

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6219279号  
(P6219279)

(45) 発行日 平成29年10月25日(2017.10.25)

(24) 登録日 平成29年10月6日(2017.10.6)

(51) Int.Cl.	F I
<b>A 6 1 B 5/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/00 1 O 1 A
<b>A 6 1 B 5/1455 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/00 Z D M
<b>A 6 1 B 5/02 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/14 3 2 2
	A 6 1 B 5/02 3 1 O Z

請求項の数 19 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2014-526549 (P2014-526549)  
 (86) (22) 出願日 平成24年8月16日(2012.8.16)  
 (65) 公表番号 特表2014-527863 (P2014-527863A)  
 (43) 公表日 平成26年10月23日(2014.10.23)  
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2012/052004  
 (87) 国際公開番号 W02013/027027  
 (87) 国際公開日 平成25年2月28日(2013.2.28)  
 審査請求日 平成27年7月10日(2015.7.10)  
 (31) 優先権主張番号 1114406.0  
 (32) 優先日 平成23年8月22日(2011.8.22)  
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(73) 特許権者 507226592  
 オックスフォード ユニヴァーシティ イ  
 ノヴェーション リミテッド  
 英国 オーエックス2 オージェイビー オ  
 ックスフォード ボトリー ウエスト ウ  
 ェイ3 バクストン コート  
 (74) 代理人 110000154  
 特許業務法人はるか国際特許事務所

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 バイタルサインのリモートモニタリング

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ビデオカメラを使用して被検体の皮膚上の関心領域を撮像するステップであって、それにより、前記関心領域から反射される周囲光内の周期的強度変動を含むフォトプレチスモグラフィック画像信号を取得する、ステップと、

前記ビデオカメラを使用して前記被検体の皮膚上ではない基準関心領域を撮像するステップであって、それにより基準信号を取得する、ステップと、

自己回帰全極モデルを使用して前記基準をスペクトル的に解析するとともに、スペクトル成分に対応する極を識別するステップと、

自己回帰全極モデルを使用して前記フォトプレチスモグラフィック画像信号をスペクトル的に解析して該フォトプレチスモグラフィック画像信号内のスペクトル成分に対応する極を識別するとともに、前記基準信号のスペクトル成分として識別される極に対応する極を無視するステップと、

を含む、フォトプレチスモグラフィック画像信号内の周囲光干渉を抑制する方法。

【請求項2】

前記基準信号及び前記フォトプレチスモグラフィック画像信号は、前記ビデオカメラの赤チャネル、緑チャネル、及び青チャネルの少なくとも1つのチャネルからの出力信号又は別のカメラからの赤外線チャネルからの出力信号である、請求項1に記載の方法。

【請求項3】

前記被検体の皮膚上の複数の関心領域を撮像するとともに、複数の基準関心領域を撮像

10

20

するステップを更に含む、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記各関心領域は、単一のカメラピクセルに中心がある、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記フォトブレチスモグラフィック画像信号の残りの成分からバイタルサインを取得するステップを更に含む、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 6】

前記基準信号及び前記フォトブレチスモグラフィック画像信号はそれぞれ、複数の異なる次数のモデルを使用して解析される、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 7】

前記複数の異なる次数のモデルは、次数 8 ~ 20 のモデルを含む、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記識別された極に対応するスペクトル成分は、前記複数の異なる次数モデルにわたって平均される、請求項 6 又は 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記基準信号内に存在しない前記フォトブレチスモグラフィック画像信号内の極を識別することによって、前記被検体の心拍数の測定値を取得するステップを更に含む、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 10】

前記心拍数の測定値は、 $HR_{min} \sim HR_{max}$  の範囲の周波数（通常、 $0.67 \text{ Hz} \sim 4 \text{ Hz}$ ）を有するスペクトル成分に対応する極を識別することによって取得される、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

被検体からフォトブレチスモグラフィック信号を取得するステップと、複数の異なる次数の自己回帰全極モデルを使用して前記フォトブレチスモグラフィック信号をスペクトル的に解析して、前記各モデルから心拍数を示すスペクトル成分を識別するとともに前記スペクトル成分に対応する心拍数推定値を生成するステップと、前記複数の異なるモデルからの前記心拍数推定値のメジアンをとることによって前記複数の異なるモデルからの前記心拍数の前記推定値を融合させるステップであって、それにより、ロバストな心拍数推定値を生成する、ステップと、を含む、人間又は動物被検体の心拍数の推定値を取得する方法。

【請求項 12】

前記フォトブレチスモグラフィック信号はフォトブレチスモグラフィック画像信号である、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

別の全極モデルのセットを使用して前記フォトブレチスモグラフィック信号をスペクトル的に解析する前に、該フォトブレチスモグラフィック信号をローパスフィルタリングし、ダウンサンプリングすることによって、前記被検者の呼吸数の測定値を取得するステップを更に含む、請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 14】

人間又は動物の被検体の呼吸数の推定値を取得する方法であって、

前記被検体からフォトブレチスモグラフィック信号を取得するステップと、複数の異なる次数の自己回帰全極モデルを使用して前記フォトブレチスモグラフィック信号をスペクトル的に解析する前に、該フォトブレチスモグラフィック信号をローパスフィルタリングし、ダウンサンプリングするステップであって、それにより、前記各モデルから呼吸数を示すスペクトル成分を識別する、ステップと、前記スペクトル成分に対応する呼吸数推定値を生成するステップと、前記複数の異なるモデルからの呼吸数の前記推定値を融合させるステップであって、それにより、ロバストな呼吸数推定値を生成する、ステップと、前記被検体の皮膚上の前記関心領域から反射される 2 つの異なる波長の光の強度の比を取得

10

20

30

40

50

することによって、前記被検体の血中酸素飽和度の測定値を取得するステップであって、前記強度は、心拍数を示すとして識別される極のマグニチュードから取得され、前記2つの異なる波長は、前記ビデオカメラによって検出される赤波長及び緑波長である、ステップと、を含む方法。

【請求項15】

前記被検体の皮膚上の関心領域から反射される2つの異なる波長の光の強度の比を取得することによって、前記被検体の血中酸素飽和度の測定値を取得するステップを更に含み、前記強度は、心拍数を示すとして識別される極のマグニチュードから取得される、請求項1～13のいずれか1項に記載の方法。

【請求項16】

前記2つの異なる波長は、ビデオカメラによって検出される赤波長及び緑波長である、請求項15に記載の方法。

【請求項17】

前記2つの異なる波長は、前記ビデオカメラによって検出される赤波長及び第2のビデオカメラによって検出される赤外線波長を含む、請求項15に記載の方法。

【請求項18】

請求項1乃至10のいずれか一項に記載の請求項の方法による被検体のフォトプレチスモグラフィック撮像及び周囲光干渉の抑制を含む方法によって被検体のバイタルサインの1つ又は複数の測定値を生成するようになっているコンピュータプログラム。

【請求項19】

被検体のバイタルサインの1つ又は複数、ビデオカメラを使用して前記被検体のフォトプレチスモグラフィックを撮像し、前記ビデオカメラによって取得される前記被検体の画像に関して顔認識プロセスを実施することによって測定する方法であって、それにより、前記被検体のアイデンティティを前記バイタルサイン測定値にリンクさせ、前記フォトプレチスモグラフィック撮像は、請求項1～10のいずれか1項に記載の方法による干渉の抑制を含む、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心拍数、呼吸数、及び動脈血酸素飽和度等の人間（又は動物）バイタルサインのリモートモニタリングに関し、特に、周囲光干渉の影響を除去することによってフォトプレチスモグラム (photoplethysmogram) 画像信号から改善された測定値を取得することに関する。

【背景技術】

【0002】

中等度から重度の長期の病状（慢性閉塞性肺疾患又はうっ血性心不全等）を有する患者に関する研究から、定期的に自己監視することが難しいと、それらの患者が認めることが明らかである。プローブは、取付けるのが困難であることが多く、バイタルサイン（心拍数、呼吸数、酸素飽和度、又は血圧のうちの1つ又は複数）を記録するプロセスは、たとえ数分かかるだけでも、通常、毎日実施されなければならないため負担になる。理想的な技術は、患者に対する直接の接触を伴わないものであって（「非接触検知 (non-contact sensing)」）、患者の生活様式にシームレスに統合されることになる。

【0003】

心拍動ごとの身体セグメント内の血液容積の変動が、その身体セグメントを通る可視（又は赤外）光の反射又は透過を変えることが、1930年代以降よく知られるようになった。非特許文献1の導入を参照。血液は、身体セグメント内の周囲組織に比べて可視光及び赤外光をより多く吸収する。このため、心周期中の血液容積の変動が、心拍動とタイミングを合わせて光の透過又は反射に影響を及ぼす。光の透過又は反射における心臓に同期した変動は、フォトプレチスモグラフィック (photoplethysmographic)（以降でPPG）信号として知られている。心拍数（すなわちパルスレート - 2つは等価である）は、P

10

20

30

40

50

P G 波形の 2 つの連続するピーク（又は窪み）間の時間間隔を測定することによって、P P G 信号から容易に抽出され得る。レスピラトリレート（respiratory rate）（すなわち呼吸数）もまた、P P G 波形の比較的複雑な解析から、（例えば、レスピラトリサイクルにわたって起こる拍動内間隔の変化を測定することによって）、又は、P P G 信号の呼吸数に同期した振幅変調を測定することによって、間接的に推定され得る。

#### 【 0 0 0 4 】

1970年代に、2つの波長のP P G信号を測定することによって末梢動脈血酸素飽和度（S p O<sub>2</sub> : peripheral arterial oxygen saturation）の無侵襲推定値を取得するパルスオキシメトリの技法が開発された。ヘモグロビン分子（血液中の酸素キャリア）の2つの一般的な形態、酸化されたヘモグロビン（H b O<sub>2</sub>）及び還元されたヘモグロビン（H b）は、500nm～1000nmの波長範囲内の著しく異なる光学スペクトルを有する。したがって、2つの発光ダイオード（1つのダイオードは赤波長、他のダイオードは近赤外波長）を有する簡単なプローブを使用して、2つの異なる波長において指先（又は耳たぶ）を透過した光を測定することによって、パルスオキシメータは、指（又は耳）内の動脈血の酸素飽和度を無侵襲的に決定する。

