

(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2016-514992

(P2016-514992A)

(43) 公表日 平成28年5月26日 (2016.5.26)

(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 5/14 3 2 2	4 C 0 3 8
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 E	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 2 A	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2015-562449 (P2015-562449)  
 (86) (22) 出願日 平成26年3月5日 (2014.3.5)  
 (85) 翻訳文提出日 平成27年10月13日 (2015.10.13)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2014/059449  
 (87) 国際公開番号 W02014/141001  
 (87) 国際公開日 平成26年9月18日 (2014.9.18)  
 (31) 優先権主張番号 61/778,580  
 (32) 優先日 平成25年3月13日 (2013.3.13)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 13158884.0  
 (32) 優先日 平成25年3月13日 (2013.3.13)  
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 KONINKLIJKE PHILIPS  
 N. V.  
 オランダ国 5656 アーエー アイン  
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5  
 High Tech Campus 5,  
 NL-5656 AE Eindhove  
 n  
 (74) 代理人 110001690  
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被験者の血中酸素飽和度を決定するデバイス及び方法

(57) 【要約】

本発明は、被験者の血中酸素飽和度を決定するデバイス及び方法に関する。提案されるデバイスは、被験者12の1つ以上の皮膚部分から放出又は反射された検出電磁放射線16から導出されたデータストリーム26を受信するインターフェース32であって、データストリーム26は1つ以上の皮膚部分の複数の皮膚画素について、皮膚画素あたりのデータ信号を含み、データ信号は、対応する皮膚画素から放出又は反射された検出電磁放射線16を経時的に表す、インターフェース32と、複数の皮膚画素のデータ信号に基づいて、複数の皮膚画素の血中酸素飽和度の変化を決定する分析器34と、血中酸素飽和度の最も速い変化を示す皮膚画素が、又は、血中酸素飽和度の最も遅い変化を示す皮膚画素以外の複数の皮膚画素を含む皮膚画素グループを選択する選択器36と、選択された皮膚画素グループのデータ信号に基づいて、被験者の血中酸素飽和度を決定するプロセッサ38とを含む。

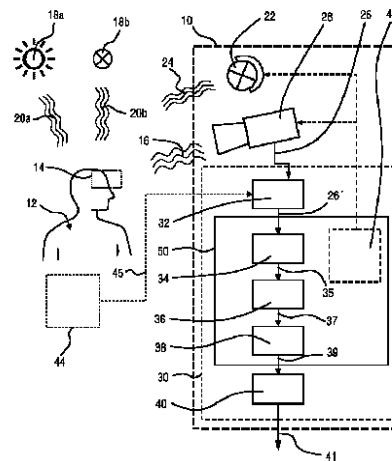


FIG.1

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被験者の血中酸素飽和度を決定するデバイスであって、当該デバイスは、

前記被験者の 1 つ以上の皮膚部分から放出又は反射された検出電磁放射線から導出されたデータストリームを受信するインターフェースであって、前記データストリームが、前記 1 つ以上の皮膚部分の複数の皮膚画素について皮膚画素あたりのデータ信号を含み、前記データ信号が、対応する皮膚画素から放出又は反射された前記検出電磁放射線を経時的に表す、前記インターフェースと、

前記複数の皮膚画素の前記データ信号に基づいて、前記複数の皮膚画素の血中酸素飽和度の変化を決定する分析器と、

血中酸素飽和度の最も速い変化を示す皮膚画素が、又は、血中酸素飽和度の最も遅い変化を示す皮膚画素以外の前記複数の皮膚画素を含む皮膚画素グループを選択する選択器と、

選択された前記皮膚画素グループの前記データ信号に基づいて、前記被験者の前記血中酸素飽和度を決定するプロセッサと、

を含む、デバイス。

**【請求項 2】**

前記分析器は、前記複数の皮膚画素について、皮膚画素あたりの血中酸素飽和度信号を決定し、前記血中酸素飽和度信号に基づいて、前記複数の皮膚画素の血中酸素飽和度の変化を決定する、請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 3】**

前記プロセッサは、選択された前記皮膚画素グループの前記皮膚画素の前記血中酸素飽和度信号から、前記被験者の前記血中酸素飽和度を決定する、請求項 2 に記載のデバイス。

**【請求項 4】**

前記プロセッサは、選択された前記皮膚画素グループの前記皮膚画素の前記血中酸素飽和度信号の平均値を求めることによって、前記被験者の前記血中酸素飽和度を決定する、請求項 3 に記載のデバイス。

**【請求項 5】**

前記プロセッサは、平均データ信号を得るために、選択された前記皮膚画素グループの前記皮膚画素の前記データ信号の平均値を求め、前記平均データ信号から前記被験者の前記血中酸素飽和度を決定する、請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 6】**

前記選択器は、前記血中酸素飽和度の上限及び / 又は下限を使用することによって、又は、前記グループとして選択される前記複数の皮膚画素のうちの皮膚画素の割合の閾値を使用することによって、前記皮膚画素グループを選択する、請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 7】**

前記選択器は、前記複数の皮膚画素の前記血中酸素飽和度の変化が、所定の最小閾値を下回る場合は、前記複数の皮膚画素のすべての皮膚画素を、前記グループとして選択する、請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 8】**

前記選択器は、所定イベントがない場合、具体的には、低酸素イベントがない場合、前記複数の皮膚画素のすべての皮膚画素を、前記グループとして選択する、請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 9】**

前記インターフェースは、前記所定イベントがあること及び / 又はないことを示すイベント指示信号を受信する、請求項 8 に記載のデバイス。

**【請求項 10】**

前記分析器は、前記データ信号の 1 つ以上に基づいて、前記所定イベントがあるかないかを決定する、請求項 8 に記載のデバイス。

10

20

30

40

50

## 【請求項 1 1】

前記所定イベントがあること及び／又はないことを示すイベント指示信号を検知するイベントセンサを更に含む、請求項 8 に記載のデバイス。

## 【請求項 1 2】

前記データ信号は、少なくとも 2 つのデータ信号成分を含み、第 1 のデータ信号成分は、第 1 のスペクトル部分、特に可視光部分を表し、第 2 のデータ信号成分は、第 2 の指示スペクトル部分、特に赤外部分を表す、請求項 1 に記載のデバイス。

## 【請求項 1 3】

前記被験者から放出又は反射された電磁放射線を、特に 2 つの異なるスペクトル範囲において遠隔検出する、特にカメラである撮像ユニット、及び／又は、

前記被験者に対して、特に 2 つの異なるスペクトル範囲において電磁放射線を向かわせる、特に光源である放射線源と、を更に含む、請求項 1 に記載のデバイス。

## 【請求項 1 4】

被験者の血中酸素飽和度を決定する方法であって、当該方法は、

前記被験者の 1 つ以上の皮膚部分から放出又は反射された検出電磁放射線から導出されたデータストリームを受信するステップであって、前記データストリームは前記 1 つ以上の皮膚部分の複数の皮膚画素について、皮膚画素あたりのデータ信号を含み、前記データ信号は、対応する皮膚画素から放出又は反射された前記検出電磁放射線を経時的に表す、前記ステップと、

