

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4526532号
(P4526532)

(45) 発行日 平成22年8月18日 (2010. 8. 18)

(24) 登録日 平成22年6月11日 (2010. 6. 11)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 5/1455 (2006. 01) A 6 1 B 5/14 3 2 2
A 6 1 B 5/08 (2006. 01) A 6 1 B 5/08

請求項の数 16 (全 33 頁)

(21) 出願番号	特願2006-502334 (P2006-502334)	(73) 特許権者	309001355
(86) (22) 出願日	平成16年2月27日 (2004. 2. 27)		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2007-515977 (P2007-515977A)		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19年6月21日 (2007. 6. 21)	(74) 代理人	100077481
(86) 国際出願番号	PCT/GB2004/000808		弁理士 谷 義一
(87) 国際公開番号	W02004/075746	(74) 代理人	100088915
(87) 国際公開日	平成16年9月10日 (2004. 9. 10)		弁理士 阿部 和夫
審査請求日	平成19年2月27日 (2007. 2. 27)	(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	0304413. 8		英国、エディンバラ イーエイチ 10 6 ユーアール、バックストン ロード 5 8
(32) 優先日	平成15年2月27日 (2003. 2. 27)		
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		
(31) 優先権主張番号	0305168. 7		
(32) 優先日	平成15年3月7日 (2003. 3. 7)		
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 信号の解析及び処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

信号取得手段を用いてパルスオキシメトリー信号を得るステップと、
 該パルスオキシメトリー信号をウェーブレット変換解析によって分解するステップと、
 該ウェーブレット変換解析によって構築された変換表面上の第 1 バンドおよび第 2 バ
 ンドを同定するステップであって、前記第 1 バンドが呼吸バンドであり、前記第 2 バンドが
 パルスバンドであるステップと、

前記第 2 バンドを解釈して、前記第 1 バンドを生じさせる生理学的パラメーターに関連
 する情報を明らかにするステップであって、

選択経路を前記第 2 バンドに沿って定義するステップと、

該選択経路上の点の時間・周波数の軌跡を抽出するステップと、

該選択経路上の点の時間・振幅の軌跡を抽出するステップと、

ウェーブレット変換解析によって前記時間・周波数および前記時間・振幅の軌跡を分
 解するステップと

を含むステップと

を含むことを特徴とする生理学的パラメーターを測定する方法。

【請求項 2】

前記選択経路が、稜線の近傍にあることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記選択経路が、稜線であることを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

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（PPG）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方法。

【請求項 5】

前記ウェーブレット変換解析が連続的ウェーブレット変換を用いることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載の方法。

【請求項 6】

第 2 の選択経路を前記第 1 バンドに沿って定義するステップと、
 該第 2 の選択経路から第 1 バンド情報を得るステップと、
 該第 1 バンド情報を前記第 2 バンドから得られた情報と比較するステップと、
 前記第 1 バンドを生じさせる生理学的パラメータを最も正確に表すデータセットである最適データセットを、前記情報から選択するステップと
 をさらに含むことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 5 のいずれかに記載の方法。

10

【請求項 7】

前記最適データセットは、前記第 1 バンドから得られた情報、前記分解された時間・周波数の軌跡から得られた情報、および、前記時間・振幅の軌跡から得られた情報を含む群から選択されるものであることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 5 のいずれかに従属する場合の請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記得られた情報が患者の呼吸作用の情報であることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 7 のいずれかに記載の方法。

20

【請求項 9】

前記情報が前記患者の呼吸作用の速度を決定するために用いられることを特徴とする請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記情報が前記患者の個々の息を同定するために用いられることを特徴とする請求項 8 または請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

呼吸の異常を明らかにするために用いられることを特徴とする請求項 8 ないし請求項 10 のいずれかに記載の方法。

30

【請求項 12】

パルスオキシメトリー信号を得るために被験者に取り付けることができる発光デバイスおよび光検出器を含む信号取得手段、

該パルスオキシメトリー信号をデジタルパルスオキシメトリー信号に変換するように配置されたアナログデジタル変換手段、

前記デジタルパルスオキシメトリー信号を受け取るのに適しておりウェーブレット変換手段により該信号を分解するように配置された信号処理手段、ならびに、

前記ウェーブレット変換解析によって構築された変換表面上の第 1 バンドおよび第 2 バンドを同定し、前記第 2 バンドを解釈して前記第 1 バンドを生じさせる生理学的パラメータに関連する情報を明らかにするように配置された呼吸作用コンポーネントであって、
前記第 1 バンドが呼吸バンドであり、前記第 2 バンドがパルスバンドである呼吸作用コンポーネントを含む生理学的測定システムであって、

40

前記呼吸作用コンポーネントは、選択経路を前記第 2 バンドに沿って定義し、該選択経路上の点の時間・周波数の軌跡を抽出し、該選択経路上の点の時間・振幅の軌跡を抽出し、ウェーブレット変換解析によって前記時間・周波数および前記時間・振幅の軌跡を分解することによって前記第 2 バンドを解釈することを特徴とする生理学的測定システム。

【請求項 13】

前記呼吸作用コンポーネントから情報を収集するように配置されたアナライザコンポーネント、および、該アナライザコンポーネントと通信するように配置されたデバイス出力

50

をさらに含むものであることを特徴とする請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 4】

前記アナライザコンポーネントが、所定の条件のセットを検出したらアラーム信号を発生するように配置されたものであることを特徴とする請求項 1 3 に記載のシステム。

【請求項 1 5】

前記所定の条件セットが、少なくとも既定の時間に呼吸作用が存在することを含むものであることを特徴とする請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

前記デバイス出力が、前記パルスオキシメトリー信号およびこれから得られた情報をリアルタイムで表示することができる視覚的表示手段、ならびに、前記アナライザコンポーネントからのアラーム信号を受け取ってアラームを発生することができるアラーム手段とを含むものであることを特徴とする請求項 1 3 ないし請求項 1 5 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】

1. 序論：課題分野 / 技術分野

本発明は、信号の解析及び処理方法に関する。より具体的には、本発明はフォトプレチスモグラフ (P P G) 信号の解析および処理に関する。本発明は、呼吸作用、パルス、酸素飽和度、および患者の運動に関する情報を含む P P G から臨床的に有用な情報を得るためにウェーブレット変換方法を用いる。該情報は、病院および家庭環境を含む環境範囲内において患者をモニターするためにデバイス内で用いられてよい。ある好適な態様において、前記デバイスは、得られた信号である呼吸作用、パルス、酸素飽和度、および運動の一つまたはそれ以上における異常を検出するために用いられてよい。前記デバイスは、臨床的に有用な形での前記情報の出力を可能にし、そして、信号異常の一つまたは組み合わせが検出される際に始動されるアラームを組み込む。特に注目すべきなのは、電流パルスオキシメーターデバイスの有用性が、 P P G 信号から直接的に患者の呼吸作用の強力な測定を提供することによって、大いに増大することである。

【背景技術】

【0002】

2. 背景技術

2.1 血液酸素飽和度およびその測定

オキシメトリーは、血液中の酸素飽和度を測定する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の異なる波長の光を吸収する能力に基づいている。酸化ヘモグロビン (H b O ₂) は、赤色スペクトルの光を吸収し、そして、脱酸化または還元ヘモグロビン (R H b) は、近赤外線スペクトルの光を吸収する。赤色および赤外光が血管を通過する際に、各波長の透過は、血液中の H b O ₂ および R H b の濃度に反比例する。パルスオキシメーターは、動脈拍動からの交互性光入力を、静脈および他の非拍動要素の一定レベルの寄与と識別することができる。前記交互性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、高度に正確な技術であることが示されてきた。現在のパルスオキシメトリーデバイスは、赤色および赤外線 P P G 信号に質問することによって、血液の実際の酸素飽和度 (S a O ₂) を測定することを目的とする。この測定値を S p O ₂ と表示する。現在のデバイス製造者の目的は、前記デバイスにより与えられる前記パルスオキシメーターの測定値と患者の実際の血液酸素飽和度との最良の相関関係を実現することである。現行のデバイスにおいて患者の身体で得られたフォトプレチスモグラフ (P P G) 信号から得られた比率は、複数の対応する比率および飽和度の値を含んでいる参照テーブルを用いて酸素飽和度の測定値を決定するために用いられることが当業者に知られている。現在のパルスオキシメーターデバイスは患者の心拍数も測定する。現行のデバイスは、前記 P P G 信号から直接的には呼吸作用の測定値を提供しない。この測定値を得るためには、さらなる高価で差し出がましい機器が必要とされる。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

2.2 ウェーブレット空間における時間・周波数の解析
 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】

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

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 はウェーブレットの相似変換パラメーターであり、そして、 b は前記ウェーブレットの位置パラメーターである。方程式(1)によって与えられる変換は、変換表面上の信号の表現を構築するために用いられることが可能である。該変換は、前記ウェーブレットと結び付けられた特性周波数がスケール a と反比例する時間・スケールの表示または時間・周波数の表示と見なされてよい。次の議論において、「時間・スケール」と「時間・周波数」は入れ替えられてよい。時間・スケールまたは時間・周波数の枠組み内で実行に必要なとされる基本的な数学的詳細は、一般的な文献、例えばアディソン(Addison(2002))による教科書において見つけることができる。

10

【 0 0 0 4 】

前記ウェーブレット変換のエネルギー密度関数、スケイログラムは、次のように定義される。
 【数2】

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

ここで「 $||$ 」は、モジュラス演算子である。前記スケイログラムは、有用な目的のためにリスケールされてよい。一つの一般的なリスケールは、次のように定義される。

【数3】

$$S_R(a,b) = \frac{|T(a,b)|^2}{a} \quad [3]$$

そしてこれは、例えばモレットウェーブレットが用いられる際に、ウェーブレット空間において稜線を定義するために有用である。稜線は、面における局所的な極大値の点の軌跡として定義される。稜線のあらゆる合理的な定義が、前記方法において用いられてよい。また、我々は、ここに稜線の定義として前記局所的な極大値の軌跡から変位された経路をも含める。我々は、前記面における前記局所的な極大値の点の軌跡のみと結び付けられた稜線を「極大稜線」と呼ぶ。速い数値計算を必要とする実用的な手段として、前記ウェーブレット変換が、フーリエ空間上に表現されてよく、そして、高速フーリエ変換(FFT: Fast Fourier Transform)アルゴリズムが用いられてよい。しかしながら、リアルタイムのアプリケーションには、方程式(1)により表される時間領域の畳み込みが、より適切であってよい。ここに続く技術の議論において、「スケイログラム」は、元のスケールされてないウェーブレット表示を含むがこれに限定されないリスケールのあらゆる合理的な形式を含むように取られてよく、線形のリスケールおよびウェーブレット変換のあらゆるベキのモジュラスが、その定義に用いられてよい。

30

40

【 0 0 0 5 】

上記のように方程式(1)の時間・スケール表示は、時間・周波数表示に変換されてよい。これを実現するために、我々は、ウェーブレット a スケール(代表的な時間と解釈され得る)から、前記ウェーブレット関数の特性周波数に切り換える必要がある。任意のウェーブレットと結び付けられた特性周波数は次の式によって与えられる。

【数4】

$$f = \frac{f_c}{a} \quad [4]$$

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

【0006】

あらゆる適切なウェーブレット関数が、ここに記載された方法において用いられてよい。最も共通に用いられる複素ウェーブレットの一つであるモレットウェーブレットは、次のように定義される。

10

【数5】

$$\psi(t) = \pi^{-1/4} \left(e^{i2\pi f_0 t} - e^{-(2\pi f_0)^2/2} \right) e^{-t^2/2} \quad [5]$$

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。カッコ内の第二項は、ガウスウィンドウ内における複素正弦の非ゼロの平均を修正するので、修正項として知られている。実際には、 $f_0 \gg 0$ の値では無視できるようになり、無視されてよい場合には、モレットウェーブレットは、次のようなより簡単な形で書かれ得る。

【数6】

20

$$\psi(t) = \frac{1}{\pi^{1/4}} e^{i2\pi f_0 t} e^{-t^2/2} \quad [6]$$

このウェーブレットは、単にガウス包絡線の内における複素波である。我々は、ここでの我々の議論において、モレットウェーブレットの両方の定義を含める。しかしながら、方程式(6)の関数は、非ゼロの平均を有するので厳密にはウェーブレットではない。即ち、その対応するエネルギースペクトルのゼロ周波数の項は非ゼロであるため、それは認容できないということに留意すべきである。しかしながら、方程式(6)の関数は実際には $f_0 \gg 0$ でわずかな誤差で用いられることが可能なことが、当業者によって認識されるであろう。そして、我々は、ここに、方程式(6)の関数およびウェーブレット関数に近い他の同様なものをウェーブレットの我々の定義に含める。さらに、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要は、一般的な文献、例えばアディソン(Addison(2002))による教科書において見つけることができる。ここに我々は、どのように、ウェーブレット変換の特徴がパルスオキシメトリー信号のウェーブレット分解から抽出され、そして医療デバイス内における臨床的に有用な一連の情報を与えるために用いられるのかを示す。

30

【0007】

3. ウェーブレットの特徴抽出

この節では、臨床的に有用な情報の提供に使用するためにPPG信号からウェーブレットの特徴を抽出および使用する方法を記載する。これらは医療デバイス内に組み入れられ、前記情報は、患者のモニタリングに使用するために一連のフォーマットで出力される。前記デバイスは、ウェーブレット変換情報を利用するための4つのキーコンポーネントを含み、これらは、パルスコンポーネント、呼吸作用モニタリングコンポーネント、酸素飽和度コンポーネント、および、運動コンポーネントである。これらのコンポーネントに関連する基本的な理論を以下に詳細に記載する。

