

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6336141号
(P6336141)

(45) 発行日 平成30年6月6日(2018.6.6)

(24) 登録日 平成30年5月11日(2018.5.11)

| | |
|--------------------------|----------------------|
| (51) Int.Cl. | F I |
| A 6 1 B 5/1455 (2006.01) | A 6 1 B 5/14 3 2 2 |
| A 6 1 B 5/15 (2006.01) | A 6 1 B 5/14 Z D M |
| A 6 1 B 5/00 (2006.01) | A 6 1 B 5/00 1 0 1 A |

請求項の数 15 (全 18 頁)

| | | | |
|---------------|-------------------------------|-----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2016-575128 (P2016-575128) | (73) 特許権者 | 590000248 |
| (86) (22) 出願日 | 平成27年6月15日 (2015.6.15) | | 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2017-522953 (P2017-522953A) | | KONINKLIJKE PHILIPS N. V. |
| (43) 公表日 | 平成29年8月17日 (2017.8.17) | | オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 |
| (86) 国際出願番号 | PCT/EP2015/063250 | | High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven |
| (87) 国際公開番号 | W02015/197383 | (74) 代理人 | 100107766 |
| (87) 国際公開日 | 平成27年12月30日 (2015.12.30) | | 弁理士 伊東 忠重 |
| 審査請求日 | 平成30年1月24日 (2018.1.24) | (74) 代理人 | 100070150 |
| (31) 優先権主張番号 | 14173449.1 | | 弁理士 伊東 忠彦 |
| (32) 優先日 | 平成26年6月23日 (2014.6.23) | | |
| (33) 優先権主張国 | 欧州特許庁 (EP) | | |
| (31) 優先権主張番号 | 62/015,568 | | |
| (32) 優先日 | 平成26年6月23日 (2014.6.23) | | |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | | |
| 早期審査対象出願 | | | 最終頁に続く |

(54) 【発明の名称】 対象の血液内の物質の濃度を決定する装置、システム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象の血液内の物質の濃度を決定する装置であって、

- 放射信号による前記対象の皮膚領域の照射に応答して前記皮膚領域を介して反射されたか又は前記皮膚領域を透過した検出信号を受信し、
- 前記検出信号から、異なる波長にて少なくとも3つのフォトブレチスモグラフィ (P P G) 信号を抽出し、
- 前記少なくとも3つの P P G 信号を直流 (D C) 正規化し、さらに、第1の正規化された P P G 信号と第2の正規化された P P G 信号との間の第1の差信号、及び、第3の正規化された P P G 信号と、前記少なくとも3つの正規化された P P G 信号のうちの他の1つの P P G 信号との間の第2の差信号を形成し、並びに、前記第1の差信号及び前記第2の差信号の推定された交流 (A C) 振幅の比を形成し、さらに、
- 前記比に基づき前記対象の血液内の物質の濃度を計算する、

ようにプログラムされた少なくとも1つのプロセッサを含む装置。

【請求項 2】

前記少なくとも1つのプロセッサは、

前記検出信号から、赤外線 of 2つの波長にて2つの P P G 信号、すなわち、第1及び第3の P P G 信号、並びに、可視又は赤外線 of 1つの波長にて P P G 信号を抽出するようにさらにプログラムされる、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記赤外線の2つの波長の2つのPPG信号は、第1及び第3のPPG信号を表し、さらに、前記可視又は赤外線の1つの波長のPPG信号は、第2のPPG信号を表す、請求項2に記載の装置。

【請求項4】

前記少なくとも1つのプロセッサは、

前記第1の正規化されたPPG信号から前記第2の正規化されたPPG信号を引き算することによって前記第1の差信号を形成し、

前記第3の正規化されたPPG信号から前記第1の正規化されたPPG信号を引き算することによって前記第2の差信号を形成し、及び、

前記第2の差信号により前記第1の差信号を割ることによって前記比を形成する、ようにさらにプログラムされる、請求項3に記載の装置。

10

【請求項5】

前記少なくとも1つのプロセッサは、

前記比に第2の較正パラメータを掛け、さらに、第1の較正パラメータから前記掛け算の結果を引き算することによって前記物質の濃度を計算する、又は、ルックアップ表の使用によって前記物質の濃度を決定するようにさらにプログラムされる、請求項4に記載の装置。

【請求項6】

前記少なくとも1つのプロセッサは、

780nmから850nmの範囲の第1の波長にて第1のPPG信号、550nmから780nmの範囲の第2の波長にて第2のPPG信号、及び、840nmから1000nmの範囲の第3の波長にて第3のPPG信号を抽出するようにさらにプログラムされる、請求項1に記載の装置。

20

【請求項7】

前記検出信号は、前記対象の皮膚領域に接触する接触式PPGセンサのセンサ信号である、請求項1に記載の装置。

【請求項8】

前記検出信号は、ホワイトバランスが調整されるイメージング装置によって得られる少なくとも前記対象の皮膚領域の画像である、請求項1に記載の装置。

【請求項9】

前記少なくとも1つのプロセッサは、

前記第1の差信号及び前記第2の差信号の標準偏差の比を形成するようにさらにプログラムされる、請求項1に記載の装置。

30

【請求項10】

対象の血液内の物質の濃度を決定するシステムであって、

- 放射信号による前記対象の皮膚領域の照射にตอบสนองして前記皮膚領域を介して反射されたか又は前記皮膚領域を透過した検出信号を検出するように構成された放射検出器と、

- 前記検出信号から前記対象の血液内の物質の濃度を決定するように構成された、請求項1に記載の装置と、

を含むシステム。

40

【請求項11】

前記放射検出器は、検出信号としてセンサ信号を検出するために前記対象の皮膚領域に接触するように構成された接触式PPGセンサを含む、請求項10に記載のシステム。

【請求項12】

前記放射検出器は、検出信号として少なくとも前記対象の皮膚領域の画像を得るためのイメージングユニットを含む、請求項10に記載のシステム。

【請求項13】

前記放射検出器は、検出信号として少なくとも前記対象の皮膚領域の画像を得るようにプログラムされた少なくとも1つのプロセッサを含む、請求項10に記載のシステム。

【請求項14】

50

対象の血液内の物質の濃度を決定する方法であって、

- 放射信号による前記対象の皮膚領域の照射に応答して前記皮膚領域を介して反射されたか又は前記皮膚領域を透過した検出信号を受信するステップと、
 - 前記検出信号から、異なる波長にて少なくとも3つのフォトプレチスモグラフィ（PPG）信号を抽出するステップと、
 - 前記少なくとも3つのPPG信号を直流（DC）正規化するステップと、
 - 第1のPPG信号と第2のPPG信号との間の第1の差信号、及び、第3のPPG信号と、前記少なくとも3つのPPG信号のうちの他の1つのPPG信号との間の第2の差信号を形成するステップと、
 - 前記第1の差信号及び前記第2の差信号の推定されたAC振幅の比を形成するステップと、
 - 前記比に基づき前記対象の血液内の物質の濃度を計算するステップと、
- を含む方法。

10

【請求項15】

プログラムコード手段を含むコンピュータプログラムであって、前記プログラムコード手段は、当該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場合に、前記コンピュータに、請求項14に記載の方法のステップを実行させる、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、人間又は動物等の対象の血液内の、酸素の濃度（酸素飽和度、SpO₂）、ビリルビンの濃度、CO₂の濃度等、物質の濃度を決定する装置、システム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば心拍数（HR）、呼吸数（RR）又は動脈血酸素飽和度（SpO₂）等、人間のバイタルサインは、人間の現在の状態の指標として、及び、重大な医学的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医療環境において、自宅にて、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くモニターされる。

