

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4278048号
(P4278048)

(45) 発行日 平成21年6月10日 (2009. 6. 10)

(24) 登録日 平成21年3月19日 (2009. 3. 19)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 5/145 (2006. 01)	A 6 1 B 5/14 3 1 O
A 6 1 B 5/0245 (2006. 01)	A 6 1 B 5/02 3 1 O G
A 6 1 B 5/08 (2006. 01)	A 6 1 B 5/08

請求項の数 15 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2003-506578 (P2003-506578)	(73) 特許権者	309001355
(86) (22) 出願日	平成14年6月21日 (2002. 6. 21)		ネルコア ビューリタン ベネット アイ ルランド
(65) 公表番号	特表2005-500876 (P2005-500876A)		アイルランド共和国 ゴールウェイ マー ビュー マイケル コリンズ ロード (番 地なし)
(43) 公表日	平成17年1月13日 (2005. 1. 13)	(74) 代理人	100077481
(86) 国際出願番号	PCT/GB2002/002843		弁理士 谷 義一
(87) 国際公開番号	W02003/000125	(74) 代理人	100088915
(87) 国際公開日	平成15年1月3日 (2003. 1. 3)		弁理士 阿部 和夫
審査請求日	平成17年5月9日 (2005. 5. 9)	(72) 発明者	アディソン、ポール、スタンリー
(31) 優先権主張番号	0115284. 2		英国、エディンバラ、イーエイチ 1 O 6
(32) 優先日	平成13年6月22日 (2001. 6. 22)		ユーアール、バックストン クルック 5
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		8
(31) 優先権主張番号	0206382. 4		
(32) 優先日	平成14年3月19日 (2002. 3. 19)		
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 パルスオキシメトリー信号のウェーブレットに基づく解析

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象物からパルスオキシメトリー信号を導き出すパルスオキシメーターと、連続ウェーブレット変換技法により前記パルスオキシメトリー信号を処理して、ウェーブレットエネルギー面を導き出し、位置パラメーター及びスケールパラメーターに対する前記面をプロットし、前記面の特徴を識別して1つまたは複数の生理的パラメーターを導き出す信号処理手段とを備え、

前記生理的パラメーターが、呼吸情報を含み、

前記呼吸情報が、位相値のスケール間の相関によって導き出されることを特徴とする生理的測定システム。

【請求項 2】

前記パルスオキシメトリー信号がフォトプレチスモグラフィ (PPG) であることを特徴とする請求項 1 に記載されたシステム。

【請求項 3】

前記信号処理手段は、前記パルスオキシメーター信号のウェーブレット変換モジュールを導き出し、位置パラメーター及びスケールパラメーターに対する前記モジュールをプロットすることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載されたシステム。

【請求項 4】

前記スケールパラメーターが、前記分解に用いられるウェーブレットの特徴的な周波数であることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 5】

前記スケールパラメーターが、ウェーブレットの相似変換であることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 6】

前記ウェーブレット変換解析による前記パルスオキシメトリー信号から導き出される情報を表示するディスプレイを含むことを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載されたシステム。

【請求項 7】

前記情報がリアルタイムに表示されることを特徴とする請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記情報が、前記パルスオキシメトリー信号内のエネルギー分布、処理された信号中のコヒーレント構造、分解された波形の等高線プロット、分解された波形の面プロット、及び 2 次元または 3 次元のエネルギースケイログラムのうちの 1 つまたは複数を含むことを特徴とする請求項 6 または請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記未処理のパルスオキシメトリー信号もまた表示されることを特徴とする請求項 7 または請求項 8 のいずれかに記載されたシステム。

【請求項 10】

呼吸情報が、さらに輪郭線追跡法を用いて高振幅の輪郭線から導き出されることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記呼吸情報が、さらに振幅変調または周波数変調を解析することによって導き出されることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記パルスオキシメトリー信号の処理が、ノイズ、人為的影響、過渡的特徴のうち少なくとも 1 つを除去するために有効であることを特徴とする請求項 1 ないし 11 のいずれかに記載されたシステム。

【請求項 13】

前記除去が、クロップされた変換の逆変換、ウェーブレット輪郭線法、モジュラス極大法のうちの少なくとも 1 つを用いることを特徴とする請求項 12 に記載のシステム

【請求項 14】

前記信号処理手段は、前記変換から得られる情報を使用して、被験者の病状の現在の、もしくは予想される重大さを決定することを特徴とする請求項 1 ないし 13 のいずれかに記載されたシステム。

【請求項 15】

前記パルスオキシメーターは、対象物の指プローブまたは耳プローブからの読みを得るためのプローブを有することを特徴とする請求項 1 ないし 14 のいずれかに記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療信号を解析する方法、特にはパルスオキシメトリーで用いられる信号を分解する方法に関するものである。具体的には、本発明は、このような信号をノイズ除去し、また、このような信号からの臨床上有益な情報の抽出において、患者の呼吸の監視及び解析を含んでいる改善された方法に関係するものである。

【背景技術】

【0002】

オキシメトリーは、血中の酸化ヘモグロビンを測定するための光学的な方法である。オキシメトリーは、異なる形態のヘモグロビンは異なる波長の光を吸収するという機能に基づいている。酸化ヘモグロビン (HbO_2) は赤色スペクトル領域の光を吸収し、非酸化

10

20

30

40

50

もしくは還元ヘモグロビン (RHb) は近赤外スペクトル領域の光を吸収する。赤色スペクトル領域および赤外スペクトル領域の光が血管を通過するとき、各々の波長の透過率は血中のHbO₂およびRHbの濃度に反比例する。

【0003】

パルスオキシメーターは、動脈拍動からの交互光入力と、静脈及び脈拍ではない他の要素による一定レベルの寄与を区別することが出来る。交互光入力のみが解析のために選択される。パルスオキシメトリーは極めて正確な技術として示されてきた。

【0004】

現在のパルスオキシメーター装置は通常3つの出力を供与している：

1. 動脈の酸素飽和
2. 心拍数
3. 変動する時系列、つまりパルスオキシメータートレースもしくはプレチスモグラフ波形

【0005】

通常のパルスオキシメーター波形、すなわちフォトプレチスモグラフ (PPG) は、重複隆起を持つ動脈圧波形と著しい類似点を有する。指プローブから得られる典型的なパルスオキシメータートレースの概略図を図1 (a) に示す。繰り返し現れる2つのこぶのある (中間のV字型の刻み目 (ノッチ) Aがある) 波形の性質を持つことがプロットより明らかである。しばしば、2つめのこぶが消え図1 (b) に示すような信号が得られる。これは低下した動脈コンプライアンスのような臨床症状を示している可能性がある。しばしば、この型の信号のために、プロット中の矢印Bで示すような下降する波形 (すなわち、屈曲点) の勾配に顕著な変化がある。

【0006】

図2は1人の患者から得られる3つの同時に得られた信号のプロットを包含している。これらは、指パルスオキシメトリートレース、耳パルスオキシメトリートレース、及びECGである。この10秒セグメントは、さらに長い信号から切り取られたものである。著しいドリフトがパルスオキシメトリートレースと関連があることに言及しておく。

【0007】

発明の要約

本発明は、請求項1に定義されているように、生理的パラメーターを測定する方法を提供し、さらに請求項2に定義されているように、パルスオキシメトリー信号を処理する方法も提供する。

【0008】

別の態様から、本発明は請求項22に定義されているように、生理的測定システムを提供する。

【0009】

本発明の好適な特徴および利点は、他の請求項および以下の明細書本文より明らかとなるだろう。

【0010】

本発明は、その好適な形態において、表示および測定される臨床上有益である潜在的特性を考慮しているウェーブレット変換を用いてパルスオキシメトリー信号を分解する方法を提供する。前記方法は、ウェーブレット空間において前記信号を分解するためにウェーブレット変換を利用している。そして、1つ以上の信号、もしくは複数の信号の組み合わせのウェーブレット分解は、次のように用いることができる。すなわち、

(a) 前記信号のウェーブレット視覚化を構成するために用いることができる。その好適な方法は位置パラメーターbと相似変換パラメーターaの逆数に対してプロットしたウェーブレットエネルギー面を用いるものである。この視覚化は、顕著な情報を臨床診断のためにより有用な形態として強調するだろう (例えば、以下に記載される図中の2Dおよび3Dスケイログラム参照)。このような情報提示形態は、前記信号の解釈を容易にするだろう。臨床医はスケイログラムのリアルタイム表示を与えられると考えられる。