40

【0008】

3.1 パルスコンポーネント

信号における適正な繰り返しの特徴は、ウェーブレット空間またはリスケールされたウェーブレット空間における時間・周波数バンドを生じさせる。例えば、フォトプレチスモグラフ(PPG)信号のパルス成分は、パルス周波数においてまたはその周囲においてウ

50

ウェーブレット空間での主要なバンドを生成する。図1(a)および(b)は、PPG信号から得られたスケイログラムの2つの図を含む。これらの図は、そのような信号におけるパルスコンポーネントにより発生したバンドの例を示す。前記パルスバンドは、図1(a)のプロットにおける破線の上に位置する。このバンドは、前記スケイログラムを横切る主要な合体した特徴のシリーズから形成される。これは、1Hz、即ち1分あたり60回の息をちょうど超える領域内に位置する図1(b)における変換表面を横切る隆起されたバンドとしてはっきり見られることが可能である。周波数に関するこのバンドの極大値は、稜線である。該稜線の軌跡は、図1(b)における前記バンドの頂上部の黒い曲線として示される。例えば方程式(3)において与えられるような、スケイログラムの適切なりスケーリングを用いることによって、我々は、ウェーブレット空間において見出された稜線を、信号の瞬時周波数に関連付けることができる。このようにして、パルス周波数(パルス速度)が、PPG信号から得られてよい。また、スケイログラムをリスケーリングする代わりに、ウェーブレット表面上の稜線から得られた周波数と実際のパルス周波数の間の適切な予め定義された関係が、前記パルス速度を決定するために用いられてよい。

【0009】

パルス稜線の時間・周波数の座標を前記ウェーブレット変換から得られたウェーブレットの位相情報にマッピングすることによって、それぞれのパルスが獲得されてよい。このようにして、それぞれのパルスの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ーされ、そして、心拍異常を検出したり動脈系のアライアンスなどを測定したりするために用いられ得る。稜線の代わりに定義が用いられてよい。稜線とパルス周波数の代替りの関係が用いられてよい。

【0010】

3.2 呼吸作用モニタリングコンポーネント

呼吸作用モニタリングコンポーネントは、患者の呼吸作用のモニタリングのためにウェーブレットに基づく方法を用いる。これは、呼吸速度の測定および呼吸停止を含む異常な呼吸パターンの同定を含むことができる。呼吸作用モニタリングコンポーネントの重要な部分は、以下に記載された第2のウェーブレットの特徴分離(SWFD: secondary wavelet feature decoupling)の使用である。SWFDの適用から得られた呼吸作用に関する情報は、他の方法からの呼吸作用の情報と比較され、かつ/または、結び付けられ、呼吸作用測定出力を提供することが可能である。

【0011】

上記のように、信号における適正な繰り返しの特徴は、ウェーブレット空間またはリスケールされたウェーブレット空間における時間・周波数バンドを生じさせる。周期的な信号に対しては、該バンドは、時間・周波数面において一定の周波数レベルのままである。多くの実信号、特に生物学的信号に対しては、前記バンドは、固定されず、時間が経つと特有の周波数および/または振幅に変化する。図2は、変換空間における2つのバンドを導く2つの適正な成分を含んだ信号のウェーブレット変換の概略図を示す。これらのバンドは、ウェーブレット表面の三次元(3D)概略図において、バンドAおよびバンドBと呼ばれる。我々は、該バンドの稜線を周波数に関するこれらのバンドのピーク値の軌跡として定義する。この方法の議論のために我々は、バンドBが重要な信号情報を含むと仮定する。我々は、これを「第1バンド」と呼ぶ。なお、我々は、信号が由来し、続いて変換が得られるシステムは、バンドAおよびバンドBにおける信号成分間の何らかの形のカップリングを示すものと仮定する。

【0012】

ノイズまたは他の誤った特徴が、バンドBの特徴に類似のスペクトル特性を有する信号に存在する場合、バンドB内の情報は、不明瞭になる、即ち、不明瞭になり、寸断され、または、欠落し得る。この場合、バンドAの稜線は、ウェーブレット空間において追跡され、我々がそれぞれ「稜線振幅摂動(RAP: ridge amplitude perturbation)信号」、「稜線周波数摂動(RFP: ridge frequency perturbation)信号」と呼ぶ振幅信号または周波数信号のどちらかと

10

20

30

40

50

して抽出されることができる。RAP信号およびRFP信号は、それぞれ稜線を時間・振幅、または、時間・周波数の面上に投影することによって抽出される。図3の上のプロットは、図2の稜線Aに関するRAP信号およびRFP信号の概略図を示す。これらのRAP信号およびRFP信号の下には、これらの新しく得られた信号のさらなるウェーブレット分解の概略図を見ることが可能である。この第2のウェーブレット分解は、バンドCおよびバンドDとして利用可能にされる図2のバンドBのスペクトル領域における情報を考慮する。バンドCおよびDの稜線は、バンドCおよびDを生じさせる信号成分の瞬間的な時間・周波数の特有の測定値として機能することが可能である。従って、この方法、すなわち、我々が、第2のウェーブレット特徴分離(SWFD: Secondary Wavelet Feature Decoupling)と呼ぶものは、ノイズまたは他の間違った信号の特徴の存在で、バンドBそのものが不明瞭になる場合に、第1のバンドB(図2)を生じさせる基本的な物理的過程と結び付けられた信号成分の性質に関する情報が抽出されることを可能にする。

10

【0013】

患者の脈拍と結び付けられた稜線から患者が呼吸するのを検出するためのPPG信号に関して用いられるSWFD法の例は、図4および図5に示される。信号が取得される実験の間に、患者は、6秒間持続する息(0.167Hz)で規則的に呼吸をしていた。

【0014】

図4(a)は、実験中に取得されたPPGのトレースから得られたスケイログラムを含む。2つの主要なバンド、すなわち前記パルスバンドおよび患者の呼吸と結び付けられたバンドが、そのプロット中に現れている。このプロット中で、これらはそれぞれPおよびBとマークされる。この例において我々は、時間を通じた呼吸の検出に関心があり、それゆえにここで呼吸バンドが第1バンドである。パルスバンドは、1Hzをちょうど超える、すなわち、1分あたり60拍動の心臓の拍動周波数で出現し、そして前記呼吸バンドは、呼吸作用の速度に対応する0.167Hzに出現する。しかしながら、呼吸の特徴の同定は、しばしば、これらの信号における他の低い周波数のアーチファクトによって隠される。あるそのような低い周波数のアーチファクトの特徴である「F」は、前記スケイログラム上にマークされた点線の楕円内におけるプロットにおいて表示され、呼吸バンドを妨げるように見える。図4(b)は、図4(a)に示されたスケイログラムプロットの3D図を含む。この3Dプロットから、我々は、前記低周波数のアーチファクトの特徴は、前記プロット中の矢印によって示される位置に呼吸バンドの分岐を生じさせるのを見ることができる。また、前記パルス稜線は、図4(b)にも示され、パルスバンドに沿った黒い曲線によって示される。これは、前記パルスバンドに沿った周波数に関する極大値の軌跡である。

20

30

【0015】

図4(c)は、図4(b)において示されたパルス稜線から得られたRAP信号を含み、そこでは、パルス稜線が追跡され、そしてその振幅が時間に対してプロットされる。図4(c)の上のプロットは、全部のRAP信号を含む。図4(c)の下プロットは、50秒の間隔にわたるRAP信号の引き伸ばしである。この引き伸ばしにおいて、6秒周期の明白な変調を見ることができる。図4(d)の上プロットは、図4(b)におけるパルス稜線に対応する全部のRFP信号を含む。図4(d)の下プロットは、50秒にわたるRFP信号の引き伸ばしを含む。この場合も、この引き伸ばしにおいて、明らかな変調(6秒周期の)を見ることができる。

40

【0016】

そして、前記RAPおよびRFP信号について第2のウェーブレット変換が行われた。この結果の前記RAPおよびRFP信号に対応するスケイログラムが、図5(a)および図5(b)にそれぞれ示され、そしてこれらのスケイログラムの3Dプロットが、図5(c)および図5(d)にそれぞれ示される。前記RAPおよびRFPスケイログラムから得られた呼吸稜線は3Dスケイログラムに重ねられる。前記RAPスケイログラムは、2つのうちのはっきりした方であり、図4(a)の元の信号のスケイログラムにおいて見ら

50

れるアーチファクトの特徴「F」からの妨害を含まないように見得る。この例として、RAPスケイログラムは、誤った信号の特徴の除去のための最良の解決法、および、元のスケイログラムおよびRFPスケイログラムと比較された場合の呼吸バンドの同定を提供する。実際には、3つの全てのスケイログラムが比較され、そして、必要とされる情報を抽出するための、最適なスケイログラム、または、スケイログラムの組み合わせが決定される。

【0017】

様々な患者の群（例えば、成人、子供、新生児）にわたる実験を通じて、我々は、ある信号に対してはこの方法は、SWFD法におけるバンド稜線から変位された経路を組み込むことによって高められ得ることを見出した。これらの場合において、変位された経路から得られたRAP信号は、元の稜線経路のRAP信号よりも非常に大きい振動を示す（低い周波数バックグラウンド波形と比較して）。我々は、この高まりによって前記SWFD法内で呼吸成分をよりよく検出することが可能になることを見いだす。従って、我々は、ピーク値の軌跡から変位された経路、パルスバンドの選択レベルにおける等高線、ならびに、一般的に調査中の適切な特徴の近傍の中であらゆる合理的に構築された経路であって該近傍が対応するバンドの領域内で取得されるような経路を含むように、前記方法で用いられる表面稜線の定義を拡張する。

10

【0018】

上記の例から、どのように、パルスバンド稜線から得られたウェーブレット変換の稜線情報の第2のウェーブレット変換が、適正な呼吸情報が得られるウェーブレット空間における呼吸の特徴のより明確な顕示をもたらすために用いられ得るかを、見る事が可能である。

20

【0019】

上記のSWFD法は、別に隠された信号成分の検出を必要とするデバイス内への組み込みのための完全に新しいアルゴリズムの基礎を形成し得る。ここに、我々は、前記方法が他の問題の信号に適用されてよいことは当業者によって認識されるであろうが、フォトレチスモグラフ内からの呼吸の特徴の検出への前記方法の適用を示す。

【0020】

実際には、第1バンドの最初の直接的な観察および第2バンドに対する摂動を通じた間接的な観察の両方が同時に利用されてよく、そして、最適な時間・周波数情報が抽出されてよい。

30

【0021】

当業者は、本発明の範囲から逸脱することなく、変更および改良がここに概説された方法論に組み込まれ得ることを認識するだろう。

【0022】

当業者は、上記方法が、信号の代替的な時間・周波数表示を用いることによって行われてよく、そこでは時間・周波数の変換空間における振幅が、前記信号内の適正な特徴の振幅に関連づけられ得ることを認識するだろう。加えて、元の信号の分解およびそれに続くRFPおよびRAPのスケイログラムの分解が、それぞれ異なる時間・周波数の方法とともに行われてよい。しかしながら、異なるウェーブレット関数が前記方法に用いられるそれぞれのウェーブレット変換において用いられてよいが、好ましい方法においては連続的ウェーブレット変換が全ての分解において利用される。

40

【0023】

ここに詳説された好ましい方法は、ウェーブレット空間における一定周波数の経路を追跡するウェーブレット空間内の時間・周波数情報を探る別の方法からは逸脱する。今の方法は、新しい信号が得られるウェーブレット空間において選択された経路を追跡することを含む。これは、非定常的な挙動も示す他の信号成分の情報を提供するために非固定的な周波数の特徴を有する信号成分が追跡され解析されることを可能にする。

【0024】

前記方法はウェーブレット空間における高分解能に依存するので、前記連続的ウェーブ

50

レット変換が好ましい方法であることは、当業者に自明であろう。(離散的ウェーブレット変換および定常的ウェーブレット変換によって用いられる時間・周波数の離散化は、一般的に、前記方法の有用な活用のためには粗すぎる。)前記連続的ウェーブレット変換は、時間および周波数の両方における細かい離散化により前記方法において実施される。

【0025】

ここに前記方法は、フォトプレチスモグラフィのウェーブレット変換のパルスバンドからの呼吸の特徴の検出との関連で記載されているが、前記方法が、他の生命信号(例えば、心電図、脳電図、胃筋心電図、筋電図、心拍信号、病理学的音波、および、超音波)、動的信号、非破壊的検査信号、状態モニタリング信号、流動体信号、地球物理学的信号、天文学的信号、電気信号、金融指標を含む金融信号、音および音声信号、化学信号、ならびに気候信号を含む気象信号を含むがこれに限定されるものではない他の信号への広い適用性を有することを当業者は認識するだろう。

10

【0026】

要約すれば、別に隠された基本的な信号が検出されることを可能にする、ウェーブレット変換を用いる信号の分解の方法を記載してきた。該方法は、以下の段階として記載される。

(a) 信号のウェーブレット変換の分解が行われる。

(b) 変換表面は、適正な特徴と結び付けられた主要なバンド(第1バンド)を検出するために、適正な信号の特徴の特性周波数の近傍において検査される。そして、このバンドは、前記適正な特徴に対応する情報を明らかにするために調べられる。該調査は、時間・周波数面において局在化された周波数を同定するための稜線追跡方法を含んでよい。

20

(c) そして、第2バンドが前記適正な特徴の領域の範囲を超えて同定され、その稜線が同定される。

(d) そして、該第2稜線上の点の時間・周波数および時間・振幅の軌跡が抽出される。これらの新しい信号は、それぞれ稜線振幅摂動(RAP: ridge amplitude perturbation)信号、「稜線周波数摂動(RFP: ridge frequency perturbation)信号」と示される。

(e) そして、前記RAPおよびRFP信号のウェーブレット変換が、それぞれRAPおよびRFPスケイログラムを与えるために実行される。

(f) そして、これらの第2スケイログラムは、前記元のスケイログラムの第1バンドの領域における情報を明らかにするために調べられる。この調査は、前記時間・周波数の面における局在化された周波数を同定するための稜線追跡方法を含んでよい。

