

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6854284号  
(P6854284)

(45) 発行日 令和3年4月7日 (2021. 4. 7)

(24) 登録日 令和3年3月17日 (2021. 3. 17)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/00 (2006. 01)	A 6 1 B 5/00 Z DMC
A 6 1 B 5/11 (2006. 01)	A 6 1 B 5/11 1 1 O
A 6 1 B 5/113 (2006. 01)	A 6 1 B 5/113
A 6 1 B 5/02 (2006. 01)	A 6 1 B 5/02 3 1 O Z

請求項の数 14 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2018-516154 (P2018-516154)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成28年10月6日 (2016. 10. 6)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2018-534025 (P2018-534025A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成30年11月22日 (2018. 11. 22)		オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(86) 国際出願番号	PCT/EP2016/073862		
(87) 国際公開番号	W02017/060342	(74) 代理人	100122769
(87) 国際公開日	平成29年4月13日 (2017. 4. 13)		弁理士 笛田 秀仙
審査請求日	令和1年8月5日 (2019. 8. 5)	(74) 代理人	100163809
(31) 優先権主張番号	15188480.6		弁理士 五十嵐 貴裕
(32) 優先日	平成27年10月6日 (2015. 10. 6)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁 (EP)		
(31) 優先権主張番号	62/237, 737		
(32) 優先日	平成27年10月6日 (2015. 10. 6)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体のバイタルサイン関連情報を取得するデバイス、システム及び方法

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

生体のバイタルサイン関連情報を取得するデバイスであって、

生体の皮膚領域から反射される少なくとも一つの波長間隔において受光される光から生成される入力信号を受信する入力ユニットであって、前記入力信号が、前記生体のバイタルサインが得られることができるバイタルサイン関連情報を表す、入力ユニットと、

前記入力信号を処理し、前記入力信号から前記生体のバイタルサイン関連情報を得る処理ユニットと、

前記皮膚領域の向きを推定する方向推定ユニットであって、距離データ取得ユニットと前記皮膚領域との間の距離を表す距離データを処理し、前記皮膚領域を含む皮膚表面の 3Dモデルを決定する、方向推定ユニットと、

前記皮膚領域の前記推定された向きに基づき前記皮膚領域を照らすため、前記皮膚領域を光で照らす照明ユニットを制御し、及び／又は前記皮膚領域の推定された方向に基づき選択される時間間隔であって、前記皮膚領域が照らされる時間間隔の間に得られる前記入力信号からバイタルサイン関連情報を得るため、前記処理ユニットを制御する制御ユニットとを有する、デバイス。

## 【請求項 2】

前記制御ユニットが、前記照明ユニットにより放射される光の少なくとも一部の強度、方向、分布、及び／又は照明角を制御する、請求項 1 に記載のデバイス。

## 【請求項 3】

10

20

前記方向推定ユニットが、前記皮膚領域の表面法線の向きを推定し、

前記制御ユニットは、前記照明ユニットにより放射される光の少なくとも一部の強度、方向、分布、及び／又は照明角を制御し、大部分又はすべての光が、前記推定された表面法線に近い又は同一の照明角から放出される、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 4】

前記制御ユニットが、前記照明ユニットを制御して、次の時間間隔において異なる照明角度から前記皮膚領域を照らし、かつ前記処理ユニットを制御して、前記皮膚領域の前記推定された向きに基づき選択される時間間隔の間に得られる前記入力信号からバイタルサイン関連情報を得る、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 5】

10

前記方向推定ユニットが、前記皮膚領域の向きを規則的に又は連続的に推定し、前記制御ユニットは、これに基づき前記照明ユニットの制御を調整する、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 6】

生体のバイタルサイン関連情報を取得するシステムであって、

生体の皮膚領域から反射される少なくとも 1 つの波長間隔における光を受光し、前記生体の生体信号が得られることができるバイタルサイン関連情報を表す入力信号を前記受光される光から生成する検出ユニットと、

前記皮膚領域を光で照らす照明ユニットと、

前記入力信号から生体のバイタルサイン関連情報を得る請求項 1 に記載のデバイスとを有する、システム。

20

【請求項 7】

前記照明ユニットが、2 つ以上の照明要素を有する、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記 2 つ以上の照明要素が、異なる照明角度から皮膚領域を照らすよう、異なる位置及び／又は異なる向きに配置される、請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記制御ユニットが、前記照明要素を個別に制御する、請求項 7 又は 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

30

前記制御ユニットが、前記照明要素を制御して、前記皮膚領域をマルチプレクス化及び／又は変調された態様で照らし、

前記検出ユニットは、後続の照明に基づき、前記皮膚領域から反射された光を受光し、前記受光した光から反射信号を生成し、

前記方向推定ユニットが、最も強い強度を持つ反射信号を決定し、

前記制御ユニットは、最も強い強度を持つ反射信号を生じさせる前記照明要素が、排他的に若しくはすべての照明要素の中でも最も強い強度で前記皮膚領域を照らすよう、前記照明ユニットを制御し、及び／又は最も強い強度を持つ反射信号を生じさせる照明要素が、排他的に若しくはすべての照明要素の中で最も強い強度で上記皮膚領域を照らす時間間隔の間に得られる前記入力信号からバイタルサイン関連情報を得るよう、前記処理ユニットを制御する、請求項 7 又は 8 に記載のシステム。

40

【請求項 11】

前記制御ユニットが、照明要素の対が前記皮膚領域を照らすよう、前記照明要素を制御し、

隣接する照明要素の異なる対は、異なる交互周波数で、異なる波長で、異なる時間に、及び／又は同期したフリッカーを伴って、前記皮膚領域を交互に照らし、

前記検出ユニットが、前記交互の照明に基づき、前記皮膚領域から反射された光を受光し、前記受光した光から反射信号を生成し、

前記方向推定ユニットは、最も小さな強度変調を持つ反射信号を決定し、

前記制御ユニットが、前記最小強度変調を持つ反射信号を生じさせる前記照明要素の対

50

が、排他的に若しくはすべての照明要素の中で最も強い強度で前記皮膚領域を照らすよう、又は前記最小強度変調を持つ反射信号を生じさせる照明の時間間隔における照明のみが、前記皮膚領域の照明に使用されるよう、前記照明ユニットを制御し、及び/又は前記最小強度変調を持つ反射信号を生じさせる前記照明要素の対が、排他的に若しくはすべての照明要素の中で最も強い強度で前記皮膚領域を照らす時間間隔の間に得られる前記入力信号からバイタルサイン関連情報を得るよう、前記処理ユニットを制御する、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 1 2】

前記検出ユニットが、受光される光から前記入力信号を生成するカメラと、受光される光から前記反射信号を生成するフォトダイオードとを有し、

10

前記照明ユニットは、前記カメラによる入力信号の生成を可能にするため前記皮膚領域を照らす照明要素の第 1 のセットと、前記フォトダイオードによる反射信号の生成を可能にするため前記皮膚領域を照らす照明要素の第 2 のセットとを有する、請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 3】

生体のバイタルサインを取得する方法において、

生体の皮膚領域から反射される少なくとも 1 つの波長間隔で受光される光から生成される入力信号を受信するステップであって、前記入力信号が、前記生体のバイタルサインが得られることができるバイタルサイン関連情報を表す、ステップと、

前記入力信号を処理し、前記入力信号から前記生体のバイタルサイン情報を得るステップと、

20

前記皮膚領域の向きを推定するステップであって、距離データ取得ユニットと前記皮膚領域との間の距離を表す距離データを処理し、前記皮膚領域を含む皮膚表面の 3 D モデルを決定するステップを含む、ステップと、

