

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6148009号  
(P6148009)

(45) 発行日 平成29年6月14日 (2017. 6. 14)

(24) 登録日 平成29年5月26日 (2017. 5. 26)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 O B

A 6 1 B 5/02 3 1 O H

請求項の数 6 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2012-532700 (P2012-532700)  
 (86) (22) 出願日 平成22年10月4日 (2010. 10. 4)  
 (65) 公表番号 特表2013-506525 (P2013-506525A)  
 (43) 公表日 平成25年2月28日 (2013. 2. 28)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2010/054462  
 (87) 国際公開番号 W02011/042851  
 (87) 国際公開日 平成23年4月14日 (2011. 4. 14)  
 審査請求日 平成25年10月3日 (2013. 10. 3)  
 審判番号 不服2015-16476 (P2015-16476/J1)  
 審判請求日 平成27年9月8日 (2015. 9. 8)  
 (31) 優先権主張番号 09172345.2  
 (32) 優先日 平成21年10月6日 (2009. 10. 6)  
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(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 アイン  
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5  
 High Tech Campus 5,  
 NL-5656 AE Eindhoven  
 (74) 代理人 100107766  
 弁理士 伊東 忠重  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 フォトプレチスモグラフィーを実行するための方法及びシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

周期的な生物学的現象に対応する構成成分の特性を決定するために生体から光を取得するように配置された少なくとも三つのセンサーからの少なくとも三つの信号に基づいて信号を処理することを含む、遠隔フォトプレチスモグラフィーの方法において、

前記少なくとも三つのセンサーのうちの第一のセンサーが、水の吸収スペクトルにおけるピークに対応する周波数を中心とする限定された範囲の帯域を有する光に対応する第一の信号を出力する段階と、

前記少なくとも三つのセンサーのうちの第二のセンサーが、前記生体の皮膚におけるオキシヘモグロビンの量の変動を検出するための緑色の光に対応する第二の信号を出力する段階と、

前記少なくとも三つのセンサーのうちの第三のセンサーが、生体の移動及び／又は照明の変化に起因する雑音信号に対応する第三の信号を出力する段階と、

前記第三の信号を脱相関された、前記第一の信号及び前記第二の信号の間における相関が決定された単一の信号を解析することにより、前記周期的な生物学的現象に対応する構成成分の特性を決定する段階と、

を有する、方法。

【請求項 2】

請求項 1 に従った方法であって、

前記生体へと偏光した光を向けること及び偏光依存性のフィルターを通じて前記生体が

10

20

ら光を取得することを含む、方法。

【請求項 3】

請求項 1 に従った方法であって、

ビームスプリッターが、前記生体からの光を、前記第一のセンサーへの第一のビームと前記第三のセンサーへの第三のビームとに分裂させること  
を含む、方法。

【請求項 4】

請求項 1 に従った方法であって、

前記第一の信号からの前記第三の信号の脱相関は、前記第一の信号から前記第三の信号を減ずることを含む、方法。

10

【請求項 5】

生体から光を取得するための少なくとも三つのセンサー、

周期的な生物学的現象に対応する構成成分の特性を決定するために前記少なくとも三つのセンサーからの少なくとも三つの信号に基づいて信号を処理するように配置された信号を処理するシステム、

を含み、

前記少なくとも三つのセンサーのうちの第一のセンサーは、水の吸収スペクトルにおけるピークに対応する周波数を中心とする限定された範囲の帯域を有する光に対応する第一の信号を出力し、

前記少なくとも三つのセンサーのうちの第二のセンサーは、前記生体の皮膚におけるオキシヘモグロビンの量の変動を検出するための緑色の光に対応する第二の信号を出力し、

20

前記少なくとも三つのセンサーのうちの第三のセンサーは、生体の移動及び／又は照明の変化に起因する雑音信号に対応する第三の信号を出力し、

前記信号を処理するシステムは、前記第三の信号を脱相関された、前記第一の信号及び前記第二の信号の間における相関が決定された単一の信号を解析することにより、前記周期的な生物学的現象に対応する構成成分の特性を決定する、

遠隔フォトプレチスモグラフィを実行するためのシステム。

【請求項 6】

少なくとも三つの信号に基づいて信号を処理する遠隔フォトプレチスモグラフィのためのシステムにおいて、

30

前記少なくとも三つの信号は、周期的な生物学的現象に対応する構成成分の特性を決定するために生体から光を取得するように配置された少なくとも三つの手段から供給され、

前記少なくとも三つの手段は、

水の吸収スペクトルにおけるピークに対応する周波数を中心とする限定された範囲の帯域を有する光に対応する第一の信号を出力する第一の手段と、

前記生体の皮膚におけるオキシヘモグロビンの量の変動を検出するための緑色の光に対応する第二の信号を出力する第二の手段と、

生体の移動及び／又は照明の変化に起因する雑音信号に対応する第三の信号を出力する第三の手段と、

を有し、

40

前記システムは、前記第三の信号を脱相関された、前記前記第一の信号及び前記第二の信号の間における相関が決定された単一の信号を解析することにより、前記周期的な生物学的現象に対応する構成成分の特性を決定する、システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

発明の分野

発明は、フォトプレチスモグラフィの方法、フォトプレチスモグラフィを実行するためのシステム、及びコンピュータープログラムに係る。

50

## 【背景技術】

## 【0002】

## 発明の分野

Verkruyssse, W. et al., "Remote plethysmographic imaging using ambient light", Optics Express 16(26), 22 December 2008, pp. 21434 - 21445 は、フォトプレチスモグラフィーの信号が、周囲の光及び映画のモードにおける単純な消費者レベルのデジタルカメラを使用することで遠隔に測定されたものであったところの方法を開示する。心拍数及び呼吸速度を数個の倍音まで定量化することができた。緑色のチャンネルが、(オキシ)ヘモグロビンによる吸収のピークに対応する、最も強いフォトプレチスモグラフィーの信号を特徴付けたとはいえ、赤色及び青色のチャンネルは、また、フォトプレチスモグラフィーの情報を含有した。