(b) スケイログラムにおける特徴の位置と振幅を通じて、監視される患者の健康状態を評価するための信号の測定可能な特性を提供するために用いることができる。このような特性は、酸素飽和を決定するためにウェーブレットに基づいたパラメーターを、比率を含めて含んでいても良い。これは患者の正しい治療の決定に重要である。

(c) ウェーブレット変換（すなわち、前記変換、スケイログラムを正規化したスケイログラム（エネルギー密度）、ウェーブレットパワースペクトル、モジュラス極大、ウェーブレットの輪郭線、位相表示など）から導き出される情報を用いて、循環器系のコンプライアンスを測定する方法を提供するために用いることができる。

(d) ウェーブレット変換（すなわち、前記変換、スケイログラムを正規化したスケイログラム（エネルギー密度）、ウェーブレットパワースペクトル、モジュラス極大、ウェーブレットの輪郭線、位相表示など）から導き出される情報を用いて、関連のある特徴（例えば、極大、極小、ノッチ、屈曲点、など）の存在及び位置、及びパルスオキシメトリー信号中の時間尺度を検知し、臨床上有益な用途のためにこれらの情報を使用する方法を提供するために用いることができる。

10

(e) ウェーブレット変換（すなわち、前記変換、スケイログラムを正規化したスケイログラム（エネルギー密度）、ウェーブレットパワースペクトル、モジュラス極大、ウェーブレットの輪郭線、位相表示など）から導き出される情報を用いて、データ収集時の患者の健康状態の臨床上の指標として用いることができるウェーブレットパワースペクトルの特徴を識別する方法を提供するために用いることができる。

(f) ウェーブレット変換（すなわち、前記変換、スケイログラムを正規化したスケイログラム（エネルギー密度）、ウェーブレットパワースペクトル、モジュラス極大、ウェーブレットの輪郭線、位相表示など）から導き出される情報を用いて、患者の将来的な健康状態の臨床上の指標、すなわち、患者の健康状態がその後悪化するか、あるいは改善するかについての指標として用いることができる特徴を識別する方法を提供することために用いることができる。これらの指標は、予測アルゴリズムの中に組み入れられるだろう。

20

(g) ウェーブレット変換（すなわち、前記変換、スケイログラムを正規化したスケイログラム（エネルギー密度）、ウェーブレットパワースペクトル、モジュラス極大、ウェーブレットの輪郭線、位相表示など）から導き出される情報を用いて、患者の呼吸信号を検知し監視する方法を提供するために用いることができる。この方法は、高レベルのノイズ及び誤った人為的影響が信号に影響するような呼吸パターン及び患者の呼吸数の規則性を監視する為に適しているだろう。このような情報は、臨床上有用な目的のために他の関連する臨床情報と併せて用いられる。

30

(h) ウェーブレット変換（すなわち、前記変換、スケイログラムを正規化したスケイログラム（エネルギー密度）、ウェーブレットパワースペクトル、モジュラス極大、ウェーブレットの輪郭線、位相表示など）から導き出される情報を用いて、患者の呼吸数を検知し監視する正確な方法を提供するために用いることができる。この情報はパルスオキシメーター装置上に表示される。この情報は、臨床上有用な目的のために他の関連する臨床情報と併せて用いられる。

(i) 関連する信号成分から人為的影響を分離する方法を提供するために用いることができ、人為的影響は、ノイズ、コヒーレント信号、運動による人為的影響、及び必要に応じて呼吸による人為的影響を含んでいる。分離の好適な方法は、モジュラス極大法であろう。

40

(j) ウェーブレット変換の複数の特徴に基づいて患者の健康の現在の状態を分類し、適切な分類方法を組み入れる方法を提供するために用いることができる。特徴の最適な組み合わせが用いられるだろう。分類方法は、非パラメトリックベイズ的分类方法やニューラルネットワークなどを含んでいてもよく、また、原理成因分析のような予備处理的判別分析技術及び／または多次元データの次元数を減少させるための線形判別分析も含んでいても良い。

(k) ウェーブレット変換の複数の特徴に基づいて患者の健康の将来の状態を予測し、適切な分類方法を組み入れる方法を提供するために用いることができる。特徴の最適な組

50

み合わせが用いられるだろう。分類方法は、非パラメトリックベイズ的分类方法及びニューラルネットワークなどを含んでいても良く、また、原理成因分析のような予備処理的判別分析方法及び／または多次元データの次元数を減少させるための線形判別分析も含んでいても良い。

【0011】

本発明の実施の形態を、一例としてのみ、図を参照して述べる。

【0012】

ウェーブレット変換

ウェーブレット変換は、周波数特性及び時系列における際立った特徴の位置の両方が同時に強調されるように信号を分解することを可能にする。これは、フーリエ解析の基本的欠点、すなわち、スペクトルは全体に平均化された情報を包含するだけであり、従って、信号における位置の具体的特徴が失われる結果になるという欠点を克服するものである。信号の完全な解析は、周波数構成及び信号成分の時間位置の両方の推論を必要としている。フーリエ法（スペクトルのみ）の制限は、時間内に解析を局所化するスライディング時間窓を導入することによって部分的に克服できる。この局所的もしくは短時間フーリエ変換（STFT）は、時間に関するスペクトル応答の変化を強調することによりある程度の時間分解能を提供する。しかしながら、この方法は、関連する窓幅が固定されているために、時間分解能と周波数分解能を常に折衷するものである（高周波数分解能は低時間分解能を意味し、その逆も同様）。ウェーブレット変換の性質は、より正確な時間分解能が低い周波数よりも高い周波数において求められるという信号解析に良く適合する、というものである。可変の幅の窓を用いることによって、高周波数を解析する際、時間的信号を有効にクローズアップで捕らえ、必要なところでより高分解能を供与する。

【0013】

ウェーブレット関数 Ψ に関する連続する実数の時間信号 $x(t)$ のウェーブレット変換は次のように定義される。

【数1】

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

ここで t は時間、 a は相似変換パラメーター、 b は位置パラメーター、 $\Psi^*((t-b)/a)$ はたたみこみに用いられるアナライジングウェーブレットの複素共役、及び $x(t)$ は本願においてはパルスオキシメーターから得られるPPG信号である検査中の信号、である。それゆえ、ウェーブレット変換は、値 b によって平行移動され因数 a によって相似変換されたウェーブレット関数を持つ解析された信号の相互相関として考えることができる。

【0014】

最新の文献は、離散変換もしくは連続変換のいずれかを用いている2つのウェーブレット解析方法を提案している。離散ウェーブレット変換は正規直交ウェーブレットを使用することを必要とし、相似変換レベルは2の整数乗の形で設定されている。これにより信号を分解する迅速な方法が与えられ、また、エネルギー保存と正確な信号の再構成が保証される。しかしながら、離散変換は2進法の性質を有するため、時間分解能及び周波数分解能の両方が失われることによって制限される。逆に、連続ウェーブレット変換は、高分解能を提供する。それゆえ、ウェーブレット解析を適正に使用するには、与えられた応用例に対する正確なウェーブレット及び変換タイプの識別が要求される。連続ウェーブレット方法における固有の冗長性は、計算上より強くなっているが、変換空間での明瞭性を増大させ、高相似変換においてより高い時間分解能を考慮している。この理由により、本願発明者らは、本願の方法に連続ウェーブレット変換を用いることを選択している。実際には、連続ウェーブレット変換積分に対する離散化近似が、数式1におけるウェーブレットたたみこみがフーリエ空間における積として実行されるという（たたみこみ定理による）F

F Tアルゴリズムを基に行われても良く、それゆえ計算を加速する、ということに言及する。

【0015】

いかなるウェーブレット関数が上記解析に用いられても良い。ここで与えられる例では、本願発明者らは複素モレットウェーブレットを使用している。本願発明者らは、完全モレットウェーブレットを

【数2】

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} (e^{i\omega_0 t} - e^{-\frac{\omega_0^2}{2}}) e^{-\frac{t^2}{2}} \quad (2) \quad 10$$

と定義する。ここで、 ω_0 はマザーウェーブレットの中心周波数、 t は時間、 i は複素数 $(-1)^{1/2}$ 、である。括弧内の第2項は修正項として、第1項の複素正弦曲線のゼロでない平均を修正していることが知られている。実際には、 $\omega_0 > 5$ の値について第2項は無視できるようになる。多くの研究者は、5から6の範囲で ω_0 を用いたウェーブレット変換に注力しており、修正項が非常に小さくなるため修正項なしで実行できる。この場合、モレットウェーブレットは、

