

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2011-526519

(P2011-526519A)

(43) 公表日 平成23年10月13日(2011.10.13)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 G	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 2	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 41 頁)

(21) 出願番号 特願2011-515662 (P2011-515662)
 (86) (22) 出願日 平成21年6月29日 (2009. 6. 29)
 (85) 翻訳文提出日 平成23年2月1日 (2011. 2. 1)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2009/006183
 (87) 国際公開番号 W02010/001249
 (87) 国際公開日 平成22年1月7日 (2010. 1. 7)
 (31) 優先権主張番号 61/077, 062
 (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)
 (31) 優先権主張番号 12/437, 317
 (32) 優先日 平成21年5月7日 (2009. 5. 7)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 510338363
 ネルコー ビューリタン ベネット アイ
 ルランド
 アイルランド国 ゴールウェイ, メルビ
 ュー, マイケル コリンズ ロード
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塩 竹志
 (72) 発明者 マクゴニーグル, スコット
 イギリス国 イーエイチ11 1エイチア
 ール, エジンバラ, ポルワース クレ
 セント 19 1エフ1
 (72) 発明者 アディソン, ポール スタンリー
 イギリス国 イーエイチ10 6ユーアー
 ール, エジンバラ, バックストーン ロ
 ード 58

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 連結スカログラム

(57) 【要約】

実施形態は、信号の一部を選択およびミラーリングして、新しい信号を生成することによって、原信号を処理することが可能なシステムおよび方法を含み得る。任意の好適な数の新しい信号が、原信号から生成され得、スカログラムが、少なくとも部分的に新しい信号から導出され得る。スカログラムの領域は、原信号の特性に基づいて選択され得る。選択された領域は、連結され得、経時的な振幅に沿う合計が、連結される領域に適用され得る。原信号内の呼吸情報等の所望の情報は、経時的な振幅に沿う合計から決定され得る。

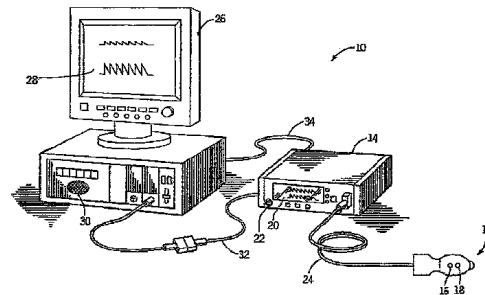


FIG.1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

信号処理方法であって、
原信号を示すデータをセンサにおいて受信することと、
該原信号からスカログラムを生成することと、
該生成されたスカログラムの少なくとも1つの特性に少なくとも部分的に基づいて、該生成されたスカログラムの領域を選択することと、
該選択された領域を連結して連結スカログラムを形成することと、
該連結スカログラムの少なくとも一部分に経時的な振幅に沿う合計を適用して、振幅関数に沿う合計を形成することと、
該振幅関数に沿う合計に少なくとも部分的に基づいて、所望のパラメータを決定することと
を含む、方法。

10

【請求項 2】

スカログラムを生成することは、複数のアップスカログラムおよび複数のダウンスカログラムを作成することを含み、該作成することは、
前記原信号の第1の部分を選択することと、
第1の垂直軸に関する該原信号の該第1の部分をミラーリングして、ミラーリングされた第1の部分を創出することと、
該原信号の後続の第2の部分を選択することと、
第2の垂直軸に関する該原信号の該第2の部分をミラーリングして、ミラーリングされた第2の部分を創出することと、
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、新しい信号を創出することと、
ウェーブレット変換を用いて、該新しい信号を変換することと、
該変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、スカログラムを生成することと
による、請求項1に記載の方法。

20

【請求項 3】

スカログラムを作成することは、複数の補間されるスカログラムを生成することを含み、該生成することは、
前記原信号の一部分を選択することと、
該原信号の少なくとも1つの特性を用いて、該原信号の該選択された部分のサンプルを作成することと、
該サンプル間を補間して、補間信号を創出することと、
ウェーブレット変換を用いて、該補間信号を変換することと、
該変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、スカログラムを生成することと
による、請求項1に記載の方法。

30

【請求項 4】

前記少なくとも1つの特性は、前記原信号内のパルスのアップストロークおよびダウンストロークのうちの少なくとも1つの振幅を含む、請求項3に記載の方法。

40

【請求項 5】

前記選択された領域は、前記複数のアップスカログラムのうちの少なくとも1つの領域および前記複数のダウンスカログラムのうちの少なくとも1つの領域を含む、請求項2に記載の方法。

【請求項 6】

前記少なくとも1つの特性は、前記原信号内のピークを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 7】

前記生成されたスカログラムのうちの少なくとも1つ内の少なくとも1つのリッジを選択することをさらに含み、前記少なくとも1つの特性は、少なくとも1つのリッジのスケールおよび振幅のうちの少なくとも1つにおける一貫性を含む、請求項1に記載の方法。

50

【請求項 8】

前記選択された領域を連結することは、該選択された領域のスケールおよび振幅のうちの少なくとも1つを正規化することをさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 9】

経時的な振幅に沿う合計を適用することは、前記連結スカログラム内の各スケール増分に対する平均振幅を合計することをさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 10】

経時的な振幅に沿う合計を適用することは、

前記連結スカログラム内の少なくとも1つの異常値を識別することと、

経時的な振幅に沿う合計を、該少なくとも1つの異常値を含有しない該連結スカログラムの領域に適用することと

をさらに含む、請求項1に記載の方法。

10

【請求項 11】

前記所望のパラメータを決定することは、

前記振幅関数に沿う合計のピークを選択することと、

該ピークを解析して、呼吸情報を求めることと

をさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 12】

前記所望のパラメータを決定することは、

前記振幅関数に沿う合計の最大曲率の点を識別することと、

該点を解析して、呼吸情報を獲得することと

をさらに含む、請求項1に記載の方法。

20

【請求項 13】

信号を処理するためのシステムであって、

原信号を示すデータを受信するためのセンサと、

該センサに結合されるプロセッサであって、該プロセッサは、

該原信号からスカログラムを生成することと、

該生成されたスカログラムのうちの少なくとも1つの特性に少なくとも部分的に基づいて、該生成されたスカログラムの領域を選択することと、

該選択された領域を連結して、連結スカログラムを形成することと、

30

経時的な振幅に沿う合計を該連結スカログラムの少なくとも一部分に適用して、振幅関数に沿う合計を形成することと、

該振幅関数に沿う合計に少なくとも部分的に基づいて、所望のパラメータを決定することと

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、該連結スカログラム、該振幅関数に沿う合計、および該決定されたパラメータのうちの少なくとも1つを表示するように構成される、出力と

を含む、システム。

【請求項 14】

40

前記プロセッサは、

前記原信号の第1の部分を選択することと、

第1の垂直軸に関する該原信号の該第1の部分をミラーリングして、ミラーリングされた第1の部分を創出することと、

該原信号の後続の第2の部分を選択することと、

第2の垂直軸に関する該原信号の該第2の部分をミラーリングして、ミラーリングされた第2の部分を創出することと、

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、新しい信号を創出することと、

ウェーブレット変換を用いて、該新しい信号を変換することと、

50

該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と
 を実行するようにさらに構成される、請求項 1 3 に記載のシステム。

【請求項 1 5】

前記プロセッサは、

前記原信号の一部分を選択することと、

該原信号の少なくとも 1 つの特性を用いて、該原信号の該選択された部分のサンプルを
 生成することと、

該サンプル間を補間して、補間信号を創出することと、

ウェーブレット変換を用いて、該補間信号を変換することと、

該変換された信号に少なくとも部分的に基づいて、スカログラムを作成することと
 を実行するようにさらに構成される、請求項 1 3 に記載のシステム。

10

【請求項 1 6】

前記少なくとも 1 つの特性は、前記原信号内のパルスのアップストロークおよびダウン
 ストロークのうちの少なくとも 1 つの振幅を含む、請求項 1 3 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記選択された領域は、前記アップスカログラムのうちの少なくとも 1 つの領域および
 前記ダウンスカログラムのうちの少なくとも 1 つの領域を含む、請求項 1 3 に記載のシス
 テム。

【請求項 1 8】

前記少なくとも 1 つの特性は、前記原信号内のピークを含む、請求項 1 3 に記載のシス
 テム。

20

【請求項 1 9】

前記プロセッサは、前記生成されたスカログラムのうちの少なくとも 1 つ内の少なくと
 も 1 つのリッジを選択するようにさらに構成され、前記少なくとも 1 つの特性は、前記ス
 ケールのうちの少なくとも 1 つ内の一貫性を含む、請求項 1 3 に記載のシステム。

【請求項 2 0】

前記プロセッサは、前記選択された領域のスケールおよび振幅のうちの少なくとも 1 つ
 を正規化するようにさらに構成される、請求項 1 3 に記載のシステム。

【請求項 2 1】

前記プロセッサは、前記連結スカログラム内の各スケール増分に対する平均振幅を合計
 するようにさらに構成される、請求項 1 3 に記載のシステム。

30

【請求項 2 2】

前記プロセッサは、

前記連結スカログラム内の少なくとも 1 つの異常値を識別することと、

経時的な振幅に沿う合計を、該少なくとも 1 つの異常値を含有しない該連結スカログラ
 ムの領域に適用することと

を実行するようにさらに構成される、請求項 1 3 に記載のシステム。}

【請求項 2 3】

前記プロセッサは、

前記振幅関数に沿う合計のピークを選択することと、

該ピークを解析して、呼吸情報を求めることと

を実行するようにさらに構成される、請求項 1 3 に記載のシステム。

40

【請求項 2 4】

前記プロセッサは、

前記振幅関数に沿う合計の最大曲率の点を識別することと、

該点を解析して、呼吸情報を求めることと

を実行するようにさらに構成される、請求項 1 3 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

50

(関連出願の相互参照)