#### 【 0 0 0 5 】

（指、耳、又はつま先に取付けたプローブではなく）カメラを使用してP P G信号を遠隔で測定する可能性は、2005年あたりの科学文献において初めて論じられた（非特許文献2及び非特許文献3を参照）。上述した非特許文献1では、光源として通常の周囲光を、また、1mより遠くに離れた検出器として簡単なデジタルコンシューマレベルカメラを用いて、P P G信号が人間の顔から遠隔で採取され得ることを著者らが示している。関心領域（通常、額）は、人間の志願者の顔の画像から選択された。その論文は、これらの画像の周波数コンテンツから、（10秒窓についての高周波フーリエ変換を使用して）どのようにして心拍数が抽出され得るかを示し、どのようにして呼吸数を計算することができるかを示唆している。著者らは、この遠隔検知技術の主要な用途が、トリアージ及びスポーツにあることを提唱している。

#### 【 0 0 0 6 】

昨年、MITメディアラボの感情コンピューティンググループ（<http://www.media.mit.edu/research/groups/affective-computing>）からのチームによって出版された2つの論文が存在した。（非特許文献4及び非特許文献5を参照）。そのチームは、ウェブカムによって顔領域のビデオを記録した。その著者等は、動き及び周囲光条件の変化によって引き起こされるアーチファクトによる光の変動源に的を絞っている。著者等の実験は屋外で実施されたが、唯一の照明源は、窓を通して入る変動する量の周囲太陽光であった。

#### 【 0 0 0 7 】

P P G撮像を現実世界の設定でうまく働かせることに関する重大な問題は、昼間以外のまたしばしば同様に昼間の間のほとんどの屋内環境で見出される人工光、例えば蛍光による周囲光干渉である。50Hz周波数の強度変動は、測定される心拍数又は呼吸数のバイタルサインよりずっと高いが（最も速い心拍数でも、4Hz = 240拍動/分（bpm）より速いとは考えられない）、実際には、強度変動は、サンプリングプロセスに起因して、ずっと低い周波数に下がったようにエイリアス(alias)される。画像は、50Hz光のエイリアシングを回避するために必要とされるサンプリング周波数（100Hz）よりずっと低いビデオカメラのフレームレート、通常、約24Hzでサンプリングされ、エイリアシング成分（アーチファクト(artifact)）は、4Hz及び2Hz等の周波数で見出されることが多い。しかし、どの周波数がこのエイリアシングプロセスの結果として生じることになるかを正確に予測することは可能でないため、単に特定の周波数でフィルタリングすることは有効でない。その理由は、フィルターが、エイリアシングアーチファクトを追跡するために各設定において再同調される必要があるからである。

#### 【 先行技術文献 】

#### 【 非特許文献 】

#### 【 0 0 0 8 】

【非特許文献1】Verkruyse W、Svaasand LO及びNelson JS、論文「Remote plethysmographic imaging using ambient light」Optics Express, 2008, 16(26), 21434-45

【非特許文献2】Wieringa FP、Mastik F及びVan Der Steen AFW「Contactless Multiple Wavelength Photoplethysmographic Imaging: A First Step Toward a SpO<sub>2</sub> Camera Technology」Annals of Biomedical Engineering, 2005, 33(8), 1034-1041

【非特許文献3】Humphreys K、Ward T、Markham C「Noncontact simultaneous dual wavelength photoplethysmography: A further step toward noncontact pulse oximetry」Rev. Sci. Instrum., 2007, 78, 044304

【非特許文献4】Poh MZ、McDuff DJ、Picard RW「Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation」Optics Express, 2010, 18, 10762-10744

【非特許文献5】Poh MZ、McDuff DJ、Picard RW「Advancements in noncontact, multi-parameter physiological measurements using a webcam」IEEE Trans Biomed Eng., 2011, 58, 7-11

【発明の概要】

【0009】

したがって、本発明は、人工（周囲）光干渉の結果として生じるPPG画像信号内のスペクトル成分を識別し除去する方法を提供する。本発明はまた、心拍数に対応する実際のPPG信号周波数を取得する明解かつ簡単な方法を提供する。別の態様は、同様の方法を使用して、PPG画像信号から呼吸数測定値を取得する。末梢動脈血酸素飽和度SpO<sub>2</sub>の測定値を取得することもまた本発明によって可能である。

【0010】

本発明はまた、これらの測定値が、単一の容易に理解可能なウェルネスインデックス(wellness index)になるよう結合されることを可能にする。

【0011】

したがって、より詳細には、本発明は、PPG画像信号内の周囲光干渉を抑制する方法であって、

ビデオカメラを使用して被検体の身体上の関心領域を撮像するステップであって、それにより、前記関心領域から反射される周囲光内の周期的強度変動を含むPPG画像信号を取得する、ステップと、

同じ前記ビデオカメラを使用して前記被検体の身体上ではない基準関心領域を撮像するステップであって、それにより、基準信号を取得する、ステップと、

自己回帰(AR)全極モデルを使用して前記基準をスペクトル的に解析するとともに、スペクトル成分に対応する極を識別するステップと、

自己回帰(AR)全極モデルを使用して前記PPG画像信号をスペクトル的に解析して該PPG画像信号内のスペクトル成分に対応する極を識別するとともに、前記基準信号のスペクトル成分として識別される極に対応する極を削除するステップと、

を含む、PPG画像信号内の周囲光干渉を抑制する方法を提供する。

【0012】

被検体上の関心領域は、露出した皮膚のエリア、例えば顔に対応し、基準関心領域は皮膚上にない。基準関心領域は、画像バックグラウンド内又は被検体の衣服上にあり得る。本発明は、画像内で人間の皮膚のエリアを自動的に識別するためのアルゴリズムを使用することができ、こうしたアルゴリズムは、広く商業的に入手可能である。

【0013】

好ましくは、基準信号及びPPG信号は、ビデオカメラの赤チャンネル、緑チャンネル、及び青チャンネルの少なくとも1つのチャンネルからの出力信号である。

【0014】

被検体の身体上に複数の関心領域を、また任意選択で複数の基準関心領域を有すること

が可能である。ここでもまた、心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度の推定値を生成するために、被検体の身体上に各関心領域についてそれぞれのARモデルのセットを使用することによって取得される、複数の関心領域からの結果が平均され得る。各関心領域は、1ピクセルから複数ピクセルまで、所望されるサイズに作られることができ、形状は制限されない。本発明の一例では、領域はそれぞれ、100×100ピクセル（すなわち、全部で10,000ピクセル）である。

【0015】

好ましくは、方法は、極削除後に残っているPPG信号の成分から、心拍数、呼吸数、又は酸素飽和度等のバイタルサインデータを取得するステップを含む。正しい極は、予想される周波数範囲内の、例えば、心拍数40bpm～240bpm（0.67Hz～4Hz）について、又は、呼吸数3.6呼吸/分～42呼吸/分（0.06Hz～0.7Hz）について極を探すことによって識別され得るが、特定の制限は変動し得る。

10

【0016】

基準信号及びPPG画像信号をスペクトル的に解析するステップにおいて、好ましくは、異なる次数の幾つかのARモデルが、信号及び平均された結果に当てはめられる。例えば、一例では次数8～20の13のモデルが使用され、又は別の例では次数5～11の7つのモデルが使用されるが、ここでもまた、データに対する最良当てはめを達成するために異なる数及び異なる次数が使用され得る。

【0017】

呼吸数の正確な測定値を取得するために、1つ又は複数のARモデルを使用してPPG信号をスペクトル的に解析する前に、PPG信号をローパスフィルタリングしダウンサンプリングすることが好ましい。これは、サンプリング周波数を効果的に減少させるため、呼吸数信号に対応する極と、DC（0Hz）との間の角度分離（水平軸の正の半分によって極プロットで示される）を増加させる。

20

【0018】

酸素飽和度SpO<sub>2</sub>測定値は、2つの異なる波長の反射光の強度の比を計算することによって取得され得る。強度は、心拍数に対応する極の半径（すなわち、原点からの距離）から見出される。2つの異なる波長は、ビデオカメラからの赤チャンネル及び緑チャンネルであり得るか、又は代替的に、赤ビデオカメラチャンネルは、第2のビデオカメラからの赤外測定値とともに使用され得る。

30

【0019】

本発明は、好ましくは、パーソナルコンピューター、タブレット若しくはラップトップコンピューター、又はモバイル電話上で実行するためのコンピュータープログラムとして具現化することができるバイタルサインモニターに組み込まれ、こうしたデバイスに組み込まれたウェブカム(webcam)を利用する。

【0020】

本発明は、添付図面を参照して例として更に述べられる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1A】本発明の実施形態によるバイタルサインモニタリングシステムを概略的に示す図である。

40

【図1B】患者のデバイスによって取得される画像及び規定された関心領域を概略的に示す図である。

【図1C】本発明の別の実施形態によるバイタルサインモニタリングシステムを概略的に示す図である。

【図2】本発明の一実施形態における患者に対するスクリーンディスプレイを示す図である。

【図3】本発明の一実施形態による心拍数及び酸素飽和度測定を説明するフロー図である。

【図4】本発明の一実施形態による呼吸数測定を説明するフロー図である。

50

【図 5 A】基準関心領域についての 30 秒の時系列データを示す図である。

【図 5 B】被検体関心領域についての 30 秒の時系列データを示す図である。

【図 6 A】図 5 A のデータの 30 秒窓に 1 2 次 A R モデルを当てはめることによって取得された基準関心領域のスペクトルコンテンツを示す図である。

【図 6 B】図 5 B のデータの 30 秒窓に 1 2 次 A R モデルを当てはめることによって取得された被検体関心領域のスペクトルコンテンツを示す図である。

【図 6 C】基準信号内で見出された極の削除後に残っているスペクトルコンテンツを示す図である。

【図 6 D】1 2 次モデルから導出される極の位置を示す図である。

【図 6 E】1 2 次モデルから導出される極の位置を示す図である。

10

【図 6 F】基準信号内で見出された極の削除後に残っている極を示す図である。

【図 7 A】5 分の色強度測定値を示す図である。

【図 7 B】上記本発明の実施形態によって取得された 30 秒ミーン (mean) 心拍数の推定値と、標準的なパルスオキシメータからの平均心拍数測定値を有するデータとの比較を示す図である。