前記複数の皮膚画素の前記データ信号に基づいて、前記複数の皮膚画素の血中酸素飽和度の変化を決定するステップと、

血中酸素飽和度の最も速い変化を示す皮膚画素か、又は、血中酸素飽和度の最も遅い変化を示す皮膚画素以外の前記複数の皮膚画素を含む皮膚画素グループを選択するステップと、

選択された前記皮膚画素グループの前記データ信号に基づいて、前記被験者の前記血中酸素飽和度を決定するステップと、

を含む、方法。

## 【請求項 1 5】

コンピュータ上で実行されると、前記コンピュータに請求項 1 4 に記載の方法のステップを実行させるプログラムコード手段を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、被験者の血中酸素飽和度を決定するデバイス及び方法に関する。具体的には、本発明は、人間又は動物といった観察される被験者における動脈血酸素飽和度を検出するために使用できる目立たない光学測定方法に関する。ここでいう光学測定とは、フォトプレチスモグラフィ ( P P G ) を指し、より具体的には、パルスオキシメトリを指す。

## 【背景技術】

## 【0002】

例えば心拍数 ( H R )、呼吸速度 ( R R ) 又は血中酸素飽和度である人間の生命兆候は、人間の現在の状態を示す指示子として、また、深刻な医療事象の強力な予測判断材料として役立つ。この理由から、生命兆候は、入院患者及び外来患者の医療環境において、自宅において、又は、更なる健康、レジャー及びフィットネス環境において広くモニタリングされる。

## 【0003】

生命兆候を測定する 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、一般に、臓器又は人体部分のボリューム変化の測定、特に心拍毎に被験者の体を通る心臓血管パルス波によ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 ( P P G ) は、関心領域又はボリュームの光の反射率又は透

10

20

30

40

50

過率の時変変化を評価する光学測定技術である。PPGは、血液が、周囲組織よりも多くの光を吸収し、したがって、心拍毎の血液ボリュームの変動は、相応に透過率及び反射率に影響を及ぼすという原理に基づいている。PPG波形は、心拍数に関する情報に加えて、呼吸といった更なる生理現象による情報を含むことができる。様々な波長（通常は赤色及び赤外）における透過率及び/又は反射率を評価することによって、血中酸素飽和度が決定できる。

#### 【0005】

被験者の心拍数及び動脈血酸素飽和度（SpO<sub>2</sub>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は、被験者の皮膚（例えば指先、耳たぶ又は額）に取り付けられる。したがって、これらのパルスオキシメータは、「接触型」PPGデバイスと呼ばれる。典型的なパルスオキシメータは、光源としての赤色LED及び赤外LEDと、患者組織を通された光を検出する1つのフォトダイオードとを含む。市販されているパルスオキシメータは、赤色波長における測定と赤外波長における測定との間で素早く切り替わり、これにより、2つの異なる波長における組織の同じ領域又はボリュームの透過率が測定される。これは時分割多重と呼ばれる。各波長における経時的な透過率によって、赤色波長及び赤外波長についてのPPG波形が与えられる。接触型PPGは、基本的に非侵襲的技術と見なされるが、接触型PPG測定は、しばしば、不愉快なものとして経験される。これは、パルスオキシメータは、被験者に直接取り付けられ、任意のケーブルによって、移動する自由が制限されるからである。

#### 【0006】

このコンテキストにおいて、「血中酸素飽和度」とは、大抵、多くの研究及び医療分野では平均血中又は組織中酸素飽和度を指すが、これは、概して、動脈血酸素飽和度、即ち、SpO<sub>2</sub>とは異なることに留意されたい。パルスオキシメータは、通常、組織飽和度を測定するのではなく、むしろ、典型的に平均血中酸素濃度（静脈血も含む）よりかなり高い動脈血酸素飽和度を測定する。SpO<sub>2</sub>は、SaO<sub>2</sub>の非侵襲的な等価物である。SpO<sub>2</sub>の「p」はパルスを指し、SaO<sub>2</sub>の「a」は動脈を指す。本明細書において、「血中酸素飽和度」又はSpO<sub>2</sub>が言及される場合、一般に、動脈血酸素飽和度を意味している。

#### 【0007】

最近では、目立たない測定のための非接触型遠隔PPGデバイスが導入されている。遠隔PPGは、関心の被験者から遠隔に配置される光源、又は、一般には放射線源を使用する。同様に、例えばカメラ又は光検出器といった検出器も、関心の被験者から遠隔に配置されてよい。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、目立たず、医療用途だけでなく非医療の日常の用途にもよく適していると考えられる。しかし、遠隔PPGデバイスは、通常、信号対雑音比が低い。

#### 【0008】

Verkruysse他による「Remote plethysmographic imaging using ambient light」（オプティクス・エクスプレス、16（26）、2008年12月22日、21434～21445頁）は、フォトプレチスモグラフィ信号が、周辺光と従来の消費者レベルビデオカメラとを使用して遠隔測定できることを実証している。

#### 【0009】

Wieringa他による「Contactless Multiple Wavelength Photoplethysmographic Imaging: A First Step Toward “SpO<sub>2</sub> Camera” Technology」（アナルズ・オブ・バイオメディカル・エンジニアリング、33、1034-1041（2005））は、様々な波長におけるプレチスモグラフィ信号の測定に基づいて、組織中の動脈血酸素飽和度のコンタクトレス撮像のための遠隔PPGシステムを開示している。システムは、モノクロCMOSカメラと、3つの異なる波長のLEDを有する光源とを含む。カメラは、3つの異なる波長における被験者の3つの動画を連続的に獲得する。1つの波長における動画から脈拍数が決定される一方で、異なる波長における少なくとも2つの動画が、酸素飽和度を決定するために必要である。測定は、1回に1つの波長のみを使用して、暗室で行われる。

## 【0010】

非接触型カメラベースのPPGデバイスを、新生児集中治療室(NICU)応用に使用することが望まれている。早産児は、NICUにおける典型的な患者であるが、即座の処置を必要とする低酸素期間(即ち、低SpO<sub>2</sub>)を頻繁に有する。医師は、SpO<sub>2</sub>値を見て、その介入がよい結果をもたらしているかどうかを確認する。したがって、反応が速く、正確なSpO<sub>2</sub>測定が重要である。

