

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5622723号
(P5622723)

(45) 発行日 平成26年11月12日(2014.11.12)

(24) 登録日 平成26年10月3日(2014.10.3)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 Z
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 O Z
	A 6 1 B 5/00 G

請求項の数 18 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2011-515654 (P2011-515654)	(73) 特許権者	511002515
(86) (22) 出願日	平成21年6月29日(2009.6.29)		ネルコア・ピュールタン・ベネット・アイ
(65) 公表番号	特表2011-526512 (P2011-526512A)		ルランド
(43) 公表日	平成23年10月13日(2011.10.13)		アイルランド国、ゴールウェイ、メルビユ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2009/006135		ー、マイケル・コリンズ・ロード
(87) 国際公開番号	W02010/001232	(74) 代理人	110001173
(87) 国際公開日	平成22年1月7日(2010.1.7)		特許業務法人川口国際特許事務所
審査請求日	平成24年6月4日(2012.6.4)	(72) 発明者	アテイソン, ポール・スタンリー
(31) 優先権主張番号	61/077,097		イギリス国、エディンバラ・イー・エイチ
(32) 優先日	平成20年6月30日(2008.6.30)		・10・6・ユー・アール、バックストー
(33) 優先権主張国	米国 (US)		ン・ロード・58
(31) 優先権主張番号	61/077,130	(72) 発明者	ワトソン, ジェイムズ・ニコラス
(32) 優先日	平成20年6月30日(2008.6.30)		イギリス国、ファイフ・ケイ・ワイ・11
(33) 優先権主張国	米国 (US)		・8・エル・イー、ダンフアームリン、サ
			ンドパイパー・ガーデンズ・7
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 努力を測定するためのシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

プロセッサを使用して、変換された信号を生成するために信号を変換するステップと、
プロセッサを使用して、変換された信号に少なくとも部分的に基づいてスケイログラム
を生成するステップと、

プロセッサを使用して、スケイログラム内の帯域の凸部の変調量を測定するステップと

、
プロセッサを使用して、変調量に少なくとも部分的に基づいて努力情報を測定するステ
ップと、

プロセッサを使用して、努力情報を提供するステップと、を含み、

努力情報は、呼吸に関連している努力または努力の変化を示す値を含む、努力を測定す
る方法。

【請求項 2】

信号を変換するステップが、連続ウェーブレット変換を用いて信号を変換するステップ
を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

信号が光電脈波信号であり、努力情報が呼吸努力情報であり、スケイログラム内の帯域
が脈拍帯域である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

プロセッサを使用して、スケイログラムの選択された領域内のエネルギーパラメータを

計算するステップと、

プロセッサを使用して、スケイログラムの第2の選択された領域から第2のエネルギーパラメータを計算するステップとをさらに含み、選択された領域および第2の選択された領域が異なる領域であり、呼吸努力情報を測定するステップが、エネルギーパラメータおよび第2のエネルギーパラメータに少なくとも部分的に基づいて、呼吸努力を測定するステップをさらに含む、請求項3に記載の方法。

【請求項5】

選択された領域および第2の選択された領域が同じ大きさであり、第2の領域が、第1の領域から時間的にずれている、請求項4に記載の方法。

【請求項6】

変調が、
振幅変調と、
スケール変調と、からなる群から選択される、請求項1に記載の方法。

【請求項7】

信号を生成できるセンサと、
信号を変換でき、
変換された信号に少なくとも部分的に基づいてスケイログラムを生成でき、
スケイログラム内の帯域の凸部の変調量を測定でき、
変調量に少なくとも部分的に基づいて努力情報を測定でき、
努力情報を提供できるプロセッサと、を含み、
努力情報は、呼吸に関連している努力または努力の変化を示す値を含む、努力を測定するシステム。

【請求項8】

信号を変換することが、連続ウェーブレット変換を用いて信号を変換することを含む、請求項7に記載のシステム。

【請求項9】

信号が光電脈波信号であり、努力情報が呼吸努力情報であり、スケイログラム内の帯域が脈拍帯域である、請求項7に記載のシステム。

【請求項10】

前記プロセッサはさらに、
スケイログラムの選択された領域内のエネルギーパラメータを計算でき、
スケイログラムの第2の選択された領域から第2のエネルギーパラメータを計算でき、
選択された領域および第2の選択された領域が異なる領域であり、呼吸努力情報を測定することが、エネルギーパラメータおよび第2のエネルギーパラメータに少なくとも部分的に基づいて、呼吸努力を測定することをさらに含む、請求項9に記載のシステム。

【請求項11】

選択された領域および第2の選択された領域が同じ大きさであり、第2の領域が、第1の領域から時間的にずれている、請求項10に記載のシステム。

【請求項12】

変調が、
振幅変調と、
スケール変調と、からなる群から選択される、請求項7に記載のシステム。

【請求項13】

努力を測定するためのコンピュータ可読媒体であって、
前記コンピュータ可読媒体は、記憶されているコンピュータプログラム命令を有し、
コンピュータプログラム命令は、プロセッサ上で実行されるとき、
変換された信号を生成するために信号を変換することと、
変換された信号に少なくとも部分的に基づいてスケイログラムを生成することと、
スケイログラム内の帯域の凸部の変調量を測定することと、
変調量に少なくとも部分的に基づいて努力情報を測定することと、

10

20

30

40

50

努力情報を提供することと、
をプロセッサに実行させ、
努力情報は、呼吸に関連している努力または努力の変化を示す値を含む、コンピュータ
 可読媒体。

【請求項 1 4】

信号を変換することが、連続ウェーブレット変換を用いて信号を変換することを含む、
 請求項 1 3 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 1 5】

信号が光電脈波信号であり、努力情報が呼吸努力情報であり、スケイログラム内の帯域
 が脈拍帯域である、請求項 1 3 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 1 6】

コンピュータプログラム命令は、プロセッサ上で実行される時、
スケイログラムの選択された領域内のエネルギーパラメータを計算することと、
スケイログラムの第 2 の選択された領域から第 2 のエネルギーパラメータを計算するこ
ととをプロセッサにさらに実行させ、

選択された領域および第 2 の選択された領域が異なる領域であり、呼吸努力情報を測定
 することが、エネルギーパラメータおよび第 2 のエネルギーパラメータに少なくとも部分的
的に基づいて、呼吸努力を測定することをさらに含む、請求項 1 5 に記載のコンピュータ
 可読媒体。

【請求項 1 7】

選択された領域および第 2 の選択された領域が同じ大きさであり、第 2 の領域が、第 1
 の領域から時間的にずれている、請求項 1 6 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 1 8】

変調が、
振幅変調と、
スケール変調と、 からなる群から選択される、請求項 1 3 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】

本願は、2008年6月30日に出願された米国仮出願第61/077,097号、お
 よび2008年6月30日に出願された米国仮出願第61/077,130号の優先権を
 主張し、当該出願はその全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【0002】

本開示は信号処理に関し、さらに詳細には、本開示は、例えば、光電脈波（PPG）信
 号などを処理して患者の呼吸努力などの努力を測定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】

努力を測定するために適切な信号領域表現を解析するシステムおよび方法が本明細書に
 開示されている。一実施形態では、努力は信号における少なくとも1つの反復的特徴の強
 度の程度に関連してもよい。他の実施形態では、努力は信号に影響を与える可能性がある
 プロセスの身体的努力に関連してもよい（例えば、努力はプロセス作業に関連してもよい
 ）。

【0004】

いくつかの実施形態では、変換を使用することにより、例えば、スケイログラム（時間
 スケール領域における）、またはスペクトログラム（時間周波数領域における）などの適
 切な領域で信号を表すことができるようにしてもよい。信号表現を解析することにより測
 定してもよい種類の努力は、例えば、患者の呼吸努力などであってもよい。患者の呼吸努
 力は、本開示で提示されるプロセスを用いてスケイログラムを解析することにより測定さ

10

20

30

40

50

れてもよい。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】Paul S. Addison著、The Illustrated Wavelet Transform Handbook (Taylor & Francis Group 2002)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

努力における変化が、スケイログラムを生成するために使用される信号のさまざまな特徴をトリガしたり、または変化させたりするため、スケイログラムまたは他の任意の信号表現から努力を測定できる。例えば、呼吸行為により、PPG信号から導出されたスケイログラム内に呼吸帯域が存在するようになる可能性がある。この帯域は呼吸周波数に対応する特性周波数を有するスケールの位置に、またはスケールの周辺に、発生する可能性がある。さらに、スケイログラム上のこの帯域または他の帯域の範囲内の特徴（例えば、エネルギー、振幅、位相、または変調など）は、呼吸および/または呼吸努力における変化により生じる可能性があるため、患者の呼吸努力と関連している可能性がある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本明細書に記載の方法およびシステムにより測定される努力は、任意の好適な方法で表されてもよい。例えば、呼吸努力は、呼吸帯域の特徴における変化、および隣接帯域の特徴における変化が、図形的に色または模様の変化で表されてもよい。

【0008】

もう一つの方法として、または図的表現と組み合わせて、努力における相対変化を示す量の値、または努力の絶対値を示す量の値が、任意の好適な計量に従って計算されてもよい。

【0009】

さらに、努力がしきい値を超えて（例えば、変化割合分だけ、または絶対値分だけ）増加するとき警報をトリガするように、しきい値が設定されてもよい。

【0010】

一実施形態では、無呼吸事象を検知するおよび/または識別するために睡眠検査環境との関連で本開示が使用されてもよい。実施形態では、治療的介入の効果を監視するために本開示が使用されてもよい。

【0011】

特許または出願ファイルは色刷りで作成された少なくとも1つの図面を含んでいる。カラー図面を含む本特許または本特許出願公報のコピーは、要求に応じて、および必要な手数料の支払いが済み次第、所轄当局により提供される。

【0012】

本開示の上述の、および他の特徴、本開示の本質、ならびにさまざまな利点は、添付図面と照らしあわせて下記の詳細な説明を検討すれば、さらに明らかになる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】実施形態の説明に役立つ努力システムを示している。

【図2】実施形態の患者に接続された図1の説明に役立つ努力システムのブロック図である。

【図3(a)】実施形態のPPG信号から導出されたスケイログラムの説明図を示している。

【図3(b)】実施形態のPPG信号から導出されたスケイログラムの説明図を示している。

10

20

30

40

50

【図3(c)】実施形態の2つの適切な成分を含む信号から導出された説明に役立つスケイログラムを示している。

【図3(d)】実施形態の図3(c)の凸部に関連している信号の説明に役立つ模式図と、これらの新規に導出された信号のさらなるウェーブレット分解の説明に役立つ模式図と、を示している。

【図3(e)】実施形態の逆連続ウェーブレット変換の実行にかかわる説明に役立つステップのフローチャートである。

【図3(f)】実施形態の逆連続ウェーブレット変換の実行にかかわる説明に役立つステップのフローチャートである。

【図4】いくつかの実施形態の説明に役立つ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】いくつかの実施形態の複数の帯域と、努力の増加との現れを示す説明に役立つスケイログラムである。

