

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5512668号  
(P5512668)

(45) 発行日 平成26年6月4日(2014.6.4)

(24) 登録日 平成26年4月4日(2014.4.4)

(51) Int.Cl.	F 1
<b>A 6 1 B 5/1455 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/14 3 2 2
<b>A 6 1 B 5/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/00 G
<b>A 6 1 B 5/0245 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/02 3 1 0 A

請求項の数 20 (全 38 頁)

(21) 出願番号	特願2011-515659 (P2011-515659)	(73) 特許権者	510338363
(86) (22) 出願日	平成21年6月29日 (2009.6.29)		ネルコー ビューリタン ベネット アイ ルランド
(65) 公表番号	特表2011-526516 (P2011-526516A)		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
(43) 公表日	平成23年10月13日 (2011.10.13)	(74) 代理人	100107489
(86) 国際出願番号	PCT/IB2009/006153		弁理士 大塩 竹志
(87) 国際公開番号	W02010/001243	(72) 発明者	アディソン, ポール スタンリー
(87) 国際公開日	平成22年1月7日 (2010.1.7)		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
審査請求日	平成23年2月21日 (2011.2.21)	(72) 発明者	ワトソン, ジェイムズ ニコラス
(31) 優先権主張番号	61/077,062		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نز 7
(32) 優先日	平成20年6月30日 (2008.6.30)		最終頁に続く
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	61/077,130		
(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)		

(54) 【発明の名称】 信号処理方法および信号を処理するためのシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

信号処理方法であって、

原信号の第1の部分を選択することと、

該原信号の該第1の部分を選択することにより、ミラーリングされた第1の部分を生成することと、該ミラーリングされた第1の部分は、該原信号の該第1の部分および該原信号の該第1の部分の反射によって形成されるパルスを含む、ことと、

該原信号の該第1の部分および該原信号の該第1の部分の反射によって形成される該パルスを解析することと

を含む、方法。

【請求項2】

前記原信号の前記第1の部分を選択することは、

該原信号の第1の極小値を識別することと、

該原信号の後続の第1の極大値を識別することと、

該原信号の該第1の極小値と該原信号の該後続の第1の極大値との間の該原信号の一部となるように、該第1の部分を選択することと

を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項3】

前記原信号の後続の第2の部分を選択することと、

10

20

第2の垂直軸に関して該原信号の該第2の部分をミラーリングすることにより、ミラーリングされた第2の部分を生成することと、

該ミラーリングされた第2の部分を解析することと  
をさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項4】

前記原信号の前記第2の部分を選択することは、

該原信号の第2の極小値を識別することであって、該第2の極小値は、該原信号の該第1の極小値に後続することと、

該原信号の後続の第2の極大値を識別することと、

該原信号の該第2の極小値と該原信号の該後続の第2の極大値との間の該原信号の一部となるように、該第2の部分を選択することと

を含む、請求項3に記載の方法。

10

【請求項5】

新しい信号を生成するように、前記ミラーリングされた第1の部分と前記ミラーリングされた第2の部分とを組み合わせることと、該新しい信号を解析することとをさらに含む、請求項3に記載の方法。

【請求項6】

前記原信号の前記第1の部分は、該原信号のより大きな第1のセグメントから選択され、該原信号の前記第2の部分は、該原信号のより大きな第2のセグメントから選択され、該第1および該第2のセグメントは、連続セグメントであり、該方法は、

該第1のセグメントと該第2のセグメントとの組み合わせられた長さを実質的に同一となるように、前記新しい信号を伸張または圧縮することによって、該新しい信号の長さを調整することをさらに含む、請求項5に記載の方法。

20

【請求項7】

前記原信号の前記第1の部分は、該原信号のより大きな第1のセグメントから選択され、該原信号の前記第2の部分は、該原信号のより大きな第2のセグメントから選択され、該方法は、

第1の大きさになるように、前記ミラーリングされた第1の部分を伸張または圧縮することによって、該ミラーリングされた第1の部分の長さを調整することと、

第2の大きさになるように、前記ミラーリングされた第2の部分を伸張または圧縮することによって、該ミラーリングされた第2の部分の長さを調整することと

をさらに含む、請求項5に記載の方法。

30

【請求項8】

前記ミラーリングされた第1の部分の前記長さ調整に少なくとも部分的に基づいて、該ミラーリングされた第1の部分の振幅を調整することと、

前記ミラーリングされた第2の部分の前記長さ調整に少なくとも部分的に基づいて、該ミラーリングされた第2の部分の振幅を調整することと

をさらに含む、請求項7に記載の方法。

【請求項9】

前記原信号の前記第1の部分および前記第2の部分は、該原信号の二次導関数に少なくとも部分的に基づいて選択される、請求項7に記載の方法。

40

【請求項10】

前記新しい信号を解析することは、ウェーブレット変換を使用して、該新しい信号を変換された信号に変換することを含む、請求項7に記載の方法。

【請求項11】

前記変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、スカログラムを生成することをさらに含む、請求項10に記載の方法。

【請求項12】

前記原信号はユーザからの光電脈波信号であり、該ユーザの呼吸情報を獲得するように前記スカログラムを解析することをさらに含む、請求項11に記載の方法。

50

## 【請求項 13】

前記原信号の前記第1の部分および該原信号の前記第2の部分は、前記光電脈波信号のアップストロークである、請求項11に記載の方法。

## 【請求項 14】

前記原信号の前記第1の部分および該原信号の前記第2の部分は、前記光電脈波信号のダウンストロークである、請求項11に記載の方法。

## 【請求項 15】

信号を処理するためのシステムであって、該システムは、  
該信号を発生させるための入力信号発生器と、

該入力信号発生器に結合されるプロセッサであって、該プロセッサは、原信号の第1の部分を選択すること、ミラーリングされた第1の部分を生成するために第1の垂直軸に関して該原信号の該第1の部分をミラーリングすることであって、該ミラーリングされた第1の部分は、該原信号の該第1の部分および該原信号の該第1の部分の反射によって形成されるパルスを含む、ことと、該原信号の後続の第2の部分を選択すること、ミラーリングされた第2の部分を生成するために第2の垂直軸に関して該原信号の該第2の部分をミラーリングすること、新しい信号を生成するために該ミラーリングされた第1の部分と該ミラーリングされた第2の部分とを組み合わせること、および該新しい信号を解析することを実行するように構成される、プロセッサと、

該プロセッサに結合される出力であって、該出力は、該プロセッサによって解析された該新しい信号を表示するように構成される、出力と

を備える、システム。

## 【請求項 16】

前記入力信号発生器は、センサに結合されるパルス酸素濃度計である、請求項15に記載のシステム。

## 【請求項 17】

前記プロセッサは、前記ミラーリングされた第1の部分の長さ調整に少なくとも部分的に基づいて、該ミラーリングされた第1の部分の振幅を調整すること、および前記ミラーリングされた第2の部分の長さ調整に少なくとも部分的に基づいて、該ミラーリングされた第2の部分の振幅を調整することを実行するようにさらに構成される、請求項15に記載のシステム。

## 【請求項 18】

前記新しい信号を解析することは、ウェーブレット変換を使用して、該新しい信号を変換された信号に変換することを含む、請求項15に記載のシステム。

## 【請求項 19】

前記プロセッサは、前記変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、スカログラムを生成するようにさらに構成される、請求項15に記載のシステム。

## 【請求項 20】

前記原信号は、ユーザからの光電脈波信号であり、前記プロセッサは、前記スカログラムを解析して該ユーザの呼吸情報を獲得するようにさらに構成される、請求項19に記載のシステム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

(関連出願の相互参照)

本願は、米国仮特許出願第61/077,062号(2008年6月30日出願)および米国特許出願第61/077,130号(2008年6月30日出願)の利益を主張し、これらの出願の開示は、そ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)

10

20

30

40

50

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、さらなる解析のために新しい信号を生成するために、原信号の1つ以上の部分を選択およびミラーリングすることによって、原信号を処理するためのシステムおよび方法に関する。

【0003】

本開示は、信号処理に関し、より具体的には、さらなる解析のために新しい信号を生成するために、信号の複数部分を選択およびミラーリングするステップに関する。ある例示的实施形態では、信号はPPG信号であってもよく、生成された信号はさらに、連続ウェーブレット変換を使用して解析されてもよい。

【背景技術】

【0004】

医学において、脈波計測器は、標的身体部分を通過するか、またはその中に存在する血液の解析を介して、器官あるいは身体部分の大きさの変動、もしくはこれらの変動の図示等の生理学的パラメータを測定する機器である。酸素濃度計は、血液の酸素飽和度を決定し得る器具である。1つの一般的なタイプの酸素濃度計は、光学的に検知された脈波計測器の解析によって、酸素飽和度を決定するパルス酸素濃度計である。

【0005】

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し得る（患者から採取された血液サンプルの解析による、酸素飽和度の直接測定とは対称的）医療デバイスである。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てもよい。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。

【0006】

酸素濃度計は、患者のある部位、典型的には、指先、つま先、額、または耳たぶ、あるいは新生児の場合、足全体に定置される光センサを含んでもよい。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てもよい。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てもよい。光強度対時間を表す信号は、光電脈波（PPG）信号と称される場合がある。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、ならびに脈拍数および各個々のパルスが生じる時を計算してもよい。

【0007】

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てもよい。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。

【0008】

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時、便宜的開始点は、Lambert-Beer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。

【0009】

【数1】

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

式中、

= 波長

10

20

30

40

50

t = 時間

I = 検出される光の強度

$I_0$  = 透過される光の強度

s = 酸素飽和度

$\beta_0, \beta_r$  = 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の経路長の組み合わせ

【0010】

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、「比率の比率」を解法することによって、飽和度を計算する。

10

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

【0011】

【数2】

$$\log I = \log I_0 - (s\beta_0 + (1-s)\beta_r)l \quad (2)$$

2. 次いで、（2）を時間に対して微分する

【0012】

【数3】

20

$$\frac{d \log I}{dt} = -(s\beta_0 + (1-s)\beta_r) \frac{dl}{dt} \quad (3)$$

3. 赤色（3）をIR（3）で除する。

【0013】

【数4】

$$\frac{d \log I(\lambda_R) / dt}{d \log I(\lambda_{IR}) / dt} = \frac{s\beta_0(\lambda_R) + (1-s)\beta_r(\lambda_R)}{s\beta_0(\lambda_{IR}) + (1-s)\beta_r(\lambda_{IR})} \quad (4)$$

30

4. sを解法する。

【0014】

【数5】

$$s = \frac{\frac{d \log I(\lambda_{IR})}{dt} \beta_r(\lambda_R) - \frac{d \log I(\lambda_R)}{dt} \beta_r(\lambda_{IR})}{\frac{d \log I(\lambda_R)}{dt} (\beta_0(\lambda_{IR}) - \beta_r(\lambda_{IR})) - \frac{d \log I(\lambda_{IR})}{dt} (\beta_0(\lambda_R) - \beta_r(\lambda_R))}$$

40

離散時間では、

【0015】

【数6】

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

$\log A - \log B = \log A / B$  を使用し、

【0016】

【数7】

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

10

したがって、(4)は、以下のように書き換えられ得ることに留意されたい。

【0017】

【数8】

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

20

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

【0018】

【数9】

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

30

(5)から、Rは、2つの点(例えば、PPG最大値(maximum)および最小値(minimum))または点集合を使用して計算することが可能である。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、

【0019】

【数10】

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

40

(5)は、以下となる。

【0020】

【数 1 1】

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

10

これは、その y 対 x の傾斜が R をもたらす点群を定義するものであって、式中、

【 0 0 2 1】

【数 1 2】

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

20

である。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 2】

ある実施形態では、信号は、さらなる解析のための新しい信号を生成しするために、選択およびミラーリングされ得る。信号は、任意の好適な源からであってもよく、1つ以上の反復成分を含有してもよい。ある実施形態では、選択される信号は、原信号の一部である。その一部は、その特性、または原信号の特性に基づく任意の好適な方法を使用して、選択されてもよい（例えば、原信号の極大（local maximum）値および極小（local minimum）値を使用して、あるいは二次導関数を使用して、1つ以上の転換点を見つけることによって）。原信号の一部を選択し、その部分をミラーリングすることによって、さらなる解析の際に、信号の非選択部分によって生じる望ましくないアーチファクトが除去され得、他の効果が達成され得る。ある実施形態では、原信号の追加部分が、選択され、ミラーリングされ、新しい信号に追加されてもよい。代替として、別個の新しい信号が、種々のミラーリングされた部分から生成されてもよい。

30

【 0 0 2 3】

限定ではなく、例示の目的として、本明細書に開示されるある実施形態では、原信号は、パルス酸素濃度計などの任意の好適な源から得られた光電脈波（PPG）信号であって、選択された部分は、パルスのアップおよびダウンストロークであって（パルスは、心拍に対応する PPG 信号の一部である）、さらなる解析のために、別個の新しい信号を生成するために使用される。さらなる解析は、新しい信号に適用される二次ウェーブレット特徴デカップリング（SWFD）を使用して、PPG 信号から呼吸速度を決定するステップを含む。ある実施形態では、別個の新しい信号を生成するように、アップおよびダウンストロークをミラーリングするステップは、原 PPG 信号の解析向上をもたらしてもよい。強制された対称性を含むミラーリングアルゴリズムを使用するステップ（例えば、所望の軸に関する選択されたアップストロークまたはダウンストロークをミラーリングするステップは、その所望の軸に関して対称であるパルスを生成し、新しい信号は、任意の好適な数の対称パルスから構築されてもよい）は、例えば、原信号の望ましくない側面を除去し

40

50

、呼吸速度決定の精度を向上させるので、有益であり得る。ミラーリングアルゴリズムを使用するステップはまた、患者の呼吸速度を効率的に決定し得るサンプル数または患者データの割合を大幅に改善し得る。ミラーリングアルゴリズムを使用するステップはさらに、ミラーリングアルゴリズムを使用する呼吸速度の計算と、別の方法を使用する呼吸速度の計算（例えば、患者の鼻サーミスタ信号の中の、1つ以上の呼吸特徴を数えることによって）との間に認められる差異の標準偏差を改善し得る。しかしながら、ミラーリングアルゴリズムを使用するステップへのトレードオフは、患者の呼吸速度を決定するために使用し得ない無効なデータの量の増加を含む場合がある。データは、患者による過剰な動き、あるいは患者の心拍の間隔の過剰な変化または患者の心拍の他の過剰な変化の結果である場合、無効とみなされ得る。データはまた、パルス酸素濃度計プローブが、患者から抜け落ちるか、または脱離した場合に、あるいはPPG信号が雑音のため過剰に破損されている場合に、無効とみなされてもよい。