前記皮膚領域の推定された向きに基づき、前記皮膚領域の光による照明を制御し、及び/又は前記皮膚領域の推定された向きに基づき選択される時間間隔であって、前記皮膚領域が照らされる時間間隔の間に得られる前記入力信号からバイタルサイン関連情報を得るよう、前記処理を制御するステップとを有する、方法。

【請求項 1 4】

コンピュータにより実行されるとき、請求項 1 3 に記載の方法のステップをコンピュータに実行させるための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、生体のバイタルサイン関連情報を取得するデバイス、システム及び対応する方法に関する。

【背景技術】

【0002】

ビデオカメラ又は遠隔 PPG (フォトプレチスモグラフィ) を用いる目立たないバイタルサイン監視が、患者の監視に関して重要であることが発見及び証明された。遠隔フォトプレチスモグラフ撮像は例えば、Wim Verkruyse、Lars O. Svaasand 及び J. Stuart Nelson による「Remote plethysmographic imaging using ambient light」、Optics Express、Vol. 16、No. 26、December 2008 に記載される。それは、皮膚中の血液量における時間的変動が、皮膚による光吸収における変動をもたらすという原理に基づかれる。斯かる変動は、例えば顔といった皮膚領域の画像をとるビデオカメラにより位置合わせされることができる。一方、選択された領域 (概してこのシステムでは頬の部分) にわたり画素平均の算出が処理される。この平均信号の周期変化に注目することにより、心拍レート及び呼吸レートが抽出されることができる。遠隔 PPG を使用して患者のバイタルサインを得るデバイス、システム及び方法

40

50

の詳細を記載する更なる刊行物及び特許出願が存在する。

【0003】

こうして、動脈血の脈動は、光吸収における変化を引き起こす。光検出器（又は光検出器のアレイ）で観測されるこれらの変化は、PPG（フォトプレチスモグラフィ）信号（波動波とも呼ばれる）を形成する。血液の脈動は、鼓動する心臓、即ち心臓の個別の鼓動に対応するPPG信号におけるピークによりもたらされる。従って、PPG信号は、それ自体において鼓動信号である。この信号の正規化された振幅は、異なる波長に対して異なり、いくつかの波長に対しては、それは、血液酸化の関数でもある。

【0004】

規則的なビデオデータが、多くの場合において十分なバイタルサイン（時々生物測定信号とも呼ばれ、例えば鼓動、呼吸レート、SpO<sub>2</sub>レート等である）を生成することが示されるが、強い運動、低い光量、白でない照明といった挑戦的なケースに関する画像取得は、更なる改良を必要とする。既知の方法、システム及びデバイスは、1つの支配的な光源が存在する限り、動き及び異なる照明環境に対して一般的に堅牢である。斯かる状態では、PPG技術は、フィットネス運動中のトレッドミルで、少なくとも心拍数のようないくつかのバイタルサインに対して使用されることができる点で、正確で堅牢であることが証明される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

画像ベース（例えばカメラベース）バイタルサイン監視において発生する1つの大きな課題は、支配的な光がその環境に存在しないとき、発生する。更に、例えば異なる皮膚タイプ、体の姿勢に関して、又は、本体運動後において、特定の照射が、すべての測定に必ずしも最適であるというわけではない。

【0006】

WO2014/087310A1号は、生体のバイタルサイン情報を取得するデバイス及び方法を開示する。開示されたデバイスは、少なくとも生体の関心領域から反射された少なくとも1つの波長間隔の光を受光し、受光した光から入力信号を生成する検出ユニットと、入力信号を処理し、遠隔フォトプレチスモグラフィを用いて上記入力信号から上記生体のバイタルサイン情報を得る処理ユニットと、少なくとも上記関心領域を光で照らす照明ユニットと、上記入力信号及び/又は上記導出されたバイタルサイン情報に基づき上記照明ユニットを制御する制御ユニットとを有する。しかしながら、運動堅牢性の更なる改善が望まれる。

【0007】

WO2013/186696A1号は、対象のバイタルサインを決定するシステムを開示し、これは、対象のビデオデータを取得する撮像ユニットと、対象の身体に直接又は間接的に取り付けられ、グラフィックパターンを含むマーカと、上記ビデオデータにおいて上記マーカを検出する画像処理ユニットと、上記ビデオデータから上記対象のバイタルサインに関連付けられるバイタルサインパラメータを抽出し、上記バイタルサインパラメータから上記バイタルサインを決定するように適合された分析ユニットとを有する。

【0008】

本発明の目的は、生体の動作に関するより高い運動堅牢性を提供する生体のバイタルサイン関連情報を取得するデバイス、システム、及び対応する方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の第1の態様では、生体のバイタルサイン関連情報を取得するデバイスが提示され、これは、

生体の皮膚領域から反射される少なくとも一つの波長間隔において受光される光から生成される入力信号を受信する入力ユニットであって、上記入力信号が、上記生体のバイタルサインが得られることができるバイタルサイン関連情報を表す、入力ユニットと、

10

20

30

40

50

上記入力信号を処理し、上記入力信号から上記生体のバイタルサイン関連情報を得る処理ユニットと、

上記皮膚領域の向きを推定する方向推定ユニットと、

上記皮膚領域の上記推定された向きに基づき上記皮膚領域を照らすため、上記皮膚領域を光で照らす照明ユニットを制御し、及び／又は上記皮膚領域の推定された方向に基づき選択される時間間隔の間に得られる上記入力信号からバイタルサイン関連情報を得るため、上記処理ユニットを制御する制御ユニットとを有する。

【 0 0 1 0 】

本発明の更なる態様では、生体のバイタルサイン情報を取得するための対応する方法が提示される。

【 0 0 1 1 】

本発明の別の態様では、生体のバイタルサイン関連情報を取得するシステムが提示され、上記システムは、

生体の皮膚領域から反射される少なくとも1つの波長間隔における光を受光し、上記生体の生体信号が得られることができるバイタルサイン関連情報を表す入力信号を上記受光される光から生成する検出ユニットと、

上記皮膚領域を光で照らす照明ユニットと、

上記入力信号から生体のバイタルサイン関連情報を取得する本書に開示されるデバイスとを有する。

【 0 0 1 2 】

本発明の更なる側面において、コンピュータで実行されるとき、コンピュータが本書に記載される方法のステップを実行することをもたらし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、及びプロセッサにより実行されるとき、本書に記載される方法が実行されることをもたらしコンピュータプログラムを格納する非一時的なコンピュータ可読記録媒体が提供される。

【 0 0 1 3 】

本発明の好ましい実施形態は、従属項において規定される。請求項に記載の方法、コンピュータプログラム及び媒体は、請求項に記載されるデバイス及び従属項に規定されるデバイスと類似する及び／又は同一の好ましい実施形態を持つ点を理解されたい。

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、完全な動き追跡（例えば、画像平面における動き、特に皮膚領域の動きを追う）にもかかわらず、照明に対する皮膚の向きにおける変化（呼吸、心拍数又は他の対象の動きによる）が、特に、皮膚への照射が皮膚表面法線と大きな角度にある場合、取得される入力信号の品質又は上記入力信号から得られるPPG信号の品質に著しく影響を及ぼす可能性があることが分かった。これは、投影された光エネルギーが、表面上に分散され、これは、皮膚表面法線と照明角度との間の角度に依存するためである。