30

【0003】

バイタルサインを測定する1つの方法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、臓器又は身体部位の容積変動の測定を意味し、特に、心拍毎に対象の体を通して移動する心血管脈波（cardio-vascular pulse wave）による容積変動の検出を意味する。

【0004】

フォトプレチスモグラフィ（PPG）は、関心のある領域又は容積の光の反射率又は透過率における経時変化を評価する光学測定技術である。PPGは、周囲の組織よりも血液が光を吸収するため、心拍毎の血液量における変動が対応して透過率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、呼吸等のさらなる生理現象に起因し得る情報を含み得る。異なる（典型的には赤色及び赤外線の）波長にて透過率及び/又は反射率を評価することによって、血液の酸素飽和度を決定することができる。

40

【0005】

対象の心拍数及び（動脈）血中酸素飽和度（SpO₂とも呼ばれる）を測定するための従来のパルスオキシメーター（本明細書において接触式PPG装置とも呼ばれる）は、例えば指先、耳たぶ又は額等、対象の皮膚に取り付けられ、従って、「接触式」PPG装置と呼ばれる。典型的なパルスオキシメーターは、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含む。市販のパルスオキシメーターは、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

50

、その結果、2つの異なる波長で同じ組織の領域又は容積の透過率を測定する。これは、時分割多重化と呼ばれる。各波長での時間の経過に伴う透過率は、赤色及び赤外線波長に対するPPG波形を与える。接触式PPGは基本的には非侵襲性の技術とみなされるけれども、接触式PPG測定は、パルスオキシメーターが対象に直接取り付けられ且ついかなるケーブルも動く自由を制限し、さらに、作業の流れを妨げる恐れがあるため、不快で目立ち過ぎるものとして経験されることが多くある。

【0006】

パルス信号及び酸素飽和度レベル(SPO₂)の高速且つ信頼できる検出及び分析は、多くのヘルスケア用途において最も重要な活動のうちの1つであり、患者が危篤状態にある場合に重大になる。それらの状況において、心拍信号の拍動性は非常に弱く、従って、測定は、いかなる種類のアーチファクトに対しても不安定である。

10

【0007】

現代のフォトプレチスモグラフィセンサは、危機状態において高速且つ信頼できる測定をいつも提供するというわけではない。例えば、(透過PPGに基づく)接触式フィンガーパルスオキシメーターは、手の動きに対して不安定であり、さらに、体の末梢部分におけるより少ない血液量のため、患者の中央集中化(centralization)の場合に停止する。(反射PPG測定モードを使用した)接触式前額部パルスオキシメーターセンサは、中央集中化作用に対してより頑強なはずである。しかし、前額部センサの正確性、頑強性及び反応性は、前額部上でのセンサの正確な位置決め、及び、皮膚に適用される適切な圧力に大きく依存する(センサのきつ過ぎる適用は、局所的な血液拍動性を減らす場合があり、ゆる過ぎる適用は、運動アーチファクト及び/又は静脈拍動性による信頼できない測定をもたらす場合がある)。

20

【0008】

最近では、目立たない測定に対する非接触式の遠隔PPG(rPPG)装置(カメラPPG装置とも呼ばれる)が紹介されている。遠隔PPGは、関心のある対象から離して配置された光源、又は一般に、放射源を利用する。同様に、例えばカメラ又は光検出器等の検出器も、関心のある対象から離して配置することができる。従って、遠隔フォトプレチスモグラフィシステム及び装置は、目立たないものであると考慮され、さらに、医学的並びに非医学的な毎日の適用に対して適切である。この技術は、特に、極度に脆弱な皮膚を有するNICU患者又は未熟児等のバイタルサインモニタリングを要求する極度な皮膚の感受性を有する患者に対して明確に異なる利点を有している。

30

【0009】

非特許文献1は、フォトプレチスモグラフィ信号は、環境光、並びに、赤、緑及び青のカラーチャンネルを使用する従来の消費者レベルのビデオカメラを使用して離れて測定することができるということを実証している。

【0010】

非特許文献2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く組織における動脈血酸素飽和度の非接触式画像処理に対する遠隔PPGシステムを開示している。このシステムは、モノクロームCMOSカメラ、及び、3つの異なる波長のLEDを有する光源を含む。カメラは、3つの異なる波長で3つの対象の動画を順次取得する。脈拍数を、1つの波長での動画から決定することができる一方で、少なくとも2つの異なる波長での動画が、酸素飽和度を決定するために要求される。測定は、一度に1つの波長のみを使用して暗室内で行われる。

40

【0011】

皮膚の表面からの光の正反射率は較正エラーを引き起こし、較正エラーは、対象の血液内のSpO₂、CO₂、ビリルビン等、種々の物質の濃度の不正確な測定をもたらす。現在のアイデアは、測定機構における偏光子の使用を必要とし、偏光子は、整列させるのが難しく、さらに、実際に難しい機構に役立つと証明するのが難しい。

【0012】

さらに、対象の動きは、従来法で決定される、SpO₂等、そのような物質の不正確な

50

測定を引き起こす。その結果、最近提案された遠隔 SpO₂ 測定は、非常に静止した対象を要求し、接触式 SpO₂ センサは、加速度計を従来法で使用して、動きアーチファクトを補正している。

【0013】

特許文献1は、対象の関心のある領域における第1及び第2の物質の濃度比の画像を表すイメージング装置を開示しており、異なる測定値が、異なる色及び/又はモノクロ階調で表されている。この装置は、少なくとも3つの波長、 λ_1 、 λ_2 及び λ_3 を含む光で対象を照射する能力を有する光源を含み、 λ_3 は等吸収波長であり、 λ_1 は、第1の物質が第2の物質よりも低い吸収を有する波長であり、さらに、 λ_2 は、第1の物質が第2の物質よりも高い吸収を有する波長である。この装置は、さらに、関心のある領域の視覚的に瞬間の画像を表すピクセル検出器のマトリクスを含む検出手段を含む。

10

【0014】

特許文献2は、血中酸素飽和度を測定する場合のパルスオキシメトリーにおける動きにより誘発されるノイズの削減のための方法及び装置を開示している。第1の波長を有する光の一部、第2の波長を有する光の一部、及び、第3の波長を有する光の一部が受光される。第1の信号が、受光した第1の波長を有する光の一部に基づき生成される。同様に、第2の信号が、受光した第2の波長を有する光の一部に基づき生成され、さらに、第3の信号が、受光した第3の波長を有する光の一部に基づき生成される。第2の信号と第1の信号との差が決定され、差信号は、第1のプレチスモグラフィ信号である。同様に、差が、第3の信号と第1の信号との間で決定されて、第2のプレチスモグラフィ信号を生成する。血中酸素飽和度が、次に、第1及び第2のプレチスモグラフィ信号を使用して推定される。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0015】

【特許文献1】WO01/15597 A1

【特許文献2】US7,738,935 B1

【非特許文献】

【0016】

【非特許文献1】Verkruyse et al., "Remote plethysmographic imaging using ambient light", Optics Express, 16(26), 22 December 2008, pp. 21434 - 21445

30

【非特許文献2】Wieringa, et al., "Contactless Multiple Wavelength Photoplethysmographic Imaging: A First Step Toward "SpO₂ Camera" Technology", Ann. Biomed. Eng. 33, 1034 - 1041 (2005)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0017】