【図 8 A】図 5 のデータのダウンサンプリングされた時系列を示す図である。

【図 8 B】図 5 のデータのダウンサンプリングされた時系列を示す図である。

【図 9 A】基準関心領域についての極プロットを示す図である。

【図 9 B】被検体関心領域についての極プロットを示す図である。

【図 9 C】基準関心領域内で見出された極に対応する極の削除後の被検体関心領域についての極プロットを示す図である。

20

【図 10】英国及び米国の 3 つの病院において急性疾患治療時の患者から取得された、4 つの主要なバイタルサイン、すなわち、心拍数、呼吸数、動脈血酸素飽和度、及び収縮期血圧についてのヒストグラムを示す図である。

【図 11】図 10 の各バイタルサインについての累積密度関数を示す図である。

【図 12】早期警告スコアについての曲線のセットを示す図である。

【図 13 A】例示的な患者についての 3 つの色強度並びに心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度推定値の 4 時間プロットを、心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度についての従来技術によって測定された値とともに示す図である。

【図 13 B】例示的な患者についての 3 つの色強度並びに心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度推定値の 10 分プロットを、心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度についての従来技術によって測定された値とともに示す図である。

30

【図 14 A】別の例示的な患者についての 3 つの色強度並びに心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度推定値の 4 時間プロットを、心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度についての従来技術によって測定された値とともに示す図である。

【図 14 B】別の例示的な患者についての 3 つの色強度並びに心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度推定値の 10 分プロットを、心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度についての従来技術によって測定された値とともに示す図である。

【図 15 A】別の例示的な患者についての 3 つの色強度並びに心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度推定値の 4 時間プロットを、心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度についての従来技術によって測定された値とともに示す図である。

40

【図 15 B】別の例示的な患者についての 3 つの色強度並びに心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度推定値の 10 分プロットを、心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度についての従来技術によって測定された値とともに示す図である。

【図 16 A】別の例示的な患者についての 3 つの色強度並びに心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度推定値の 4 時間プロットを、心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度についての従来技術によって測定された値とともに示す図である。

【図 16 B】別の例示的な患者についての 3 つの色強度並びに心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度推定値の 10 分プロットを、心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度についての従来技術によって測定された値とともに示す図である。

50

## 【発明を実施するための形態】

## 【0022】

図1Aは、本発明の一実施形態によるバイタルサインモニタリングシステムを概略的に示す。バイタルサインモニター自体はデバイス3に組み込まれ、デバイス3は、ウェブカム4及びスクリーン5をデバイス内に一体的に備える。デバイス3は、タブレット又はノートブックコンピューター、モバイル電話（スマートフォン）であり得るか、又は、別個のウェブカム4を備えたテレビジョンであり得る。患者1は、患者の通常の生活においてデバイス3を使用している間に、例えば、VOIPコールを行うか又はテレビを見ている間に、ウェブカム4によって監視されることになる。以下で説明するように、デバイス3は、ソフトウェアアプリケーションをロードされ、ソフトウェアアプリケーションは、ウェブカム4から赤、緑、及び青のビデオ出力を取得し、そのビデオ出力を解析して、バイタルサイン測定値を取得する。これらの測定値は、記憶され、患者に対して（オンデマンドで）表示され、また同様に、インターネット接続を介してリモートサーバー6に送出される。リモートサーバー6は、臨床医ベースのデバイス7によってアクセスされて、臨床医が、結果を検討すること、また必要である場合、システム自体の中のメッセージングアプリケーションを介して、又は、独立に、例えば電話9によって患者に連絡をとることを可能にする。

10

## 【0023】

図1Cは、病院内の患者を監視することを意図された本発明の一実施形態におけるバイタルサインモニタリングシステムを示す。図に示すように、バイタルサインモニターは、患者1aの上、例えば、天井又はフレーム17上に搭載されたビデオカメラ4aを含み、ビデオカメラ4aは、患者がベッド2又は椅子8にいる間、患者1aを観察できる。ビデオカメラの出力は、以下で説明する、ビデオ信号を解析するリモート処理ユニット（図示せず）に供給される。有線又は無線コントローラー13を、ビデオカメラ4aを制御するために設けることができる。本発明のこの実施形態は、比較的運動不能である患者、例えば、急性疾患の入院患者又は新生児保育器の幼児にとって特に有用である。こうした患者は、通常、皮膚の大きな露出エリアを有し、そのエリアを覆って、解析のための1つ又は複数の領域が規定され得る。

20

## 【0024】

図2は、ソフトウェアアプリケーションに関連する患者に対するスクリーンディスプレイを示す。この実施形態では、患者は、5つの異なる機能を選択するための5つのアイコンを提示される。第1のアイコン10は、選択されると、VOIPアプリケーションを起動（launch）するように、また同様に、バイタルサイン測定値を取得するために患者1のウェブカムモニタリングを邪魔にならないように始動するように動作可能である。アイコン11は、選択されると、バイタルサイン測定値を取得するために患者1のウェブカムモニタリングを始動するように動作可能である。アイコン12は、選択されると、患者が自分の状態に関する情報を入力できる患者日記帳を表示するように動作可能であり、ここでもまた、これは、バイタルサイン測定値を取得するために患者1のウェブカムモニタリングを邪魔にならないように始動し得る。アイコン14は、選択されると、自己モニタリングプロセスを通して患者を誘導するように動作可能であり、自己モニタリングプロセスにおいて、患者は、従来のデバイスを使用して、例えば、心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度測定のためのプルトウス指プローブ並びに血圧測定のためのプルトウスカフを使用して、自分のバイタルサインの測定値を取得し得る。こうした測定値は、プルトウス接続を使用してデバイス3に送出され、その後、インターネットを介してサーバー6に送出される。こうした測定値は、ウェブカムビデオ信号の解析によって取得された測定値を確認するために使用され得る（例えば、臨床医が被検体のバイタルサインの低下に気づく場合、臨床医は、被検体に連絡をとって、こうした確認測定を実施するよう被検体に依頼することができる）。最後に、メッセージングアイコン16は、臨床医から受信したメッセージを患者がチェックすることを可能にするメッセージングアプリケーションを始動するように、選択されると働く。

30

40

50

## 【 0 0 2 5 】

図 1 B は、ウェブカム 4 によって取得された画像を概略的に示す。一般に、画像は、患者 1 及びバックグラウンド 2 0 の画像を含むことになる。本発明によれば、1 つ又は複数の関心領域 R O I s 2 2 は、被検体上に、好ましくは皮膚のエリア上に、例えば被検体の顔上に規定され、1 つ又は複数の基準関心領域 R O I r 2 4 は、バックグラウンドに規定される。従来の認識アルゴリズムが使用されて、被検体関心領域についてまたバックグラウンドについて画像内の適した領域を見出し得る。

## 【 0 0 2 6 】

図 3 は、心拍数及び酸素飽和度測定値を取得するために、ウェブカム 4 からの信号を解析するためのプロセスを述べる。ステップ 3 0 及び 3 1 において、R O I r 2 4 及び R O I s 2 2 が規定される。ステップ 3 2 において、各ビデオフレームについて、3 つの赤、緑、及び青チャンネルのそれぞれについて（又は、1 つのビデオカメラの赤チャンネルから、また、赤外領域内の信号を提供するために I R フィルターを除去された第 2 のビデオカメラから）、任意の分布の空間的なミーン、平均又はモード等の、関心領域からの 1 つ又は複数の代表的強度が、R O I r と R O I s の両方について導出される。この実施形態では、関心領域は、ともに 1 0 0 ピクセル × 1 0 0 ピクセル（すなわち、全部で 1 0 , 0 0 0 ピクセル）である。しかし、異なるサイズの R O I を使用することができ、任意選択で、複数の R O I を使用することができる。限度内で各 R O I が、隣接するピクセル上に中心を持つことが可能である。

## 【 0 0 2 7 】

各フレームについて代表的な強度が取得されると、これらの強度の時系列が、例えば 3 0 秒の時間窓内の一連のフレームについて組立てられる。時間窓の長さは、例えば、1 0 秒 ~ 1 分まで変動し得る。

## 【 0 0 2 8 】

ステップ 3 3 において、複数の自己回帰（A R）モデルが、各時系列に（すなわち、R O I r からの赤、緑、及び青時系列のそれぞれに、また、R O I s からの赤、緑、及び青時系列のそれぞれに）当てはめられる。2 4 フレーム / 秒のビデオカメラフレームレートを仮定すると、3 0 秒窓の場合、基準バックグラウンドについて、また、被検体について、3 つのチャンネルのそれぞれに 7 2 0 サンプルが存在することになる。図 5 A 及び図 5 B は、基準関心領域及び被検体関心領域について 3 0 秒の時系列データをそれぞれ示す。

## 【 0 0 2 9 】

自己回帰（A R）モデリングの一般的な原理の簡潔な説明を行うことがここでは有用である場合があるが、A R モデリングは、例えば音声解析の分野でよく知られている。

## 【 0 0 3 0 】

A R モデリングは、線形予測問題として定式化することができ、信号の現在の値  $x(n)$  は、以前の  $p$  個の値についての線形に重み付した和としてモデル化され得る。和がとられるサンプルの数であるパラメーター  $p$  は、モデル次数であり、モデル次数は、通常、信号を形成する値のシーケンスの長さ  $N$  よりずっと小さい。したがって、

## 【 数 1 】

$$x(n) = -\sum_{k=1}^p a_k x(n-k) + e(n) \quad (1)$$

である。

## 【 0 0 3 1 】

したがって、出力  $x(n)$  の値は、誤差  $e(n)$  を有する、それ自体に関する線形回帰であり、誤差  $e(n)$  は、ゼロミーン及び  $\sigma^2$  の分散を持つよう通常分布すると仮定される。より有用であることには、このアプリケーションの場合、モデルを、入力  $e(n)$  及び出力  $x(n)$  を有するシステムにおいて可視化することができ、その場合、伝達関数  $H$  は、以下に示すように定式化され得る。