【図6】いくつかの実施形態の努力を測定するために使用されるステップを示す説明に役立つフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0014】

酸素濃度計は血液の酸素飽和度を測定してもよい医療機器である。1つのよくある種類の酸素濃度計はパルス酸素濃度計であり、このパルス酸素濃度計は(患者から取られた血液サンプルを分析することにより酸素飽和度を直接的に測定することとは対照的に)患者の血液の酸素飽和度と、皮膚内の血液容量の変化とを間接的に測定してもよい。また、血液酸素飽和測定補助として、パルス酸素濃度計は、患者の脈拍数を測定するために使用されてもよい。パルス酸素濃度計は、動脈血中のヘモグロビンの酸素飽和度を含むが、これに限らないさまざまな血流特性を通常測定して表示する。また、パルス酸素濃度計は、本開示に基づいて呼吸努力を測定するために使用されてもよい。

【0015】

酸素濃度計は、通常、指先、足指、額、もしくは耳たぶ、または新生児の場合には足を横切るようにして患者の所定の部位に取り付けられる光センサを含んでいてもよい。酸素濃度計は、血液がかん流した生体組織を通して光源を用いて光を通過させて、生体組織中の光の吸収を光電的に検知してもよい。例えば、酸素濃度計は、光センサで受信される光強度を時間の関数として測定してもよい。時間に対する光強度を表す信号、またはこの信号の数学的操作(例えば、この信号のスケールされたバージョン、この信号の対数、この信号の対数のスケールされたバージョンなど)は、光電脈波(PPG)信号と呼ばれてもよい。さらにまた、用語「PPG信号」は、本明細書で使用するように、吸収信号(すなわち、生体組織により吸収された光量を表す信号)、または吸収信号の任意の好適な数学的操作を示してもよい。その後、光強度または吸収された光量は、測定中の血液成分量(例えば、酸素ヘモグロビンなど)と、それぞれの個々の脈拍が生成されているときには脈拍数と、を計算するために使用されてもよい。

【0016】

生体組織を通過する光は、血液中に存在する血液成分量を代表する量の血液により吸収される1つ以上の波長であるように選択されている。生体組織を通り抜ける光量は、生体組織内の血液成分の変化量と、関連する光吸収とに基づいて変化する。低酸素飽和度を有する血液に比べて、酸素を非常に豊富に含む血液は、赤色光については相対的に少なくしか吸収しないが、逆に赤外線光はより多く吸収することが観察されているため、赤色および赤外線の波長が使用されてもよい。脈拍周期内の異なる点で2つの波長の強度を比較することにより、動脈血中のヘモグロビンの血液酸素飽和度を推定できる。

【0017】

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とき、便利な出発点は少なくとも部分的にランバート-ベアの法則に基づく飽和計算を仮定する。本明細書では下記の表記法が使用される:

10

20

30

40

50

【数 1】

$$I(\lambda, t) = I_0(\lambda) \exp(-(s\beta_o(\lambda) + (1-s)\beta_r(\lambda))l(t)) \quad (1)$$

【0018】

ここで、

= 波長、

t = 時間、

I = 検出される光強度、

I₀ = 伝達された光強度、

s = 酸素飽和度、

o、 r = 実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、放射体から検出器までの経路長との組み合わせ。

10

【0019】

従来の方法は2つの波長（例えば、赤色および赤外線（IR））で光吸収を測定し、その後、下記のように「比率の比率」について解くことにより飽和度を計算する。

1. 最初に、IRおよび赤色に対して(1)の自然対数を取る（自然対数を表すために「log」が使用される）

【数 2】

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

20

2. その後、(2)を時間に関して微分する

【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)で割る

【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

【数 5】

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

40

離散時間に注目すると、

【数 6】

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

log A - log B = log A / B を用いて、

【数 7】

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

50

したがって、(4)は

【数8】

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

に書き直すことができ、

ここで、Rは「比率の比率」を表している。(5)を用いて(4)をsについて解くと
【数9】 10

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

が得られる。

(5)から、Rは2点(例えば、最大PPGおよび最小PPG)または点の群を用いて計算できる。点の群を使用する1つの方法は(5)の変更バージョンを使用する。

【0020】

関係

【数10】

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

を用いると

(5)は

【数11】

$$\begin{aligned} \frac{\frac{d \log I(\lambda_R)}{dt}}{\frac{d \log I(\lambda_{IR})}{dt}} &\approx \frac{\frac{I(t_2, \lambda_R) - I(t_1, \lambda_R)}{I(t_1, \lambda_R)}}{\frac{I(t_2, \lambda_{IR}) - I(t_1, \lambda_{IR})}{I(t_1, \lambda_{IR})}} \\ &= \frac{[I(t_2, \lambda_R) - I(t_1, \lambda_R)]I(t_1, \lambda_{IR})}{[I(t_2, \lambda_{IR}) - I(t_1, \lambda_{IR})]I(t_1, \lambda_R)} \\ &= R \quad (7) \end{aligned} \quad 30$$

になり、

(7)は、xに対するyの勾配がRを与える点の集団を規定し、ここで、

【数12】

$$\begin{aligned} x(t) &= [I(t_2, \lambda_{IR}) - I(t_1, \lambda_{IR})]I(t_1, \lambda_R) \\ y(t) &= [I(t_2, \lambda_R) - I(t_1, \lambda_R)]I(t_1, \lambda_{IR}) \quad (8) \\ y(t) &= Rx(t) \end{aligned} \quad 40$$

である。

【0021】

図1は努力システム10の実施形態の斜視図である。実施形態では、努力システム10はパルス酸素測定システムの一部として実現される。システム10は、センサ12とモニタ14とを含んでいてもよい。センサ12は、2つ以上の波長の光を患者の生体組織の中へ光を放射する放射体16を含んでいてもよい。また、検出器18は、もともと放射体16から放射されて生体組織を通過した後患者の生体組織から出て来た光を検出するためにセンサ12内に提供されてもよい。

【 0 0 2 2 】

センサ 1 2 または モニタ 1 4 は、呼吸数を計算するソフトウェアモジュール、気流センサ（例えば、鼻サーミスタなど）、人工呼吸器、胸部ストラップ、経胸腔センサ（例えば、経胸腔インピーダンスを測定するセンサなど）をさらに含んでもよいが、これらに限らない。

【 0 0 2 3 】

他の実施形態によれば、後述するように、システム 1 0 は、単一センサ 1 2 の代わりに、センサアレイを形成する複数のセンサを含んでもよい。センサアレイのセンサのそれぞれは、相補型金属酸化膜半導体（C M O S）センサであってもよい。あるいは、アレイの各センサは電荷結合素子（C C D）センサであってもよい。他の実施形態では、センサアレイは C M O S センサと C C D センサの組み合わせで構成されていてもよい。C C D センサは、感光領域と、データを送受信するための伝送領域とを含んでもよく、他方、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で構成されていてもよい。各ピクセルは光検出器と能動増幅器とを有していてもよい。

10

【 0 0 2 4 】

実施形態によれば、放射体 1 6 および検出器 1 8 は手の指または足の指などの指を挟んで両側にあってもよく、その場合、生体組織から出て来た光は指を完全に通り抜けている。実施形態では、放射体 1 6 および検出器 1 8 は、患者の額からパルス酸素測定データを取得するように設計されたセンサなどのように、放射体 1 6 からの光が生体組織に入り込み、生体組織により反射されて検出器 1 8 の中へ入るように配置されてもよい。

20

【 0 0 2 5 】

実施形態では、センサまたはセンサアレイは、図示のようにモニタ 1 4 に接続されてモニタ 1 4 から電力を得てもよい。他の実施形態では、センサは無線でモニタ 1 4 に接続され、それ自身のバッテリーまたは同様の電源（図示せず）を含んでもよい。モニタ 1 4 は、光の放射および検出に関連するセンサ 1 2 から受信されたデータに少なくとも部分的に基づいて生理的パラメータを計算するように構成されてもよい。他の実施形態では、計算はモニタリング装置自体の上で実行されてもよく、努力または酸素測定示度の結果はモニタ 1 4 に送られてもよい。さらに、モニタ 1 4 は生理的パラメータまたはシステムに関する他の情報を表示するように構成された表示部 2 0 を含んでもよい。図示の実施形態では、また、モニタ 1 4 は、例えば、患者の生理的パラメータが所定の正常範囲からはずれている場合に音声警報を鳴らすなどの他のさまざまな実施形態で使用してもよい可聴音を提供するためにスピーカ 2 2 を含んでもよい。

30

【 0 0 2 6 】

実施形態では、センサ 1 2 またはセンサアレイは、ケーブル 2 4 を介してモニタ 1 4 に通信可能なように接続されてもよい。しかしながら、他の実施形態では、無線送信装置（図示せず）などが、ケーブル 2 4 の代わりに、またはケーブル 2 4 に加えて使用されてもよい。

【 0 0 2 7 】

また、図示の実施形態では、努力システム 1 0 はマルチパラメータ患者監視装置 2 6 を含んでもよい。監視装置はブラウン管型、液晶ディスプレイ（L C D）もしくはプラズマディスプレイなどのフラットパネルディスプレイ（図示のような）、または知られている、もしくは後から開発される他の任意の種類の監視装置であってもよい。マルチパラメータ患者監視装置 2 6 は生理的パラメータを計算するように構成されてもよく、ならびにモニタ 1 4 からの情報のために、および他の医療モニタリング装置またはシステム（図示せず）からの情報のために、表示部 2 8 を提供するように構成されてもよい。例えば、マルチパラメータ患者監視装置 2 6 は、モニタ 1 4 により生成された患者の呼吸努力または血液酸素飽和度（「S p O₂」測定値と呼ばれる）の推定値と、モニタ 1 4 からの脈拍数情報と、血圧監視装置（図示せず）からの血圧と、を表示部 2 8 上に表示するように構成されてもよい。

40

【 0 0 2 8 】

50

モニタ 14 は、センサ入力ポートまたはデジタル通信ポートにそれぞれ接続されたケーブル 32 または 34 を介して、マルチパラメータ患者監視装置 26 に通信可能なように接続されてもよく、および / または無線で通信してもよい (図示せず)。さらに、モニタ 14 および / またはマルチパラメータ患者監視装置 26 は、サーバまたは他のワークステーション (図示せず) と情報を共有できるようにするためにネットワークに接続されてもよい。モニタ 14 はバッテリー (図示せず) により、または壁コンセントのような従来の電源により電力を供給されてもよい。