10

## 【0003】

知られた方法の問題は、緑色のチャンネルが、関心のあるフォトプレチスモグラフィーの信号を検索することを困難にする雑音にかけられることがあることである。これは、生物測定学の信号と弱く相関させられたものだけであるところの、他のチャンネルのいっそうより大きい程度まで真実である。

## 【先行技術文献】

## 【非特許文献】

## 【0004】

20

【非特許文献1】 Verkruyssse, W. et al., Optics Express 16(26), 22 December 2008, pp. 21434 - 21445

## 【発明の概要】

## 【0005】

## 発明の概要

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

そこにあるものが緑色のチャンネルにおける雑音であるところでさえも相対的に明瞭な生物測定学の信号を検索することができるものであることの尤度を増加させるところのより上に述べられたタイプの方法及びシステムを提供することは、それは望ましいことである。

30

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

この目的は、発明に従った方法によって達成されたものであるが、それは、

周期的な生物学的な現象の特性についての情報を抽出するために生体からの光を取得するために配置された 1個以上 のセンサーから 1個以上 の信号に基づいた信号を処理すること

：を含むと共に、

それにおいて、 1個以上 のセンサーからの信号の 1個以上 のものは、光源及び水の吸収スペクトルにおけるピークに対して調整された 1個以上 のセンサーの前に置かれたフィルターの 1個以上 のものを使用することによって得られたものである。

40

## 【0008】

このように、方法は、脈動する血液の血漿の流れに起因して反射させられた及び/又は透過させられた光における変動に 高感度な チャンネルの使用をなす。このチャンネルにおける信号は、照明されたエリアにおけるオキシヘモグロビンの量における変動に 高感度な チャンネルに対する追加において又はそれに対する代替のものとして、使用されたものであることができる。光の異なるものの周波数が、使用されたものであるという理由のために、そこにあるものは、より強い信号が、そこにあるものが緑色のチャンネルにおける雑音であるところの状況において得られたものであることになるところの、より大きい尤度である。

50

## 【0009】

ある実施形態においては、ピークは、750nmより上の空気における電磁放射の波長の範囲に対応する範囲におけるものである。

## 【0010】

これの実施形態は、可視の光を有することが、それが望ましくないものであるところの状況における使用に適切なものである。例は、公共の空間、軍事上の優先順位付け、夜におけるモニタリング、及び新生児の保育器を含む。

## 【0011】

これの実施形態の別形において、ピークは、1100nmと比べてより小さい波長の範囲に対応する範囲におけるものである。

10

## 【0012】

これの実施形態は、シリコンのテクノロジーにおいて実施された（フォトダイオードのアレイを含む）フォトセンサーを使用することが、それが可能性のあるものであるところの効果を有する。そのようなセンサーは、一般には、800nm又は900nmのまわりでそれらの感度におけるピークを示す。1000nmで、感度は、わずかにより低いものであるが、しかし、そこにあるものが、また、具体的には970nmにおける、水の吸収スペクトルにおける好ましいピークであるところの、このスペクトルの範囲において光子を検出することが十分にまだ高いものである。そこにあるものは、多数の商業的に入手可能な及び安いシリコンに基づいたセンサー、例えば、CMOS及びCCDアレイである。

20

## 【0013】

方法の実施形態は、生体へと偏光させられた光を向けること及び偏光依存性フィルターを通じて生体からの光を取得することを含む。

## 【0014】

これの実施形態は、具体的にはまた周期的な構成成分を備えた光を含む、周囲の光を除去することの効果有する。

## 【0015】

ある実施形態においては、光源及び水の吸収スペクトルにおけるピークに対して調整された1個以上のセンサーの前に置かれたフィルターの1個以上のものを使用することによって得られた信号は、第一のセンサーから得られたものであると共に、第二の信号は、第一のセンサーと比べて異なる波長の範囲において生体からの光を取得するために配置された、第二のセンサーから得られたものである。

30

## 【0016】

第一のセンサーからの信号は、脈動する血液の流れを表す強い構成成分を含むとはいえ、また、生体の移動及び/又は照明の変化に起因してアーチファクトを含むことがある。第二の信号は、血液の流れの変化に対して特定して高感度なものであるものではないところの、しかし、生体の移動及び/又は照明の変化に起因して同じアーチファクトを含むところの、波長の範囲における取得された光を表すものであることができる。このように、第二の信号は、一般には周期的な生物学的な現象を表すものではない構成成分を取り除くことによって第一の信号を補正するために使用されたものであることができる。

40

## 【0017】

これの実施形態の形態は、第一のセンサーへと向けられたビーム及び第二のセンサーへと向けられたビームへと生体から光を分配させるためにビーム分配装置を使用することを含む。

## 【0018】

これは、信号が、両方とも、照明の変化又は生体の同じ表面のエリアの移動を表す構成成分を含むという理由のために、より多く正確に第二のセンサーからの信号を使用することで実行された補正をなす。分配させることは、波長ドメインにおけるものであることができる、又は、それは、偏光の分配であることができる。

## 【0019】

50

さらなる形態は、最も少ないときで第一の及び第二の信号の第一のものだけに基づいた信号から最も少ないときで第一の及び第二の信号の第二のものだけに基づいた信号を減ずることを含む。

【0020】

これの形態は、相対的に単純な信号を処理するテクニックを使用することで実施できる。複雑な信号解析は、要求されない。特に、減法は、具体的には時間ドメインにおいて実行されたものであることができる。減法の操作において使用された信号は、それらに対応するところのものにおいて、又は、それらが、実施に依存することで、一個のものと比べてより小さい若しくはより大きいゲインを適用することによって得ることが可能なものであるところのものにおいて、最も少ないときで第一の及び第二のセンサーからの信号に基づいたものであることができる。

