

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5455257号
(P5455257)

(45) 発行日 平成26年3月26日 (2014.3.26)

(24) 登録日 平成26年1月17日 (2014.1.17)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	5/00	(2006.01)	A 6 1 B	5/00	C
A 6 1 B	5/1455	(2006.01)	A 6 1 B	5/14	3 2 2

請求項の数 18 (全 34 頁)

(21) 出願番号	特願2011-515658 (P2011-515658)	(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2011-526515 (P2011-526515A)		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/IB2009/006150		弁理士 大塩 竹志
(87) 国際公開番号	W02010/001242	(72) 発明者	ワトソン, ジェイムズ ニコラス
(87) 国際公開日	平成22年1月7日 (2010.1.7)		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
審査請求日	平成24年5月8日 (2012.5.8)	(72) 発明者	アディソン, ポール スタンリー
(31) 優先権主張番号	61/077,029		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
(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)		
(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)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 信号のスカログラムにおけるリッジ選択のためのシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ウェーブレット変換に少なくとも部分的に基づいて信号を変換して、変換された信号を生成することと、

該変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、第1のウェーブレットスカログラムを生成することと、

該第1のウェーブレットスカログラムの領域内のリッジを検出することと、

該検出されたリッジに対して1つ以上のパラメータを決定することと、

該1つ以上のパラメータに少なくとも部分的に基づいて、リッジ密度分布関数を決定することと、

該リッジ密度分布関数の最大値に対応するスケールを有するリッジに少なくとも部分的に基づいて、該リッジを選択することと、

該選択されたリッジに少なくとも部分的に基づいて、生理学的パラメータを決定することと

を含む、方法。

【請求項2】

前記信号は、光電脈波信号である、請求項1に記載の方法。

【請求項3】

前記第1のウェーブレットスカログラムをフィルタリングすることをさらに含む、請求項1に記載の方法。

10

20

【請求項 4】

ウェーブレット変換に少なくとも部分的に基づいて信号を変換して、変換された信号を生成することと、

該変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、第1のウェーブレットスカログラムを生成することと、

該第1のウェーブレットスカログラムの領域内の第1のセットのリッジを検出することと、

該第1のウェーブレットスカログラムから導出された信号に少なくとも部分的に基づいて、第2のウェーブレットスカログラムを生成することと、

該第2のウェーブレットスカログラムの領域内の第2のセットのリッジを検出することと、

該検出された第1のセットのリッジおよび該検出された第2のセットのリッジに対して1つ以上のパラメータを決定することと、

該1つ以上のパラメータに少なくとも部分的に基づいて、リッジ密度分布関数を決定することと、

該リッジ密度分布関数の最大値に対応するスケールを有するリッジに少なくとも部分的に基づいて、該リッジを選択することと、

該選択されたリッジに少なくとも部分的に基づいて、生理学的パラメータを決定することと

含む、方法。

【請求項 5】

前記検出されたリッジのパラメータは、リッジパワー、リッジエネルギー、リッジエネルギー密度、リッジ振幅変動性、リッジスケール変動性、リッジ一貫性、固有スケール、リッジ長、最大リッジ振幅、固有スケールの標準偏差、振幅の標準偏差、平均スケール、スケール中央値、平均振幅、振幅中央値、および/または強度と長さの積を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 6】

前記生理学的パラメータは、呼吸速度を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 7】

生理学的パラメータを決定するためのデバイスであって、該デバイスは、
ウェーブレット変換を少なくとも部分的に用いて入力信号を変換することにより、変換された信号を生成することと、

該変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、第1のウェーブレットスカログラムを生成することと、

該第1のウェーブレットスカログラムの領域内のリッジを検出することと、

該検出されたリッジの1つ以上のパラメータを決定することと、

該1つ以上のパラメータに少なくとも部分的に基づいて、リッジ密度分布関数を決定することと、

該リッジ密度分布関数の最大値に対応するスケールを有するリッジに少なくとも部分的に基づいて、該リッジを選択することと

該選択されたリッジに少なくとも部分的に基づいて、生理学的パラメータを決定することと

が可能であるプロセッサを含む、デバイス。

【請求項 8】

前記信号は、光電脈波信号である、請求項7に記載のデバイス。

【請求項 9】

前記プロセッサは、前記第1のウェーブレットスカログラムをフィルタリングすることが可能である、請求項7に記載のデバイス。

【請求項 10】

生理学的パラメータを決定するためのデバイスであって、該デバイスは、

10

20

30

40

50

ウェーブレット変換を少なくとも部分的に用いて入力信号を変換することにより、変換された信号を生成することと、

該変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、第1のウェーブレットスカログラムを生成することと、

該第1のウェーブレットスカログラムの領域内の第1のセットのリッジを検出することと、

該第1のウェーブレットスカログラムから導出された信号に少なくとも部分的に基づいて、第2のウェーブレットスカログラムを生成することと、

該第2のウェーブレットスカログラムの領域内の第2のセットのリッジを検出することと、

該検出された第1のセットのリッジおよび該検出された第2のセットのリッジに対して1つ以上のパラメータを決定することと、

該1つ以上のパラメータに少なくとも部分的に基づいて、リッジ密度分布関数を決定することと、

該リッジ密度分布関数の最大値に対応するスケールを有するリッジに少なくとも部分的に基づいて、該リッジを選択することと、

該選択されたリッジに少なくとも部分的に基づいて、生理学的パラメータを決定することと

が可能であるプロセッサを含む、デバイス。

【請求項11】

前記検出されたリッジのパラメータは、リッジパワー、リッジエネルギー、リッジエネルギー密度、リッジ振幅変動性、リッジスケール変動性、リッジ一貫性、固有スケール、リッジ長、最大リッジ振幅、固有スケールの標準偏差、振幅の標準偏差、平均スケール、スケール中央値、平均振幅、振幅中央値、および/または強度と長さの積から成る、請求項7に記載のデバイス。

【請求項12】

生理学的パラメータを表示するためのディスプレイをさらに含む、請求項8に記載のデバイス。

【請求項13】

前記生理学的パラメータは、呼吸速度を含む、請求項8に記載のデバイス。

【請求項14】

コンピュータ実行可能命令を含むコンピュータ可読媒体であって、該コンピュータ実行可能命令は、プロセッサによって実行される場合に、信号の1つ以上のスカログラムから生理学的パラメータを決定するための方法を該プロセッサに行わせ、該方法は、

ウェーブレット変換を少なくとも部分的に用いて入力信号を変換することにより、変換された信号を生成することと、

該変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、第1のウェーブレットスカログラムを生成することと、

該第1のウェーブレットスカログラムの領域内のリッジを検出することと、

該検出されたリッジの1つ以上のパラメータを決定することと、

該1つ以上のパラメータに少なくとも部分的に基づいて、リッジ密度分布関数を決定することと、

該リッジ密度分布関数の最大値に対応するスケールを有するリッジに少なくとも部分的に基づいて、該リッジを選択することと

該選択されたリッジに少なくとも部分的に基づいて、生理学的パラメータを決定することと

を含む、コンピュータ可読媒体。

【請求項15】

前記信号は、光電脈波信号である、請求項14に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項16】

10

20

30

40

50

コンピュータ実行可能命令を含むコンピュータ可読媒体であって、該コンピュータ実行可能命令は、プロセッサによって実行される場合に、信号の1つ以上のスカログラムから生理学的パラメータを決定するための方法を該プロセッサに行わせ、該方法は、

ウェーブレット変換を少なくとも部分的に用いて入力信号を変換することにより、変換された信号を生成することと、

該変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、第1のウェーブレットスカログラムを生成することと、

該第1のウェーブレットスカログラムの領域内の第1のセットのリッジを検出することと、

該第1のウェーブレットスカログラムから導出された信号に少なくとも部分的に基づいて、第2のウェーブレットスカログラムを生成することと、

該第2のウェーブレットスカログラムの領域内の第2のセットのリッジを検出することと、

該検出された第1のセットのリッジおよび該検出された第2のセットのリッジに対して1つ以上のパラメータを決定することと、

該1つ以上のパラメータに少なくとも部分的に基づいて、リッジ密度分布関数を決定することと、

該リッジ密度分布関数の最大値に対応するスケールを有するリッジに少なくとも部分的に基づいて、該リッジを選択することと、

該選択されたリッジに少なくとも部分的に基づいて、生理学的パラメータを決定することと

を含む、コンピュータ可読媒体。

【請求項17】

前記検出されたリッジのパラメータは、リッジパワー、リッジエネルギー、リッジエネルギー密度、リッジ振幅変動性、リッジスケール変動性、リッジ一貫性、固有スケール、リッジ長、最大リッジ振幅、固有スケールの標準偏差、振幅の標準偏差、平均スケール、スケール中央値、平均振幅、振幅中央値、および/または強度と長さの積を含む、請求項14に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項18】

前記生理学的パラメータは、呼吸速度を含む、請求項14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】

(関連出願の相互参照)

本願は、米国仮特許出願第61/077,029号(名称「Systems and Methods for Ridge Selection in Scalograms of Signals」、2008年6月30日出願)および米国仮特許出願第61/077,130号(名称「Systems and Methods of Signal Processing」、2008年6月30日出願)の利益を主張し、これらの出願は、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)

本開示は、信号処理に関し、より具体的には、本開示は、例えば、光電脈波(PPG)信号を処理するために連続ウェーブレット変換を使用することに関する。

【背景技術】

【0003】

酸素濃度計は、血液の酸素飽和度を決定することが可能な医療デバイスである。酸素濃度計の一般的な種類の1つは、パルス酸素濃度計であって、患者の血液の酸素飽和度およ

10

20

30

40

50

び皮膚中の血液量の変化を間接的に測定することが可能である（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）。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、一般的には、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。