10

20

30

40

50

## 【数 2】

$$H(z) = \frac{1}{\sum_{k=1}^p a_k z^{-k}} = \frac{z^p}{(z-z_1)(z-z_2)\dots(z-z_p)} \quad (2)$$

## 【0032】

式 2 に示すように、 $H(z)$  の分母が、 $p$  個の項に因数分解され得る。これらの項のそれぞれは、 $H(z)$  の極に対応する、 $H(z)$  の分母の根  $z_i$  を規定する。 $H(z)$  が有限のゼロを持たないため、AR モデルは全極モデルである。極は、複素共役対において起  
こり、信号のパワースペクトル内のスペクトルピークを規定する。それらのスペクトルピークは、或るマグニチュード（原点からの距離）及び位相角度（正の実数軸に関する角度）を有するものとして複素平面上で可視化され得る。より高いマグニチュードの極は、より高いマグニチュードのスペクトルピークに対応し、各スペクトルピークの周波数は、対応する極の位相角度によって与えられる。所与の周波数  $f$  に対応する位相角度は、式 3 によって規定され、式 3 は、位相角度がサンプリング間隔  $t$ （サンプリング周波数の逆数）にも依存することを示す。

10

## 【数 3】

$$\theta = 2\pi f \Delta t \quad (3)$$

20

## 【0033】

そのため、適した次数の AR モデルを信号に当てはめること及び極を取得することは、信号のスペクトル組成を明らかにする。

## 【0034】

極を見出すため、モデルパラメータ  $a_k$  が、例えばバーク又はユール・ウォーカー (Burg or Yule-Walker) 方程式を使用して、最初に取得されて、モデルを信号に当てはめ、 $a_k$  の値から  $p$  個の極  $z_1 \sim z_p$  の値が計算され得る（例えば、Pardey J, Roberts S, Tarassenko L, A review of parametric modeling techniques for EEG analysis, Medical Engineering & Physics, 1996, 18(1), 2-11を参照）。 $H(z)$  の分母の  $p$  個の根  $z_i$  ( $i = 1 \sim p$ ) に対応する  $H(z)$  の  $p$  個の極は、標準的な数学的プロシージャ（例えば、MATLAB ルーチン `roots`）を使用して見出される。各極  $z_k$  が複素数  $x_k + jy_k$  として書かれ得るため、その極によって示される周波数は、複素平面の上半分内でその極の位相角度から計算され得る。

30

## 【数 4】

$$\theta = \tan^{-1} y/x = 2\pi f_k \cdot 1/f_s \quad (4)$$

40

ここで、 $f_s$  はサンプリング周波数であり、マグニチュード  $r$  は  $(x^2 + y^2)^{1/2}$  である。

## 【0035】

そのため、ステップ 33 の AR モデル当てはめは、基準関心領域からの信号と被検体関心領域からの PPG 画像信号の両方における支配的なスペクトル成分を明らかにする。2 つの関心領域がともに、同じカメラによって撮像されるため、いずれの周囲光干渉又はエイリアシングアーチファクトも、基準信号と PPG 信号の両方に存在することになる。しかし、被検体関心領域からの信号は、PPG 信号を示すスペクトル成分に対応する極を更に有することになる。図 6 A 及び図 6 B は、図 5 A 及び図 5 B のデータの 30 秒窓に 12 次 AR モデルを当てはめることによって取得された基準関心領域のスペクトルコンテンツ

50

及び被検体関心領域のスペクトルコンテンツをそれぞれ示す。図 6 D 及び図 6 E は、この 1 2 次モデルから導出された極の位置を示す。上述したように、対応する極は、同じデータに当てはめられた、異なる ( 8 ~ 2 0 の ) 次数モデルにおいて識別される。

#### 【 0 0 3 6 】

ステップ 3 4 において、図 6 D の被検体データに当てはめられた A R モデル内の任意の極 ( 基準信号に当てはめられた A R モデル内にも存在する ) が削除される。極は、互いの小さな角度、通常、1 度又は 2 度以内にある場合、被検体関心領域と基準心領域との両方に存在すると見なされる。ステップ 3 5 において、心拍数についての許容範囲以外に同様に存在する、残っている任意の極が除去される。これらの極は、6 0 度より大きい角度を有する極である ( サンプル周波数が 2 4 H z である場合、1 8 0 度が 1 2 H z に対応するため、6 0 度は、4 H z に対応し、2 4 0 拍動 / 分である )。同様に、1 0 度未満の ( すなわち、0 . 6 7 H z 以下又は 4 0 拍動 / 分未満に対応する ) 角度の任意の極が除去される。

10

#### 【 0 0 3 7 】

次に、ステップ 3 6 において、水平軸に最も近い、すなわち、許容範囲内で最小角度、したがって最低周波数を有する、残りの極が識別され、その極が示す周波数が計算される。代替的に、ステップ 3 6 a で示すように、方程式 ( 1 ) の  $a_k$  個の係数によって特徴付けられるフィルターの周波数応答を取得し、その周波数応答において最大のマグニチュードを有する周波数を選択することが可能である。これは、被検体の心拍数に対応する周波数である。図 5 及び図 6 のデータにおいて、残りの心拍数極が図 6 F に示される。図 6 C

20

#### 【 0 0 3 8 】

これらのステップは、データの同じ 3 0 秒窓に当てはめられた異なる次数の A R モデルの全てに関して行われ、ステップ 3 7 において、その結果の心拍数推定値のロバストな推定値、例えばメジアン推定値が取得される。この値は、ステップ 3 8 において、記憶され表示され、次に、ステップ 3 9 において、3 0 秒窓が 1 秒だけ前方に移動され、ステップ 3 3 ~ 3 8 が繰り返される。心拍数推定値は、ステップ 4 0 において、リモートサーバー 6 に送出される。

#### 【 0 0 3 9 】

図 6 F では、心拍数として識別される極は、1 7 . 7 度の角度にあり、1 . 1 8 H z の周波数、したがって、7 1 b p m の心拍数に対応する。

30

#### 【 0 0 4 0 】

上記 A R 当てはめ法はまた、酸素飽和度が測定されることを可能にする。図 6 F では、極の半径、すなわち、原点からのその距離は、その ( 赤、緑、又は青 ) チャンネル内の心拍数成分の振幅の指標である。そのため、ステップ 4 2 において、緑 ( 又は赤外 ) チャンネル及び赤チャンネル内の心拍数極の半径が取得され、半径の比がとられる。これは、赤波長における反射強度と緑 ( 又は赤外 ) 波長における反射強度の比に対応する。S p O<sub>2</sub> の値は、較正表を使用してこの比から計算され得る。較正表は、人間の志願者又は患者が 2 重監視される調査 ( study ) から取得される。人間の志願者の場合、これは、医療研究倫理委員会 ( Medical Research Ethics Committee ) の承認がそれについて取得された調査において、監視され制御された条件下で被検体を ( 通常、S p O<sub>2</sub> の 8 0 % の値まで下がるよう ) 脱飽和 ( de-saturate ) させることを意味する。血液サンプルは、一定のサンプルで引抜かれて、血液ガス分析器を使用して酸素飽和度が測定される ( 例えば、Moyle JTB , Pulse Oximetry ( Principles and Practice ), BMJ Publications, 2002 を参照 )。代替法は、定期的に自然に脱飽和する患者、例えば透析セッション中の腎臓患者を、1 つ又は複数のウェブカムと、較正済みで市販のパルスオキシメータ ( そのパルスオキシメータから、S p O<sub>2</sub> の基準値が、透析セッション中に取得される ) の両方によって監視することである。S p O<sub>2</sub> の値は、ステップ 4 4 において、記憶され表示され、ステップ 4 0 において、リモートサーバー 6 に送出され得る。

40

#### 【 0 0 4 1 】

50

図7Bは、(図7Aに示す色強度振幅から)上記本発明の実施形態によって取得された30秒ミーン(mean)心拍数推定値(黒く太い線)と、標準的なパルスオキシメータデバイス及び指プローブからの4拍動及び8拍動の平均心拍数測定値(明るく細い線)との比較を示す。2つの異なる方法の間の一致が良好であることが見てわかる。

#### 【0042】

図4は、ウェブカム4からのPPG信号から呼吸数を取得する方法を示す。本方法は、更なるステップ40が含まれることを除いて、心拍数を取得するために使用され、図3に示される方法に対応する。更なるステップ40において、時系列の平均強度が、ローパスフィルタリングされ、この実施形態では、例えば(24フレーム/秒のカメラフレームレートを仮定すると、5つおきにサンプルをとることによって)4Hzの周波数までダウンサンプリングされる。ダウンサンプリングプロセスの前のローパスフィルターは、 $f_d/2$  ( $f_d$  = ダウンサンプリング周波数、すなわちこの例では4Hz)を超える全ての周波数が、ダウンサンプリングプロセスの前になくなるように、そのカットオフ周波数が設定されている。図3の場合と同様に、ステップ33'において、この場合、次数4~20の幾つかのモデルが、次に、データの各30秒窓に当てはめられ、対応する極が、ステップ34'において削除され、呼吸数についての許容範囲以外にある極が、ステップ35'において削除される。ステップ36'において、呼吸数極が、呼吸数についての許容範囲、例えば0.06Hz~0.7Hz(3.6呼吸/分~4.2呼吸/分)内の極を探すことによって識別される。その後、水平軸に最も近い、すなわち、許容範囲内で最低周波数の極がとられ、その極が示す呼吸数が、その角度から計算される。代替的に、ステップ36a'で示すように、方程式(1)の $a_k$ 個の係数によって特徴付けられるフィルターの周波数応答を取得し、その周波数応答において最大のマグニチュードを有する周波数を選択することが可能である。ステップ37'~40'において、異なる次数のモデルからの値が、(例えば、メジアンをとることによって)融合されて、心拍数の推定値の場合と同様に、ロバストな推定値が生成され、その結果が、記憶され表示され、サーバーに送出される。

