

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2018-534968

(P2018-534968A)

(43) 公表日 平成30年11月29日(2018.11.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/1455	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 B	4 C 0 3 8

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2018-516180 (P2018-516180)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成28年9月26日 (2016. 9. 26)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(85) 翻訳文提出日	平成30年3月28日 (2018. 3. 28)		ヴェ
(86) 国際出願番号	PCT/EP2016/072864		KONINKLIJKE PHILIPS
(87) 国際公開番号	W02017/055218		N. V.
(87) 国際公開日	平成29年4月6日 (2017. 4. 6)		オランダ国 5656 アーエー アイン
(31) 優先権主張番号	15187416.1		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(32) 優先日	平成27年9月29日 (2015. 9. 29)		High Tech Campus 5,
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		NL-5656 AE Eindhoven
(31) 優先権主張番号	62/234, 440	(74) 代理人	110001690
(32) 優先日	平成27年9月29日 (2015. 9. 29)		特許業務法人M&Sパートナーズ
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生理情報を抽出するためのデバイス、システム、及び方法

(57) 【要約】

本発明は、対象の少なくとも1つのバイタルサインを示す生理情報を抽出するためのデバイス、システム、及び方法に関する。動きに対する高い頑健性を提供するために、提案されるデバイスは、対象の皮膚領域を通して透過されるか、又はそこから反射される検出された電磁放射線から導出される少なくとも2つの検出信号 C_n を取得するための入力インターフェース30であって、各検出信号が、異なる波長チャネルにおいて波長依存の反射又は透過情報を含む、入力インターフェースと、各パルス信号の計算に異なるシグネチャベクトル P_{bv1} 、 P_{bv2} を使用して前記少なくとも2つの検出信号 C_n から少なくとも2つのパルス信号 S_1 、 S_2 を計算するためのパルス信号計算ユニット32と、それぞれのパルス信号の特性を示す前記パルス信号 S_1 、 S_2 の品質指標値 Q_1 、 Q_2 を計算するための品質指標計算ユニット34と、最良の品質指標値 Q_1 、 Q_2 を有するパルス信号を結果としてもたらすシグネチャベクトルから、及び/又は前記パルス信号から、少なくとも1つのバイタルサインを示す生理情報 V を導出するための処理ユニット

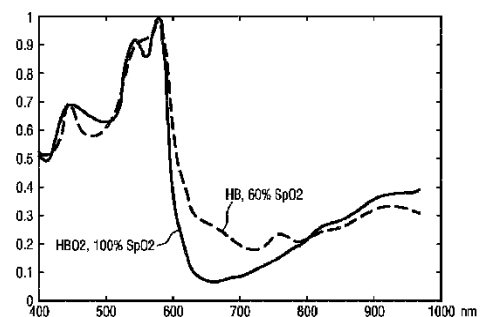


FIG.2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象の少なくとも 1 つのバイタルサインを示す生理情報を抽出するためのデバイスであって、前記デバイスは、

対象の皮膚領域を通して透過されるか、又はそこから反射される検出された電磁放射線から導出される少なくとも 2 つの検出信号を取得するための入力インターフェースであって、各検出信号が、異なる波長チャネルにおいて波長依存の反射又は透過情報を含む、入力インターフェースと、

各パルス信号の計算に異なるシグネチャベクトルを使用して前記少なくとも 2 つの検出信号から少なくとも 2 つのパルス信号を計算するためのパルス信号計算ユニットであって、前記シグネチャベクトルが、前記少なくとも 2 つの検出信号内の前記パルス信号の予想される相対的強度を提供し、前記パルス信号の前記計算が、結果として生じる前記パルス信号が、それぞれのシグネチャベクトルによって示されるような元の検出信号と相関するように選択された重みを使用した前記少なくとも 2 つの検出信号の重み付き結合を含む、パルス信号計算ユニットと、

それぞれのパルス信号の特性を示す前記パルス信号の品質指標値を計算するための品質指標計算ユニットと、

最良の品質指標値を有するパルス信号を結果としてもたらす前記シグネチャベクトルから、及び / 又は前記パルス信号から、前記少なくとも 1 つのバイタルサインを示す生理情報を導出するための処理ユニットとを備える、

デバイス。

【請求項 2】

前記パルス信号計算ユニットは、異なるシグネチャベクトルの固定のセットを使用し、前記処理ユニットは、前記最良の品質指標値を有する前記パルス信号を結果的にもたらした前記シグネチャベクトルの時間系列をフィルタリングして、フィルタリングされたシグネチャベクトルを取得し、そこから前記生理情報が導出される、

請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 3】

どのパルス信号が前記最良の品質指標値を生じるかに依存する方向に、前記異なるシグネチャベクトルのうちの 1 つ又は複数を適合するためのシグネチャ適合ユニットをさらに備える、

請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 4】

前記シグネチャ適合ユニットは、参照シグネチャベクトルを使用して、前記品質指標値に基づいた少なくとも 2 つのシグネチャベクトルを取得し、前記パルス信号計算ユニットは、前記パルス信号が、対応するシグネチャベクトルによって決定される比にある前記少なくとも 2 つの検出信号と相関するように、前記少なくとも 2 つのシグネチャベクトルの前記検出信号から前記パルス信号を計算する、

請求項 3 に記載のデバイス。

【請求項 5】

前記シグネチャ適合ユニットは、参照正規化血液量パルスベクトルを前記参照シグネチャベクトルとして適合して、前記少なくとも 2 つのシグネチャベクトルを取得する、

請求項 4 に記載のデバイス。

【請求項 6】

前記品質指標計算ユニットは、正規化された前記パルス信号のスペクトルを、特にスライディング時間窓にわたって、計算するように、及び、範囲内で最も高いピークの振幅、特に典型的なパルス周波数の振幅を、前記パルス信号の品質指標として使用する、

請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 7】

前記品質指標計算ユニットは、スライディング時間窓内のパルス信号を計算するように

、及び、全周波数範囲にわたってエネルギーで割った、スペクトルの前記パルス周波数の範囲内の最も高いピークの振幅を前記パルス信号の品質指標として規定する、

請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 8】

前記シグネチャ適合ユニットは、前記品質指標値を比較して、前記比較の符号に応じてカウンタを増大又は減少させ、予め規定された更新ベクトル及び前記参照シグネチャベクトルと一緒にカウンタ値を使用して、前記少なくとも 2 つのシグネチャベクトルを計算する、

請求項 4 に記載のデバイス。

【請求項 9】

前記パルス信号計算ユニットは、前記少なくとも 2 つの検出信号のうちの 1 つ又は複数に、特に 1 つ又は複数の正規化された及び DC フリーの検出信号に、そこから前記パルス信号を計算する前にノイズを追加する、

請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 10】

前記パルス信号計算ユニットは、時間窓にわたって正規化された DC フリー検出信号 C_n の共分散行列 $Q = C_n C_n^T$ を計算することによって前記パルス信号 S_1 、 S_2 を計算し、前記重み W_x を見つけてパルス信号

【数 13】

$$S_x = \overrightarrow{W_x} C_n$$

を

【数 14】

$$\overrightarrow{W_x} = k \overrightarrow{P_{bv}} Q^{-1}$$

として計算し、式中、 k は、

【数 15】

$$\|\overrightarrow{W_x}\| = 1$$

$x \in \{1, 2\}$ となるように選択される、

請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 11】

前記品質指標値から制御信号を計算するための制御信号計算ユニットをさらに備え、前記シグネチャ適合ユニットは、前記制御信号に基づいて前記参照シグネチャベクトルを適合して、少なくとも 2 つのシグネチャベクトルを取得する、

請求項 4 に記載のデバイス。

【請求項 12】

前記シグネチャ適合ユニットは、更新ベクトル

【数 16】

$$(CS - 1) \cdot \vec{U}$$

及び

【数 17】

$$(CS + 1) \cdot \vec{U}$$

を前記参照シグネチャベクトルに追加することによって前記少なくとも 2 つのシグネチャ

10

20

30

40

50

ベクトルを計算し、前記制御信号計算ユニットは、第2のパルス信号の品質指標値が、第1のパルス信号の品質指標値よりも大きい場合には、前記制御信号CSを増大させ、第2のパルス信号の品質指標値が、第1のパルス信号の品質指標値よりも小さい場合には、前記制御信号CSを減少させる、

請求項11に記載のデバイス。

【請求項13】

対象の少なくとも1つのバイタルサインを示す生理情報を抽出するためのシステムであって、前記システムは、

対象の皮膚領域を通して透過されるか、又はそこから反射される電磁放射線を検出するため、及び検出された電磁放射線から少なくとも2つの検出信号を導出するための検出器であって、各検出信号が、異なる波長チャンネルにおいて波長依存の反射又は透過情報を含む、検出器と、

生理情報を抽出するための請求項1に記載のデバイスとを備える、システム。

【請求項14】

対象の少なくとも1つのバイタルサインを示す生理情報を抽出するための方法であって、前記方法は、

対象の皮膚領域を通して透過されるか、又はそこから反射される検出された電磁放射線から導出される少なくとも2つの検出信号を取得するステップであって、各検出信号が、異なる波長チャンネルにおいて波長依存の反射又は透過情報を含む、ステップと、

各パルス信号の計算に異なるシグネチャベクトルを使用して前記少なくとも2つの検出信号からパルス信号を計算するステップであって、前記シグネチャベクトルが、前記少なくとも2つの検出信号内の前記パルス信号の予想される相対的強度を提供し、前記パルス信号の前記計算は、結果として生じる前記パルス信号が、前記それぞれのシグネチャベクトルによって示されるような元の検出信号と相関するように選択された重みを使用した前記少なくとも2つの検出信号の重み付き結合を含む、ステップと、

それぞれのパルス信号の特性を示す前記パルス信号の品質指標値を計算するステップと、

最良の品質指標値を有する前記パルス信号を結果としてもたらす前記シグネチャベクトルから、及び/又は前記パルス信号から、前記少なくとも1つのバイタルサインを示す生理情報を導出するステップとを含む、

方法。

【請求項15】

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請求項14に記載の方法のステップを前記コンピュータに実行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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、人間又は動物などの対象を通して透過されるか、又はそこから反射される、検出された電磁放射線から対象の少なくとも1つのバイタルサインを示す生理情報を抽出するためのデバイス、システム、及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

人間のバイタルサイン、例えば、心拍数(HR)、呼吸数(RR)、又は動脈血中酸素飽和度は、人間の現在の状況の指標として、及び深刻な医療事象の強力な予測因子として役立つ。この理由のため、バイタルサインは、入院患者及び外来患者の治療環境において、自宅で、又は、さらなるヘルス、レジャー、及びフィットネス環境において、広範囲にわたってモニタされる。

