

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5432253号  
(P5432253)

(45) 発行日 平成26年3月5日(2014.3.5)

(24) 登録日 平成25年12月13日(2013.12.13)

(51) Int.Cl.	F I	
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00	G
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14	3 2 2
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02	3 2 1 B
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/02	3 3 2 A
請求項の数 29 (全 24 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2011-515660 (P2011-515660)  
 (86) (22) 出願日 平成21年6月29日(2009.6.29)  
 (65) 公表番号 特表2011-526517 (P2011-526517A)  
 (43) 公表日 平成23年10月13日(2011.10.13)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2009/006158  
 (87) 国際公開番号 W02010/001245  
 (87) 国際公開日 平成22年1月7日(2010.1.7)  
 審査請求日 平成24年5月8日(2012.5.8)  
 (31) 優先権主張番号 61/076,945  
 (32) 優先日 平成20年6月30日(2008.6.30)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 510338363  
 ネルコー ビューリタン ベネット アイ  
 ルランド  
 アイルランド国 ゴールウェイ, メルビ  
 ュー, マイケル コリンズ ロード  
 (74) 代理人 100107489  
 弁理士 大塩 竹志  
 (72) 発明者 ワトソン, ジェイムズ ニコラス  
 イギリス国 ケイワイ11 8エルイー  
 ファイフ, ダンファームライン, サン  
 ドパイパー ガーデンス 7  
 (72) 発明者 アディソン, ポール スタンリー  
 イギリス国 イーエイチ10 6ユーアー  
 ル エジンバラ, バックストーン ロー  
 ド 58

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 反復特徴によって信号を処理するシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

信号を処理するためのシステムを動作させる方法であって、該システムは、プロセッサを含み、該方法は、

反復成分を含む該信号を受信することと、

少なくとも1つの該反復成分に対応する該信号の複数の特徴を識別することと、

該信号の複数の区画を転置することにより、区画の3次元スタックを形成することであって、該複数の区画は、識別された特徴に隣接する開始点および終了点を有する、ことと

、  
 該区画の3次元スタック内のリッジを識別することによって、該区画の3次元スタックに少なくとも部分的に基づいて情報を導出することと

を含むステップを該プロセッサが実行することを含む、方法。

【請求項 2】

前記信号は、光電脈波 ( P P G ) 信号を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

情報を導出することは、前記区画の3次元スタック内の個々の呼吸を識別することを含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

情報を導出することは、呼吸速度を導出することを含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 5】

前記反復成分は、前記 P P G 信号のパルス成分を含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 6】

前記信号の複数の特徴を識別することは、前記信号の複数の転換点を識別することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記信号の複数の区画を転置することにより、区画の 3 次元スタックを形成することは、先行区画の次に各後続区画を第 1 の軸に沿って整列することを含み、各区画の長さは、該第 1 の軸に垂直な第 2 の軸に沿って延在する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記プロセッサが、前記第 1 の軸および / または前記第 2 の軸のいずれかと交差する極大値を検出することにより、前記リッジを識別することをさらに含む、請求項 7 に記載の方法。

10

【請求項 9】

前記信号は、P P G 信号を含み、情報を導出することは、前記第 1 の軸に沿って検出された前記リッジを分析することにより、各区画内の呼吸の微分位相効果を計算することを含む、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記信号は、P P G 信号を含み、情報を導出することは、血圧変動を決定することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

20

前記信号は、P P G 信号を含み、情報を導出することは、動脈コンプライアンス変化を決定することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

前記信号は、P P G 信号を含み、情報を導出することは、疾患重症度を決定することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

信号を処理するためのシステムであって、該システムは、プロセッサを含み、該プロセッサは、  
反復成分を含む該信号を受信することと、  
該反復成分に対応する該信号の特徴を識別することと、  
該信号の複数の区画を転置することにより、区画の 3 次元スタックを形成することであって、該複数の区画は、識別された特徴に略隣接する開始点および終了点を有する、ことと、

30

該区画の 3 次元スタック内のリッジを識別することによって、該区画の 3 次元スタックに少なくとも部分的に基づいて情報を導出することと  
を行うことが可能である、システム。

【請求項 14】

センサを含み、前記プロセッサは、前記センサから前記信号を受信する、請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 15】

40

前記センサは、パルス酸素濃度計を含み、前記信号は、光電脈波 ( P P G ) 信号を含む、請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 16】

情報を導出することは、前記区画の3 次元スタックにおける極大値を識別することによって、個々の呼吸を識別することを含む、請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 17】

情報を導出することは、呼吸速度を導出することを含む、請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 18】

前記反復成分は、P P G 信号のパルス成分を含む、請求項 15 に記載のシステム。

50

## 【請求項 19】

前記信号の特徴を識別することは、該信号の転換点を識別することを含む、請求項 13 に記載のシステム。

## 【請求項 20】

前記信号の複数の区画を転置することにより、区画の3次元スタックを形成することは、先行区画の次の各後続区画を第1の軸に沿って整合することを含み、各区画の長さは、該第1の軸に垂直な第2の軸に沿って延在する、請求項 13 に記載のシステム。

## 【請求項 21】

パルス酸素濃度計を含み、前記信号は、光電脈波 ( P P G ) 信号を含み、情報を導出することは、前記第1の軸に沿って検出された前記リッジを分析することにより、各区画内の呼吸の微分位相効果を計算することを含む、請求項 20 に記載のシステム。

10

## 【請求項 22】

パルス酸素濃度計を含み、前記信号は、光電脈波 ( P P G ) 信号を含み、情報を導出することは、血圧変動を決定することを含む、請求項 13 に記載のシステム。

## 【請求項 23】

パルス酸素濃度計を含み、前記信号は、光電脈波 ( P P G ) 信号を含み、情報を導出することは、動脈コンプライアンス変化を決定することを含む、請求項 13 に記載のシステム。

## 【請求項 24】

パルス酸素濃度計を含み、前記信号は、光電脈波 ( P P G ) 信号を含み、情報を導出することは、疾患重症度を決定することを含む、請求項 13 に記載のシステム。

20

## 【請求項 25】

前記プロセッサは、前記導出された情報に部分的に基づいて警告を発することが可能である、請求項 13 に記載のシステム。

## 【請求項 26】

コンピュータ可読命令を格納するコンピュータ可読媒体であって、該命令は、プロセッサによって実行されると、

反復成分を含む信号を受信することと、

少なくとも1つの該反復成分に対応する該信号の複数の特徴を識別することと、

該信号の複数の区画を転置することにより、区画の3次元スタックを形成することであって、該複数の区画は、識別された特徴に隣接する開始点および終了点を有する、ことと

30

該区画の3次元スタック内のリッジを識別することによって、該区画の3次元スタックに少なくとも部分的に基づいて情報を導出することと

を含む方法を実行することを該プロセッサに行わせる、コンピュータ可読媒体。

## 【請求項 27】

前記信号は、光電脈波 ( P P G ) 信号を含む、請求項 26 に記載のコンピュータ可読媒体。

## 【請求項 28】

情報を導出することは、前記スタックの第1の軸に沿って検出されたリッジを分析し、各区画内の呼吸の微分位相効果を計算することを含む、請求項 27 に記載のコンピュータ可読媒体。

40

## 【請求項 29】

情報を導出することは、血圧における変動を決定すること、動脈コンプライアンス変化を決定すること、疾患重症度を決定することのうち少なくとも1つを含む、請求項 27 に記載のコンピュータ可読媒体。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

50

( 関連出願の相互参照 )

本願は、米国仮特許出願第 61 / 076 , 945 号 ( 名称「 Systems and Methods For Processing Signals With Repetitive Features」、2008 年 6 月 30 日出願 ) の優先権を主張し、この出願の全体が本明細書に参考として援用される。

【 0002 】

( 発明の分野 )

本開示は、信号処理システムおよび方法に関し、より具体的には、反復成分を有する信号を分析するための信号処理システムおよび方法に関する。

【 背景技術 】

【 0003 】

医学分野において、プレチスモグラフは、標的身体部位を通過するか、もしくはそこに存在する血液の分析、またはこれらの変動の描写を介して器官または身体部位のサイズの変動等、生理学的パラメータを測定する器具である。酸素濃度計は、血液の酸素飽和度を決定可能な器具である。酸素濃度計の一般的な種類の 1 つは、光学的に感知されたプレチスモグラフの分析によって、酸素飽和度を決定するパルス酸素濃度計である。

【 0004 】

パルス酸素濃度計は、患者の血液の酸素飽和度および皮膚中の血液量の変化を間接的に測定可能な医療デバイスである ( 患者から採取された血液サンプルの分析による、酸素飽和度の直接測定とは対称的である )。また、血液酸素飽和度の測定の補助として、パルス酸素濃度計を使用して、患者の脈拍数を測定し得る。パルス酸素濃度計は、典型的には、動脈血中のヘモグロビンの酸素飽和度を含むが、それに限定されない、種々の血流特性を測定および表示する。

【 0005 】

酸素濃度計は、患者のある部位、一般的には、指先、つま先、額、もしくは耳たぶ、または新生児の場合、足全体に定置される光センサを含み得る。酸素濃度計は、血液灌流組織を通る光源を使用して、光を通過させ、組織中の光の吸収を光電的に感知し得る。例えば、酸素濃度計は、時間の関数として、光センサで受光される光の強度を測定し得る。光強度対時間を表す信号またはこの信号の数学的操作 ( 例えば、そのスケーリングされたバージョン、その求められた対数、その求められた対数のスケーリングされたバージョン等 ) は、フォトプレチスモグラフ ( P P G ) 信号と称される場合がある。加えて、本明細書で使用される用語「 P P G 信号」は、また、吸収信号 ( すなわち、組織によって吸収される光の量を表す ) またはその任意の好適な数学的操作を指す場合もある。次いで、光強度または吸収される光の量を使用して、測定される血液組成 ( 例えば、酸素ヘモグロビン ) の量、または脈拍数および各個々のパルスが生じるときを計算し得る。