本願は、米国仮特許出願第 6 1 / 0 7 7 , 0 6 2 号 (2 0 0 8 年 6 月 3 0 日出願) および米国仮特許出願第 6 1 / 0 7 7 , 1 3 0 号 (2 0 0 8 年 6 月 3 0 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。

【 0 0 0 2 】

(発明の分野)

本開示は、信号処理システムおよび方法に関し、より具体的には、原信号から作成されたスカログラムの選択された領域を連結するためのシステムおよび方法に関する。ある実施形態では、原信号またはその一部は、連結されたスカログラム (s c a l o g r a m) の創出中に解析あるいは再生され得る。

10

【 背景技術 】

【 0 0 0 3 】

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 】

20

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、そのスケーリングされたバージョン、その求められた対数、その求められた対数のスケーリングされたバージョン等) は、フォトプレチスモグラフィ (P P G) 信号と称される場合がある。加えて、本明細書で使用される用語「 P P G 信号」は、また、吸収信号 (すなわち、組織によって吸収される光の量を表す) またはその任意の好適な数学的操作を指す場合もある。次いで、光強度または吸収される光の量を使用して、測定される血液組成 (例えば、酸素ヘモグロビン) の量、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。

30

【 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。

【 0 0 0 6 】

40

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 】

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

式中、

= 波長、

50

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、

β_o、β_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。

【0008】

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」を説明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（「log」は、自然対数を表すために使用される）。

【0009】

【数2】

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

2. 次いで、(2)を時間に対して微分する

【0010】

20

【数3】

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

3. 赤色(3)をIR(3)で除する。

【0011】

【数4】

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

30

4. sについて解く。

【0012】

【数5】

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

40

5. 離散時間で表記すると、

【0013】

【数 6】

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

$\log A - \log B = \log A / B$ を用いて、

【0014】

【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、

【0015】

【数 8】

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

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】

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

30

(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。

以下の関係を使用すると、

【0017】

【数 10】

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

40

ここで、(5) は、以下となる。

【0018】

【数 1 1 - 1】

$$\frac{\frac{d \log I(\lambda_R)}{dt}}{\frac{d \log I(\lambda_{IR})}{dt}} \approx \frac{\frac{I(t_2, \lambda_R) - I(t_1, \lambda_R)}{I(t_1, \lambda_R)}}{\frac{I(t_2, \lambda_{IR}) - I(t_1, \lambda_{IR})}{I(t_1, \lambda_{IR})}}$$

$$= \frac{[I(t_2, \lambda_R) - I(t_1, \lambda_R)]I(t_1, \lambda_{IR})}{[I(t_2, \lambda_{IR}) - I(t_1, \lambda_{IR})]I(t_1, \lambda_R)}$$

10

【0 0 1 9】

【数 1 1 - 2】

$$= R \quad (7)$$

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

【0 0 2 0】

20

【数 1 2】

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

である。

30

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0 0 2 1】

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発生源から得られたフォトプレチスモグラフ (P P G) 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ストロークであって (パルスは、心拍に対応する P P G 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創出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性デカップリング (S W F D) を使用して、 P P G 信号から呼吸速度を決定するステップを含む。

40

【0 0 2 2】

ある実施形態では、原信号は、選択およびミラーリングされ、新しい信号を創出し得る。信号は、任意の好適な発生源からであり得、1つ以上の反復成分を含有し得る。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 (例えば、原信号の最大値および最小値を使用して、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)、選択され得る。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得る。代替として、別個の新しい信号が、

50

種々のミラーリングされた部分から創出され得る。

【 0 0 2 3 】

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、新しい信号を創出する。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創出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創出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。ある実施形態では、アップおよびダウストロークをミラーリングし、新しい信号を生成するステップは、原 P P G 信号の解析向上をもたらし得る。

【 0 0 2 4 】

ある実施形態では、新しい信号は、原信号または原信号から作成されるスカログラム内の特性点（例えば、最大値あるいは最小値を有する信号内の点）を選択し、特性点と関連付けられた値の間を補間することによって作成され得る。結果として生じる信号は、「補間信号」と称される。上述のミラーリング技法と異なり、補間信号内の各点の時間的位置は、原信号と比較して維持され得る。この補間信号は、上述のように原信号の一部をミラーリングして、新しい信号を創出するステップから生じる信号、または原信号から（例えば、信号のウェーブレット変換を介して）抽出された信号に類似し得る。選択される特性点は、パルスのアップおよびダウストローク（例えば、心拍に対応する信号の一部）の振幅に対応し得る。アップストローク振幅に対応する特性点から創出される補間信号は、「補間アップ信号」と称され、ダウストローク振幅に対応する特性点から創出される補間信号は、「補間ダウン信号」と称される。ある実施形態では、アップストロークおよびダウストローク振幅間を補間して、新しい信号を創出するステップは、原 P P G 信号の解析向上をもたらし得る。

【 0 0 2 5 】

連結のために選択される信号は、例えば（例示の目的として本明細書に説明される）、S W F D を含む、任意の好適な方法を使用して、さらに解析され得る。本開示のある実施形態では、両方の再構築信号または補間信号の代わりに、一方の再構築または補間信号のみが解析され得る。一次アップスカログラムおよび一次ダウスカログラムは、任意の好適な方法を使用して、少なくとも部分的に、再構築アップ信号およびダウン信号あるいは補間アップまたはダウン信号から導出され得る。例えば、アップスカログラムおよびダウスカログラムは、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ール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、導出され得る。また、アップスカログラムおよびダウスカログラムは、任意の好適なスケール範囲にわたって導出され得る。得られたアップスカログラムおよびダウスカログラムは、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性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み得る。

【 0 0 2 6 】

アップおよびダウ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得る。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、P P G 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。また、一次帯域自体が、例えば、ノイズまたは他のエラー信号特性の存在の下で、覆い隠されている場合、リッジを抽出し、さらに解析することによって、アップおよびダウスカログラム上に生じさせる基礎的な身体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性デカップリングは、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スカログラムを導出し得る。二次ウェーブレット特性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 P P G 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、着目の帯域

10

20

30

40

50

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得る。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。

【0027】

ある実施形態では、作成されたスカログラム、例えば、上述のアップおよびダウンスカログラム、二次アップおよびダウンスカログラム、または補間アップおよびダウンスカログラムの領域は、選択され、連結され得る。ある実施形態では、原信号の領域が、選択され、連結され得る。選択される領域は、種々の方法によって選択され得る。例えば、領域は、作成されたスカログラム内のリッジのスケールおよび/または振幅(例えば、エネルギー)の一貫性および/または安定性によって選択され得る。ある実施形態では、ウェーブレット関数が、新しい信号内のリッジをさらに定義するために、作成されたスカログラムに適用され得る。加えて、領域は、スカログラムが作成された原信号の特性(例えば、原信号のピークおよび/またはトラフ距離特性、信号の局在スケール、および/または信号の自己相関)に基づいて選択され得る。

10

【0028】

原信号または原信号から作成されたスカログラムの選択された領域は、連結され、連結スカログラムを形成し得る。ある実施形態では、連結スカログラムは、PPG信号内のパルスのアップおよびダウンストロークの両方から導出される領域を含み得る。ある実施形態では、連結スカログラムは、PPG信号内のパルスのアップストロークのみか、またはPPG信号内のダウンストロークのみから導出される領域を含み得る。また、ある実施形態では、連結スカログラムは、未加工信号スカログラムから導出される領域を含有し得、あるいは可変ウェーブレット特性(例えば、高または低特性周波数)のスカログラムから導出される領域を含有し得る。加えて、選択される領域は、連結前、連結の際、あるいは連結後に、スケールおよび/または振幅が正規化および/または再スケリングされ得る。

20

【0029】

経時的な振幅に沿う合計が、連結スカログラムの少なくとも一部に適用され、振幅関数に沿う合計を形成し得る。振幅に沿う合計は、スケール範囲内の各スケール増分に対して、振幅(例えば、エネルギー)または連結スカログラムの平均振幅を合計し得る。ある実施形態では、スケールおよび/または振幅内の異常値は、振幅に沿う合計の計算から除外され得る。

30

【0030】

所望のパラメータは、振幅関数に沿う合計に基づいて決定され得る。この決定は、振幅関数に沿う合計の特性点を識別することによって、決定され得る。ある実施形態では、振幅関数に沿う合計のピークが解析され、呼吸情報を決定し得る。加えて、振幅関数に沿う合計の最大曲率または勾配の面積が解析され、呼吸情報を決定し得る。ある実施形態では、原信号自体から作成されたスカログラムの選択された領域を連結するステップは、呼吸情報の決定向上をもらし得る。ある実施形態では、原信号の一部が、選択され、ミラーリングされている、原信号から作成されたスカログラムの選択された領域を連結するステップは、呼吸情報の決定向上をもらし得る。ある実施形態では、原信号の一部が、選択され、補間されている、原信号から作成されたスカログラムの選択された領域を連結するステップは、呼吸情報の決定の改良をもらし得る。

40

【図面の簡単な説明】**【0031】**

本開示の上述および他の特性、その性質ならびに種々の利点は、添付の図面に関連して成される以下の詳細な説明を熟考すること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。

50

【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の実行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、実施形態による、逆連続ウェーブレット変換の実行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】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て、さらなる解析のために新しい信号を創出するための例示的プロセスの工程図である。

【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、信号の一部をサンプリングおよび補間して、さらなる解析のために新しい信号を創出するための例示的プロセスの工程図である。

【図 8】図 8 は、本開示のある実施形態による、原信号のアップストローク部分およびダウストローク部分をサンプリングおよび補間するための例示的プロセスの概略図である。