【 0 0 0 4 】

酸素濃度計は、患者のある部位、一般的には、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、そのスケールされたバージョン、その求められた対数、その求められた対数のスケールされたバージョン等）は、フォトプレチスモグラフ（PPG）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「PPG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、ならびに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。

10

【 0 0 0 5 】

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。

20

【 0 0 0 6 】

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。

【 0 0 0 7 】

【数1】

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

30

式中、

= 波長、

t = 時間、

I = 検出される光の強度、

I_o = 透過される光の強度、

s = 酸素飽和度、

o、 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までの経路長との組み合わせである。

40

【 0 0 0 8 】

従来手法は、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）。

【 0 0 0 9 】

50

【数2】

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

2. 次いで、(2)を時間に対して微分する

【0010】

【数3】

$$\frac{d \log I}{dt} = -(s\beta_o + (1-s)\beta_r) \frac{dl}{dt} \quad (3) \quad 10$$

3. 赤色(3)をIR(3)で除する。

【0011】

【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。

【0012】

20

【数5】

$$s = \frac{\frac{d \log I(\lambda_{IR})}{dt} \beta_r(\lambda_R) - \frac{d \log I(\lambda_R)}{dt} \beta_r(\lambda_{IR})}{\frac{d \log I(\lambda_R)}{dt} (\beta_o(\lambda_{IR}) - \beta_r(\lambda_{IR})) - \frac{d \log I(\lambda_{IR})}{dt} (\beta_o(\lambda_R) - \beta_r(\lambda_R))} \quad 30$$

5. 離散時間で表記すると、

【0013】

【数6】

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

1 log A - 1 log B = 1 log A / Bを用いて、

【0014】

40

【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、

【0015】

【数 8】

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

10

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。

【0016】

【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最大値および最小値)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。

20

以下の関係を使用すると、

【0017】

【数 10】

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

30

ここで、(5)は、以下となる。

【0018】

【数 11】

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

40

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、

【0019】

【数 1 2】

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

である。

【発明の概要】

10

【課題を解決するための手段】

【0020】

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が、それらに限定されない、1つ以上の反復成分を有する任意の信号と併用され得る。1つ以上のスカログラムが、連続ウェーブレット変換を使用して、そのような信号から生成されると、信号の反復成分が、所与のスケールにおいて1つ以上のリッジを作成する。スカログラム内のこれらのリッジは、そのような反復特性を識別する際に有用であり得る。例えば、PPG信号のスカログラムは、対象のパルスに対応するスケールにおけるリッジを含む（そのようなリッジは、多くの場合、「パルス帯域」と称される）。いくつかの反復特性は、種々の理由から、スカログラム内に均整のとれたリッジを形成しない場合がある。例えば、雑音が、反復成分をかき消すか、または分断する場合があり、または環境要因（例えば、センサ位置）が、感知された信号の質に影響を及ぼす場合がある。さらに別の実施例として、採用されるウェーブレットが、信号の種々の特性を強調するか、または強調を消し去る場合がある。ウェーブレットの種類の一つは、明確に定義された反復成分のリッジをもたらし得るが、別の種類は、そうではない場合がある。

20

【0021】

30

また、本開示は、信号のスカログラム内のリッジを選択するための方法に関し、方法は、ウェーブレット変換を使用して信号を変換することによって、変換された信号を生成するステップと、変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、第1のウェーブレットスカログラムを生成するステップと、第1のウェーブレットスカログラムの領域内のリッジを検出するステップと、検出されたリッジの1つ以上のパラメータを決定するステップと、1つ以上のパラメータに少なくとも部分的に基づいて、リッジ密度分布関数を決定するステップと、リッジ密度分布関数の最大値に対応するスケールを有するリッジに基づいて、リッジを選択するステップとを含む。

【0022】

いくつかの実施形態では、信号は、光電脈波信号である。いくつかの実施形態では、方法は、第1のウェーブレットスカログラムをフィルタリングするステップをさらに含む。

40

【0023】

選択的に、方法は、第1のウェーブレットスカログラムから導出された信号に少なくとも部分的に基づいて、第2のウェーブレットスカログラムを生成するステップと、第2のウェーブレットスカログラムの領域内のリッジを検出するステップとをさらに含む。

【0024】

いくつかの実施形態では、検出されたリッジのパラメータは、リッジパワー、リッジエネルギー、リッジエネルギー密度、リッジ振幅変動性、リッジスケール変動性、リッジ一貫性、固有スケール、リッジ長、最大リッジ振幅、固有スケールの標準偏差、振幅の標準偏差、平均スケール、スケール中央値、平均振幅、振幅中央値、および/または強度と長

50

さとの積を含むグループから選択される。他の実施形態では、方法は、選択されたリッジに基づいて、生理学的パラメータを決定するステップをさらに含む。いくつかの実施形態では、この生理学的パラメータは、呼吸速度である。

【0025】

いくつかの実施形態では、リッジは、任意の好適な手法を使用して、スカログラムにおいて識別され得る。いくつかの実施形態では、リッジ自体が、最大値を使用して識別され得る。最大値として識別されない点は、消去または無視され得る。最大値が分析され、例えば、相互の所定の面積内に位置する点を決定し、リッジを成す点を識別し得る。分断されたリッジは、隣接するリッジ間を補間することによって接続され得る。分断されたリッジは、別のリッジの開始の所定の距離/空間/面積(時間、スケール、および振幅)内に
10
ある1つのリッジの終了を検索することによって、識別され得る。リッジパラメータは、いくつかの異なる方法で決定され得る。多くの事例では、リッジは、点のアレイによって定義され得、したがって、リッジパラメータ化を可能にする。ある範囲のスケール内のリッジ(例えば、反復特性を含有すると予測されるスケールの範囲外のリッジ)は、フィルタリングおよび/または他の技術に基づいて、無視または削除され得る。

【0026】

いくつかの実施形態では、リッジは、少なくとも部分的に、任意の好適なパラメータ集合を使用して特性化され得る。例えば、リッジパワー、リッジエネルギー、リッジエネルギー密度、リッジ振幅変動性、リッジスケール変動性、リッジ一貫性、固有スケール、リッジ長、最大リッジ振幅、固有スケールの標準偏差、スケール中央値、振幅中央値、強度
20
と長さの積(例えば、リッジの全長(または任意の他の部分)に対して、リッジの全部または一部の強度の最大、平均、あるいは中央値を乗算する)、振幅の標準偏差、平均スケール、スケール中央値、平均振幅、振幅中央値、または任意の他の好適な特性化パラメータが決定され得る。

【0027】

いくつかの実施形態では、リッジ特性化パラメータの算出または導出は、少なくとも部分的に、任意の好適な量、例えば、リッジ長、最大振幅、所定の時間窓にわたるスケールの標準偏差、所定のスケールにおける振幅の標準偏差、平均またはスケール中央値、平均または振幅中央値、あるいは強度と長さとの積、もしくは任意の他の好適な量に基づき得る。いくつかの実施形態では、強度と長さとの積は、リッジの最大強度にリッジの長さ
30
を乗算することによって算出される。いくつかの実施形態では、強度と長さとの積は、リッジの平均強度にリッジの長さ
を乗算することによって算出される。他の実施形態では、強度と長さとの積は、リッジの強度の中央値にリッジの長さ
を乗算することによって算出される。いくつかの実施形態によると、リッジの強度および長さは、リッジ全体またはその一部分のみのパラメータを使用して、算出され得る。

【0028】

いくつかの実施形態では、1つ以上のリッジのリッジ密度分布関数は、これらのリッジのリッジパラメータの加重平均によって決定され得る。また、リッジのリッジ密度分布関数は、単一のリッジパラメータ、例えば、強度または強度と長さの積から決定され得る。1つ以上のリッジのリッジ密度分布関数は、係数および加重を使用して決定され得る。い
40
くつかの実施形態では、リッジは、少なくとも部分的に、リッジの計算/導出されたパラメータに基づいて、加重され得る。あるパラメータは、リッジ密度分布関数において適用される加重の中で他より重要であると考えられてもよい。例えば、強度、リッジの長さまたは強度と長さとは、他のパラメータより重要なパラメータとして考えられてもよい。他のパラメータは、振幅およびスケール変動のようなリッジに伴うパラメータの変動性等のリッジ密度分布関数において、リッジの加重を減少させてもよい。

【0029】

一実施形態では、信号はPPG信号であって、所望される反復特性は、対象の呼吸である(例えば、対象の呼吸速度を決定するために)。1つ以上のスカログラムが、PPG信号から生成され得る。1つ以上のスカログラムは、例えば、原PPG信号の一次スカロ
50

ラムと、一次スカログラム内のパルス帯域に適用される二次波形特徴デカップリング (S W F D) を使用して生成される、二次スカログラムとを含み得る。予測される呼吸速度 (例えば、パルスリッジを下回る速度) のスケール範囲内のリッジは、スカログラムそれぞれにおいて識別される。これらのリッジのパラメータは、リッジパワー、エネルギー、エネルギー密度、変動性、一貫性、固有スケール、長さ、または任意の他の好適な特性化特徴が、算出または導出され得るように決定される。スケールの関数としてのリッジ密度分布が計算され、スケールの関数としてのリッジの密度を決定し、最適スケールが、呼吸速度を決定するために選択される。最適スケールは、少なくとも部分的に、1つ以上のリッジパラメータに基づいて、最高リッジ密度を有するスケールであり得る。