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0011】

本発明は、例えばNICU内で、保育器の中で寝ている早産児である被験者の血中酸素飽和度を反応速くかつ正確に決定するデバイス及び方法を提供することを目的とする。

10

## 【課題を解決するための手段】

## 【0012】

本発明の第1の態様では、被験者の血中酸素飽和度を決定するデバイスが示される。当該デバイスは、被験者の1つ以上の皮膚部分から放出又は反射された検出電磁放射線から導出されたデータストリームを受信するインターフェースであって、データストリームは1つ以上の皮膚部分の複数の皮膚画素について、皮膚画素あたりのデータ信号を含み、データ信号は、対応する皮膚画素から放出又は反射された検出電磁放射線を経時的に表す、インターフェースと、複数の皮膚画素のデータ信号に基づいて、複数の皮膚画素の血中酸素飽和度の変化を決定する分析器と、血中酸素飽和度の最も速い変化を示す皮膚画素が、又は、血中酸素飽和度の最も遅い変化を示す皮膚画素以外の複数の皮膚画素を含む皮膚画素グループを選択する選択器と、選択された皮膚画素グループのデータ信号に基づいて、被験者の血中酸素飽和度を決定するプロセッサとを含む。

20

## 【0013】

本発明の更なる態様では、被験者の血中酸素飽和度を決定するための対応する方法が示される。当該方法は、被験者の1つ以上の皮膚部分から放出又は反射された検出電磁放射線から導出されたデータストリームを受信するステップであって、データストリームは1つ以上の皮膚部分の複数の皮膚画素について、皮膚画素あたりのデータ信号を含み、データ信号は、対応する皮膚画素から放出又は反射された検出電磁放射線を経時的に表す、ステップと、複数の皮膚画素のデータ信号に基づいて、複数の皮膚画素の血中酸素飽和度の変化を決定するステップと、血中酸素飽和度の最も速い変化を示す皮膚画素が、又は、血中酸素飽和度の最も遅い変化を示す皮膚画素以外の複数の皮膚画素を含む皮膚画素グループを選択するステップと、選択された皮膚画素グループのデータ信号に基づいて、被験者の血中酸素飽和度を決定するステップとを含む。

30

## 【0014】

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

40

## 【0015】

本発明の好適な実施形態は、従属請求項に規定される。当然ながら、請求項に係る方法、コンピュータプログラム及び媒体は、請求項に係るデバイスと同様及び/又は同一の好適な実施形態、及び、従属請求項に規定される好適な実施形態を有する。

## 【0016】

血中酸素飽和度(心臓から動脈系に送り込まれた動脈血の酸素飽和度)は、人体全体に亘って変化する値ではなく、全身的な値であるという理解の下で、動脈血の酸素化の変化の間、幾つかの人体部分は、他の人体部分における値とは異なる血中酸素飽和度値を提供すると考えられている。例えば健康状態悪化による血中酸素飽和度の急な低下時、人体の末梢部にあるパルスオキシメトリセンサ(例えばフィンガオキシメータ)と額センサとは

50

、異なる血中酸素飽和度値を示す。この点は、本開示において、（特に動脈の）血液の  
かん流が遅延している領域を特定し、これらの領域を無視することによって対処される。し  
たがって、全身的な血中酸素飽和度により反応が速くかつ正確に近づくことができる。

【0017】

S p O<sub>2</sub> は、動脈血における酸素飽和度の尺度であると考えられている。S p O<sub>2</sub> は、  
動脈拍動によってもたらされる P P G 信号から測定される。しかし、動脈血は、ある人体  
部分に、他の人体部分よりも速く到達する。同様に、例えば手である1つの人体部分にお  
いても、ある皮膚領域には、他の皮膚領域よりも早期に動脈血が供給される。

【0018】

上で引用された Wieringa の開示から知られている遠隔 P P G システムは、これらの差を  
平均して1つの値を求めるのではなく、これらの差を画像化することを目的としている。  
他の既知の非接触型 P P G デバイス（例えばカメラベースの P P G デバイス）は、大きな  
皮膚領域に亘って得られたデータ信号（P P G 信号とも呼ばれる）を広く平均化し、当該  
瞬間に、心臓から送り出された動脈血を表すものではない動脈血が依然としてある「古い  
」血液を有する皮膚について血中酸素飽和度値を見出してしまふ。したがって、平均血中  
酸素飽和度は、「古い」血液（「古い」血中酸素飽和度）と新しい血液との平均値である  
。本発明では、「新しい血液」を表す皮膚画素又は皮膚領域のみが選択されるため、決定  
される血中酸素飽和度は、「新しい血液」をより正確に表すものである。

10

【0019】

一実施形態では、分析器は、複数の皮膚画素について、皮膚画素あたりの血中酸素飽  
和度信号を決定し、血中酸素飽和度信号に基づいて、複数の皮膚画素の血中酸素飽和度  
の変化を決定する。したがって、皮膚画素のデータ信号から、当該皮膚画素の血中酸素飽  
和度信号が決定される。当該血中酸素飽和度信号は、プロセッサが、選択された皮膚画素グル  
ープの皮膚画素の血中酸素飽和度信号から、被験者の血中酸素飽和度を決定する更なる実  
施形態において提案されるように、最適皮膚画素の選択及び/又は全血中酸素飽和度を決定  
する後続の処理において使用されることが好適である。

20

【0020】

このようなプロセッサは更に、好適には、選択された皮膚画素グループの皮膚画素の血  
中酸素飽和度信号の平均値を求めることによって、被験者の血中酸素飽和度を決定する。  
代替実施形態では、例えば品質指数によって決定される血中酸素飽和度信号の信頼度及び  
/又は精度を考慮して、ある種の重みを血中酸素飽和度信号に適用することも可能である  
。

30

【0021】

代替実施形態では、上記プロセッサは、平均データ信号を得るために、選択された皮膚  
画素グループの皮膚画素のデータ信号の平均値を求め、平均データ信号から被験者の血中  
酸素飽和度を決定する。これによって、血中酸素飽和度測定の雑音レベルが下がる一方  
で、依然として、血中酸素飽和度の変化の様々なダイナミクスを有する領域を区別するこ  
とができる。

【0022】

皮膚画素グループを選択するために、様々な実施形態が利用可能である。一般に、上記  
されたように、選択された皮膚画素グループは、血中酸素飽和度の最も速い変化を示す皮  
膚画素を含む（即ち、使用する皮膚画素の積極的な選択がなされる）か、又は、血中酸素  
飽和度の最も遅い変化を示す皮膚画素以外の複数の皮膚画素を含む（即ち、排除されるべ  
き皮膚画素の消極的な選択がなされる）。

