

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6073919号  
(P6073919)

(45) 発行日 平成29年2月1日(2017.2.1)

(24) 登録日 平成29年1月13日(2017.1.13)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 7 1 0 Z
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A
A 6 1 B 5/107 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 0 0 D
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 Z
	A 6 1 B 5/02 Z D M

請求項の数 15 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2014-548261 (P2014-548261)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成24年12月7日(2012.12.7)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2015-506186 (P2015-506186A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成27年3月2日(2015.3.2)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2012/057049		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02013/093690	(74) 代理人	100107766
(87) 国際公開日	平成25年6月27日(2013.6.27)		弁理士 伊東 忠重
審査請求日	平成27年12月4日(2015.12.4)	(74) 代理人	100070150
(31) 優先権主張番号	61/577,740		弁理士 伊東 忠彦
(32) 優先日	平成23年12月20日(2011.12.20)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ユーザの圧受容器反射をモニタリングする方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ユーザの圧受容器反射をモニタリングするのに利用される装置であって、  
ベッドに付属されるか、又は近くに配置される第1センサにより出力される信号を処理し、前記ユーザが前記ベッドに横たわっているポジションから座っているポジションに動くときを決定し、前記横たわっているポジションから前記座っているポジションに動いた結果として生じる前記ユーザの心拍の変化を決定するため、前記信号を処理することにより前記ユーザの圧受容器反射の表示を提供するよう構成されるプロセッサを有する装置。

【請求項 2】

前記プロセッサは、前記横たわっているポジションから前記座っているポジションに動いた結果として生じる前記ユーザの心拍の変化を、前記横たわっているポジションから前記座っているポジションに動いた結果として生じる最大心拍に対する前記ユーザが前記ベッドに横たわっているポジションにある間に決定される心拍の変化として決定するよう構成される、請求項1記載の装置。

【請求項 3】

前記第1センサは、ベッドに付属され、前記ベッド上のユーザの動きを表す信号を前記プロセッサに出力するよう構成される、請求項1又は2記載の装置。

【請求項 4】

前記第1センサは、歪みセンサ、歪みゲージ、圧力センサ、圧電センサ、抵抗力センサ、ロードセル、エレクトレットホイールセンサ、前記ベッドの一部における動きにより誘導

される変化を光学的に検知するセンサ、カメラ又はドップラーレーダセンサである、請求項 1 乃至 3 何れか一項記載の装置。

【請求項 5】

前記プロセッサは、前記ベッドに付属又は近くに配置される第 1 センサのアレイにより出力される信号を処理し、前記ユーザが前記ベッドに横たわっているポジションから座っているポジションに動くときを決定するよう構成される、請求項 1 乃至 4 何れか一項記載の装置。

【請求項 6】

前記プロセッサは更に、前記ベッドの近くに配置される第 2 センサにより出力される信号を処理し、前記ユーザが起立しているポジションに動くときを決定し、前記座っている 10  
ポジションから前記起立しているポジションに動いた結果として生じる前記ユーザの心拍の変化を決定するため、前記第 2 センサからの信号を処理することによって前記ユーザの圧受容器反射の表示を提供するよう構成される、請求項 1 乃至 5 何れか一項記載の装置。

【請求項 7】

前記プロセッサは、前記座っているポジションから前記起立しているポジションに動いた結果として生じる前記ユーザの心拍の変化を、前記座っているポジションから前記起立しているポジションに動いた結果として生じる最大心拍に対する前記ユーザが前記座っている 20  
ポジションにいる間に決定される前記心拍の変化として決定するよう構成される、請求項 6 記載の装置。

【請求項 8】

前記プロセッサは更に、前記横たわっているポジションから前記起立したポジションに動いた結果として生じる最大心拍に対する前記ユーザが前記ベッドに横たわっている 30  
ポジションにいる間に決定された前記心拍の変化を決定するよう構成される、請求項 6 又は 7 記載の装置。

【請求項 9】

前記プロセッサは、前記ユーザが前記ベッドに横たわっているポジションから座っている 40  
ポジションに動いたと判断されると、前記第 2 センサを起動するよう構成される、請求項 6 乃至 8 何れか一項記載の装置。

【請求項 10】

前記第 2 センサは、前記ベッドの近くに配置され、起立しているポジションにある間の 50  
前記ユーザの動きを測定するよう構成される、請求項 6 乃至 9 何れか一項記載の装置。

【請求項 11】

前記第 2 センサは、カメラ、ドップラーレーダセンサ、前記ベッドの近くのマットにおける動きに誘導される変化を光学的に検知するセンサ、又は歪みセンサ、歪みゲージ、圧力センサ、圧電センサ、抵抗力センサ、ロードセル若しくはエレクトレットホイールセンサなどのメカニカルセンサである、請求項 10 記載の装置。

【請求項 12】

前記プロセッサは、前記ユーザが座っているポジションにあるときに前記第 1 センサにより出力された信号から決定される心拍を利用して、前記ユーザが前記ベッドに座っている 60  
ポジションにあるときに前記第 2 センサにより出力される信号を補正するよう構成される、請求項 6 乃至 11 何れか一項記載の装置。

【請求項 13】

前記プロセッサは更に、前記第 1 センサにより出力される信号を処理し、前記ユーザの呼吸レートを決定するよう構成される、請求項 1 乃至 12 何れか一項記載の装置。

【請求項 14】

ユーザの圧受容器反射をモニタリングする方法であって、  
ベッドに付属又は近くに配置された第 1 センサから測定結果を受信するステップと、  
前記測定結果を処理し、前記ユーザが前記ベッドに横たわっているポジションから座っている 70  
ポジションに動くときを決定するステップと、  
前記横たわっているポジションから前記座っているポジションに動いた結果として生じ 50

る前記ユーザの心拍の変化を決定するため、前記測定結果を処理することにより前記ユーザの圧受容器反射の表示を提供するステップと、  
を有する方法。

【請求項15】

コンピュータ可読コードが具現化されるコンピュータプログラムであって、前記コンピュータ可読コードは、適切なプロセッサ又はコンピュータにより実行されると、前記プロセッサ又はコンピュータが請求項14記載の方法を実行するよう構成されるコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、ユーザの圧受容器反射の表示を提供する方法及び装置に関し、特に非侵襲的及び無接触な測定を利用してユーザの圧受容器反射の表示を提供可能な方法及び装置を提供する。