【0030】

10

また、本開示は、生理学的パラメータを決定するためのデバイスに関し、デバイスは、生理学的信号を測定するためのセンサと、センサから測定された生理学的信号を受信するステップと、ウェーブレット変換を使用して、信号を変換し、変換された信号を生成し、変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、第1のウェーブレットスカログラムを生成するステップと、第1のウェーブレットスカログラムの領域内のリッジを検出するステップと、検出されたリッジの1つ以上のパラメータを決定するステップと、1つ以上のパラメータに少なくとも部分的に基づいて、リッジ密度分布関数を決定するステップと、リッジ密度分布関数の最大値に対応するスケールを有するリッジを選択するステップとを可能にする、プロセッサとを含む。選択的に、デバイスは、決定された生理学的パラメータを表示するためのディスプレイを含有し得る。

20

【0031】

ある実施形態では、本開示は、プロセッサによって実行されると、プロセッサに、ウェーブレット変換を使用して信号を変換、変換された信号を生成するステップと、変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、第1のウェーブレットスカログラムを生成するステップと、第1のウェーブレットスカログラムの領域内のリッジを検出するステップと、検出されたリッジの1つ以上のパラメータを決定するステップと、1つ以上のパラメータに少なくとも部分的に基づいて、リッジ密度分布関数を決定するステップと、リッジ密度分布関数の最大値に対応するスケールを有するリッジを選択するステップとを含む、信号の1つ以上のスカログラムから生理学的パラメータを決定するための方法を行わせる、コンピュータ実行可能命令を含む、コンピュータ可読媒体に関する。

30

例えば、本願発明は以下の項目を提供する。

(項目1)

ウェーブレット変換に少なくとも部分的に基づいて信号を変換して、変換された信号を生成することと、

該変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、第1のウェーブレットスカログラムを生成することと、

該第1のウェーブレットスカログラムの領域内のリッジを検出することと、

該検出されたリッジに対して1つ以上のパラメータを決定することと、

該1つ以上のパラメータに少なくとも部分的に基づいて、リッジ密度分布関数を決定することと、

40

該リッジ密度分布関数の最大値に対応するスケールを有するリッジに少なくとも部分的に基づいて、該リッジを選択することと

を含む、方法。

(項目2)

前記信号は、光電脈波信号である、項目1に記載の方法。

(項目3)

前記第1のウェーブレットスカログラムをフィルタリングすることをさらに含む、項目1に記載の方法。

(項目4)

前記第1のウェーブレットスカログラムから導出された信号に少なくとも部分的に基づ

50

いて、第2のウェーブレットスカログラムを生成することと、該第2のウェーブレットスカログラムの領域内のリッジを検出することとをさらに含む、項目1に記載の方法。

(項目5)

前記検出されたリッジのパラメータは、リッジパワー、リッジエネルギー、リッジエネルギー密度、リッジ振幅変動性、リッジスケール変動性、リッジ一貫性、固有スケール、リッジ長、最大リッジ振幅、固有スケールの標準偏差、振幅の標準偏差、平均スケール、スケール中央値、平均振幅、振幅中央値、および/または強度と長さの積を含む、項目1に記載の方法。

(項目6)

前記選択されたリッジに少なくとも部分的に基づいて、生理学的パラメータを決定することを含む、項目1に記載の方法。

10

(項目7)

前記生理学的パラメータは、呼吸速度を含む、項目6に記載の方法。

(項目8)

生理学的パラメータを決定するためのデバイスであって、

少なくとも部分的にウェーブレット変換を用いて入力信号を変換することにより、変換された信号を生成することと、

該変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、第1のウェーブレットスカログラムを生成することと、

該第1のウェーブレットスカログラムの領域内のリッジを検出することと、

20

該検出されたリッジの1つ以上のパラメータを決定することと、

該1つ以上のパラメータに少なくとも部分的に基づいて、リッジ密度分布関数を決定することと、

該リッジ密度分布関数の最大値に対応するスケールを有するリッジに少なくとも部分的に基づいて、該リッジを選択することと

が可能であるプロセッサを含む、デバイス。

(項目9)

前記信号は、光電脈波信号である、項目8に記載のデバイス。

(項目10)

前記プロセッサは、前記第1のウェーブレットスカログラムをフィルタリングすることが可能である、項目8に記載のデバイス。

30

(項目11)

前記プロセッサは、前記第1のウェーブレットスカログラムから導出された信号に少なくとも部分的に基づいて、第2のウェーブレットスカログラムを生成し、該第2のウェーブレットスカログラムの領域内のリッジを検出するようにさらに構成される、項目8に記載のデバイス。

(項目12)

前記検出されたリッジのパラメータは、リッジパワー、リッジエネルギー、リッジエネルギー密度、リッジ振幅変動性、リッジスケール変動性、リッジ一貫性、固有スケール、リッジ長、最大リッジ振幅、固有スケールの標準偏差、振幅の標準偏差、平均スケール、スケール中央値、平均振幅、振幅中央値、および/または強度と長さの積から成る、項目8に記載のデバイス。

40

(項目13)

生理学的パラメータを表示するためのディスプレイをさらに含み、前記プロセッサは、前記選択されたリッジに少なくとも部分的に基づいて生理学的パラメータを決定するようにさらに構成される、項目8に記載のデバイス。

(項目14)

前記生理学的パラメータは、呼吸速度を含む、項目8に記載のデバイス。

(項目15)

コンピュータ実行可能命令を含むコンピュータ可読媒体であって、該コンピュータ実行

50

可能命令は、プロセッサによって実行される場合に、信号の1つ以上のスカログラムから生理学的パラメータを決定するための方法を該プロセッサに行わせ、該方法は、

ウェーブレット変換を少なくとも部分的に用いて入力信号を変換することにより、変換された信号を生成することと、

該変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、第1のウェーブレットスカログラムを生成することと、

該第1のウェーブレットスカログラムの領域内のリッジを検出することと、

該検出されたリッジの1つ以上のパラメータを決定することと、

該1つ以上のパラメータに少なくとも部分的に基づいて、リッジ密度分布関数を決定することと、

該リッジ密度分布関数の最大値に対応するスケールを有するリッジに少なくとも部分的に基づいて、該リッジを選択することと

を含む、コンピュータ可読媒体。

(項目16)

前記信号は、光電脈波信号である、項目15に記載のコンピュータ可読媒体。

(項目17)

プロセッサによって実行される場合に、前記プロセッサに、前記第1のウェーブレットスカログラムから導出された信号に少なくとも部分的に基づいて、第2のウェーブレットスカログラムを生成させ、該第2のウェーブレットスカログラムの領域内のリッジを検出させるコンピュータ実行可能命令をさらに含む、項目15に記載のコンピュータ可読媒体

。

(項目18)

前記検出されたリッジのパラメータは、リッジパワー、リッジエネルギー、リッジエネルギー密度、リッジ振幅変動性、リッジスケール変動性、リッジ一貫性、固有スケール、リッジ長、最大リッジ振幅、固有スケールの標準偏差、振幅の標準偏差、平均スケール、スケール中央値、平均振幅、振幅中央値、および/または強度と長さの積を含む、項目15に記載のコンピュータ可読媒体。

(項目19)

プロセッサによって実行される場合、該プロセッサに、前記選択されたリッジに基づいて、生理学的パラメータを決定させるコンピュータ実行可能命令をさらに含む、項目15に記載のコンピュータ可読媒体。

(項目20)

前記生理学的パラメータは、呼吸速度を含む、項目19に記載のコンピュータ可読媒体

。

【図面の簡単な説明】

【0032】

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

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

【図3C】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3D】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。

10

20

30

40

50

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

【図 4】図 4 は、いくつかの実施形態による、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 A】図 5 a は、ある実施形態に従って、リッジを選択し、呼吸速度を決定するためのプロセスフロー図である。

【図 5 B】図 5 b は、ある実施形態に従って、PPG 信号の 1 つ以上のスカログラム内のリッジを識別するためのプロセスフロー図である。

【図 5 C】図 5 c は、ある実施形態に従って、1 つ以上のリッジパラメータに少なくとも部分的に基づきリッジ密度分布を使用して、呼吸速度を決定するためのプロセスフロー図である。

【図 6】図 6 は、ある実施形態に従って、呼吸速度を決定するための、PPG 信号における、図 5 a および 5 c のプロセス 500 の図である。

【図 7】図 7 は、ある実施形態に従って、呼吸速度の例示的決定を示す。

【図 8】図 8 は、ある実施形態に従って、分析され得る、リッジの図である。

【図 9】図 9 は、ある実施形態に従って、リッジの加重の図である。

【図 10】図 10 は、ある実施形態に従って、断続リッジまたは「ウサギの耳」を生成するように使用され得る、技術の図である。

【発明を実施するための形態】

【0033】

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。

【0034】

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。

【0035】

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。

【0036】

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 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

10

20

30

40

50

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。

【0037】

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。

【0038】

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（「SpO₂」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。

10

【0039】

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。

20

【0040】

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 600 nm 乃至約 700 nm であり得、IR 波長は、約 800 nm 乃至約 1000 nm 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。

30

【0041】

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。

40

【0042】

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。

50

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。

【 0043 】

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 に関する情報を含むし得る。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。

10

【 0044 】

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 特有の情報を含有し得る。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

【 0045 】

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。

30

【 0046 】

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。

40

【 0047 】

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

50

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。

【0048】

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、SpO₂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

10

20

【0049】

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

【0050】

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。

【0051】

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。

40

【0052】

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得る。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

50

つ以上の生理学的パラメータの測定値を提供し得る。

【0053】

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得る。

【0054】

【数13】

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

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得る。変換は、時間スケール表現としてみなされ得る。ウェーブレットは、周波数の領域から構成され、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得、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、卓越周波数である。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得る。時間スケールにおける実装のために必要とされる基礎となる数学的な詳細は、例えば、Paul S. Addison の *The Illustrated Wavelet Transform Handbook* (Taylor & Francis Group 2002) (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) に見出され得る。