【0003】

10

20

30

40

50

バイタルサインを測定する1つのやり方は、プレチスモグラフィである。プレチスモグラフィは、一般的に、器官又は身体部位のボリューム変化の測定、特に、心拍毎に対象の身体を通して移動する心血管脈波に起因するボリューム変化の検出を指す。

【0004】

フォトプレチスモグラフィ (PPG) は、目的の領域若しくはボリュームの光の反射率又は透過の経時変化を評価する光学測定技術である。PPGは、血液が周囲の組織よりも多く光を吸収するため、心拍毎の血液量における変動が、相応して透過又は反射率に影響を与えるという原理に基づく。心拍数に関する情報の他に、PPG波形は、呼吸などのさらなる生理現象に起因する情報を含むことができる。異なる波長 (典型的には、赤色及び赤外線) での透過率及び/又は反射率を評価することによって、血中酸素飽和度を決定することができる。

10

【0005】

対象の心拍数及び (動脈) 血中酸素飽和度 (SpO_2 と呼ばれる) を測定するための従来のパルスオキシメータ (本明細書内では接触型 PPG デバイスとも呼ばれる) は、対象の皮膚、例えば、指先、耳たぶ、又は額に取り付けられる。それ故に、これらは「接触型」PPG デバイスと称される。典型的なパルスオキシメータは、光源として赤色 LED 及び赤外線 LED、並びに、患者組織を透過してきた光を検出するための1つのフォトダイオードを備える。市販のパルスオキシメータは、赤色の波長及び赤外線の波長での測定を迅速に切り替え、それにより2つの異なる波長で組織の同じ領域又はボリュームの透過率を測定する。これは、時分割多重化と称される。各波長での時間の経過に伴う透過率が、赤色及び赤外線の波長についての PPG 波形をもたらす。接触型 PPG は、基本的には非侵襲性の技術と見なされるが、接触型 PPG 測定は、パルスオキシメータが対象に直接取り付けられ、いかなるケーブルも動く自由を制限し、ワークフローを妨げる可能性があるため、不快で邪魔なものとして経験されることが多くある。

20

【0006】

パルス信号及び酸素飽和レベル (SpO_2) の高速且つ信頼性の高い検出及び分析は、多くのヘルスケア用途において最も重要な作業の1つであり、それは、患者が危篤状態にある場合には極めて重要になる。そのため、本測定は、あらゆる種類のアーチファクトに対して脆弱である。さらに、健常者においても、信号が小さいため、対象の動きによって容易に変形される。

30

【0007】

現代のフォトプレチスモグラフィセンサは、典型的には、対象が動くとは機能せず、バイタルサインモニタリングは、多くの場合中断される。例えば、(透過 PPG に基づく) 指接触型パルスオキシメータは、手の動きに対して脆弱であり、身体の末梢におけるより低い血液量に起因して患者のセントラライゼーションの場合には機能しない。(反射 PPG 測定モードを使用する) 額接触型パルスオキシメータセンサは、セントラライゼーション効果に対してより頑健であるとされる。しかしながら、額センサの正確性、頑健性、及び反応性は、額へのセンサの正確な位置付け、及び皮膚に印加される適切な圧力に大きく依存する (センサのきつすぎる適用は、局所的な血液の拍動性を低減させる可能性があり、緩すぎる適用は、モーションアーチファクト及び/又は静脈拍動性に起因して信頼性の低い測定をもたらす可能性がある)。

40

【0008】

近年では、邪魔にならない測定のための非接触型の遠隔 PPG ($rPPG$) デバイス (本明細書内ではカメラ $rPPG$ デバイスとも呼ばれる) が導入されている。遠隔 PPG は、目的の対象から遠隔配置された、光源、又は、一般には放射線源を利用する。同様に、検出器、例えば、カメラ又は光検出器もまた、目的の対象から遠隔配置され得る。したがって、遠隔フォトプレチスモグラフィシステム及びデバイスは、邪魔にならず、医療用及び医療以外の日常的な用途によく適していると見なされる。しかしながら、遠隔 PPG デバイスは、典型的には、達成する信号対ノイズ比がより低い。

【0009】

50

Verkruyssen, 「Remote plethysmographic imaging using ambient light」, Optics Express, 16(26), 2008年12月22日、21434~21445ページは、環境光、並びに赤色、緑色、及び青色のチャネルを使用した従来の消費者レベルのビデオカメラを使用してフォトプレチスモグラフィ信号を遠隔測定することができるということを実証する。

【0010】

Wieringa, 「Contactless Multiple Wavelength Photoplethysmographic Imaging: A First Step Toward "SpO2 Camera" Technology」 Ann. Biomed. Eng. 33, 1034~1041 (2005) は、異なる波長でのプレチスモグラフィ信号の測定に基づいた、組織内の動脈血中酸素飽和度の非接触撮像のための遠隔PPGシステムを開示する。このシステムは、白黒のCMOSカメラ、及び3つの異なる波長のLEDを有する光源を備える。カメラは、3つの異なる波長で対象の3つのムービーを連続して獲得する。脈拍数は、単一の波長でのムービーから決定することができる一方、酸素飽和度を決定するためには、異なる波長での少なくとも2つのムービーが必要とされる。測定は、一回に1つの波長のみを使用して、暗室で実施される。

10

【0011】

PPG技術を使用してバイタルサインを測定することができ、このバイタルサインは、拍動血液量によって生じる皮膚における微小な光吸収変化によって、即ち、血液量パルスによって引き起こされるヒトの皮膚の周期的な色変化によって、明らかにされる。この信号は非常に小さく、照明変化及び動きに起因するはるかに大きな変動に隠されるため、低い信号対ノイズ比(SNR)を根本的に改善することには一般的な関心がある。特により重大なヘルスケア用途において、バイタルサイン測定デバイス及び方法の改善された頑健性及び正確性が必要とされる、厳密な動き、厳しい環境照明条件、又は高度に要求される適用の正確性を伴う困難な状況が依然としてある。

20

【0012】

要するに、ビデオヘルスマニタリング(心拍数、呼吸数、SpO2、アクティグラフィ、せん妄など)は、有望な新興分野である。その本質的に邪魔にならない性質は、繊細な皮膚を持つ患者、又はNICU患者、広範囲熱傷のある患者、若しくは自宅で睡眠中にモニタされる必要のあるCOPD患者などの長期的なバイタルサインモニタリングを必要とする患者にとっては、明白な利点を有する。一般病棟又は緊急救命室などの他の環境においても、非接触型モニタリングの快適性は依然として魅力的な特徴である。しかしながら、新しい新興分野である一方で、多くの課題を克服しなければならず、特に、患者の動きに対して頑健であるようにシステムを設計することが現在の主な課題の1つである。さらに、低拍動性(例えば、低温の新生児)の場合に信頼性の高い測定値を有することが望まれる。一般に、知られた方法は、低いSNRでは実現不可能になり、それは改善されるべきである。

30

【0013】

知られた方法の主な問題は、対象の動き及び低SNRに対するそれらの感受性である。この理由は、バイタルサインがカメラ又は接触センサによって検出される皮膚の小さな色変動として現れることである。しかしながら、対象の動きは、検出信号においてはるかに大きい変動を容易にもたらし、これらのひずみ信号からバイタルサインを回復することは、知られた方法における主な問題である。

40

【0014】

G. de Haan及びA. van Leeuwen, 「Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature」 Physiol. Meas. 35 1913, 2014年は、動脈血及び血液のない皮膚の異なる吸収スペクトルが、正規化されたRGB空間内に極めて特有のベクトルに沿って変動を発生させるというこ

50

とを説明する。正確なベクトルを、所与の光スペクトル及びカメラ内の光学フィルタの伝達特性に対して決定することができる。この「シグネチャ」を、ブラインド音源分離に基づく近年の方法よりもはるかに優れた、及び先に公開されたクロミナンスに基づいた方法よりもさらに優れた動きに対する頑健性を有する rPPG アルゴリズムを設計するために使用することができることが示されている。

【0015】

W. Wang、S. Stuijk、及び G. de Haan、「Exploiting Spatial Redundancy of Image Sensor for Motion Robust rPPG」、IEEE Transactions on Biomedical Engineering、第62巻、第2号、415~425
ページ、2015年2月は、カメラが同時に複数の皮膚領域を並行してサンプリングすることができ、それらの各々をパルス測定のための独立したセンサとして扱うことができるという観察に基づいて、rPPGの動きに対する頑健性を改善するためのフレームワークを開示する。したがって、画像センサの空間的冗長は、動きによって引き起こされたノイズからのパルス信号を区別するために抽出され得る。この目的のため、ピクセルベースの rPPG センサは、動き補償したピクセル毎のパルス抽出、空間刈り込み、及び時間フィルタリングを使用して頑健なパルス信号を見積もるように構築される。

10

【0016】

Luis F. Corral Martinez; Gonzalo Paez; Marija Strojnik、「Optimal wavelength selection for noncontact reflection photoplethysmography」、Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering 8011:304、2011年8月は、380~980nmの波長に対するヒトの顔からの後方散乱信号について説明する。この結果は、有用な情報を伝達する強力な拍動性信号により帯域を明らかにする。これらの帯域は、長距離非接触型反射フォトブレチスモグラフィ分析を使用して心拍及び呼吸数パラメータを導出することができる可視及び NIR 領域内の最も好適な波長として説明される。長距離非接触型反射フォトブレチスモグラフィ分析は、ヒトにおけるバイタルサインの遠隔検出のための新規技術の実現可能性を示す。形態素解析又は組織酸素化のマッピングを含むこの技術は、患者の実質の非侵襲性遠隔モニタリングへのさらなるステップである。

20

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

本発明の目的は、対象の少なくとも1つのバイタルサインを示す生理情報を抽出するためのデバイス、システム、及び方法を提供することであり、これらのデバイス、システム、及び方法は、動き及び低 SNR に対する取得したバイタルサインの頑健性の増大をもたらす。

【課題を解決するための手段】

【0018】

本発明の第1の態様において、対象の少なくとも1つのバイタルサインを示す生理情報を抽出するためのデバイスが提示され、本デバイスは、

対象の皮膚領域を通して透過されるか、又はそこから反射される検出された電磁放射線から導出される少なくとも2つの検出信号を取得するための入力インターフェースであって、各検出信号が、異なる波長チャネルにおいて波長依存の反射又は透過情報を含む、入力インターフェースと、

各パルス信号の計算に異なるシグネチャベクトルを使用して前記少なくとも2つの検出信号から少なくとも2つのパルス信号を計算するためのパルス信号計算ユニットであって、前記シグネチャベクトルが、少なくとも2つの検出信号内のパルス信号の予想される相対的強度を提供し、パルス信号の計算が、結果として生じるパルス信号が、それぞれのシ