30

(g) そして、段階(b)および段階(f)から得られた情報は、調査する前記信号の単数または複数の特徴に関連ある最適な信号情報を提供するために用いられる。

【0027】

2本以上の第2バンドがあつてよい。これらの付加的な第2バンドは、同じ方法即ち段階(c)から(g)で、調べられてよい。

【0028】

前記フォトプレチスモグラフィからの呼吸の検出に関連して、上記において言及される「第1バンド」は呼吸バンドであり、「第2バンド」はパルスバンドである。前記方法では、PPG信号の一つまたはそれ以上または組み合わせが用いられてよい。

40

【0029】

ある別の方法論においては、一旦、前記RAPおよびRFP信号が段階(d)において抽出されると、これらは、別の時間・周波数または周波数に基づく方法(例えば、標準FFTルーチンを用いて第1バンドの信号と結び付けられた主要なピークを見出す)、または、信号の転換点を含むがこれに限定されることがない別の信号反復の方法を用いることによって短い区分の上を調べられる。これは、前記RAPおよびRFPスケイログラムバンドの特性周波数の計算を加速し、または前記の技術を高めるために用いられてよい。

【0030】

また、上記の段階(d)において前記RAPおよびRFP信号の組み合わせが、第2の

50

ウェーブレット分解のための代表的な信号を生成するために用いられてよい。

【0031】

RAPおよびRFP信号を組み込む第2のウェーブレット特徴分離からの患者の呼吸作用情報は、患者の呼吸作用を直接的にモニターするために用いられる。これは、呼吸速度の測定および呼吸停止を含む異常呼吸パターンの同定を含み得る。RAPに基づくSWFDまたはRFPに基づくSWFDの情報は、患者の呼吸作用モニタリングのために選択されてよい。または、両方の組み合わせが用いられてよく、そこで、各方法から得られた呼吸作用情報が、信頼の測定値によって定量的に傾斜されてよい。

【0032】

さらにRAPに基づくSWFDおよびRAPに基づくSWFDから得られた呼吸情報は、呼吸作用の速度、呼吸のタイミング、呼吸異常等を含む呼吸作用の測定に最適な出力を提供するために他の方法から得られた呼吸作用情報と比較され、および/または結び付けられてよい。これらの他の方法は、国際特許出願No. PCT/GB02/02843において記載されたアディソン(Addison)およびワトソン(Watson)による「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」を含んでよい。選択された出力のための呼吸作用測定は、各方法によって得られた呼吸作用情報の質の定量的な測定に基づくポーリング機構を用いることによって抽出されるであろう。

【0033】

図6から10は、呼吸作用モニタリングの方法論の好ましい態様を示す。PPG信号のウェーブレット変換(図6(a))が計算される。結果として得られるスケイログラムのプロットが、図6(b)に示される。この例において用いられる10秒のPPG信号は、未熟児から取得された。また、同じ方法論が、成人および子供のPPGにも機能する。パルス稜線が、これらの若い患者に典型的な、約2.5Hz付近において図6(b)でのスケイログラムを横切って黒色の経路としてプロットされ示されている。そして、RAPおよびRFP信号は前記ウェーブレット変換のパルス稜線から得られる。該RAPおよびRFP信号は、それぞれ図6(c)および図6(d)に示される。また、図6(c)は、高/低振幅の方形波のトレースとして、患者の吸息および呼息を示す患者の切替え信号を示す。該切替え信号は、観察者が実験中に新生児の胸壁の運動をモニターすることによって作動された。前記RAPおよびRFP信号における転換点は、各息についての初期検出機構として用いられてよい。前記RFPおよびRAP信号は、信頼の測定値を用いて質について評価される。この測定値は、信号のエントロピーを含むがこれに限定されないあらゆる合理的な測定に基づいてよい。最も高い信頼を有する信号は、多数の最近検出された息の平均継続時間を用いることによって、個々の息および呼吸速度について情報を抽出するために用いられる。第2のウェーブレット変換は、両信号について行われる。図6(c)のRAP信号についての前記第2ウェーブレット変換の結果を図7(a)に示し、そして、図7(b)に示されるようにこの変換表面の稜線を抽出する。図6(d)のRFP信号についての第2ウェーブレット変換の結果を図7(c)に示し、そして、図7(d)に示されるようにこの変換表面の稜線を抽出する。

【0034】

前記RFPおよびRAP信号変換から抽出された稜線、および、それぞれ図8(a)、(b)および(c)に示される呼吸作用の領域における元の変換に見出される稜線は、我々が「選択呼吸作用経路(SRP: selected respiration path)」と呼ぶ合成経路を決定するために解析される。該解析は、前記稜線の強度と位置を含んでよいがこれに限定されない。前記SRPは、最も適当な呼吸成分を表す。図8(a)、(b)および(c)に示された抽出された稜線から得られた前記SRPは、図8(d)に示される。前記SRPは、通常は最初の所定の「ラッチオン」時間ウィンドウ内に決定され、そして、更新された時間ウィンドウ内で再評価されるであろう。前記SRPを得るために用いられる稜線選択手順は、以下の局所的(即ち、特別な稜線セット内における稜線要素間の関係)な基準および大域的(即ち、稜線セットを超えた稜線要素間の相互の関係)な基準、すなわち、「始点位置および終点位置、長さ、平均およびピークの強度、

10

20

30

40

50

分散およびエントロピーを含む様々な空間的（即ち、時間・周波数表面にわたる運動範囲）統計パラメーター、ならびに、相対的な切替え復帰位置の測定値（即ち、他の稜線との重なり程度）、に依存するがこれに限定されない加重された分岐を実行する決定木に基づく。これらの基準は、患者カテゴリーの範囲である成人、子供、および新生児にわたる我々の社内の実験の結果に基づいている。

【 0 0 3 5 】

また、RAP信号から得られたSWFD稜線の正確性についての信頼の測定基準は、バンドの極大稜線のRAP信号から結果として得られたSWFD稜線強度とそれからの稜線オフセットを比較することによって、獲得され得る。呼吸作用と結び付けられた前記オフ稜線変換の稜線は、前記バンド極大稜線から得られたRAP-SWFDと比較した場合、前記極大稜線からの前記オフ稜線の変位が増大するので、強度において（極大値まで）増大するのが観察されている。しかしながら、他の特徴と結び付けられたこれらの稜線は、振幅において相対的に静的なままである。このようにして、前記バンドの極大オフセットから得られた複数のRAP信号の稜線振幅を調べることによって、呼吸作用と結び付けられた前記単数または複数の稜線は、他と比較した振幅における著しい変化を通じて、同定され得る。

10

【 0 0 3 6 】

そして、前記選択稜線経路（SRP）は、呼吸速度に関して全体的な信頼を与えるため、および/または、個々の息のモニタリングおよび/または予測をもたらすために用いられる。図8（d）において示されたSRPを元の変換から得られた位相情報に重ねることによって、該SRPに沿った位相が、図9に示されるように決定され得る。このように、個々の息は、前記位相の循環する挙動を通じて同定されてよい。前記SRP経路に沿った位相情報は、図9に示されるように位相情報を表示すること、または、正弦波形を生成するための位相情報のコサインまたは類似の関数を取得することのいずれかによって、あるいは、呼吸信号の視覚的表示のための選択波形を与えるある別の方法によって、呼吸信号を得るために用いられてよい。ある別の態様において、前記第2変換の一つからの位相情報または、全ての変換からの位相情報の組み合わせが、前記方法において用いられてよい。尚、前記用いられる位相情報は、例えば運動アーチファクトによって発生する誤った位相情報を取り除くように処理されてよい。

20

【 0 0 3 7 】

前記SPRの一部は、例えば、信号アーチファクトによって発生する欠落部分を含んでよい。これらの領域において、前記SPRは、図10に概略的に示されるようにすぐ前の利用可能な経路の点および次の利用可能な経路の点を用いることによって推測されてよい。好ましい態様において、これは、前記点の間の線形フィッティングを用いることによって、実行される。しかしながら、他の方法もまた、本発明の範囲を逸脱することなく用いられてよい。

30

【 0 0 3 8 】

3.3 酸素飽和度コンポーネント

前記信号の振幅は、これらのウェーブレット変換表示を有するスケールを特徴とする。このように、赤外PPG信号のウェーブレット変換成分によって赤色PPG信号のウェーブレット変換成分を割ることによって、我々は、酸素飽和度の決定に用いられる信号比率についての有用な情報を含む新しいウェーブレットに基づく表示を得る。複素ウェーブレット関数が用いられるならば、前記情報は、前記変換のモジュラスの比率において定義された適切な経路を用いることによって、または、前記変換の実数または虚数部分からのリサージュプロットを用いることによって抽出されてよい。実数部のみを含むウェーブレット関数が用いられるのであれば、前記情報は、前記変換から得られたリサージュプロットを用いることによって抽出されるはずである。酸素飽和度の決定に必要とされるウェーブレットに基づく比率情報の抽出のための2つの称賛の方法が、以下に提供される。

40

【 0 0 3 9 】

図11は、同時に収集された赤色および赤外PPG信号のウェーブレット変換の実数部

50

の三次元プロットを示す。複素モレットウェーブレットが、前記変換に用いられた。前記パルスバンドおよび呼吸バンド領域の主要な性質が、前記図において明白である。これらは前記図においてそれぞれ「B」および「C」と表される。また、パルス成分を含む第2バンドは、前記図面においても見られ得る（「A」と表される）。このバンドは、前記PPG波形の2つのこぶのある形態と結び付けられる。前記の新しいウェーブレットに基づくリサージュ法において、多くの周波数レベルが、動くウィンドウ内で選択される。該動くウィンドウは図12においてプロット上に概略的に示される。（別のウィンドウ長が必要に応じて用いられてもよいが、ここに我々は、例示のために4.56秒のウィンドウを用いる。）前記パルスバンドおよび呼吸バンドの領域の振動性の性質は、前記プロット中で明白である。赤色および赤外信号に関するこれらの周波数レベルのそれぞれに沿ったウェーブレット変換値は、ウェーブレットに基づくリサージュ（WBL: Wavelet-Based Lissajous）プロットを与えるために、相互に対してプロットされる。これは、結果として多数のWBLプロットをもたらし、それぞれの周波数レベルに対して1つが選択される。前記方法において、前記選択された周波数レベルは、例示のために、ここでは0.67と3.33 Hzの間として定義される、要求されたパルス周波数の範囲内にある。この範囲は、用途を反映するために変えられてよい。前記多数のWBLプロットは、図13(a)に示されるように、3Dリサージュ図形を形成するために一緒に表示されてよい。

10

【0040】

ここに示された例において複素ウェーブレット関数が用いられたため、前記変換の両実数または両虚数値が、前記方法において利用され得ることに留意すべきである。さらに、実数のWBLプロットおよび虚数のWBLプロットからの情報は、最適な解を提供するために組み合わせられてよい。実数のみのウェーブレット変換関数が用いられるならば（即ち、実数部分のみを含み虚数部分を含まないウェーブレット関数）、1セットの変換（実数）のみが利用可能である。

20

【0041】

そして、3Dリサージュ図形を構成する各リサージュプロットは、その主軸およびそれと直交する軸の両方に沿ってその広がりを見出すために調べられる。これを行うために、広がりのある合理的な測定値が用いられてよい。ここに我々は標準偏差（SD）を用いる。図13(b)は図13(a)の3Dリサージュの図の端部を示す。パルス周波数の近傍における前記3Dリサージュ図13(a)および13(b)の領域は、該図において文字「B」によって示され、より高い周波数は文字「A」によって示される。図14は、前記主軸（上のプロット）およびマイナー軸（中間のプロット）に沿ったデータの広がり標準偏差のプロット、ならびに、図13(a)における3Dリサージュプロットを構成する各リサージュ成分に対する標準偏差の比率（下のプロット）を含む。好ましい態様において、最大の広がりを有するリサージュ成分が、酸素飽和度の決定について用いられる。この成分の位置は、図14の上のプロットにおいて矢印によって示される。メジャー主軸に沿った最大の広がりを有するこの成分は、図13(c)にプロットされる（その代表的な傾斜は、予め定義された参照テーブルを用いることによって局所的な酸素飽和値を決定するために計算され用いられる。）この最大の広がり、前記パルス周波数においてまたはその近傍で通常見出される。また、前記メジャー軸に沿った広がりSDを前記マイナー軸に沿った広がりSDによって割ったものとして定義されるSD比率についてもチェックが行われる。低いSD比率は、2つの信号間のよい相関関係を暗示する。最大の広がりを有する成分に関するSD比率は、図14の下のプロットにおいて矢印によって示される。我々は、この場合に関して比較的低いSD比率がこの位置において生じるのを見ることができる。前記SD比率チェックは、より適切なウェーブレットに基づくリサージュプロットを選択するために用いられてよく、ノイズの同定および/または縮小アルゴリズムの一部を形成することができる。また、最適なウェーブレットに基づくリサージュを選択する代替の方法が、必要に応じて用いられてよい。過度のノイズがある時間中は、前記リサージュ成分は、形が広がるようになり、そして、ある場合において、前記メジャー

30

40

50

およびマイナー主軸の方向は、信号の比較的ノイズのない位置の方向から著しく変化し得る。そのため、前記選択リサージュ成分の最近の履歴を保持することによってこれが生じたかどうかを決定するためにチェックがなされ得る。これはさらに、酸素飽和度の決定において用いられる選択リサージュ図形についての信頼チェックとして用いられ得る。