【 0006 】

組織を通過する光は、血液中に存在する血液組成の量を表す量として血液によって吸収される 1 つ以上の波長であるように選択される。組織を通過する光の量は、組織中の血液組成の量および関連する光吸収の変化に従って変動する。高含酸素血液は、低酸素飽和度の血液より比較的少ない赤色光および多い赤外線光を吸収するであろうことが認められているため、赤色および赤外線波長が使用され得る。パルスサイクル中の異なる点における 2 つの波長の強度を比較することによって、動脈血中のヘモグロビンの血液酸素飽和度を予測することが可能である。

【 0007 】

測定される血液パラメータが、ヘモグロビンの酸素飽和度である場合、便宜的な開始点は、L a m b e r t - B e e r の法則に基づいて、飽和度の計算を仮定する。本明細書では、以下の表記が使用される。

【 0008 】

10

20

30

40

【数 1】

$$I(\lambda, t) = I_o(\lambda) \exp(-(s\beta_o(\lambda) + (1-s)\beta_r(\lambda))l(t)) \quad (1)$$

式中、

= 波長、

t = 時間、

I = 検出される光の強度、

I<sub>o</sub> = 透過される光の強度、

s = 酸素飽和度、

β<sub>o</sub>、β<sub>r</sub> = 経験的に導出された吸収係数、

l(t) = 時間の関数としての濃度とエミッタから検出器までの経路長との組み合わせである。

【0009】

従来の手法は、2つの波長（例えば、赤色および赤外線（IR））における光吸収を測定し、次いで、以下のように「複数の比率についての比率」を解明することによって飽和度を計算する。

1. 最初に、IRおよび赤色の(1)の自然対数を求める（「log」は、自然対数を表すために使用される）。

【0010】

【数 2】

$$\log I = \log I_o - (s\beta_o + (1-s)\beta_r)l \quad (2)$$

2. 次いで、(2)を時間に対して微分する

【0011】

【数 3】

$$\frac{d \log I}{dt} = -(s\beta_o + (1-s)\beta_r) \frac{dl}{dt} \quad (3)$$

3. 赤色(3)をIR(3)で除する。

【0012】

【数 4】

$$\frac{d \log I(\lambda_R) / dt}{d \log I(\lambda_{IR}) / dt} = \frac{s\beta_o(\lambda_R) + (1-s)\beta_r(\lambda_R)}{s\beta_o(\lambda_{IR}) + (1-s)\beta_r(\lambda_{IR})} \quad (4)$$

4. sについて解く。

【0013】

10

20

30

40

【数5】

$$s = \frac{\frac{d \log I(\lambda_{IR})}{dt} \beta_r(\lambda_R) - \frac{d \log I(\lambda_R)}{dt} \beta_r(\lambda_{IR})}{\frac{d \log I(\lambda_R)}{dt} (\beta_o(\lambda_{IR}) - \beta_r(\lambda_{IR})) - \frac{d \log I(\lambda_{IR})}{dt} (\beta_o(\lambda_R) - \beta_r(\lambda_R))} \quad 10$$

離散時間で表記すると、

【0014】

【数6】

$$\frac{d \log I(\lambda, t)}{dt} \approx \log I(\lambda, t_2) - \log I(\lambda, t_1)$$

log A - log B = log A / B を用いて、

【0015】

【数7】

$$\frac{d \log I(\lambda, t)}{dt} \approx \log \left( \frac{I(t_2, \lambda)}{I(t_1, \lambda)} \right)$$

したがって、(4)は、以下のように書き換えられ得、

【0016】

【数8】

$$\frac{\frac{d \log I(\lambda_R)}{dt}}{\frac{d \log I(\lambda_{IR})}{dt}} \approx \frac{\log \left( \frac{I(t_1, \lambda_R)}{I(t_2, \lambda_R)} \right)}{\log \left( \frac{I(t_1, \lambda_{IR})}{I(t_2, \lambda_{IR})} \right)} = R \quad (5)$$

式中、Rは、「比率の比率」を表す。(5)を使用して、sに対して(4)を解くと、以下となる。

【0017】

【数9】

$$s = \frac{\beta_r(\lambda_R) - R \beta_r(\lambda_{IR})}{R(\beta_o(\lambda_{IR}) - \beta_r(\lambda_{IR})) - \beta_o(\lambda_R) + \beta_r(\lambda_R)}$$

(5)から、Rは、2つの点(例えば、PPGの最大値(maximum)および最小値(minimum)または点集合を使用して、計算可能である。点集合を使用する方法の

1つは、(5)の修正バージョンを使用するものである。  
以下の関係を使用すると、

【0018】

【数10】

$$\frac{d \log I}{dt} = \frac{dI / dt}{I} \quad (6)$$

ここで、(5)は、以下となる。

【0019】

【数11】

$$\begin{aligned} \frac{d \log I(\lambda_R)}{dt} & \approx \frac{I(t_2, \lambda_R) - I(t_1, \lambda_R)}{I(t_1, \lambda_R)} \\ \frac{d \log I(\lambda_{IR})}{dt} & \approx \frac{I(t_2, \lambda_{IR}) - I(t_1, \lambda_{IR})}{I(t_1, \lambda_{IR})} \\ & = \frac{[I(t_2, \lambda_R) - I(t_1, \lambda_R)]I(t_1, \lambda_{IR})}{[I(t_2, \lambda_{IR}) - I(t_1, \lambda_{IR})]I(t_1, \lambda_R)} \\ & = R \end{aligned} \quad (7)$$

これは、そのxに対するyの勾配がRをもたらす点群を定義するものであって、式中、

【0020】

【数12】

$$\begin{aligned} x(t) &= [I(t_2, \lambda_{IR}) - I(t_1, \lambda_{IR})]I(t_1, \lambda_R) \\ y(t) &= [I(t_2, \lambda_R) - I(t_1, \lambda_R)]I(t_1, \lambda_{IR}) \\ y(t) &= Rx(t) \end{aligned} \quad (8)$$

である。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0021】

本開示は、例えば、生体信号（例えば、光電脈波信号（PPG）信号、心電図、脳波図、胃筋電図、筋電図、心拍信号、病理学的音、超音波、または任意の他の好適な生体信号）、動的信号、非破壊試験信号、状態モニタリング信号、流体信号、地球物理的信号、天文学的信号、電気信号、財務指標を含む金融信号、発話信号、化学信号、気候指標を含む気象学的信号、および/または任意の他の好適な信号、および/またはそれらの任意の組み合わせを含む、1つ以上の反復成分を有する任意の信号と併用されてもよい。

【0022】

一側面によると、本開示は、信号を処理するための方法に関する。方法は、反復成分、例えば、PPG信号のパルス区画を有する信号を受信するステップを含む。反復成分に対応する信号の複数の特徴が識別される。特徴の識別は、例えば、信号の複数の転換点を識別するステップを含み得る。

【0023】

特徴に対応する信号の区画は転置されて、そのような区画のスタックを形成する。各区画の開始点および終了点は、それぞれの隣接する区画によって共有される。次いで、情報

10

20

30

40

50

が、区画のスタックを分析するステップから導出される。

【0024】

一実施形態では、複数の信号の区画を転置して、区画のスタックを形成するステップは、先行区画の次の各後続区画を第1の軸に沿って整合するステップを含む。各区画の長さは、第1の軸に垂直な第2の軸に沿って延在する。各区画の振幅は、第1の軸および第2の軸に垂直な第3の軸に表される。そのような実施形態の1つでは、情報を導出するステップは、スタックの第1の軸または第2の軸のいずれかと交差する極大値(local maxima)を検出し、リッジを識別するステップを含む。次いで、リッジが分析され、区画に及ぼす呼吸の微分位相効果を決定してもよい。

【0025】

PPG信号から導出され得る付加的好適な種類の情報として、血圧変動、動脈コンプライアンスの変化、および疾患重症度をを含む。種々の実施形態では、情報を導出するステップは、区画のスタック内の極大値を識別するステップおよび/または呼吸速度を識別するステップによって、個々の呼吸を識別するステップを含む。

【0026】

ある実施形態では、方法は、形成されたスタックおよび/または導出された情報をディスプレイ上に表示するステップを含む。加えて、または代替として、ある実施形態では、方法は、導出された情報に基づいて、警告を発するステップを含む。

【0027】

別の側面によると、本開示が実行されると、プロセッサに上述の方法を行わせるコンピュータ可読媒体に関する。

【0028】

別の側面によると、本開示は、信号処理のためのシステムに関する。システムは、プロセッサ、いくつかの実施形態では、パルス酸素濃度計(それに限定されない)等のセンサ、および/またはディスプレイを含む。プロセッサは、少なくとも1つの反復成分を有する信号を受信するステップと、少なくとも1つの反復成分に対応する信号の複数の特徴を識別するステップとが可能である。プロセッサは、信号の区画を転置して、区画のスタックを形成するステップがさらに可能である。区画は、識別された特徴に隣接する開始点および終了点を有する。また、プロセッサは、区画のスタックから情報を導出するステップが可能である。