10

**【0024】**

ある実施形態では、複数のアップおよびダウストロークが、ミラーリングおよび組み合わせられ、新しい信号を生成する。新しい信号は、原信号から選択された1つ以上のアップストロークをミラーリングするステップから生成される一連のパルスの場合、「再構築アップ信号」と称され、または原信号から選択された1つ以上のダウストロークを一連のパルスミラーリングするステップから生成される一連のパルスの場合、「再構築ダウン信号」と称される。再構築プロセス（すなわち、一連の選択されたアップおよびダウストロークをミラーリングすることによってパルスを生成し、そのパルスから新しい信号を生成するプロセス）は、原PPG信号が収集され得るデータの時間窓全体より短い時間窓を使用して、実時間内に行われ得、またはプロセスは、PPG信号が収集されたデータの時間窓全体を使用して、オフラインで行われ得る。

20

**【0025】**

アップおよびダウストロークは、任意の好適な手法を使用して、選択されてもよい。例えば、原信号の1つ以上のパルスは、信号の最大値および最小値に基づいて、または原信号の1つ以上の転換点を見つけるために二次導関数を使用して選択されてもよい。ある実施形態では、PPG信号は、例えば、典型的な心拍の範囲より高いおよび低い周波数をフィルタリングするために、帯域通過フィルタまたは低域通過フィルタを使用して、フィルタリングされてもよい。パルスが選択されると、そのアップストロークは、任意の好適な方法を使用して、そのダウストロークから分離されてもよい。例えば、アップストロークは、2つの転換点に垂直な極大値が、選択されたパルスと交差し得る点において、ダウストロークから分離されてもよい。

30

**【0026】**

ある実施形態では、再構築されたアップおよびダウン信号は、さらなる解析に先立ってさらに操作されてもよい。例えば、ミラーリングされた信号の各パルスは、ミラーリングされた信号内の他のパルスから独立して、拡大または短縮されてもよい。例えば、PPG実施形態におけるアップまたはダウストロークをミラーリングするステップによって生成されたパルスはそれぞれ、各パルスの時間周期の大きさが等しくなるように、伸張または圧縮されもよく、時間周期はすべてまとめて、原信号が収集された、または解析される、時間周期に等しい。代替として、ミラーリングされた信号の各パルスは、時間周期に整合するように伸張され得ないが、代わりに、少なくとも部分的に別の時間周期に基づいて、あるいは少なくとも部分的に個々または所定の数の信号パルスに基づいて、任意の所望の大きさに伸張もしくは圧縮されてもよい。ある実施形態では、例えば、各ミラーリングされたアップパルスは、その対応するダウストロークと組み合わせられたミラーリングにおいて使用されるアップストロークの大きさに整合するように、伸張あるいは圧縮されてもよい。同一プロセスが、各ミラーリングされたダウンパルスにおいて行われてもよい。ある実施形態では、ミラーリングされたパルスは、信号が収集された、または解析されている、時間周期に整合するように、等しく伸張または圧縮されてもよい。

40

**【0027】**

50

ミラーリングされた信号内のパルスの1つ以上が、伸張または圧縮される時に生じる周波数変調は、個々の伸張または圧縮量に関連して、ミラーリングされた信号内のパルスのそれぞれの振幅を増減することによって、振幅変調に変換されてもよい。これによって、例えば、原PPG信号内の基線変化のためにミラーリングされたパルス内に既に存在し得る、振幅変調を増加させてもよい。周波数変調の影響をミラーリングされた信号内の振幅変調に翻訳するステップによって、原信号の解析に及ぼす原信号内の成分の影響を変質させてもよい。例えば、パルスのそれぞれが、相互から独立して伸張または圧縮された場合、ミラーリングされた信号内のパルスの振幅は、再構築信号を生成するように、変調または増大されてもよい。代替として、ミラーリングされた信号に適用される周波数変調が、均一振幅を伴う再構築信号を生成するように、各パルスを個々に伸張または圧縮した場合、ミラーリングされた信号内のパルスそれぞれの振幅は、同一であってもよい。ある実施形態では、再構築信号は、振幅および周波数が可変し得るパルスを含んでもよい。

#### 【0028】

再構築アップおよびダウン信号は、例えば（例示の目的として以下に説明される）、S W F Dを含む、任意の好適な方法を使用して、さらに解析されてもよい。本開示のある実施形態では、両再構築信号の代わりに、一方の再構築信号のみ、解析されてもよい。一次アップスカログラムおよび一次ダウンスカログラムは、任意の好適な方法を使用して、再構築アップ信号およびダウン信号から少なくとも部分的に導出されてもよい。例えば、アップスカログラムおよびダウンスカログラムは、任意の好適な特性周波数のマザーウェーブレットまたは特定のスケリング係数値によるM o r l e tウェーブレット等の形式の使用を含む、連続ウェーブレット変換を使用して、導出されてもよい。また、アップスカログラムおよびダウンスカログラムは、任意の好適なスケール範囲にわたって導出されてもよい。得られたアップスカログラムおよびダウンスカログラムは、任意の好適な方法を使用して、例えば、二次ウェーブレット特徴デカップリングを使用して、さらに解析され得る、少なくとも1つのエネルギー増加面積に対応するリッジを含んでもよい。

#### 【0029】

アップおよびダウンスカログラムのアップリッジおよびダウンリッジは、任意の好適な方法を使用して抽出されてもよい。例えば、アップリッジおよびダウンリッジは、特定のスケール値において、PPG信号が、そのスケールの特性周波数に対応する高振幅を含有し得ることを表してもよい。また、一次帯域自体が、例えば、雑音または他の誤信号特徴の存在下において遮蔽されている場合、リッジを抽出し、さらに解析することによって、アップおよびダウンスカログラム上に生じさせる、基礎的物理的プロセスと関連付けられた信号成分の性質に関する情報が抽出され得る。二次ウェーブレット特徴デカップリングは、アップおよびダウンリッジのそれぞれに適用され、二次アップおよびダウンスカログラムを導出し得る。二次ウェーブレット特徴デカップリング技法は、二次帯域の振幅変調を検証することによって、一次帯域に関する所望の情報を提供し得、そのような振幅変調は、少なくとも部分的に、一次帯域に関連し得るPPG信号内の信号成分の存在に基づいている。アップおよびダウンリッジのこの二次ウェーブレット分解によって、着目帯域に関する情報は、二次アップおよびダウンスカログラムそれぞれの二次帯域として利用可能となる。二次アップおよびダウンスカログラムは、任意の好適な最小値から任意の好適な最大値までのスケール範囲内のウェーブレットを使用して導出され得、ウェーブレットの任意の好適なスケリング係数値を使用して導出されてもよい。

#### 【0030】

ある実施形態では、二次スカログラムは、第1の二次スカログラム集合内の偽リッジを離散させるように、低スケリング係数値で再導出され得る。反復二次スカログラム内に形成されるリッジ断片を使用して、二次アップスカログラムの第1の集合内の安定領域を識別してもよい。リッジ断片は、任意の好適な方法を使用して、1つ以上の所望のリッジを選択するように解析され得る。例えば、幅および開始位置（例えば、開始時間）の両方において可変であり得る時間窓が、1つ以上のアップ反復スカログラムおよび1つ以上のダウン反復スカログラムにわたってスライドされ得る。時間窓内のリッジは、スケール、

10

20

30

40

50

リッジ断片の長さ、他のリッジ断片に対するリッジ断片の近似性、および/または任意の他の好適な加重特性を単位として、特定のリッジ断片がとり得る経路の標準偏差の加重の観点からパラメータ化され得る。最高加重を有するリッジは、さらなる処理のために選択されてもよい。ある実施形態では、最高加重を有するリッジを使用して、生成されたスカログラムのうちの1つ内の安定領域を識別および選択してもよい。

#### 【0031】

振幅比例和法は、任意の好適な方法を使用して、選択されたリッジに対応する帯域の少なくとも一部、または選択された二次スカログラムの少なくとも一部（例えば、識別された安定領域）に適用されてもよい。振幅比例和を適用する技法は、任意の好適な原信号の任意の二次ウェーブレット特徴デカップリング方法に適用されてもよい。代替として、振幅比例和法は、二次アップスカログラム全体または二次ダウンスカログラム全体に適用されてもよい。振幅比例和法はまた、原PPG信号のウェーブレット変換等の、任意の好適な信号の任意の連続ウェーブレット変換に適用されてもよい。振幅比例和法は、時間窓にわたって、スケール範囲内の各スケールに対する振幅（例えば、エネルギー）を合計してもよい。ある実施形態では、振幅比例和法は、スカログラム混合物、または二次スカログラムから形成される重層に適用されてもよい。振幅比例和の関数は、スケール値等の任意の好適な値の関数としてプロットされてもよい。プロットから、スケールの和に伴って減少するスケールの方向から移動する第1のピークまたはエッジが、識別されてもよい。第1のピークまたはエッジは、二次ウェーブレット変換がそこから導出された、原信号に関連する解析値を有することができる。

10

20

#### 【0032】

ある実施形態では、信号処理方法が提供される。方法は、原信号の第1の部分を選択するステップと、ミラーリングされた第1の部分生成するように、第1の垂直軸に関して原信号の第1部分をミラーリングするステップと、原信号の後続の第2部分を選択するステップと、ミラーリングされた第2部分生成するように、第2の垂直軸に関して原信号の第2部分をミラーリングするステップと、新しい信号生成するように、ミラーリングされた第1部分およびミラーリングされた第2部分を組み合わせるステップと、新しい信号を解析するステップとを含み得る。

#### 【0033】

ある実施形態では、信号処理のためのシステムが提供される。システムは、信号を発生させるための入力信号発生器を含み得る。システムは、入力信号発生器に結合されるプロセッサを含み得る。プロセッサは、原信号の第1部分を選択する、ミラーリングされた第1部分生成するように第1の垂直軸に関して原信号の第1部分をミラーリングする、原信号の後続の第2部分を選択する、ミラーリングされた第2部分生成するように第2の垂直軸に関して原信号の第2部分をミラーリングする、新しい信号生成するようにミラーリングされた第1部分およびミラーリングされた第2部分を組み合わせる、および新しい信号を解析するように構成される。システムはまた、プロセッサに結合される出力を含んでもよい。出力は、プロセッサによって解析された新しい信号を表示するように構成される。

30

#### 【0034】

ある実施形態では、信号処理方法が提供される。方法は、ウェーブレット変換を使用して信号を変換するステップと、変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、スカログラム生成するステップと、スカログラムの領域を選択するステップと、領域内の各スケールの振幅を合計するステップと、最大和を識別するステップと、最大和と関連付けられる所望のスケールを選択するステップとを含み得る。

40

#### 【0035】

ある実施形態では、信号処理のためのシステムが提供される。システムは、信号を発生させるための入力信号発生器を含み得る。システムはまた、入力信号発生器に結合されるプロセッサを含み得る。プロセッサは、ウェーブレット変換を使用して信号を変換すること、変換された信号に少なくとも部分的に基づいてスカログラム生成すること、ス

50

カログラムの領域を選択すること、領域内の各スケールの振幅を合計すること、最大和を識別すること、および最大和と関連付けられる所望のスケールを選択することを実行するように構成される。システムはまた、プロセッサに結合される出力を含んでもよい。出力は、プロセッサによって選択された所望のスケールを表示するように構成される。

【 0 0 3 6 】

ある実施形態では、光電脈波信号から呼吸速度を決定するための方法が提供される。方法は、光電脈波信号の第 1 の部分を選択するステップと、ミラーリングされた第 1 の部分を生成するように、第 1 の垂直軸に関して光電脈波信号の第 1 の部分をミラーリングするステップと、光電脈波信号の後続の第 2 の部分を選択するステップと、ミラーリングされた第 2 の部分を生成するように、第 2 の垂直軸に関して光電脈波信号の第 2 の部分をミラーリングするステップと、新しい信号を生成するように、ミラーリングされた第 1 の部分およびミラーリングされた第 2 の部分を組み合わせるステップと、ウェーブレット変換を使用して新しい信号を変換された信号に変換するステップと、変換された信号に少なくとも部分的に基づいてスカログラムを生成するステップと、スカログラム上の帯域を識別するステップと、帯域からリッジ情報またはオフリッジ情報を抽出するステップと、ウェーブレット変換を使用するリッジ情報またはオフリッジ情報を、第 2 の変換された信号に変換するステップと、第 2 の変換された信号に少なくとも部分的に基づいて第 2 のスカログラムを生成するステップと、少なくとも第 2 のスカログラムの領域を解析するステップと、少なくとも第 2 のスカログラムの領域の解析に基づいて、呼吸速度を決定するステップとを含み得る。

例えば、本願発明は以下の項目を提供する。

(項目 1)

信号処理方法であって、  
原信号の第 1 の部分を選択することと、  
該原信号の該第 1 の部分を第 1 の垂直軸に関してミラーリングすることにより、ミラーリングされた第 1 の部分を生成することと、  
該ミラーリングされた第 1 の部分を解析することと  
を含む、方法。

(項目 2)

前記原信号の前記第 1 の部分を選択することは、  
該原信号の第 1 の極小値を識別することと、  
該原信号の後続の第 1 の極大値を識別することと、  
該原信号の該第 1 の極小値と該原信号の該後続の第 1 の極大値との間の該原信号の一部となるように、該第 1 の部分を選択することと  
を含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 3)

前記原信号の後続の第 2 の部分を選択することと、  
第 2 の垂直軸に関して該原信号の該第 2 の部分をミラーリングすることにより、ミラーリングされた第 2 の部分を生成することと、  
該ミラーリングされた第 2 の部分を解析することと  
をさらに含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 4)

前記原信号の前記第 2 の部分を選択することは、  
該原信号の第 2 の極小値を識別することであって、該第 2 の極小値は、該原信号の該第 1 の極小値に後続する、ことと、  
該原信号の後続の第 2 の極大値を識別することと、  
該原信号の該第 2 の極小値と該原信号の該後続の第 2 の極大値との間の該原信号の一部となるように、該第 2 の部分を選択することと  
を含む、項目 3 に記載の方法。

(項目 5)

10

20

30

40

50

新しい信号を生成するように、前記ミラーリングされた第 1 の部分と前記ミラーリングされた第 2 の部分とを組み合わせることと、該新しい信号を解析することとをさらに含む、項目 3 に記載の方法。

(項目 6)

前記原信号の前記第 1 の部分は、該原信号のより大きな第 1 のセグメントから選択され、該原信号の前記第 2 の部分は、該原信号のより大きな第 2 のセグメントから選択され、該第 1 および該第 2 のセグメントは、連続セグメントであり、該方法は、

該第 1 のセグメントと該第 2 のセグメントとの組み合わせられた長さを実質的に同一となるように、前記新しい信号を伸張または圧縮することによって、該新しい信号の長さを調整することをさらに含む、項目 5 に記載の方法。