#### 【0043】

図8A及び図8Bは、図5の基準関心領域及び被検体関心領域からの強度値のダウンサンプリングされた時系列を、高速フーリエ変換(FFT:Fast Fourier Transform)を使用して計算されたそれらの主要周波数成分とともにそれぞれ示す。図9A、図9B、及び図9Cは、基準関心領域についての極プロット(図9A)、被検体関心領域についての極プロット(図9B)、及び、基準関心領域内で見出された極に対応する極の削除後の被検体関心領域についての極プロット(図9C)を示す。示すプロットでは、水平軸の上の残りの極は、17度であり、0.19Hzの周波数及び11呼吸/分の呼吸数に対応する。

#### 【0044】

図13A及び図13B、図14A及び図14B、図15A及び図15B、並びに図16A及び図16Bは、4人の異なる患者について、従来的手段によって取得された心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度の測定値とともにプロットされた、本発明の実施形態を使用して推定された心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度( $SpO_2$ )とともに、赤、緑、及び青色強度の測定値を示す。図13A、図14A、図15A、及び図16Aは全て、(実際には、透析を受けている患者についての)4時間期間を示し、一方、図13B、図14B、図15B、及び図16Bは、4時間期間のうち10分セクションをより詳細に示す。本発明の実施形態によって取得された推定値と従来との間の、心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度のそれぞれについての一致が良好であることが見てわかる。さらに、本発明のこの実施形態による推定値と従来との間の一致が、異なる心拍数、呼吸数、及び酸素飽和度を有する4人の患者について良好である。

#### 【0045】

急性疾患患者に関する過去の調査は、その値が疾患の重症度とともに増加する早期警告スコアを計算するために、こうした患者の母集団内のバイタルサインの分布がどのように

10

20

30

40

50

使用され得るかを示した。図 10 は、英国及び米国の 3 つの病院において急性疾患治療 (acute care) 時の患者から取得された、4 つの主要なバイタルサイン、すなわち、心拍数、呼吸数、動脈血酸素飽和度、及び収縮期血圧についてのヒストグラムを示す。中央垂直線は、データのミーンを示し、両側の 2 つの垂直線は、1 つの標準偏差に対応する (片側分布を有する  $SpO_2$  を除く)。ヒストグラムは、ランダム変数  $x$  についての確率密度関数  $p(x)$  の推定値である。累積分布関数 (cdf: cumulative distribution function)、 $P(x)$  は  $p(x)$  の積分値である。各バイタルサインについての cdf は図 11 に示される。

#### 【0046】

早期警告スコアは、バイタルサインが、(両側分布の場合) その変数について 1 パーセントイルより小さいか又は 99 パーセントイルより大きいとき、3 の早期警告スコア (EWS: Early Warning Score) が生成されるべきであり、2 のスコアが、1 パーセントイルと 5 パーセントイルとの間か又は 95 パーセントイルと 99 パーセントイルとの間にバイタルサインがあることに対応すべきであり、1 のスコアが、5 パーセントイルと 10 パーセントイルとの間か又は 90 パーセントイルと 95 パーセントイルとの間にバイタルサインがあることに対応すべきであるという仮説を使用して警報システムを構築することによって取得された。(  $SpO_2$  の場合、100% で始まる片側分布に関して、98 パーセントイルより大きい値は 3 のスコアを、90 パーセントイルと 98 パーセントイルとの間の値は 2 のスコアを、80 パーセントイルと 90 パーセントイルとの間の値は 1 のスコアを与えることになる)。図 11 の cdf プロット上の垂直線は、カットオフ値が、各バイタルサインについて決定されることを可能にする。例として呼吸数を考えると、患者の 1% は呼吸数 7 呼吸/分であり、5 パーセントは呼吸数 10 呼吸/分であり、10 パーセントは呼吸数 13 呼吸/分であった。上端において、患者の 90% は呼吸数 26 呼吸/分であり、95 パーセントは呼吸数 29 呼吸/分であり、99 パーセントは呼吸数 34 呼吸/分であった。

#### 【0047】

病院で現在使用されている EWS システムでは、それぞれの個々のバイタルサインについてのスコアは、整数精度で定量化される (すなわち、バイタルサインは、0、1、2、又は 3 の値を取り得るだけである)。しかし、cdf 曲線がスムーズであるため、このことが当てはまるべきである理由は全く存在せず、本発明のこの実施形態では、ずっと小さな量子化 (各バイタルサインについて 0.1 のステップ) を有するウェルネスインデックスが使用される。1 ~ 3 の範囲内で 0.1 の量子化を有する EWS システムについての曲線のセットが図 12 に示される。

#### 【0048】

病気で入院中の患者は、高い EWS スコアを有することになる (例えば、3 つのバイタルサインについての 3 のスコアは、9 の EWS を与えることになる)。この実施形態では、バイタルサインの異常とともに減少するウェルネススコアが、代わりに計算される。例えば、正常心拍数、正常呼吸数、及び正常  $SpO_2$  を有する患者は、10 の心臓呼吸ウェルネスインデックスを有することになる。いずれのバイタルサインも、分布の中心から遠くに離れれば離れるほど、心臓呼吸ウェルネスインデックスの値が低くなることになる。例えば、ウェルネスインデックスが、上述したように推定された、心拍数 (HR)、レスピラトリレート (respiratory rate) / 呼吸数 [RR/BR]、及び  $SpO_2$  から導出される場合、ウェルネスインデックスは、簡単な公式:

#### 【数 5】

$$\text{Index} = 10.0 - \{\text{score}[\text{HR}] + \text{score}[\text{RR}/\text{BR}] + \text{score}[\text{SpO}_2]\}$$

から取得され得る。ここで、スコアは、各パラメーターについて、図 12 上のそのパラメーターについてのプロット上の y 軸から読取られる。

## 【 0 0 4 9 】

血圧の測定値を有する場合にも、4つの分布が使用されて、心血管のウェルネスインデックスが、同様に0～10のスケール上で導出されることになる。

## 【 0 0 5 0 】

所定期間にわたって、患者固有のウェルネスインデックスのセットを設計することが可能である。これは、その個人についてのヒストグラム及びc d fが構築され得るように、昼間の全範囲にわたって十分なバイタルサインが収集されることを必要とする。これが達成されると、患者固有であるパーセントイルベースのウェルネスインデックスが生成され得る。

## 【 0 0 5 1 】

本発明の別の重要な態様は、バイタルサインが、顔認識ソフトウェアを通して、バイタルサインがその生理機能を示す個人に一意にリンクされ得ることである。バイタルサインリモートモニタリングのための通常の方法の場合、プローブ又は電極がその個人の近傍のだれにでも取付けられ得るため（その知識があっても、なくても）、バイタルサインが、バイタルサインを生成したと思われる個人のバイタルサインであるという保証が全く存在しない。本発明の場合、バイタルサインの値の評価中に被検体の顔がカメラによって取得されるため、バイタルサインの起源についてのどんな不確実性も除去される。

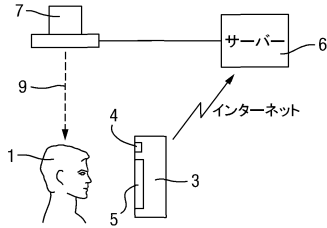
## 【 0 0 5 2 】

上記本発明の実施形態は、家庭での被検体による使用に的を絞ったが、病院設定における使用に対して同様に適用可能である。良好な信号が取得されるように、被検体は、カメラの前で比較的じっとしている必要があるが、病院では、このことは、救急救命診療又は新生児ユニットにおいて当てはまる可能性があり、したがって、本発明は、これらの場合にも有用である。本発明は、いずれのPPG撮像状況でも適用可能である。例えば、PPG撮像は、心拍数及び呼吸数を上昇させることが多い感染を患う人々のスクリーニングに使用することができ、こうしたスクリーニングは、例えば、港、空港、及び建物入口等のエントリポイントにおいて有用である。PPG撮像はまた、嘘発見で使用されるパラメータ検出の一部として有用であり得る。