例えば、本願発明は以下の項目を提供する。

(項目1)

信号を処理するための方法であって、  
反復成分を含む該信号を受信することと、  
少なくとも1つの該反復成分に対応する該信号の複数の特徴を識別することと、  
該信号の複数の区画を転置して、区画のスタックを形成することであって、該区画は、  
識別された特徴に隣接する開始点および終了点を有する、ことと、  
該区画のスタックに少なくとも部分的に基づく情報を導出することと  
を含む、方法。

(項目2)

前記信号は、光電脈波信号(PPG)を含む、項目1に記載の方法。

(項目3)

情報を導出することは、前記区画のスタック内の個々の呼吸を識別することを含む、項目2に記載の方法。

(項目4)

情報を導出することは、呼吸速度を導出することを含む、項目2に記載の方法。

(項目5)

前記反復成分は、PPG信号のパルス成分を含む、項目2に記載の方法。

(項目6)

前記信号の複数の特徴を識別することは、前記信号の複数の転換点を識別することを含

10

20

30

40

50

む、項目 1 に記載の方法。

(項目 7)

前記信号の複数の区画を転置して、区画のスタックを形成することは、先行区画の次に各後続区画を第 1 の軸に沿って整列することを含み、各区画の長さは、該第 1 の軸に垂直な第 2 の軸に沿って延在する、項目 1 に記載の方法。

(項目 8)

前記第 1 の軸および / または前記第 2 の軸のいずれかと交差する極大値を検出して、リッジを識別することをさらに含む、項目 7 に記載の方法。

(項目 9)

前記信号は、PPG 信号を含み、情報を導出することは、前記第 1 の軸に沿って検出された前記リッジを分析し、各区画内の呼吸の微分位相効果を計算することを含む、項目 8 に記載の方法。

10

(項目 10)

前記信号は、PPG 信号を含み、情報を導出することは、血圧変動を決定することを含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 11)

前記信号は、PPG 信号を含み、情報を導出することは、動脈コンプライアンス変化を決定することを含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 12)

前記信号は、PPG 信号を含み、情報を導出することは、疾患重症度を決定することを含む、項目 1 に記載の方法。

20

(項目 13)

信号を処理するためのシステムであって、  
反復成分を含む該信号を受信することと、  
該反復成分に対応する該信号の特徴を識別することと、  
該信号の複数の区画を転置して、区画のスタックを形成することであって、該区画は、  
識別された特徴に略隣接する開始および終了点を有する、ことと、  
該区画のスタックに少なくとも部分的に基づいて、情報を導出することと  
が可能である、プロセッサを含む、システム。

(項目 14)

センサを含み、前記プロセッサは、前記センサから前記信号を受信する、項目 13 に記載のシステム。

30

(項目 15)

前記センサは、パルス酸素濃度計を含み、前記信号は、光電脈波信号 (PPG) を含む、項目 14 に記載のシステム。

(項目 16)

情報を導出することは、前記区画のスタックにおける極大値を識別することによって、個々の呼吸を識別することを含む、項目 15 に記載のシステム。

(項目 17)

情報を導出することは、呼吸速度を導出することを含む、項目 15 に記載のシステム。

40

(項目 18)

前記反復成分は、PPG 信号のパルス成分を含む、項目 15 に記載のシステム。

(項目 19)

前記信号の特徴を識別することは、該信号の転換点を識別することを含む、項目 13 に記載のシステム。

(項目 20)

前記信号の複数の区画を転置し、区画のスタックを形成することは、先行区画の次の各後続区画を第 1 の軸に沿って整合することを含み、各区画の長さは、該第 1 の軸に垂直な第 2 の軸に沿って延在する、項目 13 に記載のシステム。

(項目 21)

50

前記プロセッサは、前記スタック内のリッジを識別することを可能にする、項目 2 4 に記載のシステム

(項目 2 2)

パルス酸素濃度計を含み、前記信号は、光電脈波 ( P P G ) 信号を含み、情報を導出することは、前記第 1 の軸に沿って検出された前記リッジを分析し、各区画内の呼吸の微分位相効果を計算することを含む、項目 2 1 に記載のシステム。

(項目 2 3)

パルス酸素濃度計を含み、前記信号は、光電脈波 ( P P G ) 信号を含み、情報を導出することは、血圧変動を決定することを含む、項目 1 3 に記載のシステム。

(項目 2 4)

パルス酸素濃度計を含み、前記信号は、光電脈波 ( P P G ) 信号を含み、情報を導出することは、動脈コンプライアンス変化を決定することを含む、項目 1 3 に記載のシステム

(項目 2 5)

パルス酸素濃度計を含み、前記信号は、光電脈波 ( P P G ) 信号を含み、情報を導出することは、疾患重症度を決定することを含む、項目 1 3 に記載のシステム。

(項目 2 6)

前記プロセッサは、前記導出された情報に部分的に基づいて、警告を発することを可能にする、項目 1 3 に記載のシステム。

(項目 2 7)

コンピュータ可読命令を格納するコンピュータ可読媒体であって、該命令は、プロセッサによって実行されると、該プロセッサに、

反復成分を含む信号を受信することと、

少なくとも 1 つの該反復成分に対応する該信号の複数の特徴を識別することと、

該信号の複数の区画を転置して、区画のスタックを形成することであって、該区画は、識別された特徴に隣接する開始点および終了点を有する、ことと、

該区画のスタックに少なくとも部分的に基づいて情報を導出することと

を含む方法を行わせる、コンピュータ可読媒体。

(項目 2 8)

前記信号は、光電脈波信号 ( P P G ) 信号を含む、項目 2 7 に記載のコンピュータ可読媒体。

(項目 2 9)

情報を導出することは、前記スタックの第 1 の軸に沿って検出されたリッジを分析し、各区画内の呼吸の微分位相効果を計算することを含む、項目 2 8 に記載のコンピュータ可読媒体。

(項目 3 0)

情報を導出することは、血圧における変動を決定すること、動脈コンプライアンス変化を決定すること、および疾患重症度を決定することのうち少なくとも 1 つを含む、項目 2 8 に記載のコンピュータ可読媒体。

**【図面の簡単な説明】**

**【 0 0 2 9 】**

特許または出願申請は、カラーで実行される少なくとも 1 つの図面を含有する。カラー図面を伴う本特許または特許出願公開のコピーは、要求および必要な料金の支払いに応じて特許庁によって提供されるであろう。

**【 0 0 3 0 】**

本開示の上述および他の特徴、その性質ならびに種々の利点は、添付図面に関連して成される、以下の発明を実施するための形態の熟考によってより明白となるであろう。

**【図 1】** 図 1 は、ある実施形態による、例示的パルス酸素濃度計システムを示す。

**【図 2】** 図 2 は、ある実施形態による、患者に結合される図 1 の例示的パルス酸素濃度計システムのブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 3】図 3 は、いくつかの実施形態による、例示的信号処理システムのブロック図である。

【図 4】図 4 は、例示的实施形態による、図 1 および図 2 のパルス酸素濃度計システムと、図 3 の信号処理システムとによって処理するために好適な光電脈波信号ならびにフィルタリングされた信号のグラフである。

【図 5 A】図 5 A - 5 C は、例示的实施形態による、信号区画のスタックを形成するプロセスの概略図である。

【図 5 B】図 5 A - 5 C は、例示的实施形態による、信号区画のスタックを形成するプロセスの概略図である。

【図 5 C】図 5 A - 5 C は、例示的实施形態による、信号区画のスタックを形成するプロセスの概略図である。

10

【図 5 D】図 5 D は、図 5 A - 5 C に描写されるプロセスに対応する方法の工程図である。

【図 6 A】図 6 A および 6 B は、例示的实施形態による、図 5 A - 5 C に描写されるプロセスに従って形成される、信号区画のスタックの概略図である。

【図 6 B】図 6 A および 6 B は、例示的实施形態による、図 5 A - 5 C に描写されるプロセスに従って形成される、信号区画のスタックの概略図である。

【図 7】図 7 は、例示的实施形態による、正規化された基線上へのパルス信号の投影を描写する、概略図である。

【図 8】図 8 は、例示的实施形態による、図 1 および図 2 のパルス酸素濃度計システムと、図 3 の信号処理システムとによる使用のために好適な、信号処理の方法の工程図である。

20

【図 9】図 9 は、例示的实施形態による、呼吸速度を決定および出力する方法の工程図である。

【図 10】図 10 は、パルス特性に及ぼす呼吸の微分位相効果に基づく、呼吸活動をモニタリングする方法の工程図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

図 1 は、パルス酸素濃度計システム 10 のある実施形態の斜視図である。システム 10 は、センサ 12 と、パルス酸素濃度計モニタ 14 とを含み得る。センサ 12 は、患者の組織内へと 2 つ以上の波長における光を放出するためのエミッタ 16 を含み得る。また、検出器 18 が、組織を通過後、本来、患者の組織から発せられるエミッタ 16 からの光を検出するためのセンサ 12 内に提供され得る。

30

【0032】

別の実施形態によると、後述されるように、システム 10 は、単一センサ 12 の代わりに、センサアレイを形成する複数のセンサを含み得る。センサアレイのセンサはそれぞれ、相補型金属酸化膜半導体 (CMOS) センサであり得る。代替として、アレイの各センサは、電荷結合素子 (CCD) センサであり得る。別の実施形態では、センサアレイは、CMOS と CCD センサとの組み合わせを含み得る。CCD センサは、データを送受信するための光活性領域と、透過性領域とを含み得る一方、CMOS センサは、画素センサのアレイを有する集積回路を含み得る。各画素は、光検出器と、活性増幅器とを有し得る。