10

【0021】

さらなる形態は、生体からの光を取得するためにセンサーを使用することに先行するもので、各々が他のものに対して少なくとも第一の及び第二のセンサーからの信号に基づいたそれぞれの信号の振幅及び位相の1個以上のものを調節するためのもののようなそのように、較正の表面からの光を取得するためにセンサーを使用すること、及び、光の取得及び1個以上センサーからの信号に基づいた信号の提供の1個以上のものに影響を及ぼすパラメーターを調節することを含む。

【0022】

効果は、第一の及び第二のセンサーからの信号、又は単純な乗法によって得ることが可能なものであることによってこれらのそれぞれの信号に基づいた信号が、例えば、方法が生体へ適用されたものであるとき、具体的には、一個のものが別のものから直接的に減じられたものであり、特に時間ドメインにおいてはそう言うことができる。

20

【0023】

発明の別の態様に従って、そこに提供されたものは、

生体から光を取得するための1個以上のセンサー；

周期的な生物学的な現象の特性についての情報を抽出するために1個以上のセンサーからの1個以上の信号に基づいた信号を処理するために配置された信号を処理するシステム；並びに、

光源及び水の吸収スペクトルにおけるピークに対して調整されたセンサーの前に置かれた1個以上のフィルター

30

；を含む、フォトプレチスモグラフィーを実行するためのシステムである。

【0024】

ある実施形態においては、システムは、発明に従った方法を実行するために配置されたものである。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】図1は、遠隔のフォトプレチスモグラフィーのための第一のシステムの概略図である。

【図2】図2は、遠隔のフォトプレチスモグラフィーのための第二のシステムの概略図である。

40

【図3】図3は、遠隔のフォトプレチスモグラフィーのための第三のシステムの概略図である。

【図4】図4は、周期的な生物学的な現象の特性を決定するための解析のための信号を得ることの第一の方法におけるステップを図解するフローチャートである。

【図5】図5は、周期的な生物学的な現象の特性を決定するための解析のための信号を得ることの第二の方法におけるステップを図解するフローチャートである。

【図6】図6は、遠隔のフォトプレチスモグラフィーのための第四のシステムの概略図である。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 2 6 】

【 0 0 2 7 】

実施形態の詳細な説明

遠隔のフォトプレチスモグラフィーのためのシステムの数個の実施形態についてこれから説明する。フォトプレチスモグラフィーは、皮膚の反射率の変動を使用することである一定の周期的な生理学的な現象を特徴付けるための方法である。ヒトの皮膚は、最も少ないときで二個の層を備えた対象としてモデル化されたものであることができるが、それらのものの一方のものが表皮（薄い表面の層）であると共に他方のものが真皮（表皮のすぐ下の厚い層）である。光の入ってくる光線のおおよそ5%は、表皮において反射させられたものであるが、それは、全ての波長及び皮膚の色についての事例である。残る光は、（二色性の反射のモデル（Dichromatic Reflection Model）において記述された）体の反射率として知られた現象において二個の皮膚の層の内で散乱させられた及び吸収されたものである。表皮は、主として光を吸収する、光学的なフィルターと同様に挙動する。真皮において、光は、散乱させられたものである及び吸収されたものであるものの両方である。吸収は、吸収が血液の流れの変動に対して高感度なものであるところのそのように、血液の組成に依存性のものである。真皮の光学的な性質は、一般には、全てのヒトの種族について同じものである。真皮は、血液の脈管の稠密なネットワーク、成人の合計の脈管のネットワークの約10%、を含有する。これらの脈管は、体における血液の流れに従ったもので収縮する。それらは、その結果として、真皮の構造を変化させるが、それは、皮膚の層の反射率に影響する。その結果として、心拍数は、皮膚の反射率の変動から決定されたものであることができる。

10

20

【 0 0 2 8 】

フォトプレチスモグラフィーのための第一のシステム（図1）は、光源1及び生体、例えば、人間の露出させられた皮膚のエリアへと光源からの光を集束させるための光学的なシステムを具備する。図解された実施形態における光学的なシステムは、ビームスプリッター2及び第一のレンズ3を具備する。

【 0 0 2 9 】

反射させられた光は、第一のレンズ3によって収集された、ビームスプリッター2において反射させられた、及び、光センサー5へと第二のレンズ4によって集束させられた、ものである。他の実施形態においては、光学的なシステムは、レンズ、集光装置、ビームスプリッター、プリズム、及び同様なもののようなそのような、一つ以上の素子を含む、さらなる素子を具備する。

30

【 0 0 3 0 】

図解された実施形態においては、光は、フィルター6を通る。フィルター6は、少なくとも波長依存性があり、水の吸収スペクトルにおけるピークに対応する波長に中心が置かれた波長の狭い帯域を通すために配置される。通過帯域は、水の吸収スペクトルにおけるピークの位置に幅依存性を有する。一般には、幅は、吸収ピークの半値全幅が、通過帯域の内に含有されたものである。従って、幅は、100nmから1・mまでの範囲にわたることができる。水の吸収スペクトルにおけるピークは、可視のスペクトルの内においては514、606、660、及び739nmの波長に対応する周波数で起こる。さらなるピークは、スペクトルの可視の部分のちょうど外側の836及び970nmで起こる。後者の値は、周囲のライティング（照明）のレベルが低いものであると共に光源1が過剰に多量の可視の光を放出するものではない実施形態において使用されたものである。実際に、ある一定のそのような実施形態においては、光源1は、全く使用されず、光センサー5によって提供された信号は、完全に反射された周囲の電磁放射に起因する。

40

【 0 0 3 1 】

光源1が使用された実施形態においては、フィルター6及び光源1は、偏光依存性がある。このようにして、光センサー5からの信号は、通常、周囲の光のレベル変化に起因する変動の影響が無いようにすることができる。

【 0 0 3 2 】

50

図解された実施形態においては、光センサー 5 からの信号は、データを処理するデバイス 7 によって得られたものであるが、それは、プログラミングされた一般的な目的のコンピュータデバイス又は特定のアプリケーション用デバイスであることができる。