【数3】

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} e^{i\omega_0 t} e^{-\frac{t^2}{2}} \quad (3) \quad 20$$

となる。

【0016】

この切り捨てられたモレットウェーブレットは常に文献で用いられ、しばしば単に「モレットウェーブレット」として言及されている。ここでは、本発明者らは、「標準モレットウェーブレット」という名称を数式3のモレットウェーブレットを簡易化した形式に用い、「完全モレットウェーブレット」という名称を数式2で与えられる完全な形式に用いている。

【0017】

モジュラス極大及び輪郭線は、ウェーブレット変換における局所極大及び局所極小の軌跡に相当する。これらは特異点を検出し、瞬間周波数を追跡するのに有用である。莫大な量の情報が連続ウェーブレット変換 $T(a, b)$ に包含されている。これにより、上記変換の局所極大及び局所極小のみを考慮することにより相当簡略化することができる。これら2つの極大の定義は、ウェーブレット解析を実行するときに一般に用いられ、これらは、

1. ウェーブレットの輪郭線

【数4】

$$\frac{d(|T(a, b)|^2/a)}{da} = 0 \quad (4) \quad 40$$

で定義され、瞬間周波数及び信号成分の振幅を決定するために用いられる。この輪郭線の定義は、標準モレットウェーブレットがアナライジングウェーブレットとして用いられる時、輪郭線と瞬間周波数とを関係づけるより簡素な解析解を導くように、再スケールされたスケイログラム $|T(a, b)|^2/a$ を用いていることに注意する。

2. ウェーブレットのモジュラス極大

【数 5】

$$\frac{d |T(a,b)|^2}{db} = 0 \quad (5)$$

で定義され、信号中の特異点を位置づけし特徴づけるために用いられる。（数式 4 及び 5 は、傾きがゼロとなる屈曲点も含むことに言及しておく。屈曲点は、実際にモジュラス極大法を実施するとき容易に取り去ることができる。）

【0018】

ここで述べる本発明において、本願発明者らは上記のように定義したモジュラス極大及び輪郭線を用いている。しかしながら、上記変換の上記極大及び極小の軌跡に関するいかなる妥当な定義が上記方法の中に組み込まれていても良い。

10

【0019】

方法の詳細

図 3 及び図 4 は、パルスオキシメータートレースの短いセグメントの予備ウェーブレット解析から得られる結果を示している。図 3 は耳プローブの信号に相当し、図 4 は指プローブの信号に相当する。

【0020】

各図における左欄（図 3（a）、図 3（b）、図 3（c）、図 4（a）、図 4（b）、図 4（c））は、 $\omega_0 = 5.5$ とした標準モレットウェーブレットを用いて行った解析に相当し、右欄（図 3（d）、図 3（e）、図 3（f）、図 4（d）、図 4（e）、図 4（f））は、 $\omega_0 = 3$ とした完全モレットウェーブレットを用いて行った解析に相当する。この $\omega_0 = 3$ としたウェーブレットは信号の特徴の時間分離に対してより優れている。

20

【0021】

図 3（a）、図 3（d）、図 4（a）及び図 4（d）に示すスケイログラムは、元の信号の下にプロットされている。 $\omega_0 = 5.5$ としたプロットは、パルスオキシメータ信号の「うなり」周波数に相当するより細かい水平な高エネルギーバンドから明らかなように、周波数に対してより緻密に表されている。同様に信号の屈曲点に相当する規則的なくぼみが明らかに見られる。 $\omega_0 = 3$ としたプロットは、支配的なバンドが信号の繰り返し時間パターンに相当する波形ピークを包含しているように、時間的により緻密に表されている。

30

【0022】

位相プロットは、図 3 及び図 4 中のスケイログラムの下に示され、ウェーブレットの局所マッチングに関する情報を信号と共に提供している。示されている全ての位相プロットは、規則的な繰り返し構造を表している。 $\omega_0 = 3$ とした位相プロットは、用いたウェーブレットがほとんど振動しない性質であるために、 $\omega_0 = 5.5$ とした位相プロットより乱れがかなり少ない。

【0023】

図 3 及び 4 の下段プロットは、ウェーブレット変換に係するモジュラス極大（上部）及び輪郭線（下部）を示している。これらは、それぞれ時間的特徴の位置と信号の瞬間周波数に関する情報を供与している。いずれの方法も、より緻密な形式に示された（それゆえ抽出された）極めて冗長な連続ウェーブレット変換の中で適切な関連がある情報を考慮している。この情報は、高等フィルタリング及び予測アルゴリズムの範囲内で用いることができる。

40

【0024】

ウェーブレット空間での信号要素

図 5 は、拡大され 4 つの区別可能な領域に分割された図 4 に示す位相プロットの 1 つを包含している。非常に低い周波数領域（領域 B-L）において、前記信号との明瞭なウェーブレットの位置コヒーレント整合はない（この領域に関する更なる情報は下記参照）。次に低い周波数領域（領域 P₁）において、位相プロットは、前記信号の規則的な拍動に

50

相当する滑らかな繰り返しパターンを示している。この領域より上では、これらの波形は2つに分裂し（領域 P_2 ）、この新たな分裂が起こる位置はパルスオキシメーター波形が減少する部分で起こる顕著な傾きの変化（屈曲点）に相当する（2つのこぶがある波形におけるノッチの位置に相当するとだろう）。最も高い周波数（領域 N ）において、位相変化はその発生がより不規則になり、それは信号におけるより小さな変動（例えば、高周波数のノイズ、高周波数の運動による人為的影響など）に相当する。各領域中の特徴は、高等フィルタリング技術を用いて、例えばウェーブレットモジュラス極大もしくはウェーブレット輪郭線フィルタリング技術を組み込んで分割することができる。

【0025】

ウェーブレットのトレンド除去及びノイズ除去、及び呼吸による人為的影響の説明

10

図6（a）は、35秒セグメントのパルスオキシメーター波形を示している。信号に明らかなドリフトがある。 $\omega_0 = 5.5$ としたモレット分解について、対応するスケイログラム及び位相プロットがそれぞれ図6（b）及び図6（c）に示されている。図6（d）および図6（e）は、スケイログラムが本質的にクロップされている、すなわち、高い及び低いウェーブレットバンドパス中心周波数が0に設定されている信号をトレンド除去しノイズ除去するための簡単なウェーブレットを基にした方法を図解している。これはそれぞれノイズ及びドリフトに関連する非常に小さい周期変動及び非常に大きい周期変動を共に除去するものである。図6（e）は、上から下に向かって、元の信号、全てのスケイログラム情報を用いて再構成された信号（照合の基準）、及び図6（d）中のクロップされたスケイログラムから再構成されたノイズ除去及びトレンド除去された信号を示す。より高等なトレンド除去及びノイズ除去は、ウェーブレット変換のモジュラス極大及び輪郭線に基づいたフィルタリング方法論を含んでおり、時間を通じて脈拍信号及び呼吸信号に關係する輪郭線及びウェーブレットを基にした他の特徴を追跡するための方法を含んでいる。

20

【0026】

図7は、図6と同一の信号を分解したものを包含しており、今回は $\omega_0 = 2$ とした完全モレットウェーブレットを用いている。図7（a）のウェーブレット空間スケイログラムにおいて、パルスの特徴の時間分離が改善されていることが明白である。さらに、図7（b）の位相プロットは、 0.4 Hz 付近での規則的な周期振動を特に良く示している。この2.5秒の周期性は、患者の規則的呼吸パターンに相当し、図中の領域Bとして表示されている。実際に、図5に示されたB-L領域を、領域Bすなわち呼吸と、領域Lすなわちドリフトを含む他の低周波数信号成分に分類している。図7（c）の下段プロットに示されるノイズ除去及びトレンド除去された信号を与えるように、前図と同様に信号のノイズ除去及びトレンド除去が実行される。図7（d）は、図7（c）における信号の最初の5秒間の拡大図を示している。信号のスムージングは、下段の図より明らかである。上側の周波数カットオフの選択は、関連する信号の人為的影響をノイズと分離するために重要である。図7（e）は次第に高くしたカットオフ閾値を用いたノイズ除去及びトレンド除去された3つの信号のプロットを示している。これにより、より高い周波数の特徴をノイズ除去された信号に戻すことができる。

