(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第6608388号
(P6608388)

(45)発行日　令和1年11月20日(2019.11.20)　(24)登録日　令和1年11月1日(2019.11.1)

(51)Int.Cl.			F I		
A61B	5/0245	(2006.01)	A61B	5/0245	100T
A61B	5/02	(2006.01)	A61B	5/0245	100B
A61B	5/0404	(2006.01)	A61B	5/0245	B
A61B	5/0452	(2006.01)	A61B	5/02	ZDMB
			A61B	5/04	310H

請求項の数 13　(全 17 頁)　最終頁に続く

(21)出願番号　特願2016-559531 (P2016-559531)
(86)(22)出願日　平成27年3月26日 (2015.3.26)
(65)公表番号　特表2017-512581 (P2017-512581A)
(43)公表日　平成29年5月25日 (2017.5.25)
(86)国際出願番号　PCT/EP2015/056482
(87)国際公開番号　WO2015/150199
(87)国際公開日　平成27年10月8日 (2015.10.8)
審査請求日　平成30年3月22日 (2018.3.22)
(31)優先権主張番号　14163114.3
(32)優先日　平成26年4月2日 (2014.4.2)
(33)優先権主張国・地域又は機関
欧州特許庁 (EP)

(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　110001690
特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54)【発明の名称】ユーザの心拍数の変動を検出するためのシステム及び方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

ユーザの心拍数ＨＲの変動を検出するためのシステムであって、

前記ユーザの心拍関連光信号を、第１の検出モードにおいて第１のサンプルレートで経時的に測定するための光検出ユニットと、

前記心拍関連光信号からＨＲ変動信号を導出するための処理ユニットと、

導出した前記ＨＲ変動信号を基準ＨＲ範囲と比較するための解析ユニットと、

前記第１の検出モードにおける前記ＨＲ変動信号が前記基準ＨＲ範囲内にないことを前記解析ユニットが検出した場合、前記光検出ユニットを制御して、前記光検出ユニットにより前記ユーザの光学的測定が既に行われた前記第１の検出モードから、前記第１の検出モードよりも高いサンプルレートに対応する第２のサンプルレートを有する第２の検出モードへと切り替えるための開始ユニットと、を有し、

前記開始ユニットは、前記第２の検出モードにおける前記ＨＲ変動信号が前記基準ＨＲ範囲内にないことを前記解析ユニットが検出した場合、前記ユーザのＥＣＧ信号を測定するためのプロセスを開始する、システム。

【請求項２】

前記開始ユニットは、前記導出したＨＲ変動信号が所定量を超えて前記基準ＨＲ範囲から逸脱する場合に、前記ＥＣＧ信号を測定するプロセスを開始する、請求項１に記載のシステム。

【請求項３】

前記所定量は、ユーザの人口統計学的情報、ユーザの病歴、ユーザの１つ以上の生理学的信号及びユーザが行っている活動の少なくとも１つに依存する、請求項２に記載のシステム。

【請求項４】

前記光検出ユニットは、１つ以上のフォトプレチスモグラフィＰＰＧセンサを有し、前記心拍関連光信号はＰＰＧ信号である、請求項１に記載のシステム。

【請求項５】

前記開始ユニットは、

ＥＣＧ測定を自動的に開始すること、

前記ＥＣＧ測定の記録を自動的に開始すること、

記録されている前記ＥＣＧ測定のデータにマークを付けること、

前記ユーザがＥＣＧユニットの電極に接続すべきことを前記ユーザに通知すること、

前記ＥＣＧ信号をグラフィカルユーザインタフェース要素に表示することの１つ以上を開始する、請求項１に記載のシステム。

【請求項６】

ユーザインタフェース要素をさらに有する、請求項１に記載のシステム。

【請求項７】

前記ユーザの心拍関連電気信号を測定する電気検出ユニットを有する、請求項１に記載のシステム。

【請求項８】

前記電気検出ユニットは、少なくとも第１の電極及び第２の電極を有する心電図ＥＣＧユニットであり、前記心拍関連電気信号はＥＣＧ信号である、請求項７に記載のシステム。

【請求項９】

前記ユーザの一方の手首又は腕に装着可能なハウジングを有する腕時計型デバイスを有する、請求項８に記載のシステム。

【請求項１０】

前記第１の電極は、前記ハウジングの第１の面に、前記ハウジングが装着された前記一方の手首又は腕に接触して配置され、前記第２の電極は、前記ハウジングの第２の面に配置されるか、接続手段を介して前記ハウジングに接続される、請求項９に記載のシステム。

【請求項１１】

通信デバイスを有する、請求項１に記載のシステム。

【請求項１２】

ユーザの心拍数ＨＲの変動を検出するための方法であって、

前記ユーザの心拍関連光信号を、第１の検出モードにおいて第１のサンプルレートで光検出ユニットにより経時的に測定するステップと、

前記心拍関連光信号からＨＲ変動信号を導出するステップと、

導出した前記ＨＲ変動信号を基準ＨＲ範囲と比較するステップと、

前記第１の検出モードにおける前記ＨＲ変動信号の前記比較が前記基準ＨＲ範囲内にない場合、前記光検出ユニットにより前記ユーザの光学的測定が既に行われた前記第１の検出モードから、前記第１のサンプルレートよりも高いサンプルレートに対応する第２のサンプルレートを有する第２の検出モードへと切り替えるステップと、

前記第２の検出モードにおける前記ＨＲ変動信号が前記基準ＨＲ範囲内にない場合、前記ユーザのＥＣＧ信号を測定するためのプロセスを開始するステップと、を含む、方法。

【請求項１３】

コンピュータ上で実行された場合に、該コンピュータに請求項１２に記載の方法のステップを実行させる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、心臓血管系の生理学的信号の検出に係り、特に、ユーザの心拍数の変動を検出するためのシステム及び方法に関する。本発明は、不整脈の診断的調査、特に心房細動の検出に応用される。しかし、本発明は他の分野にも応用され、前述した用途に必ずしも限定されないことを理解されたい。

【背景技術】

【０００２】

心血管疾患は、心臓や、動脈、毛細血管及び静脈を含む血管等の循環系に関わる疾患の類である。心血管疾患には、心疾患、脳及び腎臓の血管疾患、及び末梢動脈疾患が含まれる。今日では、心血管疾患は世界中で人間の主な死因の１つになりつつある。したがって、心血管疾患を特徴づける症状の効率的かつ正確な検出を可能にする技術の開発が極めて重要である。

【０００３】

心血管疾患に属する最もよく見られる疾患群の１つは、異常な心拍数によって特徴づけられる不整脈である。不整脈を有する患者は、速過ぎる又は遅過ぎる心拍を有し、心拍が規則的なものもあれば不規則なものもある。不整脈は、心臓の上室（心房）又は下室（心室）で起こり得る。

【０００４】

従来、心房細動（ＡＦ）を検出する幾つかの技術が存在する。例えば、患者の心臓の活動を継続的に監視するために、患者はホルター心電計を一般に１日から２週間の一定期間身に付けることができる。心臓の活動は通常、不整脈の原因に関する情報を提供可能な心電図記録法（ＥＣＧ）により特徴づけられる。例えば、健常者の２つの連続する心拍間で測定されるＥＣＧ信号は、ＡＦエピソードを経験している人と大きく異なる。脳活動、脳波（ＥＥＧ）又は動脈圧等の他の状態も監視される。代替的な技術もＥＣＧの測定に基づいており、ホルター心電計の代わりに両手で握ることができるスティックが使用される。