40

50

グネチャベクトルによって示されるような元の検出信号と相関するように選択された重みを使用した少なくとも2つの検出信号の重み付き結合を含む、パルス信号計算ユニットと、

それぞれのパルス信号の特性を示す前記パルス信号の品質指標値を計算するための品質指標計算ユニットと、

最良の品質指標値を有するパルス信号を結果としてもたらすシグネチャベクトルから、及び/又は前記パルス信号から、少なくとも1つのバイタルサインを示す生理情報を導出するための処理ユニットとを備える。

【0019】

本発明のさらなる態様において、対象を通して透過されるか、又はそこから反射される、検出された電磁放射線から対象の少なくとも1つのバイタルサインを示す生理情報を抽出するためのシステムが提示され、本システムは、

対象の皮膚領域を通して透過されるか、又はそこから反射される電磁放射線を検出するため、及び検出された電磁放射線から少なくとも2つの検出信号を導出するための検出器であって、各検出信号が、異なる波長チャンネルにおいて波長依存の反射又は透過情報を含む、検出器と、

生理情報を抽出するための本明細書に開示されるようなデバイスとを備える。

【0020】

本発明の依然としてさらなる態様において、対応する方法と、コンピュータプログラムであって、前記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、コンピュータに本明細書に開示される方法のステップを実施させるためのプログラムコード手段を備える、コンピュータプログラムとだけでなく、プロセッサによって実行されるとき本明細書に開示される方法を実施させるコンピュータプログラム製品を格納する非一時的コンピュータ可読記録媒体も提供される。

【0021】

本発明の好ましい実施形態は、従属請求項において規定される。特許請求された方法、システム、コンピュータプログラム、及び媒体は、特許請求されたデバイス及び従属請求項に規定されるものと同様及び/又は同一の好ましい実施形態を有するということを理解されたい。

【0022】

知られたSpO₂測定は、赤色及びIRにおけるPPG振幅の比を使用する。特に、赤色PPG信号は非常に小さい。知られた方法では、赤色PPG信号の振幅は、それがノイズを含むことから、過大に見積もられる。対照的に、本発明に従うデバイス及び方法は、振幅を測定するのではなく、最良のSNRをもたらすシグネチャ(例えば、P_{bv}ベクトル)を測定する。このSNRが低いとしても、(取り扱うことのできるSNRに対する下限値を使用して)SNRを最良のものとして依然として測定することができる。

【0023】

上に説明されるように、PPG信号は、皮膚内の血液量の変動によって生じる。よって、この変動が、反射/透過された光の異なるスペクトル成分から見たときに特徴的な拍動性「シグネチャ」をもたらす。この「シグネチャ」は、基本的に、血液の吸収スペクトルと血液のない皮膚組織の吸収スペクトルとの対比(違い)として生じている。検出器、例えばカメラ又はセンサが、離散的な数の色チャンネルを有し、各々が光スペクトルの特定の部分を検知する場合、これらのチャンネルにおける相対的な拍動性を、「正規化血液量ベクトル」P_{bv}、とも称される「シグネチャベクトル」内に配置することができる。参照により本明細書に組み込まれる、G. de Haan及びA. van Leeest、「Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature」Physiol. Meas., 35, 1913, 2014年において、このシグネチャベクトルが知られている場合、色チャンネル及びシグネチャベクトルに基づいた動きに対して頑健なパルス信号抽出が可能であることが示されている。しかし、パルス信号の品質につ

10

20

30

40

50

いては、シグネチャが正しいことが必要不可欠であり、さもなければ、知られた方法は、シグネチャベクトルによって示されるような正規化された色チャネルとのパルスベクトルの規定の相関を達成するために、出力パルス信号にノイズを混合する。

【0024】

P_{bv}法及び正規化血液量ベクトル（「参照生理情報を示す設定配向を有する予め規定されたインデックス要素」と呼ばれる）の使用についての詳細は、米国特許出願第2013/271591（A1）号にも記載されており、それらの詳細もまた参照により本明細書に組み込まれる。

【0025】

したがって、本発明に従って、品質指標値が、異なるシグネチャベクトルを使用して検出信号（色信号又は色チャネルとも呼ばれる）から計算されるパルス信号について計算され、前記品質指標値が、それぞれのパルス信号の特性を示し、少なくとも1つのバイタルサインを示す生理情報が、最良の品質指標値を有するパルス信号を結果としてもたらすシグネチャベクトルから、及び/又は前記パルス信号、即ち最良の品質指標値を有するパルス信号から導出されるということが提案される。

【0026】

これにより、例えば、S p O₂、C O、C O₂、及びビリルビンのようなバイタルサインは、好ましくは、前記決定されたシグネチャベクトルから導出される。しかしながら、最良の品質指標値を有するパルス信号自体もまた、提案されたデバイスが出力することができる興味深いバイタルサインである。またさらには、脈拍数、心拍間間隔、又は心拍数変動を、前記パルス信号から導出することができる。このパルス信号は、S p O₂が変化する場合には、固定シグネチャベクトルにより取得されるパルス信号よりも頑健である。

【0027】

本発明によって提案される手法はまた、色空間内の規定の線に沿った品質誘導の道筋として理解され、ここでは、線は光学フィルタ（波長）の選択に依存する。シグネチャベクトルは、各特定の測定における動きの影響をさらに軽減するために色空間内に動的に適合される。

【0028】

一実施形態において、前記パルス信号計算ユニットは、異なるシグネチャベクトルの固定のセットを使用するように構成され、前記処理ユニットは、最良の品質指標値を有するパルス信号を結果的にもたらしたシグネチャベクトルの時間系列をフィルタリングして、フィルタリングされたシグネチャベクトルを取得し、そこから生理情報が導出されるように構成される。この実施形態によると、異なるシグネチャベクトルのセットは一定であり、即ち、各シグネチャベクトルは、離散的なバイタルサイン値、例えばS p O₂値（60%～100%の範囲、例えば、10個のシグネチャベクトルの対象となる）に対応する。さらに、シグネチャベクトル1つ1つがバイタルサイン値、例えばS p O₂値に対応するという事実を用いて、フィルタリングされたシグネチャベクトル（増大した分解能、例えばS p O₂分解能を有する）が、出力バイタルサインを導出するために使用される。

【0029】

別の実施形態において、本デバイスは、どのパルス信号が最良の品質指標値を生じるかに依存する方向に、異なるシグネチャベクトルのうちの1つ又は複数を適合するためのシグネチャ適合ユニットをさらに備える。この実施形態によると、シグネチャ値は、どのパルス信号（シグネチャ値の1つを使用して計算される）が最良の品質指標値を生じるかに依存する方向に適合される（即ち、更新される）（例えば、更新値は、増大又は減少される）。したがって、再帰的/反復オプションが、この実施形態に従って使用される。一般的に、シグネチャベクトルのセットは、2つのシグネチャベクトルだけを含むが、より多くの数も可能である。

【0030】

したがって、この実施形態は、シグネチャが自動的に正しいシグネチャベクトルに収束するように、de Haan及びvan Leeustの上で引用した論文において開示さ

10

20

30

40

50

れるような P P G センサ内のシグネチャベクトルの適合スキームを提供する。パルス信号の動き及びノイズに対する頑健性を改善することに加えて、さらなる利点は、シグネチャベクトルが、血液の（例えば、S p O₂、C O、C O₂、ビリルビンの）組成に関するすべての関連情報を保有することである。

【 0 0 3 1 】

シグネチャ値のセットを部分的に適合する場合、再帰的 / 反復オプションは、常に試験される固定のシグネチャベクトルで拡張される。したがって、このセットは、2つの適合されたシグネチャベクトル、及び、再帰的手法が、例えばノイズにより、「脱線」した場合に回復の速度を速める、例えば、1つから最大3つまでの固定のシグネチャベクトルを含む。

10

【 0 0 3 2 】

別の実施形態において、前記シグネチャ適合ユニットは、参照シグネチャベクトルを使用して、前記品質指標値に基づいた少なくとも2つのシグネチャベクトルを取得するように構成され、ここでは前記パルス信号計算ユニットは、パルス信号が、対応するシグネチャベクトルによって決定される比にある前記少なくとも2つの検出信号と関連するように、前記少なくとも2つのシグネチャベクトルの前記検出信号から前記パルス信号を計算するように構成される。参照シグネチャベクトルは、好ましくは、一定であり、予め規定される。それは、例えば、健常者（即ち、およそ97%の健全なS p O₂を有する）に対して所与の構成（カメラ、光源）で1回測定される。これにファントムを使用することも可能である。ファントムは、健全な皮膚で典型的にみられる色変動を有する表面を表示するコンピュータモニタであり得る。しかしながら、参照シグネチャベクトルは、健常者のシグネチャベクトルに対応する必要はない。他のS p O₂値、例えば80%のS p O₂値に対応するベクトルを利用することも可能である。参照シグネチャベクトルが、発生する可能性のある範囲内（70%～100%のS p O₂）にある限り、それは、初期の見積もりとして機能し、本発明に従う方法は、モニタされる対象の実際のシグネチャ値に向けて収束する。

20

【 0 0 3 3 】

好ましくは、前記シグネチャ適合ユニットは、参照正規化血液量パルスベクトルを参照シグネチャベクトルとして適合して、少なくとも2つのシグネチャベクトルを取得するように構成される。

30

【 0 0 3 4 】

品質指標値を決定するために異なるオプションが存在する。一実施形態において、前記品質指標計算ユニットは、正規化されたパルス信号のスペクトルを、特にスライディング時間窓にわたって、計算するように、及び、範囲内で最も高いピークの振幅、特に典型的なパルス周波数の振幅を、前記パルス信号の品質指標として使用するように構成される。別の実施形態において、前記品質指標計算ユニットは、スライディング時間窓内のパルス信号を計算するように、及び、全周波数範囲（潜在的なパルス周波数の範囲でもある）にわたってエネルギーで割った、スペクトルのパルス周波数の範囲内の最も高いピークの振幅を前記パルス信号の品質指標として規定するように構成される。

40

【 0 0 3 5 】

シグネチャ適合ユニットは、前記品質指標値を比較して、比較の符号に応じてカウンタを増大又は減少させ、予め規定された更新ベクトル及び参照シグネチャベクトルと一緒にカウンタ値を使用して、少なくとも2つのシグネチャベクトルを計算するように構成される。更新ベクトルは、一般的に、予め規定される。例えば、100%のS p O₂において検出信号内の相対的な拍動性を説明するシグネチャベクトルがP_{b, v} 2として使用され、そこから例えば80%のS p O₂においてシグネチャベクトルP_{b, v} 3が減算される場合、この僅かな差のベクトルが更新ベクトルとして使用される。