【図 9】図 9 は、本開示のある実施形態による、連結スカログラムを使用して、原信号から作成されたスカログラムを解析するための例示的プロセスの工程図である。

【図 10】図 10 は、本開示のある実施形態による、連結スカログラムを使用して、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、または図 8 の補間アップ信号および補間ダウン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 11】図 11 は、本開示のある実施形態による、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技法を使用して創出されたスカログラムから連結スカログラムを構築するための例示的プロセスの概略図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 2 】

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。

【 0 0 3 3 】

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 (C M O S) 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 (C C D) センサであり得る。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を含み得る。 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 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。

【 0 0 3 4 】

10

20

30

40

50

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。

【0035】

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。

10

【0036】

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。

20

【0037】

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。

30

【0038】

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電源によって電力供給され得る。

40

【0039】

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

50

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。

【0040】

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。

10

【0041】

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

20

【0042】

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

【0043】

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

30

【0044】

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。

40

【0045】

RAM54およびROM52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

50

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。

10

【0046】

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。

20

【0047】

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を使用して選択し得る、例えば、年齢範囲および投薬療法集合等、概して、患者に該当するような値の一覧を提示し得る。

30

【0048】

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。

40

【0049】

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

50

、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。

【0050】

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。

10

【0051】

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つ以上の生理学的パラメータの測定値を提供し得る。

【0052】

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。

【0053】

【数13】

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

20

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。

30

【0054】

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。

40

【0055】

50

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

20

30

【0056】

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。

【0057】

【数14】

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

40

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。一般的再スケールの1つは、以下のように定義される。

【0058】

【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場合、ウェーブレット空間内のリッジ

50

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。

【 0 0 5 9 】

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 F F T について近似され、次いで、その結果に

【 0 0 6 0 】

【 数 1 6 】

$$\sqrt{a}.$$

を乗じてもよい。

【 0 0 6 1 】

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。

【 0 0 6 2 】

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。

【 0 0 6 3 】

【 数 1 7 】

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

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。

【 0 0 6 4 】

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。

【 0 0 6 5 】

【 数 1 8 】

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

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。

【0066】

【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。

【0067】

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。

【0068】

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。

【0069】

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むと仮定され得る。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。

10

20

【0070】

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。

【0071】

【数20】

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

30

また、以下のように記述され得る。

【0072】

【数21】

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

40

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。

【0073】

【数 2 2】

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

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 (1 5) 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。

【 0 0 7 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である。本実施形態では、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。

【 0 0 7 5 】

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。

【 0 0 7 6 】

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、R A M、レジスタ等)、非揮発性メモリデバイス (例えば、R O M、E P R O M、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 R A M

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。

【0077】

プロセッサ412は、出力414に結合され得る。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等、任意の好適な出力デバイスであり得る。

10

【0078】

システム400は、システム10内に組み込まれ得（図1および2）、例えば、入力信号発生器410は、センサ12およびモニタ14の一部として実装され得、プロセッサ412は、モニタ14の一部として実装され得ることを理解されるであろう。

【0079】

次に、本開示の連続ウェーブレット処理が、図5-11を参照して論じられる。

【0080】

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500は、ステップ502から開始し得る。ステップ504では、原信号の第1の部分が選択され得る。原信号は、任意の好適な源からの信号を含み得、1つ以上の反復成分を含有し得る。例えば、原信号は、PPG信号であり得る。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、最大値および最小値を使用して、または原信号の1つ以上の転換点を見出すための二次導関数を使用して）、選択され得る。選択された部分は、信号の反復部分に対応し得る。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得る。ステップ506では、第1の部分は、任意の好適な第1の垂直軸を中心としてミラーリングされ、選択されたセグメントの開始および終了点に位置する垂直軸等、ミラーリングされた第1の部分を生成し得る。プロセス500は、ステップ508に進み、第2の部分が、原信号から選択され得る。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、選択され得る。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得る。ステップ510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の部分を生成し得る。ある実施形態では、プロセス500は、ステップ512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得る。ある実施形態では、プロセス500は、2つの新しい信号を生成し得る（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、生成され得る。これらの新しい信号は、ステップ514において、後述のプロセス900（図9）またはプロセス1000（図10）の方法のいずれか等、任意の好適な方法を使用して、さらに解析され得る。プロセス500は、ステップ516に進み、終了し得る。

20

30

40

【0081】

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なされ得る。例えば、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得る。プロセスは、信号が受信されている実時間内に行われ得、信号が受信された後に行われ得る。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、解析され得る。

【0082】

50

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6400は、PPG信号が回収され得る時間窓全体より短い時間窓を使用して、患者40に結合され得るセンサ12(図2)または入力信号発生器410(図4)によって得られたPPG信号を利用して、プロセッサ412(図4)またはマイクロプロセッサ48(図2)によってリアルタイムで行われ得る。代替として、プロセス6400は、PPG信号が収集されたデータの時間窓全体を使用して、QSM72(図2)からのPPG信号サンプル、あるいはRAM54またはROM52(図2)内に格納されるPPG信号サンプルにおいて、オフラインで行われ得る。

【0083】

プロセス6400は、ステップ6410から開始し得、PPG信号6405は、任意の好適な時間周期 t にわたって、センサ12または入力信号発生器410によって収集され、アップストローク信号6463および/またはダウストローク信号6465を再構築し得る。アップ信号6463およびダウン信号6465を再構築するために使用されるPPG信号6405の部分は、任意の好適な手法を使用して選択され得る。例えば、PPG信号6405のアップストロークおよびダウストロークは、PPG信号6405の最大および最小値に基づいて選択され得る。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PPG信号6405の一部は、PPG信号6405の1つ以上の転換点を見出すために、二次導関数を使用して特定され得る。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、PPG信号6405の最大および最小値ならびにPPG信号6405の二次導関数を識別し、PPG信号6405の一部分を選択し、1つ以上のダウストロークからPPG信号6405の一部分内の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、および/またはそれらの組み合わせを含み得る。PPG信号6405の最小転換点は、丸を使用してステップ6410に示される。ステップ6420において、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の間に生じ得、アップストローク「U」は、PPG信号6405の原基線Bの2つの転換点の間およびそれに垂直なPPG信号6405の最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。一つの好適な実施形態では、アップストロークおよびダウストロークは、例えば、帯域通過フィルタまたは低域通過フィルタ68を使用して、一般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ことによって、PPG信号6405をフィルタリング後、選択され得る。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、2008年6月30日出願のWatsonの米国仮出願第61/077,092号「Systems and Method for Detecting Pulses」(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)に記載の技法を使用して検出され得る。当業者は、パターンマッチング方法(差異の総合計または最近傍技法等)、統語的处理方法(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ニューラルネットワーク等)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。

【0084】

図6では、ある実施形態による、PPG信号6405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40の呼吸によって変動し、時間平面においてPPG信号を振動または歪曲させ得る。例えば、PPG信号6405は、患者の呼吸に従う患者の血管の拡張に関連し得る振幅変調を被り得る。PPG信号6405はまた、少なくとも部分的に、患者の静脈床内の圧力に基づき得る搬送波を含み得る。PPG信号6405はまた、少なくとも部分的に、患者の呼吸性洞性不整脈に基づき得る周波数変調を被り得る。プロセス6400は、PPG信号の搬送波を除去し得、その除去は、少なくとも部分的に、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反映され得る。

【0085】

10

20

30

40

50

プロセス6400は、ステップ6420に進み、PPG信号6405の1つのアップストロークおよび1つのダウンストロークが、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、選択され得る。ステップ6420では、アップストロークおよびダウンストロークは、2つの選択された転換点の間に生じ得、アップストローク「U」は、2つの転換点の間およびそれに垂直なPPG信号6405の最大値を表す点線を使用して、ダウンストローク「D」と区別され得る。任意の他の好適な技法を使用して、アップストロークとダウンストロークとを区別し得る。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からダウンストロークをも選択することなしに、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。同様に、PPG信号6405のダウンストロークは、PPG信号6405からアップストロークをも選択することなしに、さらなる処理のために選択され得る。

10

【0086】

プロセス6400は、ステップ6430に進み、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、選択されたダウンストロークから分離され得る。例えば、アップストロークは、2つの転換点に垂直な最大値を表す点線が、PPG信号6405の選択された部分と交差し得る点において、ダウンストロークから分離され得る。

【0087】

20

プロセス6400は、ステップ6440に進み、選択されたアップストローク「U」および選択されたダウンストローク「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を中心としてミラーリングされ得る。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ンパルス6445の形状は、PPG信号6405のどの部分が、ステップ6420において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とダウンストロークとの組み合わせは、PPG信号6405の別の部分からの類似アップストロークとダウンストロークとの組み合わせとは異なる振幅および/または異なる周波数を有し得る。例えば、ステップ6420において、原基線Bが下降傾向にあるPPG信号6405の一部分が選択される場合、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、ダウンストローク「D」および結果として生じるミラーリングされたダウン信号は、より狭く高いパルスを形成し得る。

30

【0088】

プロセス6400は、ステップ6450に進み、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ンパルス6445は、それぞれ、PPG信号6405から追加アップストロークおよびダウンストロークを選択およびミラーリングし、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ン信号6455を形成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得る。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ンパルス6445は、それぞれ、個々の信号パルスのままであり得、図9および図10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、さらに解析され得る。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ン信号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が可変であって、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可能である。

40

【0089】

プロセス6400は、ステップ6460に進み、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ン信号6455は、それぞれ、さらなる解析に先立って

50

、任意の所望のサイズ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、さらに操作され得る。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、伸張または圧縮され、各パルスの時間周期のサイズを等しくし得、時間周期はすべてまとめて、PPG 信号 6 4 0 5 が収集された、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 に整合するようには伸張されないが、代わりに、少なくとも部分的に、PPG 信号 6 4 0 5 の別の時間周期に基づいて、また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、任意の所望のサイズに伸張あるいは圧縮され得る。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、その対応するダウストロークと組み合わせられるために、ミラーリングにおいて使用されるアップストロークのサイズに整合させ得る。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得る。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 が収集された、または解析されている、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得る。