10

(項目 7)

前記原信号の前記第 1 の部分は、該原信号のより大きな第 1 のセグメントから選択され、該原信号の前記第 2 の部分は、該原信号のより大きな第 2 のセグメントから選択され、該方法は、

第 1 の大きくなるように、前記ミラーリングされた第 1 の部分を伸張または圧縮することによって、該ミラーリングされた第 1 の部分の長さを調整することと、

第 2 の大きくなるように、前記ミラーリングされた第 2 の部分を伸張または圧縮することによって、該ミラーリングされた第 2 の部分の長さを調整することと

をさらに含む、項目 5 に記載の方法。

(項目 8)

前記ミラーリングされた第 1 の部分の前記長さ調整に少なくとも部分的に基づいて、該ミラーリングされた第 1 の部分の振幅を調整することと、

前記ミラーリングされた第 2 の部分の前記長さ調整に少なくとも部分的に基づいて、該ミラーリングされた第 2 の部分の振幅を調整することと

をさらに含む、項目 7 に記載の方法。

20

(項目 9)

前記原信号の前記第 1 の部分および前記第 2 の部分は、該原信号の二次導関数に少なくとも部分的に基づいて選択される、項目 7 に記載の方法。

(項目 10)

前記新しい信号を解析することは、ウェーブレット変換を使用して、該新しい信号を変換された信号に変換することを含む、項目 7 に記載の方法。

30

(項目 11)

前記変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、スカログラムを生成することをさらに含む、項目 10 に記載の方法。

(項目 12)

前記原信号はユーザからの光電脈波信号であり、該ユーザの呼吸情報を獲得するように前記スカログラムを解析することをさらに含む、項目 11 に記載の方法。

(項目 13)

前記原信号の前記第 1 の部分および該原信号の前記第 2 の部分は、前記光電脈波信号のアップストロークである、項目 11 に記載の方法。

40

(項目 14)

前記原信号の前記第 1 の部分および該原信号の前記第 2 の部分は、前記光電脈波信号のダウンストロークである、項目 11 に記載の方法。

(項目 15)

信号を処理するためのシステムであって、該システムは、

該信号を発生させるための入力信号発生器と、

該入力信号発生器に結合されるプロセッサであって、該プロセッサは、原信号の第 1 の部分を選択すること、ミラーリングされた第 1 の部分を生成するために第 1 の垂直軸に関して該原信号の該第 1 の部分をミラーリングすること、該原信号の後続の第 2 の部分を選択すること、ミラーリングされた第 2 の部分を生成するために第 2 の垂直軸に関して該原

50

信号の該第 2 の部分をミラーリングすること、新しい信号を生成するために該ミラーリングされた第 1 の部分と該ミラーリングされた第 2 の部分とを組み合わせること、および該新しい信号を解析することを実行するように構成される、プロセッサと、  
該プロセッサに結合される出力であって、該出力は、該プロセッサによって解析された該新しい信号を表示するように構成される、出力と  
を備える、システム。

(項目 16)

前記入力信号発生器は、センサに結合されるパルス酸素濃度計である、項目 15 に記載のシステム。

(項目 17)

前記プロセッサは、前記ミラーリングされた第 1 の部分の長さ調整に少なくとも部分的に基づいて、該ミラーリングされた第 1 の部分の振幅を調整すること、および前記ミラーリングされた第 2 の部分の長さ調整に少なくとも部分的に基づいて、該ミラーリングされた第 2 の部分の振幅を調整することを実行するようにさらに構成される、項目 15 に記載のシステム。

(項目 18)

前記新しい信号を解析することは、ウェーブレット変換を使用して、該新しい信号を変換された信号に変換することを含む、項目 15 に記載のシステム。

(項目 19)

前記プロセッサは、前記変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、スカログラムを生成するようにさらに構成される、項目 15 に記載のシステム。

(項目 20)

前記原信号は、ユーザからの光電脈波信号であり、前記プロセッサは、前記スカログラムを解析して該ユーザの呼吸情報を獲得するようにさらに構成される、項目 19 に記載のシステム。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0037】

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。

【図 3 A】図 3 ( a ) および 3 ( b ) は、ある実施形態による、 P P G 信号から導出されたスカログラムの例示的図を示す。

【図 3 B】図 3 ( a ) および 3 ( b ) は、ある実施形態による、 P P G 信号から導出されたスカログラムの例示的図を示す。

【図 3 C】図 3 ( c ) は、ある実施形態による、 2 つの付随成分を含有する信号から導出される、例示的スカログラムを示す。

【図 3 D】図 3 ( d ) は、ある実施形態による、図 3 ( c ) 内のリッジと関連付けられた信号の例示的概略図と、これらの新しく導出された信号のさらなるウェーブレット分解の例示的概略図を示す。

【図 3 E】図 3 ( e ) および 3 ( f ) は、実施形態による、逆連続ウェーブレット変換を行う際に伴われる、例示的ステップの行程図である。

【図 3 F】図 3 ( e ) および 3 ( f ) は、実施形態による、逆連続ウェーブレット変換を行う際に伴われる、例示的ステップの行程図である。

【図 4】図 4 は、ある実施形態による、例示的連続ウェーブレット処理システムのブロック図である。

【図 5】図 5 は、本開示のある実施形態による、さらなる解析のために新しい信号を生成するように、信号の複数部分を選択およびミラーリングするための例示的プロセスの工程

10

20

30

40

50

図である。

【図 6】図 6 は、本開示のある実施形態による、原信号からアップストローク信号およびダウストローク信号を再構築するための例示的プロセスの概略図である。

【図 7】図 7 は、本開示のある実施形態による、二次ウェーブレット特徴デカップリングを使用して、図 6 の再構築アップストローク信号およびダウストローク信号を解析するための例示的プロセスの工程図である。

【図 8 A】図 8 ( a ) は、本開示のある実施形態による、信号から導出された信号および例示的スカログラムのプロットを示す。

【図 8 B】図 8 ( b ) は、本開示のある実施形態による、図 8 ( a ) の信号から再構築されたアップストローク信号、およびそのアップストローク信号から導出された例示的スカ

10

ログラムを示す。

【図 8 C】図 8 ( c ) は、本開示のある実施形態による、図 8 ( a ) の信号から再構築されたダウストローク信号、およびそのダウストローク信号から導出された例示的スカ

ログラムを示す。

【図 9】図 9 は、本開示のある実施形態による、振幅比例和をスカログラムに適用するための例示的プロセスの工程である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 8 】

図 1 は、パルス酸素濃度計システム 1 0 のある実施形態の斜視図である。

システム 1 0 は、センサ 1 2 と、パルス酸素濃度計モニタ 1 4 と、を含んでもよい。セン

20

サ 1 2 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 1 6 を

含んでもよい。また、検出器 1 8 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 1 6 からの光を検出するためのセンサ 1 2 内に提供されてもよい。

【 0 0 3 9 】

別の実施形態によると、後述されるように、システム 1 0 は、単一センサ 1 2 の代わりに、センサアレイを形成する複数のセンサを含んでもよい。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 ( C M O S ) センサであってもよい。代替として、アレイの各センサは、電荷結合素子 ( C C D ) センサであってもよい。別の実施形態では、センサアレイは、C M O S と C C D センサとの組み合わせから形成されてもよい。C C D 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、C M O S

30

センサは、画素センサのアレイを有する集積回路から形成されてもよい。各画素は、光検

出器と活性増幅器とを有してもよい。

【 0 0 4 0 】

ある実施形態によると、エミッタ 1 6 および検出器 1 8 は、指先またはつま先等の指の

両側にあってもよく、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 1 6 および検出器 1 8 は、エミッタ 1 6 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獲得するように設計されたセンサ等の検出器 1

8 内へと組織によって反射されるように配列されてもよい。

【 0 0 4 1 】

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 1 4 に接

40

続され、そこからその電力を得てもよい。別の実施形態では、センサは、モニタ 1 4 に無

線接続され、その専用バッテリーまたは類似電源供給装置 ( 図示せず ) を含んでもよい。

モニタ 1 4 は、光放出および検出に関連するセンサ 1 2 から受信したデータに少なくとも

部分的に基づいて、生理学的パラメータを計算するように構成されてもよい。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てもよく、酸素濃度計示度値の

結果が、モニタ 1 4 に転送されてもよい。さらに、モニタ 1 4 は、生理学的パラメータま

たはシステムに関する他の情報を表示するように構成される、ディスプレイ 2 0 を含ん

でもよい。示される実施形態では、モニタ 1 4 はまた、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か、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するように、スピーカ 2 2 を含んでもよい。

50

## 【 0 0 4 2 】

ある実施形態では、センサ 1 2 またはセンサアレイは、ケーブル 2 4 を介して、モニタ 1 4 に無線で連結されてもよい。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 2 4 の代わりに、またはそれに加えて使用されてもよい。

## 【 0 0 4 3 】

例示される実施形態では、パルス酸素濃度計システム 1 0 はまた、マルチパラメータ患者モニタ 2 6 を含んでもよい。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ってもよい。マルチパラメータ患者モニタ 2 6 は、生理学的パラメータを計算し、モニタ 1 4 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 2 8 に提供するように構成されてもよい。例えば、マルチパラメータ患者モニタ 2 6 は、パルス酸素濃度計モニタ 1 4（「SpO<sub>2</sub>」測定値と称される）によって生成される患者の血液酸素飽和度の予測値、モニタ 1 4 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 2 8 上に表示するように構成されてもよい。

10

## 【 0 0 4 4 】

モニタ 1 4 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 3 2 または 3 4 を介して、マルチパラメータ患者モニタ 2 6 に通信可能に結合されてもよく、および/または無線で通信してもよい（図示せず）。加えて、モニタ 1 4 および/またはマルチパラメータ患者モニタ 2 6 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てもよい。モニタ 1 4 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てもよい。

20

## 【 0 0 4 5 】

図 2 は、ある実施形態による、患者 4 0 に結合され得る、図 1 のパルス酸素濃度計システム 1 0 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 1 2 およびモニタ 1 4 のある例示的構成要素が図 2 に例示される。センサ 1 2 は、エミッタ 1 6 と、検出器 1 8 と、エンコーダ 4 2 とを含んでもよい。示される実施形態では、エミッタ 1 6 は、患者の組織 4 0 内へと少なくとも 2 つの光の波長（例えば、RED および IR）を放出するように構成されてもよい。故に、エミッタ 1 6 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 4 0 内へと光を放出するために、RED 発光ダイオード（LED）4 4 等の RED 発光光源と、IR LED 4 6 等の IR 発光光源と、を含んでもよい。一実施形態では、RED 波長は、約 6 0 0 nm 乃至約 7 0 0 nm であってもよく、IR 波長は、約 8 0 0 nm 乃至約 1 0 0 0 nm であってもよい。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てもよい。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。

30

## 【 0 0 4 6 】

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 つ以上を含んでもよい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んでもよく、電磁放射線のその任意の好適な波長は、本技法と併用するために適切であり得る。検出器 1 8 は、エミッタ 1 6 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てもよい。

40

## 【 0 0 4 7 】

ある実施形態では、検出器 1 8 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てもよい。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てもよい。動作時、光は、患者の組織 4 0 を通過後、検出器 1 8 に入射してもよい。検出器 1 8 は、受光した光の強度を電気信号に変換してもよい。光強度は、組織 4 0 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

50

ける光がより多く吸収または反射される時、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 に送信してもよく、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てもよい。そのような計算を行うように構成されるデバイスの例には、Nelcor Puritan Bennett LLC より市販される Model N600x パルス酸素濃度計がある。

#### 【0048】

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 に関する情報を含んでもよい。本情報は、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するように、モニタ 14 によって使用されてもよい。

10

#### 【0049】

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 に特有の情報を含んでもよい。この情報によって、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ってもよい。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ってもよい。別の実施形態では、エンコーダ 42 は、モニタ 14 との通信のために、以下の情報の 1 つ以上が格納され得るメモリを含んでもよく、その情報とは、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

#### 【0050】

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 に伝送されて得る。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 を含んでもよい。マイクロプロセッサ 48 は、本明細書に説明される機能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てもよい。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 があってもよい。

30

#### 【0051】

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、データ記憶のためのシステム内で使用されてもよい。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、データであってもよく、あるいはマイクロプロセッサにある機能および/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ってもよい。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、を含んでもよい。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、可撤性ならびに非可撤性媒体を含んでもよい。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んでもよいが、それらに限定されない。

40

50

## 【 0 0 5 2 】

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 LED 44およびIR LED 46のタイミングが多重化され得るタイミング制御信号を光駆動回路60に提供してもよい。また、TPU 58は、増幅器62および切替回路64を通して、検出器18からの信号のゲートインを制御してもよい。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を通過してもよい。次いで、デジタルデータは、QSM 72が満たされると、後にRAM 54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）内に格納されてもよい。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てもよい。

10

## 【 0 0 5 3 】

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、経時的に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に伝送されてもよい。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んでもよい。デコーダ74は、マイクロプロセッサが、ROM 52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、閾値を決定することができるように、これらの信号を翻訳してもよい。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てもよい。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、年齢範囲または投薬療法集合といった、概して、患者に該当するであろう値の一覧を提示してもよい。

20

## 【 0 0 5 4 】

組織を通る光信号は、他の源の中でもとりわけ、雑音およびモーションアーチファクトによって劣化する可能性がある。雑音源の1つは、光検出器に到達する周囲光である。別の雑音源は、他の電子機器からの電磁結合である。また、患者の動きも雑音をもたらし、信号に影響を及ぼす。例えば、検出器と皮膚との間、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、一時的に妨害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取り付けられる点における体積に瞬間的な変化をもたらす。

30

## 【 0 0 5 5 】

モーションアーチファクトは、医師の自覚を伴わずに、医師に依存するパルス酸素濃度計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に、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、信号内に存在する雑音の量を減少させるか、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ことを防止するために、雑音成分を識別する操作を伴ってもよい。

40

## 【 0 0 5 6 】

本開示は、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。

50

## 【 0 0 5 7 】

一実施形態では、PPG信号は、連続ウェーブレット変換を使用して、変換されてもよい。PPG信号の変換（すなわち、ウェーブレット空間内）から導出された情報を使用して、1つ以上の生理学的パラメータの測定値を提供してもよい。

## 【 0 0 5 8 】

本開示による、信号  $x(t)$  の連続ウェーブレット変換は、以下のように定義されてもよい。

## 【 0 0 5 9 】

## 【 数 1 3 】

$$T(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi^* \left( \frac{t-b}{a} \right) dt \quad (9)$$