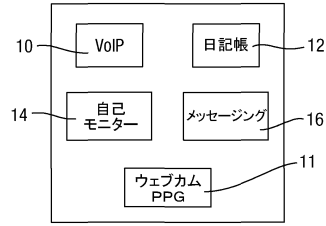
10

20

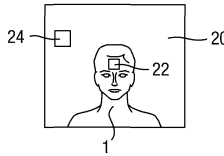
【図1A】



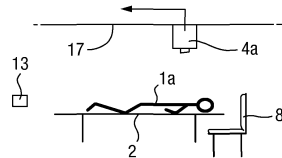
【図2】



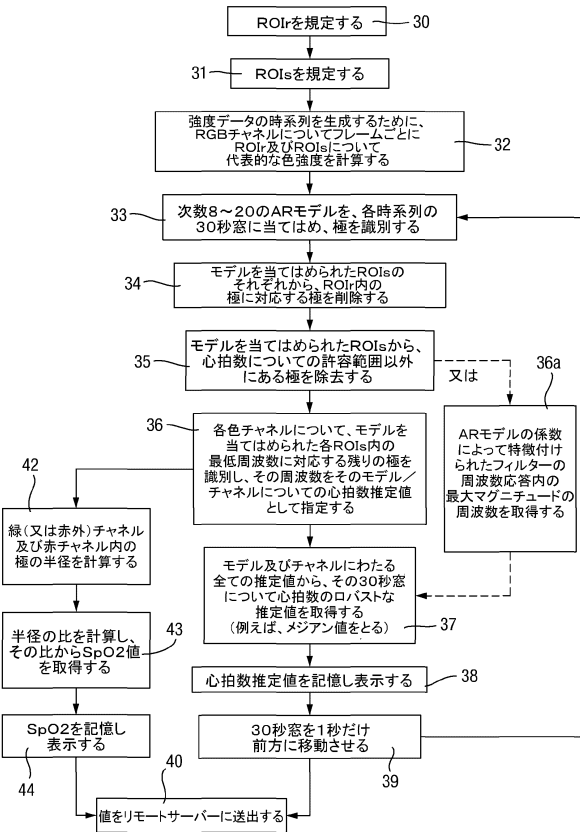
【図1B】



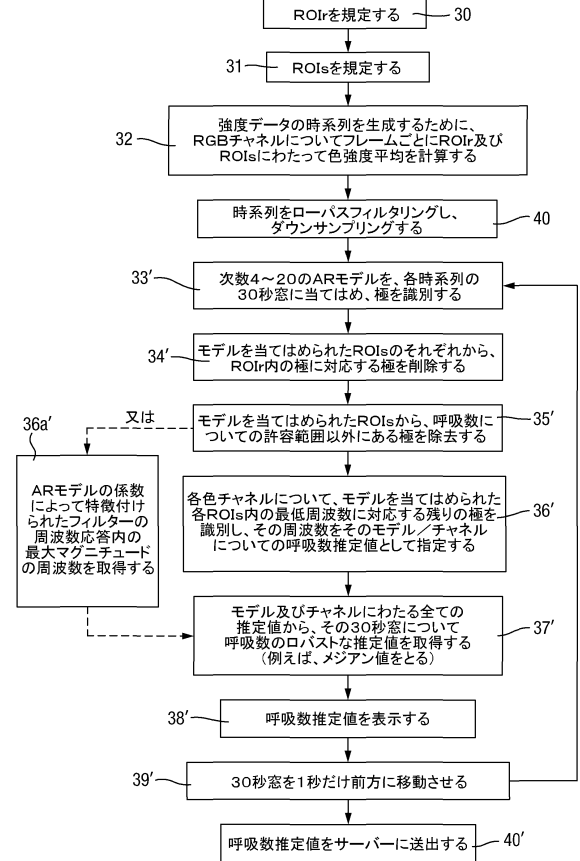
【図1C】



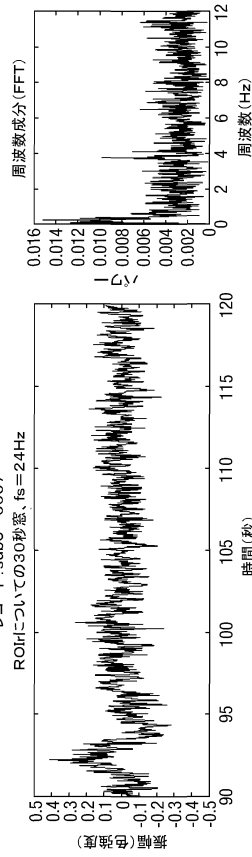
【図3】



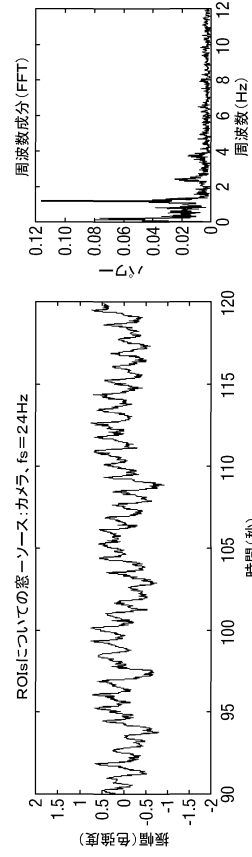
【図4】



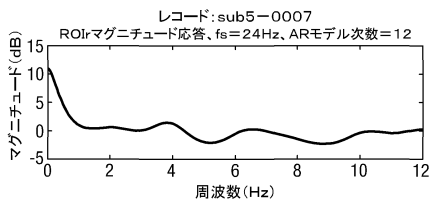
【図 5 A】



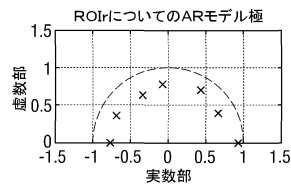
【図 5 B】



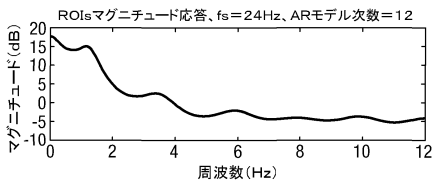
【図 6 A】



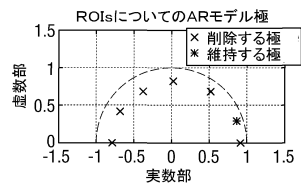
【図 6 D】



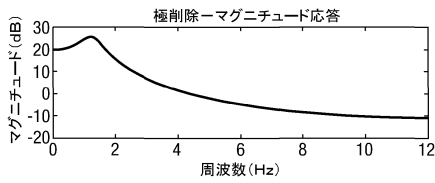
【図 6 B】



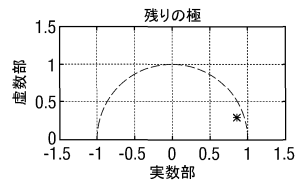
【図 6 E】



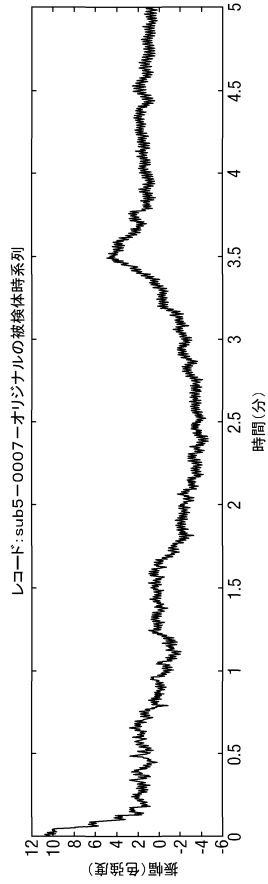
【図 6 C】



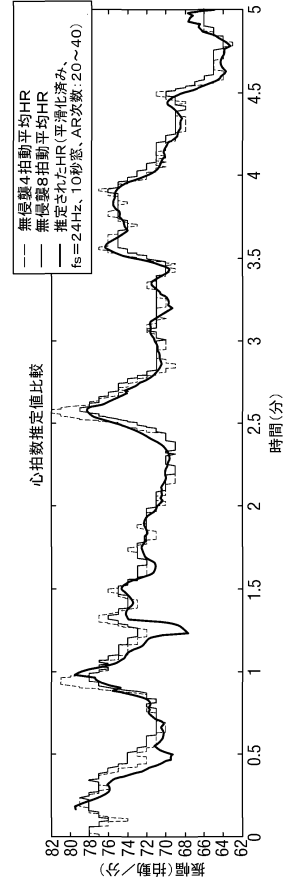
【図 6 F】



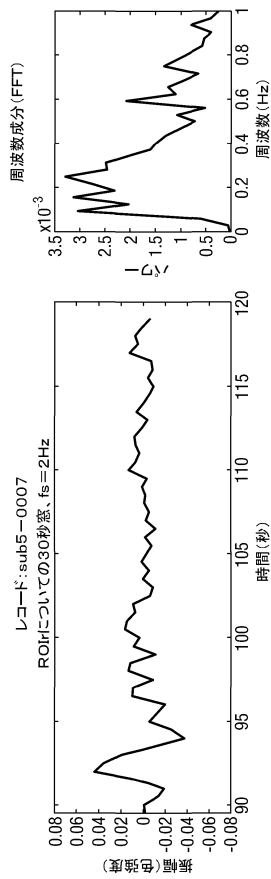
【図7A】



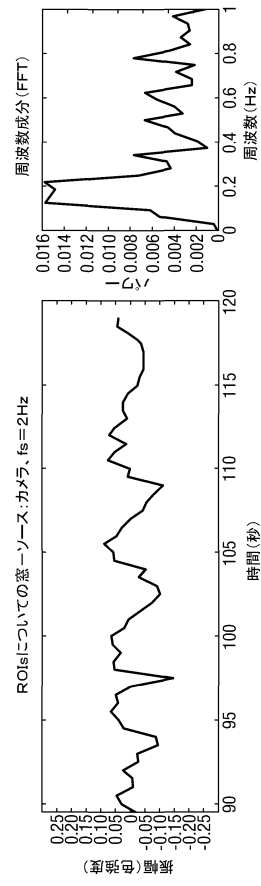
【図7B】



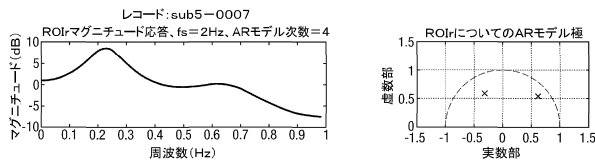
【図8A】



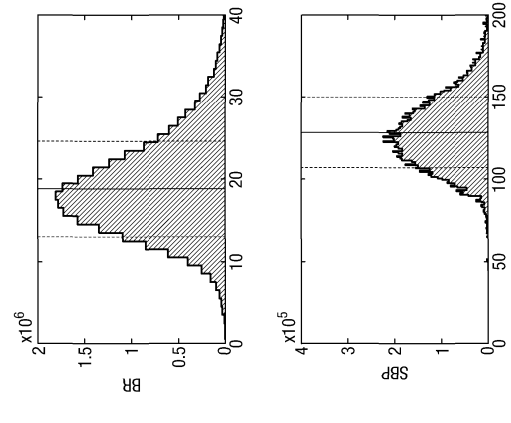
【図8B】



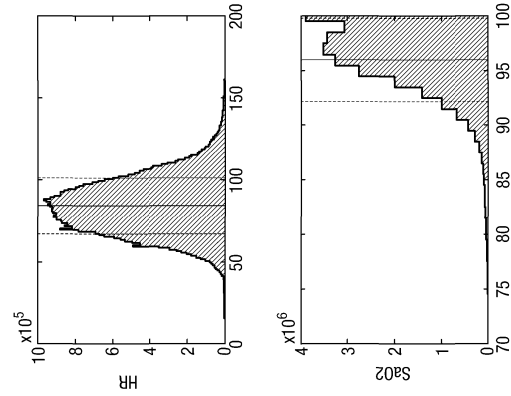
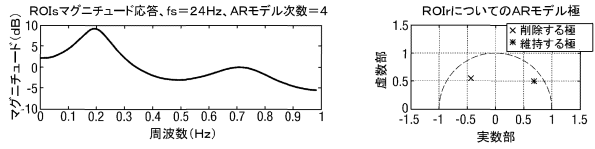
【図9A】



