

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6666244号
(P6666244)

(45) 発行日 令和2年3月13日 (2020.3.13)

(24) 登録日 令和2年2月25日 (2020.2.25)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/02 (2006.01)
 A 6 1 B 5/022 (2006.01)
 A 6 1 B 5/00 (2006.01)
 A 6 1 B 5/1455 (2006.01)
 A 6 1 B 5/08 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 0 V
 A 6 1 B 5/02 3 1 0 Z
 A 6 1 B 5/022 4 0 0 E
 A 6 1 B 5/00 1 0 1 A
 A 6 1 B 5/00 1 0 2 C

請求項の数 14 (全 21 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2016-534629 (P2016-534629)
 (86) (22) 出願日 平成26年11月19日 (2014.11.19)
 (65) 公表番号 特表2016-539697 (P2016-539697A)
 (43) 公表日 平成28年12月22日 (2016.12.22)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2014/074950
 (87) 国際公開番号 W02015/078735
 (87) 国際公開日 平成27年6月4日 (2015.6.4)
 審査請求日 平成29年11月16日 (2017.11.16)
 (31) 優先権主張番号 13194603.0
 (32) 優先日 平成25年11月27日 (2013.11.27)
 (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 アーヘー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 2
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体のパルス移動時間及び/又はパルス波速度情報を獲得するためのデバイスおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体のパルス移動時間及び/又はパルス波速度情報を獲得するためのデバイスであって、

画像化ユニットによって取得された被検体の一式の画像フレームを受信するためのインターフェイスと、

前記被検体の異なる体部位のモーションを検出するためのモーション検出ユニットと、

前記一式の画像フレームの中で前記被検体の体部位における少なくとも2つの関心領域 (ROI) を選択するための ROI 選択ユニットと、

前記一式の画像フレームからの少なくとも2つの選択された関心領域から少なくとも2つの光電式容積脈波である PPG 信号を抽出するための信号抽出ユニットと、

モーション修正ユニットであり、実質的に動いていない体部位における関心領域だけを選択するように前記 ROI 選択ユニットをコントロールし、及び/又は、実質的に動いていない体部位における関心領域だけから PPG 信号を抽出するように前記信号抽出ユニットをコントロールするための、モーション修正ユニットと、

選択された関心領域の間の物理的距離を画像フレームの中で決定するための距離決定ユニットと、

異なる関心領域から抽出された前記 PPG 信号及びそれぞれの関心領域の間のそれぞれ決定された物理的距離から、パルス移動時間及び/又はパルス波速度情報を決定するための計算ユニットと、

10

20

を含む、デバイス。

【請求項 2】

前記信号抽出ユニットは、前記被検体の複数の異なる体部位から複数の関心領域を選択するように構成されており、

前記信号抽出ユニットは、前記選択された複数の関心領域から複数の P P G 信号を抽出するように構成されており、かつ、

前記計算ユニットは、複数の関心領域から抽出された前記 P P G 信号及びそれぞれ決定された各関心領域間の物理的距離から、パルス移動時間、及び/又は、パルス波速度情報を決定するように構成されている、

請求項 1 に記載のデバイス。

10

【請求項 3】

前記計算ユニットは、それぞれの体部位に対して決定されたパルス移動時間及び/又はパルス波速度情報を示す第 1 の体マップを決定するように構成されている、

請求項 2 に記載のデバイス。

【請求項 4】

前記デバイスは、さらに、

一つまたはそれ以上の選択された関心領域から抽出された P P G 信号から生命徴候情報を決定するための生命徴候決定ユニットと、

を含む、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 5】

前記生命徴候決定ユニットは、異なる体部位における動脈の血液酸素飽和度を決定し、かつ、それぞれの体部位に対して前記決定された動脈の血液酸素飽和度を示す第 2 の体マップを決定する、ように構成されている、

請求項 4 に記載のデバイス。

20

【請求項 6】

前記デバイスは、さらに、

呼吸情報を決定するための呼吸決定ユニットであり、特には、選択された関心領域における前記一式の画像フレームから前記被検体の呼吸率、及び/又は、呼吸ボリュームの変化を決定する、呼吸決定ユニットと、

を含む、請求項 1 に記載のデバイス。

30

【請求項 7】

前記 R O I 選択ユニットは、最も強い、及び/又は、最も信頼性ある P P G 信号が抽出され得る関心領域を選択する、ように構成されている、

請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 8】

前記計算ユニットは、

異なる関心領域から抽出された P P G 信号間の位相シフトを決定し、かつ、

前記位相シフトとそれぞれの関心領域の間の前記決定された物理的距離からパルス移動時間、及び/又は、パルス波速度情報を決定する、

ように構成されている、請求項 1 に記載のデバイス。

40

【請求項 9】

前記デバイスは、さらに、

前記被検体の体勢を検出するための体勢検出ユニット、を含み、

前記計算ユニットは、パルス移動時間、及び/又は、パルス波速度情報の前記決定において、前記体勢を考慮する、ように構成されている、

請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 10】

前記計算ユニットは、時間にわたり、パルス移動時間、及び/又は、パルス波速度情報をモニタするように、構成されている、

請求項 1 に記載のデバイス。

50

【請求項 1 1】

前記計算ユニットは、
前記決定されたパルス移動時間、及び/又は、パルス波速度情報から血圧における変化を決定し、及び/又は、
異なる関心領域から抽出された P P G 信号間のパルス形状における差異を決定する、
ように構成されている、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 1 2】

前記デバイスは、さらに、
被検体の画像フレームを取得するための画像化ユニット、特にはカメラ、
を含む、請求項 1 に記載のデバイス。

10

【請求項 1 3】

被検体のパルス移動時間及び/又はパルス波速度情報を獲得するための方法であって、
画像化ユニットによって取得された被検体の一式の画像フレームを受信するステップと、
、
前記被検体の異なる体部位のモーションを検出するステップと、
前記一式の画像フレームの中で前記被検体の体部位における少なくとも 2 つの関心領域 (R O I) を選択するステップと、
前記一式の画像フレームからの少なくとも 2 つの選択された関心領域から少なくとも 2 つの光電式容積脈波である P P G 信号を抽出するステップと、
実質的に動いていない体部位における関心領域だけを選択するように前記 R O I の選択をコントロールするステップ、及び/又は、実質的に動いていない体部位における関心領域だけから P P G 信号を抽出し、もしくは、動いている体部位における関心領域から抽出された P P G 信号を修正するように信号抽出ユニットをコントロールするステップ、
選択された関心領域の間の物理的距離を画像フレームの中で決定するステップと、
異なる関心領域から抽出された前記 P P G 信号及びそれぞれの関心領域の間のそれぞれ決定された物理的距離から、パルス移動時間及び/又はパルス波速度情報を決定するステップと、
を含む、方法。

20

【請求項 1 4】

コンピュータ上で実行されると、前記コンピュータに請求項 1 3 に記載の方法を実行させる、プログラムコードを含むコンピュータプログラム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、人間または動物といった、被検体のパルス移動時間及び/又はパルス波速度情報を獲得するためのデバイスおよび方法に関する。

【背景技術】

【0002】

現在は、西欧諸国における死亡の主な原因としての心臓血管疾患 (C V D) が、健康管理システムの増え続けているコストの大部分の要因である。

40

【0003】

高血圧に関する調査研究は、これまでのところ、一般的には、血管抵抗および微小動脈に注目してきた。収縮期高血圧の 50 歳以上の患者における高い流行と、非侵襲ドップラーおよびエコー追跡技術によって、大動脈の硬化度 (s t i f f n e s s) を高度な再現性をもって判断することができるようになった。動脈硬化度の増加および乱された波反射 (w a v e r e f l e c t i o n) は、特に老人においては、減少した大動脈弾性と収縮期高血圧を理解するための基礎である。この血流力学的パターンは、機械的要因および他の血圧とは独立したリスク要因から生じている。糖尿病、肝不全、肥満、および深刻なアテローム硬化症、といったものである。

【0004】

50

高血圧における動脈硬化度と波反射の役割は、血圧カーブの現代の解釈によって説明されてきている。血圧の伝播、収縮期血圧増幅のメカニズム、および脈圧アンプに関するものである。心臓血管疾患リスクの新たな予測因子が特定されてきている。増加した脈圧、および、パルス波速度といったものであり、乱された波反射も同様である。これらの全ては、心臓血管疾患リスクの独立した予測因子であり、収縮期または拡張期いずれかの血圧だけよりも強力なものである。治療試験は硬化度を低減するための調査方法である、そして、それによって、進んだ肝不全を伴っても伴わなくても、高血圧の患者において収縮期および脈圧の選択的な軽減ができる。