【背景技術】

【0002】

人間が仰向けの姿勢から着席又は起立の姿勢に動くとき、腹部及び脚における血液の貯留が重力により生じ、これは心臓への静脈の戻りの低下を生じさせ、心拍出量及び脳灌流を減少させる。通常、圧受容器（頸動脈及び大動脈の壁における圧力センサ）が、血圧の低下を検知し、以降に交感神経系を刺激し、毎分約10～30回の脈拍の心拍の一時的な増加を生じさせる。心拍の一時的な増加により、心拍出量及び脳灌流は通常レベルに留まる。しかしながら、当該圧受容器反射の感度（圧反射とも呼ばれる）が低下すると、血圧の異常な変化と、仰向けの姿勢から起立の姿勢に動くときの心拍の一時的な増加の減少又は欠落が発生する。この場合、血圧及び脳灌流は、仰向けの姿勢から着席又は起立の姿勢に動くとき有意に低下し、これは、素早く起立した後に、人にめまいを感じさせたり、失神させたり、又は気絶させたりしうる。

20

【0003】

圧受容器反射及び起立直後の血圧を維持するための能力は年齢と共に低下し、立ちくらみ、混乱、吐き気及び失神を含む症状を生じさせる。しかしながら、この起立不耐症はまた無症候性である可能性がある。仰向け又は臥位の姿勢から着席及び/又は起立の姿勢に動くときの心拍の変化を常にモニタリングすることが可能であることが望ましい。これは、起立のための自然状態下の圧受容器反射のトレンドの解析を可能にするためである。圧受容器反射及び起立不耐症のトレンドモニタリングは、糖尿病や心不全などの原因となる（慢性的）病気を診断する際に医療専門家に役立つと考えられる。医療専門家による圧受容器反射の低下のタイムリーな検出は、治療介入を実現し、気絶や失神を防ぐことが可能である。さらに、圧受容器反射のトレンドのモニタリングは、食塩水の摂取、ベータブロッカ及び降圧剤などの起立不耐性を改善又は悪化させると知られる栄養素及び薬品の効果を評価するのに利用可能である。

30

【0004】

圧受容器反射の低下は、血圧、心拍及び呼吸レートが連続的にモニタリングされている間の各種起立性ストレステストを利用して、医療専門家によって評価されてもよい。このようなテストは、起立、ヘッドアップライトティルト（HUT）テーブルテスト、及び下半身陰圧の利用を含む。しかしながら、このようなテストは、医療施設への訪問を必要とし、一般に日常ベースで実行されず、標準化されず、結果はしばしば再現的でない。さらに、HUTなどの起立性ストレステストは、患者の傾きが起立した人の実世界のシナリオに似ていないために不自然である。さらに、テストは、1日の間のある時点のある時間（15分間など）におけるティルトテーブルに休んだ人を考慮し、起床時などの午前の定期的な時間のルーチンベースにおける起立性不耐症を評価することが好ましい。最後に、起立性ストレステストは明らかに妨害的なものであり、当該手続における（精神的）ストレスがテスト結果に影響を与える。

40

50

## 【0005】

人は血圧計カフ及び心拍モニタを利用して着席又は仰向けのポジションから起立したとき血圧及び心拍を測定するセルフテストを行うことが可能であるが、これは、不便であって時間のかかるものである。さらに、横たわっているポジションの人から取得される血圧測定結果はカフの正確なポジションと共に腕のポジションとに大きく依拠することが知られている。このような正確な測定結果は、自宅環境において取得された測定結果からは期待できない。

## 【0006】

US 2007/0161912は、心拍センサ及び姿勢センサを含むデバイスを利用して着席又は仰向けのポジションから起立した際の圧受容器反射の解析について説明している。しかしながら、当該デバイスは、患者の体に埋め込まれる必要があり、センサが動脈若しくは静脈に又は近くに配置され、及び/又は電極が患者の心臓に付着されることを必要とする。従って、当該デバイスは、医療実務者による一般的な利用に特に適しておらず、患者がデバイスを埋め込むための重大な外科的処置を受けることを求める。

10

## 【0007】

起立時の心拍の増加（又は増加の欠落）を検出するのに利用可能であり、パルスオキシメータ又は心拍時計を含む体に接触して配置されるデバイスを含む他のデバイスが知られているが、これらは、患者が当該デバイスを装着することを覚えている必要があり、睡眠中には患者にとって心地良くないものであるかもしれない。

20

## 【0008】

従って、非侵襲的で無接触な測定を利用してユーザの圧受容器反射の表示を提供可能である圧受容器反射をモニタリングする装置及び方法が必要とされる。

## 【発明の概要】

## 【0009】

本発明の第1の態様によると、ユーザの圧受容器反射をモニタリングするのに利用される装置が提供され、当該装置は、ベッドに付属されるか、又は近くに配置される第1センサにより出力される信号を処理し、ユーザがベッドに横たわっているポジションから座っているポジションに動くときを決定し、横たわっているポジションから座っているポジションに動いた結果として生じるユーザの心拍の変化を決定するため、信号を処理することによりユーザの圧受容器反射の表示を提供するよう構成されるプロセッサを有する。

30

## 【0010】

好適な実施例では、前記プロセッサは、前記横たわっているポジションから前記座っているポジションに動いた結果として生じる前記ユーザの心拍の変化を、前記横たわっているポジションから前記座っているポジションに動いた結果として生じる最大心拍に対する前記ユーザが前記ベッドに横たわっているポジションにある間に決定される心拍の変化として決定するよう構成される。

## 【0011】

好ましくは、前記第1センサは、ベッドに付属され、前記ベッド上のユーザの動きを表す信号を前記プロセッサに出力するよう構成される。このようにして、ユーザは控えめにモニタリング可能である。

40

## 【0012】

前記第1センサは、歪みセンサ、歪みゲージ、圧力センサ、圧電センサ、抵抗力センサ、ロードセル、エレクトレットホイールセンサ、前記ベッドの一部における動きにより誘導される変化を光学的に検知するセンサ、カメラ又はドップラーレーダセンサである。

## 【0013】

好ましくは、前記プロセッサは、前記ベッドに付属又は近くに配置される第1センサのアレイにより出力される信号を処理し、前記ユーザが前記ベッドに横たわっているポジションから座っているポジションに動くときを決定するよう構成される。センサのアレイの利用は、ベッド上のユーザのポジション及びその姿勢を容易に決定することを可能にする。