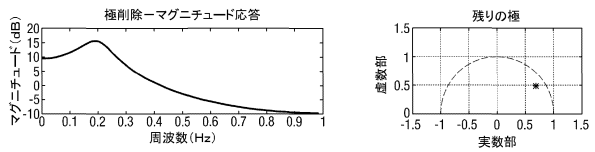
【図10】



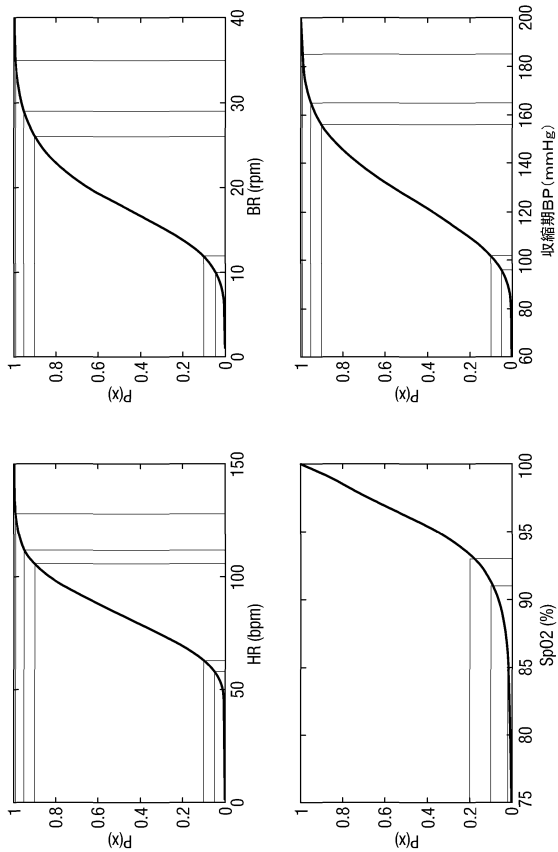
【図9B】



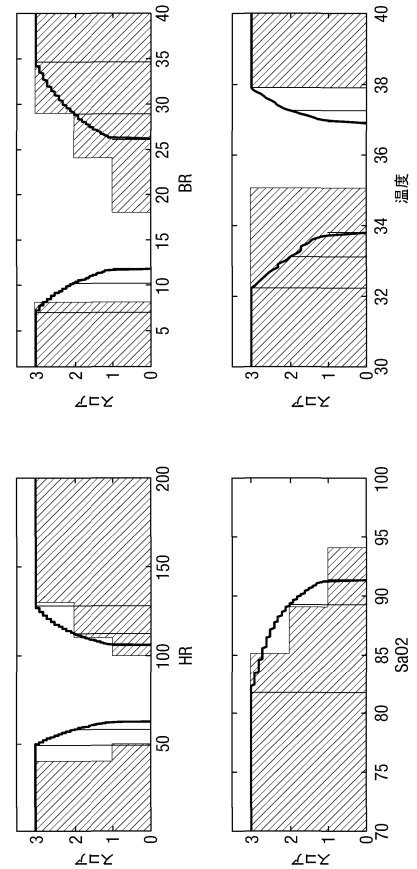
【図9C】



【図11】

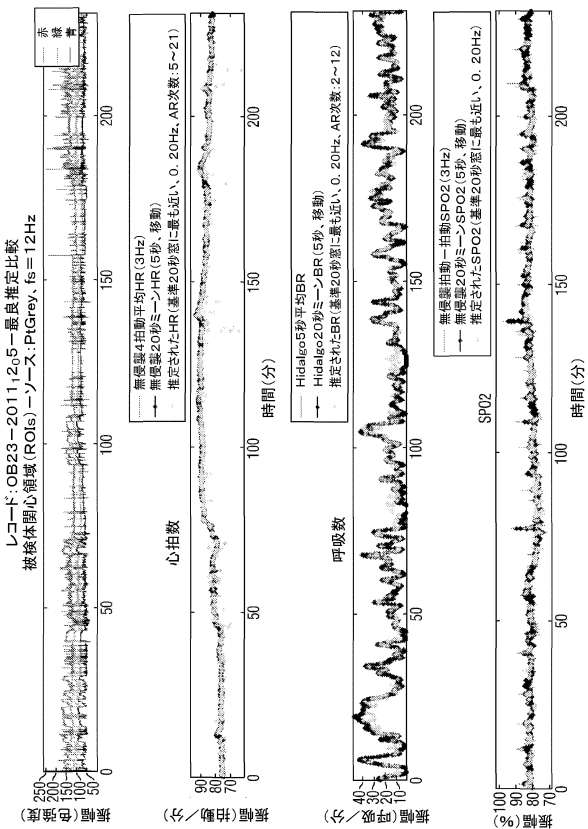


【図12】

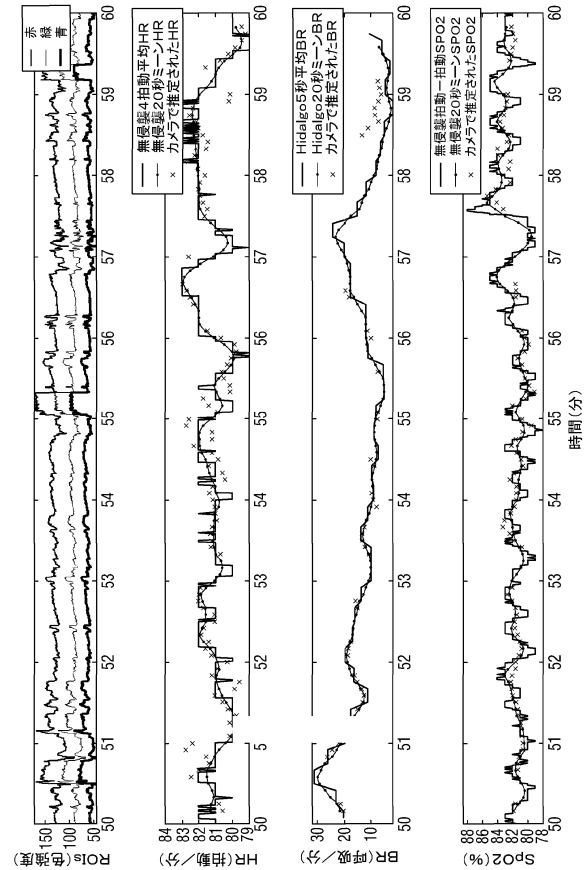


【図13A】

レコード:OB23-2011,20,5-最良推定比較  
被検体:関心領域 (ROIs) - ノーズ: PtGrey, fs = 12Hz

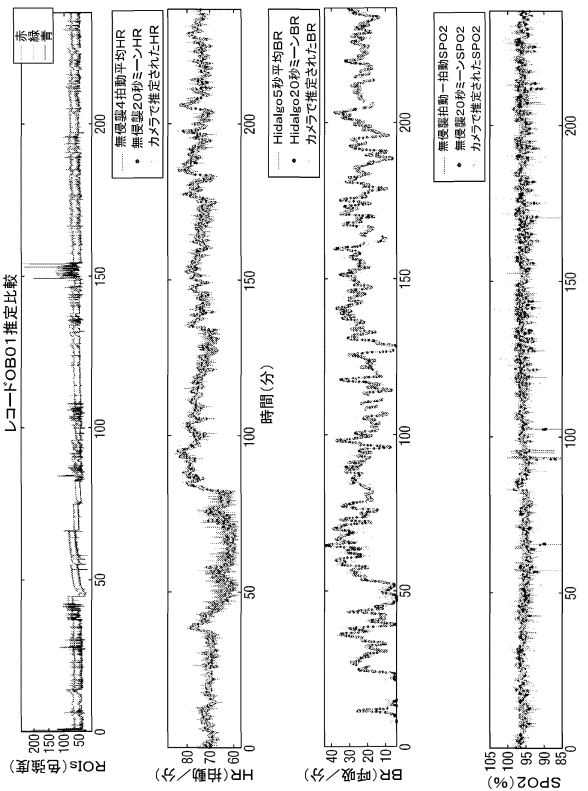


【図13B】



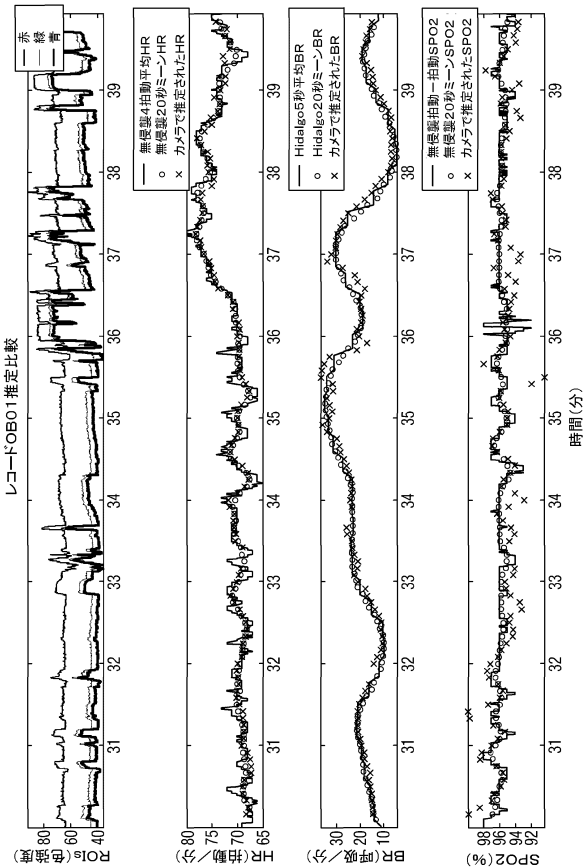
【図14A】

レコード:OB01-推定比較

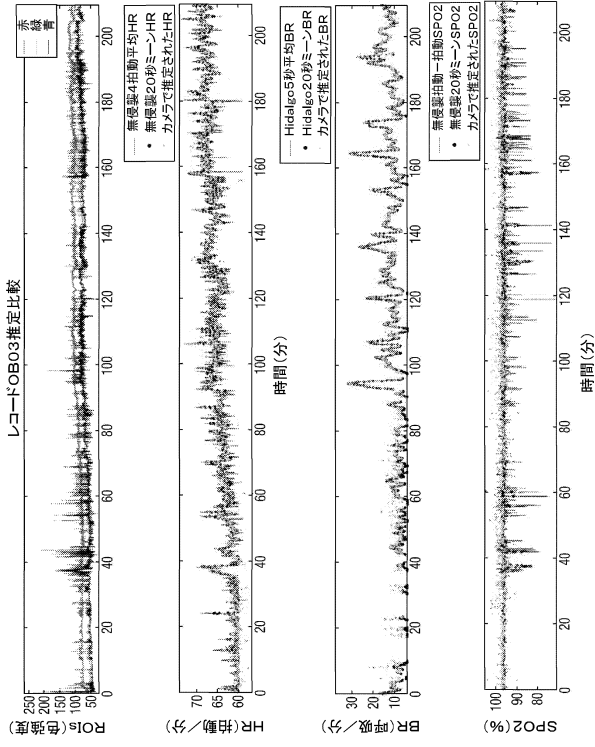


【図14B】

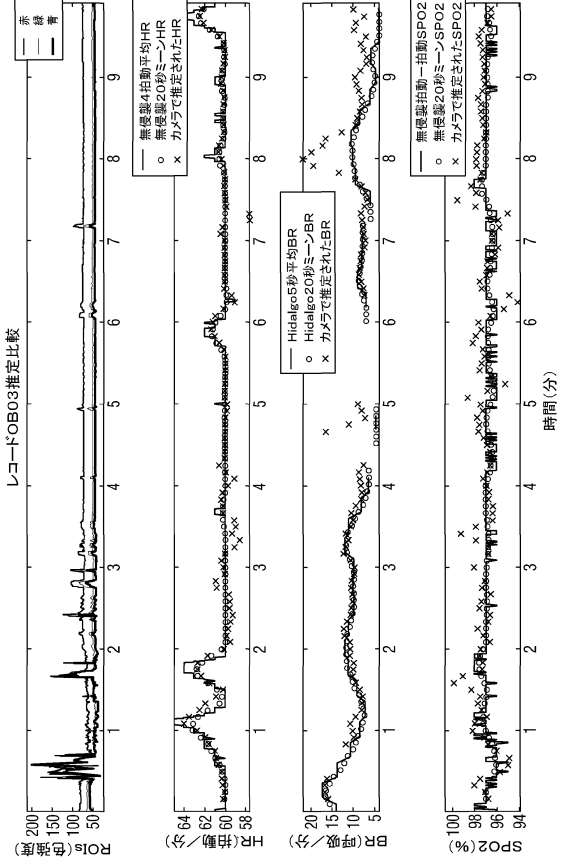
レコード:OB01-推定比較



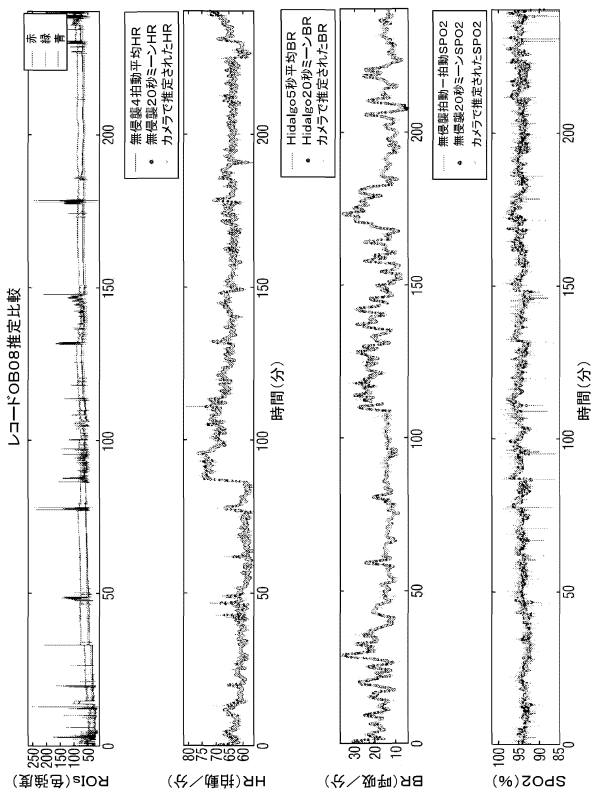
【図15A】



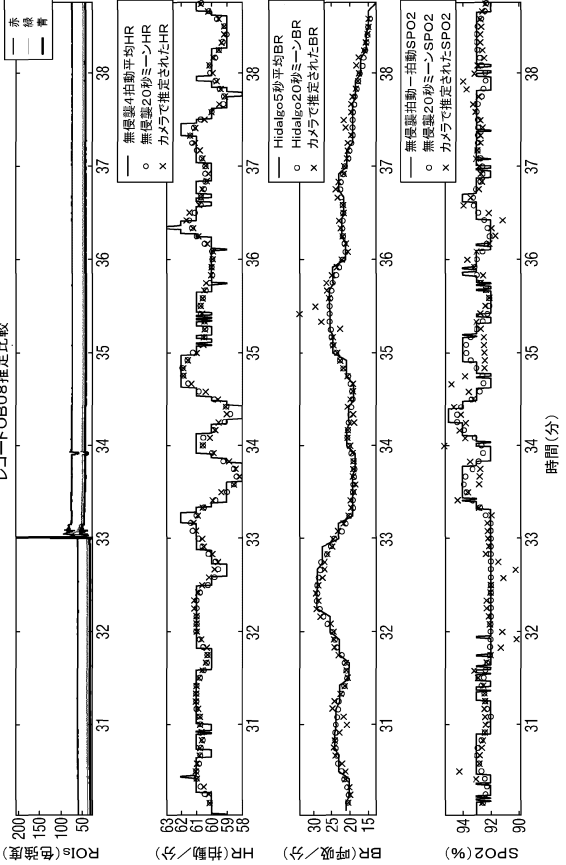
【図15B】



【図16A】



【図16B】



## フロントページの続き

- (72)発明者 クリフトン デイビッド アンドリュー  
イギリス、オックスフォードシャー、オックスフォード オーエックス3 7ディーキュー、ルー  
ズベルト ドライブ、ユニバーシティ オブ オックスフォード、オールド ロード キャンパス  
リサーチ ビルディング、インスティテュート オブ バイオメディカル エンジニアリング、  
デパートメント オブ エンジニアリング サイエンス、
- (72)発明者 モントーヤ マウリシオ クリスティアン ヴィラローエル  
イギリス、オックスフォードシャー、オックスフォード オーエックス2 7キューダブリュー、  
ハーネス クローズ 3
- (72)発明者 タラセンコ ライオネル  
イギリス、オックスフォードシャー、オックスフォード オーエックス3 7ディーキュー、ヘデ  
イントン、ルーズベルト ドライブ、オールド ロード キャンパス リサーチ ビルディング、  
デパートメント オブ エンジニアリング サイエンス

審査官 伊知地 和之

- (56)参考文献 国際公開第2010/100593(WO, A1)  
特表2010-535047(JP, A)  
国際公開第2011/099600(WO, A1)  
国際公開第2010/100594(WO, A2)  
特開2001-149349(JP, A)

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/01  
A61B 5/02 - 5/03  
A61B 5/06 - 5/22  
CSDB(日本国特許庁)

专利名称(译)	远程监控生命体征		
公开(公告)号	<a href="#">JP6219279B2</a>	公开(公告)日	2017-10-25
申请号	JP2014526549	申请日	2012-08-16
[标]申请(专利权)人(译)	伊西斯伊诺规避角度化有限公司		
申请(专利权)人(译)	伊西斯伊诺规避角度化有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	牛津单向一花旗イノベーション有限公司		
[标]发明人	クリフトンデイビッドアンドリユー モントーヤマウリシオクリスティアンヴィラローエル タラセンコライオネル		