【0055】

連続ウェーブレット変換は、概して、時間内に高度に局在化した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一般的な周波数変換よりも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、小スケール信号成分が、より小さいスケールウェーブレットと良好に相関し、したがって、変換のより小さいスケールにおいて、高エネルギーで現れるように、信号の着目スケールに跨るスケールを有する、ある範囲のウェーブレットの使用を可能にする。同様に、大スケール信号成分は、より大きなスケールウェーブレットと良好に相関し、したがって、変換のより大きなスケールにおいて、高エネルギーで現れる。したがって、異なるスケールにおける成分は分離され、ウェーブレット変換ド領域内で分離され、抽出され得る。さらに、スケールおよび時間位置内のウェーブレットの連続範囲の使用は、離散技法と比較して可能なものより高い分解能変換を可能にする。

【0056】

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)領域に変換する変換および操作は、必ずしも、2次元座標系における一連の周波数変換値を創出するわけではなく、2つの次元は、周波数と、例えば、振幅であり得る。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、スペクトル領域内で行われる操作は、ウェーブレット領域内で行うことは不可能である。代わりに、ウェーブレット面は、スペクトルに変換されなければならない(すなわち、逆ウェーブレット変換を行い、ウェーブレット面を時間領域に変換し、次いで、時間領域からスペクトル変換を行うことによって)。反対に、ウェーブレット領域内で行われる操作は、スペクトル領域内で行うことは不可能である。代わりに、スペクトルは、最初に、ウェーブレット面に変換されなければならない(すなわち、逆スペクトル変換を行い、スペクトル領域を時間領域に変換し、次いで、時間領域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面の横断面も、スペクトルペー

10

20

30

40

50

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とは、互換性がないことを理解されるであろう。スペクトル領域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応するために、系に大幅かつ基本的修正を必要とするであろう（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、ウェーブレット領域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、スペクトル領域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、ウェーブレット領域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、スペクトル領域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得、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場合、明確に異なる状況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

【0057】

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。

20

【0058】

【数14】

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

式中、'| |' は、モジュラス演算子である。スカログラムは、実用的目的のために再スケールされ得る。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。

【0059】

【数15】

30

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

例えば、Morletウェーブレットが使用される場合、ウェーブレット空間内のリッジを定義するために有効である。リッジは、平面内の最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得る。また、リッジの定義として本明細書に含まれるのは、最大値の軌跡から変位させられた経路である。平面内の最大値の点の軌跡だけと関連付けられたリッジは、「最大値リッジ」と呼ばれる。

40

【0060】

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得る。畳み込み定理に従って、ウェーブレット変換は、ウェーブレット関数と信号と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について近似され、次いで、その結果に

【0061】

【数 16】

$$\sqrt{a}.$$

を乗じてよい。

【0062】

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得る。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

【0063】

代表的な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得る。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。

【0064】

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、 f は、任意のスケール a におけるウェーブレットの代表的または特性的な周波数である。

【0065】

任意の好適なウェーブレット関数が、本開示と併用され得る。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

【0066】

【数 18】

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

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の補正項として知られる。実際は、 $f_0 > 0$ の値の場合は微小であって、無視され得、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することが可能である。

40

【0067】

【数 19】

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

本ウェーブレットは、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方の定義が、本明細書に含まれるが、式(14)の関数は、非ゼロ平均(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

50

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、最小誤差を有する $f_0 \gg 0$ と併用され得、本明細書のウェーブレットの定義に含まれる(他の類似の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性が、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得る。

【0068】

信号内に付随する反復特性は、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卓越帯域を生成する。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卓越合体特性から形成される。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(1分当たり60回の拍動に対応する)に位置する、図3(b)内の変換面全体にわたる隆起帯域として、明確に認められ得る。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させ得る。このように、脈拍数は、PPG信号から求められ得る。スカログラムを再スケーリングする代わりに、ウェーブレット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事前に決められた関係を使用して、脈拍数を決定し得る。

【0069】

ウェーブレット変換を介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得る。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か、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得る。リッジの代替定義が採用され得る。リッジと事象のパルス周波数との間の代替関係が、採用され得る。

【0070】

上述のように、信号内に付随する反復特性は、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おいて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、ウェーブレット面の3次元概略図上において、帯域Aおよび帯域Bと呼ばれる。本実施形態では、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、着目の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、いくつかの形態の連結を呈すると仮定され得る。ノイズまたは他のエラー特性が、帯域Bの特性の類似スペクトル特性を有する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

10

20

30

40

50

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)内の帯域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時間スケール特性の測定としての役割を果たし得る。以下、二次ウェーブレット特性デカップリング(SWFD)と称されるこの技法は、帯域B自体が、ノイズまたは他のエラー信号特性の存在の下で、遮蔽される場合、一次帯域域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た信号成分の性質に関する情報を抽出可能にし得る。

【0071】

10

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)が成された時等、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、全ての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な逆連続ウェーブレット変換が存在する。

【0072】

【数20】

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

20

また、以下のように記述され得る。

【0073】

【数21】

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

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、ウェーブレット型式依存であって、以下から計算され得る。

【0074】

【数22】

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

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とられ得る、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、本式はまた、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、畳み込み定理を利用し得る。図3(f)は、逆連続ウェーブレット変換の近似を行うためにと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。

40

【0075】

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である。本実施

50

形態では、入力信号発生器 4 1 0 は、入力信号 4 1 6 を発生させる。例示されるように、入力信号発生器 4 1 0 は、入力信号 4 1 6 として P P G 信号を提供し得る、センサ 4 1 8 に結合される酸素濃度計 4 2 0 を含み得る。入力信号発生器 4 1 0 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 4 1 6 を生成し得ることを理解されるであろう。信号 4 1 6 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り得る。

10

【 0 0 7 6 】

本実施形態では、信号 4 1 6 は、プロセッサ 4 1 2 に結合され得る。プロセッサ 4 1 2 は、処理信号 4 1 6 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、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 4 1 2 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み得る。プロセッサ 4 1 2 は、例えば、コンピュータであり得、または 1 つ以上のチップ（すなわち、集積回路）であり得る。プロセッサ 4 1 2 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い得る。プロセッサ 4 1 2 は、信号 4 1 6 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 4 1 6 をフィルタリングし得る。

20

【 0 0 7 7 】

プロセッサ 4 1 2 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 4 1 2 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 4 1 6 の連続ウェーブレット変換に対応するデータを格納し得る。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 4 1 2 内部の RAM またはメモリに格納され得る。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得る。

30

【 0 0 7 8 】

プロセッサ 4 1 2 は、出力 4 1 4 に結合され得る。出力 4 1 4 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 4 1 2 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バイスであり得る。

40

【 0 0 7 9 】

システム 4 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 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得、プロセッサ 4 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。

50

【 0 0 8 0 】

ここで、実施形態が、図 5 ~ 1 0 に関して論じられる。特に、P P G 信号の 1 つ以上のスカログラムからのリッジ選択および決定呼吸速度のためのシステムおよび方法が、詳細に論じられる。図 5 a - c が、P P G 信号からリッジを選択し、呼吸速度を決定する際に含まれるプロセスを例示する一方、図 6 および 7 は、図 5 a - c に説明されるプロセスの例示的实施形態である。図 8 - 1 0 は、スカログラム内のリッジ、および例示的なリッジのパラメータ化のより詳細な図である。

【 0 0 8 1 】

図 5 a - 5 c は、ある実施形態による、リッジを選択し、生理学的パラメータ、例えば、呼吸速度を決定するための方法のプロセスフロー図を例示している。図 5 a は、図 4 において、ウェーブレット処理システム 4 0 0 のプロセッサ 4 1 2 上で実行され得る、信号 5 0 1 に対するプロセス 5 0 0 を示している。図 5 b および 5 c は、P P G 信号から呼吸速度を決定するためのプロセスフロー図を示し、これは、リッジを識別すること、リッジパラメータを計算すること、および、図 4 においてウェーブレット処理システム 4 0 0 のプロセッサ 4 1 2 上で実行され得るような、決定されたリッジパラメータに基づいてリッジ密度分布関数を決定することのプロセスを含んでいる。

【 0 0 8 2 】

図 5 a において、生理学的信号が、例えば、図 4 における酸素濃度計 4 2 0 等のセンサから受信され（ステップ 5 0 1）、連続ウェーブレット変換を適用することによって変換されて、1 つ以上の一次スカログラムを生成する（ステップ 5 0 4）。一次スカログラムは、感知された信号 5 0 1 を使用して算出された任意のスカログラムを包含し得、すなわち、時間においてオフセットまたはスケールにおいてオフセットされたスカログラムも、また、一次スカログラムとみなされる。上述のように、信号内の付随反復特徴は、一次スカログラム 5 0 4 または二次スカログラム 5 0 6 において、ウェーブレット空間あるいは再スケール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し得る。多くの実信号、例えば、P P G 信号では、これらの帯域は経時的に非定常性である、すなわち、スケール、振幅、または両方が可変であり得る。選択的に、二次スカログラムが、また、生成され得る（ステップ 5 0 6）。これらの二次スカログラムは、一次スカログラムに部分的に基づいて、例えば、S F W D および信号に基づいて生成され得る。次いで、リッジが、識別または検出され得（ステップ 5 0 7）、各識別されたリッジの 1 つ以上のリッジパラメータが決定され得る（ステップ 5 1 1）。決定されたリッジパラメータに基づいて、リッジ密度分布（R D D）関数が決定される（ステップ 5 1 2）。R D D 関数の最大値に対応するスケールが選択され（ステップ 5 1 4）、このスケールは、出力生理学的パラメータである（ステップ 5 1 6）。次に、これらのステップが、図 5 b および 5 c のプロセスフロー図内の P P G 信号に関連して説明される。