【0042】

また、選択されたりサージュ成分を構成する独立したウェーブレット信号の振幅の比率が、酸素飽和度を決定するために用いられてよいことにも留意すべきである。また、これらのウェーブレット信号の逆変換が、前記方法において、酸素飽和度を決定するために用いられてよいことに留意すべきである。記載された前記方法は、複素数のまたは実数のみのいずれかのウェーブレット関数を用いることによって計算されたウェーブレット変換からの適正な比率情報を抽出するために用いられてよい。

10

【0043】

図15は、前記3Dリサージュ方法を用いることによって決定される酸素飽和度（黒の実線）を、従来の信号振幅法（点線）および信号リサージュ法（破線）と比較して示す。3つの方法では全て、4秒の平滑化ウィンドウが用いられた。ここで調べられた特別な信号（立位で安静に座っている年齢42歳の健康な男性患者の指から取得された信号）に関して、前記ウェーブレット方法はより矛盾のない値を生成する。

【0044】

図16は、一例のPPG信号に対応する赤色および赤外スケイログラムの三次元図を含む。ここに、複素変換のモジュラスが用いられる。パルス成分と結び付けられたバンドの位置が、プロットにおいて示される（前記図において「B」と表される）。我々は、時間周波数面上に投影されたバンドの最大値の経路に対応する点の集合をPとして定義する。ウェーブレット比率表面（ R_{WT} ）は、赤色信号の対数のウェーブレット変換を赤外信号の対数のウェーブレット変換によって割ることによって構築され、次のような前記ウェーブレット比率表面の時間・周波数の分布を得ることができる。

20

【数7】

$$R_{WT} = \frac{|T(a,b)_R|}{|T(a,b)_{IR}|} \quad [7]$$

30

ここで、RおよびIRの添え字は、それぞれ赤色および赤外信号である。図16における2つのスケイログラムから得られたウェーブレット変換表面が、図17において概略的に示される。スケイログラムの我々の定義において前に記載したように、我々は、元のスケイリングされてないウェーブレット表示を含むリスケーリングの全ての合理的な形を含め、線形リスケーリング、および前記ウェーブレット変換のあらゆるべきのモジュラスが、前記定義において用いられてよい。誤った信号成分によって影響を受けない表面の領域についての信号成分の振幅を有する前記ウェーブレット成分スケールの振幅として、ウェーブレット比率表面は、予め定義された参照テーブルを用いて酸素飽和度を決定するために用いられ得る値を含むだろう。

【0045】

40

図17に見ることができるよう、パルス稜線経路Pのウェーブレット比率表面への投影に沿った、およびその近傍の、時間周波数ウェーブレット比率表面は、安定であるので、酸素飽和度の強固な決定において用いられてよい。好ましい態様において、Pの R_{WT} に対する投影に沿って得られた数値は、 R_{WT} を酸素飽和度に相関を付けた予め定義された参照テーブルによって、酸素飽和度を決定するために用いられてよい。

【0046】

R_{WT} プロットの2Dまたは3D図は、前記方法によって得られた比率の比率の質の視覚的表示、および、これによる酸素飽和度の測定の質を提供するために、実数時間で計算され表示されてよい。

【0047】

50

図18は、図17で示された前記ウェーブレット比率表面の端面図のプロットを含む。また、前記図面から、比較的安定で平坦な領域が、呼吸作用周波数において、またはその近辺で、見出されるのがわかる(前記図中のR)。ある場合には、前記ウェーブレット比率表面の呼吸作用の領域が、前記パルスバンド領域とは異なるレベルにあってよいことが、実験から留意されている。それゆえ、これらの場合には、前記呼吸領域において得られた R_{WT} の使用は、酸素飽和度の誤った値を生成するであろう。我々の方法は、前記パルスバンドの領域において経路を追跡することによって、前記信号における誤った呼吸成分を自動的に除去する。

【0048】

図19は、2つの標準的な方法である、従来の信号振幅法および従来のリサージュ法と比較された、時間の関数としての、前記ウェーブレット比率表面方法によって決定された酸素飽和度のプロットを含む。PPG信号は、再度、立位で安静に座っている年齢42歳の健康な男性患者の指から取得された。前記プロットの視覚的検査から、この例に関して、前記ウェーブレットに基づく方法が、最新の方法と比較して酸素飽和度のより一貫性のある値を生成することが見られ得る。

10

【0049】

ある別の態様においては、パルスバンド稜線経路Pは、実数または虚数の変換成分上に投影され得ることが、当業者によって認識されるであろう。選択された時間の間隔上のこの経路に沿った前記変換成分の値からリサージュ図形が得られ、酸素飽和度の決定に用いられる。また、ある別の態様において、別の経路が、前記ウェーブレット比率表面上に投影されてよく、酸素飽和度の決定に用いられてよいことが、当業者によって認識されるであろう。例えば、前記パルスバンドが実際のパルス周波数から遠くに動く稜線極大の経路を引き起こすノイズを示す領域に対して、そのようなノイズの事象を検出し、そして前記経路を最も適切な最近のパルス周波数に保持する方法は、アラームが始動される前記事象が通過するまでか、または予め設定された時間まで用いられてよい。

20

【0050】

酸素飽和度の決定のための3Dリサージュおよびウェーブレット比率表面の方法論は、上記のように、パルスオキシメトリーデバイス内への組み込みのためのアルゴリズムの基礎を形成し得る。さらに、最適なりサージュを選択し、またはそれぞれパルスバンドを追跡することによって、それら自身を最適なウェーブレット変換値に制限するための前記方法論の能力は、誤った信号成分が自動的に切り捨てられるのを可能にし、それにより、酸素飽和度の決定のためのより強固なアルゴリズムを導く。

30

【0051】

また、両方の新しい方法において、選択されたウェーブレット値の逆変換は、前記信号の特徴にそれらの方法も対応するようにも用いられてよいことに留意すべきである。

【0052】

好ましい態様において、3Dリサージュおよびウェーブレット比率表面の両方の方法が、同時に用いられ、そして、最適な測定された飽和度値が決定される。上記の説明から、最初の入力された信号およびこれらの信号のウェーブレット変換は、両方法に対する共通の要素を形成することが明らかである。

40

【0053】

当業者は、本発明の範囲から逸脱することなく、変更および改良がここに概説された方法論に組み込まれ得ることを認識するだろう。

【0054】

上記方法は、時間・周波数の変換空間における振幅が、前記信号内の適正な特徴の振幅に関連づけられ得る、信号の別の時間・周波数表示を用いることによって行われてよいことを当業者は認識するだろう。しかしながら、好ましい方法において連続的なウェーブレット変換が用いられる。

【0055】

要約すれば、臨床的に用いられる基本的な特徴が測定され表示されるのを可能にする、

50

ウェーブレット変換を用いるパルスオキシメトリー信号の分解のための方法が記載された。そして、これらのウェーブレット分解は、以下のことをするために用いられ得る。

(a) 信号ウェーブレット変換から(即ち、元の変換、リスケールされたウェーブレット変換、得られたウェーブレット変換の比率、スケイログラム、ウェーブレット稜線等から)得られた情報を用いて、酸素飽和度を測定するための方法を提供する。

(b) 信号ウェーブレット変換から(即ち、元の変換、リスケールされたウェーブレット変換、得られたウェーブレット変換の比率、スケイログラム、ウェーブレット稜線等から)得られた情報を用いて、参照テーブルを用いて信号の酸素飽和度を決定するために用いられる予め設定された基準および勾配を用いることにより最適なリサージュ表示が選択される複数のウェーブレットに基づくリサージュ図形を構築する。

(c) 前記信号ウェーブレット変換から(即ち、元の変換、リスケールされたウェーブレット変換、得られたウェーブレット変換の比率、スケイログラム、ウェーブレット稜線等から)得られた情報を用いて、時間・周波数面を通じた選択経路を追跡することによって信号の酸素飽和度を決定するための前記ウェーブレット比率表面の比率の時間・周波数の等価物を構築する。時間・周波数の面を通じた好ましい経路は、パルスバンドに対応するものとなる。

(d) (b) および(c)において得られたものから最適な酸素飽和度値を提供する。

【0056】

3.4 患者の運動のモニタリング

現行のデバイスは、信号から有害な運動アーチファクトを取り除くように、例えばパルス速度または酸素飽和度のような重要な臨床的パラメータの決定の前にそれを取り除くために構成される。しかしながら、デバイス内に具現化されたここに記載された方法は、大きいスケールの体の運動、呼吸作用、および拍動する心臓を含む一般的な患者の運動をモニターする。このように、患者の運動の欠如および/または運動の異常が検出され、アラームが始動され得る。

【0057】

患者の運動は、結果としてPPG信号アーチファクトをもたらす。このアーチファクトの徴候は、信号のウェーブレット変換において観察され得る。スケイログラムにおける運動アーチファクトの例は、図20(a)に示される。ウェーブレットプロットを得たPPG信号は、誕生後数週間の未熟児から取得された。運動アーチファクトの位置は、前記プロットにおいて矢印によって示される。呼吸バンド稜線は、前記ウェーブレットプロットに重ねられた(図においてRと示す)。パルスバンドは、前記図においてPと示される。前記アーチファクトは、検出された呼吸稜線においてドロップアウト(即ち、欠落断片)を生じさせ、そしてまた、パルス稜線の検出において発生するのと同様のドロップアウトを発生させ得る前記パルスバンドを横切る。正確な酸素飽和度およびパルス速度の測定値を得るために必要な情報を残す一方で、信号からの多くの運動アーチファクト成分として取り除くことが、パルスオキシメータデバイス製造者の関心の的であった。ここに記載された前記方法の好ましい態様において、我々は、患者の運動のモニタリングに用いるため、特に幼児の運動のモニタリングのためにPPG信号から運動成分を抽出する。

【0058】

図20(a)のスケイログラムの三次元図は、図20(b)にプロットされる。ここに我々はウェーブレット空間における運動アーチファクトの特徴の優位性を見る。そのような特徴を同定することによって、我々は患者の運動をモニターすることができる。特に体の運動をする際に、とても変わりやすい呼吸作用パターンを示し、かつ、短時間呼吸を停止することが、幼い赤ちゃんに共通である。それゆえに、呼吸停止を含む不規則な呼吸作用信号が生じる際に得られた運動の信号の検査は、患者の状態のさらなる測定を与える。

【0059】

ウェーブレット表面のモジュラス極大値は、時間に関するウェーブレット表面の極大の軌跡をである。図21(a)は、図20(a)と結び付けられたモジュラス極大線をプロットする。図21(b)は、前記モジュラス極大線が重ねられた変換表面の三次元図を示

10

20

30

40

50

す。図 2 2 (a) は、図 2 1 (a) および 2 1 (b) において示されたものに対応する極大線の端面図を示す（前記表面は示されない）。我々は、前記端面図から、運動アーチファクトに対応するモジュラス極大線が、他の極大線と著しく異なる形態を有すること（それが、大きい周波数領域をカバーし、そして、特に低い周波数で他の極大値よりも著しく大きいエネルギーを含むこと）を知ることができる。ある周波数または周波数の範囲における振幅閾値基準を設定することによって、我々は、前記アーチファクトのモジュラス極大を他の特徴から区別することができる。この例は、 $f_{(1)} < f < f_{(2)}$ によって与えられた周波数範囲内で予め定義された振幅閾値を超える極大が運動アーチファクトに対応するように同定される、図 2 2 (b) 上に表現された閾値レベルおよび周波数範囲によって概略的に示される。加えて、検出されたパルスおよび呼吸稜線における局所的な異常のチェックがなされてもよい。例えば、その近傍における前記パルス稜線平均値よりも著しく高い振幅におけるモジュラス極大は、運動アーチファクトに対応すると見なされる。これは、図 2 2 (c) に表現される。その近傍における呼吸作用稜線の平均値よりも著しく高い振幅におけるモジュラス極大は、運動アーチファクトに対応すると見なされる。これは、図 2 2 (d) に表現される。

10

【 0 0 6 0 】

そして、ウェーブレットのサポート内の時間・周波数の面における領域は、アーチファクトを含むと見なされる。前記ウェーブレットのサポートは、前記ウェーブレットの時間的な「幅」の予め定義された測定値として取られる。モレットウェーブレットのような理論的な無限の幅を有するウェーブレットでは、前記幅は、時間的な広がり標準偏差に関して定義される（例えば我々は、ウェーブレット中心から各側部へ広がり標準偏差の 3 倍を用いる）。このように、前記アーチファクトの影響の円錐が、前記ウェーブレット変換表面上に定義されてよい。

20

【 0 0 6 1 】

上記方法を用いることによって、我々は、運動アーチファクトに対応するモジュラス極大を検出することにより患者の運動をモニターすることができる。この情報は、患者の運動をモニターするため、および/または他の測定の取得値（例えば、酸素飽和度、パルス、および、呼吸作用）についての信頼の測定値を提供するために用いられ得る。これらの測定値は、例えば、検出された運動の事象が過ぎるまで、前の値に保たれてよい。

30

【 0 0 6 2 】

他のアーチファクトは、自動利得調整 (automatic gain adjustments) を含むがこれに限定されることはない駆動および制御用電子機器に由来するかもしれない信号において現れてよい。このタイプのアーチファクトの発生はわかるだろうし、前記信号において説明でき、それゆえ運動アーチファクトから区別され得る。

【 0 0 6 3 】

4 . デバイスの構成および使用法

デバイスは、次の信号、呼吸作用、パルス、呼吸、および運動のひとつまたはそれ以上をモニターするために用いられてよい。これらの信号に関する有用な情報は、デバイス上に表示され、又は使用のために適したフォーマットで出力されるであろう。