10

20

30

40

50

【0090】

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時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の量に関連して、ミラーリングされた信号 6 4 5 3 および 6 4 5 5 内のパルスの各々の振幅を増減することによって、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、振幅変調に変換され得る。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得る。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得る。パルスの各々が、(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得る。代替として、再構築信号に適用される周波数変調が、一樣振幅を有する再構築信号を創出するように、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 内のパルス各々の振幅は、同一(図示せず)であり得る。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み得る。

【0091】

本開示のある実施形態では、ダウ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、垂直軸を中心と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)され得る。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 および再構築ダウストローク信号 6 4 6 5 は、図 9 および 1 0 に関して後述するように、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得る。

【0092】

図 7 は、本開示のある実施形態による、信号の一部をサンプリングおよび補間し、さらなる解析のために、新しい信号を創出するための例示的なプロセスの工程図である。プロセス 7 0 0 は、ステップ 7 0 2 から開始し得る。ステップ 7 0 4 では、原信号の一部が

選択され得る。原信号は、ステップ504(図5)に関して後述されるように、任意の好適な源からの信号を含み得、1つ以上の反復成分を含有し得る。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得る。次いで、プロセス700は、ステップ706に進み得る。ステップ706では、ステップ704において選択された原信号の一部が、信号の特性点を求めるためにサンプリングされ得る。これらのサンプルは、原信号の選択された部分の任意の好適な特性を使用して、任意の特定の周波数において採取され得る。さらに、これらのサンプルは、増幅器66、フィルタ68、およびA/D変換器70(図2)等の増幅器、フィルタ、および/またはアナログ/デジタル(A/D)変換器の任意の好適な組み合わせを使用して採取され得る。次いで、サンプルは、さらなる処理のために使用される前に、RAM54またはROM52(図2)内に格納され得る。ある実施形態では、最大値または最小値を有する信号内の点が、サンプリングされ得る。例えば、選択される特性点は、パルスのアップおよびダウンストローク(例えば、心拍に対応する信号の一部)の振幅に対応し得る。次いで、プロセス700は、ステップ708に進み得る。

【0093】

ステップ708において、ステップ706においてサンプリングされた特性点を使用して補間を行うことにより、新しい補間信号を創出し得る。この補間は、当業者に周知の任意の好適な方法を使用して行われ得る。例えば、補間は、最小二乗近似、二乗平均誤差適合、多項式補間、ガウス過程を介した補間、またはテンプレート整合等の曲線適合技法を使用して行われ得る。ある実施形態では、プロセス700は、2つの新しい信号を創出し得、1つは、パルスのアップストロークの振幅に対応する特性点を使用するもの(すなわち、補間アップ信号)、1つは、パルスのダウンストロークを使用して創出されるもの(すなわち、補間ダウン信号)である。ある実施形態では、プロセス700は、パルスのアップおよびダウンストロークの両方に対応する特性点の組み合わせである、補間信号を創出し得る。プロセス500および600(図5および図6)に関して論じられたミラーリング技法と異なり、補間信号内の各点の時間的位置が、原信号と比較して維持され得る。さらに、プロセス500および600(図5および図6)に関して論じられるように、結果として生じる補間信号は、原信号の一部をミラーリングし、新しい信号を創出することから生じる信号に類似し得る。ステップ708において創出された新しい補間信号は、プロセス900および1000(図9および図10)の方法のいずれか等、任意の好適な方法を使用して、ステップ710において、さらに解析され得る。プロセス700は、ステップ712に進み、終了し得る。

【0094】

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、なされ得る。例えば、信号の追加部分が選択およびサンプリングされ得、サンプルは、補間され、新しい信号に追加される信号を創出し得る。プロセスは、信号の受信に伴って、リアルタイムで行われ得、または信号が受信された後に行われ得る。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、解析され得る。

【0095】

図8は、本開示のある実施形態による、原信号のアップストローク部分およびダウンストローク部分をサンプリングおよび補間するための例示的プロセスの概略図である。プロセス8400は、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40に結合され得るセンサ12(図2)または入力信号発生器410(図4)によって得られたPPG信号を利用して、リアルタイムで、プロセッサ412(図4)あるいはマイクロプロセッサ48(図2)によって行われ得る。代替として、プロセス8400は、PPG信号が収集されたデータの時間窓全体を使用して、QSM72(図2)からのPPG信号サンプル、あるいはRAM54またはROM52(図2)内に格納されたPPG信号サンプルにおいて、オフラインで行われ得る。

【0096】

プロセス8400は、ステップ8510から開始し得、PPG信号8505は、任意の

10

20

30

40

50

好適な時間周期 t にわたって、センサ 12 または入力信号発生器 410 によって収集され、補間アップ信号 8522 および / または補間ダウン信号 8532 を創出し得る。次いで、PPG 信号 8505 の一部分が、任意の好適な手法を使用して選択され得る。例えば、PPG 信号 8505 のアップストロークおよびダウンストロークが、プロセス 6400 (図 6) のステップ 6410 に関して論じられるように、PPG 信号 8505 の最大および最小値または PPG 信号 8505 の二次導関数に基づいて、選択され得る。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、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を含み、PPG 信号 8505 の最大および最小値を識別し、PPG 信号 8505 の一部分を選択し、1 つ以上のダウンストロークから選択された PPG 信号 8505 の一部内の 1 つ以上のアップストロークを分離し得る。プロセス 6400 同様、プロセス 8400 は、PPG 信号の搬送波を除去し得、その除去は、少なくとも部分的に、補間アップ信号 8522 および補間ダウン信号 8532 の振幅変調の中に反映され得る。

10

【0097】

ステップ 8510 では、選択された原信号の部分がサンプリングされ、信号の特性点を求めてもよい。これらのサンプルは、原信号の選択された部分の任意の好適な特性を使用して、任意の特定の周波数において採取され得る。さらに、これらのサンプルは、増幅器 66、フィルタ 68、および A/D 変換器 70 (図 2) 等の増幅器、フィルタ、および / またはアナログ / デジタル (A/D) 変換器の任意の好適な組み合わせを使用して、採取され得る。次いで、サンプルは、さらなる処理のために使用される前に、RAM 54 または ROM 52 (図 2) 内に格納され得る。ある実施形態では、選択されるサンプルは、パルスのアップおよびダウンストロークの振幅に対応し得る。これらのアップストロークおよびダウンストローク振幅は、PPG 信号 8505 の最大値および最小値または PPG 信号 8505 の二次導関数を使用して計算され得る。例えば、アップストローク振幅 8512 は、最大点 8506 と最小点 8508 との間の差異として計算され得る。加えて、ダウンストローク振幅 8514 は、最大点 8506 と最小点 8507 との間の差異として計算され得る。ある実施形態では、収集されるサンプルは、スケーリング、量子化、合計、または別様に、任意の好適な技法を使用して操作され得る。次いで、プロセス 8400 は、ステップ 8520 および 8530 に進み得る。

20

【0098】

ステップ 8520 および 8530 では、ステップ 8510 において計算されたサンプルが補間され、新しい信号を創出し得る。ある実施形態では、収集されるサンプルは、PPG 信号 8505 内のアップストロークの振幅に対応するものと、PPG 信号 8505 内のダウンストロークの振幅に対応するものとに格納され得る。例えば、サンプル 8524 は、アップストローク振幅 8512 に対応し得、PPG 信号 8505 内のアップストロークの振幅に対応する他のサンプルとグループ化され得る。加えて、サンプル 8534 は、ダウンストローク振幅 8514 に対応し得、PPG 信号 8505 内のダウンストロークの振幅に対応する他のサンプルとグループ化され得る。補間は、当業者に周知の任意の好適な方法を使用して、サンプルにおいて行われ得る。例えば、補間は、最小二乗近似、二乗平均誤差適合、多項式補間、ガウス過程を介した補間、またはテンプレート整合等の曲線適合技法を使用して行われ得る。ある実施形態では、プロセス 8400 は、2 つの新しい信号を創出し得る。ステップ 8520 において、補間アップ信号は、PPG 信号 8505 内のアップストロークの振幅に対応するサンプルを使用して生成され得る一方、ステップ 8530 では、補間ダウン信号は、PPG 信号 8505 内のダウンストロークの振幅に対応するサンプルを使用して創出され得る。ある実施形態では、プロセス 700 は、PPG 信号 8505 内のアップおよびダウンストロークの両方に対応するサンプルの組み合わせである補間信号を創出し得る。プロセス 500 および 600 (図 5 および図 6) に関して論じられるミラーリング技法と異なり、結果として生じる補間信号内の各点の時間的位置は、原信号と比較して維持され得る。さらに、結果として生じる補間信号は、プロセス 500 および 600 (図 5 および図 6) に関して論じられるように、原信号の一部をミラーリ

30

40

50

ングし、新しい信号を生成することから生じる信号に類似し得る。ステップ 8520 および 8530 において生成された新しい補間信号は、図 9 および図 10 に関して後述するように、プロセッサ 412 またはマイクロプロセッサ 48 によるさらなる処理において、使用され得る。

【0099】

図 9 は、本開示のある実施形態による連結スカログラムを使用して、原信号から作成されたスカログラム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 900 は、ステップ 910 から開始し得、データがセンサから受信され、原信号を形成する。例えば、センサ 12 (図 1) は、PPG 信号が、センサ 12 を使用して、または入力信号発生器 410 (図 4) を使用して、原信号を形成することによって検出されることに伴って、リアルタイムで PPG 信号を収集し得る。次いで、プロセス 900 は、ステップ 920 に進み得、新しい信号が原信号から作成される。これらの新しい信号は、任意の好適な信号処理技法を使用して作成され得る。ある実施形態では、原信号から作成された新しい信号は、図 5 および図 6 に関して論じられる再構築アップおよびダウン信号を含み得る。ある実施形態では、原信号から作成された新しい信号は、図 7 および図 8 に関して論じられる、補間されたアップおよびダウン信号を含み得る。ある実施形態では、スカログラムは、これらの新しい信号から作成され得る。これらのスカログラムは、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) 作成され得る。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、新しい信号の連続ウェーブレット変換と関連付けられた計算を行い得る。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を使用して導出されるか、または Morlet ウェーブレット等を形成し得、そこで、 f_0 (その振動性質に関連する) は、 5.5 rads / 秒 と等しい値または任意の他の好適な値をとり得る。次いで、プロセス 900 は、ステップ 930 に進み得る。