40

【0023】

一実施形態では、選択器は、血中酸素飽和度の上限及び/又は下限を使用することによ  
って、又は、グループとして選択される複数の皮膚画素のうちの皮膚画素の割合の閾値を  
使用することによって、皮膚画素グループを選択する。これらの閾値は、実験データに基  
づいて、事前に決定されてもよいが、血中酸素飽和度の決定の精度及び/又は反応時間が  
不十分であると分かると、例えばユーザによって適応されてもよい。例えば下限は、80

50

～ 95%の範囲内の値に設定されてもよい。

【0024】

更なる実施形態では、選択器は、複数の皮膚画素の血中酸素飽和度の変化が、所定の最小閾値を下回る場合は、複数の皮膚画素のすべての皮膚画素を、グループとして選択する。この点は、血中酸素飽和度が実質的に変化しない場合に特に言える。

【0025】

更に別の実施形態では、選択器は、所定イベントがない場合、具体的には、低酸素イベントがない場合、複数の皮膚画素のすべての皮膚画素を、グループとして選択する。

【0026】

一実施形態では、所定イベントがあるかどうかを決定するために、インターフェースは、所定イベントがあること及び／又はないことを示すイベント指示信号を受信する。このイベント信号は、例えば低酸素イベントを認識するセンサである1つ以上の外部センサによって生成されてよい。所定イベントがあること及び／又はないことを示すイベント指示信号を検知するこのようなイベントセンサの1つ以上が、提案されるデバイス自体に含まれてもよい。

10

【0027】

これに代えて又はこれに加えて、一実施形態では、分析器は、好適には、本発明の目立たないデバイスによって獲得されたデータ信号の1つ以上に基づいて、所定イベントがあるかないかを決定する。したがって、分析器は、データ信号の分析から、及び、好適には、そこから決定される血中酸素飽和度信号から、例えば少なくとも幾つかの画素について、血中酸素飽和度の急な低下及び／又は増加である所定イベントが出現したことを認識する。

20

【0028】

好適には、データ信号は、少なくとも2つのデータ信号成分を含み、第1のデータ信号成分は、第1のスペクトル部分、特に可視光部分を表し、第2のデータ信号成分は、第2の指示スペクトル部分、特に赤外部分を表す。この考えは、血液吸収及び組織吸収に依存する放射線の侵入度が、基本的に、入射放射線の波長に依存するという事実を利用して、通常、赤外（又は近赤外）及び赤色光は、被験者の組織の中に、より短い波長を有する光よりも奥まで侵入する。一例として、第1のスペクトル部分は、可視放射線の緑色部分における帯域又は副帯域から形成される。

30

【0029】

好適な実施形態では、提案されるデバイスは更に、被験者から放出又は反射された電磁放射線を、特に2つの異なるスペクトル範囲において遠隔検出する、特にカメラである撮像ユニットを含む。撮像ユニットは、遠隔モニタリング応用に特に適している。撮像ユニットは1つ以上の撮像要素を含んでもよい。例えば撮像ユニットは、光センサ又は電荷結合デバイスのアレイを含んでもよい。一実施形態によれば、撮像ユニットは、少なくとも2つの撮像要素グループを含み、各グループは、データ信号成分のうちの1つを検出する。別の実施形態によれば、撮像ユニットは、データ信号成分の検出を可能にする応答特性を有する1つの撮像要素グループを使用してもよい。撮像ユニットは更に、データ信号成分を交互に示す一連の画像フレームを捕捉してもよい。

40

【0030】

別の好適な実施形態では、提案されるデバイスは更に、被験者に対して、特に2つの異なるスペクトル範囲において電磁放射線を向かわせる、特に光源である放射線源を含む。放射線源は、広帯域照明源によって具現化されても、及び／又は、単一の放射要素グループ若しくは2つ以上の放射要素グループを使用してもよい。しかし、提案されるデバイスは、必ずしも放射線源を含まなくてもよく、また、デバイスに接続されていない周辺光源を使用してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0031】

本発明のこれらの及び他の態様は、以下に説明される実施形態を参照することにより明

50

らかとなるう。

【0032】

【図1】図1は、本発明によるデバイスが使用されるシステムの概略図を示す。

【図2】図2は、提案される発明を適用した場合及び適用しない場合の測定された血中酸素飽和度を説明する図を示す。

【図3】図3は、血中酸素飽和度値の空間分布を説明する図を示す。

【図4】図4は、血中酸素飽和度の様々な状態における複数の画素についての血中酸素飽和度信号の分布を説明する図を示す。

【図5】図5は、本発明による方法のフローチャートを示す。

【発明を実施するための形態】

【0033】

図1は、本発明によるデバイス30が使用されるシステム10の概略図を示す。システム10は、遠隔PPGモニタリングのために、遠隔被験者12又は被験者12の少なくとも一部(関心領域)14を表す画像フレームを記録するために使用される。関心領域14は、一例として、額の一部、顔の一部、又は、より一般的には、被験者12の1つ以上の皮膚部分を含む。例えば一連の画像フレームである記録データは、被験者12によって反射された電磁放射線16から導出できる。場合により、特定の条件下では、電磁放射線の少なくとも一部分は、被験者12自体によって放出又は透過されてもよい。放射線の透過は、被験者12が、被験者12を通るように照らす強い照明源に露出されると生じる。放射線の放出は、体温によって引き起こされる赤外線放射がアドレスされ捕捉されると生じる。しかし、遠隔PPG応用では、捕捉される電磁放射線16の大部分は、被験者12によって反射された放射線と見なされる。被験者12は、人間であっても動物であってもよく、一般に、生物である。更に、被験者12は、所望の信号を高度に示す人間の一部であってもよい。

【0034】

日光18a、人工放射線源18b又は幾つかの放射線源の組み合わせといった放射線源は、被験者12に影響を及ぼす又は衝突する。放射線源18a、18bは、基本的に、被験者12に当たる入射放射線20a、20bを放出する。更に、又は、代替案では、システム10は更に、入射放射線24を被験者12に対して放出し、向かわせ、代替実施形態では、デバイス30の一部であってもよい、電磁放射線14の内部源24を含んでも、又は、利用してもよい。放射線24の内部源22は、被験者12に対して、所定特性を有する放射線、特に、所定スペクトル部分に属する放射線に向かわせるように構成される。本発明の一実施形態によれば、少なくとも2つの異なるスペクトル部分が捕捉され処理されるので、この実施形態の別の態様では、電磁放射線24の内部源22は、これらのスペクトル部分に「一致」することが好適である。

【0035】

例えば一連の画像フレームである捕捉データから生理学的情報を抽出するために、被験者12の関心領域14といった所定の部分からの放射線16が、撮像ユニット28によって検出される。撮像ユニット28は、一例として、電磁放射線16の少なくとも1つのスペクトル成分に属する情報を捕捉する光学センサ手段によって具現化される。一実施形態では、撮像ユニット28は、ビデオカメラ(例えばRGBカメラ)といったカメラ又はカメラセットによって具現化される。代替実施形態では、撮像ユニット28は、デバイス30の一部であってもよい。