【 0 0 3 3 】

データを処理するデバイス 7 は、また、コントローラー 8 及び光源 1 に電力を供給するためのドライバー 9 へコントロール（制御）信号を提供する。ある実施形態においては、これらの二個の構成部品 8、9 は、データを処理するデバイス 7 を備えた単一のデバイスへと統合されたものである。

【 0 0 3 4 】

光センサー 5 からの信号対雑音比を増加させる為に、ヘテロダイン検出を利用することができる。光源 1 によって放出された光は、ある一定の周波数 で変調されたものである。従って、光センサー 5 は、同じ周波数の信号及び他の周波数の光を生成することになる。他の周波数の光は、除かれることがある。

10

【 0 0 3 5 】

ある実施形態においては、光源 1 は、広いスペクトルを備えた光を放出するために配置されたものである。別の実施形態においては、光源 1 は、水の吸収スペクトルにおけるピークに対応する周波数に調整されたものである。具体的には、この周波数は、一般には、波長に依存性のフィルター 6 が調整された波長と同じある。周波数が、836 nm 又は 970 nm の空気における波長に対応するとすれば、そのとき可視の電磁放射は、放出されない。

20

【 0 0 3 6 】

データを処理するデバイス 7 は、フィルタリング及び解析のような操作を実行する。具体的には、データを処理するデバイス 7 は、その信号又はフィルタリングされた信号のスペクトルが、最も少ないときで周期的な生物学的な現象と関連させられた信号が有るものであることが期待されたものである範囲に対応する予め定義された範囲において、極大を有する周波数を決定するために、配置されたものである。このように、取得された光が発出する個人の心拍数又は呼吸速度は、決定することができる。決定された値を表す情報は、出力デバイス 10 に提供される。

【 0 0 3 7 】

異なる周波数における光に対する追加として水の吸収スペクトルにおけるピークに対応する周波数で光を使用することもできる。これは、図 2 において図解されたものであるが、そこでは、図 1 のシステムに類似のシステムだが三個の光源 11 - 13 を備えたものが示されている。図解された実施形態においては、ビームスプリッター 14、生存するものの露出させられた皮膚へと光を集束させると共に皮膚から逆戻りに反射させられた光を収集するための第一のレンズ 15、並びに、第二のレンズ 16 及び偏光依存性フィルター 17を具備する光学的なシステムも使用される。

30

【 0 0 3 8 】

三個の光センサー 18 - 20 の各々は、スペクトルの異なる範囲において電磁放射に高感度なものであるが、三個の範囲の 1 個以上のものが限定されたものである。三個の範囲は、重なり合うことがある。

40

【 0 0 3 9 】

三個の光センサー 18 - 20 の1 つは、水の吸収スペクトルにおけるピークに同調されている。一例では、三個の光センサー 18 - 20 の内のもう 1 つは、緑色の光に対応する 500 nm から 600 nm までの範囲内の波長の範囲に調整される。このセンサーは、皮膚におけるオキシヘモグロビンの量における変動に対して感度がある。三個のセンサー 18 - 20 の内の三つ目のものは、皮膚の反射率の変動に特に感度のない波長の範囲に調整することができる。実際、光センサー 18 - 20 の三つ目のものは、全体のスペクトルにわたる光強度の変化を単に検出することができるものである。

【 0 0 4 0 】

光センサー 18 - 20 からの信号は、周期的な生物学的な現象、例えば心拍数に対応す

50

る構成成分の特性を決定するために解析され得る信号（単数形）を提供すべく、それらの信号を処理するデータ処理デバイス 21 に提供される。このためには、緑色の光に対して調整されたセンサーからの信号（単数形）と水の吸収スペクトルにおけるピークに対して調整されたセンサーからの信号（単数形）との間の相関（複数形）が決定され得るのに対し、信号（複数形）は第三のセンサーから脱相関され得る。これは、皮膚の反射率の変化に起因する比較的きれいで強い構成成分を有する単一の信号を生じる。信号の解析は、信号の特性、例えば、周波数を決定する（ステップ 47）ために、データ処理デバイス 21 によって実行される。特性を表す情報は、出力デバイス 22 に提供される。

【0041】

信号対雑音比のさらなる改善のために、図解された実施形態は、光センサー 18 - 20 が調整されたものであるところのそれらのものに対応する電磁放射のスペクトルの範囲内に光を放出するために配置された調整された光源 11 - 13 の使用をなす。ドライバー 23 及びコントローラー 24 は、光源 11 - 13 に電力を供給するために提供されたものである。コントローラー 24 は、データを処理するデバイス 21 に接続されたものである。

【0042】

図 2 の実施形態に記載されている、ヘテロダイン検出は、信号対雑音比をさらに改善するために使用することができる。

【0043】

図 3 に関心を転ずると、イメージングを使用する遠隔のフォトブレチスモグラフィーのためのシステムは、データを処理するシステム 25 及びビデオカメラ 26 を具備する。ビデオカメラ 26 は、データを処理するシステム 25 のインターフェース 27 ヘイメージのシーケンスを提供するために配置されたものである。データを処理するシステム 25 は、データを処理するデバイス 28 及び大容量記憶デバイス 30 に格納されたソフトウェアに含まれた命令を実行するためのメインメモリー 29 を含む。データを処理するシステム 25 は、さらに、ディスプレイのようなそのような出力デバイス 32 へのインターフェースを具備する。

【0044】

データを処理するシステム 25 によって実行されたフォトブレチスモグラフィーの方法の第一の実施形態は、図 4 に図解されたものである。

【0045】

これの実施形態においては、初期化のステップ 33 は、ビデオカメラ 26 についての適当なセッティングを決定する為に、最初に完了させられたものである。この目的を達成するために、データを処理するシステム 25 は、デジタルイメージのシーケンスが取得されたものである一方で、ビデオカメラ 26 のカメラのチャンネルのフレーム率、露出時間、ピクセルクロック（ピクセルの値が獲得された率を決定するセッティング）、及びゲインの 1 個以上のものが変動させられたものであることを引き起こす。シーケンスの各々のイメージの最も少なくとも一部分の（空間的な）平均の明るさは、測定されたものであり、平均の明るさにおける周期的なゆらぎの規模は、セッティングの各々の新しい値について決定されたものである。最も少ないときでスペクトルの範囲、具体的には 100 Hz までの範囲、内の規模が最も小さいものであるところのそれらのセッティングは、方法におけるその後の使用のために選択されたものである。最も少ないときでイメージの一部分の特別な平均の明るさを決定することの代わりに、個々のピクセルの明るさのゆらぎは、決定されたものであることができる。ビデオカメラ 26 のセッティングを選ぶことの効果は、周期的なバックグラウンドのライティングのゆらぎが、方法の残りのものが適用されたイメージのシーケンスから可能性のある最も大きい程度まで不在のものであるところのものである。