【０００５】

前述した技術は、幾つかの欠点を抱えている。例えば、第１の技術のホルター心電計は、通常患者の幾つかの身体部分に接触させる必要がある幾つかの電極を有するため、この技術はかなり目立つものとなる。第２の技術は、第１の技術と比べて目立たないものであるが、連続検出を行わず、患者が両手でスティックを握っている時にＥＣＧを測定するのみである。強制的な連続測定は、患者の日常生活の活動に重大な不都合を生じる可能性がある。ＥＣＧには、心臓の両側に配置される少なくとも２つの電極を用いた測定が必要であるため、本当に目立たないＥＣＧ測定のための解決策は未だない。

【０００６】

患者のＥＣＧを測定するのに加え、光センサを使用して、患者がＡＦエピソードを示しているかどうかを推定することができる光信号を検出することもできる。特に、このような光センサは、フォトプレチスモグラフィ（ＰＰＧ）信号を検出するように構成できるため、不整脈を検出する目立たない方法を提供する。このような光センサは、デバイス、特に患者の１つ以上の身体部分に着けることが可能なウェアラブルデバイスに統合することができるため、目立たないことと連続検出とが組み合わされる。この技術は、心臓の電気信号ではなく脈を測定するように構成されているため、特にＥＣＧ測定と比較して、起こり得る不整脈の正確な原因に関してかなり限られた情報を提供する。また、患者の動きがＰＰＧ信号の動きアーチファクトをもたらし得ることにより、通常、対応するＥＣＧ測定の場合よりも信号対雑音比が低くなる。これによりＰＰＧ信号から心拍数が不正確に導出される可能性がある。

【０００７】

心拍数を測定する別の光学的方法は、レーザスペックルによるものである。この技術は、前の段落でＰＰＧについて述べたのと同じ欠点を抱えている。

【０００８】

米国特許出願公開第２０１２／０３１０１００号は、信号から不整脈を検出し、監視するためのシステム及び方法であって、ウェーブレット変換により信号を変換し、変換した信号の特徴の変化を解析して、脈のリズムの異常な状態を検出するように構成された信号処理システムを有するものを開示している。ある実施形態では、ここで開示されているシステムは、エネルギーパラメータ、フォトプレチスモグラフィ信号のスカログラムにおける形態変化及びパターン変化を解析することによって脈のリズムの異常な状態を検出することができる。

【０００９】

国際特許出願公開第２０１２／１４０５５９号は、ユーザの心電図（ＥＣＧ）信号の測定をトリガするための方法及びシステムを開示している。システムは、どちらもユーザが身に着けた手首装着型デバイスに内蔵されたS_PO_2測定ユニット及びＥＣＧ測定ユニットを備える。方法は、ユーザの手首でS_PO_2を連続的に測定するステップと、S_PO_2測定から不規則な心臓の状態を検出するステップと、ユーザにＥＣＧ測定を行うように通知するステップと、手首でＥＣＧ測定を少なくとも部分的に開始するステップとを含む。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【００１０】

本発明の目的は、ユーザの心拍数変動の検出を可能にするシステム及び方法であって、特に心拍数の正常性に疑いがある場合に、より正確で、しかもユーザフレンドリーなシステム及び方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【００１１】

本発明の第１の態様では、ユーザの心拍数の変動を検出するためのシステムであって、生体の心拍関連光信号を経時的に測定するための光検出ユニットと、前記心拍関連光信号からＨＲ変動信号を導出するための処理ユニットと、導出した前記ＨＲ変動信号を基準ＨＲ範囲と比較するための解析ユニットと、前記解析ユニットの前記比較に基づいて前記ユーザの心拍関連情報信号を測定するためのプロセスを開始するための開始ユニットとを有するシステムが提示される。開始ユニットはさらに、光検出ユニットを制御して、光検出ユニットによりユーザの光学的測定が既に行われた第１の検出モードから、第１の検出モードよりも高いサンプルレートに対応する第２の検出モードに切り替わるように構成される。

【００１２】

したがって、システムは、２つの段階、すなわち検出が光学的測定に基づく第１の段階と、検出が電気的測定に基づく第２の段階とでＨＲ変動を検出するのに適している。このような光学的測定と電気的測定との組み合わせによって、光学的測定の目立たなさと、第１の段階の検出の際に現れる異常な挙動の実際の原因の情報をユーザに提供することができる電気的測定の高精度との両方がユーザに与えられる。第１の段階で検出されたＨＲ変動信号がＡＦエピソードの可能性を示す場合に、第２の段階が開始される。このように、目立つ電気的測定の期間が心拍数の正常性が疑わしいエピソードに短縮される。また、第１の段階で、光学的測定により、実際には測定精度不足が原因で不整脈が疑われるデータがもたらされる場合がある。この場合には、サンプルレートを高めることによって光検出ユニットの感度を向上させる。

【００１３】

したがって、本発明は、光学的測定或いは電気的測定のいずれかにのみ基づいた検出技術よりも有利である。特に、本発明は前述した先行技術が開示する光学技術よりも有利である。

【００１４】

本発明のある実施形態では、開始ユニットは、導出したＨＲ変動信号が基準ＨＲ範囲を所定量だけ逸脱している場合に心拍関連情報信号を測定するプロセスを開始するように構成される。所定量は、ユーザの人口統計学的情報、ユーザの病歴、ユーザの１つ以上の生

理学的信号及びユーザが行っている活動のうちの少なくとも１つに依存する。

【００１５】

別の実施形態では、前記心拍関連情報信号は心電図ＥＣＧ信号である。有利には、電気検出ユニットはＥＣＧユニットである。この実施形態は、所定の基準が満たされると、検出の第２の段階の設定を自動的に開始及び／又は変更する。各ユーザは個々の状態を有するため、検出精度のために個々に異なる基準が用いられる。したがって、有利にはこの実施形態によりデバイスの動作がユーザの個々の状態に適合可能となる。有利には、開始ユニットは、光学的測定に基づいて電気検出ユニットの設定、特にユーザ固有の設定を有効にするように構成される。このようにして、デバイスは正確な電気的測定をもたらすことができる。

【００１６】

別の実施形態では、光検出ユニットは１つ以上のフォトプレチスモグラフィ検出ユニットである。このようなＰＰＧ検出ユニットは、有利には緑色光を使用する心拍数の測定、又は、有利には赤色光及び赤外光を使用するSpO_2（パルスオキシメータによる酸素飽和度）の測定のために最適化することができる。１つ以上の光検出器が１つ以上の光源（有利にはＬＥＤ）から皮膚を通じて光検出器に進む光を受け、そのようにして心拍数と関係のある信号を生成する。有利には、動きアーチファクトを補正するために、ＰＰＧ検出ユニットは、加速度計等の雑音消去のため、及び／又はさらに別の若しくは既に使用されている光検出器のいずれかによって測定される異なる色の光を追加するためのセンサも含む。処理ユニットは、ＰＰＧ検出ユニットのセンサ信号から心拍間隔（ＩＢＩ。ここでＩＢＩは２つの連続する心拍の間の間隔である）を導出する。処理ユニットは、ＰＰＧ検出ユニットと同じデバイスに物理的に統合することができ、独立したユニットとすることもできる。処理ユニットはまた、ＩＢＩの導出とは別に、導出したＩＢＩが正確で、したがって動き補正されたＰＰＧ信号の信号対雑音比に関連している確率を示す指標である品質指標を導出してもよい。