50

## 【 0 0 1 4 】

好適な実施例では、前記プロセッサは更に、前記ベッドの近くに配置される第2センサにより出力される信号を処理し、前記ユーザが起立しているポジションに動くときを決定し、前記座っているポジションから前記起立しているポジションに動いた結果として生じる前記ユーザの心拍の変化を決定するため、前記第2センサからの信号を処理することによって前記ユーザの圧受容器反射の表示を提供するよう構成される。

## 【 0 0 1 5 】

好ましくは、前記プロセッサは、前記座っているポジションから前記起立しているポジションに動いた結果として生じる前記ユーザの心拍の変化を、前記座っているポジションから前記起立しているポジションに動いた結果として生じる最大心拍に対する前記ユーザが前記座っているポジションにいる間に決定される前記心拍の変化として決定するよう構成される。

10

## 【 0 0 1 6 】

好ましくは、前記プロセッサは更に、前記横たわっているポジションから前記起立したポジションに動いた結果として生じる最大心拍に対する前記ユーザが前記ベッドに横たわっているポジションにいる間に決定された前記心拍の変化を決定するよう構成される。

## 【 0 0 1 7 】

好適な実施例では、装置の電力消費を低減するため、前記プロセッサは、前記ユーザが前記ベッドに横たわっているポジションから座っているポジションに動いたと判断されると、前記第2センサを起動するよう構成される。

20

## 【 0 0 1 8 】

ある実施例では、前記第2センサは、前記ベッドの近くに配置され、起立しているポジションにある間の前記ユーザの動きを測定するよう構成される。

## 【 0 0 1 9 】

前記第2センサは、カメラ、ドップラーレーダセンサ、前記ベッドの近くのマットにおける動きに誘導される変化を光学的に検知するセンサ、又は歪みセンサ、歪みゲージ、圧力センサ、圧電センサ、抵抗カセンサ、ロードセル若しくはエレクトレットホイールセンサなどのメカニカルセンサである。

## 【 0 0 2 0 】

ある実施例では、前記プロセッサは、前記ユーザが座っているポジションにあるときに前記第1センサにより出力された信号から決定される心拍を利用して、前記ユーザが前記ベッドに座っているポジションにあるときに前記第2センサにより出力される信号を補正するよう構成される。

30

## 【 0 0 2 1 】

更なる実施例では、前記プロセッサは更に、前記第1センサにより出力される信号を処理し、前記ユーザの呼吸レートを決定するよう構成される。呼吸レートは、ユーザの圧受容器反射の更なる表示として利用可能である。

## 【 0 0 2 2 】

本発明の第2の態様によると、ユーザの圧受容器反射をモニタリングする方法であって、ベッドに付属又は近くに配置された第1センサから測定結果を受信するステップと、前記測定結果を処理し、前記ユーザが前記ベッドに横たわっているポジションから座っているポジションに動くときを決定するステップと、前記横たわっているポジションから前記座っているポジションに動いた結果として生じる前記ユーザの心拍の変化を決定するため、前記測定結果を処理することにより前記ユーザの圧受容器反射の表示を提供するステップとを有する方法が提供される。

40

## 【 0 0 2 3 】

好適には、ユーザの圧受容器反射の表示を提供するステップは、横たわっているポジションから座っているポジションに動いた結果として生じる最大心拍に対するユーザがベッドに横たわっているポジションにある間に決定される心拍からの変化を決定することを含む。

50

## 【0024】

好適には、測定結果を受信するステップは、ベッドに属され、ベッド上のユーザの動きの測定結果を出力する第1センサからの測定結果を受信することを含む。

## 【0025】

好ましくは、第1センサは、歪みセンサ、歪みゲージ、圧力センサ、圧電センサ、抵抗力センサ、ロードセル、エレクトレットホイールセンサ、カメラ又はドップラーレーダセンサである。

## 【0026】

好ましくは、測定結果を受信するステップは、ベッドに付属又は近くに配置される第1センサのアレイから測定結果を受信することを含み、当該測定結果を処理し、ユーザがベッドで横たわっているポジションから座っているポジションに動くときを決定するステップは、第1センサのアレイから受信した測定結果を処理することを含む。

10

## 【0027】

好ましくは、本方法は更に、ベッドの近くに配置された第2センサから測定結果を受信するステップと、測定結果を処理し、ユーザが起立しているポジションに動くときを決定するステップとを有し、ユーザの圧受容器反射の表示を提供するステップは更に、第2センサからの測定結果を処理し、座っているポジションから起立しているポジションに動いた結果として生じるユーザの心拍の変化を決定することを含む。

## 【0028】

好ましくは、ユーザの圧受容器反射の表示を提供するステップは、座っているポジションから起立しているポジションに動いた結果として生じるユーザの心拍の変化を、座っているポジションから起立しているポジションに動いた結果として生じる最大心拍に対するユーザが座っているポジションにある間に決定される心拍からの変化として決定することを含む。

20

## 【0029】

好ましくは、ユーザの圧受容器反射の表示を提供するステップは更に、横たわっているポジションから起立しているポジションに動いた結果として生じる最大心拍に対するユーザがベッドに横たわっているポジションにある間に決定される心拍からの変化を決定することを含む。

## 【0030】

好ましくは、本方法は更に、ユーザがベッドに横たわっているポジションから座っているポジションに動いたと判断されると、第2センサを起動するステップを有する。

30

## 【0031】

好ましくは、第2センサは、カメラ、ドップラーレーダセンサ(第1センサがまたカメラやドップラーレーダセンサでない場合)又は歪みセンサ、歪みゲージ、圧力センサ、圧電センサ、抵抗力センサ、ロードセル又はエレクトレットホイールセンサなどのメカニカルセンサである。

## 【0032】

好ましくは、本方法は更に、ユーザが座っているポジションにあるときに第1センサから受信される測定結果から決定された心拍を利用して、ユーザがベッドで座っているポジションにあるときに第2センサにより出力された測定結果を補正するステップを有する。

40

## 【0033】

好ましくは、ユーザの圧受容器反射の表示を提供するステップは、第1センサから受信した測定結果を処理し、ユーザの呼吸レートを決定することを含む。

## 【0034】

本発明の第3の態様によると、コンピュータ可読コードが具現化されるコンピュータプログラムであって、前記コンピュータ可読コードは、適切なプロセッサ又はコンピュータにより実行されると、前記プロセッサ又はコンピュータが請求項14記載の方法を実行するよう構成されるコンピュータプログラムが提供される。