【0036】

当然ながら、デバイス30は、事前に記録され、その後記憶又はバッファリングされている入力信号、即ち、入力データストリーム26を処理してもよい。上記されたように、電磁放射線16は、少なくとも1つの生命兆候(本発明のコンテキストでは、特に血中酸素飽和度)を示す可能性の高い連続的な又は離散的な特性信号を含む。

【0037】

PPG測定の重要な分野は、血中酸素飽和度(特に動脈血酸素飽和度)の決定である。

10

20

30

40

50

接触型パルスオキシメータは、通常、関心の被験者の血管組織に、赤色光及び赤外光（より厳密には、一部の場合では、近赤外光）を透過させる。各光部分（R / I R）は、交互に（高速にスイッチングされて）、透過され検出される。各スペクトル部分が酸化ヘモグロビン（ $HbO_2$ ）及び還元ヘモグロビン（ $Hb$ ）によって異なって吸収されると考えると、最終的に血中酸素飽和度が処理される。血中酸素飽和度（ $SpO_2$ ）推定アルゴリズムは、赤色部及び赤外部に関連する信号の比率を使用できる。更に、当該アルゴリズムは、非拍動信号成分を考慮できる。通常、PPG信号は、DC成分と、比較的少量の拍動AC成分とを含む。更に、 $SpO_2$ 推定は、通常、処理値に適用される経験的に導出される較正係数を含む。典型的に、較正係数（又は較正曲線）は、侵襲的動脈血酸素飽和度測定（ $SaO_2$ ）を含む基準測定に基づいて決定される。PPGデバイスは、基本的に、通常、 $HbO_2$ と $Hb$ との比率を含む血中酸素飽和度値に変換しなければならない（スペクトル）信号部分の比率を検出するので、1つ以上の較正係数が必要である。本開示を限定することを意図していないが、例えば血中酸素飽和度推定は、次の一般式に基づいていてもよい。

10

【数1】

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + H_b} \quad (1)$$

20

【0038】

一般に、特性信号は、かなり一定（DC）の部分と、DC部分に重ね合わされる交流（AC）部分とを含むと考えられる。信号処理手段を適用した後、AC部分は抽出され、更に、外乱に対して補正される。例えば特性信号のAC部分は、被験者12の血管活動、特に心拍を示す可能性が高い優位周波数を含む。また、特性信号、特にAC部分は、更なる生命兆候パラメータを示すこともできる。このコンテキストでは、血中酸素飽和度の検出は、重要な応用分野である。上記されたように、血中酸素飽和度値は、基本的に、特性信号の明白なスペクトル部分における特性信号のAC部分の挙動を考慮することによって計算される。つまり、血中酸素飽和度は、血管における様々な放射線吸収度に反映される。更に、酸素化の度合いによる吸収度の差は、様々なスペクトル部分に亘っても大きく変化するという事実を利用することができる。通常は、DC成分は、組織、静脈血及び動脈血の全光吸収を表す。一方、AC成分は、拍動動脈血の吸収を表す。したがって、血中酸素飽和度（ $SpO_2$ ）の決定は、次の通りに表すことができる。

30

【数2】

$$SpO_2 = C \cdot \frac{(AC/DC)_{red}}{(AC/DC)_{infrared}} \quad (2)$$

40

ここで、Cは、較正パラメータである。Cは、AC / DC関係に適用可能である多種多様な較正パラメータを表してもよい。したがって、式（2）の代数的意味として厳密に解釈されるべきではない。通常、従来技術の測定デバイスでは、Cは、固定の一定値又は固定定数のセットを表す。

【0039】

本発明による被験者の血中酸素飽和度を決定するデバイス30は、被験者12の1つ以上の皮膚部分（関心領域14）から放出又は反射された検出電磁放射線16から導出された（撮像ユニット28又は記憶ユニット若しくはバッファからの）データストリーム26を受信する（入力）インターフェース32を含む。データストリーム26は、1つ以上の皮膚部分14の複数の皮膚画素（好適にはすべての皮膚画素）について、皮膚画素あたり

50

のデータ信号を含む。データ信号は、対応する皮膚画素から放出又は反射された検出電磁放射線 16 を経時的に表す。

【0040】

分析器 34 が提供され、当該分析器 34 は、インターフェース 32 によって受信され、当該分析器 34 に転送された複数の皮膚画素のデータ信号 26' に基づいて当該複数の皮膚画素（好適にはすべての皮膚画素）の血中酸素飽和度の変化を決定する。したがって、複数の皮膚画素の血中酸素飽和度の変化を示す対応する変化情報 35 が、分析器 34 から出力される。

【0041】

好適には、分析器は、複数の皮膚画素のデータ信号によって表される時間的な皮膚反射率から赤色及び赤外スペクトル帯域における相対振幅を計算する。

10

【0042】

デバイス 30 は更に、分析器からの変化情報 35 に基づいて、血中酸素飽和度における最も速い変化を示す皮膚画素（のみ）を含むか、又は、血中酸素飽和度における最も遅い変化を示す皮膚画素を除いた（すべての）複数の皮膚画素（のみ）を含む皮膚画素のグループ 37 を選択する選択器 36 を含む。したがって、少なくとも特定の状況では、すべての皮膚画素のデータ信号が選択されるのではなく、より小さい皮膚画素グループ 37 のデータ信号のみが選択される。

【0043】

選択された皮膚画素グループ 37 のデータ信号に基づいて、被験者 12 の血中酸素飽和度 39 を決定するプロセッサ 38 が提供される。

20

【0044】

最後に、例えば更なる分析及び/又は表示手段のための出力データ 41 を提供するように、決定された血中酸素飽和度 39 が送られる（出力）インターフェース 40 が提供される。両インターフェース 32、40 は、同じ（ハードウェア）コネクタによって具現化されてよい。

【0045】

一実施形態では、撮像ユニット 28 及び放射線源 22 のうち少なくとも一方を選択的に制御するコントローラ 42 が提供される。

【0046】

分析器 34、選択器 36 及びプロセッサ 38（また、提供されている場合には、コントローラ 42 も）は、所望のデータ処理を提供するように、対応する論理コマンド（プログラムコード）によって駆動されるコンピュータデバイス又は少なくともコンピュータデバイスの一部と見なされる共通の処理ユニット 50 によって実現されてよい。処理ユニット 50 は、以下に説明される幾つかのコンポーネント又はユニットを含む。当然ながら、処理ユニット 50 の各コンポーネント又はユニットは、仮想的に又は個別に実現されてもよい。例えば処理ユニット 50 は、マルチコアプロセッサ又はシングルコアプロセッサといった幾つかのプロセッサを含んでよい。少なくとも一つのプロセッサが、処理ユニット 50 によって使用されてよい。各プロセッサは、標準的なプロセッサ（例えば中央処理ユニット）としても構成されても、特殊用途向けプロセッサ（例えばグラフィクスプロセッサ）としても構成されてよい。したがって、処理ユニット 50 は、データ処理の幾つかのタスクを適切なプロセッサに分配するように適切に動作させられる。