【0005】

いくつかの研究が、CVDの進展において動脈硬化度が果たす重要な役割を最近に強調してきており、かつ、中央硬化度 (central stiffness) が、心臓血管疾患と全ての死亡要因の両方について最良の独立した予測因子であることが示されてきたので、硬化度は、患者が歩行できる心臓血管疾患モニタリングにおいて欠けている血管関連パラメータであると考えられてよい。しかしながら、非侵襲的ではなく動脈硬化度を測定するために唯一利用可能な技術は、今のところ、いわゆるパルス波速度 (PWV) である。

【0006】

欧州特許出願公開第2000084A1号は、パルス波速度情報を獲得するためのデバイスを開示している。発光ユニット、生体に関して時間シーケンスにおける画像をキャプチャするように構成されている画像センサ、レンズ、時間T1とT2を獲得するように構成されているエキストリーム発生時間 (extreme-occurrence-time) 獲得ユニット、を含んでいる。時間T1とT2においては、キャプチャされた画像それぞれの第1領域と第2領域の輝度の値に関して時間シーケンスにおけるエキストリームが発生し、時間T1は第1の領域のうち一つに対して獲得されたものであり、かつ、時間T2は第2の領域のうち一つに対して獲得されたものである。そして、表現 $P = (YL/f) / (T2 - T1)$ に従ってパルス波速度を計算するように構成されているPWV計算ユニット、を含んでいる。ここで、Yは、画像センサにおける距離を表しており、距離は第1の領域と第2の領域との間の距離に対応している。fは、レンズの焦点距離を表しており、そして、Lは、レンズと生体との間の距離を表している。

【0007】

欧州特許出願公開第2631874A1号は、リモートセンシング環境において興味のある被検体の動脈パルス移動時間を決定するためのシステムと方法を開示している。ビデオ画像化システムが、動脈パルス移動時間について分析されるべく意図された被検体の近位および遠位の領域に係る時間変動しているソース画像をキャプチャするために使用される。近位および遠位の領域それぞれに対する時系列信号がソース画像から抽出され、そして、抽出された時系列信号それぞれの位相が計算される。これらの位相間の差異が、次に、計算される。この位相差は、信号における周波数の単調関数である。単調関数から被検体の動脈パルス移動時間が抽出される。被検体の動脈パルス移動時間は、次に、コンピュータシステムに対して通信される。コンピュータシステムは、血圧、血管閉塞、血液流速、または、末梢神経障害、を判断する。

【0008】

米国特許出願公開第2010/0195473号、国際公開第2012/093320A2号、および、W. Verkruijsse共著の "A novel biometric signature: multi-site, remote (>100m) photoplethysmography using ambient light"、Technical Note PR-TN 2010/00097、03/2010、は、さらに、リモート光電式容積脈波のためのデバイスおよび方法に関する出願のさらなる展開を開示している。

【0009】

国際公開第2013/166334A1号は、光の反射コンポーネントに基づいた生

10

20

30

40

50

理学的特性の検出を開示している。

【0010】

独国特許出願公開第19741982号は、皮膚の血液かん流を示す局所的な非侵襲性機能のためのシステムを開示している。

【0011】

米国特許出願公開第2013/0046192A1号は、画像ベースのPWV測定デバイスおよび方法を開示している。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

被検体のパルス移動時間及び/又はパルス波速度情報を控えめに、信頼性よく、そして、効率的に獲得するためのデバイスおよび方法を提供することが、本発明の目的である。それにより、早い信頼性のある被検体の健康状態の判断及び/又はモニタリング、および、患者の健康状態の悪化についてより良い予想ができる。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明の第1の態様において、被検体のパルス移動時間及び/又はパルス波速度情報を獲得するためのデバイスが提供される。本デバイスは、
—画像化ユニットによって取得された被検体の一式の画像フレームを受信するためのインターフェイスと、
—前記被検体の異なる体部位のモーションを検出するためのモーション検出ユニットと、
—前記一式の画像フレームの中で前記被検体の体部位における少なくとも2つの関心領域(ROI)を選択するためのROI選択ユニットと、
—前記一式の画像フレームからの少なくとも2つの選択された関心領域から少なくとも2つの光電式容積脈波であるPPG信号を抽出するための信号抽出ユニットと、
—モーション修正ユニットであり、実質的に動いていない体部位における関心領域だけを選択するように前記ROI選択ユニットをコントロールし、及び/又は、実質的に動いていない体部位における関心領域だけからPPG信号抽出し、もしくは、動いている体部位における関心領域から抽出されたPPG信号を修正するように前記信号抽出ユニットをコントロールする、モーション修正ユニットと、
—選択された関心領域の間の物理的な距離を画像フレームの中で決定するための距離決定ユニットと、
—異なる関心領域から抽出された前記PPG信号及びそれぞれの関心領域の間のそれぞれ決定された物理的距離から、パルス移動時間及び/又はパルス波速度情報を決定するための計算ユニットと、を含む。

【0014】

本発明の第2の態様においては、被検体のパルス移動時間及び/又はパルス波速度情報の獲得について対応する方法が提供される。

【0015】

本発明のさらなる態様においては、コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行されるときに、ここにおいて開示された方法に係るステップをコンピュータに実施させるためのプログラムコード手段を含むコンピュータプログラムが提供される。プロセッサによって実行されるときに、ここにおいて開示された方法が実施されるようにさせるコンピュータプログラムプロダクトを保管する、コンピュータで読取り可能な固定の記録媒体も同様である。

【0016】

本発明の望ましい実施例は、従属請求項において定められる。請求される方法およびコンピュータプログラムは、請求されるデバイスのように、かつ、従属請求項において定められるように、類似及び/又は同一の望ましい実施例を有することが理解されるべきである。

【0017】

本発明は、自動的、連続的、そして控えめな方法で、PWV測定を提供する信頼性があり、かつ、効率的なデバイスおよび方法を提供する。一方で、被検体の体または体部位の移動あるいは体勢の変化によって影響を受けずに残存し、もしくは、体勢に対して自動的に調整されている。さらに、本発明により、体を通過するときの圧力パルス（pressure pulse）の移動時間の連続的な測定ができる。例えば、大動脈弁から胸骨まで移動するとき（av2s PTTと呼ばれるもの）である。さらに、パルス移動時間（PTT）を決定することができ、そして、PWV値が計算され得る。例えば、以下の式においてである。

$$PWV = D / PTT$$

10

ここで、Dは動脈セグメントの長さである。そして、パルス移動時間は、

$$PTT = PATd - PATp$$

ここで、PATpは、心臓に対してより近いポイントにおける圧力パルスの到着時間であり、そして、PATdは、末端における圧力パルスの到着時間である。

【0018】

従って、本発明は、画像データからPTT及び/又はPWV情報を取得するための信号処理チェーンを実質的に提供する。皮膚上のいくつかの移動していないROIの自動的な検出、これらのROI間の物理的距離の決定（または見積り）、これらのPPG信号間の位相シフトの計算、の組み合わせによるものである。相互に、及び/又は、ECGと同期化された、体部位（例えば、足、手、額）上に置かれたいくつかのコンタクトPPGセンサを使用する既知のシステムとは反対に、本発明に従って使用される情報の全ては、単一の光センサから生じる。すなわち、ビデオカメラといった画像化ユニットである。

20

【0019】

欧州特許出願公開第2000084A1号は、指の上の透過的または反射的なPPGのための特定のハードウェアセットアップを開示しているが、体の一つ以上の部位におけるPWV測定の態様を扱っていない。望ましくなく、また、開示されたハードウェアセットアップを使用して可能でもないものである。対照的に、本発明は、PPG信号の複数スポット測定、および、異なる体部位でのモーションに応じたPPG形態における変化の分析を開示している。

【0020】

30

望ましい実施例において、前記信号抽出ユニットは、被検体の複数の異なる体部位から複数の関心領域を選択するように構成されており、前記信号抽出ユニットは、選択された複数の関心領域から複数のPPG信号を抽出するように構成されており、かつ、前記計算ユニットは、複数の関心領域から抽出された前記PPG信号及びそれぞれ決定された各関心領域間の物理的な距離から、パルス移動時間及び/又はパルス波速度情報を決定するように構成されている。この複数サイトPPG測定によって、つまり、異なる体部位からの複数のROIから複数のPPG信号を獲得することによって、獲得された被検体のパルス移動時間及び/又はパルス波速度情報の信頼性と正確性が増加され得る。