【0100】

ステップ 930 では、ステップ 920 において作成されたスカログラムの領域は、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 によって解析され、1 つ以上の所望の領域を選択し得る。例えば、スカログラムが解析され、安定性および / または一貫性の閾値レベルを超える領域を計算し得る。安定性および / または一貫性の領域は、例えば、2009 年 5 月 7 日出願の Watson らの米国出願第 12 / 437326 号「Consistent Signal Selection By Signal Segment Selection Techniques」(弁理士整理番号: H-RM-01424 COV-42) (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) に記載の技法を使用して選択され得る。ある実施形態では、ウェーブレット関数が、スカログラムを解析する前に、スカログラムに適用され得る。これらのウェーブレット関数は、ウェーブレット空間内のスカログラムのリッジを定義し得る。例えば、Morlet ウェーブレットが、スカログラムに適用され、ウェーブレット空間内のスカログラムのリッジを定義し得る。次いで、リッジが、ステップ 1050 (図 10) に関して記載の方法と同様に、作成されたスカログラムから抽出され得る。ある実施形態では、領域は、スカログラム内のリッジのスケールおよび / または振幅の特性に従って、選択され得る。リッジを解析するために、幅および開始位置 (例えば、開始時間) の両方が変化し得る時間窓が、ステップ 920 において作成された 1 つ以上の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、リッジ断片の長さ、他のリッジに対するリッジの近似性、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に関して、パラメータ化され得る。最高の加重を有するリッジが、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、最高の加重を有するリッジの周囲の面積は、作成されたスカログラムの 1 つ内の安定および / または一貫した領域として選択され得る。

【0101】

10

20

30

40

50

ある実施形態では、作成されたスカログラムの領域は、スカログラムが作成された原信号、例えば、ステップ 910 において形成された原信号に基づいて、解析および選択され得る。例えば、信号のピークが特定され得る。次いで、これらのピークは、2009年5月7日出願のWatsonらの米国出願第12/437326号「Consistent Signal Selection By Signal Segment Selection Techniques」（弁理士整理番号：H-RM-01424 COV-42）（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）に記載のように、信号内の他のピークに関連する振幅内のその一貫性を決定するように解析され得る。加えて、信号の局在化スケールが、ウェーブレット変換を使用して導出され得る。次いで、局在化スケールが解析され、信号のトラフを決定するか、または信号の同一相対位相に対応する位置を決定し得る。次いで、これらの位置を使用して、各々のスカログラム内の一連の安定領域を決定し得る。ある実施形態では、信号の自己相関が行われ得る。次いで、これらの自己相関を使用して、信号内のスケールの一貫性指標を与える、各々のスカログラムの領域を選択し得る。

10

20

30

40

50

【0102】

プロセス 900 は、ステップ 940 に進み得、ステップ 930 において選択されたスカログラムの領域が連結される。連結の際に、選択されたスカログラムの領域は、スケールリングされ得る。例えば、選択された領域の周波数および/または振幅は、結果として生じる連結スカログラムが、スケールおよび/または振幅の所望の範囲、あるいは特定の最大スケールおよび/または振幅を有するように、連結の際に正規化され得る。ある実施形態では、連結される各領域は、信頼性要因によって加重および正規化され得る。ある実施形態では、選択された領域は、任意のさらなる処理を伴わずに、連結され得る。結果として生じる連結スカログラムは、単一スカログラム内において、任意の好適な順番で、選択されたスカログラムの領域をプロットする等、任意の好適な方法で表現され得る。次いで、プロセス 900 は、ステップ 950 に進み得、連結スカログラムは、図 9 および図 10 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 によるさらなる処理において使用され得る。

【0103】

図 10 は、本開示のある実施形態による連結スカログラムを使用して、図 6 の再構築アップストローク信号およびダウンストローク信号、または図 8 の補間アップ信号および補間ダウン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 1000 は、ステップ 1030 から開始し得、各々、再構築アップ信号 6463 および再構築ダウン信号 6465 または補間アップ信号 8522 および補間ダウン信号 8532 と同一であり得、かつその特性の一部または全部を含み得る、アップ信号 1033 およびダウン信号 1035 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）から作成され得る。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、一方の再構築信号または補間信号（例えば、アップ信号 1033）だけが、プロセス 1000 によって解析され得る。

【0104】

プロセス 1000 は、ステップ 1040 に進み得、一次アップスカログラム 1043 および一次ダウンスカログラム 1045 が、任意の好適な方法を使用して、少なくとも部分的に、アップ信号 1033 およびダウン信号 1035 から導出され得る。例えば、アップスカログラム 1043 およびダウンスカログラム 1045 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ものと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）導出され得る。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、アップ信号 1033 およびダウン信号 1035 の連続ウェーブレット変換と関連付けられた計算を行い得る。アップスカログラム 1043 およびダウンスカログラム 1045 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るか、または Morlet ウェーブレット等を形成し得、そこで、 f_0 （その振動性質に関連する）は、 5.5 rad/秒 に等しい値または任意

の他の好適な値をとり得る。

【0105】

また、アップスカログラム1043およびダウンスカログラム1045は、任意の好適なスケール範囲にわたって導出され得る。例えば、アップスカログラム1043およびダウンスカログラム1045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得る。より狭いスケール範囲を使用して、アップスカログラム1043およびダウンスカログラム1045を導出し、他のアーチファクト(例えば、ノイズ)の含有を排除し、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限にし得る。得られたアップスカログラム1043およびダウンスカログラム1045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性デカップリングを使用してさらに解析され得る、帯域A等のエネルギー増加の少なくとも1つの範囲に対応するリッジを含み得る。

10

【0106】

プロセス1000は、ステップ1050に進み得、アップリッジ1053およびダウンリッジ1055は、プロセッサ412またはマイクロプロセッサ48によって、任意の好適な方法を使用して、各々、アップスカログラム1043およびダウンスカログラム1045から抽出され得る。例えば、アップリッジ1053およびダウンリッジ1055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信号の成分の1つ(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1053および/またはダウンリッジ1055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、ノイズまたは他のエラー信号特性の存在の下で、遮蔽される場合に一次帯域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が、抽出され得る。

20

【0107】

プロセス1000は、ステップ1060に進み得、アップリッジ1053およびダウンリッジ1055は、各々、任意の好適な方法を使用して、二次アップスカログラム1063および二次ダウンスカログラム1065にさらに変換され得る。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、アップリッジ1053およびダウンリッジ1055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けられた計算を行い得る。例えば、二次ウェーブレット特性デカップリングが、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1053およびダウンリッジ1055の各々に適用され、二次アップスカログラム763および二次ダウンスカログラム765を導出し得る。二次ウェーブレット特性デカップリング技法は、帯域Aの振幅変調を調べることによって、図3(c)内の一次帯域Bに関する所望の情報を提供し得、そのような振幅変調は、少なくとも部分的に一次帯域Bに関連し得る、PPG信号内の信号成分の存在に基づく。

30

40

【0108】

アップリッジ1053またはダウンリッジ1055は、ウェーブレット空間内において追跡し、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」技法が採用され得、最大リッジ自体ではなく、アップリッジ1053またはダウンリッジ1055近傍の経路が、ウェーブレット空間内において追跡され得る。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得る。

【0109】

50

R A P および / または R S P 信号は、アップリッジ 1 0 5 3 またはダウンリッジ 1 0 5 5 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 1 0 5 3 およびダウンリッジ 1 0 5 5 のこの二次ウェーブレット分解によって、着目の帯域（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 1 0 6 3 および二次ダウンスカログラム 1 0 6 5 の各々の二次帯域（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場合、一次着目の帯域（例えば、呼吸帯域 B ）を生じさせる基礎的な身体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。

【 0 1 1 0 】

ある実施形態では、二次アップスカログラム 1 0 6 3 および二次ダウンスカログラム 1 0 6 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、アップスカログラム 1 0 4 3 およびダウンスカログラム 1 0 4 5 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、導出され得る。二次アップスカログラム 1 0 6 3 および二次ダウンスカログラム 1 0 6 5 は、その特性周波数が約 0 . 0 7 H z 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間で等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る。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、P P G 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、P P G 信号内の他のアーチファクト（例えば、ノイズ）の含有を排除するように選択され得る。

【 0 1 1 1 】

二次アップスカログラム 1 0 6 3 および二次ダウンスカログラム 1 0 6 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、ウェーブレットのための因数 f_c をスケールリングするための任意の好適な値を使用して導出され得る。例えば、 f_c の値は、アップスカログラム 7 4 3 およびダウンスカログラム 1 0 4 5 を導出し、二次アップスカログラム 1 0 6 3 および二次ダウンスカログラム 1 0 6 5 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。

【 0 1 1 2 】

プロセス 1 0 0 0 は、 f_c の異なる値におけるステップ 1 0 6 0 の反復であり得る、ステップ 1 0 6 7 に進み得る。 f_c の値は、ステップ 1 0 6 7 のスカログラム内の偽リッジを分解するように、ステップ 1 0 6 0 において使用される値より小さくてもよい。ステップ 1 0 6 7 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 1 0 6 3 および二次ダウンスカログラム 1 0 6 5 内の安定領域を識別し得る。