【0029】

図 2 は、実施形態に基づいて患者 40 に接続されてもよい図 1 の努力システム 10 のような努力システムのブロック図である。センサ 12 およびモニタ 14 の説明に役立つ特定の構成要素が図 2 に示されている。センサ 12 は、放射体 16 と、検出器 18 と、エンコーダ 42 とを含んでいてもよい。図示の実施形態では、放射体 16 は 1 つ以上の波長の光 (例えば、赤色および / または IR) を患者の生体組織 40 の中に放射するように構成されてもよい。したがって、放射体 16 は、患者の生理的パラメータを計算するために使用される波長の光を患者の生体組織 40 の中に放射するために、赤色発光ダイオード (LED) 44 のような赤色発光光源、および / または IR の LED 46 のような IR 発光光源を含んでいてもよい。一実施形態では、赤色波長は約 600 nm と約 700 nm の間であってもよく、IR 波長は約 800 nm と約 1000 nm の間であってもよい。単一センサの代わりにセンサアレイが使用される実施形態では、各センサは単一波長を放射するように構成されてもよい。例えば、第 1 のセンサは赤色光だけを放射し、他方、第 2 のセンサは IR 光だけを放射する。

【0030】

本明細書で使用するように、用語「光」は、放射源により作り出されるエネルギーを示してもよく、超音波、電波、マイクロ波、ミリメートル波、赤外線、可視光線、紫外線、ガンマ線、または X 線電磁波のうちの一つ以上を含んでいてもよいことが理解される。また、本明細書で使用するように、光は、電波、マイクロ波、赤外線、可視光線、紫外線、または X 線スペクトルの中の任意の波長を含んでいてもよく、任意の好適な波長の電磁波が本技術とともに使用するのに適している可能性がある。検出器 18 は、放射体 16 の選ばれて目標とされたエネルギースペクトルに対して特に感度がよいように選択されてもよい。

【0031】

実施形態では、検出器 18 は赤色および IR 波長の光強度を検出するように構成されてもよい。あるいは、アレイ内の各センサは単一波長の強度を検出するように構成されてもよい。動作について見ると、光は患者の生体組織 40 を通り抜けた後に検出器 18 に入射してもよい。検出器 18 は、受信された光の強度を電気信号に変換してもよい。光強度は生体組織 40 内の光の吸光度および / または反射率に直接関係している。すなわち、ある特定の波長の光がより多く吸収されたり、またはより多く反射されたりするとき、生体組織から戻ってくるその波長の光はより少なく検出器 18 により受信される。受信された光を電気信号に変換した後に、検出器 18 はモニタ 14 に信号を送信してもよく、患者の生体組織 40 内での赤色および IR 波長の吸収に基づいて生理的パラメータが計算されてもよい。

【0032】

実施形態では、エンコーダ 42 は、センサ 12 がどんな種類のセンサであるか (例えば、センサが額または指のどちらに取り付けることを目的としているのかなど)、および放射体 16 により放射される光の波長 (複数可) などのセンサ 12 に関する情報を含んでいてもよい。この情報は、モニタ 14 内に保存された適切なアルゴリズム、ルックアップ表、および / または較正係数を選択して患者の生理的パラメータを計算するためにモニタ 14 により使用されてもよい。

【0033】

エンコーダ 42 は、例えば、患者の年齢、体重、および診断のような患者 40 に固有の

10

20

30

40

50

情報を含んでいてもよい。この情報が、モニタ14に、例えば、患者の生理的パラメータ測定値が入るべき患者固有のしきい値範囲などを決定することを可能にしてもよく、付加的な生理的パラメータアルゴリズムを有効にしたり、または無効にしたりすることを可能にしてもよい。エンコーダ42は、例えば、センサ12の種類に対応する値、もしくはセンサアレイ内の各センサの種類に対応する値、センサアレイの各センサ上の放射体16により放射される光の波長、および/または患者の特徴を保存するコード化されたレジスタであってもよい。他の実施形態では、エンコーダ42はメモリを含んでいてもよく、このメモリ上には下記の情報、すなわち、センサ12の種類、放射体16により放射される光の波長、センサアレイ内の各センサがモニタしている特定の波長、センサアレイ内の各センサに対する信号しきい値、他の任意の好適な情報、またはそれらの任意の組み合わせのうちの一つ以上がモニタ14と通信するために保存されていてもよい。

10

【0034】

実施形態では、検出器18とエンコーダ42とからの信号は、モニタ14に送信されてもよい。図示の実施形態では、モニタ14は、内部バス50に接続された汎用マイクロプロセッサ48を含んでいてもよい。マイクロプロセッサ48はソフトウェアを実行するようになされていてもよく、このソフトウェアには、本明細書で説明する機能を実行する一環として、オペレーティングシステムおよび1つ以上のアプリケーションを含んでいてもよい。また、読み出し専用メモリ(RAM)52、ランダムアクセスメモリ(RAM)54、ユーザ入力56、表示部20、およびスピーカ22もバス50に接続されていてもよい。

20

【0035】

RAM54およびROM52は一例として示されており、それらに限定するものではない。システム内にデータを記憶するために任意の好適なコンピュータ可読媒体が使用されてもよい。コンピュータ可読媒体は、マイクロプロセッサ48により解釈できる情報を保存できる。この情報はデータであってもよく、またはマイクロプロセッサに特定の機能および/またはコンピュータにより実現される方法を実行させる、ソフトウェアアプリケーションのようなコンピュータ実行可能命令の形を取ってもよい。実施形態に応じて、こ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およびコンピュータ通信媒体を含んでいてもよい。コンピュータ記憶媒体は、コンピュータ可読命令、データ構造、プログラムモジュール、または他のデータなどの情報記憶用に任意の方法または技術で実現される揮発性および不揮発性の、取り外し可能および取り外し不可能な媒体を含んでいてもよい。コンピュータ記憶媒体は、RAM、ROM、EPROM、EEPROM、フラッシュメモリもしくは他の固体メモリ技術、CD-ROM、DVD、もしくは他の光学式記憶、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスク記憶装置、もしくは他の磁気記憶デバイス、または所望情報を保存するのに使用でき、システムの構成要素によりアクセスできる他の任意の媒体を含んでいてもよいが、これらに限らない。

30

【0036】

図示の実施形態では、タイムプロセッシングユニット(TPU)58が光駆動回路60にタイミング制御信号を提供してもよく、TPU58は放射体16をいつ発光させるかの制御と、赤色LED44およびIRのLED46に対する多重化されたタイミングの制御とを行ってもよい。また、TPU58は、検出器18から増幅器62とスイッチング回路64とを介しての信号のゲートインを制御してもよい。これらの信号は、どの光源を発光させるのかに応じて適切な時間にサンプリングされる。検出器18からの受信信号は、増幅器66、低域フィルタ、およびアナログデジタル変換器70を介して送られてもよい。その後、デジタルデータは、後でキュー待ちシリアルモジュール(QSM)72(またはバッファ)がいっぱいになったときにRAM54にダウンロードするまで、QSM72内に保存されてもよい。一実施形態では、受信された複数の光の波長またはスペクトルのための増幅器66と、フィルタ68と、A/Dコンバータ70とを有する複数の個別の平行な経路があってもよい。

40

【0037】

50

実施形態では、検出器 18 により受信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いてさまざまなアルゴリズムおよび / またはルックアップ表を用いて、マイクロプロセッサ 48 は、努力、 SpO_2 、および脈拍数などの患者の生理的パラメータを決定してもよい。患者 40 に関する、および特に患者の生体組織から時間とともに出て来る光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 に伝達されてもよい。これらの信号は、例えば、患者の特徴に関連する符号化された情報などを含んでもよい。デコーダ 74 は、これらの信号を変換して、ROM 52 内に保存されたアルゴリズムまたはルックアップ表に基づいてマイクロプロセッサがしきい値を決定できるようにしてもよい。年齢、体重、身長、診断、投薬、治療などのような患者に関する情報を入力するために、ユーザ入力 56 が使用されてもよい。実施形態では、表示部 20 は、患者に一般的に適用される可能性があり、ユーザ入力 56 を用いてユーザが選択してもよい、例えば、年齢幅または薬物療法群などの値のリストを示してもよい。

10

【0038】

生体組織の中を通る光信号は、他の発生源の中の雑音により劣化する可能性がある。1 つの雑音源は光検出器に到達する周辺光である。他の雑音源は他の電子計器からの電磁結合である。また、患者の動きも雑音を導入して、信号に影響を与える。例えば、動きにより、検出器と皮膚の間の接触、または放射体と皮膚の間の接触が皮膚から離れると、どちらかの接触が一時的に途絶える可能性がある。さらに、血液は流体であるため、慣性効果に対して血液が周囲組織とは異なる反応を表し、その結果、プローブが取り付けられている点の体積の瞬間的変化をもたらす。

20

【0039】

雑音（例えば、患者の動きによる）は、医師により信頼されたパルス酸素測定信号を医師も気付かぬ間に劣化させる可能性がある。このことは、離れたところから患者をモニタリングしているとき、動きが小さ過ぎて観察できないとき、または医師が、センサ位置ではなく、機器または患者の他の部分を見ているときに特に当てはまる。努力およびパルス酸素測定（すなわち、PPG）信号を処理することは、PPG 信号から導出される生理的パラメータの測定値に雑音の影響を与えるのを防ぐために、信号中に存在している雑音量を減少させたり、または、そうでなければ、雑音成分を特定したりする操作を含んでもよい。

【0040】

本開示が任意の好適な信号に適用できること、および PPG 信号は単に説明のために使用されているに過ぎないことが理解される。当業者は本開示が、他の生体信号（例えば、心電図、脳波、胃電図、筋電図、心拍信号、病理音、超音波、もしくは他の任意の好適な生体信号など）、動的信号、非破壊試験信号、状態監視信号、流体信号、地球物理学的信号、天文学的信号、電気信号、財務指標を含む財政的信号、音響および音声信号、化学信号、気候指標を含む気象学的信号、ならびに / または他の任意の好適な信号、ならびに / またはそれらの任意の組み合わせを含むが、これらに限らない他の信号に対しても広い適用性を有していることを認識する。

30

【0041】

一実施形態では、PPG 信号が連続ウェーブレット変換を用いて変換されてもよい。PPG 信号の変換から導出された（すなわち、ウェーブレット空間内の）情報は、1 つ以上の生理的パラメータの測定値を提供するために使用されてもよい。

40

【0042】

本開示に基づく信号 $x(t)$ の連続ウェーブレット変換は、

【数 13】

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

のように定義されてもよく、

ここで、 $\psi^*(t)$ はウェーブレット関数 $\psi(t)$ の複素共役であり、 a はウェーブレ

50

ットの拡張パラメータであり、 b はウェーブレットの位置パラメータである。式(9)で与えられる変換は、変換表面上の信号の表現を構成するために使用されてもよい。変換はタイムスケール表現と見なされてもよい。ウェーブレットは、さまざまな周波数から構成されており、それらの周波数のうちの1つはウェーブレットの特性周波数として示されてもよく、ウェーブレットに関連する特性周波数はスケール a に反比例する。特性周波数の一例は優位周波数である。特定のウェーブレットの各スケールは、異なる特性周波数を有していてもよい。タイムスケールの中で実現するために必要な基本的な数学的詳細については、例えば、Paul S. Addison著、The Illustrated Wavelet Transform Handbook (Taylor & Francis Group 2002)に記載があり、当該文献はその全体が参照により本明細書に組み込まれる。