## 【図面の簡単な説明】

50

## 【0035】

本発明の実施例が、以下の図面を参照して例示的に説明される。

【図1】図1は、本発明の第1実施例によるベッド及び装置を示す。

【図2】図2は、本発明の第1実施例による装置のブロック図である。

【図3】図3は、本発明の第1実施例において実行される処理ステップを示すブロック図である。

【図4】図4は、図1～3の装置を利用して測定される心拍の変化を示すグラフである。

【図5】図5は、本発明の他の実施例によるベッド及び装置を示す。

【発明を実施するための形態】

## 【0036】

10

図1において、本発明の第1実施例による装置が示される。本装置2は、病院のベッド又は装置2のユーザの自宅のベッドなどのベッド4と共に利用される。本実施例によると、装置2は、2つのセンサ6, 8を有し、第1センサはベッド4に付属され、ユーザがベッドに横たわっている又は座っている間のユーザの動きを測定するセンサ6であり、第2センサはベッド4の近くに配置され、ベッド4に座っていて、隣に起立する間のユーザのイメージを記録するカメラ8である。

## 【0037】

本実施例では、第1センサ6は、ベッド4のスラットに一体化された1以上の歪みセンサ又は歪みゲージを好ましくは有するメカニカルセンサ6とすることが可能である。あるいは、1以上の歪みセンサ又は歪みゲージは、マットレスに、ベッドのポストに若しくは下に、又はベッドフレームの他の何れかなどのベッド4の異なる部分に配置可能である。他の実施例では、他のタイプのメカニカルセンサが、圧力センサ、圧電センサ、抵抗力センサ、ロードセル及びエレクトレットホイールセンサなどのユーザの心肺機能及び他の筋肉活動により生成される小さな振動に反応する心拍及び体の姿勢を測定するのに利用可能である。好適な他の実施例では、センサ6のレイは、好ましくは、心拍及び体のポジションのより正確な検出を可能にするため、異なるセンサ6がベッド4の異なる位置に配置されるように利用される(ベッド4のエッジに横たわるか直立になる)。

20

## 【0038】

装置2はまた、メカニカルセンサ6及びカメラ8に接続される制御部10を有する。制御部10は、メカニカルセンサ6により出力された信号を処理し、ベッド4上の(横たわっている又は直立している)ユーザの姿勢を決定し、ユーザの心拍を検出する。これから、制御部10は、ベッド4に横たわっている間(例えば、仰向けのポジション、うつぶせのポジション又は再度に横たわっているなど)、ユーザの心拍を決定でき、ユーザが横たわっている姿勢からベッド4のエッジに座っている姿勢に動くと、ベッド4のエッジに座っているときのユーザの心拍を決定できる。

30

## 【0039】

制御部10は、カメラ8により収集されたイメージを処理し、ユーザの姿勢を決定し(特に、ユーザがベッド4に座っているか、又はベッド4の隣に起立しているか)、ユーザの心拍を検出する。ユーザの心拍の検出の際、カメラ8及び制御部10の関連する処理は、その内容が参照することによりここに援用される、G. Cennini, J. Arguel, K. Aksit and A. van Leest, pages 4867-4875, 1 March 2010, Vol. 18, No. 5, Optics Expressによる“Heart rate monitoring via remote photoplethysmography with motion artifact reduction”に記載されるなど、リモートフォトプレチスモグラフィ(PPG)として動作する。あるいは、制御部10は、その内容が参照することによりここに援用される、M-Z Poh, DJ McDuff and RW Picard Optics Express Vol. 18, No. 10, 2010の“Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separ

40

50

ation”に説明されるように、カメラ8を用いて心臓パルスレートを復元することにより取得されるユーザの顔のイメージを処理可能である。

【0040】

まとめると、リモートPPGでは、周辺光の下で取得されたカメライメージからの心拍の検出は、心臓サイクルから生じる顔の血管のボリュームの変化に基づく。これらのボリュームの変化は、入射する周辺光のパス長を変更する。反射光の量の以降の変化は、心臓サイクルのタイミングを示す。デジタルカメラ8により顔領域のビデオを録画することによって、RGB (Red Green Blue) カラーセンサが、周辺光の状態の変化や動きなど、アーチファクトによる光の他の変動ソースと共に、反射したプレチスモグラフィ信号の混合を抽出する。

10

【0041】

3つのRGB信号は、対象領域において記録され(顔領域内の矩形領域など)、空間的に平均化される。空間的に平均化されたRGB信号は、オーバーラップを有する30秒などの長さの時間ウィンドウにおいて処理される。これらの信号は、平均を差し引き、標準偏差により除することによって正規化される。独立成分解析などの動き低減アルゴリズムが、その後、高速フーリエ変換などを利用して計算され、心拍が、スペクトルの(ローカルな)最大値における周波数として決定される。

【0042】

従来、PPGは常に特別な光源を用いて実現されたが、この分野の最近の進歩は、正確なパルス測定が周辺光の状態の下で市販のデジタルカムコーダ又はカメラを用いて実現可能であることを示してきた。PPG信号は動きに対して大変反動的であるため(特に、無接触測定の場合では)、基礎となる処理アルゴリズムは、これらのアーチファクトをフィルタリング可能である必要がある。動きアーチファクト及び心拍は、典型的には同一の周波数帯域幅にあるため、非リニアフィルタは、動きアーチファクトを低減する必要がある。

20

【0043】

これから、制御部10は、ベッド4に座っている間のユーザの心拍を決定し(例えば、メカニカルセンサ6を用いて決定された心拍との比較などのため)、ユーザが座っている姿勢から直立した(起立した)姿勢に動きと、ベッド4の側で起立しているときのユーザの心拍を決定できる。

30

【0044】

制御部10は、ユーザの圧受容器反射の表示を提供するため、決定された心拍及び姿勢情報を合成する。

【0045】

図2は、図1の装置2をより詳細に示す。特に、制御部10は、メカニカル(歪み)センサ6及びカメラ8から出力される信号を受信し、上述した信号の処理を実行するプロセッサ12を有する。制御部10はまた、プロセッサ12に接続され、例えば、メカニカルセンサ6及びカメラ8から受信した信号と、これらの信号から圧受容器反射の表示を決定するのに必要な処理を実行するためのプロセッサ12による実行用のプログラムコードなどを格納可能な記憶部14を有する。