30

【0027】

呼吸による人為的影響に関する追加説明

40

4つの、ウェーブレットを基とした方法論は、呼吸を監視し、呼吸数を標準パルスオキシメータートレースもしくはフォトプレシズモグラフィ（PPG）トレースから抽出する為に用いられても良い。これらの方法論は、例えば、1つのアルゴリズムの中で独立に用いられても、あるいはポーリング機構を用いてひとまとめにして用いられてもよい。これらは次のように与えられる。

【0028】

1. 高振幅バンディング

呼吸による人為的影響を特に言明する際、呼吸数は低周波数（ $< 1 \text{ Hz}$ ）領域での高変換値の強度なバンドあるいは輪郭線と認めることができる。図8（a）の矢印は、このよ

50

うな輪郭線の1つを示している。好適な実施形態の一つにおいて、このバンドは、図8 (b) に示すように、スケイログラムを2次元に落とすことによって確認できる。これは、ウェーブレットを基としたパワースペクトル、すなわち、スケール値の二乗の逆数 ($1/a^2$) で因数分解した、スケール全体の係数の合計である。この方法論における初期仮定は、(1) フィルターを通されたトレース中の支配的な特徴が心臓成分であること、(2) 呼吸数は心拍数よりも少ないこと、である。代替えの仮定もまた、臨床状況、例えば新生児からのPPGなどに従って用いることもできる。

【0029】

もう一つの実施形態において、呼吸による輪郭線は標準輪郭線追跡法を用いてウェーブレット空間で追跡されていても良い。これにより突然の、あるいは短時間での呼吸数の変化が確認され、リアルタイムに定量化することができる。この方法論の適用性の証拠は図9に見られる。ここで、図9 (a) のパルスオキシメータートレースは、60秒間の実験を示している。実験中被験者は30秒後に呼吸数を半分にするように指示された。図9 (b) に見られるように、呼吸による輪郭線をはっきりと特定することが出来る。この輪郭線は、30秒後に周波数が落ちている(水平目盛り右側)。輪郭線に沿ったウェーブレット変換の位相を識別することにより、各呼吸のタイミングを明確に表示することが確認できる。図9 (c) を参照せよ。

【0030】

2. 位相法

上記のように、ウェーブレット係数の位相は各呼吸のタイミングを識別するために用いることができる。しかしながら、位相値のスケール間の相関は、特に低振動ウェーブレットのスケイログラムに対して、PPGトレース中の低周波数、低振幅、呼吸の特徴に対する指針として用いることができる。

【0031】

図10 (a) にウェーブレット位相空間スケイログラムの一部を示す。ここに示した通り、呼吸数付近の周波数、つまり破線枠部分に非常に明確なスケール間の相関がある(すなわち同様の位相値が縦に一直線に並んでいる)。スケールごとの位相のゼロ近辺でのモジュラス極小の数をスケールに対してプロットすることにより、これらの整列している範囲をグラフ中の一定値のステップとして識別することができる。

【0032】

図10 (b) の例において、スケール(横)軸はそのスケールのバンドパス中心周波数として示されている。この図は、スケールごとの位相モジュラス極小の総数をスケールに対してプロットしたものである。これはウェーブレット位相空間におけるスケール間の相関を表しており、スケイログラムの領域と生理的特徴(例えば呼吸数や心拍数)を関係づけるために用いることができる。この図は図8に示したスケイログラムの位相極小の数である。

【0033】

この図で明確に分かるように、一定の位相総数のステップは図8 (b) のウェーブレットスペクトルのピーク位置(図10 (b) と同じトレースのスペクトル)と極めて良く関連している。

【0034】

スケール全体での相互相関の使用は、トレース中の個々の特徴を分離するために用いることもできることに言及しておく。例えば、図16のように、トレース中の個々の脈拍の特徴は、心拍数に関連する支配的周波数を検出し、その後さらに高い周波数まで等位相点を追跡することにより識別されている。このような方法は、高周波数での時間分解能が劣り、位相値がウェーブレット中心よりもSTFTフレームの原点に関連している従来のSTFT法を用いて行うことはできない。

【0035】

3. 周波数変調

場合により、PPG中で呼吸に関連する特徴の振幅は、変換空間中での独立した特徴と

10

20

30

40

50

して容易に分離することができないようなものとなる（例えば、これらは小さな振幅である、支配的な心臓の信号に接近している、など）。しかしながら、支配的な心臓の特徴への影響が観察できる。これは図 1 1（a）に示されており、振幅変調の周波数が被験者の呼吸数に相当している。心臓の特徴の関連周波数は、呼吸数の周波数として識別される周波数で振動している。この方法は、時間平均が時間分解能を減少させそのためこの変調の識別を検出できなくさせる標準フーリエ法を用いて利用することはできない。

【0036】

4. 振幅変調

場合により、PPG中で呼吸に関連する特徴の振幅は、変換空間中での独立した特徴として容易に分離することができないようなものとなる（例えば、これらは小さな振幅である、支配的な心臓の信号に接近している、など）。しかしながら、支配的な心臓の特徴への影響が観察できる。これは図 1 1（b）に示されており、振幅変調の周波数が被験者の呼吸数に相当している。ウェーブレット空間における心臓の特徴に相当する振幅の支配的バンドは、呼吸数の周波数として識別される周波数で振動している。時折、呼吸が十分に分離される時、個々の呼吸の特徴は、連続的な、あるいは変調されたバンドの代わりに識別することができる。このことは、図 1 1（c）のように、低振動ウェーブレット関数を用いられる時に特に明らかとなる。繰り返すが、この方法は、時間平均が時間分解能を減少させそのためこの変調の識別を検出できなくさせる標準フーリエ法を用いて利用することはできない。

【0037】

ウェーブレット特徴解析

ある周波数レベルでのウェーブレット変換された信号の統計的尺度から、あるいは、ウェーブレット空間における時間一周波数の特徴を追跡することにより導かれる特徴の解析について、概要を述べる。ここで、上記変換は、実際の変換値、変換値のモジュラス、二乗した変換値（スケイログラム）あるいは他の何らかのウェーブレット変換値の単純な変換として示すことができる。好適な実施形態として、選択された周波数レベルでのウェーブレット変換から導き出されるこれらの特徴は、パワー、平均値、スキュー、尖度及びエントロピーを含んでいても良い。さらに、これらは一定のあらかじめ定義された周波数レベルよりもむしろ、個々のスケイログラムのピーク周波数で見出されても良く、ここでピーク周波数は、ウェーブレットパワースペクトルを作成するためにスケイログラム全体で積分されたときの最大パワーを包含する周波数レベルと定義される。図 1 2 は、ウェーブレット変換スケイログラム及び、各周波数レベルにおけるタイムドメインに沿った積分から得られるウェーブレットパワースペクトルの概略図を示す。統計的尺度が得られる選択周波数レベルは、スケイログラムプロット中の破線で示されている。

【0038】

前記アルゴリズムはパルスオキシメトリー信号のセグメントの解析を可能にしている。前記アルゴリズムはまた、パラメーター空間における特徴のばらつきの目視検査も可能にしている。特徴のばらつきは、その後例えばベイズの分類器やニューラルネットワークといった分類方法の入力として用いられる。

【0039】

図 1 3 は 2 つの小児の群から得られた信号データセットから導き出されたばらつきプロットを示している。群の 1 つは健康な小児から選ばれた多数の「実験対照」から構成され、比較的短期間であり、図中で「○」と記されている。もう一方の群は英国小児病院の事故救急診療部に係っている入院患者から得られた。トレースセグメントは、各小児からの PPG 信号から選択され、その後ウェーブレット変換を用いて分解された。結果として得られるスケイログラム中の特徴の分布は、レベル全体に渡って厳密に調査された。図 1 3 のグラフは、パラメーター空間の特徴点をより良く分離するために対数の縦軸でプロットしている。このスケールリングは任意であり、線形のスケールリングが他の選択された特徴により良く適合している可能性がある。目視検査から、実験対照が入院患者と良く分離されていることが分かる。プロット中の破線は例として加えられており、この 2 次元のデータ