【0021】

別の実施例において、前記計算ユニットは、それぞれの体部位に対して決定されたパルス移動時間及び/又はパルス波速度情報を示す第1の体マップを決定するように構成されている。この体マップは、介護者に対して、被検体の体の健康な領域および潜在的に不健康な領域について良好で迅速な概要を提供する。

40

【0022】

望ましくは、デバイスは、さらに、一つまたはそれ以上の選択された関心領域から抽出されたPPG信号から生命徴候情報を決定するための生命徴候決定ユニット、を含む。異なる生理学的オリジン（origin）のいくつかの生命徴候（例えば、PPG、呼吸モーション）は、コンテキスト情報（例えば、体モーション、ROI間の距離）と同時に、患者の体の複数の場所から取得され得る。測定された生理学的信号とコンテキスト情報の組み合わせた分析に基づいて、派生的な生命徴候を抽出するために信号処理方法が適用さ

50

れる。

【0023】

人の生命徴候、例えば心拍数（HR）、呼吸率（RR）または血液酸素飽和度は、人の現在の状態の指標として働き、かつ、医療イベントの予測因子として使用され得る。この理由により、生命徴候は、入院治療および外来治療のセッティングにおいて、家庭で、または、さらに、健康、レジャー、およびフィットネスのセッティングにおいて広くモニタされている。

【0024】

生命徴候を測定する一つの方法は、容積脈波記録法（plethysmography）である。容積脈波記録法は、一般的に、器官または体部位のボリューム変化の測定を参照するものであり、特には、心拍ごとに被検体の体を通ずる心臓血管のパルス波によるボリューム変化の検出を参照する。光電式容積脈波記録法（photoplethysmography）は、関心領域またはボリュームの光反射または伝達の時間変数な（time-variant）変化を評価する光学的測定技術である。PPGは、血液が周辺組織よりも多くの光を吸収するという原理に基づいており、そのため、心拍ごとの血液ボリュームにおける変動が、それに応じて伝達または反射に影響する。心拍数に関する情報の他に、PPG波形（PPG信号としても参照されるもの）は、呼吸といった、さらなる生理学的現象に起因する情報を含み得る。異なる波長（典型的には赤と赤外）において伝達性及び／又は反射性を評価することによって、血液酸素飽和度が決定され得る。従来のパルスオキシメータ（pulse oximeter）が、しばしば、被検体の皮膚に対して取り付けられる。従って、それらは、コンタクトPPGデバイスとして参照される。

【0025】

最近、控えめな測定のための非コンタクト、リモートPPG（RPPG）デバイスが紹介されてきている。リモートPPGは、興味のある被検体から離れて配置された、光源、または、一般的には放射源を使用する。同様に、検出器、例えばカメラまたは光検出器も、また、興味のある被検体から離れて配置され得る。従って、リモートPPGシステムおよびデバイスは控えめであり、そして、非医療的な日常アプリケーションと同様に医療的な日常アプリケーションにうまく適していると考えられる。

【0026】

Verkruyssse共著の”Remote plethysmography imaging using ambient light”、Optics Express、16（26）、22 December 2008、pp. 21434–21445、は、光電式容積脈波信号が、環境光と従来の消費者レベルのビデオカメラを使用してリモートに測定され得ることを実証している。体におけるセンサにわたるカメラベースの生命徴候モニタリングの主な利点の一つは、非常に使い易いことである。センサを取付ける必要がなく、被検体の皮膚／胸にカメラの狙いをつけるだけで十分である。体におけるセンサにわたるカメラベースの生命徴候モニタリングの別の利点は、モーションのロバスト性を達成する可能性である。カメラは著しい空間解像度を有しており、一方で、コンタクトセンサは大部分が一つのエレメント検出器からできている。

【0027】

望ましくは、上記の生命徴候決定ユニットは、異なる体部位における動脈の血液酸素飽和度（の変化）を決定し、かつ、それぞれの体部位に対して決定された動脈の血液酸素飽和度を示す第2の体マップを決定するように構成されている。介護者は、このように、被検体が何か健康上の問題を有しているか容易に確認でき、これは、赤ちゃんの世話および早産児と新生児のモニタリングにおいて特に役立つものである。

【0028】

一つの有利な実施例において、デバイスは、さらに、特には、選択された関心領域における一式の画像フレームから前記被検体の呼吸率、及び／又は、呼吸ボリュームの変化を決定する、呼吸情報を決定するための呼吸決定ユニット、を含む。呼吸率は、健康管理において最も必要な生命徴候の一つであり、提案されるデバイスおよび方法によって信頼性

よく獲得され得るものである。

【0029】

さらに、一つの実施例において、上記のROI選択ユニットは、最も強い。及び/又は、最も信頼性あるPPG信号が抽出され得る関心領域を選択するように構成されている。例えば、関心領域であり、PPG信号が最も高いSNRを示しているところ、または、それぞれの体部位のモーションを示していないか、少量のモーションだけを示している関心領域、が選択され得る。このことは、獲得された情報の信頼性と正確性を増加させる。

【0030】

有利なことに、上記の計算ユニットは、異なる関心領域から抽出されたPPG信号間の位相シフトを決定し、かつ、前記位相シフトとそれぞれの関心領域の間の前記決定された物理的距離からパルス移動時間及び/又はパルス波速度情報を決定するように構成されている。このことは、パルス移動時間及び/又はパルス波速度情報を決定するための信頼性ある方法を提供する。

【0031】

有利なことに、上記の計算ユニットは、異なる関心領域から抽出されたPPG信号間のパルス形状における差異を決定するように構成されている。この情報は、種々の血管疾患の検査およびアセスメントを促進するために使用され得る。例えば、下肢の末梢動脈閉塞性疾患（PAOD）である。

【0032】

さらに別の実施例において、デバイスは、さらに、前記被検体の体勢を検出するための体勢検出ユニットを含む。前記計算ユニットは、パルス移動時間及び/又はパルス波速度情報の前記決定において、前記体勢を考慮するように構成されている。体勢は、例えば、パターン認識または画像検出アルゴリズムによって、被検体の画像データから極めて容易に決定され得るものである。パルス移動時間及び/又はパルス波速度情報、及び/又は、パルス信号特性の決定の最中の体勢を知ること、この決定は再現可能になり、そして、異なる時間において獲得された情報が同等のものになる。

【0033】

望ましくは、上記の計算ユニットは、時間にわたり、パルス移動時間及び/又はパルス波速度情報をモニタするように構成されている。従って、被検体、例えば、病院における患者または早産の赤ちゃんを、安全かつ控えめにいつでもモニタすることができる。被検体の健康状態に係るあらゆる重要な変化を迅速かつ信頼性よく検出することができ、直ちにアラームを発することができるようにである。

【0034】

さらに別の実施例において、上記の計算ユニットは、前記決定されたパルス移動時間及び/又はパルス波速度情報から血圧における変化を決定するように構成されている。従って、被検体の健康状態を示している重要な情報の別のピースが獲得され得る。

【0035】

さらに別の実施例において、デバイスは、さらに、被検体の画像フレームを取得するための画像化ユニットを含む。デバイスは、そして、被検体のパルス移動時間及び/又はパルス波速度情報を獲得するために上述のエレメントを含んでいるカメラデバイスに対応してよい。

【0036】

本発明の別の態様に従って、被検体の生理学的情報を獲得するためのデバイスが提供される。本デバイスは、

—画像化ユニットによって取得された被検体の一式の画像フレームを受信するためのインターフェイスと、

—前記被検体の異なる体部位のモーションを検出するためのモーション検出ユニットと、

—前記一式の画像フレームの中で前記被検体の体部位における少なくとも2つの関心領域（ROI）を選択するためのROI選択ユニットと、

—前記一式の画像フレームからの少なくとも2つの選択された関心領域から少なくとも2

10

20

30

40

50

つの光電式容積脈波であるPPG信号を抽出するための信号抽出ユニットと、
ーモーション修正ユニットであり、実質的に動いていない体部位における関心領域だけを選択するように前記ROI選択ユニットをコントロールし、及び/又は、実質的に動いていない体部位における関心領域だけからPPG信号抽出し、もしくは、動いている体部位における関心領域から抽出されたPPG信号を修正するように前記信号抽出ユニットをコントロールする、モーション修正ユニットと、
ー前記被検体の異なる体部位から取得されたPPG信号を分析することにより、糖尿病の診断、局所的血液微小循環の評価、局所的血液かん流の分析、のうち一つまたはそれ以上を含む、前記被検体の生理学的情報を決定するための計算ユニットと、を含む。