40

【0046】

当該図示された実施例では、制御部10はまた、プロセッサ12が圧受容器反射の表示、ユーザの心拍の現在及び過去の測定結果、ユーザの姿勢の現在及び過去の測定結果、ユーザの心拍が異常であり、ユーザが気絶又は失神するおそれがあるという警告(例えば、ユーザが横たわっているポジションから座っている又は起立しているポジションに動くときの(十分な)心拍の増加の欠落を含む)、及び/又はユーザ又は医療専門家に有用な他の何れかの情報を表示するよう制御可能なディスプレイ16を有する。制御部10は更に、プロセッサ12がユーザがある姿勢の変化の間に異常な圧受容器反射を有していたという判定にตอบสนองして、ユーザが気絶又は失神のリスクがあることをユーザに警告するため、ユーザに聴取可能なトーン又はメッセージを出力するよう制御可能なスピーカ18を有す

50

る。

【0047】

プロセッサ12はまた、任意的には、装置2の動作中に収集された測定結果から医療専門家により利用されるレポートを準備し、これらをディスプレイ16上で又は通信インタフェース（有線又は無線接続など）を介し医療専門家のコンピュータ端末に出力可能である。

【0048】

最後に、制御部は更に、ユーザが装置2の処理を制御し、要求された情報を制御部10に入力することを可能にするユーザ入力手段20を有する。ユーザ入力手段20は、限定することなく、キーボード、キーパッド、マウス及びタッチパネル（例えば、ディスプレイ16に関連付けされた）を有することが可能である。ユーザ入力手段20はまた、ユーザが医療専門家による以降のレビューのための現在状態に関するメッセージを記録できるように、マイクロフォンを有してもよい。例えば、ユーザは、マイクロフォンを用いてユーザがちょうど気絶したこと、又は横たわっているポジションから着席若しくは起立ポジションに移った後に失神又は立ちくらみをしたことを示すメッセージを記録できる。

【0049】

図1及び2において別々のユニットしてメカニカルセンサ6、カメラ8及び制御部10は示されているが、制御部10がメカニカルセンサ6又はカメラ8と一体化可能であることは理解されるであろう。

【0050】

図3は、圧受容器反射の表示を決定するため、本発明の第1実施例におけるプロセッサ12により実行される処理ステップを示す。図3において、処理ステップは、複数の別々の処理モジュールにより実現されるものとして示され、これらのモジュールは、プロセッサ12内の別々のハードウェア処理モジュールとして、プロセッサ12により実行される適切なプログラムコードによって、又はこれらの何れかの組み合わせによって実現可能であることが理解されるであろう。

【0051】

図3において、メカニカル（歪み）センサ6により出力される信号は、心拍検出モジュール30及び姿勢変化検出モジュール32に提供される。心拍検出モジュール30は、メカニカル（歪み）センサ信号を処理し、ベッドに横たわっている又は座っている間のユーザの心拍を抽出する。ユーザの検出された心拍は、心拍検出モジュール30によって圧受容器反射表示決定モジュール34に出力される。当業者は、メカニカルセンサ6から受信した信号においてユーザの心拍を検出するため、心拍検出モジュール30において利用可能な適切なアルゴリズムを認識するであろう。特に、メカニカルセンサ6が心臓による血液のポンピングから生じるユーザの体内の衝撃力の測定結果を提供する。これらのアルゴリズムにおいて、メカニカルセンサ6からの信号からの心拍の検出（歪みゲージ、圧電センサ、圧力センサ、ロードセルなど）は、アナログセンサ信号の増幅、ローパスフィルタリング及びサンプリングに関する。デジタル信号は、その後、ローパス又はバンドパスフィルタを用いてフィルタリングされる。例えば、バンドパスフィルタは、ターゲットとなる心拍が毎分35～180ビートの範囲内に制限されるように設計可能である。このとき、心臓ピークは、移動ウィンドウ内の信号のローカルな最小値（又は最大値）を利用することによって、又は周波数領域における自己相関関数を解析することによって検出される。高速フーリエ変換を実行するための最適なウィンドウ長は、先行するビート間隔から計算可能であり、センサ6のタイプ及び個数（センサ6のアレイのケース）に応じて複数のビートに及ぶ必要がある。

【0052】

姿勢変化検出モジュール32は、歪みセンサ信号を処理し、ユーザの姿勢を特定する（仰向け、うつぶせ又はサイドポジションでベッド4上で横たわっている、ベッド4上に座っている、又はベッド4にいないことを含む）。姿勢変化検出モジュール32が、ユーザの姿勢が横たわっている姿勢から座っている姿勢に変化したと判断すると、姿勢変化検出

10

20

30

40

50

モジュール 3 2 は、対応する信号を圧受容器反射表示決定モジュール 3 4 に出力する。

【 0 0 5 3 】

ユーザがベッド 4 から起きて起立すると、メカニカルセンサ 6 により出力される信号から心拍コンポーネントをもはや抽出することはできなくなり（ユーザはもはやセンサ 6 に接触していないため）、メカニカルセンサ 6 からの信号は、ベッド 4 が占有されていないことを示すであろう。当業者は、ベッド 4 上のメカニカルセンサから受信した信号を処理し、ベッド 4 に横たわっているユーザの姿勢を決定するのに利用可能な適切なアルゴリズムを認識するであろう。特に、ベッド 4 上にメカニカルセンサ 6 のアレイが存在する好適な実施例では、横たわっているポジションからベッド 4 において座っているユーザの動作は、メカニカルセンサ 6 のアレイに対して作用する力の分布の有意な変化を生じさせる。

10

【 0 0 5 4 】

さらに、装置 2 の拡張された利用によって、装置 2 は自己学習することが可能であり、これは、プロセッサ 1 2 がベッド 4 からの実際の退出前に行われるメカニカルセンサ 6 からの信号の変化を解析可能であることを意味し、当該解析結果を利用して、ベッドからの退出が行われる可能性があるか判断するため、姿勢変化検出モジュール 3 2（及び後述される姿勢変化検出モジュール 3 8）において用いられるアルゴリズムを採用することを可能にする。このような自己学習システムは、その内容が参照することによりここに援用される、“Bed Exit Warning System”というタイトルの WO 2 0 1 0 / 0 2 9 4 6 6 に説明される。

【 0 0 5 5 】

20

好適な実施例では、姿勢変化検出モジュール 3 2 はまた、カメラ 8 に姿勢変化信号を出力する。当該信号は、座っているポジションから起立ポジションまでユーザをモニタリングできるように、カメラ 8 を起動する。カメラ 8 がユーザがベッド 4 に横たわっている間（睡眠中など）は起動されていないため、装置 2 の電力消費を低減できる。