【 0 0 8 3 】

図 5 b は、ある実施形態による、P P G 信号から一次および/または二次リッジを識別するための方法のプロセスフロー図を例示する。生理学的信号 5 0 2、例えば、P P G 信号が、図 4 のプロセッサ 4 1 2 によって酸素濃度計 4 2 0 から受信され得る。ステップ 5 0 3 において、P P G 信号は事前処理され、例えば、雑音アーチファクト、または望ましくない変調効果を除去する。図 4 のプロセッサ 4 1 2 は、上述の 3 (a) から 3 (e) に関する議論に従って生成される信号 5 0 2 の連続ウェーブレット変換等のウェーブレット変換を算出し、信号 5 0 2 の一次スカログラム 5 0 4 を求め得る（ステップ 5 0 3）。この一次スカログラムは、パルススケール範囲、もしくは呼吸スケール範囲、または任意の他のスケール範囲内にリッジを含有し得る。例えば、一次スカログラムは、とりわけ、パルススケール範囲内のパルスリッジ、例えば、1 H z と、呼吸スケール範囲内の呼吸リッジ、例えば、0 . 3 H z とに対応するリッジを含有し得る。いくつかの実施形態では、一次スカログラムだけを使用して、リッジを識別または検出する。信号の一次スカログラム 5 0 4 は、フィルタ 1 5 0 8 を使用してフィルタリングされ、スカログラムの望ましくない部分、例えば、雑音アーチファクトまたはパルスリッジを除去し得る。選択的に、他

10

20

30

40

50

の実施形態では、パルスリッジの軌跡が抽出された後、一次スカログラムを使用して、1つ以上の二次スカログラム506を算出し得る(ステップ509)。これらの二次スカログラムは、フィルタ2510を使用して、スカログラムの望ましくない部分、例えば、パルスリッジまたはパルス帯域を除去し得る。二次スカログラムは、一次スカログラムの任意の好適なマッピング、例えば、二次信号をもたらずSWFDに基づき得る(ステップ518)。SWFDの実施例として、抽出されたパルスリッジ軌跡(図6に関連して後述されるように、グラフ608に例示される)に沿う時間スケールマッピング(SマッピングもしくはS成分、またはRSP信号の実施例であるスケール変調(SM)リッジ成分とも称される)、抽出されたパルスリッジ軌跡(図6に関連して後述されるように、グラフ610に例示される)に沿う時間エネルギーまたは時間スカログラム振幅マッピング(AマッピングもしくはA成分、または振幅変調(AM)リッジ成分とも称される)、もしくは抽出されたパルスリッジ軌跡(図6に関連して後述されるように、グラフ612に例示される)から等しくオフセットされた点の軌跡における時間エネルギーまたは時間スカログラム振幅マッピングOマッピングまたはO成分としても知られる)から得られる信号を含む。Oマッピング、Sマッピング、およびAマッピングの連続ウェーブレット変換が算出され得(ステップ506)、これらの変換は二次スカログラムと称される。これらの二次スカログラムは、呼吸スケール範囲に対応するリッジ成分を含有し得る。二次スカログラムは、Aマッピングに対応するように論じられるが、Sマッピング、およびOマッピング、任意の他の好適な二次スカログラムが使用され得る。一次および二次スカログラムは、信号504および一次スカログラム504内の所定の時間周期、例えば、5秒の時間周期または任意の他の好適な時間周期を使用して算出可能であることに留意されたい。いくつかの実施形態では、可変時間周期または窓を使用して、スカログラムの算出を行ってもよい。二次スカログラムは、フィルタ2510(または、第2のウェーブレットスカログラムマスク)によって、フィルタリングされ、例えば、雑音または望ましくない成分を除去し得る。

【0084】

一次、およびいくつかの実施形態では、二次スカログラムが算出されると、図4のプロセッサ412は、呼吸スケール範囲におけるこれらのスカログラム内のリッジを検出および識別し得る(ステップ513および/または515)。そのような識別または検出は、許容可能な呼吸周波数、例えば、1分あたり12-18回、または0.2-0.3Hz内のリッジを選択することによって行われ得る。任意の好適な識別方法を使用して、呼吸スケール範囲内のリッジを選択し得る。識別プロセスの出力は、一式の一次スカログラムリッジ520および一式の二次スカログラムリッジ522である。

【0085】

図5cは、ある実施形態による、図5b内の一式の一次スカログラムリッジ520および一式の二次スカログラムリッジ522から、呼吸速度を決定するためのプロセスフロー図を例示する。特に、図5cは、選択されたリッジパラメータに基づいて、一次および/または二次スカログラムリッジからリッジ密度分布を計算および導出するためのプロセスフロー図550である。一実施形態では、一次スカログラムリッジ520は、パラメータ化される、すなわち、これらのリッジを特性化するパラメータが、計算および/または導出される。選択的に、他の実施形態では、一次スカログラムリッジ520および二次スカログラムリッジ522の両方が、パラメータ化される(ステップ524)。そのようなパラメータの実施例として、リッジ強度、リッジ長、リッジパワー(パワーとは、エネルギーの伝達速度である)、リッジエネルギー、リッジエネルギー密度(エネルギー密度とは、変換表面の単位面積あたりのエネルギーの量であって、タイルの寄せ集めに離散化された表面として考えられ得、それぞれ、関連付けられたエネルギーを有する)、リッジ振幅、リッジ振幅変動性、リッジスケール変動性、リッジ一貫性、リッジ強度とリッジ長との積、リッジの固有または特性スケールを含む。いくつかの実施形態では、リッジ520および522は、これらのパラメータの積または加重合計の観点から特性化され得る(ステップ526)。他の実施形態では、リッジ520および522は、これらのパラメータの

1つのみに関して特性化され得る（ステップ526）。計算/導出されたリッジパラメータに基づいて、ステップ528において、リッジ密度分布またはリッジ密度分布関数、例えば、リッジパラメータ、あるいはスケールの関数としてのリッジパラメータの加重が計算され得る（ステップ528）。例えば、スケールの関数としてのリッジの全長、またはスケールの関数としての総エネルギーである。好ましい実施形態では、呼吸速度516は、リッジ密度分布の最大値に対応する呼吸スケール範囲内のスケールとして、決定され得る（ステップ530）。

【0086】

例えば、図5cのステップ528において生成されるようなリッジ密度分布（RDD）は、任意の好適な方法を使用して計算され得る。例えば、リッジ密度分布は、所与のスケールに対するある長さのリッジのヒストグラムとして、算出され得る（例えば、図6のグラフ616または図10のグラフ1060参照）。他の実施形態では、リッジ密度分布は、所与のスケールに対するある強度のリッジのヒストグラムとして、算出され得る。いくつかの実施形態では、リッジパラメータは、任意の好適な加重を使用して、加重され得る。そのような加重は、任意の好適なリッジ密度分布（RDD）によって、達成され得る。

【0087】

いくつかの実施形態では、RDDは、隣接（スケール軸において）リッジに関連する各リッジの一式の加重係数に基づく、加重の割当、または加重されたリッジパラメータに対するリッジパラメータのマッピングを含む（例えば、図9に付随する議論を参照）。そのような加重の目的は、いくつかのリッジ成分の相対的な重要性を低減することであって、非着目のリッジ成分の除去を試みる際に、有用であり得る。他の実施形態では、いくつかの特性化パラメータまたは加重パラメータは、他よりも重要であると考えられ、例えば、長さ、強度と長さとの積、または任意の他の好適なパラメータは、他のパラメータより重要であると考えられ得る。

【0088】

実施形態では、リッジの加重は、特性化パラメータ値に基づいて減少され得る。例えば、高い振幅またはスケール変動を伴うリッジは、低い振幅またはスケール変動を伴うリッジより低い加重を有するようにし得る。また、リッジは、他のリッジの特性化パラメータと相対的に加重されるリッジの特性化パラメータの比較に基づいて、加重され得る。例えば、第2のリッジのパラメータ（例えば、スケール、長さ、および振幅）に類似するパラメータを有する第1のリッジは、第1のリッジの加重を増加させ得る。これによって、異なるスカログラムからの呼吸リッジを、相互に及ぼす影響を増強または倍加させ得る。いくつかの実施形態では、選択された呼吸速度は、最大RDD値を伴う点におけるスケールである、すなわち、呼吸速度は、リッジの最大密度が生じる呼吸スケール範囲内のスケールである。

【0089】

図6を参照すると、図5のプロセス500が、PPG信号に適用され、呼吸速度を決定し得る方法の図が示される。グラフ602は、分析中のセグメントを伴うPPG信号と、このセグメント下でのPPG信号の変調の拡大図とを示す。このPPG信号に対応する、未加工形態および処理形態における呼吸位置検証信号は、グラフ604に見られる。グラフ606は、分析されるPPG信号セグメントの赤色セグメントの一部分の一次スカログラムを示す。このスカログラムは、パルススケール範囲内のパルスリッジ（心拍に対応する）および呼吸スケール範囲内の呼吸リッジを含むが、それらに限定されないいくつかの優位リッジ特徴を示す。好ましい実施形態では、パルスリッジが抽出され得る（例えば、図5aのプロセス500内の抽出されたパルスリッジ509参照）。グラフ608、610、および612は、二次スカログラムを生成するために使用され得る、一次スカログラムから抽出された特徴を示す。具体的には、グラフ608は、リッジ軌跡に沿って、グラフ606内で抽出されたパルスリッジのスケール変調を示す。グラフ610は、リッジ軌跡に沿って、グラフ606内で抽出されたパルスリッジ振幅変調を示す。グラフ612は、リッジ軌跡に沿って、グラフ606内で抽出されたパルスリッジオフリッジ振幅変調を