10

式中、 $\psi^*(t)$  は、ウェーブレット関数の複素共役  $\psi(t)$  であって、 $a$  は、ウェーブレットの拡張パラメータであって、 $b$  は、ウェーブレットの位置パラメータである。式(9)によって求められる変換を使用して、変換表面上の信号表現を構築してもよい。変換は、時間スケール表現としてみなされてもよい。ウェーブレットは、周波数の範囲から構成され、その1つは、ウェーブレットの特性周波数として表記されてもよく、ウェーブレットと関連付けられた特性周波数は、スケール  $a$  と逆比例する。特性周波数の一実施例は、優位周波数である。特定のウェーブレットの各スケールは、異なる特性周波数を有して

もよい。時間スケール内における実装のために必要とされる基礎となる数学的詳細は、例えば、Paul S. AddisonのThe Illustrated Wavelet Transform Handbook (Taylor & Francis Group 2002)に見ることができ、これは参照することによって、全体として本明細書に組み込まれる。

20

## 【 0 0 6 0 】

連続ウェーブレット変換は、概して、時間内に高度に局在されるウェーブレットを使用して、信号を分解する。連続ウェーブレット変換は、離散変換と比較して、高分解能を提供し、したがって、フーリエ変換（または、任意の他のスペクトル技法）あるいは離散ウェーブレット変換等の典型的周波数変換より、信号から多くの情報を作成する能力を提供し得る。連続ウェーブレット変換は、信号のより小さなスケール成分が、信号のより大きなスケール成分を抽出するために使用されるウェーブレットよりコンパクトにスケールリングされたウェーブレットを使用して変換されるように、着目信号のスケールに従い、それぞれスケールリングされる複数のウェーブレット（例えば、およそ何十、何百、何千、または任意の他の数）の使用を可能にする。各ウェーブレットに適用されるデータの窓大きさは、スケールによっても変動する。したがって、離散技法に対して連続ウェーブレットを使用することで、より高い分解能変換が可能になる。

30

## 【 0 0 6 1 】

加えて、信号または任意の他の種類のデータをスペクトル（すなわち、周波数）ドメインに変換する変換および操作は、必ず、2次元座標系における一連の周波数変換値を生成し、2つの次元は、周波数と、例えば、振幅であってもよい。例えば、任意の種類のフーリエ変換は、2次元スペクトル等を作成するであろう。対照的に、連続ウェーブレット変換等のウェーブレット変換は、3次元座標系に定義され、時間、スケールと、例えば、振幅の次元を伴う表面を作成するように要求される。故に、スペクトルドメイン内で行われる操作を、ウェーブレットドメイン内で行うことは不可能であり、代わりに、ウェーブレット表面は、スペクトルに変換されなければならない（すなわち、ウェーブレット表面を時間ドメインに変換するように、逆ウェーブレット変換を行い、次いで、時間ドメインからスペクトル変換を行うことによって）。反対に、ウェーブレットドメイン内で行われる操作を、スペクトルドメイン内で行うことは不可能であり、代わりに、スペクトルは、最初に、ウェーブレット表面に変換されなければならない（すなわち、スペクトルドメイン

40

50

を時間ドメインに変換するように、逆スペクトル変換を行い、次いで、時間ドメインからウェーブレット変換を行うことによって)。同様に、例えば、時間内の特定の点に沿った3次元ウェーブレット表面の横断面も、スペクトルベースの技法が使用され得る周波数スペクトルと等しくはない。少なくとも、ウェーブレット空間は、時間次元を含むため、スペクトル技法とウェーブレット技法は、互換性がない。スペクトルドメイン処理に依存する系をウェーブレット空間処理に依存する系に変換することは、ウェーブレット空間処理に適應するために、系に大幅かつ基本的修正を必要とするであろうことを理解されるであろう(例えば、信号または信号の一部の代表的エネルギー値を導出することは、ウェーブレットドメイン内の時間およびスケールの2回の積分を行うことを必要とする一方、反対に、スペクトルドメインから代表的エネルギー値を導出するためには、周波数の1回の積分が必要となる)。さらなる実施例として、時間信号を再構築するためには、ウェーブレットドメイン内の時間およびスケールの2回の積分を行うことを必要とする一方、反対に、スペクトルドメインから時間信号を導出するためには、周波数の1回の積分が必要となる。振幅に加えて、または代替として、とりわけ、エネルギー密度、係数、位相等のパラメータはすべて、そのような変換を使用して作成されてもよく、これらのパラメータは、3次元ウェーブレット座標系ではなく、2次元周波数座標系において定義される時、明確に異なる文脈および意味を有することは、当技術分野において周知である。例えば、フーリエ系の位相は、全周波数に対して、単一基点に関して計算される一方、ウェーブレット系の位相は、ウェーブレットの位置(多くの場合、時間内の)およびスケールに関して、2つの次元に展開される。

10

20

【0062】

ウェーブレット変換のエネルギー密度関数であるスカログラムは、以下のように定義される。

【0063】

【数14】

$$S(a,b) = |T(a,b)|^2 \quad (10)$$

式中、'| |'は、剰余演算子である。スカログラムは、有用目的のために、再スケールされてもよい。一般的再スケールリングの1つは、以下のように定義される。

30

【0064】

【数15】

$$S_R(a,b) = \frac{|T(a,b)|^2}{a} \quad (11)$$

例えば、Morletウェーブレットが使用される時、ウェーブレット空間内のリッジを定義するために有用である。リッジは、平面内の極大値の点の軌跡として定義される。リッジの任意の合理的定義が、方法において採用されてもよい。また、リッジの定義として本明細書に含まれるのは、極大値の軌跡から変位された経路である。平面内の極大値の点の軌跡のみと関連付けられたリッジは、「最大値リッジ」と標識される。

40

【0065】

高速数値計算を必要とする実装の場合、ウェーブレット変換は、フーリエ変換を使用した近似式として表されてもよい。重畳積分定理に従って、ウェーブレット変換は、ウェーブレット関数との信号の相互相関であるため、ウェーブレット変換は、信号のフーリエ変換と各必要とされるaスケールに対するウェーブレットのフーリエ変換の積の逆FFTの観点から近似され、次いで、

【0066】

50

【数 16】

$$\sqrt{a}$$

によって、その結果を乗じてもよい。

【0067】

本明細書の以下に続く技法の議論では、「スカログラム」は、スケーリングされていない原ウェーブレット表現、線形再スケーリング、ウェーブレット変換の係数の任意の指数、または任意の他の好適な再スケーリングを含むが、それらに限定されない、あらゆる好適な形態の再スケーリングを含むものととらえられてもよい。加えて、明確性および一貫性の目的のために、用語「スカログラム」は、ウェーブレット変換、 $T(a, b)$  自体、または任意のその一部を意味するものと捉えられるものとする。例えば、ウェーブレット変換の実数部、ウェーブレット変換の虚数部、ウェーブレット変換の位相、ウェーブレット変換の任意の他の好適な部分、またはそれらの任意の組み合わせが、用語「スカログラム」によって含意されることが意図される。

10

【0068】

代表的時間期間として解釈されるスケールは、ウェーブレット関数の特性周波数に変換されてもよい。任意の  $a$  スケールのウェーブレットと関連付けられた特性周波数は、以下によって求められる。

【0069】

20

【数 17】

$$f = \frac{f_c}{a} \quad (12)$$

式中、マザーウェーブレットの特性周波数である  $f_c$  (すなわち、 $a = 1$  において) は、スケーリング定数となり、および / あるいは任意のスケール  $a$  におけるウェーブレットの代表または特性周波数である。

【0070】

任意の好適なウェーブレット関数が、本開示と併用されてもよい。最も一般的に使用される複素ウェーブレットの1つである Morlet ウェーブレットは、以下のように定義される。

30

【0071】

【数 18】

$$\psi(t) = \pi^{-1/4} (e^{i2\pi f_0 t} - e^{-(2\pi f_0)^2 t^2 / 2}) e^{-t^2 / 2} \quad (13)$$

式中、 $f_0$  は、マザーウェーブレットの中心周波数である。括弧内の第2項は、ガウス窓内の複素正弦曲線の非ゼロ平均を補正するため、補正項として知られる。実際は、 $f_0 > 0$  の値の場合は、ごくわずかであって、無視することができ、その場合、Morlet ウェーブレットは、以下のようにより簡潔に記述可能である。

40

【0072】

【数 19】

$$\psi(t) = \frac{1}{\pi^{1/4}} e^{i2\pi f_0 t} e^{-t^2 / 2} \quad (14)$$

【0073】

このウェーブレットは、スケーリングされたガウス包絡線内の複素波である。Morlet ウェーブレットの両定義が、本明細書に含まれるが、式(14)の関数は、非ゼロ平

50

均（すなわち、その対応するエネルギースペクトルのゼロ周波数項が非ゼロである）を有するため、厳密には、ウェーブレットではない。しかしながら、式（14）は、実際は、最小誤差を伴う  $f_0 \gg 0$  と併用されてもよく、本明細書のウェーブレットの定義に含まれる（他の類似近似ウェーブレット関数も同様）ことが、当業者によって認識されるであろう。ウェーブレット関数の定義を含む、基礎的ウェーブレット理論のより詳細な概観は、一般的文献において見出され得る。本明細書に論じられるのは、ウェーブレット変換特徴が、信号のウェーブレット分解から抽出され得る方法についてである。例えば、PPG信号のウェーブレット分解を使用して、医療デバイス内の臨床的に有用な情報を提供してもよい。

#### 【0074】

信号内に付随する反復特徴は、ウェーブレット空間または再スケーリングされたウェーブレット空間内に時間スケール帯域をもたらす。例えば、PPG信号のパルス成分は、パルス周波数またはその周囲において、ウェーブレット空間内に優位帯域を生成する。図3（a）および（b）は、ある実施形態による、PPG信号から導出された例示的スカログラムの2つの図を示す。図は、信号等内のパルス成分によって生じる帯域の実施例を示す。パルス帯域は、図3（a）のプロット内の破線間に位置する。帯域は、スカログラム全体にわたる一連の優位合体特徴から形成される。これは、プロット中の矢印によって示されるスケールの領域内に位置する、図3（b）内の変換表面全体にわたる隆起帯域として、明確に認められ得る（1分当たり60回の拍動に対応する）。スケールに関する本帯域の最大値が、リッジである。リッジの軌跡は、図3（b）内の帯域の上部の黒色湾曲として示される。式（11）で求められるもの等のスカログラムの好適な再スケーリングを採用することによって、ウェーブレット空間内に見られるリッジが、信号の瞬時的周波数と関連してもよい。このように、脈拍数は、PPG信号から求められてもよい。スカログラムを再スケーリングする代わりに、また、ウェーブレット表面上のリッジから得られたスケールと実際の脈拍数との間の好適な規定関係を使用して、脈拍数を決定してもよい。

#### 【0075】

ウェーブレット変換を通して得られたウェーブレット位相情報にパルスリッジの時間スケール座標をマッピングすることによって、個々のパルスが捕捉されてもよい。このように、個々のパルス間の時間と各パルス内の成分のタイミングの両方が、モニタリングされ、心拍異常を検出する、動脈系のコンプライアンスを測定する、あるいは任意の他の好適な計算または診断を行うために使用されてもよい。リッジの代替定義が、採用されてもよい。リッジと発生のパルス周波数との間の代替関係が、採用されてもよい。

#### 【0076】

上述のように、信号内に付随する反復特徴は、ウェーブレット空間または再スケーリングされたウェーブレット空間内に時間スケール帯域をもたらす。周期的信号の場合、本帯域は、時間スケール平面内に一定のスケールのままである。多くの実信号、特に、生物学的信号の場合、帯域は、非定常であって、経時的に、スケール、振幅、または両方が変動し得る。図3（c）は、ある実施形態による、変換空間内の2つの帯域をもたらす、2つの付随成分を含有する信号のウェーブレット変換の例示的概略図を示す。これらの帯域は、ウェーブレット表面の3次元概略図上において、帯域Aおよび帯域Bと標識される。この実施形態においては、帯域リッジは、スケールに関するこれらの帯域のピーク値の軌跡として定義される。議論の目的のために、帯域Bは、着目信号情報を含有すると仮定され得る。これは、「一次帯域」と称される。加えて、信号が発生し、続いて、変換が導出される系は、帯域Aおよび帯域B内の信号成分間において、ある形態の連結を呈すると仮定され得る。雑音または他の誤特徴が、帯域Bの特徴の類似スペクトル特性を伴う信号内に存在する場合、帯域B内の情報は曖昧となり得る（すなわち、遮蔽、分裂、または欠落する）。この場合、帯域Aのリッジが、ウェーブレット空間内に追従し、振幅信号またはスケール信号のいずれかとして抽出され得、それぞれ、「リッジ振幅摂動」（RAP）信号および「リッジスケール摂動」（RSP）信号と称される。RAPおよびRSP信号は、それぞれ、時間振幅または時間スケール平面にリッジを投影することによって、抽出され

10

20

30

40

50

得る。図3(d)の上のプロットは、図3(c)内のリッジAと関連付けられたRAPおよびRSP信号の概略図を示す。これらのRAPおよびRSP信号の下は、これらの新しく導出された信号のさらなるウェーブレット分解の概略図である。この二次ウェーブレット分解は、図3(c)における帯域Bの領域内の情報を帯域Cおよび帯域Dとして利用可能にする。帯域CおよびDのリッジは、帯域CおよびDを生じさせる信号成分の瞬時的な時間スケール特性の測定としての役割を果たし得る。本明細書において二次ウェーブレット特徴デカップリング(SWFD)と称されるこの技法は、帯域B自体が、雑音または他の誤信号特徴の存在下において遮蔽されているとき、一次帯域B(図3(c))を生じさせる、基礎的物理プロセスと関連付けられた信号成分の性質に関する情報を抽出可能にし得る。

10

【0077】

いくつかの事例では、例えば、アーチファクトを除去するために、スカログラムへの修正(または、変換された信号の係数への修正)がなされたとき等、逆連続ウェーブレット変換が望ましい場合がある。一実施形態では、全スケールおよび位置aおよびbにわたって積分することによって、そのウェーブレット変換から原信号を復元することが可能である逆連続ウェーブレット変換が存在する。

【0078】

【数20】

$$x(t) = \frac{1}{C_g} \int_{-\infty}^{\infty} \int_b T(a,b) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \frac{dadb}{a^2} \quad (15)$$

20

また、以下のように記述され得る。

【0079】

【数21】

$$x(t) = \frac{1}{C_g} \int_{-\infty}^{\infty} \int_b T(a,b) \psi_{a,b}(t) \frac{dadb}{a^2} \quad (16)$$