【 0 0 6 4 】

ある態様において、前記デバイスは、これらの信号の一つまたはそれ以上を繰り返しモニターするために用いられるであろう。

40

【 0 0 6 5 】

別の態様において、前記デバイスは、これらの信号の一つまたはそれ以上を間欠的にモニターするために用いられるであろう。

【 0 0 6 6 】

4 . 1 デバイスの構成

前記デバイスの詳細なブロックダイアグラムが、図 2 3、2 4、2 5 および 2 6 に提供される。

【 0 0 6 7 】

50

以下、図 2 3 を参照する。本発明において、信号は、患者の体において取得される (1 0)。これらは、デジタル化のために送信される (1 1)。前記システムのコンポーネント間のリンクは、固定の物理的または無線通信のリンク、例えば、無線周波数リンクであってよい。特に、1 0 および 1 1 間、または、1 1 および 1 2 間のリンクのいずれかもしくは両方、または、アナライザコンポーネントおよび視覚的表示の間のリンクは、無線周波数送信器によって可能となる無線通信リンクであってよい。前記デジタル化された心臓の信号 1 1 は、好ましい態様において前記信号の自然対数が計算される 1 2 に送信される。そして、これらは前記信号のウェーブレット変換が行われる 1 3 に送信される。モジュラス、位相、実数部、虚数部を含むウェーブレット変換された信号の成分は、前記パルス稜線が同定される 1 4 に送信される。そして、1 3 および 1 4 からの情報は、患者のパルス情報 1 5、酸素飽和度 1 6、患者の運動情報 1 7、および呼吸作用情報 1 8 の抽出に用いられる。酸素飽和度、パルス、呼吸作用、および患者の運動に関する情報は、すべて、2 0 での出力に備えて収集され照合されるアナライザコンポーネント 1 9 に送信される。前記酸素飽和度、呼吸作用、パルス速度、および運動の情報は、プリントアウト、表示スクリーン、または他の視覚的デバイス、可聴な音を含んでよい多くの方法を通じて、そして電子的に、固定されたまたは遠隔のリンクによってデバイス 2 0 から出力される。前記出力情報は、前記患者から遠隔の位置に送られてよく、例えば、電話線、衛星通信方法、または他の方法を通じて送信されてよい。さらに、前記信号 (元の変換および / または投影されたパルス稜線経路を有するウェーブレット比率表面を含む) のリアルタイムのウェーブレットに基づく視覚化が、デバイス 2 0 に表示されてよい。これらの視覚化は、出力された測定値の質に関する情報を際立たせるであろう。運動アーチファクトおよび呼吸情報に関する付加的な有用情報は、そのようなリアルタイム表示から明らかになるかもしれない。

【 0 0 6 8 】

図 2 3 に示されるコンポーネント 1 5 , 1 6 , 1 7 および 1 8 の機能は、より詳細には以下に記載される。

【 0 0 6 9 】

パルスコンポーネント 1 5 : 図 2 3 を参照して、パルス速度およびパルス異常を含むパルス情報は、1 4 で決定されたパルスバンド稜線の瞬時周波数を用いることによって 1 5 において得られる。該瞬時周波数は、直接的に瞬時稜線周波数に対応してよく、または、瞬時稜線周波数および真の呼吸作用の速度からのマッピングを必要としてよい。さらに、前記方法は、固定された時間間隔上でこの数値の平滑化を可能にする。さらに、前記方法は、この方法で得られたパルス速度の誤った値が、出力された値から除去されるのを可能にする。また、このコンポーネント 1 5 は、拍動間の間隔および適正なパルス波のタイミングを測定するために用いられてよい。そして、1 5 において決定された前記パルス情報は、アナライザコンポーネント 1 9 に送信される。

【 0 0 7 0 】

酸素飽和度コンポーネント 1 6 : 以下、図 2 3 および 2 4 を参照する。図 2 3 に示される酸素飽和度コンポーネント 1 6 は、図 2 4 に示されるサブコンポーネント 3 1 , 3 2 , 3 3 , 3 4 , 3 5 , 3 6 および 3 7 を含む。1 4 からの前記ウェーブレット情報およびパルス稜線情報は、関連ある情報をリサージュ計算部 (コンポーネント 3 2 , 3 3 および 3 4) およびパルス稜線計算部 (コンポーネント 3 5 および 3 6) に送信する特徴選別機 3 1 においてこのモジュールへ入力される。所定の数のウェーブレットに基づくリサージュが、パルス領域上で計算される (3 2)。自動化された手順が酸素飽和度計算 (3 3) において用いるための最適なりサージュの決定のために用いられる。好ましい態様において、このことは、前記リサージュプロットの主軸に沿ったデータの広がり標準偏差を比較することによって達成されるであろう。そして、前記主軸の傾斜は、該傾斜を酸素飽和度に関連づける適切な参照テーブルを用いることによって、前記酸素飽和度を決定するために用いられる (3 4)。3 4 で決定される酸素飽和度は、「酸素飽和度決定 (1) 」と表される。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 1 】

PPG信号のウェーブレット変換およびパルス稜線の経路に関する情報は、ウェーブレット比率表面を計算するために用いられる前記特徴選別機31で収集される(35)。パルス経路に対応するウェーブレット比率は、前記パルス経路を前記ウェーブレット比率表面上に投影することによって決定される。そして、この比率は、ウェーブレット比率を酸素飽和度に関連づける参照テーブルを用いることによって酸素飽和度を決定するために用いられる(36)。36で決定された酸素飽和度は、「酸素飽和度決定(2)」と表される。そして、前記2つの酸素飽和度の値(1)および(2)は、酸素飽和度の最も適切な値を決定するために用いられる(37)。そして、この値は、アナライザコンポーネント19に送信される。

10

【 0 0 7 2 】

運動コンポーネント17：以下、図23および26を参照する。図23の運動コンポーネント17は、図26に示されるようにサブコンポーネント51, 52, 53, 54, 55を含む。前記ウェーブレット変換情報およびパルス稜線情報は、14から、前記ウェーブレット表面のモジュラス極大が計算されるモジュラス極大コンポーネント51に送信される。そして、モジュラス極大情報は、運動アーチファクトのための解析が行われるように送信される。前記モジュラス極大情報は、コンポーネント52, 53, および54に送信される。これらは以下のように記載される。閾値コンポーネント52は、予め設定された閾値を越え、かつ、運動アーチファクトとして定義される予め設定された周波数範囲内にある極大値を検出する。パルスチェックコンポーネント53は、局所的な平均レベルから異常に大きい変位が発生したかどうかを見るためにパルスバンドに対応する極大をチェックする。もしそうであるならば、運動アーチファクトが検出される。呼吸作用チェックコンポーネント54は、前記局所的な平均レベルから異常に大きい変位が発生したかどうかを決定するために18から得られた選択呼吸作用経路(SRP: selected respiration path)の近傍における極大値をチェックする。そうであるならば、運動アーチファクトが検出される。そして、コンポーネント52, 53および54からの情報が収集され、運動信号が生成される運動信号コンポーネント55において照合される。そして、これはアナライザコンポーネント19に送信される。

20

【 0 0 7 3 】

呼吸作用コンポーネント18：以下、図23および25を参照する。図23の呼吸作用コンポーネント17は、図25に示されるようにサブコンポーネント61, 62, 63, および64を含む。14からの前記ウェーブレット変換およびパルス稜線情報は、稜線振幅摂動(RAP: ridge amplitude perturbation)信号、および、稜線周波数摂動(RFP: ridge frequency perturbation)信号を得るために前記情報を用いるコンポーネント61においてこのモジュールへ入力される。前記RAPおよびRFP信号は、パルスバンドの極大の投影またはこの極大経路から変位された点の軌跡によって定義された経路を用いることによって得られる。第2のウェーブレット変換は、これらの信号について行われ(62)、そして、呼吸作用稜線がRFPおよびRAP信号のウェーブレット変換のために検出される呼吸作用検出コンポーネント63に渡される。そして、これらは、選択呼吸作用経路(SRP: selected respiration path)を決定するアルゴリズム内において用いられる。また、このアルゴリズムは、補助的な方法を用いることによって呼吸作用情報を組み込んでよい(64)。前記方法において13で得られた元の変換および第2の変換62は、異なるウェーブレット関数を用いて計算されてよいことに注意する。そして、前記呼吸作用情報は、アナライザコンポーネント19に、および運動コンポーネント17にも送信される。

30

40

【 0 0 7 4 】

アナライザコンポーネント19：図23を参照して、アナライザコンポーネントは、パルスコンポーネント15、酸素飽和度コンポーネント16、運動コンポーネント17、および呼吸作用コンポーネント18からの情報を収集する。検出される動作又は他の信号ア

50

ーチファクトの時間中、アナライザは、アーチファクトの事象が終わるまで、または、アラーム信号がデバイス出力20に送信される所定の間隔が経過するまで、これらの信号の最も適切な最新の値を保持する決定をする。さらに、前記アナライザは、低いおよび/または高いパルス速度、パルス異常、低いおよび高い呼吸速度、呼吸異常、低いおよび高い酸素飽和速度、過度な運動および運動の欠如を含む運動異常、が含まれるがこれに限定されることはない異常な挙動に対して、入ってくる信号をチェックする。検出される異常な挙動または挙動の組み合わせは、アラーム信号の前記デバイス出力20への送信を始動するであろう。

【0075】

4.2 探針の物理的取り付けおよびPPG信号の送信

10

図23を参照して、信号の取得10は、患者の体の適した部位で行われる。そして、この信号は、前記信号がデジタル化されるコンポーネント11に送信され、その後、自然対数が13でウェーブレット解析の前に計算されるコンポーネント12に送信される。前記患者の信号は、標準の探針構成を用いることによって取得されてもよい。例えば、指またはつま先の探針、足の探針、額の探針、耳の探針等。さらに、前記探針は、透過または反射モードのいずれかにおいて機能してよい。

【0076】

新生児に使用するためのある好ましい態様において、カフ等の足/足首に取り付けられるデバイスが、図27において概略的に表現されるように用いられる。該カフは、探針の電子機器、無線周波数送信器のモジュールおよびバッテリーを収容するために用いられる。図27(a)は、患者の下肢80および足を、この足に取り付けられたカフ83の好ましい態様と共に示す。患者のかかと81およびつま先82は、前記カフから突き出す。図27(b)は、信号の取得と伝送に必要なとされる電子装置を収容するための区画を有するカフを示す足のそれぞれの側のものである、2つの図を示す。PPG信号は、示されたように設置される発光ダイオード(LED)86および光検出器88を用いて足を通じて直接的に取得されてよく、または、ある別の態様においては、それらは、パルスオキシメータ探針を前記カフに収容される電子機器に取り付ける長さの短いケーブルを用いて、つま先において取得されてよい。さらに別の態様においては、反射モードのフォトプレチスモグラフが用いられてよい。さらに成人のモニタリングにより適する別の態様においては、電子装置が、図28に示されるように手首の周りが包まれ固定される柔らかいハウジング内に詰められる。PPGを受け取って処理し送信するための電子部品は、バンド91によって患者の手首に固定されたユニット90内に収容される。PPG信号は、該リストバンドに近くの部位で取得される。例えば、リストユニット90からのリード線92を通じて指93から、または、例えば反射モードのフォトプレチスモグラフを用いてリストバンドとハウジングの部位で。さらにもう一つの別の態様において、前記パルスオキシメトリ探針からの信号が、ここに記載された前記無線通信方法の代わりに、物理的なリード線を用いることによってモニターデバイスに送信されるであろう。

20

30

【0077】

LED以外の光送信器は、本発明の範囲から逸脱することなく前記デバイスに用いられてよい。

40

【0078】

ある別の態様においては、11からのデジタル化された信号は、自然対数を取ることなしで、ウェーブレット変換コンポーネント13に直接入力してよい。

【0079】

ある別の態様においては、2つより多い光の波長または2つより多い光の波長の組み合わせが、オキシメトリ法において用いられてよい。

【0080】

4.3 前記デバイスの使用法

4.3.1 一般的な使用法

前記デバイスは、病院、家庭、歩行中または他の環境における一般的な患者のモニタリ

50

ングに用いられてよい。例えば、病院環境内での使用のためのデバイスに対して好ましい態様においては、継続的または間欠的に患者の呼吸作用を、酸素飽和度およびパルス速度とともに、モニターするために用いられてよい。

【0081】

4.3.2 無呼吸のモニターとしての実施形態

前記デバイスの別の好ましい態様においては、それは無呼吸のモニターとして用いられるだろう。無呼吸は、通常睡眠中に起こる呼吸の停止である。成人および幼児において多くの重大な病状の原因として、この睡眠障害の認識が増大している。分離した使用区域は、無呼吸のモニターとしてのデバイスに対しては予想される。この使用の例は、(1)潜在的な無呼吸患者に対してそれが家庭用検診診断ツールとして用いられ得るような、成人
10
モニタリング、および(2)潜在的に致死的な呼吸作用の異常に対して、子供の介護人に警報するための、病院または家庭のいずれかにおけるモニタリングツールとして用いられ得るような、幼児モニタリングを含むがこれに限定されることはない。

【0082】

無呼吸モニターは、無呼吸症状の出現(通常20秒より長い呼吸停止として定義される)を検出するために、心臓および呼吸作用の信号をモニターする。無呼吸は、パルスの減速(徐脈)、または、酸化ヘモグロビンの欠如によって皮膚が蒼白になること(チアノーゼ)と結び付けられる。成人における無呼吸の長期の影響は、非常に重大なものであり、ひどいびき、疲労および入眠への異常意欲、肉体的精神的健康の低減、発作、緊張感、
20
集中力の低下および頭痛、憂うつに至る精神的徴候、性機能障害、インポテンス、目まい、および夜に起こる発汗を含むことが報告されている。乳児における無呼吸は、適した蘇生手段がとられなければ、死に至る可能性がある。