【 0 0 5 6 】

カメラ 8 により出力される信号（すなわち、イメージ系列）は、心拍検出モジュール 3 6 及び姿勢変化検出モジュール 3 8 に提供される。心拍検出モジュール 3 6 は、イメージを処理し、ベッド 4 のエッジに座っている間又はベッド 4 の隣に直立している間のユーザの心拍を決定し、検出した心拍を圧受容器反射表示決定モジュール 3 4 に表示する信号を出力する。上述されるように、カメラ 8 及び当該モジュール 3 6 は、リモート P P G とし

30

【 0 0 5 7 】

姿勢変化検出モジュール 3 8 は、カメラ 8 により出力されるイメージ系列を処理し、ユーザの姿勢を決定し（すなわち、ベッド 4 のエッジに座っているか、又はベッド 4 の隣で起立しているなど）、ユーザがベッド 4 のエッジの座っているポジションから起立ポジションに動いたと判断されると、圧受容器反射表示決定モジュール 3 4 に信号を出力する。カメライメージを用いて人の体の姿勢を認識するための技術及びアルゴリズムは周知である。好適な実施例では、カメライメージを処理するのに用いられるアルゴリズムはまた、顔認識を実現し、座っている姿勢と起立姿勢との間を区別する必要がある。

【 0 0 5 8 】

40

顔検出のための一例となる方法を説明した 1 つの論文は、その内容が参照することによりここに援用される、“Face Recognition with Support Vector Machines: Global versus Component-based Approach”, B. Heisele et al., Computer Vision, 2001 である。要約すると、顔検出は、顔及び非顔イメージを有するトレーニングデータベースに対して訓練されるサポートベクトルマシンなどの分類手段への入力としてイメージの特徴（ピクセル値又は勾配値など）を利用することに関する。当該分類は、顔全体又は顔の個々の構成要素に適用可能である。

【 0 0 5 9 】

座っている姿勢と起立の姿勢との間を区別するための一例となる方法を説明する 1 つの

50

論文は、その内容が参照することによりここに援用される、“Sit to Stand Detection and Analysis”, S. Allin and A. Mihailidis in AAAI Fall Symposium Series 2008である。要約すると、座っている姿勢から起立している姿勢への移動の検出は、入力イメージからの特徴の抽出し、それらを2つの体のポジションの1つに関連付けることに関する。イメージ特徴は、Huモメント不変量などのフォアグラウンドのシルエットからの特徴を含む。イメージ特徴からのポーズの認識は、分類手段のトレーニングを介して、ベッド4のエッジに座っていて、その後起立するユーザのカメライメージのトレーニングデータセットを利用することに関する。分類手段は、分類木、ニューラルネットワーク又はサポートベクトルマシンなどの何れかの機械学習方法とすることが可能である。

10

## 【0060】

圧受容器反射表示決定モジュール34は、メカニカル(歪み)センサ信号から心拍を検出するモジュール30と、カメライメージから心拍を検出するモジュール36とによって行われる心拍測定結果を、ユーザの圧受容器反射の表示を決定するため、モジュール32, 38により提供される姿勢の変化の表示と共に利用する。

## 【0061】

一実施例では、ユーザの圧受容器反射の表示は、横たわっているポジションから座っているポジションに移動するときのユーザの心拍の変化の指標、座っているポジションから直立のポジションに移動するときのユーザの心拍の変化の指標、及び/又は横たわっているポジションから直立のポジションへのトータルの心拍の変化の指標を有する。これらの指標は、各姿勢における安静中の心拍の変化とすることが可能であるが(安静中の心拍は、数分間の特定の姿勢にあるときのユーザの心拍の相対的に一定の値である)、好ましくは、これらの指標は、各姿勢の間の遷移中又は直後に生じる心拍の最大変化とすることが可能である。

20

## 【0062】

決定可能な圧受容器反射の他の(間接的な)指標は、ベッド4から起床するのにかかる時間及び呼吸レートを含む。圧受容器反射の機能低下は、ユーザが横たわっている状態から座っている状態への変化の後及び座っている状態から起立した状態への変化の後に休止する必要があるとき、ベッド4から起床するのにより長い時間がかかることになる。呼吸レートはまた、呼吸が心臓のアクションにより生じるものより大きな振動性のメカニカルな力を生じさせるため、メカニカルセンサ6及び/又はカメラ8により提供される信号から抽出可能である。これは、呼吸レートが圧受容器反射機能と相関することを可能にする。これは、よりゆっくりした呼吸が心不全の患者において圧受容器反射の感度を増大させると知られているため、有用となりうる。

30

## 【0063】

図4は、ユーザが横たわっているポジションから、ベッド4のエッジに座り、その後起立するまで動くとき、2つの心拍検出モジュール30, 36により出力される心拍の例示的なグラフを示す。本例では、ユーザは、起立するまで約1分間かかる前に約1分間ベッド4のエッジに座り、心拍が安静中の心拍レベルまで低下することを可能にする。従って、ユーザが仰向けポジション( $HR_{supine}$ により示される)にあるときの安静時の心拍レベルから、仰向けポジション( $HR_{supine}$ )から座っているポジションに移動するとき又は直後のピーク心拍(時間 $t_1$ における $HR_{supine-sitting}$ により示される)に心拍が増加することが観察できる。仰向けポジションの安静時の心拍( $HR_{supine}$ )からピーク心拍( $HR_{supine-sitting}$ )への心拍の変化は、 $HR_1$ により示され、ユーザの圧受容器反射の強さの表示を提供する。時間 $t_1$ におけるピーク心拍の後、心拍は、座っているポジションのための安静時の心拍レベル( $HR_{sitting}$ により示される)まで低下する。

40

## 【0064】

ユーザが座っているポジションから起立しているポジションに動くとき又は直後、心拍

50

は、その後座っている安静時の心拍 ( $HR_{sitting}$ ) からピーク心拍 (時間  $t_2$  における  $HR_{sitting-standing}$  により示される) に増加する。座っているポジションにおける安静時の心拍 ( $HR_{sitting}$ ) からピーク心拍 ( $HR_{sitting-standing}$ ) への心拍の変化は、 $HR_2$  により示され、ユーザの圧受容器反射の強さの他の表示を提供する。時間  $t_2$  におけるピーク心拍の後、心拍は、起立したポジションにおける安静時の心拍レベル ( $HR_{standing}$  により示される) に低下する。

【0065】

ユーザの圧受容器反射の更なる他の表示は、仰向けの安静時の心拍レベル ( $HR_{supine}$ ) から、ユーザが座っているポジションから起立したときに生じる心拍のピーク ( $HR_{sitting-standing}$ ) までの心拍の変化により提供できる。この心拍の変化は、図4の  $HR$  により示される。