【0037】

10

この態様に従って、異なる関心領域から抽出されたPPG信号からの情報が評価される。例えば、両方の足または両方の脚から取得された2つのPPG信号の位相と形状における差異を分析することによって、糖尿病の診断が実行され得る。さらに、異なる体部位から取得された局所的血液微小循環および局所的血液かん流が同時に分析され得る。従って、種々の体部位からの複数のPPG信号が、PTTおよびPWV分析から離れた他のアプリケーションのために使用され得る。別の実施例においては、PTT及び/又はPWV情報を決定するための上述の計算ユニットは、そうした追加的な生理学的情報（つまり、糖尿病、局所的血液微小循環、局所的血液かん流の変化に関するもの）を獲得するように、さらに、構成されてよい。

【図面の簡単な説明】

20

【0038】

本発明に係るこれら及び他の態様は、これ以降に説明される実施例から明らかであり、かつ、実施例を参照して解明される。

【図1】図1は、本発明に従ったデバイスの一つの実施例を含んでいる典型的な被検体（subject）モニタリングのセットアップを示している。

【図2】図2は、本発明に従ったデバイスの第1の実施例を模式的に示している。

【図3】図3は、最新技術に従って、パルス到着時間を測定するための心電図と光電式容積脈波を示している。

【図4】図4は、PTTとPWVの決定を説明するために、心電図と異なるROIにおいて獲得された2つのPPG信号を示している。

30

【図5】図5は、本発明に従ったデバイスの第2の実施例を模式的に示している。

【図6】図6は、本発明に従った方法の一つの実施例に係るフローチャートを示している。

【発明を実施するための形態】

【0039】

図1は、本発明に従って被検体（subject）14のパルス移動時間（pulse transit time）及び/又はパルス波速度（pulse wave velocity）情報を獲得するためのデバイス12を含んでいるモニタリングシステム10に係る一つの典型的な実施例を示している。被検体14、この実施例においては患者は、ベッド16に横たわっている。例えば、病院または他の健康管理施設においてである。被検体14の画像フレーム（image frame）が、適切な光センサを含んでいるカメラ18を使用して取得される。カメラ18は、記録された画像フレームをデバイス12に対して転送する。デバイス12は、さらに、インターフェイス20に接続されている。決定された情報を表示するため、及び/又は、デバイス12、カメラ18、またはモニタリングシステム10の設定を変更するためにインターフェイスを医療関係者に提供するためのものである。そうしたインターフェイス20は、異なるディスプレイ、ボタン、タッチスクリーン、キーボード、または他のマンマシンインターフェイス手段を含んでよい。

40

【0040】

図1において示されるように、モニタリングシステム10は、例えば、病院、健康管理施設、高齢者福祉施設、または類似のところに配置され得る。患者をモニタリングするこ

50

とから離れて、本発明は、また、他のフィールドにおいても適用され得る。新生児モニタリング、一般的な監視アプリケーション、セキュリティモニタリング、または、フィットネス装置もしくは類似のものといった、いわゆるライブスタイル環境（live style environment）といったものである。デバイス12、カメラ18、とインターフェイス20との間の単方向または双方向の通信が、無線または有線の通信インターフェイスを介して動作し得る。本発明の他の実施例は、スタンドアロンではないが、カメラ18またはインターフェイス20の中に統合されている、デバイス12を含んでよい。

【0041】

図2は、本発明に従って、デバイス12の第1の実施例12aについてより詳細に模式的に図示している。デバイス12aは、被検体の一式の画像フレームを受信するためのインターフェイス22を含んでいる。それによって、インターフェイス22は、有線または無線のネットワーク接続に対して応答することができる。あらゆる種類の接続、または、別の標準もしくは非標準の通信インターフェイスである。受信された画像フレーム19は、特に、例えば（デジタル）カメラにおける、アナログまたはデジタルの光センサを使用して取得されたビデオシーケンスに対応してよい。そうしたカメラは、CMOSまたはCCDセンサといった、光センサをたいてい含んでいる。特定のスペクトル範囲（可視、赤外線）においても動作し、もしくは、異なるスペクトル範囲に対する情報を提供し得るものである。カメラは、アナログまたはデジタル信号を提供し得る。画像フレーム19は、関連するピクセル値を有している複数の画像ピクセルを含んでいる。特に、画像フレームは、光センサの異なる感光性エレメントを用いてキャプチャされた光強度（light intensity）値を表しているピクセルを含んでいる。これらの感光性エレメントは、特定のスペクトル範囲（つまり、特定の色を表しているもの）において敏感である。画像フレームは、被検体の皮膚部分を表している少なくともいくつかの画像ピクセルを含んでいる。それによって、画像ピクセルは、光検出器の一つの感光性エレメント、および、その（アナログまたはデジタル）出力について対応することができ、そして、複数の感光性エレメントの組み合わせ（ビニング（binning））に基づいて決定されてよい。

【0042】

デバイス12aは、さらに、被検体14の異なる体部位の動作を検出するためのモーション検出ユニット24を含んでいる。体部位のモーションは、現在の画像を参照画像と比較して異なるピクセルの数を単純にカウントすることによって、または、あらゆる他のモーション検出アルゴリズムによって検出され得る。

【0043】

デバイス12aは、さらに、画像フレーム19の上記セットの中で被検体14の体部位における少なくとも2つの関心領域（region of interest）を選択するためのROI選択ユニット26を含んでいる。図1においては、そうした異なるROI1、2、3、4が模式的に示されている。関心領域の選択は、光が反射され、画像化ユニットによって受信された、皮膚領域を検出することによって行われ得る。関心領域から獲得された画像フレームからPPG信号を抽出するために興味領域を選択する有利な方法は、従来技術において一般的に知られている。例えば、Georg Lempe、Sebastian Zaunseder、Tm Wirthgen、共著の”ROI selection for Remote Photoplethysmography”、Infomatik aktuell、Bildverarbeitung f. r. die Medizin、2013、によるものである。

【0044】

デバイス12aは、さらに、画像フレーム19の上記セットからの少なくとも2つの選択された関心領域から少なくとも2つの光電式容積脈波（PPG）信号を抽出するための信号抽出ユニット28を含んでいる。画像化ユニットからのPPG信号の抽出は、生命徴候（vital sign）モニタリングおよびリモートPPGの分野において広く知ら

れているものである。原理は、例えば、Verkruyse共著の上述した論文において説明されている。そうした信号抽出ユニット26は、アナログまたはデジタル信号プロセッサに対して特定の対応してよい。PPG信号は、画像フレーム19の時系列(time series)に基づいて決定された光強度における変動を表している信号に対して特定の対応し得る。そうしたPPG信号は、心拍数、呼吸率、または(動脈の)血液酸素飽和度といった、被検体の生命徴候の表現であってよい。信号抽出ユニット26は、複数および画像ピクセルに基づいて、及び/又は、一連の連続時間の画像フレームに基づいて、PPG信号を特定の抽出してよい。

【0045】

デバイス12aは、さらに、モーション修正ユニット30を含んでいる。上記のROI選択ユニット26をコントロールして、実質的に動いていない体部位における関心領域だけを選択するため、及び/又は、上記の信号抽出ユニット28をコントロールして、実質的に動いていない体部位における関心領域だけからPPG信号抽出、もしくは、動いている体部位における関心領域から抽出されたPPG信号を修正するためである。このようにして、最終的に獲得される情報の正確性と信頼性を増すために、できる限り多くの動きの影響がキャンセルまたは排除される。

【0046】

デバイス12aは、さらに、選択された関心領域の間の物理的な距離を決定するための距離決定ユニット32を含んでいる。この距離は、画像フレームの中で容易に決定される。例えば、それぞれの関心領域の中心間の距離を測定することによるものである。このことは、体において直接的に体部位間の距離を測定すること、または、ROIの中心座標の間の距離をピクセルで測定して、それを体全体のサイズに対してピクセルにおいて正規化することのいずれかによって行われてよい。

【0047】

最後に、デバイス12aは、さらに、計算ユニット34を含んでいる。異なる関心領域から抽出されたPPG信号及びそれぞれの関心領域の間のそれぞれ決定された物理的距離から、パルス移動時間及び/又はパルス波速度情報35を決定するためのものである。