【0083】

パルスオキシメーター信号から直接的に呼吸作用および運動(酸素飽和度およびパルスに加えて)を測定するので、前記デバイスは、頭から遠い、例えば、患者の足または腕に装備され得る。これは、患者の鼻および/または口において呼吸を測定するために、患者の頭および顔に取り付けられる探針を含む現行のデバイスに対して利点を有する。そういうものなので、これらは成人の患者には不快であり、そして、潜在的な窒息の可能性を引き起こすという明白な理由のために、乳児に取り付けるのは全く実用的ではない。我々の発明の好ましい態様は、患者で収集されたPPG信号を遠隔に設置されたデバイスに無線
30
通信リンクを通じて、送信されることを可能にする。

【0084】

要約すると、無呼吸のモニターに具現化されるように、前記デバイスは、患者のパルス速度、酸素飽和度、呼吸作用および運動についての臨床的に有用な情報を提供するために、パルスオキシメーター信号の取得解析および解釈のための方法を提供する。この情報のいくつかの組み合わせまたはすべてから、臨床的な決定が、患者の健康に関してなされ得る。患者の呼吸作用情報は、呼吸作用の速度を計算し、そして、呼吸異常、例えば、無呼吸の事象、呼吸停止、息切れ、咳、過度に速い呼吸、過度に遅い呼吸、等を検出するために用いられてよい。前記呼吸作用、運動、酸素飽和度、および、パルスの測定の一つまたはそれ以上から得られた情報は、医療扶助を求めるための、または、治療的介入の管理の
40
ために自動化されたプロセスを開始するための、アラームを始動するために用いられてよい。後日臨床医による解析のために用いられてよいような、患者の解析時間中に得られた信号のアーカイビングのために用いられてよい。

【0085】

前記デバイスは、睡眠中および起きているときの両方で、患者をモニターするために用いられてよい。

【0086】

前記デバイスは、次の、酸素飽和度、呼吸作用、運動およびパルスのうち一つまたはそれ以上の測定において異常を検出し解析することによって、幼児の突然死症候群SIDSの発症を検出するために用いられてよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 7 】

4 . 3 . 3 アラーム

上記のように、収集された情報は、ベッドサイドにおいて、および/または遠隔のナースステーションにおいて、アラームを始動するために用いられる。このアラームは、患者情報の分類に従って等級分けされるだろう。例えば、関連する患者の運動の欠如または異常、パルス速度の異常、および、患者の呼吸作用の欠如または異常を伴う予め定義された閾値より下への酸素飽和度の低下は、最も高レベルのアラームを始動し得る。一方で、患者の運動の通常のレベル、および/または、規則的な呼吸作用のパターンを伴う予め定義された閾値より下への酸素飽和度の低下は、より低レベルのアラームを始動し得る。

【 0 0 8 8 】

6 . 一般事項

本発明は、具体的な態様を具体的に参照して記載されそして示されてきた。しかしながら、開示された態様の形式および詳細に対する変更が、本発明の精神および範囲から逸脱することなくなされてよいことが当業者によって理解されるであろう。例えば、ウェーブレット変換以外の信号変換が用いられてよい。他の変形は、取得機器および送信電子機器の変形物を用いることによってパルス、酸素飽和度、呼吸作用および運動アーチファクトについての測定を交互に行う、多重化された配置を用いることが含まれてよい。これらの変形は、2つより多い光の波長の使用および様々なパワーおよび/または様々な光送信器へのデューティーサイクルが含まれてよいがこれに限定されない。

【 0 0 8 9 】

Addison P. S. The ' Illustrated Wavelet Transform Handbook ', Institute of Physics Publishing, 2002, Bristol, UK (アディソン P. S. 「図解ウェーブレット変換ハンドブック」、物理学協会出版、2002、ブリストル、UK)。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 9 0 】

【 図 1 】 (a) は、パルスバンド (破線の位置に位置する) を示すウェーブレット変換表面である。 (エネルギーが、高い方から低い方へ、グレースケールプロットにおいて白から黒へと徐々に変化する) 。 (b) は、周波数に関するパルスバンドの極大値 (稜線) が、周波数バンドの極大値を横断する黒色の経路として重ねられたのを示す図 1 (a) のウェーブレット変換表面の 3 次元 (3 D) 図である。 (エネルギーが、高い方から低い方へ、グレースケールプロットにおいて白から黒へと徐々に変化する) 。

【 図 2 】 2 本のバンドを含むウェーブレット変換表面の 3 D 概略図である。該バンドの局所的な極大値 (「 稜線 」) が破線によって示される。

【 図 3 】 図 1 における稜線 A から得られた R A P (左上) および R F P (右上) 信号が、それぞれ下に (2 D で) 対応するウェーブレット変換とともに示された概略図である。

【 図 4 】 (a) パルスオキシメーター信号に適用された S W F D 法 - 元の信号のスケイログラムである。 (エネルギーが、高い方から低い方へ、グレースケールプロットにおいて白から黒へと徐々に変化する) 。 (b) パルスオキシメーター信号に適用された S W F D 法 - 前記パルスバンド稜線の経路と重ねられた (a) におけるスケイログラムの 3 D 図である。 (c) パルスオキシメーター信号に適用された S W F D 法 R A P 信号である (上は、全部の信号である。下は、選択された領域の引き伸ばしである) 。 (d) パルスオキシメーター信号に適用された S W F D 法 R F P 信号である。 (上は、信号全部の場合である。下は、選択された領域の引き伸ばしである) 。

【 図 5 】 (a) パルスオキシメーター信号に適用された S W F D 法 R A P スケイログラムである。 (エネルギーが、高い方から低い方へ、グレースケールプロットにおいて白から黒へと徐々に変化する) 。 (b) パルスオキシメーター信号に適用された S W F D 法 R F P スケイログラムである。 (エネルギーが、高い方から低い方へ、スケールプロットにおいて白から黒へと徐々に変化する) 。 (c) パルスオキシメーター信号に適用された S W

10

20

30

40

50

F D法 - 呼吸バンド稜線が示されたR A Pスケイログラムの3 D図である。(エネルギーが、高い方から低い方へ、グレースケールプロットにおいて白から黒へと徐々に変化する)。(d)パルスオキシメーター信号に適用されたS W F D法 - 稜線が示されたR F Pスケイログラムの3 D図である。(エネルギーが、高い方から低い方へ、グレースケールプロットにおいて白から黒へと徐々に変化する)。

【図6】(a) P P G信号である。(b)信号(a)に対応するパルスバンド及び稜線である(エネルギーが、高い方から低い方へ、グレースケールプロットにおいて白から黒へと徐々に変化する)。(c)呼吸切替(方形波形)が重ねられた(b)における稜線から得られたR A P信号である。(d)(b)における稜線から得られたR F P信号である。

【図7】(a) R A P信号のウェーブレット変換である。(エネルギーが、高い方から低い方へ、グレースケールプロットにおいて白から黒へと徐々に変化する)。(b)(a)におけるウェーブレット変換から抽出された稜線である。(エネルギーが、高い方から低い方へ、グレースケールプロットにおいて白から黒へと徐々に変化する)。(c) R F P信号のウェーブレット変換である。(エネルギーが、高い方から低い方へ、グレースケールプロットにおいて白から黒へと徐々に変化する)。(d)(c)におけるウェーブレット変換から抽出された稜線である(エネルギーが、高い方から低い方へ、グレースケールプロットにおいて白から黒へと徐々に変化する)。

【図8】(a)元のウェーブレット変換から抽出された呼吸の稜線である。(b) R A P信号の第2のウェーブレット変換から抽出された呼吸の稜線である。(c) R F P信号の第2のウェーブレット変換から抽出された呼吸の稜線である。

【図8(d)】(d)選択された呼吸作用の経路(S R P : S e r e c t e d r e s p i r a t i o n p a t h)である。

【図9】前記S R Pに沿った変換位相である。

【図10】前記S R Pの欠落した部分における充填である。

【図11】赤色P P G(上)および赤外P P G(下)のウェーブレット表示である。

【図12】3 Dリサジューのためにウェーブレット成分を得るために用いられたスライドウィンドウの概略図である。

【図13】(a)ウェーブレットに基づく3 Dリサジュー: 3 D図である。(b)ウェーブレットに基づく3 Dリサジュー: (a)の図の端部である。(c)ウェーブレットに基づく3 Dリサジュー: 選択された成分の図の端部である。

【図14】図3におけるリサジュー成分の標準偏差(S D)である。上のプロットは、主成分のS Dである。中央のプロットは、マイナー成分のS Dである。下のプロットはS D成分の比率である。3つのすべてのプロットは、H zで周波数に対してプロットされたものである。

【図15】計算された酸素飽和度曲線である。点線は、信号振幅法であり、破線は、従来の信号リサジュー法であり、実線は、ウェーブレットに基づく3 Dリサジュー法である。

【図16】P P G信号の4 5秒部分に対応する赤色および赤外ウェーブレットモジュラス表面である。(エネルギーが、高い方から低い方へ、グレースケールプロットにおいて白から黒へと徐々に変化する)。

【図17】図16に示された赤外ウェーブレット表示による赤色ウェーブレット表示の割り算から得られたウェーブレット比率表面である。

【図18】図17において示されたウェーブレット比率表面の端面図である。

【図19】計算された酸素飽和度曲線である。点線は従来の信号振幅法からの酸素飽和度であり、破線は、従来の信号リサジュー法からの酸素飽和度であり、実線は従来のウェーブレット比率表面法からの酸素飽和度である。

【図20(a)】患者の運動への対応を示す、幼い赤ちゃんから取られたP P G信号のウェーブレット変換プロットである。エネルギーが、低い方から高い方へ、グレースケールプロットにおいて黒から白へと表現される。

【図20(b)】(a)の3次元図である。エネルギーが、低い方から高い方へ、グレースケールプロットにおいて黒から白へと表現される。

10

20

30

40

50

【図 2 1 (a)】モジュラス極大値が重ねられた図 2 0 (a) の変換プロットである。エネルギーが、低い方から高い方へ、グレースケールプロットにおいて黒から白へと表現される。

【図 2 1 (b)】図 2 1 (a) の 3 次元図である。エネルギーが、低い方から高い方へ、グレースケールプロットにおいて黒から白へと表現される。

【図 2 2 (a)】図 2 1 (b) におけるモジュラス極大値の線の端面図である。

【図 2 2 (b)】運動アーチファクトと結び付けられたモジュラス極大値を同定する振幅閾値の方法である。

【図 2 2 (c)】運動アーチファクトと結び付けられたモジュラス極大値を同定するパルス稜線に基づく方法である。

10

【図 2 2 (d)】運動アーチファクトと結び付けられたモジュラス極大値を同定する呼吸作用稜線に基づく方法である。

【図 2 3】デバイス構成のブロック図である。

【図 2 4】図 2 3 に示された酸素飽和度コンポーネント (1 6) のサブコンポーネントのブロック図である。

【図 2 5】図 2 3 に示された呼吸作用コンポーネント (1 8) のサブコンポーネントのブロック図である。

【図 2 6】図 2 3 に示された運動コンポーネント (1 7) のサブコンポーネントのブロック図である。

【図 2 7】(a) 足のカフの実装の概略図であり、モニター装置を保持するために用いられる柔らかいハウジングが足を取り囲む。8 0 が患者の足であり、8 1 が患者のかかとであり、8 2 が患者のつま先であり、8 3 が脚を包む柔らかいハウジングである。(b) 考えられるデバイスの両側からの図であり、新生児のモニターに好ましい態様である。8 4 が接続ケーブルであり、8 5 がハウジングに取り付けられた R F コンポーネントであり、8 6 が L E D であり、8 7 が、ハウジングに取り付けられたパルスオキシメーターのコンポーネントであり、8 8 が光検出器である。(L E D および光検出器は、カフからの短いケーブル長を用いてつま先に設置されてもよいことに留意する)

20

【図 2 8】手首のカフの実装図である。9 0 は電子部品のハウジングであり、9 1 はリストバンドであり、9 2 は接続ケーブルであり、9 3 は指の短針である。

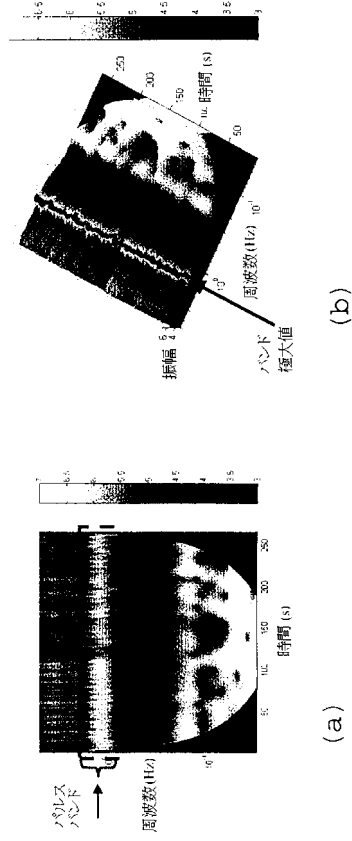
【符号の説明】

30

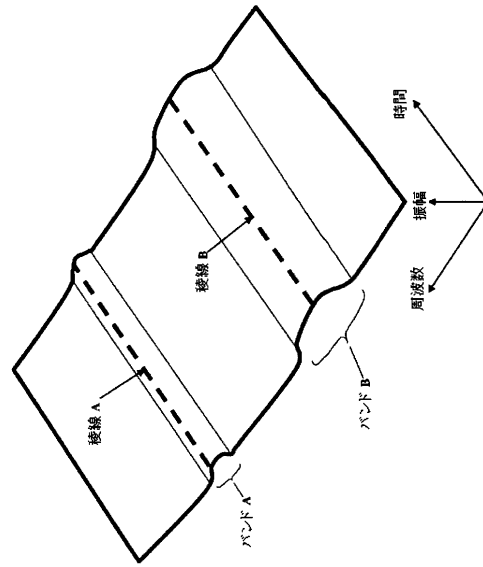
【 0 0 9 1 】

8 0 ... 足、 8 1 ... かかと、 8 2 ... つま先、 8 3 ... 柔らかいハウジング、 8 4 ... 接続ケーブル、 8 5 ... R F コンポーネント、 8 6 ... L E D、 8 7 ... パルスオキシメーターのコンポーネント、 8 8 ... 光検出器、 9 0 ... 電子部品のハウジング、 9 1 ... リストバンド、 9 2 ... 接続ケーブル、 9 3 ... 指の探針。