【 0 0 1 5 】

ある立体角からの照明の場合、表面法線と入射光（特に、入射する主光線）との間の角度が大きくなると、照射面は大きくなる。従って、放射照度（ $W/m^2$ ）は、角度の増加とともに減少する。本発明によれば、生信号をある程度まで浄化することができるアルゴリズム的アプローチに従うのではなく、よりクリーンな生信号（入力信号）が取得される。これは、例えば、照明に対する、又は既知の参照平面に対する皮膚領域の推定された方向に基づき、皮膚領域（関心領域とも呼ばれる）の照明を制御することにより達成される。その結果、皮膚領域は、情報の取得に関して最適化された態様で照射され、そこから1つ又は複数の正確なバイタルサインが堅牢な方法で得られることができる。皮膚の向きにおける変化が、照射され、結果として反射される光強度に最小限の影響を及ぼす角度で照射が行われるよう、この制御が行われることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

フォトブレチスモグラフィを用いて上記入力信号から上記生体のバイタルサイン関連情報を得るため、入力信号を処理する、対応する処理ユニットが設けられる。これは、照明

10

20

30

40

50

制御の代替として、異なる照明角度からの光が例えば、時間マルチプレクス化され、上記処理ユニットは、処理に、及びオプションでバイタルサイン抽出にどの時間間隔を使用するかを決定することができる。

【0017】

一般に、電磁放射線、特に光と生体組織との相互作用は複雑であり、(多重)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。本発明の文脈において使用される「反射する」という用語は、鏡面反射に限定されるものではなく、電磁放射線、特に光と組織との前述のタイプの相互作用、及びこれらの任意の組み合わせを含む。

【0018】

本発明の文脈において使用される「バイタルサイン」という用語は、対象の生理学的パラメータ(本書では生体又はヒト又は患者とも呼ばれる)及び派生パラメータを指す。特に、「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)(時には脈拍数とも呼ばれる)、心拍数変動(脈拍数変動)、拍動強度、灌流、灌流指標、灌流変動、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といった血液及び/又は組織における物質の濃度を含む。更に、「バイタルサイン」は一般的に、PPG信号の形状から得られる健康状態を含む(例えば、形状は、部分的な動脈閉塞に関する何らかの情報を含み(例えば、腕に血圧カフを適用すると、手のPPG信号から得られる形状がより正弦波になる)、又は例えば、皮膚の厚さに関する情報を含み(例えば顔からのPPG信号は、手のものとは異なる)、又は温度に関する情報さえ含む場合がある)。

【0019】

本発明の文脈にて用いられる「バイタルサイン情報」という用語は、上記の1つ又は複数の測定されたバイタルサインを含む。更に、それは、生理学的パラメータを参照するデータ、対応する波形トレース、又は後の分析に役立ち得る時間の生理学的パラメータを参照するデータを含む。

【0020】

対象のバイタルサイン情報信号を得るため、皮膚領域における皮膚画素領域のデータ信号が評価される。ここで、「皮膚画素領域」は、1つの皮膚画素又は隣接する皮膚画素のグループを含む領域を意味し、即ち、データ信号は、単一の画素又は皮膚画素のグループに関して得られることができる。

【0021】

本発明によれば、皮膚表面の向きを推定し、照明ユニットの最適な制御、特に照明角を自動化された態様で決定し、及び最適な信号品質のため、これらの推定に照明を適合させるためのレシピを提供するための様々な代替例が記載される。

【0022】

一実施形態では、上記制御ユニットが、上記照明ユニットにより放射される光の少なくとも一部の強度、方向、分布、及び/又は照明角を制御する。皮膚領域の推定された方向及び照明ユニットの設計に基づき、照明ユニットの対応する(最適な)パラメータがこうして、適切に制御され得る。もちろん、ROIにおける照明の均一性、全ての関連チャネル(波長)における良好/安定した照明、ROI内の影なしなど、他の(追加的又は代替的な)パラメータが制御に使用されることができる。更に、ある実施形態では、特定の波長(例えば、バイタルサイン抽出に使用される波長)のみが変更され、他の波長(例えば、方向測定用)は影響を受けないままである。

【0023】

別の実施形態では、上記方向推定ユニットが、上記皮膚領域の表面法線の向きを推定し、上記制御ユニットは、上記照明ユニットにより放射される光の少なくとも一部の強度、方向、分布、及び/又は照明角を制御し、大部分又はすべての光が、推定された表面法線に近い又は同一の照明角から放出される。こうして、この実施形態は、関心領域(ROI)の平均皮膚配向に実質的に垂直な角度で皮膚領域を照射することにより放射照度における変動の振幅を最小化するか、又は少なくとも大きな角度、例えば45度より大きい角度

10

20

30

40

50

を防ぐ。これは、対象の動きによる放射照度（雑音）における分散を減少させ、従って、より堅牢で正確な入力信号及び結果としてそこから得られるバイタルサインをもたらす。

【0024】

別の実施形態では、上記方向推定ユニットが、上記皮膚領域の向きを規則的に又は連続的に推定し、上記制御ユニットは、これに基づき上記照明ユニットの制御を調整する。こうして、対象の動きが迅速に、又は即座に認識され、その結果、照明が自動化された態様で適合されることができる。

【0025】

本発明の1つのオプションによれば、制御ユニットは、皮膚領域の推定された向きに基づき照明ユニットを制御するが、代替的な（又は追加的な）オプションによれば、それは、処理ユニットを制御して、上記皮膚領域の推定された方向に基づき、バイタルサイン関連情報を得る。このオプションの実施形態では、上記制御ユニットが、上記照明ユニットを制御して、異なる照明角度から次の時間間隔で上記皮膚領域を照らし、かつ上記処理ユニットを制御して、上記皮膚領域の上記推定された向きに基づき選択される時間間隔の間に得られる上記入力信号からバイタルサイン関連情報を得る。従って、照明は例えば、時間マルチプレクス化され、最良の照明角度から照明が行われる特定の時間間隔で取得される入力信号のみを使用するよう処理が制御される。

【0026】

一般に、照明ユニットとして1つの照明要素を使用すれば十分である（その皮膚領域に対する位置及び／又は向きは変更可能である）が、好ましくは上記照明ユニットは、2つ以上の照明要素（光源とも呼ばれる）、例えば複数のLEDを有する。従って、例えば、別個の照明要素を個別に制御することにより、照明の所望の制御が、迅速、簡単かつ柔軟な態様で実現されることができる。このため、上記2つ以上の照明要素が好ましくは、異なる照明角度から皮膚領域を照らすよう、異なる位置及び／又は異なる向きに配置される。上記2つ以上の照明要素は、個別に制御されることが好ましく、例えば、制御可能なLED、レーザーダイオード、従来の電球、ネオンライトなどとすることができる。

【0027】

制御ユニットは好ましくは、上記照明要素を個別に制御する、特に、照明要素の強度を個別に制御するよう構成される。これは例えば、表面法線に最も近い角度で皮膚領域を照らす照明要素のパワーを増加させ、より大きい角度で皮膚領域を照らす照明要素のパワーを減少させることを可能にする。