10

【0066】

典型的には、心拍は、座ったか又は起立した後の5~10秒以内のピーク値に増加する。このとき、心拍が安静時レベルに低下するのに約1分かかる。以下のテーブルは、健康な人々の3つのポジションの安静レベル直後及び次における心拍の表示を与える。これらのデータは、Jones et al., 2003, "Changes in heart rate and R-wave amplitude with posture", Chinese Journal of Physiology から取得された。

【0067】

20

【表1】

姿勢変化	前	ピーク	安静レベル
横たわるから座れる	67	85	72
座れるから立つ	72	89	79

上述したものに対する他の実施例では、カメラ8は、装置2がアクティブ状態である間は常にアクティブとすることが可能であり、ユーザがベッド4に横たわっているときでさえ、心拍検出モジュール36は心拍を検出するよう動作可能である。姿勢変化検出モジュール38はまた、ユーザがベッドに横たわっているか判断するよう動作可能である。本実施例では、装置2が微光状態で動作する必要があるとき(例えば、ユーザが目覚める/起床する前の朝など)、十分な光量がPPG処理が動作するため提供される必要がある。この場合、赤外線などの控えめな光源が利用可能である。カメライメージからの心拍測定結果は、ユーザの心拍の1つの指標を提供するため、歪みセンサ6から決定された心拍測定結果と共に利用可能である。あるいは、歪みセンサ信号から取得される測定結果は、ユーザがもはやベッド4と接触していないとき(すなわち、起立している)、カメラ8による以降の測定結果が妥当な程度に正確になるように、カメライメージを用いて取得された測定結果を補正するのに利用可能である。

30

40

【0068】

ユーザがベッド4上で座ったと判断されたときにのみカメラ8が起動される好適な実施例では、ユーザがベッド4で座っている間に歪みセンサ信号から決定された心拍の測定結果が、ユーザが起立する前にカメライメージから決定された心拍の測定結果を補正するのに利用可能であることが理解されるであろう。

【0069】

この補正では、カメラ8により測定されるようなベッド4のエッジに座っている間の心拍は、例えば、同じ体のポジションにおいてメカニカル(歪み)センサ6により測定される心拍と一致するように、ある係数と乗算可能である。当該補正係数はまた、その後、ユ

50

ーザが起立している間にカメラ 8 により取得された心拍に適用されるべきである。この補正後、トータルの心拍の変化（起立中にカメラ 8 により測定された心拍からメカニカル（歪み）センサ 6 により測定されるようなベッド 4 上に横たわっている間の心拍を差し引く）は、より正確な結果を提供可能である。

【 0 0 7 0 】

カメラ 8 が常時アクティブである実施例では、上記の補正技術は、ユーザがベッド 4 上で横たわっている間に抽出された心拍を含むよう拡張可能であることが理解されるであろう。

【 0 0 7 1 】

本発明の他の実施例では、装置 2 は、ベッド 4 上のユーザの姿勢をモニタリングし、ユーザの心拍を決定する単一のセンサを有することが可能である。これらの実施例の 1 つでは、カメラ 8 は、上述した装置 2 から省略可能であり、この場合、装置 2 は、メカニカルセンサ 6 からの横たわっているポジションと座っているポジションとにおけるユーザの心拍の測定結果のみを利用して、ユーザの圧受容器反射の表示を決定する。本実施例は、医療状態の結果として起立することができないユーザのために利用可能である。これらの実施例の他の 1 つでは、単一のセンサ 6 はカメラであり、カメラにより取得されたイメージが、ユーザの姿勢（すなわち、ベッド 4 に横たわっている、ベッド 4 に座っている、又はベッド 4 の側に起立している）、各姿勢におけるユーザの心拍とを決定するのに利用される。

【 0 0 7 2 】

図 5 に示される本発明の他の実施例では、カメラ 8 は装置 2 から省略可能であり、起立ポジションのユーザの心拍の測定結果が、ベッド 4 の近くのフロアに配置され、起立中及び起立後のユーザの動き / 反応力を測定する第 2 のメカニカルセンサ 40 を用いて取得可能である。ベッド 4 に一体化されるメカニカルセンサ 6 に関して、第 2 メカニカルセンサ 40 は、ユーザの動き / 反応力を測定する 1 以上の歪みセンサ、歪みゲージ、圧力センサ、圧電センサ、抵抗力センサ、ロードセル及びエレクトレットホイールセンサを有することが可能である。第 2 のメカニカルセンサ 40 からの測定結果は、第 1 のメカニカルセンサ 6 からの測定結果と同様に、ユーザの心拍を決定するため処理可能である。明示的な姿勢検出処理は、非ゼロ信号が第 2 のメカニカルセンサ 40 により取得されている場合、ユーザがメカニカルセンサ 40 上に起立していなければならないという仮定がなされるとして省略可能である。

【 0 0 7 3 】

本発明の更なる実施例では、カメラ 8 の代わりに、第 2 センサが、ユーザがベッド 4 に横たわっている間、ベッド 4 に座っている間、及び / 又はベッド 4 の側に座っている間のユーザの心拍を遠隔的にモニタリングするため、ドップラーレーダ技術を利用可能である。ドップラーレーダ技術は、移動面から反射される無線周波数波が表面速度に比例する周波数シフトを受けることに基づき作用する（すなわち、ドップラー効果）。表面が心臓及び呼吸活動の結果としてのユーザの胸壁などの周期的に動いている場合、伝送及び反射波は、胸の動きに比例する低周波数成分を導出するのに利用可能である。心拍及び呼吸レートは、当該信号の周波数スペクトルにおけるピークから導出可能である。上述したカメラ 8 に関して、ドップラーレーダセンサは常時アクティブとすることが可能であるが、又はユーザがベッド 4 上で横たわっているポジションから座っているポジションに動いたことを第 1 センサ 6 が検出したときに起動可能である。

【 0 0 7 4 】

本発明の更なる他の実施例では、メカニカルセンサでなく、第 1 センサ 6 はベッド 4 のマットレスの下方に配置された 1 以上の発光コンポーネント（LED など）と光検出手段（フォトディテクタなど）を有する光センサ 6 とすることが可能である。このセンサは、ベッド 4 のマットレスにおける動きに誘導される変化を光学的に検知する。これらのセンサは、マットレスに光を発し、経時的にマットレスを介し散乱した光の強度を測定することによって作用する。マットレスに横たわっている人の何れかのタイプの動き（すなわち