【００１７】

心拍関連光信号以外に、呼吸、血液量減少及び／又は血液量過多等の追加のパラメータを検出してもよい。したがって、ユーザの状態の念入りな分析を１つのデバイスを使用して得ることができる。

【００１８】

別の実施形態では、システムはさらに、ユーザインタフェース要素を有する。有利には、この実施形態は、デバイスとユーザとの間のインタラクションを可能にし、その結果、光学的測定及び／又は電気的測定は都合よく開始されて行われる。有利には、ユーザインタフェース要素は、デバイスとユーザとのインタラクションを容易にすることができる、例えばタッチスクリーン形式のグラフィカルユーザインタフェース（ＧＵＩ）を有する。

【００１９】

別の実施形態では、システムは、ユーザの心拍関連電気信号を測定する電気検出ユニットを有する。

【００２０】

有利には、本発明は、１つのシステムを使用してＨＲ変動の光学的測定及び電気的測定を可能にするため、両測定技術の長所が組み合わされる。これらは、不必要な目立つ検出を最小化するとともにＨＲ変動検出の精度を最大化するために、ユーザの実際のニーズに応じて選択される。

【００２１】

別の実施形態では、電気検出ユニットは、少なくとも第１及び第２の電極を有する心電図ＥＣＧユニットを有し、心拍関連電気信号はＥＣＧ信号である。有利には、この実施形態は、心周期についての深い洞察と、光学的に検出されたＨＲＶの異常の原因に関する情報とを提供することができる確立したＥＣＧ技術を利用する。特に、ＥＣＧ技術は、心臓等の循環系内で発生するイベントを検出する非侵襲的方法を可能にする。有利には、システムはＰＰＧユニット及びＥＣＧユニットを有する。したがって、本実施形態は、前述し

たＰＰＧ及びＥＣＧ両方の長所を組み合わせることができる。ＥＣＧを測定するために、第１及び第２の電極は、ユーザの心臓に対して互いに対向する側の２つの身体部分に別々に接触されるか、接触可能である。

【００２２】

別の実施形態では、デバイスはさらに、ユーザの１つ以上の身体部分に装着可能なハウジングを有する。「装着可能な（ｗｅａｒａｂｌｅ）」という語は、「持ち運び可能な（ｐｏｒｔａｂｌｅ）」という語の一般的意味も含むことに留意されたい。１つ以上の身体部分には、腕、手首、腰、背中、首、脚、足等、デバイスを身に着けたり持ち運んだりするのに適した人体のすべての身体部分が含まれる。また、デバイスのハウジングは、衣服のポケットやハンドバッグに入れて持ち運ばれ、一方、光検出ユニットは、ユーザの１つ以上の身体部分に直接接触する少なくとも１つの光センサを有する。有利には、このようなデバイスは、ユーザのいる場所（家、車両／列車／航空機、職場）及び行っている活動（仕事、休憩、スポーツ、食事）と無関係にＨＲ変動の連続検出を可能にする。長い期間デバイスを身に着けることによって、ＨＲ進行の長期研究を実現することができ、ＡＦ及び他のタイプの不整脈を含む心疾患の進行についての正確な情報を外科医に提供する。また、ＡＦエピソードは一日のうちのいつでも起こり得るため、デバイスを絶えず持ち運ぶことによって予期せぬＡＦエピソードを検出することもできる。

【００２３】

有利には、デバイスは腕時計型のデバイスであり、ハウジングは前記ユーザの一方の手首又は腕に装着することができ、光検出ユニットと、一方の電極を実際のＥＣＧ測定のために他方の手の指で触れる必要があるＥＣＧ測定用の２つの電極との両方を含む。有利には、これによって、特に容易に身に着けることができるシステム内でＰＰＧユニット等の光検出ユニットとＥＣＧユニット等の電気検出ユニットとが結合される。通常、ユーザはユーザの日常活動にほとんど影響を及ぼすことなく腕時計を装着／携行するものである。好ましくは、第１の電極は、ハウジングが装着された手首に接触するようにハウジングの第１の面に配置され、第２の電極は、ハウジングの第２の面に配置されるか、接続手段を介してハウジングに接続される。このように、あらかじめ第１の電極がユーザの手首の一方に常に接触し、デバイスを身に着けたユーザはもう一方の手の指を第２の電極に接触させるだけでよいため、電気的測定を特に容易に実行することができる。第２の面は、ユーザが特に取り付け易いようにユーザの顔に面していてもよい。ケーブル等の接続手段を介してデバイス本体に接続された第２の電極によって、手と脚等、互いに遠く離れた２つの身体部分でのＥＣＧ測定が可能になる。

【００２４】

別の実施形態では、デバイスは通信デバイスである。通信デバイスには、スマートフォン、タブレット、ラップトップ、通信可能な腕時計、ナビゲーションシステム、モバイル医療デバイス等のモバイルデバイスが含まれる。有利には、この実施形態は、医療デバイス機能と通信デバイス機能の結合を可能にする。２つの電極は、通信デバイスの表面に配置される。例えばスマートフォンの場合、ＨＲ変動の電気的検出は、２つの手でスマートフォンを持つことによって容易に行うことができる。このことは、スマートフォンが最も利用者の多いデバイスの１つとなり、本発明に従ってこのようなスマートフォンを使用するユーザがＨＲの光学的測定及び／又は電気的測定を頻繁に行うことができることから特に重要である。別の実施形態では、スマートフォンであるモバイル通信デバイスは、光学的測定及び／又は電気的測定を行う手法と、患者病歴及び／又は前述した測定のための患者固有の設定等のユーザ情報を読み出す手法についての命令を含むアプリ形式のソフトウェアプログラムと協働する。

【００２５】

本発明の別の態様では、ユーザの心拍数の変動を検出する方法であって、前記ユーザの心拍関連光信号を光検出ユニットを用いて経時的に測定することと、心拍関連光信号からＨＲ変動信号を導出することと、導出したＨＲ変動信号を基準ＨＲ範囲と比較することと、前記比較に基づいて前記ユーザの心拍関連情報信号を測定するためのプロセスを開始す

ることとを含む方法が提示される。開始するステップはさらに、光検出ユニットによりユーザの光学的測定が既に行われた第１の検出モードから、第１の検出モードよりも高いサンプルレートに対応する第２の検出モードへの切り替えを開始するように適合されている。

【００２６】

本発明のさらに別の態様では、コンピュータ上で実行されると、当該コンピュータに本明細書で開示される方法のステップを実行させるプログラムコード手段を含むコンピュータプログラムと、デバイスによって実行されると、本明細書に開示される方法を行わせるコンピュータプログラムプロダクトがその中に格納された非一時的コンピュータ可読記録媒体とが提供される。