30

40

【0047】

処理ユニット 50 及びインターフェース 32、40 は、提案されるデバイス 30 を広く表す共通の処理装置又はハウジング内に具現化される。撮像ユニット 28 及び放射線源 22 は、通常、外部要素であるが、例えばデバイス 30 の他の要素を有する共通のハウジングを有するデバイス 30 に組み込まれてもよい。

【0048】

したがって、本発明の好適な実施形態によれば、血中酸素飽和度は、通常、撮像ユニット 28（例えばカメラ）が「見る」複数の又はすべての皮膚画素に対して評価される。血

50

中酸素飽和度が変化する期間（例えば低酸素イベント）後／中に、最も速い血中酸素飽和度回復を有する皮膚画素が、選択器 36 において（例えばクラスタリング方法を介して）選択される。報告される血中酸素飽和度は、これらの皮膚画素からのみ計算され、酸素飽和度の変化のより遅いダイナミクスを有する皮膚領域の画素は無視される。

【0049】

好適には、すべての可視の皮膚画素が、それらの血中酸素飽和度値について評価される。すべてのこれらの画素の血中酸素飽和度値は、時間における各瞬間において、クラスタリングについて分析される。例えば低酸素イベント中は、すべての皮膚画素は、低血中酸素飽和度を有する。したがって、すべての皮膚画素は、同じクラスタ内にあり、報告される（全）血中酸素飽和度は、これらのすべての皮膚画素の平均値である。介入がよい結果をもたらす場合、2つのクラスタ、即ち、依然として低い血中酸素飽和度を有する依然として「古い」動脈血を有する皮膚画素を表す1つのクラスタ（A）と、（より正確で）高い血中酸素飽和度を有する「フレッシュで新しい」血液を有するもう1つのクラスタ（B）が形成され始める。この場合、報告される（全）血中酸素飽和度は、クラスタ（B）の（全）血中酸素飽和度として与えられる。即ち、比較的早期に動脈血でかん流された皮膚領域からの皮膚画素を主に含み、したがって、心臓から送り出された動脈血の酸素飽和度を表すクラスタのみが、（全）血中酸素飽和度値を計算するために使用される。これは、特に低酸素イベント後のより高速でより正確なフィードバックを提供する。

10

【0050】

このような状況における皮膚画素の選択のために、血中酸素飽和度の上限が使用されてもよい。即ち、（全）血中酸素飽和度値を決定するために、当該上限を上回る血中酸素飽和度を有する皮膚画素のデータ信号（又は血中酸素飽和度信号）のみが使用される。

20

【0051】

代替実施形態では、利用可能な皮膚画素の総数からの皮膚画素の割合の閾値が、この選択に適用されてもよい。例えば最も高い血中酸素飽和度値を有する皮膚画素の割合  $X$ （%）（ $X$ は、20乃至80の範囲）が、（全）血中酸素飽和度値の決定に使用するために選択されてもよい。

【0052】

更なる代替実施形態では、モニタリングシステムは、2つの画素のサブセットから測定された血中酸素飽和度の2つの値を出力し、これにより、血中酸素飽和度の変化のダイナミクスに関する情報が提供される。

30

【0053】

しかし、本発明は、低酸素イベントの場合に適用されるだけでなく、他の所定イベントにも広く適用される。例えば本発明は、血中酸素飽和度の急な又は高速な低下を検出するためにも使用される。また、このような状況では、一部の皮膚領域は、急激な低下を素早く反映する一方で、他の皮膚領域は、この低下をより緩慢に反映する。しかし、患者のこのような状況を素早く認識することが非常に重要であるので、（全）血中酸素飽和度値を決定するために、血中酸素飽和度の低下を素早く反映する皮膚部分のみを使用することが有利である。

【0054】

このような状況では、皮膚画素の選択のために、血中酸素飽和度値の下限が使用されてもよい。即ち、当該下限を下回る血中酸素飽和度値を有する皮膚画素のデータ信号（又は血中酸素飽和度信号）のみが、（全）血中酸素飽和度値を決定するために使用される。実際には、下限は、上限と同一であっても、異なってもよい。更に、このような状況では、皮膚画素の割合の閾値も、上記と同様に使用されてもよい。

40

【0055】

通常、選択器 36 は、複数の皮膚画素の血中酸素飽和度の変化が、所定の最小閾値を下回る場合（血中酸素飽和度の大きな変化のない状況を示す）、複数の皮膚画素のすべての皮膚画素を、全血中酸素飽和度値を決定する際に使用される皮膚画素グループとして選択する。

50

## 【0056】

好適には、選択器36は、所定イベントがない場合、具体的には低酸素イベントがない場合には、複数の皮膚画素のすべての皮膚画素を、上記グループとして選択する。インターフェース32は、好適には、例えば上記所定イベントがあること及び／又はないことを示すイベント指示信号を検知する（任意選択の）外部イベントセンサ44からの所定イベントがあること及び／又はないことを示すイベント指示信号45を受信する。一実施形態では、イベントセンサ44は、デバイス30の一部であってもよい。或いは、分析器34が、データ信号のうちの一つ以上に基づいて、所定イベントがあるかないかを決定してもよい。血中酸素飽和度の可能な変化のイベントは、例えば呼吸又は心拍センサ（例えばECG又はPPG）である他の生命兆候センサによって検出されてもよい。

10

## 【0057】

図2は、血中酸素飽和度を経時的に示す2つのグラフを説明する図を示す。第1のグラフS1は、従来の方法（即ち、すべての皮膚画素を考慮に入れる）を使用して得られた血中酸素飽和度値を経時的に示す。第2のグラフS2は、提案される方法（即ち、特定の皮膚画素は無視する）を使用して得られた血中酸素飽和度値を経時的に示す。ある時間の間、グラフS1及びグラフS2は、実質的に同一であるが、第2のグラフS2は、より早期に、かつ、より正確に、血中酸素飽和度値の増加を示すことが見て取れる。