【 0 0 3 6 】

パルス信号計算ユニットは、前記少なくとも2つの検出信号のうちの1つ又は複数に、特に1つ又は複数の正規化された及びD Cフリーの検出信号に、そこから前記パルス信号

50

を計算する前にノイズを追加するようにさらに構成される。何らかのノイズを色チャネルに追加することは、特に皮膚領域が広く、観測ノイズ又は動きによって引き起こされたノイズがほとんどない場合に、性能を向上させる。有利な効果は、最適なシグネチャは外乱の存在下で最も明白であるため、すべてのバイタルサインの見積もりが実際にノイズ（例えば、動き）から得るものであるということにある。極めてノイズのない状況においては、ほとんどすべてのシグネチャベクトル（ P_{bv} ）が、クリーンパルス信号をもたらすため、最適条件を見つけるのが困難になる。

【0037】

実践的な実装形態において、前記パルス信号計算ユニットは、時間窓にわたって正規化されたDCフリー検出信号 C_n の共分散行列 $Q = C_n C_n^T$ を計算することによって前記パルス信号 S_1 、 S_2 を計算し、重み W_x を見つけてパルス信号

10

【数1】

$$S_x = \overrightarrow{W_x} C_n$$

を

【数2】

$$\overrightarrow{W_x} = k \overrightarrow{P_{bv}} Q^{-1}$$

として計算するように構成され、式中、 k は、

20

【数3】

$$\|\overrightarrow{W_x}\| = 1$$

$x \in \{1, 2\}$ となるように選択される。重み及び P_{bv} は、同じ検出信号 C_n から取得された2つのパルス信号では異なるということにここでは留意されたい。

【0038】

提案されたデバイスは、前記品質指標値から制御信号を計算するための制御信号計算ユニットをさらに備え、ここでは前記シグネチャ適合ユニットは、前記制御信号に基づいて前記参照シグネチャベクトルを適合して、少なくとも2つのシグネチャベクトルを取得するように構成される。制御信号は、2つのシグネチャベクトルのどちらが最良であるかによって、例えば+1又は-1（例えば、カウンタを増大又は減少させるために）であり得る。この符号は、プロセスが正しい見積もりに向かって収束するように選択されなければならない。

30

【0039】

この実施形態では、前記シグネチャ適合ユニットは、好ましくは、更新ベクトル

【数4】

$$(CS - 1) \cdot \vec{U}$$

40

及び

【数5】

$$(CS + 1) \cdot \vec{U}$$

を参照シグネチャベクトルに追加することによって少なくとも2つのシグネチャベクトルを計算するように構成され、ここでは前記制御信号計算ユニットは、第2のパルス信号の品質指標値が第1のパルス信号の品質指標値よりも大きい場合には制御信号 CS を増大させ、第2のパルス信号の品質指標値が第1のパルス信号の品質指標値よりも小さい場合には制御信号 CS を減少させるように構成される。

50

【 0 0 4 0 】

提案されたシステムの検出器は、特に、好ましくは用途及びシステム構成の種類によって異なる波長で検出信号を検出するように、異なるやり方で構成される。好ましい実施形態において、検出器は、およそ 650 nm、810 nm、及び 900 nm の波長で、又はおよそ 760 nm、800 nm、及び 840 nm の波長で、又はおよそ 475 nm、550 nm、及び 650 nm の波長で、又はおよそ 650 nm 及び 800 nm の波長で、又はおよそ 660 nm、760 nm、800 nm、及び 840 nm の波長で検出信号を導出するように構成される。一般的に、各検出信号は、異なる波長チャネルにおいて波長依存の反射又は透過情報を含み、それは、異なる「波長チャネル」が波長に対する異なる感受性を有することを意味する。したがって、波長チャネルは、同じ波長に対して感受性があり得るが、相対的な感受性は異なっていなければならない。言い換えると、検知に使用される光学フィルタは、（部分的に）重複しているが、異なっていなければならない。

10

【 0 0 4 1 】

一般に、少なくとも 2 つの信号チャネル（検出信号）が、特に赤色、緑色、及び青色の光に対応する波長部分を表す 300 nm ~ 1000 nm の波長間隔から選択される。これは、PPG 信号が（例えば従来の）ビデオカメラによって獲得される画像信号から取得されるとき、及び遠隔 PPG の上記の原理が 1 つ又は複数のバイタルサインを導出するために使用されるときに特に使用される。他の実施形態において、赤外線光もまた、別の色チャネルに加えて、又はその代わりに使用される。例えば、夜間での用途の場合、1 つ又は複数の赤外線波長が、加えて、又は代替的に、使用される。

20

【 0 0 4 2 】

一般的に、電磁放射線、特に光の、生体組織との相互作用は、複雑であり、（複数の）散乱、後方散乱、吸収、透過、及び（拡散）反射の（光学）プロセスを含む。本明細書のコンテキストにおいて使用される場合、「反射」という用語は、鏡面反射に限定されると解釈されるべきではなく、電磁放射線、特に光の、組織との前述の相互作用の種類及びそれらの任意の組み合わせを含む。

【 0 0 4 3 】

本明細書のコンテキストにおいて使用される場合、「バイタルサイン」という用語は、対象（即ち、生物）の生理的パラメータ及び派生的パラメータを指す。具体的には、「バイタルサイン」という用語は、血液量パルス信号、心拍数（HR）（時に脈拍数とも呼ばれる）、心拍数変動性（脈拍数変動性）、拍動性強度、灌流、灌流指標、灌流変動性、Traube-Hering-Mayer 波、呼吸数（RR）、皮膚温度、血圧、（動脈）血中酸素飽和度又はグルコースレベルなどの血液及び / 又は組織中の物質の濃度を含む。さらには、「バイタルサイン」は、一般的に、PPG 信号の形状から取得される健康指標を含む（例えば、形状は、部分的な動脈閉塞について（例えば、手の PPG 信号から取得される形状は、腕に血圧測定用カフを適用するときにはより正弦曲線になる）、又は皮膚の厚さについて（例えば、顔からの PPG 信号は手からのものとは異なる）、又はおそらくは温度などについてさえも何かを伝える）。

30

【 0 0 4 4 】

本明細書のコンテキストにおいて使用される場合、「バイタルサイン情報」という用語は、上に規定されるような 1 つ又は複数の測定されたバイタルサインを含む。さらには、バイタルサイン情報は、生理的パラメータを指すデータ、対応する波形トレース、又は後続の分析に役立ち得る時間に関する生理的パラメータを指すデータを含む。

40

【 0 0 4 5 】

対象のバイタルサイン情報信号を取得するために、皮膚領域内の皮膚ピクセル領域のデータ信号が評価される。ここでは、「皮膚ピクセル領域」とは、1 つの皮膚ピクセル又は隣接する皮膚ピクセルの群を含む領域を意味し、即ち、データ信号は、単一ピクセル又は皮膚ピクセルの群に対して導出される。

【 0 0 4 6 】

対象の皮膚領域を通して透過されるか、又はそこから反射される電磁放射線を検出する

50

ため、及び検出された電磁放射線から検出データを導出するための検出器は、様々なやり方で実装される。1つの実施形態において、検出器は、フォトプレチスモグラフィ信号を獲得するために対象の皮膚部分に取り付けられるように構成されたプレチスモグラフィセンサを備える。そのようなセンサは、例えば、指若しくは耳たぶに取り付けられた光学プレチスモグラフィセンサ、又は腕輪若しくは腕時計内に配置されたセンサである。

【0047】

別の実施形態において、検出器は、対象の画像フレームのシーケンスを経時的に獲得するための撮像ユニットを備え、この画像フレームのシーケンスから、遠隔PPGの原理を使用してフォトプレチスモグラフィ信号が導出され得る。したがって、データストリームは、画像フレームのシーケンス、又はより正確には、スペクトル情報を含む一連の画像フレームを含む。例えば、色情報を含むRGB画像を利用することができる。しかしながら、赤外線(IR)及び赤色(R)情報を表すフレームもまた、フレームのシーケンスから形成することができる。画像フレームは、観察対象及びさらなる要素を表すことができる。

10

【0048】

本発明は、バイタルサインカメラを用いた動きに対して頑健なSpO₂測定を達成するが、さらに、改善された動きに頑健なパルス信号、改善された脈拍数、おそらくは改善された血清ビリルビン、CO₂、及びCOの見積もりを結果としてもたらす(本質的にすべてのPPGベースの情報をより頑健にすることができる)。最後に、本発明は、接触型オキシメータの動きに対する頑健性を改善するのに同等に好適である。

20

【0049】

本発明のこれらの態様及び他の態様は、以後説明される実施形態から明らかであり、それらへの参照により明瞭にされる。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1】本発明に従うシステムの概略図である。

【図2】血液の吸収スペクトルを示す図である。

【図3】本発明に従うデバイスの第1の実施形態の概略図である。

【図4】本発明に従うデバイスの第2の実施形態の概略図である。

【図5】異なる波長での血液量パルスベクトル及び結果として生じるSpO₂の見積もりを経時的に示す図である。

30

【図6】運動中の対象における異なる波長での血液量パルスベクトルを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0051】

図1は、対象14を通して透過されるか、又はそこから反射される、検出された電磁放射線から対象の少なくとも1つのバイタルサインを示す生理情報を抽出するためのデバイス12を含む本発明に従うシステム10の概略図を示す。対象14、この例では患者は、例えば病院又は他の保健施設内のベッド16に横になっているが、例えば保育器内に横になっている新生児若しくは未熟児、又は自宅若しくは異なる環境にいる人間であってもよい。

40

【0052】

対象を通して透過されるか、又はそこから反射される電磁放射線を検出するための検出器に関しては異なる実施形態が存在し、それは二者択一的に(好ましい)又は一緒に使用されてもよい。システム10の実施形態では、検出器の2つの異なる実施形態が示され、以下に説明される。検出器の両方の実施形態は、検出された電磁放射線から少なくとも2つの検出信号を導出するように構成され、ここでは各検出信号は、異なる波長チャネルにおいて波長依存の反射又は透過情報を含む。これにより、使用される光学フィルタは好ましくは異なるが、重複し得る。光学フィルタの波長依存の透過が異なれば十分である。