【0028】

正確かつ信頼できる態様で皮膚領域の向きを推定するために、様々な実施形態が存在する。一実施形態では、上記制御ユニットが、上記照明要素を制御して、上記皮膚領域をマルチプレクス化及び／又は変調された態様で照らし、上記検出ユニットは、上記後続の照明に基づき、上記皮膚領域から反射された光を受光し、上記受光した光から反射信号を生成し、上記方向推定ユニットが、最も強い強度を持つ反射信号を決定する。上記制御ユニットは更に、最も強い強度を持つ反射信号を生じさせる上記照明要素が、排他的に若しくはすべての照明要素の中でも最も強い強度で上記皮膚領域を照らすよう、上記照明ユニットを制御し、及び／又は最も強い強度を持つ反射信号を生じさせる照明要素が、排他的に若しくはすべての照明要素の中で最も強い強度で上記皮膚領域を照らす時間間隔の間に得られる上記入力信号からバイタルサイン関連情報を得るよう、上記処理ユニットを制御する。

【0029】

別の実施形態では、（1つ又は複数の照明要素を含む）照明ユニットが、配向に使用される波長及びバイタルサイン測定に用いられる波長を含むスペクトルを放射する。斯かる実施形態において、照明ユニットのスペクトルは変更されてもよく、即ち、バイタルサイン測定に使用される波長の強度のみが適応され、オプションで、方向測定に使用される波長が同じレベルに維持されてもよい。これは、方向測定がいくつかの方向における強度低下に苦しまないという利点を提供する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 0 】

代替的な実施形態において、上記制御ユニットが、上記皮膚領域を対に照らすよう、上記照明要素を制御し、隣接する照明要素の異なる対が、異なる交互周波数で、異なる波長で、異なる時間に、及び／又は同期したフリッカーを伴って、上記皮膚領域を交互に照らし、上記検出ユニットは、上記交互の照明に基づき、上記皮膚領域から反射された光を受光し、上記受光した光から反射信号を生成し、上記方向推定ユニットが、最小の強度変調を持つ反射信号を決定する。上記制御ユニットが更に、上記最小強度変調を持つ反射信号を生じさせる上記照明要素のペアが、排他的に若しくはすべての照明要素の中で最も強い強度で上記皮膚領域を照らすよう、又は上記最小強度変調を持つ反射信号を生じさせる照明の時間スロットにおける照明のみが、上記皮膚領域の照明に使用されるよう、又は上記最小強度変調を持つ反射信号を生じさせる照明の時間スロットにおける照明のみが、上記皮膚領域の照明に使用されるよう、上記照明ユニットを制御し、及び／又は上記最小強度変調を持つ反射信号を生じさせる上記照明要素のペアが、排他的に若しくはすべての照明要素の中で最も強い強度で上記皮膚領域を照らす時間間隔の間に得られる上記入力信号からバイタルサイン関連情報を得るよう、上記処理ユニットを制御する。

10

## 【 0 0 3 1 】

更なる実施形態において、上記検出ユニットが、受光した光から上記入力信号を生成するカメラと、受光した光から上記反射信号を生成するフォトダイオードとを有し、上記照明ユニットは、上記カメラによる入力信号の生成を可能にするため上記皮膚領域を照らす照明要素の第1のセットと、上記フォトダイオードによる反射信号の生成を可能にする上記皮膚領域を照らす照明要素の第2のセットとを有する。入力信号からバイタルサイン情報が得られ、反射信号から皮膚領域の向きが推定される。フォトダイオードは、より高い変調周波数を可能にする。その結果、皮膚から反射された光は、より大きな程度に集束され得る。

20

## 【 0 0 3 2 】

更に、上記第2のセットの照明要素は、上記カメラの感度間隔の外側の波長又は波長範囲の光で上記皮膚領域を照らすよう構成され、その結果、方向推定及び入力信号の生成のための光の取得が、互いを妨害することなく、同時に行われることができる。

## 【 0 0 3 3 】

方向推定ユニットは、データ、特に例えばTOFカメラ又はレーダーユニットにより取得されるタイムオブフライト(TOF)データにおける距離データを処理し、上記皮膚領域を含む皮膚表面の3Dモデルを決定するよう構成される。これは、かなり正確な態様で皮膚領域の向きを推定する別の簡単なオプションを提供する。

30

## 【 0 0 3 4 】

一般に、検出ユニットとして1つの検出要素を使用すれば十分であるが、上記検出ユニットは好ましくは、2つ以上の検出要素を有する。上記検出要素は例えば、イメージセンサ、ビデオカメラ、RGBカメラ、赤外線カメラ又は静止画像カメラである。検出要素は一般に、同一のパラメータを持つが、異なる位置及び／又は異なる向きに配置される。一方、一実施形態では、検出要素が異なり、及び／又は異なるパラメータを持つ。その結果、最良のバイタルサイン情報をもたらす検出要素が、信号評価に関して選択されることができる。更に別の実施形態では、2つ以上の検出要素からの入力信号が、例えば入力信号を平均化した後、共通に評価されることができる。

40

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 3 5 】

【図1】皮膚表面の異なる向きでの皮膚表面の照明を説明するダイアグラムを示す図である。

【図2A】皮膚表面の拡大部分を示す図である。

【図2B】皮膚表面の異なる向きでの皮膚表面の照射の影響を説明するダイアグラムを示す図である。

【図3A】異なる皮膚の向きが脈動性に与える影響を説明するダイアグラムを示す図であ

50



る。

【図 3 B】異なる皮膚の向きが脈動性に与える影響を説明するダイアグラムを示す図である。

【図 4】本発明の効果を説明するダイアグラムを示す図である。

【図 5】本発明によるシステムの第 1 の実施形態の概略ダイアグラムを示す図である。

【図 6】本発明によるシステムの第 2 の実施形態の概略ダイアグラムを示す図である。

【図 7】本発明によるシステムの第 3 の実施形態の概略ダイアグラムを示す図である。

【図 8】本発明によるシステムの第 4 の実施形態の概略ダイアグラムを示す図である。

【図 9】本発明による方法の一実施形態を示す図である。

【発明を実施するための形態】

10

【0036】

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

【0037】

図 1 は、皮膚表面の異なる向きでの皮膚表面の照明を示す図である。一定の位置及び放射輝度 ( $W / sr^{-1}$ ) を備える光源 1 は、対象 3 の皮膚 2 (この例では胸壁) に対して、皮膚の法線に対して  $0^\circ$  とは異なる角度で照明を提供する。皮膚 2 の向きは、心拍及び呼吸に起因して、経時的に変化する (即ち、皮膚が 2 a で示されるよう配向される  $t = 1$  と、皮膚が 2 b で示されるように配向される  $t = 2$  との間で)。これは、照明 4 の方向に対してそれぞれ法線 N 1 及び N 2 の角度として規定される角度

20

$\phi$

が、

$\phi_1$

と

$\phi_2$

30

との間で変化するという効果を持つ。

【0038】

斯かる皮膚の向きの変化は、特に皮膚への照射が皮膚表面法線と大きな角度にある場合、動き追跡にもかかわらず、PPG 信号品質に著しい影響を及ぼす可能性がある。これは、投影された光エネルギーが表面上に分散され、そのサイズは、皮膚表面法線と照明との間の角度

$\phi$

40

に依存するからである。ある立体角からの照明の場合、表面法線と入射光線との間の角度が大きくなると、照射面は大きくなり、角度が大きくなると放射照度 ( $W / m^2$ ) は小さくなる。