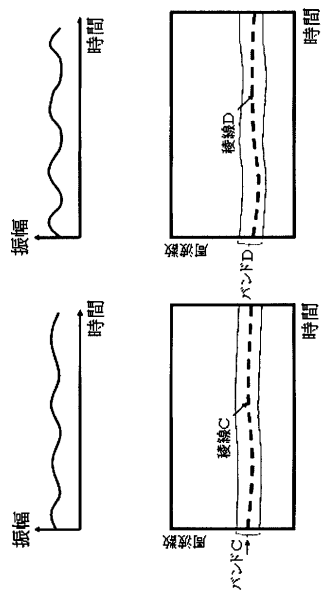
【図1】



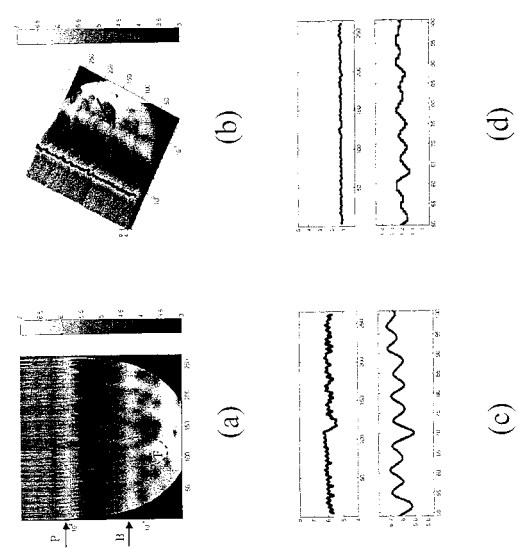
【図2】



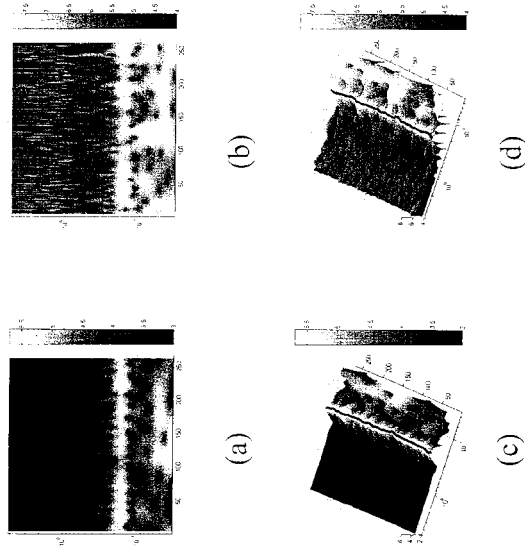
【図3】



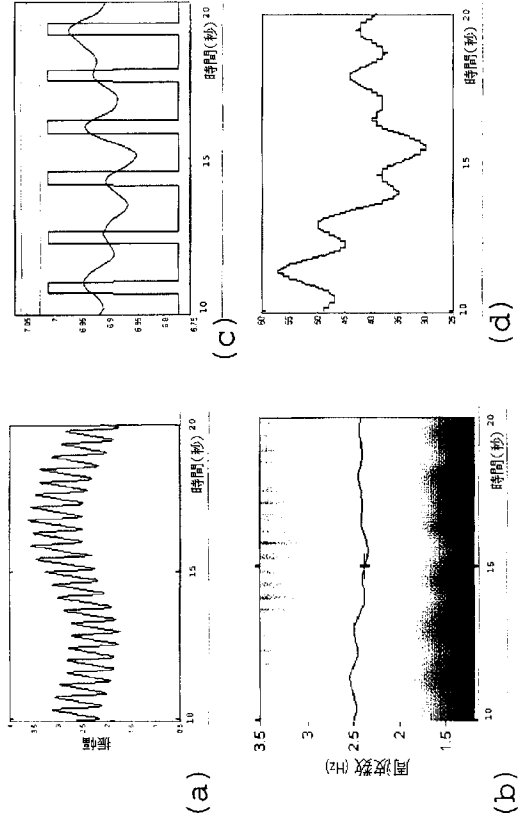
【図4】



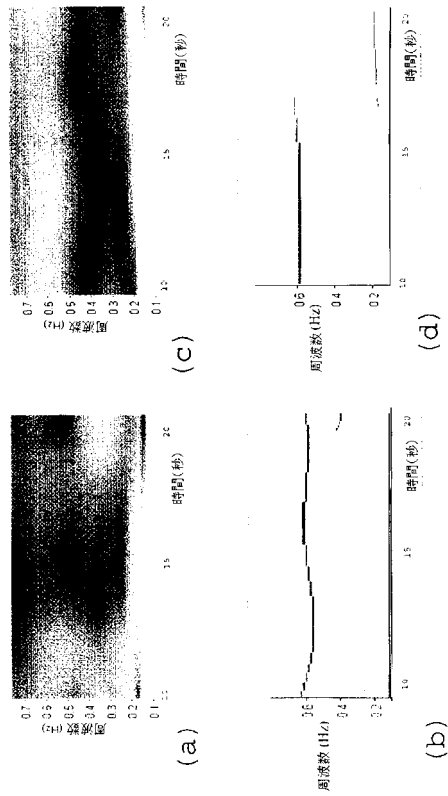
【図5】



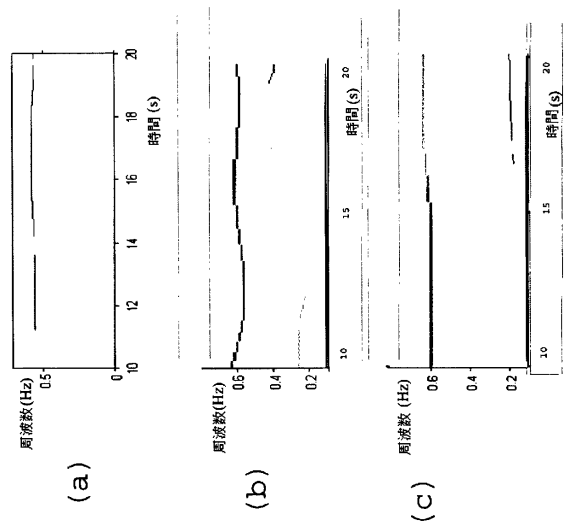
【図6】



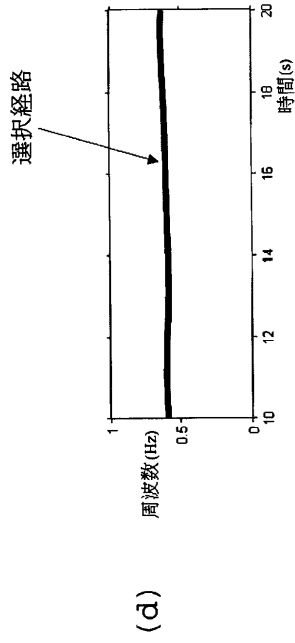
【図7】



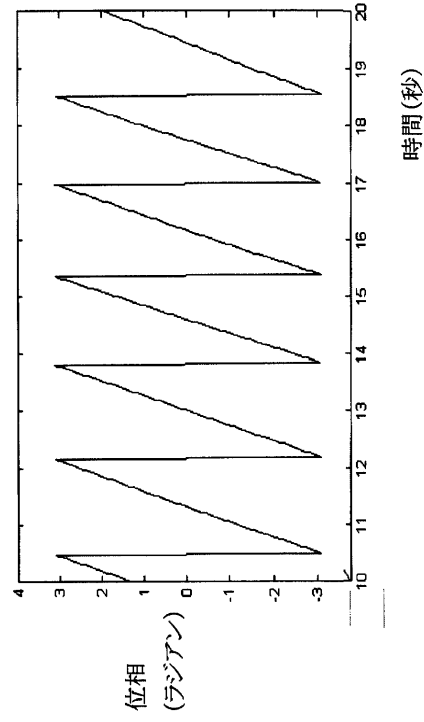
【図8】



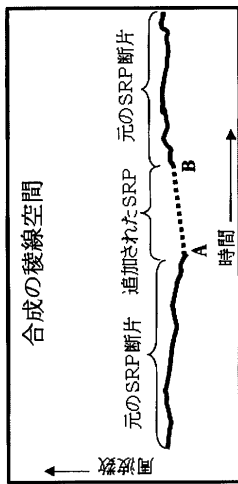
【 図 8 (d) 】



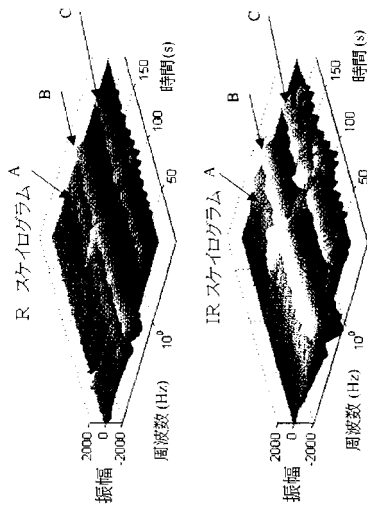
【 図 9 】



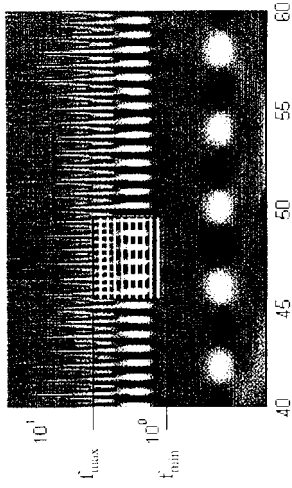
【 図 1 0 】



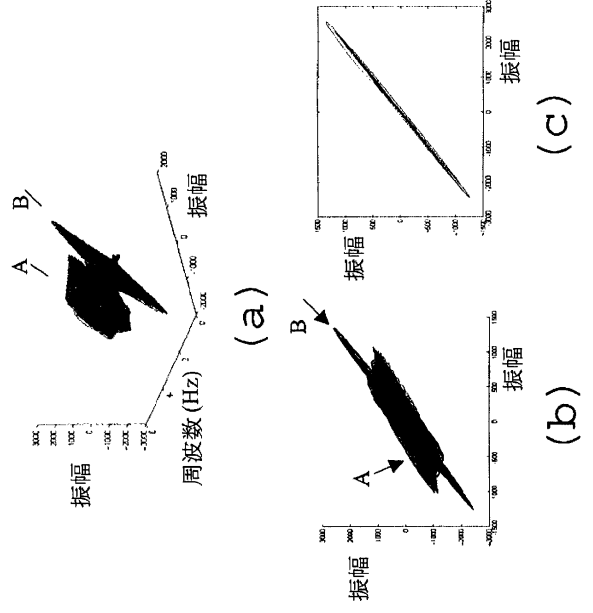
【 図 1 1 】



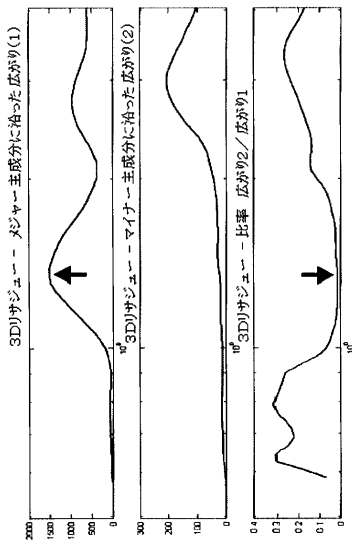
【図 1 2】



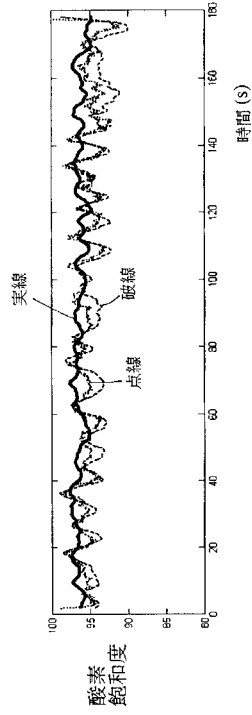
【図 1 3】



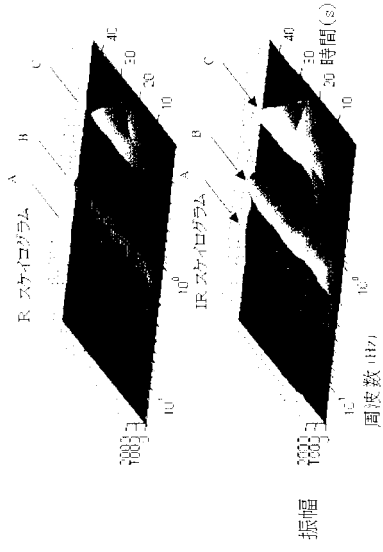
【図 1 4】



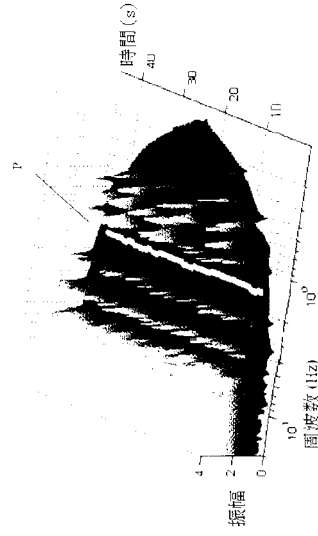
【図 1 5】



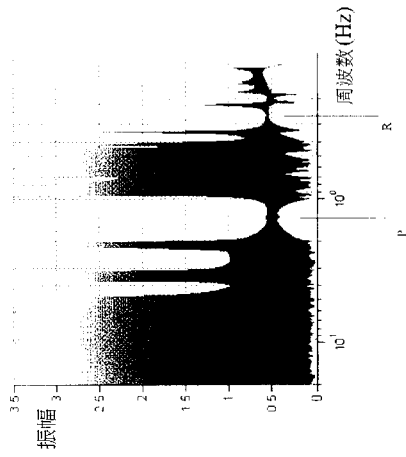
【図16】



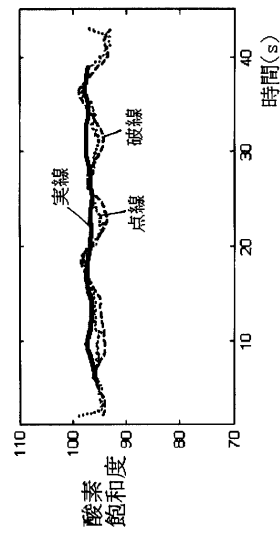
【図17】



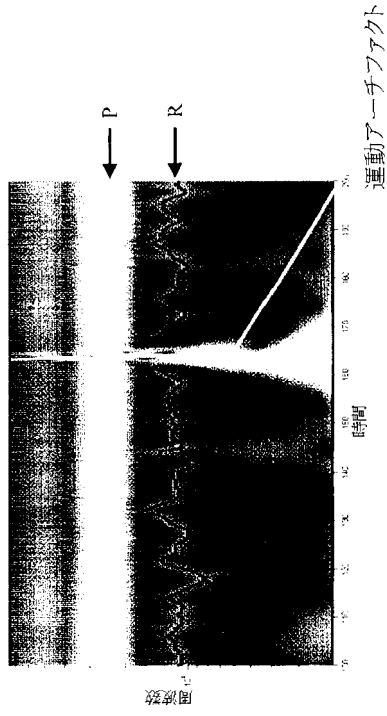
【図18】



【図19】

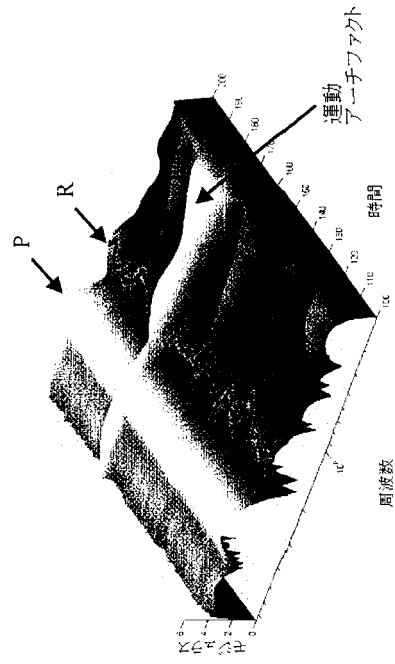


【図20(a)】



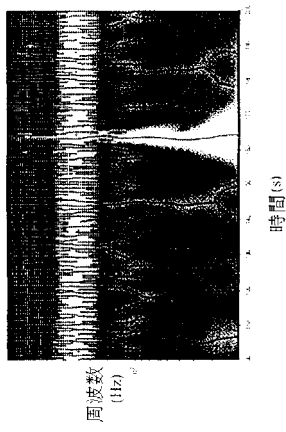
(a)

【図20(b)】



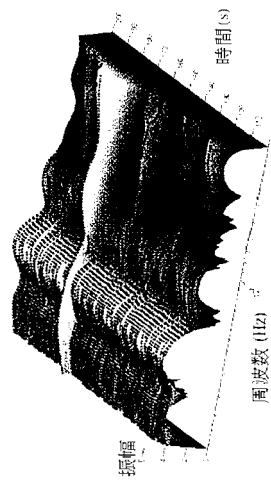
(b)

【図21(a)】



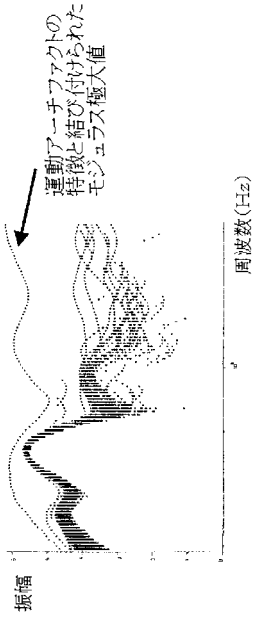
(a)

【図21(b)】



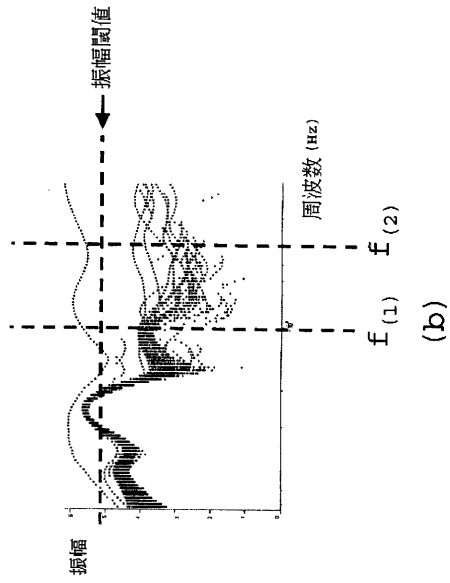
(b)

【 図 2 2 (a) 】



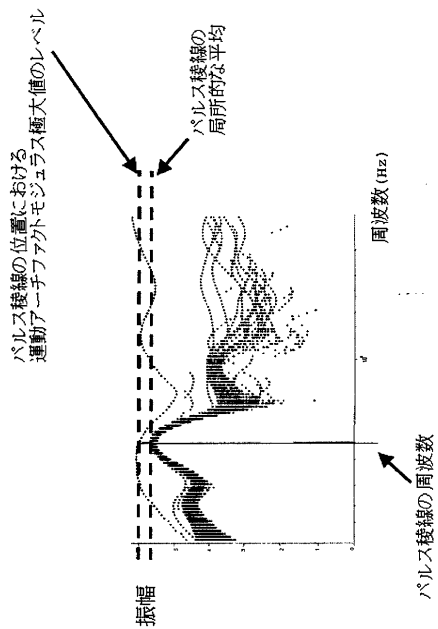
(a)

【 図 2 2 (b) 】



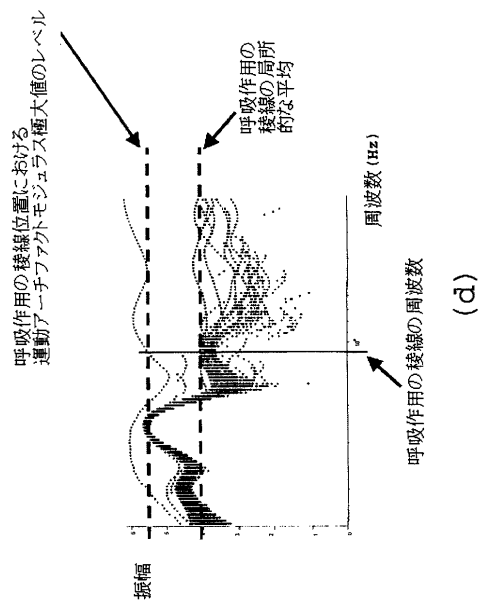
(b)

【 図 2 2 (c) 】



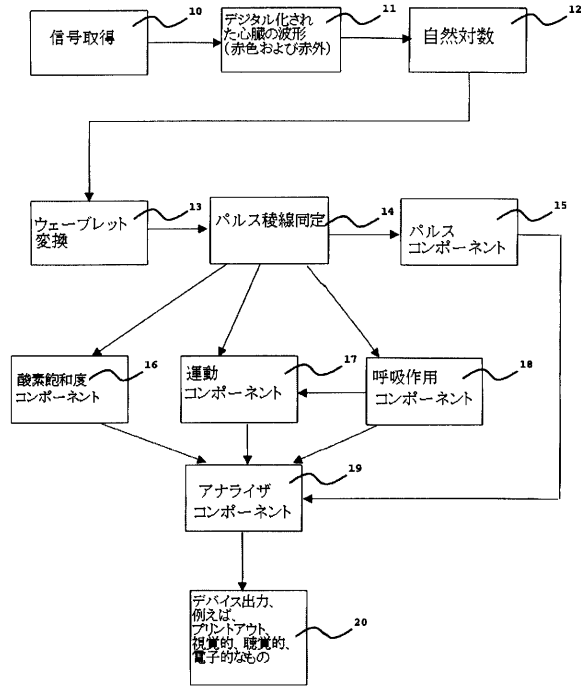
(c)