40

【0033】

ある実施形態によると、エミッタ 16 および検出器 18 は、指先またはつま先等の指の両側にあり得、その場合、組織から発せられる光は、指を完全に通過する。ある実施形態では、エミッタ 16 および検出器 18 は、エミッタ 16 からの光が、組織を貫通し、患者の額からパルス酸素濃度計データを得るように設計されたセンサ等の検出器 18 内へと組織によって反射されるように配列され得る。

【0034】

ある実施形態では、センサまたはセンサアレイは、図示されるように、モニタ 14 に接続され、そこからその電力を得ることができ得る。別の実施形態では、センサは、モニタ

50

14に無線で接続され、その専用バッテリーまたは類似電源供給装置（図示せず）を含み得る。モニタ14は、少なくとも部分的に、光放出および検出に関連するセンサ12から受信したデータに基づいて、生理学的パラメータを計算するように構成され得る。ある代替実施形態では、計算は、モニタリングデバイス本体上で行われ得、酸素濃度計示度値の結果が、モニタ14に転送され得る。さらに、モニタ14は、生理学的パラメータまたは他のシステムに関する情報を表示するように構成されるディスプレイ20を含み得る。示される実施形態では、モニタ14はまた、スピーカ22を含み、例えば、患者の生理学的パラメータが規定の正常範囲内でない場合、可聴アラームを鳴らす等、種々の他の実施形態において使用され得る可聴音を提供し得る。

【0035】

ある実施形態では、センサ12またはセンサアレイは、ケーブル24を介して、モニタ14に無線で連結され得る。しかしながら、他の実施形態では、無線伝達デバイス（図示せず）等が、ケーブル24の代わりに、またはそれに加えて、使用され得る。

【0036】

例示される実施形態では、パルス酸素濃度計システム10はまた、マルチパラメータ患者モニタ26を含み得る。モニタは、陰極線管型、液晶ディスプレイ（LCD）またはプラズマディスプレイ等のフラットパネルディスプレイ（図示されるように）、あるいは現在既知または今後開発される任意の他の種類のモニタであり得る。マルチパラメータ患者モニタ26は、生理学的パラメータを計算し、モニタ14および他の医療モニタリングデバイスまたはシステム（図示せず）からの情報をディスプレイ28に提供するように構成され得る。例えば、マルチパラメータ患者モニタ26は、パルス酸素濃度計モニタ14（「SpO<sub>2</sub>」測定値と称される）によって作成される患者の血液酸素飽和度の予測値、モニタ14からの脈拍数情報、および血圧モニタ（図示せず）からの血圧をディスプレイ28上に表示するように構成され得る。

【0037】

モニタ14は、それぞれ、センサ入力ポートあるいはデジタル通信ポートに結合されるケーブル32または34を介して、マルチパラメータ患者モニタ26に通信可能に結合され得、および/または無線で通信し得る（図示せず）。加えて、モニタ14および/またはマルチパラメータ患者モニタ26は、サーバまたは他のワークステーション（図示せず）と情報を共有可能にネットワークに結合され得る。モニタ14は、バッテリー（図示せず）または壁コンセント等の従来の電源によって電力供給され得る。

【0038】

図2は、ある実施形態による、患者40に結合され得る、図1のパルス酸素濃度計システム10等のパルス酸素濃度計システムのブロック図である。センサ12およびモニタ14のある例示的構成要素が、図2に例示される。センサ12は、エミッタ16と、検出器18と、エンコーダ42とを含み得る。示される実施形態では、エミッタ16は、患者の組織40内へ、少なくとも2つの波長の光（例えば、REDおよびIR）を放出するように構成され得る。故に、エミッタ16は、患者の生理学的パラメータを計算するために使用される波長において、患者の組織40内へ光を放出するために、RED発光ダイオード（LED）44等のRED発光光源と、IR LED 46等のIR発光光源とを含み得る。一実施形態では、RED波長は、約600nm乃至約700nmであり得、IR波長は、約800nm乃至約1000nmであり得る。単一センサの代わりに、センサアレイが使用される実施形態では、各センサは、単一波長を放出するように構成され得る。例えば、第1のセンサは、RED光のみ放出する一方、第2のセンサは、IR光のみ放出する。

【0039】

本明細書で使用されるように、用語「光」は、放射源によって生成されるエネルギーを指す場合があり、超音波、無線、マイクロ波、ミリ波、赤外線、可視、紫外線、ガンマ線、またはX線電磁放射線の1つ以上を含み得ることを理解されるであろう。本明細書で使用されるように、光はまた、無線、マイクロ波、赤外線、可視、紫外線、またはX線スペクトル内の任意の波長を含み得、電磁放射線のその任意の好適な波長は、本技法と併用す

10

20

30

40

50

ることに適切であり得る。検出器 18 は、エミッタ 16 の選択された標的エネルギースペクトルに対して特異的に感応するように選択され得る。

【0040】

ある実施形態では、検出器 18 は、RED および IR 波長における光の強度を検出するように構成され得る。代替として、アレイ内の各センサは、単一波長の強度を検出するように構成され得る。動作時、光は、患者の組織 40 を通過後、検出器 18 に入光し得る。検出器 18 は、受光した光の強度を電気信号に変換し得る。光強度は、組織 40 内の光の吸光度および/または反射率に直接関連する。すなわち、ある波長における光がより多く吸収または反射される場合、検出器 18 によって組織から受光されるその波長の光は、より少なくなる。受光された光を電気信号に変換後、検出器 18 は、信号をモニタ 14 に送信し得、そこで、生理学的パラメータが、患者の組織 40 内の RED および IR 波長の吸収に基づいて計算され得る。

10

【0041】

ある実施形態では、エンコーダ 42 は、センサの種類（例えば、センサが額または指上に定置されることを意図したものであるかどうか）およびエミッタ 16 によって放出される光の波長等、センサ 12 に関する情報を含み得る。本情報は、モニタ 14 によって使用され、患者の生理学的パラメータを計算するために、モニタ 14 内に格納される、適切なアルゴリズム、ルックアップテーブル、および/または較正係数を選択し得る。

【0042】

エンコーダ 42 は、例えば、患者の年齢、体重、および診断等、患者 40 特有の情報を含み得る。本情報によって、モニタ 14 は、例えば、患者の生理学的パラメータ測定値が含まれるべき患者特有の閾値範囲を決定し、追加の生理学的パラメータアルゴリズムを有効または無効にすることが可能となり得る。エンコーダ 42 は、例えば、センサ 12 の種類またはセンサアレイ内の各センサの種類、センサアレイの各センサ上のエミッタ 16 によって放出される光の波長、および/または患者の特性に対応する値を格納する、コード化されたレジスタであり得る。別の実施形態では、エンコーダ 42 は、モニタ 14 との通信のための以下の情報の 1 つ以上が格納され得るメモリを含み得、それは、センサ 12 の種類、エミッタ 16 によって放出される光の波長、センサアレイ内の各センサがモニタリングする特定の波長、センサアレイ内の各センサの信号閾値、任意の他の好適な情報、またはそれらの任意の組み合わせである。

20

30

【0043】

ある実施形態では、検出器 18 およびエンコーダ 42 からの信号は、モニタ 14 に伝送され得る。示される実施形態では、モニタ 14 は、内部バス 50 に接続される汎用マイクロプロセッサ 48 を含み得る。マイクロプロセッサ 48 は、本明細書に説明される関数を行うステップの一環として、オペレーティングシステムと、1 つ以上のアプリケーションとを含み得る、ソフトウェアを実行するように適合され得る。また、バス 50 に接続されるものとして、読取専用メモリ (ROM) 52、ランダムアクセスメモリ (RAM) 54、ユーザ入力 56、ディスプレイ 20、およびスピーカ 22 があり得る。

【0044】

RAM 54 および ROM 52 は、限定ではなく、一例として例示される。任意の好適なコンピュータ可読媒体が、データ記憶のためにシステム内で使用され得る。コンピュータ可読媒体は、マイクロプロセッサ 48 によって解釈され得る情報を格納可能である。本情報は、データであり得、あるいはマイクロプロセッサにある関数および/またはコンピュータ実装方法を行わせる、ソフトウェアアプリケーション等のコンピュータ実行可能命令の形態をとり得る。実施形態に応じて、そのようなコンピュータ可読媒体は、コンピュータ記憶媒体と、通信媒体とを含み得る。コンピュータ記憶媒体は、コンピュータ可読命令、データ構造、プログラムモジュール、または他のデータ等の情報を記憶するための任意の方法あるいは技法において実装される揮発性および不揮発性、取外し可能ならびに取外し不可能な媒体を含み得る。コンピュータ記憶媒体は、RAM、ROM、EPROM、EEPROM、フラッシュメモリ、または他の固体メモリ技法、CD-ROM、DVD、ま

40

50

たは他の光記憶、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスク記憶、または他の磁気記憶デバイス、または所望の情報を格納するために使用可能であって、システムの構成要素によってアクセス可能な任意の他の媒体を含み得るが、それらに限定されない。