30

式中、 $C_g$ は、許容定数として知られるスカラー値である。これは、ウェーブレット型依存性であって、以下から計算されてもよい。

【0080】

【数22】

$$C_g = \int_b \frac{|\hat{\psi}(f)|^2}{f} df \quad (17)$$

40

図3(e)は、上述の議論に従って、逆連続ウェーブレット変換を行うために取られ得る、例示的ステップの工程図である。逆変換に対する近似式は、式(15)をスケールにわたる一連の畳み込みとして考慮することによってなされ得る。順変換の相互相関と異なり、ここでは、複素共役は存在しないことを理解されたい。各時間tに対するaおよびbのすべてにわたる積分同様に、この式はまた、逆ウェーブレット変換を一連の乗算を使用して実行可能にする重畳積分定理を利用し得る。図3(f)は、逆連続ウェーブレット変換の近似式を行うために取られ得る例示的ステップの工程図である。逆連続ウェーブレット変換を行うための任意の他の好適な技法が、本開示に従って使用され得ることを理解されるであろう。

【0081】

50

図4は、ある実施形態による、例示的連続ウェーブレット処理システム400である。本実施形態では、入力信号発生器410は、入力信号416を生成する。例示されるように、入力信号発生器410は、入力信号416としてPPG信号を提供し得る、センサ418に結合される酸素濃度計420を含んでもよい。入力信号発生器410は、信号416を生成するように、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んでもよいことを理解されるであろう。信号416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、ならびに/あるいはそれらの任意の組み合わせの、任意の好適な信号または複数の信号であってもよい。

10

**【0082】**

この実施形態では、信号416は、プロセッサ412に結合されてもよい。プロセッサ412は、処理信号416の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、ならびに/あるいはそれらの組み合わせであってもよい。例えば、プロセッサ412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412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412は、本開示の連続ウェーブレット変換と関連付けられた計算、ならびに変換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412は、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、ならびに/あるいはそれらの任意の組み合わせ等、信号416をフィルタリングするように、信号416の任意の好適な信号処理を行ってもよい。

20

**【0083】**

プロセッサ412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）、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）、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んでもよい。メモリは、例えば、スカログラムを表すデータといった入力信号416の連続ウェーブレット変換に対応するデータを格納するために、プロセッサ412によって使用されてもよい。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412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

**【0084】**

プロセッサ412は、出力414に結合されてもよい。出力414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412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といった、任意の好適な出力デバイスであってもよい。

40

**【0085】**

システム400は、システム10内に組み込まれてもよく（図1および2）、例えば、

50

入力信号発生器 4 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てもよく、プロセッサ 4 1 2 は、モニタ 1 4 の一部として実装されてもよいことは理解されるであろう。

【 0 0 8 6 】

次に、本開示の連続ウェーブレット処理が、図 5 - 9 を参照して論じられる。

【 0 0 8 7 】

図 5 は、本開示のある実施形態による、信号の一部を選択およびミラーリングし、さらなる解析のために、新しい信号を生成するための例示的プロセスの工程図である。プロセス 3 0 0 は、ステップ 3 0 2 から開始してもよい。ステップ 3 0 4 では、原信号の第 1 の部分が、選択されてもよい。原信号は、任意の好適な源からの信号を含んでもよく、1 つ以上の反復成分を含有してもよい。例えば、原信号は、PPG 信号であってもよい。第 1 の部分は、信号の特性に基づく任意の好適な方法を使用して（例えば、原信号の極大値および極小値を使用して、または原信号の 1 つ以上の転換点を見出すように二次導関数を使用して）、選択されてもよい。選択された部分は、信号の反復部分に対応してもよい。例えば、選択された部分は、心拍に対応する、PPG 信号のアップストロークまたはダウンストロークに対応してもよい。ステップ 3 0 6 では、第 1 の部分は、ミラーリングされた第 1 の部分を生成するように、選択されたセグメントの開始または終了点に位置する垂直軸等、任意の好適な第 1 の垂直軸に関してミラーリングされてもよい。「ミラーリング」によって、第 1 の部分が、信号の元の第 1 の部分およびミラーリングまたは反射された部分の両方を含有する、ミラーリングされた第 1 の部分を生成するように、任意の好適な軸に関して反射されることを意味する。第 1 の垂直軸に関して第 1 の部分をミラーリングすることによって、第 1 の垂直軸に関して対称であるパルスが生成されてもよい。プロセス 3 0 0 は、ステップ 3 0 8 に進み、第 2 の部分が、原信号から選択されてもよい。第 2 の部分は、第 1 の部分と同一、類似、または異なってもよく、任意の好適な方法を使用して、選択されてもよい。例えば、第 2 の部分は、第 1 の部分に対して、時間的に順次生じる信号の特性に対応してもよい。ステップ 3 1 0 では、原信号の第 2 の部分は、任意の好適な第 2 の垂直軸を中心としてミラーリングされ、ミラーリングされた第 2 の部分を生成してもよい。第 2 の垂直軸に関して第 2 の部分をミラーリングすることによって、第 2 の垂直軸に関して対称であるパルスが生成されてもよい。ある実施形態では、プロセス 3 0 0 は、ステップ 3 1 2 に進み、ミラーリングされた第 1 の部分およびミラーリングされた第 2 の部分は、組み合わせられ、新しい信号を生成してもよい。ある実施形態では、プロセス 3 0 0 は、2 つの新しい信号を生成してもよく、1 つは、ミラーリングされた第 1 の部分からであって、1 つは、ミラーリングされた第 2 の部分からである。このように、1 つ以上の新しい信号が、生成されてもよい。これらの新しい信号は、ステップ 3 1 4 において、任意の好適な方法を使用してさらに解析されてもよい。プロセス 3 0 0 は、ステップ 3 1 6 に進み、終了してもよい。

【 0 0 8 8 】

工程図の上述のステップは、例示にすぎず、任意の好適な修正が、成されてもよい。例えば、信号の追加部分は、選択され、ミラーリングされ（例えば、任意の好適な軸に関して反射され、その軸に関して対称であるパルスを生成する）、新しい信号に追加されてもよい。プロセスは、信号の受信に伴って、リアルタイムで行われてもよく、または信号が受信された後に行われてもよい。新しい信号は、連続ウェーブレット変換等のウェーブレット変換を使用して、解析されてもよい。

【 0 0 8 9 】

図 6 は、本開示のある実施形態による、原 PPG 信号からアップストローク信号およびダウンストローク信号を再構築するための例示的プロセスの概略図である。プロセス 6 4 0 0 は、プロセッサ 4 1 2（図 4）またはマイクロプロセッサ 4 8（図 2）によって、PPG 信号が収集され得る時間窓全体より短い時間窓を使用して、患者 4 0 に結合され得る、センサ 1 2（図 2）または入力信号発生器 4 1 0（図 4）によって獲得される PPG 信号を使用して、リアルタイムで行われてもよい。代替として、プロセス 6 4 0 0 は、PP

10

20

30

40

50

G信号が収集されたデータの時間窓全体を使用して、Q S M 7 2 ( 図 2 ) からの P P G 信号サンプル上で、あるいは R A M 5 4 または R O M 5 2 ( 図 2 ) 内に格納された P P G 信号サンプルから、オフラインで行われてもよい。

【 0 0 9 0 】

プロセス 6 4 0 0 は、ステップ 6 4 1 0 から開始してもよく、P P G 信号 6 4 0 5 は、アップストローク信号 6 4 6 3 および / またはダウストローク信号 6 4 6 5 を再構築するように、任意の好適な時間周期  $t$  にわたって、センサ 1 2 または入力信号発生器 4 1 0 によって収集されてもよい。アップ信号 6 4 6 3 およびダウ信号 6 4 6 5 を再構築するために使用される P P G 信号 6 4 0 5 の一部は、任意の好適な手法を使用して、選択されてもよい。例えば、P P G 信号 6 4 0 5 のアップストロークおよびダウストロークは、P P G 信号 6 4 0 5 の最大値および最小値に基づいて、選択されてもよい。代替として、アップストロークおよびダウストロークを有する P P G 信号 6 4 0 5 の一部は、P P G 信号 6 4 0 5 の 1 つ以上の転換点を見つけるために、二次導関数を使用して配置されてもよい。ある実施形態では、プロセッサ 4 1 2 またはマイクロプロセッサ 4 8 は、P P G 信号 6 4 0 5 の最大値ならびに最小値と P P G 信号 6 4 0 5 の二次導関数を識別し、P P G 信号 6 4 0 5 の一部を選択し、1 つ以上のダウストロークから P P G 信号 6 4 0 5 の一部内の 1 つ以上のアップストロークを分離するために、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、ならびに / あるいはそれらの組み合わせを含んでもよい。P P G 信号 6 4 0 5 の極小転換点は、丸を使用して、ステップ 6 4 1 0 に示される。ステップ 6 4 2 0 では、アップストロークおよびダウストロークは、2 つの選択された転換点間に生じてもよく、アップストローク「U」は、P P G 信号 6 4 0 5 の原基線 B の 2 つの転換点間およびそれに垂直な P P G 信号 6 4 0 5 の極大値を表す点線を使用して、ダウストローク「D」と区別されてもよい。好適な一実施形態では、アップストロークおよびダウストロークは、典型的心拍の範囲より高いおよび低い周波数をフィルタリングするように、例えば、帯域通過フィルタまたは低域通過フィルタ 6 8 を使用して、P P G 信号 6 4 0 5 をフィルタリングした後、選択されてもよい。別の好適な実施形態では、アップおよびダウストロークは、2 0 0 8 年 6 月 3 0 日出願の Watson の米国暫定出願第 6 1 / 0 7 7 , 0 9 2 号「Systems and Method for Detecting Pulses」に記載の技法を使用して検出されてもよく、それは、参照することによって、全体として本明細書に組み込まれる。当業者は、パターン整合方法（差異の総和または最近傍技法等）、統語的処理方法（述語計算文法等）、および適応方法（非単調論理推論または人工神経ネットワーク等）を含むが、それらに限定されない、トレースの顕著な部分の検出および / または選択のために、任意の好適な方法が、採用され得ることを理解するであろう。

【 0 0 9 1 】

図 6 では、ある実施形態による、P P G 信号 6 4 0 5 の原基線 B が、正弦曲線状の点線として示される。基線 B は、患者 4 0 の呼吸によって変動してもよく、時間平面において、P P G 信号を振動または歪曲させ得る。例えば、P P G 信号 6 4 0 5 は、患者の呼吸に伴う患者の血管の拡張に関連し得る、振幅変調を被ってもよい。P P G 信号 6 4 0 5 はまた、患者の静脈床内の圧力に少なくとも部分的に基づき得る、搬送波を含んでもよい。P P G 信号 6 4 0 5 はまた、患者の呼吸性洞性不整脈に少なくとも部分的に基づき得る、周波数変調を被ってもよい。プロセス 6 4 0 0 は、P P G 信号の搬送波を除去してもよく、その除去は、再構築されたアップストローク信号およびダウストローク信号の振幅変調に、少なくとも部分的に反映されてもよい。

【 0 0 9 2 】

プロセス 6 4 0 0 は、ステップ 6 4 2 0 に進み得、P P G 信号 6 4 0 5 の 1 つのアップストロークおよび 1 つのダウストロークが、任意の好適な方法を使用して、プロセッサ 4 1 2 またはマイクロプロセッサ 4 8 によって選択され得る。ステップ 6 4 2 0 においては、アップストロークおよびダウストロークは、2 つの選択された転換点間に生じ得、アップストローク「U」は、2 つの転換点間およびそれに垂直な P P G 信号 6 4 0 5 の極

10

20

30

40

50

大値を表す点線を使用して、ダウストローク「D」と区別され得る。任意の他の好適な技法を使用して、アップストロークおよびダウストロークを区別してもよい。本開示のある実施形態では、PPG信号6405のアップストロークは、同様にPPG信号6405からダウストロークも選択することなく、プロセッサ412またはマイクロプロセッサ48によるさらなる処理のために選択されてもよい。同様に、PPG信号6405のダウストロークは、PPG信号6405からアップストロークも選択することなく、さらなる処理のために選択されてもよい。

#### 【0093】

プロセス6400は、ステップ6430に進み得、ステップ6420において選択されたアップストロークは、任意の好適な方法を使用して、さらなる処理のためにプロセッサ412またはマイクロプロセッサ48によって、選択されたダウストロークから分離されてもよい。例えば、アップストロークは、2つの転換点に垂直な極大値を表す点線が、PPG信号6405の選択された部分と交差し得る点において、ダウストロークから分離されてもよい。

10

#### 【0094】

プロセス6400は、ステップ6440に進み得、選択されたアップストローク「U」および選択されたダウストローク「D」はそれぞれ、プロセッサ412またはマイクロプロセッサ48によって、任意の好適な垂直軸に関してミラーリングされてもよい。選択されたアップストローク「U」および選択されたダウストローク「D」のそれぞれを、垂直軸に関してミラーリングすることによって、ミラーリングされたアップパルス6443およびミラーリングされたダウパルス6445が生成されてもよい。ミラーリングされたアップパルス6443およびミラーリングされたダウパルス6445は、アップストローク「U」および選択されたダウストローク「D」を反映するように使用された、それぞれの垂直軸に関してそれぞれ対称であり得る。ミラーリングされたアップパルス6443およびミラーリングされたダウパルス6445の形状は、PPG信号6405のどの部分が選択されたかに依存し得る。PPG信号6405の基線Bは変動し得るので、PPG信号6405の一部分から選択されたアップストロークおよびダウストロークの組み合わせは、PPG信号6405の別の部分からの類似アップストロークおよびダウストロークの組み合わせと異なる振幅ならびに/または異なる周波数を有し得る。例えば、PPG信号6405の一部が、原基線Bが下方傾向にあるステップ6410から選択された場合、アップストローク「U」および結果として生じるミラーリングされたアップ信号は、より広く平らなパルスを形成し得る一方、ダウストローク「D」および結果として生じるミラーリングされたダウ信号は、より狭く高いパルスを形成し得る。

20

30

#### 【0095】

プロセス6400は、ステップ6450に進み得、ミラーリングされたアップパルス6443およびミラーリングされたダウパルス6445はそれぞれ、ミラーリングされたアップ信号6453およびミラーリングされたダウ信号6455を形成するように、PPG信号6405から追加アップストロークおよびダウストロークを選択およびミラーリングすることから形成された、追加の複数のパルスに追加されてもよい。代替として、ミラーリングされたアップパルス6443およびミラーリングされたダウパルス6445はそれぞれ、個々の信号パルスのままであってもよく、図7に関して後述されるように、プロセッサ412またはマイクロプロセッサ48によって、さらに解析されてもよい。ミラーリングされたアップ信号6453およびミラーリングされたダウ信号6455内のパルスは、それぞれ、その振幅および/またはその時間周期において可変であり、時間平面におけるPPG信号6405の振幅および/または周波数振動を反映し得る。代替として、ミラーリングされた信号は、それぞれ、所望の数のパルスを有する信号を形成する代わりに、所望の時間窓内の信号を形成するように複製することが可能である。