【0039】

これは、皮膚表面の異なる向きでの皮膚表面の照明の効果を示す図 2 B に示される。図 2 A は、皮膚 2 の拡大部分を示し、図 2 B は、角度

$\phi$

にわたる放射照度  $I$  ( $W / cm^2$ ) の図を示す。照射される皮膚の放射照度は、照明 4 の

50

方向に垂直な表面積  $S_p$  に対して最大である。表面積  $S_1$  ( $t = 1$  における) は、表面積  $S_p$  より係数

$$1/\cos(\phi_1)$$

分大きい。皮膚の向きが

$$\phi_1$$

から

$$\phi_2$$

に変化するとき、照射は図 2 B に示されるように変化する。これにより、照度は

$$I(\phi) = I_0 \cos(\phi)$$

として表される。時間における方向変化

$$\phi(t)$$

は、時間における放射照度の変化  $I(t)$  へと変換される。

【 0 0 4 0 】

特に

$$S_1 = S_p / \cos(\phi_1)$$

$$S_2 = S_p / \cos(\phi_2)$$

$$I_1 = (I/S_p) \cos(\phi_1)$$

$$I_2 = (I/S_p) \cos(\phi_2)$$

となる。

【 0 0 4 1 】

放射照度が上記のように変化すると、拡散放射（皮膚から放射される光）も変化し、 $H_R$ 、 $R_R$ 、 $S_{p02}$  などのバイタルサイン測定にとって重要な真の PPG 信号を難読化させる可能性がある。例えば心拍誘発触診によりもたらされる照明（例えば、入射光）に対する  $1^\circ$  の皮膚表面回転を仮定すると、反射光は、図 3 A 及び 3 B に示されるように、パルス頻度の強度変動を示す。これにより、図 3 A は、異なる皮膚方向の効果を示す図を示し、図 3 B は、角度

$$\phi$$

に対する相対的な脈動性  $P(\%)$  の図を示す。図から分かるように、皮膚表面の  $1^\circ$  に対する周期的な向きの変化は、垂直照明の場合の反射光の無視できるほどの脈動性を与えるが、 $45^\circ$  以上の角度については急速に増加する。図 3 A の上半分において、面  $R_1$ （ランパート面とも呼ばれる）は、入射光に対して垂直である（即ち  $1 = 90^\circ$ ）。その結果、小さな面積  $A_1$  が最大輝度（単位面積当たりの強度）で照明される。図 3 B の下半分において、表面  $R_2$  は、入射光に対して角度  $2 < 90^\circ$  の角度で配置される。その結果、より大きな面積  $A_2 > A_1$  が、より低い輝度で照明される。

## 【 0 0 4 2 】

本発明は、皮膚の照明の角度を適合させることにより、放射照度における変動の振幅を最小にする。一実施形態では、照明の角度は、関心領域（ROI）の平均皮膚方向に実質的に垂直に、又はこの垂直方向にできるだけ近くなるように制御される。別の実施形態では、少なくとも大角度

$$\phi$$

、例えば45度より大きな角度からの照明が防止される。その結果、対象の動きによる放射照度における変動（ノイズ）は、対象の固定照明を適用するシステムに比べて大幅に低減される。これは、本発明の効果を示す図4において見られることができる。

10

## 【 0 0 4 3 】

図4は特に、3つの異なる照射角度（又は位置A、B及びCと呼ばれるランプ位置）に対して、時間tにわたる角度

$$\phi$$

、時間tにわたる放射照度I、及び角度

$$\phi$$

20

に対する放射照度Iを示す。ランプ位置Aでは、放射照度は、皮膚の向きにおける周期的な変化のため、非常に周期的である。位置Bでは、放射照度における周期性がやや緩和される。即ち、時間的変動はより小さく、全体放射照度レベルは位置Aよりも高い。ランプ位置Cでは、皮膚の向きの影響が最小化される。更に、放射照度における変動は著しく減少し、追加的に、周波数は倍増する。

## 【 0 0 4 4 】

図5は、本発明による生体3のバイタルサイン関連情報を取得するシステム100の第1の実施形態の概略図を示す。システム100は、生体3の皮膚領域2（ここでは胸壁；他の領域は手、腕、腹領域、額、チェックなど）から反射される少なくとも1つの波長間隔の光31を受光し、生体のバイタルサインが得られることができるバイタルサイン関連情報を表す入力信号32を受光される光31から生成する、例えばカメラといった検出ユニット30を有する。例えば2つ又はこれ以上の光源（例えば、LED）42を有する照明ユニット40が、上記皮膚領域2を光41で照らす。方向推定ユニット16は、上記皮膚領域2の方向26を推定する。このステップに関しては、以下でより詳細に説明されるように、様々なオプションが存在する。制御ユニット18は、上記皮膚領域2の推定された方向26に基づき、制御信号28により上記照明ユニット40を制御する。

30

## 【 0 0 4 5 】

方向推定ユニット16及び制御ユニット18は、別個のデバイス10の一部であってもよい。このデバイスはこの実施形態では、検出ユニット30からの入力信号32を受信する入力ユニット12、例えば信号インターフェースを有する。更に、デバイス10は、入力信号32を処理し、好ましくはフォトプレシスモグラフィを用いて、上記入力信号32から上記生体3のバイタルサイン情報36を得る処理ユニット14を有することができる。

40

## 【 0 0 4 6 】

デバイス10の1つ又は複数のユニットは、本発明がどのように適用されるかに基づき、1つ又は複数のデジタル又はアナログプロセッサに含まれてもよい。異なるユニットは、ソフトウェアで完全に又は部分的に実現され、1つ又は複数の検出器に接続されるパーソナルコンピュータで実行されてもよい。いくつか又は全部の必要な機能は、ハードウェアにおいて、例えば特定用途向け集積回路（ASIC）において、又はフィールドプログ

50

ラム可能ゲートアレイ（ＦＰＧＡ）において実現されることもできる。

【００４７】

図５に示されるシステム１００は、例えば、病院、医療施設、高齢ケア施設などに配置されることができる。患者のモニタリングのほかに、本発明は、新生児モニタリング、一般的なサーベイランス用途、セキュリティモニタリング、又はフィットネス機器などのいわゆるライブスタイル環境などの他の分野においても適用されることができる。デバイス１０と検出ユニット３０と照明ユニット４０との間の単方向又は双方向の通信は、無線又は有線通信を介して動作することができる。本発明の他の実施形態は、デバイス１０を含むことができる。これは、独立型デバイスとして提供されるわけではないが、デバイス１０の１つ又は複数の要素、例えば、方向推定ユニット１６及び制御ユニット１８は、検出ユニット３０又は照明ユニットに一体化されてもよく、処理ユニット１４は、ナースステーションのワークステーションのような別のデバイス、又は病院ネットワークに一体化されることができる。

10

【００４８】

一般に、電磁放射線、特に光と生体組織との相互作用は複雑であり、（多重）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。本発明の文脈において使用される「反射する」という用語は、鏡面反射に限定されるものではなく、電磁放射線、特に光と組織との前述のタイプの相互作用、及びこれらの任意の組み合わせを含む。

【００４９】

本発明の文脈において使用される「バイタルサイン」という用語は、対象（即ち、生体）の生理学的パラメータ及び派生パラメータを指す。特に、「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）（時には脈拍数とも呼ばれる）、心拍数変動（脈拍数変動）、拍動強度、灌流、灌流指標、灌流変動、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といった血液及び／又は組織における物質の濃度を含む。更に、「バイタルサイン」は一般的に、ＰＰＧ信号の形状から得られる健康状態を含む（例えば、形状は、部分的な動脈閉塞に関する何らかの情報を含み（例えば、腕に血圧カフを適用すると、手のＰＰＧ信号から得られる形状がより正弦波になる）、又は皮膚の厚さに関する情報を含み（例えば顔からのＰＰＧ信号は、手のものとは異なる）、又は温度に関する情報さえ含む場合がある）。