#### 【0045】

示される実施形態では、時間処理ユニット(TPU)58は、エミッタ16が照射される時を制御し、RED LED44およびIR LED46のタイミングが多重化される、タイミング制御信号を光駆動回路60に提供し得る。また、TPU58は、増幅器62および切替回路64を介して、検出器18からの信号のゲートインを制御し得る。これらの信号は、照射される光源に応じて、適切な時間でサンプリングされる。検出器18から受光された信号は、増幅器66、低域通過フィルタ68、およびアナログ/デジタル変換器70を介して転送され得る。次いで、デジタルデータは、QSM72がいっぱいになると、後にRAM54にダウンロードするための待ち行列型シリアルモジュール(QSM)72(または、バッファ)内に格納され得る。一実施形態では、増幅器66と、フィルタ68と、受光される複数の光波長またはスペクトルのA/D変換器70とを有する、複数の別個の並列経路が存在し得る。

10

#### 【0046】

ある実施形態では、マイクロプロセッサ48は、検出器18によって受光された光に対応する、受信信号および/またはデータの値に基づく種々のアルゴリズムおよび/またはルックアップテーブルを使用して、SpO<sub>2</sub>および脈拍数等の患者の生理学的パラメータを決定し得る。患者40に関する情報、特に、ある期間の間の患者の組織から発せられる光の強度に関する情報に対応する信号は、エンコーダ42からデコーダ74に伝送され得る。これらの信号は、例えば、患者特性に関連するエンコードされた情報を含み得る。デコーダ74は、これらの信号を翻訳し、マイクロプロセッサに、ROM52内に格納されるアルゴリズムまたはルックアップテーブルに基づいて、閾値を決定させ得る。ユーザ入力56を使用して、年齢、体重、身長、診断、投薬療法、治療等、患者に関する情報を入力し得る。ある実施形態では、ディスプレイ20は、ユーザがユーザ入力56を使用して選択し得る、例えば、年齢範囲および投薬療法集合等、概して、患者に該当するような値の一覧を提示し得る。

20

#### 【0047】

組織を通る光信号は、他の発生源の中でもとりわけノイズによって劣化させられる可能性がある。ノイズ源の1つは、光検出器に到達する周囲光である。別のノイズ源は、他の電子機器からの電磁結合である。また、患者の動きも、ノイズをもたらす、信号に影響を及ぼす。例えば、検出器と皮膚、またはエミッタと皮膚との間の接触は、動きによって、皮膚からいずれかが離されると、一時的に中断される可能性がある。加えて、血液は、流体であるため、慣性効果に対して、周囲組織と異なって応答し、したがって、酸素濃度計プローブが装着される点における体積に瞬間的な変化をもたらす。

30

#### 【0048】

ノイズ(例えば、患者の動きからの)は、医師の自覚がない状態で、医師によって依存されるパルス酸素濃度計の信号を劣化させる可能性がある。これは、患者のモニタリングが遠隔である場合、動きが微小過ぎて観察することが不可能である場合、あるいは医師が計器またはセンサ部位以外の患者の他の部分を見ている場合、特に当てはまる。パルス酸素濃度計(すなわち、PPG)信号の処理は、信号内に存在するノイズの量を減少させる、または別様に、PPG信号から導出された生理学的パラメータの測定値に影響を及ぼすのを防止するために、ノイズ成分を識別する操作を伴い得る。

40

#### 【0049】

本開示が、任意の好適な信号に適用可能であって、PPG信号は、例示目的のために使用されるにすぎないことを理解されるであろう。当業者は、本開示が、他の生体信号(例えば、心電図、脳波図、胃筋電図、筋電図、心拍信号、病理学的音、超音波、または任意の他の好適な生体信号)、動的信号、非破壊試験信号、状態モニタリング信号、流体信号、地球物理的信号、天文学的信号、電気信号、財務指標を含む金融信号、発話信号、化学

50

信号、気候指標を含む気象学的信号、および/または任意の他の好適な信号、および/またはそれらの任意の組み合わせを含むが、それらに限定されない、他の信号に対して、幅広い適用性を有することを認識するであろう。

【0050】

図3は、ある実施形態による、例示的信号処理システムである。本実施形態では、入力信号発生器310は、入力信号316を発生させる。例示されるように、入力信号発生器310は、入力信号316としてPPG信号を提供し得るセンサ318に結合される、酸素濃度計320を含んでもよい。入力信号発生器310は、任意の好適な信号源、信号発生データ、信号発生機器、またはそれらの任意の組み合わせを含み、信号316を生成し得ることを理解されるであろう。信号316は、例えば、生体信号(例えば、心電図、脳波図、胃筋電図、筋電図、心拍信号、病理学的音、超音波、または任意の他の好適な生体信号)、動的信号、非破壊試験信号、状態モニタリング信号、流体信号、地球物理学的信号、天文学的信号、電気信号、財務指標を含む金融信号、発話信号、化学信号、気候指標を含む気象学的信号、および/または任意の他の好適な信号、および/またはそれらの任意の組み合わせを含むが、それらに限定されない、任意の好適な信号または複数の信号であってもよい。

10

【0051】

本実施形態では、信号316は、プロセッサ312に結合され得る。プロセッサ312は、信号316を処理するための任意の好適なソフトウェア、ファームウェア、および/またはハードウェア、および/またはそれらの組み合わせであり得る。例えば、プロセッサ312は、1つ以上のハードウェアプロセッサ(例えば、集積回路)、1つ以上のソフトウェアモジュール、メモリ等のコンピュータ可読媒体、ファームウェア、またはそれらの任意の組み合わせを含んでもよい。プロセッサ312は、例えば、コンピュータであってもよく、または1つ以上のチップ(すなわち、集積回路)であってもよい。プロセッサ312は、本開示の信号処理と関連付けられた計算、ならびに処理された信号の任意の好適な照合と関連付けられた計算を行ってもよい。プロセッサ312は、信号316の任意の好適な信号処理を行い、任意の好適な帯域フィルタリング、適応フィルタリング、閉ループフィルタリング、および/または任意の他の好適なフィルタリング、および/またはそれらの任意の組み合わせ等、信号316をフィルタリングしてもよい。

20

【0052】

プロセッサ312は、任意の好適な揮発性メモリデバイス(例えば、RAM、レジスタ等)、非揮発性メモリデバイス(例えば、ROM、EPROM、磁気記憶デバイス、光記憶デバイス、フラッシュメモリ等)、または両方等、1つ以上のメモリデバイス(図示せず)に結合される、あるいは1つ以上のメモリデバイスを組み込み得る。メモリは、プロセッサ312によって使用され、例えば、スカログラムを表すデータ等、入力信号316の連続ウェーブレット変換に対応するデータを格納してもよい。一実施形態では、スカログラムを表すデータは、時間スケール平面内のエネルギーレベルとしてスカログラムを表す3次元アレイ等の任意の好適な3次元データ構造として、プロセッサ312内部のRAMまたはメモリに格納されてもよい。任意の他の好適なデータ構造を使用して、スカログラムを表すデータを格納してもよい。

30

40

【0053】

プロセッサ312は、出力314に結合され得る。出力314は、例えば、1つ以上の医療デバイス(例えば、種々の生理学的パラメータを表示する医療モニタ、医療アラーム、あるいは生理学的パラメータを表示する、または入力として、プロセッサ312の出力を使用する、任意の他の好適な医療デバイス)、1つ以上のディスプレイデバイス(例えば、モニタ、PDA、携帯電話、任意の他の好適なディスプレイデバイス、またはそれらの任意の組み合わせ)、1つ以上のオーディオデバイス、1つ以上のメモリデバイス(例えば、ハードディスクドライブ、フラッシュメモリ、RAM、光ディスク、任意の他の好適なメモリデバイス、またはそれらの任意の組み合わせ)、1つ以上の印刷デバイス、任意の他の好適な出力デバイス、またはそれらの任意の組み合わせ等、任意の好適な出力デ

50

バイスであってもよい。

【 0 0 5 4 】

システム 3 0 0 は、システム 1 0 内に組み込まれ得（図 1 および 2 ）、例えば、入力信号発生器 3 1 0 は、センサ 1 2 およびモニタ 1 4 の一部として実装され得、プロセッサ 3 1 2 は、モニタ 1 4 の一部として実装され得ることを理解されるであろう。

【 0 0 5 5 】

図 4 は、ある実施形態による、PPG 信号 4 0 2 およびフィルタリングされた P P G 信号 4 0 4 のグラフを示す。パルス酸素濃度計システム 1 0 は、任意の好適なフィルタリング技術を使用して、PPG 信号 4 0 2 を処理して、フィルタリングされた P P G 4 0 4 を生成し得る。例えば、パルス酸素濃度計システム 1 0 は、帯域通過フィルタリング技術を使用して、フィルタリングされた P P G 信号 4 0 4 を生成してもよい。パルス酸素濃度計システム 1 0 は、PPG 信号 4 0 2 またはフィルタリングされた P P G 信号 4 0 4 を使用して、未加工 P P G 信号（すなわち、PPG 信号 4 0 2）の特徴を識別してもよい。図 4 に例示されるように、パルス酸素濃度計システム 1 0 は、フィルタリングされた P P G 信号 4 0 2 を有し、心拍と関連付けられた転換点（例えば、転換点 4 0 6、4 0 8、4 1 0）（すなわち、信号の一次導関数が、正から負または負から正に変化する点）をより容易に識別する。一好適な手法では、パルス酸素濃度計システム 1 0 は、谷と関連付けられた各転換点を識別し得る。別の好適な手法では、パルス酸素濃度計システム 1 0 は、谷とピークとの間の中間点、または谷とピークとの間の任意の他の好適な位置等、PPG 信号 4 0 2 のピークあるいは任意の他の所望の特性と関連付けられた各転換点を識別し得る。反復成分内に複数のピークおよび谷を含み得る信号の分析に特に適した別の好適な実装において、パルス酸素濃度計システム 1 0 は、転換点検出に加え、またはその代わりに、付加的論理を採用して、個々の反復成分を区別する。そのような論理は、例えば、信号の予測される周期範囲、特性信号形状データ、およびパターン認識論理を示すデータの 1 つ以上を含んでもよい。そのような論理は、反復成分内のより小さな信号変動が、不適切な信号の区画化をもたらさないように、信号内の個々の反復成分を確実に区別するように構成される。