【0046】

次のステップ 34 において、イメージのシーケンス 35 は、ビデオカメラ 26 から得られたものである。

【0047】



一つの実施形態においては、ビデオカメラ 26 は、水の吸収スペクトルにおけるピークに対応する波長に対して調整された単一のフィルターが提供されたものである。具体的には、より上に議論された実施形態におけるもののように、これは、スペクトルの可視の部分における周波数に対応する波長、例えば、514、606、660、又は739nm、であることができる。別の実施形態においては、周波数は、ちょうどスペクトルの可視の範囲の外側にあるもの、例えば、836nm又は970nm、であることができるが、それは、再度、スペクトルのその部分において高感度なものであるところの共通のシリコンに基づいた光センサーのアレイの使用を許容する。

【0048】

代替の実施形態においては、ビデオカメラ 26 は、シーケンス 35 における各々のイメージが複数のイメージフレームに対応するが、各々のものが電磁放射のスペクトルの異なる範囲における光の強度を表すピクセルの値のアレイを具備するところのそのように、複数のフィルターが提供されたものである。イメージフレームの1個以上のシーケンスは、水の吸収スペクトルにおけるピークに対応する周波数に中心が置かれた限定された範囲に対応する。

【0049】

その後、イメージ 35 は、周期的なものではないバックグラウンドの信号を取り除くために処理されたものである（ステップ 36）。この目的を達成するために、イメージ 35 の部分又は全ての時間で変動する平均の明るさに対応する補正の信号は、形成されたものである。図解された実施形態においては、イメージ 35 のピクセルのデータは、その次に、補正の信号から脱相関させられたものである。線形のものではない相互相関を取り消すためのアルゴリズムは、それ自体で知られたものである。さらなるイメージを処理することは、例えば、カメラの動きを補償するために、これの段階 36 で行われる。

【0050】

二個の次のステップ 37、38 において、イメージのセグメント化の方法は、イメージのシーケンス 35 の1個以上のもので行われたものである。具体的には、体の部分、一般には人間の顔、を検出するためのアルゴリズムは、これらのステップ 37、38 において実行されたものである。適切なアルゴリズムは、Viola, p. and Jones, M. J., "Robust real-time object detection", Proc. Of IEEE Workshop on statistical and computational theories of vision, 13 July 2001 に記載されたものである。ある一定の形状及び/又は色を備えたセグメント（例のためには、皮膚の色）を認識することに基づいた他の適切なアルゴリズムは、知られたものであると共に、文献に記載されたこれらのアルゴリズムの代わりに又はそれに対する追加として、使用することもできる。

【0051】

望まれたタイプの体の部分に対応するために決定された1個以上の明確なセグメント 39 は、イメージのシーケンス 35 を通じてトラッキングされたものである（ステップ 40）。換言すると、例えば、イメージ 35 内における体の部分の移動を定量化するためにシーケンス 35 におけるイメージを比較することによって、その場所を決めるために、セグメント 39 は、置かれたものである。適切なトラッキングのアルゴリズムは、例のためには、De Haan et al., "True-motion estimation with 3-D recursive search block matching", IEEE Transactions on circuits and systems for video technology, 3(5), October 1993, pp. 368 - 379 から、知られたものである。

【0052】

その後、各々の選択された及びトラッキングされたセグメント 39 について、イメージセグメント 39 内における測定ゾーン 41 は、選択されたものである（ステップ 42）。このステップ 42 は、類似の特性を有する連続的な部分のセットの決定するために - 各

10

20

30

40

50

々の部分がサイズにおいて一つ以上のイメージの点である - 複数のイメージの部分のピクセルのデータの空間的な解析を伴う。これらの部分は、測定ゾーン 4 1 を形成するために選択されたものである。それが同様にトラッキングされたものであるところのそのように、それが具備されたものであるところのトラッキングされたセグメント 3 9 に対して相対的な測定ゾーン 4 1 の位置は、決定されたものである。

【 0 0 5 3 】

次のステップ 4 3 は、各々の値が、イメージのシーケンス 3 5 の特定の一個のものにおいて測定ゾーン 4 1 からのピクセルの値の組み合わせであるところの明るさの信号 4 4 の発生を伴う。

【 0 0 5 4 】

イメージが、電磁放射のスペクトルにおける異なる範囲に対応するイメージフレームを具備するところで、このステップ 4 3 は、（詳細に示されたものではない）複数のステップを含むことができるが、それにおいて別個の信号は、イメージフレームの各々のシーケンスについて形成されたものである。これらの別個の信号は、その次に、単一の信号 4 4 を提供するために処理されたものである。具体的には、イメージフレームの一個のシーケンスが、水の吸収スペクトルにおけるピークに対応する周波数の範囲に対応すると共に別のシーケンスが、緑色の光に対応するところで、共通の信号の構成成分だけは、保たれたものであることができる。一般的な強度のレベル又は脈動する血液の流れに起因して変動に対して高感度なものではないサブレンジに対応するシーケンスは、雑音を取り除くために使用されたものであることができる。