40

#### 【0096】

プロセス6400は、ステップ6460に進み得、ミラーリングされたアップ信号6453およびミラーリングされたダウ信号6455は、それぞれ、さらなる解析に先立っ

50

て、任意の所望の大きさに伸張または圧縮されることによる等、プロセッサ 4 1 2 またはマイクロプロセッサ 4 8 によってさらに操作されてもよい。ミラーリングされた信号 6 4 5 3 および 6 4 5 5 の各パルスは、ミラーリングされた信号内の他のパルスから独立して、拡大または短縮され得る。例えば、ミラーリングされた信号 6 4 5 3 および 6 4 5 5 内のパルスはそれぞれ、各パルスの時間周期の大きさを等しくするように、伸張または圧縮されてもよく、時間周期はすべてまとめて、PPG 信号 6 4 0 5 が収集されるか、または解析される時間周期  $t$  に等しい。代替として、ミラーリングされたアップ信号 6 4 5 3 およびミラーリングされたダウン信号 6 4 5 5 の各パルスは、時間周期  $t$  に整合するように伸張されなくてもよいが、代わりに、PPG 信号 6 4 0 5 の別の時間周期に少なくとも部分的に基づいて、あるいは個々または所定の数の信号パルスに少なくとも部分的に基づいて、任意の所望の大きさに伸張もしくは圧縮されてもよい。ある実施形態では、各ミラーリングされたアップパルスは、伸張あるいは圧縮され、その対応するダウンストロークと組み合わせられるように、ミラーリングにおいて使用されるアップストロークの大きさに整合させてもよい。同一プロセスが、各ミラーリングされたダウンパルスにおいて行われてもよい。ある実施形態では、ミラーリングされた信号 6 4 5 3 および 6 4 5 5 内のミラーリングされたパルスは、PPG 信号 6 4 0 5 が収集されるか、または解析される、時間周期  $t$  に整合するように等しく伸張または圧縮されてもよい。

#### 【 0 0 9 7 】

ミラーリングされた信号 6 4 5 3 および 6 4 5 5 内のパルスの 1 つ以上が、伸張または圧縮されるときに生じる周波数変調は、ステップ 6 4 6 0 において、上述の個々の伸張または圧縮量に関連して、ミラーリングされた信号 6 4 5 3 および 6 4 5 5 内のパルスのそれぞれの振幅を増減することにより、プロセッサ 4 1 2 またはマイクロプロセッサ 4 8 によって振幅変調に変換されてもよい。これによって、原 PPG 信号 6 4 0 5 内の基線変化のために、ミラーリングされたパルス内に既に存在し得る振幅変調を増加させてもよい。周波数変調の影響をミラーリングされた信号 6 4 5 3 および 6 4 5 5 内の振幅変調に変換することによって、PPG 信号 6 4 0 5 のさらなる解析に及ぼす患者 4 0 の呼吸性洞性不整脈の影響を低減させてもよい。パルスのそれぞれが、(例えば、PPG 信号 6 4 0 5 が収集された時間周期  $t$  に整合し、相互のパルスの周期に整合するように) 相互から独立して伸張または圧縮される場合、再構築アップ信号 6 4 6 3 および / または再構築ダウン信号 6 4 6 5 内のパルスの振幅は、変調または増大されてもよい。代替として、再構築信号に適用される周波数変調が、均一振幅を伴う再構築信号を生成するように各パルスを個々に伸張または圧縮する場合、再構築アップ信号 6 4 6 3 または再構築ダウン信号 6 4 6 5 内のパルスそれぞれの振幅は、同一 (図示せず) であってもよい。ある実施形態では、再構築アップ信号 6 4 6 3 および / または再構築ダウン信号 6 4 6 5 は、振幅および周波数が可変し得るパルスを含んでもよい。

#### 【 0 0 9 8 】

本開示のある実施形態では、ダウンストロークではなく、アップストロークが、ステップ 6 4 2 0 において選択され、ステップ 6 4 4 0 において垂直軸に関してミラーリングされ、ステップ 6 4 5 0 において複製され、ステップ 6 4 6 0 において伸張 (または、圧縮) されてもよい。ミラーリングされたアップ信号 6 4 5 3 およびミラーリングされたダウン信号 6 4 5 5 の処理 (例えば、アップストロークおよび / またはダウンストロークを選択し、ストロークをミラーリングし、ミラーリングされたパルスを複製し、ミラーリングされた信号を伸張または圧縮する) が完了すると、再構築アップ信号 6 4 6 3 および再構築ダウンストローク信号 6 4 6 5 は、図 7 に関して後述のように、プロセッサ 4 1 2 またはマイクロプロセッサ 4 8 によるさらなる処理において使用されてもよい。

#### 【 0 0 9 9 】

図 7 は、本開示のある実施形態による、二次ウェーブレット特徴デカップリングを使用して、例えば、図 6 の再構築信号を解析するための例示的プロセスの工程図である。プロセス 5 0 0 は、ステップ 5 3 0 から開始し得、それぞれ、再構築アップ信号 6 4 6 3 および再構築ダウン信号 6 4 6 5 と同一であり得、かつその特徴の一部または全部を含み得る

10

20

30

40

50

、アップ信号 5 3 3 およびダウン信号 5 3 5 は、任意の好適な方法を使用して、任意の原信号（例えば、PPG 信号）から生成されてもよい。本開示のある実施形態では、両方の再構築信号の代わりに、一方の再構築信号（例えば、アップ信号 5 3 3）のみ、プロセス 5 0 0 によって解析されてもよい。

#### 【0100】

プロセス 5 0 0 は、ステップ 5 4 0 に進み得、一次アップスカログラム 5 4 3 および一次ダウンスカログラム 5 4 5 が、任意の好適な方法を使用して、アップ信号 5 3 3 およびダウン信号 5 3 5 から少なくとも部分的に導出されてもよい。例えば、アップスカログラム 5 4 3 およびダウンスカログラム 5 4 5 は、図 3 ( a )、3 ( b )、および 3 ( c ) に示されるスカログラムを導出するために使用された同一方法を使用して（例えば、連続ウェーブレット変換を使用して）導出されてもよい。ある実施形態では、プロセッサ 4 1 2 またはマイクロプロセッサ 4 8 は、アップ信号 5 3 3 およびダウン信号 5 3 5 の連続ウェーブレット変換と関連付けられた計算を行ってもよい。アップスカログラム 5 4 3 およびダウンスカログラム 5 4 5 は、任意の好適な特性周波数のマザーウェーブレットを使用して導出されてもよく、または Morlet ウェーブレット等を形成してもよく、そこで、 $f_0$ （その振動性質に関連する）は、 $(5.5/2)$  Hz に等しい値または任意の他の好適な値をとり得る。

#### 【0101】

また、アップスカログラム 5 4 3 およびダウンスカログラム 5 4 5 は、任意の好適なスケール範囲にわたって導出されてもよい。例えば、アップスカログラム 5 4 3 およびダウンスカログラム 5 4 5 は、図 3 ( c ) に示されるように、帯域 A に対応するスケールの両側において、その特性周波数が、例えば、約 0.8 Hz に及ぶ、スケール範囲内のウェーブレットを使用して導出されてもよい。より狭いスケール範囲を使用して他のアーチファクト（例えば、雑音）の含有を排除するために、アップスカログラム 5 4 3 およびダウンスカログラム 5 4 5 を導出し、他 PPG 信号（例えば、パルス成分）内の着目成分に焦点を当て、プロセッサ 4 1 2 またはマイクロプロセッサ 4 8 が行うことを必要とする計算数を最小にしてもよい。得られたアップスカログラム 5 4 3 およびダウンスカログラム 5 4 5 は、例えば、二次ウェーブレット特徴デカップリングを使用するといった、任意の好適な方法を使用して、さらに解析され得る帯域 A 等の増加エネルギーの少なくとも 1 つの面積に対応するリッジを含み得る。

#### 【0102】

プロセス 5 0 0 は、プロセス 5 5 0 に進み得、アップリッジ 5 5 3 およびダウンリッジ 5 5 5 は、プロセッサ 4 1 2 またはマイクロプロセッサ 4 8 によって、任意の好適な方法を使用して、それぞれ、アップスカログラム 5 4 3 およびダウンスカログラム 5 4 5 から抽出され得る。例えば、アップリッジ 5 5 3 およびダウンリッジ 5 5 5 は、特定のスケール値において、PPG 信号が、そのスケールの特性周波数に対応する高振幅を含有し得ることを表し得る。帯域 A 内に認められる振幅および/またはスケール変調は、別の成分（例えば、パルス帯域 A によって示されるように、患者の脈拍数）に及ぼす PPG 信号の 1 つの成分（例えば、図 3 ( c ) 内の呼吸帯域 B によって示されるように、患者の呼吸）の影響の結果であり得る。帯域 A に関して、アップリッジ 5 5 3 および/またはダウンリッジ 5 5 5 を抽出し、さらに解析することによって、また、帯域 B 自体が、例えば、雑音または他の誤信号特徴の存在下において遮蔽されているとき、一次帯域 B（図 3 ( c )）を生じさせる、基礎的な物理プロセスと関連付けられる信号成分の性質に関する情報が抽出され得る。

#### 【0103】

プロセス 5 0 0 は、ステップ 5 6 0 に進み得、アップリッジ 5 5 3 およびダウンリッジ 5 5 5 は、それぞれ、任意の好適な方法を使用して、それぞれ、二次アップスカログラム 5 6 3 および二次ダウンスカログラム 5 6 5 にさらに変換され得る。ある実施形態では、プロセッサ 4 1 2 またはマイクロプロセッサ 4 8 は、アップリッジ 5 5 3 およびダウンリッジ 5 5 5 のさらなる変換を含む、連続ウェーブレット変換の任意の好適な照合と関連付

10

20

30

40

50

けられた計算を行ってもよい。例えば、二次ウェーブレット特徴デカップリングが、二次アップスカログラム563および二次ダウンスカログラム565を導出するように、プロセッサ412またはマイクロプロセッサ48によって、アップリッジ553およびダウンリッジ555のそれぞれに適用されてもよい。二次ウェーブレット特徴デカップリング技法は、帯域Aの振幅変調を検証することによって、図3(c)内の一次帯域Bに関する所望の情報を提供してもよく、そのような振幅変調は、一次帯域Bに関連し得る、PPG信号内の信号成分の存在に少なくとも部分的に基づいている。

【0104】

アップリッジ553またはダウンリッジ555は、ウェーブレット空間内に追従し、振幅信号(例えば、図3(d)に示されるようなRAP信号)および/またはスケール信号(例えば、図3(d)に示されるようなRSP信号)のいずれかとして抽出され得る。ある実施形態では、「オフリッジ」技法が採用されてもよく、最大リッジ自体ではなく、アップリッジ553またはダウンリッジ555近傍の経路が、ウェーブレット空間内に追従させてもよい。また、オフリッジ技法を使用して、RAP信号内の振幅変調を求めてもよい。

10

【0105】

RAPおよび/またはRSP信号は、アップリッジ553またはダウンリッジ555を時間振幅平面上に投影することによって抽出され得る。アップリッジ553およびダウンリッジ555のこの二次ウェーブレット分解によって、着目帯域(例えば、図3(c)内の帯域B)に関する情報を二次アップスカログラム563および二次ダウンスカログラム565のそれぞれの二次帯域(例えば、図3(d)内の帯域Cおよび帯域D)として利用可能にする。二次帯域のリッジは、帯域B自体が遮蔽され得るとき、一次着目帯域(例えば、呼吸帯域B)を生じさせる、基礎的な物理的プロセスと関連付けられた信号成分を解析する際に有用であり得る、二次帯域を生じさせる基礎的信号成分の瞬時的時間スケール特性の測定値としての役割を果たし得る。

20

【0106】

ある実施形態では、二次アップスカログラム563および二次ダウンスカログラム565は、アップスカログラム543およびダウンスカログラム545を導出するために使用されたものと異なるスケール窓内において、プロセッサ412またはマイクロプロセッサ48によって導出されてもよい。二次アップスカログラム563および二次ダウンスカログラム565は、その特性周波数が約0.07Hzであるスケール等の任意の好適な最小値から、図3(c)内の帯域Aのリッジが存在し得るスケール等の任意の好適な最大値までのスケール範囲内のウェーブレットを使用して導出されてもよい。例えば、好適な最小スケール値と帯域Aが主に位置し得るスケール値との間の窓の使用によって、PPG信号の他の信号成分(例えば、帯域Bによって表される呼吸帯域)が解析可能となる。スケール値の窓は、依然として、PPG信号内の他のアーチファクト(例えば、雑音)の含有を排除するように選択されてもよい。

30

【0107】

二次アップスカログラム563および二次ダウンスカログラム565は、プロセッサ412またはマイクロプロセッサ48によって、ウェーブレット用の倍数 $f_c$ に任意の好適な値を使用して導出されてもよい。例えば、 $f_c$ の値は、アップスカログラム543およびダウンスカログラム545を導出し、二次アップスカログラム563および二次ダウンスカログラム565内の連続リッジの経路形成を低減するために使用される $f_c$ の値より小さくてもよい。より小さい $f_c$ の値は、ウェーブレットの振動性質を減少させ得る。

40

【0108】

プロセス500は、 $f_c$ の異なる値におけるステップ560の反復であり得るステップ567に進み得る。 $f_c$ の値は、ステップ567のスカログラム内の偽リッジを分解するために、ステップ560において使用される値より小さくてもよい。ステップ567の反復スカログラム内に形成されるリッジ断片を使用して、二次アップスカログラム563および二次ダウンスカログラム565内の安定領域を識別し得る。

50

## 【0109】

プロセス500は、ステップ570に進み得、ステップ560のスカログラムおよびステップ567の反復スカログラム内に形成されるリッジ断片は、任意の好適な方法を使用して、1つ以上の所望のリッジを選択するように、プロセッサ412またはマイクロプロセッサ48によって解析され得る。1つ以上のリッジは、例えば、2008年6月30日出願のWatsonらの米国出願第61/077,029号「Systems and Methods for Ridge Selection in Scalogram of Signals」に記載の技法を使用して選択されてもよく、それは参照することによって、全体として本明細書に組み込まれる。例えば、リッジを断片解析するために、幅および開始位置（例えば、開始時間）の両方において可変であり得る時間窓が、ステップ560および567のそれぞれにおいて導出された1つ以上のアップ反復スカログラムおよび1つ以上のダウン反復スカログラムにわたってスライドされ得る。時間窓内のリッジ断片は、スケール、リッジ断片の長さ、他のリッジ断片に対するリッジ断片の近似性、および/または任意の他の好適な加重特性を単位として、特定のリッジ断片が取り得る経路の標準偏差の加重の観点からパラメータ化され得る。最高加重を有するリッジは、プロセッサ412またはマイクロプロセッサ48によるさらなる処理のために選択され得る。ある実施形態では、最高加重を有するリッジは、作成されたスカログラムのうちの1つ内に安定領域を識別および選択するために使用されてもよい。