【００２７】

本発明の以上の態様及び他の態様は、以下で説明される実施形態から明らかとなり、以下で説明される実施形態を参照して解明される。

【図面の簡単な説明】

【００２８】

【図１】第１の実施形態に係るデバイスの概略ブロック図を示す。

【図２】第１の実施形態に係るシステムの概略ブロック図を示す。

【図３】第２の実施形態に係るシステムの側面図を示す。

【図４Ａ】図３に示す第２の実施形態に係るシステムの正面図及び背面図を示す。

【図４Ｂ】図３に示す第２の実施形態に係るシステムの正面図及び背面図を示す。

【図５Ａ】第３の実施形態に係るシステムの正面図及び背面図を示す。

【図５Ｂ】第３の実施形態に係るシステムの正面図及び背面図を示す。

【図６】ある実施形態に係る方法の概略ブロック図を示す。

【図７】光検出ユニットが不整脈の疑いがある期間を判断する場合の、本発明に係る方法の概略ブロック図を示す。

【図８】測定した瞬間心拍数に不整脈の疑いがあるかどうかを判断する手法を示す概略的なグラフである。

【発明を実施するための形態】

【００２９】

図１を参照すると、第１の実施形態に係る心拍数変動を検出するためのデバイス１０の概略ブロック図が示されている。デバイス１０は、デバイス１０のユーザである生体１４の心拍関連光信号を経時的に測定するための光センサ等の光検出ユニット１２を有する。このような光センサユニットは当技術分野で知られている。次に、考えられる光センサを簡単に説明する。なお、本発明に関連して別の光センサもあり得ることに留意されたい。図１に示されるように、光検出ユニット１２は、生体１４に光を放出するためのエミッタ１６（例えばＬＥＤ）と、エミッタ１６から生体１４を通って到達した光を検出する光検出器１８（光ダイオード等）とを有する。光検出ユニット１２はまた、２つ以上の光エミッタ１６及び／又は２つ以上の光検出器１８を有してもよい。光エミッタは同じ色を有していても有していなくてもよい。光検出ユニット１２が心拍数測定に最適化されている場合、有利には、１つ以上の光エミッタ１６は緑色光を放出する。光検出ユニット１２がパルスオキシメータによる酸素飽和度S_pO_2測定に最適化されている場合、有利には、１つ以上の赤色光エミッタ及び１つ以上の赤外光エミッタを含む。ＰＰＧ信号を測定するために１つ以上の光エミッタ１６と１つ以上の光検出器１８との組み合わせは、光センサ１３を構成する。動きアーチファクトを補正するために、光検出ユニットは、加速度計等の雑音消去のため、及び／又は、さらに別の光検出器若しくは光センサ１３でも使用されている１つ以上の光検出器１８のいずれかによって測定される異なる色の光を追加するための、追加のセンサ１９も含む。

【００３０】

プロセッサ等の処理ユニット２０は、光検出ユニット１２の光センサ１３と雑音消去センサ１９のセンサ信号から心拍間隔（ＩＢＩ。ここでＩＢＩは２つの連続する心拍間の時

間である）を導出する。処理ユニット２０はまた、ＩＢＩの導出とは別に、導出したＩＢＩが正確で、したがって動き補正されたＰＰＧ信号の信号対雑音比に関連している確率を示す指標である品質指標を導出する。処理ユニット２０はまた、（秒又はミリ秒等の時間単位を有する）ＩＢＩを導出する代わりに、ヘルツ（Ｈｚ）又はキロヘルツ（ｋＨｚ）の単位を有する心拍周波数の瞬間値を表す時間の連続関数となる心拍信号の周波数を導出する。この値を表すのに瞬間心拍数という用語を用いるが、この場合、通常行われているようにＥＣＧのＲＲピークからではなく、ＰＰＧ信号から導出されることに留意しなければならない。処理ユニット２０は、心拍変動（ＨＲＶ）の場合に通常行われているように、必ずしも瞬間心拍又はＩＢＩからパワースペクトルを導出する必要はない。このため、ＨＲＶではなく、必ずしも高周波帯域、低周波帯域及び／又は超低周波帯域のパワースペクトルは計算されないが、連続するＩＢＩ又は瞬間心拍数を反映する、より広い範囲をカバーするＨＲ変動信号という用語を使用する。

【００３１】

図１に示される実施形態では、デバイス１０はさらに、処理ユニット２０が導出したＨＲ変動信号を基準ＨＲ範囲と比較するためのコンパレータ等の解析ユニット２２を有する。一実施形態では、基準ＨＲ範囲は健常者のＩＢＩの範囲に対応する所定のＨＲ範囲である。また、解析ユニット２２は、患者の測定された心拍関連光信号から決定された個々のＩＢＩを健常者、特に、不整脈又は心房細動ＡＦを有しないが、患者と同じ平均ＨＲを示す人の個々のＩＢＩと比較する。

【００３２】

図１に示される実施形態では、デバイス１０はさらに、生体１４の心拍関連電気信号を測定するように構成された電気検出ユニット２８を起動するためのコントローラ等の開始ユニット２６を有する。電気検出ユニット２８は、第１の電極３０と第２の電極３２とを備え、有利には第１の電極３０及び／又は第２の電極３２は生体１４に接触可能である。開始ユニット２６は、処理ユニット２０が導出したＨＲ変動信号が基準ＨＲ範囲から特に所定量だけ逸脱しているとき、電気検出ユニット２８を起動するように構成される。

【００３３】

図１に示される実施形態では、電気検出ユニット２８は、デバイス１０とは別ユニットである。電気検出ユニット２８は、心電図ＥＣＧセンサであり、心拍関連電気信号はＥＣＧ信号である。

【００３４】

図１に示される実施形態では、光検出ユニット１２は生体１４の一方の側に配置される。光検出ユニット１２が生体１４の任意の別の側の近くに配置されることは理解される。特に、複数の光センサ１３は、生体１４の光学的測定を行うのに適した様々な位置に配置される。

【００３５】

図１に示される実施形態では、電気検出ユニット２８は、２つの電極３０、３２のみを有する。電気検出ユニット２８が別の電極を有すること、電気検出ユニット２８のすべての電極の少なくとも一部が生体１４の電気的測定を行うのに適した生体１４の様々な位置に配置されることが理解される。

【００３６】

図１に示される実施形態では、処理ユニット２０、解析ユニット２２、及び開始ユニット２６は、光検出ユニット１２と同じデバイス１０に統合される。ユニットという語が使用されているが、処理ユニット２０、解析ユニット２２、及び開始ユニット２６は、必ずしも別の物理的実体である必要はなく、プロセッサ等の１つの物理的実体であってもよい。処理機能、解析機能、及び／又は開始機能はまた、同じコンピュータプログラムによって実行可能なコード形式であってもよい。

【００３７】

別の実施形態では、光検出ユニット１２、処理ユニット２０、解析ユニット２２及び／又は開始ユニット２６は、相互間に有線又は無線接続を用いた１つ以上の異なるデバイス

に統合される（処理ユニット２０は少なくとも光検出ユニット１２と接続し、解析ユニット２２は、処理ユニット２０と接続し、開始ユニット２６は解析ユニット２２と接続する必要がある）。１つの可能性は、１つ以上の処理ユニット２０、解析ユニット２２、及び開始ユニット２６を含む別デバイスとしてスマートフォンを使用することである。

【００３８】

別の実施形態では、ユーザは、光検出ユニット１２を手首に装着し、電気検出ユニット２８をポケット又はハンドバッグに入れる。解析ユニット２２は、光検出ユニット１２と同じデバイスに統合することができ、電気検出ユニット２８は、（少なくとも）光検出ユニット１２と無線接続する別デバイスである。解析ユニット２２が不整脈の疑いがある期間を検出した場合には、ユーザは警告を受け、ポケット／ハンドバッグから電気検出ユニット２８を取り出し、例えばＥＣＧ測定等の電気的測定を行うことが求められる。