【 図 2 2 (d) 】

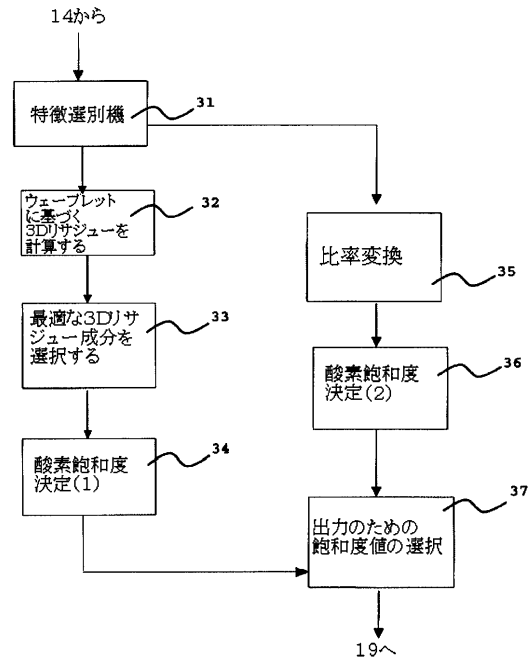


(d)

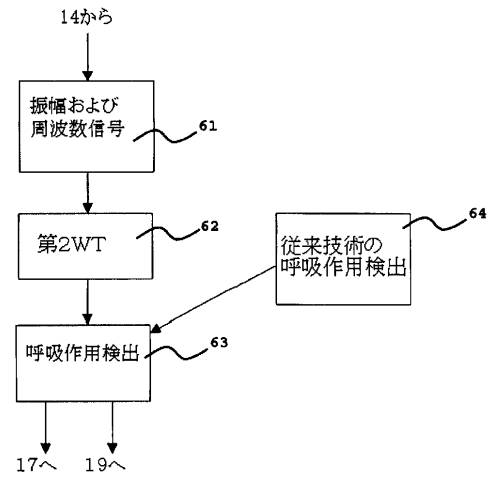
【図23】



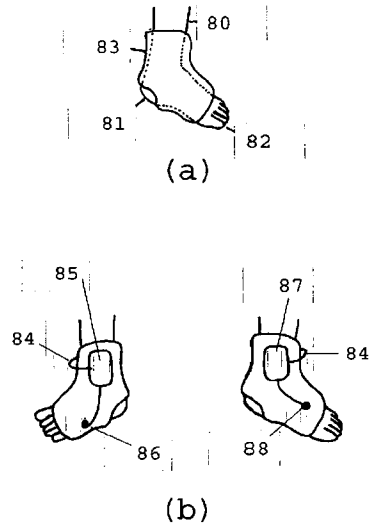
【図24】



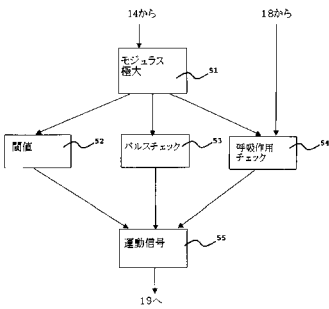
【図25】



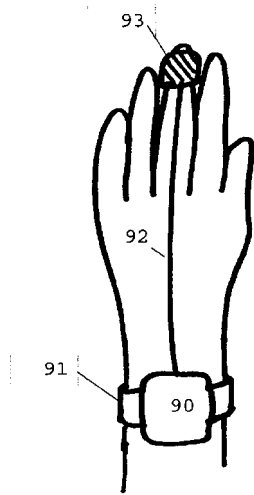
【図27】



【図26】



【 図 28 】



フロントページの続き

(31)優先権主張番号 0403066.4

(32)優先日 平成16年2月12日(2004.2.12)

(33)優先権主張国 英国(GB)

(72)発明者 ワトソン、ジェームズ、ニコラス

英国、エディンバラ イーエイチ 11 1 エスティー、ブライアーバンク テラス 12

審査官 森 竜介

(56)参考文献 国際公開第03/000125(WO, A1)

特表2005-500876(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/1455

A61B 5/08

专利名称(译)	信号分析和处理方法		
公开(公告)号	JP4526532B2	公开(公告)日	2010-08-18
申请号	JP2006502334	申请日	2004-02-27
[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	A61B5/1455 A61B5/08 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/11 G01N21/31		
CPC分类号	A61B5/726 A61B5/0002 A61B5/0082 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/0816 A61B5/14551 A61B5/14552 A61B5/4818 A61B5/6826 A61B5/6829 A61B5/6838 A61B5/6896 A61B5/7207 A61B5/7214 A61B5/7278 A61B5/7282 A61B5/742 A61B2503/06 G01N21/3151		
FI分类号	A61B5/14.322 A61B5/08		
代理人(译)	谷义 安倍晋三和夫		
优先权	2003004413 2003-02-27 GB 2003005168 2003-03-07 GB 2004003066 2004-02-12 GB		
其他公开文献	JP2007515977A JP2007515977A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种测量生理参数的方法，包括：使用信号获取装置获得脉搏血氧测量信号；通过小波变换分析分解脉搏血氧饱和度信号；识别由小波变换分析构造的变换表面上的主带和次带；并解释次要频带以揭示与引起主要频带的生理参数有关的信息。

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