20

30

【００５０】

本発明の文脈において使用される用語「バイタルサイン関連情報」は、上記で規定された１つ又は複数のバイタルサインが得られ得る情報を含む。更に、それは、生理学的パラメータを参照するデータ、対応する波形トレース、又は後の分析に役立ち得る時間の生理学的パラメータを参照するデータを含む。

【００５１】

図５に示される実施形態では、検出ユニット３０は、（特にフォトプレチスモグラフ信号が得られることができる、少なくとも皮膚領域２の時間にわたる画像フレームのシーケンスを取得するための）対象３の画像フレームを（遠隔的かつ目立たずに）キャプチャする適切な光センサを含むカメラ（撮像ユニット、又はカメラベース若しくはリモートＰＰＧセンサとも呼ばれる）を有する。カメラによりキャプチャされる画像フレームは特に、例えば（デジタル）カメラにおける、アナログ又はデジタルフォトセンサを用いてキャプチャされるビデオシーケンスに対応することができる。斯かるカメラは通常、例えばＣＭＯＳ又はＣＣＤセンサといったフォトセンサを含む。そして、それは特定のスペクトル範囲（可視、ＩＲ）において作動し、又は異なるスペクトル範囲に関する情報を提供することもできる。カメラは、アナログ又はデジタル信号を提供することができる。画像フレームは、関連付けられる画素値を持つ複数の画像ピクセルを含む。特に、画像フレームは、フォトセンサの異なる感光性要素でキャプチャされる光強度値を表す画素を含む。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）においてセンシティブでもよい。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

40

50

む。これにより、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の）出力の1つの感光性要素に対応することができるか、又は（例えば、ピン化を介して）複数の感光性要素の組み合わせに基づき決定されることができる。

【0052】

対象のバイタルサイン情報信号を得るため、皮膚領域における皮膚画素領域のデータ信号が評価される。ここで、「皮膚画素領域」は、1つの皮膚画素又は隣接する皮膚画素のグループを含む領域を意味し、即ち、データ信号は、単一の画素又は皮膚画素のグループに関して得られることができる。

【0053】

この実施形態における照明ユニット40は、少なくとも2つの照明要素42、即ちLED又は他の発光要素といった光源を有する。例示的な実施形態では、方向推定ユニット16は、これらの少なくとも照明要素42のどれが、皮膚表面法線に沿って最も近い（又は、皮膚表面が平坦でない場合、皮膚表面の最大部分の表面法線に最も近い）光を放出するかを決定する。この照明要素が確立されると、他の照明要素は例えば、淡色表示又は完全に消灯される。その結果、皮膚から（拡散的に）反射された光31において運ばれる入力信号32（及びそれから得られるPPG信号）において、皮膚から反射された動き誘導信号が最小化される。

【0054】

一実施形態では、照明要素42のどれが皮膚の表面法線に沿って最も近くに放射するかを（逐次的に）決定するのに、システム100において検出ユニット30を表すカメラにより取得された画像データが使用されることができる。拡散として又は理想的にはランバート反射体として皮膚を近似すると、カメラにより測定され、方向推定ユニット16により評価される最高の照明を生成する照明要素が、その皮膚（及び部分）に対して最良と考えられる（オプションで、オプションの処理ユニット14における実際のバイタルサイン決定のために使用される。このため、方向推定ユニット16は、これに従って、処理ユニット14に通知する。）。規則的若しくは不規則な間隔で、又は連続的に、対象3の実質的な動きの後、一種の較正を表すこれらのステップを繰り返して、照明、特に皮膚領域2の照射角度が適応的に制御されることができる。

【0055】

照明ユニット40は一般に、照明要素42の1次元又は2次元アレイとして構成されてもよい。照明要素42は、平坦な又は僅かに湾曲したフレームに配置されることができる。好ましくは、照明要素42は個別に制御されることができる。

【0056】

一般に、制御ユニット18は、照明ユニット40により放射される光の強度、方向、分布、及び/又は照明角を制御するよう構成される。

【0057】

図6は、本発明によるシステム101の第2の実施形態の概略図を示す。この実施形態では、追加的な距離データ取得ユニット50が設けられ、距離データ取得ユニット50と皮膚領域2との間の距離を表す距離データ52を、対象に放射され、対象から反射される放射線51を用いて取得する。距離データ取得ユニット50は例えば、タイムオブフライト（TOF）カメラ又はレーダーユニットとすることができる。取得した距離データ52から、方向推定ユニット16は、皮膚領域2の皮膚表面の向きを決定し、又は皮膚領域2の皮膚表面の3Dモデルを生成することができる。これは、かなり正確な態様で皮膚領域の向きを推定する別の簡単なオプションを提供する。しかしながら、他の実施形態では、3Dモデルを確立するための他の方法が採用されることができる。

【0058】

更に、この実施形態では、照明ユニット60の別の実現が示される。上記照明ユニット60は、単一の照明要素61と、照明要素61の異なる領域からの光の通過を許容又は防止する（機械的に又は電子的に）切り替え可能なシャッタを含むシャッタ要素62とを有する。例えば、LCDが、発光要素61と対象3との間で個別に制御可能な（即ち、制御

信号 26 により制御される) シャッタのアレイと共に照明要素 61 として使用されてもよい。

【0059】

斯かる照明ユニット 60 は、例えば図 5 に示されるシステム 101 といった、提案されるシステムの他の実施形態でも使用されることができ、照明ユニット 40 は、図 6 に示されるシステム 101 の実施形態において使用されることもできる。

【0060】

例えば、図 5 に示されるシステム 100 の要素と共に用いられる、更なる実施形態では、皮膚は、理想的なランバート反射体ではない、即ちランバートの「余弦法則」に沿っていない鏡面反射又は反射を生成すると仮定されることができ。このモデルは、拡散反射がかなり吸収されるより短い波長が使用される場合に特に有用であり得る。この場合、カメラは、入射角がカメラ角(最大鏡面反射)に等しい照明要素から最も高い輝度を見ることができ。カメラの位置が一定であれば、その後、表面法線にほぼ沿って照射する照明要素の位置を決定することが可能である。

【0061】

更に別の実施形態では、照明ユニット 40 (例えば、LED アレイ) の複数の照明要素 42 の 2 つの隣接する照明要素 42 は、等しい強度の光を交互に発する(ただし、表面法線に対してわずかに異なる角度である)。照明ユニット 40 における異なる位置にある照明要素 42 の組は、異なる周波数で交互に作動する(alternate)。皮膚 2 から反射された光 31 は、今やすべての異なる周波数成分、特にすべての異なる周波数成分を示すが、表面法線に最も近く放出する発光要素 42 は最低の周波数振幅を与える。結果として、反射光 31 の(変調)スペクトルから、照明要素 42 のどの向きが表面法線に最も近いかが決定されることができ。

【0062】

更に別の実施形態では、スペクトルは、皮膚領域 2 で示されるカメラで測定されることができが、皮膚反射光が集束されるフォトダイオードでは、より高い変調周波数が可能である可能性がある。更に別の方法は、カメラをより高速に走らせる(より低い分解能で行うことができる、いわゆるカメラの「ピニング」オプション)ことである。