【 0 0 5 5 】

その次に（ステップ 4 5 ）、明るさの信号 4 4 は、その平均的な値に中心が置かれたものであるが、イメージのシーケンス 3 5 の各々のものから複数のピクセルの値に基づいた値における最も少ないときで変動を表す最終的な信号 4 6 を生み出す。代替の実施形態においては、明るさの信号 4 4 のダイナミックレンジの 1 % のオーダーの変動を抽出するための異なるテクニック、例えば、差別化のステップを伴うフィルタリングの操作、は、使用されたものである。

【 0 0 5 6 】

最終的に（ステップ 4 7 ）、モニタリングされたものである周期的な生物学的な現象の特性は、抽出されたものである。これは、事例のためには、モニタリングされたものである個々のものの心拍数であることができる。例のためには、高速フーリエ変換を使用することで、信号 4 6 のスペクトルにおける極大は、決定されたものであることができる。

【 0 0 5 7 】

図 4 のそれのものに対する代替の方法は、図 5 に図解されたものである。これの実施形態は、また、一個のものが、例のためには、位相マップを発生させることを許容する。

【 0 0 5 8 】

図 5 の方法は、また、ビデオカメラ 2 6 ための適当なセッティングを決定するための初期化のステップ 4 8 で始まる。データを処理するシステム 2 5 は、デジタルイメージのシーケンスが取得されたものである一方で、ビデオカメラ 2 6 のカメラのチャンネルのフレーム率、露出時間、ピクセルクロック（ピクセルの値が獲得されたものであるところの率を決定するセッティング）、及びゲインの 1 個以上のものが変動させられたものであることを引き起こす。シーケンスの各々のイメージの最も少ないときで一部分の（空間的な）平均の明るさは、決定されたものであると共に、平均の明るさにおける周期的なゆらぎの規模は、セッティングの各々の新しい値について決定されたものである。最も少ないときでスペクトルの範囲、具体的には 1 0 0 H z までの範囲、内の規模が最も小さいものであるところのそれらのセッティングは、方法におけるその後の使用について選択されたものである。イメージの最も少ないときで一部分の空間的な平均の明るさを決定することの代わりに、個々のピクセルの明るさのゆらぎは、決定されたものであることができる。

【 0 0 5 9 】

その次に（ステップ 4 9 ）、イメージのシーケンス 5 0 は、得られたものである。図 4

10

20

30

40

50

の実施形態におけるもののように、このシーケンス 50 は、複数のイメージフレームのシーケンスの具備されたものであることができるが、各々のものが電磁放射のスペクトルの異なる部分（即ち、可視のスペクトルだけが使用されたものであるとすれば、異なる色のチャンネル）に対応する。

#### 【0060】

イメージ 50 は、イメージ 50 の部分又は全ての時間で変動する平均の明るさに対応する補正の信号を使用することで周期的なものではないバックグラウンドの信号を取り除くために処理されたものである（ステップ 51）。このステップは、図 4 の方法における対応するステップ 36 に類似のものである。

#### 【0061】

その次に（ステップ 52）、グリッドは、イメージ 50 の上にかぶせられたものであるが、そのグリッドは、複数の測定ゾーン、又は最も少ないときで潜在的な測定ゾーン、へと各々のイメージを仕切る。各々の測定ゾーンは、複数のピクセルの値を含む。

#### 【0062】

信号 53a - n は、グリッドによって定義されたもののような、1 個以上の、しかしより多く一般には複数の、測定ゾーンについて抽出されたものである（ステップ 54）。このステップ 54 は、信号 53 の各々の値が、イメージ 50 の一個のものだけからのピクセルの値に基づいたものであるところのそのような、単一の値へと測定ゾーンからのピクセルの値を組み合わせることを伴う。このように、結果は、関連させられた測定ゾーンの明るさを表す時間で変動する信号 53a - n のセットである。一つの実施形態においては、ピクセルの値は、平均化することによって組み合わせられたものである。別の実施形態においては、ピクセルの値は、平均的な値を取ることによって組み合わせられたものである。組み合わせは、ランダムな雑音を取り除くが、周期的な生物学的な現象に対応するより強い構成成分を備えた信号に至る。

#### 【0063】

イメージのシーケンス 50 が、各々のものが電磁放射のスペクトルの異なる範囲と関連させられた、複数のイメージフレームのシーケンスの具備されたものであるところで、イメージ作り上げるイメージフレームの各々のものにおける対応する測定ゾーンからのピクセルの値は、組み合わせられたものである。組み合わせは、バックグラウンドの信号を取り除く又は生物学的な信号に対応する構成成分を向上させるためのもののようなそのようなものである。このように、イメージフレームが、水の吸収スペクトルにおけるピークに中心が置かれたスペクトルの範囲における強度の値に対応するピクセルの値、並びに、500 nm 及び 600 nm の間における範囲内のスペクトルの範囲における強度の値に対応するピクセルの値を具備するところで、組み合わせのステップ 54 は、相互相関のステップを含むことができる。

#### 【0064】

次に（ステップ 55）、信号 53a - n は、それらの手段に中心が置かれたものであるが、関連させられたそれぞれの測定ゾーンのピクセルの値に基づいた値における最も少ないときで変動を表す信号 56a - n のさらなるセットを生み出す。それらの平均的なものに信号 53a - n を中心に置くことの代わりに、信号 53a - n のダイナミックレンジの 1 % のオーダーの変動を抽出することに適切な別の操作、例えば、差別化又は類似のフィルタリングの操作、は適用されたものであることができる。

#### 【0065】

最終的に（ステップ 57）、最終的な信号 56a - n の 1 個以上のものの最も少ないときで構成成分の特性は、決定されたものである。例のためには、信号 56a - n のスペクトルにおける極大の周波数は、イメージのシーケンス 50 に表された人の心拍数の値を確立する為に、決定されたものであることができる。全ての測定ゾーンが使用されたものであるところの、別の実施形態においては、位相マップは、作り出されたものである。別の実施形態においては、信号 56a - n 又は最終的な信号 56a - n から得られた値のクラスター化をすることは、生物学的な現象を特徴付ける合意の値を確立するために使用され