【0053】

1つの実施形態において、検出器は、対象14の画像フレームを(遠隔で且つ邪魔にな

50

らずに) 捕捉するための、特に対象 14 の画像フレームのシーケンスを経時的に獲得するための好適な光センサを含むカメラ 18 (撮像ユニット、又はカメラベースのセンサ若しくは遠隔 PPG センサとも称される) を備え、この画像フレームのシーケンスからフォトブレチスモグラフィ信号が導出され得る。カメラ 18 によって捕捉される画像フレームは、特に、例えば (デジタル) カメラ内のアナログ又はデジタル光センサによって捕捉されたビデオシーケンスに対応する。そのようなカメラ 18 は通常、CMOS 又は CCD センサなどの、特定のスペクトル範囲 (可視、IR) で動作するか、又は異なるスペクトル範囲に関する情報を提供する光センサを含む。カメラ 18 は、アナログ又はデジタル信号を提供する。画像フレームは、関連したピクセル値を有する複数の画像ピクセルを含む。特に、画像フレームは、光センサの異なる感光性要素で捕捉された光強度値を表すピクセルを含む。これらの感光性要素は、特定のスペクトル範囲 (即ち、特定の色を表す) において感受性がある。画像フレームは、対象の皮膚部分を表す少なくともいくつかの画像ピクセルを含む。それにより、画像ピクセルは、光検出器及びその (アナログ又はデジタル) 出力の感光性要素に対応するか、又は複数の感光性要素の組み合わせ (例えば、ピニングによる) に基づいて決定される。

10

20

30

40

50

【0054】

別の実施形態において、検出器は、フォトブレチスモグラフィ信号を獲得するために対象 14 の皮膚部分に取り付けられるように構成された 1 つ又は複数の光学フォトブレチスモグラフィセンサ 19 (接触型 PPG センサとも称される) を備える。PPG センサ 19 は、すべての可能な実施形態のほんの一部であるが、例えば、血中酸素飽和度を測定するためのフィンガークリップ、又は心拍数を測定するための心拍数センサの形態で設計される。

【0055】

カメラ 18 を使用するとき、システム 10 は、任意選択的に、患者の顔の皮膚 (例えば頬又は額の一部) などの目的の領域 24 を、例えば予め規定された波長範囲 (例えば、赤色、緑色、及び / 又は赤外線波長範囲) にある光で照らすための、ランプなどの光源 22 (照明源とも呼ばれる) をさらに備える。前記照明に応じて前記目的の領域 24 から反射された光は、カメラ 18 によって検出される。別の実施形態において、専用の光源は提供されないが、環境光が対象 14 の照明に使用される。反射光から、所望の波長範囲内の光 (例えば、緑色及び赤色若しくは赤外線光、又は少なくとも 2 つの波長チャネルを網羅する十分に大きい波長範囲内の光) のみが検出及び / 又は評価される。

【0056】

デバイス 12 は、決定された情報を表示するため、並びに / 又はデバイス 12、カメラ 18、PPG センサ 19、光源 22、及び / 若しくはシステム 10 の任意の他のパラメータの設定を変更するために医療関係者にインターフェースを提供するためのインターフェース 20 にさらに接続される。そのようなインターフェース 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、又は他のヒューマンマシンインターフェース手段を備える。

【0057】

図 1 に例示されるようなシステム 10 は、例えば、病院、保健施設、高齢者介護施設などに置かれる。患者のモニタリングとは別に、本発明は、新生児モニタリング、一般的な監視用途、セキュリティモニタリング、又はフィットネス設備、ウェアラブル、スマートフォンのようなハンドヘルドデバイスなどのいわゆるライフスタイル環境など、他の分野においても適用される。デバイス 12、カメラ 18、PPG センサ 19、及びインターフェース 20 間の単方向又は双方向通信は、無線又は有線通信インターフェースを介して機能する。本発明の他の実施形態は、スタンドアロンでは提供されないがカメラ 18 又はインターフェース 20 に統合されたデバイス 12 を含む。

【0058】

検出信号 C_n からパルス信号 S を取得するためのいくつかの知られた方法が存在し、前記方法は、ICA、PCA、 P_{BV} 、CHROM、及び P_{BV} / CHROM によって誘導

されるICA/PCAと称され、それらはde Haan及びvan Leeestの上で引用した論文においても説明されている。これらの方法は、異なる波長チャネル、例えば、カラービデオカメラからの赤色、緑色、及び青色信号、の混合物としてパルス信号Sを提供することとして解釈することができるが、これらの方法は、最適な重み付けスキームを決定するためのやり方においては異なる。これらの方法において、結果として生じる重みは、歪みが消失する混合を目指すものであり、即ち、「重み付けベクトル」は、対象の動き及び/又は照明の変動によって通常引き起こされる主な歪みに対して実質的に直交している。

【0059】

以下に、 P_{bv} 法に関するいくつかの基本的な検討事項が簡単に説明される。

10

【0060】

心臓が血管床の抵抗に対して血液を送り込むため、心臓の鼓動は動脈内に圧力変動を引き起こす。動脈は弾力があるため、動脈の直径は圧力変動と同期して変化する。これらの直径の変化は、皮膚のより小さな脈管内でさえも発生し、ここでは血液量の変動が光の吸収変化を引き起こす。

【0061】

単位長正規化血液量パルスベクトル（シグネチャベクトルとも呼ばれる）は、 P_{bv} として規定され、赤色、緑色、及び青色カメラ信号における相対的なPPG強度を提供する。即ち、

【数6】

20

$$\vec{R}_{bv} = \frac{[\sigma(\vec{R}_n), \sigma(\vec{G}_n), \sigma(\vec{B}_n)]}{\sqrt{\sigma^2(\vec{R}_n) + \sigma^2(\vec{G}_n) + \sigma^2(\vec{B}_n)}}$$

であり、 σ は標準偏差を示す。

【0062】

予想を定量化するために、赤色、緑色、及び青色チャネルそれぞれの反応 $H_{red}(w)$ 、 $H_{green}(w)$ 、及び $H_{blue}(w)$ を、グローバルシャッターカラーCCDカメラ1の波長 w 、対象の皮膚反射 $R_s(w)$ の関数として測定し、絶対PPG振幅曲線 $PPG(w)$ を使用した。例えばde Haan及びvan Leeestの上で引用した論文の図2に示されるように、これらの曲線から、血液量パルスベクトル P_{bv} を、

30

【数 7】

$$\vec{P}_{bv}^T = \begin{bmatrix} \frac{\int_{w=400}^{700} H_{red}(w)I(w)PPG(w) dw}{\int_{w=400}^{700} H_{red}(w)I(w)\rho_s(w) dw} \\ \frac{\int_{w=400}^{700} H_{green}(w)I(w)PPG(w) dw}{\int_{w=400}^{700} H_{green}(w)I(w)\rho_s(w) dw} \\ \frac{\int_{w=400}^{700} H_{blue}(w)I(w)PPG(w) dw}{\int_{w=400}^{700} H_{blue}(w)I(w)\rho_s(w) dw} \end{bmatrix} \quad \begin{matrix} 10 \\ 20 \end{matrix}$$

として計算し、白色のハロゲン照明スペクトル $I(w)$ を使用して、正規化された $P_{bv} = [0.27, 0.80, 0.54]$ を導く。よりノイズの多い曲線を使用すると、結果は、 $P_{bv} = [0.29, 0.81, 0.50]$ となる。

【0063】

使用したモデルによって予測される血液量パルスは、白色照明条件下での何人かの対象に対する測定を平均した後に得た、実験的に測定された正規化血液量パルスベクトル $P_{bv} = [0.33, 0.78, 0.53]$ にある程度対応する。この結果を前提として、特に赤色における、及びより程度は小さいが青色カメラチャネルにおける観察された PPG 振幅は、 $500 \sim 600 \text{ nm}$ の間隔にある波長からのクロストークによって大いに説明することができる。正確な血液量パルスベクトルは、モデルが示すように、カメラのカラーフィルタ、光のスペクトル、及び皮膚反射に依存する。しかしながら、実際には、ベクトルは、波長チャネルのセットを考えると、非常に安定していることが分かる（ベクトルは、 RGB ベースのベクトルと比較して赤外線において異なる）。

【0064】

白色照明下での赤色、緑色、及び青色チャネルにおける皮膚の相対的な反射は、皮膚のタイプにはあまり依存しないことがさらに分かっている。このことはおそらく、血液のない皮膚の吸収スペクトルがメラニン吸収で占められるというのが理由である。メラニン濃度が高いほど絶対的な吸収は著しく増大し得るが、異なる波長における相対的な吸収は同じ状態のままである。これは、メラニンの増大が皮膚を黒くするが、皮膚の正規化された色はほとんど変化させないことを示唆する。結果として、正規化血液量パルス P_{bv} も、白色照明下で非常に安定している。赤外線波長において、メラニンの影響は、その最大吸収が短い波長（ UV 光）で発生し、長い波長では減少するために、さらに低減される。

【0065】

P_{bv} の安定した性質を使用して、代替的な原因による変動からの血液量変化によって引き起こされる色の変動を区別することができる。即ち、安定した P_{bv} を血液量変化の「シグネチャ」として使用して、それらの色変動を区別することができる。したがって、色チャネル P_{bv} の知られている相対的な拍動性を使用して、パルス信号と歪みとを識別することができる。知られている方法を使用して結果として生じるパルス信号 S は、個々の DC フリーの正規化された色チャネルの線形結合（「混合」のいくつかの可能なやり

方のうちの 1 つを表す) として書くことができる。

$$S = W C_n$$

であり、 $W W^T = 1$ であり、ここでは $3 \times N$ 行列 C_n の 3 行の各々が、D C フリーの正規化された赤色、緑色、及び青色チャネル信号の N 個のサンプル、それぞれ R_n 、 G_n 、及び B_n を含む。即ち、

【数 8】

$$\vec{R}_n = \frac{1}{\mu(\vec{R})} \vec{R} - 1, \quad \vec{G}_n = \frac{1}{\mu(\vec{G})} \vec{G} - 1, \quad \vec{B}_n = \frac{1}{\mu(\vec{B})} \vec{B} - 1$$

10

である。

【0066】

ここでは、演算子 μ は、平均値に対応する。異なる方法間における主な差異は、重み付けベクトル W の計算にある。1 つの方法において、ノイズ及び P P G 信号は、2 つの色チャネルの線形結合として構築された 2 つの独立した信号に分離される。一方の結合はノイズのない P P G 信号に近く、他方は動きに起因するノイズを含んでいた。最適化基準として、パルス信号内のエネルギーは最小限にされる。別の方法では、3 つの色チャネルの線形結合を使用してパルス信号を取得する。依然としてさらなる方法では、I C A 又は P C A を使用してこの線形結合を得る。重み付けされた色信号のどれがパルス信号であるかは先験的に未知であるため、それらのすべてが、パルス信号の周期的な性質を選択基準として使用した。