【0063】

図 7 は、本発明によるシステム 102 の第 3 の実施形態の概略図を示す。この実施形態では、検出ユニット 30 は、カメラ 33 により受光される光 31 から上記入力信号 32 を生成するカメラ 33 と、フォトダイオード 34 により受光された光 31 から反射信号 35 を生成するフォトダイオード 34 とを有する。更に、照明ユニット 40 は、上記皮膚領域 2 を照らして上記カメラ 33 による入力信号 31 の生成を可能にする照明要素 44 の第 1 の組 43 と、上記皮膚領域 2 を照らして上記フォトダイオード 34 による反射信号 35 の生成を可能にする照明要素 46 の第 2 の組 45 とを有する。

【0064】

好ましくは、照明要素 44 の第 1 の組 43 及び照明要素 46 の第 2 の組 45 により使用される波長は異なる。即ち、照明要素 46 は、上記カメラ 33 の感度間隔の外の波長又は波長範囲の光で皮膚領域 2 を照らすよう構成される。更に、照明要素 44 及び照明要素 46 の数は異なっていてよい。

【0065】

2 つの隣接する照明要素はまた、わずかに異なる波長の使用、順次照明、同じ周波数での同期ちらつきなど、変調周波数以外の手段により分離されてもよい。

【0066】

上述の実施形態では、制御ユニット 18 は、皮膚領域 2 の推定された向きに基づき照明ユニット 40 を制御する。他の実施形態では、制御ユニット 18 は、追加的又は代替的に、皮膚領域 2 の推定された向きに基づき処理ユニット 14 を制御することができ。特に、照明ユニット 40 が、後続の時間間隔で異なる照明角度から皮膚領域 2 を照らすとき、処理ユニット 14 は、上記皮膚領域の推定された向きに基づき選択された時間間隔の間に

、即ち皮膚領域が最適に照明される時間間隔の間に得られた入力信号から、バイタルサイン関連情報 36 を得るよう制御されることができ。これは、図 7 に示されるように、制御ユニット 18 から処理ユニット 14 への制御信号 29 により行われるが、他の実施形態において提供されることもできる。

【0067】

例えば、一実施形態では、最も強い強度を持つ反射信号を生じさせる照明要素が、排他的に又はすべての照明要素の中で最も強い強度で上記皮膚領域を照らす時間間隔の間に得られた入力信号 32 のみが、処理ユニット 14 により使用される。別の実施形態では、最小強度変調を持つ反射信号を生じさせる照明要素の対が、排他的に又はすべての照明要素の中で最も強い強度で上記皮膚領域を照らす時間間隔の間に得られた入力信号 32 のみが、処理ユニット 14 により使用される。従って、斯かる実施形態では、照明ユニットは、同じ態様で、オプションで追加的な制御なしに、皮膚領域 2 を連続的に照らすことができる。

【0068】

図 8 は、本発明によるシステム 103 の第 4 の実施形態の概略図を示し、そこではデバイス 10 の要素は明示されていない。この実施形態では、照明ユニット及び検出ユニットは、輻射加温器 60 に埋め込まれる。乳児は、乳児の体温を維持するのを助けるため、斯かる輻射加温器 60 に入れられることが多い。これは、治療、ケア、及び処置のため、乳児へのより良いアクセスを与える。

【0069】

輻射加温器 60 は通常、乳児 2 の上に中心がある IR 加温ランプ 62 を持つ。加熱要素 62 を保持する手段は、スペースが許す限り同じ位置でこの加熱要素 62 と共にフロントエンドにおいて、ここでは上述したようなカメラの形式の検出ユニット 30 を一体化する理想的な場所にする。加熱要素 62 を担持するアーム 63 は、カメラ 30 を内部に運ぶこともできる（少しの孔しか必要としないので、基本的に見えない）。更に、アームは、照明ユニット 40 の照明要素 42 を含み、ここではカメラ 30 の周りのアレイの形態である。ケーブル配線は、加温器 60、特にアーム 63 の内部で完全に管理されることができ。デバイス 10 はまた、輻射加温器 60 に一体化されてもよい。更に、輻射加温器 60 は、監視及び加温機能に必要とされる場合があるユーザインタフェース及び任意の更なる潜在的計算手段を共有することができる。同様の方法で、提案されるシステムのいくつか又はすべての要素が、インキュベータに一体化されることができ。

【0070】

本発明による方法の実施形態のフローチャートが図 9 に示される。第 1 ステップ S10 において、少なくとも生体 3 の皮膚領域 2 が光で照射される。第 2 ステップ S12 において、上記皮膚領域 2 から反射された少なくとも 1 つの波長間隔の光 31 が受光される。第 3 のステップ S14 において、生体のバイタルサインが得られるバイタルサイン関連情報を表す入力信号 32 が、受光された光 31 から生成される。第 4 のステップ S16 において、入力信号 32 が処理され、生体のバイタルサイン情報 36 が上記入力信号 32 から得られる。第 5 のステップ S18 において、上記皮膚領域 2 の向きが推定される。第 6 ステップ S18 において、照明ユニット 40 は、上記皮膚領域 2 の推定された向きに基づき、上記皮膚領域を照らし、及び/又は上記皮膚領域の推定された向きに基づき、バイタルサイン関連情報 36 を得るため上記処理を実行する。

【0071】

要約すると、バイタルサイン測定デバイスが、関心領域の皮膚領域における微妙な変化を測定することによりバイタルサイン情報を得る。これは、照明に依存する。通常、専用照明が必要とされる。しかし、ある特定のプリセット照明が必ずしも測定にとって最適とは限らないことが分かっている。例えば、鏡面反射は、特に SpO2 測定にとっての困難さの 1 つであり、これは、測定に使用される関心領域 (ROI) では回避されるべきである。異なる皮膚の種類 (状態) 及び体の姿勢又は体の動きのために、鏡面反射が、ROI に存在するか、又は ROI に現れることがある。各測定に対して、又は環境若しくはバイ

タルサイン測定デバイスにおける各変更後に、照明設定を手動で調整することは、主観的で時間がかかる。

【 0 0 7 2 】

従って、本発明は、最適な測定のために自動的に構成されることができる控えめなバイタルサイン測定（例えば、心拍監視、S p O 2 監視など）のための適応的なデバイス及び方法を提案する。従って、例えば1つ又は複数の制御可能な光源といった上記照明ユニット、及び/又はバイタルサイン関連情報を得る処理ユニットを、生体表面の推定された方向に基づき制御する制御ユニットが提供される。バイタルサイン関連情報は例えば、バイタルサイン自体又はバイタルサインが導き出されることができる信号である。従って、条件が変更する場合でも、バイタルサイン関連情報が、最適な精度及び信頼性で得られることができる。

10

【 0 0 7 3 】

本発明は、様々な用途に適用されることができる。心拍数、呼吸数、及びS p O 2 は、患者モニタリング及び在宅医療における非常に重要な要素であり、遠隔心拍数モニタリングは、ますます重要になる。更に、本発明は、フィットネス機器において鼓動を登録するために適用されることができる。提案された発明は、特に、（非接触の）カメラベースのバイタルサインモニタリングが、変化する制御可能な照明又は可変の光条件で実行される任意の用途に適用されることができる。典型的な適用領域は例えば、N I C Uにおける非常に敏感な皮膚を持つ未熟児、及び損傷を受けた（例えば、火傷）皮膚を持つ患者である。適用場所は、N I C U、緊急待合室、一般病棟、養護施設、在宅医療、精神科病棟/刑務所を含む。通常、バイタルサインの採取は、非常に難しく、場合によりは不可能であるが、これにより正確かつ確実に実現されることができる。更に、本発明は、接触パルスオキシメーター又はS p O 2 測定のフィンガークリップセンサーなどの接触P P Gデバイスにも適用されることができる。