正反射率及び/又は動きアーチファクトの影響を取り除くか又は少なくとも減らす、対象の血液内の物質の濃度を決定する装置、システム及び方法を提供することが本発明の目的である。

【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、対象の血液内の物質の濃度を決定する装置が示され、当該装置は、

- 放射信号による対象の皮膚領域の照射に応答して皮膚領域を介して反射されたか又は皮膚領域を透過した検出信号を受信するための入力ユニットと、

50

- 上記の検出信号から、異なる波長にて少なくとも3つのフォトブレチスモグラフィ (P P G) 信号を抽出するための信号抽出ユニットと、
- 上記の少なくとも3つの P P G 信号を D C 正規化し、さらに、第1の正規化された P P G 信号と第2の正規化された P P G 信号との間の第1の差信号、及び、第3の正規化された P P G 信号と、少なくとも3つの正規化された P P G 信号のうちの他の1つの P P G 信号との間の第2の差信号を形成するための、並びに、上記の第1の差信号及び上記の第2の差信号の推定された A C 振幅の比を形成するための処理ユニットと、
- 上記の比に基づき対象の血液内の物質の濃度を計算するための濃度検出ユニットと、を含む。

【 0 0 1 9 】

本発明のさらなる態様において、対応する方法が示される。

【 0 0 2 0 】

本発明の別のさらなる態様において、対象の血液内の物質の濃度を決定するシステムが示され、当該システムは、

- 放射信号による対象の皮膚領域の照射にตอบสนองして皮膚領域を介して反射されたか又は皮膚領域を透過した検出信号を検出するための放射検出ユニットと、
- 上記の検出信号から対象の血液内の物質の濃度を決定する、本明細書において開示される装置と、を含む。

【 0 0 2 1 】

本発明の別のさらなる態様において、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、プログラムコード手段は、上記の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場合に、コンピュータに、本明細書において開示される方法のステップを行わせ、さらに、非一時的なコンピュータ可読記録媒体が提供され、この媒体は、その中にコンピュータプログラムプロダクトを格納し、コンピュータプログラムプロダクトは、プロセッサによって実行される場合に、本明細書において開示される方法が行われるようにする。

【 0 0 2 2 】

本発明の好ましい実施形態は、従属請求項において定められている。本発明の方法、プロセッサ、コンピュータプログラム及び媒体は、本発明の装置と類似の及び/又は同じ且つ従属請求項において定められる好ましい実施形態を有するということが理解されるものとする。

【 0 0 2 3 】

本発明は、2つの波長チャンネルを使用する、S p O 2 のような物質の濃度を決定する既知の装置及び方法と比較して、さらなる波長チャンネルを使用するアイデアに基づいている。これら少なくとも3つの波長チャンネルから、差信号がコンピュータにより計算され、この差信号から、レシオオブレシオ (r a t i o o f r a t i o) がコンピュータにより計算される。これは、正反射率の効果を完全に取り除き、さらに、正確な較正に対して従来法で使用される偏光子の使用がもはや必要ではない状況をもたらすことができる。或いは又は加えて、第3の波長チャンネルを使用することによって、動きの影響を、レシオオブレシオから排除することができる。かなり高められた動きロバストネス (m o t i o n r o b u s t n e s s) が得られ、この技術を、接触式 S p O 2 測定システムにも遠隔の S p O 2 測定システムにも使用することができる

動きの影響を減らすために、上記の処理ユニットは、特に、上記の差信号を形成する前にそのそれぞれの時間的手段 (t e m p o r a l m e a n s) (D C) により P P G 信号を (個々に) 割ることによって、上記の P P G 信号を正規化するように構成される。

【 0 0 2 4 】

一実施形態において、上記の信号抽出ユニットは、上記の検出信号から、赤外線 of 2つの波長にて2つの P P G 信号 (第1及び第3の P P G 信号)、並びに、可視又は赤外線の1つの波長にて P P G 信号を抽出するように構成される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

特に S p O 2 検出に対して、上記の信号抽出ユニットは、好ましくは、780 nm から 850 nm の範囲の第 1 の波長にて第 1 の P P G 信号、550 nm から 780 nm の範囲の第 2 の波長にて第 2 の P P G 信号、及び、840 nm から 1000 nm の範囲の第 3 の波長にて第 3 の P P G 信号を抽出するように構成される。実用的な例は、第 1 の波長に対して 810 nm、第 3 の波長として 840 nm から 1000 nm の波長、及び、第 2 の波長として 650 nm (又は、不可視であるものとする場合にも、700 nm から 780 nm) である。他の物質に対して、同じ又は他の波長が適切であってもよく、好ましくは、少なくとも 1 つの波長は、ビリルビン検出に対して 400 nm から 500 nm である。

【 0 0 2 6 】

好ましくは、赤外線 の 2 つの波長の 2 つの P P G 信号は第 1 及び第 3 の P P G 信号を表し、さらに、可視又は赤外線 の 1 つの波長の P P G 信号は第 2 の P P G 信号を表し、上記の処理ユニットは、好ましくは、第 1 の正規化された P P G 信号から第 2 の正規化された P P G 信号を引き算することによって第 1 の差信号を形成するように、第 3 の正規化された P P G 信号から第 1 の正規化された P P G 信号を引き算することによって第 2 の差信号を形成するように、及び、上記の第 2 の差信号により上記の第 1 の差信号を割ることによって上記の比 (すなわち、レシオオブレシオ) を形成するように構成される。この方法で、正反射及びノイズ又は動きのマイナス効果を減らすか又は完全に排除することさえできる。

【 0 0 2 7 】

3 つの波長を用いて、分子において、(例えば S p O 2 等の) 物質に対する最大の感受性を有することが好ましく、すなわち、650 nm (ほぼ可視の波長) と、最長の波長 (840 nm から 1000 nm) との差を取ることが好ましい。分母において、物質に対する低い感受性、及び、ゼロになることはない差を有することが好ましい。しかし、逆、すなわち、分子における低い感受性及び分母における高い感受性もよく機能するというように留意すべきである。分子における感受性も分母における感受性も、特に逆の意味 (1 つにおいて増え、もう一方において減る) を有する傾向がある場合に、受け入れ可能な結果に導かれ得る。機能することができない唯一のケースは、物質に対して同等の感受性を有する場合である。

【 0 0 2 8 】

優れた (3 つの波長を用いた) 選択肢は、800 nm と、840 nm から 1000 nm との差である。分母に対するいくぶん魅力的な選択肢は、物質に対して感受性がないように選択された、合計してゼロになる係数を用いて 3 つの波長全ての重み付き加算を確立することである。例えば、以下の式：

【 0 0 2 9 】

【数 1】

$$(IR870-660)/(0.17*660+0.83*IR870-IR810)$$

が、S p O 2 を決定するために使用されてもよく、ここで、「IR」は「赤外線」を意味し、「IR」の後ろの数字は波長を意味する。利点は、S p O 2 は、ここで、比に直線的に関係しているということである。一般的に、非直線性を補正することが可能であるため、一般的に直線関係は要求されない。

【 0 0 3 0 】

特定の実行において、上記の濃度検出ユニットは、上記の比を第 2 の較正パラメータに掛け、さらに、第 1 の較正パラメータから上記の掛け算の結果を引き算することによって血液内の物質の濃度を計算するように構成される。上記の較正パラメータは、一般的に、定数であり、好ましくは実験的に得られる。代わりとなるものは、ルックアップ表を使用して、比を物質の濃度に変えることである。これは、関係が非直線的である場合に特に勧められる。