セットを2つの部類に分類するための考える分離線を表している。

【0040】

データセットから患者がどの病状の重大さに属しているか決定するために、ベイズ的あるいは他の分類方法を用いられても良い。図14は、データサンプルから「病気の」患者を決定するために84%の特異性と81%の感度を与えている「病気」及び「健康」のエントロピーデータセットのためのベイズ的分类器の例を示している。図14(a)は、図13の横軸で与えられるエントロピーデータに対応する平滑化データのPDF(確率密度関数)を示している。図14(b)には、上部プロット:平滑化確率密度関数、二番目上部プロット:等級有病率に従って加重された平滑化確率密度関数、二番目下部プロット:「健康」あるいは「病気」分類に起因する観測確率、下部プロット:「病気の」患者を検知するため95%の感度に訓練された分類器を示している。

10

【0041】

2つのデータセットが、分類前に平滑化されていることに言及しておく。分類器は、特異性を犠牲にして感度を上げる(約95%以上)反復法及びリスクマトリックスを用いて訓練されていても良い。例えば、96%の感度のために、エントロピーデータセット結果に対し43%の特異性しか達成されていない。(図14(b)の最下部プロット)。

【0042】

特徴ベクトルの組み合わせは、計算上の労力の増加が要求されるが増大した特異性-感度値を算出することができる。図13は、(パワーとエントロピーの)2次元の特徴セットを包含したものである。多次元特徴セットの使用に起因する計算上の労力の増加は、例えば、前処理段階での主要成分解析あるいは線形判別分析を用いて、成分の数を減少させることにより、いくらか修復される。

20

【0043】

ウェーブレット変換から導き出された特徴を使うことは、例に示されているように患者の現在の健康状態の臨床的指標として有用である。同様の分類手法はまた、将来の結果をウェーブレット特徴データと関連させることによって、患者の将来の健康状態を予測するものとして使用することもできる。

【0044】

前記分類方法はまた、トリアージ・カテゴリー、毛管再充填時間、白血球数、年齢などを含む他の臨床パラメーターを含むように拡張されても良い。

30

【0045】

前記分類方法はまた、患者の「病状の重大さ」に従ってデータをさらに分割するように拡張されても良く、そのシステムは、臨床医による適切な基準を用いて決定された病状の重大さに関して初めに訓練される。

【0046】

コンプライアンス測定などにおける実用性

ここで述べられたウェーブレットに基づいたノイズ除去及び特徴の抽出は、生理的パラメーターの測定と監視に用いられる時、フォトプレチスモグラフィの波形のより正確な解析を考慮するだろう。この例は、プレチスモグラフィ信号の形状及び内部の基準点を用いて動脈コンプライアンスを決定することである。モジュラス極大の追跡は、PPGにおける適切な特徴点、例えばPPGトレースの最初の上りスロープの始端および終端、極大、極小など、の位置及び性質を決定するために用いることができる。これは図15に概略的に示されている。臨床上有用なパラメーターを決定するために用いられるPPG基準点の例は、A、B、C、Dに示され、モジュラス極大プロットにおいて識別することができる。極大線は信号中から特徴点をより識別する為に用いることができる。

40

【0047】

図16において、下段プロットは縦線で印を付けた個々に分離したトレースの特徴を持つウェーブレット変換(フィルタリングされた)トレースを示している。これらは、位相のスケール間の相関を通じて識別されていることに言及しておく。また、山及び谷が、位相値、すなわちピークに相当するゼロ付近及び谷に相当する $\pm\pi$ 付近、を通じて区別され

50

ていることも言及しておく。

【0048】

実施

図17は、本発明の方法を実施するためのシステムの1つを概略的に例示している。

【0049】

既存の型式のパルスオキシメーター10は、患者の指、あるいは耳たぶ、あるいは他の適切な部位からの読みを得るためのプローブ12を有している。パルスオキシメーターは、上記で検討したようなウェーブレット変換及び関連する解析を実行するコンピューター14に生のPPG信号を出力する。コンピューター14は、生のPPG信号及びPPG信号を処理した結果の両方を、VDU16に出力することができ、及び／または、データ形式で18に出力を提供することができる。データ出力18は、遠隔記憶場所、ディスクまたはテープなどのデータ記録媒体、あるいは他のいかなる適当な形式とリンクする形式であってもよい。

【0050】

ウェーブレット変換の数学的処理は文献で十分に述べられており、当該技術分野の通常の技術を有する者に十分知られているので、ここではさらに述べられてはいない。

【0051】

本発明を施行するための迅速で好都合な方法は、図17に示すように、コンピューターを現行のパルスオキシメーターに接続することである。しかしながら、本発明は、パルスオキシメーターを単独で独立型の装置内の適切な計算情報源と結合し一体化することによって、あるいは、通常のパルスオキシメーターからデータ・コミュニケーション・リンクを通じて他の利用者と共有できる遠隔のコンピューターにPPG信号を渡すことによって、同様に実施できうるということが直ちに明らかとなるだろう。

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1】(a)は、動脈の脈拍とパルスオキシメトリー信号である。(b)は、動脈の脈拍とパルスオキシメトリー信号である。

【図2】3つの収集されたトレースであって、上段：耳パルスオキシメトリー信号、中段：指パルスオキシメトリー信号、下段：ECG、である。

【図3】(a)は、耳から10分間記録されたパルスオキシメトリー信号の2秒セグメントのウェーブレット解析である。上段：パルスオキシメトリートレース、下段：スケイログラム、である。 $\omega_0 = 5.5$ とした標準モレットウェーブレットを用いている。(b)は、耳から10分間記録されたパルスオキシメトリー信号の2秒セグメントのウェーブレット解析である。位相プロットである。 $\omega_0 = 5.5$ とした標準モレットウェーブレットを用いている。(c)は、耳から10分間記録されたパルスオキシメトリー信号の2秒セグメントのウェーブレット解析である。上段：モジュラス極大プロット、下段：輪郭線プロット、である。 $\omega_0 = 5.5$ とした標準モレットウェーブレットを用いている。

(d)は、耳から10分間記録されたパルスオキシメトリー信号の2秒セグメントのウェーブレット解析である。上段：パルスオキシメトリートレース、下段：スケイログラム、である。 $\omega_0 = 3$ とした完全モレットウェーブレットを用いている。(e)は、耳から10分間記録されたパルスオキシメトリー信号の2秒セグメントのウェーブレット解析である。位相プロットである。 $\omega_0 = 3$ とした完全モレットウェーブレットを用いている。

(f)は、耳から10分間記録されたパルスオキシメトリー信号の2秒セグメントのウェーブレット解析である。上段：モジュラス極大プロット、下段：輪郭線プロット、である。 $\omega_0 = 3$ とした完全モレットウェーブレットを用いている。

【図4】(a)は、指から10分間記録されたパルスオキシメトリー信号の2秒セグメントのウェーブレット解析である。上段：パルスオキシメトリートレース、下段：スケイログラム、である。 $\omega_0 = 5.5$ とした標準モレットウェーブレットを用いている。(b)は、指から10分間記録されたパルスオキシメトリー信号の2秒セグメントのウェーブレット解析である。位相プロットである。 $\omega_0 = 5.5$ とした標準モレットウェーブレッ

トを用いている。(c)は、指から10分間記録されたパルスオキシメトリー信号の2秒セグメントのウェーブレット解析である。上段：モジュラス極大プロット、下段：輪郭線プロット、である。 $\omega_0 = 5.5$ とした標準モレットウェーブレットを用いている。

(d)は、指から10分間記録されたパルスオキシメトリー信号の2秒セグメントのウェーブレット解析である。上段：パルスオキシメトリートレース、下段：スケイログラム、である。 $\omega_0 = 3$ とした完全モレットウェーブレットを用いている。(e)は、指から10分間記録されたパルスオキシメトリー信号の2秒セグメントのウェーブレット解析である。位相プロットである。 $\omega_0 = 3$ とした完全モレットウェーブレットを用いている。

(f)は、指から10分間記録されたパルスオキシメトリー信号の2秒セグメントのウェーブレット解析である。上段：モジュラス極大プロット、下段：輪郭線プロット、である。 $\omega_0 = 3$ とした完全モレットウェーブレットを用いている。