【 0 0 5 6 】

所望の特性（本実施形態では、谷と関連付けられた転換点）が識別されると、パルス酸素濃度計システム 1 0 は、各識別された特徴（例えば、各谷または転換点）において、フィルタリングされた P P G 信号 4 0 4（または代替として、PPG 信号 4 0 2）を切断あるいは分断し、各心拍に対応する、区画 4 1 2、4 1 4、および 4 1 6 等の複数の連続区画を生成し得る。PPG 信号 4 0 2 が分断される場合、パルス酸素濃度計システム 1 0 は、フィルタリングされた P P G 信号 4 0 4 の識別された特徴に時間的に対応する点において、PPG 信号 4 0 2 を分断し得る。パルス酸素濃度計システム 1 0 は、例えば、パルス区画間を補間し、図 5 A - 5 C の概略図に示されるように、相互にスタッキングすることによって、各パルス区画を組み合わせ、図 6 A および 6 B に図示される 3 次元レンダリングをもたらし得る。

【 0 0 5 7 】

図 4 および図 5 A - 5 C を参照すると、図 5 A は、2 次元の X および Y に図示される、原信号 5 0 0（例えば、フィルタリングされた P P G 信号 4 0 4）を示す。例示目的のため、図 5 A はまた、転換点 5 0 2 a - 5 0 2 e（概して、「転換点 5 0 2」）を示し、区画 5 0 4 a - 5 0 4 e（概して、「区画 5 0 4」）の開始および終了を判別する補助をする。

【 0 0 5 8 】

図 5 B は、X 軸および Y 軸に対して直角に追加された付加的な軸（Z）を含む。加えて、図 5 B は、X - Z 面上を回転する各個々の区画 5 0 4 a - 5 0 4 e を示す。これらの回転後、次いで、区画は、図 5 C に示されるようにスタッキングされる。一実施形態では、区画間の表面は、補間または他の好適な推定プロセスによって導出される。

【 0 0 5 9 】

10

20

30

40

50

図5Dは、図5A - 5Cに図示されるように、PPG信号を処理するための方法520の工程図である。方法520は、PPG信号(ステップ522)の受信から開始する。デジタル/アナログ変換器は、信号をデジタル化し、それをメモリに格納する(ステップ523)。メモリは、任意の好適な形態のランダムアクセスメモリであってもよい。

【0060】

信号が受信されると、個々の鼓動が検出される。鼓動を検出するステップは、信号内の転換点、具体的には、信号の勾配が負から正に切り替わる転換点を検出するステップ(ステップ524)と、区画化論理を適用して、識別された転換点が鼓動の終了を表すか否かを決定するステップ(ステップ526)とを含む。一実装では、区画化論理は、鼓動継続時間の範囲を含む。転換点が、鼓動の開始に時間的に近接しすぎて生じる場合、転換点は、区画化の目的のために無視される。別の実装では、区画化論理は、検出された転換点における信号の振幅を、区画の開始における信号の振幅と比較する。振幅変動が、所定の閾値を超える場合、転換点は、同様に、区画化の目的のために無視される。さらなる実装では、区画化論理を適用するステップは、継続時間の比較と振幅の比較との組み合わせを適用するステップを含む。

10

【0061】

区画の終了を示す基準を満たす転換点の検出に応じて、検出された区画は、メモリ内に別個に格納される(ステップ528)。一実施形態では、区画は、2次元空間内の信号のビットマップとして格納される。別の実施形態では、信号は、信号の数学的表現として格納される。また、日付、時間、および/または患者情報を伴う、完全信号内の区画の位置を示すメタデータが、区画とともに格納されてもよい。

20

【0062】

連続した区画が格納されると、区画が転置されて、区画のスタックを形成する(ステップ530)。一実装では、パルス酸素濃度計システム10は、各区画が先行区画に隣接して転置されている3次元を有する新しいイメージを形成することによって、区画のスタックを形成する。一実施例では、図5A - 5Cに図示されるように、各区画は、Z軸に沿って延びるように、Y軸の周りに90度回転させられるが、Y軸は、依然として信号の規模を表す。別の実施例では、各区画が存続する長さは、X軸に平行であって、各連続区画は、Z軸に沿って先行区画の後ろまたは前に配置される。連続区画間の距離は、一実装では、介在区画の長さに対応する。代替として、区画は、共通の任意の距離だけ離間されてもよい。

30

【0063】

3次元にスタッキングされた区画によって、パルス酸素濃度計システム10は、スタッキングされた区画を結合する表面を導出する(ステップ532)。一実施形態では、3次元スタックに介在する点に対するY軸の値は、既知の信号値に基づいて補間される。好適な補間技術は、線形補間、多項式補間、スプライン補間を含むが、それらに限定されない。選択的に、結果として生じる表面からのY軸の値は、所定のカラーマップに従ってカラー値に変換される(ステップ534)。

【0064】

パルス酸素濃度計システム10は、図6Aに図示されるように、各パルス区画を組み合わせ、3次元表面、または、一実施形態では、図6Bに例示される表面600等、第3の軸を表すために、カラーマップに従ってコードされた2次元表面を生成し得る。表面600を生成するために、フィルタリングされたPPG信号404から識別された各パルス区画は、図5A - 5Cに示されるように、スタッキングされ、各後続のパルス区画は、先行(時間的に)パルス区画の次にスタッキングされ、一連のパルス区画を生成し得る。所望に応じて、一連のパルス区画は補間され、3次元表面を生成し得る。任意の好適な補間技術が使用されてもよい。3次元表面の生成は、本開示の任意のステップであることを理解されるであろう。しかしながら、限定ではなく、明確性および簡潔性の目的のために、実施形態は、本明細書では3次元表面との関係において説明される。後続の処理は、3次元表面、一連のパルス区画、任意の他の転置、変換、もしくは一連のパルス区画の補間、ま

40

50

たはそれらの任意の組み合わせを使用して行われてもよい。

【 0 0 6 5 】

図 6 A および 6 B の X 軸は、「時間軸」と称される。実施形態によると、時間軸上の各点は、パルス区画全体を表し、したがって、それと関連付けられた時間範囲を有する。各パルス区画の X 軸は、区画の開始時間もしくは終了時間、または各区画内のピークに対応する時間等、パルス区画内の任意の好適な時間に基づいて標識され得る（また、開始位置は、パルスのシーケンス、または後続の分析に適切な任意の他のタイミングまたは順序を反映する整数に修正され得ることに留意されたい）。一実施形態によると、図 6 A および 6 B の Z 軸は、各パルス区画内の各順次データ点を示す。示されるように、各パルス区画は、X 軸上で開始し、Z 軸に沿って延在する。パルス区画は、長さが可変であり得る。したがって、パルス酸素濃度計システム 10 は、例えば、より短い長さをパディングすることによって長さを一様にしてもよく、または別様に、パルス区画長の任意の好適な正規化を行ってもよい。

10

【 0 0 6 6 】

図 6 A に表される Y 軸は、X - Z 面に対して直角の表面の高さによって表される。Y 軸は、カラーマップと関連付けられたカラーとして、図 6 B に表される。図 6 A 内の表面および図 6 B におけるカラーマップは、上述のように、3次元表面 600 として PPG 信号 404 を表す。3次元表面は、例えば、パルス酸素濃度計システム 10 によって分析され、個々のパルスの特性、または異なるパルス間の類似性もしくは差異を見出し得る。この技術を使用して、例えば、パルスに関する位相情報、振幅情報、形状情報、任意の他の好適な情報、またはそれらの任意の組み合わせを導出し得る。また、この技術を使用して、パルス群にわたる特性特徴の位置の変化を分析し得る。

20

【 0 0 6 7 】

代替実施形態において、原信号軸の高さ輪郭は、プロットの Y 座標である（ページ面から外に出ている）。加えて、処理システムは、図 7 に示されるように、基線上にパルスを下方投影することによって、各パルスの基線を正規化してもよい。図 7 は、パルス信号から終点間に引かれた線まで取られた垂直高さを使用して正規化された基線上にパルスを投影する態様を示す。代替として、基線は、最適適合曲線、例えば、パルス終点を通して適合された 3 次スプライン曲線であってもよく、この曲線において、同様に、信号から基線までの高さが取られ、正規化された基線上に下方投影される。正規化される基線は、水平基線であってもよい。このように、原信号の基線の変動は、反復するパルス特徴自体における着目の振幅変動から分離され得る。これは、例えば、大規模なアーチファクト特徴が信号内に存在する場合に有利となり得る。