10

【0043】

連続ウェーブレット変換は、一般に時間について高度に局在化しているウェーブレットを用いて信号を分解する。連続ウェーブレット変換は、離散変換と比較して、より高い分解能を提供する可能性があるため、フーリエ変換(もしくは他の任意のスペクトル技法)などの典型的な周波数変換または離散ウェーブレット変換で達成されるよりも、より多くの情報を信号から集める能力を提供する。連続ウェーブレット変換は、信号の関心のあるスケールに亘るスケールを用いて、さまざまなウェーブレットの使用を可能にして、小さいスケールの信号成分は、より小さいスケールのウェーブレットと関連しているため、小さいスケールの信号成分が、変換において高エネルギーで、より小さいスケールで現れるようになっている。同様に、大きなスケールの信号成分は、より大きなスケールのウェーブレットと関連しているため、大きなスケールの信号成分が、変換において高エネルギーで、より大きなスケールで現れるようになっている。その結果、異なるスケールの成分は分離されて、ウェーブレット変換領域に抽出されてもよい。さらに、スケールおよび時間位置において連続範囲のウェーブレットを使用することにより、離散技法に対して可能であるよりも、より高分解能の変換が可能になる。

20

【0044】

さらに、信号または他の任意の種類データを、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、二次元座標系において一連の周波数変換値を必然的に生成し、2つの次元は周波数および、例えば、振幅であってもよい。例えば、任意の種類フーリエ変換は、このような二次元スペクトルを生成する。対照的に、連続ウェーブレット変換などのウェーブレット変換は、三次元座標系に規定されることが必要であり、時間、スケール、および、例えば、振幅の次元を有する表面を生成する。したがって、スペクトル領域で実行される操作はウェーブレット領域では実行できず、その代わりに、ウェーブレット表面をスペクトルに変換しなければならない(すなわち、ウェーブレット表面を時間領域に変換するために逆ウェーブレット変換を実行して、その後、時間領域からスペクトル変換を実行することにより)。逆に、ウェーブレット領域で実行される操作はスペクトル領域では実行できず、その代わりに、最初にスペクトルをウェーブレット表面に変換しなければならない(すなわち、スペクトル領域を時間領域に変換するために逆スペクトル変換を実行して、その後、時間領域からウェーブレット変換を実行することにより)。例えば、時間における特定の点に沿った三次元ウェーブレット表面の断面もまた、スペクトルに基づく技法を使用してもよい周波数スペクトルとは同じではない。少なくともウェーブレット空間が時間次元を含んでいるため、スペクトル技法およびウェーブレット技法は交換可能ではない。スペクトル領域処理に依存するシステムを、ウェーブレット空間処理に依存するシステムに変換するためには、ウェーブレット空間処理に適合させるためにシステムに対して大幅かつ基本的な修正を必要とするということが理解される。(例えば、信号または信号の一部に対する代表的エネルギー値を導出するには、ウェーブレット領域で時間およびスケール全体にわたって二度積分する必要があるが、逆に、スペクトル領域から代表的エネルギー値を導出するには、周波数全体にわたって一度の積分が必要である)。さらなる実施例では、時間信号を再構成するには、ウェーブレット領域で時間およ

30

40

50

びスケール全体にわたって二度積分する必要があるが、逆に、スペクトル領域から時間信号を導出するには、周波数全体にわたって一度の積分が必要である。振幅に加えて、または振幅に代わるものとして、特に、エネルギー密度、絶対値、位相などのパラメータすべてが、このような変換を用いて生成されてもよいことと、三次元ウェーブレット座標系ではなく、二次元周波数座標系において定義された場合、これらのパラメータは非常に異なる背景および意味を有することとが当技術分野で知られている。例えば、フーリエシステムの位相は、すべての周波数について単一原点に関して計算されるが、ウェーブレットシステムの位相はウェーブレットの位置（多くの場合、時間における位置）およびスケールに関して二次元に展開される。

【 0 0 4 5 】

ウェーブレット変換のエネルギー密度関数、すなわち、スケイログラムは

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

のように定義され、

ここで、「 $| \cdot |$ 」はモジュロ演算子である。スケイログラムは有用な目的のために再スケールリングされてもよい。1つの一般的な再スケールリングは

【 数 1 5 】

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

のように定義され、

例えば、モーレットウェーブレットが使用されるときにウェーブレット空間内の凸部を定義するのに有用である。凸部は平面内の極大点の軌跡と定義される。凸部の任意の妥当な定義が方法において使用されてもよい。また、極大の軌跡から動かされる経路も本明細書の凸部の定義として含まれる。平面内の極大点の軌跡だけに対応している凸部は、「最大凸部」と名付けられる。

【 0 0 4 6 】

高速数値計算を要求する実施態様に対して、ウェーブレット変換はフーリエ変換を用いて近似として表されてもよい。たたみこみ定理によれば、ウェーブレット変換は信号とウェーブレット関数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、それぞれの要求される a スケールに対するウェーブレットのフーリエ変換との積の逆 F F T の結果に

【 数 1 6 】

$$\sqrt{a}.$$

を乗じたものに関して近似されてもよい。

【 0 0 4 7 】

本明細書で後述する技術の説明では、「スケイログラム」は、スケールリングされていない当初のウェーブレット表現、線形再スケールリング、ウェーブレット変換の絶対値の任意の累乗、または他の任意の好適な再スケールリングを含むが、これらに限らない再スケールリングのすべての好適な形を含むと解釈されてもよい。さらに、わかり易く簡潔にするために、用語「スケイログラム」は、ウェーブレット変換、 $T(a,b)$ 自体、または $T(a,b)$ の任意の部分の意味すると解釈されるべきである。例えば、ウェーブレット変換の実部、ウェーブレット変換の虚部、ウェーブレット変換の位相、ウェーブレット変換の他の任意の好適な部分、またはそれらの任意の組み合わせが、用語「スケイログラム」で表されることを意図している。

【 0 0 4 8 】

代表的時間周期と解釈されてもよいスケールは、ウェーブレット関数の特性周波数に変換されてもよい。任意の a スケールのウェーブレットに関連する特性周波数は、

10

20

30

40

50

【数 17】

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

で与えられ、

ここで、マザーウェーブレット（すなわち、 $a = 1$ における）の特性周波数 f_c はスケーリング定数になり、 f は任意のスケール a におけるウェーブレットに対する代表的周波数または特性周波数である。

【0049】

任意の好適なウェーブレット関数が本開示に関連して使用されてもよい。最も一般的に使用されている複雑なウェーブレットの1つであるモーレットウェーブレットは

10

【数 18】

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

のように定義され、

ここで、 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項はガウス窓の中の複雑な正弦曲線のノンゼロ平均を補正するため補正項として知られている。実際には、括弧内の第2項は $f_0 \gg 0$ の値に対して無視し得る程度に小さくなって無視でき、その場合、モーレットウェーブレットは

【数 19】

20

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

のような簡単な形で書くことができる。

【0050】

このウェーブレットは、スケーリングされたガウスエンベロープの中の複合波である。本明細書にはモーレットウェーブレットの両方の定義が含まれているが、式(14)の関数はノンゼロ平均を有しているため厳密に言えばウェーブレットではない（すなわち、式(14)の関数の対応するエネルギースペクトルのゼロ周波数項はノンゼロである）。しかしながら、式(14)は $f_0 \gg 0$ のとき極めて小さい誤差で実際に使用されてもよく、（他の同様の似通ったウェーブレット関数とともに）本明細書のウェーブレットの定義に含まれることが当業者により認識される。ウェーブレット関数の定義を含む基本的なウェーブレット理論のより詳しい概説については一般的な文献に記載がある。本明細書では、信号のウェーブレット分解からウェーブレット変換機能がどのように引き出される可能性があるかについて検討されている。例えば、PPG信号のウェーブレット分解は医療機器の中で臨床的に有用な情報を提供するために使用されてもよい。

30

【0051】

信号内の適切な反復特徴は、ウェーブレット空間または再スケーリングされたウェーブレット空間内にタイムスケール帯域を生じさせる。例えば、PPG信号の脈拍成分は、ウェーブレット空間内の脈拍周波数の位置に、または脈拍周波数の周囲に、優位な帯域を作り出す。図3(a)および図3(b)は、実施形態のPPG信号から導出された説明に役立つスケイログラムの2つの図を示している。図3(a)および図3(b)は、このような信号内の脈拍成分に起因する帯域の例を示している。脈拍帯域は図3(a)のプロット内の点線の間に位置している。帯域はスケイログラムを横切る一連の優位な合体形状から形成されている。これは、プロット内に矢印で示されたスケールの領域（毎分60拍に対応する）の中にある図3(b)の変換表面を横切る隆起した帯域としてはっきりと分かる。スケールに関するこの帯域の最大値は凸部である。凸部の軌跡は図3(b)の帯域の上部の黒色曲線として示されている。式(11)で与えられるようなスケイログラムの適切な再スケーリングを使用することにより、ウェーブレット空間内にある凸部が、信号の瞬時周波数に関連している可能性がある。このようにして、脈拍数がPPG信号から求めら

40

50

れてもよい。また、スケイログラムを再スケーリングする代わりに、ウェーブレット表面上の凸部から求められたスケールと、実際の脈拍数との間の適切な所定の関係が、脈拍数を決定するために使用されてもよい。

【0052】

脈拍凸部のタイムスケール座標を、ウェーブレット変換により得られたウェーブレット位相情報上へ写像することにより、個々の脈拍が捕捉されてもよい。このようにして、個々の脈拍と、各脈拍の中の成分のタイミングとの間の両方の時間が、心拍異常を検知したり、動脈系コンプライアンスを測定したり、または他の任意の好適な計算または診断を実行したりするために監視され使用されてもよい。凸部の他の定義が使用されてもよい。凸部と、脈拍周波数の発生との間の他の関係が使用されてもよい。

10

【0053】

上述のように、信号内の適切な反復特徴は、ウェーブレット空間または再スケーリングされたウェーブレット空間内にタイムスケール帯域を生じさせる。周期信号に対して、この帯域はタイムスケール平面内に一定のスケールで残る。多くの実際の信号では、特に、生物学的信号では、帯域は非定常であり、スケール、振幅、またはその両方が時間とともに変化してもよい。図3(c)は、実施形態の変換空間内に2つの帯域を生じさせる2つの適切な成分を含む信号のウェーブレット変換の説明に役立つ模式図を示している。これらの帯域は、ウェーブレット表面の三次元模式図上で帯域Aおよび帯域Bと名付けられている。実施形態では、帯域凸部は、これらの帯域の、スケールに対するピーク値の軌跡と定義される。検討を行うために、帯域Bが、関心のある信号情報を含んでいると仮定して