【００３９】

図１に示される実施形態では、開始ユニット２６は電気的測定を開始する。ここで、開始という語は、限定的ではないが次の選択肢の１つ以上を含む：（ユーザがすでに電極に接続されているか否かにかかわらず）電気的測定を自動的に開始すること、（後にユーザがデータを振り返ることができるように）電気的測定の記録を自動的に開始すること、（ユーザが有益なデータを容易に見直すことができるように）記録されている電気的測定データにマーク／タイムスタンプを付けること、（例えば、ディスプレイ上のテキスト若しくは画像か、録音音声若しくは模擬音声か、又はユーザに知られている他の視覚的サイン、聴覚的サイン若しくは振動サインにより）ＥＣＧ測定を行うために電極に接続すべきことをユーザに知らせること。

【００４０】

図２を参照すると、第１の実施形態に係るシステム３４の概略ブロック図が示されている。

【００４１】

システム３４は、生体のＨＲ変動を検出するためのデバイス、有利には、図１に示すデバイス１０を有する。システム３４はさらに、生体１４の心拍関連電気信号を測定する電気検出ユニットを有する。有利には、システム３４は、図１を参照して説明される電気検出ユニット２８を有する。

【００４２】

図１及び図２でデバイス１０を用いる際、エミッタ１６は、生体１４の１つ以上の身体部分に伝搬する光を放出する。有利には、エミッタ１６は、赤色光波長及びＩＲ光波長の光を、例えば生体１４の皮膚等の１つ以上の身体部分に放出する。検出器１８は、エミッタ１６からの放出後に生体１４から逆放射される光を検出する。このようにして光検出ユニット１２は心拍関連光信号の測定を行う。次に、光検出ユニット１２により測定された心拍関連光信号は処理ユニット２０により処理され、ＨＲ変動信号が生成される。特に、心拍関連光信号は、複数の心拍信号を含み、隣接する心拍信号は心拍間隔（ＩＢＩ）で隔てられている。心拍関連光信号を一定期間測定することによって、一定数の心拍信号、ひいては一定数のＩＢＩが測定される。したがって、処理ユニット２０は、複数のＩＢＩを計算することによって、測定した心拍関連光信号からＨＲ変動信号を導出する。

【００４３】

次に、解析ユニット２２は、上記のように処理ユニット２０が導出したＨＲ変動信号を基準ＨＲ範囲と比較する。導出したＨＲ変動が基準ＨＲ範囲内にある場合には、光学的測定により、生体１４が正常な心拍数挙動を示していることがわかる。導出したＨＲ変動信号が基準ＨＲ範囲から所定量だけ逸脱している場合には、光学的測定により、生体が異常な心拍数挙動を示し、生体１４の心拍数状態のさらなる調査が必要であることが示唆される。この場合には、図１に示すデバイス１０の開始ユニット２６は、システム３４内でデバイス１０の外部に配置された、又はデバイス１０と結合配置された電気検出ユニット２８を起動し、生体１４に対する電気的測定を行う。特に、開始ユニット２６は、ＥＣＧユニット２８を起動して生体１４のＥＣＧ信号を測定する。さらに、開始ユニット２６は、

光検出ユニット１２を制御して、光検出ユニット１２により生体１４の光学的測定が既に行われた第１の検出モードから、第１の検出モードよりも高い感度に対応する第２の検出モードに切り替える。特に、第２の検出モードは第１の検出モードよりも高いサンプルレートに対応する。開始ユニット２６はまた、１つ以上の警告信号を送信するように警告ユニット（図示せず）を制御する。１つ以上の警告信号は、視覚信号、音響信号及び／又は振動信号である。例えば、１つ以上の警告信号には、ＥＣＧユニット２８の少なくとも１つの電極の近くに現れる閃光信号、基準ＨＲ範囲から逸脱するＨＲ変動信号が検出され、電気的測定が行われることを示す音声信号、及び／又はデバイス１０の１つ以上の部分の振動が含まれる。好ましい実施形態では、開始ユニット２６は、１つ以上の警告信号が警告ユニットにより送信された後やユーザがシステム３４、デバイス１０、及び／又は電気検出ユニット２８に命令を入力した後に電気検出ユニット２８を起動する。別の好ましい実施形態では、開始ユニット２６は、１つ以上の警告信号が送信され、ユーザがシステム３４、デバイス１０、及び／又は光検出ユニット１２に命令を入力した後に、光検出ユニット１２を第１の検出モードから第２の検出モードに切り替える。

【００４４】

図３を参照すると、第２の実施形態に係るシステム３４が示されている。システム３４は、生体１４が装着することができるハウジング３６を有するウェアラブルデバイス１０を有する。特に、システム３４は、生体１４の一方の手首又は腕に装着可能なハウジング３８を備えた腕時計型デバイス３６を有する。電気検出ユニット２８の第１の電極３０は、ハウジング３８の第１の面４２に配置されるが、第１の面４２は生体１４の手首又は腕４０に接触していない。電気検出ユニット２８の第２の電極３２は、ハウジング３８の第２の面４４に配置される。第２の面４４は、ハウジング３８の第１の面４２の反対面であり、第２の電極３２が手首又は腕４０の皮膚に常に接触するように構成される。

【００４５】

好ましい実施形態では、１つ以上の光センサ１３、特にＰＰＧセンサは心拍関連光信号、特に生体１４のＰＰＧ信号を測定できるように、第２の面４４に配置される。ＰＰＧ信号は、生体１４の手首又は腕から直接測定される。

【００４６】

図４Ａ及び図４Ｂには、図３の腕時計型デバイス３６が正面図及び背面図でそれぞれ示されている。好ましい実施形態では、腕時計型デバイス３６はさらに、システム３４とユーザ間のインタラクションを可能にするユーザインタフェース要素４６、特にグラフィカルユーザインタフェース（ＧＵＩ）要素４６を有する。特に、ＧＵＩ要素４６は、光検出ユニット１２が測定した心拍関連光信号、処理ユニット２０が導出したＨＲ変動信号、基準ＨＲ範囲、電気検出ユニット２８が測定した心拍関連電気信号、及び／又は警告ユニットが送信した１つ以上の警告信号を表示するように構成される。また、平均心拍数（少なくとも数秒間の平均で、単位は１分当たりの心拍数）がＰＰＧ又はＥＣＧ信号から計算され、ＧＵＩ要素４６に表示される。別のオプションでは、ＧＵＩ要素４６は、心臓の測定に関係しない情報、例えば、デバイス３６を通常の腕時計として使用できる場合には時間を、スマートウォッチとして使用できる場合にはインターネット、ＳＭＳ（ショートメッセージサービス）等を表示する。ＧＵＩ要素４６は、陰極線管モニタ、フラットパネルディスプレイ、液晶ディスプレイ（ＬＣＤ）、プラズマディスプレイ又は当技術分野で周知の任意の他のタイプのモニタ或いはディスプレイである。ＧＵＩ要素４６は、Ｗｉｎｄｏｗｓ、Ｌｉｎｕｘ（登録商標）、ＭＳＯＳ、ＫＤＥに対応したＧＵＩプログラム及び当技術分野で周知の任意の適切なＧＵＩプログラムと協働する。