30

【 0 0 6 8 】

いくつかの実施形態では、導出された面を使用して、例えば、極大値を認めることによって、呼吸情報（例えば、個々の呼吸および呼吸速度）を決定し得る。例えば、極大値 602、604、606、および 608 は、個々の呼吸を示す。他の実施形態では、リッジ（例えば、実質的に垂直または水平リッジ）が検出されて、信号に関するさらなる情報を提供し得る。例えば、歪んだリッジ 610 等、図 6 A および 6 B における垂直または水平軸からのリッジの歪みを使用して、各パルスにおける特性特徴に及ぼす呼吸の微分位相効果を検出し得る。これは、各パルス成分上の呼吸活動を個々にモニタリングすることを可能にする。故に、パルス自体における特異的な活動が、より容易に監視または観察することが可能である。導出された面から得られ得る他の情報として、長期および局所の血圧変動を含み得る。加えて、パルス形態は、動脈コンプライアンスの変化に伴って変化し、故に、この方法を使用して、パルス特性に及ぼすコンプライアンス変化の効果を決定することによって、コンプライアンス変化をモニタリングし得る。さらに、パルス形態は、敗血症および髄膜炎を含むが、それらに限定されない重度の疾患に対する血管応答を記述し得る。故に、本明細書に詳述される方法を使用して、疾患重症度を測定し得る。

40

【 0 0 6 9 】

図 8 は、一例示的实施形態による、信号を分析するための信号処理方法 800 の工程図

50

である。信号処理方法 800 は、処理するための信号を受信するステップから開始する（ステップ 802）。例えば、受信した信号は、パルス酸素濃度計によって出力される光電脈波信号であってもよい。信号は、未加工信号であってもよく、または事前処理されてもよい。例えば、信号は雑音を除去するか、または所望の信号成分を分離するためにフィルタリングされてもよい。代替実施形態では、信号は、上述の信号のいずれかを含む、概して、反復信号成分を有する任意の信号であってもよい。

#### 【0070】

信号処理方法 800 は、信号の少なくとも 1 つの反復成分に対応する信号の複数の特徴を識別するステップによって継続する（ステップ 804）。次いで、特徴に基づいて識別された信号の区画が転置され、区画のスタックを形成する（ステップ 806）。区画のスタックにおける各区画は、隣接する特徴の開始および終了点部分を有する。

10

#### 【0071】

スタックに基づいて、信号に関する情報が導出される（ステップ 808）。一実施形態では、情報は、プロセッサ、例えば、図 1 のモニタ 14 内に組み込まれるプロセッサによって自動的に導出される。別の実施形態では、情報は、パルス酸素濃度計 10 外部のプロセッサによって導出される。さらに別の実施形態では、情報は、3次元表面 600 を視覚的に評価する施術者によって導出される。加えて、導出された情報は、選択的に、さらに評価されて、信号を得るためにモニタリングされる、患者、システム、または他の対象のある状態の有無および/または重症度を診断し得る（ステップ 810）。任意の診断を含む、導出された情報は、例えば、患者、研究者、監視者、技術者、または臨床医に表示され得る（ステップ 812）。

20

#### 【0072】

図 9 は、例示の実施形態による、呼吸速度を決定および出力する方法 900 の工程図である。上述のように、区画のスタックの分析は、いくつかの臨床的に有用なデータ値をもたらす。例えば、区画のスタックを使用して、その呼吸を直接監視する必要を伴わずに、患者の呼吸速度を決定することが可能である。具体的には、その伝播経路内の血液の体積変化によって変調される光の吸収に対応する各区画の振幅は、直近の呼吸に対するその時間的關係に基づいて変動する。区画のスタックの Y 次元における極大値は、個々の呼吸に対応する。したがって、そのような極大値の周波数を計算することによって、呼吸速度が求められる。

30

#### 【0073】

呼吸速度の検出方法 900 は、PPG 信号の受信から開始する（ステップ 902）。反復特徴が識別され、鼓動パルスに対応する個々の信号区画を検出する（ステップ 904）。次いで、上述のように、互いに対してパルス区画が転置され、区画のスタックを形成する（ステップ 906）。上述のように、区画のスタックは、3次元イメージの形態であってもよく、または、代替として、Y 軸は、カラーマップとして表されてもよい。次いで、個々の呼吸が、区画のスタック内の極大値として特性化され得る特徴を検出および解析することによって検出される（ステップ 908）。特徴は、個々に、または、例えば、その形状および/または状況を含む局所スカログラムから得られた情報と併せて、解析され得る。次いで、そのような呼吸の周波数が計算され、呼吸速度を決定し（ステップ 910）、呼吸速度および/または区画のスタックが表示される（ステップ 912）。

40

#### 【0074】

一実施形態では、呼吸速度検出方法 900 は、また、経時的に患者の呼吸速度をモニタリングするステップ（ステップ 914）と、異常呼吸速度の検出（DB915）に基づいて警告を発するステップ（ステップ 916）とを含む。異常は、現在の呼吸速度と個々の呼吸速度の履歴の比較に基づいて決定されてもよい。例えば、一実施形態では、患者の呼吸速度が、所定の患者の平均呼吸速度の所定倍数、または患者の平均呼吸速度の標準偏差の所定倍数による、その平均的呼吸速度を超える場合、警告が発せられる（ステップ 916）。また、患者の呼吸が同様の閾値を下回る場合に、警告が発せられ得る（ステップ 916）。別の実施形態では、患者の現在の呼吸速度の固定呼吸速度閾値との比較に基づいて

50

、警告が発せられる（ステップ916）。いずれの場合も、閾値は、他の生理学的指標を考慮して調節され、例えば、睡眠周期中の誤った警告を回避し得る。

【0075】

図10は、例示的实施形態による、パルス特性に及ぼす呼吸の微分位相効果に基づいて、呼吸活動をモニタリングする方法1000の工程図である。上述のように、区画のスタックの解析は、主に、XおよびZ軸の両方に沿ってリッジを検出することが可能である。しかしながら、これらのリッジは、軸と完全に整列していなくてもよい。軸整列からの逸脱は、各パルスにおける特性特徴に及ぼす呼吸の微分位相効果の測定、すなわち、パルスの種々の特徴の近似性が、呼吸に対するその時間的近似性に関連して変動する様子を提示する。例えば、呼吸圧変動が血管系を通して伝達される様子を示すことが可能である。

10

【0076】

方法1000は、PPG信号の受信から開始する（ステップ1002）。反復特徴が識別され、信号区画を見出す（ステップ1004）。次いで、信号区画がスタッキングされ、区画のスタックを形成する（ステップ1006）。区画のスタックが分析され、リッジおよびその対応する配向を識別する（ステップ1008）。リッジ形状および配向が、さらに解析されて、呼吸微分位相効果を検出する（ステップ1010）。これらの呼吸微分位相効果がモニタリングされ、コンプライアンス変化を検出する（ステップ1012）。急激なコンプライアンス変化は、患者に投与される血管収縮または血管拡張剤の有効性を示し得る。また、コンプライアンス変化の検出は、再校正が必要とされることの指標として、継続的な非侵襲的血压システムにおいて使用され得る。

20

【0077】

上述は、本開示の実施形態の原理の例示にすぎず、種々の修正が、本開示の範囲および精神から逸脱することなく、当業者によって成され得る。

【図1】

【図2】

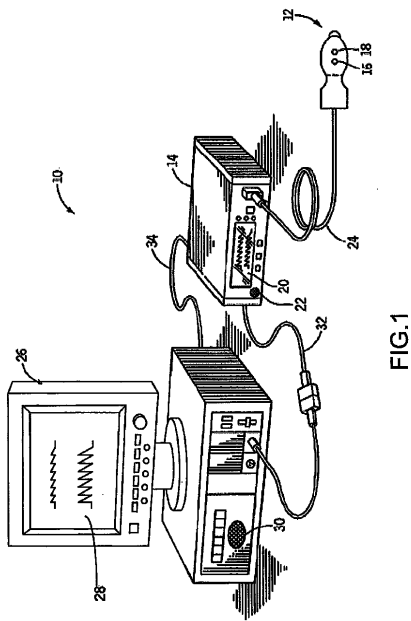


FIG. 1

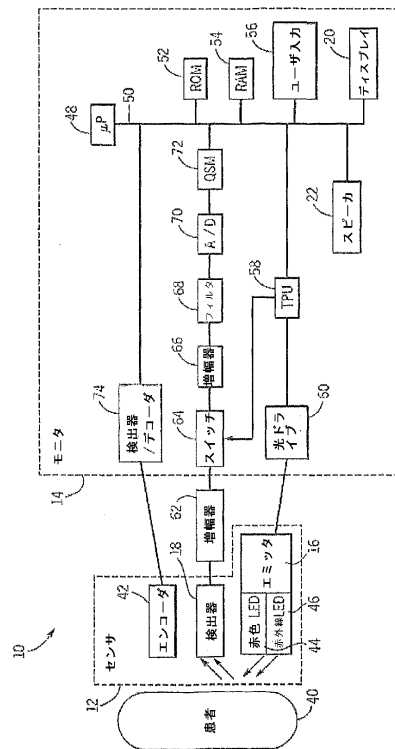
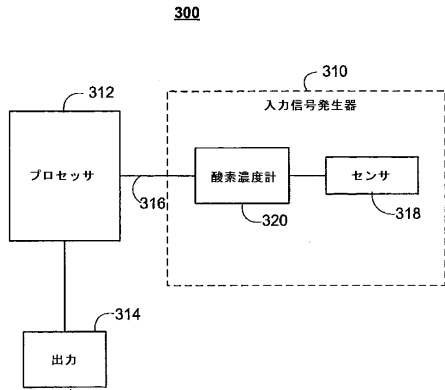