【0048】

デバイス12aの種々のユニットは、本発明がどのように、そして、どこに適用されるかに応じて、一つまたは複数のデジタルもしくはアナログのプロセッサの中に含まれてよい。異なるユニットは、完全に又は部分的に、ソフトウェアにおいて実施されてよく、そして、カメラ装置といった、被検体の画像フレームを獲得するためのデバイスに接続されたパーソナルコンピュータ上で実行されてよい。要求される機能性のいくつか又は全ては、また、ハードウェアにおいて実施されてもよい。例えば、特定用途向け集積回路(ASIC)において、または、フィールドでプログラム可能なゲートアレイ(FPGA)におけるものである。

【0049】

動脈硬化度とパルス波速度は、PPTを測定することによって一般的に見積りされる。そして、体のいくつかのサイト(site)においてPPG信号の同期化された測定を要する。現在は、体部位(足、腕、額)にいくつかのコンタクトPPGセンサを配置することによって、マルチサイト(multi-site)PPG測定が実行される。センサは、お互いに、及び/又は、ECGと同期化されている。そうしたセットアップに関してはいくつかの不利な点が存在する。いくつかの同期化されたPPGおよびECGセンサを用いるセットアップは、面倒であり、インストールするのに時間がかかり、従って、エラーし易い。異なる体の位置におけるパルスの形状と到着時間は、重力によって影響され、従って、体勢(body posture)に依存している。従って、被検体の正確な体の姿勢が、注意深く記録され、かつ、測定の最中に考慮されるべきである。額に置かれたセンサについては、センサの位置決めが重要である。血流の方向が、検出器によって測定されるパルス遅延(pulse delay)に影響するからである。コンタクトPPGセンサの位置決め及びセンサ構成に対するパルス信号の形状の依存性は、正確で再現可能な

P P Tの測定を難しくしている。

【0050】

一般的に、体に対するプローブ取り付けによるマルチサイト P P G 測定の再現性は、いくつかの要因によって影響される。プローブ組織のインターフェイス圧力、モーションアーチファクト (motion artifact)、被検体の姿勢とリラクゼーション、呼吸、等といったものである。さらに、限定された数の体スポット (例えば、足、手だけ) についての P P G 信号の測定は、P W Vを見積るためには十分かもしれないが、心臓血管系のモニタリングに関する他の情報を提供するには十分ではない。例えば、足の間での P P G 信号の位相と形状の差異に係る分析は、糖尿病の指標を提供し、P P G アンプ (amplitude) の空間分布は、微小血管血流および組織の生存能力の局所的な状況に関する情報を与える。

10

【0051】

対照的に、提案されるデバイスおよび方法は、控えめに、確実に、そして同期して、複数の体のサイトから空間的 P P G 情報を同時に測定し、体の位置、呼吸、体のモーションを自動的に調整し、そして、複数のサイトからの P P G 信号の形状、到着時間、アンプを比較するための一式のパラメータを提供する。任意的に、一つの実施例においては、マルチスペクトル高フレームレートカメラが、E C G と任意的に同期化されて、画像データの取得のために使用される。このデバイスは、任意的に、被検体の胸に向かって発せられる構造化照明 (structured illumination) 光源を含み得る。

20

【0052】

このコンテキストにおいて、「空間的 P P G 情報 (spatial P P G information)」は、2次元 (2D) アレイを意味するものであり、各ピクセルは抽出された P P G 信号のアンプを表している。別の言葉で言えば、空間的 P P G、呼吸、または S p O₂ 情報は、一般的には2次元マップであり、各ピクセルは、皮膚上のいずれかのピクセルから又はピクセルの周りの R O I から抽出された P P G、呼吸、または S p O₂ 信号の1次元 (1D) 信号に対応している。

【0053】

図3は、説明目的のために、最新技術に従って、パルス到着時間を評価するための心電図と光電式容積脈波を示している。心電図と光電式容積脈波は、パルス移動時間を測定し、かつ、パルス到着時間から血圧における傾向を検出するために、人の体の異なる位置において検出される。

30

【0054】

パルス到着時間は、たいてい光電式容積脈波の所定の時点に対する心電図の最大ピーク R からのタイムフレーム (time frame) として決定される。パルス到着時間は、足 (foot) パルス到着時間 PAT_{foot} として、心電図の最大 R から光電式容積脈波の最小値 F へのタイムフレームとして検出され、または、トップ (top) パルス到着時間 PAT_{top} として、心電図の最大 R から光電式容積脈波の最大値 T へのタイムフレームとして検出され得る。もしくは、心電図の最大 R から光電式容積脈波の最大値と最小値との間の光電式容積脈波の最大傾斜までの時間として検出され得る。

【0055】

40

図4は、1つの E C G 信号、および、被検体の手 (P P G_{hand}) と足 (P P G_{foot}) において獲得された2つの P P G 信号のダイヤグラムを示している。そこでは、手におけるパルス移動時間 (PTT_{hand}) と足でのパルス移動時間 (PTT_{foot}) が示されており、それらの差異 PTT_{diff} も同様に示されている。パルス波速度 P W V は、 $PWV = D / PTT_{diff}$ を計算することによって得られる。ここで D は、手と足との間の距離である。つまり、P P G 信号が測定された位置。

【0056】

図5は、本発明に従ったデバイス 12b の別の実施例を示しており、図2において示された実施例 12a と比べていくつかの追加エレメントを含んでいる。しかしながら、これらの追加エレメントの必ずしも全てが提供されることを要するものではないことに留意す

50

べきである。さらなる実施例においては、1つまたはそれ以上のこれらの追加エレメントだけが提供される。

【0057】

特に、デバイス12bは、一つまたはそれ以上の選択された関心領域から信号抽出ユニット28によって抽出されたPPG信号からの生命徴候情報37を決定するための生命徴候決定ユニット36を含んでいる。用語「生命徴候("vital sign")」は、本発明のコンテキストにおいて使用されるように、被検体(つまり、生きている存在)の生理的パラメータおよび派生的(derivative)パラメータを参照する。特に、用語「生命徴候("vital sign")」は、以下のものを含んでいる。心拍数(HR)(ときどきパルスレートとも呼ばれるもの)、パルスレート変動性(心拍数変動性)、脈動性強度、かん流(perfusion)、かん流変動性、PPG脈動性、トラウベヘリングマイヤ波(Traube Hering Mayer wave)、呼吸率(RR)、体の皮膚温度、血圧、パルス移動時間(PTT)、血液及び/又は組織における物質(substance)の濃度、(動脈)血液酸素飽和度またはグルコース(glucose)レベルといったものである。用語「生命徴候情報("vital sign information")」は、本発明のコンテキストにおいて使用される際には、上記に定められるように、一つまたはそれ以上の測定された生命徴候を含んでいる。さらに、生理的パラメータに関し、波形トレースに対応しているデータ、または、後続の分析に対して役立ち得る時間の生理的パラメータに関するデータを含んでいる。

【0058】

例えば、異なる体部位における(動脈)血液酸素飽和度の変化が、従って、迅速に決定され得る。そこから、それぞれの体部位について決定された酸素飽和度を示す体マップを迅速に得ることができる。PPG信号から酸素飽和度をどのように決定するのかは、従来技術において一般的に知られている。例えば、Wieringa共著の"Contactless Multiple Wavelength Photoplethysmographic Imaging: A First Step Toward "SpO2 Camera" Technology"、Ann. Biomed. Eng. 33、1034-1041(2005)において説明されている。

【0059】

デバイス12bは、さらに、呼吸情報39を決定するための呼吸決定ユニット38を含んでいる。特に、選択された関心領域における画像フレームのセットからの被検体14に係る呼吸率、及び/又は、呼吸ボリュームの変化である。呼吸情報は、非常に有益で重要な情報であり、被検体の健康状態の突然の変化に関する情報を迅速に提供する。この呼吸モニタリングは、例えば、被検体の胸(または腹)領域における微小な呼吸モーションを検出することによって実現されてよい。