この帯域Bは「一次帯域」と呼ばれる。さらに、信号が由来し、その後、変換が導出されるシステムが、帯域Aおよび帯域B内の信号成分の間で何らかの形の結合を示すと仮定してもよい。帯域Bの特徴の類似のスペクトル特性を有する雑音または他の誤った特徴が信号内に存在している場合、帯域Bの中の情報があいまいになる（すなわち、不明瞭になったり、断片化したり、または紛失したりする）可能性がある。この場合、帯域Aの凸部は、ウェーブレット空間内で追跡され、振幅信号またはスケール信号のどちらか一方として抽出されてもよく、これらの振幅信号およびスケール信号は、それぞれ、「凸部振幅摂動」(RAP)信号および「凸部スケール摂動」(RSP)信号と呼ばれる。RAPおよびRSP信号は、凸部をそれぞれ時間振幅平面上またはタイムスケール平面上に投影することにより抽出されてもよい。図3(d)の上側のプロットは、図3(c)の凸部Aに関連するRAPおよびRSP信号の模式図を示している。これらのRAPおよびRSP信号の下方には、これらの新規に導出された信号のさらなるウェーブレット分解の模式図がある。この二次的なウェーブレット分解は、図3(c)の帯域Bの領域内の情報を帯域Cおよび帯域Dとして利用することを可能にする。帯域Cおよび帯域Dの凸部は、帯域Cおよび帯域Dを生じさせる信号成分の瞬時タイムスケール特性尺度として働いてもよい。雑音または他の誤った信号特徴の存在下で帯域B自体が不明瞭になっているとき、本明細書では二次的ウェーブレット機能分離(SWFD)と呼ばれるこの技法により、一次帯域B(図3(c))を生じさせる基本的物理プロセスに関連している信号成分の本質に関する情報を抽出できるようにしてもよい。

20

30

【0054】

ある場合には、例えば、不自然な結果を取り除くためにスケイログラムの変更（または変換された信号の係数の変更）が行われた場合などに、逆連続ウェーブレット変換が要求される可能性がある。一実施形態では、すべてのスケールaおよび位置bにわたって積分することにより、もともとの信号を、そのウェーブレット変換から復元できる逆連続ウェーブレット変換がある。

40

【数20】

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

また式(15)は

50

【数 2 1】

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

のように書かれてもよい。

ここで、 C_g は許容定数として知られているスカラー値である。 C_g はウェーブレット型依存であり、

【数 2 2】

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

で計算されてもよい。

【0055】

図 3 (e) は、上述の検討に基づいて逆連続ウェーブレット変換を実行するために採用されてもよい説明に役立つステップのフローチャートである。式 (15) がスケール全体にわたる一連のたたみ込みであると考えることにより逆変換を近似してもよい。フォワード変換の相互相関とは異なり、ここには複素共役がないことを理解すべきである。各時間 t について a および b のすべてにわたって積分するとともに、この式はまた、一連の乗算を用いて逆ウェーブレット変換を実行できるようにするたたみこみ定理を利用してもよい。図 3 (f) は、逆連続ウェーブレット変換の近似を実行するために採用されてもよい説明に役立つステップのフローチャートである。逆連続ウェーブレット変換を実行するための他の任意の好適な技法が本開示に基づいて使用されてもよいことが理解される。

10

20

【0056】

本開示は、努力を測定するために上述の技法を用いて信号を処理して技法の結果を解析するための方法およびシステムに関する。一実施形態では、努力は信号における少なくとも 1 つの反復的特徴の強度の程度に関連してもよい。他の実施形態では、努力は信号に影響を与える可能性があるプロセスの身体的努力に関連してもよい (例えば、努力はプロセス作業に関連してもよい)。例えば、PPG 信号から計算される努力は患者の呼吸努力に関連してもよい。例えば、患者の呼吸経路が狭くなったり詰まったりしたとき、呼吸努力は増加する可能性がある。逆に、患者の呼吸経路が狭くなったり詰まったりしていないとき、呼吸努力は減少する可能性がある。信号の努力は、例えば、ウェーブレット変換を用いて信号を変換して、ウェーブレット変換から導出されたスケイログラムの特徴を解析することにより測定されてもよい。特に、スケイログラム内の脈拍帯域および呼吸帯域の特徴の変化は、呼吸努力の変化と関連している可能性がある。

30

【0057】

付加的な実施例として、本明細書で開示した方法およびシステムは、機械的エンジンにおける努力を測定するために使用されてもよい。機械的エンジンは、機械部品の摩耗および/または不十分な潤滑のために時間がたつと効率が低下する可能性がある。これはエンジン部品に必要以上の歪みをかける可能性があり、特に、プロセスを完了するために、より多くの努力、仕事、または力をエンジンに負わせる。エンジン機能は信号を用いて監視され表されてもよい。これらの信号は、本明細書に記載の技法を用いて努力を測定するために変換され解析されてもよい。例えば、エンジンは特定の様式で振動する可能性がある。この振動はスケイログラムの中に帯域 (複数可) を作り出す可能性がある。この帯域 (複数可) の特徴は、エンジンが努力したり、または努力しなかったりするときに変化する可能性がある。そのとき、特徴の変化は、努力と関連している可能性がある。

40

【0058】

本開示が任意の好適な信号に適用できること、および PPG 信号または機械的監視信号は単に説明のために使用されているに過ぎないことが理解される。当業者は本開示が、他の生体信号 (例えば、心電図、脳波、胃電図、筋電図、心拍信号、病理音、超音波、もしくは他の任意の好適な生体信号など)、動的信号、非破壊試験信号、状態監視信号、流体

50

信号、地球物理学的信号、天文学的信号、電気信号、財務指標を含む財政的信号、音響および音声信号、化学信号、気候指標を含む気象学的信号、ならびに/または他の任意の好適な信号、ならびに/またはそれらの任意の組み合わせを含むが、これらに限らない他の信号に対しても広い適用性を有していることを認識する。

【0059】

本開示に記載の努力を測定するための方法は、人間が読めるまたは機械が読める情報の使用を通じて数多くの異なるシステムおよび装置上で実現されてもよい。例えば、本明細書に記載の方法は、機械が読めるコンピュータコードを用いて実現され、コンピュータコードを読むことができるコンピュータシステム上で実行されてもよい。努力を測定できる例示的システムが図4に示されている。

10

【0060】

図4は、実施形態の説明に役立つ連続ウェーブレット処理システムである。実施形態では、入力信号発生器410が入力信号416を生成する。図示のように、入力信号発生器410は、入力信号416としてPPG信号を提供してもよいセンサ418に接続された酸素濃度計420を含んでいてもよい。入力信号発生器410は、信号416を作り出すために任意の好適な信号源、信号生成データ、信号生成装置、またはそれらの任意の組み合わせを含んでいてもよいことが理解される。信号416は、例えば、生体信号(例えば、心電図、脳波、胃電図、筋電図、心拍信号、病理音、超音波、もしくは他の任意の好適な生体信号など)、動的信号、非破壊試験信号、状態監視信号、流体信号、地球物理学的信号、天文学的信号、電気信号、財務指標を含む財政的信号、音響および音声信号、化学信号、気候指標を含む気象学的信号、ならびに/または他の任意の好適な信号、ならびに/またはそれらの任意の組み合わせなどの任意の好適な信号(複数可)であってもよい。

20

【0061】

実施形態では、信号416はプロセッサ412に接続されてもよい。プロセッサ412は、信号416を処理するための任意の好適なソフトウェア、ファームウェア、および/もしくはハードウェア、ならびに/またはそれらの組み合わせであってもよい。例えば、プロセッサ412は、1つ以上のハードウェアプロセッサ(例えば、集積回路など)、1つ以上のソフトウェアモジュール、メモリなどのコンピュータ可読媒体、ファームウェア、またはそれらの任意の組み合わせを含んでいてもよい。プロセッサ412は、例えば、コンピュータであってもよく、または1つ以上のチップ(すなわち、集積回路)であってもよい。プロセッサ412は、本開示の連続ウェーブレット変換に関連する計算および変換の任意の好適な質問に関連する計算を実行してもよい。プロセッサ412は、信号416をフィルタリングするために、任意の好適な帯域通過フィルタリング、適応フィルタリング、閉ループフィルタリング、および/もしくは他の任意の好適なフィルタリング、ならびに/またはそれらの任意の組み合わせなどの信号416の任意の好適な信号処理を実行してもよい。

30

【0062】

プロセッサ412は、任意の好適な揮発性メモリデバイス(例えば、RAM、レジスタなど)、不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、フラッシュメモリなど)、またはそれらの両方のような1つ以上のメモリデバイス(図示せず)に接続されてもよく、または1つ以上のメモリデバイスを組み込んでもよい。メモリは、例えば、スケイログラムを表すデータのような、入力信号416の連続ウェーブレット変換に対応するデータを保存するために、プロセッサ412により使用されてもよい。一実施形態では、スケイログラムを表すデータは、タイムスケール平面内のエネルギーレベルとしてスケイログラムを表す三次元アレイのような任意の好適な三次元データ構造としてプロセッサ412の内部のRAMまたはメモリ内に保存されてもよい。他の任意の好適なデータ構造が、スケイログラムを表すデータを保存するために使用されてもよい。

40

【0063】

プロセッサ412は出力414に接続されてもよい。出力414は、例えば、1つ以上

50

の医療機器（例えば、さまざまな生理的パラメータを表示する医療監視装置、医療警報、または生理的パラメータを表示するか、もしくはプロセッサ 4 1 2 の出力を入力として使用するかのどちらかを行う他の任意の好適な医療機器）、1 つ以上の表示装置（例えば、モニタ、PDA、携帯電話、他の任意の好適な表示装置、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装置、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、他の任意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 つ以上の印刷装置、他の任意の好適な出力装置、またはそれらの任意の組み合わせのような任意の好適な出力装置であってもよい。

【0064】

システム 400 はシステム 10（図 1 および図 2）に組み込まれてもよく、システム 10 では、例えば、入力信号発生器 410 はセンサ 12 およびモニタ 14 の一部として実現されてもよく、プロセッサ 412 はモニタ 14 の一部として実現されてもよいことが理解される。

10

【0065】

いくつかの実施形態では、努力を測定するために、プロセッサ 412 は、最初に信号を、例えば、フーリエ領域、ウェーブレット領域、スペクトル領域、スケール領域、時間領域、タイムスペクトル領域、タイムスケール領域、または任意の変換空間などの任意の好適な領域に変換してもよい。プロセッサ 412 は、必要に応じて、もともとの信号および/または変換された信号を好適な領域のうちのいずれかにさらに変換してもよい。

【0066】

プロセッサ 412 は、もともとの信号または変換された信号を任意の好適な方法で、例えば、スペクトログラムまたはスケイログラムなどの二次元表現または三次元表現を用いて表してもよい。

20

【0067】

プロセッサ 412 が好適な方法で信号を表した後に、その後、プロセッサ 412 は、努力を測定するために信号 416 の信号表現内の選択された特徴を捜し出して解析してもよい。選択された特徴は、エネルギーに関する値、重み付けされた値、または値の変化、振幅、周波数変調、振幅変調、スケール変調、特徴の違い（例えば、タイムスケール帯域中の凸部振幅ピークの間隔など）を含んでもよい。