10

## 【0110】

プロセス500は、ステップ580に進み得、振幅比例和法（sum along amplitude technique）が、任意の好適な方法を使用して、プロセッサ412またはマイクロプロセッサ48によって、ステップ570から選択されたリッジに対応する帯域の少なくとも一部、またはステップ570から選択された二次スカログラムの少なくとも一部（例えば、識別された安定領域）に適用され得る。振幅比例和法は、スケール範囲内の各スケール増分に対して、任意の好適な時間窓（例えば、最小パラメータ化値を有するステップ570からの時間窓）にわたって、二次スカログラムの選択された部分の振幅（例えば、エネルギー）を合計し得る。結果として生じる和は、その後、スケール値の関数として、各スケール値の和をプロットすることによる等、任意の好適な方法において表されてもよい。ある実施形態では、プロセッサ412またはマイクロプロセッサ48は、振幅比例和ベクトルを生成し、それを選択された二次スカログラムに適用するために、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、ならびに/あるいはそれらの組み合わせを含んでもよい。振幅比例和を適用する技法は、任意の好適な原信号の任意の二次ウェーブレット特徴デカップリング方法に適用されてもよい。例えば、ステップ570から選択されたリッジ断片が、ステップ567で導出されるアップ反復スカログラムのリッジ断片であった場合、振幅比例和法は、選択されたリッジ断片を含有する二次アップスカログラム563の少なくとも一部に適用されてもよい。同様に、ステップ570から選択されたリッジ断片が、ステップ567で導出されるダウン反復スカログラムのリッジ断片であった場合、振幅比例和法は、選択されたリッジ断片を含有する二次ダウンスカログラム565の少なくとも一部に適用されてもよい。代替として、振幅比例和法は、二次アップスカログラム563または二次ダウンスカログラム565全体に適用されてもよい。振幅比例和法はまた、図6の原PPG信号6405のウェーブレット変換等、任意の好適な信号の任意の連続ウェーブレット変換に適用されてもよい。ある実施形態では、振幅比例和法は、スカログラム混合物、またはステップ560および567で導出される二次スカログラムから形成された重層に適用されてもよい。

20

30

40

## 【0111】

プロセス500は次いで、ステップ590に進み得、振幅比例和関数は、プロセッサ412またはマイクロプロセッサ48によって、スケール値の関数としてプロットされ得る。例えば、二次アップスカログラム563または二次ダウンスカログラム565のいずれかの少なくとも一部分の振幅（例えば、エネルギー）は、各スケール値増分に対する時間にわたって合計され得る。ある実施形態では、ステップ590において生成されたプロッ

50

トは、システム 1 0 ( 図 1 ) またはシステム 4 0 0 ( 図 4 ) のユーザによる検討および解析のために、例えば、ディスプレイ 2 0 ( 図 2 )、ディスプレイ 2 8 ( 図 2 )、あるいは出力 4 1 4 ( 図 4 ) 上を含む、任意の好適な方法において、表示され得る。プロットから、振幅の合計に伴って減少するスケールの方向から移動する第 1 のピークまたはエッジが、プロセッサ 4 1 2 またはマイクロプロセッサ 4 8 によって、あるいはシステム 1 0 またはシステム 4 0 0 のユーザによってのいずれかで識別され得る。第 1 のピークまたはエッジは、二次ウェーブレット変換が導出された原信号に関連する解析値を有し得る。二次アップスカログラム 5 6 3 および二次ダウンスカログラム 5 6 5 が、PPG 信号から導出された場合、ステップ 5 9 0 のプロットの第 1 のピークまたはエッジは、患者 4 0 の呼吸速度を表し得る。

10

#### 【 0 1 1 2 】

プロセス 5 0 0 は、所望の情報を配置するために、1 つ以上の二次アップスカログラム 5 6 3、1 つ以上の二次ダウンスカログラム 5 6 5、または 2 つ以上の二次スカログラムから形成された重層を使用し得ることが理解されるべきである。アップスカログラム 5 4 3 およびダウンスカログラム 5 4 5 は、それぞれ、振幅変調されたアップリッジ 5 5 3 およびダウンリッジ 5 5 5 を生成するために使用され得る。アップリッジ 5 5 3 およびダウンリッジ 5 5 5 は、再び変換されてもよいが、しかしながら、所望の情報 ( 例えば、呼吸速度 ) を獲得し得る前である。

#### 【 0 1 1 3 】

プロセス 5 0 0 は、任意の好適な方法において、患者 4 0 から得られる P P G 信号に適用され得る。ある実施形態では、プロセス 5 0 0 は、システム 1 0 またはシステム 4 0 0 の一部として搭載され得るコンピュータアルゴリズムの形態をとってもよい。アルゴリズムは、プロセッサ 4 1 2 またはマイクロプロセッサ 4 8 によって、PPG 信号が、センサ 1 2 を使用して、または入力信号発生器 4 1 0 を使用して検出されることに伴って、リアルタイムで P P G 信号データに適用され得る。ある実施形態では、アルゴリズムは、Q S M 7 2 からの P P G 信号サンプルに、あるいは R A M 5 4 または R O M 5 2 内に格納される P P G 信号サンプルからオフラインで適用されてもよい。任意の好適な方法において ( 例えば、ディスプレイ 2 0、ディスプレイ 2 8、または出力 4 1 4 を使用して ) 表示され得るアルゴリズムの出力は、任意の好適な目的のために ( 例えば、患者 4 0 の呼吸器の健康状態を評価する )、システム 1 0 またはシステム 4 0 0 のユーザによって使用され得る患者 4 0 の呼吸速度を含み得る。ある実施形態では、アルゴリズムは、患者 4 0 の呼吸速度を計算する際に、いくつかの効果を提供し得る。アルゴリズムは、選択されたアップストロークまたはダウンストロークが、所望の軸に関してミラーリングされ、その所望の軸に関して対称であるパルスを生成する点において、強制された対称性を使用し、かつ新しい信号 ( 例えば、アップ信号 5 3 3 またはダウン信号 5 3 5 ) が、任意の好適な数の対称パルスを使用して生成され得る。強制された対称性により、アップ信号 5 3 3 およびダウン信号 5 3 5 からのスカログラム 5 4 3 ならびに 5 4 5 のより正確な導出と、アップリッジ 5 5 3 およびダウンリッジ 5 5 5 のより正確な抽出とを可能にすることによって、呼吸速度決定の精度が向上し得る。また、プロセス 5 0 0 アルゴリズムは、患者の呼吸速度を効率的に決定するために使用され得るサンプル数または患者データの割合を大幅に改善してもよい。プロセス 5 0 0 アルゴリズムの使用によって、ミラーリングアルゴリズムを使用する呼吸速度の計算と、別の方法 ( 例えば患者の鼻サーミスタ信号における 1 つ以上の呼吸特徴を数えることによって ) を使用する呼吸速度の計算との間に認められる差異の標準偏差をさらに改善し得る。しかしながら、プロセス 5 0 0 アルゴリズムの使用へのトレードオフは無効であり、それゆえ患者 4 0 の呼吸速度を決定するために使用することができないと分類される患者データ量の増加 ( 例えば、およそ 7 % ) を含む場合がある。

20

30

40

#### 【 0 1 1 4 】

図 8 ( a ) は、本開示のある実施形態による、未加工の吸光度 P P G 信号等の信号 8 0 0、および信号 8 0 0 から導出される例示的スカログラム 8 1 0 のプロットを示す。信号 8 0 0 は、上述のように、患者に取り付けたパルス酸素濃度計センサから獲得される赤色

50

光信号または赤外線信号を含み得る。信号 800 は、患者血液がかん流された組織（例えば、指先、爪先、足）の一部を通過した後に、図 8 ( a ) に図示されるようにプロットされ得る。パルス酸素濃度計センサは、さらなる解析のために、任意の好適な処理ユニット（例えば、図 4 のプロセッサ 412 または図 2 のマイクロプロセッサ 48）に信号 800 を伝送してもよい。

#### 【 0115】

スカログラム 810 は、プロセッサ 412 またはマイクロプロセッサ 48 によって、信号 800 から導出され得る。スカログラム 810 は、患者のパルス速度（パルス帯域 P に関連）または患者の呼吸速度（呼吸帯域 B に関連）等、着目臨床パラメータに関連し得る帯域を含む任意の好適な特徴だけでなく、信号 800 内に存在した任意の他のアーチファクト（例えば、アーチファクト A）も含み得る。スカログラム 810、840（図 8 ( b )）、および 880（図 8 ( c )）に関して、示すグレースケールは、より明るい色調で陰影を付けられている高エネルギー成分、およびより暗い色調で陰影を付けられているより低いエネルギー成分に対応し得ることは理解されるものとする。陰影付けは、黒および白の色調が、各スカログラムにおいてそれぞれ最低および最高エネルギーに対応し得るように自動的にスケールされ得る。スカログラム 810、840、および 880 に使用される陰影付けは、必ずしも各スカログラム内の同一絶対値に対応するとは限らないことが、さらに理解されるものとする。

#### 【 0116】

図 8 ( b ) は、本開示のある実施形態による、未加工の吸光度 P P G 信号 800 から再構築されたアップストローク信号 830、およびアップストローク信号 830 から導出された例示的スカログラム 840 を示す。同様に、図 8 ( c ) は、本開示のある実施形態による、未加工の吸光度 P P G 信号 800 から再構築されたダウンストローク信号 870 およびダウンストローク信号 870 から導出された例示的スカログラム 880 を示す。アップストローク信号 830 およびダウンストローク信号 870 は、図 5 および 6 に関して記載した方法を含む、任意の好適な方法を使用して再構築されてもよい。スカログラム 840 およびスカログラム 880 は、図 7 に関して記載した方法を含む、任意の好適な方法を使用して導出されてもよい。スカログラム 840 および 880 は、アーチファクト（例えば、スカログラム 810 内のアーチファクト A）の含有を排除し、着目成分（例えば、色調がより明るく見え、それによって、スカログラム 810 内よりスカログラム 840 および 880 の両方におけるエネルギーがより高いパルス帯域 P）に焦点を当て、プロセッサ 412 またはマイクロプロセッサ 48 が行うことを必要とする計算数を最小にするように、より狭いスケール範囲を使用して導出されてもよい。スカログラム 840 および 880 は、例えば、二次ウェーブレット特徴デカップリングを使用するといった任意の好適な方法を使用してさらに解析され得る、帯域 P 等の増加エネルギーの少なくとも 1 つの面積に対応するリッジを含み得る。帯域 B 自体が、例えば、雑音または他の誤信号特徴の存在下において遮蔽されている場合、帯域 P に関するリッジを抽出し、さらに解析することによって、スカログラム 810 に呼吸帯域 B を生じさせる、基礎的な物理的プロセスと関連付けられた信号成分の性質に関する情報が抽出され得る。

#### 【 0117】

図 7 に記載するような振幅比例和法は、連続ウェーブレット変換を使用して変換されている任意の好適な信号に適用され得る。図 9 は、本開示のある実施形態による、振幅比例和をスカログラムに適用するための例示的プロセスの工程図である。プロセス 900 は、ステップ 902 から開始し得る。ステップ 904 において、信号が獲得され得る。例えば、信号は、システム 10 内のセンサ 12、またはシステム 400 内の入力信号発生器 410 を使用して患者 40 から獲得される P P G 信号を含んでもよい。

#### 【 0118】

プロセス 900 は、ステップ 906 に進み得、信号は、任意の好適な方法を使用して変換され得る。例えば、P P G 信号は、式 ( 9 ) を使用する上述の通り、連続ウェーブレット変換を使用して変換され得る。ステップ 908 において、スカログラムは、任意の好適

10

20

30

40

50

な方式で、ステップ 906 からの変換された信号に少なくとも部分的に基づいて生成されてもよい。例えば、スカログラムは、エネルギー密度関数式(10)を使用して生成されてもよく、図 3(a)、3(b)、および 3(c)に関する上述の特徴の一部または全てを含み得る。ある実施形態では、PPG 信号のスカログラムは、パルス情報および呼吸情報を含む任意の好適な数の帯域を含んでもよく、各帯域がリッジを含んでもよい。リッジは連続していてもよく、または任意の好適な数のリッジ断片を含んでもよい。

#### 【0119】

プロセス 900 は、ステップ 910 に進み得、スカログラムの任意の好適な領域が選択されてもよい。例えば、リッジ断片を含む一部のスカログラムが選択されてもよい。代替として、スカログラム全体が選択されてもよい。プロセス 900 は、ステップ 912 に進み得、選択された領域内の各スケールに対して、そのスケールにおける時間にわたる振幅(例えば、エネルギー)の和が得られてもよい。したがって、スカログラムの領域に対して、和の任意の好適な数が、所与の時間窓内で計算されてもよい。技法は、プロセッサ 412 またはマイクロプロセッサ 48 によって、選択されたリッジに対応する少なくとも一部分の帯域、またはスカログラムの少なくとも一部に適用されてもよい。ある実施形態では、プロセッサ 412 またはマイクロプロセッサ 48 は、振幅比例和ベクトルを生成し、それを選択された領域に適用するために、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、ならびに/あるいはそれらの組み合わせを含んでもよい。ある実施形態(図示せず)では、2 より多いスカログラムが、ステップ 908 (例えば、2 つのスカログラムが 2 つの PPG 信号の変換から生成され得る)において生成された場合、振幅比例和法は、スカログラム混合物、またはスカログラムから形成される重層に適用されてもよい。ある実施形態(図示せず)では、振幅比例和関数(例えば、各スケール値に対して得られる和)は、任意の好適な手法を使用して、スケール値の関数としてプロットされてもよい。例えば、プロットは、プロセッサ 412 またはマイクロプロセッサ 48 によって生成されてもよく、システム 10 (図 1)またはシステム 400 (図 4)のユーザによる検討および解析のために、ディスプレイ 20 (図 2)、ディスプレイ 28 (図 2)、または出力 414 (図 4)上に表示されてもよい。

#### 【0120】

プロセス 900 は次いで、ステップ 914 に進み得、(例えば、プロセッサ 412 またはマイクロプロセッサ 48 を使用して)最大値が識別され得る。ある実施形態では、最大値は、プロセッサ 412 またはマイクロプロセッサ 48 によって、あるいはシステム 10 またはシステム 400 のユーザによって、プロットから識別されてもよい。ある実施形態においては、最大値は、振幅の和に伴って減少するスケールの方向から移動する、第 1 のピークまたはエッジであってもよい。第 1 のピークまたはエッジは、スカログラムまたはスカログラムがそこから生成され得る PPG 信号に関連する解析値を有してもよい。