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 6 6 】

フォトレチスモグラフィーのためのシステムの相当な異なる実施形態は、図 6 に図解されたものである。このシステムは、二個の信号を得るが、それらのものの一方は、他方のものから動き及び照明のアーチファクトを取り除くために使用されたものである。

【 0 0 6 7 】

図解された実施形態においては、システムは、光源 5 8 を含む。光源 5 8 は、二個のピークを備えたスペクトルを放出することができると共に、それは、連続スペクトルを放出することができる、又は、それは、両方の特性を備えた光を放出することができる。代替の実施形態においては、光源 5 8 は、使用されたものではないものである。周囲の（白色の）光は、代わりに使用されたものである。

10

【 0 0 6 8 】

図 6 のシステムは、また、第一のビームスプリッター 5 9、生存するものの露出された皮膚へと光源 5 8 からの光を集束させると共に皮膚から逆戻りに反射させられた光を収集するための第一のレンズ 6 0、及び第二のレンズ 6 1 を具備する光学的なシステムを含む。

【 0 0 6 9 】

第二のレンズ 6 1 によって収集された光は、第二のビームスプリッター 6 2 へと通されたものである。第二のビームスプリッター 6 2 は、偏光に依存性の又は波長に依存性のビームスプリッターであることができる。それは、別個のビームへと最も少ないときで二個の波長を具備する光を分配させる。

20

【 0 0 7 0 】

第一のビームは、第一のフィルター 6 4 を介して第一のセンサー 6 3 へと向けられたものである。第一のフィルター 6 4 は、水の吸収スペクトルにおけるピークに対して調整されたものである。ある実施形態においては、ピークは、750 nm より上の波長の範囲に対応する範囲におけるものである。追加として、範囲は、1100 nm より下で終了することがある。

【 0 0 7 1 】

第二のビームは、第二のセンサー 6 7 へとミラー 6 5 及び第二のフィルター 6 6 を介して向けられたものである。第二のフィルター 6 6 は、第二のセンサー 6 7 が、第一のセンサー 6 3 と比べて異なる波長の範囲における生体からの光を取得するために配置されたものであるところのそのように、第一のフィルター 6 4 と比べて異なる波長の範囲における光を通すために配置されたものである。

30

【 0 0 7 2 】

異なる波長の範囲が、第一のフィルター 6 4 が調整されたものであるところの波長を重ね合わせることができるところのものは、それは観察されたものである。具体的には、第二のフィルター 6 6 は、第二のセンサー 6 7 が周囲の光のレベルを表す信号を提供するところのそのように、まるきり省略されたものであることができる。

【 0 0 7 3 】

一般的なものにおいては、しかしながら、異なる波長の範囲は、第一のフィルター 6 4 の通過帯域とは共通の要素をもたないものであることになる。

40

【 0 0 7 4 】

センサー 6 3、6 7 からの信号は、第二のセンサー 6 7 からの信号が、第一のセンサー 6 3 からのところのものから減ぜられたものであるところのそのように、信号の減法のデバイス 6 8（例えば、オペレーショナルアンプ）へ提供されたものである。

【 0 0 7 5 】

結果は、周期的な生物学的な現象に対応する構成成分の出力の特性、例えば、心拍数の値、を提供するために差の信号を処理する、例えば、それを解析する、ところのデータを処理するデバイス 7 1 へ提供されたものである。データを処理するデバイス 2 1 による信号解析は、信号の特性、例えば、周波数、の決定を含むことができる。特性を表す情報は

50

、出力デバイス 72 に提供されたものである。

【0076】

信号対雑音比のさらなる改善のために、ヘテロダイン検出は、使用されたものであることができるが、その終了までにドライバ 69 及びコントローラ 70 は、光源 58 に電力を供給するために提供されたものである。

【0077】

第一のセンサー 63 からの信号から減ぜられた信号が、実際に、生体の動き及び／又は生体の環境における照明の変化に起因して、構成成分を取り除くところのものを保証する為に、較正のステップは、生体における図 6 のシステムの使用に先行するもので実行されたものである。

10

【0078】

較正のステップにおいて、較正の表面は、提供されたものであるが、それへと光源 58 からの光は、集束させられたものである。この較正の表面は、一つの実施形態においては、（波長、第一のレンズ 60 の光軸に対する角度、及び偏光のようなそのような）知られた散乱させる性質を備えた白色の拡散体である。その次に、二つのセンサー 63、67 の感度及びゲインは、信号の減法のデバイス 68 へ提供された信号が、位相及び振幅において同一のものであるところのそのような方式で、調節されたものである。一つの実施形態においては、この較正のフェーズは、角度、波長、及び偏光の異なる組み合わせについて実行されたものである。較正は、フィールドにおいて実行されたものであることを必要とするものではないが、しかし、図 6 のシステムが製造されたものであるとき、実行されたものであることができる。ある実施形態においては、データを処理するデバイス 71 は、正しいセッティングを呼び戻すために使用されたものである。

20

【0079】

より上に述べられた実施形態が、発明を限定するよりもむしろ、それを図解するところのもの、及び、当業者が、添付されたクレームの範囲から逸脱することなく多数の代替の実施形態を設計することができるものであることになるところのものは、それは留意されたものであるべきである。クレームにおいて、括弧の間に置かれたいずれの参照の符号も、クレームを限定するようなものとして解されたものであるものではないものとする。単語“を具備する”は、クレームにおいて列挙されたそれのものとは比べて他の要素又はステップの有ることを排除するものではない。要素に先行する単語“ある”又は“或る”は、複数のそのような要素の有ることを排除するものではない。ある一定の措置が相互に異なる従属のクレームに陳述されたものであるというところの単なる事実は、これらの措置の組み合わせが、利点のために使用されたものであることができないところのものを指し示すものではない。

30

【0080】

図 1 - 3 の実施形態の形態においては、データを処理するデバイス 7、21 又はデータを処理するシステム 25 は、関心のある周期的な生物学的な現象のところのものに対応する周波数を有する出力の信号を提供するが、それは、イメージングデバイスのようなそのような、（示されたものではない）さらなるデバイスをゲートで制御するために使用されたものであることができる。