【0060】

画像データから呼吸情報を判断するために使用可能な方法は、例えば、国際公開第2012/140531A1号において説明されており、それに従って、発せられた電磁気放射及び/又は人に反射されたものが検出される。ここで、この電磁気放射は、人の呼吸率に関する連続的または個別的な特性モーション信号、および、人の移動に関し又は環境条件に関する他のモーションアーチファクトを含んでいる。この方法は、全てのディスタージャンス(disturbance)から呼吸率データを分離するように適合されているデータ処理手段を考慮することによって呼吸率測定の信頼性を増している。異なる信号と差別化するために、既定の周波数帯、共通の既定の方向、または、期待されるアンプ帯(amplitude band)及び/又はアンププロファイルを考慮することによるものである。

【0061】

PPG信号は、アンプ、周波数、およびベースラインにおいて変調されたものであるが、PPG信号から呼吸率を推定するための別の使用可能な方法は、Addison共著の"Developing an algorithm for pulse oxime

try derived respiratory rate (RRoxi): a healthy volunteer study”, Journal of Clinical Monitoring and Computation, 26:45-51 (2012) において説明されている。さらなる使用可能な方法も、また、従来技術において知られている。

【0062】

デバイス12bは、さらに、例えば14の体勢を検出するための体勢検出ユニット40を含んでいる。計算ユニット34は、パルス移動時間及び/又はパルス波速度情報の決定において体勢を考慮に入れる。体勢、例えば、仰向けに寝ている、横向きに寝ている、座っている、立っている、等が、パターン認識または他のアルゴリズムといった、従来の画像処理方法によって、画像データ19から決定され得る。使用可能な方法は、例えば、L. Panini、R. Cucchiara 著の ”A Machine learning approach for human posture detection in domestic applications”, Proceedings of the 12th International Conference on Image analysis and Processing (ICIA P●03)、および、Humberto Souto Junior、Soraia Raupp Musse 著の ”Automatic Detection of 2D Human Posture based on Single Images”, Proceedings of Graphics, Patterns and Images (Sibgraphi) 、2011、2011年8月、において説明されている。

【0063】

体の姿勢に関する情報は、PTT、PWVの適切な計算および種々の体部位におけるパルス形状特性の評価のためのいくつかの方法において使用され得る。最初に、姿勢情報により、種々の体部位におけるROI間の距離の正確な計算ができる。そのために、システムは、体の位置（例えば、座っている、横たわっている、等）を知るべきであり、そして、それに応じてROI間の直接的な距離を調整する。さらに、体部位は、抽出されるPPG信号のパルス形状に影響する。例えば、手の平（palm）から抽出されるPPG信号の形状は、手（hand）が心臓レベルより下か又は上であるかどうかに応じて非常に異なるものである。従って、パルス形状の適切な分析のためには、お互いに関する体部位の位置が非常に有用である。

【0064】

提案されるデバイスの望ましい実施例は、従って、以下のモニタリング機能性のうちの一つまたはそれ以上を有している。

－体勢の自動的な評価及び/又は体部位のモーションの連続的なトラッキング。このことは、種々の体部位においてROI間の距離を正確に計算するため、そして、パルス形状信号を適切に分析するために重要である。

－バイオメトリカル（biometrical）な体パラメータ（腕の長さ、脚の長さ、手の平から心臓までの距離、等）の見積り。異なる体部位から抽出されたPPG信号は、異なる形状を有するであろう。従って、正確に、PTT/PWVを評価し、かつ、パルス形状情報（の変化）を分析するために、バイオメトリカルな体パラメータの見積りが有用である。しかしながら、基本的な実施例においては、体の周辺の単純な検出、および、体の周辺から抽出されたPPG信号の分析で十分であり得る。

－呼吸モーションの測定及び/又は呼吸率の見積り。呼吸は、PPG信号の形状に影響を与える。パルス信号のピーク間距離、およびアンプも同様である。従って、種々の体部位から抽出されたPPG信号における差異を正確に分析するためには、本発明の追加の実施例において提案されるように、呼吸によって生じたPPG信号における変動性を取り除くことが有用であり得る。さらに、呼吸信号（呼吸信号のレート、形状）は、それ自身で、人の健康状態に関する重要な情報を含んでいる。

－呼吸ボリュームの相対変化の測定（例えば、呼吸の最中における立体照明パターンの分

析によるもの)。呼吸の規則性と呼吸のタイプ(腹または胸)は、人の健康状態に関する重要な情報を提供する。

一少なくとも緑、赤、赤外を含む、異なる波長におけるPPG信号の測定。少なくとも2つの波長においてPPG信号をモニタリングすることが、モーションおよび環境照明に対するPPG測定のロバスト性を提供するため、そして、SpO₂測定を提供するために必要である。

一少なくとも緑および赤外色チャンネルにおける体の可視性の皮膚領域に係るPPG画像化の分析(PPGアンプの空間マップ)。空間的皮膚位置ごとのPPG画像化の変化が、血液の微小循環の評価のために使用され得る。例えば、U. Rubins、V. Upma i l l s 共著の"Real-time Photoplethysmography Ima g i n g S y s t e m"、I F M B E p r o c e e d i n g s 34、pp. 183-186、2011において説明されているようにである。この論文は、局部麻酔の最中における血液かん流の変化をモニタリングするためのPPG画像化の使用を説明している。さらに、PPG画像化は、最も強いPPG信号を用いて体におけるROIを自動的に検出するツールとして使用され得る。PTTおよびPWV測定のための信頼できるROIとして役立つものである。

一異なる体部位におけるSpO₂の変化のモニタリング。動脈血の酸素化(oxygenation)は、異なるダイナミクスを伴って体にわたり変化している。SpO₂変化の空間的ダイナミクスは、PPG画像化と類似のやり方において、局所的な微小循環の見積りのために使用され得る

【0065】

デバイスの望ましい実施例においては、体勢及び/又は体モーションが決定され、及び/又は、生命徴候の取得のためのコントロールが提供される。特に、PPG画像化に基づいて皮膚セグメントが定められる。最も強く、かつ、最も信頼性のあるPPG信号(上述のように、PPG画像化を使用しているもの)であり、特にPTTおよびPWV測定に対して、重要なセンサとしてセグメントが使用される。さらに、PTT、PWV測定の再現性を提供するために、正確な体勢の目的見積り(objective estimation)が行われる。PPG信号の取得をコントロールするために(つまり、特定の体部位のモーションが検出されたときに、その部位からの取得を止めること)、または、PPG信号のモーションにロバストな取得を提供するために、体モーションの見積りが実行される。呼吸モーションの見積り(特に、呼吸率とボリュームの相対的な変化の両方)は、PPG信号の取得とアダプティブな分析をコントロールするために使用される情報であり、PTTとPWVの正確な計算のために必要とされるであろうものである。さらに、PTTとPWVのより正確な計算及び/又は確認のために、ECGセンサが任意的に提供され得る。ECGセンサを用いた実施例において、PTTとPWVは、ECGのピーク(参照タイムスタンプ)と一つ又はいくつかの体部位からのパルスPPG信号のピークとの間の時間差に基づいて計算される。ECGを伴わない実施例において、PTTとPWVは、異なる体部位から取得されたPPG信号のビート間の時間距離(time distance)に基づいて計算される。

【0066】

このコンテキストにおいて、「仮想センサ("virtual sensor")」は、皮膚上のROIを意味しており、生理学上の信号を抽出するための全てのピクセルが望ましくは平均化されるところである。例えば、額の上でROI(「仮想センサ」)が選択された場合に、PPG信号を抽出するために、この額ROIの中の全てのピクセルが平均化される。提案されるデバイスおよび方法は、何千ものそうしたROI/仮想センサ、または、目に見える皮膚の全てのピクセルを含む唯一つの仮想センサ、のいずれかを有し得る。

【0067】

さらに、デバイスの望ましい実施例において、以下の機能性のうち一つまたはそれ以上が提供される(望ましくは、計算ユニット34により、または、別個の追加ユニットによ

って実行される)。

一人の足、手、および、心臓の周囲に置かれた「仮想センサ」(つまり、選択されたROI)から取得されたPPG信号のビート間の時間差を分析すること。本発明の別の実施例においては、選択されたROIから取得されたPPG信号のビート間の時間差が、(利用可能であれば)ECG信号のビートに関して計算される。