【図5】位相空間における領域の細分化を示している。

【図6】(a)は、ウェーブレットのノイズ除去とトレンド除去である。 $\omega_0 = 5.5$ としたモレットウェーブレットを用いている。元の信号である。(b)は、ウェーブレットのノイズ除去とトレンド除去である。 $\omega_0 = 5.5$ としたモレットウェーブレットを用いている。スケイログラムである。(c)は、ウェーブレットのノイズ除去とトレンド除去である。 $\omega_0 = 5.5$ としたモレットウェーブレットを用いている。位相プロットである。(d)は、ウェーブレットのノイズ除去とトレンド除去である。 $\omega_0 = 5.5$ としたモレットウェーブレットを用いている。クロップされたスケイログラムである。(e)は、ウェーブレットのノイズ除去とトレンド除去である。 $\omega_0 = 5.5$ としたモレットウェーブレットを用いている。元のトレース(上段)、再構成されたトレース(中段)、ノイズ除去及びトレンド除去されたトレース(下段)、である。

【図7】(a)は、ウェーブレットのノイズ除去とトレンド除去である。 $\omega_0 = 2$ としたモレットウェーブレットを用いている。元の信号である。(b)は、ウェーブレットのノイズ除去とトレンド除去である。 $\omega_0 = 2$ としたモレットウェーブレットを用いている。位相プロットである。(c)は、ウェーブレットのノイズ除去とトレンド除去である。 $\omega_0 = 2$ としたモレットウェーブレットを用いている。元の信号と再構成された信号である。(d)は、ウェーブレットのノイズ除去とトレンド除去である。 $\omega_0 = 2$ としたモレットウェーブレットを用いている。図7(c)の拡大図である。(e)は、ウェーブレットのノイズ除去とトレンド除去である。 $\omega_0 = 2$ としたモレットウェーブレットを用いている。3つの異なる高周波数カットオフ閾値を用いており、上段から下段に向かって増加している。

【図8】(a)は、呼吸の輪郭線を示しているスケイログラムである。(b)は、呼吸数と心拍数を示している次元を落とし込んだスケイログラムである。

【図9】(a)は、プレチスモグラフ呼吸実験の補助研究の解析である。パルスオキシメータートレースである。(b)は、プレチスモグラフ呼吸実験の補助研究の解析である。パルスと呼吸に関連する輪郭線を示している図9(a)におけるトレースのモジュラスである。(c)は、プレチスモグラフ呼吸実験の補助研究の解析である。図9(b)における呼吸の輪郭線に関連する位相である。

【図10】(a)は、呼吸の位相追跡である。(b)は、スケール全体での一定の位相極小のステップを示している。

【図11】(a)は、支配的な心臓からの周波数バンドの周波数変調である。(b)は、支配的な心臓からの周波数バンドの振幅変調である。(c)は、低振動ウェーブレットを用いて分解した個々の呼吸による特徴である。(このような特徴の一つが矢印で示されている。)