【００４７】

第１の電極３０を表面４２ではなく腕時計の側面又はストラップに取り付けることによって、ＧＵＩ要素４６は腕時計の表面４２全体を覆うことができる。

【００４８】

生体１４の心拍関連光信号の光学的測定は、ユーザが腕時計型デバイス３６を装着すると行うことができる。ウェアラブルデバイス３６はまた、生体１４の額、首、腰、脚及び

／又は足等の別の身体部分に装着されるように構成されることが理解される。腕時計型デバイス３６の光検出ユニット１２が生体１４のＨＲ変動信号を検出し、導出したＨＲ変動信号が所定の基準ＨＲ範囲から特に所定量だけ逸脱していることが分かった後、ＧＵＩ要素４６は、警告信号、有利には、ユーザに光学的測定の結果について通知する、及び／又はユーザに電気的測定を開始するように指示するテキストメッセージを表示する。また、ＧＵＩ要素４６は、ユーザに動きを止め、光センサ１３を備えたデバイスを適切に取り付け、及び／又は光検出ユニット１２のサンプルレートを増加させるように指示するテキストメッセージを含む警告信号を表示する。別の可能性は、デバイス３６が光検出ユニット１２のサンプルレートを自動的に増加させることである。ユーザに電気的測定を開始するように指示するメッセージの後、腕時計型デバイス３６が装着されていないもう一方の手の１つ以上の指を第１の電極３０に置くことによって、ＥＣＧ信号が測定される。有利には、ＥＣＧユニットが捕捉したデータはメモリユニットに記憶される。このようにして、医師は後にデータを調査し、不整脈の分析を行うことができる。メモリユニットは、システム３４に統合される。また、システム３４は、ネットワークシステム、クラウドシステム、インターネット、イントラネット、パーソナルコンピュータ、又はスマートフォン、或いは任意の他のモバイルデバイスを含むモバイル通信デバイス等の外部データベースにデータを送信できる、及び／又はこの外部データベースからデータを読み出し可能なデータインタフェースを有する。データインタフェースは、ＵＳＢ、ＢｌｕｅＴｏｏｔｈ（登録商標）、光ファイバ、又は当技術分野で周知の他のデータインタフェース技術に対応する。

【００４９】

また、システム３４の電気検出ユニット２８は、接続手段４８を介して腕時計型デバイス３６のハウジング３８に接続される第２の電極３２’を有する。特に、接続手段４８はケーブル４８である。有線の第２電極３２’を、胸、首、額、顔、腕、手首、背中、脚、足等の生体１４の様々な身体部分に接触させる。有線の第２電極３２’を腕時計型デバイス３６が装着されていない手、腕、又は手首に取り付けることにより、ＨＲ変動信号の電気的測定が、２つの身体部分を生体１４の心臓に対して互いに対向する側にして行われる。３つ以上の電極を用いるＥＣＧも有益であるように、さらに多くの電極を有する可能性もある。好ましい実施形態では、１つ以上の電極３２’の１つ以上のケーブル４８をデバイスに容易に着脱して、デバイス３６を目立たなくする。開始ユニット２６がユーザにＥＣＧ測定を行うように警告すると、ユーザは１つ以上のケーブル４８をデバイスに取り付け、１つ以上の電極３２’を体の所望の場所に取り付ける必要がある。この実施形態では、デバイス上部の電極３０及び／又はデバイス下部の電極３２はない。

【００５０】

図５Ａを参照すると、第３の実施形態に係るシステム３４が正面図で示されている。

【００５１】

この実施形態では、デバイス１０はモバイル通信デバイス５０、特にスマートフォンである。また、モバイル通信デバイス５０は、タブレット、計算機、ポータブルメディアプレーヤー、ビデオカメラ又はナビゲーションデバイスとして構成される。有利には、電気検出ユニット２８、特にＥＣＧユニットの第１及び第２の電極３０、３２は、モバイル通信デバイス５０の前面５２に配置される。また、電気検出ユニット２８は、追加的な電極を有し、電気検出ユニット２８のすべての電極の少なくとも２つがモバイル通信デバイス５０の２つの異なる面に配置される。特に、少なくとも１つの電極３０、３２は、図５Ｂに示すように後面５４又は側面５６、５７、５８、５９に配置される。

【００５２】

有利には、光検出ユニット１２は、前面５２に配置されるが、後面５４、又は側面５６、５７、５８、５９の１つに配置することもできる。好ましい実施形態では、光検出ユニット１２は、異なる面５２、５４、５６、５７、５８、５９に少なくとも一部が配置された複数の光センサ１３を含む。また、光検出ユニット１２はカメラである。今日では、既にほとんどのスマートフォンが標準的なカメラを備えている。カメラからの情報は、専用

アプリと一緒に心拍数の導出に用いることができる。

【００５３】

モバイル通信デバイス５０はさらに、ディスプレイユニット６０を有し、有利にはディスプレイユニット６０はタッチスクリーンを有する。有利には、ＧＵＩ要素４６等のＧＵＩ要素は、モバイル通信デバイス５０のディスプレイユニット６０に統合されるか、これと協働するように構成される。

【００５４】

好ましい実施形態では、アプリ等のコンピュータプログラムは、モバイル通信デバイス５０と協働するように構成される。ユーザは、ディスプレイユニット６０を介してアプリを起動した後、ＨＲ変動信号の光学的測定を開始する。光検出ユニット１２が基準ＨＲ範囲から所定量だけ逸脱するＨＲ変動信号を検出すると、ディスプレイユニット６０は警告信号を表示し、ユーザに次の幾つかの選択肢を提示する：光検出ユニット１２のサンプルレートを増加させること；ＨＲ変動信号の電気的測定を開始すること；医師／外科医／介護者に相談すること等。上記選択肢はそれぞれディスプレイユニット６０に表示される視覚ボタンに関連付けられ、クリックすることによって選択された選択肢が処理される。例えば、ユーザが「光検出ユニットのサンプルレートを増加させる」という選択肢に関連付けられた視覚ボタンをクリックすると、ディスプレイユニット６０は、光検出ユニット１２の視覚制御パネルを表示し、これによって光検出ユニット１２の少なくとも１つの光センサ１３のサンプルレートを変化させる。ユーザが「電気的測定を開始する」という選択肢を選択すると、ディスプレイユニット６０は、有利にはシステム３４内に配置された電気検出ユニット２８を用いて、電気的測定を行うための案内メッセージを表示する。また、案内メッセージは、外部の電気検出ユニット２８、有利には当技術分野で周知の通信リンクを介してモバイル通信デバイス５０に接続可能な外部ＥＣＧユニットを使用して電気的測定を行うようにユーザに案内するように構成される。ユーザが「医師に相談する」という選択肢を選択すると、ディスプレイユニット６０は、有利にはフィードバック情報を伴う連絡先情報のリストを表示する。

【００５５】

好ましい実施形態では、以上に示した１つ以上の実施形態に係るシステム３４の光検出ユニット１２及び電気検出ユニット２８は同時に動作する。別の好ましい実施形態では、システム３４及び／又はデバイス１０、３６、５０は、有線通信リンク又は無線により、外部データベースか、インターネット、イントラネット、クラウドシステム若しくはＰＣ等の外部ネットワークシステムか、又は別のモバイル通信デバイスと通信する。