【 0 1 1 3 】

プロセス 1 0 0 0 は、ステップ 1 0 7 0 に進み得、ステップ 1 0 4 0、1 0 6 0、および / または 1 0 6 7 において作成されたスカログラムの領域は、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 によって解析され、1 つ以上の所望の領域を選択し得る。例えば、アップスカログラム 1 0 4 3、ダウンスカログラム 1 0 4 5、二次アップスカログラム 1 0 6 3、二次ダウンスカログラム 1 0 6 5、および / または選択されたスカログラム 1 0 6 7 のいずれかを解析し、安定性および / または一貫性の閾値レベルを超える領域を計算し得る。安定性および / または一貫性の領域は、例えば、2 0 0 9 年 5 月 7 日出願の Watson らの米国出願第 1 2 / 4 3 7 3 2 6 号「Consistent Signal Selection By Signal Segment Selection Techniques」（弁理士整理番号：H - R M - 0 1 4 2 4 C O V - 4 2 ）（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）に記載の技法を使用して、選択され得る。ある実施形態では、ウェーブレット関数が、スカログラムを解析する前に、スカログラムに適用され得る。これらのウェーブレット関数は、ウェーブレット空間内のスカログラムのリッジを定義し得る。例えば、Morlet

10

20

30

40

50

ウェーブレットが、スカログラムに適用され、ウェーブレット空間内のスカログラムのリッジを定義し得る。次いで、リッジが、ステップ1050に関して記載された方法同様に、作成されたスカログラムから抽出され得る。ある実施形態では、領域は、スカログラム内のリッジのスケールおよび/または振幅の特性に従って、選択され得る。リッジを解析するために、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1060および1067の各々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。時間窓内のリッジは、スケール、リッジ断片の長さ、他のリッジに対するリッジの近似性、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。最高の加重を有するリッジは、

10

【0114】

ある実施形態では、作成されたスカログラムの領域は、スカログラムが作成された原信号、例えば、1040、1060、および/または1067において作成されたスカログラムが由来する原信号に基づいて、解析および選択され得る。例えば、信号のピークが、特定され得る。次いで、これらのピークは、2009年5月7日出願のWatsonらの米国出願第12/437326号「Consistent Signal Selection By Signal Segment Selection Techniques」（弁理士整理番号：H-RM-01424 COV-42）（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）に記載のように、信号内の他のピークに関連する振幅内のその一貫性を決定するように解析され得る。加えて、信号の局在スケールが、ウェーブレット変換を使用して、導出され得る。次いで、局在スケールが解析され、信号のトラフを決定する、または信号の同一相対位相に対応する位置を決定し得る。次いで、これらの位置を使用して、各々のスカログラム内の一連の安定領域を決定し得る。ある実施形態では、信号の自己相関が、行われ得る。次いで、これらの自己相関を使用して、信号内のスケールの一貫指標を与える、各々のスカログラムの領域を選択し得る。

20

【0115】

プロセス1000は、ステップ1075に進み得、連結スカログラム1077は、ステップ1070において選択されたスカログラムの領域を使用して構築される。例えば、二次アップスカログラム1063および二次ダウンスカログラム1065から選択された領域は、ともに連結され、連結スカログラム1077を創出し得る。連結の際、選択されたスカログラムの領域は、スケールリングされ得る。例えば、選択された領域の周波数および/または振幅は、結果として生じる連結スカログラム1077が、スケールおよび/または振幅の所望の範囲、あるいは特定の最大スケールおよび/または振幅を有するように、連結の際、正規化され得る。ある実施形態では、連結される各領域は、信頼性要因によって、加重および正規化され得る。ある実施形態では、選択された領域は、任意のさらなる処理を伴わずに、連結され得る。結果として生じる連結スカログラム1077単一スカログラム内において、任意の好適な順番で、選択されたスカログラムの領域をプロットする等、任意の好適な方法で表現され得る。

30

40

【0116】

プロセス1000は、ステップ1080に進み得、経時的な振幅に沿う合計法が、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1070において構築される連結されたスカログラム1077に適用され得る。ある実施形態では、振幅に沿う合計法は、スケール範囲内の各スケール増分に対して、時間窓にわたって、連結スカログラム1077の振幅（例えば、エネルギー）を合計し得る。ある実施形態では、振幅に沿う合計法は、スケール範囲内の各スケール増分の振幅の平均に対して、連結スカログラム1077の平均振幅を合計し得る。結果として生じる合計は、その後、スケール値の関数として、各スケール値の合計をプロットすることによって等

50

、任意の好適な方法において表され得る。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、振幅に沿う合計ベクトルを作成し、それを連結スカログラム 1077 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、および/またはそれらの組み合わせを含み得る。振幅に沿う合計法は、連結スカログラム 1077 全体または連結スカログラム 1077 の一部だけに適用され得る。例えば、振幅に沿う合計法は、異常値を含有する連結スカログラム 1077 の領域には適用されなくてもよい。異常値を含む連結スカログラム 1077 の領域は、連結スカログラム 1077 内の周波数または振幅の複数の標準偏差による信号の平均周波数または振幅より高い周波数または振幅を含有し得る。

【0117】

次いで、プロセス 1000 は、ステップ 1090 に進み得、患者 40 の呼吸速度 (図 1) が決定され得る。ステップ 1080 において計算された振幅関数に沿う合計は、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。ある実施形態では、ステップ 1090 において作成されたプロットは、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、例えば、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) 上を含む、任意の好適な方法で表示され得る。

【0118】

プロットから、特性点が、患者 40 の呼吸速度として選択され得る。本特性点は、プロセッサ 412、マイクロプロセッサ 48、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、選択され得る。ある実施形態では、振幅関数に沿う合計のピークは、患者 40 の呼吸速度として識別され得る。例えば、振幅関数に沿う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は、患者 40 の呼吸速度として識別され得る。代替として、振幅関数に沿う合計内の最大ピークが、患者 40 の呼吸速度として識別され得る。ある実施形態では、ピーク以外の振幅関数の合計に沿った点が、患者 40 の呼吸速度として識別され得る。例えば、振幅関数に沿う合計の最大曲率または勾配の面積に対応する点が、患者 40 の呼吸速度として識別され得る。

【0119】

プロセス 1000 は、任意の好適な方法において、患者 40 から得られる PPG 信号に適用され得る。ある実施形態では、プロセス 1000 は、システム 10 またはシステム 400 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り得る。アルゴリズムは、プロセッサ 412 またはマイクロプロセッサ 48 によって、PPG 信号が、センサ 12 を使用して、または入力信号発生器 410 を使用して検出されることに伴って、リアルタイムで PPG 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、QSM72 からの PPG 信号サンプル、または RAM 54 もしくは ROM 52 内に格納される PPG 信号サンプルに、オフラインで適用され得る。任意の好適な方法において (例えば、ディスプレイ 20、ディスプレイ 28、または出力 414 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 40 の呼吸器の健康状態を評価する)、システム 10 またはシステム 400 のユーザによって使用され得る、患者 40 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、例えば、システム 10 またはシステム 400 上のアルゴリズムと関連付けられたファームウェアをロードするために必要とされる時間量の有意な減少 (例えば、約 400%) を含む、患者 40 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。また、プロセス 1000 アルゴリズムは、患者の呼吸速度を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得る。

【0120】

図 11 は、本開示のある実施形態による再構築アップストローク信号およびダウンストローク信号技法を使用して生成されるスカログラムから、連結スカログラムを構築するための例示的プロセス 1100 の概略図である。プロセス 1100 は、プロセッサ 412 (図 4) またはマイクロプロセッサ 48 (図 2) によって、PPG 信号が収集され得る時間

10

20

30

40

50

窓全体より短い時間窓を使用して、患者40に結合され得る、センサ12(図2)または入力信号発生器410(図4)によって得られるPPG信号を利用して、リアルタイムで行われ得る。代替として、プロセス1100は、PPG信号が収集されたデータの時間窓全体を使用して、QSM72(図2)からのPPG信号サンプル、あるいはRAM54またはROM52(図2)内に格納されるPPG信号サンプルにおいて、オフラインで行われ得る。

【0121】

プロセス1100は、ステップ1105から開始し得、スカログラムは、プロセス6400(図6)、プロセス8400(図8)、およびプロセス1000(図10)等の任意の好適な方法に従って、計算およびプロットされる。例えば、ステップ1105では、二次アップスカログラム1106および二次ダウンスカログラム1107は、プロセス1000のステップ1060を使用して、センサ12または入力信号発生器412によって収集されるPPG信号から計算され、次いで、経時的な各々のスケールおよび振幅(例えば、エネルギー)に従ってプロットされる。ある実施形態では、ステップ1105において作成されたプロットは、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、例えば、ディスプレイ20(図2)、ディスプレイ28(図2)、あるいは出力414(図4)上を含む、任意の好適な方法において、表示され得る。

10

【0122】

プロセス1100は、ステップ1110に進み得、スカログラム1105の領域は、プロセス1000のステップ1070に関して記載された方法等、任意の好適な方法に従って選択される。例えば、ステップ1110において、二次アップスカログラム1106および二次ダウンスカログラム1107が解析され、各々のスカログラムのどの領域が最も安定しているかを決定し、二次アップスカログラム1106の領域1110および二次ダウンスカログラム1107の領域1120が選択される。

20

【0123】

プロセス1100は、ステップ1130に進み得、連結スカログラムは、ステップ1110において選択されたスカログラムの領域を使用して構築される。ステップ1130は、プロセス1000のステップ1075と実質的に同様に行われ得る。例えば、ステップ1130において、二次アップスカログラム1106の領域1110および二次ダウンスカログラムの領域1120が連結され、連結スカログラム1132を形成し得る。ある実施形態では、連結スカログラム832は、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、例えば、ディスプレイ20(図2)、ディスプレイ28(図2)、あるいは出力414(図4)上を含む、任意の好適な方法において、表示され得る。