10

20

30

40

50

、呼吸の動き、心臓の振動、他の何れかの体の動き)は、マットレスの若干の変形を生じさせる。この幾何学的な変化を通じて、マットレスの光学的な性質が変化し、さらに光検出手段に反射又は散乱される光の強度の変化を生じさせる。経時的に光の強度を記録することによって、呼吸、心臓及び他の活動を含む曲線が取得可能である。さらに、一部の実施例では、第2センサ8は、ユーザがベッド4の側に起立しているときのユーザの心拍を検出するため、ベッド4の側のフロア上のマットの下方に配置される光センサとすることが可能である。

【0075】

装置2のための1つの特定のアプリケーションは、心不全患者のリモートモニタリングである。心不全の患者は、起立性低血圧及び/又は圧受容器反射の低下により気を失う可能性がある。装置2は、効果的には、経時的に患者の圧受容器反射の変化を遠隔的にモニタリングするのに利用可能である。これらの変化は、医療専門家によりレビューされ、当該反射における劣化が特定可能である。

10

【0076】

装置2はまた、ある人が気絶するリスクが増加しているかの表示を提供するのに利用可能である。その人が異常な圧受容器反射を有すると判断された場合、又は経時的に圧受容器反射の有害な変化があったと判断された場合、装置2は、その人が気絶するリスクが高いという表示を提供可能である。

【0077】

従って、横たわっているポジションから座っているポジションへ、また好ましくは座っているポジションから起立したポジションへのユーザの姿勢の変化中の非侵襲的で非接触な測定を利用して、ユーザの圧受容器反射の表示を提供可能なユーザの圧受容器反射をモニタリングするための装置及び方法が提供される。

20

【0078】

本発明が図面及び上述した説明において詳細に図示及び説明されたが、このような図示及び説明は、限定的でなく例示的なものとしてみなされるべきであり、本発明は開示された実施例に限定されるものでない。

【0079】

開示された実施例に対する変形は、図面、開示及び添付した請求項を検討することから、請求された発明を実施する当業者により理解及び実行可能である。請求項において、“有する”という用語は他の要素又はステップを排除するものでなく、“ある”という不定冠詞は複数を排除するものでない。単一のプロセッサ又は他のユニットは、請求項に記載された複数のアイテムの機能を実現してもよい。特定的手段が互いに異なる従属形式の請求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効果的に利用できないことを示すものでない。コンピュータプログラムは、他のハードウェアと一緒に又はその一部として供給される光記憶媒体又はソリッドステート媒体などの適切な媒体に格納/配布されてもよいが、インターネットや他の有線若しくは無線通信システムを介するなどの他の形態により配布されてもよい。請求項における参照符号は、その範囲を限定するものとして解釈されるべきでない。

30

【図1】

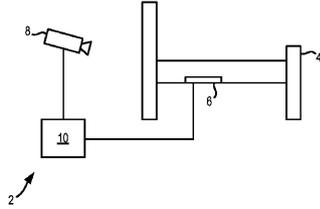
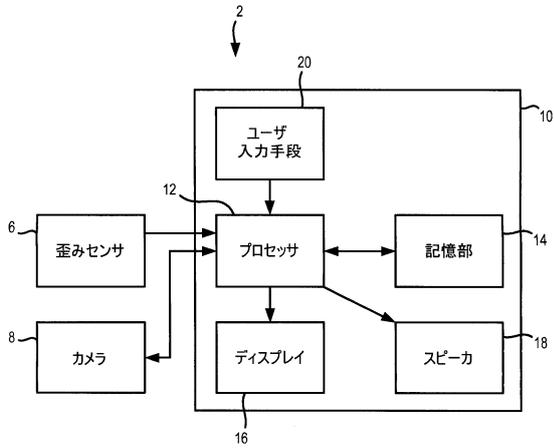
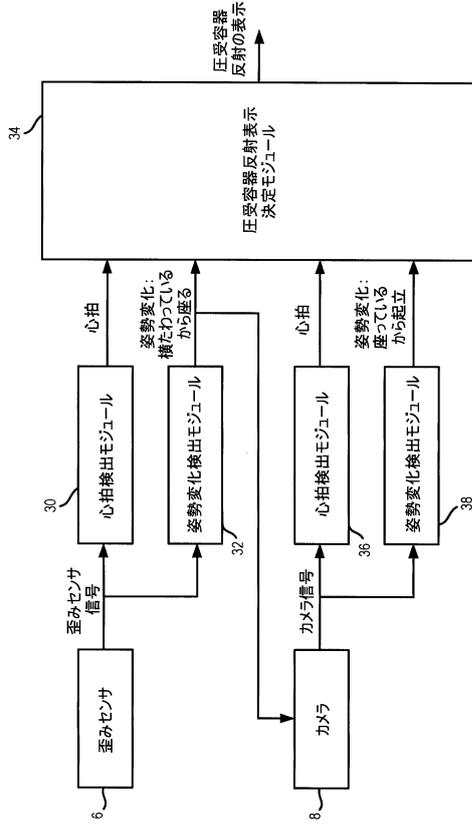


Figure 1

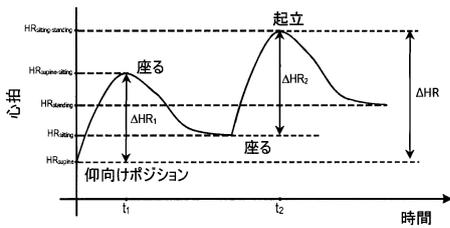
【図2】



【図3】



【図4】



【図5】

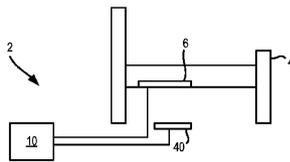


Figure 5

## フロントページの続き

- (74)代理人 100091214  
弁理士 大貫 進介
- (72)発明者 オープ デン バイス, ヨルン  
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
4 4
- (72)発明者 スホーネンベルフ, マールチェ ヘレナ  
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
4 4
- (72)発明者 パウス, ステフェン クラレンス  
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
4 4

審査官 湯本 照基

- (56)参考文献 特表2010-519948(JP, A)  
国際公開第2004/096045(WO, A1)  
特開2009-082548(JP, A)  
特表2005-532854(JP, A)  
特開平05-329110(JP, A)  
特開2010-119791(JP, A)  
特開2002-112974(JP, A)  
特開2009-082175(JP, A)  
国際公開第03/096957(WO, A1)

## (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 / 1 0 7  
A 6 1 B 5 / 1 1