【００５６】

図６を参照すると、生体１４のＨＲＶを検出するための方法が示されている。ステップ１０１において、生体１４の心拍関連光信号が経時的に測定される。これは前述した実施形態に係るデバイス１０、３６、５０を使用することにより行うことができる。次に、心拍関連光信号は、ステップ１０２でＨＲ変動信号を導出するために処理される。特に、心拍関連光信号は、複数の心拍信号を含み、複数の心拍間隔（ＩＢＩ）を導出することができる。次に、導出したＨＲ変動信号は、ステップ１０３で、有利には健常な生体で測定されたＨＲ変動信号に基づく所定のＨＲ範囲である基準ＨＲ範囲と比較される。ステップ１０４において、ステップ１０３の比較の結果が電気検出ユニット２８、特にＥＣＧユニットを制御するための開始ユニット２６に提供される。ステップ１０５において、導出したＨＲ変動信号が基準ＨＲ範囲から所定量だけ逸脱していることが分かると、開始ユニット２６は電気検出ユニット２８を起動して心拍関連電気信号の測定を行う。また、電気検出ユニット２８は、ステップ１０３での比較の時に既に起動され、ステップ１０５では、例えばＥＣＧデータの記録開始、及び／又はＥＣＧ信号のディスプレイへの表示を行うことができる。（不整脈の疑いがあるＰＰＧデータを有する期間又はこの期間以外にも）ＥＣＧデータを記録することは、どんな場合でもデバイスの望ましい機能である。なぜなら、そうすることで医師はＥＣＧ波形の形状を振り返り、不整脈の原因に関する結論を出すことができるためである。ＰＰＧデータに不整脈の疑いが出始めたポイントを容易に見直せ

るように、ステップ１０５は、電気検出ユニットを起動すること、ＥＣＧ記録を開始すること、及び／又はＥＣＧ信号をディスプレイに表示することだけではなく、記録中のＥＣＧデータ及び／又はＰＰＧデータの跡にマークを付けることを含むこともできる。

【００５７】

好ましい実施形態では、方法は、開始ユニット２６が光検出ユニット１２を第１の検出モードから、第１の検出モードよりも高い感度に対応する第２の検出モードに切り替えるステップ１０６を含む。別の好ましい実施形態では、方法は、１つ以上の警告信号を送信するステップ１０７を含む。警告信号は、視覚信号、音響信号及び／又は振動信号を含む。好ましい実施形態では、警告信号は、図５Ａを参照して以上で説明したように、ユーザに様々な選択肢の中から選択するように指示するためのテキストメッセージを含む。

【００５８】

図７は、ＰＰＧ検出ユニットが不整脈の疑いがある期間を判断する時の考えられるステップの概略ブロック図を示す。ＰＰＧ検出ユニットが不整脈の疑いがある期間を判断する時、ＰＰＧ検出ユニットの精度を（例えば、サンプルレートを増加させることにより）高めたり、ユーザに（ディスプレイ上のテキスト、録音／模擬音声、或いはユーザに知られている他の視覚的サイン、聴覚的サイン又は振動サインにより）、（例えば、動きを止めたり、光センサと皮膚との接触を、例えば光検出ユニットを備えたデバイスをきつく締めたり、取り付け直したりして改善することによって）測定誤差を訂正したり、電気的測定を開始するように求めることができる。測定誤差を訂正したり、ＰＰＧ検出ユニットの感度を向上させた後も、ＰＰＧ信号から不整脈が疑われる場合には、ユーザに電気的測定の開始を求めることができたり、警告を直接介護者に送信することができたり、医師に診てもらう必要があるというフィードバックをユーザに与えたり、及び／又は医師が後で振り返れるようにデータを記録／マーク付けできる。後者３つは、ＥＣＧが不整脈の期間を示すことが分かる場合には、次のステップであってもよい。誤差訂正／精度向上されたＰＰＧ測定又はＥＣＧ測定が正常な心拍数変動信号を示す場合、モードは通常のＰＰＧ測定モードに戻ることができる。

【００５９】

図８は、測定した瞬間心拍数に不整脈の疑いがあるかどうかを判断する手法の例の概略的なグラフを示す。実線は、ある人間の（少なくとも数秒間にわたって平均化された）平均心拍数を示す。平均心拍数は、人間が運動を開始するとある時点で上昇し始める。正常な心拍数変動か否かを決定する境界として、破線が引かれている。白い四角は健常者の瞬間心拍数であるのに対し、点は不整脈を有する人の瞬間心拍数である。図は、健常者の瞬間心拍数はすべて境界内に収まるのに対し、不整脈を有する人の場合には境界から外れる点があることを示す。したがって、光検出ユニット１２により測定された場合、点で示されるパターンによって、開始ユニット２６は、ユーザに電気的測定を開始するように命令する等、前述したプロセスの１つを開始することになる。また、心拍数が境界内に収まっているか否かに基づいて心拍数変動がＯＫか否かに関する継続的なフィードバックをユーザに与えることができる。これは、光ユニットが測定した心拍数及び／又はＥＣＧユニットが測定した心拍数であってもよい。境界は、平均心拍数の上下に常に同じ量であるという意味で一定と考えられるか、或いは、より特異的であってもよく、つまり、境界は例えばユーザの人口統計学的情報（年齢や性別等）、病歴、１つ以上の生理学的信号（平均心拍数、平均心拍数の変化、S_PO_2、呼吸数等）、及び／又はユーザが行っている活動（座位、睡眠、歩行、ランニング、サイクリング等）に依存する。

【００６０】

デバイス１０が、図８の実施形態のようにユーザに動きを止めることを要求できる場合には、デバイスは、雑音消去センサ１９の信号を用いて、ユーザが不穏な動きをしていないかどうかを判断する。ユーザが実際に不穏な動きをしている場合には、ユーザは動きを止めることを要求され、そうでない場合には、別の選択肢が選ばれる。同様に、デバイス１０は、制限要因でない場合にはサンプルレートが増加しないように自動化することができ、及び／又はユーザは、信号対雑音比が既に高い場合には光センサ１３と皮膚との接触

を改善することを要求されない。

【００６１】

図面及び前述の記述中に本発明を詳細に例示し且つ記載したが、そのような例示及び記述は例示的又は例証的と考えられるべきであり、限定的と考えられるべきでない。本発明は開示の実施態様に限定されない。請求する発明を実施する当業者は、図面、開示、及び添付の請求項の検討から、開示の実施態様に対する他の変形を理解し且つ行い得る。例えば、皮膚と接触するＰＰＧ検出ユニットが光検出ユニットとして主に明細書中で開示されているが、本発明は、レーザスペックル検出ユニット等の他の光検出ユニット、又はバイタルサインカメラ等の皮膚と接触しない光検出ユニットにも当てはまる。また、２つ以上の光検出ユニットが使用されてもよい。

【００６２】

請求項において、「有する（ｃｏｍｐｒｉｓｉｎｇ）」なる単語は、他の要素又はステップを排除するものではなく、不定冠詞「ａ」又は「ａｎ」は、複数を排除するものではない。単一のプロセッサ又は他のユニットは、請求項に列挙された幾つかの項目の機能を充足する。特定の手段が相互に異なる従属請求項に引用されているという単なる事実は、これら手段の組み合わせを有利に使用することができないことを示すものではない。

【００６３】

コンピュータプログラムは、ハードウェアと共に若しくは他のハードウェア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等の適切な媒体に保存／分配されてもよいが、インターネット又は他の有線若しくは無線の電気通信システムを介して等の他の形式で分配されてもよい。