20

【0067】

P_{bv} 法は、一般に、米国特許出願第 2013/271591 (A1) 号及び de Haan 及び van Leeuwen の上で引用した論文に基本的に説明されるような血液量パルスベクトルを使用して混合係数を取得する。最良の結果は、 R_n 、 G_n 、及び B_n のバンドパスフィルタリングされたバージョンが使用される場合に得られる。この方法に従って、 P_{bv} の知られている方向は、パルス信号と歪みとを識別するために使用される。これは、パルスがビデオ内の唯一の周期成分であるという (先の方法の) 仮定を取り除くだけでなく、歪み信号の配向における仮定も除去する。この目的のため、前のように、パルス信号は正規化された色信号の線形結合として構築されると仮定される。赤色、緑色、及び青色チャネル内のパルス信号の相対的な振幅は、 P_{bv} によって得られることが知られているため、重み $W_{P_{bv}}$ は、色チャネル R_n 、 G_n 、及び B_n との相関が P_{bv} に等しいパルス信号 S

30

【数 9】

$$\vec{S} C_n^T = k \vec{P}_{bv} \Leftrightarrow \vec{W}_{P_{bv}} C_n C_n^T = k \vec{P}_{bv} \quad (1)$$

を得るものが検索され、結果として混合を決定する重みは、

【数 10】

40

$$\vec{W}_{P_{bv}} = k \vec{P}_{bv} Q^{-1} \text{ with } Q = C_n C_n^T \quad (2)$$

によって決定され、スカラー k は、 $W_{P_{bv}}$ が単位長を有するように決定される。正規化血液量パルス P_{bv} において反映されるような P P G 信号の特性波長依存性は、皮膚領域にわたって平均された時系列 R G B ピクセルデータからのパルス信号を見積もるために使用できると結論付けられる。このアルゴリズムは、 P_{bv} 法と称される。

【0068】

したがって、上で説明されるように、パルス信号 S_1 、 S_2 は、少なくとも 2 つの検出

50

信号 C_n の重み付けされた合計として生じる。すべての検出信号 C_n がパルス及び異なるレベルの（共通の）ノイズを含むため、（パルス信号を取得するために検出信号の）重み付けは、純粋なノイズのないパルスをもたらすことができる。このため、ICA 及び PCA をノイズ及びパルスを分離するために使用することができる。本発明に従ってこれは別のやり方で行われる。

【0069】

本発明に従って、パルスの相対的な強度（これらの相対的な拍動性を含むシグネチャベクトル（例えば、 P_{bv} ベクトル）によって規定される）は、すべての検出信号 C_n において知られていると仮定される（所望のバイタルサイン情報、例えば SpO_2 が知られていた場合は正であり、これは検索されるパラメータであるため、当てはまらない）。重みが正しく選択される場合、結果として生じるパルスの個々の検出信号 C_n との相関は、まさに検出信号 C_n 内のパルスのこれらの相対的な強度である。ここで、バイタルサイン情報（例えば SpO_2 ）が間違っているか、又は未知の場合、結果は、比較的乏しい SNR（即ち乏しい品質指標）を有するパルス信号ということになる。シグネチャベクトル（例えば P_{bv} ベクトル）を、それが最良の SNR（即ち最良の品質指標）をもたらすように選択することによって、このアルゴリズムは、正しいバイタルサイン情報（例えば SpO_2 ）を知ることさらに近づくということになる。

【0070】

図 2 は、血液の吸収スペクトル（ $SpO_2 = 100\%$ 及び $SpO_2 = 60\%$ の場合）の図を示す。見て分かるように、血液の吸収スペクトルは、酸素飽和度に依存する。カメラ又は接触センサなどの検出ユニットが、例えばおよそ 650 nm 、 810 nm 、及び 900 nm のこのスペクトルをサンプリングする場合、シグネチャベクトル P_{bv} は、3つの成分を有し、それらは SpO_2 に依存する。これは、本発明に従って抽出される。

【0071】

図 3 は、本発明に従うデバイス 12 の第 1 の実施形態 12a のより詳細な略図を示す。デバイス 12a は、対象 14 の皮膚領域を通して透過されるか、又はそこから反射される検出された電磁放射線から導出される少なくとも 2 つの検出信号 C_n を取得するための入力インターフェース 30 を備える。検出データ即ち検出信号 C_n のデータストリームは、例えば、カメラ 18 及び / 又は 1 つ若しくは複数の PPG センサ 19 によって提供され、ここでは各検出信号が、異なる波長チャネルにおいて波長依存の反射又は透過情報を含む。

【0072】

パルス信号計算ユニット 32 は、各パルス信号の計算に異なるシグネチャベクトル P_{bv1} 、 P_{bv2} 、特に正規化された血液量ベクトル（ P_{bv} ）を使用して、前記少なくとも 2 つの検出信号 C_n から少なくとも 2 つのパルス信号 S_1 、 S_2 を計算する。このステップは、de Haan 及び van Leeuwen の上で引用した論文、又は M. van Gastel、S. Stuijk、及び G. de Haan、「Motion robust remote-PPG in infrared」、IEEE, Tr. On Biomedical Engineering、2015 年、DOI: 10.1109/TBME.2015.2390261 において詳細に説明されており、これらの説明は、本明細書ではそれほど詳細には説明されないが、参照により本明細書に組み込まれる。

【0073】

特に、各パルス信号の計算に使用される異なるシグネチャベクトル P_{bv1} 、 P_{bv2} は、少なくとも 2 つの検出信号 C_n 内のパルス信号 S_1 、 S_2 の予想される相対的な強度を提供する。パルス信号 S_1 、 S_2 の計算は、結果として生じるパルス信号 S_1 、 S_2 がそれぞれのシグネチャベクトル P_{bv1} 、 P_{bv2} によって示されるような元の検出信号 C_n と相関するように選択された重みを使用した少なくとも 2 つの検出信号 C_n の重み付き結合を含む。

【0074】

品質指標計算ユニット 34 は、それぞれのパルス信号の特性を示す前記パルス信号 S_1

10

20

30

40

50

、 S_2 の品質指標値 Q_1 、 Q_2 を計算する。

【0075】

処理ユニット38は、最良の品質指標値 Q_1 、 Q_2 を有するパルス信号を結果としてもたらすシグネチャベクトルから少なくとも1つのバイタルサインを示す生理情報 V を導出する。生理情報 V は、最良の品質パルス信号をもたらすシグネチャベクトルによって決定されるため、どのシグネチャベクトルが最良の品質指標値を有するかを知ることによって、処理ユニット38は、生理情報 V 、例えば対象の SpO_2 値などの対象のバイタルサインを決定することができる。代替的に、処理ユニット38は、脈拍数若しくは心拍間間隔、心拍数変動性、又は最良の品質指標値 Q を有するパルス信号の別の特性をバイタルサインとして計算することができる。

10

【0076】

このコンテキストでは、「最良の」品質指標値とは、どのパルス信号が最良の品質を有するかを示す値として理解されるものとする。選択された定義に応じて、これは、例えば、品質指標の最低値又は最高値である。一般的に、それぞれのパルス信号の特性を示す品質指標として様々な基準を使用することができる。1つの実施形態において、信号対ノイズ比(SNR) (即ち、正規化されたスペクトル内の最高ピークの高さ)が使用される。他の実施形態では、パルスが異なる空間的位置において計算される場合(動きに対する頑健性をさらに改善するため)、 SNR は、すべての領域について計算されるが、異なるパルス信号間の相関(類似性マトリックス)もまた、どのシグネチャベクトルが最良であるかを決めるための「品質」指標として使用される「重み付けされた」 SNR を有する重み付けされた平均パルスを局所的な SNR と一緒に決定するために使用される。

20

【0077】

デバイス12の様々なユニットは、本発明がどのように及びどこで適用されるかによって、1つ又は複数のデジタル又はアナログプロセッサ内に含まれる。異なるユニットは、ソフトウェア内に完全に又は部分的に実装され、1つ又は複数の検出器に接続されたパーソナルコンピュータ上で実行される。必要とされる機能の一部又はすべてもまた、ハードウェア内、例えば、特定用途向け集積回路($ASIC$)又はフィールドプログラマブルゲートアレイ($FPGA$)内に実装される。

【0078】

好ましくは、パルス信号計算ユニット32は、異なるシグネチャベクトル $P_{b,v,1}$ 、 $P_{b,v,2}$ の固定のセットを使用し、処理ユニット38は、最良の品質指標値 Q_1 、 Q_2 を有するパルス信号を結果としてもたらしたシグネチャベクトルの時間系列をフィルタリングして、フィルタリングされたシグネチャベクトルを取得し、そこから生理情報が導出される。シグネチャベクトル $P_{b,v,1}$ 、 $P_{b,v,2}$ の固定のセットは、測定されるバイタルサインの範囲を網羅する。例えば、 SpO_2 の場合、処理ユニット38は、60%~100%の範囲にある SpO_2 値に対応するシグネチャベクトルを提供する。それらは、すべての対象において同じであり、実際にはルックアップテーブルに格納される。しかしながら、別の血液ガスが決定される場合、他のシグネチャベクトルが必要不可欠である(この他のガスは、ガスの濃度によって異なる血液吸収スペクトルをもたらすため)。ここでは、1つのみの血液成分が決定されることが仮定されるが、十分に多数の波長があれば、シグネチャベクトルのセットがガスのすべての可能な組み合わせを網羅することを条件に、原則的には2つ以上の血液成分が測定可能である。

30

40

【0079】

言い換えると、上記の処理は、各波長チャネル内の検出信号の時間窓、例えば10秒にわたって行われる。この窓は、次いでスライドし、即ち、次の測定は、再び、時間的にいくらか後に登録された10秒窓からである。並行オブションでは、すべての窓は、(例えば SpO_2)見積み(発見された「最良の」シグネチャベクトルによって規定される)を生じ、連続した測定結果(シグネチャベクトル)は、より滑らかでより高い分解能測定値を取得するために(一時的に)フィルタリングされ得る測定値の時間系列をもたらす。

【0080】

50

この実施形態の一実装形態において、品質指標値は、2つの固定のシグネチャベクトルに対してのみ計算される。次いで2つの品質指標値間の関係を、S p O 2 値へと直接的に換算することができる。

【0081】

この実施形態の別の実装形態において、品質指標値は、S p O 2 値の全範囲に好適な広範囲のシグネチャベクトルに対して計算される。この実装形態では、最良のシグネチャベクトルはすぐ目立ち、この実装形態は、シグネチャベクトルに再帰的に収束する必要がないため、遅れることなくS p O 2 変化に反応することができることを意味する。