【0068】

例えば、選択された特徴は、上述の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のタイムスケール帯域内の特徴を含んでもよい。説明に役立つ実施例として、帯域が患者の呼吸帯域であるときには、帯域の振幅またはエネルギーが患者の呼吸努力を示してもよい。さらに、帯域の振幅またはエネルギーの変化は、患者の呼吸努力の変化を示してもよい。また、他のタイムスケール帯域が呼吸努力を示す情報を提供してもよい。また、例えば、振幅変調、または患者の脈拍帯域のスケール変調が呼吸努力を示してもよい。努力は、上述の選択された特徴、他の好適な特徴、またはそれらの任意の組み合わせのうちのいずれかと関連してもよい。

30

【0069】

選択された特徴は、信号 416 の好適な領域空間表現の 1 つ以上の領域の中で局在化され、反復的、または連続的であってもよい。選択された特徴は必ずしも帯域内に局在化されていなくてもよいが、信号表現の中の任意の領域内に潜在的に存在してもよい。例えば、選択された特徴は、ウェーブレット変換表面の中でスケールまたは時間において局在化され、反復的、または連続的であってもよい。特定の大きさおよび形の領域が、信号 416 の領域空間表現において選択された特徴を解析するために使用されてもよい。領域の大きさおよび形は、解析される予定の特定の特定の領域に少なくとも部分的に基づいて選択されてもよい。説明に役立つ実施例として、1 つ以上の選択された特徴に対して患者の呼吸帯域を解析するために、領域がタイムスケール領域内の上方および下方のスケール値を有するように選択されて、領域がタイムスケール領域の帯域の一部、全体の帯域、または全体の帯域プラス付加的な部分を含むようになっていてもよい。また、領域は選択された時間窓

40

50

幅を有していてもよい。

【0070】

領域の境界は特徴の期待される位置に少なくとも部分的に基づいて選択されてもよい。例えば、期待される位置は、複数の患者の経験的データに少なくとも部分的に基づいてもよい。また、領域は患者の分類に少なくとも部分的に基づいて選択されてもよい。例えば、大人の呼吸帯域位置は、新生児の患者の呼吸帯域位置とは一般に異なる。したがって、大人用に選択された領域は、新生児用に選択された領域とは異なる可能性がある。

【0071】

いくつかの実施形態では、領域はスケイログラムの中の特徴に少なくとも部分的に基づいて選択されてもよい。例えば、患者に対するスケイログラムは、呼吸帯域の位置と、その対応する凸部とを決定するために解析されてもよい。呼吸帯域凸部は標準的な凸部検出技法を用いて見つけられてもよい。また、凸部は、Watsonらの「Systems and Method for Ridge Selection in Scalograms of Signals」と題する2008年10月3日に出願された米国特許出願第12/245,326号明細書(代理人整理番号H-RM-01197-1(COV-2-01))に記載された技法を用いて検出されてもよく、当該文献はその全体が参照により本明細書に組み込まれる。説明に役立つ実施例として、帯域の凸部が位置Xにあることが分かったとき、領域は所定距離を、位置Xを超えたおよび位置Xの手前の所定の距離まで延ばすように選択されてもよい。あるいは、帯域自体が、その大きさを測定するために解析されてもよい。帯域の上界および下界は、1つ以上の所定しきい値または適応しきい値を用いて決定されてもよい。例えば、帯域の上界および下界は、帯域がしきい値の下方を横切る位置に決定されてもよい。領域の幅は所定の時間であってもよく、または領域の幅はもとの信号またはスケイログラムの特性に少なくとも部分的に基づいて変化してもよい。例えば、雑音が検出されるときには、領域の幅が増やされてもよく、または領域の一部が無視されてもよい。

【0072】

いくつかの実施形態では、領域は選択された特徴の反復性に少なくとも部分的に基づいて決定されてもよい。例えば、帯域は周期的な特徴を有していてもよい。特徴の周期は、時間および/またはスケールにおいて領域の境界を決定するために使用されてもよい。

【0073】

また、1つ以上の領域の大きさ、形、および位置は信号解析を用いて適応的に操作されてもよい。適応は、さまざまな領域空間の中の信号または特徴の特性の変更にも少なくとも部分的に基づいてもよい。

【0074】

例えば、プロセッサ412により信号が処理されているとき、領域は、選択された特徴の値、または選択された特徴の値の変化を測定するために、任意の好適な領域空間において任意の好適なパラメータに関して信号上を動かされてもよい。処理はリアルタイムで、または以前に記録された信号を用いて、実行されてもよい。例えば、領域は時間とともにタイムスケール領域内で呼吸帯域上を移動してもよい。選択された特徴が解析されたとき、選択された特徴は時間とともに努力と関連付けられてもよく、したがって、努力の値、または努力の値の変化を時間とともに示してもよい。

【0075】

いくつかの実施形態では、測定された努力は、努力を示す量的または質的な値として提供されてもよい。量的または質的な値は、上述の選択された特徴のような関連情報の1つ以上の好適な計量における値または値の変化を用いて測定されてもよい。量的または質的な値は、特徴の基準線または較正された値からの絶対差に基づいてもよい。例えば、患者の呼吸努力は最初のセットアップのときに較正されてもよい。あるいは、値は、振幅におけるピークの間の変化、大きさの変化、エネルギーレベルの変化、または特徴の変調における変化のような特徴の相対変化を示してもよい。

【0076】

10

20

30

40

50

努力の量的または質的な値は、例えば、表示部 2 8 などの表示部上に表示するために提供されてもよい。努力は、測定された努力の値もしくは値の変化、または上述の選択された特徴の値もしくは値の変化を表現することにより表示部上に図形的に表示されてもよい。図的表現は一次元、二次元、またはより多くの次元で表示されてもよく、図的表現は固定されていてもよく、または時間とともに変化してもよい。図的表現は、色、模様、または他の任意の視覚表現を変化させることにより、さらに改善されてもよい。

【 0 0 7 7 】

図的表現、量的表現、質的表現、または表現の組み合わせを用いた努力の描写は、出力 4 1 4 上に提示されてもよく、プロセッサ 4 1 2 により制御されてもよい。

【 0 0 7 8 】

いくつかの実施形態では、出力 4 1 4 の表示部および/またはスピーカは、努力が何らかの量的または質的しきい値を上回ったり、または下回ったりしたとき、それぞれ視覚警報および音声警報を発するように構成されてもよい。視覚警報は、例えば、表示部 2 8 上に表示されてもよく、音声警報は、例えば、スピーカ 2 2 で発生されてもよい。しきい値は、経験的データ、基準線示度、平均示度、またはデータの組み合わせに少なくとも部分的に基づいてもよい。しきい値は動作の開始時に設定されてもよく、または動作中に設定されてもよい。いくつかの実施形態では、プロセッサ 4 1 2 は、視覚警報、音声警報、または警報の組み合わせを発するかどうかを判断してもよい。努力が特定のパーセント変化分だけまたは絶対値変化分だけ、しきい値を上回ったり、または下回ったりしたとき、警報がトリガされてもよい。

【 0 0 7 9 】

また、測定された努力の値をもたらす上記で実行された解析および/または警報は、測定された努力および/または他の検出された特徴に少なくとも部分的に基づいて、事象を検出するのに使用されてもよい。例えば、このプロセスは睡眠検査に関連して使用されてもよい。努力の増加は、他の事象から無呼吸事象を検知するおよび/または識別するのに使用されてもよい。例えば、努力の減少は中枢性無呼吸を示している可能性があり、努力の増加は閉塞性無呼吸を示している可能性がある。実施形態では、PPG 信号からの呼吸努力は、睡眠検査で通常使用される他の信号と組み合わせて使用されてもよい。一実施形態では、治療的介入の効果を監視するために、例えば、ぜんそく薬が患者の呼吸努力に及ぼす効果を監視するために、本開示が使用されてもよい。例えば、時間とともに患者の呼吸努力がどれくらい迅速に減少するかを判断するために患者の呼吸努力が監視されてもよく、仮にそのような場合でも、ぜんそくの症状を軽減するために患者が薬を受け取った後に行われる。

【 0 0 8 0 】

図 5 は、本開示の実施形態に基づいて解析されてもよい P P G 信号の説明に役立つスケイログラムを示している。スケイログラムは、上述のように図 1 および図 2 のシステム 1 0 または図 4 のシステム 4 0 0 により作成されてもよい。スケイログラムは図示のように呼吸帯域 5 0 2 および脈拍帯域 5 0 4 を含んでいる。呼吸努力を示してもよい特徴に対して、これらの帯域が捜し出されて解析されてもよい。

【 0 0 8 1 】

図 5 は時間 5 0 6 から始まる呼吸努力の増加を示しており、この呼吸努力の増加は、患者が呼吸抵抗の増加を経験することにより引き起こされる可能性がある。呼吸努力のこの変化を検知するために、領域 5 0 8 および 5 1 0 が使用されてもよい。領域 5 0 8 は全体として脈拍帯域 5 0 4 の部分を覆って位置しており、領域 5 1 0 は全体として呼吸帯域 5 0 2 の部分を覆って位置している。領域 5 0 8 および 5 1 0 は時間とともに領域の中の特徴を解析できるようにしながら、時間とともにスケイログラム全体にわたってずらされてもよい。領域 5 0 8 および 5 1 0 の大きさ、形、および位置は、あくまで例を示したに過ぎない。領域の特徴は、領域がずらされるにつれて変化してもよく、上述のように他の任意の好適な大きさ、形、および位置が使用されてもよい。

【 0 0 8 2 】

10

20

30

40

50

時間 5 0 6 において、脈拍帯域 5 0 4 の振幅およびスケールの変調が増加し始める可能性がある（例えば、領域 5 0 8 の中で）ことが観察されてもよい。呼吸努力の増加は脈拍帯域の振幅およびスケール変調におけるこの増加につながる可能性があるため、この変調またはこの変調の変化の解析は、上述のように患者の呼吸努力と関連している可能性がある。変調は、例えば、脈拍帯域の凸部の変調を解析することにより決定されてもよい。

【 0 0 8 3 】

また、呼吸努力の増加は、呼吸帯域 5 0 2 の振幅およびエネルギーの増加につながる可能性がある。振幅およびエネルギーの増加は、領域 5 1 0 の中の時間 5 0 6 で確認できる。振幅は、呼吸帯域の凸部を解析することにより決定されてもよい。エネルギーは、領域 5 1 0 の中の平均エネルギーまたはエネルギーの中央値を解析することにより決定されてもよい。また、領域 5 1 0 の中の振幅および / もしくはエネルギー、または振幅および / もしくはエネルギーの変化の解析は、患者の呼吸努力と関連している可能性がある。