【図12】信号の概略図で、スケイログラムとしての信号の変換、及び関連するウェーブレットパワースペクトルである。

【図13】試験データの分離である。所定の周波数レベルにおいて、パワーをエントロピーに対してプロットしている。任意の分離線がプロット中に(破線で)描かれている。

【図14】(a)は、「病気」及び「健康」のデータセットのベイズ的分類についてのグ

10

20

30

40

50

ラフ例である。(b)は、「病気」及び「健康」のデータセットのベイズ的分類についてのグラフ例である。

【図15】上段：PPG信号、下段プロット：信号に相当するウェーブレット変換モジュラス極大プロットである。

【図16】上段：生のPPG信号、下段のプロット：縦線で印を付けた個々に分離したトレースの特徴を持つウェーブレット変換（閾値）フィルタリングされたトレースである。

【図17】本発明の方法を実施するための模範的システムのブロック概略図である。

【符号の説明】

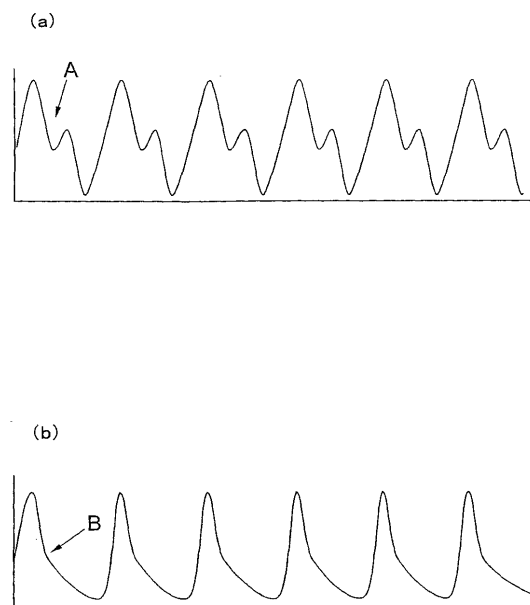
【0053】

10...パルスオキシメーター、12...プローブ、

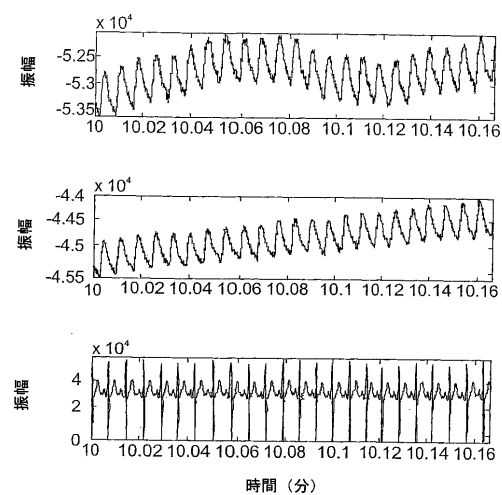
14...コンピューター、16...VDV、18...データ出力。

10

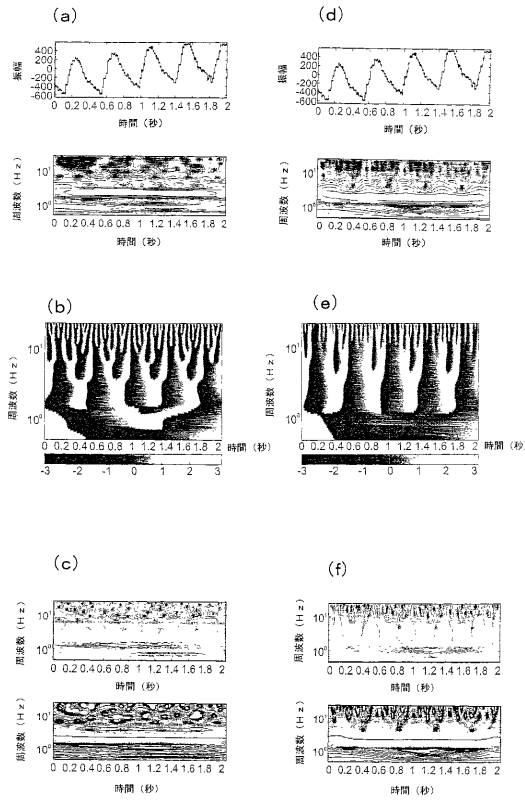
【図1】



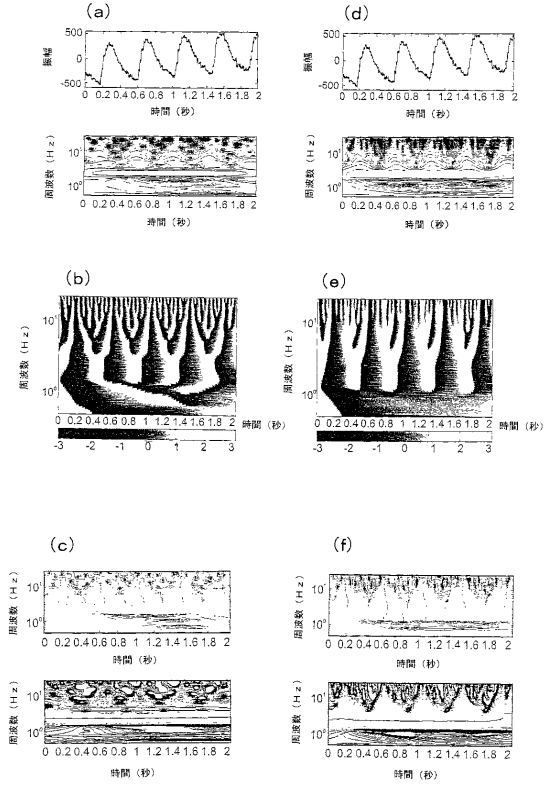
【図2】



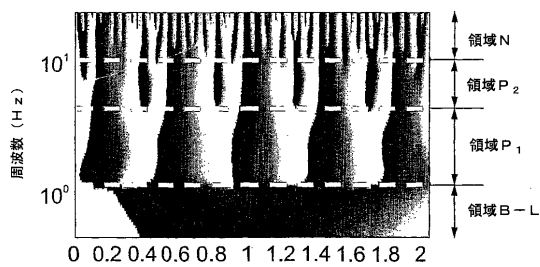
【図 3】



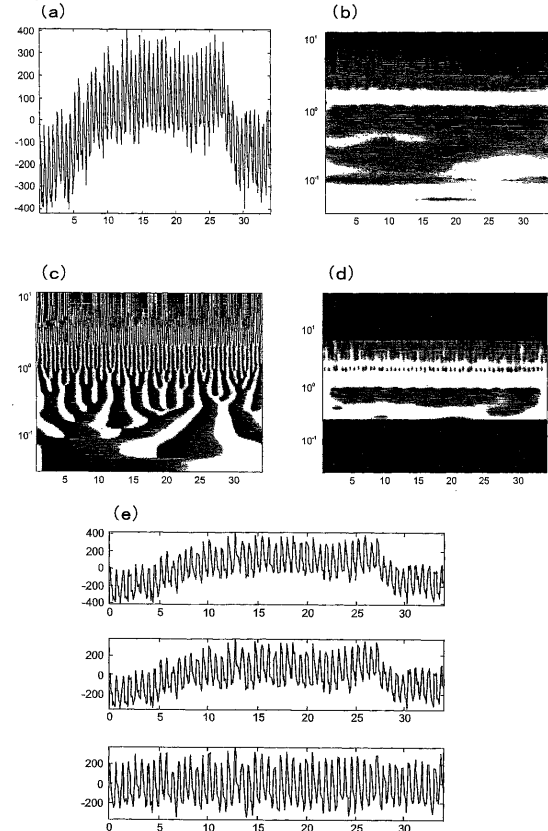
【図 4】



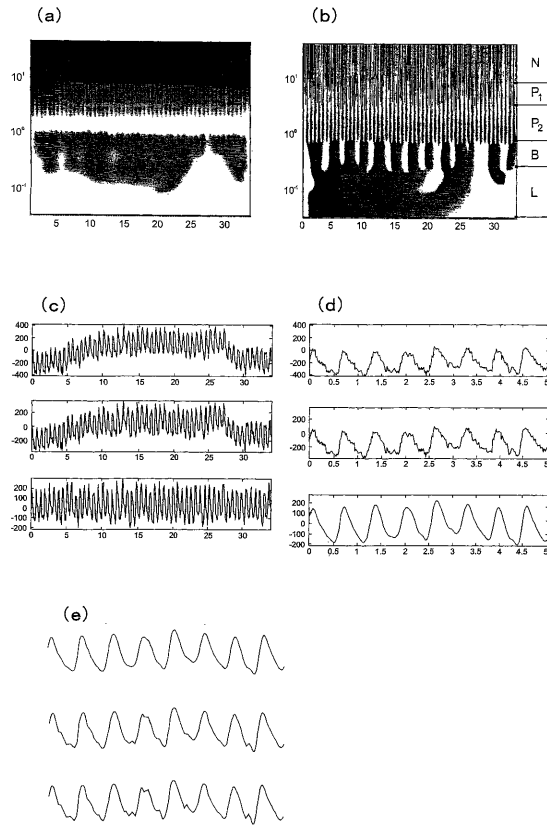
【図 5】



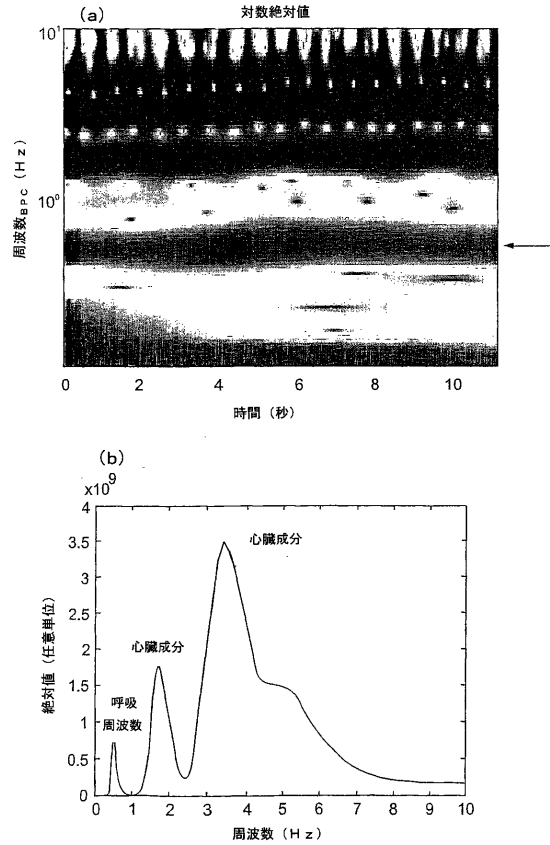
【図 6】



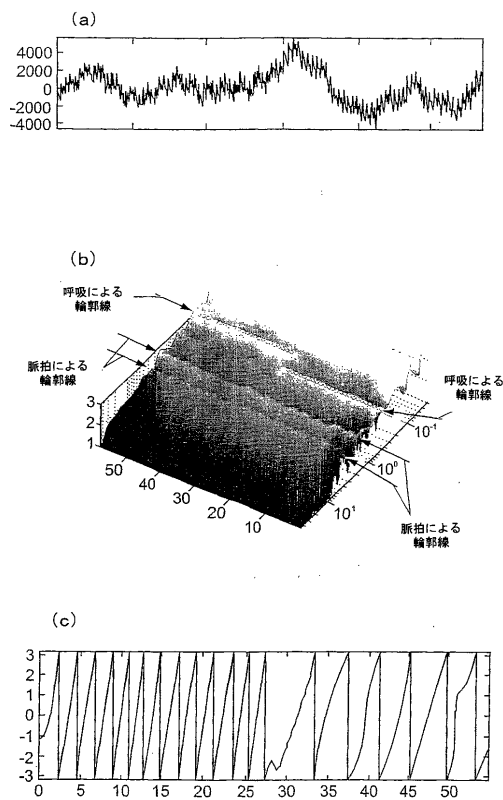
【図 7】



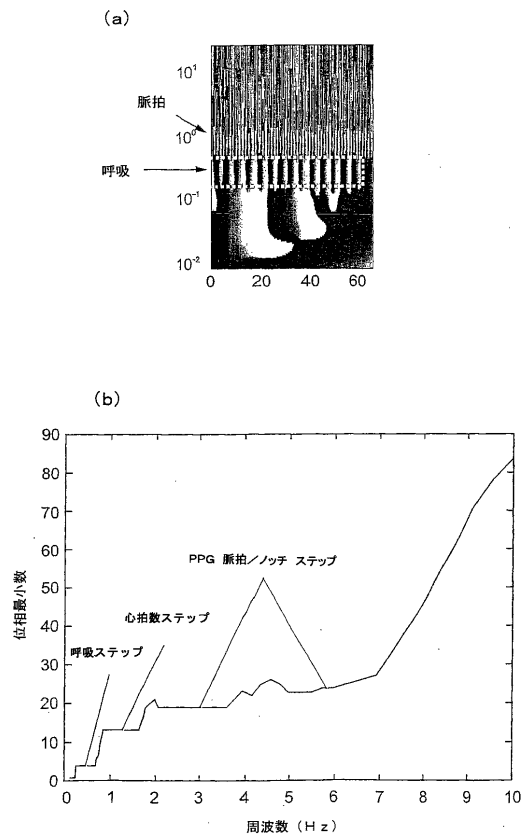
【図 8】



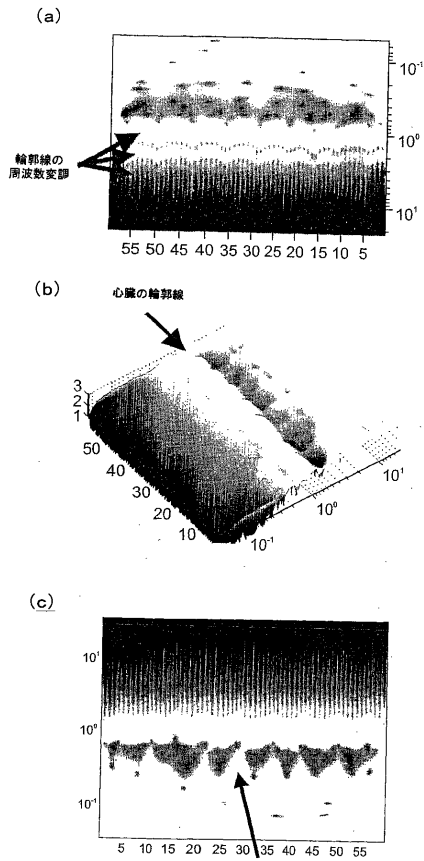
【図 9】



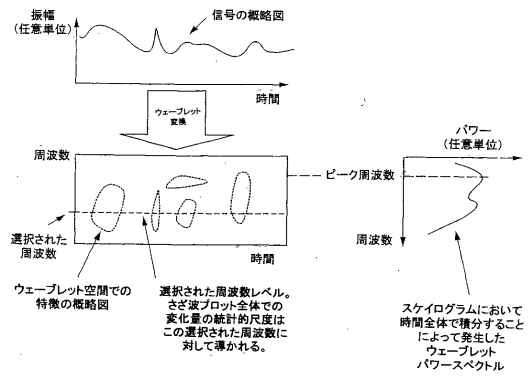
【図 10】



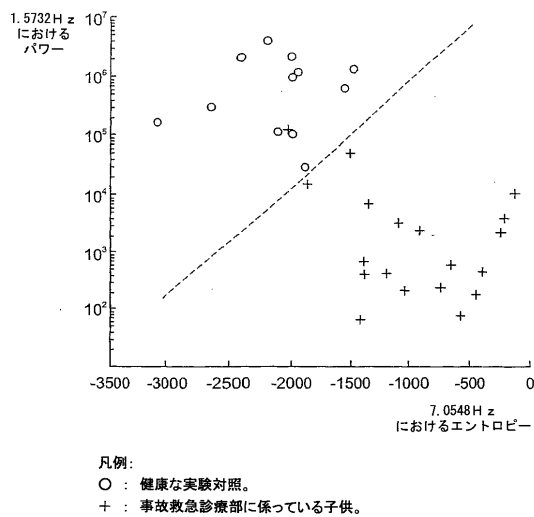
【図 1 1】



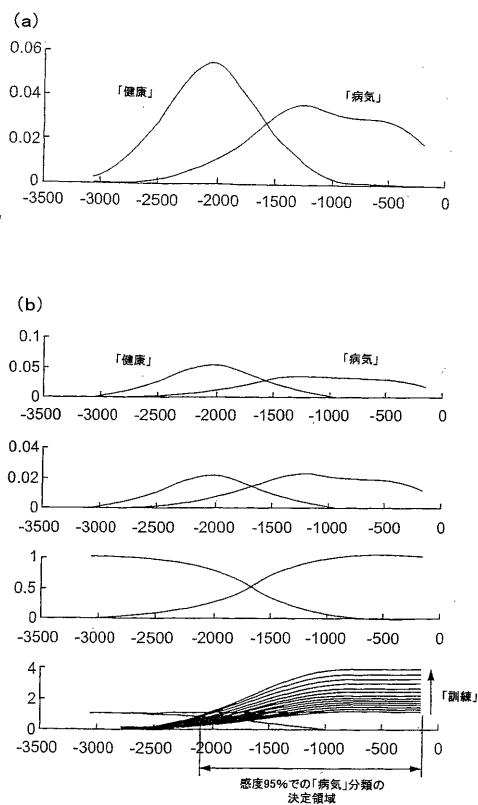
【図 1 2】



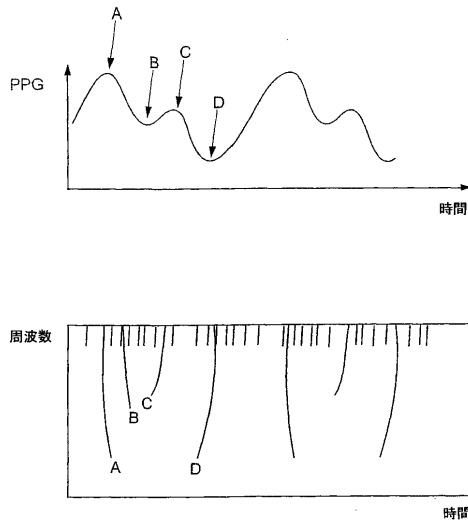
【図 1 3】



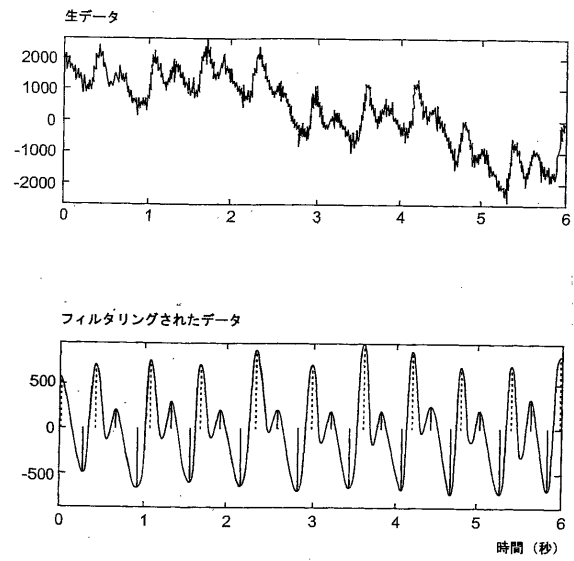
【図 1 4】