## 【0058】

図3は、血中酸素飽和度値の空間分布を説明する図を示す。具体的には、図3Aは、関心領域14において、各皮膚画素について、式(2)に示されるような赤色データ信号振幅とIRデータ信号振幅との比を説明する図を示す。図3Bは、赤色信号振幅及びIR信号振幅を視覚的に説明するグラフを示す（ここでは、78%及び98%が付された直線は、血中酸素飽和度値を表し、例えば、IR/赤の比について値が大きいほど、高い血中酸素飽和度値を示し、逆も同様である）。図3A及び図3Bには、3つの特定の領域A、B、Cが示されている。領域Aは、最も低い血中酸素飽和度値を有し、領域3は、最も高い血中酸素飽和度値を有する。

20

## 【0059】

実験が行われた。或る個人が、しばらくの間、通常に呼吸をした後、約1分間、呼吸を止めて、動脈血中酸素飽和度の低下（飽和度低下イベント）を誘発し、次に、血中酸素飽和度の回復をもたらすように、再び通常に呼吸をした。2つのカメラ、即ち、赤色フィルタが具備されたカメラと、IRフィルタが具備されたカメラとが使用され、このイベントの間に、皮膚反射率が記録された。画像内の各皮膚画素について（約10秒の時間ウィンドウを使用して）データ信号振幅が計算された。赤色データ信号振幅とIRデータ信号振幅との比は、血中酸素飽和度の尺度である。経時的に得られた結果が、図4に示される図において説明される。図4は、図3Bに示されるタイプと同じタイプのグラフを示す。

30

## 【0060】

図4に示されるグラフは、左上図から右下図に向けて、経時的な変化を示す。図4Aは、実験前に得られた。図4B乃至図4Dは、呼吸を止めている（酸素飽和度の低下につながる）間に得られた。図4E乃至図4Hは、再び呼吸している（回復につながる）間に得られた。図4Iは、通常の状態を再び示す。

40

## 【0061】

図5は、本発明による方法のフローチャートを示す。第1のステップS10において、被験者12の一つ以上の皮膚部分から放出又は反射された検出電磁放射線16から導出されたデータストリーム26が受信される。データストリーム26は、一つ以上の皮膚部分の複数の皮膚画素について、皮膚画素あたりのデータ信号を含む。データ信号は、対応する皮膚画素から放出又は反射された検出電磁放射線16を経時的に表す。第2のステップS12において、複数の皮膚画素のデータ信号に基づいて、複数の皮膚画素の血中酸素飽和度の変化が決定される。第3のステップS14において、血中酸素飽和度の最も速い変化を示す皮膚画素が、又は、血中酸素飽和度の最も遅い変化を示す皮膚画素以外の複数の皮膚画素を含む皮膚画素グループが選択される。第4のステップS16において、選択さ

50

れた皮膚画素グループのデータ信号に基づいて、被験者の血中酸素飽和度が決定される。

【0062】

一例として、本発明は、ヘルスケア分野、例えば目立た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（フィットネス機器等といった）いわゆるライフスタイル環境に応用される。応用は、酸素飽和度（パルスオキシメトリ）、心拍、血圧、心拍出量、血液かん流の変化のモニタリング、自律神経機能の評価、及び、抹消血管疾病の検出を含む。

【0063】

本発明は、図面及び上記説明において詳細に例示かつ説明されたが、当該例示及び説明は、例示的であって限定的に解釈されるべきではない。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形態様は、図面、開示内容及び従属請求項を検討することにより、請求項に係る発明を実施する当業者には理解されかつ実施可能である。

10

【0064】

請求項において、「含む」との用語は、他の要素又はステップを排除するものではなく、また、「a」又は「an」との不定冠詞も、複数形を排除するものではない。単一の要素又は他のユニットが、請求項に記載される幾つかのアイテムの機能を果たしてもよい。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されることだけで、これらの手段の組み合わせを有利に使用することができないことを示すものではない。

【0065】

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他のハードウェアの一部として供給される光学記憶媒体又は固体媒体といった適切な媒体上に格納/分散配置されてもよいが、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介するといった他の形態で分散されてもよい。

20

【0066】

本明細書において使用されるように、「コンピュータ」との用語は、多種多様な処理デバイスを示す。つまり、かなりの計算能力を有するモバイルデバイスも、標準的なデスクトップコンピュータよりも処理能力リソースは少ないが、コンピュータデバイスと呼ばれてもよい。更に、「コンピュータ」との用語は、クラウド環境に提供された計算能力を含む又は利用する分散配置されたコンピュータデバイスを指してもよい。

30

【0067】

請求項における任意の参照符号は、範囲を限定しているものと解釈されるべきではない。

。

【 図 1 】

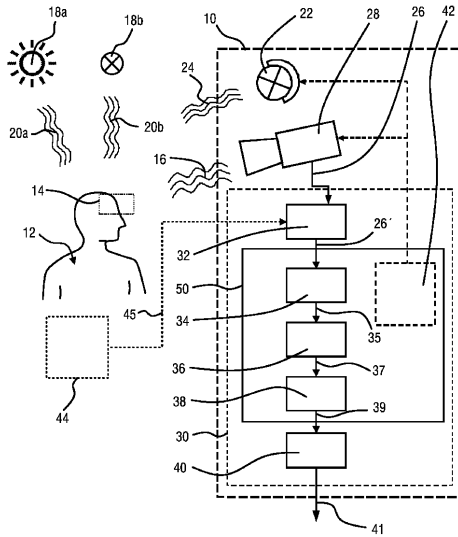
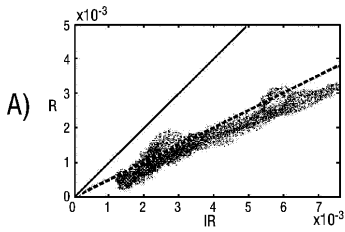
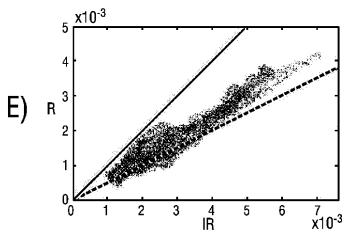