【００６４】

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

【図１】

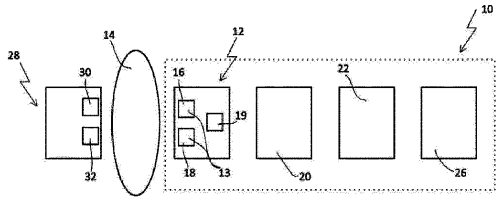

FIG. 1

【図２】

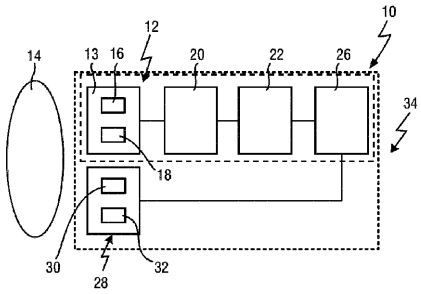

FIG. 2

【図３】

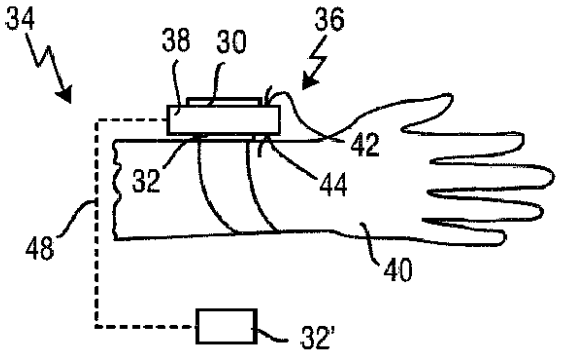

FIG. 3

【図４Ａ】

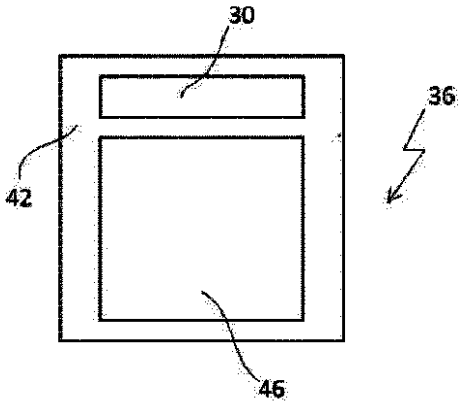

FIG. 4A

【図４Ｂ】

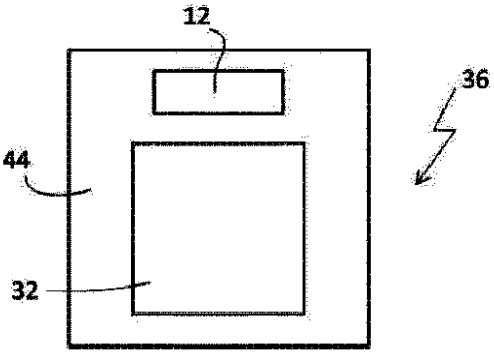

FIG. 4B

【図５Ａ】

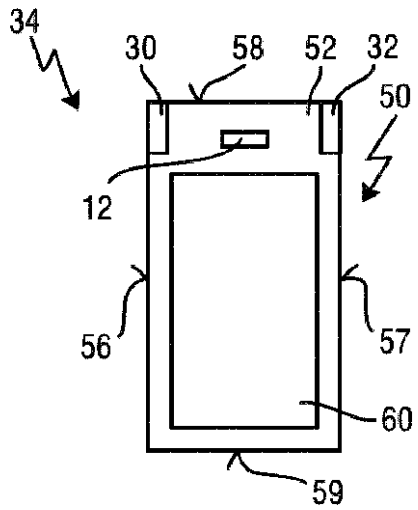

FIG. 5A

【図５Ｂ】

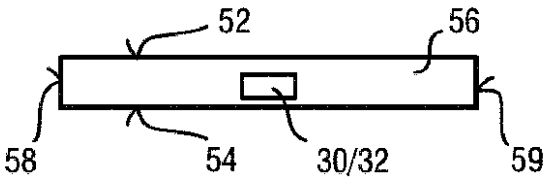

FIG. 5B

【図６】

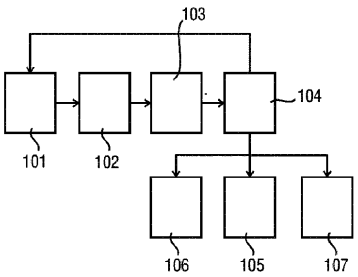

FIG. 6

【図７】

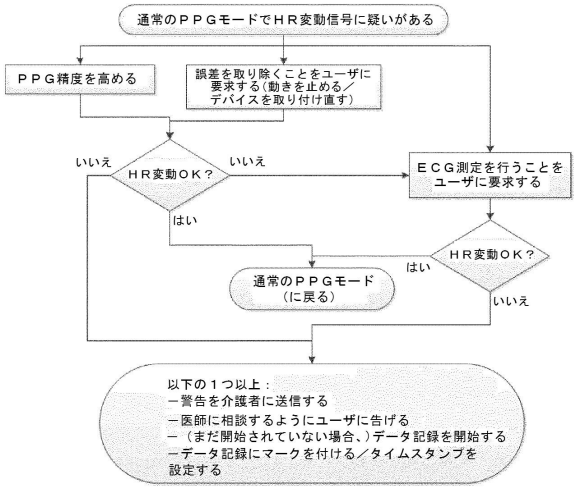
通常のＰＰＧモードでＨＲ変動信号に疑いがある
ＰＰＧ精度を高める
誤差を取り除くことをユーザに要求する（動きを止める／デバイスを取り付け直す）
いいえ
ＨＲ変動ＯＫ？
いいえ
ＥＣＧ測定を行うことをユーザに要求する
はい
ＨＲ変動ＯＫ？
はい
通常のＰＰＧモード（に戻る）
いいえ
以下の１つ以上：
－警告を介護者に送信する
－医師に相談するようにユーザに告げる
－（まだ開始されていない場合、）データ記録を開始する
－データ記録にマークを付ける／タイムスタンプを設定する

図７

【図８】

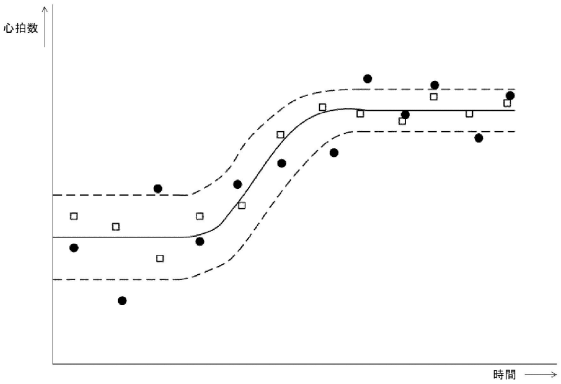
心拍数
時間

図８

フロントページの続き

(51)Int.Cl.　　FI
　　Ａ６１Ｂ　5/04　　３１２Ｕ

(72)発明者　コッポラ　ジュゼッペ
　　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
(72)発明者　フアイブレグツ　ローレンシア　ヨハンナ
　　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

審査官　亀澤　智博

(56)参考文献　国際公開第２０１２／１４０５５９（WO，Ａ１）
　　特開２０１１－１９３８８６（ＪＰ，Ａ）
　　特開平０４－２００４４０（ＪＰ，Ａ）
　　米国特許出願公開第２００９／０３２６３５６（ＵＳ，Ａ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
　　Ａ６１Ｂ　　５／００　－　５／０４