【 0 0 3 1 】

上述したように、上記の検出信号は、上記の対象の皮膚領域に接触している接触式 P P

Gセンサのセンサ信号、又は、イメージングユニット、特にホワイトバランスが調整されるイメージングユニットによって得られる、少なくとも上記の対象の皮膚領域の画像である。例えばホワイトバランスが調整されるカメラ等、ホワイトバランスが調整されるイメージングユニットの使用は、正反射の影響を取り除くか又は減らすことができるということを提供する。一般的に、ホワイトバランスは、別の実施形態において提案されているように、差信号を形成する前にPPG信号が正規化されない場合においてのみ要求される。

【0032】

従って、提案されるシステムにおいて、上記の放射検出ユニットは、好ましくは、検出信号としてセンサ信号を検出するために上記の対象の皮膚領域に接触するように構成された接触式PPGセンサを含むか、又は、検出信号として少なくとも上記の対象の皮膚領域の画像を得るためのイメージングユニット、特にホワイトバランスが調整されるイメージングユニットを含む。

10

【0033】

上記の処理ユニットは、上記の第1の差信号及び上記の第2の差信号の推定されたAC振幅、特に、例えば標準偏差等又はよりロバストな振幅の推定の比を形成するように構成される。先に説明し、且つ、PPG信号が本発明に従って評価されるという事実から明らかかなように、本発明が(脈打つ)動脈血のみの酸素化を推定することを目的とする場合に、時間の経過に伴う得られたPPG信号のAC変化量(皮膚内の血液の量が心臓の拍動により変化する場合に発生する)が評価される。特に、例えば、差信号の標準偏差(又は、ピークマイナスバレー値の中央値のようなよりロバストな振幅推定若しくはさらに別の推定)の比等、2つの差信号における推定されたAC振幅の比が使用される。

20

【0034】

本発明の上記及び他の態様が、以下に記載の1つ又は複数の実施形態から明らかになり、さらに、以下に記載の1つ又は複数の実施形態を参考にして解明されることになる。

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図1】対象の血液内の物質の濃度を決定するシステム及び装置の第1の実施形態の概略図である。

【図2】正反射率の効果を例示した図である。

【図3】波長にわたるSpO₂の種々の値に対するPPG振幅の図である。

30

【図4】本発明による装置の概略図である。

【図5A】静的な対象における、2つの波長を用いた第1のシミュレーションにおけるSpO₂測定のシミュレーション結果を示した図である。

【図5B】静的な対象における、3つの波長を用いた第1のシミュレーションにおけるSpO₂測定のシミュレーション結果を示した図である。

【図6A】シミュレートされる動きの量を変えた、2つの波長を用いた第1のシミュレーションにおけるSpO₂測定のシミュレーション結果を示した図である。

【図6B】シミュレートされる動きの量を変えた、3つの波長を用いた第1のシミュレーションにおけるSpO₂測定のシミュレーション結果を示した図である。

【図7】静的な対象における、異なるシステムを用いた第2のシミュレーションにおけるSpO₂測定のシミュレーション結果を示した図である。

40

【図8】対象の動きを有した第2のシミュレーションにおけるSpO₂測定のシミュレーション結果を示した図である。

【図9】対象の酸素飽和度を決定するシステム及び装置の第2の実施形態の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0036】

図1は、対象2の血液内の物質の濃度を決定するシステム1及び装置10の第1の実施形態の概略図を示している。以後、本発明は、対象の血液内の酸素飽和度(SpO₂)を決定することによって説明されるものとする。しかし、全ての説明が、互いに、CO₂、

50

ビリルビン等、対象の血液内の他の物質の濃度を決定することを求めている。しかし、他の物質は、異なる波長の使用を要求してもよい。この例における対象2は、例えば病院又は他の保健医療施設においてベッド3に横たわっている患者であるが、例えば保育器内で横たわ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。装置10に加えて、システム1は、一般的に、放射信号による対象2の皮膚領域4の照射に応答して皮膚領域4を介して反射されたか又は皮膚領域4を透過した検出信号を検出する放射検出ユニットを含む。

【0037】

この例において、放射検出ユニットは、検出信号として少なくとも上記の対象2の皮膚領域4の画像を得るイメージングユニット20、特にカメラ（検出ユニット又はカメラベースのPPGセンサ若しくは遠隔PPGセンサとも呼ばれる）である。皮膚領域4は、好ましくは、頬又は額等の顔の領域であるが、手又は腕等の別の体の領域であってもよい。この例における放射信号は、例えば太陽によって及び/又は室内光から提供される環境光である。他の実施形態において、1つ又は複数の特別な光源が、特定の1つ又は複数の波長の放射で、及び/又は、（例えば夜間等）測定時（のみ）に、対象2又は少なくとも対象2の皮膚領域4を照らすために提供される。

【0038】

カメラによってキャプチャされる画像フレームは、特に、例えば（デジタル）カメラ内のデジタル又はアナログ光センサによってキャプチャされるビデオシーケンスに対応し得る。そのようなカメラは、通常、CMOS又はCCDセンサ等の光センサを含み、該光センサは、特定のスペクトル範囲（可視、IR）において作動することもでき、又は、異なるスペクトル範囲に対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してもよい。画像フレームは、関連する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キャプチャ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において感受性があっても（すなわち、特定の色を表しても）よい。画像フレームは、対象の皮膚部分を表している少なくとも一部の画像ピクセルを含む。その結果、画像ピクセルは、光検出器の1つの感光性要素及びその（アナログ又はデジタル）出力に対応してもよく、又は、複数の感光性要素の（例えばピニングを介した）組み合わせに基づき決定されてもよい。

【0039】

得られた検出信号、すなわち、この実施形態においては、一連の画像は、以下においてより詳細に説明されることになるさらなる処理のために装置10に提供される。

【0040】

そのようなシステムは、一般的に、既知の遠隔PPG技術の使用によって種々のバイタルサインを得るために使用することができるけれども、対象2内の動脈血の酸素飽和度（SpO₂とも呼ばれる）を決定するために、本発明に従って使用される。対象の皮膚から反射された光は、拍動性の動脈によって変調され、さらに、変調振幅は、血液飽和レベルの情報を含んでいる。既知の遠隔PPGシステムにおいて、SpO₂は、2つの異なる波長のこの（動脈内の拍動性の血液により引き起こされる）PPG振幅を測定することによってコンピュータにより計算される。2つの波長の（DC正規化された）PPG振幅間の比は、SpO₂のコンピュータによる計算のための以下の式2：

【0041】

【数2】

$$SpO_2 = C_1 - C_2 \frac{R}{IR}$$

を与え、ここで、

【0042】

10

20

30

40

50

【数3】

$$R = \frac{AC_{Red}}{DC_{Red}}$$

及び

【0043】

【数4】

$$IR = \frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}$$

10

であり、それによって、 AC_{Red} は、 (R) として表すこともでき、さらに、信号Rの振幅の推定を表す。上記の式内の定数C1及びC2は、較正パラメータ(又は較正定数)と呼ばれる。較正は、不正確なSpO2測定をもたらす個人間及び個人内の較正を意味し、さらに、エラーは、多くの要因により引き起こされ得る。これらの原因のうち1つの原因は、対象の動きであるとわかってきており、対象の動きは、PPGによる強度変化に加えて、動きにより誘発される強度変化をもたらす。これらの原因のうち別の原因は、正反射率、すなわち皮膚表面の光の鏡様反射率であるとわかってきており、これは、カメラによるSpO2測定を、接触式センサベースの測定とは異なるものにする。