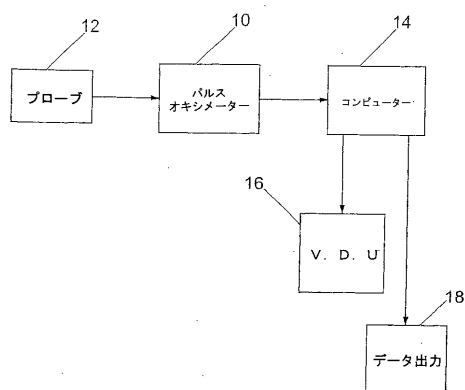
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(72)発明者 ワトソン、ジェームズ、ニコラス
英国、グラスゴー、ジー 3 3 1 キューエフ、ホガンフィールド、ラックビュー ドライブ、1 1
6

審査官 郡山 順

(56)参考文献 国際公開第 0 1 / 0 2 5 8 0 2 (WO, A 1)
米国特許第 0 6 0 1 1 9 8 5 (US, A)
特表平 1 1 - 5 1 1 0 3 6 (JP, A)
特開平 0 9 - 0 8 4 7 7 6 (JP, A)
特開平 1 1 - 1 1 3 8 6 2 (JP, A)
特開 2 0 0 0 - 2 7 6 4 6 3 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/145
A61B 5/0245
A61B 5/08
JSTPlus(JDreamII)

专利名称(译)	基于小波的脉搏血氧饱和度信号分析		
公开(公告)号	JP4278048B2	公开(公告)日	2009-06-10
申请号	JP2003506578	申请日	2002-06-21
[标]申请(专利权)人(译)	有氧数码有限公司		
申请(专利权)人(译)	有氧数码有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	清教徒的Nellcor爱尔兰贝内特		
[标]发明人	アディソンポールスタンリー ワトソンジェームズニコラス		
发明人	アディソン、ポール、スタンリー ワトソン、ジェームズ、ニコラス		
IPC分类号	A61B5/145 A61B5/0245 A61B5/08 A61B5/00 A61B5/0205 G06F17/00 G06K9/00		
CPC分类号	G06K9/00496 A61B5/0205 A61B5/14551 A61B5/6816 A61B5/6826 A61B5/6838 A61B5/7207 A61B5/726 A61B5/7264 A61B5/742		
FI分类号	A61B5/14.310 A61B5/02.310.G A61B5/08		
代理人(译)	谷义 安倍晋三和夫		
优先权	2001015284 2001-06-22 GB 2002006382 2002-03-19 GB		
其他公开文献	JP2005500876A5 JP2005500876A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过小波变换技术分解脉搏血氧饱和度信号，合适地是光电容积描记图（PPG），并且分析分解的信号以提供所选择的生理数据。可以处理信号以去除噪声，伪像或瞬态特征。呼吸信息也可以恢复。

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