—「仮想センサ」間の距離を計算すること。

—上記2つのステップからの情報を考慮して、「仮想センサ」のいくつかのペア間のPTTとPWVを計算すること。

—額と体周辺にある仮想センサ間のSpO2傾向(SpO2 trending)における差異を分析すること。

—心臓から同じ距離に置かれた「仮想センサ」からの2フィート間のPPG信号における位相シフトを分析すること。

—呼吸ボリューム、呼吸率、および、PPGアンプの変化の間の関係を分析すること。例えば、Lena Nilsson、Tomas Goscinskiら共著の”Respiratory variation in the photoplethysmographic waveform: acute hypovolaemia during spontaneous breathing is not detected”、2010 Physiol. Meas. Volume 31、Number 7、または、Nilsson L、Johansson A、Kalman S、共著の”Respiratory variations in the reflection mode photoplethysmographic signal. Relationships to peripheral venous pressure”、Medical and Biological Engineering and Computing 2003 May; 41(3); 249-54、において説明される方法が、この目的のために使用され得る。

【0068】

画像化ユニット18は、デバイス12の一部でもあり得るが、望ましくは、複数の「仮想センサ」(ROI)からいくつかのカラーチャネル(color channel)においてPPG信号を取得するためのビデオカメラであり、そこから種々のPPG関連情報、特に、SpO2、パルス形状、パルスアンプ、等といった、生命徴候が抽出される。さらに、呼吸率と呼吸ボリュームの変化が、例えば、胸及び/又は腹の領域のモーションを分析することによって、取得された画像データから抽出され得る。

【0069】

PPG関連情報における「仮想センサ」間の差異を分析することによって、PTT、PWV、SpO2変化の速度、等が見積りされ得る。そして、呼吸努力(respiratory effort)間の依存性、呼吸ボリューム、および、形状、アンプ、そして抽出されたPPG信号のピーク間距離における変化、が分析され得る。

【0070】

図6は、本発明に従った方法の一つの実施例に係るフローチャートを示している。最初のステップS10においては、画像データ(ビデオデータ)が獲得される。例えば、被検体の体全体の画像データであり、異なるカラーチャネルにおけるものである。ステップS12においては、画像データにおいて目に見える皮膚領域が検出される。ステップS14においては、目に見える皮膚領域に対して画像化が実行される。例えば、皮膚ROIのいくつか又は各ピクセルについてPPGアンプの空間マップが、画像データから獲得される。ステップS16においては、最も強い脈動性を伴うROIが検出される。ROIは「仮想センサ」を表しており、つまり、そこからの信号がさらなる処理のために使用されるところである。このステップS16においては、ステップS18から獲得された情報、移動していないROI(non-moving ROI)が検出されたもの、が追加的に使用される。つまり、移動していないROIだけが、「仮想センサ」として一般的に使用される。

【0071】

ステップS20においては、全ての検出されたROI「仮想センサ」からPPG信号が取得される。ステップS22においては、2つまたはそれ以上の仮想センサ間の位相シフトが分析される。種々の体部位から取得されたPPG信号間の位相シフトは、PTT、PWVの計算のために、そして、最終的には、動脈硬化度の見積りのために使用される。

【0072】

ステップS24においては、呼吸率、空間的な呼吸マップ、及び/又は、ボリュームの変化が分析される。この情報およびステップS20において獲得されたPPG信号に基づいて、PPG形態(morphology)とSpO₂における変化が、ステップS26において、呼吸に応じて分析される。

10

【0073】

ステップS28においては、検出されたROI間の距離が見積りされる。ステップS20とS30からの情報に基づいて、PTT、PWV、および検出されたROI間でのSpO₂の変化の速度が計算される。最後に、ステップS32においては、計算されたPTTとPWVに基づいて血圧が見積りされる。例えば、J. Sola、St. Rimoldi、およびYves Allemann共著の”Ambulatory monitoring of the cardiovascular system: the role of Pulse Wave Velocity”、New Development in Biomedical Engineering、I-Tech Education and Publishing、Vienna、Austria、ISBN978-953-7619-57-1、において開示される方法に従ったものである。

20

【0074】

別の態様に従って、被検体の生理学的な情報を獲得するためのデバイスが提案される。上記のデバイスは、距離決定ユニット32を除いて、図2に示されたデバイス12aの全てのエレメントを一般的に含んでいる。さらに、計算ユニット34は、異なって構成されている。すなわち、糖尿病の診断、局所的血液微小循環、被検体の異なる体部位から取得されたPPG信号を分析することによる局所的血液かん流の分析、のうち一つまたはそれ以上を含む被検体の生理学的情報を決定する。異なる関心領域から抽出された複数のPPG信号が評価され、糖尿病の診断を実行され（例えば、両方の足または両方の脚から取得された2つのPPG信号の位相と形状における差異を分析することによる）、取得された局所的血液微小循環および局所的血液かん流がモニタされる。

30

【0075】

まとめると、提案されるデバイスおよび方法により、一つのビデオストリームからいくつかの生命徴候を評価し、いくつかの体部位間のそうした生命徴候の形態と時間的变化における差異を分析し、かつ、同時に異なる体部位の局所的な血管の特性を見積ることができる。PTTとPWVは、いくつかの体部位から取得されたPPG信号から見積りされる。望ましくは、PPG画像化の強度と局所的なモーション情報の基づいて選択されたものである。さらに、血圧の変化が、見積りされたPWVに基づいて評価され得る。

【0076】

従来から行われているように、種々のコンタクトセンサ（ECG、PPG、呼吸、等）を組み合わせる代わりに、提案されるデバイスおよび方法は、同一又はそれ以上の機能性を提供する。このように、提案されるデバイスおよび方法は、ECG、PPG、等のセンサの機能性を単に置き換えるだけでなく、これらの既知のセンサの組み合わせの特別の方法によってのみ現在に達成される機能性を提供する。例えば、現在は、PWVを取得するために、2つのコンタクトセンサがPPG信号を同期的に測定すべきものであり、かつ、分析システムは、これらのセンサの位置を正確に知っていることを要し、センサ間の物理的距離、等を測定する必要がある。こうした全ては、提案されるデバイスおよび方法において提供される信号処理によって置き換えられる。（単一の）画像化デバイス（例えば、カメラ）の使用によって、異なる生理学的オリジン（PPG、呼吸モーション）のいくつかの生命徴候が、このように体の複数の位置から測定され得る。同時にコンテキスト情報（

40

50

体モーション、ROI間の距離)を伴うものである。そして、測定された生理学的信号とコンテキスト情報の組み合わせられた分析に基づいて派生的な生命徴候を抽出するために、信号処理が適用され得る。

【0077】

提案される方法とデバイスは、特に、人の心臓血管の状態を迅速に評価(スキャン)するために使用され得る。いくつかのコンタクトセンサを取付けて、同期化のために提供するといった面倒なことなく、体の異なる部位からの複数の生命徴候を測定することによるものである。それらは、さらに、歩行可能な心臓血管モニタリングの最中の定期的なスキャン、または、早期の悪化を検出し、かつ、人の状態の厳しい悪化を信頼性よく検出するため継続的なモニタリング、のいずれかのために使用され得る(例えば、集中化)。

10

【0078】

本発明は、図面および上記の説明において詳細に示され、かつ、記載されてきたが、そうした説明および記載は、説明的または典型的なものであって限定的なものではないと理解されるべきものである。本発明は、開示された実施例に限定されるものではない。図面、明細書、従属請求項を研究すれば、クレームされた本発明の実施において、当業者によって、開示された実施例に対する他の変形が理解され、もたらされ得る。

【0079】

請求項において、用語「含む(“comprising”)は、他のエレメントまたはステップの存在を排除するものではなく、不定冠詞「一つの(“a”または“an”)」は、複数を排除するものではない。単一のプロセッサまたは他のユニットは、請求項で述べられる数個のアイテムに係る機能を満たし得る。特定の手段が、お互いに異なる従属請求項の中で引用されているという事実だけでは、これらの手段の組合せが有利に使用され得ないことを示すものではない。

20

【0080】

コンピュータプログラムは、光記録媒体もしくはハードウェアと共に又はハードウェアの一部として提供される半導体媒体といった、好適な媒体上に記録され、配布され得る。しかし、インターネット、または他の有線もしくは無線の電子通信システムを介するといった、他の形式においても配布され得る。