【0044】

拍動性は、皮膚内に透過し且つ拡散して反射される光の一部においてのみ発生する。カメラ20に到達する正反射した光は、動脈血拍動性によるいかなる光変調も含有しておらず、従って、全反射光の相対的拍動性における減少を引き起こす。その結果、皮膚からの全反射光における正反射した光の部分に応じてSpO2測定においてエラーが生じることになる。正反射率は、カメラ、対象及び照明源の角度次第であり、さらに、図2において示されているように、同様に全ての波長にわたって等しいが未知の量のDC反射率を加える追加の特性であり、図2は、拡散及び正反射率の曲線K1、並びに、拡散反射率のみの曲線K2を描いており、どちらの曲線も、光の波長にわたっている。

20

【0045】

以下の表において示されているように、正反射率の効果を、シンプルなコンピュータによる計算を用いて示すことができる。

30

【0046】

【表1】

| | DC Red | DC IR | AC Red 拍動性=0.1 | AC IR 拍動性=0.2 | RR $\frac{AC_{red}/DC_{red}}{AC_{ir}/DC_{ir}}$ | SpO2 C1=123; C2=54 |
|--------------------|--------|-------|-------------------|------------------|---|--------------------------|
| 正反射率なし (理想的な条件) | 0.4 | 0.55 | 0.04 | 0.11 | 0.5 | 96 |
| 正反射あり (+5%) | 0.45 | 0.6 | 0.04 | 0.11 | 0.4848 | 96.82 |

カメラによって見られる追加の正反射率は、いかなる変調された光も含有していないため、波長に対するAC成分は一定のままである。これは、複比の全体的な変化を引き起こし、わずかに異なるSpO2をもたらす、従って、異なる較正定数をもたらす。この効果は、2つの波長に対する反射率間の相対的差異に基づき拡大される。分母の(すなわちIR光の波長に対する)値に関するより高い反射率、すなわち、分子の(すなわち赤色の光の波長に対する)より大きい値は、より低いSpO2(従って、補正するのにより大きいC1)をもたらす、その逆も同様である。

40

【0047】

この効果を減らすか又は取り除く解決策の1つは、交差偏波の使用である。偏光子が、照明源及びカメラにて取り付けられ、さらに、全ての正反射した光が遮断されるよう方向づけされる。これは、一般的な解決策であるけれども、1つの鍵となる問題は、この解

50

決策の低い実用性にある。

【 0 0 4 8 】

第一に、非偏環境光が、現場から排除されなければならない。さらに、現在使用されている大きな照明源は、高品質の大きな偏向シートを要求する。さらに、そのような大きな照明源は、正反射率の除去に必要な条件である偏向面が、カメラ - 対象源の配置に関して垂直であることを可能にしない。これは、従って、異なる照明源の使用を必要とし、非常に実用的ではない場合がある。

【 0 0 4 9 】

従って、本発明はさらなる波長を使用し、その波長を用いて、正反射率の効果を S p O 2 の測定から取り除くことができる。正反射は、特に、カメラ 2 0 のホワイトバランスが調整された場合に、すなわち、光源が、上記の波長に対応するどちらのチャンネルにおいても等しい信号を与える場合に、2つの波長から構築された弁別チャンネルにおいて消える。さらに、従来法で使用される「赤色」及び「赤外線」のチャンネルは2つの「弁別」チャンネルと交換され、これらの弁別チャンネルのうち少なくとも1つが、酸素化レベルと共に変わる拍動性を示すという条件で、正反射の影響を排除し、S p O 2 の感受性は残る。

【 0 0 5 0 】

2つの差信号を使用することの結果として、3つの波長が、このS p O 2 測定のためにここで使用される。さらなる波長チャンネルの使用は、正反射率の除去のための偏向フィルタの必要性を取り除き、さらに、機構を非常に単純にする。ホワイトバランスが調整されるカメラ機構は、正反射が全ての波長において等しく強いということを確認にする。この条件が満たされると、波長間の差信号は、(正反射率はここで、ホワイトバランスが調整されるカメラにおいて波長にわたって等しいため)正反射率のいかなる効果も取り除く。差信号は、次に、以下の式：

【 0 0 5 1 】

【数 5】

$$SpO_2 = C_1 - C_2 \frac{IR - R}{IR2 - IR}$$

を使用して正確なS p O 2 をコンピュータにより計算するために使用することができる。

【 0 0 5 2 】

この計算は、従って、図 3 において示されている正反射率の誤った較正の効果がない。一般的に、較正定数は、2つの波長を使用した従来のシステムにおいて使用されるものとは異なる。上記の較正定数は、例えば、実験的に又はシミュレーションを介して確立される。

【 0 0 5 3 】

S p O 2 をコンピュータにより計算するための上記の式は、

【 0 0 5 4 】

【数 6】

$$SpO_2 = C_1 - C_2 \frac{\sigma(IR - R)}{\sigma(IR2 - IR)}$$

として表すこともでき、ここで、R、IR、IR 2 は、対応する波長範囲における P P G 信号の平均ピクセル強度を表しており、P P G 信号は、好ましくは、一連の画像における関心のある領域から得られ、さらに、(x)は、xのAC成分の振幅の推定を表しており、これは、異なる方法でコンピュータにより計算することができる(一実施形態において、(x)は、時変信号xの標準偏差を表している)。

【 0 0 5 5 】

1つ又は複数のカメラは、好ましくは、ホワイトバランスが調整されて、正反射率が差信号において完全に除去されるということを確認にする。これは、第一に、カメラ機構のホワイトバランスを調整することによって得られてもよい。波長は、必ずしも可視の範囲にあるわけではないため、全ての波長を反射する能力を持つ較正表面が好ましくは使用される。この機構及び所与の照明で、カメラのホワイトバランスを、標準手順に従って調整することができ、さらに、波長全てのDCレベルを等しくすることができる。

【0056】

ホワイトバランスの調整は、照明が一定のスペクトル反応を有する限り持続する。照明のスペクトル反応における変化は、全ての波長にわたって一定である限り依然として許容できるであろう。しかし、いかなるときにも、照明のスペクトル反応が波長にわたって不均一に変わる場合、再較正が、好ましくは、正反射の完全な排除に適用される。そのような再較正なしでは、依然として、不完全な正反射の補正が結果として生じる。

【0057】

SpO₂測定は、ここで、従来法で使用される単一の波長の正規化されたPPG信号ではなく、差（正規化された）PPG信号の比の程度であるため、較正定数C₁及びC₂は変化する。これらの定数に対するコンピュータによる計算は、ホワイトバランス較正に従い、さらに、カメラを用いて行われる従来のSpO₂測定に対するものと同じである。

【0058】

全ての較正が行われると、SpO₂を、次に、差信号を正確に推定することによって、正反射率の効果なしで正確に測定することができる。

【0059】

PPGにより誘発される拍動性は、健康なSpO₂レベルに対して、正規化された赤色チャンネルにおいて、正規化された赤外線チャンネルよりもはるかに小さいが、レベルは、非常に低いSpO₂値に対して、互いに近くなり得る。しかし、動きにより誘発される強度変化は、典型的には、どちらのチャンネルにおいても等しい強度のものであり、その結果、実際のSpO₂推定の過少評価をもたらす。