10

【 0 0 8 4 】

患者の呼吸努力は、呼吸帯域もしくは脈拍帯域の振幅変調、スケール変調、振幅、もしくはエネルギー、またはそれらの特徴の変化、またはそれらの任意の好適な組み合わせに少なくとも部分的に基づいて決定されてもよい。

【 0 0 8 5 】

患者の呼吸努力を解析するための上述の技法は、任意の種類 of 努力を測定するために使用できることが理解される。例えば、これらの技法は、任意の生物学的プロセス、機械的プロセス、電気的プロセス、財政プロセス、地球物理学的プロセス、天文学的プロセス、化学プロセス、物理プロセス、流体プロセス、発話プロセス、音響プロセス、気象学的プロセス、および / または他の任意の好適なプロセス、ならびに / またはそれらの任意の組み合わせに関連する努力を測定するために使用できる。

20

【 0 0 8 6 】

付加的な実施例として、上述の技法は、機械的エンジンにおける努力を測定するために使用されてもよい。エンジン機能は信号を用いて監視され表されてもよい。これらの信号は変換され、例えば、スケイログラムにより表されてもよい。通常 of エンジン機能はスケイログラムの中に帯域（複数可）を作り出す可能性がある。この帯域（複数可）の特徴は、エンジンが努力したり、または努力しなかったりするときに変化したり、または明らかになったりする可能性がある。これらの特徴は、帯域の振幅変調、スケール変調、振幅、またはエネルギーの変化を含んでいてもよい。また、これらの特徴は、スケイログラムの他の領域において変化したり、または明らかになったりする可能性がある。そのとき、これらの特徴の出現または変化は、エンジンに負わされる努力、または努力の変化と関連している可能性がある。

30

【 0 0 8 7 】

また、上述の技法は、人間が読めるまたは機械が読める任意の命令を用いて、本明細書に記載するような任意の好適なシステムまたは装置上で実現されてもよいことが理解される。

【 0 0 8 8 】

図 6 は、努力を測定するために使用されてもよいステップを示す説明に役立つフローチャートである。ステップ 6 0 0 では、例えば、1 つ以上の生体信号（例えば、心電図、脳波、胃電図、筋電図、心拍信号、病理音、超音波、もしくは他の任意の好適な生体信号など）、生理学的信号、動的信号、非破壊試験信号、状態監視信号、流体信号、地球物理学的信号、物理的信号、天文学的信号、電気信号、電磁信号、機械的信号、財務指標を含む財政的信号、音響および音声信号、化学信号、気候指標を含む気象学的信号、ならびに / または他の任意の好適な信号、ならびに / またはそれらの任意の組み合わせを含む 1 つ以上の信号が受信されてもよい。説明に役立つ実施例として、入力信号は P P G 信号であってもよい。

40

【 0 0 8 9 】

ステップ 6 0 2 では、受信信号は、フーリエ領域、ウェーブレット領域、スペクトル領

50

域、スケール領域、時間領域、タイムスペクトル領域、またはタイムスケール領域などの任意の好適な領域に変換されてもよい。例えば、信号（複数可）は連続ウェーブレット変換などのウェーブレット変換を用いてタイムスケール領域に変換されてもよい。信号が好適な領域に変換されると、信号は好適な表現により示されてもよい。好適な表現は二次元表現または三次元表現を含んでいてもよい。説明に役立つ実施例として、タイムスケール領域に変換された信号は、その後、スケイログラムにより表されてもよい。

【0090】

信号が変換されて好適な表現により表されると、ステップ604および606に示すように1つ以上の特徴が信号表現の中で解析されてもよい。

【0091】

ステップ604および606では、信号表現の中の1つ以上の領域が検査のために選択されてもよい。これらの領域は領域508および領域510と同様であってもよい。領域508および領域510に関して上述したように、領域は任意の好適な大きさ、形、および位置からなってもよい。また、領域は時間とともに領域の中の特徴を解析できるようにしながら、時間とともにスケイログラム全体にわたってずらされてもよい。例えば、領域はスケイログラムの中の脈拍帯域または呼吸帯域などの帯域を含んでいてもよい。また、領域は信号表現の中の他の任意の好適な帯域または特徴を含んでいてもよい。

【0092】

ステップ604では、領域の中で解析される特徴は振幅またはエネルギーを含んでいてもよい。ステップ606では、振幅変調、スケールもしくは周波数変調、ピークの間の距離、および/もしくは他の任意の好適な特徴、ならびに/または特徴の組み合わせが解析されてもよい。

【0093】

ステップ608では、ステップ604および608での特徴の解析に少なくとも部分的に基づいて努力情報が決定されてもよい。図5に関して上述したように、努力は、ステップ604および606で捜し出されて解析された特徴の変化または出現と関連している可能性がある。例えば、呼吸努力は、呼吸帯域および/または脈拍帯域内の振幅、エネルギー、振幅変調、周波数変調、および/またはスケール変調の変化、または重み付けされた変化と関連している可能性がある。努力と、解析された特徴の間の相関は、努力と関連する量的または質的な値を決定するために使用されてもよい。決定された値は、例えば、努力、または努力の変化を示していてもよい。値は、努力の基準線または較正された値からの絶対差またはパーセント差に少なくとも部分的に基づいて決定されてもよい。さらに、値は信号表現の中の解析された特徴の変化または出現に少なくとも部分的に基づいて決定されてもよい。

【0094】

また、ステップ608で実行される解析は、測定された努力がしきい値を上回ったり、または下回ったりしているかを判断してもよい。しきい値は、経験的データ、基準線示度、平均示度、またはデータの組み合わせに少なくとも部分的に基づいてもよい。しきい値は動作の開始時に努力もしくは特徴に少なくとも部分的に基づいて設定されてもよく、または動作中に調節されてもよい。努力がしきい値を横切ったとき、警報を発生してもよい。いくつかの実施形態では、努力が特定のパーセント変化分だけまたは絶対値変化分だけ、しきい値を上回ったり、または下回ったりしたとき、または測定された努力値がしきい値を横切ったとき、警報がトリガされてもよい。

【0095】

また、ステップ608で実行される解析は、測定された努力および/または他の検出された特徴に少なくとも部分的に基づいて事象を検出してもよい。例えば、このプロセスは睡眠検査に関連して使用されてもよい。努力の増加は、他の事象から無呼吸事象を検知するおよび/または識別するのに使用されてもよい。このような無呼吸事象が起こったとき、付加的な通知が生成されてもよい。実施形態では、PPG信号からの呼吸努力は、睡眠検査で通常使用される他の信号と組み合わせて使用されてもよい。

10

20

30

40

50

【0096】

ステップ610では、警報がトリガされたときには、信号解析および測定された努力が、可能性のある警報とともに出力されてもよい。出力は、図1に示す表示部28のような表示部上に表示されてもよい。努力、または努力の変化を表す測定された質的または量的な値に少なくとも部分的に基づいてグラフィカルディスプレイが生成されてもよい。図的表現は一次元、二次元、またはより多くの次元で表示されてもよく、図的表現は固定されていてもよく、または時間とともに変化してもよい。図的表現は、色、模様、または他の任意の視覚表現を変化させることにより、さらに改善されてもよい。さらに、警報は、例えば、表示部28などの表示部上に表示されることにより可視化されてもよく、例えば、スピーカ22などのスピーカの可聴音を通して行われてもよい。

10

【0097】

ステップ610で信号解析および測定された努力が出力されているとき、プロセス全体が繰り返してもよい。新規の信号が受信されてもよく、または受信信号(複数可)の他の部分について努力測定が継続してもよい。努力測定を止めるコマンドがあるまで、および/または努力測定プロセスを止めるように指定された何らかの事象が検出されるまで、プロセスはいつまでも繰り返してもよい。例えば、呼吸努力の急増が検知された後には努力測定を止めることが好ましい可能性がある。

【0098】

また、上述の方法は、人間が読めるまたは機械が読める任意の命令を用いて、本明細書に記載するような任意の好適なシステムまたは装置上で実現されてもよいことが理解される。

20

【0099】

以上の記述はあくまで本開示の原理の例を示したに過ぎず、本開示の範囲および要旨を逸脱することなく、当業者によりさまざまな修正を行うことができる。また、下記のクレームは本開示のさまざまな態様を記述する。

【図1】

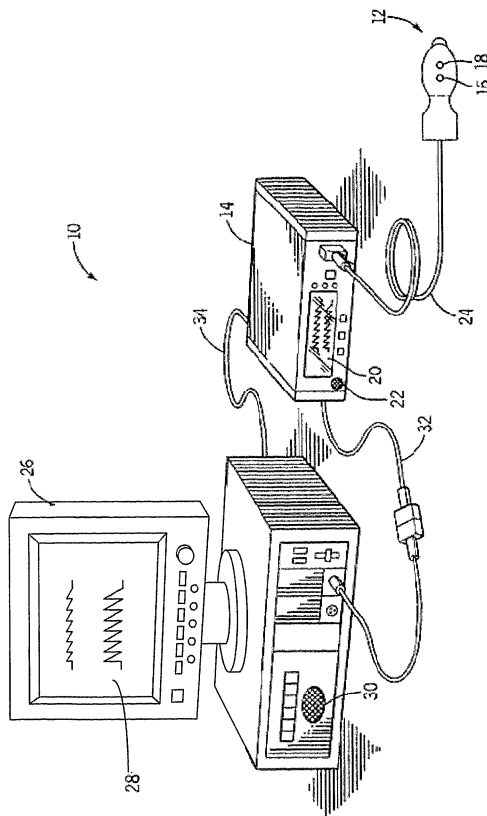


FIG. 1

【図2】

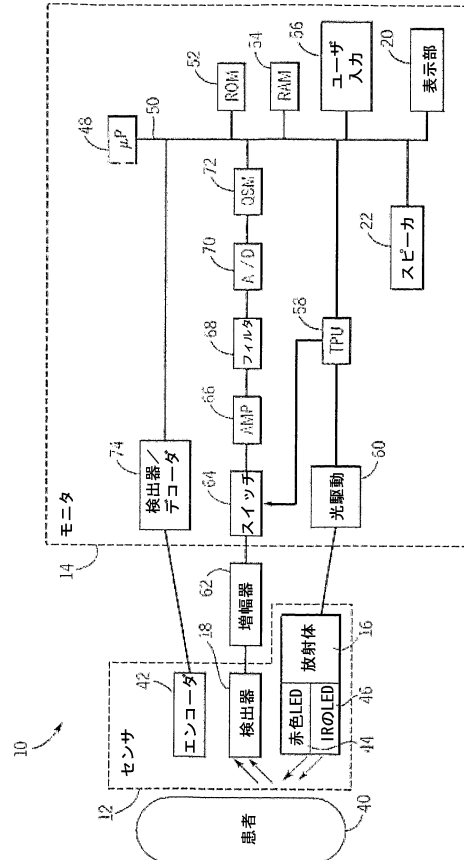


FIG. 2

【図 3 (a)】

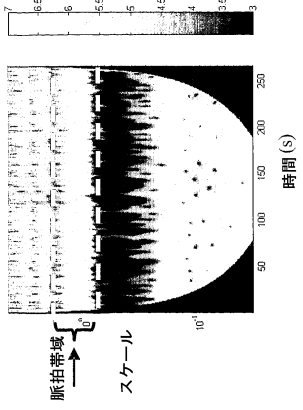


FIG. 3(a)