10

20

30

40

50

示す。グラフ 6 1 4 および 6 1 6 は、呼吸速度が、図 7 - 1 0 に関連して詳述されるように、RDD から決定され得る方法を示す。特に、呼吸スケール範囲内の一次および二次スカログラムから得られたリッジは、その長さに関して特性化され得る。グラフ 6 1 6 は、リッジ長対スケールのプロットを示し、各点は、特有スケールにおける異なるリッジを表す。いくつかの実施形態では、呼吸速度は、最高 RDD 値を伴う点におけるスケールとして選択される、すなわち、呼吸速度は、リッジの最大密度が生じる呼吸スケール範囲内のスケールである。いくつかの実施形態では、リッジ密度分布は、例えば、ノッチフィルタによってフィルタリングされ、望ましくないスケール範囲、例えば、パルス速度に対応するスケールの範囲を除去し得る。例えば、図 6 では、呼吸速度、すなわち、0.315 Hz は、リッジ分布密度がグラフ 6 1 6 内で最大となるスケールを選択することによって決定される。

10

【0090】

いくつかの実施形態では、RDD は、隣接点に関連した各点に対する一式の係数に従う、加重の割当を含み得る。例えば、グループ化される点は、グループから離れた点より高い加重を受け得る。この目的を達成するために、より近接したグループ化点は、相互により強化される一方、離間または分離された点は、強化されない。例えば、図 6 のグラフ 6 1 6 内の RDD は、部分的に、図 6 のグラフ 6 1 4 内の点間の関係に基づき得る。そのような加重は、とりわけ、最近接分析方法を使用して行われ得る。

【0091】

図 7 は、ある実施形態による、別の例示的呼吸速度決定を示す。生理学的信号 7 0 2、例えば、PPG 信号が、入力データ 7 0 0 の一部として分析および処理され、1 つ以上の一次スカログラム 7 1 0 を生成し得る。それぞれ、S、A、および O 成分 7 0 4、7 0 6、ならびに 7 0 8 が、一次スカログラムから導出され、二次スカログラムを生成するために使用され得る。S、A、および O 成分は、複合グラフ 7 2 0 に表示される。リッジは、生成されたスカログラムの 1 つ、そのうちのいくつか、または全部において、識別され得る。識別されたリッジは、例えば、リッジのスケールパラメータに対して正規化されたリッジ長をプロットする、グラフ 7 4 0 に示され得る。また、グラフ 7 4 0 は、リッジ長と周波数とのプロットにおける望ましくないスケールを除去するためのノッチフィルタ 7 2 6 の使用を例示する。ノッチフィルタ 7 2 6 を使用して除去されたスケールは、図 6 に関連して上述のフィルタリング技術を使用して、識別され得る。

20

30

【0092】

図 7 のグラフ 7 6 0 は、ある実施形態による、リッジ密度分布 (RDD) 対スケールのプロットである。リッジの RDD 値は、1 つ以上のリッジパラメータまたは他の加重パラメータに基づく、その加重であり得る。いくつかの実施形態では、RDD は、加重された分岐が使用される決定木に基づき得る。この加重された分岐は、とりわけ、リッジ成分間のリッジ間関係 (例えば、リッジ間の凝集性の程度、リッジ間の相関の程度、または任意の他の好適なリッジ間の関係)、およびリッジ自体を特性化するパラメータ (例えば、リッジの開始および終了位置、リッジ長、リッジエネルギーの分散、リッジエントロピー、または任意の他の好適なパラメータ) に基づき得る。ある実施形態では、最高の RDD 加重を有するリッジは、呼吸速度の代表値であり得る。図 7 のグラフ 7 6 0 に示されるように、最高の RDD (すなわち、RDD 7 2 2) 加重を有するリッジは、1 分当たり約 13 回の呼吸速度と相関し得る。呼吸速度は、最高加重リッジのスケールの特性周波数に基づいて、または任意の他の好適なマッピングを使用して、決定され得る。

40

【0093】

グラフ 7 6 0 に示されるように、ある実施形態による、別の RDD 7 2 4 は、RDD 7 2 2 に近接して示される。これは、2 つ以上の連続呼吸リッジが、2 つ以上のスカログラムにおいて識別されるときに生じ得る。複数のリッジが、高い加重を有するとして決定されると、最高加重リッジが、呼吸速度を決定するために選択され得る。代替として、加重された 2 つ以上の最高加重リッジの平均、中央値、または他の好適な測定値を使用して、呼吸速度または任意の他の好適なパラメータを決定し得る。

50

【 0 0 9 4 】

図 8 は、例示の実施形態による、分析され得る P P G 信号のスカログラム図である。図 8 の上部は、P P G 信号の一次スカログラム 8 1 0 を例示しており、呼吸リッジ 8 3 0 が強調されている。このリッジは、0 . 2 6 H z の呼吸周波数に対応する。また、図 8 の一次スカログラム 8 1 0 に示されるのは、心拍に対応するパルスリッジ 8 5 0 である。一次スカログラム 8 1 0 は、図 5 a 内のプロセス 5 0 0 のステップ 5 0 4 において算出され得るものである。一次スカログラム内のリッジであるリッジ 8 3 0 またはリッジ 8 5 0 等のリッジは、B 成分と称され得る。

【 0 0 9 5 】

図 8 の下部は、一次スカログラム 8 1 0 から導出された信号の連続ウェーブレット変換を算出することによって得られ得る、二次スカログラム 8 2 0 に対応する。二次スカログラム 8 2 0 は、図 5 a 内のプロセス 5 0 0 のステップ 5 0 6 において算出され得るものである。O マッピング、S マッピング、および A マッピングの連続ウェーブレット変換は、図 5 b に関連して、上述のように算出され得、これらの変換は、二次スカログラムと称され得る。本明細書に論じられる二次スカログラムは、A マッピング、S マッピング、および O マッピングに対応するが、任意の他の好適な二次スカログラムが、使用され得る。二次スカログラム 8 2 0 内の呼吸リッジ 8 4 0 は、0 . 2 9 H z の呼吸周波数に対応する。図 8 に示されるように、二次スカログラム 8 2 0 は、パルスリッジから導出される際に、心拍に対応するリッジを有していなくてもよい。

【 0 0 9 6 】

いくつかの実施形態では、リッジは、図 6 のグラフ 6 1 4 または図 9 に例示されるように、リッジを特性化する 1 つ以上の量に関して、あるいは 2 つ以上のリッジ間の関係を特性化する量または変数に関してパラメータ化され得る。一実施形態では、リッジは、1 つの量によって表され得る。例えば、リッジは、その平均振幅によって表され得る。図 9 では、そのようなパラメータ化は、最大振幅（パラメータ化 9 1 0 ）およびリッジ長（パラメータ化 9 2 0 ）に基づいて、スカログラム 9 0 0 内のリッジ A ならびに B に対して行われ得る。また、図 6 では、そのようなパラメータ化は、グラフ 6 1 4 内のリッジ長に基づいて行われ得る。異なるパラメータ化は、異なる方法において、リッジ成分を特性化し得ることに留意されたい。例えば、リッジ A またはリッジ B の相対的強度は、使用されるパラメータ化に応じて異なって現れ得る。例えば、それぞれ、図 9 のパラメータ化 9 1 0 および 9 2 0 内のリッジ A ならびに B の相対的特性を参照されたい。

【 0 0 9 7 】

いくつかの実施形態では、リッジのパラメータを計算する前、またはさらにリッジを識別する前に、上述の図 5 a - c に関連して説明されるように、フィルタリングが行われ、望ましくない情報を除去し得る。例えば、本明細書に説明されるスカログラムのいずれかは、高い程度の凝集性、すなわち、リッジ成分間の高い程度の時間とスケールとの重複を被り得る可能性がある。この重複は、例えば、所望の情報を遮蔽し得るため（例えば、望ましくない情報、雑音または移動アーチファクトからの呼吸速度に対応するリッジ、あるいはパルス速度に対応するリッジ）、図 5 a - c に関連して説明されるフィルタを採用して、望ましくない情報、例えば、アーチファクト、雑音を除去するか、または他の現象によって生じ得る帯域または特徴を識別し得る。フィルタリングプロセスは、例えば、マスクを生成し、スカログラムの領域を無視し得る。代替として、フィルタリングプロセスは、スカログラムの領域内の振幅を消去し得る。フィルタリングプロセスは、2 0 0 8 年 1 0 月 3 日出願の Addison らの米国特許出願第 1 2 / 2 4 5 2 3 2 号（弁理士整理番号 H - R M - 0 1 1 9 5 - 0 1 (C O V - 0 1 - 0 1) ）「Methods and Systems for Discriminating Bands in Scalograms」（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）に説明される技術を使用し得る。本明細書の議論では、フィルタリングプロセスが行われたものとして仮定され得る。しかしながら、また、本議論は、フィルタリングが行われていない場合にも適用可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 8 】