40

【0081】

図 3 の実施形態の形態において、データを処理するシステム 25 は、一つ以上の光源に対するインターフェースを含む。光源の一つのものは、水の吸収スペクトルにおけるピーク、具体的には、より上に与えられた電磁気のスペクトルの近赤外の部分における波長の値の一つのもの、に対して調整されたものであることができる。

【図 1】

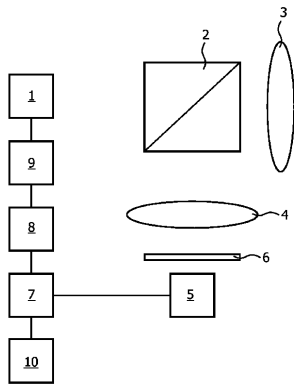


FIG. 1

【図 2】

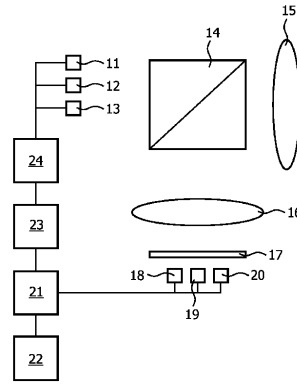


FIG. 2

【図 3】

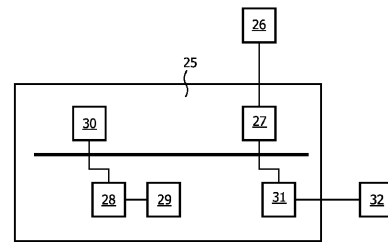
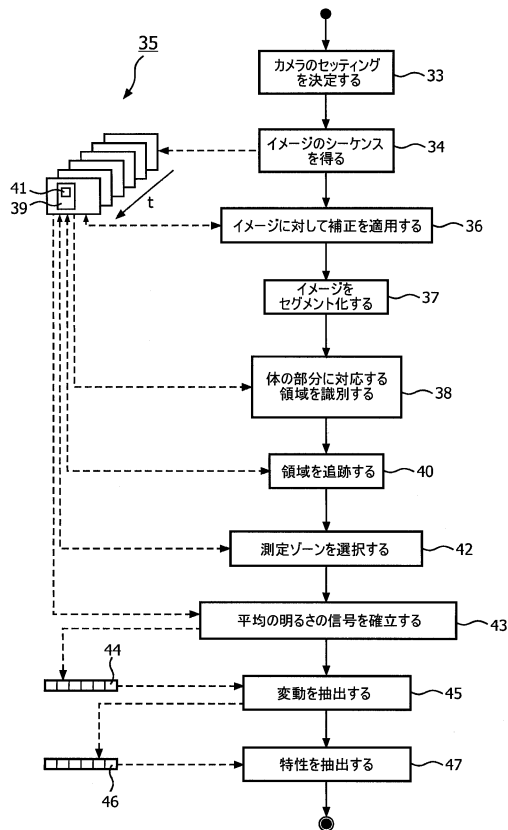
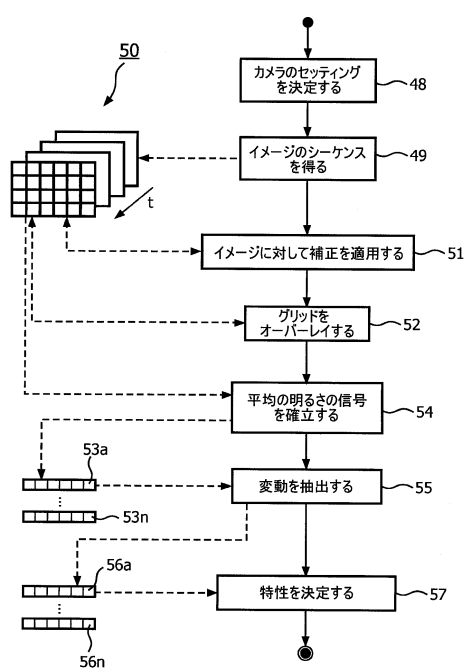


FIG. 3

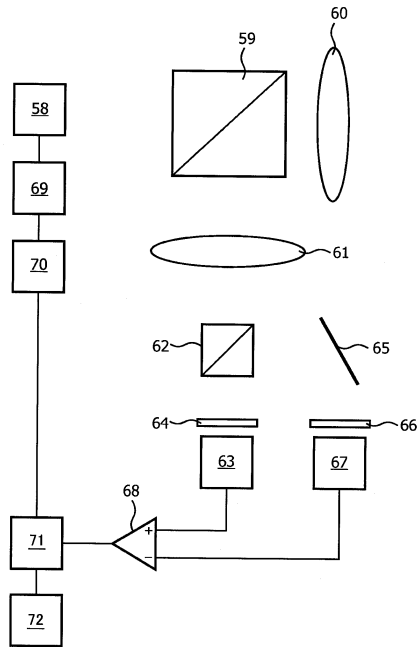
【図 4】



【図 5】



【図 6】



## 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 ジャンヌ, ヴァンサン

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
4 4

(72)発明者 チェンニーニ, ジョヴァンニ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
4 4

(72)発明者 キレンコ, イホール オレホヴィチ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
4 4

## 合議体

審判長 三崎 仁

審判官 高 見 重雄

審判官 郡山 順

(56)参考文献 特開平 1 1 - 1 9 7 1 2 6 ( J P , A )

特開 2 0 0 5 - 0 9 5 1 9 3 ( J P , A )

特表 2 0 0 9 - 5 3 3 1 2 1 ( J P , A )

国際公開第 2 0 0 8 / 0 6 5 6 9 9 ( W O , A 1 )

特表 2 0 0 2 - 5 4 1 8 9 2 ( J P , A )

特表 2 0 0 4 - 5 2 7 2 9 2 ( J P , A )

特開 2 0 0 5 - 0 9 5 1 9 3 ( J P , A )

特開昭 6 0 - 1 3 5 0 2 9 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)

A61B5/02-5/03