发明人	クリフトン デイビッド アンドリユー モントーヤ マウリシオ クリスティアン ヴィラローエル タラセンコ ライオネル		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/1455 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/0077 A61B5/0022 A61B5/0205 A61B5/02416 A61B5/0816 A61B5/1176 A61B5/14551 A61B5/7203 A61B5/725 G06K9/00563 G06T5/008 G06T5/10 G06T2207/10016 G06T2207/10024 G06T2207/30076 G06T2207/30088 G06T2207/30104 G06T2207/30201		
FI分类号	A61B5/00.101.A A61B5/00.ZDM A61B5/14.322 A61B5/02.310.Z		
优先权	2011014406 2011-08-22 GB		
其他公开文献	JP2014527863A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种通过检测由诸如网络摄像机的摄像机拍摄的对象图像中的PPG信号来远程监视生命体征的方法。通过对从受试者皮肤上感兴趣的区域反射的环境光的自回归分析来识别PPG信号。例如，通过对背景中感兴趣区域而不是皮肤反射的环境光的自回归分析来消除由于环境光的频率分量和摄像机的帧速率引起的混叠伪像。这揭示了环境光的光谱含量，其允许识别受试者的PPG信号。从PPG信号获得心率，氧饱和度和呼吸率。可以基于值的统计分析将这些值组合成健康指数。 [选图]图1

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6219279号 (P6219279)
(45) 発行日 平成29年10月25日 (2017.10.25)	(24) 登録日 平成29年10月6日 (2017.10.6)	
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 O 1 A	
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 Z D M	
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 2	
	A 6 1 B 5/02 3 1 0 Z	
請求項の数 19 (全 21 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-526549 (P2014-526549)	(73) 特許権者 507226592	
(8) (22) 出願日 平成24年8月16日 (2012.8.16)	オックスフォード ユニヴァーシティ イ	
(6) 公表番号 特表2014-527863 (P2014-527863A)	ノヴェーション リミテッド	
(43) 公表日 平成26年10月23日 (2014.10.23)	英国 オックスフォード OJジェイビー	
(8) 国際出願番号 PCT/GB2012/053004	ックスフォード ボトリー ウェスト	
(67) 国際公開番号 W02013/027027	エイ3 バクストン コート	
(67) 国際公開日 平成25年2月28日 (2013.2.28)	(74) 代理人 110000154	
審査請求日 平成27年7月10日 (2015.7.10)	特許業務法人はるか国際特許事務所	
(31) 優先権主張番号 1114406.0		
(32) 優先日 平成23年8月22日 (2011.8.22)		
(33) 優先権主張国 英国 (GB)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 バイタルサインのリモートモニタリング		