【図 3 (b)】

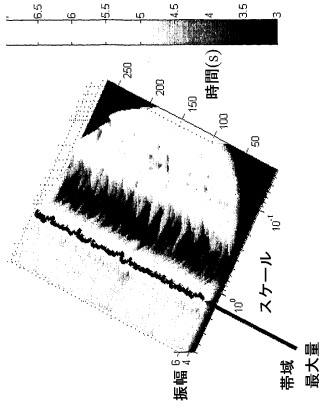


FIG. 3(b)

【図 3 (c)】

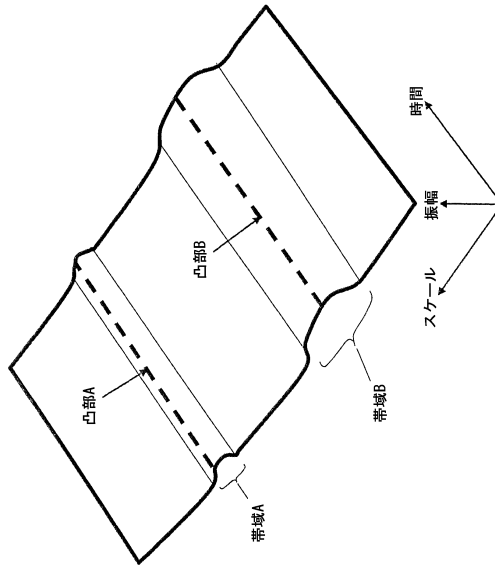


FIG. 3(c)

【図 3 (d)】

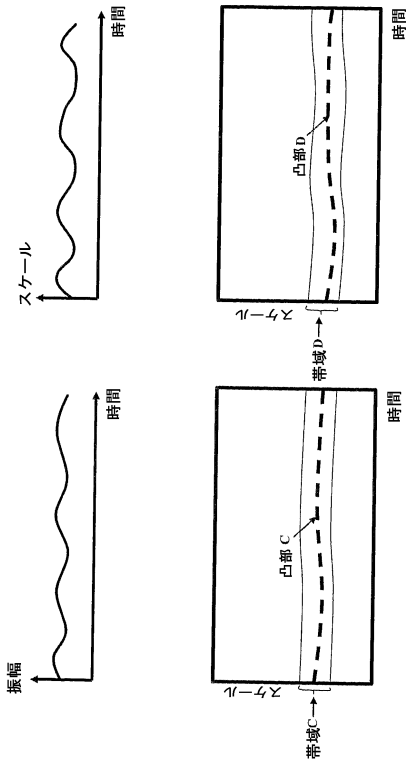


FIG. 3(d)

【図 3 (e)】

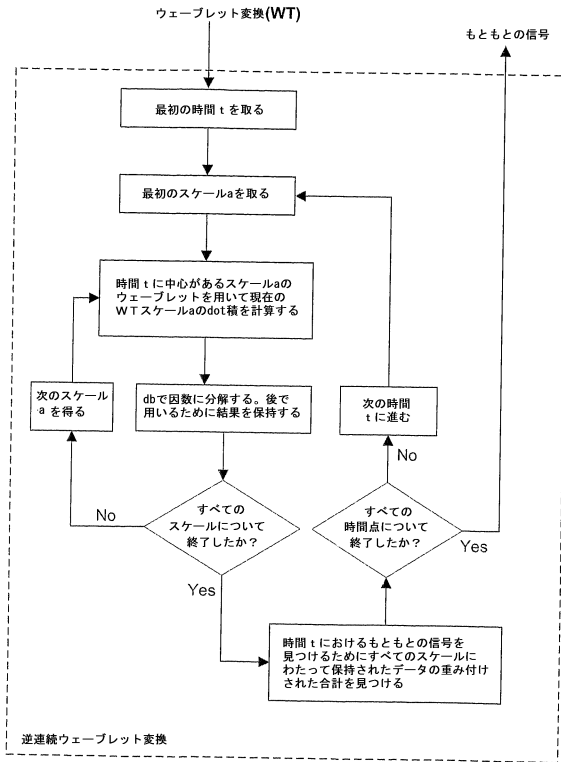


FIG. 3(e)

【図3(f)】

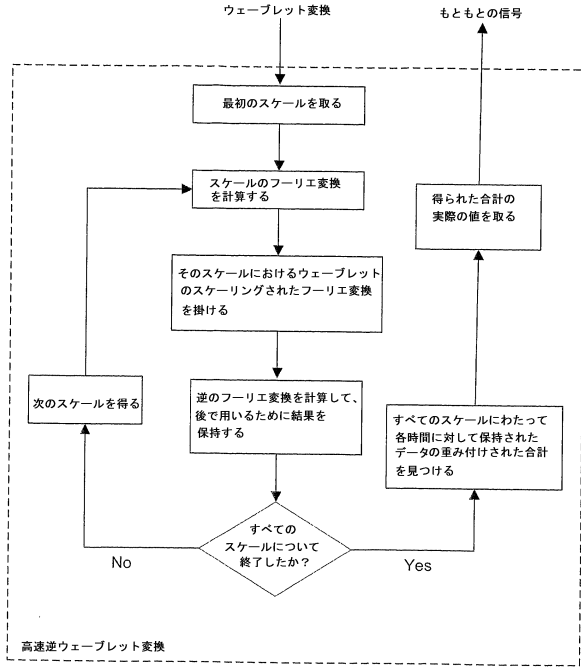


FIG. 3(f)

【図4】

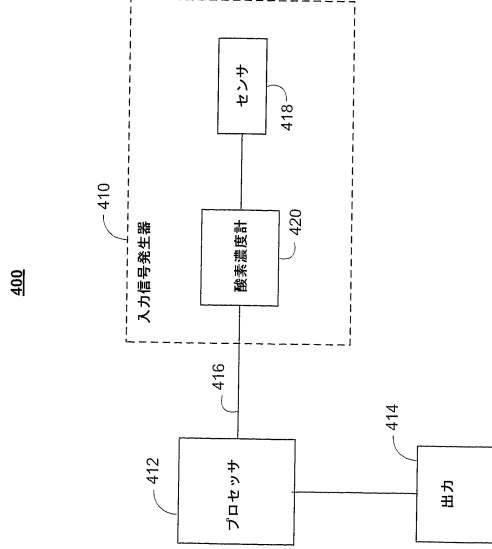


FIG. 4

【図5】

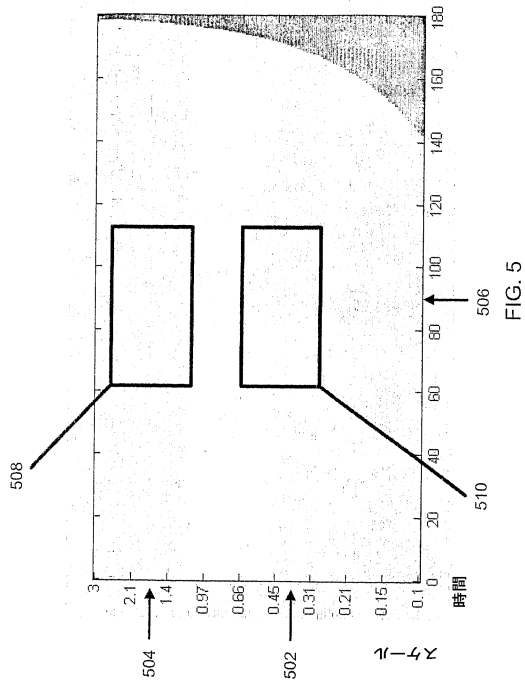


FIG. 5

【図6】

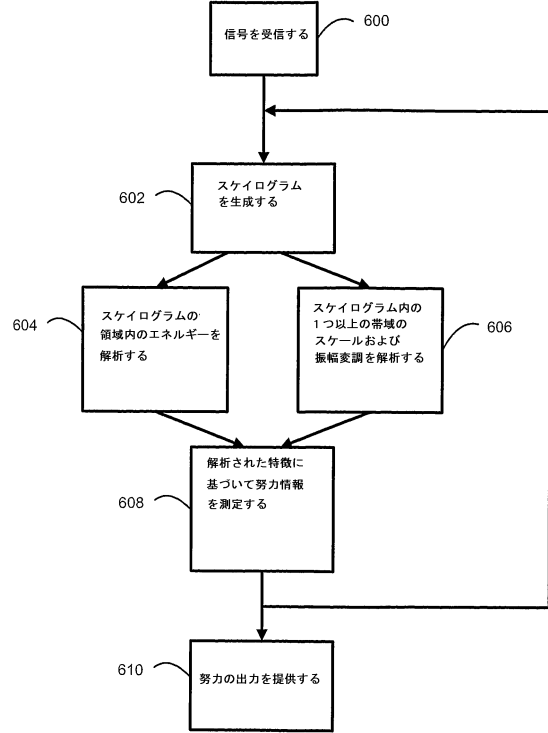


FIG. 6

フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 12/245,366
(32)優先日 平成20年10月3日(2008.10.3)
(33)優先権主張国 米国(US)

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 特表2005-500876(JP,A)
特表2007-515977(JP,A)
特表2003-531656(JP,A)
特許第5399485(JP,B2)
米国特許出願公開第2009/326402(US,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/00
A61B 5/02 - 5/03

专利名称(译)	用于测量努力的系统和方法		
公开(公告)号	JP5622723B2	公开(公告)日	2014-11-12
申请号	JP2011515654	申请日	2009-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	的Nellcor针尤里Tanbe篮网爱尔兰		
申请(专利权)人(译)	的Nellcor-Piyuritan-Benetsuto爱尔兰		
当前申请(专利权)人(译)	的Nellcor-Piyuritan-Benetsuto爱尔兰		
[标]发明人	アデイソンポールスタンリー ワトソンジェイムズニコラス		
发明人	アデイソン,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 A61B5/0245		
CPC分类号	A61B5/08 A61B5/0816 A61B5/087 A61B5/14551 A61B5/726		
FI分类号	A61B5/00.Z A61B5/02.310.Z A61B5/00.G		
优先权	61/077097 2008-06-30 US 61/077130 2008-06-30 US 12/245366 2008-10-03 US		
其他公开文献	JP2011526512A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据一个实施例，公开了一种用于测量努力的方法和系统。努力可能与信号中至少一个重复特征的强度程度有关。努力还可以涉及可能影响信号（例如，PPG信号等）的物理努力或过程工作（例如，呼吸努力等）。可以通过连续小波变换变换的变换信号的特征分析来测量努力。例如，可以使用至少部分地基于生理信号的小波变换生成的硬度计来测量呼吸努力并分析该硬度计的特征。

がって、(4)は

】

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