スカログラムを算出するために使用されるウェーブレットの種類は、図 10 の実施形態に例示されるように、パラメータ化されたリッジの相対的特性およびその対応する帯域に影響を及ぼし得る。図 10 では、ある実施形態による、「ウサギの耳」の効果を最小にするために使用され得る技術が示される。ウサギの耳とは、主に、スカログラムを得るために使用されるウェーブレットの時間分解能の差異による、スカログラム内の帯域に生じ得る現象である。特に、異なる時間分解能において信号の連続ウェーブレット変換を算出することによって生成されるスカログラム（例えば、低時間ウェーブレット（すなわち、より振動性のウェーブレット）信号の 1 つのスカログラムを算出するために使用され得る一方、高時間ウェーブレット（すなわち、振動性の少ないウェーブレット）は、信号の別のスカログラムを算出するために使用され得る）は、顕著に異なるリッジをもたらす場合がある。図 10 において、生理学的信号 1002、例えば、PPG 信号を使用して、2 つのスカログラム（スカログラム 1004 およびスカログラム II 1006）を算出し得る。スカログラム 1004 では、低時間分解能ウェーブレットを使用し、比較的にな大きなウサギの耳を生じさせ得る。ウサギの耳は、そこから延在する帯域（例えば、呼吸帯域）のリッジから離間したリッジ 1010 を生成するように接続し得る。ウサギの耳を通して延びるリッジは、着目リッジではなくてもよい。スカログラム 1006 では、より高い時間分解能ウェーブレットを使用して、ウサギの耳の効果が最小にされ得るスカログラムを生成し得る。図 10 に示されるように、より高い時間分解能ウェーブレットが、スカログラム 1006 で使用される場合、スカログラム 1004 からのウサギの耳状のリッジ 1010 は、3 つのリッジセグメント 1022、1024、および 1026 に分断され得る。故に、1004 および 1006 から識別されたリッジが、分析および加重されると、相互に類似する、スカログラム 1004 および 1006 内の帯域に対応するリッジは、相互に補強し、2 つのスカログラム間の異なるサイズおよび振幅であり得るウサギの耳状のリッジよりさらに加重され得る。しかしながら、また、分解能が高すぎるウェーブレットの使用は、呼吸帯域または他の着目帯域のリッジを、望ましくない別個のリッジセグメントに分断させ得ることに留意されたい。

【 0 0 9 9 】

上記は、本開示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、当業者によってなされ得る。また、以下の番号付与された段落は、本開示の種々の側面を説明するであろう。

10

20

30

【図 1】

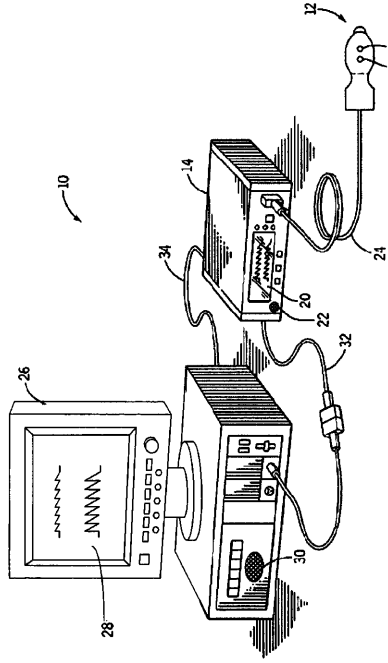


FIG. 1

【図 2】

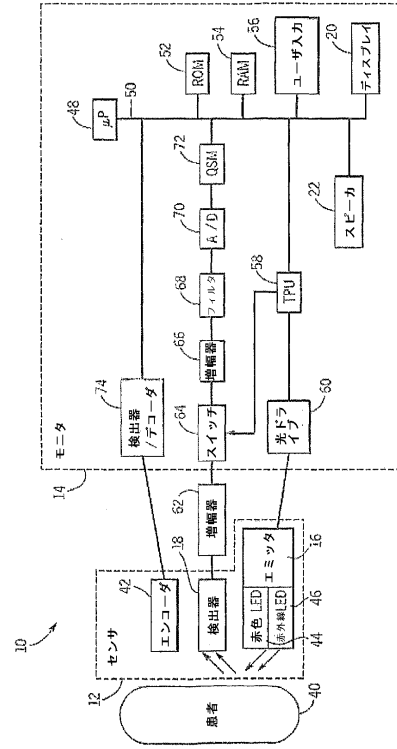


FIG. 2

【図 3 A】

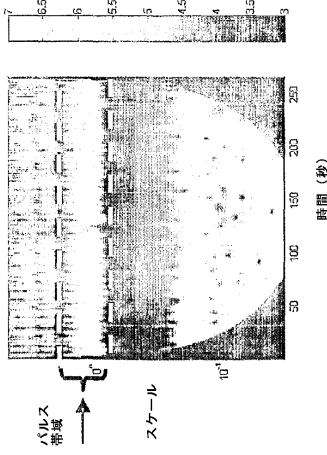


FIG. 3(a)

【図 3 B】

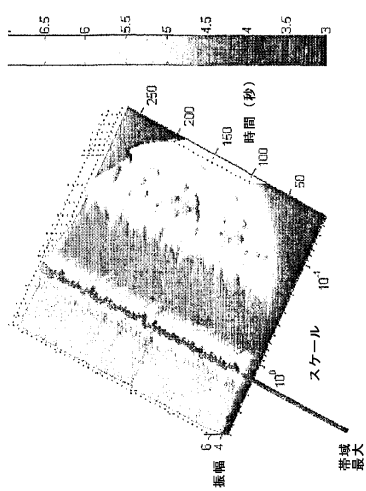


FIG. 3(b)

【図 3 C】

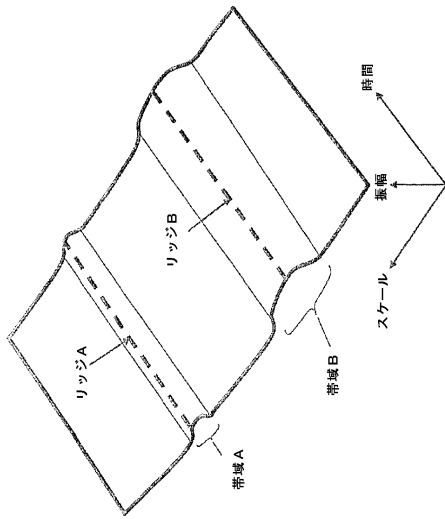


FIG. 3(c)

【図 3 D】

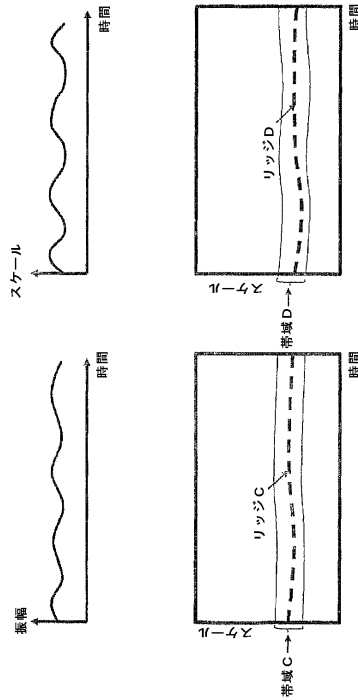


FIG. 3(d)

【図 3 E】

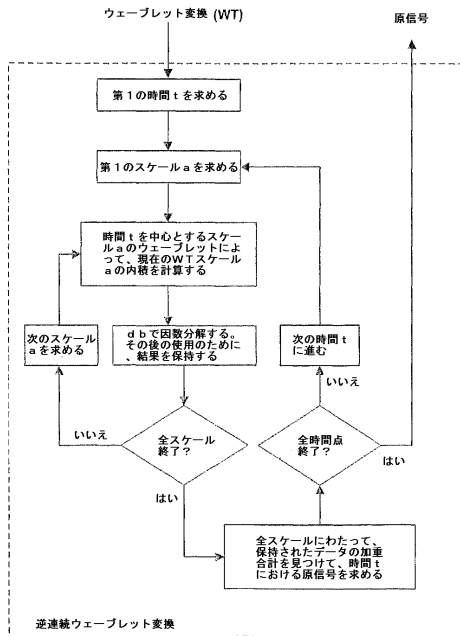


FIG. 3(e)

【図 3 F】

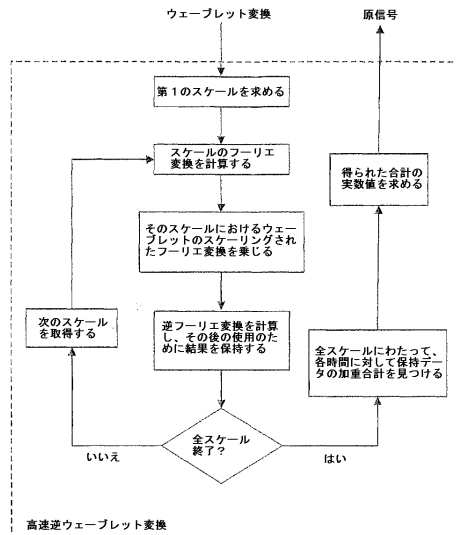


FIG. 3(f)