30

【0124】

プロセス1100は、ステップ1140に進み得、振幅に沿う合計技法が、任意の好適な方法を使用して、ステップ1130において構築された連結スカログラム1132に適用され得る。ステップ1140は、プロセス1000のステップ1080と実質的に同様に行われ得る。例えば、ステップ1140では、振幅関数の2つの異なる合計が、連結スカログラム1132に適用され、グラフ1142としてプロットされ得る。第1の振幅に沿う合計法は、スケール範囲内の各スケール増分に対して、時間窓にわたる連結スカログラム1132の振幅(例えば、エネルギー)を合計し、プロット1142内の赤線のようなスケール値にわたるエネルギーの関数としてプロットされ得る。第2の振幅に沿う合計法は、スケール範囲内の各スケール増分の振幅の平均に対して、連結スカログラム1132の平均振幅を合計し、プロット1142内の青線のようなスケール値にわたるエネルギーの関数としてプロットされ得る。ある実施形態では、特性点は、計算された振幅関数に沿う合計から選択され、患者40の呼吸速度を決定し得る。特性点の選択は、プロセス1000のステップ1080と実質的に同様に行われ得る。

40

【0125】

50

上述は、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。

【 図 1 】

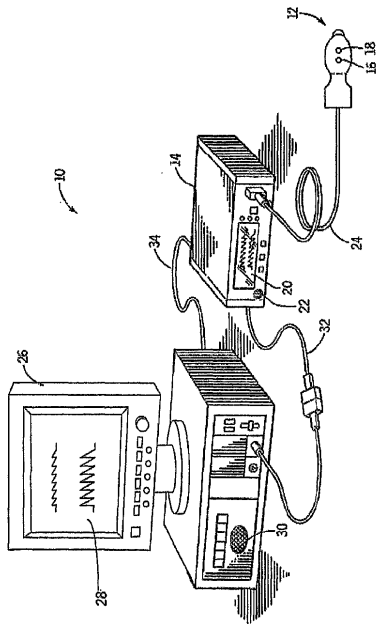


FIG. 1

【 図 2 】

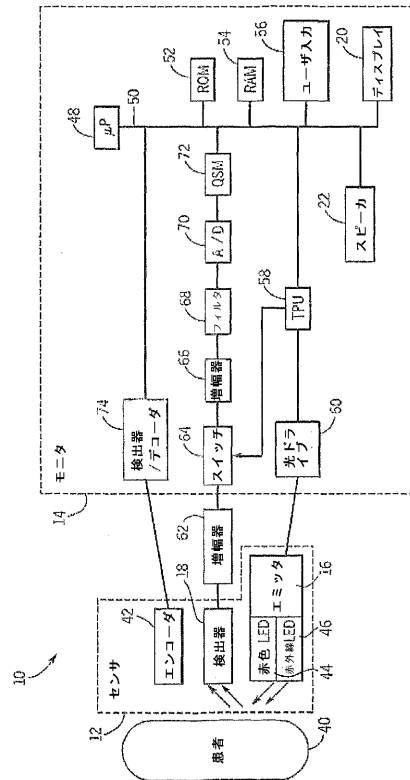


FIG. 2

【 図 3 A 】

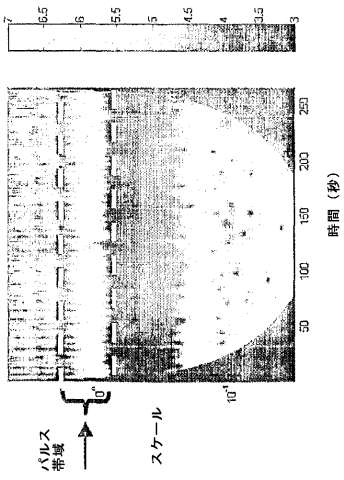


FIG. 3(a)

【 図 3 B 】

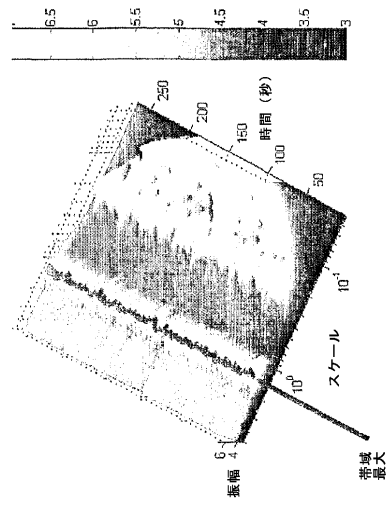


FIG. 3(b)

【 図 3 C 】

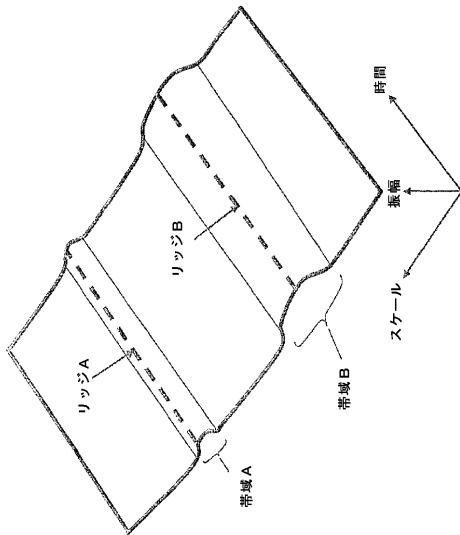


FIG. 3(c)

【 図 3 D 】

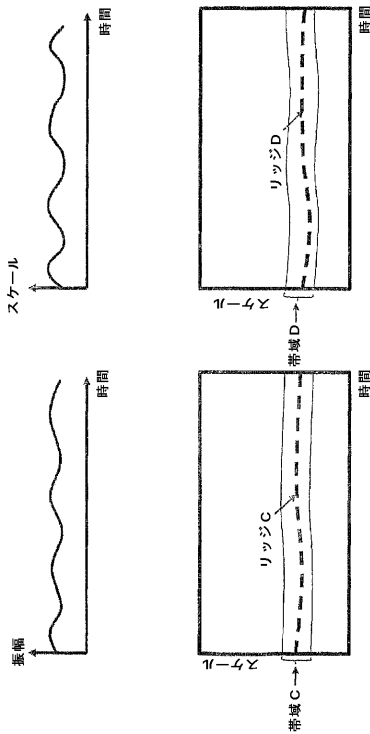


FIG. 3(d)

【 図 3 E 】

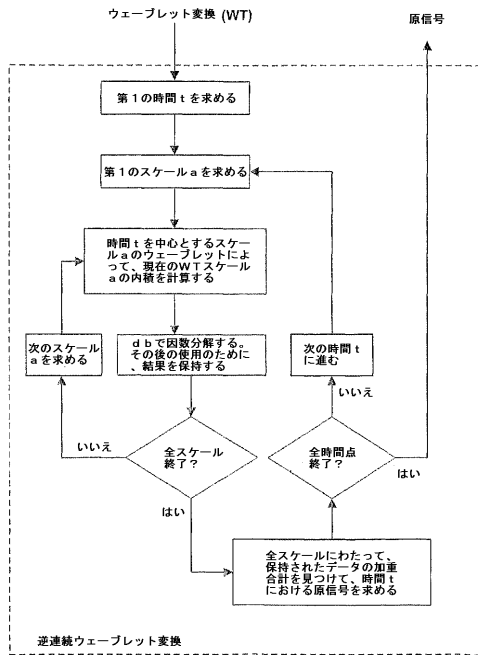


FIG. 3(e)

【 図 3 F 】

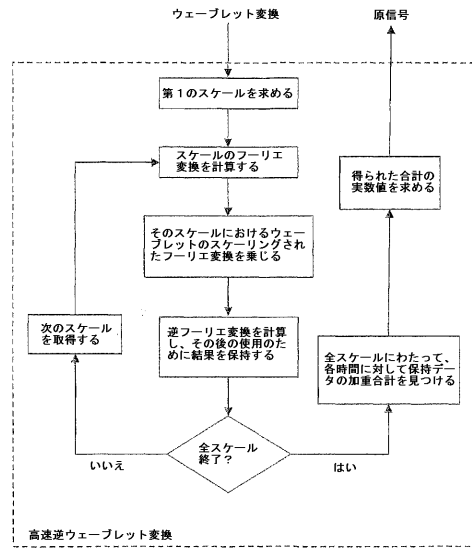


FIG. 3(f)