FIG.1

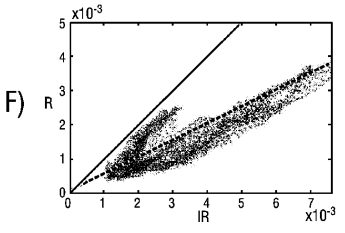
【 図 4 A ) 】



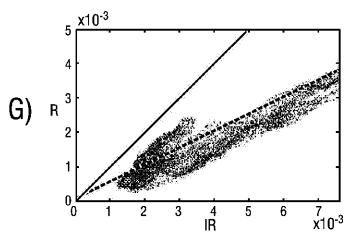
【 図 4 E ) 】



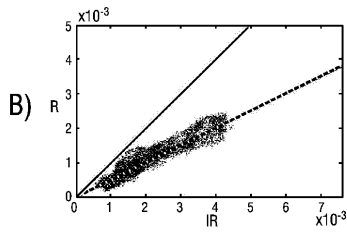
【 図 4 F ) 】



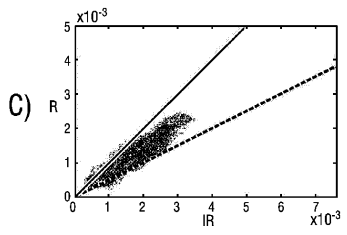
【 図 4 G ) 】



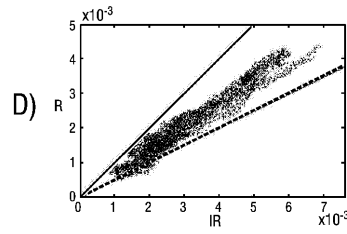
【 図 4 B ) 】



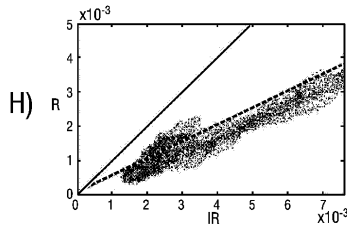
【 図 4 C ) 】



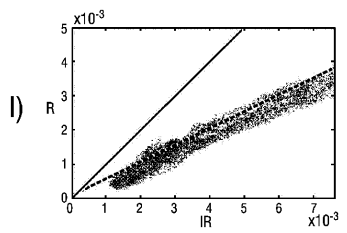
【 図 4 D ) 】



【 図 4 H ) 】



【 図 4 I ) 】



【 図 5 】

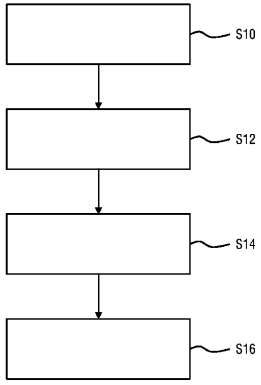


FIG.5

【 図 2 】

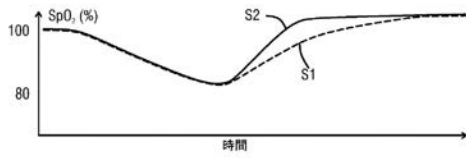


図 2

【 図 3 A 】

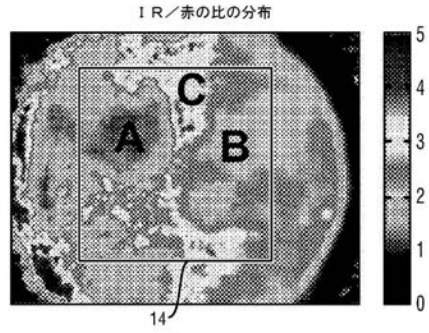


図 3 A

【 図 3 B 】

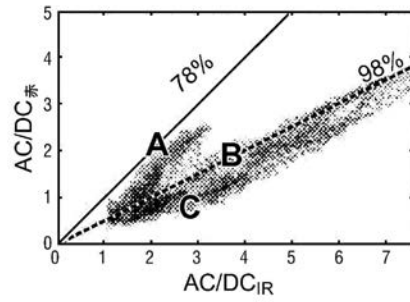


図 3 B

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2014/059449
---

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
INV. G06T7/00 A61B5/024 A61B5/1455 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G06T 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		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 02/39873 A2 (APPLIED SPECTRAL IMAGING LTD [IL]; GIL AMIR [IL]; GIL TAMIR [IL]; HORN) 23 May 2002 (2002-05-23) claim 244	1-7, 14, 15
Y	page 31, line 18 - page 33, line 2 page 37, line 4 - line 11; figure 17 page 67, line 9 - page 69, line 2 page 69, line 15 - line 24	8-13
Y	WO 2012/099534 A2 (NITTO DENKO CORP [JP]; CHUA JULIANA [SG]; AUNG MYO MYINT [SG]; CHEAH X) 26 July 2012 (2012-07-26) page 11, line 22 - page 14, line 28 page 43, line 29 - page 44, line 11	8-13
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 May 2014		Date of mailing of the international search report  20/05/2014
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  Weiss-Schaber, C

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2014/059449

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 0239873	A2	AU 2398902 A	27-05-2002
		WO 0239873 A2	23-05-2002
-----			
WO 2012099534	A2	SG 190397 A1	28-06-2013
		US 2013289366 A1	31-10-2013
		WO 2012099534 A2	26-07-2012
-----			

## 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, 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, 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, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, UG, US

(72)発明者 ヴェルクルアイセ 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 ビルディング  
5

(72)発明者 バルトウラ マレク ジャヌスズ

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 ビルディング  
5

Fターム(参考) 4C038 KK01 KL05 KL07

4C117 XA01 XB01 XD05 XD21 XE36 XE37 XE43 XE52 XE64 XJ01

XJ14 XK14 XK18 XK25

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	<a href="#">JP2016514992A5</a>	公开(公告)日	2017-04-06
申请号	JP2015562449	申请日	2014-03-05
[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		
[标]发明人	ヴェルクルアイセウイレム バルトウラマレクジャヌスズ		
发明人	ヴェルクルアイセ ウイレム バルトウラ マレク ジャヌスズ		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B10/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14552 A61B5/02416 A61B5/14551 G06T7/0012 G06T7/0016 G06T2207/30076 G06T2207/30104		
FI分类号	A61B5/14.322 A61B10/00.E A61B5/00.102.A		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XD05 4C117/XD21 4C117/XE36 4C117/XE37 4C117/XE43 4C117/XE52 4C117/XE64 4C117/XJ01 4C117/XJ14 4C117/XK14 4C117/XK18 4C117/XK25		
优先权	61/778580 2013-03-13 US 2013158884 2013-03-13 EP		
其他公开文献	JP2016514992A JP6537985B2		

#### 摘要(译)

本发明涉及用于确定受试者的血氧饱和度的装置和方法。所提出的设备是接口32，该接口32接收数据流26，该数据流26源自从对象12的一个或多个皮肤部分发射或反射的检测到的电磁辐射16，该数据流26是一个或多个皮肤。对于该部分的多个皮肤像素，每个皮肤像素的数据信号，表示随着时间的推移从相应皮肤像素发射或反射的检测到的电磁辐射16的数据信号，界面32和多个皮肤像素。分析器34用于基于数据信号确定多个皮肤像素的血氧饱和度的变化，以及示出血氧饱和度变化最快或血氧饱和度最大的皮肤像素。选择器36用于选择皮肤像素组，该皮肤像素组包括除呈现缓慢变化的皮肤像素以外的多个皮肤像素，并基于所选择的皮肤像素组的数据信号，和一个用于确定介质的氧饱和处理器38。