【0082】

図4は、本発明に従うデバイス12の第2の実施形態12bの概略図を示す。この実施形態では、どのパルス信号が最良の品質指標値を生じるかに依存する方向に、異なるシグネチャベクトル P_{bv1} 、 P_{bv2} のうちの1つ又は複数を（反復的に/再帰的に）適合するために、シグネチャ適合ユニット36が追加で提供される。シグネチャ適合ユニット36は、好ましくは、（予め規定された）参照シグネチャベクトル P_{bv0} を使用して、前記品質指標値 $Q1$ 、 $Q2$ に基づいて少なくとも2つのシグネチャベクトル P_{bv1} 、 P_{bv2} を取得するように構成される。さらに、パルス信号計算ユニット32は、好ましくは、パルス信号が、対応するシグネチャベクトルによって決定される比にある前記少なくとも2つの検出信号と相関するように、前記少なくとも2つのシグネチャベクトル P_{bv1} 、 P_{bv2} の前記検出信号 C_n から前記パルス信号 S_1 、 S_2 を計算するように構成される。この比は、上の等式（1）によって規定される。等式（1）は、 C_n 内の（正規化された及びDCフリーの）色チャンネルの各々とのパルス信号 S の内積（又は相関）が、シグネチャベクトル P_{bv} の複数次（任意値 k ）倍に等しいことを示す。つまり、重み W は、この特定の相関比を実現するために計算される。この計算は、上の等式（2）に示される。

【0083】

上の実施形態の各々において、de Haan及びvan Leeustの上に引用した論文において説明される基本の方法を使用して、又はvan Gastelらの上に引用した論文において説明される基本の方法のより精巧なバージョンを使用して、動きに対して頑健なパルス信号を取得することが可能である。この論文は、同じシグネチャベクトル（ P_{bv} ）を使用した多くのサブ領域に対するパルス信号の並行計算、及びこれらの並行パルス信号（すべて単一のシグネチャベクトルに基づく）の最終パルス信号への連続的組み合わせについて説明している。この手法の利点は、パルス信号の動きに対する頑健性のさらなる改善である。この手法は、依然として基本の P_{bv} 法に基づくため、最終パルス信号を2つ以上の P_{bv} シグネチャベクトルを用いて計算し、次いでどのパルス信号が最も高い品質を有するかを決めることを、S p O 2、C O、C o 2などの測定に使用することができる。基本は同じであり、この手法は、動きに対する頑健性のさらなる改善を達成するために、もう少しだけ精巧である（複数の空間的サブ領域）。

【0084】

このパルス信号の品質は、選択したシグネチャベクトル P_{bv} の正確性に依存するため、パルス信号は、2つの（又はそれ以上の）異なるシグネチャベクトル P_{bv1} 及び P_{bv2} に対して計算される。その結果として、結果として生じるパルス信号の品質が判断される。これは、例えば、正規化された（例えば標準偏差で割った）パルス信号を時間窓にわたって計算し、それをフーリエドメインに変換し、品質基準（即ち、品質指標）をパルス周波数範囲内の最も高いピークの振幅として規定することによって達成することができる。このピークが高いほど、対応するパルス信号の品質も高くなると見なされる。したがって、それぞれ $S1$ 及び $S2$ の品質を反映する2つの品質尺度 $Q1$ 及び $Q2$ が利用可能であり、それらは、次の時間窓において使用されるシグネチャベクトル P_{bv1} 及び P_{bv2} を適合するために使用される。これは、スライディング窓形式で行うことができ、ここでは、窓は計算サイクル当たり1つのサンプルにわたってシフトするが、例えば5つのサンプルにわたってなど、より速く窓をスライドすることも同等に可能である。窓サイズ例

は、20 Hz のサンプリング周波数では200 サンプルである。

【0085】

代替的に、結果として生じるパルス信号の品質は、それをフーリエドメインに変換し、全周波数範囲（おそらくはピークを除く）にわたってエネルギーで割ったパルス周波数の範囲内の最も高いピークの振幅として品質基準Qを規定することによって判断される。この比が高いほど、パルス信号の品質も高くなると見なされる。

【0086】

別の好ましい実施形態において、品質指標Q1及びQ2は比較され、それらの符号がカウンタを増大/減少させる。このカウンタ値を、更新ベクトルUと一緒に使用して、 P_{bv1} 及び P_{bv2} を、

【数11】

$$\overrightarrow{P_{bv1}} = \overrightarrow{P_{bv0}}(count - 1).U$$

及び

【数12】

$$\overrightarrow{P_{bv2}} = \overrightarrow{P_{bv0}}(count + 1).U$$

として計算する。更新ベクトルUが、100%酸素化した血液のシグネチャを（カウント値の）同等のステップにおいて60%酸素化した血液のシグネチャへ変形させるように選択される場合、変換された状態にある結果として生じるカウント値は、試験下の対象SpO2値に直接関連する。同時に対象のパルス信号は、シグネチャが血液の酸素化レベルに絶えず適合されるため、最も高い可能なSNRで取得される。

【0087】

P_{bv1} と P_{bv2} との差はそれほど大きくないため、所望の生理情報、例えばSpO2は、大半は、 P_{bv1} 及び P_{bv2} を決定するカウンタの値によって決定され、即ち、 P_{bv1} 又は P_{bv2} のいずれかを使用することができ、両方がカウンタ値から導出される。

【0088】

一実装形態において、 P_{bv0} は、 $[0.2 \quad 0.6 \quad 0.8]^T$ （それぞれ660 nm、800 nm、及び840 nmの相対的な拍動性を反映する）と選択され、更新ベクトルUは、 $[0.01 \quad 0 \quad -0.0036]^T$ と選択された。それは、660 nmの拍動性が最も変化し、840 nmの拍動性が反対方向に約3の倍数減である一方、800 nmチャンネルの拍動性がSpO2に依存しないことが予想されることを明白に示す。

【0089】

さらに、de Haan及びvan Leeustの上に引用した論文、又はvan Gastelらの上に引用した論文において説明される概念は、ノイズの存在下でのみ、品質基準Qにおいて見える明白な最適シグネチャを有することが認められている。これは、このアルゴリズムが、規定のやり方で（ P_{bv} によって）色チャンネルと相関するパルス信号を確立することを目指すためである。シグネチャが少しずれている場合、それは、結果としていくつかのノイズ信号に混ぜ合わさって、必要なシグネチャを有する信号を作成する。ノイズがない場合（即ち、極めて不動の対象では）、最適条件は非常に浅くなる。したがって、さらに好ましい実施形態において、パルス信号を取得するために重みを計算する前に、何らかのノイズが正規化された色信号に追加される。このノイズは、好ましくは広範のスペクトルを有するか、又は周期的だが脈拍帯域外の周波数を有し得る。これらの場合、品質指標値計算が、正規化されたパルス信号（例えば、時間窓内のパルス信号の標準偏差にわたって割ることによって正規化される）の脈拍帯域内の最も高い周波数ピークの値を計算する際、品質指標値計算の役に立つ。

【0090】

10

20

30

40

50

図 4 に例示される実施形態によると、最良のパルス信号を計算することができるシグネチャベクトル (P_{b_v}) は、異なる波長チャンネル (C_n) の相対的な拍動性を (その係数内に) 提供する。しかしながら、最適シグネチャベクトルは、血液内の様々な物質 (O_2 、 CO_2 、 CO のようなガス、さらにはビリルビンのような物質) に依存する。これは、これらの物質が、血液の吸収スペクトルに影響を与えることが理由である (例えば、血液の色は、酸素化レベルによって変化する)。初期 P_{b_v} ベクトルが、例えば、100% 酸素飽和度のような健全な状態に対応すると見なされる場合、更新ベクトル (それが、 SpO_2 値の見積もりを目指している場合、ビリルビン又は CO などが見積もられる場合とは異なる) は、不健全な状態 (例えば $SpO_2 = 60\%$) の方向にある小さなステップとして規定される。更新ベクトルの倍数を参照 P_{b_v} ベクトルに追加することによって、健全な酸素化レベルと不健全な酸素化レベルの間のどこかを反映する P_{b_v} 値に達し、ここでは更新ベクトルのノルムが、これらのレベルすべてに接近することができる分解能を決定する。

10

20

30

40

50

【0091】

図 3 に示される実施形態で行われたように、チャンネル C_n からすべての可能な P_{b_v} ベクトル (すべての倍数更新された P_{b_v}) を有するパルス信号を計算することによって、最良の SNR を有する 1 つの特定のパルス信号が存在するようになる。この P_{b_v} は、次いで、実際の SpO_2 (CO 、ビリルビンなど) を特定する。それらのすべてを試験するのではなく、図 4 に示される実施形態で行われたように、2 つのみ (又は少数) を試験し、システムが最適値の周辺で振動し始めるまで試験セット (即ち、 P_{b_v} のセット) を修正することが可能である。これは、反復手法を説明するものであり、ここではこの方法が、収束に達するまで継続する。代替的に、単一の更新だけを行うことができ、次いで、処理時間窓を次の単一の更新にシフトすることができる。これが再帰的なオブションである。 SpO_2 値は素早く変化しないため、この再帰的手法は効率的であり、数秒後に収束に達する。より正確な測定値を取得するために、低域フィルタを用いて振動を取り除くことができる。フィルタリングは、大きな振動での相対的に大きい更新 (高速収束) を可能にし、それは一時的な低域フィルタリングが正確性を犠牲にしないことが理由である。

【0092】

シグネチャベクトルのすべてが試験されるが相対的に大きい更新ベクトルが使用される (即ち、健全と不健全との間の空間のスパースサンプリングが実施される) 場合、この並行システムはまた、2 つ (又はそれ以上) の最適 P_{b_v} 間でおそらくは躊躇し (サンプリングがかなりスパースである場合には確実に)、再び、一時的な低域フィルタがこの躊躇からのノイズを除去し、こうしてスパースサンプリングと比較して向上した正確性を提供する。

【0093】

一実施形態において、頑健なパルス信号測定は、およそ 650 nm、810 nm、及び 900 nm のスペクトルをサンプリングする検出器を用いて実施されている。代替的な実施形態においては、760 nm、800 nm、及び 840 nm が使用される。さらに代替的な実施形態においては、ビリルビン検出により好適な 475 nm、550 nm、及び 650 nm が使用されてもよい。最後に、2 つのみの波長、例えば 650 nm 及び 800 nm を使用するか、又は、血液量パルス P_{b_v} のシグネチャをより正確に捕捉し、任意選択的に、1 つの測定において 2 つ以上の血液ガスの濃度を決定するために、4 つ (例えば 660 nm、760 nm、800 nm、及び 860 nm) 若しくはさらに多くの波長を使用することが同等に可能である。

【0094】

上では、実施形態は、 SpO_2 を決定するという仮定で説明されている。本発明はまた、ビリルビン、 CO 、又は CO_2 などの他の生理情報を決定するために適用することができる。ビリルビン、 CO 、又は CO_2 の異なる分画を有する血液の吸収曲線 (波長の関数としての) は、異なる値の SpO_2 の曲線とは異なる。結果として、更新ベクトルは、異なるものでなければならない (初期ベクトルは、97% の SpO_2 (0% ビリルビン、0