20

【 0 0 7 4 】

本発明が図面及び前述の説明において詳細に図示され及び説明されたが、斯かる図示及び説明は、説明的又は例示的であると考えられ、本発明を限定するものではない。本発明は、開示された実施形態に限定されるものではない。図面、開示及び添付された請求項の研究から、開示された実施形態に対する他の変形が、請求項に記載の本発明を実施する当業者により理解及び実行されることができる。

30

【 0 0 7 5 】

請求項において、単語「有する」は他の要素又はステップを除外するものではなく、不定冠詞「a」又は「an」は複数性を除外するものではない。単一の要素又は他のユニットが、請求項に記載される複数のアイテムの機能を満たすことができる。特定の手段が相互に異なる従属項に記載されるという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを意味するものではない。

【 0 0 7 6 】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に又はその一部として供給される光学的記憶媒体又は固体媒体といった適切な非一時的媒体において格納/配布されることができるが、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してといった他の形式で配布されることもできる。

40

【 0 0 7 7 】

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



【図 1】

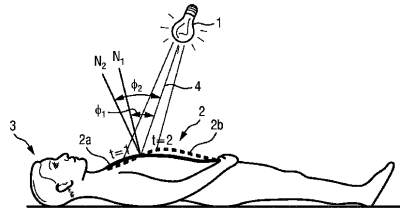


FIG.1

【図 2 A】

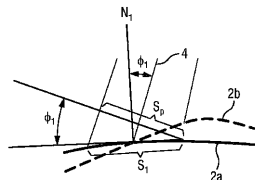


FIG.2A

【図 2 B】

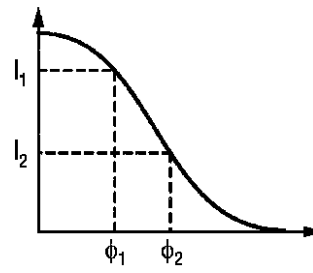


FIG.2B

【図 3 A】

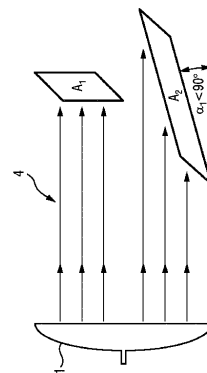


FIG.3A

【図 3 B】

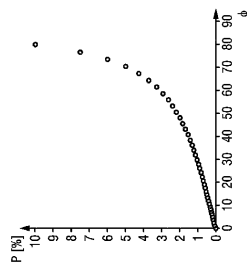


FIG.3B

【図 4】

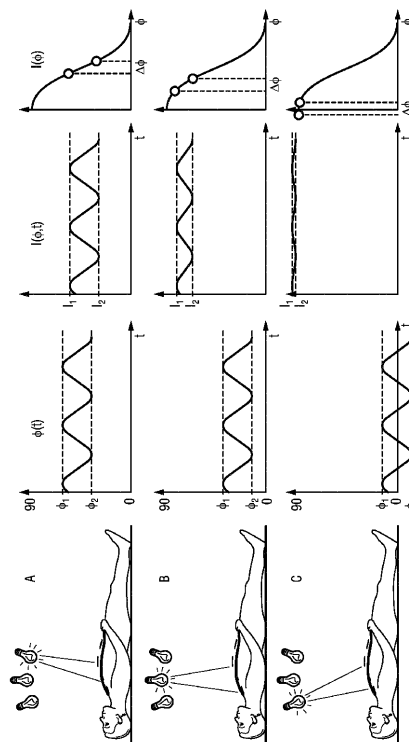


FIG.4

【図 5】

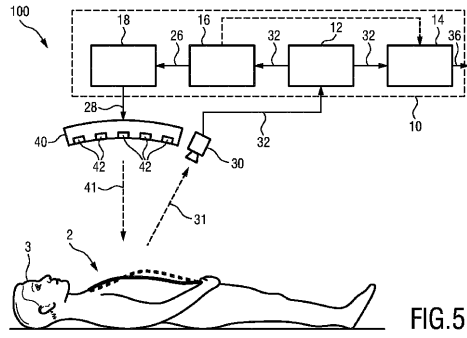


FIG.5

【図 7】

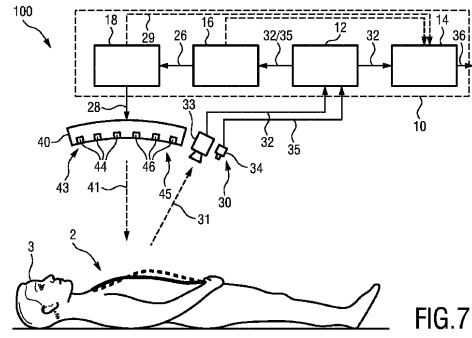


FIG.7

【図 6】

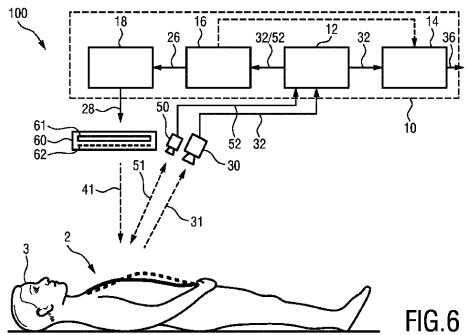


FIG.6

【図 8】

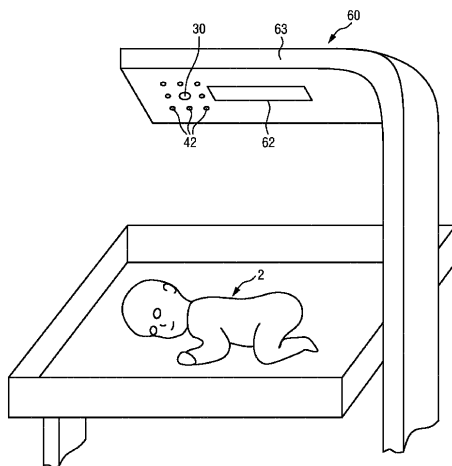


FIG.8

【図 9】

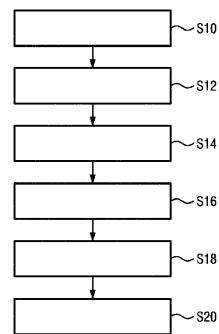


FIG.9

## フロントページの続き

- (72)発明者 フェルクライセ ウィレム  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (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 アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 シラック アンドレアス ウルフギヤング  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

審査官 高 原 悠佑

- (56)参考文献 国際公開第 2 0 1 4 / 0 8 7 3 1 0 ( W O , A 1 )  
特開 2 0 1 5 - 0 4 6 1 4 2 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 1 4 / 1 3 6 0 2 7 ( W O , A 1 )  
国際公開第 2 0 0 7 / 0 4 3 3 2 8 ( W O , A 1 )  
特開 2 0 1 3 - 2 4 8 3 8 7 ( J P , A )  
特表 2 0 1 4 - 5 3 1 9 3 4 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 0  
A 6 1 B 5 / 0 2 - 5 / 0 2 9 5  
A 6 1 B 5 / 1 1 - 5 / 1 1 3  
A 6 1 B 5 / 1 4 5 - 5 / 1 4 6 4