【0060】

従来の接触式PPGセンサにおいて、類似の問題が発生する場合があります。さらに、加速度計が装置内に含まれて、動きアーチファクトを補正することがある。明らかに、カメラベースのPPGシステムにおいて、そのような解決策は実行不可能である。

【0061】

上記において、光スペクトル全体に対して単一の光源、及び、多波長感受性を有する単一のカメラの使用を仮定して、2つの正規化されていない波長信号から構築される弁別チャンネルにおいて正反射が消えるということが示されてきた。従来法で使用される「正規化された赤色」及び「正規化された赤外線」のチャンネルを、特定の波長（間隔）を表す2つの正規化されたチャンネル間の差としてそれぞれ結果として生じる2つのチャンネルと交換することによって、動きの影響が排除され、これは、個々の正規化されたチャンネルにおいて同じであるためである。この場合、これらの弁別チャンネルのうち少なくとも1つが酸素化レベルと共に変わる拍動性を示すという条件で、SpO₂感受性は残る。差信号は、従って、以下の式：

【0062】

【数7】

$$SpO_2 = C_1 - C_2 \frac{IR_n - R_n}{IR_{2n} - IR_n}$$

を使用して正確なSpO₂をコンピュータ計算するために使用することができる。ここで、指数「n」はそれぞれのPPG信号のDC正規化を示す。2つの差信号を使用することの結果として、3つの波長が、このSpO₂測定システムのために使用される。較正定数は、従来のシステムにおいて、及び、上記の本発明の実施形態において使用されるものと

10

20

30

40

50

は異なり、さらに、例えば、実験的に又はシミュレーションを介して確立される。

【0063】

SpO₂をコンピュータにより計算するための上記の式は、

【0064】

【数8】

$$SpO_2 = C_1 - C_2 \frac{\sigma(IR/DC_{IR} - R/DC_R)}{\sigma(IR_2/DC_{IR_2} - IR/DC_{IR})}$$

として表すこともでき、ここで、 $R_n = R / DC_R$ 、 $IR_n = IR / DC_{IR}$ 、 $IR_2_n = IR_2 / DC_{IR_2}$ であり、対応する波長範囲に対する個々に正規化された信号を表している。 10

【0065】

好ましい実施形態において、第1のPPG信号(IR)は、780nmから850nmの範囲の第1の波長にて抽出され、第2のPPG信号(R)は、550nmから780nmの範囲の第2の波長にて抽出され、さらに、第3のPPG信号(IR₂)は、850nmから1000nmの範囲の第3の波長にて抽出される。SpO₂に対して妥当な例となる選択肢は、660nm、810nm及び870nmを使用する。

【0066】

対象2の酸素飽和度を決定する装置10の概略図が、図4において描かれている。装置10は、放射信号による対象の皮膚領域の照射に応答して皮膚領域を介して反射されたか又は皮膚領域を透過した検出信号を受信するための入力ユニット11を含む。検出信号は、例えば、イメージングユニット20、又は、システムの別の実施形態において以下に説明される接触式PPGセンサによって得られてもよい。信号抽出ユニット12は、上記の検出信号から、少なくとも3つのフォトプレチスモグラフィ(PPG)信号を異なる波長にて抽出する。処理ユニット13は、第1のPPG信号と第2のPPG信号との間の第1の差信号、及び、第3のPPG信号と第1のPPG信号との間の第2の差信号を形成する。さらに、処理ユニット13は、上記の第1の差信号と上記の第2の差信号との比を形成する。上記の比に基づき、酸素飽和度検出ユニット14は、対象の酸素飽和度を計算する。 20 30

【0067】

シミュレーション及び実際の測定が、対象のビデオシーケンスから行われてきた。時間の経過に伴い、赤色チャンネルにおけるパルス信号振幅は増え、IR及びIR₂チャンネルにおけるパルス信号は同じままであり、減少しているSpO₂をシミュレートしている。信号全てが、さらに、(全てのチャンネルにおいて同じである)シミュレートされた動き、及び、類似の強度であるが全てのチャンネルにおいて独立したノイズを被る。

【0068】

このシミュレーションモデルに基づき、2つの波長を用いた従来のSpO₂測定、及び、提案される3つの波長を用いた動きロバストSpO₂測定に対するレシオオブレシオ、すなわち、較正のないSpO₂推定に対する基礎がコンピュータにより計算された。図5は、ノイズ及び動きの非存在下で得られた理想的な曲線と共にシミュレーション結果を示しており、図5Aは、2つの波長を使用した場合の結果を示し、さらに、図5Bは、3つの波長を使用した場合の結果を示している。これらの曲線は異なり、異なる線の角度によって反映され、異なる較正を示している。3つの波長のシステムは、動きによって影響されない。いずれの図における直線も、理想的な、すなわちノイズ及び動きのないレシオオブレシオを与えている。 40

【0069】

理想的な曲線とノイズ含有の曲線との偏差は、最終的なSpO₂のコンピュータによる計算において予想することができるエラーの量を示している。この偏差は、存在する動きの量次第であり、さらに、図6において示されているように、拍動性信号に関して、増加 50

する動きの振幅と共に悪くなる。図 6 は、シミュレートされる動きの量を変えた、2つの波長（図 6 A）及び3つの波長（図 6 B）を用いた S p O 2 測定のシミュレーション結果を示している。それぞれの曲線は、加えられた赤色のチャンネルにおける最大信号に関する動きの大きさを示している。

【 0 0 7 0 】

第 2 の実験の組において、3つの波長を用いた実際の S p O 2 カメラシステムにおける強度変化を測定した。実施上の制限により、赤色、赤外線及び緑色をこの機構において使用し、さらに、チャンネルを別々のカメラと共に登録した。

【 0 0 7 1 】

これらの実験のうち第 1 の実験を、ほぼ完全に静的な対象を使用して行い、実験は、S p O 2 の変化を誘発するよう意図された。この実験は、3つのチャンネルの差の測定に対する C 1、C 2 定数を決定することにも寄与するであろう。この実験においては、初めに、対象に、低い（～15%）酸素飽和させた環境を（0 から 9 0 0 s e c）受けさせ、その後、正常の（～21%）酸素レベルを（9 0 0 s e c +）受けさせた。図 7 から見ることができるよう、そのような非常に静的な状況中에서도、従来の2つのチャンネルの測定方法は有意に影響される。これは、より高い S p O 2 レベルにて、赤色のチャンネルに対する P P G 振幅は非常に小さくなり、その結果、（微小振幅の）動きによるノイズに、より影響されやすいという事実のためである。曲線 K 3 は、3つのチャンネルの差信号を用いた S p O 2 測定を示し、曲線 K 4 は、従来の2つのチャンネルの測定を用いた S p O 2 測定を示し、さらに、曲線 K 5 は、静的な対象における S p O 2 変化を有する接触の参照（c o n t a c t r e f e r e n c e）を用いた S p O 2 測定を示している。有意な信号の質の低下を、2つのチャンネルの測定に対して静的な対象を用いてさえも観察した。C 1（= 6 1）及び C 2（= 3 0 0）定数を、S p O 2 カメラの記録を参照と比べることによって得た。