【図4】

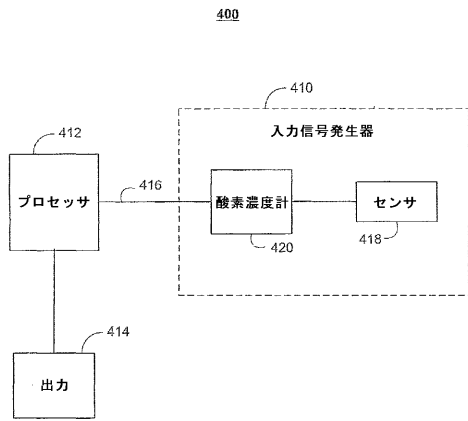


FIG. 4

【図5A】

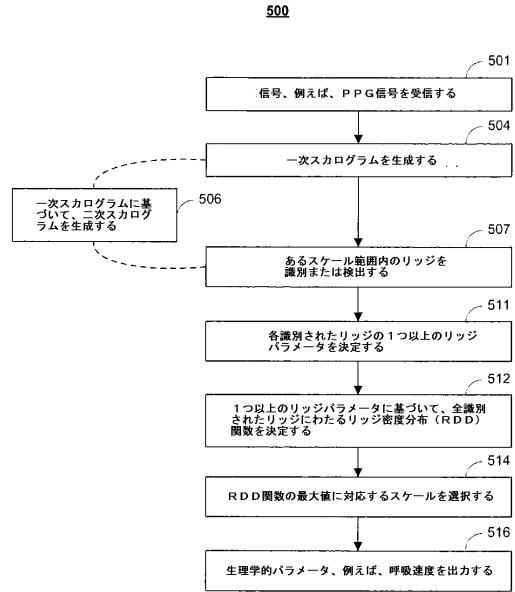


FIG. 5A

【図5B】

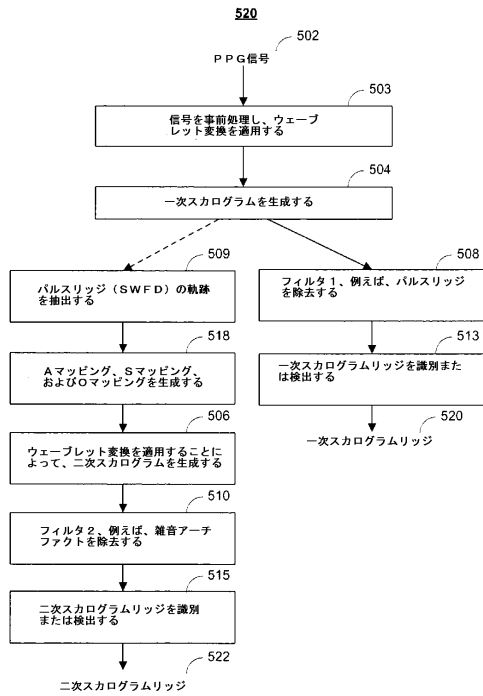


FIG. 5B

【図5C】

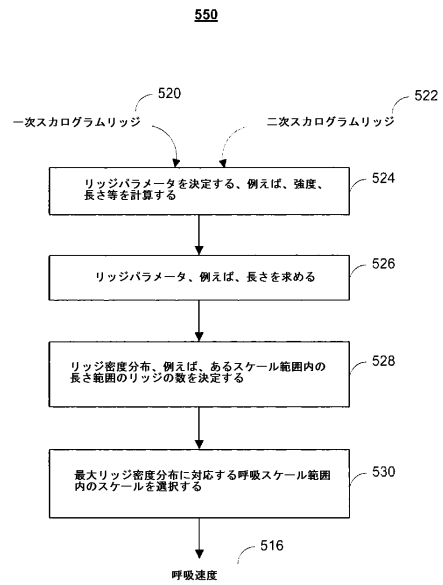


FIG. 5C

【図 6】

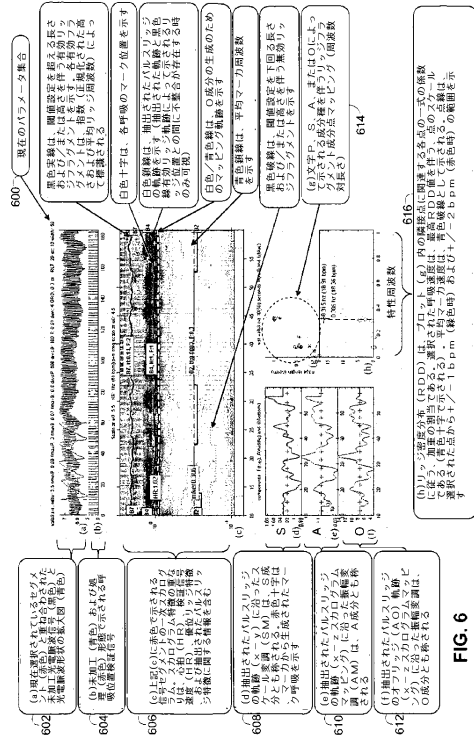


FIG. 6

【図 7】

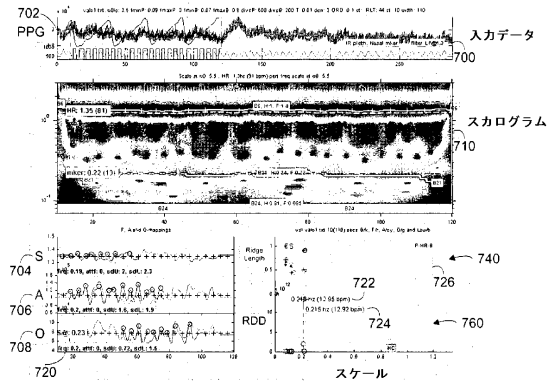


FIG. 7

【図 8】

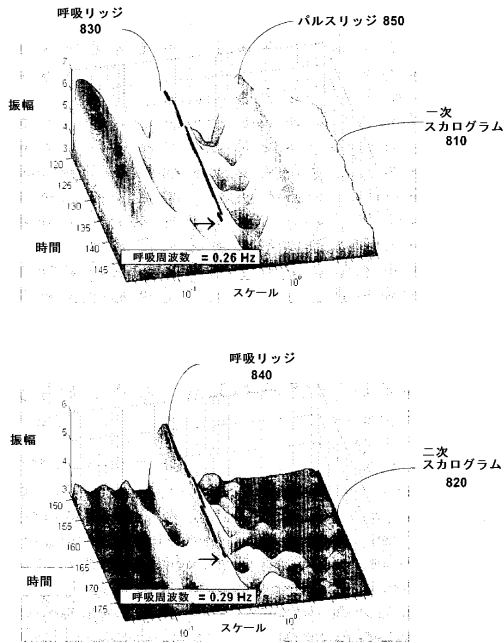


FIG. 8

【図 9】

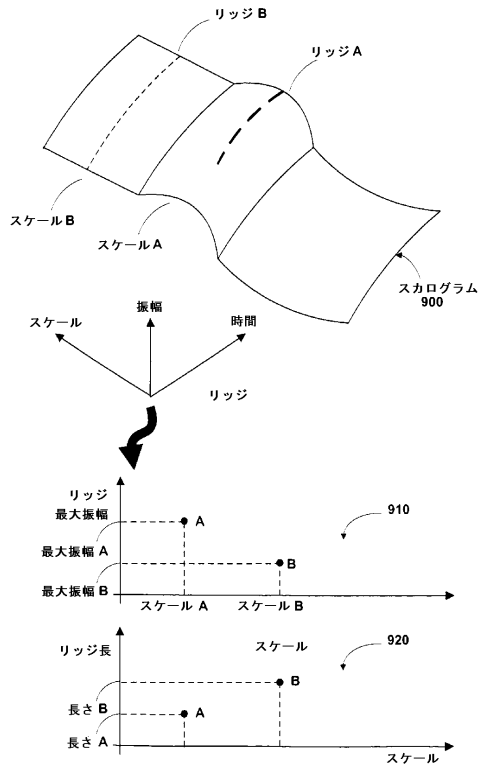


FIG. 9

【図10】

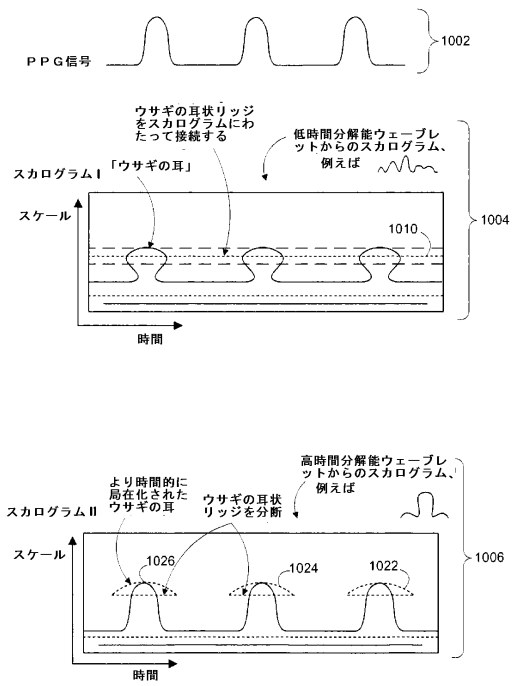


FIG. 10

フロントページの続き

(72)発明者 クリフトン, デイビッド
イギリス国 イーエイチ11 1エスアール エジンバラ, アルモンドバンク テラス 48

審査官 渡 辺 純也

(56)参考文献 国際公開第2005/096170(WO, A1)
特表2007-515977(JP, A)
特表2003-531656(JP, A)
特表2005-500876(JP, A)
特開2008-212745(JP, A)
特表平11-511036(JP, A)
特開平10-137206(JP, A)
特開2007-093221(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/00 ~ 5/22
Scopus

专利名称(译)	用于信号尺度图中的脊选择的系统和方法		
公开(公告)号	JP5455257B2	公开(公告)日	2014-03-26
申请号	JP2011515658	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 クリフトンデイビッド		
发明人	ワトソン, ギェイムズ ニコラス アディソン, ポール スタンリー クリフトン, デイビッド		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/0806 A61B5/0816 A61B5/14551 A61B5/726 G06K9/0053		
FI分类号	A61B5/00.C A61B5/14.322		
优先权	61/077029 2008-06-30 US 61/077130 2008-06-30 US		
其他公开文献	JP2011526515A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据实施例，公开了用于在尺度图中进行脊选择的系统，设备和方法。脊或脊部件是尺度图内的特征，其可以从诸如生理（例如，光电容积描记）信号的信号计算。可以从信号的一个或多个尺度图中识别脊。可以确定表征这些脊的参数。至少部分地基于这些参数，确定脊密度分布函数。从分析该脊密度分布函数中选择脊。在一些实施例中，所选择的脊用于确定诸如呼吸率的生理参数。

$$S = \frac{\frac{d \log I(\lambda_{IR})}{dt} \beta_r(\lambda_{IR}) - \frac{d \log I(\lambda_r)}{dt} \beta_r(\lambda_r)}{\frac{d \log I(\lambda_r)}{dt} (\beta_o(\lambda_{IR}) - \beta_r(\lambda_{IR})) - \frac{d \log I(\lambda_{IR})}{dt} (\beta_o(\lambda_r) - \beta_r(\lambda_r))}$$