【 図 4 】

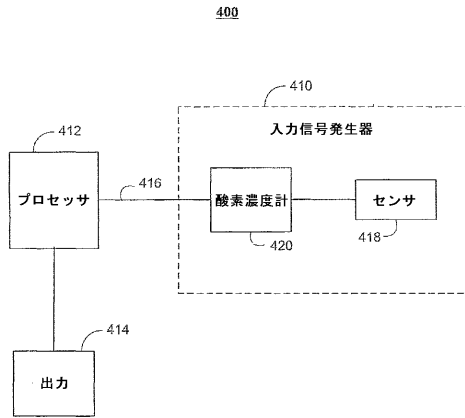


FIG. 4

【 図 5 】

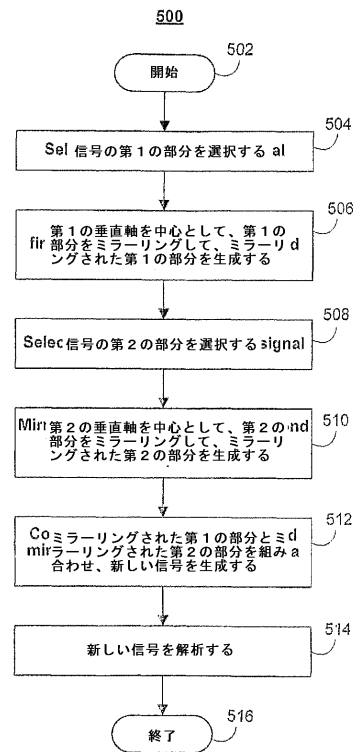


FIG. 5

【 図 6 】

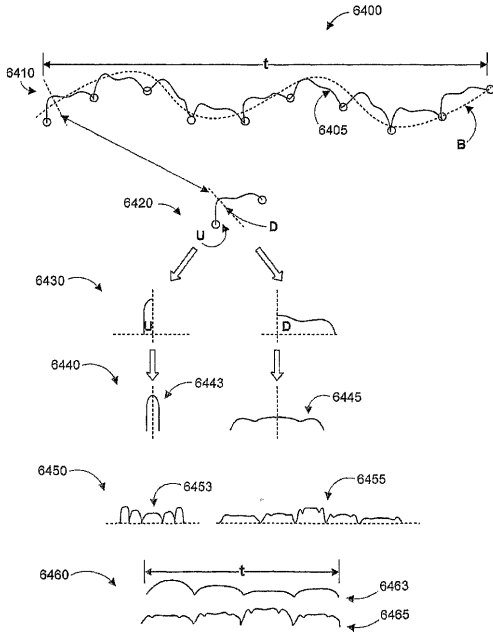


FIG. 6

【 図 7 】

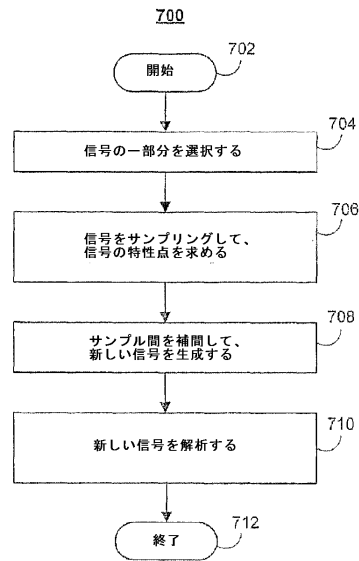


FIG. 7

【 図 8 】

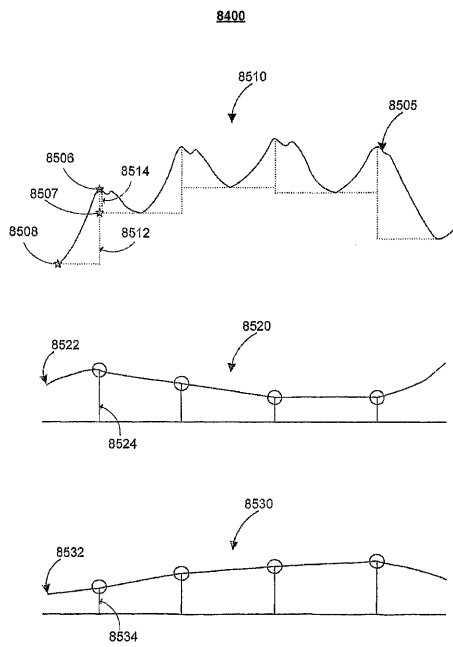


FIG. 8

【 図 9 】

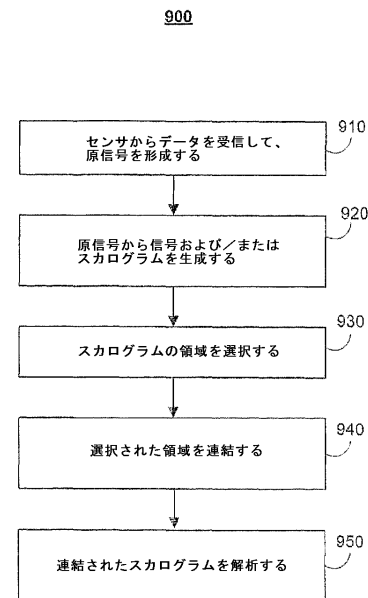


FIG. 9

【図10】

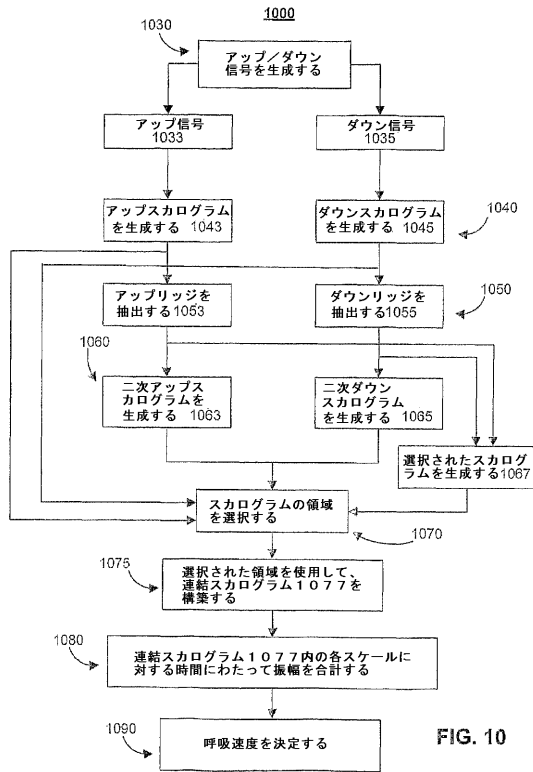


FIG. 10

【図11】

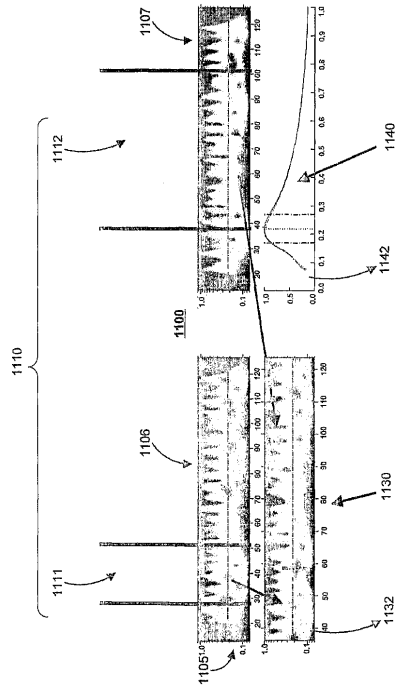


FIG. 11

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2009/006183

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2005/070774 A1 (ADDISON PAUL STANLEY [GB] ET AL) 31 March 2005 (2005-03-31) the whole document	1-24
A	US 2006/258921 A1 (ADDISON PAUL S [GB] ET AL) 16 November 2006 (2006-11-16) the whole document	1-24
A	DAVID CLIFTON ET AL: "Measurement Of Respiratory Rate From the Photoplethysmogram In Chest Clinic Patients" JOURNAL OF CLINICAL MONITORING AND COMPUTING, KLUWER ACADEMIC PUBLISHERS, DO, vol. 21, no. 1, 25 November 2006 (2006-11-25), pages 55-61, XP019466386 ISSN: 1573-2614 the whole document	1-24
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		
<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents :		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *&* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 21 September 2009		Date of mailing of the international search report 06/10/2009
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Abraham, Volkhard

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2009/006183

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2005070774	A1	31-03-2005	AT 424139 T 15-03-2009
			EP 1399056 A1 24-03-2004
			EP 2067437 A1 10-06-2009
			ES 2321282 T3 04-06-2009
			WO 03000125 A1 03-01-2003
			JP 4278048 B2 10-06-2009
			JP 2005500876 T 13-01-2005
			JP 2008212745 A 18-09-2008
US 2006258921	A1	16-11-2006	EP 1628571 A2 01-03-2006
			WO 2004075746 A2 10-09-2004
			JP 2007515977 T 21-06-2007

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ワトソン, ジェイムズ ニコラス
イギリス国 ケイワイ 1 1 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
ガーデンズ 7

Fターム(参考) 4C038 SS00 SS08 SU00 SV00 SX05
4C117 XE13 XE15 XE24 XE37

专利名称(译)	连锁的scalogram		
公开(公告)号	JP2011526519A	公开(公告)日	2011-10-13
申请号	JP2011515662	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		
[标]发明人	マクゴニーグルスコット 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	マクゴニーグル, スコット アディソン, ポール スタンリー ワトソン, ジェイムズ ニコラス		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/08 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/7207 A61B5/7225 A61B5/7239 A61B5/726		
FI分类号	A61B5/00.G A61B5/08 A61B5/14.322		
F-TERM分类号	4C038/SS00 4C038/SS08 4C038/SU00 4C038/SV00 4C038/SX05 4C117/XE13 4C117/XE15 4C117/XE24 4C117/XE37		
优先权	61/077062 2008-06-30 US 61/077130 2008-06-30 US 12/437317 2009-05-07 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

实施例可以包括能够通过选择和镜像部分信号来处理原始信号以产生新信号的系统和方法。可以从原始信号生成任何合适数量的新信号，并且可以至少部分地从新信号导出标度图。可以基于原始信号的特征来选择尺度图的面积。可以连接所选择的区域，并且可以将沿振幅随时间的总和应用于要连接的区域。可以根据随时间的振幅的总和来确定期望的信息，例如原始信号中的呼吸信息。

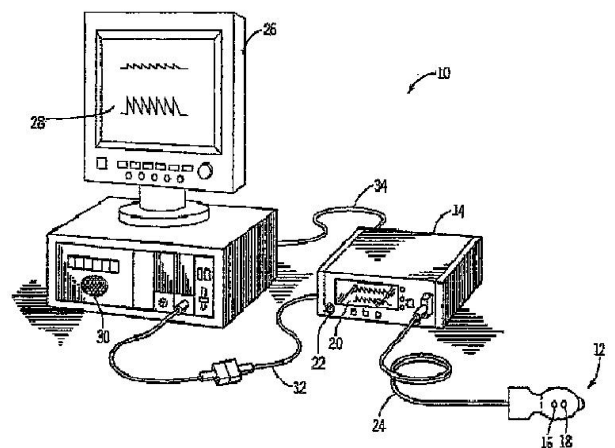


FIG.1