【0081】

請求項におけるいかなる参照番号も、発明の範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

30

【図 1】

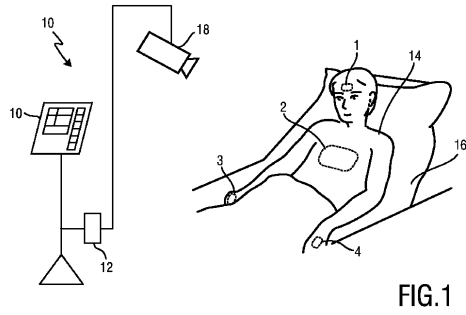


FIG.1

【図 2】

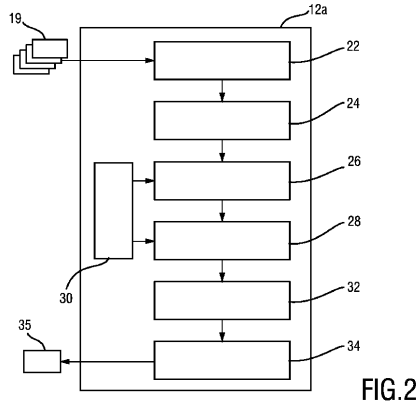


FIG.2

【図 3】

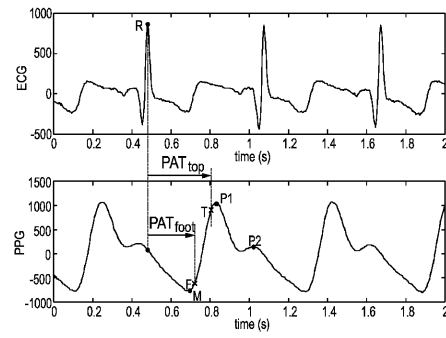


FIG.3

【図 4】

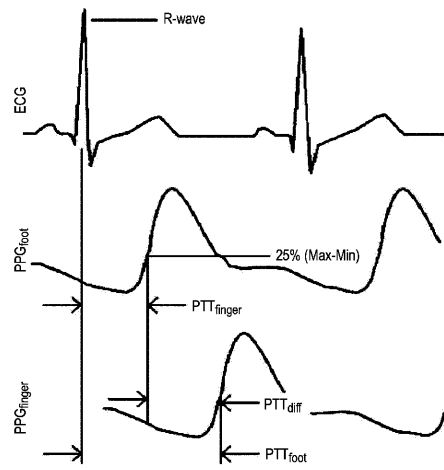


FIG.4

【図 5】

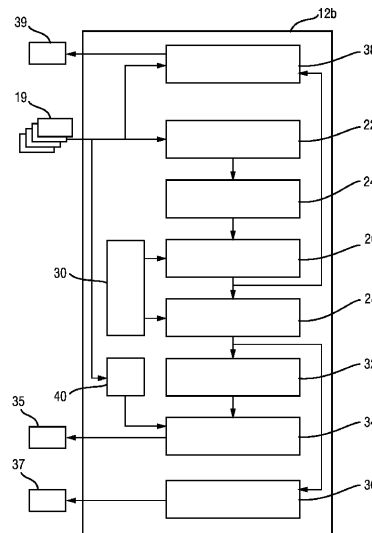
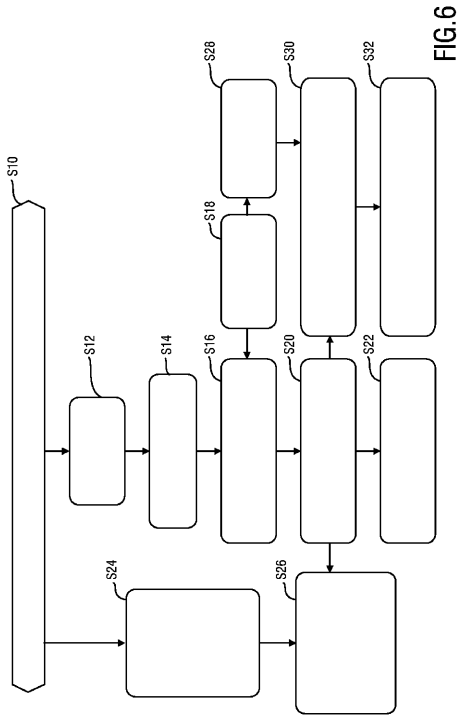


FIG.5

【図 6】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I	
A 6 1 B	5/11	(2006.01)	A 6 1 B 5/1455
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	A 6 1 B 5/08
			A 6 1 B 5/11
			G 0 6 T 1/00 2 9 0 Z
			G 0 6 T 1/00 3 1 5

(72)発明者 キレンコ, イホール オレーホヴィチ
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 5

審査官 牧尾 尚能

(56)参考文献 特開 2 0 1 3 - 1 6 9 4 6 4 (J P, A)
特開 2 0 0 8 - 3 0 1 9 1 5 (J P, A)
国際公開第 2 0 1 0 / 0 0 4 9 4 0 (W O, A 1)
国際公開第 2 0 1 3 / 0 9 3 6 9 0 (W O, A 1)
特開 2 0 1 3 - 0 4 3 0 1 7 (J P, A)
特開 2 0 1 1 - 2 0 6 3 8 3 (J P, A)
特開 2 0 0 4 - 3 2 1 2 5 3 (J P, A)
登録実用新案第 3 1 8 0 9 8 7 (J P, U)

(58)調査した分野(Int.Cl., D B名)
A 6 1 B 5 / 0 2 - 5 / 0 3
A 6 1 B 5 / 0 6 - 5 / 2 2
G 0 6 T 1 / 0 0

專利名称(译)	获取对象的脉冲传播时间和/或脉搏波速度信息的装置和方法		
公开(公告)号	JP6666244B2	公开(公告)日	2020-03-13
申请号	JP2016534629	申请日	2014-11-19
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	キレンコイホールオレーホヴィチ		
发明人	キレンコ,イホール オレーホヴィチ		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/022 A61B5/00 A61B5/1455 A61B5/08 A61B5/11 G06T1/00		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/02416 A61B5/1128 A61B5/7214 G06T7/254 G06T2207/10016 G06T2207/30076 G06T2207/30104 A61B5/0077 A61B5/0205 A61B5/02427 A61B5/0816 A61B5/091 A61B5/14552 A61B5/7278 A61B2576/00 G06T7/0012 G06T7/11 G06T7/20		
FI分类号	A61B5/02.310.V A61B5/02.310.Z A61B5/022.400.E A61B5/00.101.A A61B5/00.102.C A61B5/1455 A61B5/08 A61B5/11 G06T1/00.290.Z G06T1/00.315		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2013194603 2013-11-27 EP		
其他公开文献	JP2016539697A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6666244号 (P6666244)
本発明涉及用于获得对象 (14) の脉搏传播时间和/或脉搏波速度信息的设备和方法。基于对象 (14) の一组图像帧 (19) 和对象 (14) の身体部位の検出された運動, 从不同的非運動身体部位以及脉冲传播时间和/或脉搏波速度中选择感兴趣区域 从从不同的关注区域提取的获取的PPG信号以及在各个关注区域之间的各个确定的物理距离中获得信息。	(45) 発行日 令和2年3月13日 (2020. 3. 13)	(24) 登録日 令和2年2月25日 (2020. 2. 25)	
	(51) Int. Cl. A 6 1 B 5 / 0 2 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 5 / 0 2 2 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 5 / 0 0 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 5 / 1 4 5 5 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 5 / 0 8 (2 0 0 6 . 0 1)	F I A 6 1 B 5 / 0 2 3 1 0 V A 6 1 B 5 / 0 2 3 1 0 Z A 6 1 B 5 / 0 2 2 4 0 0 E A 6 1 B 5 / 0 0 1 0 1 A A 6 1 B 5 / 0 0 1 0 2 C	請求項の数 14 (全 21 頁) 最終頁に続く
(21) 出願番号 特願2016-534628 (P2016-534628)	(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 5 6 5 6 アーヘー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2 (74) 代理人 100107766 弁理士 伊東 忠重 (74) 代理人 100070150 弁理士 伊東 忠彦 (74) 代理人 100091214 弁理士 大貫 達介	
(98) (22) 出願日 平成26年11月19日 (2014.11.19)			
(93) 公表番号 特表2016-539697 (P2016-539697A)			
(43) 公表日 平成28年12月22日 (2016.12.22)			
(98) 国際出願番号 PCT/EP2014/074950		最終頁に続く	
(97) 国際公開番号 W02015/078735			
(97) 国際公開日 平成27年6月4日 (2015. 6. 4)			
審査請求日 平成29年11月16日 (2017.11.16)			
(31) 優先権主張番号 13194603.0			
(32) 優先日 平成25年11月27日 (2013.11.27)			
(33) 優先権主張国・地域又は機関 欧州特許庁 (EP)			

(54) 【発明の名称】 被検体のパルス移動時間及び／又はパルス波速度情報を獲得するためのデバイスおよび方法