【 0 0 7 2 】

第 2 のカメラの実験において、連続的且つ周期的な動きの対象が、アルゴリズムの性能を評価するために使用される。公正な比較を確実にするために、使用される較正定数（C 1、C 2）を以前の実験から得た。記録全体が、加えられた動きの量（時間が増すに従い動き無しから非常に大きい動きまで）を示す多数の部分に分けられる。図 8 は、測定結果を示している。特に、曲線 K 6 は、3つのチャンネルの差信号を用いた S p O 2 測定を示し、曲線 K 7 は、従来の2つのチャンネルの測定を示し、さらに、曲線 K 8 は、対象の動きを有した接触の参照を示している。有意な信号の質の低下を、静的な対象を用いてさえも観察することができる。C 1（= 6 1）及び C 2（= 3 0 0）定数を、S p O 2 カメラの記録を参照と比べることによって得た。

【 0 0 7 3 】

結果からわかるように、本発明において提案される差の測定の技術を使用して得た結果は、従来の方法よりもはるかに安定したバージョンの S p O 2 信号を提供する。依然として観察される変化は、この技術において使用される波長によって異なる光路を有した最適とは言えない機構によると仮定される。これらの実験は、提案した発明を用いて、動きアーチファクトを有意に減らすことができるということを証明している。

【 0 0 7 4 】

図 9 は、対象 2 の酸素飽和度を決定するシステム 1' 及び装置 1 0' の第 2 の実施形態の概略図を示している。この実施形態において、イメージングユニット（図 1 において 2 0）の代わりに、接触式 P P G センサ 2 1 が提供されている。そのような接触式 P P G センサ 2 1 は一般的に知られ、さらに、光ユニット及び光センサを含む。上記の接触式 P P G センサ 2 1 は、対象 2 の体、例えば腕、指、鼻、耳たぶ等に載せられ、すなわち、検出信号としてセンサ信号を検出するために、上記の対象の皮膚領域に接触するように構成される。

【 0 0 7 5 】

本発明の主な用途は、N I C U 及び一般病棟における患者モニタリング用途に対する、

10

20

30

40

50

正反射率及びノ又は動きの存在に対してロバストな非接触式のSpO₂の測定である。本発明は、接触式のバイタルサインセンサ及び遠隔（カメラベースの）PPGシステムに対して等しく適用可能であり、さらに、CO₂又はビリルビン等、対象の血液内の他の物質の濃度を決定するために使用することもできる。

【0076】

本発明は、図面及び上記の説明において詳細に例示及び記述されてきたけれども、そのような例示及び記述は、例示的又は例証的であり、拘束性はないと考慮されることになる。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変化は、請求された発明を実行する際に、図面、明細書、及び付随の特許請求の範囲の調査から当業者により理解する及びもたらすことができる。

10

【0077】

特許請求の範囲において、「含む」という用語は、他の要素又はステップを除外せず、不定冠詞はその複数形を除外しない。1つの要素又は他のユニットは、特許請求の範囲において列挙されたいくつかの項目の機能を満たすことができる。特定の手段が互いに異なる従属項において記載されているという単なる事実は、これらの手段の組合せを役立つよう使用することができないと示しているわけではない。

【0078】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に若しくはその一部として供給される、光記憶媒体又は固体記憶媒体等、適した非一時的なメディア上に記憶/分散させてもよいが、インターネット又は他の有線若しくは無線の通信システムを介して等、他の形状で分散させてもよい。

20

【0079】

特許請求の範囲におけるいかなる参照番号も、その範囲を限定するとして解釈されるべきではない。

【図1】

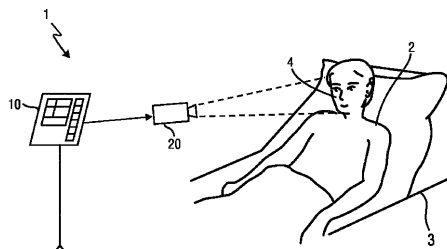
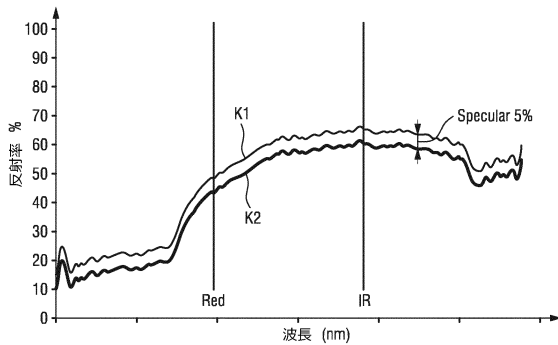
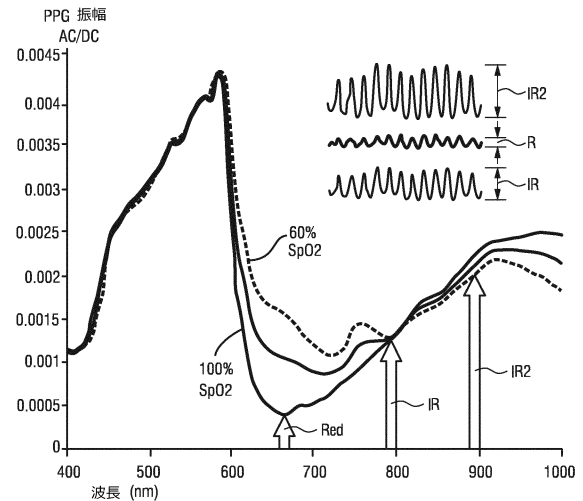


FIG.1

【図2】



【図3】



【図4】

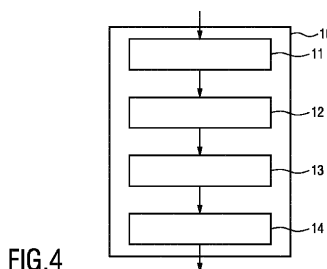
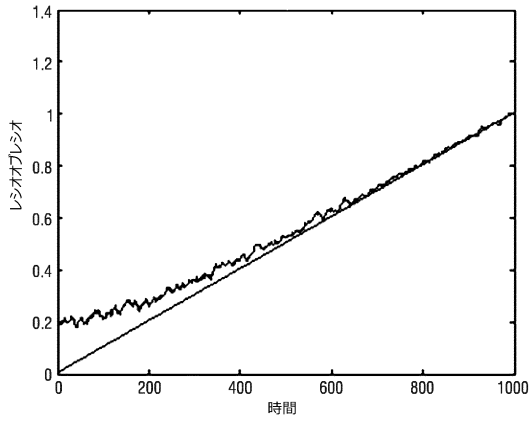
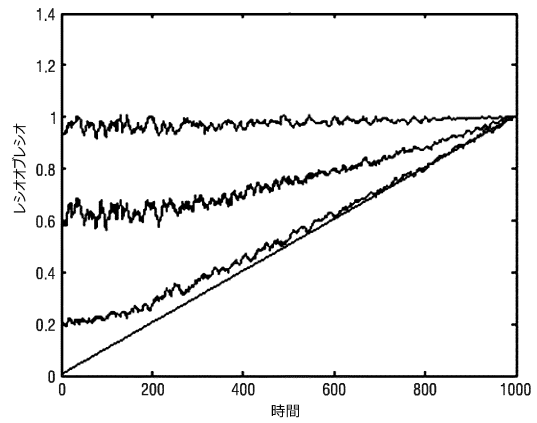


