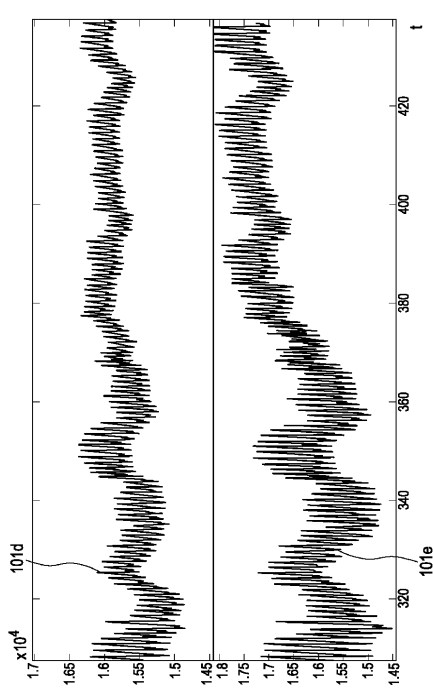


FIG. 10

フロントページの続き

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

(72)発明者 ゲリッセン ヨゼフ ヒュベルトゥス
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5
(72)発明者 ハイブレッツ ローレンティア ヨハンナ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 湯本 照基

(56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 1 3 6 7 1 7 (J P , A)
特開平 9 - 1 3 1 3 2 5 (J P , A)
特表平 8 - 5 0 3 1 4 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 2 4 5
A 6 1 B 5 / 0 2
A 6 1 B 5 / 0 2 9 5
A 6 1 B 5 / 1 1
A 6 1 B 5 / 1 4 5 5