%CO、0%CO₂で)のものであるが、提案された方法は、一般的には、他の分画が知られており安定していると仮定して、1つのみの可変分画(O₂、CO、CO₂、又はビリルビン)を追跡する)。より多くの分画を同時に測定するためには、より多くの波長チャンネルが測定の曖昧性解消のために必要不可欠である。

【0095】

本発明に従うデバイスは、SpO₂低下を引き起こすためにある期間にわたって息を止める人間に対して実施及び試験されている。この方法で取得された結果として生じるSpO₂値は、図5に示される。図5Aは、血液量パルスベクトルが(660nm(曲線40)、810nm(曲線41)、及び840nm(曲線42)の相対的な拍動性での)実験中にどのように進化するかを示す。図5Bは、試験シグネチャP_{bv}1及びP_{bv}2を適合するカウント値から導出された結果として生じるSpO₂見積もり50を示す。息を止めている間のSpO₂低下が、明らかに認められる。

10

【0096】

第2の実験では、本発明に従うデバイスの頑健性が、強い対象の動きに対して実証されている。この目的のため、フィットネス環境においてサイクリングマシンで運動をしている対象の記録を取った。カメラは、およそ450nm(図6の曲線60)、550nm(曲線61)、及び650nm(曲線62)のスペクトルをサンプリングする通常のRGBカラーカメラである。

【0097】

図6に例示されるようにこの場合、シグネチャベクトルにおける変動をSpO₂見積もりに換算することはできないが(RGBカメラは、SpO₂に対して較正されない)、結果として生じるシグネチャベクトルの相対的な拍動性は極めて安定したままであることが分かる。これは、活発な動きを実際のPPG信号と完全に混同し、それ故に拍動性がすべてチャンネルにおいて同一である(動きに起因して)と決める、SpO₂測定のための知られている方法にとっては大きな改善である。この実験によると、血液量ベクトルは、対象が息を止める図5に例証される実験と比較してかなり安定することが予想された。

20

【0098】

最後の実験では、第1の実験で使用されたものと同じ構成を10人の健常な対象に対して使用した。取得したSpO₂値は、何らかのノイズを示したが、すべての取得値は、95~99%酸素化であり、説明された方法の較正可能性が実現可能であるという初期の信頼をもたらした。

30

【0099】

上に説明された方法は、主に、非接触センサに関して説明されている。一般的には、同じ方法を接触センサにも使用することができる。例として、本発明は、ヘルスケアの分野、例えば、邪魔にならない遠隔患者モニタリング、一般的な監視、セキュリティモニタリング、及びフィットネス設備などのいわゆるライフスタイル環境などにおいて適用することができる。用途は、酸素飽和度(パルスオキシメトリ)のモニタリング、心拍数、血圧、心拍出量、血液灌流の変化、自律神経機能のアセスメント、及び末梢血管疾患の検出を含む。例えば、本発明は、例えば自動CPR(心肺蘇生)中の重態患者の迅速且つ信頼性の高い脈検出のために使用することができる。本システムは、新生児のバイタルサインのモニタリングにも使用することができる。要するに、本発明は、ほぼ不動の対象に対するSNRを著しく改善し、より正確な心拍間測定をもたらす。

40

【0100】

一実施形態によると、本発明は、対象の少なくとも1つのバイタルサインを示す生理情報を抽出するためのデバイス(及び対応する方法)を提示し、前記デバイスは、

対象の皮膚領域を通して透過されるか、又はそこから反射される検出された電磁放射線から導出される少なくとも2つの検出信号(C_n)を取得するための入力インターフェース(30)であって、各検出信号が、異なる波長チャンネルにおいて波長依存の反射又は透過情報を含む、入力インターフェースと、

各パルス信号の計算に異なるシグネチャベクトル(P_{bv}1、P_{bv}2)を使用して、

50

前記少なくとも2つの検出信号(C_n)から少なくとも2つのパルス信号(S_1 、 S_2)を計算するためのパルス信号計算ユニット(32)と、

それぞれのパルス信号の特性を示す前記パルス信号(S_1 、 S_2)の品質指標値(Q_1 、 Q_2)を計算するための品質指標計算ユニット(34)と、

最良の品質指標値(Q_1 、 Q_2)を有するパルス信号を結果としてもたらすシグネチャベクトルから、及び/又は前記パルス信号から、少なくとも1つのバイタルサインを示す生理情報(V)を導出するための処理ユニット(38)とを備える。

【0101】

本発明は、図面及び先述の説明において詳細に例示及び説明されているが、そのような例示及び説明は、例示的又は例と見なされるものであり、制限的であると見なされないものとする。本発明は、開示された実施形態に限定されない。開示された実施形態に対する他のバリエーションは、図面、本開示、及び添付の特許請求項の検討により、特許請求された発明を実践するにあたって当業者により理解及び達成され得る。

10

【0102】

請求項において、「備える(*comprising*)」という言葉は、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、複数を除外するものではない。単数の要素又は他のユニットが、請求項に列挙されるいくつかのアイテムの機能を満たしてもよい。特定の方策が相互に異なる従属請求項において列挙されるということだけでは、これらの方策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さない。

【0103】

20

コンピュータプログラムは、他のハードウェアと一緒に、又はその部分として供給される光学記憶媒体又は固体媒体などの好適な媒体に格納/配設されてよいが、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するなど、他の形態で配設されてもよい。

【0104】

請求項内のいかなる参照記号もその範囲を制限するものとして解釈されるべきではない。

【 図 1 】

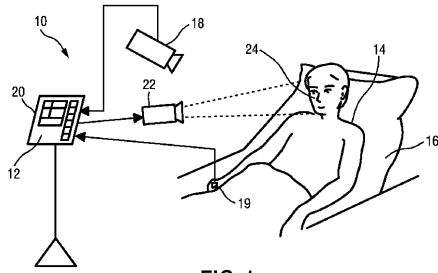


FIG.1

【 図 2 】

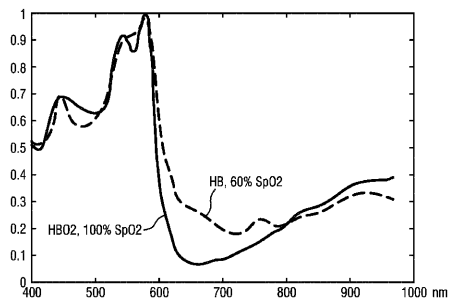


FIG.2

【 図 3 】

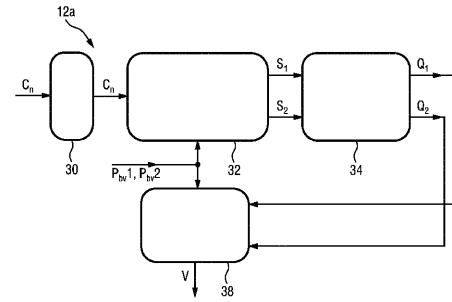


FIG.3

【 図 4 】

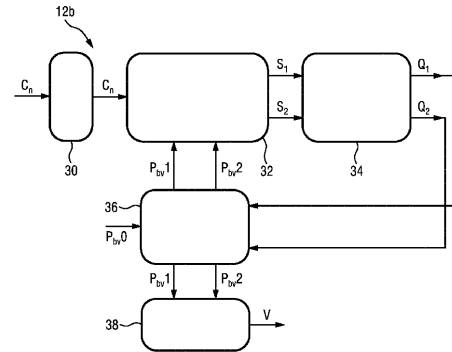


FIG.4

【 図 5 A 】

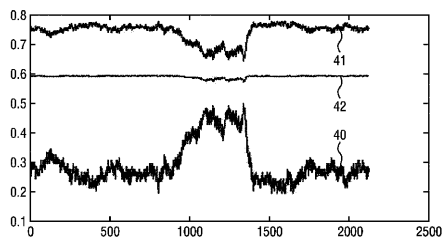


FIG.5A

【 図 6 】

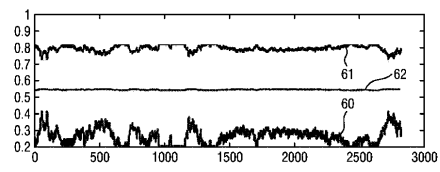


FIG.6

【 図 5 B 】

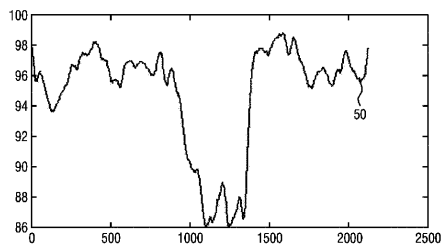


FIG.5B

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2016/072864

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/1455 A61B5/00
ADD. A61B5/024

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WANG WENJIN ET AL: "Exploiting Spatial Redundancy of Image Sensor for Motion Robust rPPG", IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, USA, vol. 62, no. 2, 1 February 2015 (2015-02-01), pages 415-425, XP011570468, ISSN: 0018-9294, DOI: 10.1109/TBME.2014.2356291 [retrieved on 2015-01-16]	1-7, 9-11, 13-15
A	III.A.3); figures 1, 2 III.B.2); figure 4 III.C ----- -/-	12

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

9 December 2016

Date of mailing of the international search report

19/12/2016

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Sarcia, Regis

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2016/072864

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DE HAAN G ET AL: "Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature", PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT, INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING, BRISTOL, GB, vol. 35, no. 9, 27 August 2014 (2014-08-27), pages 1913-1926, XP020269523, ISSN: 0967-3334, DOI: 10.1088/0967-3334/35/9/1913 [retrieved on 2014-08-27] cited in the application the whole document 2.2 2.3 and 3; table 1 -----	1-11, 13-15
X	LUIS F. CORRAL MARTINEZ ET AL: "<title>Optimal wavelength selection for noncontact reflection photoplethysmography</title>", PROCEEDINGS SPIE, vol. 8011, 15 August 2011 (2011-08-15), pages 801191-801191-7, XP055262353, US ISSN: 0277-786X, DOI: 10.1117/12.903190 ISBN: 978-1-62841-832-3 the whole document 1.2 2 3 and 4; figures 2, 6b, 7b -----	1-3,6,7, 9,10, 13-15
X	US 2014/275825 A1 (LISOGURSKI DANIEL [US]) 18 September 2014 (2014-09-18) paragraph [0086]; figures 1,3 -----	1,3,4,6, 7,13-15

Information on patent family members

PCT/EP2016/072864

Patent document
cited in search report

Publication date

Patent family member(s)

Publication date

US 2014275825	A1	18-09-2014	NONE
---------------	----	------------	------

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA

(72)発明者 デ ハーン ジェラルド

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

Fターム(参考) 4C017 AA02 AA12 AB03 AC27 AC28 BC11 FF05

4C038 KK01 KL05 KL07 KM01 KX02

【要約の続き】

3 8 とを備える。