FIG.4

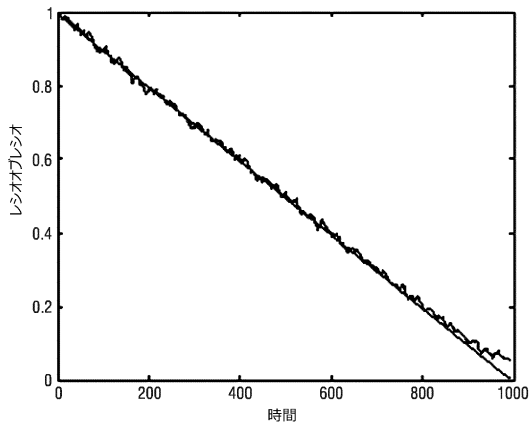
【図 5 A】



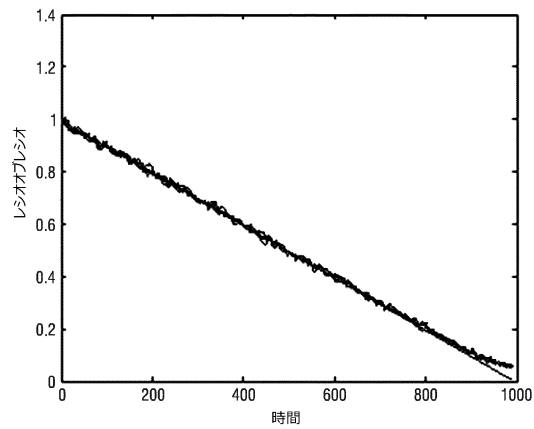
【図 6 A】



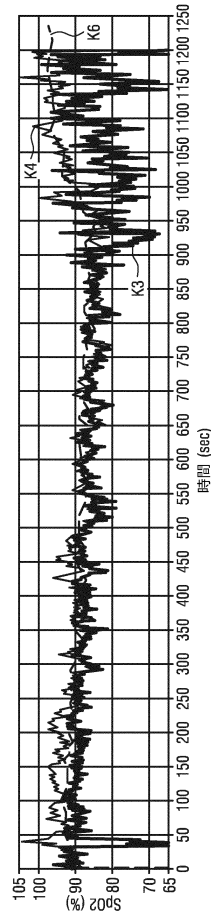
【図 5 B】



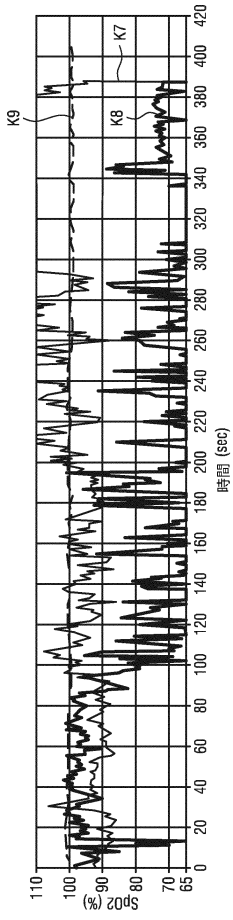
【図 6 B】



【図 7】



【 図 8 】



【 図 9 】

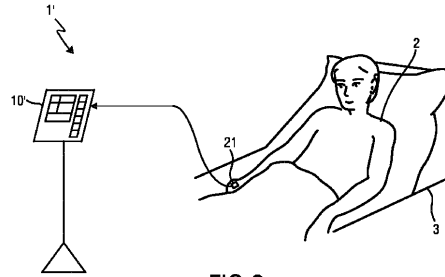


FIG.9

フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 デ ハーン, ヘラルト

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 ロック, ムクル ユリウス

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス 5

審査官 門田 宏

(56)参考文献 国際公開第2002/028274(WO, A1)

特開2000-37371(JP, A)

特表平11-507568(JP, A)

特開2004-290545(JP, A)

国際公開第2001/015597(WO, A1)

米国特許第7738935(US, B1)

特表2005-533609(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 1 4 5 5

A 6 1 B 5 / 0 0

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于确定受试者血液中物质浓度的装置，系统和方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP6336141B2 | 公开(公告)日 | 2018-06-06 |
| 申请号 | JP2016575128 | 申请日 | 2015-06-15 |
| [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 | デハーンヘラルト ロクムクルユリウス | | |
| 发明人 | デハーン,ヘラルト ロクム,ムクルユリウス | | |
| IPC分类号 | A61B5/1455 A61B5/15 A61B5/00 | | |
| CPC分类号 | A61B5/14551 A61B5/1455 A61B5/7214 | | |
| FI分类号 | A61B5/14.322 A61B5/14.ZDM A61B5/00.101.A | | |
| 代理人(译) | 伊藤忠彦 | | |
| 审查员(译) | 门田弘 | | |
| 优先权 | 2014173449 2014-06-23 EP 62/015568 2014-06-23 US | | |
| 其他公开文献 | JP2017522953A JP2017522953A5 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

本发明中，在受试者的血液中，用于确定血氧饱和度或类似的物质的浓度，装置涉及一种系统和方法，减少镜面反射和/或对象的移动或去除的效果。所提出的装置包括：输入单元（11），用于响应于通过辐射信号照射对象的皮肤区域而接收通过皮肤区域反射或透射的检测信号，并且检测信号提取单元（12），用于从不同波长的信号中提取至少三个光电容积脉搏波（PPG）信号，两者都是DC归一化3个PPG信号，进一步，所述第一归一化的PPG信号和所述第二标准化PPG信号之间的第一差值信号，并且是第三归一化和PPG信号，用于形成至少三个标准化的PPG信号的PPG信号中的另一个之间的第二差信号，以及，所述第一差信号和上述处理单元（13），用于形成2的差分信号的估计AC幅度与用于基于该比率计算感兴趣血液中物质的浓度的浓度检测单元的比率。

| | | |
|--|--|--|
| (19) 日本国特許庁(JP) | (12) 特許公報(B2) | (11) 特許番号 特許第6336141号 (P6336141) |
| (45) 発行日 平成30年6月6日(2018.6.6) | (24) 登録日 平成30年5月11日(2018.5.11) | |
| (51) Int. Cl. A 6 1 B 5 / 1 4 5 5 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 5 / 1 5 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 5 / 0 0 (2 0 0 6 . 0 1) | F I A 6 1 B 5 / 1 4 3 2 2 A 6 1 B 5 / 1 4 Z D M A 6 1 B 5 / 0 0 1 0 1 A | |
| 請求項の数 15 (全 18 頁) | | |
| (21) 出願番号 特願2016-575128 (P2016-575128) | (73) 特許権者 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーエー アイ ドフエン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven | |
| (86) (22) 出願日 平成27年6月15日(2015.6.15) | (74) 代理人 100107766 弁理士 伊東 忠重 | |
| (65) 公表番号 特表2017-522953 (P2017-522953A) | (74) 代理人 100070150 弁理士 伊東 忠彦 | |
| (43) 公表日 平成29年8月17日(2017.8.17) | | |
| (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/063250 | | |
| (87) 国際公開番号 W02015/197383 | | |
| (87) 国際公開日 平成27年12月30日(2015.12.30) | | |
| 審査請求日 平成30年1月24日(2018.1.24) | | |
| (31) 優先権主張番号 14173449.1 | | |
| (32) 優先日 平成26年6月23日(2014.6.23) | | |
| (33) 優先権主張国 欧州特許庁(EP) | | |
| (31) 優先権主張番号 62/015,568 | | |
| (32) 優先日 平成26年6月23日(2014.6.23) | | |
| (33) 優先権主張国 米国(US) | | |
| 早期審査対象出願 | | 最終頁に続く |
| (54) 【発明の名称】 対象の血液内の物質の濃度を決定する装置、システム及び方法 | | |