FIG. 2

【図3】



【図4】

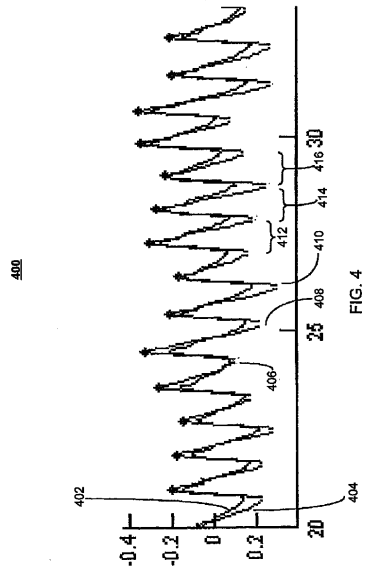


FIG. 4

【図5A】

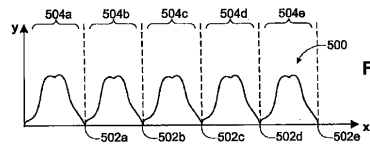


FIG. 5A

【図5B】

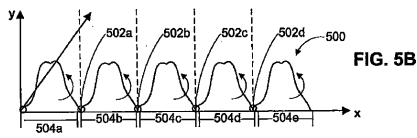


FIG. 5B

【図5C】

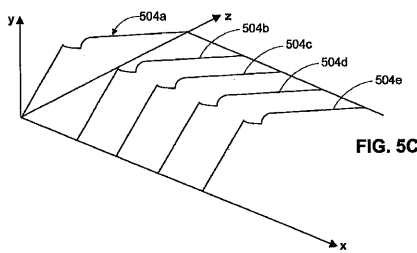


FIG. 5C

【図5D】

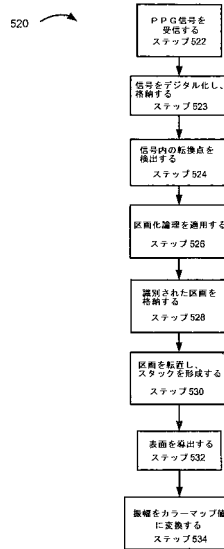


FIG. 5D

【図 6 A】

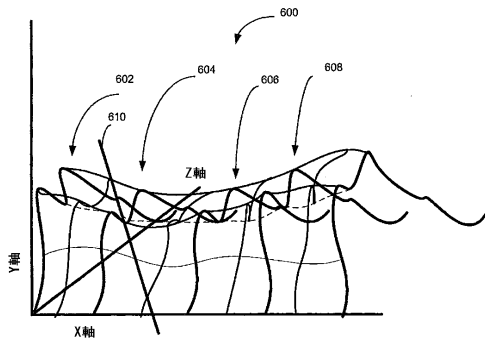


FIG. 6A

【図 6 B】

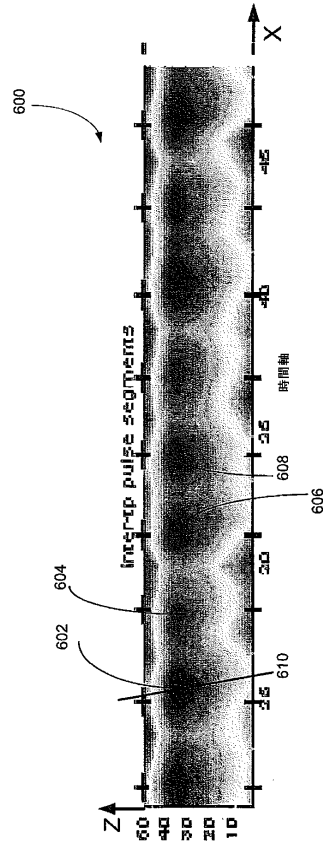


FIG. 6B

【図 7】

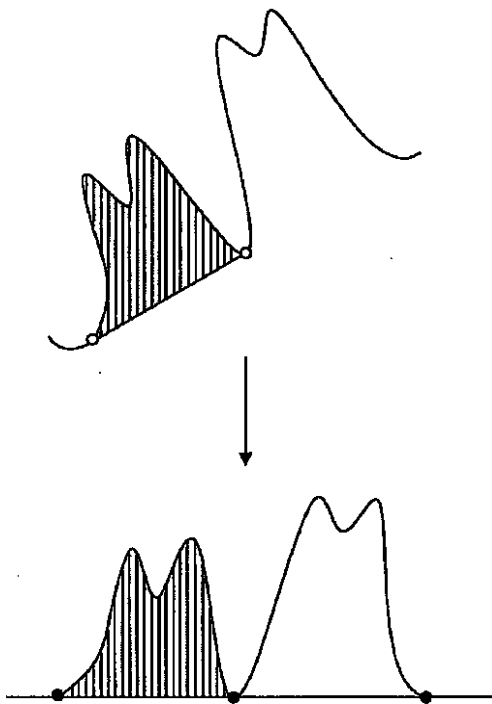


FIG. 7

【図 8】

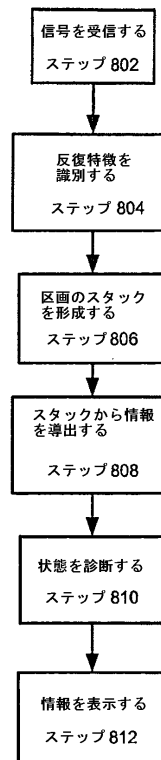


FIG. 8

【 図 9 】

【 図 10 】

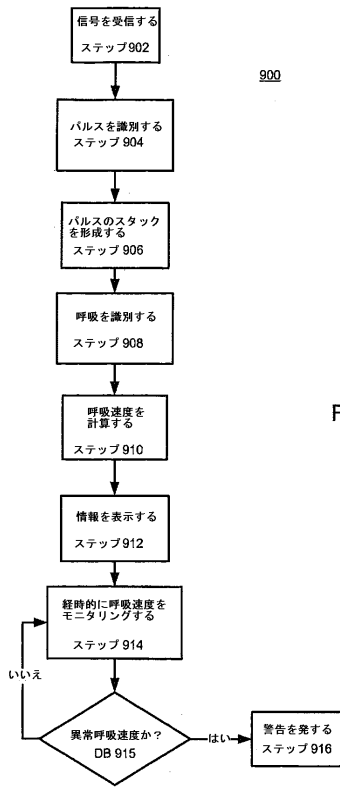


FIG. 9

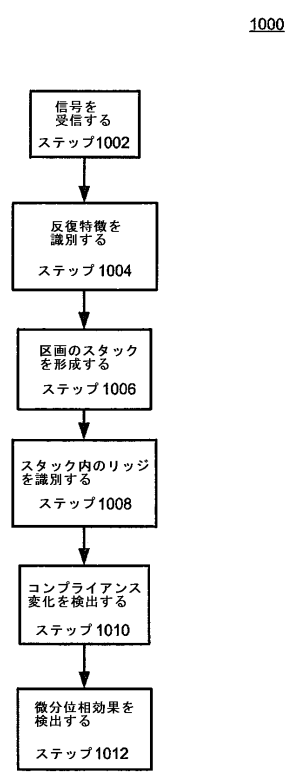


FIG. 10

---

フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I  
A 6 1 B 5/02 (2006.01) A 6 1 B 5/02 A  
A 6 1 B 5/0205 (2006.01) A 6 1 B 5/02 E

審査官 多田 達也

(56) 参考文献 特開平 0 3 - 0 4 9 7 3 2 ( J P , A )  
特開平 0 3 - 1 6 2 8 2 8 ( J P , A )  
特開平 0 7 - 2 8 4 4 8 0 ( J P , A )  
特開 2 0 0 2 - 0 1 7 6 9 6 ( J P , A )  
特開 2 0 0 7 - 2 0 2 7 9 1 ( J P , A )

(58) 調査した分野(Int.Cl. , D B名)  
A 6 1 B 5 / 0 0 - 5 / 2 2

专利名称(译)	用于处理具有重复特征的信号的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5432253B2</a>	公开(公告)日	2014-03-05
申请号	JP2011515660	申请日	2009-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	内尔称清教徒贝内特爱尔兰		
申请(专利权)人(译)	Neruko清教徒贝内特爱尔兰		
当前申请(专利权)人(译)	Neruko清教徒贝内特爱尔兰		
[标]发明人	ワトソングェイムズニコラス アディソンポールスタンリー		
发明人	ワトソン, ジェイムズ ニコラス アディソン, ポール スタンリー		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/08 A61B5/1455 A61B5/0245 A61B5/022 A61B5/02 A61B5/0205		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/412 A61B5/726		
FI分类号	A61B5/00.G A61B5/08 A61B5/14.322 A61B5/02.321.B A61B5/02.332.A A61B5/02.A A61B5/02.E		
审查员(译)	多田达也		
优先权	61/076945 2008-06-30 US		
其他公开文献	JP2011526517A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本公开涉及用于检测信号的特征的系统和方法。根据实施例，通过转置信号的片段，诸如表示PPG信号中的脉冲的片段，使得它们彼此相邻地堆叠，可以辨别关于信号的各种特性，诸如关于信号的重复特征的信息。根据一个实施例，可以根据PPG信号确定关于个体呼吸的呼吸信息，可以确定血压变化，并且可以确定关于影响PPG信号的其他生理参数的信息。

$$S = \frac{\beta_r(\lambda_R) - R\beta_r(\lambda_{TR})}{R(\beta_o(\lambda_{TR}) - \beta_r(\lambda_{TR})) - \beta_o(\lambda_R) + \beta_r(\lambda_R)}$$