#### 【0121】

プロセス 900 は、ステップ 916 に進み得、ステップ 914 で識別される最大値と関連付けられ得る所望のスケール値が選択されてもよい。例えば、原信号が PPG 信号であった場合、ステップ 914 における第 1 のピークまたはエッジは、その最大値におけるスケール値に関連し得る。スケール値は、患者 40 の呼吸速度を表し得る。次いで、プロセス 900 は、ステップ 918 に進み、終了し得る。

#### 【0122】

前述が本開示の原理の例示に過ぎず、本開示は記載の実施形態以外によっても実施することができることは理解されるであろうし、記載の実施形態は、限定ではなく例示の目的で提示されている。

10

20

30

40

【図 1】

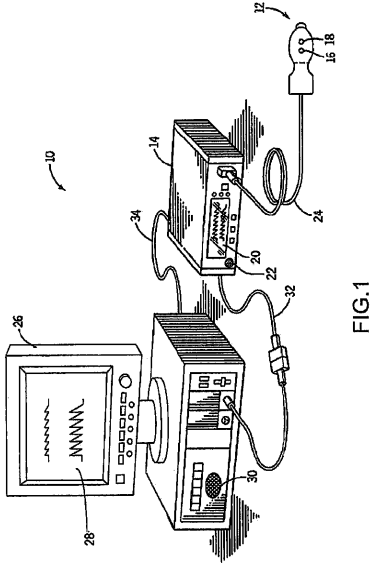


FIG. 1

【図 2】

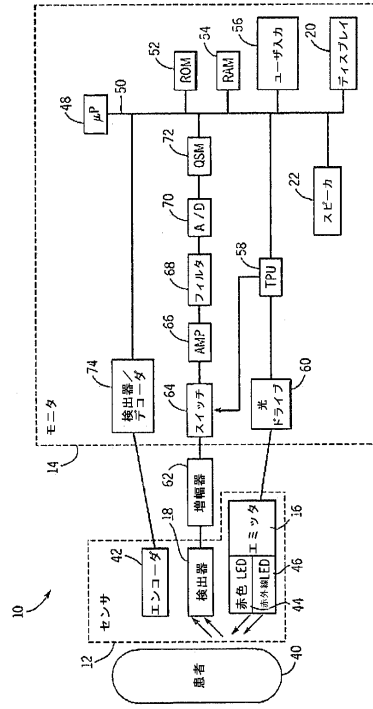


FIG. 2

【図 3 A】

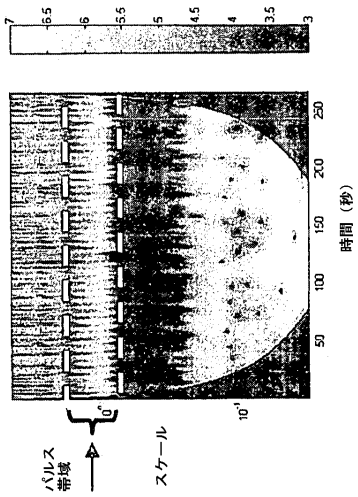


FIG. 3(a)

【図 3 B】

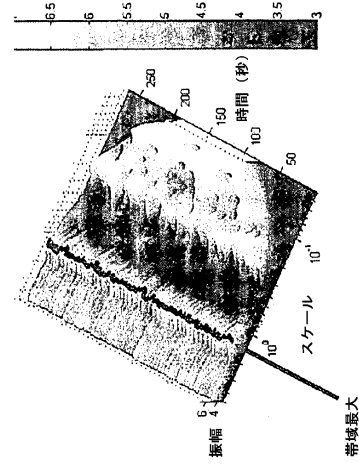


FIG. 3(b)

【図 3 C】

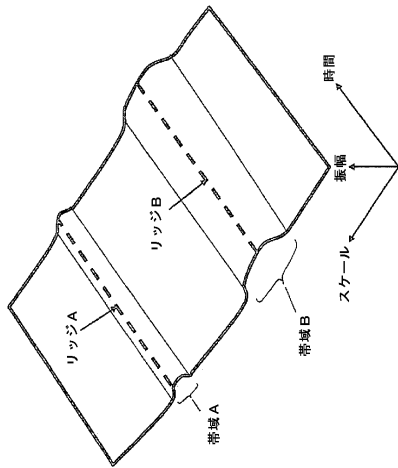


FIG. 3(c)

【図 3 D】

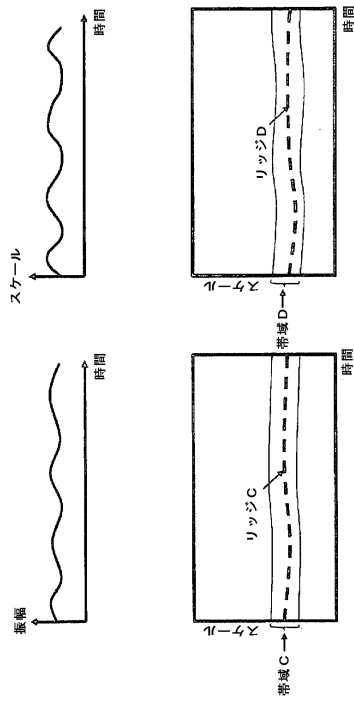


FIG. 3(d)

【図 3 E】

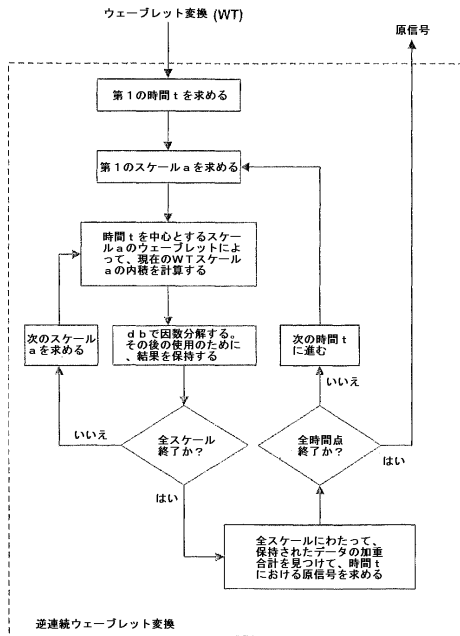


FIG. 3(e)

【図 3 F】

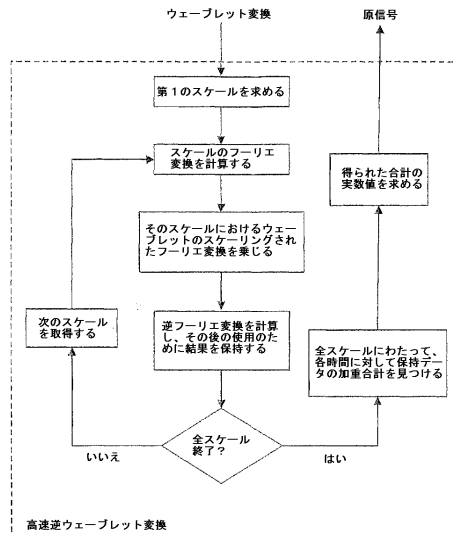


FIG. 3(f)

【 図 4 】

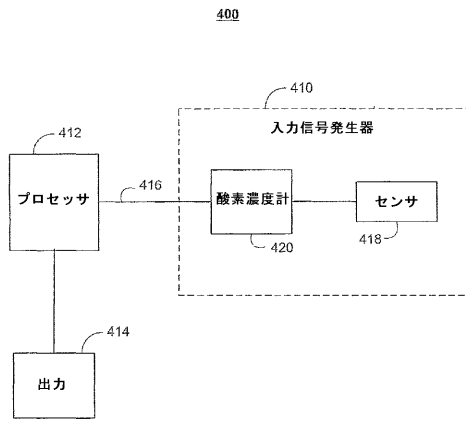


FIG. 4

【 図 5 】

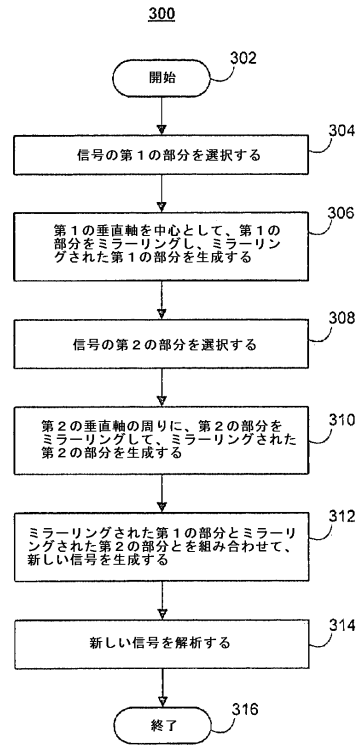


FIG. 5

【 図 6 】

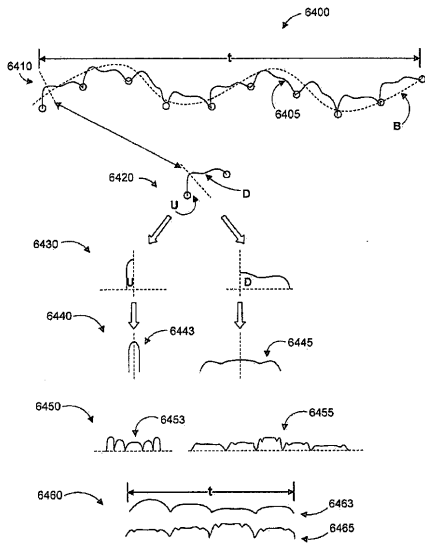


FIG. 6

【 図 7 】

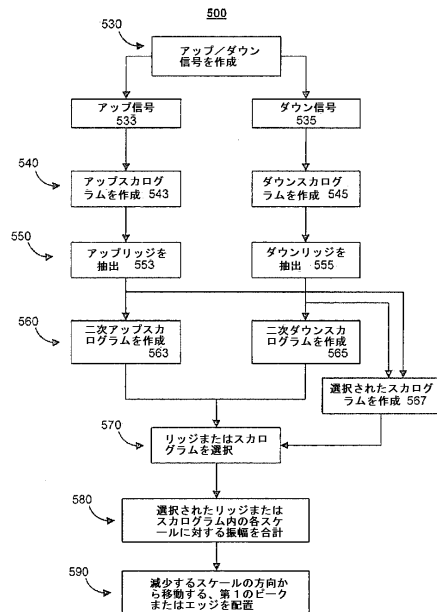


FIG. 7

【図 8 A】

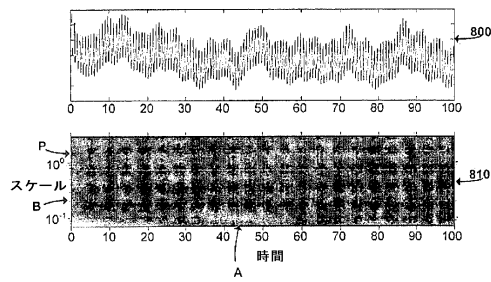


FIG. 8(a)

【図 8 C】

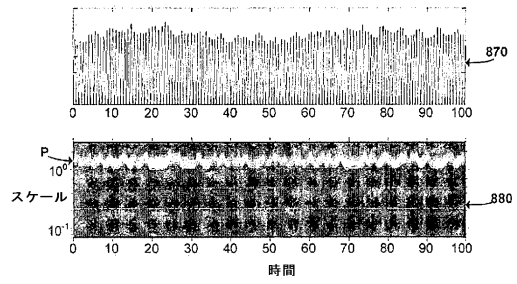


FIG. 8(c)

【図 8 B】

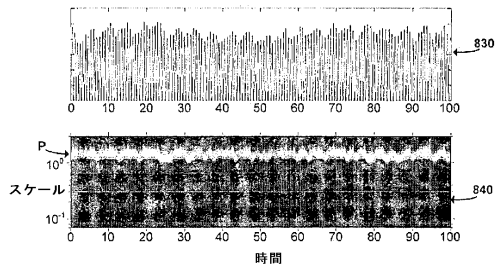


FIG. 8(b)

【図 9】

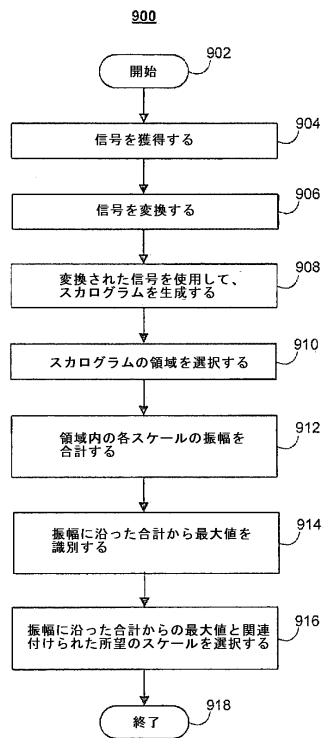


FIG. 9

---

フロントページの続き

審査官 遠藤 孝徳

- (56)参考文献 特公平2 - 35568 (JP, B2)  
特表2007 - 515977 (JP, A)  
特表2005 - 500876 (JP, A)  
特許第3822802 (JP, B2)  
特許第2969082 (JP, B2)  
特表2004 - 527313 (JP, A)  
国際公開第2006 / 107838 (WO, A1)  
特表2003 - 531656 (JP, A)  
国際公開第2005 / 044102 (WO, A1)  
特開2007 - 93221 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/22

专利名称(译)	信号处理方法和处理信号的系統		
公开(公告)号	<a href="#">JP5512668B2</a>	公开(公告)日	2014-06-04
申请号	JP2011515659	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	アディソンポールスタンリー ワトソングェイムズニコラス		
发明人	アディソン, ポール スタンリー ワトソン, ギェイムズ ニコラス		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00 A61B5/0245		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/7207 A61B5/7225 A61B5/7232 A61B5/726		
FI分类号	A61B5/14.322 A61B5/00.G A61B5/02.310.A		
优先权	61/077062 2008-06-30 US 61/077130 2008-06-30 US		
其他公开文献	JP2011526516A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

实施例可以包括能够通过选择和镜像信号的部分来处理原始信号以产生用于进一步分析的新信号的系統和方法。在一个实施例中，信号可以是光电容积描记器 ( PPG ) 信号，并且可以使用连续小波变换进一步分析新信号。可以从原始信号创建任何合适数量的重建的新信号，并且可以至少部分地从新信号导出尺度图。可以从新信号的尺度图中提取脊，并且可以从脊进一步导出二次尺度图。沿振幅技术的总和可以应用于选定的尺度图，并且可以作为尺度图的比例绘制。可以从图中识别期望的信息，例如原始信号内的呼吸信息。

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